

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPGCO – MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

Caio Marcelus Pais Levasseur

**Componentes calcináveis para implantes Cone
Morse: Análise da desadaptação entre pilar /
implante.**

JUIZ DE FORA
2015

CAIO MARCELUS PAIS LEVASSEUR

**Componentes calcináveis para implantes Cone
Morse: Análise da desadaptação entre pilar /
implante.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dra. Maria das Graças Afonso Miranda Chaves

Juiz de Fora
2015

LEVASSEUR, C. M. P. Componentes calcináveis para implantes Cone Morse: Análise da desadaptação entre pilar/implante. Juiz de Fora (MG), 2015. Dissertação (Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – Mestrado) – Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Juiz de Fora (MG).

CAIO MARCELUS PAIS LEVASSEUR

**Componentes calcináveis para implantes Cone Morse:
Análise da desadaptação entre pilar / implante.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica. Analisada pela Banca Examinadora composta por:

Prof. Dr.

Prof. Dr.

Prof. Dr.

Dedicatória

Dedico essa obra primeiramente a Deus, que permitiu que meus pais me dessem o dom da vida, e que através dos anos eu pudesse aprender cada vez mais, com minha família, amigos e mestres. À minha mãe todo carinho e gratidão, pelos ensinamentos do coração e pelo exemplo de vida, para que eu me tornasse alguém especial.

Essa obra não se faria possível sem todo o amor e cuidado me dados por minhas tias queridas Deuziana Miranda Levasseur Rocha, e Maria Edith da Silva Pais; com a plena noção da sorte que possuo em ter vocês ao meu lado.

Não posso deixar de dedicar essa obra à Nayara Barra, namorada dedicada, uma companheira que com o seu jeito de menina, me fez cada dia mais forte e perseverante. Agradeço todo o carinho, paciência e incentivo passado, sei que ainda vamos escrever muitas páginas na vida.

Agradecimentos

Agradeço à Professora Doutora Maria das Graças Afonso Miranda Chaves pela acolhida no Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Juiz de Fora. Durante todo este período o seu carinho com os alunos, e a perseverança em busca de avanços para a Faculdade e o programa foram notórios.

Este trabalho foi possibilitado por bolsa de apoio à pesquisa da Capes (Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior) do Governo Federal; logo os agradecimentos se fazem oportunos e necessários.

A realização deste trabalho também deve ser creditada ao Centro de Pesquisas CETEM – UFRJ (Centro de Tecnologia dos Minerais da Universidade Federal do Rio de Janeiro), por permitir o acesso ao equipamento de Microscopia Eletrônica de Varredura.

Obrigado aos amigos de curso: João Paulo Sudré, Virgínia Alves Manso, Gabriel Lacerda; e a todos os funcionários da UFJF, em especial ao técnico do laboratório de pesquisas da Faculdade de Odontologia, Sr. Silvério; e da UFRJ Antonieta Middea; por toda ajuda nas horas difíceis e sorrisos nas horas boas.

Obrigado, essa vitória é também de todos vocês.

Epígrafe

**“No dia em que pensarmos saber de tudo,
devemos parar e recomeçar, pois será o dia em
que descobriremos que não sabemos de nada”**

(Autor desconhecido)

RESUMO

Os sistemas de implantes osseointegráveis se apresentam em um ou mais componentes, e a correta inter-relação, passividade de assentamento e resistência biomecânica, definem a resistência / vulnerabilidade do mesmo frente aos fatores bacterianos e oclusais.

Objetivo: Avaliar as deformações inerentes ao processamento laboratorial dos pilares calcináveis de corpo único para o sistema de implantes Cone Morse.

Materiais e métodos: Utilizou-se 20 implantes Cone Morse da marca SIN, 10 componentes protéticos calcináveis e 10 não calcináveis. Após os processos laboratoriais, os conjuntos foram submetidos à Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da interface pilar/implante, para análise qualitativa e quantitativa da desadaptação gerada. Os conjuntos foram levados a ciclos térmicos (1.000 ciclos) e de fadiga mecânica (500.000 ciclos) e novamente foi realizada a MEV. Os resultados foram comparados através de análise estatística de Mean-Whitmann. **Resultados:** O grupo de teste (G1) apresentou os maiores valores iniciais, com média de 34, 55 μm e 11,17 μm , para as subdivisões A (fundição) e B (aplicação de porcelana) respectivamente. A subdivisão B do grupo teste apresentou a maior alteração pós testes, com média de 19,28 μm de aumento da desadaptação protética. As subdivisões G1.A, G2.A, G2.B mostraram tendência à diminuição da desadaptação de -1,03 μm , - 1,64 μm , e - 0,49 μm , respectivamente. Pilares Cone Morse não calcináveis apresentam-se com alta estabilidade e baixa taxa de desadaptações. Para o grupo teste pode-se afirmar que o processo de fundição nitidamente criou as maiores dilatações e desadaptações das estruturas. O processo de sinterização da porcelana em teste, criou uma redução da desadaptação medida, porém esta voltou a aumentar após os testes em laboratório. Para o grupo controle, houve a manutenção das taxas de desadaptações menores ao limite de 10 μm , e com tendência de redução após os testes. **Conclusão:** O pilar calcinável Cone Morse de corpo único mostrou-se como desfavorável quanto à biomecânica, e o processo de fundição gerou as maiores desadaptações.

PALAVRAS-CHAVE: Implante dentário; Cone Morse; Pilar calcinável; Desadaptação.

ABSTRACT

The system of dental implants present in one or more components, and the correct interrelationship, settling and passive biomechanical strength, defining the strength / vulnerability of the same to the forward occlusal and bacterial factors. **Objective:** To evaluate the defects associated to laboratory processing of abutments of unique body to the system of Cone Morse implants. **Methods:** We used 20 Cone Morse implants SIN brand, prosthetic components 10 and 10 calcinable not calcinable. After the laboratory processes the sets were subjected to scanning electron microscopy (SEM) of the pillar / implant interface, for qualitative and quantitative analysis of the generated misfit. The samples were taken to alternated thermal cycles (1000 – 5^o and 55^o) and mechanical fatigue (500,000 - 120 N/cm²) and again was carried out by SEM. The results were compared by statistical analysis Mean-Whitmann (P>0,05). **Results:** The test group (G1) showed the highest initial values, averaging 34.55 and 11.17 micrometres for subdivisions A (casting) and B (porcelain application) respectively. The B subdivision of the test group showed the greatest change after tests, averaging 19.28 mm of increasing prosthetic misfit. The G1.A subdivisions, G2.A, G2.B showed a tendency to decrease the mismatch of -1.03 micrometres - 1.64 micrometres and -0.49 micrometres respectively. Pillars Cone Morse calcinable not present with high stability and low rate misfits. For the test group it can be said that the casting process clearly created the largest expansion and mismatches of structures. The porcelain sintering process under test, created a reduction of the mismatch measure, however this increased again after the tests in the laboratory. For the control group, there was the maintenance of rates of minor mismatches to 10 micrometres limit, and with downward trend after the tests. **Conclusion:** Cone Morse castable pillars proved to be unfavorable on the biomechanics, and the casting process generated the biggest misfits.

KEYWORDS: Dental Implant; Cone Morse; Castable Pillar; Misfit.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Componente protético Cone Morse calcinável para prótese parafusada (EUCLAM) SIN®; inserção com paralelômetro em guia para a inclusão da cera.	44
Figura 2 A–	Inclusão de cera e resultado da sobrefundição/fundição.	45
Figura 2 B–	Pilares protéticos calcináveis de corpo único (sistema implantar em dois passos)	45
Figura 2 C–	Inclusão de cera e resultado da sobre fundição/fundição	45
Figura 2 D	Cilindros calcináveis com base em Cr-Co (sistema implantar em três passos.	45
Figura 3–	Sinterização simultânea das 10 amostras que foram confeccionadas com porcelana.	46
Figura 4	Figura 4– (a) Implantes Cone Morse usados como padrão no estudo. (b) Componente protético Cone Morse calcinável para prótese parafusada (EUCLAM) SIN®; e o parafuso sextavado.	48
Figura 5	Componente protético Cone Morse não calcinável para prótese parafusada (Estheticone) SIN®; e cilindro calcinável usual.	49
Figura 6	Equipamento de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) Quanta – FEI ®.	51
Figura 7	Termocicladora com programação de 1.000 banhos alternados por 30 segundos cada. Temperatura de 5°C e 55°C.	53
Figura 8	Inserção dos conjuntos implantares nos casulos de teste, com base em resina acrílica e uso do paralelômetro.	55
Figura 9 A	Obliteração do acesso do parafuso protético com Guta Percha e Resina Composta.	56
Figura 9 B	Polimerização da resina por 20 segundos	56
Figura 10	Inserção das amostras e os cilindros de prova na máquina de Fadiga Mecânica ERIOS 11000. Submersão em água destilada a 37°C. Total de 500.000 ciclos a 120 N/cm ² .	57
Figura 11	Aspecto inicial de identificação dos corpos de prova, segundo a identificação: A – G1.A / B – G2.A / C – G1.B / D – G2.B.	61
Figura 12	Grupo G1: Amostra 02, subdivisão A. a) Imagem inicial da análise. b) Aumento de 100 X para análise qualitativa da Micro Fenda gerada na interface implante / pilar protético.....	62
Figura 13	Grupo G1: Amostra 02, subdivisão B.	63

	a) Imagem inicial da análise.	
	b) Aumento de 100 X para análise qualitativa da Micro Fenda gerada na interface implante / pilar protético.	
Figura 14	Grupo G2: Amostra 02, subdivisão A.	64
	a) Imagem inicial da análise.	
	b) Aumento de 100 X para análise qualitativa da micro-fenda gerada na interface implante / pilar protético.....	
Figura 15	Grupo G2: Amostra 02, subdivisão B.	65
	a) Imagem inicial da análise.	
	b) Aumento de 100 X para análise qualitativa da Micro Fenda gerada na interface implante / pilar protético.	
Figura 16	Aspecto final de identificação qualitativa da Micro Fenda nos corpos de prova. MEV final a 100 X de aumento dos grupos:	70
	a) G1.A; b) G2.A; c) G1.B; d) G2.B	
Gráfico 1	Medidas das interfaces analisadas em que se compara os grupos G1 e G2 - Microscopia eletrônica de varredura inicial das 20 amostras.	67
Gráficos 2	Microscopia Eletrônica de Varredura inicial comparativa entre os grupos G1.A e G2.A	69
Gráficos 3	Microscopia eletrônica de varredura inicial comparativa entre G1.B x G2.B. Comparação entre as subdivisões.....	69
Gráfico 4	Microscopia eletrônica de varredura comparativa entre G1 (vermelho) x G2 (tons de azul). Análise antes e após os testes térmicos e de fadiga mecânica.....	72
Gráfico 5	Microscopia eletrônica de varredura inicial comparativa entre G1.A x G2.A. Comparação entre as subdivisões antes e após os testes térmicos e de fadiga mecânica. MEV 1 e MEV2.....	74
Gráfico 6	Microscopia eletrônica de varredura comparativa entre G1.B x G2.B. Comparação entre as subdivisões, antes e após os testes térmicos e de fadiga mecânica. MEV1 e MEV2.....	74
Gráfico 7	Comparação entre os grupos e suas subdivisões. Médias e diferenças dos valores apresentados em cada etapa, e seu comportamento após os testes térmicos e de fadiga mecânica	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Delineamento dos grupos experimentais, suas divisões e testes correspondentes a cada conjunto.	42
Tabela 2 –	Microscopia Eletrônica de Varredura inicial das 20 amostras, comparando cada superfície da interface analisada.....	71
Tabela 3 –	Microscopia Eletrônica de Varredura final das 20 amostras, comparando-se cada face da interface analisada.	68
Tabela 4	Análise comparativa entre os grupos de teste e controle, frente aos dois tempos do estudo, em relação à desadaptação limítrofe.	73
Tabela 5 –	Análise estatística comparativa entre os grupos de teste e controle, frente aos dois tempos do estudo e com elucidação de suas médias Diferença de comportamento médio da fenda (T2-T1)	77
Tabela 6-	Análise estatística comparativa entre os grupos G1A e G1B, G2A e G2B frente aos dois tempos do estudo, e a diferença do comportamento médio da fenda após T1 e T2.	79

LISTA DE ABREVIATURAS

Abreviatura	Significado
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ANOVA	Método de análise estatística
Bioart®	Fabricante de materiais odontológicos e equipamentos.
CETEM	Centro de tecnologia Mineral - UFRJ
cm²	Centímetro quadrado
CO₂	Gás carbônico
Cols	Colaboradores
D	Face ou superfície distal do implante
D1	Face ou superfície distal do implante antes do teste
D2	Face ou superfície distal do implante após o teste
Dd	Diferença entre os valores da face Distal
DNA	Ácido Dexóxi Ribonucleico (Material genético dupla Hélice).
Dr.	Doutor
EHC	Hexágono externo com pilar cônico
EHU	Hexágono com pilar calcinável do tipo UCLA
ER11000	Modelo de máquina de teste de Fadiga Mecânica.
ERIOS	Empresa nacional fabricante da máquina de Fadiga Mecânica.
EUA	Estados Unidos da América
EUCLAM	Pilar protético calcinável para Cone Morse - Marca SIN.
G1	Grupo 1
G1A	Grupo1 subdivisão A
G1B	Grupo 1 subdivisão B
G2	Grupo 2
Hz	Hertz
IPP	Implante Pilar Protético
L	Face ou superfície lingual do implante
L1	Face ou superfície lingual do implante antes do teste
L2	Face ou superfície lingual do implante após o teste

Ld	Diferença entre os valores da face Lingual
M	Face ou superfície mesial do implante
M1	Face ou superfície mesial do implante antes do teste
M2	Face ou superfície mesial do implante após o teste
Md	Diferença entre os valores da face Mesial
mL	Mililitros
mm	Milímetros
MPa	Megapascal
N	Newton
n/cm²	Newton por cm ²
n1	Amostra 1
n2	Amostra 2
Ni-Cr-Ti	Liga de Níquel-Cromo-Titanio
nº.	Número
PAL	Nível de inserção peri-implantar
PCPP	Pré Carga do Parafuso Protético
PMMA	Poli Metil Metacrilato
PP	Pilar Protético
PPD	Profundidade de sondagem peri-implantar
Ti	Titânio
Ti cp	Titânio comercialmente puro
TM	Trade Mark
UCLA	Componente Protético Calcinável
UFJF	Universidade Federal de Juiz de Fora
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro.
V	Face ou superfície vestibular do implante
V1	Face ou superfície vestibular do implante antes do teste
V2	Face ou superfície vestibular do implante após o teste
Vd	Diferença entre os valores da face Vestibular
µm	Micrômetro

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
°C	Graus Celsius
=	Igual
>	Maior que
®	Marca registrada
±	Mais ou menos (desvio-padrão)
≤	Menor ou igual
<	Menor que
%	Percentual
G⁺	Bactéria de espectro Gram Positivo
G⁻	Bactéria de espectro Gram Negativo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1	Histologia e Microbiologia associadas aos tecidos perimplantares	19
2.2	Processos patológicos de origem microbiológica	23
2.3	Relação dos sistemas implantares, e pilares protéticos com o acúmulo bacteriano	24
2.4	Relação da manufatura laboratorial das peças protéticas com a desadaptação e criação de Micro Fendas no conjunto implantar/Microscopia eletrônica de varredura como processo de diagnóstico da interface protética.	29
3	PROPOSIÇÃO	40
4	METODOLOGIA	41
4.1	Delineamento do estudo	41
4.2	Randomização e estabelecimento dos grupos	42
4.3 –	Amostras e procedimentos laboratoriais	44
4.4	Materiais	47
4.4.1	Resina acrílica para confecção dos corpos de prova.	48
4.4.2	Implantes e Pilares Protéticos.	50
4.4.3	Materiais Laboratoriais.	50
4.4.4	Cerâmica para cobertura das infra – estruturas metálicas.	50
4.5	Microscopia eletrônica de varredura inicial (100 x e 500 x)	52
4.6 -	Termociclagem	58
4.7	Testes de de Fadiga Mecânica	58
4.8	Microscopia eletrônica de varredura final (100 x e 500 x)	58
5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	59
6	RESULTADOS	60
6.1.1	MEV inicial - Avaliação qualitativa da formação de Micro Fendas na interface implante – pilar protético (100X).	60
6.1.2	Mev inicial - Avaliação quantitativa da formação de Micro Fendas na interface implante – pilar protético (500X).	66
6.2	Resultado MEV final	70
6.2.1	Resultado MEV final 100 X	70
6.2.2	Resultado MEV final 500 X	71
6.3	Resultados estatísticos	76
7	DISCUSSÃO	80
8	CONCLUSÃO	85
9	REFERÊNCIAS	86
10	APÊNDICE	87

1- Introdução:

Por mais de 1.500 anos a humanidade tem a reposição de dentes perdidos como objetivo inalcançado, segundo Asadzadeh et al. 2012. Com os implantes dentários osseointegráveis com base no titânio, esse propósito se torna viável e previsível; seguindo os postulados de Branemark. Os implantes podem ser inseridos no osso mandibular ou maxilar, devem se relacionar de forma não patogênica com o organismo, não gerar reações adversas e nem rejeições; de forma que o processo culmine na integração do osso com a superfície do material, ancorando-o e atuando como tecido de suporte vital.

A reabilitação com implantes dentais é baseada no princípio de osseointegração (Schroeder, Zypen, Sutter 1981), e a manutenção do implante osseointegrado envolve a atividade de remodelamento do osso ao redor do implante (Suzuki et al. 1997); processo este que segundo Misch et al. 2010, apresenta a maior reabsorção óssea ao redor da plataforma dos implantes no primeiro ano, sendo de aproximadamente 1 a 2 mm para os implantes do tipo Branemark (Héxagono externo), e de 0,5 a 1,0 mm para implantes do sistema Cone Morse. Este processo se faz crônico por influência de forças mastigatórias, ausência de ligamento periodontal para a dissipação de forças, e colonização bacteriana; no qual há a reabsorção óssea média de 0,2 a 0,4 mm por ano para implantes Hexágono externo, e 0,1 a 0,2 mm para implantes do tipo Cone Morse. Galindo-Moreno et al. 2014 corroboram com estas afirmações e acrescentam que no seu estudo os implantes Cone Morse com perda óssea marginal maior que 0,44 mm, após 06 meses de função mastigatória, foram estatisticamente classificados como

insucesso terapêutico, em relação aos sinais e sintomas associados, como a maior profundidade de bolsa perimplantar e sangramento.

Mediante a biomecânica implantar e ao não consenso da literatura sobre os componentes calcináveis do sistema implantar Cone Morse, este trabalho realizou um estudo do comportamento destes componentes, suas aplicabilidades, desadaptações, e previsibilidade reabilitadora.

2-Revisão de Literatura:

Para melhor entendimento a revisão de literatura foi dividida em tópicos, e subdivisões.

