

FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
DOUTORADO EM ODONTOLOGIA

JOÃO LOPES BONDAN

**ANÁLISE DE COMPONENTES PROTÉTICOS CONCEITO SWITCHING:
CONFORMIDADE DE ADAPTAÇÃO E TESTE MECÂNICO DE FADIGA.**

Porto Alegre

2017

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
TESE DE DOUTORADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PRÓTESE DENTÁRIA
NÍVEL DE DOUTORADO**

JOÃO LOPES BONDAN

**ANÁLISE DE COMPONENTES PROTÉTICOS CONCEITO SWITCHING:
CONFORMIDADE DE ADAPTAÇÃO E TESTE MECÂNICO DE FADIGA**

**PORTO ALEGRE
2017**

JOÃO LOPES BONDAN

**ANÁLISE DE COMPONENTES PROTÉTICOS CONCEITO SWITCHING:
CONFORMIDADE DE ADAPTAÇÃO E TESTE MECÂNICO DE FADIGA**

Tese apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Prótese Dentária ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira

**PORTO ALEGRE
2017**

Ficha Catalográfica

B711a Bondan, João Lopes

Análise de componentes protéticos conceito switching
conformidade de adaptação e teste mecânico de fadiga / João
Lopes Bondan . – 2017.

130 f.

Tese (Doutorado) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia,
PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira.

1. Plataforma Switching. 2. Implantes Dentários. 3. Componentes
Protéticos. I. Teixeira, Eduardo Rolim. II. Título.

JOÃO LOPES BONDAN

**ANÁLISE DE COMPONENTES PROTÉTICOS CONCEITO SWITCHING:
CONFORMIDADE DE ADAPTAÇÃO E TESTE MECÂNICO DE FADIGA**

Tese apresentada como requisito para
obtenção do grau de Doutor pelo Programa
de Pós-Graduação em Odontologia da
Faculdade de Odontologia da Pontifícia
Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Aprovada em: _____ de _____ de _____

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr Eduardo Rolim Teixeira

Prof.

Prof

Prof

Prof

**PORTO ALEGRE
2017**

AGRADECIMENTOS

Gratidão a todos que contribuíram e que participam de minha construção: pessoal, profissional e espiritual. Sou afortunado por tê-los em minha memória, no meu dia-a-dia e no horizonte da vida.

A PUCRS, pela formação e polimento. Trilhei todos os caminhos possíveis nessa instituição e seguirei entusiasta desta filosofia.

Família, Amigos, Professores, Colegas, Alunos, Demais Colaboradores, Muito Obrigado.

RESUMO

O estudo objetivou analisar a conformidade de adaptação de componentes protéticos de padrão switching e o comportamento dos mesmos frente a teste mecânico de fadiga, dispostos em dois manuscritos de acordo com a norma e perfil de publicação de duas revistas específicas da área de reabilitação oral. No manuscrito 1 foi realizada uma revisão literária, que elucidou conceitos relacionados à utilização da filosofia switching e seus benefícios biológicos evidenciados pela literatura. No entanto, fatores relacionados com estabilidade biomecânica associados a esse novo conceito demonstraram-se constituir uma temática pouco explorada e evidenciada pela ciência, necessitando, serem melhor compreendidos e confirmados por estudos que avaliem questões biomecânicas sobre esta filosofia. Através dessa carência demonstrada pela revisão literária, passou-se a etapa de estudo laboratorial, objetivando buscar respostas a questões envolvendo a estabilidade protética de longo prazo. O manuscrito 2 avaliou a conformidade de adaptação de componentes switching e seu comportamento frente a testes de ciclagem mecânica, tendo como metodologia o uso de 40 componentes protéticos para reabilitações unitárias sobre implantes padrão Hexágono Externo 4,1 Plataforma Regular, sendo divididos em quatro grupos: 10 componentes UCLA de 4,1 mm (grupo UC 4,1), 10 componentes UCLA de 3,6 mm (grupo UC 3,6), 10 componentes tipo pilares cônicos de 4,1 mm (grupo AC 4,1) e 10 pilares cônicos de 3,6 mm (grupo AC 3,6) sobre referido implante padrão RP Hexágono Externo 4,1 mm. Os grupos foram avaliados por Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDS) para confirmar o padrão de manufatura das amostras, e também comparada a adaptação com auxílio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) quanto a Fenda Vertical (FV) e Discrepância Horizontal (DH). Para a análise estatística dos dados de FV, aplicou-se os testes de Kruskal-wallis e Crosstabs, e para DH o procedimento de análise de Variância (Anova-Oneway) e de Tukey, ao nível de significância de 5%. Os quatro grupos de componentes (UC 4,1, UC 3,6, AC 4,1, AC 3,6) foram preparados conforme norma ISO 14801: 2007 e submetidos à 1.000.000 de ciclos, com carga de 100 N e frequência de 1 Hz em máquina de simulação de

fadiga. Resultados indicaram conformidade de adaptação de fenda entre componentes variando de 70% a 90%. Quanto à DH os dois grupos com componentes Switching (UC 3,6 e AC 3,6) apresentaram degrau negativo de 7,07 % e 5,36% respectivamente em relação a plataforma regular, enquanto os grupos de padrão regular (UC 4,1 e AC 4,1) degrau negativo de 1,21% e 0 % ($p \leq 0,05$). Em relação à perda de torque após a ciclagem foram obtidos os graus percentuais em cada grupo de 25% (UC 4,1), 39% (UC 3,6), 38% (AC 4,1) e 51% (AC 3,6), ($p \leq 0,01$). Desse modo, resultados do presente estudo indicam que os componentes com padrão switching apresentam-se com comportamento biológico favorável de curto prazo de acordo com a literatura consultada, mas comportamento biomecânico limitado. Em fator de adaptação há um grau de marcante precisão em quase todas as amostras em termos de FV. A DH é notada em maior ou menor grau, tanto em amostras regulares, quanto em padrão switching. Observou-se que quanto maior o degrau negativo de discrepância horizontal, maior é o grau de perda de torque após a ciclagem mecânica. Foi observada também uma tendência de que quanto mais marcada a aplicação do conceito switching, maior a perda de torque associada.

Palavras-Chave: Plataforma switching. Implantes dentários. Componentes protéticos.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze both the adaptation conformity of switching platform prosthetic components and their behavior in fatigue mechanical tests. The subject was split into two manuscripts according to the scope of two specific journals in the area of oral rehabilitation. The manuscript 1 presents a literature review that enlightened concepts related to the usage of the switching platform and its biological benefits demonstrated in the literature. However, factors associated with the biomechanical stability provided by this new concept have shown to be a coarsely explored area by science. Thus, such factors need to be better understood and confirmed by studies evaluating biomechanical issues of this platform. After demonstrating this shortage in the literature review, a laboratory study started, aiming at responding questions linked to the long term prosthetic stability. The manuscript 2 assessed the adaptation conformity of switching components confronted to mechanical cycling tests. The methodology was based on 40 prosthetic components for unity rehabilitations on implants standard HE 4.1 RP, being divided in four groups: 10 components UCLA 4.1 mm (group UC 4.1), 10 components UCLA 3.6 mm (group UC 3.6) , 10 components type conic abutment 4.1 mm (group AC 4.1) and 10 conic abutment 3.6 mm (group AC 3.6) on the respective implant standard RP HE 4.1 mm. The groups have been evaluated by Energy Dispersive Spectroscopy (EDS) to confirm the manufacture standard of the samples. Scanning electronic microscopy (SEM) was used to evaluate the adaptation in the vertical (FV) and horizontal (DH) directions. For the statistical analysis of the FV data, Kruskal-wallis and Crosstabs were used. One-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey (5%) were used for the DH data. The four groups of components (UC 4.1, UC 3.6, AC 4.1, AC 3.6) were prepared according to the ISO 14801: 2007 standard and submitted to 1,000,000 cycles, with a load of 100 N and frequency of 1 Hz in a universal fatigue testing machine. Results indicated conformity of adaptation (FV) among components varying from 70% to 90%. Concerning DH, the two groups of switching components (UC 3.6 and AC 3.6) presented a negative gap of 7.07% and 5.36% respectively in relation to the regular

platform, while the RP groups (UC 4.1 and AC 4.1) presented a negative gap of 1.21% and 0% ($p \leq 0.05$). The loss of torque after the cycling test were: 25% (UC 4.1), 39% (UC 3.6), 38% (AC 4.1) and 51% (AC 3.6), ($p \leq 0.01$). Hence, the result of the present study indicate that the switching platform components present a favorable short-term biological behavior according to the literature, but limited biomechanical behavior. In adaptation factor, there is a strong degree of precision in almost all samples in terms of FV. DH is noticed in all groups. It is also noticeable that in the platform switching groups the loss of torque after mechanical cycling test was larger.

Keywords: Switching platform. Dental implants. Prosthetic components.

LISTA DE TABELAS

| | |
|-----------------|----|
| Tabela 1 | 68 |
| Tabela 2 | 68 |
| Tabela 3 | 69 |
| Tabela 4 | 69 |
| Tabela 5 | 70 |
| Tabela 6 | 70 |
| Tabela 7 | 71 |
| Tabela 8 | 71 |
| Tabela 9 | 72 |
| Tabela 10 | 72 |
| Tabela 11 | 73 |
| Tabela 12 | 73 |
| Tabela 13 | 74 |
| Tabela 14 | 74 |
| Tabela 15 | 75 |
| Tabela 16 | 75 |
| Tabela 17 | 76 |
| Tabela 18 | 76 |
| Tabela 19 | 77 |
| Tabela 20 | 77 |
| Tabela 21 | 78 |
| Tabela 22 | 78 |
| Tabela 23 | 79 |
| Tabela 24 | 79 |

| | |
|-----------------|----|
| Tabela 25 | 80 |
| Tabela 26 | 80 |
| Tabela 27 | 81 |
| Tabela 28 | 81 |
| Tabela 29 | 82 |
| Tabela 30 | 82 |
| Tabela 31 | 83 |
| Tabela 32 | 83 |
| Tabela 33 | 84 |
| Tabela 34 | 84 |
| Tabela 35 | 85 |
| Tabela 36 | 85 |
| Tabela 37 | 86 |
| Tabela 38 | 86 |
| Tabela 39 | 87 |
| Tabela 40 | 87 |
| Tabela 41 | 88 |
| Tabela 42 | 88 |
| Tabela 43 | 89 |
| Tabela 44 | 89 |
| Tabela 45 | 90 |
| Tabela 46 | 90 |
| Tabela 47 | 91 |
| Tabela 48 | 91 |
| Tabela 49 | 92 |
| Tabela 50 | 92 |

| | |
|-----------------|-----|
| Tabela 51 | 93 |
| Tabela 52 | 93 |
| Tabela 53 | 94 |
| Tabela 54 | 94 |
| Tabela 55 | 95 |
| Tabela 56 | 95 |
| Tabela 57 | 96 |
| Tabela 58 | 96 |
| Tabela 59 | 97 |
| Tabela 60 | 97 |
| Tabela 61 | 98 |
| Tabela 62 | 98 |
| Tabela 63 | 99 |
| Tabela 64 | 99 |
| Tabela 65 | 100 |
| Tabela 66 | 100 |
| Tabela 67 | 101 |
| Tabela 68 | 101 |
| Tabela 69 | 102 |
| Tabela 70 | 102 |
| Tabela 71 | 103 |
| Tabela 72 | 103 |
| Tabela 73 | 104 |
| Tabela 74 | 104 |
| Tabela 75 | 105 |
| Tabela 76 | 105 |

| | |
|-----------------|-----|
| Tabela 77 | 106 |
| Tabela 78 | 106 |
| Tabela 79 | 107 |
| Tabela 80 | 107 |
| Tabela 81 | 108 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

< Menor

≤ Menor ou igual

% Porcentagem

°C Grau Celsius

µm Micrômetro

Co-Cr Cobalto-Cromo

mm Milímetro

Mo Molibdênio

Ga Gálio

Ni Níquel

C Carbono

“Gap” espaço entre implante e componente protético

cm³ Centímetro cúbico

et al. Abreviatura de et alii (e outros)

Al₂O₃ Óxido de alumínio

EDS Espectroscopia de energia dispersiva

MEV Microscopia eletrônica de varredura

n Número de corpos de prova

FV Fenda vertical

DH Discrepância horizontal

UC 4,1 - UCLA hexágono externo de 4,1 mm

UC 3,6 - UCLA hexágono externo de 3,6 mm (switching)

AC 4,1 – Abutment cônico hexágono externo de 4,1 mm

AC 3,6 – Abutment cônico hexágono externo de 3,6 mm (switching)

RP – Plataforma regular de implante hexágono externo 4,1

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO GERAL E REVISÃO DE LITERATURA..... | 15 |
| 2 | MANUSCRITO 1 | 17 |
| 3 | MANUSCRITO 2..... | 27 |
| 4 | DISCUSSÃO GERAL..... | 59 |
| 5 | CONCLUSÕES GERAIS | 62 |
| | REFERÊNCIAS..... | 63 |
| | ANEXO A - Quadros de Medições das Fendas Verticais..... | 68 |
| | ANEXO B - Quadros das Medições das Discrepâncias Horizontais | 88 |

1 INTRODUÇÃO GERAL E REVISÃO DE LITERATURA

A ciência reabilitadora odontológica sofreu uma verdadeira revolução com o advento da osseointegração do titânio evidenciado por Schoreder²⁶ e com os estudos desenvolvidos na Escandinávia pela equipe do Prof. Branemark^{1, 27} que culminaram na evidenciação científica da osseointegração, aplicável como instrumento reabilitador de inválidos bucais^{1, 2, 27}. O sucesso documentado em estudos, a introdução e a popularização desse sistema estimularam o surgimento de várias opções alternativas de implantes e componentes protéticos, visando a contemplação de variadas alternativas reabilitadoras e seu aprimoramento³⁰ e longevidade biomecânica^{24, 28}. O material utilizado na manufatura dos componentes protéticos^{8,12,34} e sua origem^{43,31, 32} são ditos como fatores determinantes a adequada adaptação, passividade e longevidade das reabilitações implantossuportadas¹⁴. Cilindros de base pré-fabricadas e componentes intermediários de fabricação industrial usinada^{44, 29} apresentam adaptação em maior conformidade que cilindros calcináveis³⁶, por não dependerem de processos laboratoriais, entre estes a fundição, a liga utilizada, o acabamento em zona de encaixe^{33, 13, 10}. O conceito de plataforma Switching foi introduzido por Lazzara e Porter³, e consiste em se utilizar um componente protético de menor diâmetro conectado à plataforma de um implante de maior diâmetro criando um “degrau” negativo de noventa graus entre o implante e o componente protético. O posicionamento horizontal da interface implante-abutment mais distante do osso exporia maior área da superfície do implante, no qual o tecido conjuntivo poderia aderir³⁹, e afastaria da crista óssea a contaminação bacteriana do gap⁴⁰, reduzindo a tendência a reabsorção óssea peri-implantar³.

