
JULIANA APARECIDA DELBEN

**Influência de diferentes pilares e materiais de
recobrimento estético na manutenção da pré-carga
do parafuso de retenção de coroas implanto-
suportadas**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do
Campus de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”- UNESP, para obtenção do
Título de MESTRE EM ODONTOLOGIA (Área de
concentração em Prótese Dentária).

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

Araçatuba – São Paulo

2009

Catálogo-na-Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

D344i Delben, Juliana Aparecida
Influência de diferentes pilares e materiais de revestimento
estético na manutenção da pré-carga do parafuso de retenção
de coroas implanto-suportadas / Juliana Aparecida Delben. -
Araçatuba : [s.n.], 2009
201 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2009
Orientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção

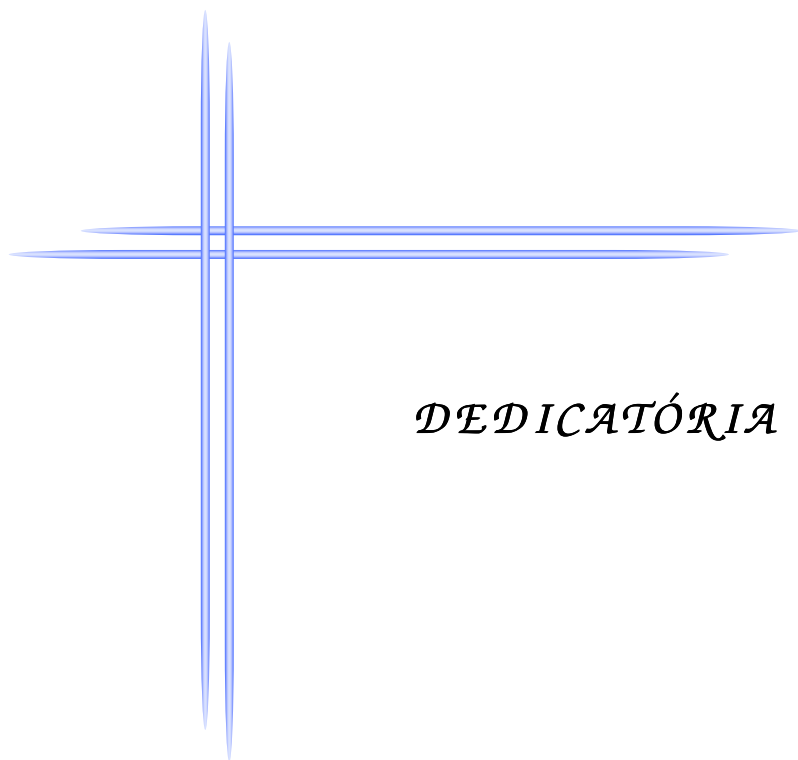
1. Implante dentário endoósseo 2. Prótese dentária fixada por
implante 3. Torque 4. Revestimentos

Black D3
CDD 617.69

DADOS CURRICULARES

JULIANA APARECIDA DELBEN

NASCIMENTO	23/08/1985 - ARAÇATUBA – SP
FILIAÇÃO	Sueli Aparecida Mendes Delben Ademir Delben
2003/2006	Curso de Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
2007/2009	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
2007/2007	Curso de Aperfeiçoamento em Prótese sobre Implantes Osseointegrados Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.



DEDICATÓRIA

DEDICATÓRIA

A Deus

por iluminar os meus caminhos e guiar as minhas decisões. Te agradeço, ó Deus, por tornar meus sonhos realidade e por me acompanhar em todos os momentos de alegria e tribulações. Creio em teu propósito para minha vida e sei que jamais estou sozinha porque Tu estás sempre ao meu lado. Te agradeço ainda por todas as pessoas especiais que colocastes na minha vida para tornarem o meu caminhar ainda mais prazeroso, dando sentido a tudo o que faço e desejo.

À Nossa Senhora Aparecida

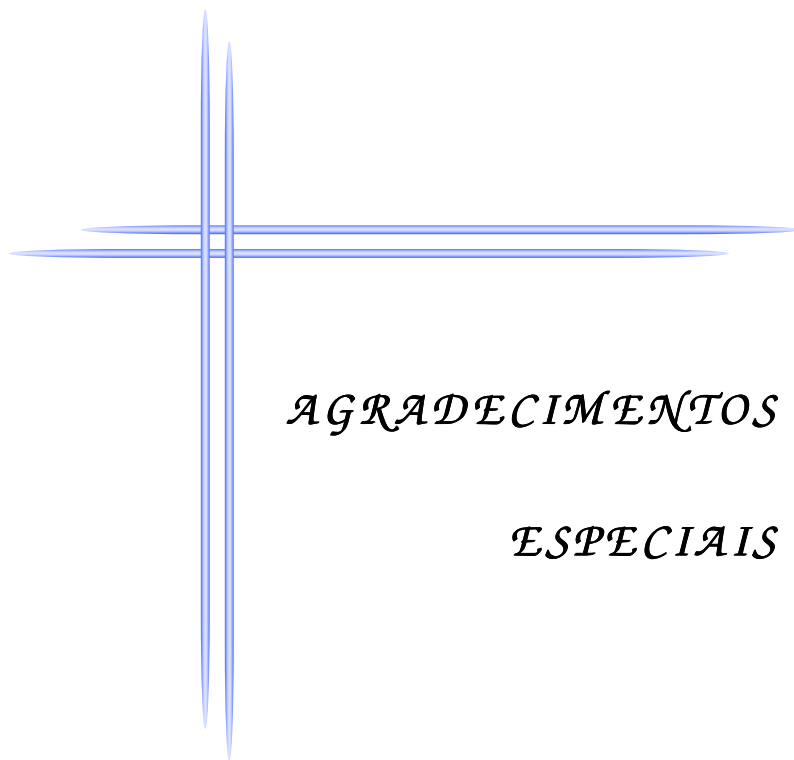
por interceder por mim junto a Deus desde o meu nascimento. Tenho certeza da sua proteção diante dos desafios e da sua intercessão para a realização desta etapa de minha vida.

Aos meus pais, Sueli e Ademir

por serem exemplos de amor incondicional, fé, dedicação e luta para me proporcionarem este momento. Obrigada por acreditarem em mim e por abdicarem de seus sonhos para a realização dos meus. Tenho em vocês a minha fortaleza e a eterna gratidão por tudo que enfrentaram para se doarem completamente à nossa família. Obrigada por serem meus pais, meus amigos e a razão da minha existência.

À minha irmã, Fabíola

pelo amor, amizade e dedicação. Obrigada por ser um exemplo em minha vida e por me apoiar na concretização de mais essa etapa. Obrigada por estar sempre ao meu lado e por me oferecer o seu carinho e sua alegria nos momentos difíceis. Tenha certeza do imenso amor que sinto por você e da gratidão que tenho por ter me escolhido para ser sua irmãzinha.



AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

por ser um exemplo de professor e de ser humano para mim. Agradeço por confiar em minha capacidade e por dedicar grande parte de seu tempo para o meu crescimento. Obrigada pela paciência quando algo novo precisava ser desvendado e também pelo incentivo nos momentos de fraqueza. Tenha certeza da minha imensa gratidão por tudo que me ensinou e, principalmente, por me ajudar a descobrir que nada somos se estivermos sozinhos, pois o seu apoio foi muito importante para a concretização de mais essa etapa. Obrigada por ser meu orientador e tenha certeza do quanto a sua presença como professor e amigo é importante para mim.

Aos meus amigos Lucas Fernando Tabata, Valentim Adélino

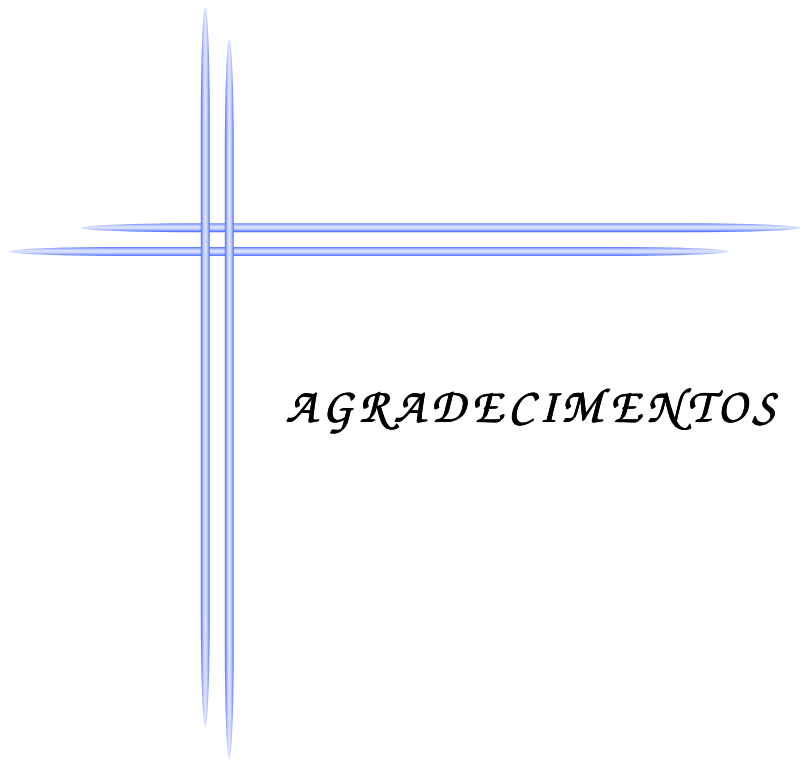
Ricardo Barão, Érica Alves Gomes e Juliana Ribeiro Pala Jorge de

Aguiar

pela amizade, confiança e sinceridade. Obrigada por serem exemplos para a minha caminhada e por permitirem que eu fizesse parte desta família.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
(FAPESP)

pela concessão da Bolsa de Mestrado e pelo apoio financeiro, indispensáveis para a realização deste trabalho.



AGRADECIMIENTOS

AGRADECIMENTOS

À *Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP* pela oportunidade de realização do curso de Graduação e Mestrado.

Aos *ex e atual coordenadores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia*, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, *Prof. Dr. Wilson Roberto Poi e Prof. Dr. Idelmo Rangel Garcia Júnior*, pela competência e dedicação.

Aos *Profs. Humberto Gennari Filho, Paulo Henrique dos Santos, Marcelo Coelho Goiato, Paulo Renato Junqueira Zuim, Alicio Rosalino Garcia, Cícero Eleutério da Silva Filho, Eulália Maria Martins da Silva, Débora Barros Barbosa, José Eduardo Rodrigues, Maria Cristina Rosifini Alves Rezende Eduardo Piza Pellizzer, Stefan Fiuza Carvalho Dekon, Adriana Cristina Zavanelli e Renato Salviato Fajardo*, aos técnicos de laboratório *Ana Lúcia Francischini Damaceno, Ana Marcelina dos Santos Bacaneli, Carlos Alberto Gonçalves, Eduardo Rodrigues Cobo, Jânder de Carvalho Inácio e José Baleiero* e aos demais funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela convivência e por todo o auxílio.

Aos secretários **Washington de Brito Martins** e **Maria Lúcia Bordan**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela presteza e dedicação.

Ao **Prof. Paulo Henrique dos Santos** pela amizade e disposição em colaborar com o desenvolvimento deste trabalho.

Ao **Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP** e aos **Profs. André Luiz Fraga Briso e Renato Herman Sundfeld** pela recepção e gentileza para utilização do estereomicroscópio.

Aos **funcionários da Pós-graduação: Diogo, Marina e Valéria**, pela paciência, disponibilidade e gentileza em ajudar.

Aos **funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP** pela disponibilidade e carinho.

Aos funcionários **Dario Pinto da Silva, João Roberto Alves, José Antônio Pires, Sérgio Ramos Martins, Valdomiro Bento Rodrigues e Wilian Boranelli Manzatti** pela gentileza e compreensão.

À **Central Analítica do Instituto de Química da Universidade de São Paulo - USP**, em especial às técnicas **Adriana Palombo Nunes e Alessandra Ramalho**

pelo empenho e gentileza para realização da etapa de microscopia eletrônica de varredura.

Aos laboratórios de prótese **Vaiazzi e Ero** pela presteza e seriedade ao executarem a etapa de confecção das coroas utilizadas no presente estudo.

Ao Engenheiro **Marcelo Nucci** pela competência e dedicação.

Ao amigo **Lucas Fernando Tabata** pela amizade, incentivo e por colaborar com a ilustração deste trabalho.

Ao amigo **Valentim Adelino Ricardo Barão** pela amizade, gentileza e auxílio para formatação da dissertação.

Às minhas amigas **Milene Martins Magosteiro, Natália de Campos, Elizane Ferreira Hamanaka e Marcela Pesci Peruzzo** pelos anos de amizade e por toda paciência, incentivo e compreensão em meus momentos de ausência.

Ao querido **Carlos Augusto Gomes** por ser uma pessoa especial e dedicar seu carinho e apoio para a conclusão deste trabalho.

Ao meu cunhado **Mateus Fiacadori Costa** pelo incentivo e por sua alegria nos momentos de descontração.

Às amigas ***Maria Cristina Villela e Ângela Cristina da Silva*** pela amizade e carinho em nossa convivência.

Ao amigos ***Glauber, Naiara e Maicon*** pela gentileza, receptividade e companheirismo.

Ao Sr. ***Luiz Tabata*** e Sra. ***Iulca Tabata*** pela acolhida em sua casa com tanto carinho.

Aos meus ***amigos de graduação*** pela amizade, carinho e confiança em mim depositada.

Aos meus amigos de turma de mestrado ***Aldiéris, Biana, Cristina, Douglas, Paula e Renato*** pela convivência e amizade.

A todos os meus ***amigos de Pós-Graduação*** pela convivência e pelos momentos de alegria.

A todos os ***meus amigos e familiares*** por me incentivarem durante a realização deste trabalho.



EPÍGRAFE

Certezas

Não quero brigar com o mundo, mas se um dia isso acontecer,
quero ter forças suficientes para mostrar a ele que o amor existe.

Que ele é superior ao ódio e ao rancor,
e que não existe vitória sem humildade e paz.

Quero poder acreditar que mesmo se hoje eu fracassar,
amanhã será outro dia,
e se eu não desistir dos meus sonhos e propósitos,
talvez obterei êxito e serei plenamente feliz.

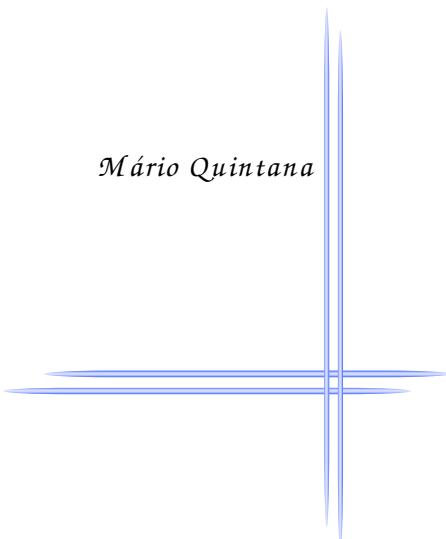
Que eu nunca deixe minha esperança ser abalada por palavras pessimistas.

Que a esperança nunca me pareça um “não” que a gente teima em maquiá-
lo de verde e entendê-lo como “sim”.

Quero, um dia, poder dizer às pessoas que nada foi em vão.

Que o amor existe, que vale a pena se doar às amizades e às pessoas,
que a vida é bela sim, e que eu sempre dei o melhor de mim
e que valeu a pena.

Mário Quintana





RESUMO GERAL

Delben JA. **Influência de diferentes pilares e materiais de recobrimento estético na manutenção da pré-carga do parafuso de retenção de coroas implanto-suportadas** [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2009.

RESUMO GERAL

A longevidade das próteses e implantes é dependente da adequada adaptação entre os componentes bem como da distribuição favorável de forças às estruturas de suporte. O afrouxamento do parafuso de retenção é uma falha mecânica comumente observada devido à redução da pré-carga gerada no parafuso de retenção, responsável pela manutenção da estabilidade da união parafusada e resistência às forças que tendem a separar os componentes. O objetivo do estudo foi avaliar a influência de diferentes pilares e materiais de recobrimento estético na manutenção da pré-carga do parafuso de retenção de coroas implanto-suportadas, submetidos a sucessivos reapertos e ciclagem mecânica. Foram confeccionadas 60 coroas de acordo com os grupos de estudo (n=12): Grupo I - pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metalocerâmicas, Grupo II - pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metaloplásticas, Grupo III – pilares do tipo UCLA fundidos em liga de titânio para obtenção de coroas metalocerâmicas, Grupo IV – pilares do tipo UCLA fundidos em liga de titânio para obtenção de coroas metaloplásticas, Grupo IV - pilares de zircônia obtidos pelo sistema CAD/CAM (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*) para obtenção de coroas cerâmicas. As coroas foram unidas a implantes de hexágono externo por meio de

parafuso de retenção quadrado de ouro com torque de inserção de 35 Ncm e submetidas à ciclagem mecânica com aplicação de carregamento vertical dinâmico de 50N a uma frequência de 2Hz. Valores de destorque foram mensurados antes da ciclagem mecânica e após cada período de 1×10^5 ciclos seguido de reaperto com 35 Ncm de modo a completar 1×10^6 ciclos. Mensurações da desadaptação vertical na interface pilar-implante foram realizadas através de estereomicroscopia inicialmente e ao final da ciclagem mecânica. Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à análise de variância, teste exato de Fisher, teste T-pareado, teste T-Student e correlação linear de Pearson ($P < 0,05$). Todas as mensurações de destorque foram inferiores ao torque de inserção de 35Ncm. Houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorque dos 5 grupos ($P < 0,05$) tanto inicialmente como após a ciclagem mecânica. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa ($P > 0,05$) entre os valores de destorque mensurados antes e após a ciclagem para cada grupo, exceto para o grupo IV ($P < 0,05$). Em relação à desadaptação vertical, os grupos III e IV apresentaram as maiores médias de desadaptação. No entanto, não foi estabelecida correlação significativa ($P > 0,05$) entre desadaptação vertical e valor de destorque. Diante dos resultados, conclui-se que houve redução do torque de inserção independente do tipo de pilar e material de recobrimento estético. Embora os pilares fundidos em titânio tenham apresentado maior desadaptação, não houve influência na estabilidade da junção visto que a manutenção do torque foi suficiente para resistir ao afrouxamento do parafuso tanto inicialmente como após a aplicação de carregamento.

Palavras-chave: implante dentário endoósseo, prótese dentária fixada por implante, torque, revestimentos.



GENERAL ABSTRACT

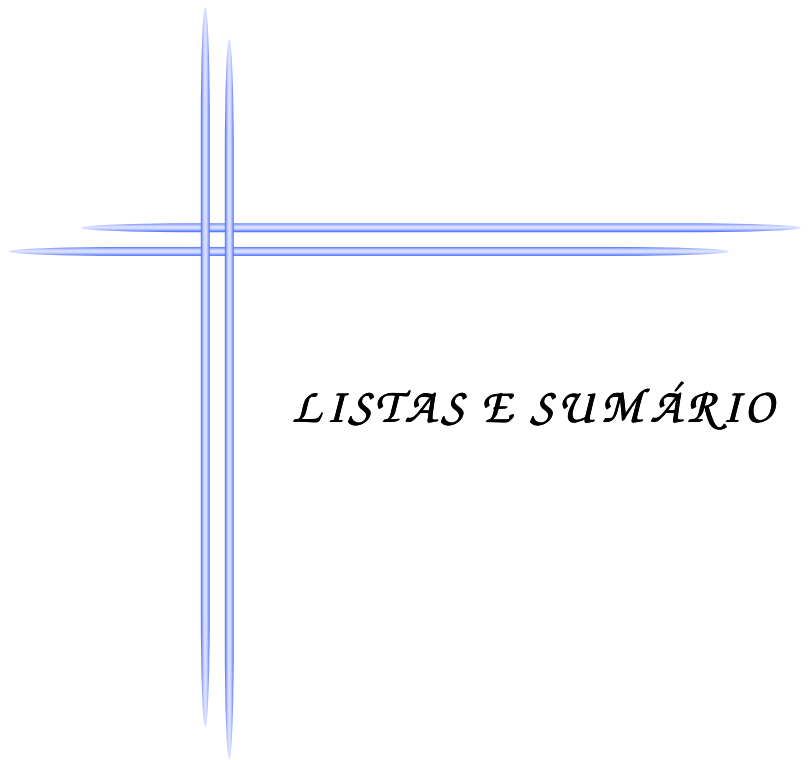
Delben JA. **Influence of different abutments and veneering materials on preload maintenance of retaining screw of implant-supported crowns** [dissertation]. Araçatuba: São Paulo State University; 2009.

GENERAL ABSTRACT

The longevity of prostheses and implants depends on fit between components as well as adequate forces distribution to supporting structures. Retaining screw loosening is a common mechanical complication due to preload reduction that provides joint stability and resistance to separating forces. The aim of this study was to evaluate the influence of different abutments and veneering materials on preload maintenance of retaining screw of implant-supported crowns submitted to repeated tightening and mechanical cycling. Sixty crowns were obtained according to the groups (n=12): Group I – Gold UCLA abutment cast in gold alloy with ceramic veneering, Group II – Gold UCLA abutment cast in gold alloy with resin veneering, Group III – UCLA abutment cast in titanium with ceramic veneering, Group IV – UCLA abutment cast in titanium with resin veneering, and Group V – zirconia abutment obtained by CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) system with ceramic veneering. The crowns were attached to external hexagon implants by gold retaining screws with insertion torque of 35Ncm. The replicas were submitted to mechanical cycling with vertical dynamic loading of 50N at 2Hz. Detorque measurements were performed initially and after each period of 1×10^5 cycles followed by retightening

of retaining screw with 35Ncm until 1×10^6 cycles. Measurements of vertical misfit on abutment-implant interface were performed through estereomicroscopy initially and after mechanical cycling. Data were submitted to analysis of variance, Fisher's exact test, paired t test, Student's t-test and Pearson correlation ($P < .05$). All detorque measurements were lower than insertion torque of 35Ncm. There was statistically significant difference among the 5 groups ($P < .05$) for detorque values obtained initially and after mechanical cycling. However, there was no statistically significant difference ($P > .05$) between the detorque values obtained initially and after mechanical cycling for each group, except for group IV ($P < .05$). Regarding vertical misfit, groups III and IV presented the highest means of misfit. However, there was no significant correlation ($P > .05$) between vertical misfit and detorque. According to the results, it was concluded that there was reduction of insertion torque regardless abutment type and veneering material. Although the abutments cast in titanium have presented the highest means of vertical misfit, there was no influence on joint stability since the torque maintenance allowed resistance to screw loosening initially and after loading.

Key-words: implant, implant-supported prosthesis, torque, vennering material.



LISTAS E SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 1	Influência do tipo de pilar e material de recobrimento estético na manutenção do torque de inserção do parafuso de retenção de coroas implanto-suportadas.....	44
Figura 1	Coroas dos grupos I, II, III, IV e V, respectivamente.....	71
Figura 2	Matriz metálica para embutimento dos implantes osseointegráveis.....	72
Figura 3	Dispositivo para posicionamento do corpo-de-prova e medidor analógico de torque para aplicação do torque de inserção e mensuração do destorque.....	73
Figura 4	MEV do hexágono dos pilares em liga de ouro cerâmico (A), titânio puro grau 2 (B) e zircônia (C) em aumento de 50X.....	74
CAPÍTULO 2	Avaliação do efeito de sucessivos reapertos e ciclagem mecânica na manutenção da pré-carga de parafusos de retenção.....	75
Figura 1	Medidor analógico de torque e corpo-de-prova posicionados para aplicação do torque de inserção e mensuração de destorque.....	97
Figura 2	Esfera do equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga posicionada sobre bisel oclusal da coroa para carregamento vertical dinâmico.....	98
CAPÍTULO 3	Efeito da desadaptação vertical na estabilidade de junções parafusadas de hexágono externo.....	99
Figura 1	Mensuração da desadaptação vertical na interface pilar-implante de um corpo-de-prova do grupo III.....	127

Figura 2	Medidor analógico de torque e corpo-de-prova posicionados em um dispositivo para aplicação do torque de inserção e mensuração de destorque.....	128
ANEXO	Materiais e Métodos; Resultados Detalhados, Referências Gerais e Normas dos periódicos.....	129
Figura 1	Matriz metálica para embutimento do implante em resina acrílica no interior de um cilindro de PVC.....	132
Figura 2	Matriz metálica para padronização da aplicação de resina acrílica autopolimerizável aos padrões para fundição dos grupos I, II, III e IV.....	132
Figura 3	Aplicação de resina acrílica autopolimerizável sobre padrão para fundição posicionado na matriz metálica.....	133
Figura 4	Padrão para fundição do pilar UCLA revestido por resina acrílica autopolimerizável em formato tronco-cônico com 6,5mm em altura e 5,0mm no maior diâmetro, apresentando bisel oclusal com 30° de inclinação indicado pela seta.....	133
Figura 5	Fundição em liga de ouro de pilar Gold UCLA dos grupos I e II.....	134
Figura 6	Pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro cerâmico após jateamento com óxido de alumínio.....	135
Figura 7	Aplicação de porcelana sobre pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro cerâmico do grupo I.....	136
Figura 8	Pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro cerâmico com retenções para aplicação de resina fotopolimerizável.....	137
Figura 9	Aplicação de resina fotopolimerizável sobre pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro cerâmico do grupo II.....	137
Figura 10	Equipamento para fundição em titânio (Rematitan autocast) de pilar do tipo UCLA dos grupos III e IV	138
Figura 11	Pilar do tipo UCLA fundido em titânio puro grau 2 após jateamento com óxido de alumínio.....	139

Figura 12	Pilar do tipo UCLA fundido em titânio puro grau 2 com retenções para aplicação de resina fotopolimerizável.....	140
Figura 13	Avaliação das dimensões finais das coroas com 8,0mm no maior diâmetro (A) e 8,0mm em altura (B) após aplicação dos materiais de recobrimento estético.....	140
Figura 14	Coroas dos grupos I, II, III, IV e V, respectivamente.....	141
Figura 15	Equipamento para <i>scaneamento</i> (Procera Scanner Mod 50) de infra-estrutura metálica a fim de reproduzir as dimensões das infra-estruturas do grupo V.....	141
Figura 16	<i>Scaneamento</i> de infra-estrutura metálica no Procera Scanner Mod 50.....	142
Figura 17	Infra-estrutura em zircônia do grupo V obtida pelo sistema CAD/CAM.....	142
Figura 18	Coroa do grupo V obtida com infra-estrutura em zircônia e recobrimento com cerâmica.....	143
Figura 19	Dispositivo para posicionamento do medidor analógico de torque: a) base, b) posicionador do corpo-de-prova, c) haste vertical, d) haste horizontal, e) suporte do torquímetro.....	144
Figura 20	Medidor analógico de torque e corpo-de-prova posicionados para aplicação de torque/mensuração de destorque. Evidenciada pela seta, a bucha de nylon do dispositivo que permite movimentação da porção superior do torquímetro.....	145
Figura 21	Equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga para realização da etapa de ciclagem mecânica.....	146
Figura 22	Estereomicroscópio com câmera digital acoplada.....	148
Figura 23	Coroa adaptada a implante (A) para mensuração da desadaptação vertical na interface pilar-implante evidenciada pela elipse (B).....	149
Figura 24	Imagem obtida através de estereomicroscopia e mensuração da desadaptação vertical na interface pilar-	150

	implante de um corpo-de-prova do grupo III.....	
Figura 25	MEV do hexágono de coroas do grupo I apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.....	151
Figura 26	MEV do hexágono de coroas do grupo II apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.....	152
Figura 27	MEV do hexágono de coroas do grupo III apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.....	152
Figura 28	MEV do hexágono de coroas do grupo IV apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.....	153
Figura 29	MEV do hexágono de coroas do grupo V apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.....	153
Figura 30	MEV do hexágono de coroas do grupo I apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem mecânica.....	154
Figura 31	MEV do hexágono de coroas do grupo II apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem mecânica.....	154
Figura 32	MEV do hexágono de coroas do grupo III apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem	155

	mecânica.....	
Figura 33	MEV do hexágono de coroas do grupo IV apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem mecânica.....	155
Figura 34	MEV do hexágono de coroas do grupo V apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem mecânica.....	156