2.1 – Histologia e Microbiologia associadas aos tecidos perimplantares

O sucesso da reabilitação oral com implantes depende da estabilidade e harmonia da relação dos componentes implantares com os tecidos moles perimplantares e ósseos; além da dependência dos fatores relacionados à osseointegração, que incluem a carga de forças exercidas sobre o conjunto, o momento dessas cargas (imediate ou tardia), e a colonização de microrganismos nas superfícies e interfaces das estruturas dos implantes. Em muitos casos a sobrecarga, ou a carga em momento indevido ao caso, causam a perda de osso marginal e propiciam a formação de bolsa perimplantar, e estes passam a servir como reservatórios às colônias bacterianas e aos restos alimentares. A maior diferença no periodonto de proteção se dá na ausência as fibras colágenas de Sharpey se inserindo perpendicularmente nas superfícies implantares; sendo neste caso o tecido mantido por fibras longitudinais circundantes, gerando vedamento menos resistente; maior susceptibilidade de mucosites e bolsas perimplantares. (MISCH et al. 2010; ASADZADEH et al. 2012; BELIBASAKIS et al. 2014).

Socransky et al. 1998, realizaram estudo de grande relevância para a sistematização da colonização microbiológica complexa do sulco gengival. Analisaram 185 pacientes (n1=160 normais / n2=25 com doença periodontal ativa) e colheram amostras dos sulcos gengivais das faces mesiais dos dentes. Estimularam o crescimento dessas cepas em 13.261 placas de amostra e através da análise por comparação de DNA das amostras com o DNA de banco de genoma

bacteriano traçaram os paralelos amostrais da presença de cada espécie, sua quantidade e possível ação em cada fase da doença periodontal em humanos. A cada nova visita do paciente coletavam material, e prosseguiam com a análise clínica de todas as faces de cada dente, visando a procura de fatores locais de risco com inflamação e sangramento. Através de várias análises estatísticas, com base no teste de Kruskal-Wallis, os autores traçaram 5 grandes complexos microbiológicos atuantes na doença periodontal. O primeiro complexo foi tido como o mais encontrado em sítios com maior profundidade de bolsa, sangramento, e inflamação associada, logo foi classificado com complexo vermelho, fazendo alusão à sua agressividade e representatividade frente ao desenvolvimento da doença periodontal na sua forma mais agressiva. As espécies que compõem tal complexo são: *Bacteroides forsythus*; *Porphyromonas gingivalis*; *Treponema denticola*. Este complexo apresenta a característica da manutenção da doença periodontal e perimplantar, estando no ápice da sucessão ecológica processual e destrutiva das estruturas adjacentes, em decorrência de resposta mediada pelo sistema imune do hospedeiro.

Asadzadeh et al. 2012, citaram que a reabilitação protética imediata traz consigo maior risco de instalação do processo de perda óssea perimplantar inicial, e assim gera o início da sucessão microbiológica da doença perimplantar. Nos implantes sem sobrecarga, as bactérias anaeróbias Gram⁻ têm papel indubitável na perimplantite quando esta se instala. Quando há inflamação perimplantar já bem instalada e definida, observaram grande quantidade de bactérias Gram⁺ anaeróbias como: *Fusobacteria spirochetes*, *Bacteroides forsythus* e bactérias contendo pigmentos pretos como *Prevotella intermedia*, *Prevotella nigrescens* e *Prevotella gingivalis*, *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, isolados das amostras

colhidas pelos autores; e estes indicam que foi possível constatar através destes dados, que a microbiota das lesões inflamatórias ao redor dos implantes é muito similar àquela presente em adultos acometidos por doença periodontal, mesmo nas periodontites refratárias de difícil tratamento e controle. Acrescentaram que conforme a profundidade da bolsa perimplantar aumenta, nota-se acréscimo de bactérias *Spirochetes*. Concluíram que a simples presença das bactérias ao redor dos implantes e no interior das bolsas periodontais não constituem a doença em si, e nem sempre levam a processo destrutivo, sendo então a formação de colônias bacterianas, o momento da evolução clínica, a sobrecarga, e as condições de higiene da prótese implantossuportada diretamente relacionados com a instalação do processo bacteriano patológico perimplantar.

Os estudos de doenças periodontais e perimplantares são de difícil consenso devido a suas metodologias e definições. Para consenso de dados e análises, uma base simples foi proposta pelo 1^o Workshop europeu de periodontologia (European Workshop of Periodontology); traçando a peri mucosite como quadro inflamatório local reversível, nos tecidos moles que circundam o implante funcional e saudável; e a perimplantite como o conjunto de reações inflamatórias associadas com a perda de suporte ósseo ao redor do implante, que pode ocasionar a perda do mesmo (KAMMERER et al. 2011).

Grande parte dos estudos histológicos são feitos em modelos animais, e destes, quando em pesquisas sobre implantes, geralmente em mandíbula (melhor qualidade óssea), e com pilares protéticos clássicos ou com tampas de cicatrização para os implantes. Destaca-se também que as pesquisas tem direcionado os estudos em relação da estrutura e dimensão do implante com os tecidos moles circundantes, principalmente os implantes carregados imediatamente ou precoces

(in vivo ou em testes in vitro que reproduzam esta função mastigatória). O tecido mole perimplantar em implantes Cone Morse com carga imediata é formado por: epitélio sulcular constituído por 4 a 5 camadas de células epiteliais paraceratinizadas com comprimento aproximado de 1,2 mm a 1,3 mm; epitélio juncional composto por 3 a 4 camadas de células epiteliais com comprimento aproximado de 1,0 mm a 1,5 mm; e mais profundamente na interface implante / tecido adjacentes temos o tecido conjuntivo que possui largura entorno de 400 a 800 μm (DEGIDI et al. 2012).

Galindo-Moreno et al. 2014 citaram que o maior risco para os implantes osseointegráveis é a perda óssea marginal e indica que várias etiologias podem ser propostas. Normalmente ocorre como padrão normal da regeneração óssea pós-cirúrgica e de forma não patológica; de maior aspecto para áreas com tecido mucoso menor que 2 mm de espessura. A sua patologia é atribuída à inflamação decorrente de stress biomecânico em próteses com design oclusal deficiente; aumentada pela presença de microbiota patogênica que aumenta a profundidade do sulco perimplantar. Observaram que conforme aumenta a distância entre a junção (área de Micro Fenda) implante/coroa e o osso perimplantar diminui o risco de inflamações adjacentes, com origem na microbiota do sulco perimplantar.

Kämmerer et al. 2011 comentaram que apesar de a etiopatogenia das perimplantites não ser bem compreendida constataram que a relação dos tecidos moles/interface do implante; fatores relacionados ao paciente como tabagismo, doenças sistêmicas e controle de placa bacteriana; além do equilíbrio hospedeiro/doença podem ocasionar a perimplantite;. Corroboram com Galindo-Moreno et al. 2014, ao ressaltarem que a infecção bacteriana é o fator mais importante nos casos de falha dos implantes dentais.

2.2 – Processos patológicos de origem microbiológica associados às doenças perimplantares:

A cavidade oral é um ecossistema dinâmico continuamente colonizado por microrganismos que coletivamente são classificados como microbiota oral. O envolvimento destas depende de sua relação com o hospedeiro, com a capacidade de metabolização específica de nutrientes ofertados em dieta alimentar variada e a sua resistência frente às linhas de defesa imunológica locais. O crescimento bacteriano se dá em superfícies naturais como dentes e mucosas, ou artificiais como próteses e implantes; e com a evolução das colônias, tem-se a formação de comunidades embebidas em matrizes poliméricas. Ao se agregarem e possuírem relações mutualísticas no biofilme, as bactérias se tornam mais virulentas que suas formas livres no meio bucal, mais resistentes à penetração de elementos do sistema imune, tais como neutrófilos e anticorpos, ou fatores antimicrobianos. De acordo com essa hipótese a inter-relação da microbiota e as defesas do hospedeiro definem o quadro de saúde ou doença, podendo evoluir para cáries, mucosites, periodontite, mucosite perimplantar, e perimplantite. Alterações das microsuperfícies orais podem acarretar o desequilíbrio das espécies, tornando alguns destes patógenos, oportunistas, causando doença nos hospedeiros susceptíveis e levando a considerar as infecções orais como endógenas (BELIBASAKIS, 2014; Steinebrunner, 1998).

Kämmerer et al. 2011, informaram que a doença perimplantar instalada após a plena osseointegração dos implantes fosse, possivelmente, consequência das relações bacterianas patogênicas e da possibilidade de defesa do hospedeiro.

Acrescentaram que a resposta de lise óssea local deva-se a resposta inflamatória, podendo ser modulada por diabetes, nicotina, abuso de álcool, gênero, e irradiação; e que estes fatores modificam a resposta do hospedeiro, aumentando o risco de doença periodontal e perimplantar associada.

2.3 – Relação dos sistemas implantares, e pilares protéticos com o acúmulo bacteriano:

As espécies bacterianas da saliva humana penetram ao longo da interface implante x prótese, implante x pilar, pilares x barras ou estruturas de esplintagem. Cosyn et al. 2011 demonstram em seu estudo, a alta prevalência de colonização bacteriana para os conjuntos implantares em que a coroa protética é confeccionada diretamente sobre o implante, em detrimento do sistema em três passos, e apontam as desadaptações protéticas provenientes do sistema em dois passos, e sua pior dissipação de cargas, como fatores geradores de estresse e infiltração nas interfaces do conjunto.

Os implantes em dois estágios segundo Galindo-Moreno et al. 2014 mostram a sua interface implante/prótese ao mesmo nível dos tecidos de suporte e a junção implante/coroa; e que este é um fator crucial para o maior acúmulo de microbiota patogênica.

Cosyn et al. 2009 acrescentaram que nos sistemas de três estágios, a maior fonte de contaminação, independente do sistema, se dá com as bactérias do sulco gengival perimplantar migrando para a interface pilar x coroa protética. Afirmaram que sua desadaptação provém do processo laboratorial humano, em detrimento à

interface implante x pilar, que tem sua confecção e adaptação projetada em tornos de alta precisão industrial.

Belibasakis, 2014 afirmou que a manufatura das superfícies protéticas causa colonização e formação de biofilme, eventualmente levando à infecção dos tecidos de suporte dos implantes. Existem dois passos cruciais no entendimento da etiologia infecciosa e da patogênese das perimplantites: a) conhecimento dos fatores etiológicos e patogênicos que governam os mecanismos inflamatórios da doença periodontal; b) as diferenças estruturais e imunopatológicas entre os tecidos periodontais e perimplantares. A disposição de fibras se dá em arranjo paralelo ao redor do implante, e na sua superfície. O resultado desse arranjo é uma profundidade inicial maior e não patogênica do sulco perimplantar se comparada ao sulco gengival, e eventualmente mais susceptível à penetração e colonização bacteriana. Outro fator periodontal importante é a menor vascularização da mucosa que circunda os implantes (vasos supra periosteais), o que consiste em menor aporte sanguíneo, saturação de oxigênio e suprimento de células de defesa do sistema imune em toda a área do sulco implantar, que pode tornar então foco de infecção endógena inicial. Com a evolução do quadro infeccioso, a profundidade aproximada do sulco perimplantar inicial de 4mm aumenta e instala-se neste momento a bolsa perimplantar, foco patogênico e perpetuador da perimplantite, quadro que, ao curso de evolução, acomete os tecidos ósseos por resposta inflamatória, levando à perda de suporte e função estrutural dos implantes.

Degidi et al. 2012 classificaram as fibras ao redor dos implantes Cone Morse como arranjo em “pacotes” a partir do osso da crista alveolar, e de forma perpendicular ao redor do pilar protético, até a distância de 200 µm. A partir disto a orientação das fibras se torna paralela em várias direções. Destacaram a ausência

de células inflamatórias no estudo realizado em humanos, e indicam que essa diferente organização das fibras possa ser clinicamente, contribuição para a proteção do tecido ósseo adjacente. Concluíram que a carga imediata nos implantes de conexão do tipo Cone Morse não se configurou como comprometidora da integração dos tecidos moles.

Tripode et al. 2012 afirmaram que a colonização bacteriana no interior do sistema implantar, e a penetração de bactérias e seus produtos via Micro Fenda constituem risco inflamatório ao tecido mole e ao osso de suporte perimplantares. Acrescentaram em seu estudo que o grau de penetração bacteriana num sistema de implantes provavelmente seja condição multifatorial que depende da precisão do encaixe entre o implante, pilar protético, prótese, do grau de micro movimentação entre os componentes, e das forças de torque usadas para a inter-fixação dos mesmos. Forças oclusais transversas e de intensidade mastigatória anormal aumentam as dimensões das Micro Fendas nas interfaces dos componentes, o que induz o “efeito de bombeamento bacteriano” do espaço perimplantar sulcular para o interior do sistema implante/prótese. Afirmaram que nas conexões do tipo Cone Morse, os resultados demonstraram colonização bacteriana de 20% nas amostras, por *Pseudomonas aeruginosa*, e 0% por *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*. Para conexões hexagonais internas o resultado de colonização bacteriana foi de 40% para *Pseudomonas aeruginosa*, e de 60% para *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*.

Para Nascimento et al. 2012 os implantes dentários são usados na reabilitação oral de dentes perdidos, com taxas de sobrevida satisfatórias. Entretanto, em acompanhamento destes de forma mais prolongada, notaram que fatores oclusais desfavoráveis e micro organismos na cavidade oral, especialmente aqueles

relacionados à doença periodontal, são os principais causadores das complicações implantares. Em seu estudo, notaram que os sistemas Cone morse (G2) apresentavam melhor biomecânica e menor colonização bacteriana interna quando comparados ao sistema hexagonal (G1). Os sistemas protéticos em duas etapas, nos quais a prótese é confeccionada diretamente nos implantes, são largamente utilizados na implantologia clínica, por serem passíveis de uso em grande variedade de casos, e com literatura relatando o seu resultado positivo; porém esta conformação implantar em dois passos traz maior fenda entre os componentes e maior desadaptação nas superfícies entre os componentes implantares. Estes espaços funcionam como reservatórios para bactérias comensais e patogênicas, especialmente anaeróbias estritas ou micro anaeróbias, apresentando-se como um recurso potencial de inflamação para os tecidos moles perimplantares e perda do osso adjacente. A inserção de implantes Cone Morse contínuos (mais de um elemento) com plataforma reduzida foi mais eficiente em preservar a crista óssea entre os implantes, se comparada com outros sistemas.

Segundo Barros e cols. 2009 a carga imediata controlada (ausência de intensidades nocivas) junto com a proteção oclusal (movimentos suaves e sem interferências) é um fator importante, pois aumenta a formação óssea para implantes submersos e não submersos, interferindo no processo de osseointegração e levando a reabilitação de tecido mole perimplantar; o que contrapõe Digidi et al. 2007 que afirmaram que a carga imediata não interfere com a formação óssea e não tem efeitos adversos na osseointegração, complementado por Degidi et al. 2012 e Oliveira et als. 2009, que afirmaram que o carregamento imediato do implante não compromete a integração de tecido mole, para o sistema Cone Morse. Degidi et al. 2012 afirmaram que a carga imediata não interfere na a

formação óssea e não tem efeitos adversos na osseointegração, e que o carregamento imediato do implante não compromete a integração de tecido mole, para o sistema Cone Morse.

Com base na literatura um conjunto implantar que recebeu carga mastigatória logo após a cirurgia de colocação do implante, possui o risco de reabsorção óssea perimplantar inicial (saucerização) aumentado; e se o paciente for periodontalmente comprometido (essas bactérias ligadas à doença periodontal se comportam naturalmente como mais agressivas e penetrantes nos tecidos humanos e interfaces de implantes). A desadaptação das interfaces implantares será maior do que nos casos nos quais não houve a carga imediata, gerando maiores microfendas, que atuam como reservatórios naturais para a colonização bacteriana, que no caso é mais agressiva e pronunciada, devido às cepas do paciente periodontalmente comprometido (COSYN et al. 2009; MISCH et al. 2010; NASCIMENTO et al. 2012)

Com base na literatura o conjunto implantar que recebeu carga mastigatória logo após a cirurgia de colocação do implante, possui o risco de reabsorção óssea perimplantar inicial (saucerização) aumentado se o paciente for periodontalmente comprometido (bactérias ligadas à doença periodontal se comportam naturalmente como mais agressivas e penetrantes nos tecidos humanos e interfaces de implantes). A desadaptação das interfaces implantares será maior do que nos casos em que não houve a carga imediata, gerando maiores Micro Fendas, que atuam como reservatórios naturais para a colonização bacteriana, que no caso, é mais agressiva e pronunciada, devido às cepas do paciente periodontalmente comprometido (COSYN et al. 2011; MISCH et al. 2010; NASCIMENTO et al. 2012)

Pesce et al. 2014, realizaram revisão sistemática sobre as publicações da Perimplantite, entre os anos de 2005 a 2012. Afirmaram não ser possível traçar um paralelo entre a sobrecarga oclusal e a doença perimplantar; e que acontece evidente correlação entre a prevalência da doença periodontal com a perda implantar, sendo assim, estabelecendo grupo de risco a partir dos pacientes com doença periodontal crônica. O tabagismo foi relatado como fator potencializador do risco de incidência e da intensidade da patogenia. Acrescentaram que a definição do termo perimplantite ainda não é consensual e que há a necessidade de novos estudos visando a definição do termo.

2.4 - Processamento laboratorial e desadaptação / Diagnóstico por Microscopia eletrônica de varredura:

O estudo de Barbosa et al. 2007 avaliou a influência do trabalho laboratorial manual sobre a desadaptação vertical, entre a interface de pilar protético do tipo UCLA, e a superfície dos implantes. Para os autores, desde 1980 com o advento dos pilares calcináveis desenvolvidos na Universidade da Califórnia, nos Estados Unidos da América, obteve-se o pilar que se liga diretamente ao implante, possui baixo custo, pode ser modelado e personalizado através de desgaste, acréscimo e inserção de resinas para a fundição das infraestruturas; correção de erros de emergência da prótese ligados ao mal posicionamento dos implantes, e possibilitam próteses em espaços reduzidos, já que podem ser desgastados e adaptados às necessidades protéticas. Apresentam a desvantagem que é a interface gerada entre o pilar protético e o implante, e que a fragilidade biomecânica desta interface pode acarretar a perda

ou afrouxamento do parafuso do pilar protético, e/ou fratura e perda implantar. Complementam da interface pilar/implante como fator significativo na transferência de estresse, respostas biológicas adversas ou complicações com a reconstrução protética. Vários fatores relacionados com a fabricação do componente protético, bem como a clínica e o processo laboratorial podem contribuir para o desajuste clínico da prótese. Etapas laboratoriais como, fundição, solda e aplicação de porcelana, ou a combinação destes, podem resultar em distorções durante a fabricação de próteses, quando são utilizados pilares do tipo UCLA. Citam os fatores biológicos como aqueles que envolvem a transferência exacerbada de forças mastigatórias para o osso perimplantar, e o acúmulo de bactérias na interface implante/pilar. Os fatores protéticos como aqueles compreendidos com o afrouxamento ou fratura do parafuso protético, e/ou do corpo do implante. Pilares metálicos não calcináveis (sem manufatura laboratorial ou clínica direta na sua estrutura), têm ajuste melhor do que os pilares de calcináveis. Segundo os autores, não existem dados específicos relacionados com o que é aceitável para os níveis de desajuste. Na pesquisa realizada o nível de desajuste igual ou inferior a 10 μm foi considerado como aceitável. Afirmaram que o uso do pilar tipo UCLA e os laboratórios de prótese podem produzir resultados iguais ou superiores àqueles encontrados em pilares pré-usinados, quando estes são processados corretamente. Ressaltaram que os pilares usinados de titânio (não sofrem personalização e nem fundição, há cópias de transferência nos modelos de gesso para a confecção dos trabalhos) apresentam resultados superiores aos demais tipos de pilares protéticos, sendo assim tidos como padrão comparativo.