A literatura demonstra, através de estudos de longo prazo^{18, 20} um marcante número de implantes reabilitados com a filosofia switching apresentando menor perda óssea^{21, 19, 22} em região de crista marginal comparados ao padrão regular tradicional^{9,15} independente de carga imediata^{38,42} ou tardia.^{37,17,41}

De acordo com alguns autores, a perda óssea marginal em implantes com técnica switching no primeiro ano de carga funcional chega a atingir um índice 30% menor em comparação com o padrão convencional, estabilizando-se nos anos

subsequentes e contribuindo para maior previsibilidade biológica de longo prazo^{9, 3,37}. Dessa forma, o maior espaço para o tecido mole sobre o degrau negativo proposto pela plataforma switching proporcionaria a formação de um espaço biológico no sentido mais horizontal, estabilidade microbiológica pelo afastamento microbiano da margem óssea e menor estresse em tecidos peri-implantares, originando a menor perda óssea marginal observada.^{37, 42, 39}

Este consenso quanto aos benefícios biológicos, entretanto, não referenda diretamente o mesmo benefício em relação ao comportamento biomecânico dessa proposta reabilitadora. Há uma marcante quantidade de estudos baseados em diferentes testes numéricos: elementos finitos^{25,35}, método fotoelástico²³, controles radiográficos e análises mecânicas extremas (fratura, ruptura)^{4,5,6}. Estes sugerem que o padrão switching apresenta tensão mais concentrada na região central dos implantes, e menores forças de estresse marginal bem como nos tecidos peri-implantares^{37,3, 20}. Assim estudos que avaliem o comportamento mecânico desse sistema frente a normatização ISO⁷ que busquem melhor compreender sua performance clínica tornam-se relevantes³⁵, avaliando fatores como a manutenção de torque de apertamento do sistema, passividade de assentamento dos componentes, coerência mecânica apresentada e estabilidade frente à carga funcional.

Tendo em vista as considerações acima descritas, o presente estudo teve como objetivos gerais melhor compreender fatores mecânico e dimensionais relacionados com o conceito switching e como objetivos específicos avaliar a conformidade de adaptação de componentes regulares e switching e seus comportamentos mecânico de preservação de torque quando expostos à cargas cíclicas.

2 MANUSCRITO 1

A utilização criteriosa da plataforma switching na implantodontia - Revisão de Literatura¹

João Lopes Bondan, DDS, MSc, PhD Student*

Eduardo Rolim Teixeira, DDS, MSc, PhD**

Título Abreviado: Abordagem Criteriosa de Plataforma Switching

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar a literatura pertinente quanto à atual utilização da plataforma switching e suas potenciais repercussões em reabilitações com implantes dentários. O conceito de plataforma switching consiste em se utilizar um componente reabilitador protético com menor diâmetro que a plataforma do implante, contrariando a lógica pré-estabelecida até então para esses padrões reabilitadores. Alguns benefícios biológicos como a menor reabsorção inicial da crista óssea marginal periimplantar, redução de tensões sobre tecidos adjacentes e formação de espaço biológico diferenciado e estável são detalhados como vantagens do presente conceito. No entanto, devido a menor área de assentamento entre plataformas do pilar protético e do implante, maior estresse poderia ser transmitido ao centro do implante, componente e parafuso de fixação protético, induzindo uma potencial fadiga ao sistema. Dado o aparente benefício biológico reportado por diversos estudos quando do seu emprego clínico, sugere-se um maior aprofundamento de estudos biomecânicos para avaliar esse tipo de protocolo restaurador, tendo em vista a pouca literatura disponível no assunto, permitindo assim a confecção de reabilitações orais

¹ Redigido conforme diretrizes do periódico Journal of Oral Implantology (JOI), ISSN: 0160 – 6972. Fator de Impacto: 1.184

* Doutorando, Departamento de Prótese, Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil.

** Professor Titular, Departamento de Prótese, Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil.

estáveis tanto biológica como mecanicamente.

Palavras Chaves: Plataforma switching. Implante dentário. Fatores biomecânicos. Plataforma de implantes. Reabilitações com implantes. Benefícios biológicos.

1 Introdução

A reabilitação oral sofreu uma verdadeira revolução com o advento da osseointegração^{1,2,3}. Desde seu advento, a Implantodontia vem agregando conceitos e protocolos para maior longevidade do conjunto reabilitador implante-prótese. Com o crescente favorecimento do prognóstico das reabilitações implanto-suportadas, sua popularização estimulou a manufatura³⁰ de não somente vários sistemas alternativos de implantes, como também o desenvolvimento de bioengenharia buscando aprimoramentos na macrogeometria, microgeometria e na superfície dos implantes. O desafio que se faz presente é de proporcionar reabilitações com longevidade estética, funcional e mecânica com maior controle de fatores biológicos e biomecânicos.

Dessa forma, surgiram ao longo do tempo diferentes padrões de conexões protéticas, buscando e propondo melhoras nos protocolos reabilitadores. Atualmente, existem três principais possibilidades de sistemas de encaixe pilar-implante: Hexágono Externo (HE), sendo este um sistema precursor, Hexágono Interno (HI) e Cone Morse (CM). Os implantes com acoplamento protético tipo hexágono externo (HE), tornaram-se um sistema indicado à utilização reabilitadora devido à vasta literatura associada e tempo maior de acompanhamento clínico^{2,3 4, 5, 8}. Da mesma forma, o surgimento de conexões internas (hexágono interno e Cone Morse), objetivam aprimoramentos protocolares biomecânicos e biológicos, buscando diminuição de tensões no osso de suporte⁵. Logo, integrar os sistemas reunindo suas características positivas mostra-se como uma conduta interessante para melhorar os resultados clínicos em reabilitação oral. Desse modo, com o pensamento agregador de ser utilizado em vários padrões de conexões surge o conceito Switching⁷.

Introduzido por Lazzara e Porter⁷, este novo conceito consiste em se utilizar um componente protético de menor diâmetro conectado à plataforma de um implante de maior diâmetro criando um “degrau” negativo de noventa graus entre o implante e o componente protético. O posicionamento horizontal da interface implante-pilar protético mais distante da base óssea exporia maior área da superfície do implante, no qual o tecido conjuntivo poderia aderir, e afastaria da crista óssea uma possível contaminação bacteriana¹⁹ presente na interface de união pilar-implante, reduzindo a tendência de reabsorção óssea na região peri-implantar^{7,9}. Estudos apontaram que um número significativo de implantes restaurados com componentes protéticos com plataforma Switching exibiram perda óssea na crista marginal de menor magnitude^{9,11,14,16} comparados à combinações tradicionais de plataforma^{6,18,21}.

Desse modo tem se demonstrado uma íntima relação entre a adaptação de margem do componente protético^{24,25} associado ao nível de perda óssea marginal independente de carga imediata¹⁰, ou tardia sobre os implantes⁷. A perda óssea fisiológica esperada para implantes com conexões tradicionais foi apontada como de 1 a 1,5 mm no primeiro ano e 0,2mm nos anos subsequentes^{6,4,12}. Com a abordagem switching, foi apontado que o índice de perda óssea marginal poderia diminuir em até 30% no período inicial de carga funcional^{7,9,13}, contribuindo para manutenção da estética marginal dos tecidos moles^{15,17}. Além disso, o mecanismo biológico de ação da plataforma switching auxiliaria a formação de um espaço biológico harmônico no tecido adjacente periimplantar^{18,19}. Desta forma, mantém-se não só maior estabilidade biológica periimplantar gerada pelo afastamento microbiano da crista óssea e tecidos moles, como também a ação menos expressiva de forças mecânicas nos tecidos adjacentes¹⁰. Dessa maneira, existe um indicativo de que a utilização da técnica de componente Switching apresentaria alguns resultados atrativos se considerado o comparativo com componentes protéticos padronizados para um determinado tipo de implante e plataforma. Afastar a linha de encaixe do componente protético geraria maior volume e capacidade reativa dos tecidos moles circundantes, além de uma carga funcional mais centralizada na porção interna no implante e parafuso de fixação protética, dissipando assim o estresse na área de crista óssea marginal^{7,9}.

Portanto, devido ao crescimento na utilização deste tipo de conexão, esta revisão literária teve por objetivo melhor caracterizar os aspectos mecânicos

envolvidos no sistema de plataforma switching e seus resultados em termos prognósticos de acordo com as evidências científicas atuais.

2 Discussão

Há um consenso quanto aos benefícios biológicos na utilização de uma plataforma reduzida em relação ao implante. O deslocamento da região do “gap” ou linha de união entre componentes para o interior do implante afastaria o infiltrado inflamatório presente na região de margem e seu contato com tecidos duros e moles¹¹, possibilitando assim a formação de um espaço biológico no sentido horizontal com maior grau de estabilidade. Contudo, por mais que se demonstre uma alteração biológica expressando menor reabsorção de margem de crista óssea e tecidos periimplantares, não pode-se afirmar categoricamente que a microbiota de cada sítio seja o único fator de influência nesse processo, visto que alguns estudos indicam não haver diferença entre grupos de implantes restaurados com plataforma switching comparados à convencionais quanto à diferenciação da microbiota presente^{28,19}.

Algumas avaliações realizadas através de métodos de simulação por diferentes testes numéricos fornecem e elucidam conceitos mecânicos para a utilização do padrão switching. Modelos de simulação por teste de elemento finito^{20, 22, 21} indicam que as tensões apresentam-se mais concentradas na região central dos implantes e menos marcantes na interface com os tecidos adjacentes^{16,14,26}. Em sistema de análise utilizando método fotoelástico, também evidenciou-se que, frente a cargas oblíquas, a concentração de tensões residuais se localizaram no lado oposto à aplicação da carga, e que o modelo switching ofereceria menores valores de concentração de tensões na região cervical dos implantes²³. Desse modo, faz-se necessário a realização de testes mecânicos que comprovem os indícios dos estudos matemáticos de simulação, e a partir disso possa-se melhor compreender as consequências dessa tensão localizada no centro do implante junto ao parafuso de fixação do componente protético. Assim, poderia-se avaliar a estabilidade deste sistema quanto à questões como manutenção de torque e pré-carga do parafuso do pilar protético, bem como sua longevidade clínica, buscando maior controle

biomecânico de longo prazo desse novo padrão reabilitador.

A adaptação das peças do sistema implante-pilar e a biocompatibilidade dos materiais²⁶ contribuem de forma direta no funcionamento mecânico dos processos reabilitadores, principalmente frente a respostas adversas nos tecidos peri-implantares^{12, 15, 27}. Seguir as orientações dos fabricantes quanto ao torque recomendado, fornece-nos maior segurança na previsibilidade de manutenção da pré-carga de todos os parafusos envolvidos¹⁶. Mecanicamente as conexões internas se mostram mais resistentes e à fadiga mecânica que conexões de padrão externo em ensaios *in vitro* de carga simulada^{17, 24}. No entanto, por mais que sejam estudos baseados em modelos de avaliação normatizados, com ciclagens mecânicas acordadas com frequência, padrão de carga e de inclinação padronizados²⁹, o meio bucal demonstra-se muito mais completo e complexo do que estas variáveis biomecânicas, com alterações de frequência constantes, sujeitos à injúrias e alterações teciduais fisiológicas e patológicas, dificultando assim a obtenção de validade externa destas investigações. Ainda, levar os componentes de implantes aos seus limites de proporcionalidade, ruptura e fratura, nem sempre são critérios com validade externa adequada, dadas as condições particulares de funcionalidade encontradas em meio oral. Desse modo, focar os estudos a respeito do conceito switching sob o ponto de vista mecânico baseado em normatização técnica e associado ao conhecimento de funcionabilidade do sistema oclusal e estomatognático geraria protocolos reabilitadores clínicos com maior evidência e portanto maior base científica. Assim, teria-se um maior controle de prognóstico de longo prazo da utilização desse novo conceito reabilitador.

Acompanhamentos radiográficos longitudinais dos níveis das cristas ósseas marginais em implantes como o conceito switching relataram uma menor perda óssea comparados com sistemas de padrão tradicional^{17,9}. Também, níveis ósseos marginais mais estáveis foram encontrados na plataforma switching em acompanhamentos longitudinais^{7,9,13}. Contudo a análise das possíveis vantagens do sistema switching não deve limitar-se somente a comparativos radiográficos, mas sim incluir aspectos mecânicos passíveis de mensuração como: torque de apertamento dos componentes, obtenção e manutenção da pré-carga de parafusos de pilar e protéticos, podendo assim definir de forma adequada as relações de causa e efeito

sobre essa menor reabsorção óssea e melhor resposta fisiológica dos tecidos periimplantares de implantes reabilitados com conceito switching.

3 Conclusão

A utilização da plataforma switching parece trazer benefícios clínicos em reabilitações com implantes osseointegrados tais como menor perda óssea de crista marginal, bem como um possível menor estresse nos tecidos periimplantares. No entanto, esse sistema parece centralizar maiores índices de tensões nos componentes centrais do sistema, especificamente na região de pilar protético e seu parafuso de fixação, podendo estar relacionado com alterações de torque, pré-carga ou até mesmo fratura de parafusos e pilares protéticos. Uma maior normatização dos testes de simulação mecânica para verificação laboratorial de tais hipóteses faz-se necessário, com intuito de maior validade externa dos estudos. Os componentes protéticos muitas vezes idealizados para uma finalidade podem ser expostos a tensões que exacerbem sua condição de aplicabilidade clínica quando utilizados em situações diversas.

REFERÊNCIAS

- 1 SCHOREDER, A.; POHLER, O.; SUTTER, F. Tissue response to titanium plasma-sprayed hollow cylinder implants. **Monthly Swiss Dental Journal**, Alemanha, v. 86, p. 713-727, 1976.
- 2 BRANEMARK, P.I. et al. IntraOsseous Anchorage of Dental Protheses: I. Experimental Studies. **Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery**, Suécia, v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.
- 3 BRANEMARK, P.I. Introduction to osseointegration. In: BRANEMARK, P.I.; ZARB, C.; ALBREKTSSON, T. (Ed.) **Tissue-Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry**. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1985. p. 11–76.
- 4 ATTARD, N.J.; ZARB, G.A. Immediate and early implant loading protocols: a

- literature review of clinical studies. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Sain Lois, v. 94, n. 3, p. 242-258, set. 2005
- 5 MERZ, B.R.; HUNENBART, S.; BELSER, U.C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 15, p. 519-526, 2000.
 - 6 ALBREKTSSON, T.; WORTHINGTON, P. La eficacia a largo plazo de los implantes dentales utilizados actualmente. **Archivos de odontostomatologia**, Barcelona, v. 3, n. 4, p. 211-228, 1987.
 - 7 LAZZARA, R.J.; PORTER, S.S. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, Berlin, v. 26, n. 1, p. 9-17, 2006.
 - 8 CALVO-GUIRADO, J.L. et al. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation: a 12-month study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 24, n. 2, p. 275-281, 2009.
 - 9 ATIEH, M.A.; IBRAHIM, H.M.; ATIEH, A.H. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Periodontology**, Chicago, v. 81, p. 1350-1366, 2010.
 - 10 CALVO GUIRADO, J.L. et al. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 16, p. 155-164, 2007.
 - 11 MAEDA, Y. et al. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 18, n. 5, p. 581-584, out. 2007.
 - 12 CHO, S.C. et al. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 13, n. 3, p. 245-250, set. 2004.
 - 13 VIGOLO, P.; GIVANI, A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 24, n. 1, p. 103-109, jan./fev. 2009.
 - 14 BILHAN, H. et al. Influence of platform-switching on marginalbone levels for implants with mandibular overdentures: a retrospective clinical study. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 19, p. 250-258, 2010.

