

JULIANA RIBEIRO PALA JORGE DE AGUIAR

**Influência do tipo de conexão pilar / implante na
manutenção da pré-carga de parafusos de retenção e na
desadaptação vertical da coroa protética antes e após
ciclagem mecânica**

Araçatuba – SP

2011

JULIANA RIBEIRO PALA JORGE DE AGUIAR

**Influência do tipo de conexão pilar / implante na
manutenção da pré-carga de parafusos de retenção e na
desadaptação vertical da coroa protética antes e após
ciclagem mecânica**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do
Câmpus de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, para obtenção do
grau de “DOUTOR EM ODONTOLOGIA” (Área de
Concentração em Prótese Dentária).

Orientador: Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção

Araçatuba – SP

2011

Catálogo na Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

- A282i Aguiar, Juliana Ribeiro Pala Jorge de.
Influência do tipo de conexão pilar/implante na manutenção da
pré-carga de parafusos de retenção e na desadaptação vertical da
coroa protética antes e após ciclagem mecânica / Juliana Ribeiro
Pala Jorge de Aguiar. – Araçatuba : [s.n.], 2011
155 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM
- Tese(Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade
de Odontologia, Araçatuba
Orientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção
1. Implante dentário endoósseo 2. Prótese dentária fixada por
implante 3. Torque 4. Adaptação
- Black D3
CDD 617.69

DADOS CURRICULARES

JULIANA RIBEIRO PALA JORGE DE AGUIAR

Nascimento

22 de fevereiro de 1979 – Catanduva, SP

Filiação

Roberto Jorge

Maria José Ribeiro Pala Jorge

1997/2000

Graduação em Odontologia

Universidade do Sagrado Coração, Bauru – SP

2001/2002

Especialização em Dentística Restauradora

Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

2001/2003

Especialização em Prótese Dentária

Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

2004/2005

Mestrado em Dentística Restauradora

Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho.”

DEDICATÓRIA

A Jesus

Senhor Jesus, dedico a Você todo meu esforço e Te agradeço pela coragem de facear as dificuldades encontradas pelo caminho e por aquelas criadas por mim mesma; pelos desafios que me aperfeiçoaram o raciocínio e abrandaram minha sede de conhecimento; por poder aprender que somos responsáveis pelas nossas próprias ações; pelo discernimento que me permitiu diferenciar aquilo que é útil, daquilo que não me serve; pela benção da oração que me deu força interior para solução de meus problemas com a cabeça erguida; pela serenidade que me foi dada nos momentos de desespero e ânimo nos momentos de cansaço. Por tudo isso, pela minha vida e pela vida daqueles que eu amo... Obrigada Senhor Jesus!

Aos meus filhos, João Lucas e Robertta

Cada vez que o desânimo tomava conta de mim, bastava olhar para seus rostinhos de anjo para recuperar todas as minhas energias e ter coragem de seguir em frente. Peço que me perdoem por cada momento em que estive ausente, por cada sorriso que eu perdi, por cada lágrima que não pude enxugar. Cada vez que eu deixei vocês, foi com o coração apertado. Mas todo esse esforço é por vocês: tudo o que a mamãe faz, faz pensando no seu bem estar, agora e no futuro. Vocês são a minha vida! Filhos queridos, a mamãe ama muito vocês...

Aos meus pais, Roberto e Zezé

Durante essa trajetória, confesso que pensei em desistir várias vezes. Mas sempre que esse pensamento rondava minha mente, eu me lembrava de todo o sacrifício que vocês fizeram e fazem até hoje pela minha formação. Eu me espelho muito em vocês, em todo seu esforço e toda sua dedicação e na coragem que vocês têm para enfrentar as adversidades da vida.

Pai, obrigada por me fazer ser uma mulher de valor, me mostrando os melhores caminhos, por me apoiar tanto sentimental quanto materialmente. Obrigada por ser esse pai maravilhoso, batalhador, do qual eu tenho o maior orgulho. Sem o seu exemplo de vida e o seu carinho, eu não seria o que eu sou hoje.

Mãe, sem dúvida nenhuma, a conclusão dessa etapa da minha vida não seria possível sem a sua ajuda. Obrigada por cuidar dos meus filhos como se fossem seus, obrigada por renunciar a sua vida, para cuidar da minha. Você é uma mulher maravilhosa e um exemplo de mãe que eu gostaria de me tornar um dia.

Papai e Mamãe, espero que eu possa retribuir, pelo menos um pouquinho, todo o carinho e atenção que até hoje vocês me dedicaram. Amo muito vocês.

Ao meu marido, Luccas

Obrigada por me dar força nos momentos de fraqueza, por não me deixar desistir, por acreditar junto comigo nos meus sonhos. Obrigada por ser meu porto seguro, meu companheiro, por me entender, me respeitar e me amar. Obrigada por ser o pai maravilhoso que você é. Eu te amo demais!

A minha irmã, Manuela

Saiba que, mesmo morando longe, o meu coração está sempre perto de você. Obrigada por todo o apoio, mesmo que distante, pelos momentos de desabafos ao telefone, pelas conversas à toa, pelos momentos felizes que sempre passamos juntas. São esses momentos que tornam a nossa amizade especial. Te amo muito, minha irmã.

A minha avó, Theresinha

Vovó, você é a mulher mais guerreira que eu já conheci e um exemplo de vida pra mim. Se eu tivesse um décimo de sua força e coragem, eu já estaria satisfeita. Muito obrigada pelo seu apoio, pelas palavras amigas e pelas orações que eu sei que faz por mim. Amo você!

A minha sogra, Sandra e ao meu sogro, Walter

Vocês são pessoas iluminadas! Muito obrigada por toda a paciência que vocês têm comigo, por me acolherem durante toda essa trajetória e por me tratarem como sua filha. Saibam que considero vocês meus pais e que tenho por vocês muito amor e admiração.

Aos meus avós, Auta e Jorge (in memorian)

Meus avós queridos... Como eu gostaria que vocês estivessem hoje aqui ao meu lado. Mas sei que, mesmo distante, vocês estão aí pertinho de Jesus, guiando meus passos e me abençoando, esperando o dia em que vamos todos nos encontrar de novo...

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador, Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção

Agradeço pela amizade e pela grande oportunidade que me deu, há quatro anos atrás, quando vim para Araçatuba. Agradeço, principalmente, pela sua paciência e compreensão no decorrer desse curso. Peço que me desculpe se, durante essa trajetória, não correspondi totalmente a suas expectativas. Porém, gostaria que soubesse que, apesar de meus momentos de ausência, todos os minutos que eu dediquei à pós-graduação foram com muito carinho e afinco. Muito obrigada, professor, por ser esse exemplo de mestre dedicado e por todo conhecimento e grande sabedoria comigo compartilhados!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba**, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” pela oportunidade da realização do curso de Doutorado.

À coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, **Profa. Dra. Maria José Hitomi Nagata**, pelas oportunidades proporcionadas e compreensão ao longo do curso de pós-graduação.

À empresa Implalife - Indústria de Produtos Médico-Odontológicos, na pessoa do diretor **Idelmo Rangel Garcia Júnior**, pela doação dos implantes e componentes protéticos para a realização desta pesquisa.

À doutoranda e “irmã de orientador” **Juliana Aparecida Delben**, por sua amizade e por me ajudar na realização deste trabalho transmitindo seus conhecimentos e ajudando diretamente na composição da parte experimental. Que Deus lhe dê em dobro tudo o que fez por mim!

Ao **Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos**, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela grande ajuda na interpretação dos resultados deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha**, pela valiosa ajuda para a pronta confecção das coroas metálicas utilizadas neste trabalho.

Aos meus colegas **Érica Alves Gomes**, **Lucas Fernando Tabata** e **Valentim Adelino Ricardo Barão**, pela amizade e companheirismo, e pelo grande apoio que sempre me deram, sem nunca esperar nada em troca. Vocês são pessoas especiais. Muito obrigada!

Aos Profs. **Humberto Gennari Filho**, **Marcelo Coelho Goiato**, **Adriana Cristina Zavanelli**, **Daniele Michelin dos Santos**, **Paulo Henrique dos Santos**, **Débora de Barros Barbosa**, **Paulo Renato Junqueira Zuim**, **Stefan Fiuza de Carvalho Dekon**, **José Eduardo Rodrigues**, **José Vitor Quinelli Mazaro**, **Maria Cristina Rosifini Alves Rezende**, **Eduardo Piza Pellizzer**, e **Renato Salviato Fajardo**, aos técnicos de laboratório **Jânder de Carvalho Inácio**, **Ana Marcelina dos Santos Bacaneli**, **Carlos Alberto Gonçalves**, **Eduardo Rodrigues Cobo** e **José Baleeiro**, a secretária **Maria Lúcia Bordon**, **Washington de Brito**

Martins e aos demais funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela convivência e amizade.

Aos **funcionários da biblioteca** da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, pela assistência prestada durante as fases de pesquisa e revisão deste trabalho.

Aos funcionários da secção de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, **Diogo e Valéria** pela paciência, disponibilidade e pronto atendimento em todas as vezes que precisei.

Aos todos meus **colegas de Pós-Graduação** pela agradável convivência e amizade.

E às **demais pessoas, parentes e amigos**, que de alguma forma contribuíram para o meu desenvolvimento pessoal e profissional, meu eterno agradecimento.

EPÍGRAFE

**“ Encare a vida
através do olhar de uma criança
e tudo se renovará”**

(Autor desconhecido)

RESUMO

JORGE JRP. Influência do tipo de conexão pilar / implante na manutenção da pré-carga de parafusos de retenção e na desadaptação vertical da coroa protética antes e após ciclagem mecânica [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2011.

RESUMO

Próteses implantossuportadas estão sujeitas a diversos tipos de falhas, sendo o afrouxamento do parafuso de retenção a complicação mais frequente, devido à perda da pré-carga inicial. A perda da pré-carga pode ser influenciada por fatores como incidência de cargas oclusais impróprias, diferentes tipos de conexões do sistema implante/prótese e desajustes entre a coroa e o implante. Sendo assim, este estudo teve como objetivo avaliar a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de titânio e a desadaptação vertical de coroas protéticas parafusadas, antes e após a ciclagem mecânica. Para isso, três tipos de conexões implante/pilar foram utilizados: implantes de conexão interna híbrida com pilar do tipo esteticone (grupo CIE); implantes de conexão externa com pilar o tipo esteticone (grupo CEE); e implantes de conexão externa com pilar UCLA (grupo CEU). Para cada grupo, foram confeccionadas 10 coroas metálicas fundidas em liga de CoCrMo para a composição final dos corpos-de-prova. Os parafusos de retenção protéticos receberam torque de 20N.cm nos grupos CIE e CEE e 30N.cm no grupo CEU, e, após três minutos, foi mensurado o valor de destorque inicial, com o auxílio de um torquímetro analógico. Após essa avaliação inicial, as coroas receberam novamente o torque recomendado e foram submetidas ao ensaio de ciclagem mecânica, com carga oblíqua (30°) de $130\text{N} \pm 10\text{N}$, a 2Hz de frequência, totalizando 1×10^6 ciclos. Após a ciclagem, foi mensurado o destorque final. Além disso, antes e depois da ciclagem mecânica, foi realizada a verificação da adaptação vertical das coroas por meio de um estereomicroscópio, com as coroas parafusadas a um único implante e posicionadas em uma matriz de silicone a fim de padronizar seu posicionamento. Os dados obtidos foram

tabulados e submetidos à análise de variância, teste exato de Fisher e correlação linear de Pearson ($p < 0,05$). Todas as mensurações de destorque foram inferiores ao torque de inserção, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica. Quando comparou-se os grupos entre si, não houve diferença estatisticamente significativa antes da ciclagem mecânica. Quando comparou-se os grupos entre si após a ciclagem mecânica, verificou-se uma menor perda de destorque final do grupo CIE, em relação ao grupo CEU, sendo esta uma diferença estatisticamente significativa. A ciclagem mecânica também influenciou o nível de desadaptação vertical, com valores significativamente menores após o ensaio, apesar de não ter havido diferença entre os valores de desadaptação vertical entre os grupos, nem antes nem após a ciclagem. Além disso, o teste de correlação de Pearson não mostrou uma correlação significativa entre os valores de destorque e desadaptação vertical. Portanto, diante dos resultados obtidos e dentro das limitações desse estudo, é possível concluir que: todos os grupos apresentaram uma redução significativa ($p < 0,05$) da pré-carga, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica; quando comparados os grupos entre si, não houve diferença estatisticamente significativa nos valores antes da ciclagem mecânica. Comparando os grupos após a ciclagem mecânica, verificou-se que o grupo CIE apresentou a menor perda da pré-carga, sendo diferente estatisticamente do grupo CEU. Houve uma diminuição significativa da desadaptação vertical após a ciclagem mecânica, em todos os grupos, porém, não foi estabelecida correlação significativa entre a desadaptação vertical e a perda da pré-carga.