Para Ricomini Filho et al. 2010, os fatores mecânicos como a adaptação entre o implante e o pilar protético (PP), e a pré carga do parafuso protético (PCPP), estão envolvidos na correta reabilitação oral com implantes. Para os autores, a perda da pré carga do parafuso, sobre pressões oclusais no conjunto, aumenta a desadaptação da interface implante x PP (IPP), gerando maior Micro movimentação do conjunto implantar, potencializando o estresse na interface e no osso perimplantar conseqüentemente. Acrescentam que este estresse pode acarretar na fratura ou perda do parafuso que une o conjunto PP e implante, juntamente com o dano da prótese adjacente, necessitando agora de reparo ou troca da mesma e do PP em casos mais graves. Ressaltam que a desadaptação também afeta a biologia perimplantar implantares, já que estes dependem da estabilidade inicial para a osseointegração, e após esta, de micro movimentação não patogênica do conjunto para a manutenção do osso perimplantar. Os microrganismos têm a capacidade de penetrar e se instalar na interface IPP, e com isso gerar inflamação crônica, sendo um dos fatores causais da perimplantite, da perda óssea marginal, e do colapso das estruturas do tecido mole que cercam os implantes. A localização da interface IPP em relação à crista óssea marginal dos implantes clássicos, interfere diretamente na perda óssea, já que quanto mais próximas maior será o acúmulo de microrganismos na região, e com isto maior incidência de resposta inflamatória crônica e focalizada. Destacam o sistema de interface cônica (Cone Morse) e demais conexões internas como de melhor desempenho se comparados aos sistemas hexagonais clássicos. As conexões cônicas apresentam maior vedamento da IPP, e maior distância dessa até o osso perimplantar, já que está agora localizada na região central do implante; diferentemente das conexões hexagonais que permitem contato direto da IPP com o osso alveolar. Os autores avaliaram

através de experimentação In Vitro e da Microscopia eletrônica de varredura, a relação entre a perda da PCPP com a infiltração bacteriana na IPP, de acordo com a associação com a termociclagem e os testes de incidência de cargas; pois criticam os estudos que não apresentam a associação desses testes, que reproduzem a variação de temperatura e as cargas mastigatórias em ambiente bucal, podendo então influenciar diretamente na adaptação, deformação e contração das estruturas metálicas. Foram utilizados 04 grupos de 6 implantes cada um, classificados de acordo com a geometria da interface interna do sistema de implantes, sendo avaliadas as conexões de Hexágono externo, Cone Morse (dois tipos de pilar), e de travamento cônico. Estas amostras foram submetidas a termociclagem a 5^o C e a 55^o C, por 1.000 repetições, e 60 segundos em cada banho de temperatura; posteriormente levados a testes de carga. As plataformas implantares foram inseridas em casulos de PVC e a aproximadamente a 1 mm acima do nível de resina para garantir o acesso das bactérias a interface IPP. Realizaram 1.000.000 de ciclos em cada amostra, de 100 N até 120 N de força, compatível com um ano de mastigação humana. Quando da preparação para os testes microbiológicos, todas as amostras foram esterilizadas com óxido de etileno. Usaram cepas de *Streptococcus sanguinis* por seu diâmetro reduzido de 1-2 μm , e por ser Gram + anaeróbio facultativo e um dos colonizadores pioneiros do biofilme dental. As amostras foram inoculadas com bactérias em caldo de soja com extrato de levedura, apropriado ao crescimento dessa espécie, e incubadas a 37^o C por 72 horas, com ambiente a 10 % de CO₂; e a cada 12 horas a inoculação era trocada. Em seus resultados constataram haver diferença significativa entre os diferentes sistemas de implantes, quanto a perda do torque inicial do parafuso protético. O sistema Cone Morse apresentou elevada força de desaparafusamento, sendo até

maior que a força inicial exercida. Concluíram que não houve relação entre a perda da pré carga e a infiltração bacteriana. Indicaram que a escolha do implante não deve ser apenas frente ao sistema de implantes, e sim em relação também à distância da interface do osso perimplantar e a relação da altura dessa junção com a crista óssea associada.

Segundo Jorge et al. 2013, as próteses implanto suportadas são consagradas e de boa durabilidade, mesmo assim são passíveis de falhas ligados à biologia e biomecânica implantares. Geralmente estas se dão no afrouxamento ou quebra do parafuso que sustenta o conjunto implantar; já que este recebe a tensão dissipada sobre a superfície oclusal, e em resposta tenta manter o conjunto implantar unido e funcional. Ressaltaram que a geometria do conjunto implantar influencia diretamente na resistência do parafuso protético; que existe superioridade dos sistemas de conexões internas em detrimento de conexões externas; e que essa intercorrência é mais comum para próteses unitárias, se comparadas com as múltiplas esplintadas (unidas por estrutura de reforço). Também que o afrouxamento do parafuso é fator crucial para a falha, já que ao ocorrer gera desadaptação da coroa protética com as demais estruturas. Utilizaram o teste de carga cíclica para testar a manutenção do torque deste componente em dois sistemas implantares diferentes, Cone Morse e hexágono externo, este com dois tipos de prótese distintas. Três tipos diferentes de conexões implante-pilar (Implalife Biotecnologia) foram utilizados (n=10 para cada tipo): implantes Cone Morse (4,0 de plataforma) com pilar cônico; implantes de hexágono externo (4.1 de plataforma) com pilar cônico; implantes hexágonos externos (4,1 de plataforma) com pilar do tipo UCLA (calcinável). Trinta coroas metálicas foram fabricadas a partir de padrões plásticos e cilindros protéticos

para seus respectivos pilares ou implantes. O cilindro de plástico foi encerado numa forma cônica de 8 mm de altura e 8 mm de largura no diâmetro maior, contendo área de oclusão unilateral, com o objetivo de colocar a esfera de aço para aplicação de carga durante o ensaio de ciclagem mecânica. Coroas foram fundidas em liga de cobalto-cromo (Wironia luz, BEGO Bremer Goldschlägerei). Os implantes foram incorporados em resina modificada por poliéter, auto reagente (Technovit 4000, Heraeus Kulzer) em um dispositivo metálico feito especialmente para o estudo, com inclinação de 30 graus em relação ao seu longo eixo, de modo a permitir aplicação de carga oblíqua durante o teste. A medição do desajuste vertical das coroas protéticas, em micrômetros (μm), foi realizada utilizando-se o microscópio estereoscópico (Stereo Descoberta V20, Carl Zeiss) ligado a computador. As análises foram realizadas antes e após o teste de cargas, e em cada momento 03 vezes em cada incidência, para a quantificação de média padronizada. Utilizaram os valores iniciais mensurados, e o torque inicial dado no conjunto protético como padrões comparativos após a incidência de forças. Os ciclos se deram a 130 ± 10 N, de carga oblíqua a 30° , e com frequência de 2 Hz. As amostras estavam imersas em água destilada a $37 \pm 2^\circ$ C durante os testes. Através da análise dos resultados com o teste ANOVA e de Turkey, os autores salientaram que houve a diminuição do torque do parafuso protético em todos os grupos, e que a micro fenda da interface protética externa, entre o componente protético (não avaliou a interface interna do Cone Morse) e o corpo do implante diminuiu para todos os grupos. Concluíram que o grupo com base nos implantes da conexão do tipo Cone Morse, apresentou os menores resultados de perda de torque inicial dos parafusos. Na mensuração das Micro fendas prévias e posteriores ao teste houve a manutenção desta

tendência estatística de desempenho comparativo, entre este grupo de implantes Cone Morse e o Hexagonal externo. O grupo hexagonal do conjunto protético calcinável do tipo UCLA, apresentou como o de maior perda de torque e mensuração da Micro Fenda. Afirmaram não ter sido estatisticamente possível diferenciar a perda do contra torque entre EHC (38,6%) e EHU (39%); e que a perda do contra torque não pôde ser correlacionada com a desadaptação vertical dos sistemas.

Para Gehrke e Pereira - 2014, o processo de criação da Micro Fenda ainda não é muito bem compreendido, e afirmaram que esta existe mesmo para conjuntos implantares nos quais a boa adaptação entre as interfaces é verificada. Ressaltaram a possibilidade de reprodução das forças oclusais cíclicas da mastigação, em ambiente laboratorial. Assim, propuseram um estudo piloto, com o uso de 02 grupos de 04 implantes do tipo Cone Morse cada (Implacil De Bortoli) com diâmetro de 4,0 mm, comprimento de 11 mm, e componentes protéticos de 3,5 mm de comprimento na porção transmucosa, prótese de 4.0 mm de altura da placa de base, e plataforma de 4,5 mm de diâmetro, imersos em solução salina a 37^oC durante os testes. Padronizaram os ciclos em aproximadamente 346.000 com carga a 80 N/cm², e a 4Hz (Hertz – ciclos por segundo) de frequência, que segundo os autores reproduziriam a mastigação humana não patogênica durante 14 meses de função. Utilizaram resina acrílica com módulo de elasticidade próximo do mensurado no osso humano (0,14 x 10⁹ N/m² osso / 0,21 x 10⁹ N/m² resina), visando a correta distribuição de forças durante os testes. Antes e após o teste de carga, os autores realizaram a incidência de Microscopia, a 1000x e a 5000x de aumento, para a análise qualitativa (presença ou ausência) e quantitativa (mensuração), respectivamente, da Micro Fenda

presente na interface implante x pilar protético. O pilar protético foi torneado e o seu diâmetro reduzido, para permitir a incidência direta da microscopia. Nos resultados, os autores descreveram que foi nítida a aproximação da interface pós carga, e que em mensuração a 5000 x, foram comprovadamente menores, com a aparência de algumas farpas metálicas e áreas de deformação, sendo então apontado pelos autores que a forma da interface dos implantes do tipo Cone Morse tende a maior adaptação por intrusão protética no corpo do implante, mediante a aplicação das cargas exercidas em função. Ressaltaram que as distâncias médias eram de $3,34 \pm 2,17$ e $1,35 \pm 0,64$ μm , antes e depois dos testes. Observaram que a interface do sistema Cone Morse tende a se adaptar melhor e a diminuir distâncias, em função mastigatória, por maior embricamento e intrusão gerados no pilar protético em relação ao corpo do implante, descrevendo como “solda a frio” e conferindo a este evento, a maior resistência do sistema a micro movimentos e fraturas ou afrouxamento de parafusos protéticos.

Neves et al. 2014 definiram os componentes protéticos calcináveis, do tipo UCLA, como estrutura de união direta ao implante, e que são modulados diretamente pela manufatura laboratorial. Destacaram as vantagens destes componentes como: o baixo custo, a capacidade de se adaptar em espaços inter oclusais reduzidos, menor distância entre o componente e o tecido gengival, e a possibilidade de adaptação e preparo para correção de anomalias de posicionamento dos implantes. Como desvantagens citaram a desadaptação gerada pela manipulação laboratorial em comparação do torneamento industrial nos implantes, a capacidade de gerar com essa desadaptação o afrouxamento ou a fratura do parafuso protético, e até sobrecarga, fratura ou perda do implante.

A interface entre o implante e o componente protético funcional atuaria como dissipadora de cargas e possível retentora de bactérias, desenvolvidoras de doenças perimplantares. Relataram que a quantificação da Micro Fenda pode se dar por mensuração microscópica direta da mesma. Os pilares protéticos do tipo UCLA sofrem o preparo laboratorial, escultura e inclusão, fundição, solda e processos de sinterização a altas temperaturas para a construção da estrutura protética de porcelana, passos esses moduladores da sua desadaptação. Consideraram a desadaptação maior do que 10 μm como sendo desfavorável ao uso protético do componente, e que usualmente os estudos apresentam taxas maiores que esta para componentes calcináveis. Afirmaram que os pilares preparados em tornos industriais apresentam melhor passividade e adaptação, e apenas sofrem o processo laboratorial de escultura protética e sinterização das porcelanas. Doze implantes de hexágono externo (3,75 mm x 10 mm) de 3 marcas comerciais diferentes (Neodent, Curitiba, Brasil; Conexao, São Paulo, Brasil; Biomet 3i, Palm Beach Gardens, EUA) foram utilizados neste estudo. Os implantes foram fixados perfurações em moldes mestres de alumínio (34 mm x 19 mm X 19 mm), e tendo a distância entre os implantes padronizada. Os grupos foram classificados de acordo com os pilares e fabricantes: PUN (UCLA plástico, Neodent), PUC (UCLA plástico, Conexão), PU3i (UCLA plástico, Biomet 3i), e PUTN (UCLA plástico com base de Tilitite, Neodent). Com o objetivo de padronização, confeccionaram gabarito de silicone denso (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) para a conformação da cera e inclusão desta nos pilares do tipo UCLA. Os dentes reproduzidos correspondiam ao segundo pré-molar, primeiro molar, e segundo molar, unidos em todas as amostras, em prótese fixa esplintada sobre os implantes. O desajuste da interface entre implantes e pilares

foi avaliado por MEV (LEO-940, Carl Zeiss NTS GmbH, Oberkochen, Alemanha). As ampliações foram padronizadas entre 300 x e 500 x, e a primeira foi utilizada para a verificação de um desajuste qualitativo. Para cada amostra, 6 imagens foram tiradas das superfícies: mesial e distal de cada interface, no total de 18 imagens para cada grupo em cada fase (isto é, fundição e solda) de análise (n=18). Os valores de desajuste vertical e horizontal foram medidos em duas etapas: a) após a fundição, b) após a solda das próteses. Cada valor foi determinado calculando a média de três medições feitas por um único examinador. Os valores calculados para os desajustes foram comparados com o valor pré estabelecido como de risco, estipulado em 10 μ m. No procedimento de fundição, PUTN apresentou maior freqüência de desajustes aceitáveis (Micro Fendas menores que 10 μ m) para a análise vertical (80%); por contraste, todos os outros grupos apresentaram a mesma freqüência (33%). Depois de soldar, diminuiu para PUTN, PUP3Í, e PUPN (50%, 27,75%, e 16,6%, respectivamente); no entanto, para PUPC, esta freqüência se mostrou aumentada (38,85%). PUTN exibiu significativamente menores valores de desajuste vertical do que os demais grupos ($P < 0,05$). Os autores concluíram que os pilares industrializados contendo liga de Ni-Cr-Ti, apresentam melhores propriedades mecânicas após o processo de fundição mostrando desajustes verticais abaixo do limite de 10 μ m e, assim sendo biomecanicamente aceitáveis.

3- Proposição:

Este trabalho teve como objetivo avaliar as deformações que ocorrem no processamento laboratorial do pilar calcinável, de corpo único, para o sistema Cone Morse.

4 - Metodologia:

4.1. Delineamento do estudo:

Esta pesquisa procedeu à avaliação de desadaptação gerada na interface do pilar protético calcinável para implante Cone Morse da marca comercial SIN[®], após o processo de manipulação laboratorial, nos passos de fundição e inserção de porcelana.

Para o componente em teste de controle, o mesmo não passa por estes processos, visto que apresenta componente protético específico para o trabalho laboratorial, não saindo então o pilar protético industrializado do conjunto implantar. Molda-se e realiza a transferência desta, com o uso laboratorial dos análogos e cilindros para a confecção da prótese.

O processo de manipulação, aquecimento por fundição de sobre estrutura para a prótese e aquecimento por inserção de porcelana, se mostram ligados à dilatação e contração volumétrica dos materiais, e assim com a criação de Micro Fendas maiores na sua relação com a superfície interna.

Além da capacidade de maior micro movimentos indesejáveis ao conjunto implantar, acontece micro infiltração e colonização bacterianas potencializadas ligadas à perimplantites. O sistema normal de implantes Cone Morse, apresenta significativa diminuição da infiltração de bactérias nas suas interfaces, por motivo do seu sistema de conexão interna ser de maior vedamento e estabilidade mecânica.

4.2 – Randomização e estabelecimento dos grupos:

Trata-se de um estudo experimental in vitro, no qual as amostras foram padronizadas e o método de análise ocorreu em 02 grupos (n=10), totalizando 20 amostras, submetidas a testes térmicos alternados e de carga compatíveis com a mastigação humana em intensidade e frequência conforme os grupos e os trabalhos laboratoriais, e as etapas do processo de testes, descritos a seguir, na (Tabela 1).

Pilares e teste X Grupos	Grupo 1 (G1)	Grupo 2 (G2)
	Cone Morse com pilar protético calcinável	Cone Morse com pilar protético Cônico não calcinável
Número das amostras	1 a 10.	11 a 20
Confecção de estruturas metálicas (apenas fundição)	(Divisão A)	Divisão A)
Confecção de estruturas metálicas e cobertura de porcelana (fundição e sinterização)	(Divisão B)	(Divisão B)
Etapla laboratorial de confecção de estruturas metálicas e cobertura de porcelana sobre análogo do pilar		X
Pilar protético submetido ao calor e manipulação técnica durante as etapas laboratoriais	X	
MEV antes da termociclagem	X	X
Termociclagem a 5°C e a 55°C (1.000 ciclos)	X	X
Teste de carga a 120 N (500.000 ciclos)	X	X
MEV após o teste de fadiga mecânica.	X	X

Tabela 1 – Delineamento dos grupos experimentais, suas divisões e testes correspondentes a cada conjunto.

Desta forma, o grupo G1 foi constituído por conjuntos implantares com componentes protéticos calcináveis, nominado como grupo de teste. Foram

submetidos a processos laboratoriais diretos, tais como: manuseio e preparo em laboratório, fundição, polimento, aplicação de porcelana e novos aquecimentos (queimas) a 1 000 °C para sinterização da cerâmica (realizados no Laboratório Sudré-JF-MG, por um único profissional. Após esta etapa foi realizada a primeira análise de MEV antes dos ensaios em máquinas, com subsequente termociclagem alternada em 5° C e a 55° C (1 000 ciclos, com 30 segundos por cada banho). A seguir foram submetidos a 500 000 ciclos de fadiga mecânica, a 2Hz (Hertz-frequência de ciclos por segundo), e a 120N/cm² verticais; com o intuito de reproduzir a intensidade e os eixos de incidência de forças da mastigação humana sobre o conjunto implantar. Após esta etapa, foram submetidos novamente a análise de MEV, com a finalidade de comparar os resultados com a primeira tomada, visando a qualificação e quantificação da Micro Fenda gerada na interface dos componentes, após a simulação da função mastigatória anual correspondente à mastigação humana.

O grupo G2 constituído de conjuntos implantares com componentes não calcináveis, formaram o grupo controle, e não foram submetidos processos laboratoriais diretos. Foram analisados em primeira leitura por MEV antes dos ensaios em máquinas, com subsequente termociclagem alternada em 5°C e a 55°C (1 000 ciclos a 30 segundos por cada banho), submetidos a 500 000 ciclos de fadiga mecânica, a 2Hz, e a 120N/cm² verticais; com o intuito de reproduzir a intensidade e os eixos de incidência de forças da mastigação humana sobre o conjunto implantar; e posterior análise na MEV, para comparação com a primeira tomada, e com isto qualificar e quantificar a Micro Fenda gerada na interface dos componentes, em relação à função mastigatória anual, próxima à da humana.