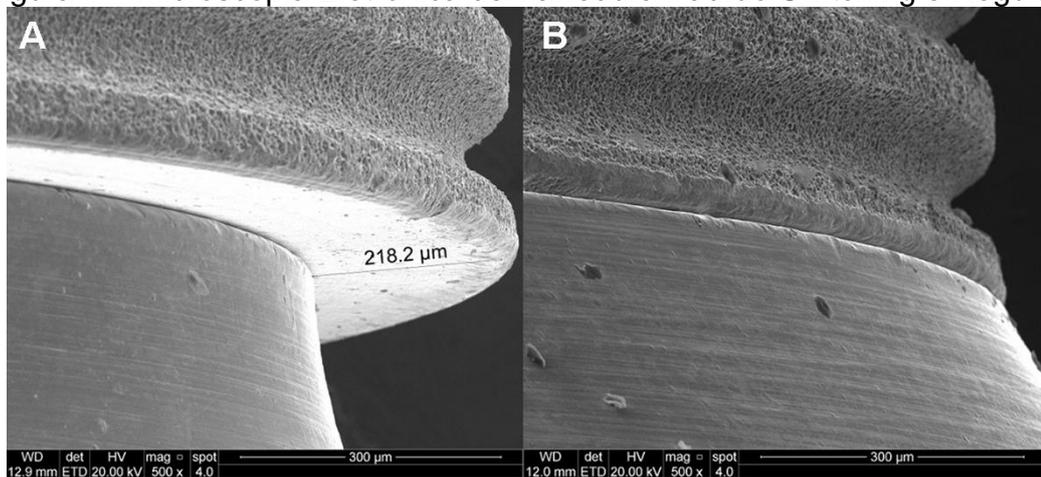
- 15 CANULLO, L. et al. Platform switching and marginal bone level alterations: the results of a randomized-controlled trial. **Clinical oral implants research**, Copenhagen, v. 21, n. 1, p. 115-121, 2010.
- 16 COCCHETTO, R. et al. Evaluation of hard tissue response around wider platform-switched implants. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, Chicago, v. 30, n. 2, p. 163-171, abr. 2010.
- 17 FICKL, S. et al. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 25, n. 3, p. 577-581, maio/jun. 2010.
- 18 HERMANN, J.S. et al. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 11, p. 1-11, 2000.
- 19 CANULLO, L.; QUARANTA, A.; TELES, R.P. The microbiota associated with implants restored with platform switching: a preliminary report. **Journal of Periodontology**, Chicago, v. 81, p. 403-411, 2010.
- 20 TABATA, L.F. et al. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 26, n. 3, p. 482-491, maio/jun. 2011.
- 21 NATALI, A.N.; PAVAN, P.G.; RUGGERO, A.L. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 17, p. 67-74, 2006.
- 22 FREITAS JUNIOR, A.C. et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant- abutment connections: an in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. **Dental Materials**, Inglaterra, v. 28, p. 218-228, 2012.
- 23 PELLIZZER, E.P. et al. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. **Journal of Oral Implantology**, Lawrence, v. 36, n. 6, p. 419-424, 2010.
- 24 GUINDY, J.S. Corrosion at the marginal gap of implant supported suprastructures and implant failure. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 19, p. 826-831, 2004.
- 25 BINON, P.P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint

- stability. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 9, p. 149-160, 1996.
- 26 MARKER, J.C.; GOODKIND, R.J.; GERBERICH, W.W. The compressive strength of nonprecious versus precious ceramometal restorations with various frame designs. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 55, p. 560-567, 1986.
- 27 STEINEBRUNNER, L. et al. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 19, n. 12, p. 1276-1284, dez. 2008.
- 28 DITTMER, S. et al. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. **Journal of Prosthodontics**, Filadélfia, v. 20, n. 7, p. 510-516, out. 2011.
- 29 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 14801: Dentistry -- Implants -- Dynamic fatigue test for endosseous dental implants**. 2. ed. Suíça: ISO, 2007. Disponível em: <<http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue>>. Acesso em: 21 out. 2016.
- 30 LEWIS, S. An esthetic titanium abutment: report of a technique. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 6, n. 2, p. 195-201, 1991.

Legenda da Figura

Imagem da esquerda para direita de Microscopia Eletrônica de Varredura: **(A)** Implante (na porção superior) acoplado a componente protético switching demonstrando medida em micrômetros de degrau negativo em relação ao implante e **(B)** à direita Implante com componente protético de igual diâmetro.

Figura 1 – Microscopia Eletrônica de Varredura Padrão Switching e Regular



Fonte: O autor (2017)

3 MANUSCRITO 2

Análise de Componentes Protéticos Conceito Switching: Conformidade de Adaptação e Teste Mecânico de Fadiga¹

João Lopes Bondan, DDS, MSc, PhD Student*

Eduardo Rolim Teixeira, DDS, MSc, PhD**

RESUMO

Descrição do Problema: A conformidade de adaptação de componentes protéticos e suas características, sejam regulares ou switching são fatores que determinam o comportamento biomecânico do sistema implante-prótese dentária.

Objetivo: Avaliar a conformidade de adaptação de componentes com conceito switching e o seu comportamento biomecânico frente à ciclagem mecânica de fadiga.

Materiais e Métodos: Quarenta componentes protéticos utilizados para reabilitações unitárias sobre implantes padrão Hexágono Externo 4,1 Plataforma Regular foram divididos em quatro grupos (SIN- Sistema de Implantes.S.A – Brasil) : 10 componentes UCLA de 4,1 mm (UC 4,1), 10 componentes UCLA de 3,6 mm (UC 3,6), 10 componentes pilares cônicos de 4,1 mm (AC 4,1) e 10 componentes pilares cônicos de 3,6 mm (AC 3,6) sobre referido implante padrão RP Hexágono Externo 4,1 mm. Os grupos foram avaliados em gráficos de Espectroscopia por Energia Dispersiva (EDS) para confirmar o padrão de manufatura das amostras e comparada a adaptação com auxílio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) quanto a Fenda Vertical (FV) e

¹ Redigitdo conforme diretrizes do periódico The Journal Of Prosthetic Dentistry (J Prosthet Dent) – ISSN: 0022-3913. Fator de impacto: 1.515

* Doutorando, Departamento de Prótese, Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil.

** Professor Titular, Departamento de Prótese, Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil.

Discrepância Horizontal (DH). Os quatro grupos de componentes (UC 4,1, UC 3,6, AC 4,1, AC 3,6) foram preparados conforme norma ISO 14801: 2007, com torque de acordo com preconizado pelo fabricante e submetidos à 1 000 000 de ciclos de simulação de carga funcional de 100 N e frequência de 1 HZ em máquina de simulação de fadiga. Após a ciclagem foi realizada nova aferição de torque, com avaliação percentual de perda de torque.

Resultados: Quanto a Fenda Vertical (FV), as amostras demonstraram conformidade de adaptação, variando de 70% a 90% ($p \leq 0,05$) a média dos componentes que apresentaram conformidade adaptativa ideal entre componentes. Quanto à Discrepância Horizontal (DH) os dois grupos com componentes switching (UC 3,6 e AC 3,6) apresentaram degrau negativo de 7,07% e 5,36% ($p \leq 0,05$), respectivamente, em relação a plataforma regular do referido implante, enquanto os grupos de padrão regular (UC 4,1 e AC 4,1) degrau negativo de 1,21% e 0 % ($p \leq 0,05$). Em relação à perda de torque após a ciclagem foram obtidos os graus percentuais de perda de torque em cada grupo de 25% (UC 4,1), 39% (UC 3,6), 38% (AC 4,1) e 51% (AC 3,6), ($p \leq 0,01$).

Conclusões: Em fator de adaptação há um grau de marcante precisão em quase todas as amostras em termos de FV. A DH é notada em maior ou menor grau, tanto em amostras regulares quanto em padrão switching. Observou-se que quanto maior o degrau negativo de discrepância horizontal, maior é o grau de perda de torque após a ciclagem mecânica. Demonstra-se, portanto, que quanto maior o grau de switching obtido, maior estresse sofre seu parafuso de fixação e, conseqüentemente, maior perda de torque ele apresenta após ciclo de simulação de fadiga.

Implicações Clínicas: Compreender os fatores relacionados ao conceito switching em reabilitações demonstra-se um fator determinante ao aprimoramento de protocolos clínico-restauradores. Isso reforça a necessidade de um controle de qualidade de manufatura e de adaptação de componentes, seu grau de conformidade adaptativa e de estabilidade mecânica. Portanto, os presentes resultados indicaram que o emprego da técnica switching pode acarretar maior perda de torque em parafuso em vista ao padrão regular de reabilitação protético. Orientando, desse modo, maior controle

proservativo do torque reabilitados com o padrão switching.

1 Introdução

A introdução do conceito switching por Lazzara e Porter¹ demonstrou-se uma alternativa evolutiva quanto ao controle de estabilidade do tecido peri-implantar. Esta consiste na utilização de componente protético de menor diâmetro que a plataforma do implante. Isto criaria um degrau negativo, gerando um espaço biológico que se formaria em posição mais horizontal. Ainda, o “gap” ou fenda entre componentes dos implantes afastaria-se da margem óssea, e então ter-se-ia maior espessura de tecido conjuntivo circundante e menores tensões no peri-implante, gerando em teoria menor perda óssea nos trabalhos reabilitadores^{1,3}.

O benefício biológico de menor grau de perda óssea^{5,6,13} em região de crista marginal peri-implantar, sejam por condições mecânicas de menor tensão em região marginal da plataforma, sejam por espaço biológico horizontal e afastamento do “gap” da margem óssea, representa um ponto de polarização e consenso da literatura^{1,3,4}. No primeiro ano, a perda óssea fisiológica associada a componentes switching poderia ser até 30% menor^{10,3,5} que padrões convencionais e regulares, entretanto, o grau de perda se assemelha nos demais anos, após estabilização dos tecidos marginais ao implante.^{11, 13,6}

Esta possível conquista biológica, no entanto, necessita de minuciosa análise do ponto de vista mecânico, para melhor compreensão e correlação entre tais fatores. Assim, a redução do componente protético frente a plataforma do implante altera a relação entre a área de sustentação e a força constante aplicada, o que poderá modificar a tensão sobre a região central do implante^{4,8}. Estudos baseados em testes matemáticos, entre eles elementos finitos^{7,9}, método fotoelástico²⁴, e análises mecânicas convencionais, demonstram que o padrão switching pode gerar maior tensão na região do parafuso de fixação do pilar², no centro do implante^{9,7}, e menor na margem peri-implantar^{6,5,13,8}.

No entanto, publicações que avaliem o comportamento biomecânico, frente a normas e condições padronizadas¹⁵ que protocole a performance de manutenção de

estabilidade de torque^{2,16,12}, passividade e padrão adaptativo^{18, 26}, frente a diferente composição^{19,20,21}, design^{26, 23}, e manufatura^{17,22,25} de componentes são escassos. A conformidade de adaptação, o grau de padrão switching e a estabilidade de torque são quesitos que devem interagir e se correlacionar de forma positiva, objetivando trabalhos sobre implantes com adequada indicação, execução e controle^{27,3,22}. O meio bucal, durante a função fisiológica, está submetido à forças dinâmicas que mesmo não ultrapassando a resistência máxima das conexões podem gerar alterações graduais na conexão implante-prótese, por ser característico do sistema estomatognático e oclusal possuir função com cargas cíclicas e repetitivas².

O presente estudo, portanto, objetivou avaliar o grau de conformidade adaptativo entre componentes protéticos e implantes no sentido vertical e horizontal de pilares regulares e switching, bem como e seu comportamento mecânico frente à teste de ciclagem mecânica quanto a estabilidade de torque de apertamento de componentes do sistema.

2 Materiais e Métodos

Visando a realização deste estudo, 40 componentes protéticos utilizados para reabilitações unitárias sobre implantes padrão Hexágono Externo 4,1 Plataforma Regular foram divididos em quatro grupos: 10 componentes UCLA de 4,1 mm (UC 4,1), 10 componentes UCLA de 3,6 mm (UC 3,6) , 10 componentes pilares cônicos de 4,1 mm (AC 4,1) e 10 componentes pilares cônicos de 3,6 mm (AC 3,6) sobre referido implante padrão RP Hexágono Externo 4,1 mm. Ainda, 20 componentes cilindros de fundição para abutment cônico com base pré-usinada de Cr-Co , antirrotacional e 40 implantes de hexágono externo, 3,75mm x 10 mm plataforma regular 4,1 mm também foram utilizados, todos da marca :SIN – Sistema de Implantes.S.A-Brasil.

Além disso, 1 (um) Torquímetro axial digital. Faixa nominal 15 até 150N.cm, resolução 0,1N.cm. (**Torqueleader, modelo TSD 150. Tipo I, classe E – calibração 16736/16**).

As amostras foram analisadas por Espectroscopia por Dispersão de Energia

(EDS) para caracterizar sua composição (Figuras 1, 14A , 14B , 14C) e qualidade de sobre-fundição (figura 3) para os padrões de plataforma regular e de conceito Switching (figuras 9A e 9B). Os componentes (UCLA e cilindros do Abutment Cônicos base pré-usinadas) foram sobre-fundidos por meio de fundição por indução (figuras 2A, 2B e 2C) em Níquel–Cromo (Liga Wironia Light Ni64,5Cr22Mo10, Lot 73724 Ref. 50194 – BEGO, Bremen – Germany). O revestimento utilizado para fundição (Investments Calibra- Express Type1, Class 2 ISO 15912:2006, Polígono Emporda Internacional 17469 Villamalla (Girona) Spain), foi proporcionado e manipulado à vácuo de acordo com as recomendações do fabricante. A inclusão foi feita sob vibração e o revestimento pincelado na porção interna dos componentes. Após o processo de carbonização da cera os pilares foram fundidos em Níquel–Cromo com temperatura de fusão entre 1200 e 1400°C, com método de fundição por Indução (Nautilus® T - BEGO, Bremen – Germany). Após a fundição as amostras foram desincluídas manualmente e os condutos de alimentação foram seccionados com discos de óxido de alumínio, limpos internamente, seguido de jateamento dos pilares com esferas de óxido de alumínio de granulação de 120 micrômetros sob pressão de 5,20 quilogramas por centímetro quadrado, protegendo a cervical dos pilares com análogos de implantes.

Para avaliação da fenda vertical (Figura 10) e discrepância horizontal (Figura 11), foi utilizada microscopia eletrônica de varredura (MEV), com aparelho marca FEI modelo INSPECT F50 (República Tcheca) . Tendo sido feita a fixação dos implantes em uma base de metal, os parafusos de titânio dos pilares foram fixados em posição e apertados através de torquímetro axial digital (Torqueleader, TSD 150), tendo sido seguido o torque indicado pelo fabricante conforme descrição a seguir: componentes UCLA 4,1mm e 3,6 mm com torque de 32 Ncm, componentes abutment cônico 4,1 mm e 3,6 mm com torque de 20Ncm. Para isso, garantindo adequado torque e adaptação dos corpos de prova.

Para avaliação da fenda vertical, foram realizadas medidas do espaço entre implante e intermediário em três pontos, sendo dois pontos nas extremidades externas de cada imagem obtida e um ponto no centro da mesma, em micrômetros. Foram avaliadas quatro faces opostas do implante, devidamente selecionadas e marcadas previamente. Portanto, foram realizadas 12 medidas por componente avaliado, e

realizada a referida média por amostra.

Os componentes UCLA/abutment cônico de 3,6mm proporcionam a aplicação da técnica de plataforma Switching, onde os componentes não apresentam a mesma medida da plataforma do implante. Utilizou-se esse modelo de componente por possuir o menor diâmetro entre todos os modelos desenvolvidos pelas empresas brasileiras para implantes padrão Branemark, hexágono externo 4,1mm Plataforma Regular e por serem os componentes indicados para reabilitações unitárias aparafusadas.

Na avaliação da discrepância horizontal, foram realizadas duas medidas para cada conexão (uma do lado direito e outra do lado esquerdo) com a face a ser avaliada seguindo o mesmo critério a ser utilizado para avaliação da fenda vertical (quatro faces do implante pré-determinadas, totalizando oito medidas por componente) e calculada sua referida média por amostra.