Palavras-chave: Prótese implantossuportada; junção parafusada; pré-carga; parafuso de retenção; implante dentário; ensaio de fadiga, ciclagem mecânica; desadaptação implante-pilar.

ABSTRACT

JORGE JRP. Influence of abutment/implant system on pre-load maintenance of retention screws and on the vertical misfit of the implant-supported crown before and after mechanical cycling [thesis]. Araçatuba: UNESP – Sao Paulo State University; 2011.

ABSTRACT

Implant-supported prostheses are prone to several types of fail, and the retaining screw loosening is the most frequent complication, due to the loss of its initial preload. Loss of preload may be caused by different factors such as the incidence of excessive occlusal loading, different types of implant/prosthesis connections systems and vertical misfit between crown and implant. Thus, the aim of this study was to evaluate the preload maintenance of titanium retaining screws and to measure the vertical misfit of implant-supported screwed crowns, before and after mechanical cycling. For this purpose, three types of implant/abutment systems were embedded in polyester resin: internal hybrid connection implants and Estheticone abutments (Group ICE); external connection implants with Estheticone abutments (Group ECE); and external connection implants with UCLA abutments (Group ECU). For each group, 10 metallic crowns were cast in CoCrMo alloy for the final compositions of the specimens. Retaining screws received insertion torque of 20 N.cm in groups ICE and ECE and 30N.cm in group ECU, and, after three minutes, the initial detorque was measured through an analogical torquemeter. After this initial evaluation, crowns were retightened and submitted to cyclic loading test, with an oblique loading (30°) of $130\text{N} \pm 10\text{N}$, at 2Hz of frequency, totalizing 1×10^6 cycles. After cycling, final detorque was measured. Moreover, before and after mechanical cycling, the vertical misfit of the crowns was measured through estereomicroscopy, with the crowns screwed to a single implant and positioned into a silicone matrix. The data obtained were tabulated and submitted to variance analysis, Fisher's exact test and Pearson's linear correlation ($p < 0,05$). All detorque values

were lower than the insertion torque, both before and after mechanical cycling. When groups were compared, there was no statistically significant difference before mechanical cycling. When groups were compared after mechanical cycling, it was verified a lower loss of the final detorque in group CIE, in comparison to group CEU, and this difference was statistically significant. Mechanical cycling also influenced vertical misfit, with significantly lower values after the test, although there was no difference of the misfit values among all groups. Moreover, the Pearson's correlation test showed no significant correlation between detorque values and vertical misfit. Therefore, due to the obtained results and within the limitations of this study, it is possible to conclude that: all groups presented a significant ($p < 0.05$) decrease of preload, both before and after mechanical cycling. When all groups were compared, there was no statistically significant difference before mechanical cycling. When all groups were compared after mechanical cycling, it was verified that group CIE presented the lowest preload loss, being statistically different from group CEU. There was a significant decrease of the vertical misfit after mechanical cycling, in all groups, but no statistically significant correlation between vertical misfit and preload loss was found.

Key-words: Implant-supported prostheses; screw joint; preload; retention screw; dental implants; fatigue testing; mechanical cycling; implant-abutment misfit, , mechanical cycling.

LISTAS e SUMÁRIO



LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CIE, antes e após a ciclagem mecânica (Magnificação: 150X).	45
Figura 2	Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CEE, antes e após a ciclagem mecânica (Magnificação: 150X).	45
Figura 3	Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CIE, antes e após a ciclagem mecânica (Magnificação: 150X).	46
Figura C1	Tipos de desadaptação de coroas implantorretidas parafusadas.	102
Figura C2	Componentes protéticos e implante de conexão interna híbrida.	106
Figura C3	Componentes protéticos e implante de conexão externa.	107
Figura C4	Esquema ilustrativo da coroa a ser parafusada sobre os implantes com e sem intermediário.	108
Figura C5	Coroa metálica pronta para ser designada a um dos grupos.	108
Figura C6	A) Implante posicionado no dispositivo metálico desenvolvido para o embutimento com inclinação de 30°. B) Fechamento do dispositivo metálico. C) Resina sendo inserida no orifício do dispositivo. D) Após a polimerização, abertura do dispositivo.	109
Figura C7	A) Implante de conexão interna híbrida devidamente embutido, já com o pilar posicionado e respectivos coroa e parafuso de retenção	110

protético. B) Corpo-de-prova finalizado referente ao grupo CIE.

Figura C8	A) Implante de conexão externa devidamente embutido, já com o pilar posicionado e respectivos coroa e parafuso de retenção protético. B) Corpo-de-prova finalizado referente ao grupo CEE.	110
Figura C9	A) Implante de conexão externa devidamente embutido e respectivos coroa e parafuso de retenção protético. B) Corpo-de-prova finalizado referente ao grupo CEU.	110
Figura C10	Implantes com e sem intermediário e respectivos parafusos de retenção utilizados para a análise da desadaptação vertical na interface coroa/intermediário (grupos CIE e CEE) e coroa/implante (grupo CEU).	111
Figura C11	Imagem da tela do software Random Allocation utilizado para randomização das amostras.	112
Figura C12	Imagem da tela evidenciando o resultado do sorteio dos corpos-de-prova, gerando uma sequência aleatória para os testes dos mesmos.	112
Figura C13	Estereomicroscópio SteREO Discovery.V20 utilizado para as mensurações de desadaptação vertical das coroas protéticas parafusadas.	113
Figura C14	Imagem da tela do software AxioVisiom, responsável pela obtenção, análise e arquivamento das imagens obtidas.	114
Figura C15	Matrizes de silicone confeccionadas para posicionamento das coroas e implantes durante mensuração da desadaptação vertical (Imagem A: grupos CIE e CEE; Imagem B: grupo CEU).	114
Figura C16	Espécimes dos grupos CIE (imagem A) e CEU (imagem B)	115

posicionados em suas respectivas matrizes para análise na face oposta ao bisel oclusal.

Figura C17	Vista aproximada do espécime posicionado para mensuração da desadaptação vertical da coroa protética parafusada.	115
Figura C18	Vista lateral e superior do medidor analógico de torque (Tonichi BTG36CN-S).	117
Figura C19	Vista lateral e superior dos dispositivos metálicos responsáveis pelo posicionamento do medidor analógico de torque e do corpo-de-prova durante as mensurações.	117
Figura C20	Vista aproximada da chave hexagonal posicionada sobre o corpo-de-prova devidamente estabilizado pelo dispositivo metálico.	117
Figura C21	Corpo-de-prova contendo o implante no interior do cilindro de resina e a coroa parafusada, prontos para aplicação do carregamento (ciclagem mecânica).	118
Figura C22	Vista frontal do equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação, no qual os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica.	119
Figura C23	Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CIE, antes e após a ciclagem mecânica.	132
Figura C24	Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CEE, antes e após a ciclagem mecânica.	133
Figura C25	Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CEU, antes e após a ciclagem mecânica.	133

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Valores médios (N.cm) de destorque inicial (antes da ciclagem) e final (após a ciclagem) e respectivos desvios padrão, para os grupos CIE, CEE e CEU.	43
Tabela 2	Médias e desvios padrão da perda de torque em porcentagem (%) das leituras antes e depois da ciclagem mecânica, para todos os grupos.	44
Tabela 3	Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa e intermediário para os grupos CIE e CEE e entre implante e coroa para o grupo CEU, nas faces I e II, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica.	46
Tabela C1	Composição dos grupos.	106
Tabela C2	Valores de destorque inicial (expressos em N.cm) para os corpos-de-prova do grupo CIE, incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) (Valor do torque = $20 \text{ N.cm} \pm 0,5\text{N.cm}$).	121
Tabela C3	Valores de destorque inicial (expressos em N.cm) para os corpos-de-prova do grupo CEE, incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) (Valor do torque = $20 \text{ N.cm} \pm 0,5\text{N.cm}$).	122
Tabela C4	Valores de destorque inicial (expressos em N.cm) para os corpos-de-prova do grupo CEU incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) (Valor do torque = $30 \text{ N.cm} \pm 0,5\text{N.cm}$).	122
Tabela C5	Valores de destorque final (expressos em N.cm) incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) para os corpos-de-prova do grupo CIE (Valor do torque = $20 \text{ N.cm} \pm 0,5\text{N.cm}$).	123

Tabela C6	Valores de destorque final (expressos em N.cm) incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) para os corpos-de-prova do grupo CEE (Valor do torque = 20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm).	123
Tabela C7	Valores de destorque final (expressos em N.cm) incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) para os corpos-de-prova do grupo CEU (Valor do torque = 30 N.cm $\pm$ 0,5N.cm).	124
Tabela C8	Porcentagem (%) da diminuição do torque em relação ao valor de torque inicial (20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm), para o grupo CIE, antes e depois da ciclagem mecânica.	125
Tabela C9	Porcentagem (%) da diminuição do torque em relação ao valor de torque inicial (20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm), para o grupo CEE, antes e depois da ciclagem mecânica.	125
Tabela C10	Porcentagem (%) da diminuição do torque em relação ao valor de torque inicial (30 N.cm $\pm$ 0,5N.cm), para o grupo CEU, antes e depois da ciclagem mecânica.	126
Tabela C11	Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios de destorque iniciais e finais (antes e após a ciclagem mecânica), para o grupo CIE.	126
Tabela C12	Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios de destorque iniciais e finais (antes e após a ciclagem mecânica), para o grupo CEE.	127
Tabela C13	Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios de destorque iniciais e finais (antes e após a ciclagem mecânica), para o grupo CEU.	127

Tabela C14	Teste de Fisher para comparação entre o valor controle (torque aplicado) e valores de destorque inicial (destorque antes da ciclagem), entre valor controle (torque aplicado) e destorque final (destorque após a ciclagem mecânica), e entre valores de destorque inicial e final para o grupo CIE.	128
Tabela C15	Teste de Fisher para comparação entre o valor controle (torque aplicado) e valores de destorque inicial (destorque antes da ciclagem), entre valor controle (torque aplicado) e destorque final (destorque após a ciclagem mecânica), e entre valores de destorque inicial e final para o grupo CEE.	128
Tabela C16	Teste de Fisher para comparação entre o valor controle (torque aplicado) e valores de destorque inicial (destorque antes da ciclagem), entre valor controle (torque aplicado) e destorque final (destorque após a ciclagem mecânica), e entre valores de destorque inicial e final para o grupo CEU.	128
Tabela C17	Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios da diferença em porcentagem (%) entre as leituras antes e após a ciclagem mecânica, para todos os grupos.	129
Tabela C18	Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios da diferença em porcentagem (%) entre as leituras antes da ciclagem mecânica, para todos os grupos.	130
Tabela C19	Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios da diferença em porcentagem (%) entre as leituras depois da ciclagem mecânica, para todos os grupos.	130
Tabela C20	Teste de Fisher para comparação entre os grupos após a ciclagem mecânica.	130

Tabela C21	Médias e desvios padrão da perda de torque em porcentagem (%) das leituras antes e depois da ciclagem mecânica, para todos os grupos.	131
Tabela C22	Medidas em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para os grupos CIE e CEE, e entre coroa protética e implante para o grupo CEU, nas faces I e II, antes e depois da ciclagem mecânica.	132
Tabela C23	Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios de desadaptação vertical antes e depois da ciclagem mecânica, para todos os grupos.	134
Tabela C24	Teste de Fisher para valores médios de mensuração da desadaptação vertical antes e após a ciclagem mecânica.	134
Tabela D1	Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CIE, na face I (oposta ao bisel onde foi aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.	152
Tabela D2	Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CIE, na face II (correspondente ao bisel onde foi aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.	153
Tabela D3	Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CEE, na face I (oposta ao bisel onde foi aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.	153
Tabela D4	Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CEE, na face II	154

(correspondente ao bisel onde seria aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.