4.3 – Amostras e procedimentos laboratoriais:

As amostras foram manipuladas no Laboratório de Prótese Sudré (Juiz de Fora, Minas Gerais, Brasil), nas etapas de confecção das coroas protéticas metálicas, subsequente aplicação de porcelana, e união dos conjuntos segundo as orientações dos fabricantes (torque e instrumentais próprios de cada sistema).

As infraestruturas metálicas tiveram padrão de confecção de um segundo molar superior de resina acrílica pré-fabricado, modelado com silicone de condensação pesada Zetalabor (Zhermack, Badia Polesine, Roma, Itália). Após esta etapa, confeccionou-se casquete de cera (Kota, Cotia, São Paulo, Brasil), no interior do molde em questão. Utilizou-se um delineador como suporte de inserção para garantir que os pilares protéticos/cilindros dos pilares protéticos fossem acoplados aos casquetes de forma linear e programada, (Figura 1).

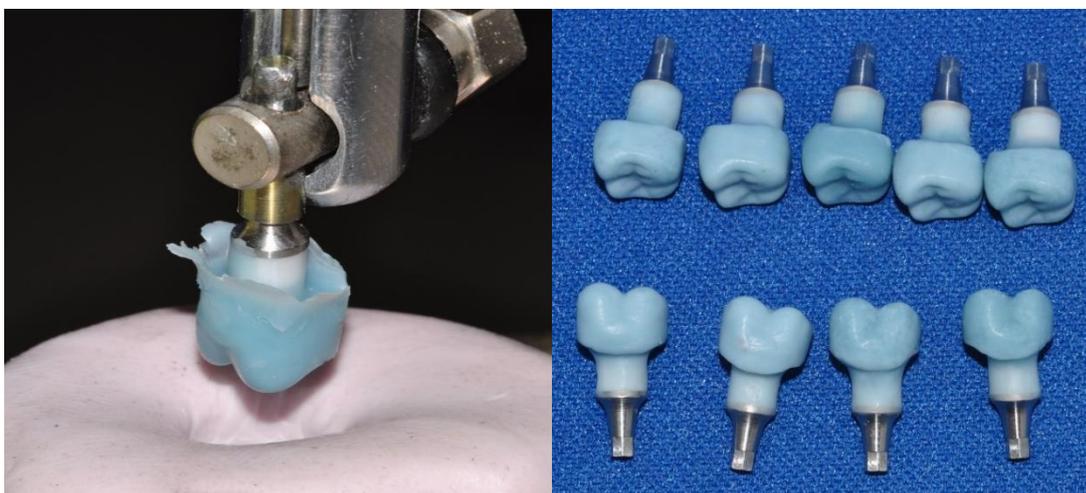


Figura 1 - Componente protético Cone Morse calcinável para prótese parafusada (EUCLAM) SIN®; inserção com paralelômetro em guia para a inclusão da cera.

Fonte: Laboratório de Prótese Sudré.

As infraestruturas metálicas foram confeccionadas à base de liga de

Cromo-cobalto, e todas as amostras foram incluídas e fundidas no mesmo momento, sendo assim eliminadas possíveis diferenças de material, influência

da liga ou do calor de fundição e suas possíveis variações (Figura 2 A e B e Figura 2 C e D).



Figura 2 A – Inclusão de cera e resultado da sobre fundição/fundição.

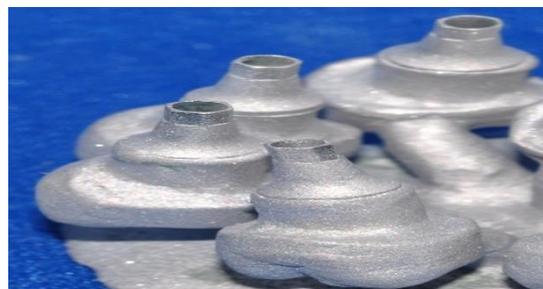


Figura 2 B– Pilares protéticos calcináveis de corpo único (sistema implantar em dois passos)



Figura 2 C– Inclusão de cera e resultado da sobre fundição/fundição.



Figura 2 D: Cilindros calcináveis com base em Cr-Co (sistema implantar em três passos).

Durante a fase de aplicação e sinterização das porcelanas fez-se o uso de sistema Vita® para a confecção das coroas. O forno para as queimas das camadas cerâmicas foi o Vita Vacumet 40 T®; respeitando-se assim as especificações e orientações do fabricante da linha de material em questão (Figura 3).

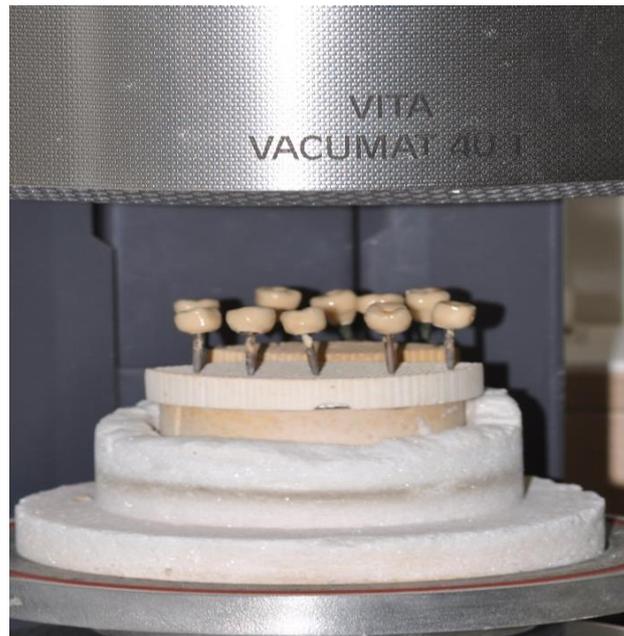


Figura 3– Sinterização simultânea das 10 amostras que foram confeccionadas com porcelana (G1.B e G2.B).

O calor de fundição apresentou faixa de valores entre 1 000^oC a 1 500^oC, entre as suas etapas; incidindo sobre a parte calcinável e a parte metálica do componente pertencente ao grupo G1. Para o grupo G2, o calor de fundição foi incidente apenas no cilindro do pilar, excluindo-se então a interferência direta no pilar. O calor de sinterização apresentou faixa de valores entre 500 ^oC a 920 ^oC, dividido em etapas; sendo então reaplicado sobre o conjunto protético a ser testado (G1). Para o grupo controle (G2), apenas no cilindro protético do pilar, e não sobre o pilar. Essa metodologia possibilitou entender a influência de distorção nos grupos em cada etapa laboratorial, e sua representatividade frente ao processo de perda biomecânica nos sistemas Cone Morse, para os componentes calcináveis de corpo único.

Após as etapas laboratoriais de confecção, as coroas foram jateadas e polidas, de acordo com protocolo usual do laboratório, tendo então o seu acabamento final realizado.

4.4 – Materiais:

4.4.1 - Resina acrílica para confecção dos corpos de prova:

Optou-se pela resina da marca Clássico® (Acrílico auto polimerizável JET, Clássico, Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil), sendo então classificada como Poli Metil Metacrilato (PMMA) após a sua reação de polimerização; e com módulo de elasticidade de 2400 Mpa (Mega Pascal), em vista da tentativa de reproduzir o módulo de elasticidade mais próximo a do osso humano, que é de $1377,79 \pm 208,33$ Mpa (Sanada, 2007; Cumerlato, 2013; Gehrke, Pereira 2014); agregando-se assim proximidade biomecânica com a absorção e dissipação de forças peri-implantares no teste e em condições bucais normais.

O PMMA constitui em uma resina transparente com claridade marcante. Possui dureza Knoop de 18 a 20 Kg/mm², resistência a tração próximo a 60 MPa, e densidade de 1,19 g/cm³. É quimicamente estável ao calor, amolece a 125 °C, podendo ser moldada como um material termoplástico. Sua despolimerização ocorre entre 125 °C e 200° C. Próximo a 450 °C, 90% do polímero irá se despolimerizar em monômero (Cumerlato, 2013). Sendo assim, nenhuma etapa dos testes apresenta calor direto ou indireto que possa alterar as propriedades do material de inclusão dos corpos de prova.

4.4.2 - Implantes e pilares protéticos:

Os implantes e os pilares protéticos foram padronizados visando a confiabilidade das amostras e a padronização dos materiais e dos processos de fabricação. Optou-se por uma única empresa de implantes, e que estes modelos estivessem em comercialização atual no mercado nacional. A empresa de escolha foi a SIN® (Sistema de Implantes Nacional, São Paulo, Brasil), devido a comercialização do pilar protético calcinável, foco central do experimento.

Padronizou-se o implante Cone Morse de 3,8 mm de diâmetro x 11,5 mm de altura (Cone Morse-SW Strong, SIN®), como a base para os testes, sendo que este conjunto de medidas é rotineiro nas reabilitações com implantes orais osseointegráveis (Figura 4 e 5).



Figura 4 – (a) Implantes Cone Morse usados como padrão no estudo. (b) Componente protético Cone Morse calcinável para prótese parafusada (EUCLAM) SIN®; e o parafuso sextavado. Fonte: Catálogo de produtos 2015.

No estudo optou-se pela comparação direta das deformações e alterações sofridas em pilares calcináveis para coroas unitárias, em ambos os casos (Cilindro Cone Morse – sem rosca interna – EUCLAM 456 H – Ucla de base em Cromo – Cobalto, com proporções de diâmetro e alturas únicas, com hexágono interno; SIN® – Brasil); e não calcináveis (Abutment Cônico – Cone Morse – ACM 4825, de 4,8 mm de diâmetro e 2,5 mm de altura transmucosa), Os dois componentes protéticos foram inseridos no corpo dos implantes seguindo as especificações do fabricante, com chave própria do sistema da SIN®, e com torque de 20 N (Figura 4 e 5).



Figura 5- Componente protético Cone Morse não calcinável para prótese parafusada (Estheticone) SIN®; e o cilindro calcinável

4.4.3 - Materiais de laboratório:

A cera de escultura dental, padronizada para as coroas foi da marca Kota® na cor azul; em vista de sua ampla utilização nos procedimentos laboratoriais de enceramento e confecção de modelos das coroas protéticas.

As Coroas foram fundidas em liga de cromo-cobalto (Wironia luz, BEGO Bremer Goldschlägerei). Todos os enceramentos foram fundidos ao mesmo momento e com a mesma liga, anulando-se assim a possibilidade de diferenças de material e alterações durante a fundição.

4.4.4 - Cerâmica de cobertura para o processo de coroa protética:

Utilizou-se o sistema Cerâmico da marca Vita®, como padrão, e a sua inserção, escultura e queima de cada camada foram confeccionadas pelo mesmo profissional técnico responsável; diminuindo-se assim a possibilidade de alterações inerentes à experiência e aos cuidados profissionais individuais.

4.5 – Microscopia eletrônica de varredura inicial (100 x e 500 x)

Os testes de Microscopia Eletrônica de Varredura foram realizados em parceria com o Instituto CETEM (Centro de tecnologia Mineral), locado na Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), e vinculado ao Ministério da Ciência / Tecnologia e inovação do Governo Federal Brasileiro. No laboratório de Microscopia, foi utilizado o equipamento Quanta 400® (Quanta 400; FEI CORPORATE; Dawson Creek Drive - Hillsboro, Oregon; EUA). Optou-se por programação de baixo vácuo, o que possibilitou a correta análise das estruturas, e com menor tempo de espera (Figura 6).



Figura 6 – Equipamento de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Disponível em: [Www.FEI.com](http://www.FEI.com)

Para direta visualização da interface pilar protético/implante, que está localizada na parte interna e central do conjunto implantar para o sistema Cone Morse, utilizou-se placa pré-fabricada em polímero plástico, compatível com o bombardeamento do feixe de elétrons, inclinada em -15° , com perfurações espaçadas e equidistantes, estabilizada em base metálica fixada em três pontos, plana e com inclinação compensadora de -15° , para que a fixação dos implantes fosse perpendicular e livre de angulações à placa. Quando a mesma foi inserida no teste de Microscopia eletrônica, os 15° foram obtidos de forma natural, o que possibilitou a visualização da interface implante/pilar, sem distorções ou impedimentos.

Utilizou-se os estudos de Gehrke, Pereira 2014 para a padronização das análises. Cada conjunto de prova foi marcado com numeral romano correspondente de 1 a 5 (I, II, III, IV, V), e estes referenciados em gabarito mestre a cada subdivisão de cada grupo. Nas amostras também foram marcadas a

divisão em quatro faces das coroas protéticas, com caneta de marcação permanente, traçando-se duas linhas perpendiculares com base nas cúspides Vestibulo-Mesial e Vestibulo-Distal, e na divisão do sulco central em relação às vertentes triturantes Vestibulares e Linguais. Cada face lateral das amostras apresentava a numeração correspondente à relação da amostra com o seu grupo e o estudo (G1: Amostras 01 a 10 e G2: Amostras 11 a 20).

A partir de cada face foram realizadas as tomadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) cabidas, sendo que cada lado foi designado em Vestibular, Mesial, Lingual, Distal, marcados por guias com canetas marcadoras permanentes na superfície do metal, e que estes foram passíveis de padronização das alterações de medidas na MEV antes e na MEV após o teste de cargas.

4.6 – Termociclagem:

Após a tomada inicial das imagens, e mensurações feitas por MEV, as amostras passaram por 1000 ciclos térmicos alternados, a 5^oC e a 55^oC, e em cada banho a imersão por 30 segundos. Todo o processo é automatizado (Máquina de banho para teste cíclico-521-6D, Ethik Technology, Vargem Grande Paulista, São Paulo, Brasil), com o intuito de reproduzir a alteração de temperatura bucal durante um ano (Gehrke, Pereira 2014; Ricomini Filho et al. 2010). Todas as amostras foram levadas ao mesmo ciclo de imersões alternadas, o que eliminou a possibilidade de erros entre ciclos diferentes, em caso de as amostras serem banhadas de forma individual ou por grupos. O

equipamento utilizado pertence ao laboratório de pesquisas de Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora (Figura 7).



Figura 7 – Termocicladora com programação de 1 000 banhos alternados por 30 segundos cada. Temperatura de 5°C e 55°C.
Laboratório de Pesquisa Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora.

4.7 – Teste de Fadiga mecânica:

Os conjuntos implantares foram inseridos em corpos de prova, com base de acrílico auto polimerizável (reação química) com 25mm de diâmetro x 20mm de altura; seguindo como guia tubos de PVC cilíndricos com as mesmas medidas. Para que a inserção dos mesmos na resina acrílica fosse feita de forma perpendicular à superfície da resina, e de forma padronizada, com os implantes ficando a 1mm acima dessa superfície, utilizou-se o paralelômetro com calibrações de posição vertical, com parada travada na altura desejada, e com a fixação também dos eixos horizontais e laterais. Realizou-se a obliteração do acesso ao parafuso protético com bastão de Guta Percha aquecida; preparo da superfície central com ácido fosfórico Condac FGM® a 37%, com abundante lavagem por 20 segundos com água; aplicação de camada de Adesivo Ambar

FGM[®], com polimerização por 20 segundos; e Resina composta Opalis FGM[®], sendo respeitada então a compatibilidade do sistema restaurador. O eixo central de inserção foi obtido com a centralização da ponta da haste do paralelômetro em contato com a marcação central da base metálica do casulo próprio da máquina de fadiga mecânica.

Os corpos de prova foram inseridos em casulos de metal com bordas acrílicas próprias da máquina de testes de carga (Simulador de fadiga mecânica – ER11000, ERIOS, São Paulo, Brasil), gerando então o conjunto final de testes (Figuras 8, 9A, 9B e 10).

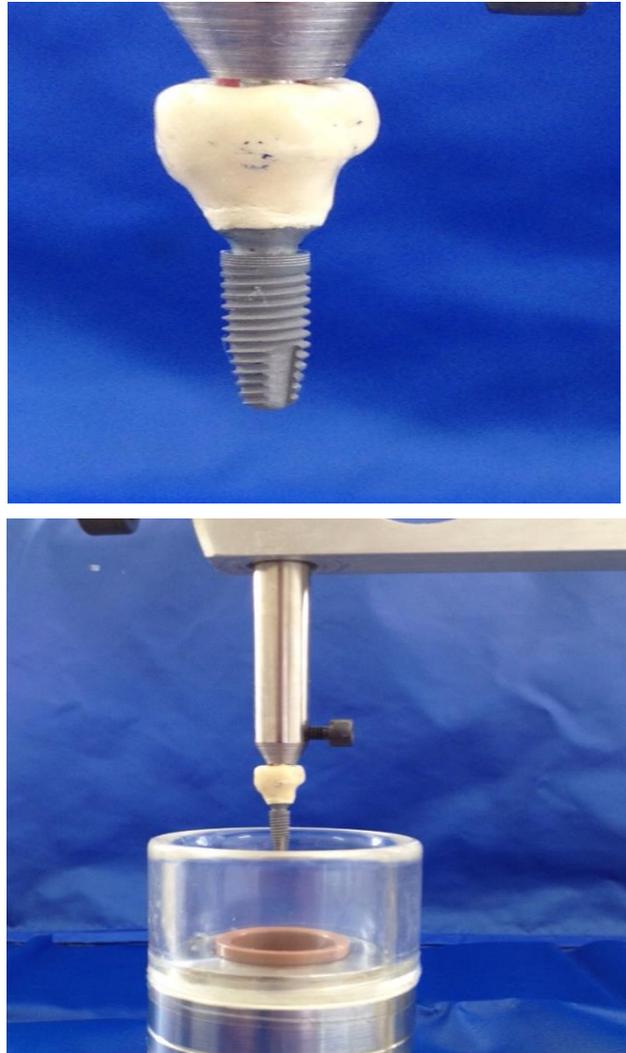


Figura 8 - Inserção dos conjuntos implantares nos casulos de teste, com base em resina acrílica e uso do paralelômetro

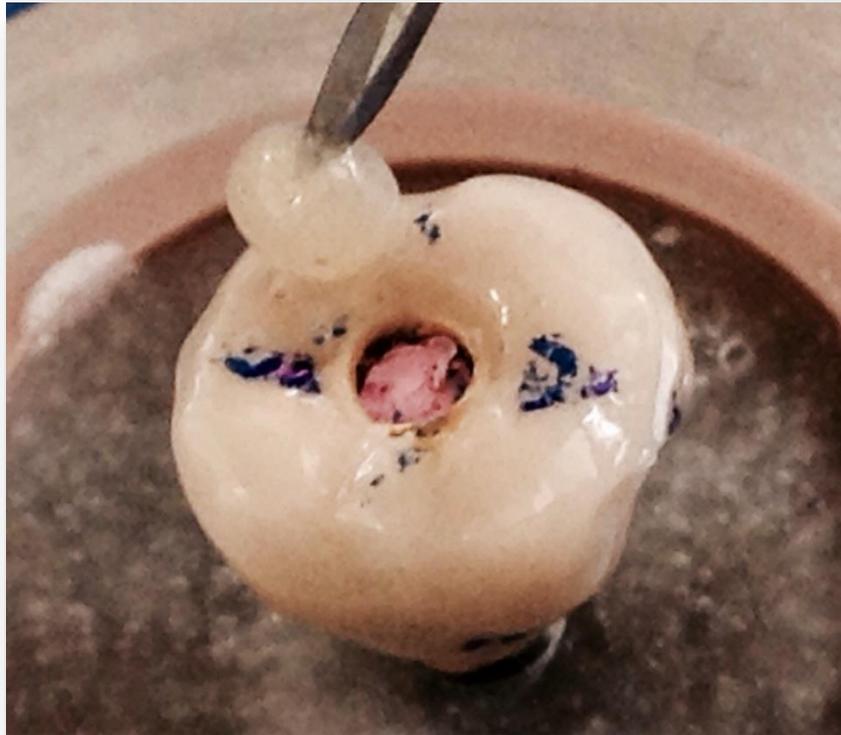


Figura 9 A) oblitação do acesso do parafuso protético com Guta Percha e Resina Composta

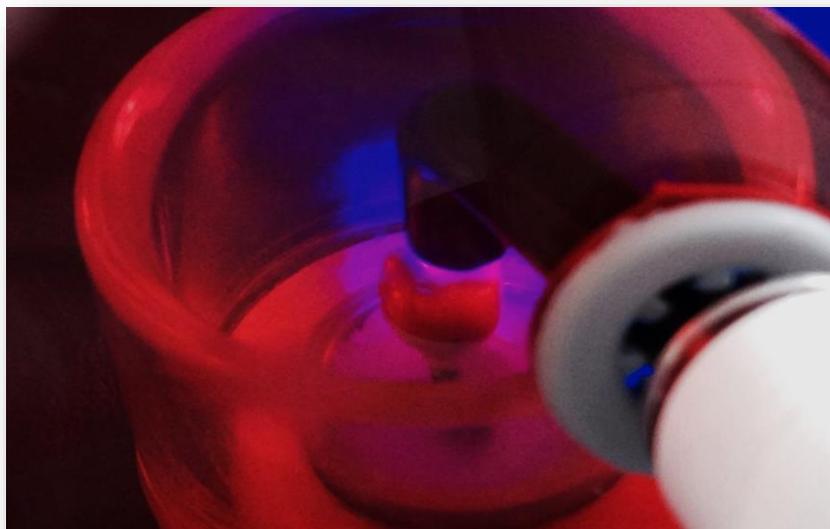


Figura 9 B - Polimerização da resina composta por 20 segundos

Os casulos foram preenchidos com água destilada até o nível superior da coroa protética mantendo a sua parte interna imersa na mesma, e assim conduzindo o calor até a superfície da interface implantar; visando reproduzir as condições bucais de 37°C durante o teste de mimetização dos esforços mastigatórios (Figura 10).