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO 1	Influência do tipo de pilar e material de recobrimento estético na manutenção do torque de inserção do parafuso de retenção de coroas implanto-suportadas...	44
Tabela 1	ANOVA para as médias de destorque inicial dos grupos I, II, III, IV e V.....	67
Tabela 2	Teste exato de Fisher para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) inicial dos grupos I, II, III, IV e V	68
Tabela 3	ANOVA para as médias de destorque final dos grupos I, II, III, IV e V.....	69
Tabela 4	Teste exato de Fisher para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) final dos grupos I, II, III, IV e V.....	70
CAPÍTULO 2	Avaliação do efeito de sucessivos reapertos e ciclagem mecânica na manutenção da pré-carga de parafusos de retenção.....	75
Tabela 1	ANOVA fatorial para grupos, períodos de ciclagem e interação entre grupos e ciclagem.....	94
Tabela 2	Teste T-pareado para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) dos grupos I, II, III, IV e V em todos os períodos de ciclagem mecânica.....	95
Tabela 3	Teste T-Student para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) inicial e final dos grupos I, II, III, IV e V.....	96
CAPÍTULO 3	Efeito da desadaptação vertical na estabilidade de junções parafusadas de hexágono externo.....	99
Tabela 1	ANOVA para valor de desadaptação vertical inicial dos grupos.....	119

Tabela 2	Teste exato de Fisher para média (desvio padrão) do valor de desadaptação vertical (μm) inicial dos grupos I, II, III, IV e V.....	120
Tabela 3	ANOVA para valor de desadaptação vertical final dos grupos.....	121
Tabela 4	Teste exato de Fisher para média (desvio padrão) do valor de desadaptação vertical (μm) final dos grupos I, II, III, IV e V.....	122
Tabela 5	Teste T-Student para as médias (desvio padrão) de desadaptação vertical (μm) inicial e final dos grupos I, II, III, IV e V.....	123
Tabela 6	Teste T-Student para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) inicial e final dos grupos I, II, III, IV e V.....	124
Tabela 7	Correlação linear de Pearson entre as médias (desvio padrão) iniciais de destorque (Ncm) e desadaptação vertical (μm) dos grupos I, II, III, IV e V.....	125
Tabela 8	Correlação linear de Pearson entre as médias (desvio padrão) finais de destorque (Ncm) e desadaptação vertical (μm) dos grupos I, II, III, IV e V.....	126
ANEXO	Materiais e Métodos; Resultados Detalhados, Referências Gerais e Normas dos periódicos.....	129
Tabela 1	Divisão dos grupos.....	131
Tabela 2	Valores de destorque iniciais (Ncm) de cada corpo-de-prova dos grupos I, II, III, IV e V.....	157
Tabela 3	Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo I.....	158
Tabela 4	Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo II.....	158
Tabela 5	Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo III.....	159

Tabela 6	Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo IV.....	159
Tabela 7	Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo V.....	160
Tabela 8	Valores de desadaptação vertical (μm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo I.....	160
Tabela 9	Valores de desadaptação vertical (μm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo II.....	161
Tabela 10	Valores de desadaptação vertical (μm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo III.....	161
Tabela 11	Valores de desadaptação vertical (μm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo IV.....	162
Tabela 12	Valores de desadaptação vertical (μm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo V.....	162
Tabela 13	Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo I.....	163
Tabela 14	Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo II.....	163
Tabela 15	Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo III.....	164
Tabela 16	Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo IV.....	164
Tabela 17	Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces	

vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de- prova do grupo V.....	165
--	-----

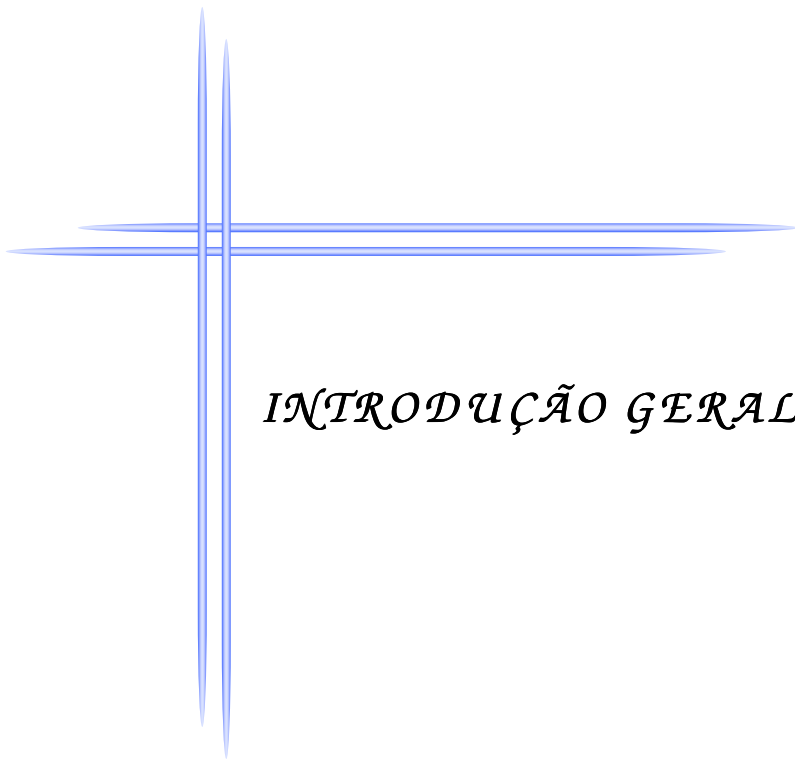
LISTA DE ABREVIATURAS

G	= Grama
Hz	= Hertz
ml	= Mililitro
mm	= Milímetro
N	= Newton
Ncm	= Newton centímetro

SUMÁRIO

1 Introdução Geral.....	35
2 Capítulo 1 - Influência do tipo de pilar e material de recobrimento estético na manutenção do torque de inserção do parafuso de retenção de coroas implanto-suportadas.....	44
2.1 Resumo.....	45
2.2 Abstract.....	47
2.3 Introdução.....	49
2.4 Material e método.....	52
2.5 Resultados.....	56
2.6 Discussão.....	57
2.7 Conclusão.....	62
2.8 Referências.....	63
3 Capítulo 2 – Avaliação do efeito de sucessivos reapertos e ciclagem mecânica na manutenção da pré-carga de parafusos de retenção.....	75
3.1 Resumo.....	76
3.2 Abstract.....	78
3.3 Introdução.....	80
3.4 Material e método.....	82
3.5 Resultados.....	86
3.6 Discussão.....	87
3.7 Conclusão.....	90
3.8 Referências.....	91
4 Capítulo 3 - Efeito da desadaptação vertical na estabilidade de junções parafusadas de hexágono externo.....	99
4.1 Resumo.....	100

4.2 Abstract.....	102
4.3 Introdução.....	103
4.4 Material e método.....	105
4.5 Resultados.....	109
4.6 Discussão.....	110
4.7 Conclusão.....	114
4.8 Referências.....	115
 Anexo	 129



INTRODUÇÃO GERAL

1 INTRODUÇÃO GERAL

A descoberta da afinidade tenaz entre o osso e os óxidos do titânio, denominada osseointegração, ampliou as alternativas destinadas à reabilitação oral de pacientes totalmente ou parcialmente desdentados através da introdução dos implantes osseointegrados, capazes de resistir às cargas funcionais e fornecer suporte para próteses fixas ou removíveis (Branemark et al., 1985; Att et al., 2006).

A evolução dos sistemas (Taylor e Agar, 2002; Joss e Meyer, 2006) e a busca pelo sucesso a longo prazo associado ao apelo estético ampliaram a indicação dos implantes para a reabilitação de elementos unitários (Creugers et al., 2000; Att et al., 2006) e impeliram para o surgimento de implantes e componentes protéticos com diferentes características (Esposito et al., 2005).

Sendo assim, surgiu o pilar UCLA, que possibilita a união direta da prótese ao implante sem a presença de intermediários (Lewis et al., 1988; Lewis et al., 1992; Binon, 2000; Taylor e Agar, 2002). Embora o metal seja tradicionalmente empregado na odontologia, sua aplicabilidade torna-se restrita por comprometer a estética muco-gengival devido à ausência de translucidez (Yildirim et al., 2003). Atualmente, há a possibilidade de obtenção de pilares cerâmicos a partir de cerâmicas reforçadas por alumina ou por zircônia (Gariné et al., 2007). Contudo, apesar da excelência estética e resistência mecânica de tais pilares (Vult Von Steyern et al., 2006; Shirakura et al., 2009), o estudo de Att et al. (2006) demonstrou que os pilares de titânio possuem maior resistência à fratura, seguido dos pilares de zircônia e de alumina respectivamente, sendo

necessária uma melhora da resistência em sua porção cervical por ser a área de concentração do torque e da tensão.

As inovações dos componentes protéticos resultaram da ampliação do espectro de materiais de recobrimento estético disponíveis para confecção das coroas suportadas por implantes. Seguindo esta trajetória, as coroas metálicas e metalocerâmicas, embora apresentem adequada resistência à fratura (Torrado et al., 2004), puderam ser substituídas por coroas totalmente cerâmicas a fim de evitar reações alérgicas e mimetizar o dente natural (Imanishi et al., 2003). Entretanto, apesar da biocompatibilidade, translucidez, resistência ao desgaste e estabilidade de cor (Shirakura et al., 2009), a cerâmica é um material susceptível a fraturas (Steyern et al., 2006; Karl et al., 2007), característica esta expressada com mais veemência quando da sua aplicação em regiões posteriores (McLaren e White, 2000).

O desenvolvimento contínuo dos materiais apontou para o emprego também das resinas indiretas, por exibirem resistência ao desgaste semelhante ao dente natural além de apresentarem procedimentos laboratoriais e de reparo clínico mais simplificados do que as cerâmicas (Ku et al., 2002). No entanto, os materiais à base de resina sofrem degradação em meio úmido e frente a esforços mecânicos (Stegaroiu et al., 1998; Ciftçi e Canay, 2000; Anselm Wiskott et al., 2002).

Diante dos avanços, Rosenlicht (2002) afirmou que o aumento da complexidade das opções de restaurações estéticas requer treinamento especial dos dentistas para a seleção e o uso dos componentes, além de que, qualquer

escolha entre os diferentes sistemas deve ser realizada à luz do conhecimento científico (Harrison, 2001).

Mediante as inúmeras combinações viáveis, é evidente a preocupação quanto à longevidade dos tratamentos realizados e com a investigação das possíveis falhas decorrentes de inadequada indicação ou da falta de comprovação de eficiência clínica entre materiais, componentes selecionados e implantes.

Embora seja relatada taxa de sucesso acima de 90% para sobrevida dos implantes (Anderson et al., 1998; Kourtis et al., 2004), também são observadas complicações biológicas atingindo os tecidos moles peri-implantares e complicações mecânicas, como fratura do parafuso de retenção, fratura do implante, fratura da supraestrutura e da prótese antagonista (Goodacre et al., 1999), sendo mais comumente relatado o afrouxamento do parafuso de retenção, principalmente nos casos de próteses unitárias (Gratton et al., 2001; Khraisat et al., 2002; Byrne et al., 2006).

Embora Jemt e Pettersson (1993) tenham relatado a necessidade de reapertos de 44,9% dos parafusos de retenção de próteses unitárias avaliadas em um período de 3 anos, Simon (2003) relatou uma taxa de 7% de afrouxamento do parafuso de retenção de próteses unitárias sobre implante em regiões posteriores após 10 anos de acompanhamento. Já para Theoharidou et al (2008), o afrouxamento do parafuso é uma complicação rara para próteses unitárias sobre implante devido a características antirotacionais e torque aplicado ao sistema.

Segundo Eskitascioglu et al. (2004), o fator chave para o sucesso ou falha do tratamento é a maneira como o esforço é transmitido ao osso, sendo a transferência da carga aplicada dependente da qualidade e quantidade óssea; da

geometria, extensão, diâmetro, forma e características de superfície do implante; da adaptação entre prótese e implante; da quantidade e tipo de carga aplicada (funcional e parafuncional) e das propriedades dos materiais de composição do implante e da prótese.

Em relação à adaptação entre a prótese e o implante, é preconizado um relacionamento passivo para limitar a quantidade de tensão transferida à interface osso-implante a fim de garantir a osseointegração e a previsibilidade do tratamento (Branemark et al., 1987; Hecker e Eckert, 2003; Longoni et al., 2006; Kano et al., 2006; Assunção et al., 2007).

A união estabelecida entre o pilar protético e o implante é uma interação dinâmica e tridimensional, com altura e largura variáveis capazes de determinar a estabilidade desse relacionamento (Cibirka et al., 2001). A desadaptação vertical entre os componentes resulta na formação de fendas na interface pilar-implante passíveis de serem colonizadas por bactérias, fato este prejudicial à saúde dos tecidos peri-implantares (Gross et al., 1999). De acordo com Jansen et al. (1997), foi observada invasão microbiana em diferentes sistemas de implantes, até mesmo em uma fenda marginal de 10µm, valor este considerado como a máxima desadaptação aceitável entre os componentes, segundo Branemark et al. (1987).

Sendo assim, é preciso que os fabricantes e os clínicos busquem alternativas para minimizar a formação de fendas na interface pilar-implante (Jansen et al., 1997; Koke et al., 2004) por serem uma condição multifatorial dependente da precisão do assentamento entre o pilar e o implante, do grau de micromovimentação entre os componentes e da força de torque utilizada para conectá-los (Steinebrunner et al., 2005). Além disso, o processo de fundição

envolvido com a obtenção dos pilares metálicos (Wang e Boyle, 1993; Sartori et al., 2004; Iglesia-Puig, 2005; Torres et al., 2007) e a aplicação do material de revestimento (Fonseca et al., 2003; Vigolo et al., 2000) podem ser fatores adicionais para a modificação da adaptação entre os componentes, capazes de influenciar a estabilidade da junção parafusada.

Nesse sentido, a adaptação entre os componentes pode influenciar a manutenção da pré-carga do parafuso de retenção visto que a presença de irregularidades resultantes do processo de fundição podem prejudicar a estabilidade da junção parafusada (Carr, 1996). Kano et al. (2006) demonstraram que pilares calcináveis submetidos ao processo de fundição apresentaram superfícies mais irregulares do que pilares usinados. Do mesmo modo, Byrne et al. (1998) estabeleceram uma melhor adaptação ao implante para pilares usinados em comparação a pilares calcináveis.

Ao relacionar o sucesso do tratamento e a carga aplicada ao sistema, há um consenso de que a localização e magnitude das forças oclusais afetam a quantidade e qualidade da tensão induzida a todos os componentes do sistema osso-implante-prótese (Sahin et al., 2002; Sevimay et al., 2005). Segundo Sevimay et al. (2005), a resistência do implante às forças funcionais bem como a distribuição adequada das mesmas é importante para a obtenção do balanceio biomecânico entre prótese e implante e entre este e o osso, visto que a tensão gerada afeta não só o sistema mastigatório como a biomecânica da prótese.

Embora as cargas exercidas sobre os implantes sejam dependentes da sua localização no arco dentário e de características fisiológicas individuais do paciente (Sahin et al., 2002), a seleção do tipo de material empregado na

superfície oclusal da prótese deve ser criteriosa por estar relacionada com a distribuição das tensões (Stegaroiu et al., 1998; Inan e Kesim, 1999; Ciftçi e Canay, 2001; Ortorp et al., 2005).

De acordo com Sevimay et al. (2005), a escolha do material deve envolver as propriedades físicas e mecânicas além das biológicas e estéticas, considerando as técnicas laboratoriais para o sucesso final. Nesta óptica, espera-se que os materiais rígidos como a cerâmica e o metal transmitam a tensão diretamente ao osso alveolar, enquanto que a resina acrílica apresente a resiliência e a capacidade de absorver o choque, salvaguardando o sistema contra a sobrecarga e microfratura na interface osso-implante (Skalak, 1983; Branemark et al., 1985). Contudo, a resina acrílica é caracterizada por baixa resistência ao desgaste que leva à formação de contato prematuro após alguns meses de uso, fato que eleva a frequência de aplicação da porcelana e do metal para recobrimento oclusal das restaurações (Sahin et al., 2002).

A literatura é inconclusiva diante da supremacia de absorção do choque exercida por materiais de recobrimento à base de resina, visto que alguns estudos como o de Cibirka et al. (1992) não encontraram diferença significativa no quociente de absorção de forças entre resina composta, ouro e porcelana. Do mesmo modo, Soumeire e Dejou (1999) confirmaram que uma resina composta de micropartícula e uma porcelana de baixa fusão não possuem vantagens quanto à absorção da tensão quando comparadas com a porcelana convencional e coroa de ouro.

A não observância desses fatores pode levar à falha do tratamento refletida no afrouxamento do parafuso de retenção que, além de causar dor e

irritação, é uma ocorrência desagradável para o paciente e dispendiosa para o profissional (Byrne et al., 2006). A maneira como o sistema irá responder às forças atuantes está atrelada à integração entre a coroa e o implante promovida pelo parafuso de retenção (Yousef et al., 2005), sendo que a estabilidade da união é consequência da pré-carga gerada, fricção entre os componentes e resistência do material de composição do parafuso (Jörneús et al., 1992).

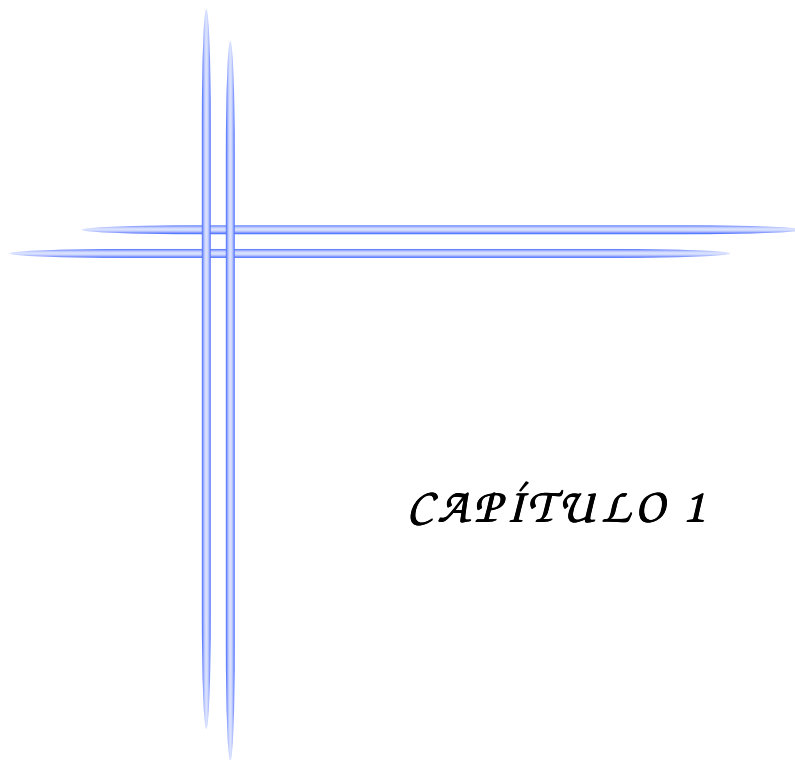
A pré-carga é definida como a força tensora acumulada no parafuso como produto do apertamento realizado no mesmo (Byrne et al., 2006; Kano et al., 2006). Contudo, a engenharia afirma que a relação entre o torque aplicado e a pré-carga não é linear por envolver a fricção, que determina quanto do torque realmente torna-se disponível para a formação da pré-carga (Bickford, 1995), sendo a magnitude do torque também limitada pela resistência ao escoamento do parafuso e resistência biológica na interface osso-implante (Tjellstrom et al., 1988; Mcglumphy et al., 1998).

As propriedades do material de composição do parafuso, como a resistência ao escoamento, módulo de elasticidade, tempo de vida útil e potencial para fadiga (Yousef et al., 2005) são parâmetros importantes para a estabilidade da união. Tais fatores contribuem para que um valor de pré-carga ótimo seja atingido quando o parafuso, com contato justo, torna-se elástico até o ponto máximo que não ultrapasse sua resistência ao escoamento (Jörneús et al., 1992).

Por conseguinte, se a tensão que mantém os componentes unidos diminui além de um nível crítico, a estabilidade da união pode ser comprometida e falhar clinicamente (Mcglumphy et al., 1998), permitindo que as forças externas causem deslizamento das roscas do parafuso e vibrações capazes de levar ao

desrosqueamento (Burguete et al., 1994). Em estudos *in vitro*, tal situação pode ser simulada através da ciclagem mecânica e comparação entre os valores do torque aplicado e o torque de afrouxamento (destorque), por ser uma medida da pré-carga remanescente no parafuso de retenção (Cibirka et al., 2001; Assunção et al, 2008).

Dessa forma, é necessária uma avaliação quanto à influência que os pilares e materiais de recobrimento estético exercem na estabilidade da união coroa-implante promovida pelo parafuso de retenção, por relacionarem-se com a transmissão das forças ao conjunto prótese-implante-osso.



CAPÍTULO 1

INFLUÊNCIA DO TIPO DE PILAR E MATERIAL DE RECOBRIMENTO ESTÉTICO NA MANUTENÇÃO DO TORQUE DE INSERÇÃO DO PARAFUSO DE RETENÇÃO DE COROAS IMPLANTO-SUPORTADAS*

2.1 Resumo

Justificativa do problema: O afrouxamento do parafuso de retenção é uma complicação mecânica comumente relatada com reabilitações implanto-suportadas. No entanto, a influência do material de recobrimento estético sobre a estabilidade da junção parafusada ainda é inconclusiva.

Proposição: Avaliar a manutenção da pré-carga do parafuso de retenção de coroas implanto-suportadas confeccionadas com diferentes pilares e materiais de recobrimento estético.

Materiais e métodos: Foram confeccionadas 60 coroas de acordo com os 5 grupos de estudo (n=12): pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metalocerâmicas (Grupo I) e metaloplásticas (Grupo II), pilares do tipo UCLA fundidos em titânio para obtenção de coroas metalocerâmicas (Grupo III) e metaloplásticas (Grupo IV) e pilares de zircônia para obtenção de coroas cerâmicas (Grupo V). As coroas foram adaptadas a implantes osseointegráveis por meio de parafuso de retenção de ouro com torque de inserção de 35Ncm. Foram realizadas medições de destorque inicialmente e após ciclagem mecânica a cada 1×10^5 ciclos até completar 1×10^6 ciclos.

Resultados: ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($P < 0,05$) tanto inicialmente como após a ciclagem mecânica. O teste exato

* O artigo segue as normas do periódico *The Journal of Prosthetic Dentistry* disponível no Anexo D.

de Fisher demonstrou diferença estatisticamente significante ($P < 0,05$) entre o grupo III ($21,4 \pm 1,78$) e os grupos I ($23,9 \pm 0,91$), II ($24,1 \pm 1,34$) e IV ($23,2 \pm 1,33$), e entre o grupo V ($21,9 \pm 2,68$) e os grupos I e II para a média de destorque inicial. Após ciclagem mecânica, houve diferença estatisticamente significante ($P < 0,05$) entre os grupos II ($23,8 \pm 1,56$) e III ($22,1 \pm 1,86$), e entre o grupo V ($21,7 \pm 2,02$) e os grupos II e IV ($23,6 \pm 1,30$).

Conclusão: Observou-se redução do valor de destorque independente do tipo de pilar e do material de recobrimento estético. No entanto, a manutenção do torque foi suficiente para a estabilidade da união parafusada avaliada neste estudo. Embora os parafusos de retenção das coroas metaloplásticas tenham apresentado maior manutenção do torque de inserção em comparação às coroas metalocerâmicas e cerâmicas, não houve diferença estatisticamente significante para comprovar a superioridade deste material neste estudo.

Implicações clínicas: O tipo de pilar e material de recobrimento estético não influenciam a estabilidade da junção parafusada. Sendo assim, a seleção dos mesmos deve ser baseada nas prioridades de cada caso clínico.

2.2 Abstract

Statement of the problem: Although screw loosening is a common mechanical complication with implant-supported rehabilitation, the effect of veneering materials on joint stability remains inconclusive.

Purpose: Evaluation of preload maintenance of retaining screw of implant-supported crowns with different abutments and veneering materials.

Material and Methods: Sixty crowns were divided into 5 groups (n=12): Gold UCLA abutment cast in gold alloy veneered with ceramic (Grupo I) and resin (Grupo II), UCLA abutment cast in titanium veneered with ceramic (Grupo III) and resin (Grupo IV), and zirconia abutment veneered with ceramic (Grupo V). The crowns were attached to implants by retaining screw with insertion torque of 35Ncm. Detorque measurements were obtained initially and after mechanical cycling.

Results: ANOVA revealed statistically significant difference among groups ($P < .05$). Fisher's exact test demonstrated statistically significant difference ($P < .05$) between group III ($21,4 \pm 1,78$) and groups I ($23,9 \pm 0,91$), II ($24,1 \pm 1,34$) and IV ($23,2 \pm 1,33$); and between group V ($21,9 \pm 2,68$) and groups I and II for initial detorque means. There was statistically significant difference ($P < .05$) between groups II ($23,8 \pm 1,56$) and III ($22,1 \pm 1,86$); and between group V ($21,7 \pm 2,02$) and groups II and IV ($23,6 \pm 1,30$) after mechanical cycling.

Conclusion: Detorque reduction was independent of abutment type and veneering material. However, torque maintenance allowed joint stability. Although the resin veneering demonstrated higher torque maintenance than ceramic, there was no statistically significant difference to establish its superiority.

Clinical implications: Abutment type and veneering material do not influence screw joint stability. So, the selection should consider the priorities of each treatment.

2.3 Introdução

Os sistemas de implantes são uma alternativa para a reabilitação de espaços edêntulos através de próteses fixas ou removíveis.¹

Apesar do sucesso biológico da osseointegração, complicações com restaurações unitárias freqüentemente comprometem a integridade da união parafusada entre pilar e implante, sendo o afrouxamento do parafuso uma complicação técnica comum.²⁻⁴

O parafuso pode ser comparado a um elástico, o qual é esticado e mantido pela fricção nas roscas. Qualquer força externa que cause pequeno deslizamento entre as roscas resulta em perda da tensão gerada no parafuso denominada pré-carga.^{5,6} Neste estágio, quanto maior a pré-carga, maior será a resistência ao afrouxamento.^{7,8} Em um segundo estágio, a pré-carga apresenta-se abaixo de um nível crítico de modo que qualquer força externa ou vibrações causem o completo desrosqueamento.⁹

Nesse sentido, a adaptação entre os componentes pode influenciar a manutenção da pré-carga do parafuso de retenção visto que a presença de irregularidades resultantes do processo de fundição pode prejudicar a estabilidade da junção parafusada.¹⁰ Kano et al⁸ demonstraram que pilares calcináveis submetidos ao processo de fundição apresentaram superfícies mais irregulares e menor manutenção do torque de inserção do que pilares usinados. Do mesmo modo, Byrne et al¹¹ estabeleceram uma melhor adaptação ao implante para pilares usinados em comparação a pilares calcináveis.

Sendo assim, a seleção do material para confecção da coroa é um fator importante para o sucesso do tratamento por estar relacionado com a distribuição

de tensões ao conjunto coroa-parafuso de retenção-implante e às estruturas de suporte.^{1,12-23}

A longa história de sucesso utilizando cilindros e fundições em ouro nas próteses sobre implante resulta de boas propriedades biológicas, físicas e de adaptação,²⁴ mas apresenta um custo elevado. A substituição pelo titânio é vantajosa quanto a excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão, módulo de elasticidade próximo ao do metal do implante, baixo potencial para liberação de componentes residuais e custo favorável.^{25,26}

No entanto, a coloração característica e a ausência de translucidez do metal associadas ao comprometimento da estética muco-gengival despontam para a indicação de pilares cerâmicos em alumina ou zircônia,^{27,28} por apresentarem adequada estabilidade química e dimensional e elevada resistência mecânica capaz de suportar as cargas oclusais.^{29,30}

Já como material de recobrimento estético, as cerâmicas apresentam durabilidade estrutural e estabilidade das características estéticas.³⁰ No entanto, seu processamento é meticuloso quanto ao controle da cor e da fragilidade da restauração.^{29,31} Alternativamente, foram desenvolvidos materiais à base de resina com resistência ao desgaste similar ao dente natural, mas que apresentam como desvantagens a degradação em meio úmido e frente a esforços mecânicos.^{14,18}

Dessa forma, é importante que o clínico compreenda a biomecânica para desenvolvimento da pré-carga, bem como a significância do material de recobrimento estético sobre a estabilidade das junções parafusadas,¹⁵ a fim de aumentar a previsibilidade do tratamento evitando complicações mecânicas como o afrouxamento do parafuso de retenção.

Considerando que o valor de destorque registrado após afrouxamento do parafuso é uma mensuração indireta da pré-carga remanescente,⁷ o objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes pilares e materiais de recobrimento estético na manutenção do torque de inserção de parafusos de retenção de coroas implanto-suportadas submetidas à ciclagem mecânica, esperando-se que o tipo de pilar e material de recobrimento estético influenciem a manutenção do torque de inserção do parafuso de retenção.