Tabela D5	Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CEU, na face I (oposta ao bisel onde seria aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.	154
Tabela D6	Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CEU, na face II (correspondente ao bisel onde seria aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.	155

LISTAS DE ABREVIATURAS

µm	= Micrometro
CE	= Conexão externa
CI	= Conexão Interna
UCLA	= Pilar protético plástico para confecção de coroa diretamente sobre o implante
N	= Newton
Hz	= Hertz
%	= Porcentagem
N.cm	= Newton x Centímetro
CoCrMo	= Cobalto-Cromo-Molibdênio
Mm	= Milímetro
°	= Graus
°C	= Graus Centígrados
Cp	= Corpo-de-prova
DP	= Desvio Padrão
ANOVA	= Análise de Variância
G.L.	= Grau de liberdade
SQ	= Soma dos quadrados
MQ	= Média dos quadrados
DM	= Diferença média
DC	= Diferença crítica
R	= Correlação

SUMÁRIO

1	Introdução	32
2	Proposição	35
3	Material e Método	37
4	Resultado	42
5	Discussão	47
6	Conclusão	56
	Referências	58
	Anexos	
	Anexo A – Normas do periódico selecionado para publicação	66
	Anexo B – Artigo em inglês e formatado a ser enviado para publicação	72
	Anexo C – Apresentação da tese em formato clássico	95
	Anexo D – Tabelas dos valores de desadaptação vertical	152

INTRODUÇÃO

1 Introdução

Apesar de ser uma técnica consolidada e das altas taxas de sucesso clínico a longo prazo¹, as próteses implanto-suportadas parafusadas ainda são passíveis de falhas e complicações^{2,3,4,5,6} biológicas^{3,4,5} ou mecânicas^{2,6}, sendo o afrouxamento do parafuso de retenção a ocorrência mais descrita na literatura^{5,6,7,8,9}. A diminuição ou perda da pré-carga nos parafusos de retenção protéticos, com conseqüente afrouxamento do mesmo, pode ser causada por diferentes fatores e/ou uma interação destes^{6,7,8} e incluem: baixa pré-carga na união do parafuso e inadequada força de travamento⁸; falhas no re-aperto do parafuso após a inserção e assentamento inicial⁸; variáveis induzidas pelo operador na aplicação do torque, dificuldades de acesso na região posterior da boca e variação do torque produzido pelos diferentes dispositivos mecânicos^{8,10}; desenho geométrico, tipo de liga e superfície do parafuso^{6,11,12}.

Porém, os fatores que mais parecem influenciar a perda de pré-carga e afrouxamento do parafuso de retenção são: configuração geométrica estrutural da conexão dos implantes^{10,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26} sendo que a maioria dos estudos aponta uma superioridade das conexões internas^{10,13,14,15,16,17,19,21,22,23,24,25,26}, apesar de alguns autores afirmarem não haver diferenças entre os mesmos^{27,28,29,30,31}; presença de adaptações na coroa protética implanto-suportada^{3,4,6,11,12,13,14,17,22,32,33,34,35,36,37,38}; e a incidência de cargas funcionais, axiais ou não, que provocam redução da fricção entre as roscas do parafuso de retenção e o implante e, conseqüentemente, reduzem a pré-carga ao longo do tempo^{2,6,7,11,26,27,39,40,41}.

As cargas oclusais são um importante fator no afrouxamento dos parafusos de retenção protéticos. Por isso, muitos autores^{17,33,36,38,42,43,44,45,46,47} têm usado, com sucesso, testes de fadiga com aplicação de cargas cíclicas dinâmicas a fim de simular as forças mastigatórias. O

carregamento cíclico, também chamado de ciclagem mecânica, caracteriza-se pela aplicação de uma carga pré-definida por um determinado número de ciclos, a uma determinada frequência⁴⁶.

Considerando-se que a falha mais comum de restaurações parafusadas é o afrouxamento do parafuso de retenção^{48,49,50,51}, que a desadaptação vertical da coroa protética tem um importante papel no desempenho clínico da prótese sobre implante⁵², que o carregamento cíclico tem sido descrito como um método eficiente para a simulação mastigatória^{17,33,36,38,42,43,44,45,46,47} e que o clínico tem à disposição diferentes tipos de junções pilar/implante^{10,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26,53}, é oportuno estudar o efeito do carregamento cíclico sobre a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção protéticos e sobre a desadaptação vertical de diferentes junções pilar/implante.

PROPOSIÇÃO

2 Proposição

O presente estudo teve como objetivo avaliar a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de titânio e a quantidade de desadaptação vertical da coroa protética parafusada em diferentes tipos de junções pilar/implante (hexágono externo e conexão interna híbrida com e sem intermediário), antes e após a ciclagem mecânica de cargas.

MATERIAL e MÉTODO

3 Material e Método

Obtenção dos corpos-de-prova e formação dos grupos de estudo

Para a realização deste estudo, três diferentes tipos de conexão implante/pilar foram utilizados (n=10): implantes de conexão interna híbrida e plataforma 4.0 com pilar Estheticone; implantes de hexágono externo e plataforma 4.1 com pilar Estheticone; e implantes de hexágono externo e plataforma 4.1, com pilar UCLA.

Foram confeccionadas 30 coroas metálicas, a serem parafusadas sobre seus respectivos pilares ou implantes, a partir de pilares protéticos de plástico, os quais foram encerados em formato tronco-cônico até as dimensões de 8 mm de altura por 8 mm de largura em seu maior diâmetro¹⁵, contendo na sua região oclusal um “slice” unilateral, visando o posicionamento de uma esfera de aço para aplicação do carregamento durante o ensaio de fadiga. Posteriormente ao enceramento, as coroas foram fundidas em liga de CrCoMo (Wironia® light, BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen, Alemanha) pela técnica da cera perdida.

Os implantes foram incluídos em resina de poliéster modificada autopolimerizável (Technovit 4000 – Cold-curing resin for metallographic testings, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany) com auxílio de um dispositivo metálico bipartido, com uma inclinação de 30° em relação ao seu eixo vertical, a fim de permitir o carregamento oblíquo sobre os mesmos⁴¹.

Uma vez embutidos na resina de poliéster, os implantes, as coroas metálicas e seus respectivos parafusos de retenção protéticos foram designados para formar cada um dos seguintes três grupos de estudo (n=10):

- Grupo CIE: implante de conexão interna híbrida, estheticone e coroa parafusada;
- Grupo CEE: implante de hexágono externo, estheticone e coroa parafusada;
- Grupo CEU: implante de hexágono externo, coroa parafusada diretamente sobre o implante.

Mensuração da desadaptação vertical das coroas protéticas – antes e depois da ciclagem mecânica

A mensuração da desadaptação vertical das coroas protéticas, em micrômetros (μm), foi realizada com o auxílio de um estereomicroscópio (SteREO Discovery.V20, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Brasil) conectado a um computador, com aumento de 150X. A captação das imagens obtidas pelo microscópio foi realizada por uma câmera (AxioCam HRc, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Brasil) acoplada ao mesmo e processadas no computador através de um software específico (AxioVision, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Brasil).

A fim de padronizar o posicionamento horizontal dos espécimes sob as lentes do estereomicroscópio, para a realização da mensuração da desadaptação vertical da coroa protética foram utilizadas matrizes de silicone.

Para essa mensuração, cada coroa foi parafusada a um implante correspondente ao seu tipo de conexão, com seu respectivo parafuso e torque recomendado e, então, posicionados na matriz de silicone. Um único implante e um único parafuso foram utilizados para cada grupo em todos os espécimes. A mensuração foi feita em dois lados da coroa: primeiramente na face oposta ao bisel oclusal onde haveria a incidência do carregamento cíclico (denominada face I) e, em seguida, na face correspondente ao bisel (denominada face II). Cada face recebeu três mensurações, sendo considerada a média desses três valores para análise.

Essas mensurações foram realizadas antes e após a ciclagem mecânica, sendo que os valores obtidos antes do carregamento cíclico foram considerados como controle para avaliação em comparação aos valores obtidos após a ciclagem mecânica.

Mensuração do destorque – antes e depois da ciclagem mecânica

Para as leituras de destorque, todas as coroas foram parafusadas em seus respectivos implantes já embutidos na resina de poliéster, com ou sem intermediário, de acordo com cada grupo. Para a realização do torque e destorque foi utilizado um torquímetro (Tohnichi Torque

Gauge, BTG36CN-S, Tohnichi MFG. CO., LTD., Tokio, Japan), com o torque recomendado pelo fabricante para cada parafuso (Grupos CIE e CEE = 20N.cm; Grupo CEU = 30N.cm). Durante a aplicação do torque e verificação do destorque, os corpos-de-prova e o torquímetro foram devidamente posicionados em um conjunto de dispositivos metálicos, mantendo-os estáveis durante as leituras. Inicialmente, o torque apropriado foi aplicado ao parafuso, e após um intervalo de tempo de três minutos foi mensurado o destorque, seguindo a metodologia de Breeding et al.⁴³. Esta leitura foi considerada como destorque inicial, a qual permite avaliar a manutenção da pré-carga antes da ciclagem mecânica. Este procedimento foi repetido três vezes em cada corpo-de-prova, a fim de se obter uma média de destorque inicial. Após essa verificação inicial do destorque, os parafusos receberam um novo torque, também devidamente estabilizados no dispositivo metálico e através do torquímetro, para então serem posicionados na máquina de ensaio eletromecânico de fadiga e, então, submetidos à ciclagem mecânica.

Após a ciclagem mecânica, os corpos-de-prova passaram novamente por avaliação do destorque, através das metodologias previamente descritas e empregadas. Ou seja, finalizada a ciclagem, foi mensurado o destorque final.

Ciclagem Mecânica

Os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica em um equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos – SP, Brasil) calibrado para operar em um total de 1×10^6 de ciclos, a uma frequência de 2 Hz, imprimindo um carregamento dinâmico de $130\text{N} \pm 10\text{N}$, obliquamente (a 30°) sobre o “slice” de cada corpo-de-prova, por meio de uma esfera de aço com 4 mm de diâmetro. Este equipamento permite que sejam ensaiados seis corpos-de-prova de cada vez, imersos em água destilada com circulação constante à temperatura de $37^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$ ²².

Os valores obtidos da mensuração do destorque e desadaptação vertical foram tabulados e submetidos à análise estatística, pretendendo estabelecer o quanto de afrouxamento (diminuição da pré-carga) dos parafusos de retenção ocorreu em função de cada tipo de conexão (interna e externa, com e sem abutment), com e sem a influência do ensaio mecânico de fadiga, se houve influência ou não do tipo de conexão e do ensaio mecânico de fadiga sobre a desadaptação vertical da coroa protética e se houve correlação entre os valores de destorque e desadaptação.

RESULTADO

4 Resultado

Os valores médios e desvios padrão de destorque inicial e destorque final, para todos os grupos, podem ser visualizados na Tabela 1. Inicialmente, cada grupo foi analisado separadamente através da Análise de Variância (ANOVA), a qual revelou uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0.0001$) entre todas as mensurações realizadas para todos os grupos. Foi aplicado, então, o teste de Fisher, que verificou haver uma diferença significativa ($p < 0.0001$) entre os valores do torque aplicado (utilizado como valor controle) e destorque inicial, entre torque aplicado e destorque final de cada grupo, e também revelou diferença significativa ($p < 0.0001$) entre os valores de destorque inicial e final, para cada grupo isoladamente.

Tabela 1– Valores médios (N.cm) de destorque inicial (antes da ciclagem) e final (após a ciclagem) e respectivos desvios padrão, para os grupos CIE, CEE e CEU.