Figura 10- Inserção das amostras e os cilindros de prova na máquina de Fadiga Mecânica ERIOS 11000. Submersão em água destilada a 37°C. Total de 500.000 ciclos a 120 N/cm².

O calor foi gerado pela máquina de testes, em sua base metálica que o transmite à base dos casulos, desta à água destilada, e a seguir aos corpos de prova. A temperatura foi checada por termômetros digitais, e a aferição se deu em três tempos distintos durante cada dia de testes, sendo que por dia contabilizou-se 06 horas de testes. Quando houve variação maior que 2°C, a máquina passou por ajustes, sem que houvesse interrupção dos testes de carga; portanto tivemos a variação de temperatura aceitável de 37°C ± 2°C, para o

líquido e os corpos de prova (RICOMINI FILHO et al. 2010; JORGE et al. 2013; GEHRKE, PEREIRA 2014).

4.8 - Microscopia Eletrônica de Varredura final (100 x e 500 x):

As amostras foram submetidas a um novo ciclo de obtenção de imagens pela Microscopia de Varredura. Para isto foram posicionadas de acordo com os seus grupos, subdivisões e números para que as análises de cada face correspondessem àquelas das mesmas faces da tomada inicial. A metodologia descrita no processo de MEV inicial foi mantida quanto à máquina utilizada, o posicionamento das amostras, análise com Software específico, e análise de mensuração calibrada pelo mesmo técnico pesquisador na instituição UFRJ.

Os resultados foram compilados constituindo a base de dados para a análise estatística inerente ao estudo proposto, com mensurações comparativas para cada face, de cada amostra, e em cada grupo.

5 - Análise estatística:

Os dados obtidos neste trabalho foram submetidos a análises comparativas para a averiguação de desadaptação antes e depois dos testes de carga que visam reproduzir a mastigação humana anual, e em uma análise intergrupos; com valor de significância $p < 0,05$, para distribuição de dados fora de normalidade usando-se o método Mean-Whitmann:

Variáveis do estudo: V, D, L, M (faces das mensurações da fenda) em dois tempos (V1/V2; D1/D2; L1/L2; M1/M2), e as diferenças entre essas (Vd; Dd; Ld;

Md). Conforme análise adaptada com base nos estudos de NASCIMENTO et al. 2013; GEHRKE & PEREIRA 2014, tivemos

H0- Não há diferença significativa na desadaptação da interface implante – pilar, entre os pilares testados para G1 e G2, ou para G1.A / G1.B e G2, ou G2.A / G2.B ($p > 0,05$).

H1- Há diferença significativa na desadaptação da interface implante – pilar, entre os pilares testados para G1 e G2, ou para G1.A / G1.B e G2, ou G2.A / G2.B ($p < 0,05$).

Havendo indícios para se rejeitar H0, podemos considerar diferenças nas propostas de tratamento; e de acordo com a análise estatística afirmar se isto vai de encontro ou não às análises referenciadas na fundamentação do estudo.

6 – Resultados - MEV inicial:

As amostras foram armazenadas em recipiente plástico conforme os grupos até o momento do MEV (Universidade Federal do Rio de Janeiro), a fim de não haver contaminação ou sofrerem processo de dilatação ou contração térmica por oscilação de temperatura do ambiente.

6.1 – Resultados - MEV inicial 100 X:

Na avaliação qualitativa da Micro Fenda (100 X) notou-se que todas as amostras, independente de grupo ou tipo de pilar, exibiram resposta positiva. Observou-se variações neste aumento da magnitude (não mensurada) entre as interfaces, de acordo com os grupos e seus subgrupos.

Assim, o G1 exibiu maior percepção de Micro Fenda a 100 X de aumento em varredura de 6 μ m/segundos de velocidade. Dentre estas amostras as de visualização mais nítida foram aquelas de reconstrução protética apenas da infra estrutura metálica das coroas, sendo exposta à manipulação direta humana, calor de inclusão de cera para escultura dental, calor de fundição da liga metálica de Níquel – Cromo pertencentes ao subgrupo A (G1.A). Os resultados obtidos para G1.B demonstraram visualização mais discreta se comparada com o subgrupo A, porém maior que se comparada aos resultados da primeira microscopia do grupo G2 (pilares não calcináveis), sendo neste compreendidas as coroas protéticas que passaram pelas mesmas etapas que o subgrupo A do G1 porém, agora acrescidas das novas tomadas de calor para a inclusão de

camadas de porcelana por queima, para a finalização da coroa protética, como em analogia às etapas normais da reabilitação oral (Figuras 11, 12, 13, 14, 15).

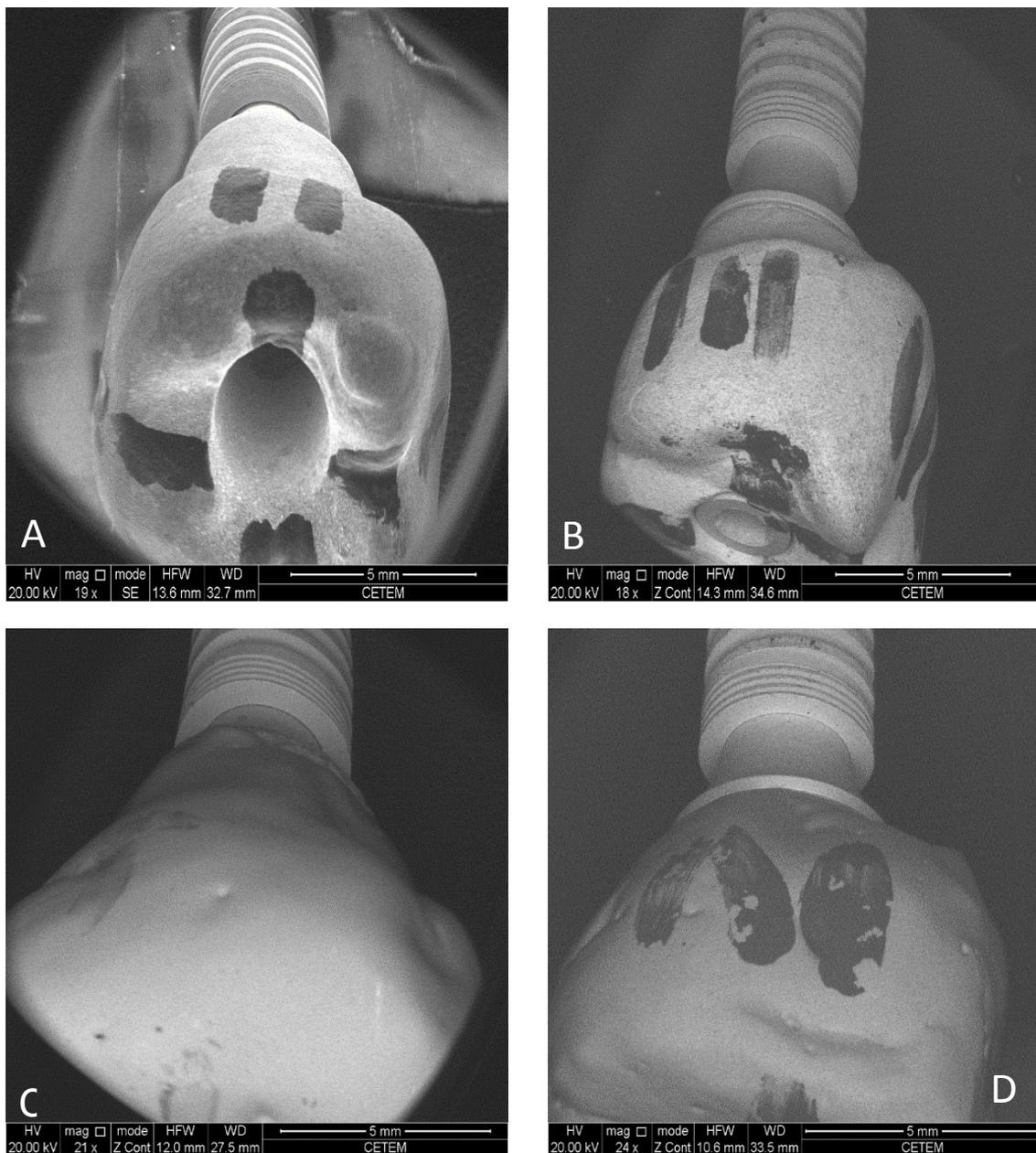


Figura 11 - Aspecto inicial de identificação dos corpos de prova, segundo a numeração dada a cada um, e um método inicial de avaliação de deformações e anomalias das superfícies implantares, do pilar e de sua prótese. A – G1.A; B – G2.A; C – G1.B; D – G2.B

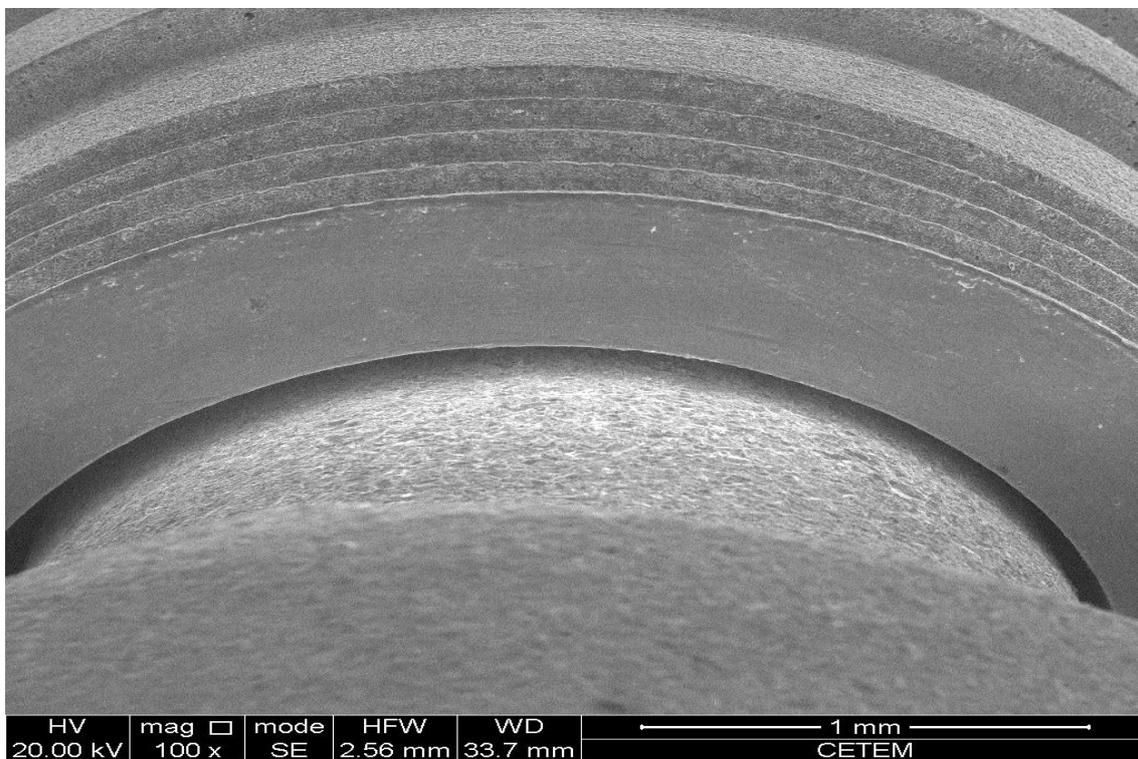
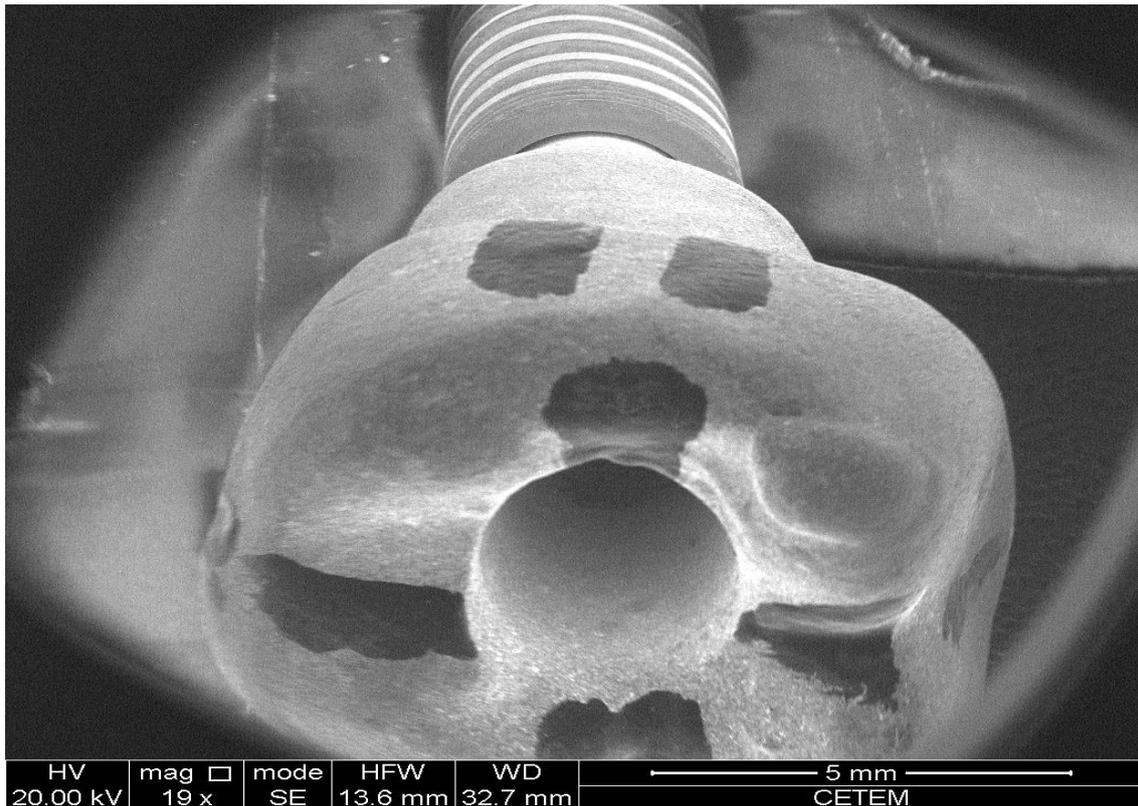


Figura 12 –Grupo G1: Amostra 02, subdivisão A.
 a) Imagem inicial da análise.
 b) Aumento de 100 X para análise qualitativa da Micro Fenda gerada na interface implante / pilar protético.

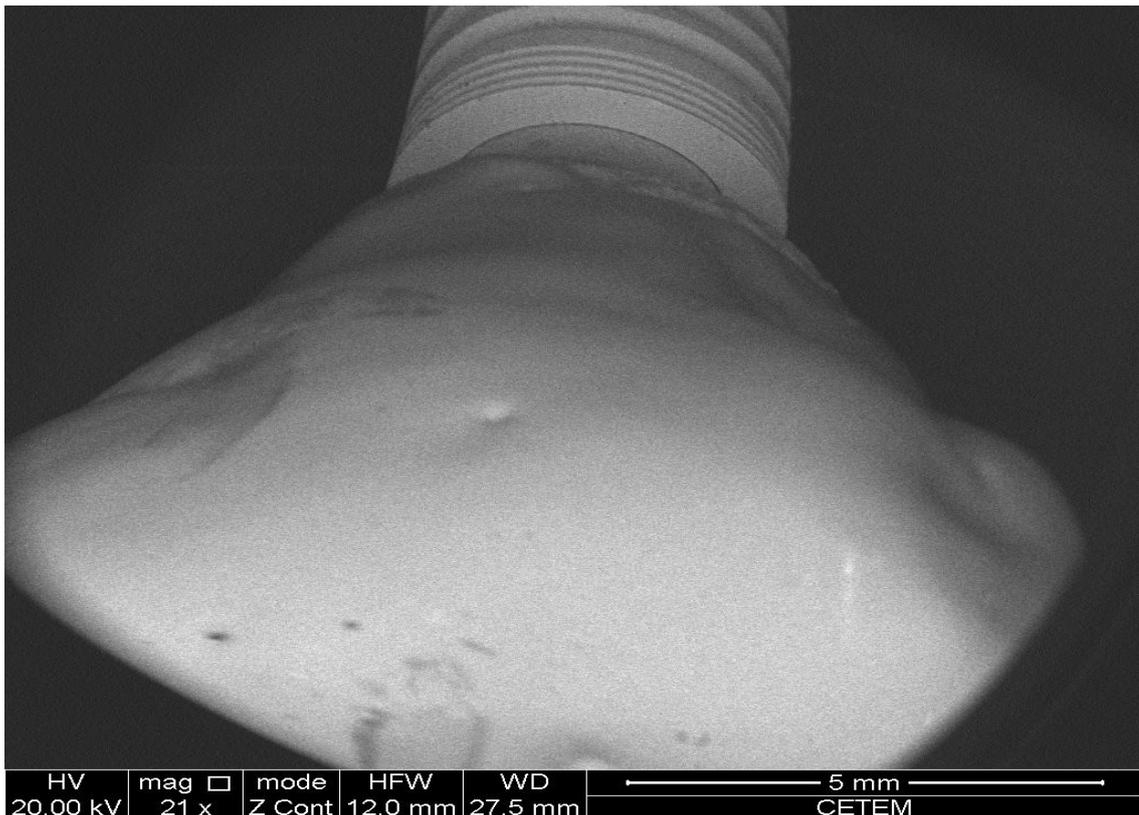


Figura 13 – Grupo G1: Amostra 02, subdivisão B.
 a) Imagem inicial da análise.
 b) Aumento de 100 X para análise qualitativa da Micro Fenda gerada na interface implante / pilar protético.