2.4 Material e método

Sessenta coroas foram confeccionadas a partir de diferentes pilares do tipo UCLA (Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) e materiais de recobrimento estético e distribuídas em 5 grupos de estudo (n=12): Grupo I - pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metalocerâmicas, Grupo II - pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metaloplásticas, Grupo III – pilares do tipo UCLA fundidos em titânio para obtenção de coroas metalocerâmicas, Grupo IV - pilares do tipo UCLA fundidos em titânio para obtenção de coroas metaloplásticas, Grupo V - pilares de zircônia obtidos pelo sistema CAD/CAM (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*) para obtenção de coroas cerâmicas.

Os padrões para fundição dos grupos I, II, III e IV foram obtidos em resina acrílica autopolimerizável (Duralay; Reliance Dental MFG Company, Worth, IL, USA) no formato tronco-cônico com 6,5mm em altura e 5,0mm no maior diâmetro apresentando um bisel com 30° de inclinação na superfície oclusal através de uma matriz metálica.

Os padrões para fundição dos grupos I e II foram incluídos em material de revestimento fosfatado para fundição em liga de ouro (Revestimento Gilvest HS, Servo Dental do Brasil, São Paulo, SP, Brasil) espatulado mecanicamente a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil) e vertido no interior do anel de fundição sob vibração constante (Knebel Produtos Dentários Ltda, Porto Alegre, RS, Brasil).

Em seguida, os padrões foram fundidos em liga de ouro cerâmico (Gold Ceramic, CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) e submetidos ao

processo de acabamento com brocas à base de óxido de alumínio (Pedra Ninja, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) seguido de jateamento com óxido de alumínio 50 microns (Elfusa Geral de Eletrofusão Ltda, São João da Boa Vista, SP, Brasil) em jateador (Basic Quattro, Renfert, Hilzingen, Alemanha).

Os padrões dos grupos III e IV foram incluídos em material de revestimento específico para fundição em titânio (Rematitan Ultra, Dentauro, Ispringen, Alemanha), espatulado mecanicamente a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil) e vertido no interior do anel de fundição contendo manta de lã de vidro de 1mm de espessura (Kera-Vlies, Dentauro, Ispringen, Alemanha) sob vibração constante (Knebel Produtos Dentários Ltda, Porto Alegre, RS, Brasil).

Posteriormente, os padrões foram posicionados em um equipamento específico (Rematitan autocast, Dentauro, Ispringen, Alemanha) para fundição em titânio puro grau 2 (Realum Ind. e Com. de Metais Puros e Ligas Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e submetidos ao processo de acabamento com brocas à base de óxido de alumínio (Pedra Ninja, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) seguido de jateamento com óxido de alumínio 80 microns (Elfusa Geral de Eletrofusão Ltda, São João da Boa Vista, SP, Brasil) em jateador (Multijet I, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil).

As infra-estruturas do grupo V foram obtidas através do scanamento de uma infra-estrutura do grupo II pelo sistema CAD/CAM (Procera Scanner Mod 50, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia) sendo os dados transportados ao *software* Procera (Procera software 2.2, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia) para confecção das infra-estruturas em zircônia.

As infra-estruturas do grupo I foram revestidas por cerâmica de média fusão (Compact Ceramic System/Carmen, Dentauro, Ispringen, Alemanha) enquanto que as infra-estruturas dos grupos III e V receberam aplicação de cerâmica de baixa fusão (Triceram-Titanium Ceramics, Dentauro, Ispringen, Alemanha). Já as infra-estruturas dos grupos II e IV foram revestidas por resina fotopolimerizável (VitaVM LC, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha). Após a aplicação dos materiais de recobrimento estético, todas as coroas apresentaram formato tronco-cônico com dimensões finais de 8,0mm de altura, 8,0mm no maior diâmetro e bisel com 30° de inclinação na superfície oclusal³ (Figura 1).

Implantes osseointegráveis de hexágono externo (3,75mm de diâmetro, 15,0mm de comprimento, plataforma de 4,1mm) (OSSEOTITE Implant, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável (Jet; Artigos Odontológicos Clássico Ltd., São Paulo, SP, Brasil) perpendicularmente ao plano horizontal através de uma matriz metálica (Figura 2).

Cada coroa foi adaptada a um implante através de parafuso de retenção de ouro (Gold-Tite square uniscrew, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA).

Os corpos-de-prova foram posicionados em um dispositivo para aplicação do torque de inserção de 35Ncm e mensuração do torque de afrouxamento (destorque) através de um medidor analógico de torque (BTG36CN-S, Tohnichi MFG. CO. Ltd, Tóquio, Japão) (Figura 3).

Foram realizadas duas mensurações iniciais de destorque em cada corpo-de-prova com intervalos de 3 minutos²³ entre aplicação do torque e mensuração do destorque.

Em seguida, os corpos-de-prova foram posicionados em um equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos, SP, Brasil) para aplicação de carregamento vertical dinâmico de 50N sobre o bisel oclusal de cada coroa a uma frequência de 2Hz. Mensurações de destorque foram realizadas a cada 1×10^5 ciclos até completar 1×10^6 ciclos para obtenção de uma média de valor de destorque após a ciclagem. Após cada período de ciclagem o mesmo parafuso de retenção foi reapertado com aplicação do torque de inserção de 35Ncm. Todo o procedimento de mensuração de destorque foi realizado por um mesmo operador previamente calibrado.

Duas coroas de cada grupo foram submetidas à microscopia eletrônica de varredura (MEV) (JEOL-JSM-7401F – Field Emission Electron Microscope, JEOL Ltd., Tóquio, Japão) a fim de obter imagens ilustrativas da região do hexágono antes e após a ciclagem mecânica em aumentos de 25 e 50X.

Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à análise de variância a um critério (ANOVA) e teste exato de Fisher ($P < 0,05$) a fim de comparar as médias de destorque entre os grupos de estudo obtidas tanto inicialmente como após a ciclagem mecânica.

2.5. Resultados

ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre os grupos quanto aos valores médios de destorque mensurados inicialmente (Tabela 1) e após ciclagem mecânica (Tabela 3).

Considerando a porcentagem de manutenção do torque de inserção inicial, o grupo II apresentou maior porcentagem ($69,07 \pm 3,80\%$) seguido dos grupos I ($68,48 \pm 2,58\%$), IV ($66,33 \pm 3,80\%$), V ($62,60 \pm 7,67\%$) e III ($61,43 \pm 5,58\%$) (Tabela 2). Após a ciclagem mecânica, o grupo II manteve a maior porcentagem de manutenção do torque de inserção ($67,95 \pm 4,43\%$) seguido dos grupos IV ($67,60 \pm 3,67\%$), I ($66,36 \pm 6,93\%$), III ($63,29 \pm 5,30\%$) e V ($62,02 \pm 5,78\%$) (Tabela 4).

Considerando as médias de destorque iniciais dos grupos, houve diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre os grupos III e V e os grupos I, II e IV (Tabela 2).

Já após a ciclagem mecânica, houve diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre as médias de destorque dos grupos III e II, e entre o grupo V e os grupos II e IV (Tabela 4).

Em relação às imagens obtidas através da MEV, as infra-estruturas obtidas em titânio (grupos III e IV) apresentaram irregularidades mais expressivas na região do hexágono do que as infra-estruturas obtidas em liga de ouro (grupos I e II) e zircônia (grupo V) (Figura 4).

2.6. Discussão

De acordo com os resultados observados, a hipótese foi aceita visto que ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre os grupos.

Os valores médios de destorque de todos os grupos foram menores do que o torque de inserção de 35Ncm. O mesmo foi observado por Weiss et al⁴ ao demonstrarem diminuição progressiva do valor de destorque após 200 ciclos de apertamento/afrouxamento do parafuso de retenção.

Apesar da redução do torque de inserção, nenhum grupo apresentou afrouxamento de parafuso detectável inicialmente ou após a ciclagem mecânica. Tal observação pode indicar que o torque remanescente, dentro das condições de carregamento do estudo, seria viável para manter a estabilidade da união parafusada. Porém, estudos adicionais envolvendo períodos de ciclagem mais longos e diferentes condições de carregamento são necessários para comprovar a manutenção da pré-carga em níveis clinicamente aceitáveis por um período mais longo.

A redução inicial do torque de inserção é parcialmente resultante do processo de acomodação ou relaxamento de inclusão do parafuso de retenção. Considerando que as roscas internas do implante e do parafuso apresentam micro rugosidades, o desgaste das superfícies metálicas em contato diminui a distância entre tais superfícies⁸ e 2% a 10% da pré-carga inicial é perdida.⁵ A quantidade de relaxamento de inclusão depende da quantidade de rugosidades nas superfícies contactantes, dureza das superfícies do implante e do parafuso, e quantidade de carga aplicada ao sistema.²

A diferença observada entre as médias de destorque inicial dos grupos pode ser resultado do nível de desadaptação entre os implantes e os diferentes pilares. De acordo com as imagens obtidas através de microscopia eletrônica de varredura (Figura 4), os pilares fundidos em liga de ouro (grupos I e II) apresentaram irregularidades menos expressivas do que os pilares fundidos em titânio (grupos III e IV). A presença das irregularidades entre as superfícies de contato pode ter resultado em perda da pré-carga¹⁰ para aproximar os componentes e conseqüente redução do valor de destorque, como demonstrado por Burguete et al.⁶

Segundo Koke et al,²¹ tal característica é inerente ao processo de fabricação visto que a fundição em titânio determina a utilização de pilares totalmente calcináveis podendo aumentar a desadaptação.^{25,26} O mesmo foi observado por Byrne et al¹¹ e Kano et al⁸ ao demonstrarem melhor adaptação e maior manutenção do torque de inserção para pilares usinados em comparação a pilares calcináveis. Além disso, a queima da porcelana para a obtenção das coroas do grupo III pode ter sido um fator adicional para a desadaptação^{20,22} e conseqüente redução do valor de destorque em comparação ao grupo IV. Segundo Vigolo et al,¹⁷ a variação de temperatura para o processo de fundição e aplicação de porcelana pode alterar a superfície do pilar em contato com o implante, modificando a adaptação horizontal nessa interface.

A realização da ciclagem mecânica pode ter minimizado as irregularidades decorrentes do processo de fabricação, como no estudo de Hecker e Eckert,²⁴ e resultado em um valor de destorque final superior ao inicial para os grupos III e IV.

No entanto, é importante considerar o efeito da distribuição de tensões dos diferentes materiais de recobrimento estético¹⁵ após aplicação de carga externa sobre a manutenção do torque de inserção. Estudos pioneiros^{1,12} afirmam que a resina acrílica pode absorver parte da carga aplicada, salvaguardando o sistema contra a sobrecarga e microfratura na interface osso-implante enquanto que os materiais rígidos como a cerâmica e o metal transmitem a tensão diretamente ao osso alveolar.

Por outro lado, para Cibirka et al,¹³ não há diferença significativa no quociente de absorção de forças entre resina composta, ouro e porcelana. Soumeire e Dejou¹⁶ confirmaram que uma resina composta de micropartícula e uma porcelana de baixa fusão não possuem vantagens quanto à absorção da tensão quando comparadas com a porcelana convencional e coroa de ouro.

Do mesmo modo, o estudo de Wang et al¹⁹ demonstrou que não houve diferença significante quanto à tensão gerada no osso peri-implantar entre restaurações unitárias confeccionadas em resina, ouro e porcelana. Já para Ciftçi e Canay¹⁸ e Stegaroiu et al¹⁴, o reduzido módulo de elasticidade da resina gera maior deslocamento e maior tensão na supraestrutura do que a porcelana.

No presente estudo, as coroas metaloplásticas proporcionaram maior manutenção do torque de inserção em comparação às coroas metalocerâmicas e cerâmicas após a ciclagem mecânica (Tabela 4). No entanto, é válido considerar o fato de que a utilização do mesmo parafuso de retenção submetido a sucessivos reapertos entre os períodos de ciclagem pode ter mascarado o efeito do material de recobrimento estético na manutenção da pré-carga do parafuso de retenção.

Embora os pilares do grupo V apresentem vantagens estéticas e tenham sido confeccionados através do sistema CAD/CAM para otimização da adaptação à plataforma do implante,²⁷ os valores de destorque foram inferiores aos demais grupos. Tal resultado pode ser consequência de uma maior desadaptação rotacional apresentada pelos componentes obtidos pelo sistema CAD/CAM em comparação aos pilares que apresentam base metálica, conforme demonstrado no estudo de Garine et al.²⁸ Segundo Cibirka et al.,⁷ a tolerância de adaptação entre os hexágonos do implante e do pilar é considerada uma causa primária do afrouxamento do parafuso de retenção. Binon³ demonstrou que uma desadaptação rotacional superior a 5° reduziu em 63% o número de ciclos capazes de causar o afrouxamento, enquanto que a eliminação da desadaptação rotacional produziu resistência ao afrouxamento após 5 milhões de ciclos.

Além disso, as coroas do grupo V podem apresentar uma distribuição de tensões após carregamento menos favorável à manutenção do torque de inserção em comparação aos demais grupos devido a características do material de recobrimento estético associado ao pilar de zircônia.

Segundo Vult Von Steyern et al.,²⁹ as cerâmicas são materiais frágeis devido aos planos de átomos que não permitem sua separação quando submetidas a um carregamento. Portanto, as cerâmicas não suportam deformação sem a ocorrência de fraturas. Além disso, trincas pré-existentes podem funcionar como ponto de partida para a formação da fratura.

No presente estudo, alguns corpos-de-prova do grupo V apresentaram trincas e fraturas da cerâmica durante a ciclagem, ainda que a aplicação da carga unidirecional durante a ciclagem mecânica reproduza apenas um vetor das forças

envolvidas no ciclo mastigatório.³⁰ A abertura para acesso ao parafuso de retenção pode ser um fator adicional para a ocorrência dessas trincas na cerâmica por ser um ponto fraco do revestimento cerâmico das restaurações implanto-suportadas.³¹

De acordo com Vult Von Steyern et al,²⁹ a zircônia pode apresentar um aumento da tenacidade à fratura após ser submetida a um carregamento externo. No entanto, essa característica pode ser prejudicial à união entre a zircônia e a porcelana de recobrimento diante de uma deformação superior à capacidade elástica da porcelana. Sendo assim, as fraturas observadas no presente estudo podem ser resultantes destas limitações, sugerindo estudos adicionais para avaliar a aplicabilidade deste material.

Embora as condições desse estudo *in vitro* não tenham demonstrado a superioridade de algum dos materiais quanto à estabilidade da junção parafusada, a seleção do tipo de pilar e do material de recobrimento estético deve ser criteriosa, visto a sua relevância para a distribuição das tensões ao implante e estruturas de suporte.

2.7 Conclusão

Com base nos resultados observados e dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- A redução do valor de destorque em comparação ao torque de inserção ocorreu independente do tipo de pilar e do material de recobrimento estético utilizados para confecção das coroas.
- Embora os parafusos de retenção das coroas metaloplásticas tenham apresentado maior manutenção do torque de inserção em comparação às coroas metalocerâmicas e cerâmicas, não houve diferença estatisticamente significativa que comprove a superioridade deste material em detrimento ao outro.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro (Processos nº 07/53140-3 e 07/04181-9).

2.8 Referências

1. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses. Chicago: Quintessence; 1985.
2. Jörneús L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1992;7:353-9.
3. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-60.
4. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-9.
5. Shigley JE. Mechanical engineering design. New York: McGraw Hill; 1983.
6. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.
7. Cibirka RM, Nelson S, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
8. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15:77-81.
9. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker; 1981.

10. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589-98.
11. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-92.
12. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
13. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992;67:361-4.
14. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:781-90.
15. Inan O, Kesim B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent* 1999;8:311-6.
16. Soumeire J, Dejou J. Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *J Oral Rehabil* 1999;26:394-401.
17. Vigolo P, Majzoub Z, Cordiolo G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent* 2000;84:548-53.

18. Ciftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001;14:406-11.
19. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-7.
20. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium–aluminum–vanadium copings. *Dental Materials* 2003;19:686-91.
21. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004;31:477–82.
22. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent* 2005;93:324-30.
23. Ortorp A, Jemt T, Wennerberg A, Berggren C, Brycke M. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:141-9.
24. Hecker DM, Eckert S. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89:346-51.
25. Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J Prosthet Dent* 1993;70:275-6.

26. Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent* 2004;92:132-8.
27. Kucey BKS, Fraser CD. The Procera abutment – the fifth generation abutment for dental implants. *J Can Dent Assoc* 2000;66:445-9.
28. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurements of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:928-38.
29. Vult Von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabilitation* 2006;33:682-9.
30. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2009;101:119-27.
31. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2007;97:137-40.

Tabelas**Tabela 1.** ANOVA para as médias de destorque inicial dos grupos I, II, III, IV e V.

Variável	<i>gl.</i>	SQ	MQ	F	<i>P</i> valor
Grupo	4	73,098	18,275	6,205	0,0003
Erro	55	161,975	2,945		

gl, Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados

Tabela 2. Teste exato de Fisher para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) inicial dos grupos I, II, III, IV e V.

Grupo	Média (DP)*	Manutenção do torque $\pm$ DP (%)
I	23,9 (0,91) ^a	68,48 $\pm$ 2,58
II	24,1 (1,34) ^a	69,07 $\pm$ 3,80
III	21,4 (1,78) ^b	61,43 $\pm$ 5,58
IV	23,2 (1,33) ^a	66,33 $\pm$ 3,80
V	21,9 (2,68) ^b	62,60 $\pm$ 7,67

*Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ($p < 0,05$).

Tabela 3. ANOVA para as médias de destorque final dos grupos I, II, III, IV e V.

Variável	<i>gl.</i>	SQ	MQ	F	<i>P</i> valor
Grupo	4	41,321	10,330	2,957	0,0277
Erro	55	192,148	3,494		

gl, Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados

Tabela 4. Teste exato de Fisher para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) final dos grupos I, II, III, IV e V.

Grupo	Média (DP)*	Manutenção do torque $\pm$ DP (%)
I	23,2 (2,44) ^{a,b,c}	66,36 $\pm$ 6,93
II	23,8 (1,56) ^a	67,95 $\pm$ 4,43
III	22,1 (1,86) ^{b,c}	63,29 $\pm$ 5,30
IV	23,6 (1,30) ^{a,b}	67,60 $\pm$ 3,67
V	21,7 (2,02) ^c	62,02 $\pm$ 5,78

*Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ($p < 0,05$).

Figuras

Fig 1. Coroas dos grupos I, II, III, IV e V, respectivamente.



Fig 2. Matriz metálica para embutimento dos implantes osseointegráveis.



Fig 3. Dispositivo para posicionamento do corpo-de-prova e medidor analógico de torque para aplicação do torque de inserção e mensuração do destorque.

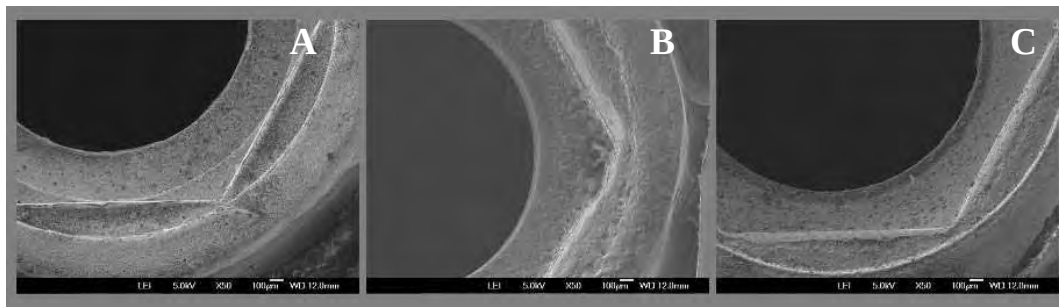
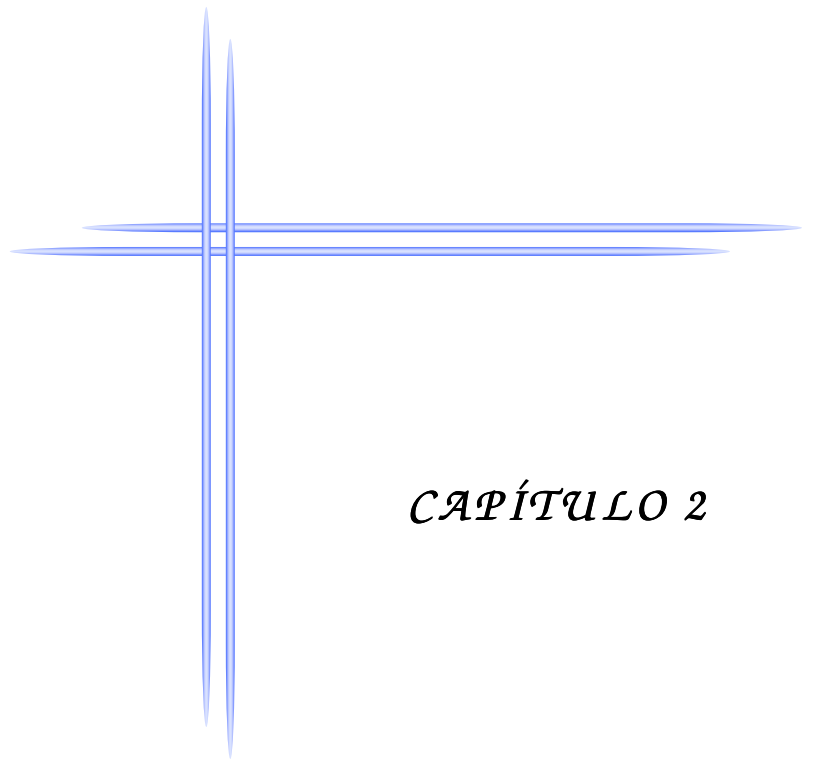


Fig. 4. MEV do hexágono dos pilares em liga de ouro cerâmico (A), titânio puro grau 2 (B) e zircônia (C) em aumento de 50X.



CAPÍTULO 2

AVALIAÇÃO DO EFEITO DE SUCESSIVOS REAPERTOS E CICLAGEM MECÂNICA NA MANUTENÇÃO DA PRÉ-CARGA DE PARAFUSOS DE RETENÇÃO*

3.1 Resumo

Proposição: O objetivo do estudo foi avaliar o efeito de sucessivos reapertos e ciclagem mecânica na manutenção da pré-carga do parafuso de retenção de coroas implanto-suportadas.

Material e Método: Foram formados 5 grupos de estudo (n=12) de acordo com diferentes pilares e materiais de recobrimento estético: Pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metalocerâmicas (Grupo I) e metaloplásticas (Grupo II), pilares do tipo UCLA fundidos em titânio para obtenção de coroas metalocerâmicas (Grupo III) e metaloplásticas (Grupo IV) e pilares de zircônia para obtenção de coroas cerâmicas (Grupo V). As coroas foram adaptadas a implantes osseointegráveis por meio de parafuso de retenção de ouro com torque de inserção de 35Ncm. Os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica em um total de 1×10^6 ciclos. Foram realizadas mensurações de destorque inicialmente e a cada 1×10^5 ciclos com reaperto do parafuso com torque de 35Ncm para realização do próximo período de ciclagem. Os dados foram submetidos à análise de variância, teste T-pareado ($P < 0,05$) e teste T-Student ($P < 0,05$).

* O artigo segue as normas do periódico *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* disponível no Anexo E.

Resultados: Todos os grupos apresentaram valor de destorque reduzido em relação ao torque de inserção inicialmente e em todos os períodos de ciclagem mecânica. ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre os grupos, porém não houve diferença significativa ($P > 0,05$) entre os períodos de ciclagem e na interação entre grupos e ciclagem. O grupo I foi o único grupo que não apresentou diferença ($P < 0,05$) entre os valores de destorque dos períodos de ciclagem. O teste T-Student não revelou diferença estatisticamente significativa ($P > 0,05$) entre as médias de destorque obtidas antes e após a ciclagem para cada grupo, exceto para o grupo IV ($P < 0,05$).

Conclusões: A manutenção do torque foi suficiente para a estabilidade da união parafusada de acordo com as características do estudo. A ciclagem mecânica associada a sucessivos reapertos do parafuso de retenção não influenciou significativamente a manutenção do torque de inserção. Sendo assim, diante das condições deste estudo *in vitro*, os parafusos de retenção podem ser submetidos a sucessivos reapertos sem prejuízo para a estabilidade da união parafusada após aplicação da carga externa.

3.2 Abstract

Purpose: The aim of this study was to evaluate the effect of repeated tightening and mechanical cycling on preload maintenance of retaining screws of implant-supported crowns.

Materials and Methods: The replicas were divided into 5 groups (n=12) according to different abutments and veneering materials: Gold UCLA abutments cast in gold alloy veneered with ceramic (Group I) and resin (Group II), UCLA abutments cast in titanium veneered with ceramic (Group III) and resin (Group IV), and zirconia abutments with ceramic veneering (Group V). The crowns were attached to implants by gold retaining screws with insertion torque of 35Ncm. The replicas were submitted to mechanical cycling totalizing 1×10^6 cycles. Detorque measurements were performed initially and at each period of 1×10^5 cycles followed by screw retightening with 35Ncm. Data were submitted to analysis of variance, paired t test ($P < .05$) and Student's t-test ($P < .05$).

Results: All groups exhibited reduced detorque values in comparison to insertion torque initially and at all periods of mechanical cycling. ANOVA revealed statistically significant difference ($P < .05$) among groups, but there was no difference ($P > .05$) among periods of mechanical cycling and for interaction between groups and cycling. Group I was the only groups that did not present difference ($P < .05$) between detorque values of different periods of cycling. Student's t-test did not reveal statistically significant difference ($P > .05$) between detorque means obtained before and after mechanical cycling, except for group IV ($P < .05$).

Conclusions: Torque maintenance allowed screw joint stability in the present study. Mechanical cycling associated to repeated tightening of screws did not influence insertion torque maintenance. So, the retaining screws may be submitted to repeated tightening without prejudice to joint stability after loading according to the conditions of this study.

3.3 Introdução

O sucesso da reabilitação com implantes osseointegráveis está atrelado ao equilíbrio entre fatores biológicos e mecânicos. A junção entre pilar e implante mantida pela força de união proporcionada pelo parafuso de retenção¹ é um fator biomecânico chave de um sistema de implante capaz de resistir às forças oclusais.² As complicações mecânicas resultam da instabilidade dessa junção,³ sendo o afrouxamento do parafuso uma complicação comumente relatada, principalmente nos casos de próteses unitárias.^{2,4-7}

Segundo Bickford,⁸ o processo de afrouxamento do parafuso de retenção ocorre em dois estágios. Inicialmente, forças externas da mastigação ocasionam o deslizamento das roscas e conseqüente redução da tensão acumulada no parafuso denominada pré-carga. O segundo estágio envolve a redução da pré-carga abaixo de um nível crítico capaz de prejudicar a função da junção parafusada.

Clinicamente, a ocorrência do afrouxamento do parafuso é desagradável para o paciente e dispendiosa para o profissional.⁷ Em um estudo retrospectivo com 70 implantes, 44,9% dos parafusos de retenção do pilar foram reapertados ao menos uma vez durante o período de acompanhamento de 3 anos.⁹

Embora o reaperto do parafuso seja uma prática comum durante a fase de confecção da prótese bem como nos acompanhamentos clínicos, sua realização pode estar relacionada a uma redução progressiva do torque de remoção e conseqüente instabilidade do sistema.^{7,10} É importante observar que o afrouxamento do parafuso pode sinalizar a futura falha de outros componentes e causar fratura do parafuso de retenção, pilar e/ou implante; sobrecarga de implantes adjacentes e complicações biológicas.^{7,10,11}

Ao relacionar o sucesso do tratamento e a carga aplicada ao sistema, há um consenso de que a localização e magnitude das forças oclusais afetam a quantidade e qualidade da tensão induzida a todos os componentes do sistema osso-implante-prótese.^{12,13} Segundo Sevimay et al,¹³ a resistência do implante às forças funcionais bem como a distribuição adequada das mesmas são importantes para a obtenção do balanceio biomecânico entre prótese e implante e entre este e o osso, visto que a tensão gerada afeta não só o sistema mastigatório como a biomecânica da prótese.¹⁴

Embora as cargas exercidas sobre os implantes sejam dependentes da sua localização no arco dentário e de características fisiológicas individuais do paciente,¹² a seleção do tipo de material empregado para a confecção da prótese deve ser criteriosa por estar relacionada com a distribuição dessas tensões.¹⁵⁻¹⁷

Sendo assim, o objetivo do estudo foi avaliar a manutenção do torque de inserção do parafuso de retenção de diferentes coroas implanto-suportadas submetidas à aplicação de carga através da ciclagem mecânica, considerando o efeito de sucessivos reapertos do parafuso, esperando-se que o reaperto do parafuso de retenção e a ciclagem mecânica influenciem a manutenção do torque de inserção.