Grupos	Destorque inicial (N.cm) (DP) Antes da ciclagem	Destorque final (N.cm) (DP) Após a ciclagem
CIE	15,17 (0,75)	13,43 (0,81)
CEE	15,68 (1,26)	12,28 (1,97)
CEU	24,1 (1,59)	18,3 (1,09)

Para que os valores de destorque inicial e final dos três grupos pudessem ser comparados entre si, calculou-se a porcentagem (%) da diminuição dos valores de destorque em relação aos valores de torque, para cada grupo. Isso foi feito porque o valor do torque (torque de referência/controle) do grupo CEU ($30 \text{ N.cm} \pm 0,5 \text{ N.cm}$) era diferente dos grupos

CIE e CEE ($20 \text{ N.cm} \pm 0,5\text{N.cm}$). Assim, as seguintes porcentagens (%) de perda de pré-carga e respectivos desvios padrão foram obtidos antes da ciclagem mecânica: CIE – 24,13 (3,75); CEE – 21,58 (6,3); CEU – 19,67 (5,31). Após a ciclagem mecânica, a perda da pré-carga em porcentagem foi de: CIE – 32,88 (4,04); CEE – 38,63 (9,87); CEU – 39 (3,62). Após o cálculo das porcentagens, os grupos, então, puderam ser comparados entre si através de ANOVA que revelou não haver uma diferença significativa entre os grupos quando analisados independentemente dos períodos de mensuração ($p=.6929$). Porém, em relação aos períodos de mensuração (independentemente dos grupos), houve uma diferença estatisticamente significativa ($p<.0001$) e, quando se comparou os grupos em relação aos períodos, também foi possível verificar uma diferença significativa ($p=.0162$). Quando se analisou todas as mensurações antes da ciclagem mecânica, ANOVA demonstrou que os valores de todos os grupos não eram diferentes entre si. Já quando foram analisadas todas as mensurações depois da ciclagem mecânica, ANOVA demonstrou que os valores de todos os grupos poderiam apresentar uma diferença significativa entre si. Portanto, foi aplicado o teste de Fisher que constatou haver uma diferença significativa entre os valores dos grupos CIE e CEU, após a ciclagem mecânica. Esses resultados podem ser visualizados na Tabela 2.

Tabela 2 – Médias e desvios padrão da perda de torque em porcentagem (%) das leituras antes e depois da ciclagem mecânica, para todos os grupos.

	Antes da Ciclagem	Depois da Ciclagem
Grupo CIE	24,13 (3,75) A a	32,88 (4,04) B b
Grupo CEE	21,58 (6,3) A a	38,63 (9,87) B ab
Grupo CEU	19,67 (5,31) A a	39,0 (3,62) B a

* Grupos com diferentes letras maiúsculas na mesma linha são significativamente diferentes em nível de significância de 5%.

* Grupos com diferentes letras minúsculas na mesma coluna são significativamente diferentes em nível de significância de 5%.

Finalizada a análise dos valores de destorque, procedeu-se, então, à análise dos valores da desadaptação vertical. Algumas imagens obtidas durante essa mensuração podem ser visualizadas nas figuras 1, 2 e 3. As médias das mensurações da desadaptação vertical das faces I (oposta ao bisel onde seria aplicado o carregamento cíclico) e II (face correspondente ao bisel) das coroas, obtidas antes e depois da ciclagem mecânica, podem ser visualizadas na Tabela 3. ANOVA destes valores e o teste de Fisher revelaram haver diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) somente entre as médias de desadaptação vertical antes e após a ciclagem mecânica, independentemente de grupos ou faces.

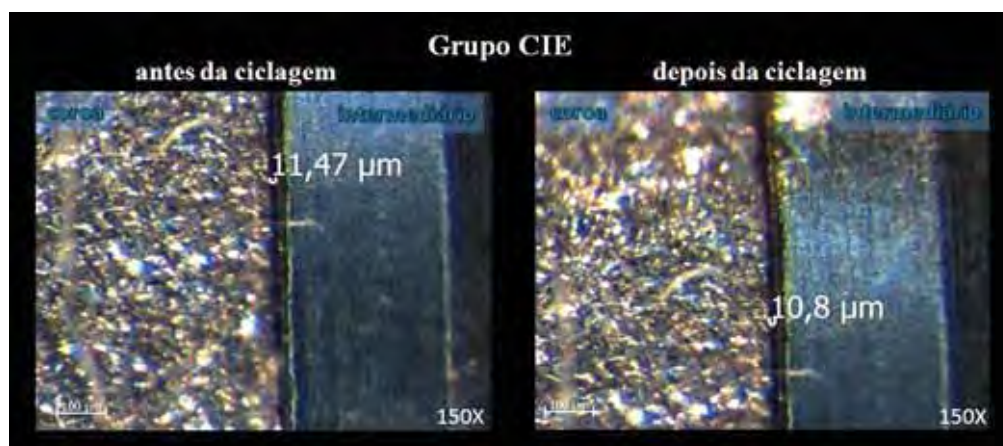


Figura 1 – Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CIE, antes e após a ciclagem mecânica (Magnificação: 150X).

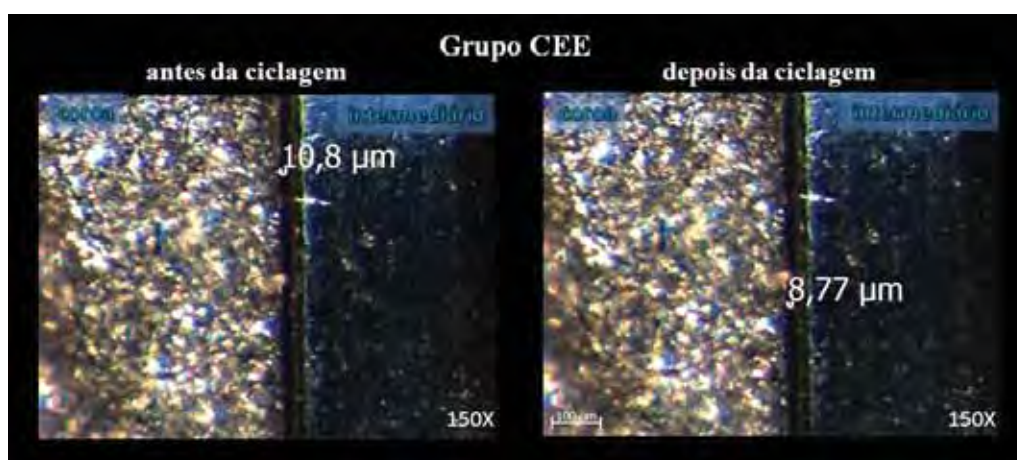


Figura 2 – Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CEE, antes e após a ciclagem mecânica (Magnificação: 150X).

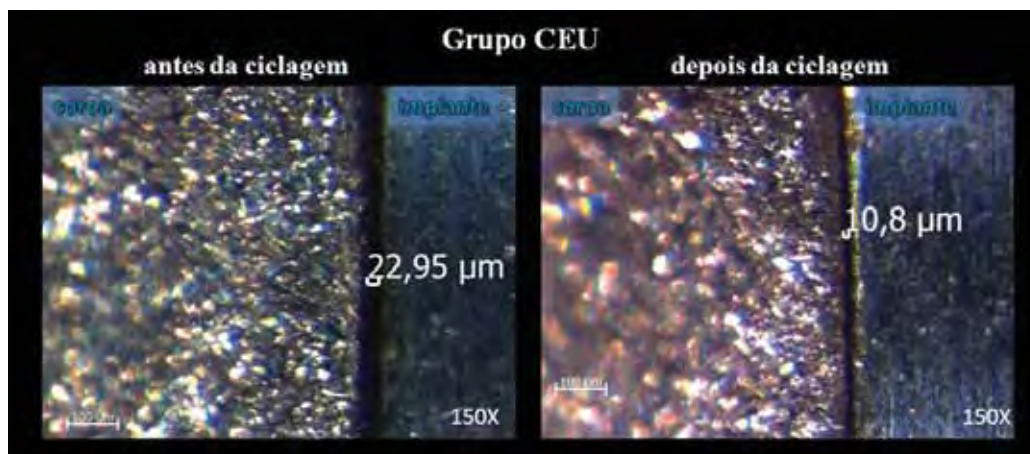


Figura 3 – Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CEU, antes e após a ciclagem mecânica (Magnificação: 150X).

Tabela 3 – Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa e intermediário para os grupos CIE e CEE e entre implante e coroa para o grupo CEU, nas faces I e II, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica.

Grupos	Desadaptação vertical média (μm)	Desadaptação vertical média (μm)
	Faces I e II	Faces I e II
	(DP)	(DP)
	Antes da ciclagem	Após a ciclagem
CIE	9,58 (6,46) / 9,88 (4,31)	3,67 (1,71) / 2,51 (1,70)
CEE	16,18 (11,83) / 9,7 (5,01)	5,49 (2,75) / 4,9 (1,89)
CEU	15,32 (13,08) / 12,44 (6,03)	6,82 (7,62) / 5,22 (4,63)

Finalmente, após a análise dos valores de destorque e de desadaptação, foi realizado o teste de correlação de Pearson para avaliação da correlação entre desadaptação vertical e destorque, o qual demonstrou uma correlação fraca negativa entre a desadaptação vertical e o valor de destorque ($r = -0.3368$; $p = 0.0085$), tanto antes quanto após a ciclagem mecânica, ou seja, não houve uma correlação significativa ($p > 0,05$) entre a desadaptação vertical das coroas implanto-suportadas e os valores de destorque dos seus parafusos protéticos.

DISCUSSÃO

5 Discussão

Por ser considerado eficiente e cientificamente aceito na simulação das forças oclusais⁴⁵, o presente estudo utilizou-se do teste de fadiga por carregamento cíclico para avaliar a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção e a desadaptação vertical da coroa protética parafusada, em diferentes junções pilar/implante. A carga mastigatória simulada no presente estudo foi de $130\text{N} \pm 10\text{N}$, a uma frequência de 2Hz, incidindo obliquamente (a 30°) sobre a superfície oclusal dos corpos-de-prova. O equipamento de ensaio foi calibrado para operar em um total de 1×10^6 de ciclos, o que seria equivalente a cinco anos de uso clínico intra-oral da restauração implanto-suportada⁴⁶. Portanto, procuramos simular “in vitro” uma situação de uso clínico, com incidência de cargas oclusais oblíquas, por um período relativamente grande.

Previamente à ciclagem mecânica, os corpos-de-prova receberam as mensurações de destorque inicial dos parafusos de retenção protéticos, além da mensuração das desadaptações verticais das coroas. Assim, a verificação do destorque inicial permitiu avaliar a perda do torque imprimido ao parafuso, ou seja, a perda da pré-carga antes da ciclagem mecânica. A média dos valores de destorque inicial obtidos foi de: 17,17 N.cm para o grupo CIE, 15,68 N.cm para o grupo CEE e 24,1 N.cm para o grupo CEU, lembrando que o torque aplicado foi de 20 N.cm para os grupos CIE e CEE e de 30 N.cm para o grupo CEU. Portanto, nessa mensuração inicial, verificou-se uma diminuição de 24,13% em relação ao torque aplicado para o grupo CIE, de 21,58% para o grupo CEE e de 19,67% para o grupo CEU. Esses resultados nos permitem afirmar que houve uma diminuição significativa da pré-carga em relação ao torque aplicado para todos os grupos ($p < 0.05$), o que vai de encontro com resultados descritos previamente pela literatura correlata^{33,34,43,47,51}. Porém, quando comparamos a porcentagem da perda da pré-carga de todos os grupos entre si, antes da

ciclagem mecânica, a análise estatística (ANOVA) mostrou não haver diferença estatisticamente significativa entre eles ($p>0.05$).