Após a análise de precisão de adaptação das amostras no sentido vertical, horizontal e caracterização de superfície com MEV (500X) e EDS, os componentes a serem testados sobre os implantes mencionados permaneceram acoplados sobre seus respectivos sistemas e levados a máquina de ensaio de fadiga (Figura 4), de acordo com as instruções da normativa ISO 14801: 2007¹⁵. As 40 amostras foram confeccionadas em tubos de PVC de 20 mm de diâmetro por 25 mm de altura. O material de fixação dos implantes foi a resina auto-polimerizável (Jet-Clássico), realizado com gabarito para que todas amostras apresentassem um mesmo padrão de posição, altura e angulação (Figura 5), com angulação de 30 +/- 2 graus. Os corpos de prova foram posicionados na máquina de simulação de fadiga mecânica (ERIOS, modelo ER 11000, ER 2065) para a realização do teste de ciclagem mecânica (Figura 6,7 e 8), sob imersão em solução isotônica de cloreto de sódio a 0,9% e carga dinâmica de 100N por um total de 1.000.000 de ciclos a uma frequência de 1 HZ para cada grupo.

Ao término da ciclagem, as amostras foram removidas da máquina de testes para mensuração de torque com torquímetro digital.

A análise estatística foi realizada com o programa *Statistical Package for the Social Sciences 13.0 for Windows* (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). Os testes de

Levene e Kolmogorov-Smirnov foram realizados para verificar a normalidade e homogeneidade dos dados ($p \leq 0,05$). Para a Discrepância Horizontal houve uma distribuição de curva normal dos dados, sendo então empregados os testes ANOVA e Tukey em nível de 5% de significância. Já para a Fenda Vertical os valores de mensuração não se ajustaram a uma distribuição normal, sendo aplicados os testes não paramétricos Kruskal-Wallis, e Crosstabs. Para análise de teste mecânico foi utilizado os testes ANOVA e Tukey em nível de 1% de significância, tendo sido avaliado o grau percentual de perda de torque.

3 Resultados

Os resultados da análise quanto à Fenda Vertical (FV), tendo 4 faces avaliadas por componente em 3 pontos totalizando 12 mensurações por componente, e calculando tanto o valor médio por componente como o valor médio por grupo, encontram-se demonstrados na Tabela 1 e no Gráfico 1. Os gráficos de EDS que confirmam a composição metalúrgica encontrada e a adequada sobre-fundição dos componentes estão demonstrados nas Figuras 1, 3 e 13, bem como nas Figuras da análise de MEV: 12A, 12B, 12C, 12D. Portanto, os resultados médios por grupo quanto à Fenda Vertical expressos em micrômetros foram: 0,34 (UC 4,1), 0,04 (UC 3,6), 0,28 (AC 4,1), 0,07 (AC 3,6), dispostos na Tabela 1. A análise estatística KRUSKAL-WALLIS atesta, não só grupos semelhantes estatisticamente entre si em utilização, como também, por essa semelhança estatística, o não ajuste à distribuição normal de dados, portanto, utilização de teste não-paramétrico. Desse modo, complementou-se a avaliação com análise de CROSSTABS, ratificando conformidade de adaptação quanto à fenda vertical. Chegando ao valor de ideal conformidade: 70% (UC 4,1), 90% (UC 3,6), 80% (AC 4,1), 90% (AC 3,6) e demais amostras muito próximo ao ideal o que qualificou todos grupos quanto à FV como semelhantes estatisticamente.

Quanto a Discrepância Horizontal (DH), foram realizadas duas medidas para cada conexão, com a face a ser avaliada seguindo o mesmo critério utilizado na mensuração da Fenda Vertical, ou seja, em quatro faces pré-determinadas do

implante, totalizando oito medidas por amostra. Calculado o valor médio por componente e por grupo, encontram-se descritos na Tabela 2, Gráfico 2 e Figuras 14 A, 14 B, 14 C, 14D. Portanto, os resultados médios por grupo apresentados foram (em micrômetros), quanto à Discrepância Horizontal: 53,02 (UC 4,1), 297,53 (UC 3,6), 0,75 (AC 4,1), 223 (AC 3,6). Todos componentes, em termos de Discrepância Horizontal apresentaram um degrau negativo, portanto todos oferecendo um grau variado de degrau switching (Figura 11). Nenhum grupo demonstrou-se semelhante quanto à Discrepância Horizontal, sendo todos diferentes entre si aplicado o método estatísticos de Tukey ao nível de significância de 5%. Os valores percentuais de discrepância horizontal switching variando em relação a plataforma padrão regular hexágono externo do implante. Sendo assim, temos o mais expressivo Switching, em ordem decrescente, o Grupo UCLA 3,6mm: 297,53 μm (7,07%), Grupo AC 3,6mm: 223 μm (5,36%), Grupo UCLA 4,1mm: 53,02 μm (1,21%) e Grupo AC 4,1 mm: 0,75 μm (0%), (Tabela 3).

Quanto a análise do Teste Mecânico de Fadiga, os quatro grupos foram comparados quanto ao grau de perda de torque após o processo de ciclagem mecânica. Em todos os grupos, o torque de remoção apresentou-se significativamente menor que o torque de inserção (Tabela 4 e Gráfico 3).

Ao avaliar a diferença de torque antes e após a ciclagem mecânica houve decréscimo no torque de remoção em todos os grupos avaliados. Tanto entre os grupos de componentes UCLA, quanto entre os grupos de componentes abutments cônicos houve uma perda de torque média e por amostra maior nos grupos que se utilizavam de menor plataforma protética, denominados como switching. ($p \leq 0.01$). O grau de perda percentual de torque apresentado foi, respectivamente, UC 4,1 (25%), UC 3,6 (39%), AC 4,1 (38%) e AC 3,6 (51%), sendo os grupos UC 3,6 e AC 4,1 semelhantes estatisticamente ($p \leq 0,01$).

Os parafusos protéticos de fixação utilizados sobre os grupos de abutments cônicos, apresentaram pico de torque de remoção padrão de 5 N, sendo que nenhum componente apresentou afrouxamento total de seu componente de fixação.

4 Discussão

A origem fabril, a manufatura e a seleção de materiais reabilitadores são condições ditas como fundamentais ao sucesso no processo reabilitador^{16,17,18}. Esse estudo, desse modo, baseou-se na padronização das amostras para evitar surgimento de variáveis que poderiam desqualificar a análise conceitual^{12,14} a respeito da melhor compreensão do conceito Switching. As amostras de UCLAS possuíam anel pré-usinado de CrCo²¹, o que lhes conferiu adequada compatibilidade e conformidade de adaptação^{19,20,22} confirmada por análise por MEV, com valores próximos à perfeição adaptativa na maioria dos corpos de prova e, nos demais, próximos a isso. Sejam as UCLAS, sejam os componentes abutments cônicos, sua estrutura adaptativa foi fornecida por manufatura de precisão industrial, confirmando neste estudo sua qualidade e manutenção estrutural pós sobre-fundição por análise de EDS^{23,21}. Essa avaliação fez-se necessária, pois as infraestruturas protéticas de bases de CrCo foram criadas como alternativa às ligas nobres^{20,19}, objetivando reduzir custo final do processo laboratorial, com qualidade adequada conforme à avaliação supracitada²¹. Este padrão de exigência, entra em conformidade com conceitos da literatura que relatam melhor adaptação em componentes pré-fabricados ou com base de assentamento pré-usinadas, com padrão industrial de adaptação^{17,20,21,26}.

O controle normativo de estudos de componentes protéticos e implantes faz-se fundamental tendo em vista a validação científica dos estudos. O presente estudo baseou-se na normatização ISO 14801:2007, não só por representar o protocolo indicado para testes dessas conexões¹⁵, como também, por determinar protocolos padrões que expõem os sistemas estudados à condições extremas de testes, sejam estas em termos de inclinação-angulação, padrão de carga cíclica, frequência e ancoragem pontual. Isto permite que se aproxime um estudo laboratorialmente executado da realidade clínica, credenciando e fornecendo validade e evidência científica associadas^{15, 3, 9}.

Estudos clínicos longitudinais^{5,6,1} associam à plataforma switching ao menor grau de perda óssea e a maior estabilidade biológica, no entanto, sem avaliar fatores biomecânicos envolvidos a esse conceito que envolve uma menor área protética e um novo conceito de formato restaurador^{13,3,4}. Este novo desenho implica mudança no padrão regular e nova compreensão físico-comportamental dos componentes^{3,4,10}.

Todos os grupos avaliados apresentaram certo degrau de discrepância horizontal negativa. Os grupos que se caracterizam como switching possuíram valores próximos de degrau negativo e, após ciclagem mecânica, apresentaram valores maiores de perda de torque em relação aos grupos de padrão regular, o que indica maior tensão na região de parafuso de fixação e conseqüentemente decréscimo do torque^{2, 8,9}. A diminuição da área de assentamento do componente protético aumentou a tensão na região central do implante, fator protagonista à maior exigência sobre região de torque de parafuso, durante carregamento cíclico^{7,2,24}. A filosofia switching ofereceu menor área de assentamento, aumentando a exigência na região central do implante e demandando mais do torque de manutenção do parafuso protético, pois quanto menor a área maior a tensão, por serem essas grandezas (tensão e área) inversamente proporcionais. Assim, a performance do torque nos grupos com conceito switching apresentou-se diferente do padrão convencional. Mesmo não havendo linearidade, o grupo switching apresentou maior perda de torque, quando comparado ao seu grupo convencional correspondente, após exposto à ciclagem mecânica. Colaborando, assim, para melhor compreensão do sistema, visto que a literatura através de análise gráficas por métodos de elementos finitos^{9,7,2}, fotoelásticos²⁴ e mecânicos⁹ demonstravam que a alteração de área causava aumento de tensão no centro do implante (região de parafuso de fixação protética) e diminuição na região de margem periimplantar^{1,3,7}, mas pouco se tratava desse fator fundamental que seria a manutenção, a preservação estável do sistema implante-componente protético, que é a conservação do torque adequado do pilar sobre o implante. Isto possivelmente evitaria intercorrências e conseqüências danosas ao sistema de fixação tais como: afrouxamento, deformação, rupturas e fraturas²⁷.

A padronização metodológica de condições de ciclagem em padrão ISO nos leva à situações que se aproximam à performance oclusal e à mecânica do sistema estomatognático. Avaliou-se o comportamento dos sistemas correspondente, segundo alguns estudos²⁸, a um ano de uso clínico com carregamento protocolar (1.000.000 ciclos), que nos faz compreender os componentes switching em padrões viáveis e comparáveis à situação clínica. Os presentes resultados levam-nos a refletir que, mesmo com os consagrados benefícios biológicos, deve-se estar atento à questão de maior controle mecânico sobre tal filosofia reabilitadora, pois sua

performance mecânica quanto ao torque dos componentes parece ser alterada frente à padrões convencionais. Levar, portanto, componentes protéticos à condições laboratoriais de forma não normatizada e a padrões que excedam as condições bucais normais, pode constituir-se em atitudes metodológicas controversas que deveriam ser revistas, pois mensurariam valores distantes da realidade clínica^{25,26,27}.

Diante de todo o exposto acima, vale ressaltar que mesmo em condições extremas padronizadas pela norma ISO, nenhuma amostra teve perda total de torque ou entrou em fadiga absoluta, ruptura ou fratura, podendo portanto ser uma alternativa reabilitadora viável. Reiterando, que a normatização nos leva a condições físico-mecânicas extremas, que representariam o maior desafio clínico compatível ao componente e, mesmo assim, o padrão switching apresentou performance em conformidade, embora apresente maior instabilidade de torque comparados aos grupos de plataforma regular.

5 Conclusão

Dentre as limitações de um estudo laboratorial, conclui-se que em termos de adaptação há uma precisão satisfatória em quase todas as amostras em termos de FV e muito próximos ao padrão absoluto nas demais. A DH é notada em maior ou menor grau, tanto em amostras regulares quanto em padrão switching. Quanto maior o degrau negativo de discrepância horizontal, maior é o grau de perda de torque após a ciclagem mecânica entre grupos de padrão switching em comparação com igual padrão regular. Demonstra-se, portanto, mesmo não seguindo um padrão de linearidade, que quanto mais switching é o componente, maior estresse sofre seu parafuso de fixação e maior perda de torque ele apresenta após ciclo de simulação de fadiga.

Tabelas

Tabela 1 - Fenda Vertical (FV) com valores em micrômetros ($p \leq 0,05$)

| | Amostras | Média | Erro Padrão | Valor Médio Mínimo | Valor Médio Máximo | Valor Mínimo | Valor Máximo |
|-------------------|----------|-------|----------------|--------------------------|--------------------------|-----------------|-----------------|
| UCLA 4,1mm | 10 | 0,34 | 0,23 | 0 | 2,30 | 0 | 5,85 |
| UCLA 3,6 mm | 10 | 0,04 | 0,04 | 0 | 0,41 | 0 | 2,87 |
| AC 4,1 mm | 10 | 0,28 | 0,21 | 0 | 2,05 | 0 | 4,24 |
| AC 3,6 mm | 10 | 0,07 | 0,07 | 0 | 0,72 | 0 | 5,82 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 2 – Discrepância Horizontal (DH) com valores em micrômetros ($p \leq 0,05$)

| | Amostras | Média | Erro Padrão | Valor Médio Mínimo | Valor Médio Máximo | Valor Mínimo | Valor Máximo |
|----------------|----------|--------|-------------|--------------------|--------------------|--------------|--------------|
| UCLA 4,1mm | 10 | 53,02 | 6,68 | 17,22 | 79,95 | 0 | 123 |
| UCLA 3,6 mm | 10 | 297,53 | 6,78 | 250,38 | 327,95 | 230,8 | 358,4 |
| AC 4,1 mm | 10 | 0,75 | 0,58 | 0 | 5,79 | 0 | 8,72 |
| AC 3,6 mm | 10 | 223 | 1,58 | 217,25 | 235,33 | 204,3 | 258,8 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 3 – Avaliação de grau de switching.($p \leq 0,05$)

| Grupos | DH Média ANOVA em Micrômetros e correspondente em Milímetros | Semelhantes TUKEY 5% | Implantes Padrão HE em Milímetros | Valor médio em Milímetros dos componentes | Valor Percentual médio de DH em relação ao implante (o quanto switching) |
|---------------|---|-----------------------------|--|--|--|
| UCLA 4,1 mm | 53,02 (0,05 mm) | Não | 4,1 | 4,05 | 1,21% |
| UCLA 3,6 mm | 297,53 (0,29mm) | Não | 4,1 | 3,81 | 7,07% |
| AC 4,1 mm | 0,75 (0,00 mm) | Não | 4,1 | 4,1 | 0% |
| AC 3,6 mm | 223 (0,22) | Não | 4,1 | 3,88 | 5,36% |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 4 - Variação Percentual de Perda de Torque Médio por Grupo Após Ciclagem Mecânica ao nível de significância de 1% ($p \leq 0,01$)

| Grupos | Amostras (n) | Grau Percentual de Perda Média de Torque |
|-------------------------------|---------------------|---|
| 1. UCLA 4,1 AR | 10 | 25% |
| 2. UCLA 3,6 AR (switching) | 10 | 39%# |
| 3. A.C 4,1 | 10 | 38%# |
| 4. AC3,6 (switching) | 10 | 51% |

(sendo os grupos 2 e 3 semelhantes estatisticamente.)