3.4 Material e método

Foram formados 5 grupos de estudo (n=12) de acordo com diferentes pilares e materiais de recobrimento estético: Pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metalocerâmicas (Grupo I) e metaloplásticas (Grupo II), pilares tipo UCLA fundidos em titânio puro grau 2 para obtenção de coroas metalocerâmicas (Grupo III) e metaloplásticas (Grupo IV) e pilares de zircônia obtidos pelo sistema CAD/CAM (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*) para obtenção de coroas cerâmicas (Grupo V).

Os padrões para fundição dos grupos I, II, III e IV foram obtidos em resina acrílica autopolimerizável (Duralay; Reliance Dental MFG Company, Worth, IL, USA) no formato tronco-cônico com 6,5mm em altura e 5,0mm no maior diâmetro apresentando um bisel com 30° de inclinação na superfície oclusal através de uma matriz metálica.

Os padrões para fundição dos grupos I e II foram incluídos em material de revestimento fosfatado para fundição em liga de ouro (Revestimento Gilvest HS, Servo Dental do Brasil, São Paulo, SP, Brasil) espatulado mecanicamente a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil) e vertido no interior do anel de fundição sob vibração constante (Knebel Produtos Dentários Ltda, Porto Alegre, RS, Brasil)..

Em seguida, os padrões foram fundidos em liga de ouro cerâmico (Gold Ceramic, CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) e submetidos ao processo de acabamento com brocas à base de óxido de alumínio (Pedra Ninja, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) seguido de jateamento com óxido de

alumínio 50 microns (Elfusa Geral de Eletrofusão Ltda, São João da Boa Vista, SP, Brasil) em jateador (Basic Quattro, Renfert, Hilzingen, Alemanha).

Os padrões para fundição dos grupos III e IV foram incluídos em material de revestimento específico para fundição em titânio (Rematitan Ultra, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha), espatulado mecanicamente a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil) e vertido no interior do anel de fundição contendo manta de lã de vidro de 1mm de espessura (Kera-Vlies, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha) sob vibração constante (Knebel Produtos Dentários Ltda, Porto Alegre, RS, Brasil).

Posteriormente, os padrões foram posicionados em um equipamento específico (Rematitan autocast, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha) para fundição em titânio puro grau 2 (Realum Ind. e Com. de Metais Puros e Ligas Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e submetidos ao processo de acabamento com brocas à base de óxido de alumínio (Pedra Ninja, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) seguido de jateamento com óxido de alumínio 80 microns (Elfusa Geral de Eletrofusão Ltda, São João da Boa Vista, SP, Brasil) em jateador (Multijet I, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil).

As infra-estruturas do grupo V foram obtidas através do scaneamento de uma infra-estrutura do grupo II pelo sistema CAD/CAM (Procera Scanner Mod 50, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia) sendo os dados transportados ao *software* Procera (Procera software 2.2, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia) para confecção das infra-estruturas em zircônia.

As infra-estruturas do grupo I foram revestidas por cerâmica de média fusão (Compact Ceramic System/Carmen, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha)

enquanto que as infra-estruturas dos grupos III e V receberam aplicação de cerâmica de baixa fusão (Triceram-Titanium Ceramics, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha). Já as infra-estruturas dos grupos II e IV foram revestidas por resina fotopolimerizável (VitaVM LC, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha). Após a aplicação dos materiais de recobrimento estético, todas as coroas apresentaram formato tronco-cônico com dimensões finais de 8,0mm de altura, 8,0mm no maior diâmetro e bisel com 30° de inclinação na superfície oclusal.¹⁸

Implantes osseointegráveis de hexágono externo (3,75mm de diâmetro, 15,0mm de comprimento, plataforma de 4,1mm) (OSSEOTITE Implant, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável (Jet; Artigos Odontológicos Clássico Ltd., São Paulo, SP, Brasil) perpendicularmente ao plano horizontal através de uma matriz metálica.

Cada coroa foi adaptada a um implante através de parafuso de retenção de ouro (Gold-Tite square uniscrew, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) com torque de inserção de 35Ncm por meio de um medidor analógico de torque (BTG36CN-S, Tohnichi MFG. CO. Ltd, Tóquio, Japão) (Figura 1).

Foram realizadas duas mensurações iniciais de destorque em cada corpo-de-prova com intervalo de 3 minutos entre aplicação do torque e mensuração do destorque,¹⁹ totalizando 24 mensurações iniciais de destorque para cada grupo.

Os corpos-de-prova foram então posicionados no equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos, SP, Brasil) para aplicação

de carregamento vertical dinâmico de 50N sobre o bisel oclusal de cada coroa a uma frequência de 2Hz (Figura 2).

Mensurações de destorque foram realizadas a cada 1×10^5 ciclos seguidas do reaperto do parafuso com o torque de 35Ncm até completar 1×10^6 ciclos, sendo realizadas 10 mensurações de destorque em cada corpo-de-prova, totalizando 120 mensurações para cada grupo.

Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à análise de variância fatorial (ANOVA) considerando a diferença dos valores de destorque entre grupos, entre os períodos de ciclagem, bem como a interação entre grupos e ciclagem. O teste T-pareado ($P < 0,05$) foi aplicado para comparação dos valores de destorque entre os períodos de ciclagem de cada grupo. Além disso, foi realizado o teste T-Student ($P < 0,05$) para comparação entre os valores de destorque obtidos antes e após ciclagem mecânica de cada grupo.

3.5 Resultados

Todos os grupos apresentaram valor de destorque reduzido em relação ao torque de inserção inicialmente e em todos os períodos de ciclagem mecânica.

ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre os grupos, porém não houve diferença significativa ($P > 0,05$) entre os períodos de ciclagem e na interação entre grupos e ciclagem (Tabela 1)

Considerando a avaliação de destorque de cada período de ciclagem para cada grupo (Tabela 2), o grupo I foi o único grupo que não apresentou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre os períodos.

Considerando a diferença entre as médias dos valores de destorque obtidas inicialmente e após ciclagem mecânica de cada grupo, o teste T-Student não revelou diferença estatisticamente significativa ($P > 0,05$) entre os valores de destorque mensurados antes e após a ciclagem, exceto para o grupo IV ($P < 0,05$) (Tabela 3).

3.6 Discussão

De acordo com os resultados observados, a hipótese foi rejeitada visto que ANOVA não revelou diferença estatisticamente significativa ($P > 0,05$) entre as médias de destorque dos diferentes períodos de ciclagem.

Segundo Eskitascioglu et al,¹⁴ o fator chave para o sucesso do tratamento com implantes é a maneira como o esforço é transmitido ao osso, sendo a transferência da carga aplicada dependente da qualidade e quantidade óssea; da geometria, extensão, diâmetro, forma e características de superfície do implante; da adaptação entre prótese e implante; da quantidade e tipo de carga aplicada (funcional e parafuncional) e das propriedades dos materiais de composição do implante e da prótese.

No presente estudo, os resultados demonstraram que não houve influência significativa do carregamento aplicado através da ciclagem mecânica na manutenção do torque de inserção (Tabelas 1 e 3). O mesmo foi observado por Cibirka et al³ ao mensurar o destorque de parafusos de retenção após 5 milhões de ciclos em sistemas de implantes com diferentes tipos de conexão.

O grupo IV foi o único grupo que apresentou diferença significativa ($P < 0,05$) entre os valores de destorque inicial e final (Tabela 3). Considerando que o material de confecção da prótese pode influenciar a manutenção da pré-carga devido à distribuição de tensões e à adaptação entre os componentes,^{3,15} tal diferença pode ser resultado dos diferentes valores de destorque observados principalmente entre os períodos de ciclagem iniciais (100 000 e 200 000) e os demais períodos como mostrado na tabela 2.

Nesse sentido, a necessidade de utilizar pilares plásticos para a fundição em titânio pode ter ocasionado desadaptação entre os componentes,¹⁶ responsável pelo valor de destorque inicial reduzido em comparação ao final dos grupos III e IV (Tabela 3). Conseqüentemente, o aumento no valor de destorque após a ciclagem mecânica ocorreu devido ao provável desgaste na interface dos componentes e melhor adaptação, como demonstrado no estudo de Hecker e Eckert.²⁰

Embora tenha ocorrido redução do torque de inserção tanto inicialmente como após a ciclagem mecânica (Tabela 3), a manutenção do torque foi suficiente para resistir ao afrouxamento do parafuso de retenção. Considerando que a pré-carga gerada é resultado do torque de inserção,¹ a estabilidade observada no presente estudo é decorrente da tensão gerada nos parafusos pelo torque de 35Ncm recomendado pelo fabricante. No estudo de Binon e McHugh,⁴ parafusos de pilares submetidos a um torque de 20Ncm apresentaram afrouxamento do parafuso após 3 meses de simulação clínica através de ciclagem mecânica, enquanto que um torque de 30Ncm proporcionou estabilidade da junção parafusada durante um período correspondente a 3 anos de função.

De acordo com Binon e McHugh⁴ e Wiskott et al,²¹ um indivíduo apresenta em média 3 ciclos mastigatórios durante o dia com duração de 15 minutos cada a uma frequência de 60 ciclos por minuto (1Hz), totalizando 2700 ciclos por dia. Portanto, os resultados obtidos representam estabilidade da junção parafusada nas condições de carregamento do estudo após aproximadamente 1 ano de função.

No entanto, é importante ressaltar que qualquer estudo *in vitro* que reproduza a complexidade biomecânica da mastigação apresenta limitações a serem consideradas na interpretação dos resultados.¹⁷ Sendo assim, embora visualmente a união pareça estável, pode existir a micromovimentação capaz de danificar os tecidos adjacentes.⁵

Em relação aos sucessivos reapertos do parafuso, ANOVA não revelou diferença significativa entre os valores de destorque dos diferentes períodos de ciclagem (Tabela 1) bem como não foi possível estabelecer um comportamento de redução progressiva do destorque após os sucessivos reapertos de acordo com o teste T-pareado (Tabela 2). Estes resultados sugerem que os parafusos podem ser reapertados até 10 vezes sem prejuízo para a estabilidade da junção, diante das características de carregamento e torque de inserção aplicados no estudo.

No entanto, alguns autores^{7,10,11} afirmam que aplicações repetidas do torque no parafuso de retenção ocasionam desgaste dos componentes e diminuição da fricção entre as partes em contato, resultando em alteração da resistência ao afrouxamento e potencial perda da pré-carga. Já para Yousef et al,² cada união desenvolve características únicas de adaptação entre os componentes, devendo ser evitada a troca do parafuso em uniões estáveis a não ser em casos de afrouxamentos múltiplos. A troca dos componentes causa uma readaptação de todas as partes da união e precisa de supervisão cuidadosa do profissional.

Sendo assim, estudos adicionais envolvendo períodos mais longos de simulação da mastigação e diferentes condições de carregamento são necessários a fim de verificar a estabilidade da junção parafusada após sucessivos reapertos do parafuso de retenção.

3.7 Conclusão

Com base nos resultados obtidos e dentro das limitações do estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

- Embora todos os grupos tenham apresentado valor de destorque reduzido em relação ao torque de inserção em todos os períodos de ciclagem, a manutenção do torque foi suficiente para a estabilidade da união parafusada.
- Os parafusos de retenção podem ser submetidos a sucessivos reapertos sem comprometimento da estabilidade da união parafusada após aplicação de carga externa.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro (Processos nº 07/53140-3 e 07/04181-9).

3.8 Referências

1. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15:77-81.
2. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent* 2005;14:378-82.
3. Cibirka RM, Nelson S, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
4. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-9.
5. Gratton DG; Aquilino SA; Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47-52.
6. Khraisat A, Stegaroju R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.
7. Byrne D, Jacobs S, O’connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-71.
8. Bickford JH. In: *An introduction to the Designs and Behavior of Bolted Joints*. New York: Marcel Dekker, 1995.
9. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-8.

10. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-9.
11. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86:24-32.
12. Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent* 2002;30:271-82.
13. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;73:140-7.
14. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.
15. Inam O; Kesim B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent* 1999;8:311-6.
16. Iglesia-Puig MA. Custom-made laser-welded titanium implant prosthetic abutment. *J Prosthet Dent* 2005;94:401-3.

17. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2009;101:119-27.
18. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-60.
19. Ortorp A, Jemt T, Wennerberg A, Berggren C, Brycke M. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:141-9.
20. Hecker DM, Eckert S. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89:346-51.
21. Wiskott HW, Nicholls JJ, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-16.

Tabelas

Tabela 1. ANOVA de dois fatores para grupos, períodos de ciclagem e interação entre grupos e ciclagem.

Variável	<i>gl.</i>	SQ	MQ	F	<i>P</i> valor
Grupos	4	372,9774	93,2444	17,0136	<0,0001
Ciclagem	9	41,1546	4,5727	0,8344	0,5856
Grupo X Ciclagem	36	141,6509	3,9347	0,7179	0,8896
Erro	550	3014,3200	5,4806		

gl, Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados

Tabela 2. Teste T-pareado para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) dos grupos I, II, III, IV e V em todos os períodos de ciclagem mecânica.

Períodos	Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV	Grupo V
1x10 ⁵	23,3 (1,92) ^a	23,5 (1,21) ^{a,b,c}	20,5 (2,14) ^a	22,0 (2,01) ^a	21,6 (3,37) ^{a,b,c}
2 x10 ⁵	23,3 (2,07) ^a	24,2 (1,17) ^a	22,1 (1,62) ^{b,c}	23,1 (1,65) ^b	22,4 (2,44) ^{a,b,c}
3 x10 ⁵	23,4 (2,30) ^a	24,0 (1,33) ^{a,b,c}	22,1 (1,69) ^{b,c}	23,5 (1,71) ^{b,c}	22,6 (2,46) ^{a,b,c}
4 x10 ⁵	23,3 (2,47) ^a	24,1 (1,47) ^{a,b}	21,9 (2,24) ^{b,c}	23,7 (1,47) ^{c,d,e}	20,5 (3,60) ^b
5 x10 ⁵	23,4 (2,65) ^a	23,6 (1,77) ^{b,c}	22,2 (2,34) ^{b,c}	24,0 (1,47) ^{c,d,e}	21,2 (2,67) ^{a,b}
6 x10 ⁵	23,0 (2,84) ^a	23,7 (1,90) ^{a,b,c}	22,4 (1,81) ^{b,c}	23,8 (1,32) ^{b,c,d,e}	22,3 (2,26) ^c
7 x10 ⁵	23,1 (2,80) ^a	23,6 (1,68) ^c	22,0 (2,33) ^b	23,9 (1,16) ^{c,d,e}	22,0 (2,21) ^c
8 x10 ⁵	23,0 (2,75) ^a	23,5 (2,10) ^{a,b,c}	22,5 (2,24) ^c	24,0 (1,49) ^{c,d,e}	21,9 (2,29) ^{a,b,c}
9 x10 ⁵	23,3 (2,92) ^a	23,8 (1,88) ^{a,b,c}	22,8 (1,85) ^{b,c}	24,1 (1,06) ^{d,e}	21,4 (3,14) ^{a,c}
1 x10 ⁶	23,0 (2,75) ^a	23,5 (2,17) ^{a,b,c}	22,8 (1,88) ^{b,c}	24,2 (1,01) ^e	21,0 (2,62) ^{a,b}

*Médias seguidas por letras distintas diferem entre si na mesma coluna (p<0,05).

Tabela 3. Teste T-Student para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) inicial e final dos grupos I, II, III, IV e V.

Grupos	Média de destorque inicial (DP)	Média de destorque final (DP)	T	P valor
I	23,9 (0,91)	23,2 (2,44)	1,1786	0,1317
II	24,1 (1,34)	23,8 (1,56)	1,3562	0,1011
III	21,4 (1,78)	22,1 (1,86)	-1,4854	0,0827
IV	23,2 (1,33)	23,6 (1,30)	-2,2902	0,0213
V	21,9 (2,68)	21,7 (2,02)	0,2548	0,4018

Figuras

Fig. 1. Medidor analógico de torque e corpo-de-prova posicionados para aplicação do torque de inserção e mensuração de destorque.

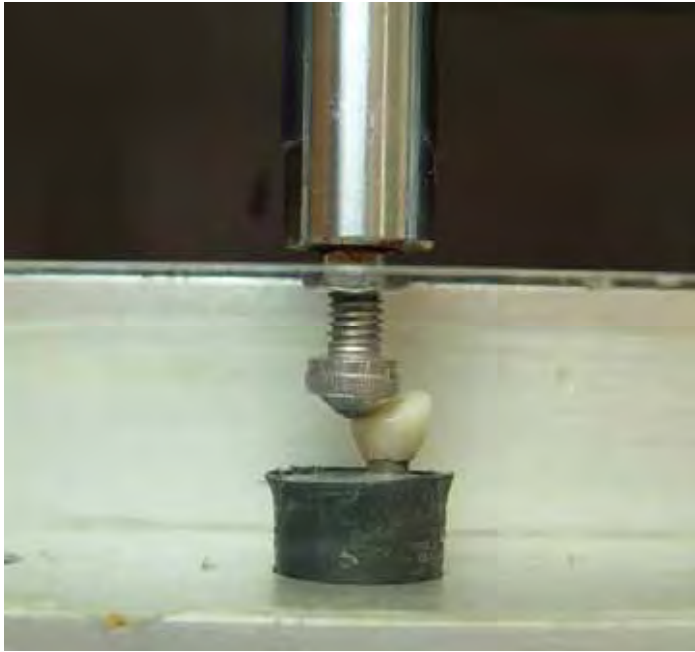
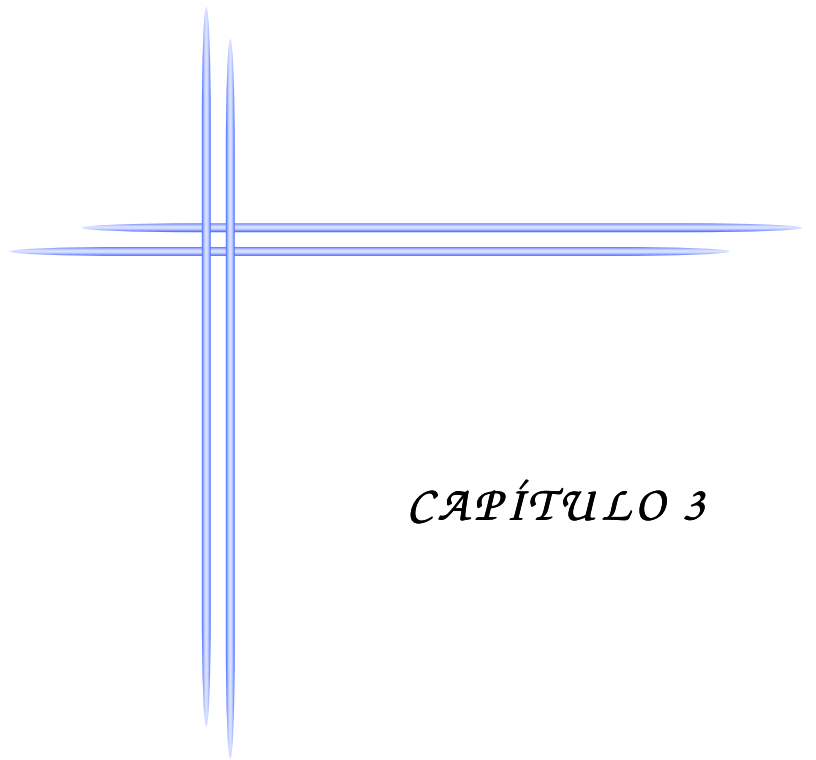


Fig. 2. Esfera do equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga posicionada sobre bisel oclusal da coroa para carregamento vertical dinâmico.



CAPÍTULO 3

EFEITO DA DESADAPTAÇÃO VERTICAL NA ESTABILIDADE DE JUNÇÕES PARAFUSADAS DE HEXÁGONO EXTERNO*

4.1 Resumo

A adaptação entre prótese e implante é um fator relevante para a estabilidade da junção parafusada e sucesso do tratamento com implantes osseointegráveis. O objetivo do estudo foi avaliar a influência da desadaptação vertical da interface pilar-implante na manutenção da pré-carga do parafuso de retenção de coroas obtidas com diferentes pilares e materiais de recobrimento estético. Foram formados 5 grupos de estudo (n=12) de acordo com diferentes pilares e materiais de recobrimento estético: Pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metalocerâmicas (Grupo I) e metaloplásticas (Grupo II), pilares do tipo UCLA fundidos em titânio para obtenção de coroas metalocerâmicas (Grupo III) e metaloplásticas (Grupo IV) e pilares de zircônia para obtenção de coroas cerâmicas (Grupo V). As coroas foram adaptadas a implantes osseointegráveis por meio de parafuso de retenção de ouro com torque de inserção de 35Ncm. Os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica em um total de 1×10^6 ciclos. Foram realizadas mensurações de destorque e da desadaptação vertical na interface pilar-implante inicialmente e após a ciclagem mecânica. ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre os grupos para as mensurações da desadaptação vertical inicial e final, com maiores desadaptações para os grupos com pilares em titânio. O teste de correlação de Pearson não demonstrou correlação significativa

* O artigo segue as normas do periódico *Journal of Materials Engineering and Performance* disponível no Anexo F.

($P>0,05$) entre a desadaptação vertical e o valor de destorque. Conclui-se que a desadaptação vertical não influenciou a manutenção do torque, sendo observada maior desadaptação para as coroas obtidas com pilares fundidos em titânio.

4.2 Abstract

Fit between prosthesis and implant is an important factor for screw joint stability and treatment success with osseointegrated implants. The aim of this study was to evaluate the influence of vertical misfit in abutment-implant interface on preload maintenance of retaining screw of implant-supported crowns. The replicas were divided into 5 groups (n=12) according to different abutments and veneering materials: Gold UCLA abutments cast in gold alloy veneered with ceramic (Group I) and resin (Group II), UCLA abutments cast in titanium veneered with ceramic (Group III) and resin (Group IV), and zirconia abutments with ceramic veneering (Group V). The crowns were attached to implants by gold retaining screws with insertion torque of 35Ncm. Replicas were submitted to mechanical cycling until 1×10^6 cycles. Measurements of detorque and vertical misfit in abutment-implant interface were performed before and after mechanical cycling. ANOVA revealed statistically significant difference ($P < .05$) among groups for vertical misfit measured before and after mechanical cycling. The abutments cast in titanium exhibited the highest misfit values. Pearson correlation test did not demonstrate significant correlation ($P > .05$) between vertical misfit and detorque value. It was concluded that vertical misfit did not influence torque maintenance, but abutments cast in titanium presented the highest misfit values.

4.3 Introdução

A passividade entre prótese e implante é apresentada como um dos fatores para o sucesso do tratamento com implantes osseointegráveis a fim de minimizar complicações biológicas e mecânicas, como o afrouxamento do parafuso de retenção (Ref 1-6).

O parafuso de retenção das próteses sobre implantes pode ser comparado a um elástico, o qual é esticado e mantido pela fricção entre as roscas (Ref 7). Conforme o torque de inserção é aplicado, é gerada uma tensão denominada pré-carga, a qual é um determinante direto da força de união e crítica para a integridade da junção parafusada (Ref 8). No entanto, parte da pré-carga pode ser perdida devido ao processo de acomodação ou relaxamento de inclusão do parafuso de retenção, que é dependente da presença de rugosidades entre as superfícies de contato (Ref 9).

Embora Branemark et al. (Ref 1) tenham sugerido uma desadaptação máxima de 10µm entre os componentes, alterações dimensionais inerentes ao processo de fabricação das próteses não podem ser previstas, podendo afetar a adaptação marginal entre componentes e o sucesso do tratamento (Ref 4, 10).

A longa história de sucesso utilizando cilindros e fundições em ouro nas próteses sobre implante é resultado de boas propriedades biológicas, físicas e de adaptação, mas apresenta um custo elevado (Ref 11). Assim, o titânio tornou-se uma opção pela sua biocompatibilidade, resistência à corrosão e resistência mecânica diante das forças funcionais (Ref 10, 12, 13). No entanto, a fundição em titânio pode apresentar porosidades que comprometem a adaptação (Ref 14),

além de ser necessária tecnologia específica para a fundição e união à porcelana (Ref 15).

Além dos pilares metálicos, surgiram pilares cerâmicos compostos por cerâmicas reforçadas por alumina ou zircônia (Ref 16, 17) que podem ser obtidos através do sistema CAD/CAM (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*) a fim de evitar interfaces inadequadas entre os componentes (Ref 18).

A seleção do material de revestimento estético também deve ser criteriosa por estar relacionada com a distribuição das tensões e conseqüente estabilidade da junção parafusada (Ref 19-22).

Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar a desadaptação na interface pilar-implante de coroas obtidas com diferentes pilares e materiais de revestimento estético, considerando o possível efeito sobre a estabilidade de junções parafusadas de hexágono externo, esperando-se que a desadaptação vertical influencie a estabilidade da junção.

4.4 Material e método

Foram formados 5 grupos de estudo (n=12) de acordo com diferentes pilares e materiais de recobrimento estético: Grupo I - pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metalocerâmicas, Grupo II - pilares Gold UCLA fundidos em liga de ouro para obtenção de coroas metaloplásticas, Grupo III – pilares do tipo UCLA fundidos em titânio para obtenção de coroas metalocerâmicas, Grupo IV - pilares do tipo UCLA fundidos em titânio para obtenção de coroas metaloplásticas, Grupo V - pilares de zircônia obtidos pelo sistema CAD/CAM para obtenção de coroas cerâmicas.

Todas as infra-estruturas apresentaram formato tronco-cônico com 6,5mm em altura e 5,0mm no maior diâmetro apresentando um bisel com 30° de inclinação na superfície oclusal. Os padrões para fundição dos grupos I, II, III e IV foram obtidos em resina acrílica autopolimerizável (Duralay; Reliance Dental MFG Company, Worth, IL, USA). Já as infra-estruturas em zircônia do grupo V foram obtidas através do scaneamento de uma infra-estrutura do grupo II pelo sistema CAD/CAM (Procera Scanner Mod 50, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia) sendo os dados transportados ao *software* Procera (Procera software 2.2, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia).

Os padrões para fundição dos grupos I e II foram incluídos em material de revestimento fosfatado para fundição em liga de ouro (Revestimento Gilvest HS, Servo Dental do Brasil, São Paulo, SP, Brasil) espatulado mecanicamente a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil) e vertido no interior do anel de fundição sob vibração constante (Knebel Produtos Dentários Ltda, Porto Alegre, RS, Brasil).

Em seguida, os padrões foram fundidos em liga de ouro cerâmico (Gold Ceramic, CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) e submetidos ao processo de acabamento com brocas à base de óxido de alumínio (Pedra Ninja, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) seguido de jateamento com óxido de alumínio 50 microns (Elfusa Geral de Eletrofusão Ltda, São João da Boa Vista, SP, Brasil) em jateador (Basic Quattro, Renfert, Hilzingen, Alemanha).

Os padrões para fundição dos grupos III e IV foram incluídos em material de revestimento específico para fundição em titânio (Rematitan Ultra, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha), espatulado mecanicamente a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil) e vertido no interior do anel de fundição contendo manta de lã de vidro de 1mm de espessura (Kera-Vlies, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha) sob vibração constante (Knebel Produtos Dentários Ltda, Porto Alegre, RS, Brasil).

Posteriormente, os padrões foram posicionados em um equipamento específico (Rematitan autocast, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha) para fundição em titânio puro grau 2 (Realum Ind. e Com. de Metais Puros e Ligas Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e submetidos ao processo de acabamento com brocas à base de óxido de alumínio (Pedra Ninja, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) seguido de jateamento com óxido de alumínio 80 microns (Elfusa Geral de Eletrofusão Ltda, São João da Boa Vista, SP, Brasil) em jateador (Multijet I, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil).

As infra-estruturas do grupo I foram revestidas por cerâmica de média fusão (Compact Ceramic System/Carmen, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha) enquanto que as infra-estruturas dos grupos III e V receberam aplicação de

cerâmica de baixa fusão (Triceram-Titanium Ceramics, Dentaureum, Ispringen, Alemanha). Já as infra-estruturas dos grupos II e IV foram revestidas por resina fotopolimerizável (VitaVM LC, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha). Após a aplicação dos materiais de recobrimento estético, todas as coroas apresentaram formato tronco-cônico com dimensões finais de 8,0mm de altura, 8,0mm no maior diâmetro e bisel com 30° de inclinação na superfície oclusal (Ref 23).