Essa perda da pré-carga alguns minutos após a aplicação do torque já era esperada, e pode ser explicada por um fenômeno conhecido como “efeito da sedimentação”⁴³. Esse fenômeno é baseado na premissa de que superfícies usinadas exibem um certo grau de micro-rugosidade, ou seja, não são totalmente lisas. Assim, quando um parafuso recebe o torque pela primeira vez, o contato entre as roscas do parafuso e as roscas que o estão recebendo ocorre, em um primeiro momento, preferencialmente sobre essas micro-rugosidades. Somente após alguns segundos ou minutos, é que ocorre uma deformação e um escoamento das superfícies de contato entre os componentes. Portanto, uma redução na pré-carga ocorre momentos depois da aplicação do torque, como resultado deste escoamento, também chamado de relaxamento de inclusão⁴³.

Breeding e colaboradores⁴³ (1993), ao analisarem o torque necessário para afrouxar parafusos de intermediários de um sistema de octógono interno, um sistema de hexágono interno e um sistema de hexágono externo após a ciclagem mecânica, concluíram que a deformação e o escoamento dos componentes podem reduzir a pré-carga aplicada na ordem de 2 a 10% nos primeiros segundos ou minutos após o apertamento. Esses resultados diferem dos valores do presente estudo, onde se obteve uma perda da pré-carga inicial além desse limite, com valores chegando até 24,8% de perda de pré-carga em relação ao torque de apertamento. Essa diferença pode ser explicada pelo fato de que, diferentemente de Breeding e colaboradores⁴³ (1993), que testaram parafusos de retenção de intermediários, a presente investigação testou parafusos de retenção protéticos, além de utilizar um número de ciclos maior para a ciclagem mecânica. Entretanto, nossos resultados foram semelhantes aos achados de Assunção e colaboradores³⁴ (2009), cujo trabalho também avaliou parafusos de retenção protéticos com ciclagem mecânica por até 1.000.000 de ciclos.

Quando se analisou o destorque final, ou seja, a mensuração do destorque depois da ciclagem mecânica, também foi possível verificar uma diminuição ainda maior ($p < 0.05$) em relação aos valores do torque aplicado para todos os grupos. Assim, a média dos valores de destorque final obtidos foi: 13,43 N.cm para o grupo CIE (CI + esteticone), 12,28 N.cm para o grupo CEE (HE + esteticone) e 18,3 N.cm para o grupo CEU (HE + UCLA). Portanto, nessa mensuração final, verificou-se uma diminuição de 32,88% em relação ao torque aplicado para o grupo CIE, de 38,63% para o grupo CEE e de 39% para o grupo CEU, diferentemente de Assunção e colaboradores³³ (2011), que encontraram perdas de pré-carga de 25,83 a 35%. Essa perda de torque após a ciclagem mecânica pode ser causada por uma micromovimentação das partes dos componentes protéticos, quando a interface do parafuso é submetida à carga externa. Após a fase do “efeito de sedimentação”, ou relaxamento, ainda pode haver micro-rugosidades nas superfícies desses componentes e, quando ocorre a micromovimentação pela incidência de cargas, há um desgaste das superfícies desses componentes, o que resulta na diminuição da pré-carga do parafuso de retenção⁴⁰. Embora uma força de atrito grande entre a união das roscas evite seu afrouxamento, cargas aplicadas externamente reduzem essa fricção por compressão da cabeça do parafuso contra a base do pilar, e, deste modo, a união das roscas perde a tensão e o parafuso se afrouxa^{6,7,11,39,40}.

Aprofundando a análise dos resultados, quando comparou-se a porcentagem da perda da pré-carga após a ciclagem mecânica de todos os grupos entre si, foi possível verificar diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) entre o grupo CIE (32,88%) e o grupo CEU (39%). Esses resultados vão de encontro a maioria dos artigos consultados^{3,10,13,14,15,16,17,19,21,22,23,24,25} os quais indicam uma superioridade das conexões internas sobre as conexões externas. Segundo Cibirka e colaboradores²² (2001), nas conexões internas o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, sendo que as forças laterais são transmitidas diretamente às suas paredes, criando

menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência às tensões cisalhantes na união. Assim, segundo Binon¹⁰ (2000), nas conexões internas os parafusos apresentam pouca ou nenhuma carga e proporcionam íntimo contato com as paredes do implante, resistindo a micromovimentos que resultam numa interface mais estável. Contrariamente ao sistema de conexão interna, Binon¹⁰ relata que na conexão externa os componentes de forças laterais são transmitidos ao parafuso de retenção no ponto onde o implante e pilar entram em contato, assim como na base de assentamento do implante, o que eventualmente pode causar afrouxamento ou fratura do parafuso. Portanto, acredita-se que nos corpos-de-prova do grupo CIE (CI + esteticone) houve uma melhor dissipação das tensões, o que gerou uma menor perda da pré-carga em relação aos grupos CEE e CEU, que apresentavam implantes de conexão externa com e sem pilares intermediários.

Diferenças estatísticas encontradas na perda da pré-carga após a ciclagem já eram esperadas entre os grupos CIE e CEU (Tabela 2), visto que no grupo CEU não havia a presença de um componente intermediário, sendo composto por coroas parafusadas diretamente sobre o implante, o que não seria favorável à dissipação de tensões no parafuso³². Ao analisarmos estatisticamente os resultados na perda da pré-carga após a ciclagem entre os grupos CIE e CEE, nota-se que não houve diferença estatística entre eles (Tabela 2), o que também já era esperado, visto que ambos os grupos possuíam um componente intermediário entre a coroa e o implante, sendo quase similares. Porém, quando se analisa sob o ponto de vista do tipo de conexão, esperava-se uma diferença estatística entre os grupos CIE e CEE, uma vez que o primeiro era composto por implantes de conexão interna híbrida e o segundo por implantes de hexágono externo, o que contraria a literatura correlata^{10,13,14,15,16,17,19,21,22,23,24,25}. Além disso, também não foi encontrada diferença estatística entre os grupos CEE e CEU, ambos similares em relação ao tipo de implante de

conexão externa, porém diferentes em relação à presença de intermediário, o que também não era esperado.

Quando se analisa a porcentagem da perda de pré-carga em termos gerais, os resultados do presente estudo não coincidem com achados da literatura correlata^{33,51}, que mostram perdas da pré-carga da ordem de 16,1% a 25,1%, diferentemente dos presentes valores que variam de 19,67 % a 39% de perda da pré-carga, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica. Apesar dessas altas perdas de torque, não houve nenhum caso de afrouxamento total do parafuso de retenção. Entretanto, não se pode afirmar até que ponto essa perda da pré-carga seria prejudicial ao desempenho da restauração implanto-suportada, necessitando de novos estudos com aumento do número de ciclos, simulando períodos mais longos de uso clínico, além de parâmetros clínicos que definam o torque remanescente mínimo para esses sistemas de implante para que a restauração permaneça em função efetiva. Também não se pode afirmar ao certo porque essa perda maior da pré-carga ocorreu, mas a literatura indica que a perda da pré-carga pode ser variável devido ao uso de diferentes materiais, design, composições e métodos de fabricação utilizados por diferentes empresas na confecção dos parafusos de retenção^{6,11,12}, o que vai de encontro com os resultados aqui obtidos, visto que os sistemas de implante utilizados são materiais experimentais, ainda não disponíveis comercialmente.

Quando se analisou a perda da pré-carga inicial e a final, o teste de Fisher verificou haver diferença significativa ($p < 0.0001$) entre os valores médios de destorque inicial (Grupo CIE - 15,17; Grupo CEE - 15,68; Grupo CEU - 24,1) e final (Grupo CIE - 13,43; Grupo CEE - 12,28; Grupo CEU - 18,3), para cada grupo isoladamente. Assim, é possível afirmar que a ciclagem mecânica acentuou a diminuição da pré-carga quando comparado com a perda inicial proporcionada pela acomodação entre os componentes do sistema, ao contrário de outros achados^{33,47}.

A perda da pré-carga também pode sofrer influência da precisão de adaptação entre os componentes protéticos. Existem evidências científicas de que a presença de desadaptações na coroa implanto-suportada potencializa as chances de perda da pré-carga antes³⁴, e após a ciclagem mecânica, embora essa perda nem sempre ser significativa a ponto de levar à soltura do parafuso, mesmo após a incidência de cargas cíclicas^{22,33,35,49,51}. No caso das desadaptações, essa perda da pré-carga acontece porque o parafuso tem como função apenas criar uma força de travamento entre o implante e o pilar suficiente para resistir a cargas externas. Quando a interface implante-pilar não possui um alinhamento exato por causa de desadaptações, parte do torque aplicado é dissipada para alinhar as partes. Quando a maior parte do torque é utilizada para alinhar as partes, o torque remanescente gera uma força de união abaixo da ótima e resulta em uma grande oportunidade para falha da junção promovida pelo parafuso^{35,36,51}. Sendo assim, os parafusos passariam a agir não como componentes de retenção, mas sim como agentes de união para forçar o fechamento da interface implante-prótese, comprometendo a estabilidade da conexão^{1,7,53}.

Apesar dessa constatação, a literatura correlata é incapaz de afirmar com precisão o quanto de desadaptação seria prejudicial ao sistema implante-prótese, apesar de alguns autores afirmarem que desadaptações acima de 10µm comprometeriam a estabilidade da conexão, podendo levar à perda da pré-carga e afrouxamento do parafuso de retenção^{1,7,53}. Levando em consideração a importância da adaptação dos componentes protéticos, neste estudo também se analisou a interface coroa/intermediário (Grupos CIE e CEE) e coroa/implante (Grupo CEU) a fim de quantificar a desadaptação vertical. Optamos por mensurar somente a desadaptação vertical visto que são grandes indutoras de falhas mecânicas no sistema implante-prótese^{4,26,52}, sendo objeto da maioria dos estudos correlatos^{12,13,14,17,22,35,36,37}.

Na presente investigação, as médias das mensurações da desadaptação vertical das faces I (oposta ao bisel onde seria aplicado o carregamento cíclico) e II (face correspondente ao bisel) das coroas, obtidas antes da ciclagem mecânica, foram respectivamente de: Grupo CIE - 9,58µm/9,88µm; Grupo CEE - 16,18µm/9,7µm; Grupo CEU - 15,32µm/12,44µm. Já após a ciclagem mecânica, as médias das mensurações obtidas foram de: Grupo CIE - 3,67µm/2,51µm; Grupo CEE - 5,49µm/4,9µm; Grupo CEU - 6,82µm/5,22µm. Portanto, a maior parte das desadaptações encontradas estaria abaixo do limite considerado aceitável a ponto de não comprometer a estabilidade da conexão.

Ao se analisar essas médias de desadaptação vertical sob a influência da ciclagem mecânica, ANOVA e teste de Fisher mostraram diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) entre os valores antes e após a ciclagem mecânica, ou seja, a incidência de cargas cíclicas foi capaz de diminuir a desadaptação vertical em todos os grupos e em ambas as faces. A análise estatística também mostrou que não houve diferença significativa entre os grupos ou entre faces, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica. Acreditamos que não houve diferença entre grupos devido ao fato de que todas as coroas foram fundidas em um mesmo laboratório protético e por um mesmo operador.

Finalmente, ao se relacionar os valores de destorque com a desadaptação vertical, o teste de correlação de Pearson não demonstrou correlação significativa ($p > 0,05$) entre os mesmos, tanto inicialmente como após a ciclagem mecânica, o que vai de encontro com a literatura correlata^{37,38}.

Apesar de termos encontrado certa perda de pré-carga em ambos os períodos de mensuração, acredita-se que essa redução do torque aplicado não prejudique o desempenho clínico do sistema implante/prótese, que continuaria em adequado funcionamento, amparados por resultados obtidos por outros estudos^{17,22}. Todavia, quando analisamos os resultados sob o ponto de vista clínico, é possível inferir que, apesar de o grupo CIE ter perdido menos pré-

carga (32,88%) em relação aos grupos CEE (38,63%) e CEU (39%) após a simulação da incidência de cargas oclusais, a carga remanescente no grupo CEU (18,3 N.cm) ainda foi maior que nos grupos CIE (13,43 N.cm) e CEE (12,28 N.cm), o que é extremamente desejável. Assim, podemos afirmar que, clinicamente, o grupo CEU teria um desempenho melhor quanto à perda de torque, em comparação aos grupos CIE e CEE. É válido lembrar que os parafusos de retenção protéticos e respectivos valores de torque dos grupos CIE e CEE eram diferentes do parafuso de retenção protético e respectivo torque do grupo CEU. Portanto, recomenda-se o desenvolvimento de novos sistemas com diferentes parafusos, para que maior torque possa ser aplicado ao parafuso de retenção, a fim de que haja um torque remanescente maior, à semelhança dos resultados do grupo CEU.