Fonte: O autor (2017)

Figuras

Figura 1 – Análise Espectroscopia por Energia Dispersiva (EDS) – caracterização química com ausência de contaminantes de superfície do implante.

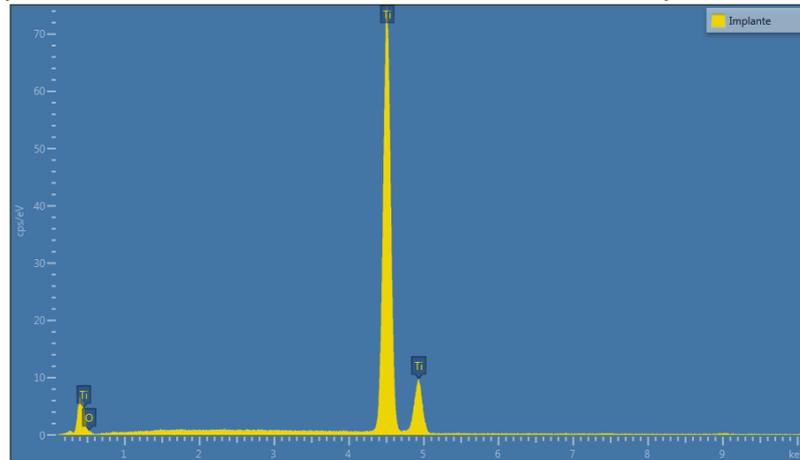
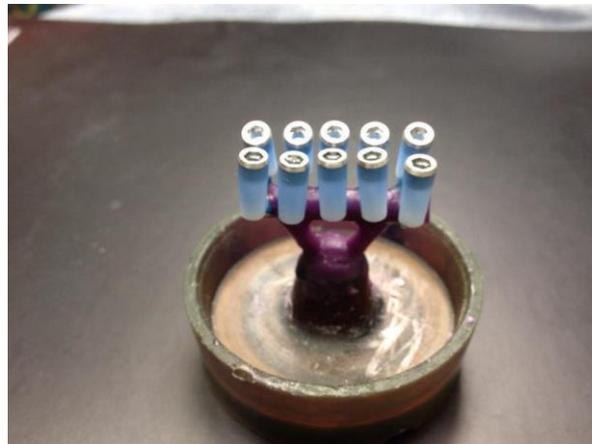


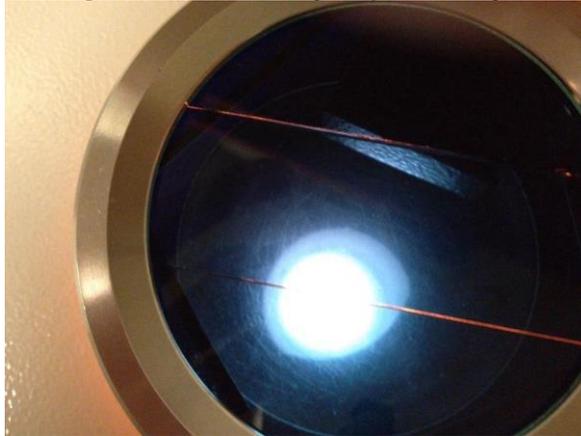
Figura 2 – Processo de manufatura das amostras, (A) enceramento pré-clusão, (B) fundição por indução, (C) Após sobre-fundição

Figura 2A



Fonte: O autor (2017)

Figura 2B – Fundição por Indução



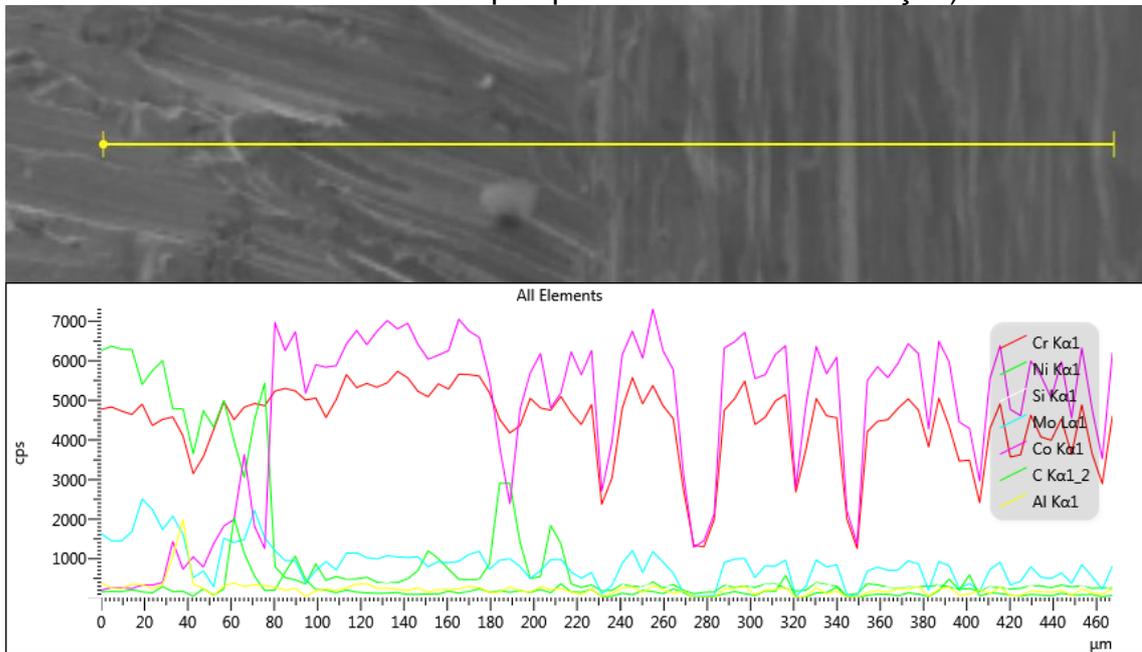
Fonte: O autor (2017)

Figura 2C – Pós Fundição



Fonte: O autor (2017)

Figura 3 - Análise de EDS comprovando o êxito do processo de sobre-fundição (com análise química evidenciando as áreas de componente pré-usinada em Cr-Co inalterada após processo de sobre-fundição) .



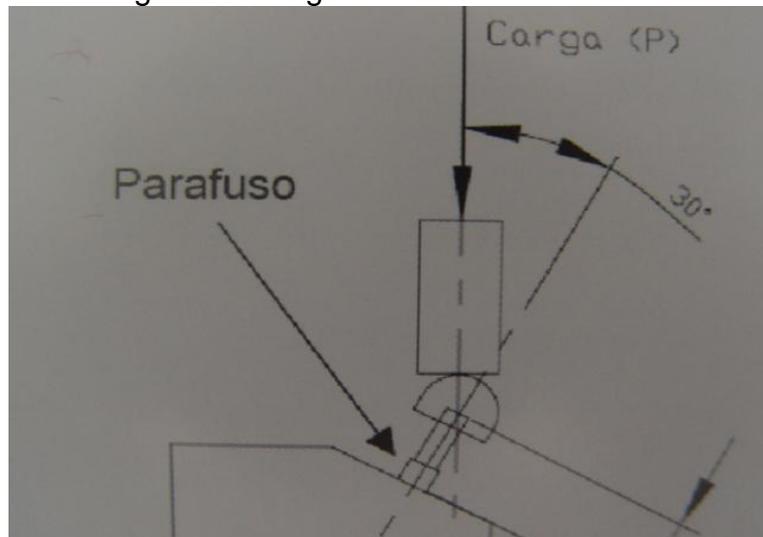
Fonte: O autor (2017)

Figura 4 - O torquímetro axial digital.



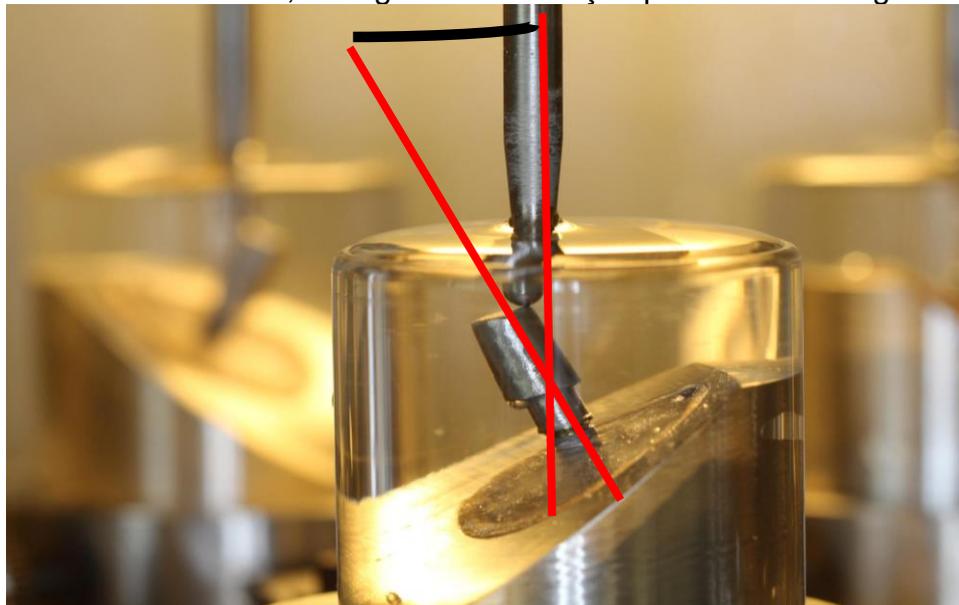
Fonte: O autor (2017)

Figura 5 – Desenho esquemático mostrando o padrão ISO 14801:2007 de montagem e carregamento das amostras.



Fonte: O autor (2017)

Figura 6 - Carregamento das amostras nos ensaios de ciclagem meânica a segundo o padrão ISO 14801:2007, com grau de inclinação padrão 30 +/- 2 graus.



Fonte: O autor (2017)

Figura 7 – Amostras posicionadas na máquina de ensaio de ciclagem universal (padrão ISO 14801:2007).



Fonte: O autor (2017)

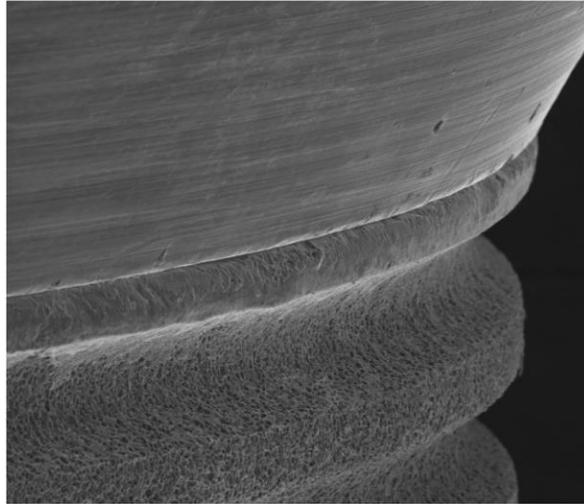
Figura 8 - Aferição de torque dos parafusos protéticos pós-ciclagem mecânica dinâmica.



Fonte: O autor (2017)

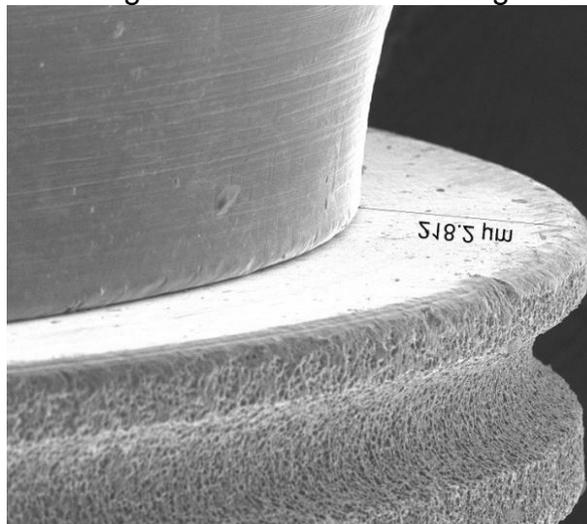
Figura 9 - Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) – (A) padrão convencional e (B) padrão switching

Figura 9A - Padrão convencional



Fonte: O autor (2017)

Figura 9B - Padrão switching



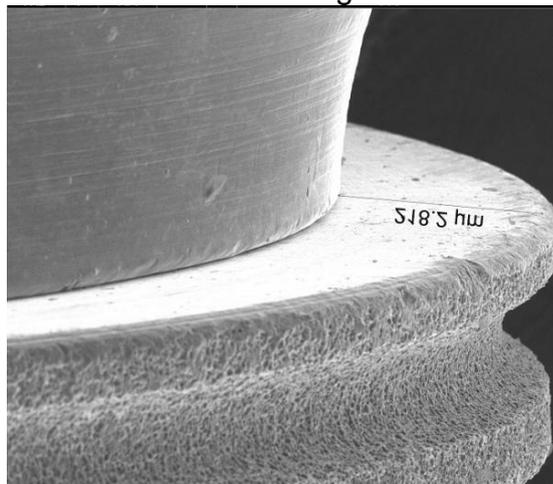
Fonte: O autor (2017)

Figura 10 – Simulação Fenda Vertical (FV)



Fonte: O autor (2017)

Figura 11 – Simulação Discrepância Horizontal (DH) – degrau negativo – conceito switching



Fonte: O autor (2017)

Figura 12 – Imagem por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) da Fenda Vertical entre pilar e implante, expressa em micrômetros, aumento padrão de 500x (A) UC 4,1 - (B) UC 3,6 – (C) AC 4,1 – D AC 3,6.

Figura 12A – MEV Fenda Vertical UC 4,1



Fonte: O autor (2017)

Figura 12 B – MEV Fenda Vertical UC 3,6



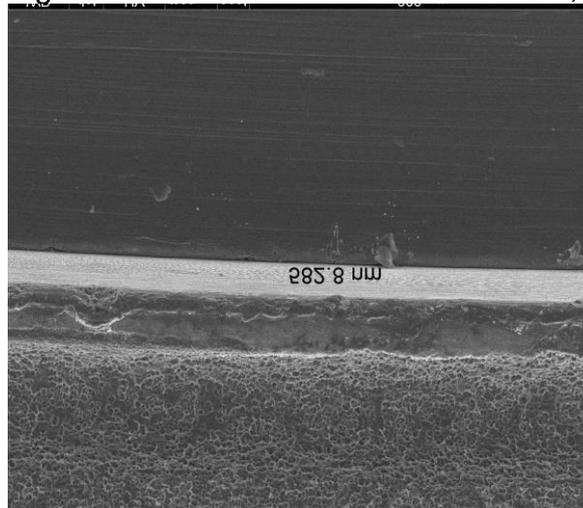
Fonte: O autor (2017)

Figura 12C – MEV Fenda Vertical AC 4,1



Fonte: O autor (2017)

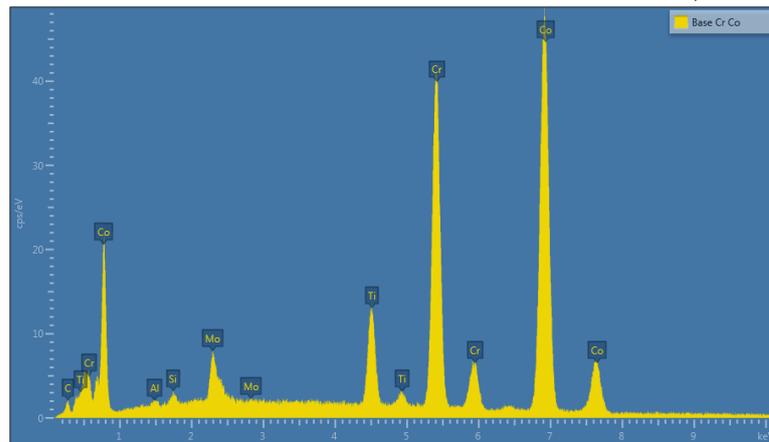
Figura 12D – MEV Fenda Vertical AC 3,6



Fonte: O autor (2017)

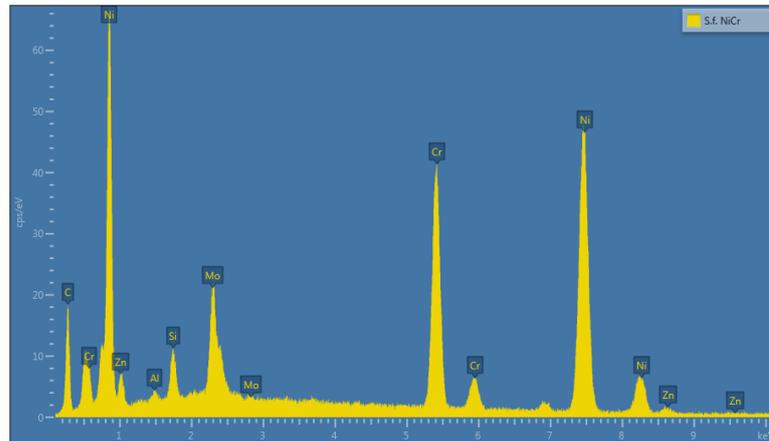
Figura 13 – Análise de Espectroscopia por Energia Dispersiva (EDS) confirmando natureza química das amostras e conformidade do processo de sobre-fundição , (A) Região de UCLAS pré-usinadas UC 4,1 e UC 3,6, (B) Região sobre fundida de UCLAS UC 4,1 e 3,6 e Componentes Abutments Cônicos (C) AC 4,1 e 3,6.