Para mensuração da desadaptação vertical, as coroas foram adaptadas a um mesmo implante de hexágono externo (3,75mm de diâmetro, 15,0mm de comprimento, plataforma de 4,1mm) (OSSEOTITE Implant, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) por meio de parafuso de retenção de ouro (Parafuso Gold-Tite quadrado, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) com aplicação de torque de 5N/cm a fim de promover apenas a estabilização da coroa ao implante. Imagens da interface pilar-implante foram capturadas por uma câmera digital (PowerShot A640, CANON, Japão) acoplada a um estereomicroscópio (Stemi SV-11, Zeiss, Alemanha) em um aumento de 66 vezes. As imagens foram transportadas ao *software* de processamento de imagem digital (Software AxioVision, Zeiss, Alemanha) para realização de 2 mensurações da distância entre as superfícies do pilar e do implante (Figura 1) em cada uma das 4 faces (vestibular, mesial, lingual e distal), totalizando 8 mensurações em cada coroa. A mensuração da desadaptação vertical foi realizada antes e após a ciclagem mecânica.

Implantes osseointegráveis de hexágono externo (3,75mm de diâmetro, 15,0mm de comprimento, plataforma de 4,1mm) (OSSEOTITE Implant, Biomet

3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável (Jet; Artigos Odontológicos Clássico Ltd., São Paulo, SP, Brasil) perpendicularmente ao plano horizontal através de uma matriz metálica.

Anteriormente à ciclagem mecânica, as coroas foram adaptadas aos implantes através de parafuso de retenção de ouro (Gold-Tite square uniscrew, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) com torque de inserção de 35Ncm por meio de um medidor analógico de torque (BTG36CN-S, Tohnichi MFG. CO. Ltd, Tóquio, Japão) e submetidas a uma avaliação inicial de destorque (Figura 2).

Os corpos-de-prova foram então posicionados em um equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos, SP, Brasil) para aplicação de carregamento vertical dinâmico de 50N sobre o bisel oclusal de cada coroa a uma frequência de 2Hz. Mensurações de destorque foram realizadas a cada 1×10^5 ciclos seguidas do reaperto do parafuso com o torque de 35Ncm até completar 1×10^6 ciclos.

Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à análise de variância a um critério (ANOVA) e teste exato de Fisher ($P < 0,05$) considerando as médias de desadaptação vertical inicial e final entre os grupos. Os valores iniciais e finais de destorque e de desadaptação vertical de cada grupo foram comparados através do teste T-Student ($P < 0,05$). Além disso, foi realizado teste de correlação linear de Pearson ($P < 0,05$) para avaliação da correlação entre desadaptação vertical e destorque.

4.5 Resultados

ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre os grupos para as médias de desadaptação vertical inicial (Tabela 1) e final (Tabela 3).

Os grupos III e IV apresentaram maiores valores de desadaptação vertical inicial com diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) em relação aos demais grupos (Tabela 2). Após a realização da ciclagem mecânica, os grupos III e IV continuaram a apresentar os maiores valores de desadaptação vertical. No entanto, apenas entre o grupo I e os grupos II e IV não houve diferença estatisticamente significativa ($P > 0,05$) (Tabela 4).

O teste T-Student revelou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre as médias de desadaptação vertical inicial e final de todos os grupos, exceto para o grupo II ($P > 0,05$) (Tabela 5).

Considerando as médias dos valores de destorque inicial e final, houve diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) apenas para o grupo IV (Tabela 6).

O teste de correlação de Pearson não demonstrou correlação significativa ($P > 0,05$) entre a desadaptação vertical e o valor de destorque, tanto inicialmente como após a ciclagem mecânica (Tabelas 7 e 8).

4.6 Discussão

De acordo com os resultados observados, a hipótese foi rejeitada visto que o teste de correlação de Pearson não estabeleceu correlação significativa ($P > 0,05$) entre a desadaptação vertical e o valor de destorque.

Os resultados do presente estudo demonstraram diferentes níveis de desadaptação vertical entre os grupos, sendo os maiores valores de desadaptação na interface pilar-implante observados nos grupos com pilares fundidos em titânio (Grupos III e IV).

O estudo de Sartori et al. (Ref 12) também demonstrou maiores desadaptações em pilares submetidos a fundições em titânio do que em ouro. Segundo os autores, a adaptação entre o implante e pilares fundidos em titânio pode ser dificultada pela alta temperatura de fusão do metal, baixa capacidade de reprodução dos detalhes e porosidade (Ref 14). Além disso, a alta temperatura de fusão determina a utilização de pilares totalmente calcináveis que resulta em maiores imprecisões de assentamento (Ref 4) em comparação à técnica de sobrefundição de pilares pré-fabricados como os pilares Gold UCLA (Ref 11) utilizados nos grupos I e II.

Kano et al. (Ref 9) também observaram menor manutenção do torque de inserção em pilares calcináveis submetidos à fundição do que em pilares pré-fabricados, concluindo que o procedimento de fundição pode influenciar a perda da pré-carga. Segundo os autores, a presença de irregularidades entre as superfícies de contato resulta em maior relaxamento de inclusão visto que parte da pré-carga gerada é perdida após o desgaste das rugosidades, podendo levar ao afrouxamento do parafuso. A fim de eliminar tal limitação, o estudo de Iglesia-

Puig (Ref 10) apresentou a técnica de solda a laser para unir partes constituídas por uma mesma liga. De acordo com esta técnica, é possível utilizar o pilar de titânio original e preservar a adaptação entre os componentes uma vez que o mesmo não é colocado no forno e, portanto, não ocorrem alterações térmicas no metal.

De acordo com Fonseca et al. (Ref 24), o ciclo de queima da porcelana também demonstrou ser um fator adicional para a modificação da adaptação marginal dos pilares de titânio.

É importante ressaltar que os grupos III e IV exibiram valores elevados de desvio-padrão em comparação aos demais grupos, demonstrando a ausência de uniformidade na adaptação. Tais valores podem resultar de particularidades do processo de fabricação como o posicionamento dos *sprues* para fundição (Ref 4) e a dificuldade de acabamento e polimento devido à alta dureza (Ref 15).

A redução da desadaptação vertical após ciclagem mecânica foi observada em todos os grupos, com exceção para o grupo II (Tabela 5). Tal observação pode ser resultado do desgaste das irregularidades e um melhor assentamento entre os componentes, como demonstrado no estudo de Hecker e Eckert (Ref 3), que observaram redução do *gap* formado entre implantes e cilindros de ouro após ciclagem mecânica. Considerando que o grupo II foi o grupo que apresentou menor redução da desadaptação vertical (2,06µm), não foi demonstrada diferença estatisticamente significativa entre as médias de desadaptação vertical inicial e final após realização do teste T-Student (Tabela 5).

Embora alguns autores (Ref 2-6) tenham demonstrado o efeito da desadaptação para a estabilidade da junção parafusada, o afrouxamento do

parafuso de retenção é multifatorial e envolve a distribuição de tensão proporcionada pelos diferentes materiais (Ref 19-22) utilizados para confecção das coroas deste estudo.

Sendo assim, não foi estabelecida correlação significativa ($P>0,05$) entre a desadaptação vertical e a estabilidade da junção parafusada (Tabelas 7 e 8) visto que, mesmo diante da melhora de adaptação entre os componentes após a ciclagem mecânica (Tabela 5), não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorque inicial e final, exceto para o grupo IV (Tabela 6) que apresentou a maior redução de desadaptação vertical.

No entanto, no presente estudo, é necessário considerar que o valor de destorque obtido também é dependente do sucessivo reaperto do parafuso de retenção realizado entre os períodos de ciclagem mecânica, o que pode ter mascarado o efeito da desadaptação vertical após aplicação de carregamento.

A precisão do sistema CAD/CAM (Ref 18) para a obtenção dos pilares em zircônia do grupo V proporcionou um nível de desadaptação vertical inferior ao limite estabelecido por Branemark et al. (Ref 1) como sendo biologicamente aceitável ($10\mu\text{m}$) para o sucesso do tratamento. No entanto, o grupo V apresentou menor manutenção do torque de inserção em relação aos demais grupos (Tabela 6). Tal resultado pode ser consequência de uma maior desadaptação rotacional apresentada pelos componentes obtidos por este sistema em comparação aos pilares que apresentam base metálica, conforme demonstrado no estudo de Garine et al. (Ref 6).

Além disso, é necessário considerar o efeito do material de recobrimento estético sobre a distribuição das tensões capaz de influenciar a estabilidade da

junção parafusada (Ref 19). A associação do material de recobrimento ao pilar de zircônia no presente estudo demonstrou limitações caracterizadas também pela fratura da cerâmica em alguns corpos-de-prova, sugerindo estudos adicionais a fim de melhorar as características deste material.

Diante dos resultados, embora não tenha sido estabelecida uma correlação direta entre desadaptação e afrouxamento do parafuso de retenção, é importante que o profissional não negligencie os procedimentos para manutenção da adaptação entre os componentes, visto que esta não é a única complicação possível e o nível de desadaptação que pode ser tolerado sem complicações mecânicas e biológicas ainda não foi determinado (Ref 3).

4.7 Conclusão

Com base nos resultados obtidos e dentro das limitações do estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

- As coroas obtidas com pilares UCLA fundidos em titânio apresentaram os maiores valores de desadaptação vertical.
- Houve redução significativa da desadaptação vertical após a ciclagem mecânica, exceto para o grupo II.
- Nas condições avaliadas, não foi estabelecida correlação significativa entre a desadaptação vertical e a manutenção do torque de inserção.

Agradecimentos

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro (Processos nº 07/53140-3 e 07/04181-9).

4.8 Referências

1. P.I. Branemark, G. Zarb, and T. Albrektsson, Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Special edition for Nobelpharma, Quintessence, 1987
2. T.D. Taylor, and J.R. Agar, Twenty years of progress in implant prosthodontics, J. Prosthet. Dent., 88(1), 2002, p 89-95, in English
3. D.M. Hecker, and S. Eckert, Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time, J. Prosthet. Dent., 89(4), 2003, p 346-351, in English
4. U. Koke, A. Wolf, P. Lenz, and H. Gilde, In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures, Journal of Oral Rehabilitation, 31(5), 2004, p 477–482, in English
5. W.G. Assunção, J.A. Delben, E.A. Gomes, V.A.R. Barão, and J.R.P. Jorge, Influence of the implants inclination on the accuracy of the working cast, Brazilian Dental Science, 10(2), 2007, p 16-24, in English
6. W.N. Garine, P.D. Funkenbusch, C. Ercoli, J. Wodenscheck, and W.C. Murphy, Measurements of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 22(6), 2007, p 928-938, in English
7. J.H. Bickford, An introduction to the design and behavior of bolted joints, Marcel Dekker, 1981
8. D. Byrne, S. Jacobs, B. O'connell, F. Houston, and N. Claffey, Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies, J. Prosthodont., 15(3), 2006, p 164-171, in English

9. S.C. Kano, P. Binon, G. Bonfante, and D.A. Curtis, Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments, *J. Prosthodont.*, 15(2), 2006, p 77-81, in English
10. M.A. Iglesia-Puig, Custom-made laser-welded titanium implant prosthetic abutment, *J. Prosthet. Dent.*, 94(4), 2005, p 401-403, in English
11. P. Vigolo, Z. Majzoub, and G. Cordiolo, Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing, *J. Prosthet. Dent.*, 84(5), 2000, p 548-553, in English
12. I.A.M. Sartori, R.F. Ribeiro, C.E. Francischone, and M.G.C. de Mattos, In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion, *J. Prosthet. Dent.*, 92(2), 2004, p 132-138, in English
13. K.A. Al Wazzan, and I.S. Al Hussaini, The influence of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy on the final shade of low-fusing porcelain, *J. Contemp. Dent. Pract.*, 8(2), 2007, p 97-104, in English
14. R.R. Wang, and A.M. Boyle, A simple method for inspection of porosity in titanium castings, *J. Prosthet. Dent.*, 70(3), 1993, p 275-276, in English
15. E.M. Torres, R.C.S. Rodrigues, M.G.C. de Mattos, and R.F. Ribeiro, The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks, *J. Dent.*, 35(10), 2007, p 800–805, in English

16. R. Glauser, I. Sailer, A. Wohlwend, S. Studer, M. Schibli, and P. Schärer, Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study, *Int. J. Prosthodont.*, 17(3), 2004, p 285-290, in English
17. P. Vult Von Steyern, S. Ebbesson, J. Holmgren, P. Haag, and K. Nilner, Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling, *J. Oral Rehabilitation*, 33(9), 2006, p 682-689, in English
18. B.K.S. Kucey, and C.D. Fraser, The Procera abutment – the fifth generation abutment for dental implants, *J. Can. Dent. Assoc.*, 66(8), 2000, p 445-449, in English
19. R. Stegaroiu, H. Kusakari, S. Nishiyama, and O. Miyakawa, Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 13(6), 1998, p 781-790, in English
20. Y. Ciftçi, and S. Canay, Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials, *Int. J. Prosthodont.*, 14(5), 2001, p 406-411, in English
21. A. Ortorp, T. Jemt, A. Wennerberg, C. Berggren, and M. Brycke, Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks, *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.*, 7(3), 2005, p 141-149, in English.

22. A. Shirakura, H. Lee, A. Geminiani, C. Ercoli, and C. Feng, The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading, *J. Prosthet. Dent.*, 101(2), 2009, p 119-127, in English
23. P.P. Binon, The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability, *Int. J. Prosthodont.*, 9(2), 1996, p 149-160, in English
24. J.C. Fonseca, G.E. Henriques, L.C. Sobrinho, and M.F. de Góes, Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium–aluminum–vanadium copings, *Dental Materials*, 19(7), 2003, p 686–691, in English

Tabelas**Tabela 1.** ANOVA para valor de desadaptação vertical inicial dos grupos.

Variável	<i>Gl.</i>	SQ	MQ	F	<i>P</i> valor
Grupo	4	50118,690	12529,673	9,677	<0,0001
Erro	55	71209,882	1294,725		

gl, Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados

Tabela 2. Teste exato de Fisher para média (desvio padrão) do valor de desadaptação vertical (μm) inicial dos grupos I, II, III, IV e V.

Grupo	Média (DP)*
I	24,98 (4,55) ^a
II	16,49 (4,74) ^a
III	67,69 (35,95) ^b
IV	77,56 (71,67) ^b
V	4,86 (1,15) ^a

*Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ($p < 0,05$).

Tabela 3. ANOVA para valor de desadaptação vertical final dos grupos.

Variável	<i>Gl.</i>	SQ	MQ	F	<i>P</i> valor
Grupo	4	8740,619	2185,155	18,264	<0,0001
Erro	55	6580,215	119,640		

gl, Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados

Tabela 4. Teste exato de Fisher para média (desvio padrão) do valor de desadaptação vertical (μm) final dos grupos I, II, III, IV e V.

Grupo	Média (DP)*
I	18,78 (5,21) ^{a,c}
II	14,43 (9,05) ^a
III	38,38 (10,33) ^b
IV	26,77 (19,51) ^c
V	2,33 (1,37) ^d

*Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ($p < 0,05$).

Tabela 5. Teste T-Student para as médias (desvio padrão) de desadaptação vertical (μm) inicial e final dos grupos I, II, III, IV e V.

Grupos	Média desadaptação vertical inicial (DP)	Média desadaptação vertical final (DP)	Média das diferenças (DP)	T	P valor
I	24,98 (4,55)	18,78 (5,21)	6,20 (5,64)	3,8095	0,0014
II	16,49 (4,74)	14,43 (9,05)	2,06 (7,94)	0,9000	0,1937
III	67,69 (35,95)	38,38 (10,33)	29,31 (29,34)	3,4609	0,0027
IV	77,56 (71,67)	26,77 (19,51)	50,79 (57,73)	3,0476	0,0055
V	4,86 (1,15)	2,33 (1,37)	2,53 (1,34)	6,5696	<0,0001

Tabela 6. Teste T-Student para as médias (desvio padrão) de destorque (Ncm) inicial e final dos grupos I, II, III, IV e V.

Grupos	Média destorque inicial (Ncm)	Média destorque final (Ncm)	Média das diferenças (DP)	T	P valor
I	23,9 (0,91)	23,2 (2,44)	0,7 (2,18)	1,1786	0,1317
II	24,1 (1,34)	23,8 (1,56)	0,3 (1,00)	1,3562	0,1011
III	21,4 (1,78)	22,1 (1,86)	-0,7 (1,75)	-1,4854	0,0827
IV	23,2 (1,33)	23,6 (1,30)	-0,4 (0,67)	-2,2902	0,0213
V	21,9 (2,68)	21,7 (2,02)	0,2 (2,76)	0,2548	0,4018

Tabela 7. Correlação linear de Pearson entre as médias (desvio padrão) iniciais de destorque (Ncm) e desadaptação vertical (μm) dos grupos I, II, III, IV e V.

Grupos	Destorque (DP)	Desadaptação (DP)	r	P
I	23,9 (0,91)	24,98 (4,55)	-0,2203	0,7217
II	24,1 (1,34)	16,49 (4,74)		
III	21,4 (1,78)	67,69 (35,95)		
IV	23,2 (1,33)	77,56 (71,67)		
V	21,9 (2,68)	4,86 (1,15)		

Tabela 8. Correlação linear de Pearson entre as médias (desvio padrão) finais de destorque (Ncm) e desadaptação vertical (μm) dos grupos I, II, III, IV e V.

Grupos	Destorque (DP)	Desadaptação (DP)	R	P
I	23,2 (2,44)	18,78 (5,21)	0,1169	0,8515
II	23,8 (1,56)	14,43 (9,05)		
III	22,1 (1,86)	38,38 (10,33)		
IV	23,6 (1,30)	26,77 (19,51)		
V	21,7 (2,02)	2,33 (1,37)		

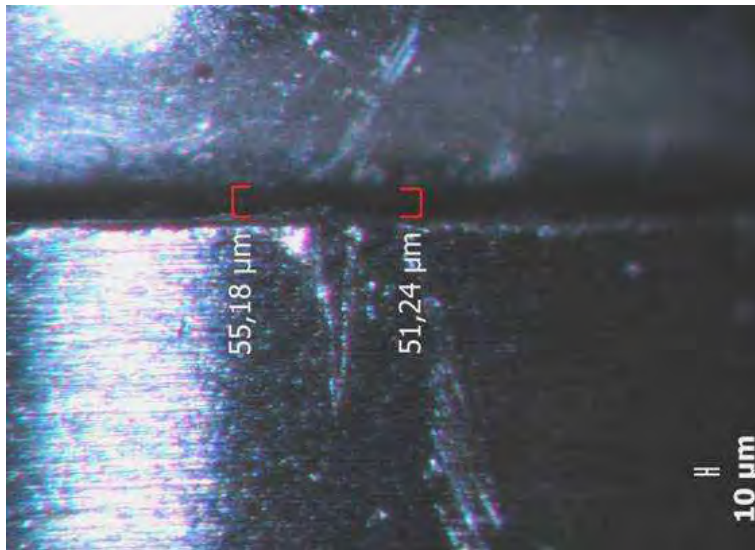
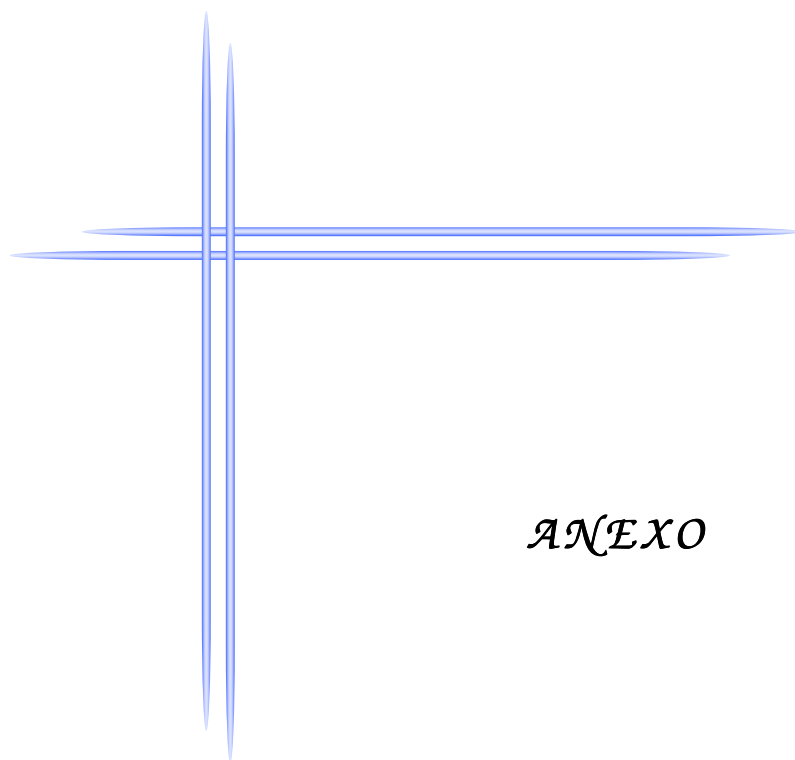
Figuras

Fig. 1. Mensuração da desadaptação vertical na interface pilar-implante de um corpo-de-prova do grupo III.



Fig. 2. Medidor analógico de torque e corpo-de-prova posicionados em um dispositivo para aplicação do torque de inserção e mensuração de destorque.



ANEXO

Anexo A. Materiais e Métodos

A1. Formação dos grupos de estudo

Os grupos de estudo foram caracterizados de acordo com o tipo de pilar utilizado bem como o material de recobrimento estético aplicado para obtenção das coroas implanto-suportadas.

Pilares do tipo Gold UCLA fundidos em liga de ouro receberam aplicação de cerâmica para obtenção das coroas metalocerâmicas do grupo I e aplicação de resina para obtenção das coroas metaloplásticas do grupo II. Já pilares calcináveis do tipo UCLA fundidos em titânio puro grau 2 receberam aplicação de cerâmica para obtenção das coroas metalocerâmicas do grupo III e aplicação de resina para obtenção das coroas metaloplásticas do grupo IV. As coroas do grupo V foram confeccionadas a partir de pilar de zircônica obtido pelo sistema CAD/CAM (*computer-aided design/computer-aided manufacturing*) seguido da aplicação de cerâmica (tabela 1).

Tabela 1. Divisão dos grupos.

GRUPOS	Pilar utilizado	Liga para fundição	Recobrimento estético
I	Gold UCLA	Liga de ouro	Cerâmica
II	Gold UCLA	Liga de ouro	Resina fotopolimerizável
III	UCLA	Liga de titânio	Cerâmica
IV	UCLA	Liga de titânio	Resina fotopolimerizável
V	Zircônia	---	Cerâmica

A2. Obtenção dos corpos-de-prova

Sessenta implantes osseointegráveis de hexágono externo (3,75mm de diâmetro, 15,0mm de comprimento, plataforma de 4,1mm) (OSSEOTITE Implant, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável (Jet; Artigos Odontológicos Clássico Ltd., São Paulo, SP, Brasil) no interior de um cilindro de PVC (Polibol Ind. e Com. de Mangueiras Ltda, Cascavel, PR, Brasil) para posicionamento no nicho do equipamento de ciclagem mecânica.

Os implantes foram embutidos perpendicularmente ao plano horizontal através de uma matriz metálica confeccionada a fim de padronizar o processo de embutimento (Figura 1).



Figura 1. Matriz metálica para embutimento do implante em resina acrílica no interior de um cilindro de PVC.

O recobrimento com resina acrílica autopolimerizável (Duralay; Reliance Dental MFG Company, Worth, IL, USA) dos padrões para fundição dos grupos I, II, III e IV foi padronizado através de uma matriz metálica (Figuras 2 e 3) para que as infra-estruturas apresentassem formato tronco-cônico com 6,5mm em altura e 5,0mm no maior diâmetro após a fundição com as respectivas ligas. Além disso, todos os padrões apresentaram um bisel com 30° de inclinação na superfície oclusal (Figura 4).



Figura 2. Matriz metálica para padronização da aplicação de resina acrílica autopolimerizável aos padrões para fundição dos grupos I, II, III e IV.



Figura 3. Aplicação de resina acrílica autopolimerizável sobre padrão para fundição posicionado na matriz metálica.

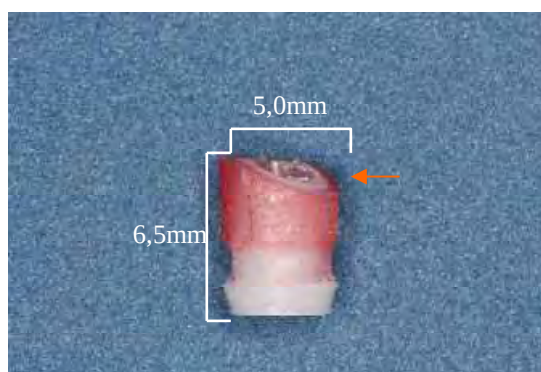


Figura 4. Padrão para fundição do pilar UCLA revestido por resina acrílica autopolimerizável em formato tronco-cônico com 6,5mm em altura e 5,0mm no maior diâmetro, apresentando bisel oclusal com 30° de inclinação indicado pela seta.

Tais dimensões foram determinadas para que, após a aplicação do material de recobrimento estético em espessura de 1,5mm, as coroas apresentassem formato tronco-cônico com 8,0mm em altura e 8,0mm no maior diâmetro (Binon, 1996) mantendo o bisel com 30° de inclinação na superfície oclusal. O bisel foi criado para aplicação de carregamento vertical durante a ciclagem mecânica visto que os implantes e os pilares para aplicação de carga do equipamento eletromecânico estavam dispostos perpendicularmente ao plano horizontal.

Os padrões dos grupos I e II foram incluídos em material de revestimento fosfatado para fundição em liga de ouro (Revestimento Gilvest HS, Servo Dental do Brasil, São Paulo, SP, Brasil) espatulado mecanicamente a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil) e vertido no interior do anel de fundição sob vibração constante (Knebel Produtos Dentários Ltda, Porto Alegre, RS, Brasil).

Após 20 minutos para presa do material, o conjunto foi mantido em forno (Forno EDG 3000, EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos, SP, Brasil) até atingir a temperatura de 850°C e, em seguida, posicionado em centrífuga para fundição em liga de ouro a 1250°C (Figura 5).



Figura 5. Fundição em liga de ouro de pilar Gold UCLA dos grupos I e II.

Após o resfriamento, as infra-estruturas fundidas em liga de ouro cerâmico (Gold Ceramic, CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) foram submetidas ao processo de acabamento brocas à base de óxido de alumínio (Pedra Ninja, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) seguido de jateamento com óxido de alumínio 50 microns (Elfusa Geral de Eletrofusão Ltda, São João da Boa

Vista, SP, Brasil) em jateador (Basic Quattro, Renfert, Hilzingen, Alemanha). (Figura 6).



Figura 6. Pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro cerâmico após jateamento com óxido de alumínio.

No grupo I, as infra-estruturas foram mantidas em forno (Wizard, Jelrus International, Melville, New York, EUA) a 90°C durante 9 minutos previamente à aplicação de porcelana de média fusão (Compact Ceramic System/Carmen, Dentauro, Ispringen, Alemanha), totalizando 5 ciclos de queima considerando as fases de aplicação de duas camadas de opaco em pasta (Flash paste opaque - Carmen ceramic system, Dentauro, Ispringen, Alemanha) e opaco em pó (Flash opaque-Carmen ceramic system, Dentauro, Ispringen, Alemanha), duas camadas de porcelana (CCS - Compact Ceramic System, Dentauro, Ispringen, Alemanha) e glaze (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha), de acordo com as instruções do fabricante (Figura 7).

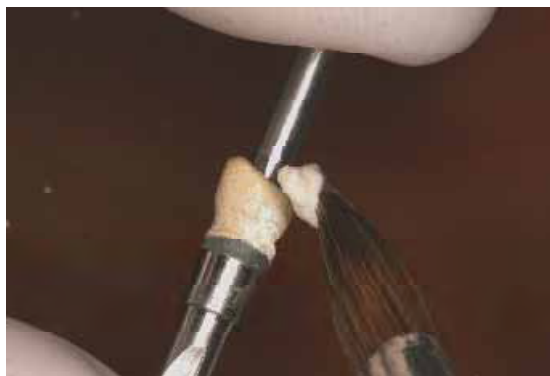


Figura 7. Aplicação de porcelana sobre pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro cerâmico do grupo I.

Já no grupo II, foram realizadas retenções mecânicas com discos de corte (Disco Ninja Gold, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) nas infra-estruturas fundidas em liga de ouro cerâmico (Figura 8) para posterior aplicação de resina fotopolimerizável (VitaVM LC, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha) (Figura 9). Inicialmente, foi aplicado *opaque primer* (Epicord, Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão) seguido da aplicação do opaco (VitaVM LC opaque, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha). As infra-estruturas foram mantidas a aproximadamente 400°C (Forno Vario Press 100, Zubler Geraetebau GmbH, Jungingen, Alemanha) durante 15 minutos previamente à aplicação de camadas de resina fotopolimerizável (VitaVM LC base dentine, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha) e do material de revestimento de superfície (Varnish LC, Sterngold Dental, LLC, Alteboro, EUA). Todas as coroas foram submetidas a um ciclo de polimerização final de 180 segundos (Fotopolimerizador modelo UniXS, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha) de acordo com as instruções do fabricante.