Finalmente, apesar dos resultados obtidos nesse estudo serem favoráveis estatisticamente às conexões internas e não apresentarem maiores complicações mecânicas além da perda da pré-carga, estes são indicativos de tendência de comportamento, devendo-se ter cautela ao se extrapolar esses resultados para o âmbito clínico. Isso porque trata-se de uma investigação “in vitro”, que apresenta limitações na simulação do complexo ambiente oral. Assim, tornam-se necessárias novas investigações, tanto laboratoriais quanto clínicas, a fim de se avaliar outros aspectos inerentes às restaurações implanto-suportadas unitárias.

CONCLUSÃO

6 Conclusão

Baseando-se nos resultados obtidos no presente estudo e considerando suas limitações por ser uma investigação “in vitro”, foi possível obter algumas conclusões.

Através dos valores de destorque obtidos, verificou-se que todos os grupos apresentaram redução significativa da pré-carga, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica, sendo que, antes da ciclagem mecânica, não houve diferença dos grupos entre si. Porém, após a ciclagem, houve diferença estatística entre os grupos CIE e CEU. Assim, apesar da ciclagem mecânica ter potencializado a perda da pré-carga em todos os grupos de forma significativa, é possível concluir que o tipo de sistema pilar/implante influenciou na perda da pré-carga somente após a ciclagem mecânica.

Não houve diferença significativa nos valores de desadaptação vertical entre os grupos, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica. Porém, a ciclagem mecânica diminuiu significativamente a desadaptação vertical em todos os grupos.

Já quando se correlacionou os valores de desadaptação com os de destorque, concluiu-se que não houve correlação significativa entre a desadaptação vertical e a perda da pré-carga.

REFERÊNCIAS

Referências

1. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Special edition for Nobelpharma. Quintessence 1987; 268-271.
2. Rambhia SK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. Defects in hexed gold prosthetic screws: a metallographic and tensile analysis. J Prosthet Dent 2002;87(1):30-39.
3. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent 1998;79(1):74-78.
4. Wee AG, Aquilino SA, Scheneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of literature. Int J Prosthodont 1999;12(3):167-178.
5. De-Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum G, Theuniers G, De-Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-bone reconstructions after an observation period of at least 40 months. Journal of Oral Rehabilitation 2006;33(11):833-839.
6. 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(4):681-690.
7. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(3):295-302.
8. Binon P. The role of screws in implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9(Suppl):48-63.
9. 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(1):24-32.
10. Binon P. Implants and components: Entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15(1):76-94.

11. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):592-599.
12. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil* 2007;34(7):508-516.
13. Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenber G. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83(4):450-455.
14. Balfour A, O'Brien G. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):36-43.
15. Binon P. The spline implant: Design, engineering, and evaluation. *Int J Prosthodont* 1996;9(5):419-433.
16. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-440.
17. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74(3):270-278.
18. Merz B, Hunenbart S. Mechanics of the implant abutment connection: An 8 degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-526.
19. Squier R, Psoter W, Taylor T. Removal torques of conical, tapered implant abutments: The effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(1):24-27.
20. Weinberg L, Kruger B. A comparison of implant / prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8(5):421-433.
21. Finger IM, Castellon P, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;8(15):625-634.

22. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):268-275.
23. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(2):249-257.
24. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prost Dent* 2002;88(1):89-95.
25. Norton, MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;4(8):290-298.
26. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:156-158.
27. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91(4):319-325.
28. Lazzara, R. Restorative advantages of the coronally hexed implant. *Compendium* 1991;12(12):924-930.
29. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G. et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multi-center study after 5-years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(4):450-455.
30. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connection: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33(1):75-78.
31. Piermatti J, Youssef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006;15(4):427-435.

32. Wahl G, Lang H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. *Clin Oral Impl Res* 2004;15(2):233-238.
33. Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res* 2011;5(1):12-18.
34. Assunção WG, Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *Journal of Materials Engineering and Performance* 2009;18(7):935-938.
35. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci* 2004;12(4):337-343.
36. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis D.A. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(4):575-579.
37. Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J* 2008;19(4):358-363.
38. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes EA . Effect of vertical misfit on screw joint stability of implant-supported crowns (To be published). *Journal of Materials Engineering and Performance*, DOI: 10.1007/s11665-010-9699-9, 2010.
39. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(5):529-536.
40. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-598.
41. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karisson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(5):733-737.

42. Binon P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):430-432.
43. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):435-439.
44. 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(4):326-334.
45. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):346-351.
46. Lee J, Kim Y-S, Kim C-W, Han J.-S. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002;88(4):402-408.
47. Delben JA, AssunçãoWG, Gomes EA, Barão VAR. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws (To be published). *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011.
48. Taylor TD. The changing face of implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;6(18):793.
49. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2):67-73.
50. 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(3):164-171.
51. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15(2):77-81.

52. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(6):879-885.
53. Sakagushi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):655-661.

ANEXOS

Anexo A

**Normas do periódico *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,
selecionado para a publicação do artigo.**

Author Guidelines

Submit manuscripts via JOMI's online submission service:

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 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 firstlisted 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 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 B

Artigo em Inglês, formatado nas normas do periódico “The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants”, a ser enviado para publicação.

Influence of abutment/implant system on preload maintenance of retention screws and on the vertical misfit of the implant-supported crown before and after mechanical cycling.

Juliana Ribeiro Pala Jorge, DDS, MSc^a, Wirley Gonçalves Assunção, DDS, PhD^b, Juliana Aparecida Delben, DDS, MSc^a

^aPostgraduate Student, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Araçatuba Dental School, São Paulo State University (UNESP), São Paulo, Brazil.

^bAssociate Professor, Department of Dental Materials and Prosthodontics, Araçatuba Dental School, São Paulo State University (UNESP), São Paulo, Brazil.

Correspondence to:

Wirley Gonçalves Assunção

Department of Dental Materials and Prosthodontics

Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

José Bonifácio, 1193, Araçatuba, São Paulo, Brazil 16015-050

Fax: (55)-18-3636-3245

Phone: (55)-18-3636-3335

E-mail: wirley@foa.unesp.br

Influence of abutment/implant system on pre-load maintenance of retention screws and on the vertical misfit of the implant-supported crown before and after mechanical cycling.

Abstract

This study aimed to evaluate the preload maintenance of titanium retention screws and the vertical misfit of implant-supported screwed crowns, before and after mechanical cycling. Three groups were studied: internal hexagon implants with estheticone abutments (group ICE); external hexagon implants with estheticone abutments (group ECE); and external hexagon implants with UCLA abutments (group ECU). Ten metallic crowns casted in CoCrMo alloy were used for each group. Retention screws received insertion torque and, after three minutes, initial detorque was measured. Crowns were retightened and submitted to cyclic loading test, with an oblique loading (30°) of $130\text{N} \pm 10\text{N}$, at 2Hz of frequency, totalizing 1×10^6 cycles. After cycling, final detorque was measured. Vertical misfit was also measured through stereomicroscope. Data obtained were analyzed by ANOVA, Fishers test and Pearson's correlation test ($p < 0,05$). All detorque values were lower than the insertion torque, before and after mechanical cycling. When groups were compared, there was no statistically significant difference before mechanical cycling. After mechanical cycling, a statistically significant lower loss of the final detorque was verified in group ICE, in comparison to group ECU. Mechanical cycling also influenced vertical misfit, with significantly lower values after the test, although there was no difference of misfit values among all groups. There was no significant correlation between detorque values and vertical misfit. It was concluded that all groups presented a significant decrease of preload, before and after mechanical cycling; when all groups were compared, there was no statistically significant difference before mechanical cycling; after mechanical cycling, group ICE

presented the lowest preload loss, statistically different from group ECU; there was a significant decrease of vertical misfit after mechanical cycling, in all groups; no significant correlation between vertical misfit and preload loss was found.

Key-words: Implant-supported prostheses; preload; retention screw; fatigue testing; mechanical cycling; vertical misfit,

Introduction

Despite of being a consolidated technique and the long term success rates¹, implant-supported prostheses are still prone to failures and complications²⁻⁶. These complications can be biological³⁻⁵ or mechanical^{2,6}, whereas the retention screw loosening is the most reported occurrence in literature⁵⁻⁹. Prosthetic retention screws preload loss or decrease, with consequent screw loosening, may be caused by different factors and/or an interaction of these factors⁶⁻⁸ and include: low preload in the screw joint and deficient clamping force⁸; failures in the screw retightening after initial insertion and settling⁸; variables induced by the operator during the torque application, difficulties of access in the posterior oral region and torque variation produced by the different mechanical devices^{8,10}; geometric design, alloy type and screw surface^{6,11,12}.

However, several other factors seem to have major influence on the preload loss and screw loosening such as implants connection structural design^{10,13-26}, with a prevalence of studies indicating a superiority of the internal connections^{10,13-17,19,21-26}, although some authors affirm that there are no differences among the connections²⁷⁻³¹; presence of misfit of the implant-supported prosthetic crown^{3,4,6,11-14,17,22,32-38}; and incidence of functional loads, whether axial or not, which promotes the reduction of friction among the retention screw threads and implant threads and, consequently, reduces preload over time^{2,6,7,11,26,27,39-41}.

Occlusal loading is an important factor in prosthetic retention screw loosening. Therefore, several authors^{17,33,36,38,42-47} have successfully used fatigue tests with dynamic cyclic loading application in order to simulate masticatory forces. Cyclic loading, also known as mechanical cycling, is characterized by the application of a previously defined load by a determined number of cycles, at a determined frequency⁴⁶.

Considering retention screw loosening as the most common failure of screwed restorations⁴⁸⁻⁵¹, the vertical misfit of the prosthetic crown has an important role in the clinical performance of the implant-supported prosthesis⁵², the cyclic loading has been described as an efficient method for masticatory simulation^{17,33,36,38,42-47} and the clinician has different types of abutment/implant connections available^{10,13-26,53}, it is opportune to study the effect of cyclic loading on preload maintenance of prosthetic retention screws and on vertical misfit of different abutment/implant joints.

Thus, the present study aimed to evaluate the preload maintenance of titanium prosthetic retention screws and the amount of vertical misfit of the screwed crown in different abutment/implant joints (hybrid internal connection with and without abutment, external hexagon), before and after mechanical cyclic loading.

Materials and methods

Specimens fabrication and groups:

Three different types of implant/abutment joints (Implalife Biotecnologia Ltda., Jales, SP, Brazil) were used (n=10): implants of hybrid internal connection (4.0 platform) with estheticone abutment; external hexagon implants (4.1 platform) with estheticone abutment; external hexagon implants (4.1 platform) with UCLA.

Thirty metallic crowns were fabricated from plastic prosthetic cylinders, to be screwed on their respective abutments or implants. Plastic cylinder was conically waxed until the

dimensions of 8 mm height by 8 mm width in its highest diameter¹⁵, containing a unilateral occlusal slice, aiming to place a steel sphere for loading application during the mechanical cycling test. After waxing, crowns were cast in CoCrMo alloy (Wironia® light, BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen, Germany) through the lost wax technique.

Implants were embedded in self-curing polyether modified resin (Technovit 4000 – Cold-curing resin for metallographic testings, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany) in a metallic dispositive, with 30° inclination in relation to their long axis, in order to allow an oblique loading during the tests⁴¹.

Once embedded into the polyether resin, implants, metallic crowns and their respective prosthetic retention screws were divided into three groups (n=10):

- Group ICE: hybrid internal connection implant, estheticone and screwed crown;
- Group ECE: external connection implant, estheticone and screwed crown;
- Group ECU: external connection implant, crown screwed directly in the implant (UCLA).