Figura 13 A - Análise EDS UCLAS PRÉ USINADAS 4,1 e 3,6 mm



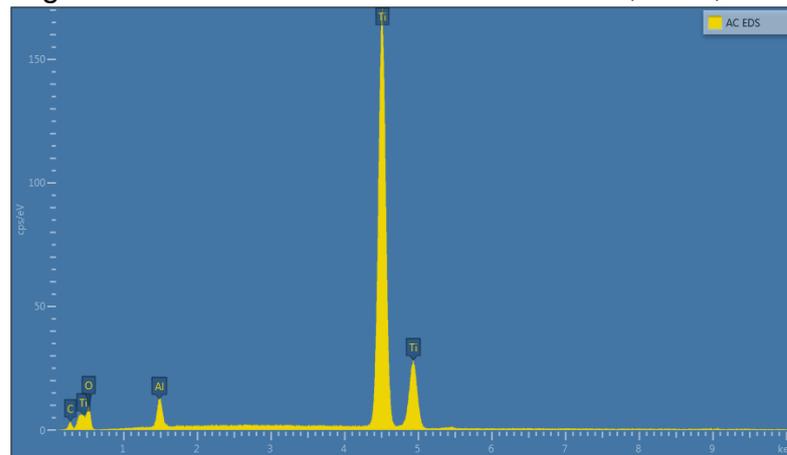
Fonte: O autor (2017)

Figura 13B - ANÁLISE EDS REGIÃO SOBRE FUNDIDA UCLAS 4,1 E 3,6 mm



Fonte: O autor (2017)

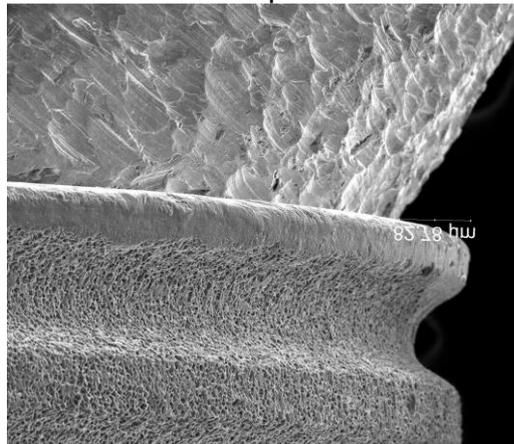
Figura 13C - ANÁLISE EDS REGIÃO AC 4,1 E 3,6mm



Fonte: O autor (2017)

Figura 14 – Imagem por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) de Discrepância Horizontal valor em micrômetros , aumento padrão de 500x (A) UC 4,1 - (B) UC 3,6 – (C) AC 4,1 – D AC 3,6

Figura 14 A - MEV Discrepância Horizontal UC 4,1



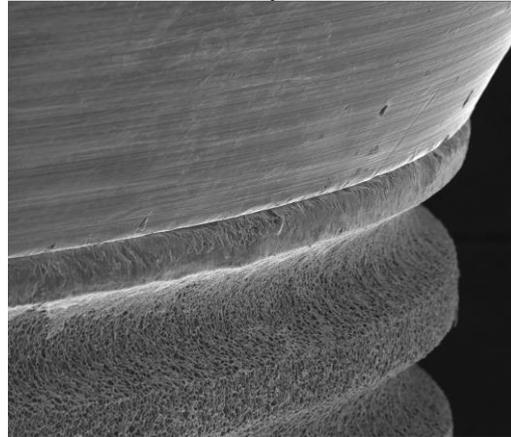
Fonte: O autor (2017)

Figura 14 B - MEV Discrepância Horizontal UC 3,6



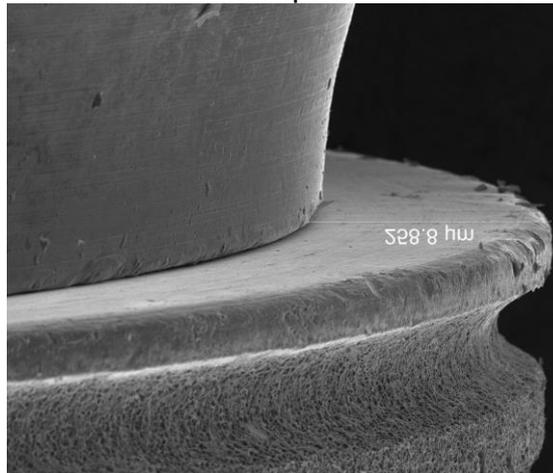
Fonte: O autor (2017)

Figura 14 C - MEV Discrepância Horizontal AC 4,1



Fonte: O autor (2017)

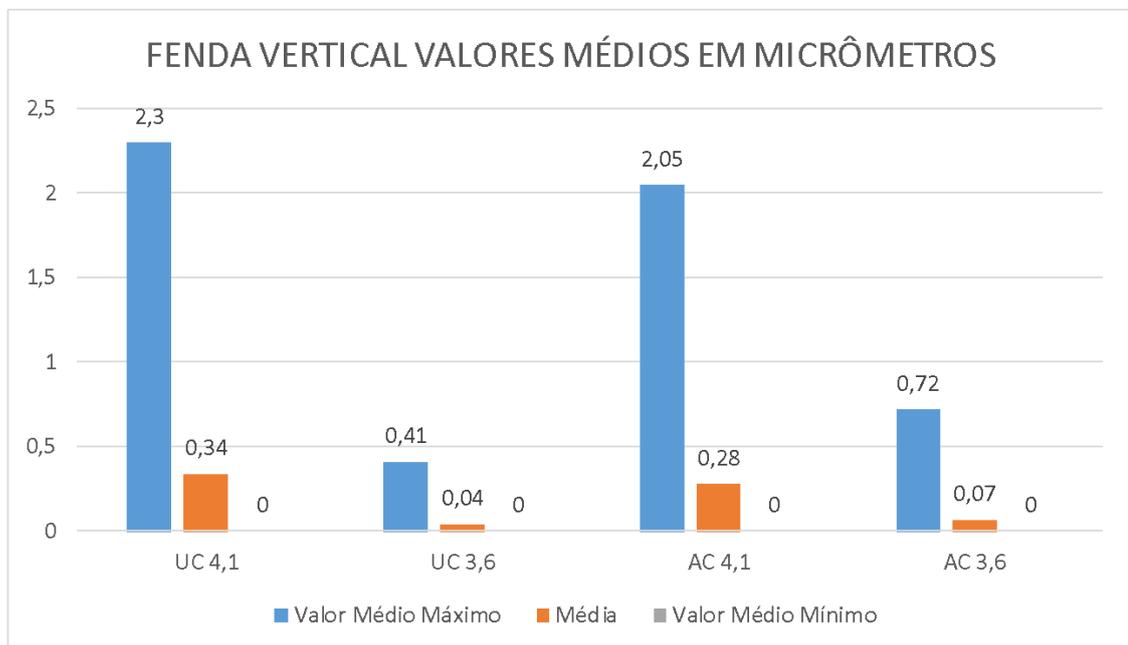
Figura 14 D - MEV Discrepância Horizontal AC 3,6



Fonte: O autor (2017)

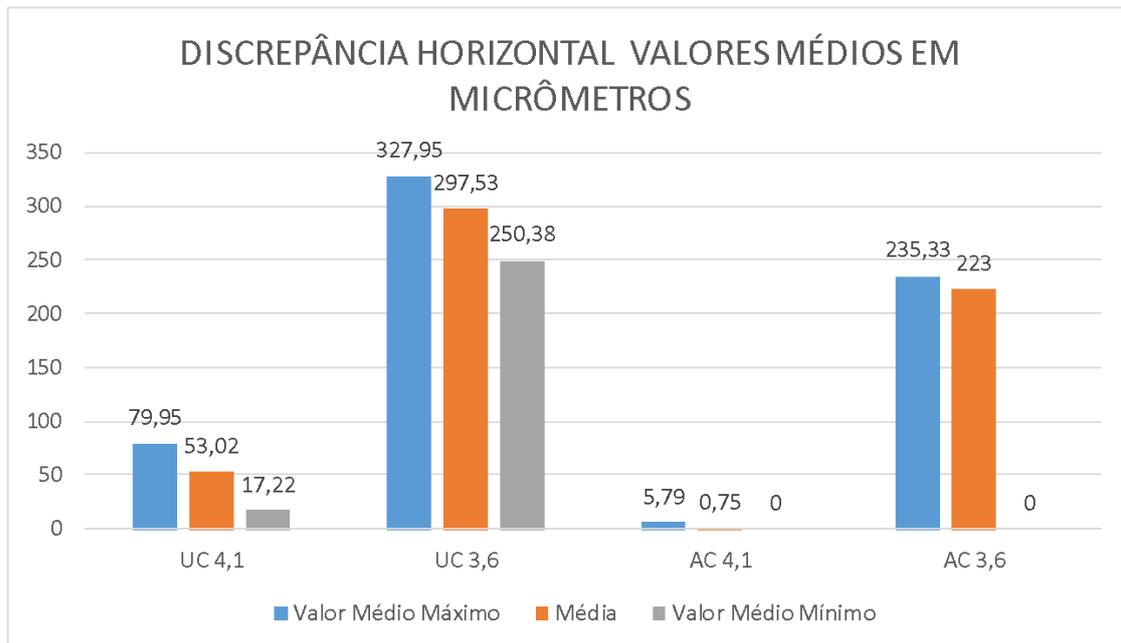
Gráficos

Gráfico 1 - Aferição da fenda Vertical (FV), expressa em micrômetros. (em termos de FV não houve diferença estatística) ($p \leq 0,01$)



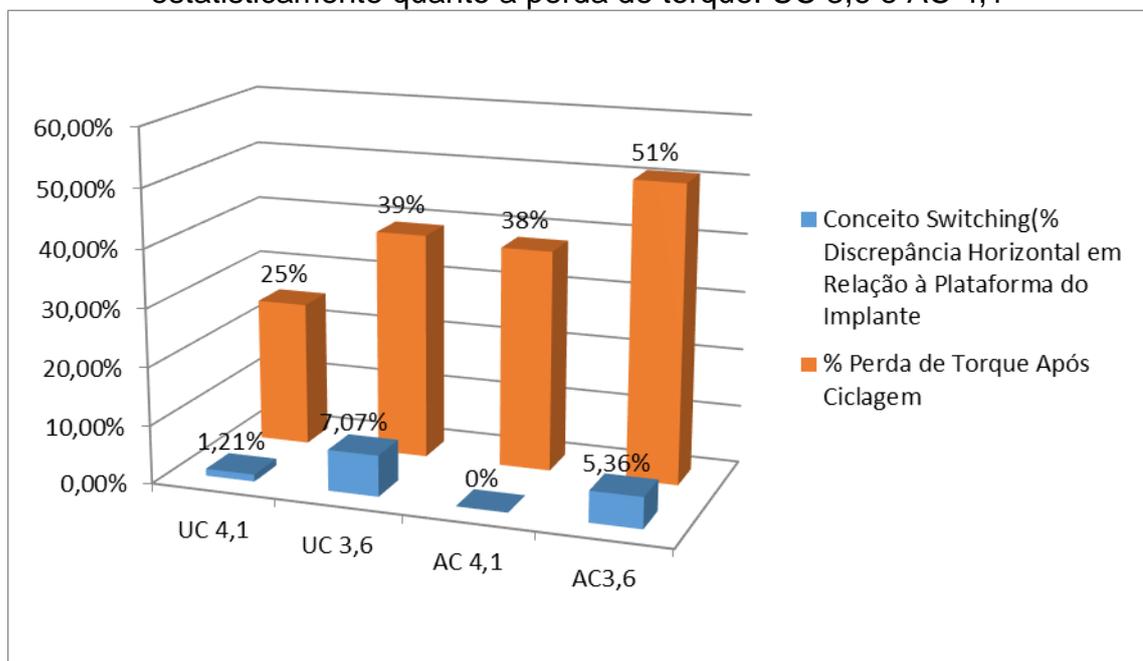
Fonte: O autor (2017)

Gráfico 2 - Discrepância Horizontal (DH) valor em micrômetros (em termos de DH todos diferentes estatisticamente) ($p \leq 0,05$)



Fonte: O autor (2017)

Gráfico 3 – Diferenças encontradas entre grau de comportamento switching versus perda de torque do parafuso , expresso em valores percentuais. (Semelhantes estatisticamente quanto a perda de torque: UC 3,6 e AC 4,1)



Fonte: O autor (2017)

Referências

- 1 LAZZARA, R.J.; PORTER, S.S. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, Berlin, v. 26, n. 1, p. 9-17, 2006.
- 2 HAACK, J.E. et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Internacional Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 10, n. 5, p. 529-536, set./out. 1995.
- 3 ATIEH, M.A.; IBRAHIM, H.M.; ATIEH, A.H. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Periodontology**, Chicago, v. 81, p. 1350-1366, 2010.
- 4 MAEDA, Y. et al. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 18, n. 5, p. 581-584, out. 2007.
- 5 BILHAN, H. et al. Influence of platform-switching on marginalbone levels for implants with mandibular overdentures: a retrospective clinical study. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 19, n. 3, p. 250-258, 2010.
- 6 COCCHETTO, R. et al. Evaluation of hard tissue response around wider platform-switched implants. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, Chicago, v. 30, n. 2, p. 163-171, abr. 2010.
- 7 TABATA, L.F. et al. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 26, n. 3, p. 482-491, maio/jun. 2011.
- 8 NATALI, A.N.; PAVAN, P.G.; RUGGERO, A.L. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 17, p. 67-74, 2006.
- 9 FREITAS JUNIOR, A.C. et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon plataforma switched implant- abutment connections: an in vitro laboratory and three-dimensional finite elemento analysis. **Dental Materials**, Inglaterra, v. 28, p. 218-228, 2012.
- 10 CALVO-GUIRADO, J.L. et al. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation: a 12-month study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 24,

p. 275-281, 2009.