Figura 8. Pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro cerâmico com retenções para aplicação de resina fotopolimerizável.



Figura 9. Aplicação de resina fotopolimerizável sobre pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro cerâmico do grupo II.

Os padrões dos grupos III e IV foram incluídos em material de revestimento específico para fundição em titânio (Rematitan Ultra, Dentauro, Ispringen, Alemanha) na proporção pó/líquido de 100g/14ml, espatulado mecanicamente a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil) e vertido no interior do anel de fundição contendo manta de lã de vidro de 1mm de espessura (Kera-Vlies, Dentauro, Ispringen, Alemanha) sob vibração constante (Knebel Produtos Dentários Ltda, Porto Alegre, RS, Brasil).

O conjunto permaneceu no interior de um forno (Forno EDG 3000, EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos, SP, Brasil) até atingir temperatura de 430°C. Após essa etapa, o conjunto foi posicionado em um equipamento para fundição em titânio (Rematitan autocast, Dentaurem, Ispringen, Alemanha) (Figura 10) que ocorre através da emissão de corrente elétrica em um ambiente a vácuo com presença de Argônio a fim de fundir o metal a 1668°C.



Figura 10. Equipamento para fundição em titânio (Rematitan autocast) de pilar do tipo UCLA dos grupos III e IV.

Após o resfriamento, as infra-estruturas fundidas em titânio puro grau 2 (Realum Ind. e Com. de Metais Puros e Ligas Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foram submetidas ao processo de acabamento com brocas à base de óxido de alumínio (Pedra Ninja, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) seguido de jateamento com óxido de alumínio 80 microns (Elfusa Geral de Eletrofusão Ltda, São João da Boa Vista, SP, Brasil) em jateador (Multijet I, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 11).

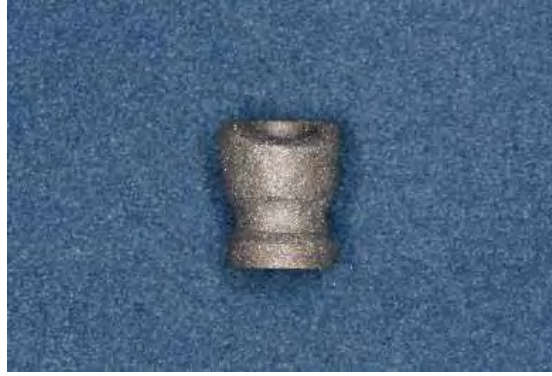


Figura 11. Pilar do tipo UCLA fundido em titânio puro grau 2 após jateamento com óxido de alumínio.

No grupo III, foi realizada aplicação de porcelana de baixa fusão (Triceram-Titanium Ceramics, Dentauro, Ispringen, Alemanha) totalizando 5 ciclos de queima considerando as fases de aplicação de agente de união (Paste Bonder Triceram, Dentauro, Ispringen, Alemanha), opaco (Opaque Triceram, Dentauro, Ispringen, Alemanha), duas camadas de porcelana (Dentine opaque A4 Triceram-Titanium Ceramics, Dentauro, Ispringen, Alemanha) e glaze (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha), de acordo com as instruções do fabricante.

Já no grupo IV, foram realizadas retenções mecânicas com discos de corte (Disco Ninja Gold, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) nas infra-estruturas fundidas em titânio (Figura 12) para posterior aplicação de resina fotopolimerizável (VitaVM LC, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha), conforme descrito anteriormente para o grupo II.



Figura 12. Pilar do tipo UCLA fundido em titânio puro grau 2 com retenções para aplicação de resina fotopolimerizável.

Os materiais de recobrimento estético foram aplicados por operadores calibrados a fim de padronizar a espessura dos mesmos, sendo as dimensões finais das coroas verificadas através de um paquímetro digital (Paquímetro Digital DIGIMATIC, Mitutoyo Sul Americana Ltda, Santo Amaro, SP, Brasil) (Figuras 13 e 14).



Figura 13. Avaliação das dimensões finais das coroas com 8,0mm no maior diâmetro (A) e 8,0mm em altura (B) após aplicação dos materiais de recobrimento estético.



Figura 14. Coroas dos grupos I, II, III, IV e V, respectivamente.

As infra-estruturas em zircônia do grupo V foram obtidas através do *scaneamento* de uma infra-estrutura do grupo II pelo sistema CAD/CAM (Procera Scanner Mod 50, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia) (Figuras 15 e 16) sendo os dados transportados ao *software* Procera (Procera software 2.2, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia).



Figura 15. Equipamento para *scaneamento* (Procera Scanner Mod 50) de infra-estrutura metálica a fim de reproduzir as dimensões das infra-estruturas do grupo V.



Figura 16. *Scaneamento* de infra-estrutura metálica no Procera Scanner Mod 50.

As infra-estruturas em zircônia (Figura 17) foram submetidas à aplicação de porcelana de baixa fusão com aplicação de duas camadas de porcelana (Dentine opaque A4 Triceram-Titanium Ceramics, Dentaurum, Ispringen, Alemanha) e glaze (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Alemanha), de acordo com as instruções do fabricante (Figura 18).



Figura 17. Infra-estrutura em zircônia do grupo V obtida pelo sistema CAD/CAM.



Figura 18. Coroa do grupo V obtida com infra-estrutura em zircônia e recobrimento com cerâmica.

A3. Mensuração do destorque

Um dispositivo para posicionamento do medidor analógico de torque foi desenvolvido a fim de padronizar os procedimentos de aplicação de torque e mensuração de destorque inerentes à metodologia do estudo. Tal dispositivo é constituído por base na qual se adapta um posicionador para o corpo-de-prova durante as leituras, haste vertical e haste horizontal contendo um suporte para o medidor analógico de torque (Figura 19).

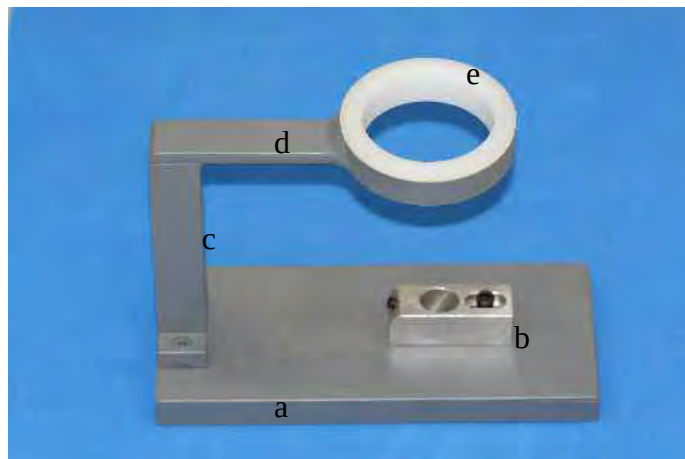


Figura 19. Dispositivo para posicionamento do medidor analógico de torque: a) base, b) posicionador do corpo-de-prova, c) haste vertical, d) haste horizontal, e) suporte do medidor analógico de torque.

Esse suporte contém uma bucha de nylon em seu interior a fim de permitir a livre movimentação nos sentidos horário e anti-horário da porção superior do medidor analógico de torque. De acordo com este dispositivo foi possível posicionar o implante perpendicularmente ao plano horizontal e a chave para aplicação do torque paralelamente ao longo eixo do implante (Figura 20).



Figura 20. Medidor analógico de torque e corpo-de-prova posicionados para aplicação de torque/mensuração de destorque. Evidenciada pela seta, a bucha de nylon do dispositivo que permite movimentação da porção superior do torquímetro.

Para aplicação de torque, os corpos-de prova foram posicionados no dispositivo e realizado, inicialmente, um aperto manual do parafuso de retenção através de uma chave quadrada até contato inicial entre a base do pilar e a plataforma do implante. Posteriormente, o medidor analógico de torque foi posicionado no mesmo dispositivo e acionado em sentido horário para aplicação de torque de inserção de 35Ncm, conforme as instruções do fabricante do parafuso de retenção.

Para mensuração do destorque, o medidor analógico de torque foi acionado em sentido anti-horário até a liberação do parafuso de retenção, permitindo a verificação do valor de torque utilizado para desrosqueamento.

A4. Ciclagem mecânica

Para realização da etapa de ciclagem mecânica, as coroas adaptadas aos implantes por meio de parafuso de retenção com torque de inserção de 35Ncm foram posicionadas nos nichos do equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 21).



Figura 21. Equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga para realização da etapa de ciclagem mecânica.

O equipamento foi calibrado a fim de aplicar um carregamento vertical dinâmico de 50N sobre o bisel com 30° de inclinação na região oclusal de cada coroa a uma frequência de 2Hz.

A fixação dos corpos-de-prova aos nichos do equipamento foi reforçada com cola de silicone a fim de reduzir a movimentação dos mesmos durante a ciclagem.

Durante a etapa de ciclagem mecânica, os corpos-de-prova ficaram imersos em água destilada a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ de acordo com características inerentes ao equipamento.

A cada 1×10^6 ciclos, o equipamento foi recalibrado por um mesmo operador a fim de verificar o valor de carga a ser aplicado sobre cada corpo-de-prova.

A5. Mensuração da desadaptação vertical

Os corpos-de-prova foram submetidos à mensuração da desadaptação vertical na interface pilar-implante através de estereomicroscopia (Estereomicroscópio Stemi SV-11, Zeiss, Alemanha) em um aumento de 66 vezes (Figura 22).



Figura 22. Estereomicroscópio com câmera digital acoplada.

Todas as coroas foram adaptadas a um mesmo implante de hexágono externo (3,75mm de diâmetro, 15,0mm de comprimento, plataforma de 4,1mm) (OSSEOTITE Implant, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) por meio de parafuso de retenção de ouro (Parafuso Gold-Tite quadrado, Biomet 3i Inc., Palm Beach Gardens, FL, EUA) com aplicação de torque de 5N/cm a fim de

promover apenas a estabilização da coroa ao implante. Uma câmera digital (PowerShot A640, CANON, Japão) acoplada ao microscópio óptico foi utilizada para capturar imagens da interface pilar-implante (Figura 23).

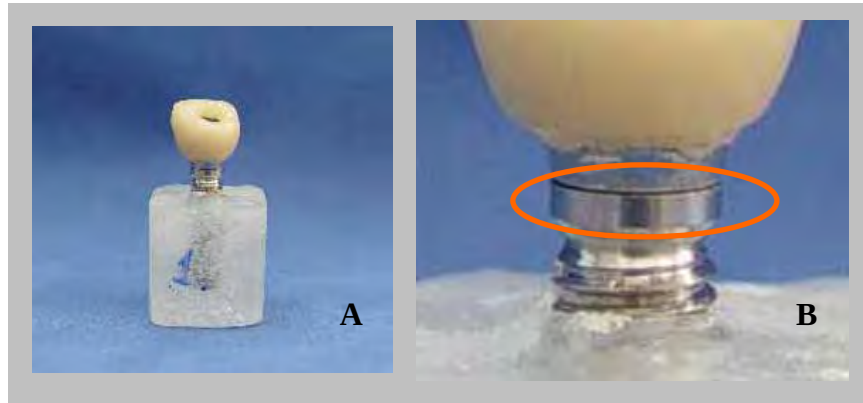


Figura 23. Coroa adaptada a implante (A) para mensuração da desadaptação vertical na interface pilar-implante evidenciada pela elipse (B).

As imagens foram transportadas ao *software* de processamento de imagem digital (Software AxioVision, Zeiss, Alemanha) para realização de 2 mensurações da distância entre as superfícies do pilar e do implante em cada uma das 4 faces (vestibular, mesial, lingual e distal), totalizando 8 mensurações para cada coroa (Figura 24).

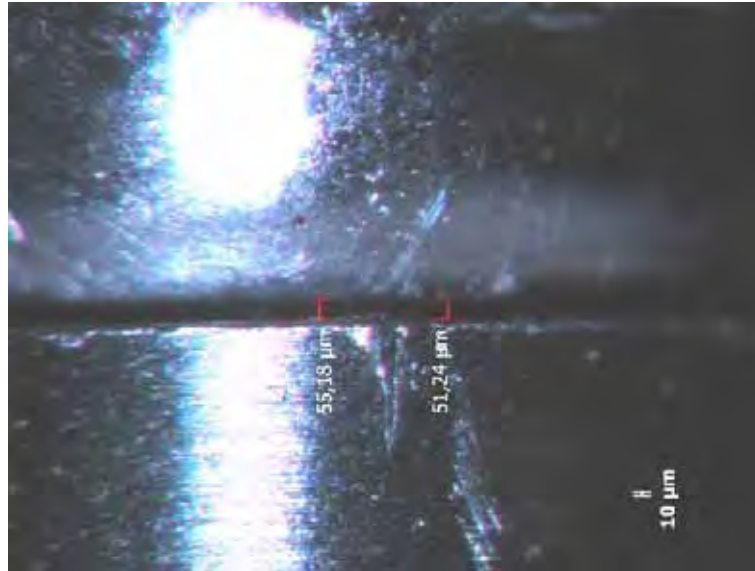


Figura 24. Imagem obtida através de estereomicroscopia e mensuração da desadaptação vertical na interface pilar-implante de um corpo-de-prova do grupo III.

As mensurações foram realizadas por um mesmo operador calibrado e na mesma região em cada uma das 4 faces de acordo com demarcações realizadas na superfície do implante.

As mensurações de desadaptação vertical foram realizadas inicialmente e ao final do período de 1×10^6 ciclos.

A6. Microscopia eletrônica de varredura

Duas coroas de cada grupo foram utilizadas para obtenção de fotomicrografias da região do hexágono dos pilares através de microscópio eletrônico de varredura (JEOL-JSM-7401F – Field Emission Electron Microscope, JEOL Ltd., Tóquio, Japão).

Os corpos-de-prova que apresentaram a maior e menor média de desadaptação vertical inicial de cada grupo foram selecionados para a avaliação.

As imagens foram obtidas em aumentos de 25X e 50X.

Os corpos-de-prova foram submetidos à microscopia antes (Figuras 25 a 29) e após (Figuras 30 a 34) a realização de ciclagem mecânica.

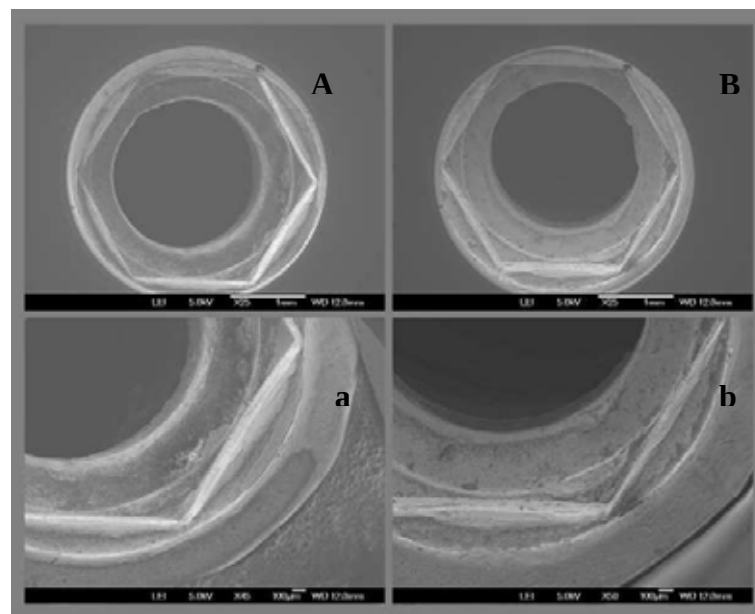


Figura 25. MEV do hexágono de coroas do grupo I apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.

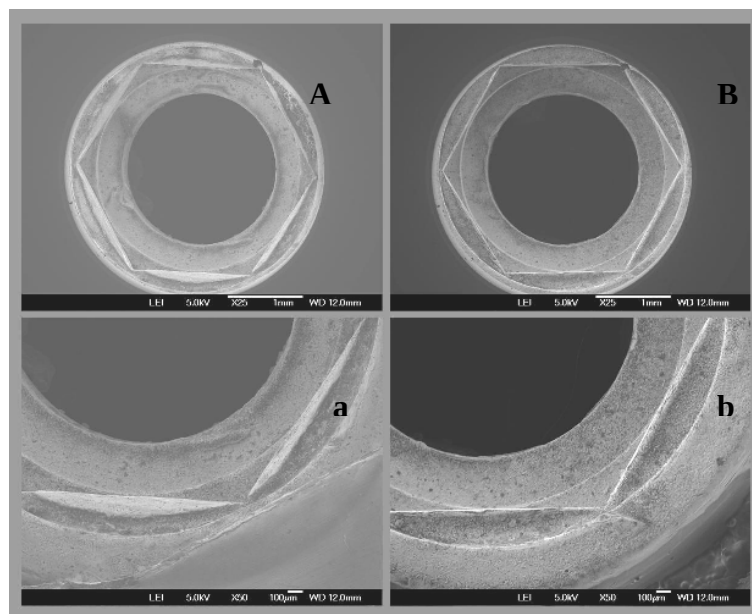


Figura 26. MEV do hexágono de coroas do grupo II apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.

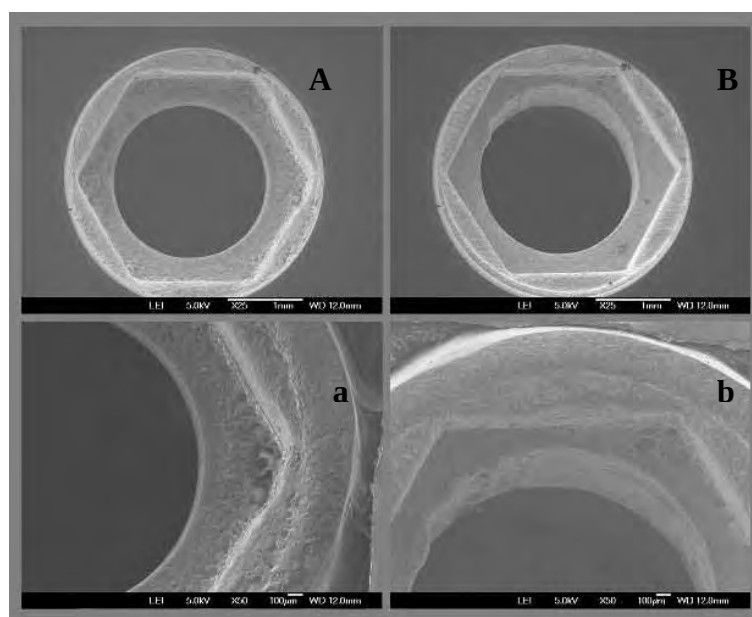


Figura 27. MEV do hexágono de coroas do grupo III apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.

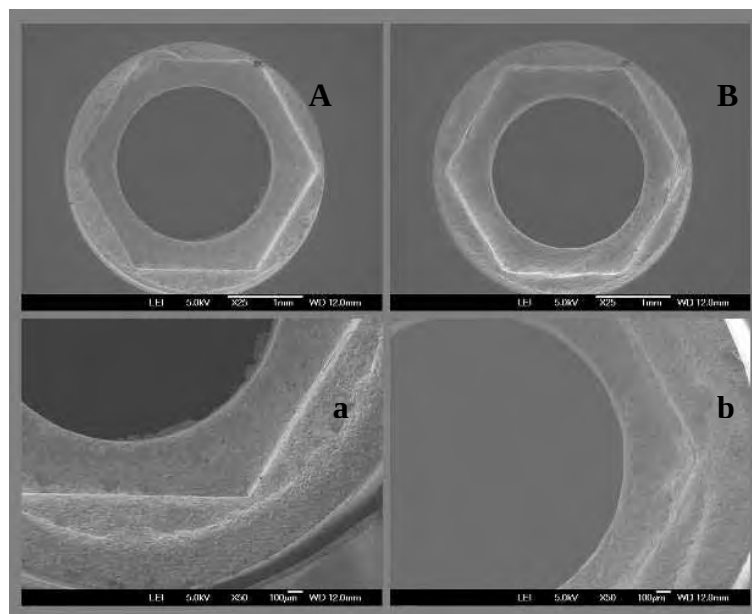


Figura 28. MEV do hexágono de coroas do grupo IV apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.

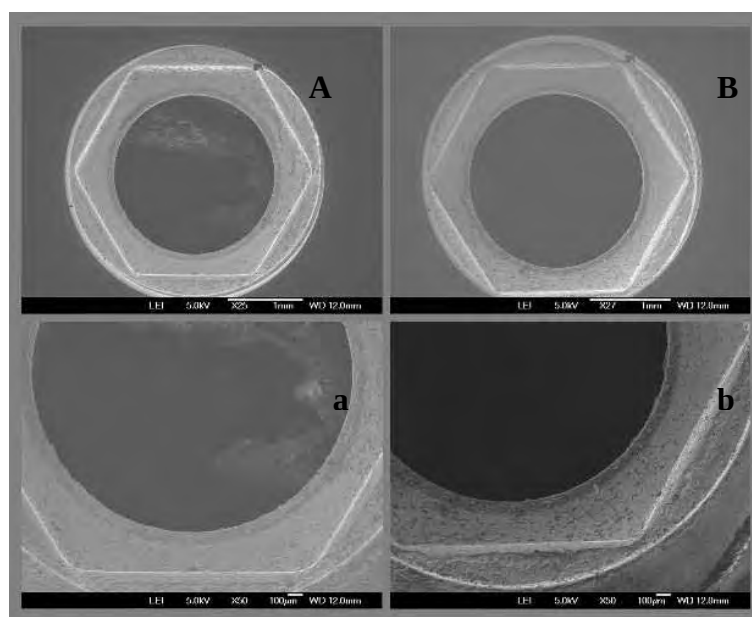


Figura 29. MEV do hexágono de coroas do grupo V apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) antes da ciclagem mecânica.

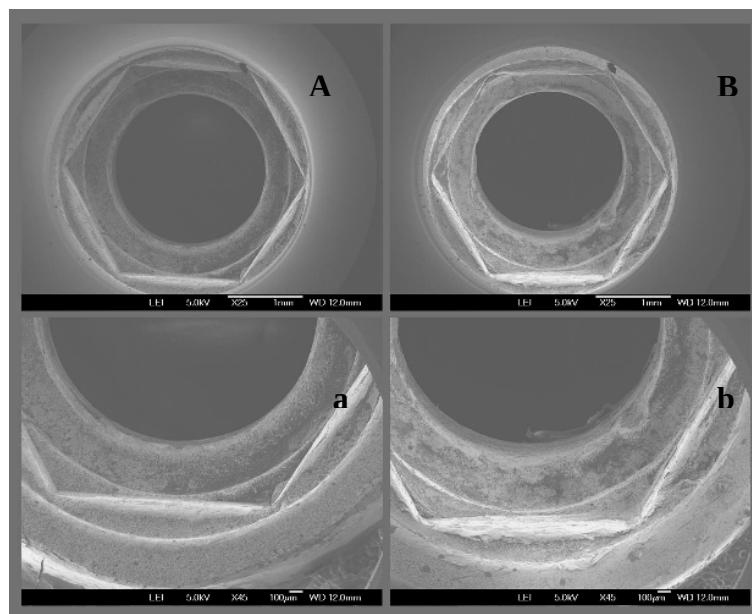


Figura 30. MEV do hexágono de coroas do grupo I apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem mecânica.

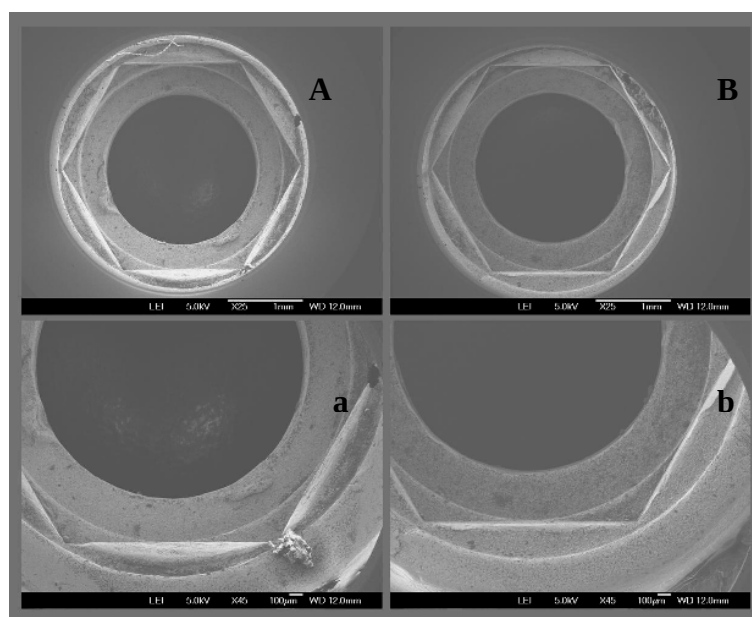


Figura 31. MEV do hexágono de coroas do grupo II apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem mecânica.

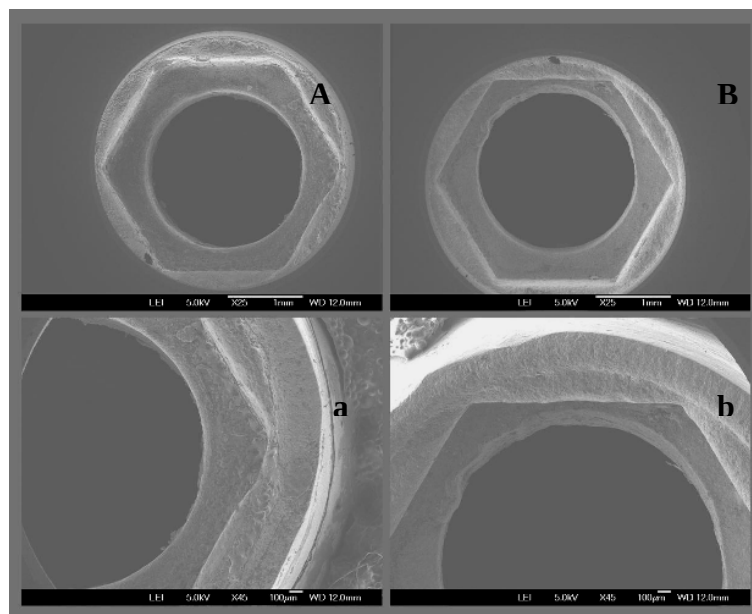


Figura 32. MEV do hexágono de coroas do grupo III apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem mecânica.

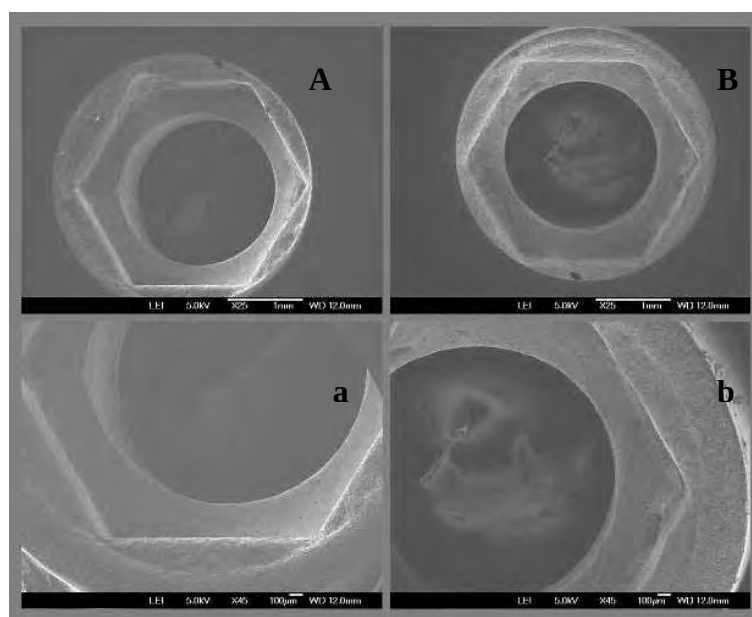


Figura 33. MEV do hexágono de coroas do grupo IV apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem mecânica.