Measurement of the prosthetic crowns vertical misfit before and after mechanical cyclic loading:

The measurement of the prosthetic crowns vertical misfit, in micrometers (µm), was accomplished in a stereomicroscope (SteREO Discovery.V20, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Brazil) connected to a computer. Images caption were obtained by the microscope camera (AxioCam HRC, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Brazil) coupled to the microscope and processed in the computer through a specific software (AxioVision, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Brazil).

In order to standardize the horizontal positioning of the specimens under the stereomicroscope lens, silicone matrixes were utilized during the vertical misfit measurement.

Each crown was screwed to the implant corresponding to its connection type, with its respective screw and recommended torque and, then, positioned in the silicone matrix. A single implant and a single screw were utilized for each group in all specimens. The

measurement were performed in two sides of the crown: first, in the opposite side to the occlusal slice where cyclic loading would incise (side I) and, then, in the side corresponding to the slice (side II). Each side was measured three times and the mean value was considered for further analysis..

Vertical misfit measurements were conducted before and after mechanical cyclic loading, and the values obtained before cyclic loading were considered as control values.

Detorque measurement before and after mechanical cyclic loading:

For detorque readings, all crowns were screwed in their respective implants embedded into the polyether resin, with or without abutment, according to each group. For the torque and detorque measurements, a torque meter was used (Tohnichi Torque Gauge, BTG36CN-S, Tohnichi MFG. CO., LTD., Tokyo, Japan), with the torque recommended by the manufacturer for each screw (Groups ICE and ECE = 20N.cm; Group ECU = 30N.cm). During torque application and detorque measurement, both specimens and torque meter were properly positioned in an assemblage of metallic devices, in order to maintain them stable during readings. Initially, the recommended torque was applied to the screw and, after a three minutes interval, detorque was measured, following the methodology described by Breeding et al.⁴³. This reading was considered as initial detorque, which allowed the evaluation of preload maintenance before mechanical cycling. This procedure was repeated three times in each specimen, to obtain a mean value of initial detorque. Afterwards, screws received a new torque. Finally, the specimens were positioned in the mechanical cycling equipment and, then, submitted to mechanical cyclic loading.

After mechanical cycling, specimens received new detorque evaluation, through the same methodologies described previously.

Mechanical cycling:

Specimens were submitted to mechanical cyclic loading in an eletromechanic equipment for mastication fatigue test (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos – SP, Brazil) calibrated to operate in a total of 1×10^6 cycles, at a 2 Hz frequency, with a $130\text{N} \pm 10\text{N}$ dynamic loading, oblique at 30° on the slice of each crown, by using a 4mm diameter steel sphere. This equipment allows that six specimens are tested at a time, immersed in distilled water with constant circulation at $37^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}^{22}$ temperature.

Statistical analysis:

Detorque and vertical misfit data were statistically analyzed by ANOVA and Fisher's post hoc test ($p < .05$). The amount of screw loosening (preload decrease) that occurred according to each connection type (internal and external, with and without abutment) as affected by the fatigue test and the influence of the connection type and the fatigue test on the prosthetic crown vertical misfit were evaluated. Pearson's correlation test was used to evaluate the correlation between vertical misfit and detorque.

Results

Mean values and standard deviation of initial and final detorque (N.cm) for all groups, are shown in Table 1. ANOVA revealed a statistically significant difference ($p < 0.0001$) between the measurements in all groups. A significant difference ($p < 0.0001$) was observed between the applied torque (used as a control value) and initial detorque, between applied torque and final detorque of each group, and between the values of initial and final detorque, for each group separately.

The percentage (%) of detorque values decrease was calculated in relation to the torque values for each group; therefore, the initial and final detorque of the three groups could be compared. This calculation was done because the torque value (reference torque/control) of group ECU ($30\text{ N.cm} \pm 0,5\text{N.cm}$) was different from groups ICE and ECE ($20\text{ N.cm} \pm$

0,5N.cm). Thus, the following percentages (%) of preload loss and respective standard deviations were obtained after mechanical cycling: ICE – 24,13 (3,75); ECE – 21,58 (6,3); ECU – 19,67 (5,31). After mechanical cycling, the percentage of preload loss was: ICE – 32,88 (4,04); ECE – 38,63 (9,87); ECU – 39 (3,62). After percentage calculations, the groups could finally be compared among them through ANOVA, which showed no significant difference among all group when analyzed independently of the measurement periods ($p=.6929$). However, regarding the measurement periods and regardless of groups, there was a statistical significant difference ($p<.0001$). When groups were compared regarding periods, a significant difference among them was observed ($p=.0162$). When all measurements were analyzed before mechanical cycling, ANOVA demonstrated that the values of all groups were not different among them. When all measurements were analyzed after mechanical cycling, ANOVA demonstrated that the values of all groups presented a significant difference among them. Therefore, Fisher's test was applied, which verified that there was a significant difference between the values of groups ICE and ECU, after mechanical cycling (Table 2).

When detorque values analysis was finished, vertical misfit values analysis was conducted. Some images obtained during misfit measurements can be seen in figures 1, 2 and 3. The mean values of vertical misfit of sides I and II of the crowns, obtained before and after mechanical cycling are presented in Table 3. ANOVA and Fisher's test revealed a significant statistical difference ($p<0.05$) only between the means of vertical misfit before and after mechanical cycling, regardless of groups or sides.

A negative weak correlation between vertical misfit and detorque values ($r = -0.3368$; $p = 0.0085$), both before and after mechanical cycling was observed. There was no significant correlation ($p>0,05$) between vertical misfit of the implant-supported crowns and detorque values of their prosthetic screws.

Discussion

The present study used the cyclic loading fatigue test to evaluate the preload maintenance of retention screws and vertical misfit of screwed crowns, in different connections, because it is considered to be efficient and scientifically accepted for the simulation of occlusal forces⁴⁵. The fatigue test equipment was calibrated to operate in a total of 1×10^6 cycles, which resemble five years of intraoral clinical use of the implant-supported restoration⁴⁶. Therefore, this study aimed to simulate “in vitro” a situation of clinical use, with incidence of oblique occlusal loading, by a relatively long-term period.

Previously to mechanical cycling, specimens received the initial detorque measurements of the prosthetic retention screws, besides the measurements of the crowns vertical misfit. Thus, the initial detorque verification allowed to evaluate the torque loss of each screw, which means the preload loss before mechanical cycling. The mean values of initial detorque was: 17,17 N.cm for group ICE, 15,68 N.cm for group ECE and 24, 1 N.cm for group ECU, reminding that the applied torque was 20 N.cm for groups ICE and ECE and 30 N.cm for group ECU. Therefore, in this initial measurement, it was verified a decrease of 24,13% in relation to the applied torque for group ICE, of 21,58% for group ECE and of 19,67% for group ECU. These results allow to affirm that there was a significant decrease of preload in relation to the applied torque for all groups ($p < 0.05$), which is in accordance with previous studies^{33,34,43,47,51}. However, when the percentage of preload loss among all groups was compared, before mechanical cycling, ANOVA showed no statistically significant difference ($p > 0.05$) among groups.

The preload loss few minutes after the torque application was expected, and can be explained by a phenomenon known as “sedimentation effect”⁴³. This phenomenon is based on the assumption that all machined surfaces exhibit a certain degree of micro-roughness, in which the surfaces are not totally plane. Thus, when the screw receives torque for the first

time, the contact between threads occurs, in a first moment, preferentially on the micro-roughness. Only after few seconds or minutes the deformation and flowage of the surfaces in contact area between the components occurs. Therefore, a preload decrease occurs just after the torque application, as a result of this flowage, as known as inclusion relaxation⁴³. This explains why, clinically, it is recommended to retighten the retaining screw, 10 minutes after the initial torque applied^{17,43,49}.

According to Breeding et al.⁴³, the deformation and flowage of the components are able to reduce the preload in 2 to 10% in the first seconds or minutes after tightening. However, the initial preload loss obtained in the present study was beyond this limit, with values reaching 24,8% of preload loss in relation to the applied torque, similar to the findings of Assunção et al.³⁴.

When final detorque was analyzed (after mechanical cycling), it was also possible to verify a decrease even higher ($p < 0.05$) in comparison to the values of applied torque for all groups. Thus, the mean values of final torque obtained was: 13,43 N.cm for group ICE, 12,28 N.cm for group ECE and 18,3 N.cm for group ECU. Therefore, in this final measurement, it was verified a decrease of 32,88% in comparison to the applied torque for group ICE, of 38,63% for group ECE and of 39% for group ECU, differently from Assunção et al.³³, who found preload losses from 25,83 to 35%. This torque loss after mechanical cycling may be caused by micromovements of the prosthetic components, when the screw interface is submitted to external loads. After this stage of “sedimentation effect”, or relaxation, still micro-roughness may be presented on the components surfaces and, when micromovements occur by loading incidence, there is a detrition of these components surfaces, which results in the retention screw preload decrease⁴⁰. Although a high attrition force between the threads avoids loosening, loads applied externally reduce this friction by compression of the screw

head against the abutment base and threads joints loss tension and the screw loosens occurs^{6,7,11,39,40}.

A further analysis of the results, showed that when preload loss percentage was compared after mechanical cycling among all groups, statistically significant difference ($p < 0.05$) between group CIE (32,88%) and group CEU (39%) was observed. These results are in accordance with most of the previous studies^{3,10,13-17,19,21-25}, which indicate a superiority of the internal connections in comparison with the external ones. According to Cibirka et al.²², in the internal connections the center of fixation of the screw is protected by the hexagon height inside the implant, with the lateral stresses transmitted directly to its walls, creating lower stress in the screw and promoting a better resistance in against the separating forces. Thus, according to Binon¹⁰, in the internal connections, screws present few or no load and allow an intimate contact with the implant walls, resisting to the micromovements, resulting in a most stable interface. Contrarily to the internal connection system, Binon¹⁰ reports that in the external connections, the lateral forces components are transmitted to the retention screw in the point where implant and abutment are in contact, as well as in the implant settling base, what, eventually, may cause screw loosening or fracture. Therefore, it is possible to presume that in specimens of group ICE there was a better dissipation of stress, which resulted in a lower preload loss in comparison to groups ECE and ECU, which present external hexagon implants with and without abutments.

Statistical differences found in preload loss after mechanical cycling were already expected between groups ICE and ECU (Table 2), once in group ECU there was no abutment component, being composed by crowns screwed directly to the implants, what would not be favorable to stresses dissipation in the screw³². Groups ICE and ECE exhibited similar preload loss after mechanical cycling (Table 2), what was also expected, since both groups had an abutment component between crown and implant, being almost similar. However,

when results are analyzed under the point of view of connection type, a statistical difference between groups ICE and ECE was expected, once the first group was composed by internal hybrid connection implants and the second by external hexagon implants, what is contrary to the correlated literature^{10,13-17,19,21-25}. Moreover, no statistical difference was found between groups ECE and ECU, both similar regarding the implant type, but different regarding the abutment presence, what was unexpected.

When preload loss percentage is generally analyzed, the results of the present study are not in accordance to the literature^{33,51}, which show preload losses from 16,1% to 25,1%, differently from the present values that vary from 19,67 % to 39% of preload loss, both before and after mechanical cycling. Despite of these high torque losses, there was no occurrence of total loosening of the retention screw. However, it is not possible to affirm how much this preload loss would be harmful for the implant-supported restoration performance. Therefore, further studies with an increased number of mechanical cycles to mimic longer periods of implant-supported restoration clinical use are warranted.. In addition, the assessment of clinical parameters that define the minimal remaining torque for these implants systems are necessary so the restoration could remain in effective function. It is also impossible to affirm why this higher preload loss occurred, but literature indicates that preload loss may be variable due to the use of different materials, design, compositions and fabrication methods used by different manufacturers of retention screws^{6,11,12}, what is in accordance to the present results, since the implant systems used in this study are experimental materials, not commercially available yet.

When initial and final preload loss were analyzed, Fisher's test verified a significant difference ($p < 0.0001$) between the mean values of initial detorque (group ICE - 15,17; group ECE - 15,68; group ECU - 24,1) and final detorque (group ICE - 13,43; group ECE - 12,28; group ECU - 18,3), for each group separately. Thus, it is possible to affirm that the

mechanical cycling enhanced the preload decrease when compared to the initial preload loss promoted by the accommodation between the implant components, contrarily to other findings^{33,47}.