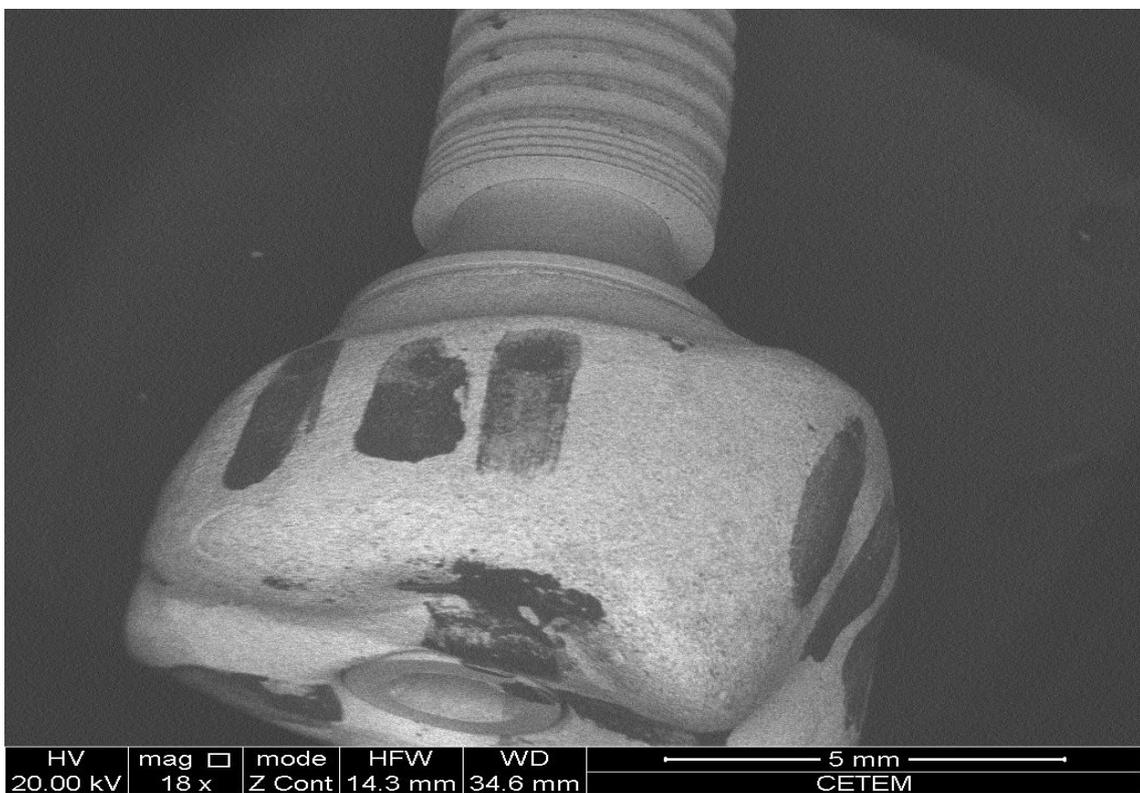


Figura 14 – Grupo G2: Amostra 02, subdivisão A.
 a) Imagem inicial da análise.
 b) Aumento de 100 X para análise qualitativa da micro-fenda gerada na interface implante / pilar protético.

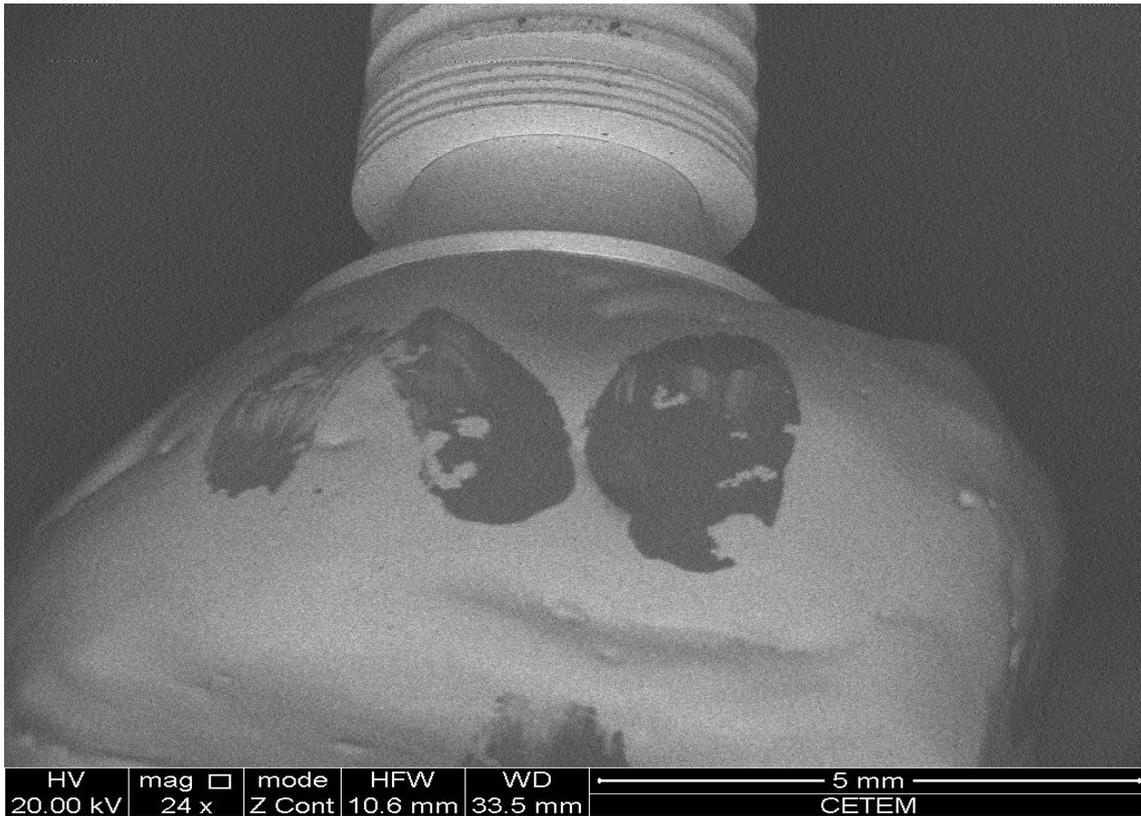


Figura 15 – Grupo G2: Amostra 02, subdivisão B.
a) Imagem inicial da análise.
b) Aumento de 100 X para análise qualitativa da Micro Fenda gerada na interface implante / pilar protético.

6.1.2 – Resultados - MEV inicial 500 X:

Em análise a 500 X de aumento real do campo, pode-se confirmar que as diferenças descritas entre os grupos foram ratificadas e quantificadas. Os menores valores foram obtidos para G2, e os maiores para G1, com destaque para a subdivisão G1.A (Tabela 3 e Gráficos 1, 2, 3).

Nº amostra	V	D	L	M
G1.A- 1	12,51	15,57	15,5	21,05
G1.A-2	54,54	79,53	64,02	63,5
G1.A-3	61,13	65,02	60,5	37,53
G1.A-4	21	18,01	20,51	18,61
G1.A-5	27,02	7,649	7,433	20,5
G1.B-1	17,53	6,519	9,5	10,01
G1.B-2	11,51	10	8,5	13,51
G1.B-3	9	9,5	10,05	11,1
G1.B-4	5	18,77	6,5	9,513
G1.B-5	13,09	16,62	10,69	16,62
G2.A-1	3,536	6,801	9,014	5,408
G2.A-2	3,5	5,148	2,5	4,243
G2.A-3	4,5	3,041	4,743	3,5
G2.A-4	3,041	1,75	1,25	3,5
G2.A-5	3,5	2,693	4	6,801
G2.B-1	5	3,5	2,5	2,5
G2.B-2	5,701	2,55	3,536	4,528
G2.B-3	3,808	2,5	3,64	2,55
G2.B-4	2,915	3,536	2,5	2,236
G2.B-5	2,915	1,5	1,458	2,828

Tabela 2 - Microscopia Eletrônica de Varredura inicial das 20 amostras, comparando-se cada face da interface analisada.

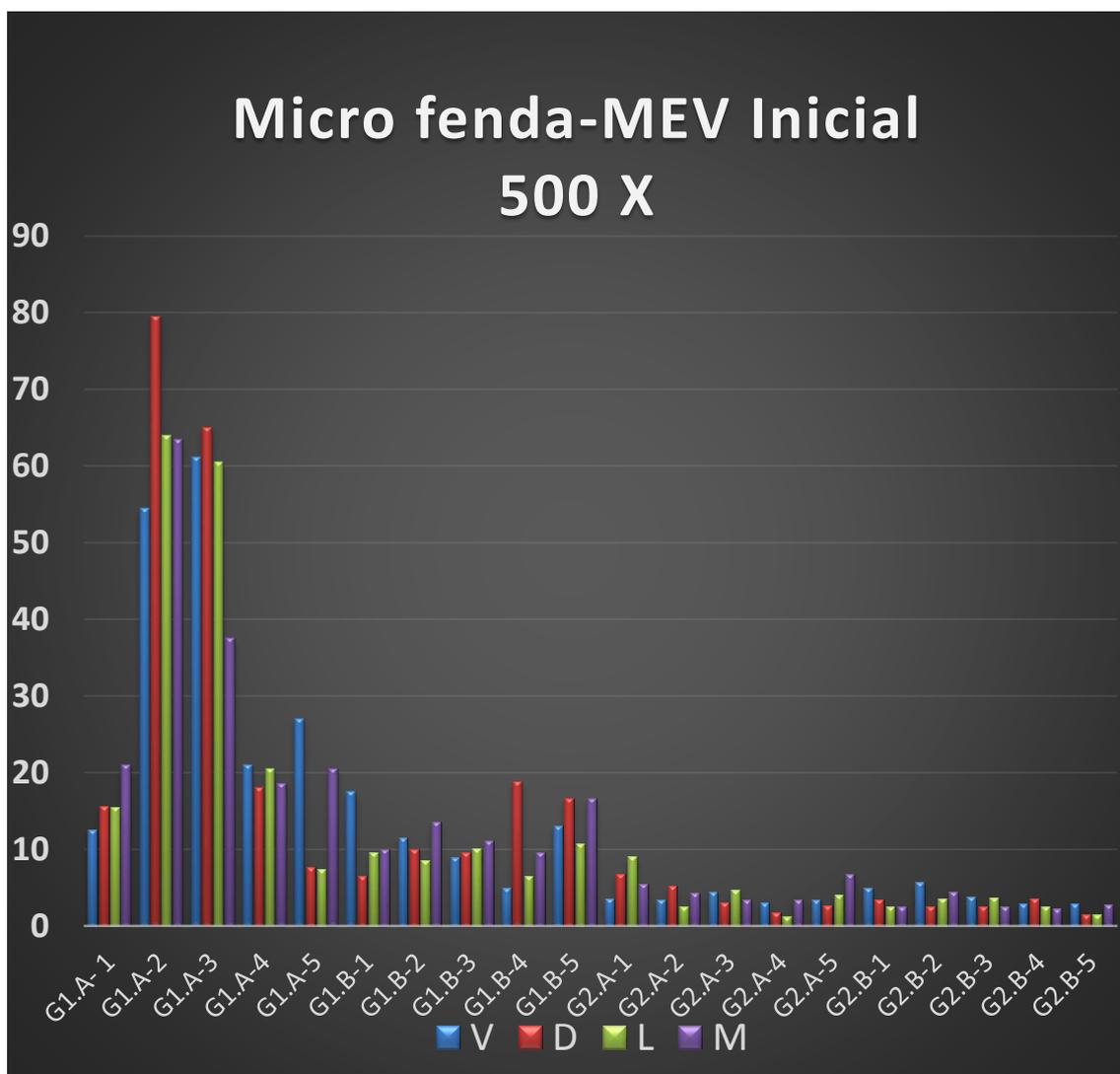


Gráfico 1 – Medidas das interfaces analisadas em que se compara os grupos G1 e G2 - Microscopia Eletrônica de Varredura inicial das 20 amostras.

Credita-se esta diferença à manipulação laboratorial rotineira aos componentes calcináveis e aos processos de aquecimento em diferentes etapas pelos quais estes passam, e que, a fundição das estruturas aplicadas sobre o pilar, sendo este submetido ao mesmo processo que as ligas. O seu jateamento para limpeza, com posterior polimento e acabamento gerou tendência de desadaptação do pilar protético e isto se traduz em menores proporções físicas da parte cônica do pilar que está em conformação com a interface pilar-implante.

O resultado final permite a criação de Micro Fenda maior que àquela indicada na literatura como limite para a previsibilidade da terapia implantar, frente à estabilidade biomecânica e à penetração bacteriana e o desenvolvimento de doenças perimplantares associadas ao acúmulo de alimentos e biofilme patogênico.

Para a divisão A do grupo G1 observou-se que todos os implantes apresentavam no mínimo 02 faces com desadaptação maior que 10 μ m, constituindo-se então em subdivisão com falha de 100%, e estes apresentavam interface com valor igual ou maior que 50% de Micro Fenda passível de colonização bacteriana e com biomecânica vulnerável, além de pouca resistência às deformações geradas pela manufatura da parte protética desta reabilitação (Gráfico 2).

Quanto à subdivisão B do grupo G1 apenas 01 conjunto implantar, em total de 05, apresentou-se com menos de 02 faces desadaptadas além do limite proposto no estudo; sendo calculado então nesta etapa, para esta subdivisão a falha de 80%. É importante salientar que em contato direto com o laboratório de prótese odontológica responsável pelas etapas de confecção das coroas, o mesmo relatou e questionou a razão pela qual o conjunto G1.A, após o processo de fundição apresentava pouca passividade de adaptação dos pilares; sendo explicitada então a dilatação volumétrica das estruturas sofrida em cada etapa (Gráficos 2 e 3).

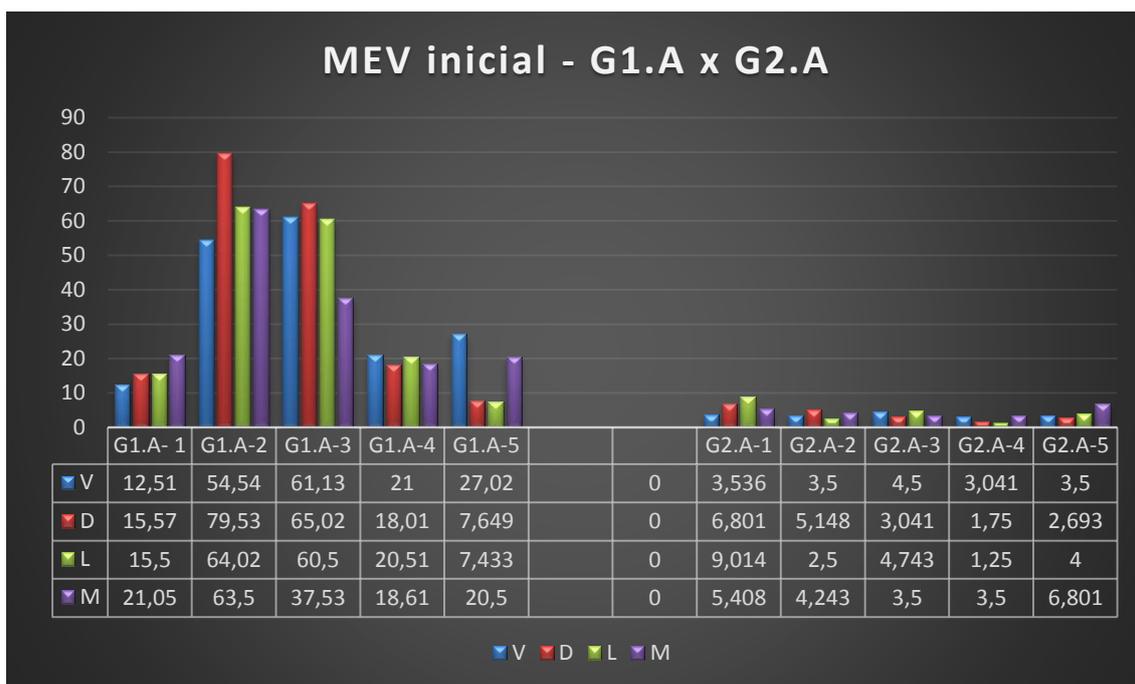


Gráfico 2 - Microscopia Eletrônica de Varredura inicial comparativa entre os grupos G1.A e G2.A /.

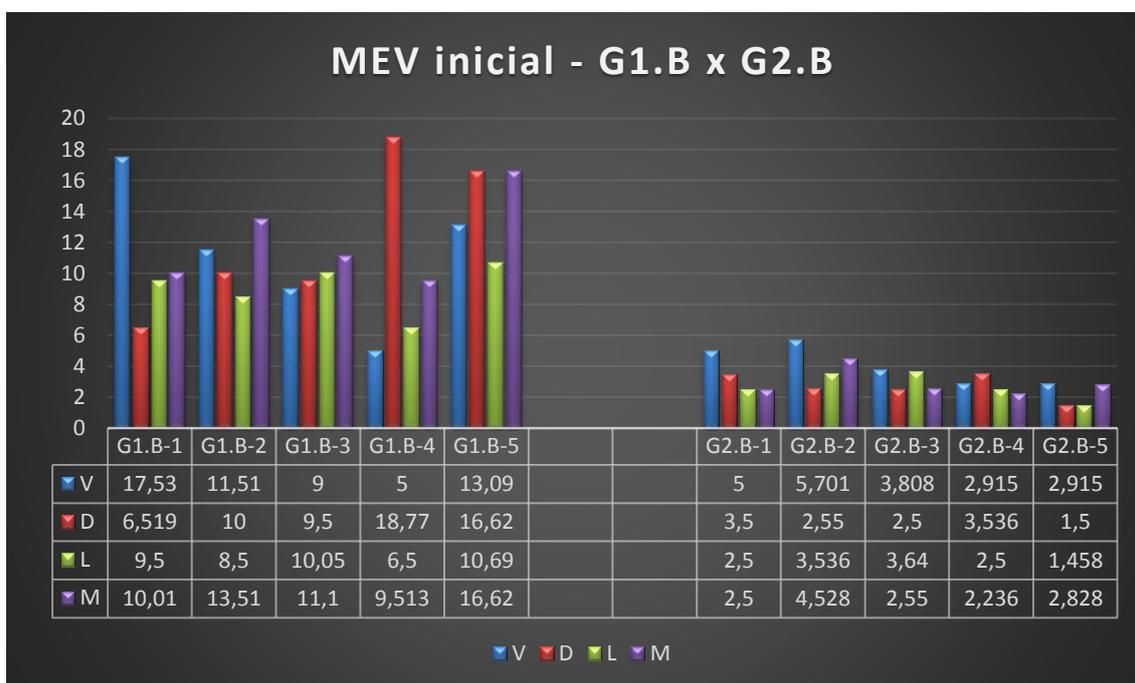


Gráfico 3 - Microscopia eletrônica de varredura inicial comparativa entre G1.B x G2.B. Comparação entre as subdivisões.