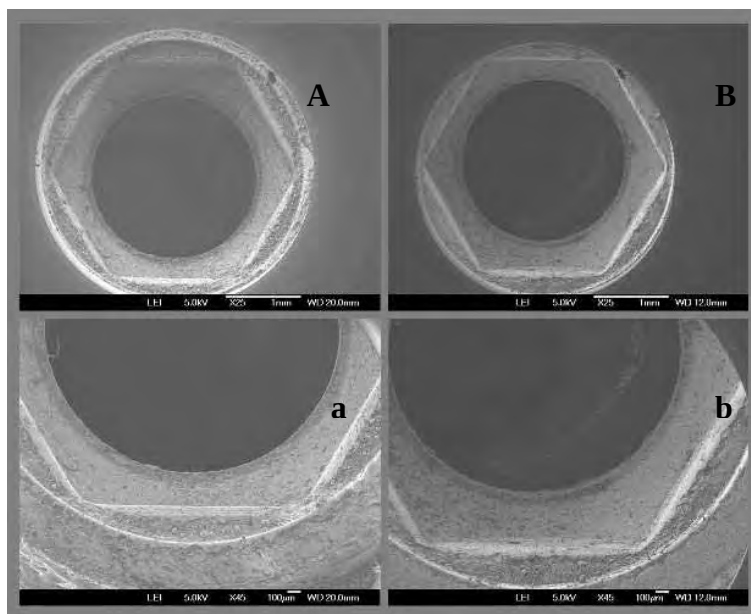


Figura 34. MEV do hexágono de coroas do grupo V apresentando menor (A, a) e maior (B, b) média de desadaptação vertical em aumento de 25X (A, B) e 50X (a, b) após ciclagem mecânica.

Anexo B. Resultados Detalhados

B1. Mensuração do destorque

Tabela 2. Valores de destorque iniciais (Ncm) de cada corpo-de-prova dos grupos I, II, III, IV e V.

CP	Grupo I		Grupo II		Grupo III		Grupo IV		Grupo V	
	1ªmed	2ªmed	1ªmed	2ªmed	1ªmed	2ªmed	1ªmed	2ªmed	1ªmed	2ªmed
1	24,5	25,0	25,0	25,0	21,5	21,5	23,0	25,0	23,0	24,5
2	23,0	24,0	25,5	24,5	25,5	24,5	25,5	25,5	26,0	25,5
3	24,0	23,5	24,5	23,5	20,5	22,5	24,0	24,0	21,5	21,5
4	23,5	21,0	25,0	24,5	23,5	24,0	23,0	23,0	23,0	20,0
5	24,5	24,0	24,0	23,5	22,0	23,5	22,5	22,5	23,5	24,0
6	22,5	23,0	22,5	21,0	20,0	21,0	20,5	20,5	24,5	24,5
7	25,0	25,0	24,5	25,0	22,0	21,5	22,0	24,0	17,0	16,5
8	23,0	23,5	24,5	25,0	19,0	19,5	25,0	24,0	20,0	19,0
9	25,0	24,0	24,5	24,5	20,5	21,5	23,0	23,0	17,5	18,5
10	25,0	25,0	26,0	25,5	20,0	21,5	21,0	22,0	22,0	25,0
11	24,5	25,0	24,0	25,0	19,0	19,0	23,5	24,0	22,0	22,5
12	23,5	23,5	22,0	20,5	20,0	19,5	22,5	24,0	21,9	21,9

CP: corpo-de-prova; 1ªmed: 1ª mensuração de destorque; 2ªmed: 2ª mensuração de destorque

Tabela 3. Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo I.

CP	Períodos de ciclagem									
	1x10 ⁵	2 x10 ⁵	3 x10 ⁵	4 x10 ⁵	5 x10 ⁵	6 x10 ⁵	7 x10 ⁵	8 x10 ⁵	9 x10 ⁵	1 x10 ⁶
1	24,5	24,5	25,0	24,0	24,0	24,0	24,0	24,5	24,5	24,0
2	24,5	23,5	23,5	24,0	25,5	26,0	25,5	24,5	24,5	23,0
3	25,0	24,0	23,5	24,5	25,5	23,0	24,5	24,0	24,5	24,5
4	19,0	17,5	17,0	16,5	16,5	15,5	16,0	16,0	15,5	16,0
5	24,5	24,5	24,5	24,5	24,0	24,5	25,0	24,0	24,5	25,0
6	20,0	22,5	23,0	22,0	22,5	22,5	22,5	21,5	22,5	22,5
7	24,0	25,0	24,0	24,0	24,5	24,0	24,0	24,5	24,5	24,0
8	22,0	24,5	25,5	25,0	25,0	25,5	24,5	24,5	24,5	24,5
9	24,5	23,5	23,5	24,0	23,5	24,0	23,5	24,5	24,0	25,0
10	23,5	21,5	21,5	21,0	20,0	20,0	19,0	19,5	19,5	19,0
11	24,0	24,5	24,0	25,5	24,5	22,5	23,5	23,5	26,0	24,0
12	23,5	24,0	25,5	24,5	25,0	24,5	25,0	25,5	24,5	24,5

CP: corpo-de-prova; 1^amed: 1^a mensuração de destorque; 2^amed: 2^a mensuração de destorque

Tabela 4. Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo II.

CP	Períodos de ciclagem									
	1x10 ⁵	2 x10 ⁵	3 x10 ⁵	4 x10 ⁵	5 x10 ⁵	6 x10 ⁵	7 x10 ⁵	8 x10 ⁵	9 x10 ⁵	1 x10 ⁶
1	25,0	24,0	24,0	23,5	23,5	24,0	23,5	24,5	24,5	24,0
2	22,5	24,5	24,5	23,0	24,0	23,5	22,5	23,0	23,0	23,5
3	23,5	25,0	24,5	24,0	23,5	24,5	24,0	23,0	24,5	24,5
4	22,5	25,0	25,0	25,0	24,5	25,0	25,0	24,0	23,0	23,0
5	24,5	24,5	25,0	25,0	25,0	25,0	25,0	25,5	25,0	25,0
6	22,5	23,0	23,0	24,5	22,5	21,5	22,5	22,5	23,0	23,5
7	25,0	24,0	23,5	25,5	23,5	24,5	24,5	25,0	24,0	24,5
8	23,5	24,0	24,0	24,0	24,5	24,5	24,5	25,0	25,0	25,0
9	24,0	25,0	25,5	25,0	24,5	24,5	24,5	24,0	25,0	25,0
10	24,5	25,0	23,5	24,5	24,5	25,0	24,5	24,5	24,5	24,0
11	24,0	25,0	25,0	25,0	25,0	24,0	23,5	24,0	25,5	23,5
12	21,0	21,0	20,5	20,0	18,5	18,5	19,0	17,5	18,5	17,0

CP: corpo-de-prova; 1^amed: 1^a mensuração de destorque; 2^amed: 2^a mensuração de destorque

Tabela 5. Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo III.

CP	Períodos de ciclagem									
	1x10 ⁵	2 x10 ⁵	3 x10 ⁵	4 x10 ⁵	5 x10 ⁵	6 x10 ⁵	7 x10 ⁵	8 x10 ⁵	9 x10 ⁵	1 x10 ⁶
1	20,0	22,0	22,0	22,0	22,5	22,0	21,5	22,0	24,0	24,0
2	24,5	25,5	25,0	26,0	26,5	26,0	26,5	26,5	24,5	26,0
3	20,0	21,5	21,5	20,5	21,0	21,0	21,5	21,5	21,5	22,0
4	20,0	23,0	23,0	23,0	22,5	22,5	22,0	23,5	23,0	24,0
5	21,0	23,0	24,0	22,5	23,0	24,0	24,0	24,5	25,0	25,0
6	19,5	21,0	21,0	19,5	19,5	21,0	20,0	20,5	20,5	20,0
7	19,0	21,0	20,5	19,5	19,5	21,5	20,5	20,5	20,0	20,5
8	18,0	20,0	19,5	19,5	20,5	21,5	22,0	22,5	23,0	23,0
9	20,0	21,5	21,5	21,5	22,5	24,0	24,0	23,0	24,0	23,0
10	19,5	21,0	21,5	22,0	21,5	21,0	19,5	20,0	21,0	21,0
11	19,0	21,0	21,0	21,0	20,5	20,0	18,5	20,0	21,5	21,0
12	25,0	24,5	24,5	26,0	26,5	24,5	24,5	26,0	25,5	23,5

CP: corpo-de-prova; 1^amed: 1^a mensuração de destorque; 2^amed: 2^a mensuração de destorque

Tabela 6. Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo IV.

CP	Períodos de ciclagem									
	1x10 ⁵	2 x10 ⁵	3 x10 ⁵	4 x10 ⁵	5 x10 ⁵	6 x10 ⁵	7 x10 ⁵	8 x10 ⁵	9 x10 ⁵	1 x10 ⁶
1	23,0	24,0	24,0	24,0	24,0	24,0	24,5	24,5	24,5	24,5
2	26,0	25,0	25,5	25,0	24,5	24,5	25,5	26,5	25,5	26,0
3	23,0	25,0	24,5	25,0	25,5	24,5	24,5	25,0	24,5	24,5
4	21,0	22,5	23,0	23,5	23,0	22,0	23,0	22,5	23,5	23,5
5	20,0	22,0	21,5	22,0	22,5	22,5	23,0	22,5	23,0	22,5
6	19,5	20,0	19,5	20,0	20,5	21,0	21,0	21,5	22,0	22,5
7	23,0	23,0	24,0	24,0	25,0	25,0	24,5	24,5	25,5	25,0
8	23,0	24,5	24,5	25,0	25,5	24,5	24,5	23,5	25,0	24,5
9	22,5	21,5	23,0	23,5	23,0	23,5	23,5	22,5	23,0	23,5
10	18,5	21,5	22,5	23,5	24,5	25,0	24,0	24,5	24,0	24,5
11	22,5	25,0	25,5	25,0	24,5	24,5	24,5	25,0	24,5	24,5
12	21,5	23,5	24,0	24,0	25,0	25,0	24,5	25,5	24,0	24,5

CP: corpo-de-prova; 1^amed: 1^a mensuração de destorque; 2^amed: 2^a mensuração de destorque

Tabela 7. Valores de destorque (Ncm) após cada período de ciclagem para cada corpo-de-prova do grupo V.

CP	Períodos de ciclagem									
	1x10 ⁵	2 x10 ⁵	3 x10 ⁵	4 x10 ⁵	5 x10 ⁵	6 x10 ⁵	7 x10 ⁵	8 x10 ⁵	9 x10 ⁵	1 x10 ⁶
1	23,5	18,5	20,0	20,5	21,0	22,0	21,5	21,0	21,0	21,0
2	23,0	24,0	22,0	19,0	21,5	25,5	23,5	24,0	22,0	20,0
3	22,0	25,5	26,0	13,0	16,0	19,0	18,0	20,0	15,0	16,0
4	17,5	21,5	21,5	19,0	20,0	21,0	21,5	20,5	21,0	19,5
5	25,0	23,5	24,5	15,5	18,0	18,5	19,0	17,5	17,0	18,5
6	25,5	24,5	25,5	24,0	24,5	23,5	23,5	23,5	24,5	23,5
7	15,5	20,5	20,0	19,5	20,0	22,5	21,5	21,0	21,5	20,0
8	17,5	19,0	19,0	21,5	20,0	21,0	20,0	20,5	20,0	19,5
9	19,5	20,5	21,0	23,5	22,5	24,5	25,0	24,5	22,6	22,6
10	24,0	25,5	25,0	24,5	25,5	25,5	24,5	25,5	26,0	25,0
11	25,0	24,0	25,0	24,5	23,5	22,5	24,0	23,5	25,0	24,5
12	21,7	21,7	21,7	21,7	21,7	21,7	21,7	21,7	21,7	21,7

CP: corpo-de-prova; 1ªmed: 1ª mensuração de destorque; 2ªmed: 2ª mensuração de destorque

B2. Mensuração da desadaptação vertical

Tabela 8. Valores de desadaptação vertical (µm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo I.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2
1	14,08	15,20	20,83	22,52	17,45	29,28	16,89	15,20
2	28,72	30,41	27,03	24,77	36,04	23,09	34,35	36,04
3	19,14	17,45	23,09	20,83	13,51	12,95	27,03	24,77
4	14,64	13,51	23,09	20,83	16,89	21,40	18,58	20,83
5	16,33	18,89	36,04	35,74	28,72	39,98	24,77	24,21
6	37,73	38,29	15,20	13,51	30,41	26,46	28,15	30,41
7	24,21	24,77	37,73	33,78	11,82	19,14	36,04	28,15
8	26,46	30,41	32,09	28,72	24,77	23,09	18,58	20,27
9	24,21	22,52	17,45	13,51	34,35	30,41	11,26	15,20
10	28,15	30,41	13,51	11,26	41,67	41,67	47,30	39,98
11	36,04	32,09	30,41	33,78	30,41	28,15	16,89	20,83
12	28,15	18,58	19,14	16,89	34,35	28,15	15,20	20,83

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Tabela 9. Valores de desadaptação vertical (μm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo II.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2
1	15,20	15,20	30,41	28,16	35,47	30,41	7,88	9,57
2	20,83	15,20	11,26	9,57	15,20	16,89	15,20	11,82
3	11,26	9,57	15,20	15,20	29,84	25,34	18,58	15,20
4	26,46	27,03	15,20	14,08	20,27	20,27	32,09	27,03
5	14,08	17,45	18,58	16,89	15,20	16,89	15,20	16,89
6	23,09	19,14	26,46	28,15	26,46	20,83	34,35	32,09
7	23,09	19,14	7,32	7,32	18,58	16,89	13,51	15,20
8	12,95	11,26	12,95	13,51	11,26	13,51	15,20	13,51
9	11,26	9,57	13,51	12,95	12,95	11,82	13,51	15,20
10	12,95	13,51	13,51	13,51	11,26	9,57	15,20	15,20
11	15,20	13,51	18,58	16,89	11,26	13,51	13,51	13,51
12	9,57	11,82	11,26	11,82	7,32	9,57	11,26	11,26

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Tabela 10. Valores de desadaptação vertical (μm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo III.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2
1	54,05	51,24	51,24	50,68	34,35	37,73	51,24	48,42
2	20,83	20,83	26,46	24,77	20,83	19,14	26,46	19,14
3	105,29	96,28	105,29	108,11	54,05	54,05	110,92	102,48
4	53,49	49,55	38,29	39,41	60,81	55,18	56,87	59,12
5	105,29	105,29	68,13	76,58	39,98	42,79	68,13	65,32
6	108,11	113,74	48,99	48,99	64,19	66,44	117,12	117,12
7	108,11	122,18	69,82	66,44	76,01	73,76	131,19	125,00
8	47,30	52,93	60,81	60,81	60,81	60,25	37,73	39,98
9	55,18	51,24	81,64	74,32	56,87	62,50	39,98	36,04
10	65,88	64,75	48,99	48,99	13,51	13,51	65,88	64,75
11	30,41	27,03	39,98	37,73	45,61	36,04	28,15	18,58
12	172,30	166,67	148,10	148,09	136,82	128,94	177,93	166,67

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Tabela 11. Valores de desadaptação vertical (μm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo IV.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Méd 2
1	51,24	49,55	55,18	56,87	27,03	30,41	7,88	9,57
2	9,57	9,57	7,32	9,57	7,88	7,32	15,20	11,82
3	13,51	11,26	16,89	15,20	11,26	13,51	11,26	9,57
4	7,32	9,57	5,63	7,88	24,77	26,46	17,45	19,14
5	79,95	79,39	83,33	75,45	73,76	81,64	99,10	94,59
6	110,36	117,12	128,94	125,56	132,88	132,88	117,68	121,62
7	123,31	125,56	134,57	127,25	190,88	188,06	162,16	179,62
8	11,82	9,57	13,51	12,95	12,95	11,26	9,57	11,82
9	210,59	216,22	220,16	212,84	271,40	267,45	292,23	299,55
10	112,05	113,74	88,96	79,39	76,01	78,27	112,05	100,24
11	88,96	95,16	68,13	69,82	47,30	43,92	87,27	83,33
12	108,11	119,37	32,66	33,78	15,20	13,51	125,56	96,85

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Tabela 12. Valores de desadaptação vertical (μm) inicial das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo V.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Méd 2
1	3,94	7,88	3,94	5,63	6,19	5,63	7,88	5,63
2	5,63	5,63	2,82	2,82	5,63	5,63	5,63	5,63
3	6,19	5,63	3,94	3,38	3,38	5,63	5,63	5,63
4	3,94	5,63	3,94	7,88	7,88	5,63	6,19	5,63
5	9,57	5,63	3,38	3,94	3,38	3,94	23,09	5,63
6	1,69	9,57	3,94	3,94	3,94	3,94	5,63	3,94
7	5,63	7,88	3,94	5,63	1,69	3,38	3,38	3,38
8	3,94	5,63	1,69	3,94	5,63	5,63	5,63	3,94
9	6,19	5,63	2,25	3,38	3,38	3,94	3,94	3,94
10	3,94	5,63	1,69	3,94	3,94	3,94	7,88	5,63
11	1,69	3,94	1,69	3,94	3,38	1,69	2,25	1,69
12	4,86	4,86	4,86	4,86	4,86	4,86	4,86	4,86

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Tabela 13. Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo I.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Méd 2
1	12,39	10,70	5,63	10,70	12,39	17,45	9,01	9,01
2	21,40	19,71	14,08	16,33	26,46	21,40	7,32	7,32
3	15,77	19,71	14,08	16,33	9,01	12,39	19,71	19,14
4	15,77	12,39	19,71	20,83	9,01	15,77	10,70	10,70
5	24,77	23,09	24,77	26,46	23,09	23,09	14,08	15,77
6	27,03	26,46	5,63	6,76	30,41	37,16	24,77	30,41
7	23,09	28,15	29,84	37,16	15,77	20,83	33,78	33,78
8	10,70	20,83	25,34	21,40	25,34	23,09	18,02	19,71
9	23,09	23,09	9,01	10,70	33,78	30,41	7,32	8,45
10	9,01	12,39	5,63	9,01	12,39	23,09	8,45	10,14
11	33,78	37,73	21,40	26,46	21,40	26,46	14,64	10,70
12	28,72	23,09	15,77	16,33	28,15	26,46	9,01	14,08

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Tabela 14. Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo II.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Méd 2
1	12,39	14,08	3,94	3,94	7,32	5,63	3,38	5,63
2	16,33	18,02	7,32	10,70	15,77	10,70	6,76	5,07
3	10,70	10,70	7,32	7,32	23,09	18,02	15,77	18,02
4	28,15	28,15	7,32	9,01	16,33	17,45	38,85	39,41
5	12,39	14,08	14,08	14,08	12,39	14,08	9,01	10,70
6	24,77	20,83	16,33	33,78	26,46	33,78	32,09	30,41
7	17,45	17,45	3,94	5,63	16,33	19,71	6,76	9,01
8	10,70	12,39	5,07	9,01	7,32	8,45	5,63	5,63
9	9,01	9,01	5,63	6,76	3,94	5,07	3,38	3,38
10	9,01	6,76	9,01	9,01	5,63	7,32	21,40	23,09
11	42,79	38,85	37,16	41,10	19,14	23,09	35,47	37,16
12	7,32	5,63	6,76	6,76	5,07	7,32	3,38	8,45

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Tabela 15. Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo III.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Méd 2
1	61,94	65,88	33,22	51,24	28,72	38,85	55,18	46,17
2	14,08	18,02	32,09	33,78	27,03	32,09	26,46	17,45
3	30,41	35,47	26,46	26,46	20,83	29,84	28,15	35,47
4	40,54	44,48	23,09	30,41	24,77	20,83	39,41	40,54
5	35,47	41,10	45,61	47,86	28,15	30,41	32,09	38,85
6	37,16	33,78	35,47	33,22	38,85	37,16	42,79	48,42
7	49,55	49,55	41,10	42,23	39,41	35,47	40,54	47,86
8	38,85	42,23	35,47	38,85	29,84	29,84	24,77	30,41
9	46,17	51,24	26,46	28,72	23,09	32,09	28,15	26,46
10	41,10	44,48	42,79	35,47	26,46	28,15	55,18	47,86
11	26,46	30,41	32,09	33,78	42,23	47,86	28,72	37,73
12	97,41	103,04	61,94	67,00	35,47	32,09	64,19	58,56

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Tabela 16. Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo IV.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Méd 2
1	9,01	10,70	5,07	5,07	10,70	14,08	12,39	21,40
2	12,39	16,33	5,07	8,45	10,70	15,77	19,71	20,83
3	23,09	19,14	28,72	28,15	32,09	38,85	23,09	22,52
4	24,77	28,15	21,40	23,09	15,77	19,14	12,39	12,39
5	21,40	24,77	21,40	28,15	10,70	18,02	10,70	10,70
6	17,45	23,09	39,41	32,09	61,94	61,94	26,46	32,09
7	42,79	51,80	46,17	40,54	103,04	106,42	79,95	88,40
8	10,70	12,39	26,46	31,53	10,70	15,77	14,08	15,77
9	72,65	69,26	62,50	62,50	47,86	43,92	65,88	60,25
10	14,08	16,33	12,39	15,77	7,32	12,39	10,70	10,70
11	23,09	23,09	24,77	27,03	23,09	21,40	20,83	21,40
12	14,08	15,77	10,70	9,01	10,14	12,39	10,70	10,70

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Tabela 17. Valores de desadaptação vertical (μm) final das faces vestibular, mesial, palatina e distal de cada corpo-de-prova do grupo V.

CP	Vestibular		Mesial		Palatina		Distal	
	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Med 2	Med 1	Méd 2
1	5,63	5,63	0,00	0,00	5,07	3,38	5,63	3,94
2	1,69	2,25	1,69	1,69	0,00	0,00	3,38	0,00
3	3,38	0,00	1,69	1,69	5,63	7,32	3,38	0,00
4	0,00	0,00	3,38	3,94	3,94	2,25	1,69	0,00
5	3,38	0,00	5,07	5,63	1,69	3,94	3,94	3,38
6	0,00	0,00	0,00	3,38	0,00	0,00	3,94	0,00
7	5,07	5,07	8,45	7,32	3,38	1,69	0,00	1,69
8	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	3,94	0,00
9	3,38	3,38	1,69	3,38	1,69	0,00	3,94	3,38
10	0,00	1,69	9,01	9,01	6,76	6,76	0,00	0,00
11	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,69	0,00
12	2,33	2,33	2,33	2,33	2,33	2,33	2,33	2,33

CP: corpo-de-prova; Med 1 e Med 2: medidas da face

Anexo C. Referências Gerais

- Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Branemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;11:212-8.
- Anselm Wiskott HW, Perriard J, Scherrer SS, Dieth S, Belser UC. In vivo wear of three types of veneering materials using implant-supported restorations: a method evaluation. *Eur J Oral Sci* 2002;110:61-7.
- Assunção WG, Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Jorge JRP. Influence of the implants inclination on the accuracy of the working cast. *Brazilian Dental Science* 2007;10:16-24.
- Assunção WG, dos Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barão VA, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mater Eng Perform* 2008 (no prelo). doi: 10.1007/s11665-008-9324-3.
- Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95:111-6.
- Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-91.
- Bickford JH. In: *An introduction to the Designs and Behavior of Bolted Joints*. 3rd ed. New York: Marcel Dekker; 1995.
- Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue integrated prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985.
-

-
- Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. special edition for Nobelpharma. Chicago: Quintessence; 1987.
- Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.
- Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-92.
- Byrne D, Jacobs S, O'connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-71.
- Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589-98.
- Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992;67:361-4.
- Cibirka RM, Nelson S, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.
- Ciftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001;14:406-11.
- Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, Kanter RJ. A systematic review of single-tooth restorations supported by implants. *J Dent* 2000;28:209-17.
-

-
- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.
- Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. A 5-year follow-up comparative analysis of the efficacy of various osseointegrated dental implant systems: a systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:557-68.
- Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium–aluminum–vanadium copings. *Dental Materials* 2003;19:686–91.
- Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurements of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:928-38.
- Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-52.
- Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47-52.
- Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:94-100.
-

-
- Harrison WR. When contemplating treatment involving endosseous implants, what clinical and laboratory factors most significantly affect your choice of an implant system? *Int J Oral Maxillof Implants* 2001;16:125-6.
- Hecker DM, Eckert S. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89:346-51.
- Iglesia-Puig MA. Custom-made laser-welded titanium implant prosthetic abutment. *J Prosthet Dent* 2005;94:401-3
- Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 2003;30:818-22.
- Inan O, Kesim B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent* 1999;8:311-6.
- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527-40.
- Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-8.
- Joos U, Meyer U. New paradigm in implant osseointegration. *Head Face Med* 2006;30:19.
- Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-9.
- Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15:77-81.
-

-
- Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 2007;97:137-40.
- Khraisat A, Stegaroju R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.
- Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004;91:326-34.
- Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004;31:477-82.
- Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors – Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent* 2004;13:373-85.
- Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* 2002;88:170-5.
- Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P. The UCLA abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:183-9.
- Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent* 1992;67:509-15.
- Longoni S, Sartori M, Ariello F, Anzani M, Baldoni M. Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. *Implant Dent* 2006;15:129-34.
- Mc Glumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dental Clin North Am* 1998;2:71-89.
-

-
- Mc Laren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000;83:216.
- Ortorp A, Jemt T, Wennerberg A, Berggren C, Brycke M. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:141-9.
- Rosenlicht JL. SwissPlus Implant System, Part 2: Prosthodontic aspects and intersystem comparisons. *Implant Dent* 2002;11:249-57.
- Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent* 2002;30:271-82.
- Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent* 2004;92:132-8.
- Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;73:140-7.
- Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2009;101:119-27.
- Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *J prosthet Dent* 2003;90:517-21.
-

-
- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
- Soumeire J, Dejou J. Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *J Oral Rehabil* 1999;26:394-401.
- Stegarioiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:781-90.
- Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:875-81.
- Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002;88:89-95.
- Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-90.
- Torrado E, Ercoli C, Mardini M, Graser G, Tallents RH, Cordaro L. Comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2004;91:532-7.
- Torres EM, Rodrigues RCS, De Mattos MGC, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent* 2007;35:800-5.
- Vigolo P, Majzoub Z, Cordiolo G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of goldmachined 3i UCLA-type abutments in the as-
-

received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. J Prosthet Dent 2000;84:548-53.

Vult Von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. J Oral Rehabilitation 2006;33:682-9.

Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. J Prosthet Dent 1993;70:275-6.

Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. J Prosthet Dent 2003;90:325-31.

Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. Implant Dent 2005;14:378-82.

*Anexo D. Normas do periódico The Journal of
Prosthetic Dentistry*

The Journal of Prosthetic Dentistry

EDITOR

Carol A. Lefebvre

School of Dentistry

Medical College of Georgia

1120 15th St, AD-2943

Augusta, GA 30912-1255

Authors must adhere to the following guidelines, which are provided to ensure the expeditious processing of manuscripts. Failure to follow these guidelines may result in the rejection of manuscripts or delays in the review process and publication.

Send manuscripts for publication and related correspondence to: Dr. Carol A. Lefebvre, Editor, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, School of Dentistry, AD-2943, Medical College of Georgia, Augusta, GA 30912-1255. Telephone: (706) 721-4558; Facsimile (706) 721-4571; E-mail: jpd@mcg.edu.

MANUSCRIPT PREPARATION

To submit a manuscript, please follow the instructions below.

- Submit 1 **typed, double-spaced** manuscript with 1-inch margins. Also submit a CD with a label identifying the computer system and word processing program used. CD format is preferred.
 - Manuscripts should not exceed **10 to 12 pages** (excluding references, legends, and tables). All pages must be numbered. **The text must conform to acceptable English usage.**
-

- Use generic drug names (trade names may be listed in parentheses at point of first mention).
- Use a generic term to describe a product, then provide the **product trade name**, manufacturer, city, and state/country in parentheses following the generic term.
- Authors must use current dental nomenclature. Consult the 8th edition of The Glossary of Prosthodontic Terms for accepted terminology. This can be downloaded free of charge on the Elsevier Web site: www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/home.
- Identify teeth by name (e.g., maxillary right central incisor) rather than by number.
- The primary author must justify the number of authors if the list exceeds four.

Title page:

- No abbreviations should be used in the title. **The title should be as concise as possible and yet define the study's scope, content, and clinical significance.**
- Include each author's full name, title, academic degrees(s), institutional affiliation(s), and location(s).
- If the manuscript was presented before an organized group, specify the name of the organization, the location, and inclusive dates of the event at which the manuscript was presented.
- **List any grant or other financial support** by citing the name of the supporting organization and/or the grant number.
- List the mailing address, business and home telephone numbers, fax number, and e-mail address of the author who will receive correspondence.

Abstract:

- **A structured abstract is required for all research articles.** It should include the following sections: (1) statement of the problem, (2) purpose

of study, (3) material and methods, (4) results, (5) conclusion, and (6) clinical implications. The abstract should be limited to 250 words and typed double-spaced on a separate page. It should contain no abbreviations.

- **Tip articles** do not require abstracts. The abstract of a **clinical report** or a **dental technique** article should summarize the article and the procedure's advantages in one brief paragraph.