- 11 CALVO GUIRADO, J.L. et al. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 16, p. 155-164, 2007.
- 12 BINON, P.P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 9, p. 149-160, 1996.
- 13 VIGOLO, P.; GIVANI, A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 24, n. 1, p. 103-109, jan./fev. 2009.
- 14 MARKER, J.C.; GOODKIND, R.J.; GERBERICH, W.W. The compressive strength of nonprecious versus precious ceramometal restorations with various frame designs. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 55, p. 560-567, 1986.
- 15 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 14801**: Dentistry -- Implants -- Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. 2 ed. Suíça: ISO, 2007. Disponível em: <<http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue>>. Acesso em: 21 out. 2016.
- 16 KANO, S.C. et al. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. **Journal of Prosthodontics**, Filadélfia, v. 15, p. 1-5. 2006.
- 17 KANO, S.C. et al. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 22, n.4, p. 575-579, 2007.
- 18 JEMT, T.; LEKHOLM, U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures: A pilot study in rabbits. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 9, p. 272-280, 1998.
- 19 CARR, A.B.; BRANTLEY, W.A. Titanium alloy cylinders in implant framework fabrication: a study of the cylinder- alloy interface. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 69, p. 391-397, 1993.
- 20 CARR, A.B.; BRANTLEY, W.A. Characterization of noble metal implant cylinders: as received cylinders and cast interfaces with noble metal alloys. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 75, n. 1, p. 77-85, 1996.

- 21 OZKOMUR, A. et al. Characterization of the interface between cast to Co-Cr implant cylinders and cast Co-Cr alloys. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 115, n. 5, p. 592-600, 2016.
- 22 BYRNE, D. et al. The fit of cast and premachined implant abutments. **The Journal of prosthetic dentistry**, Saint Louis, v. 80, n. 2, p. 184-192, ago. 1998.
- 23 BINON, P.P. Implants and components: entering the new millennium. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 15, p. 76-94, 2000.
- 24 PELLIZZER, E.P. et al. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. **Journal of Oral Implantology**, Lawrence, v. 36, n. 6, p. 419-424, 2010.
- 25 KARL, M. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 93, n. 4, p. 324-330, abr. 2005.
- 26 DITTMER, S. et al. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. **Journal of Prosthodontics**, Filadélfia, v. 20, n. 7, p. 510-516, out. 2011.
- 27 KOURTIS, S.G. et al. A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors--Part II: surgical and prosthetic complications. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 13, n. 4, p. 373-385, dez. 2004.
- 28 SEOK-GYU, K. et al. In Vitro Evaluation of Reverse Torque Value of Abutment Screw and Marginal Opening in a Screw- and Cement-Retained Implant Fixed Partial Denture Design. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 24, n. 6, p. 1061–1067, 2009.

4 DISCUSSÃO GERAL

Os benefícios biológicos associados à plataforma switching são consensuais e já evidenciados na literatura^{3,37,20}. Assim, um espaço biológico formado no sentido horizontal, com maior grau de estabilidade tecidual³⁹, seria consequência do deslocamento do “gap” para região central do implante, afastando também o infiltrado bacteriano⁴⁰ inerente às conexões protéticas e as tensões da margem periimplantar^{3,17,21}. No entanto, esta modificação da estrutura tecidual que induz possivelmente um menor grau de perda óssea marginal necessita estar conectada à fatores mecânicos para longevidade e estabilidade do sistema^{41,30,14}. Conceitos mecânicos relacionados à plataforma switching são avaliados por diferentes testes numéricos, indicando tensões concentradas na região central dos implantes e em menores valores na região cervical^{23,25,35}. Portanto, há necessidade de estudos que avaliem o comportamento mecânico da filosofia switching, com metodologia protocolar e também normativa para adequada validade e conformidade técnicas⁷.

A metodologia é parte fundamental no êxito e na validade científica de trabalhos de pesquisa para se evitar vieses por contaminação de amostras, variáveis confundentes ou não padronizadas. Nesse aspecto, a padronização deste estudo na normatização ISO 14801:2007, a avaliação meticulosa de microscopia eletrônica de varredura e seleção e utilização criteriosa de componentes protéticos aqui empregados são diferenciais à adequada compreensão do conceito. A norma ISO controla e padroniza critérios dos testes que permitem avaliar com precisão os conceitos de interesse. A avaliação de MEV nos indica não só o padrão de conformidade de adaptação dos componentes^{10, 13, 33} e seu grau de degrau negativo ou *switching*, como também comprova através de gráfico de EDS a eficácia e eficiência do processo laboratorial de fundição, demonstrando coerência e controle da etapa laboratorial com utilização de componentes de base pré-usinadas^{29,36,44}. Nosso estudo, desse modo, selecionou componentes de manufatura industrial ou com base estrutural pré-usinada em CrCo, o que proporcionou não só adaptação vertical ideal ou em conformidade dos mesmos, como também adequado controle da etapa laboratorial confirmados por análises de MEV e EDS^{44,12}. Pois, adaptação precisa, passiva e biocompatibilidade são critérios de marcante valia na longevidade das

restaurações, influenciando na biomecânica das mesmas e na resposta clínica das reabilitações^{31,32,43}. Desse modo, devido à adequada adaptação e consequente passividade de assentamento dos componentes protéticos, confirmou-se a possibilidade de foco no conceito e comparação da filosofia *switching*^{37,3,19} com o padrão regular^{2,9,15} do emprego de componentes de mesma plataforma. As condições extremas de padrões e de testes impostos pela normatização⁷ (ancoragem puntiforme, angulação de célula de carga, frequência e ciclagem), em conjunto com grupos de amostras que abordam todas as possibilidades restauradoras unitárias¹¹ aparafusadas, sejam *switching*, sejam regulares sobre implantes hexágono externo 4,1: proporcionam resultados que permitem compreender fenômenos mecânicos pertinentes a esse conceito. A discrepância horizontal esteve presente em todos os grupos de interesse, sendo marcante e muito próximas nos grupos *switching*. Os grupos de conceito *switching* após a ciclagem mecânica demonstraram maior perda de torque de fixação dos parafusos. A alteração dimensional, reduzindo a área de assentamento protético aumentou a tensão no centro do implante, proporcionando maior estresse sobre a região de torque e pré-carga do parafuso de fixação em meio à ciclagem mecânica. Frente à carregamento constante, diminuindo a área de contato, aumenta-se as tensões geradas no parafuso de fixação por serem grandezas inversamente proporcionais. Assim, o padrão *switching* comportou-se diferentemente do convencional quanto a manutenção de torque. O respeito às orientações protocolares, sejam de manufatura, seleção e/ou manuseio dos componentes foram seguidos. Dentre estas, o torque de apertamento recomendado, fornecendo controle e segurança quanto a manutenção da pré-carga do parafuso de fixação, ao torque inicial obtido e ao processo em geral, permitiu correlacionar e comparar a plataforma *switching* com o padrão inicial e o comportamento mecânico obtido^{15,20,6}. Os grupos *switching*, portanto, apresentaram maior perda de torque comparados aos seus grupos regulares após ensaio cíclico. Contudo, os resultados não apresentaram linearidade de proporcionalidade. O padrão percentual de discrepância horizontal da plataforma *switching* diferiu do percentil de perda de torque. Resultados apontaram diferenças importantes entre os grupos estudados, refinando os conceitos a respeito da filosofia *switching*, visto que a literatura demonstra maior concentração de forças na região central e menor nas margens dos implantes^{35,23,25}. No entanto, poucos

dados tinham-se à respeito dessa primordial questão relativa ao equilíbrio do sistema implante-prótese, ainda mais num conceito que envolve alteração de base de assentamento, que é a manutenção de torque de apertamento entre componentes. Assim, evitando insucessos biomecânicos como afrouxamento³⁴, deformações permanentes de componentes^{13,14}, fadigas mecânicas^{4,5,16}, etc. Estudos baseados em modelos normativos quanto à ciclagem, frequência, ancoragem, padrão de carga e inclinação buscam a aproximação às complexas condições do meio bucal⁷. O presente estudo baseou-se nesta premissa, ou seja, adequação dos padrões mecânicos dos testes para exposição das amostras de componentes sempre baseados na normatização padronizada e criteriosa oriunda da avaliação do sistema estomatognático testadas em condições extremas, quesitos chaves ao controle e compreensão dos fatores mecânicos. Levar, no entanto, componentes aos seus limites de falha mecânica com cargas que excedam ao comportamento clínico e padrões não normativos são questões que deveriam ser melhor avaliadas quanto à aplicabilidade dos seus resultados^{6,16,24}.

Todas as amostras aqui testadas, expostas às condições extremas da norma ISO, mantiveram certo grau de torque, não apresentando falhas de fadiga, ruptura ou fratura dos componentes metálicos^{6,16,14}. Os componentes testados, bem como as técnicas, demonstraram-se, tanto o padrão regular quanto o *switching*, alternativas reabilitadoras com promissoras possibilidades de uso clínico. Ratificando, que mesmo frente as condições limites exigidas pela norma, que analogicamente representariam um desafio clínico, o padrão *switching* apresentou-se viável para prosseguir em testes *in vivo*^{3,37,17}.

5 CONCLUSÕES GERAIS

Levando em consideração o fato de o presente trabalho tratar-se de um estudo “in vitro”, e dentro das limitações inerentes a tal prerrogativa, de acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que:

- a) A adaptação no sentido vertical entre componentes dos grupos testados pode ser considerada satisfatória na maioria das amostras observadas visando sua aplicabilidade para uso clínico.
- b) Houve notada discrepância horizontal em todos os grupos observados no presente estudo, tanto para plataforma regular como para plataforma *switching*.
- c) Resultados apontaram que o maior o grau de discrepância negativa horizontal gera maior o grau de perda de torque de apertamento após a ciclagem mecânica entre grupos de padrão *switching* em comparação com igual padrão regular. Demonstra-se, portanto, mesmo não seguindo um padrão de linearidade, que quanto maior esta caracterização *switching* do componente utilizado, maior estresse sofrerá seu parafuso de fixação e, conseqüentemente, maior perda de torque poderá apresentar após ciclo de simulação de fadiga.

REFERÊNCIAS

- 1 BRANEMARK, P.I. Introduction to osseointegration. In: BRANEMARK, P.I.; ZARB, C.; ALBREKTSSON, T. (Ed.). **Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry**. Chicago: Quintessence Publishing Co. 1985. p. 11–76.
- 2 ATTARD, N.J.; ZARB, G.A. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Sain Lois, v. 94, n. 3, p. 242-258, set. 2005.
- 3 LAZZARA, R.J.; PORTER, S.S. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, Berlin, v. 26, n. 1, p. 9-17, 2006.
- 4 SOARES, M.A.D.; TAKAMORI, E.R. Avaliação de implantes dentais com conexão do tipo hexágono interno quanto à resistência à fadiga. **Innovations Implant Journal Biomaterial and Esthetics**, São Paulo, v. 6, n. 2, p. 41-46, 2011.
- 5 HAACK, J.E. et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Internal. **Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 10, n. 5, p. 529-536, set./out. 1995.
- 6 STEINEBRUNNER, L. et al. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 19, n. 12, p. 1276-1284, dez. 2008.
- 7 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 14801: Dentistry -- Implants -- Dynamic fatigue test for endosseous dental implants**. 2 ed. Suíça: ISO, 2007. Disponível em: <<http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue>>. Acesso em: 21 out. 2016..
- 8 GULHAÉV, A.P. **Metais e suas ligas: estrutura, propriedades e aplicação industrial**. Moscou: Mir-Moscovo, 1981.
- 9 ALBREKTSSON, T.; WORTHINGTON, P. La eficacia a largo plazo de los implantes dentales utilizados actualmente. **Archivos de odonto estomatologia**, Barcelona, v. 3, n. 4, p. 211-228, 1987.
- 10 BINON, P.P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 9, p. 149-

160, 1996.

- 11 SCHELLER, H. et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 13, n. 2, p. 212-218, mar./abr. 1998.
- 12 DEDAVID, B.A.; COSTA, E.M.; FERREIRA, C.R.F. Solidification characteristics of the modified AA380 -type alloys determined by thermal analysis and EDS . **Acta Microscopica**, Caracas, v. 8, p. 57-61, 1999.
- 13 GUINDY, J.S. et al. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 19, n. 6, p. 826-831, nov./dez. 2004.
- 14 KOURTIS, S.G. et al. A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors--Part II: surgical and prosthetic complications. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 13, n. 4, p. 373-385, dez. 2004.
- 15 CHO, S.C. et al. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 13, n. 3, p. 245-250, set. 2004.
- 16 KARL, M. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 93, n. 4, p. 324-330, abr. 2005.
- 17 MAEDA, Y. et al. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 18, n. 5, p. 581-584, out. 2007.
- 18 VIGOLO, P.; GIVANI, A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 24, n. 1, p. 103-109, jan./fev. 2009.
- 19 BILHAN, H. et al. Influence of platform-switching on marginal bone levels for implants with mandibular overdentures: a retrospective clinical study. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 19, n. 3, p. 250-158, jun. 2010.
- 20 CANULLO, L. et al. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 21, n. 1, p. 115-121, jan. 2010.
- 21 COCCHETTO, R. et al. Evaluation of hard tissue response around wider

- platform-switched implants. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, Chicago, v. 30, n. 2, p. 163-171, abr. 2010.
- 22 FICKL, S. et al. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 25, n. 3, p. 577-581, maio/jun. 2010.
- 23 PELLIZZER, E.P. et al. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. **Journal of Oral Implantology**, Lawrence, v. 36, n. 6, p. 419-424, 2010.
- 24 DITTMER, S. et al. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. **Journal of Prosthodontics**, Filadélfia, v. 20, n. 7, p. 510-516, out. 2011.
- 25 TABATA, L.F. et al. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 26, n. 3, p. 482-491, maio/jun. 2011.
- 26 SCHOREDER, A.; POHLER, O.; SUTTER, F. Tissue response to titanium plasma sprayed hollow cylinder implants. **Monthly Swiss Dental Journal**, German, v. 86, p. 713-727, 1976.
- 27 BRABEMARK, P.I. et al. Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. experimental studies. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery**, Escandinávia, v.3, n. 2, p. 81-100, 1969.
- 28 LEWIS, S. An esthetic titanium abutment: report of a technique. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 6, n. 2, p. 195-201, 1991.
- 29 BYRNE, D. et al. The fit of cast and premachined implant abutments. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Sain Louis, v. 80, n. 2, p. 184-192, ago. 1998.
- 30 BINON, P.P. Implants and components: entering the new millennium. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 15, p. 76-94, 2000.
- 31 KANO, S.C. et al. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 22, n. 4, p. 575-579, 2007.
- 32 KANO, S.C. et al. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. **Journal of Prosthodontics**, Filadélfia, v. 15, p. 1-5, 2006.