6.2 – Resultados - MEV Final:

6.2.1- Resultados – MEV final 100 X:

Os resultados foram similares ao MEV 1 e sem grandes alterações para as interfaces. Para algumas amostras notou-se fragmentos sobre as superfícies, e tem-se como provável origem a precipitação de minerais durante a submersão para os testes em máquina de fadiga mecânica. Para melhor comparação, observar as novas interfaces a 100 X de aumento, sendo que as amostras sugeridas são as mesmas na imagem demonstrativa em 100 X de MEV inicial do estudo (Figura 16).

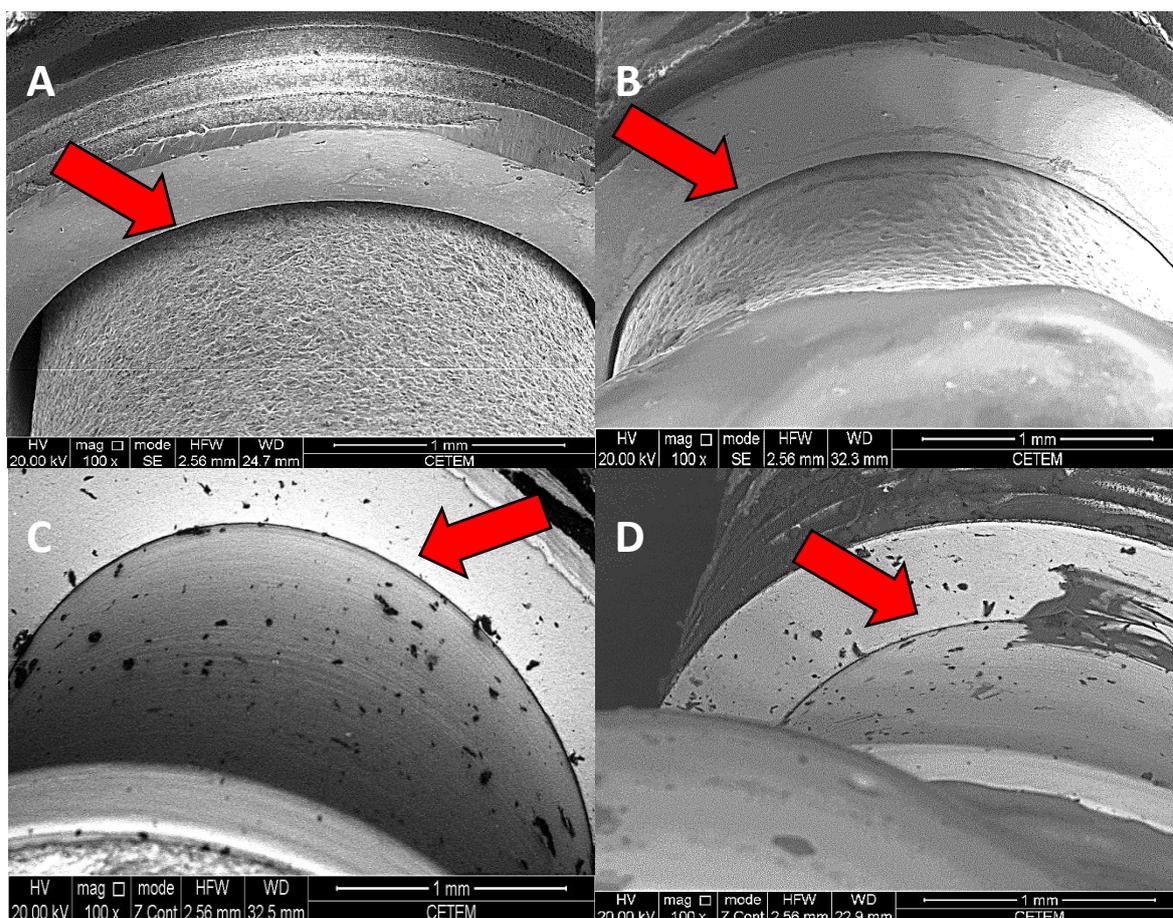


Fig. 16 - Aspecto final de identificação qualitativa da Micro Fenda nos corpos de prova. **MEV final a 100 X de aumento** dos grupos: a) G1.A; b) G2.A; c) G1.B; d) G2.B

6.2.2. – Resultados – MEV final 500 X:

Os valores mensurados por MEV após os testes em máquinas passam agora a integrar a base de dados, e possibilitam análise do comportamento da fenda gerada no sistema frente à função mastigatória, reproduzida em laboratório. Os dados são demonstrados em tabela, e as inferências sobre os mesmos foram obtidas através de análises gráficas e estatísticas (Tabela 3).

N° amostra	V2	D2	L2	M2
G1.A- 1	54,52	27,57	25,5	30,65
G1.A-2	55	92,03	86,55	57,51
G1.A-3	26	21,91	11,67	14,32
G1.A-4	17,5	30,54	34,03	13,09
G1.A-5	19,91	13,37	21,24	17,57
G1.B-1	33,24	15,89	47,57	29,57
G1.B-2	48,59	66,3	28	16,62
G1.B-3	34,5	29	13,21	20,55
G1.B-4	37	24,17	50,11	45,68
G1.B-5	23,95	8,49	9,92	26,93
G2.A-1	3,5	2	2,55	3,5
G2.A-2	2,55	2,062	2,55	3,5
G2.A-3	2,5	1,521	1,581	2,5
G2.A-4	1,581	1,5	2,5	2,55
G2.A-5	2,5	2,5	2,55	3,5
G2.B-1	2	2,693	2,5	2,5
G2.B-2	2,55	2,236	2,55	2,693
G2.B-3	2,5	2,5	2	4,31
G2.B-4	2,915	2,121	2,5	2,062
G2.B-5	5,44	2,25	1,5	2,5

Tabela 3 - Microscopia Eletrônica de Varredura final das 20 amostras, comparando-se cada face da interface analisada.

Em análise gráfica pôde-se realizar comparação direta, entre os dois tempos do estudo, e em nenhum momento as medidas da Micro Fenda gerada no grupo controle (G2) foram maiores que 10µm, estando assim de acordo com o preconizado na literatura como limiar de desadaptação biomecânica e microbiológica para a desadaptação gerada nas interfaces dos componentes dos sistemas implantares (Gráfico 4).

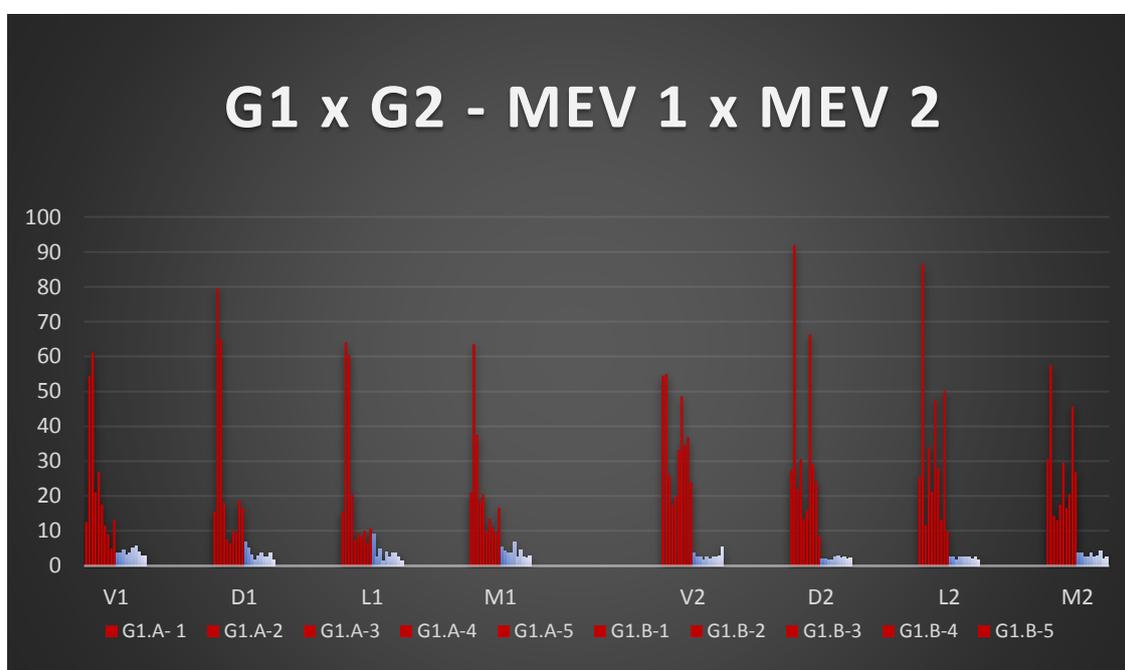


Gráfico 4 - Microscopia eletrônica de varredura comparativa entre G1 (vermelho) x G2 (tons de azul). Análise antes e após os testes térmicos e de fadiga mecânica.

De acordo com o limite de desadaptação entre as superfícies previsto na literatura consultada, foi traçado o percentual das amostras que apresentavam no mínimo 02 faces com valores acima de 10µm, e assim constituindo vulnerabilidade biomecânica e biológica de 50% da interface entre pilar e implante Cone Morse. Notou-se que após os testes de carga o grupo controle permaneceu com plena e total adaptação de suas amostras, e que para o grupo

teste os índices se mantiveram (G1.A) ou aumentaram (G1.B); constatou-se assim que a este nível de comparação, todo o grupo teste, ao fim do estudo, se mostrou com falha (Tabela 4).

Percentual $\geq 10 \mu\text{m}$	T1	T2
G1.A	100 %	100 %
G1.B	60 %	100 %
G2.A	0 %	0 %
G2.B	0 %	0 %

Tabela 4 – Análise comparativa entre os grupos de teste e controle, frente aos dois tempos do estudo, em relação à desadaptação limítrofe.

Para o grupo teste (G1) observamos que nos dois momentos este apresentou valores elevados, e que no primeiro momento (após etapas laboratoriais) os seus resultados tendiam a limites maiores que $10\mu\text{m}$, com destaque para a subdivisão A; já para a subdivisão B estes se demonstravam à proximidade com o limite estipulado, ou a serem maiores que o mesmo. Após os testes térmicos e de fadiga mecânica as amostras da subdivisão A se mostraram em conformidade com os resultados progressos, mantendo o padrão, enquanto as amostras da subdivisão B obtiveram resultados maiores, sendo agora quase que em totalidade superiores ao limite norteador da medida aceitável para a Micro Fenda, com base na literatura (Gráficos 4 e 5).

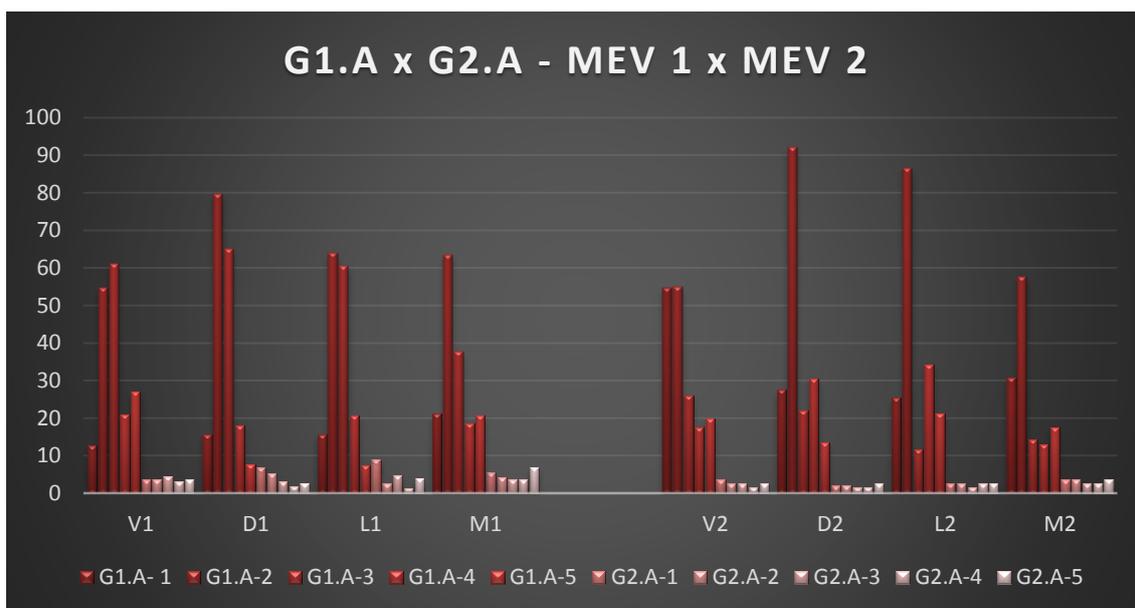


Gráfico 5 - Microscopia eletrônica de varredura inicial comparativa entre G1.A x G2.A. Comparação entre as subdivisões similares antes e após os testes térmicos e de fadiga mecânica.

A subdivisão B do G1 ao apresentar notório aumento das medidas de desadaptação demonstra sua maior vulnerabilidade quando em função mastigatória, com pior biomecânica inerente ao sistema implantar da mesma (Gráfico 6).

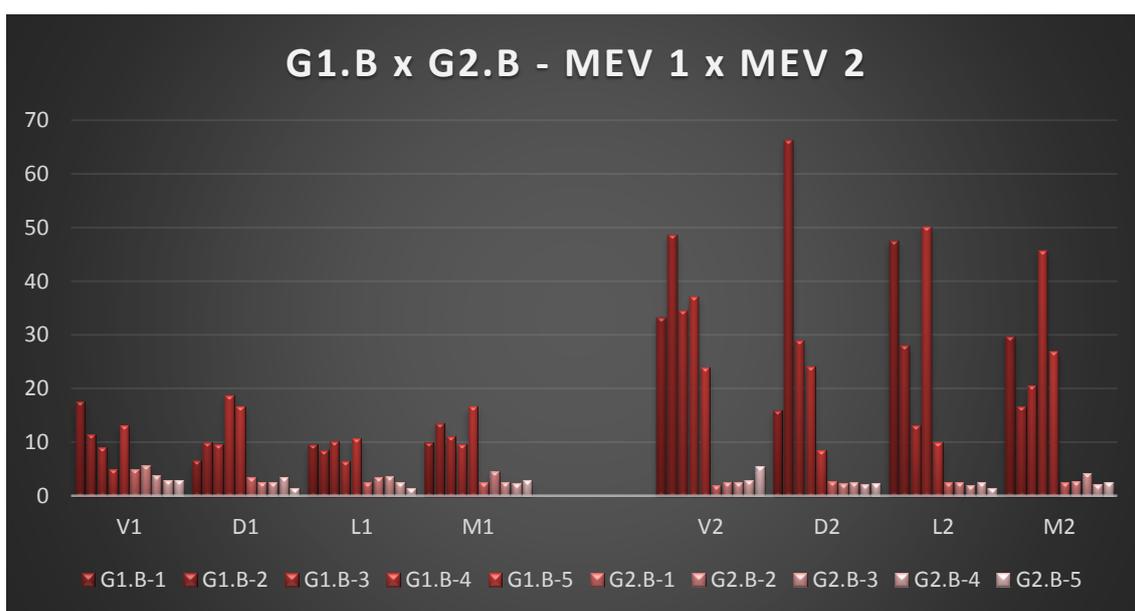


Gráfico 6 - Microscopia eletrônica de varredura comparativa entre G1.B x G2.B. Comparação entre as subdivisões, antes e após os testes térmicos e de fadiga mecânica.

A análise de médias entre os grupos possibilitou averiguar o maior valor para a subdivisão A em MEV 1, e que esta média se mantém em MEV 2, com redução média de 1,032 μm , não podendo ser julgada como de diferença notória. A subdivisão B traz em sua análise a questão quanto ao aumento médio de 19,28 μm em suas amostras, sendo o maior do estudo e 18,678 vezes maior que a variação sofrida pela subdivisão A, que possui o mesmo pilar de teste (Gráfico 6).

Desta forma fica evidente que as maiores temperaturas durante o processo de sobrefundição do pilar calcinável Cone Morse ocasionam grande dilatação volumétrica do metal, e que esta agora passa a não ter encaixe passivo com a superfície interna do corpo do implante, o que por seu desenho de engenharia impede a descida do pilar até o ponto correto, ocasionando maior Micro Fenda entre as superfícies, com agravo de perda de estabilidade, e com a formação de espaços para retenção de microrganismos perimplanto patogênicos. Em análise mais aprofundada, podemos afirmar que ocorre segunda expansão das estruturas metálicas quando do processo de sinterização das porcelanas nas coroas protéticas. A segunda distorção atuaria agora como disfarce da primeira, pois nova dilatação iria diminuir as medidas da desadaptação entre as interfaces. (Gráficos 5,6 e 7).

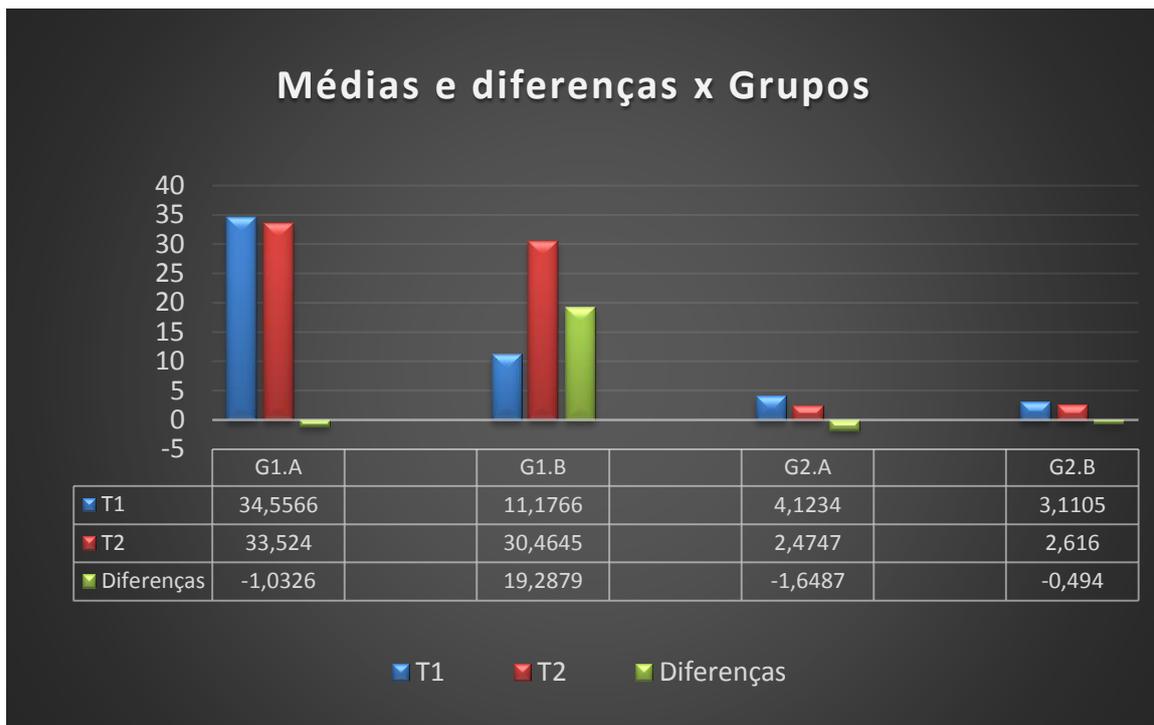


Gráfico 7 - Comparação entre os grupos e suas subdivisões. Médias e diferenças dos valores apresentados em cada etapa, e seu comportamento após os testes térmicos e de fadiga mecânica.