Text - types of articles:

- Articles in the Journal can be classified as follows: clinical reports, research studies, technical procedures, systematic reviews, articles on other professional subjects, and tips. All submissions are evaluated by peer review.
 - All research manuscripts must include a brief statement of the clinical significance of the material presented.
 - **The clinical report** (1) describes the author's methods for meeting a patient treatment challenge, (2) makes appropriate reference to other treatment methods considered and provides a rationale for the selection of the chosen method, and (3) includes a brief summary. It should be no longer than 4-5 pages and accompanied by no more than 8 quality descriptive illustrations. Please note: The Editor may approve the publication of additional figures if they significantly contribute to the value of the article.
 - **The research report** (1) clearly states the problem and objective of the research in the form of a research hypothesis, (2) summarizes relevant literature in the introduction, (3) identifies the limitations of the study, (4) describes the research method so that it can be duplicated and judged for validity, (5) reports the results accurately and briefly, (6) provides a discussion of the findings, and (7) lists the conclusions that may be drawn from the research.
 - **The technical procedure** (1) states the objective of the technique, (2) describes the procedure, (3) makes appropriate reference to alternate
-

techniques, (4) discusses the advantages and disadvantages of the technique presented, and (5) is written in a step-by-step "cookbook" manner. **The technique section must be in command form.**

- **The systematic review** accurately records the sequence of development of a particular phase of dentistry, and provides documentation by references. The Journal is transitioning away from literature reviews to systematic reviews. The systematic review should be developed in the Cochrane style and format. For more information on systematic reviews, please see <http://www.cochrane.org/>. An example of a systematic review in the Journal is

Fitzpatrick B. Standard of care for the edentulous mandible: a systematic review. J Prosthet Dent 2006 Jan;95(1):71-8.

Briefly, the systematic review consists of the following:

An abstract - using a structured format.

The text of the review - consisting of an introduction (background and objective), methods (selection criteria, search methods, data collection, and data analysis), results (description of studies, methodological quality, and results of analyses), discussion, authors' conclusions, acknowledgments, and conflicts of interest.

Tables and figures, if necessary showing characteristics of the included studies, specification of the interventions that were compared, the results of the included studies, a log of the studies that were excluded, and additional tables and figures relevant to the review.

- **Tips from our readers** are reports of helpful or timesaving procedures. They should be limited to 2 authors, no longer than 250 words, and accompanied by no more than 2 illustrations. **The procedure section must be in command form.**

References:

-
- References must be identified in the text by superscript Arabic numbers and **numbered in the order that they are cited in the text.**
 - All references, except those requiring discussion of new evidence-based information resulting from the study at hand, should be cited in the introduction and/or material and methods section(s).
 - Manuscripts in preparation, personal communications, and other unpublished information are NOT cited in the reference list. A personal communication may be cited within the text in parentheses, and should include the name of the person contacted, his/her highest academic degree, whether the communication was oral or written, and the date of the communication.
 - **Abstracts are considered unpublished observations and are not allowed as references.**
 - Reference to foreign language publications should be kept to a minimum (no more than 3). They are permitted only when the original text has been translated into English. The English translation should be used and the original language noted in brackets.
 - The reference list should appear at the end of the article and be in numeric sequence. Only references cited in the text should appear in the list. The format should conform to that set forth in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to the Biomedical Journals" (<http://www.icmje.org/>). Journal titles should conform to the abbreviations in the Cumulative Index Medicus.
 - List up to six authors. If there are seven or more authors, add et al after the sixth author's name.

Examples of references

For journal articles: Jones ER, Smith IM, Doe JQ. Occlusion. J Prosthet Dent 1985;53:120-9.

For books: Zarb G, Bolender C, Eckert S, Jacob R, Fenton A, Mericske- Stern R. Prosthodontic treatment for edentulous patients. 12th ed. St. Louis: Mosby; 2004. p. 312-23.

Tables:

- Tables be double spaced and include column heads, footnotes, and data. Any abbreviation used in a table should be explained in a footnote.
- Tables should be numbered, using Roman numerals, according to their order of mention in the text. Each table must be submitted on a separate page. Omit border/dividing lines and shading.
- Each table should have a concise title that describes its content. Tables should be self-explanatory and supplement, **NOT duplicate**, the text or accompanying illustrations.
- The tables should be submitted in Microsoft Word, WordPerfect, or RTF format. Microsoft Word is preferred. If a table has been prepared in Excel, it should be inserted into one of the above-mentioned formats prior to submission.
- If a table or any data therein have been published previously, a footnote must give full credit to the original source (see Permissions).

Preparation of electronic images

Submitting your illustrations in electronic format allows more accurate and higher quality reproduction of your work. The following guidelines must be carefully followed.

Tips for making high quality images:

- Use lowest (25 or 50) ISO setting. Avoid using Auto ISO.
- Use largest resolution possible (3072 x 2304).
- Use least amount of JPEG compression.

File type

- Electronic files should be submitted as TIFF files.
- Figures should not be submitted as Microsoft Word, Corel Draw, Harvard Graphics, PowerPoint, or other presentation software format.
- The figures should be submitted to the Journal on a CD-Rom.

File dimensions and size

- The figure dimensions must be a minimum of 4 x 6 inches. Four x 6 inches is the preferred size.
- The figures must be oriented correctly when submitted.
- Figures should be size-matched (the same physical size), unless the image type prohibits the size-matching of the figure to other figures within the manuscript, as in the case of panoramic or periapical radiographs, SEM images, or graphs. Do not "label" the faces of the figures with letters or numbers to indicate the order in which the figures should appear, as such labels will be inserted during the publication process.
- Clinical figures should be color balanced.
- The figures should be of professional quality and high resolution. The following guidelines with respect to resolution must be followed:

Color and black-and-white photographs should be created and saved at a minimum of 300 dots per inch (dpi). (Note: A 4 x 6-inch image at a resolution of 300 dpi will be approximately 6 megabytes, in terms of file size.) A figure of less than 300 dpi must not be increased to 300 dpi; the resulting quality and resolution will be poor.

Color images should be saved in the CMYK color space. Black and white images should be saved in the Grayscale color space.

Line art should be created and saved at 1200 dpi.

All images must be easily readable and have good contrast. Clarity and quality should be uniform among the parts of a multipart figure, and among all of the figures within the manuscript.

A uniform background, preferably of a nontextured, medium blue, should be provided for color figures when possible.

- Line art and combination artwork is best created in native design format, such as EPS (Encapsulated Post-Script), Adobe Illustrator, InDesign, etc., but should be saved as TIFF (Tagged Image File Format) prior to submission to the Journal. Color and black-and-white photographs are best created and saved as TIFF images. If a key to an illustration requires artwork (screen lines, dots, unusual symbols), the key should be incorporated into the drawing rather than included in the typed legend. All symbols should be done professionally, be visible against the background, and be of legible proportion should the illustration be reduced for publication. If text is to appear in the figures, both labeled and unlabeled versions of the figures must be submitted. The text appearing within the labeled figures must be in Arial font. The text should be sized to be easily read if the figure is reduced in size when reproduced in the Journal. It is recommended that text no smaller than 10 point be used. Lettering should be in proportion to the drawing, graph, or photograph. A consistent font size should be used throughout each figure, and for all figures, to ensure readability and professional appearance. Please note: Titles and legends should not appear within the figure file, but should be provided in the manuscript text (see "Figure legends," below).
 - All microscopic photographs must have a measurement bar and unit of measurement on the image.
 - Color illustrations may be submitted when their use considerably enhances the value of the manuscript. **The Editor has final authority to determine whether color illustrations provide the most effective presentation.**
 - Generally, a maximum of 8 figures will be accepted for **clinical reports** and **dental technique** articles, and 2 figures will be accepted for **tips from**
-

our readers articles. However, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

File naming

- Each figure must be numbered according to its position the text (Figure 1, Figure 2, and so on), using Arabic numerals. The electronic image files must be named so that the figure number and format can be easily identified. For example, a Figure 1 in TIFF format should be named fig1.tif. Multipart figures must be clearly identifiable by the file names: fig1A.tif, fig1B.tif, fig1C.tif, etc.

Figure legends:

- The figure legends should appear within the text of the manuscript, on a separate page following the references and tables, and should appear under the heading "LEGENDS." If an illustration is taken from previously published material, the legend must give full credit to the source (see Permissions). **Authors are obligated to disclose whether illustrations have been modified in any way.**

Graphs

- The fill for bar graphs should be distinctive and solid; shading and patterns should be avoided. Thick, solid lines should be used, and bold, solid lettering. Times New Roman font is preferred. Place lettering on white background and avoid reverse type (white lettering on a dark background). The Journal reserves the right to standardize the format of graphs and tables.

Permissions:

- Permissions must be obtained for direct quotations, tables, and illustrations that have appeared in copyrighted material. The author must provide a
-

copy of written permission for their use from the copyright owner and original author along with complete information about the source.

When photographs of identifiable persons are used, said persons must sign a release consent.

REVIEW PROCESS FOR PUBLICATION

- Manuscripts are reviewed by the Editor, editorial staff, and one or more of the following: Associate Editor, Assistant Editors, consultants, and/ or reviewers. If a conflict of opinion arises, an additional reviewer or special consultant will be asked to serve as an adjudicator. Qualified statisticians review all studies that draw conclusions from statistical evidence.
- Articles accepted for publication are subject to editorial revision. The Publisher and Editor's office reserve the right to edit all manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and style consistency.

Three guidelines to assist authors are available on the Journal web site, www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/home: "Guidelines for Preparing Articles for The Journal of Prosthetic Dentistry," "Guidelines for Reporting Statistical Results," and "An Author's Guide to Controlling the Photograph."

AUTHOR'S IDENTITY WITH COMMERCIAL PRODUCTS

- Authors who submit manuscripts for possible publication may not directly or indirectly advertise equipment, instruments, or products with which they have personal identity. Statements and opinions expressed in the articles and communications therein are those of the author(s) and not necessarily those of the Editor(s) or Publisher. The Editor(s) and Publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the Editor(s) nor the Publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; nor do they guarantee any claim

made by the manufacturer of such product or service. **Authors must disclose any financial interest that they may have in products mentioned in their articles and any compensation that they will receive from a commercial company upon publication of an article.**

COPYRIGHT TRANSFER/IRB APPROVAL/HIPAA COMPLIANCE STATEMENT

In accordance with the Copyright Act of 1976, **each author must complete and sign a separate copy of the Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement appearing on the last page of this section.** This page may be copied and completed, or the statement can be accessed as a PDF form on the Journal Web site (www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/home). All statements should be mailed or faxed to the Editorial Office at the following address: Editorial Office, The Journal of Prosthetic Dentistry, Medical College of Georgia School of Dentistry, 1120 15th St., AD-2943, Augusta, GA 30912-1255; fax: (706)721-4571.

OFFPRINTS AND CUSTOM REPRINTS

As of July 2007, complimentary author reprints will no longer be provided. Because of the extremely high cost of preparing color articles, author reprints for articles with color illustrations must be prepared as overprints (overrun pages). Order forms will be sent to the corresponding author so that offprints can be ordered before the month of publication.

- **Custom reprints** are prepared after publication, do not contain any pages from preceding or following articles, and must be ordered directly through Sauers Group, Inc. Send requests to Brandt Haney, 1585 Roadhaven Drive, Stone Mountain, GA 30083-1315. Telephone (770) 621-8857. E-mail: brandt.haney@sauersgroup.com. Only articles published after May 2007 are available through Sauers.

For reprints of articles published prior to June 2007, contact the Commercial Reprints Department, Elsevier Inc, 360 Park Avenue South, New York, NY 10010-1710. Fax: (212) 462-1935; e-mail: reprints@elsevier.com. Reprints of single articles available online may be obtained by purchasing Pay-Per-View access for \$32 per article on the:

www.journals.elsevierhealth.com/periodicals/ympr/home.

Checklist for Initial Submission

The following materials should be included with the original submission, which must be sent to the Editorial Office by mail.

- Letter of submission
- Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement signed by each author
- Original manuscript (typed and double-spaced), which includes:
 - Title page (title of article; full names and academic degrees/affiliations of authors; name, address, telephone and fax numbers, and e-mail of corresponding author)
 - Abstract
 - Article proper
 - References (on separate page)
 - Tables (on separate pages)
 - Legends for figures
 - Illustrations
 - Permission to reproduce previously published material
 - Informed consent for patient photographs
- CD containing electronic files of manuscript contents

Anexo E. Normas do periódico The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

Author Guidelines

Submit manuscripts via JOMI's online submission service:

<http://www.manuscriptmanager.com/jomi/>

Manuscripts should be uploaded as a PC Word (doc) file with tables and figures preferably embedded at the end of the document. *No paper version is required.*

Acceptable material.

Original articles are considered for publication on the condition they have not been published or submitted for publication elsewhere (except at the discretion of the editors). Articles concerned with reports of basic or clinical research, clinical applications of implant research and technology, proceedings of pertinent symposia or conferences, quality review papers, and matters of education related to the implant field are invited.

Number of authors.

Authors listed in the byline should be limited to four. Secondary contributors can be acknowledged at the end of the article. (Special circumstances will be considered by the editorial chairman.)

Review/editing of manuscripts.

Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines.

Manuscripts that are not prepared according to these guidelines will be returned to the author before review.

MANUSCRIPT PREPARATION

- The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47).
 - See <http://www.icmje.org/>
 - **Manuscripts** should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.
 - **Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
 - **Abstract/key words.** Page 2 of the manuscript should include the article title, a maximum of 300-word abstract, and a list of key words not to exceed 6. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following sections: (1) Purpose, (2) Materials and Methods, (3) Results, and (4) Conclusions. Abstracts for all other types of articles (ie, literature reviews, clinical reports, technologies, and case reports) should not exceed 250 words and need not be structured.
 - **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
 - **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should
-

be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.
- **Conclusions.** Link the conclusions with the goals of the study but avoid unqualified statements and conclusions not adequately supported by the data. In particular, authors should avoid making statements on economic benefits and costs unless their manuscript includes the appropriate economic data and analyses. Avoid claiming priority and alluding to work that has not been completed. State new hypotheses when warranted, but clearly label them as such.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name, city, state, and country should be included parenthetically at first mention.

REFERENCES

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.
- The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.

- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.
- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69-75.

Book reference style:

1. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:117-128.

ILLUSTRATIONS AND TABLES

- All illustrations must be numbered and cited in the text in order of appearance.
- Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
- All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.
- Original slides or high-resolution images must be sent to the Publisher's office upon acceptance of the article.
- *Note that article acceptance is pending the receipt of acceptable original art.*

Black & white—Submit three sets of high-quality glossy prints. Should the quality prove inadequate, negatives will be requested as well. Photographs should be unmounted and untrimmed.

Radiographs—Submit the original radiograph as well as two sets of prints.

Color—Color is used at the discretion of the publisher. No charge is made for such illustrations. Original slides (35-mm transparencies) must be submitted, plus two sets of prints made from them. When a series of clinical images is submitted, tonal values must be uniform. When instruments and appliances are photographed, a neutral background is best.

Drawings—Figures, charts, and graphs should be professionally drawn and lettered large enough to be read after reduction. High-resolution (at least 300 dpi) laser-printed art is acceptable (no photocopies, please); also provide electronic file if possible.

Electronic Files—May be accepted if original figures (as specified above) are unavailable. Resolution must be at least 300 dpi; files saved in .tiff or .eps format are preferred.

Legends—Figure legends should be grouped on a separate sheet and typed double-spaced.

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (published in issues 1 and 4 and accessible at <http://www.quintpub.com/>) must be signed by all authors and faxed to the JOMI Manuscript Editor (630 736 3634)

PERMISSIONS AND WAIVERS

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
 - Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked to prevent identification.
 - Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI Manuscript Editor (630 736 3634).
-

REPRINTS

If reprints are desired, they may be ordered from the publisher. Authors receive a discount of 40% on quantities of 100 or 200 reprints.

Anexo F. Normas do periódico Journal of Materials Engineering and Performance

Journal of Materials Engineering and Performance

Main editor: J. Hawk

ISSN: 1059-9495 (print version)

Journal no. 11665

Springer US

Instructions for Authors

Document Classes

The Journal of Materials Engineering and Performance publishes contributions on all aspects of materials selection, design, processing, characterization, and evaluation. The scope includes all materials used in engineering applications: those that typically result in components for larger systems.

Relationships between material type, secondary processing, and component performance are emphasized. Improvement of materials properties through processes such as casting, forming, heat treating, surface modification and coating, fabrication, and the control of these processes is presented. Testing and characterization are demonstrated through mechanical and physical tests, NDE, metallography, failure analysis, corrosion resistance, chemical analysis, surface characterization, and microanalysis of surfaces, features and fractures.

A manuscript will be published according to subject matter as either a "review", a "peer-reviewed paper" or a "technical note." Assignment will be made by the Editorial Office, but author guidance is appreciated.

All manuscripts, including symposia, will be judged by one or two qualified reviewers, assigned by the Editor or an Associate Editor. The review will be

conducted against established criteria to determine technical quality. The reviewers each submit a recommendation to the editorial office regarding the merit of the manuscript, but the Editor or Associate Editor provides a final decision on acceptance of the paper for publication.

Submission for publication is representation that neither the manuscript nor the basic information in the manuscript has been copyrighted, published, or submitted for publication elsewhere. Prior publication is a basis for rejection except under special circumstances such as appearance in a conference or symposium proceedings that had very limited circulation. The prior publication history should be clearly noted on the manuscript. If the manuscript is under a prior copyright but still appropriate for publication in JMEP the author must have permission of the prior copyright holder for JMEP to print the manuscript and to include it in an online version of the publication.

JMEP publishes three classes of papers:

Reviews: Authors who intend to write extensive reviews are invited to submit an extended abstract (400-500 words) and a listing of section headings to the Editor prior to submission of the complete manuscript. It is expected that this prior discussion and planning of the paper will facilitate rapid publication.

Peer-Reviewed Papers: Manuscripts should represent completed original work embodying the results of extensive field, plant, laboratory, or theoretical investigation, or new interpretations of existing problems. Material must be considered to have significant permanent value. In addition to technical acceptability, material should be presented clearly and concisely in English.

Technical Notes: This classification provides more rapid publication of short items. Abstracts and divisional headings are not used. The length for a Technical Note should be about 1,000 words of text, accompanied by whatever figures and

tables may be required to support the text. Technical notes may be of the following categories:

- Immediate current interest.
- Discussion of reviews, peer-reviewed papers or technical notes, which makes a contribution to a previously-published article by providing confirmation or additional interpretation; it will be referred to all original authors for a reply, which will be published concurrently.
- Announcements and summaries of computations and computer programs or other compilations which are available on request from the author or a specified agency.

Manuscript Preparation

1. Manuscripts submitted to JMEP should be based on Word files with only essential formatting included (Bold, Italic, etc.). Any extraneous formatting (double column text, embedded figures/tables, margin adjustments, etc.) should be removed. Manuscript text, references, figure captions and tables should all be included in one single document; Art should be included in separate documents.

2. Submit art at print size as separate .tif or .eps files at 300 DPI resolution for photos and micrographs, and at 1200 DPI resolution for line drawings, and at 600 DPI for combination grayscale/line drawings. Art embedded into a Word document defaults to 72 DPI, resulting in low resolution not suitable for print production. Include micron bars on all micrographs. Color printing of photographic material can be arranged, but will involve a cost billed to the author. Authors should contact Diane Whitelaw, Production Coordinator, diane.whitelaw@asminternational.org; phone 440/338-5151, ext. 5240, regarding specific papers. For previously published figures and tables, written confirmation of permission to reprint should be included for each item along with the manuscript at submission.

-
3. The full contact address of the author for correspondence must be provided and will be included in the printed JMEP article. Also include contact information for coauthors. If there is only one author, please provide contact information for an assistant or coworker as backup.
 4. The title of the contribution should be succinct (no greater than 15 words) and clearly describe the focus of the work. The abstract is the author's summary of a scientific paper and is included in the review procedure. It should indicate newly observed facts, conclusions, and the essential parts of any new theory, treatment, apparatus, technique, etc. It should be concise and informative and only in exceptional cases exceed 200 words.
 5. The required Reference format is shown in the section entitled **STYLING OF REFERENCES**. Reference to unpublished work that is difficult to obtain (such as classified or secret works) should be kept to a minimum. The editor may ask for further clarification or substantiation of such references. The title for all journal references should be included.
 6. Extensive revision at the author's option of text or figures in proof is costly and will be charged to the author. Typographical errors may be corrected and references updated without charge.
 7. There are no facilities for translating or making editorial revisions of contributions written in a foreign language.
 8. The policy of the Journal of Materials Engineering and Performance is to use the International System of Units (SI). For guidelines, see National Bureau of Standards Special Publication 003-003-02380-9 (for sale by the Superintendent of Documents, U.S. Government Printing Office, Washington, DC 20402). If other units are required for special situations, a conversion to SI must be provided in parentheses or in a table.
-

9. Avoid the use of trade names and proprietary information whenever possible. Such use can occasionally be justified if this is the best way to specify a particular material or process. Company name and location (city, state, and country) must accompany trade name use.

10. A series of papers dealing with the separate aspects of a subject should be cross-referenced. Divisions, such as Part I and Part II, are not recommended as they complicate the review procedure and abstract listings. If such divisions are considered essential, they should be justified by the author at the time of submission and are subject to approval in review.

11. A Table of Symbols and their corresponding dimensional units should be included when symbols are used extensively throughout a paper.

12. The Copyright Transfer form must be completed before the manuscript can be published. It is preferable to include the form at the time of submission. If the article is not published in JMEP, the copyright transfer will not take effect. See section entitled COPYRIGHT POLICY that follows. The copyright transfer form can be downloaded from <http://www.asminternational.org/pdf/JMEPCT03.pdf> or accessed through the Manuscript Central site.

Styling of References

1. If the work being cited is an article in a book or journal, the article title must be included.
2. All authors' names must be listed.
3. Use journal abbreviations as given in the current listing of Chemical Abstracts Service Source Index.

Example: Authors, Article Title, Journal, volume(issue number), year, pages, language

R.A. Miller, P. Agarwal, and E.C. Duderstadt, Life Modeling of Atmospheric and Low Pressure Plasma Sprayed Thermal Barrier Coatings, *Ceram. Eng. Sci Proc.*, 5(78), 1984, p 470–478, in German

4. If an article is written in a language other than English, list the title in the original language, followed by the English translation (if available) in parentheses. State the language of the paper in parenthesis at the end of the citation.

Example:

H. Grein, De la cavitation: une vue d'ensemble (Cavitation: An Overview), *Rev. Tech. Sulzer*, 1974, p 87–112, in French

5. References to articles in books, including published conference proceedings, should include the title and the pages within the book. Chapter numbers may be given in place of chapter titles or page ranges. Roman numerals are acceptable. The abbreviation Chap. is used with the number.

Example: Authors, Article Title, Book Title, edition, Editor(s), Date of conference (Location of Conference), Conference Sponsor, Publisher, year, pages

J. Sickfield, Pull-off Test, Adhesion Aspects of Polymeric Coatings, 2nd ed., K.L. Mittal, Ed., Sept 15-18, 1980 (Paris), Plenum Press, 1983, p 543–567

6. When citing specifications and standards, the critical elements are the standard number and the name of the standards organization.

Example: Author (if available), “Standard Title,” Standard Number, Name of Standards Organization, page numbers

“Test Method for Acid and Base Number by Color Indicator Titration,” C 633,

Annual Book of ASTM Standards, Part 17, ASTM, p 636–642

P.H. Hutton, “An Acoustic Emission Zone Monitor and Recorder for BWR Pipe-Cracking Detection,” EPRI NP-1408, Electric Power Research Institute, June 1980

7. Private communications, unpublished research, and company and agency reports may be cited when required. The citation must include the affiliation and, where necessary, the address of the person involved as well as the year. Papers presented at meetings but not published are in this category. When citing theses and dissertations, the critical elements are the author’s name, the school’s name, and the year.

Examples:

J. Smith, "ABC Coatings—A New Technology", AAA Company, New York, NY, promotional literature, undated

P.A. Siemers and W.B. Hillig, "Thermal Barrier Coated Turbine Blade Study", NASA Cr-165351, NASA-LeRC, Cleveland, OH, Aug 1981

P. Ostojski, “The Adhesion of Thermally Sprayed Coatings,” Ph.D. Thesis, Monash University, 1986

8. In press references must include the journal name and as many details as are available at that time, and be denoted by in press, submitted for publication, or to be published

Manuscript Submission

Submissions for the Journal of Materials Engineering and Performance should be submitted electronically through <http://mc.manuscriptcentral.com/jmep>. Manuscript review will occur online in a secure environment. Correspondence

concerning the submission will be transmitted to the corresponding author via email. Read all author instructions on how to prepare your manuscript and figures before you submit. Author instructions are listed on this page and can also be found through the “Instructions & Forms” link in the upper right corner of all pages.

1. Launch Web Browser (Internet Explorer 5 or higher or Netscape 6 or higher) and go to: <http://mc.manuscriptcentral.com/jmep>. Log in to Manuscript Central or click the “Create Account” option if you are a first time user.

If you are creating an account:

- Click on “Create Account” in the upper right corner and enter your name and e-mail information. Your e-mail information is very important! Click “Next.”
- Enter your institution and address information as prompted. Click “Next.”
- Enter your user id and password, then select attributes/keywords that describe your area of expertise. Click “Finish” when done.
- Log in and select Author Center. Note: You may update account information any time by clicking on the “Edit My Account” link in the Menu Bar.

2. Click the “Submit a Manuscript” link in the menu bar to begin. Enter data and answer questions about the manuscript as prompted. Click the “Next” button on each screen to save your work and advance to the next screen. You will be prompted to upload your files. To upload your files:

- Click the “Browse” button and locate the file on your computer. Double-click the file name. NOTE: The following file formats, which are unsuitable for production, are excluded from submission: .ppt, .pdf, .exe, .zip, .com, and .vbs.

- Select the designation of the file in the drop down next to the “Browse” button. Use the next “Browse” button on the screen and repeat steps 1 and 2 to upload multiple files at once.
- When you have selected the files for upload, click the “Upload” button

To view your uploaded files, click one of the format links (e.g., HTML, PDF Full Resolution, etc.)

Complete the submission process by reviewing your data. You can edit information by clicking the “Edit” button next to each step. Click the “Submit” button to submit your manuscript. You and your co-authors will receive an e-mail message confirming that the manuscript has been received by the journal. You may log in to Manuscript Central and select the Author Center any time from anywhere to check the status of your manuscript. You may stop a submission at any stage and complete it later. From the Author Center, click on “Unsubmitted Manuscripts” and then click on the “Continue Submission” link to resume the submission process. If you need assistance, click on the “Get Help Now” button found on every screen of Manuscript Central. A Support screen will display where you will have access to the FAQs database, may query the database for a particular solution, may send Support an e-mail query, have access to the Support telephone number. E-mail: support@ScholarOne.com. Call Monday-Friday, 3 a.m.-5:30 p.m. EST: 1-434-817-2040 x167.

<http://mc.manuscriptcentral.com/jmep>

Symposium Papers

Publication of Symposium Papers in the Journal of Materials Engineering and Performance

There are special situations when it is desirable to publish a group of papers concurrently in JMEP. Typically, these arise when a technical committee has organized a limited meeting program of two or three half-day sessions on a particular theme. The material must be original, of high quality, and closely correlated but not sufficient in volume to justify a monograph or proceedings-type

publication. A high percentage of symposia papers would likely be published as separate JMEP articles, but the authors and committees feel there is an additional benefit from concurrent publication.

To obtain approval, the chairman of the symposium program should write to the Editor outlining the symposium scope and the papers to be considered, with abstracts if available. On receipt of this information, the Editor will determine suitability of the material for a focused issue. All manuscripts in the symposium will be reviewed according to JMEP standard review procedure.

Copyright Policy

JMEP is subject to the U.S. Copyright Law which became effective on January 1, 1978. Accordingly, the signed copyright transfer form (Adobe PDF format) must be received in the Editorial Office before an article can be processed for publication. This form, available online, can be downloaded from <http://www.asminternational.org/pdf/JMEPCT03.pdf> and must be signed by each author unless excepted as noted under Part A, "work made for hire" or Part B, which pertains to U.S. Government employees. Other copyright transfer forms may not be substituted for this form. *Note: If unable to access the Internet, please contact Diane Whitelaw, Production Coordinator, (contact e-mail: diane.whitelaw@asminternational.org; phone: 440/338-5151, ext. 5240) to obtain a copy of this form.

The copyright transfer becomes effective when the manuscript is accepted for publication. If the article is not published in JMEP, the copyright transfer will not take effect. As the copyright owner for articles in JMEP, ASM International® will continue to promote the widest dissemination of the technical information printed in this journal.