- 33 JEMT, T.; LEKHOLM, U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures: A pilot study in rabbits. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 9, p. 272-280, 1998.
- 34 KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 9, p. 169-178, 1994.
- 35 FREITAS JUNIOR, A.C. et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon plataform switched implant- abutment connections: an in vitro laboratory and three-dimensional finite elemento analysis. **Dental Materials**, Inlaterra, v. 28, p. 218-228, 2012.
- 36 BONDAN, J.L. et al. Marginal fit analysis of premachined and castable UCLA abutment. **Acta Odontológica Latino Americana**, Argentina, v. 22, p. 139-142, 2009.
- 37 ATIEH, M.A.; IBRAHIM, H.M.; ATIEH, A.H. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Periodontology**, Chicago, v. 81, p. 1350-1366, 2010.
- 38 CALVO-GUIRADO, J.L. et al. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation: a 12-month study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 24, p. 275-281, 2009.
- 39 HERMANN, J.S. et al. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 11, p. 1-11, 2000.
- 40 CANULLO, L.; QUARANTA, A.; TELES, R.P. The microbiota associated with implants restored with platform switching: a preliminary report. **Journal of Periodontology**, Chicago, v. 81, p. 403-411, 2010.
- 41 NATALI, A.N.; PAVAN, P.G.; RUGGERO, A.L. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 17, p. 67-74, 2006.
- 42 CALVO GUIRADO, J.L. et al. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 16, p. 155-164, 2007.
- 43 MARKER, J.C.; GOODKIND, R.J.; GERBERICH, W.W. The compressive

strength of nonprecious versus precious ceramometal restorations with various frame designs. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 55, p. 560-567, 1986.

- 44 OZKOMUR, A. et al. Characterization of the interface between cast to Co-Cr implant cylinders and cast Co-Cr alloys. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 115, n. 5, p. 592-600, 2016.

ANEXO A - Quadros de Medições das Fendas Verticais

Fenda vertical entre Implante e UCLA 4,1 mm AR (medidas em Micrômetros)

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

Tabela 1

| UCLA 4,1 mm (1) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 2

| UCLA 4,1 mm (2) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 3

| UCLA 4,1 mm (3) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 4

| UCLA 4,1 mm (4) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 5

| UCLA 4,1 mm (5) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 4,12 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 6

| UCLA 4,1 mm (6) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 7

| UCLA 4,1 mm (7) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 2,91 | 2,91 |
| Face II | 1,09 | 3,47 | 0 |
| Face III | 5,85 | 3,54 | 0 |
| Face IV | 0 | 4,99 | 2,91 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 8

| UCLA 4,1 mm (8) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 4,5 | 0 |
| Face II | 0 | 5,27 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 9

| UCLA 4,1 mm (9) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 10

| UCLA 4,1 mm (10) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|-----------------------------|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Fenda vertical entre Implante e UCLA Switching 3,6 mm AR (medidas em Micrômetros)

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

Tabela 11

| UCLA Switching 3,6mm (11) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 12

| UCLA Switching 3,6mm (12) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 13

| UCLA Switching 3,6mm (13) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 14

| UCLA Switching 3,6mm (14) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 1,96 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 2,87 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 15

| UCLA Switching 3,6mm (15) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 16

| UCLA Switching 3,6mm (16) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 17

| UCLA Switching 3,6mm (17) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 18

| UCLA Switching 3,6mm (18) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 19

| UCLA Switching 3,6mm (19) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 20

| UCLA Switching 3,6mm (20) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------|-----------------------|--------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

**Fenda vertical entre Implante e Abutment Cônico 4,1 mm AR (medidas em
Micrômetros)**

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

Tabela 21

| Abutment Cônico 4,1 mm (21) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 22

| Abutment Cônico 4,1 mm (22) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 23

| Abutment Cônico 4,1 mm (23) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 24

| Abutment Cônico 4,1 mm (24) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 25

| Abutment Cônico 4,1 mm (25) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 4,12 | 0 |
| Face II | 0 | 2,91 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 2,91 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 26

| Abutment Cônico 4,1 mm (26) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 2,91 | 2,91 | 4,24 |
| Face II | 2,91 | 2,91 | 0 |
| Face III | 0 | 2,91 | 0 |
| Face IV | 2,91 | 2,91 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 27

| Abutment Cônico 4,1 mm (27) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 28

| Abutment Cônico 4,1 mm (28) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 29

| Abutment Cônico 4,1 mm (29) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 30

| Abutment Cônico 4,1 mm (30) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Fenda vertical entre Implante e Abutment Cônico 3,6 mm AR (medidas em Micrômetros)

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

Tabela 31

| Abutment Cônico 3,6 mm (31) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0,58 | 0 | 0 |
| Face II | 0,58 | 0,58 | 0 |
| Face III | 0,58 | 0 | 0 |
| Face IV | 0,58 | 5,82 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 32

| Abutment Cônico 3,6 mm (32) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 33

| Abutment Cônico 3,6 mm (33) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 34

| Abutment Cônico 3,6 mm (34) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 35

| Abutment Cônico 3,6 mm (35) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 36

| Abutment Cônico 3,6 mm (36) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 37

| Abutment Cônico | Medida Lado | Medida Central | Medida Lado |
|------------------------|--------------------|-----------------------|--------------------|
| 3,6 mm (37) | Esquerdo | | Direito |
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 38

| Abutment Cônico | Medida Lado | Medida Central | Medida Lado |
|------------------------|--------------------|-----------------------|--------------------|
| 3,6 mm (38) | Esquerdo | | Direito |
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 39

| Abutment Cônico 3,6 mm (39) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 40

| Abutment Cônico 3,6 mm (40) | Medida Lado Esquerdo | Medida Central | Medida Lado Direito |
|--|---------------------------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Face I | 0 | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

ANEXO B - Quadros das Medições das Discrepâncias Horizontais

Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA 4,1 mm AR (medidas em Micrômetros).

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

Tabela 41

| UCLA 4,1 mm (1) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 106,2 |
| Face II | 0 | 64,68 |
| Face III | 0 | 0 |
| Face IV | 59,67 | 123 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 42

| UCLA 4,1 mm (2) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 62,37 | 79,52 |
| Face II | 53,64 | 0 |
| Face III | 74,46 | 84 |
| Face IV | 75,09 | 88,86 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 43

| UCLA 4,1 mm (3) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 63,53 | 82,78 |
| Face II | 72,29 | 114,2 |
| Face III | 68,70 | 86,26 |
| Face IV | 60,37 | 91,53 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 44

| UCLA 4,1 mm (4) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 63,62 | 82,18 |
| Face II | 0 | 0 |
| Face III | 86,64 | 91,34 |
| Face IV | 55,02 | 54,22 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 45

| UCLA 4,1 mm (5) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 81,01 | 62,05 |
| Face II | 70,56 | 40,22 |
| Face III | 62,39 | 65,18 |
| Face IV | 72,21 | 71,19 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 46

| UCLA 4,1 mm (6) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 34,97 | 78,11 |
| Face II | 77,56 | 0 |
| Face III | 60,64 | 0 |
| Face IV | 0 | 66,53 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 47

| UCLA 4,1 mm (7) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 21,57 | 27,98 |
| Face III | 0 | 12,3 |
| Face IV | 34,07 | 41,89 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 48

| UCLA 4,1 mm (8) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 82,18 | 78,72 |
| Face II | 70,52 | 58,91 |
| Face III | 86,54 | 43,80 |
| Face IV | 94,06 | 48,43 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 49

| UCLA 4,1 mm (9) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 63,04 | 73,46 |
| Face II | 45,46 | 97,33 |
| Face III | 72,63 | 78,10 |
| Face IV | 59,12 | 75,25 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 50

| UCLA 4,1 mm (10) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|-------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 71,10 | 0 |
| Face III | 52,47 | 0 |
| Face IV | 66,12 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA Switching 3,6 mm AR (medidas em Micrômetros).

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

Tabela 51

| UCLA Switching 3,6 mm (11) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 307,7 | 283,3 |
| Face II | 308,3 | 287,3 |
| Face III | 299,3 | 303,6 |
| Face IV | 298,8 | 318,3 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 52

| UCLA Switching 3,6 mm (12) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 291,4 | 306,6 |
| Face II | 284,4 | 307,1 |
| Face III | 309,9 | 297 |
| Face IV | 303,8 | 302,7 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 53

| UCLA Switching 3,6 mm (13) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 299 | 331,6 |
| Face II | 335,1 | 303,7 |
| Face III | 299,7 | 268,2 |
| Face IV | 319,1 | 288,6 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 54

| UCLA Switching 3,6 mm (14) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 292,6 | 300 |
| Face II | 300,7 | 280,9 |
| Face III | 275,3 | 264,2 |
| Face IV | 292 | 294,9 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 55

| UCLA Switching 3,6 mm (15) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 300,7 | 280,9 |
| Face II | 301,6 | 276,2 |
| Face III | 283,6 | 300,3 |
| Face IV | 321,2 | 280,6 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 56

| UCLA Switching 3,6 mm (16) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 272,8 | 311,2 |
| Face II | 290,4 | 305,9 |
| Face III | 312,4 | 280,9 |
| Face IV | 287,8 | 316,5 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 57

| UCLA Switching 3,6 mm (17) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 230,8 | 263,4 |
| Face II | 258,9 | 242,8 |
| Face III | 255,2 | 243,3 |
| Face IV | 266,3 | 242,4 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 58

| UCLA Switching 3,6 mm (18) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 283,8 | 266,4 |
| Face II | 295,7 | 290,9 |
| Face III | 299,4 | 296,2 |
| Face IV | 288,7 | 285 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 59

| UCLA Switching 3,6 mm (19) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 300,2 | 340,9 |
| Face II | 306,6 | 348,8 |
| Face III | 326,4 | 342,4 |
| Face IV | 358,4 | 299,93 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 60

| UCLA Switching 3,6 mm (20) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|---------------------------------------|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 318,8 | 320,5 |
| Face II | 332,8 | 307,9 |
| Face III | 336,8 | 323,7 |
| Face IV | 330,7 | 320,8 |

Fonte: O autor (2017)

**Discrepância Horizontal entre Implante e Abutment Cônico 4,1 mm AR
(medidas em Micrômetros).**

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

Tabela 61

| Abutment Cônico 4,1 mm (21) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 6,51 | 8,66 |
| Face II | 2,91 | 2,91 |
| Face III | 8,72 | 4,69 |
| Face IV | 4,69 | 7,30 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 62

| Abutment Cônico 4,1 mm (22) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 4,69 | 0 |
| Face II | 0 | 6,51 |
| Face III | 0 | 2,91 |
| Face IV | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 63

| Abutment Cônico 4,1 mm (23) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 64

| Abutment Cônico 4,1 mm (24) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 65

| Abutment Cônico 4,1 mm (25) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 66

| Abutment Cônico 4,1 mm (26) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 67

| Abutment Cônico 4,1 mm (27) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 68

| Abutment Cônico 4,1 mm (28) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 69

| Abutment Cônico 4,1 mm (29) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 70

| Abutment Cônico 4,1 mm (30) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 0 | 0 |
| Face II | 0 | 0 |
| Face III | 0 | 0 |
| Face IV | 0 | 0 |

Fonte: O autor (2017)

**Discrepância Horizontal entre Implante e Abutment Cônico 3,6 mm AR
(medidas em Micrômetros).**

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

Tabela 71

| Abutment Cônico 3,6 mm (31) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 243,6 | 244,2 |
| Face II | 232,8 | 213 |
| Face III | 221,3 | 211,7 |
| Face IV | 214,1 | 208,6 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 72

| Abutment Cônico 3,6 mm (32) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 218,6 | 258,8 |
| Face II | 221 | 204,3 |
| Face III | 228,8 | 211,1 |
| Face IV | 219,3 | 207,2 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 73

| Abutment Cônico 3,6 mm (33) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 227,5 | 230,3 |
| Face II | 217 | 220,8 |
| Face III | 232 | 222,3 |
| Face IV | 228,1 | 217,4 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 74

| Abutment Cônico 3,6 mm (34) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 237,3 | 222,4 |
| Face II | 208,9 | 218,2 |
| Face III | 214,7 | 232 |
| Face IV | 219,9 | 223,7 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 75

| Abutment Cônico 3,6 mm (35) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 227,3 | 242,5 |
| Face II | 223,2 | 211,2 |
| Face III | 228,4 | 218 |
| Face IV | 215,4 | 221,3 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 76

| Abutment Cônico 3,6 mm (36) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 243,6 | 244,2 |
| Face II | 218,6 | 258,8 |
| Face III | 227,5 | 230,3 |
| Face IV | 237,3 | 222,4 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 77

| Abutment Cônico 3,6 mm (37) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 227,3 | 242,5 |
| Face II | 232,8 | 213 |
| Face III | 221 | 204,3 |
| Face IV | 217 | 220,8 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 78

| Abutment Cônico 3,6 mm (38) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 232 | 222,3 |
| Face II | 214,7 | 232 |
| Face III | 228,4 | 218 |
| Face IV | 215,4 | 221,3 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 79

| Abutment Cônico 3,6 mm (39) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 214,1 | 208,6 |
| Face II | 219,3 | 207,2 |
| Face III | 228,1 | 217,4 |
| Face IV | 219,9 | 223,7 |

Fonte: O autor (2017)

Tabela 80

| Abutment Cônico 3,6 mm (40) | Medida Lado Esquerdo | Medida Lado Direito |
|--|-----------------------------|----------------------------|
| Face I | 215,4 | 221,3 |
| Face II | 232,8 | 213 |
| Face III | 214,1 | 211,7 |
| Face IV | 218,6 | 211,1 |

Fonte: O autor (2017)

Padrão de torque nas amostras : torque Inicial e torque Final (antes e após teste mecânico de fadiga)

Tabela 81

| UC 4,1 | Torque Inicial | Torque Final |
|---------------|-----------------------|---------------------|
| 1 | 32,4 | 25 |
| 2 | 32,4 | 25 |
| 3 | 32,4 | 25 |
| 4 | 32,4 | 25 |
| 5 | 32,4 | 22,5 |
| 6 | 32,4 | 25 |
| 7 | 32,4 | 22,5 |
| 8 | 32,4 | 22,5 |
| 9 | 32,4 | 25 |
| 10 | 32,4 | 25 |
| UC 3,6 | | |
| 1 | 32,4 | 20 |
| 2 | 32,4 | 20 |
| 3 | 32,4 | 20 |
| 4 | 32,4 | 20 |
| 5 | 32,4 | 17,5 |
| 6 | 32,4 | 20 |
| 7 | 32,4 | 20 |
| 8 | 32,4 | 20 |

| | | |
|---------------|------|------|
| 9 | 32,4 | 20 |
| 10 | 32,4 | 20 |
| AC 4,1 | | |
| 1 | 20 | 12,5 |
| 2 | 20 | 12,5 |
| 3 | 20 | 12,5 |
| 4 | 20 | 15 |
| 5 | 20 | 10 |
| 6 | 20 | 10 |
| 7 | 20 | 12,5 |
| 8 | 20 | 12,5 |
| 9 | 20 | 12,5 |
| 10 | 20 | 12,5 |
| AC 3,6 | | |
| 1 | 20 | 7,5 |
| 2 | 20 | 10 |
| 3 | 20 | 10 |
| 4 | 20 | 10 |
| 5 | 20 | 10 |
| 6 | 20 | 10 |
| 7 | 20 | 10 |
| 8 | 20 | 10 |
| 9 | 20 | 10 |

| | | |
|----|----|----|
| 10 | 20 | 10 |
|----|----|----|

Fonte: O autor (2017)

Lotes Implantes/ Componentes

**SIN Sistemas de Implantes – lotes:80108910009 (Implantes),
120118911(UC 4,1), 10121612 (UC 3,6), 90111408 (AC4,1), 80108910028 (AC3,6).**



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Pró-Reitoria Acadêmica
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 1 - 3º. andar
Porto Alegre - RS - Brasil
Fone: (51) 3320-3500 - Fax: (51) 3339-1564
E-mail: proacad@pucrs.br
Site: www.pucrs.br/proacad