6.3: Resultados estatísticos:

Os resultados se apresentaram de forma não normal e em heterogenicidade, o que desaconselhou a análise por provas paramétricas. Durante todo o processo de análise estatística foi empregado o teste de Mean-Whitmann, com nível de significância $p < 0,05$; e calculados com pacote de dados de software estatístico SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

Todas as medidas foram estatisticamente usuais, não havendo variável ou amostra descartadas na avaliação, logo o estudo seguiu padrão equivalente quanto ao número de amostras e medidas comparativas, entre grupos e suas subdivisões.

Em análise geral foi possível atestar que G1 apresentou-se com tendência de maiores valores, para todas as subdivisões, e em todas as comparações; inclusive quando da diferença das medidas da fenda após o ciclo de testes miméticos da mastigação humana; obtida com a subtração dos valores de MEV 2 – MEV 1.

Apenas as variáveis Vd e Md não apresentaram significância em sua análise geral, porém seus valores, médias e desvio padrão acompanham a tendência do grupo de medidas, sendo então confirmadoras da tendência de maiores valores para G1, em qualquer análise e momento do teste.

	T1	T2	Diferença
G1			
<i>Média</i>	22,8666	31,99425	9,1276
<i>Mínimo</i>	5	8,49	
<i>Máximo</i>	79,53	92,03	
<i>Desvio Padrão</i>	20,90624	19,4683	
G2			
<i>Média</i>	3,6167	2,5453	-1,0713
<i>Mínimo</i>	1,25	1,5	
<i>Máximo</i>	9,01	5,44	
<i>Desvio Padrão</i>	1,5547	0,6423	

Tabela 5 – Análise estatística comparativa entre os grupos de teste e controle, frente aos dois tempos do estudo e com elucidação de suas médias Diferença de comportamento médio da fenda (T2-T1)

Análise entre as subdivisões:

Podemos afirmar que houve uma tendência a maiores valores para a subdivisão A (tempo 1 – MEV 1), e que após o ciclo de testes mecânicos esta tendência se iguala entre A e B, sendo que nas variáveis de diferença, essa

tendência se inverte para valores maiores em B. Na análise de G1 constatou-se que as variáveis V1 e M1 não se mostraram estatisticamente indicativas de maior distribuição de valores elevados para a subdivisão A.

A variável Md apresentou-se com valores maiores para a subdivisão B. Para G2 apenas a variável M1 mostrou maiores valores para a subdivisão A e a variável Md para a subdivisão B (Tabela 5).

Análise entre os grupos e suas subdivisões:

Para todas as variáveis de diferença da subdivisão A (Vd, Dd, Ld, Md) não houve grau de significância, e todos os valores se mostraram de tendência maior para G1 (Tabela 6). Para a subdivisão B apenas a variável Dd não se mostrou estatisticamente significável, e foi notado que os resultados tendiam para valores maiores em G1. Essas análises não inviabilizam as inferências sobre maior deformação pré testes para G1.A, e após testes para G1.B; já que os valores seguem a maioria das variáveis em suas tendências, sendo então exceção a sua não inclusão estatística.

	T1	T2	Diferenças
G1.A			
<i>Média</i>	34,5566	33,524	-1,0326
<i>Mínimo</i>	7,43	11,67	
<i>Máximo</i>	79,53	92,03	
<i>Desvio Padrão</i>	24,9393	24,5478	
G1.B			
<i>Média</i>	11,1766	30,4645	19,2879
<i>Mínimo</i>	5	8,49	
<i>Máximo</i>	18,77	66,3	
<i>Desvio Padrão</i>	3,6021	15,2901	
G2.A			
<i>Média</i>	4,1234	2,4747	-1,6487
<i>Mínimo</i>	1,25	1,5	
<i>Máximo</i>	9,01	3,5	
<i>Desvio Padrão</i>	1,7396	0,5148	
G2.B			
<i>Média</i>	3,1105	2,616	-0,494
<i>Mínimo</i>	1,46	1,5	
<i>Máximo</i>	5,7	5,44	
<i>Desvio Padrão</i>	0,9767	0,7286	

Tabela 6 – Análise estatística comparativa entre os grupos e suas subdivisões, frente aos dois tempos do estudo, e com elucidação de suas médias, valor mínimo e máximo, desvio padrão, em cada momento. A coluna diferença demonstra o comportamento médio da fenda após T1 (T2-T1).

7 - Discussão:

Para Elias et al. 2012 a estabilidade primária dos implantes é fundamental para a manutenção dos mesmos e suas propriedades biológicas. Afirmam que com manobras cirúrgicas e correta escolha do sistema e forma do corpo do implante, podemos potencializar a estabilidade, que deve atuar de forma harmônica com a restauração posterior do sistema. A perda da estabilidade biomecânica gera o início da perda óssea associada às doenças perimplantares.

Embora seja crescente e inegável a apresentação de resultados superiores para os sistemas implantares com base na geometria Cone Morse, a literatura é menor se comparada com a existente para os sistemas hexagonais. Estudos não apresentam consenso frente às suas metodologias e ou tipos de relações prótese/pilar/implante pesquisadas. Ainda temos achados discretos frente aos componentes calcináveis para o sistema Cone Morse, e sua inter-relação com a biomecânica e a piora dos fatores biológicos de sucesso implantar ligados à mesma. Há grande variedade de opções protéticas para os implantes osseointegráveis, e em especial para o sistema Cone Morse. Os pilares protéticos podem ser de corpo único ou apresentarem-se em dois estágios com divisão pilar/cilindro do pilar. Para o sistema implantar com pilar de corpo único, a maioria desses de mostra como calcináveis, e tem suas vantagens na versatilidade, são passíveis de individualização, de baixo custo comparativo.

Em leitura crítica comparando os estudos de Jorge et al. 2013 e Gehrke e Pereira 2014, e sobre a luz dos sistemas do tipo Cone Morse, podemos traçar paralelos e divergências relevantes. Os resultados da retenção do pilar protético no primeiro estudo demonstraram que com o teste de carga, este tende a se

melhor adaptar por dupla fricção das paredes, se adaptar e aumentar o torque necessário para a sua remoção, trabalhando então, dito pelos autores, como " solda a frio"; em relação à análise do contra torque do parafuso que sustentava as coroas protéticas inseridas sobre o pilar protético do segundo estudo, que este então apresentou perda de torque relativo ao momento antes do teste de cargas, porém há de se salientar que a sustentação da coroa é sim fator relevante, porém que a grande diferença do sistema Cone Morse se dá na interface interna que possibilita altíssima estabilidade a todo o conjunto implantar, e grande resistência à infiltração bacteriana, o que por si garante menor risco de problemas protéticos, histológicos e infecciosos associados ao implante e aos tecidos perimplantares; associação esta que corrobora com os estudos de Cosyn et al. 2009; Tripode et al.. 2012; Belibasakis, 2014. Mesmo demonstrando o afrouxamento comparativo do parafuso no teste de Jorge et al. 2013, o sistema Cone Morse possuiu as melhores taxas, sendo então mais estável e resistente que os sistemas hexagonais externos, lembrando-se que neste estudo não avaliou a interface interna do sistema implantar em questão. Durante o estudo foi possível a suspeita de que o aumento da desadaptação gerada na subdivisão G1.B também estivesse ligada à perda de retenção do parafuso protético de união das estruturas; e esta análise deve ser averiguada em estudos futuros. Duarte et al. 2012 avaliaram a perda de torque do parafuso protético in vitro, e concluem que os sistemas Cone Morse apresentaram diferença significativa em relação aos demais sistemas. Hirata et al. 2014 acrescentam que apesar da maior resistência do sistema implantar Cone Morse, o parafuso protético pode sofrer toda a carga biomecânica do sistema frente às desadaptações das interfaces, e que quando em excesso com parafusos de

menor diâmetro, há inegável tendência à fratura do mesmo; achados estes que corroboram com os estudos de Assunção et al. 2011; Freitas-Júnior et al. 2012.

Em um paralelo do estudo de Jorge et al. 2013, e o estudo de Cosyn et al. 2011, o segundo acrescenta que nos sistemas hexagonais tal como o visto no primeiro estudo, de três estágios (implante, pilar protético e componente protético–coroa), a maior fonte de contaminação se dá com as bactérias do sulco gengival perimplantar migrando para a interface pilar x coroa protética; e confere a sua desadaptação por essa prótese sofrer processo laboratorial humano, em detrimento à interface implante x pilar, que tem sua confecção e adaptação projetada em tornos de alta precisão industrial. Belibasakis, 2014, corrobora com essas afirmações, e acrescenta que quanto maior a manufatura das superfícies protéticas maior pode ser a formação de biofilme, desadaptações e taxa de falhas, afirmação esta que vai de encontro com o estudo de Ramos et al. 2014; que explicita a maior desadaptação gerada para os componentes calcináveis através de MEV das interfaces protéticas.

Jorge et al. 2013 ressaltam em sua discussão, que além dos resultados biomecânicos avaliados, o conjunto implantar que possui três estágios, apresentará melhor passividade e acuidade no assentamento protético, melhor estética na prótese sobre o implante, e melhor estabelecimento dos passos a serem tomados na reabilitação implantar previsível, inclusive em implantes que foram inseridos mais intraósseos. Acrescentam que a limitação dos sistemas de três estágios é na possível impossibilidade de espaço protético ideal ou uso de peça protética industrialmente elaborada, e com medidas não personalizáveis.

No presente estudo foi inegável que o grupo com pilar calcinável de corpo único, que passou por processo laboratorial de sobre fundição e queimas para

aplicação de porcelana, demonstrou maior vulnerabilidade frente ao sistema em três etapas. Para a subdivisão A que passou pelo processo de fundição (G1) obtivemos os maiores resultados de desadaptação inicial, que foram em média mantidos após os testes em máquinas que reproduziram a mastigação humana. Estes achados corroboram com os de Barbosa et al. 2007, e Neves et al. 2014, sendo que o segundo aponta taxa de 83,25% de amostras com interfaces desadaptadas acima de 10 μ m. A subdivisão B do grupo teste (G1) apresentou menor valor inicial, indicando assim que o novo processo de calor influenciou em nova dilatação volumétrica das suas estruturas, dando a impressão de melhor adaptação do pilar no corpo do implante.

É esperado que o sistema Cone Morse apresente redução desses valores quando em função mastigatória direta, como proposto por Jorge et al 2013, e Gehrke e Pereira 2014, com média de $3,34 \pm 2,17$ iniciais e $1,35 \pm 0,64$, descrita pelo segundo, para pilares não calcináveis. Os resultados do presente estudo vão de encontro ao proposto, o que ratifica a boa biomecânica, e a diminuição da desadaptação para o sistema Cone Morse e pilar não calcinável. Essa tendência apenas não foi observada para a subdivisão de pilares calcináveis que tiveram o seu processo laboratorial concluído, sendo então as amostras mais próximas da realidade reabilitadora implantar, pois com essa deformação inicial aparentemente menor é que se dá o uso clínico. Porém, após o uso esta apresentou com aumento médio de 19,28 μ m, o que constitui acréscimo de quase duas vezes o limite proposto pela literatura, somado com o valor inicial das fendas. Fica então evidente que entre a fundição e a sinterização das porcelanas não houve diminuição real das fendas.

Esta ilusão se desfaz quando estas restaurações implantares são postas em função mastigatória, sendo então que média tão alta de aumento da fenda na verdade revela a pouca resistência biomecânica gerada no sistema, devido ao uso de prótese com base em pilar calcinável por sobrefundição.

De forma geral, a fundição demonstrou como a maior geradora de distorções, que são mascaradas pela sinterização, mas que em uso pelo paciente se tornam notórias, pois a principal distorção, que acomete a passividade total do pilar protético no implante, não foi reduzida e que gerava embricamento maior e precoce das estruturas mais profundas da interface cônica dupla do sistema implantar Cone Morse.

8 - Conclusão:

- 1- Os pilares calcináveis apresentaram o maior grau de desadaptações, que permaneceram inalteradas após os testes térmicos e de carga.
- 2- Os pilares calcináveis mostraram falta de assentamento passivos das estruturas, e pior biomecânica.

9- Referências Bibliográficas:

1. Asadzadeh N., Naderynasab M., Ghorbanian F., Rohi A., Rajati H.R. The microbiology of the peri-implant sulcus following successful implantation of oral prosthetic treatments. *Indian Journal of Dental Research*; v.23; n.6, p: 753-757, 2012.
2. Assunção W.G., Delben J.A., Tabata L.F., Barão V.A.R., Gomes E.A. Effect of vertical misfit on screw joint stability of implant-supported crowns. *Journal of Materials Engineering and Performance*. v.20; n.6; p:753-757; 2011.
3. Bauman G.R., Rapley J.W., Hallmon W.W., Mills M. The peri-Implant Sulcus. *The international Journal of Oral e Maxillofacial Implants*. EUA. v.8, n.3, p: 273-280; 1993.
4. Barbosa G.A.S., Simamoto Júnior P.C., Fernandes Neto A.J., Mattos M.G.C., Neves F.D. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the Implant/UCLA abutment interface. *Brazilian Dental Journal*. v.18; n.2; p:139-143; 2007.
5. Barros R.R., Novaes A.B. Jr, Muglia V.A., Iezzi G., Piattelli A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*. v.21; n.4; p:371-378. 2009.
6. Belibasakis, G. Microbiological an immuno-pathological aspects of peri-implant diseases. *Archives of Oral Biology*. v.59; p:66-72; 2014.
7. Cosyn J., Aelst L.V., Collaert B., Persson R., Bruyn H.D. The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components: A microbiological analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. v. 13, n.4, p:286-295; 2011.
8. Cumerlato, M.L. Resistência de união ao cisalhamento na colagem de bráquetes ortodônticos metálicos a dentes artificiais de acrílico. *Dissertação de Mestrado - PUC RS*; 2013.
9. Dabdoub, K., Tsigarida A.A., Kumar P.S. Patient-specific analysis of periodontal an peri-implant microbiomes. *Journal of Dental Research*. v.92, spl.2, p:168-175; 2013.
10. Degidi M., Piattelli A., Scarano A., Shibli J.A., Iezzi G. Peri-implant collagen fibers around human Cone Morse connection implants under polarized light: a report of three cases. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. v.32; n.3, p:323-328; 2012.

11. Duarte A.R., Neto J.P., Souza J.C., Bonachela W.C. Detorque evaluation of dental abutment screws after immersion in a fluoridated artificial saliva solution. *Journal of Prosthodontics*. v.22, n.4, p:275–281; 2013.
12. Elias C.N., Rocha F.A., Nascimento A. L., Coelho P.G. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. v.16, p:169–180; 2012.
13. Freitas-Júnior A.C., Almeida E.O., Bonfante E.A., Silva N.R., Coelho P.G. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clinical Oral Implant Research*. v.24; p:197-202; 2012.
14. Galindo-Moreno P., León-Cano A., Ortega-Oller I., Monje A., O'valle F., Catena A. Prosthetic abutment height is a key factor in peri-implant marginal bone loss. *Journal of Dental Research*. v. 20; n.10; p:1s-6s; 2014.
15. Gehrke P., Pereira F. A. Changes in the abutment-implant interface in morse taper implant connections before and after mechanical cycling: A pilot study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. v.29; n.4; p:791-798; 2014.
16. Jorge J. R. P., Barão V. A. R., Delben J. A., Assunção W. G. Torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. v.28; n.2; p:415-422; 2013.
17. Kämmerer P.W., Lehmann K.M., Karbach J., Wegener J., Al-Nawas B., Wagner W. Prevalence of peri-implant diseases associated with a rough-surface dental implant system: 9 Years after insertion. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*. v.2, n.3;p:135-139; 2011.
18. Misch et al. *Implantes Dentais Contemporâneos*. Editora elsevier. Capítulos 1,2,3; tradução da 4ª edição; 2010.
19. Nascimento C., Miani P.K., Pedrazzi V., Gonçalves R.B., Ribeiro R.F., Faria A.C.L., Macedo A.P., Albuquerque R.F. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: In vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *The international Journal of Oral e Maxillofacial implants*. v.27, n. 3; p:551-552; 2012.
20. Neves F.D., Elias G.A., Silva-Neto J.N., Dantas L.C.M., Fernandes Neto A.J. Comparison of implant-abutment interface misfits after

- casting and soldering procedures. *Journal of Oral Implantology*. v.40, n.2, p:129-136; 2014.
21. Ramos M.B., Pegoraro L.F., Takamori E., Coelho P.G., Silva T., Bonfante E.A. Evaluation of UCLA implant-abutment saling. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. v.29; n.1, p:113-120; 2014.
 22. Ricomini Filho A.P., Fernandes F.S. F., Straioto F.G., Silva W.J., Del Bel Cury A.A. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connections systems. *Brazilian Dental Journal*. v.21, n.2; p:123-129; 2010.
 23. Schroeder A, Van Der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with sprayed titanium surfaces. *Journal Maxillofacial Surgery*. v.9, p:15–25; 1981.
 24. Socransky S.S., Haffajee A.D., Cugini M.A., Smith C., Kent R.L. Microbial complexes in subgingival plaque. *Journal of Periodontology*. v. 25, n. 25, p:134-144; 1998
 25. Suzuki K., Aoki K., Ohya, K. Effects of surface roughness of titanium implants on bone remodeling activity of femur in rabbits. *Bone Journal*; v.21, p:507–514; 1997.
 26. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*. v.20, p:875–881; 2005.
 27. Tripodi D., Vantaggiato G., Scarano A., Perrotti V., Piatelli., Iezzi G., D'Ercole S. An In Vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and morse taper implant-abutment connections. *Implant Dentistry*. v.21; n.4; p:335-339; 2012.

10 - Apêndice:

Dos custos do estudo:

Os materiais utilizados na pesquisa foram adquiridos pelos pesquisadores do estudo, sem qualquer patrocínio ou favorecimento por parte das empresas fornecedoras.

O Mestrando teve bolsa CAPES (Comissão de Aperfeiçoamento Pessoal de Ensino Superior).

O processamento laboratorial das amostras foram por executados com a parceria do o colega Mestrando do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica **João Paulo Sudré**, Cirurgião-Dentista, Técnico em Prótese Dentaria. e sócio responsável pelo Laboratório de Prótese Sudré,