Preload loss may also be influenced by the precision of fit between the prosthetic components. There are scientific evidences that the presence of misfit on implant-supported crowns enhances the chances of preload loss before³⁴, and after mechanical cycling, although this loss may not cause screw loosening even after incidence of cyclic loading^{22,33,35,49,51}. Regarding misfit, this preload loss occurs because the screw has the function of only creating a clamping force between implant and abutment sufficient to resist against external loads. When implant/abutment interface does not have an exact alignment because of misfits, part of the torque is dissipated in order to align these components. When great part of torque is used to align the components, the remaining torque generates a joint force under the necessary and results in joint failure promoted by the screw^{35,36,51}. Thus, screws would begin to act not only as retaining components, but as clamping agents forcing the closure of the implant/abutment interface, affecting the connection stability^{1,7,53}.

Despite of this verification, correlated literature is unable to precisely quantify the amount of misfit that would be harmful for the implant/prosthesis system, although some authors affirms that misfits above 10µm would compromise the connection stability, possibly inducing the preload loss and retention screw loosening^{1,7,53}. Considering the importance of the prosthetic components fit, this study also analyzed the crown/abutment interface (groups ICE and ECE) and crown/implant interface (group ECU), in order to quantify the vertical misfit. Only vertical misfit was measured, since it is a great inducer of mechanical failures in the implant/prosthesis system^{4,26,52}, and are investigated by several authors^{12-14,17,22,35-37}.

In the present investigation, the mean measurements of vertical misfit of side I and II, of the crowns before mechanical cycling was respectively: group ICE - 9,58µm/9,88µm;

group ECE - 16,18 μ m/9,7 μ m; group ECU - 15,32 μ m/12,44 μ m. After mechanical cycling, the mean measurements was: group ICE - 3,67 μ m/2,51 μ m; group ECE - 5,49 μ m/4,9 μ m; group ECU - 6,82 μ m/5,22 μ m. Therefore, most of the misfit found herein would be under the limit considered acceptable to not compromise the connection stability.

When vertical misfit means were analyzed under the influence of mechanical cycling, ANOVA and Fisher's test showed significant decrease of vertical misfit values after mechanical cycling ($p < 0.05$) in all groups and at both sides of the crown. The statistical analysis also showed no significant difference among groups or sides of the crown, both before and after mechanical cycling. We believe that there was no difference among the groups because all crowns were cast at the same prosthetic laboratory by the same operator.

Finally, Pearson's correlation test did not show significant correlation ($p > 0,05$) between detorque and vertical misfit values, both before and after mechanical cycling, which is in accordance with the literature^{37,38}.

Although a certain preload loss was found in both measurement periods, we believe that this decrease of the applied torque is not harmful for the clinical performance of the implant/prosthesis system, which would continue in function, sustained by results obtained in other studies^{17,22}. However, when the results are analyzed under the clinical point of view, it is possible to infer that, although group ICE had presented the lowest preload loss (32,88%) in comparison to groups ECE (38,63%) and ECU (39%) after simulation of occlusal loading incidence, the remaining preload in group ECU (18,3 N.cm) was even higher than groups ICE (13,43 N.cm) and ECE (12,28 N.cm), what is extremely desirable. Thus, it is possible to affirm that, clinically, group ECU would have a better performance regarding torque loss, in comparison to Groups ICE and ECE. It is worth to remind that the prosthetic retaining screws and respective recommended torque from groups ICE and ECE were different from group ECU. Screws from group ICE and ECE were shorter and received a lower torque (20 N.cm).

Therefore, it is recommended to develop new systems with different screws, so a higher torque could be applied to the retention screw, to obtain a higher remaining torque, similarly to the results of group ECU.

Finally, although the results obtained in this study are statistically favorable to the internal connections, and did not present greater mechanical complications besides preload loss, there are indicatives of tendency of mechanical behavior. Therefore, attention must be given when extrapolating these results to clinical field. This is because the present study is an “in vitro” investigation, which presents limitations in the simulation of the complex oral environment. Thus, new investigations are necessary, both laboratorial and clinical, in order to evaluate other aspects inherent to single implant-supported prosthesis.

Conclusions

Based on the results obtained in the present study, and considering its limitations, it is possible to conclude that:

- all groups presented a significant decrease of preload, both before and after mechanical cycling.
- when comparing groups, there was no statistically significant difference among the preload loss values before mechanical cycling. On the other hand, after mechanical cycling, it was verified that group ICE presented the lowest preload loss when compared to groups ECE and ECU, being statistically different from group ECU.
- Mechanical cycling enhanced preload loss in all groups.
- There was a statistically significant decrease of vertical misfit after mechanical cycling, in all groups.
- No significant correlation was established between vertical misfit and preload loss.

References

1. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Special edition for Nobelpharma. Quintessence 1987; 268-271.
2. Rambhia SK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. Defects in hexed gold prosthetic screws: a metallographic and tensile analysis. J Prosthet Dent 2002;87(1):30-39.
3. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent 1998;79(1):74-78.
4. Wee AG, Aquilino SA, Scheneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of literature. Int J Prosthodont 1999;12(3):167-178.
5. De-Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum G, Theuniers G, De-Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-bone reconstructions after an observation period of at least 40 months. Journal of Oral Rehabilitation 2006;33(11):833-839.
6. 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(4):681-690.
7. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(3):295-302.
8. Binon P. The role of screws in implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9(Suppl):48-63.
9. 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(1):24-32.
10. Binon P. Implants and components: Entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15(1):76-94.

11. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):592-599.
12. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil* 2007;34(7):508-516.
13. Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenber G. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83(4):450-455.
14. Balfour A, O'Brien G. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):36-43.
15. Binon P. The spline implant: Design, engineering, and evaluation. *Int J Prosthodont* 1996;9(5):419-433.
16. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-440.
17. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74(3):270-278.
18. Merz B, Hunenbart S. Mechanics of the implant abutment connection: An 8 degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-526.
19. Squier R, Psoter W, Taylor T. Removal torques of conical, tapered implant abutments: The effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(1):24-27.
20. Weinberg L, Kruger B. A comparison of implant / prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8(5):421-433.
21. Finger IM, Castellon P, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;8(15):625-634.

22. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):268-275.
23. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(2):249-257.
24. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prost Dent* 2002;88(1):89-95.
25. Norton, MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;4(8):290-298.
26. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:156-158.
27. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91(4):319-325.
28. Lazzara, R. Restorative advantages of the coronally hexed implant. *Compendium* 1991;12(12):924-930.
29. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G. et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multi-center study after 5-years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(4):450-455.
30. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connection: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33(1):75-78.
31. Piermatti J, Youssef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006;15(4):427-435.

32. Wahl G, Lang H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. *Clin Oral Impl Res* 2004;15(2):233-238.
33. Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res* 2011;5(1):12-18.
34. Assunção WG, Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *Journal of Materials Engineering and Performance* 2009;18(7):935-938.
35. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci* 2004;12(4):337-343.
36. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis D.A. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(4):575-579.
37. Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J* 2008;19(4):358-363.
38. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes EA . Effect of vertical misfit on screw joint stability of implant-supported crowns (To be published). *Journal of Materials Engineering and Performance*, DOI: 10.1007/s11665-010-9699-9, 2010.
39. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(5):529-536.
40. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-598.
41. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karisson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(5):733-737.

42. Binon P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):430-432.
43. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):435-439.
44. 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(4):326-334.
45. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):346-351.
46. Lee J, Kim Y-S, Kim C-W, Han J.-S. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002;88(4):402-408.
47. Delben JA, AssunçãoWG, Gomes EA, Barão VAR. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws (To be published). *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011.
48. Taylor TD. The changing face of implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;6(18):793.
49. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2):67-73.
50. 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(3):164-171.
51. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15(2):77-81.

52. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(6):879-885.
53. Sakagushi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):655-661.

Figures

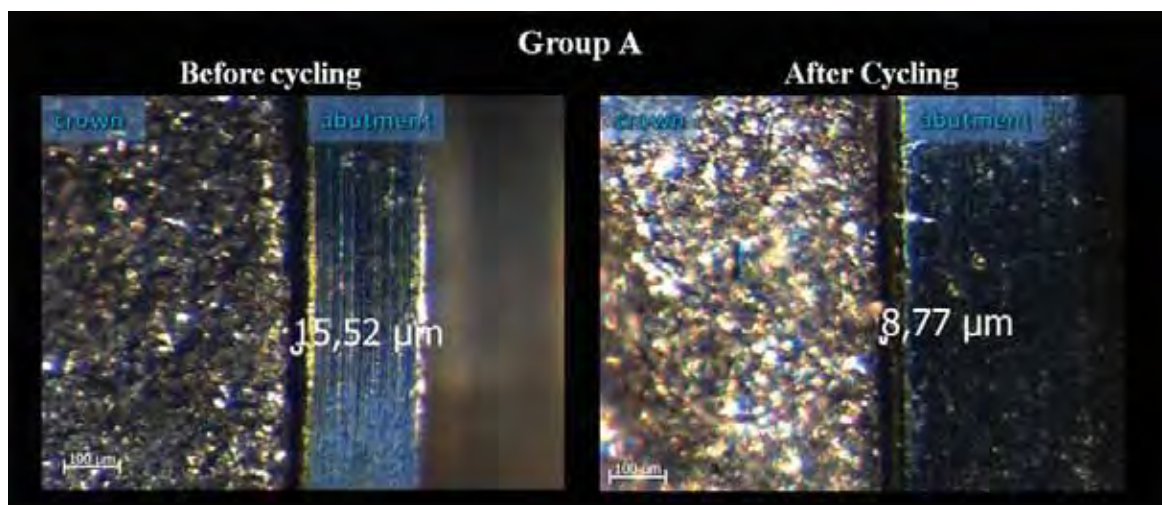


Figure 1 – Mensurations obtained through stereomicroscopy of crowns from group ICE, before and after mechanical cycling.

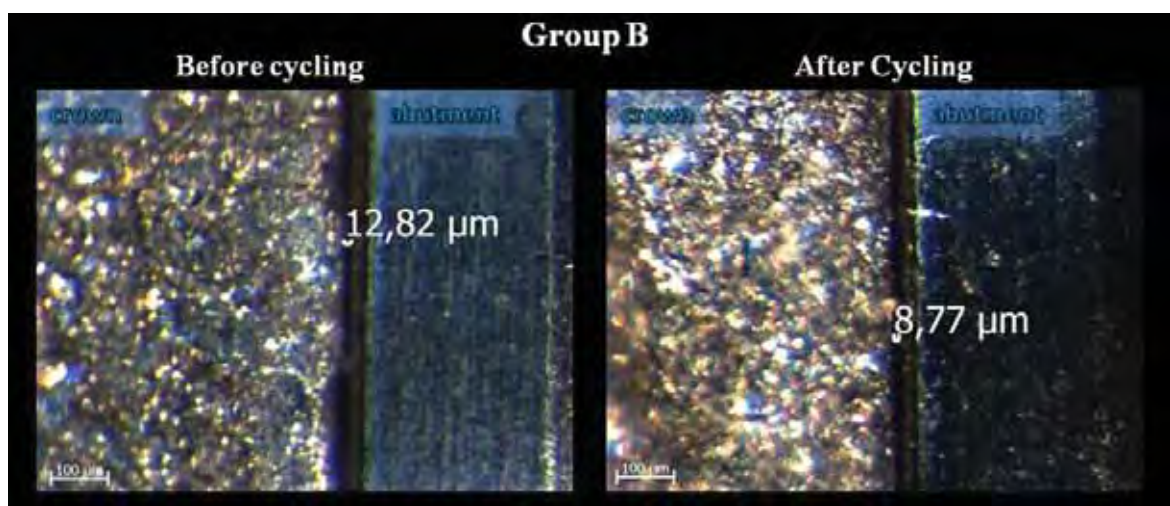


Figure 2 - Mensurations obtained through stereomicroscopy of crowns from Group ECE, before and after mechanical cycling.

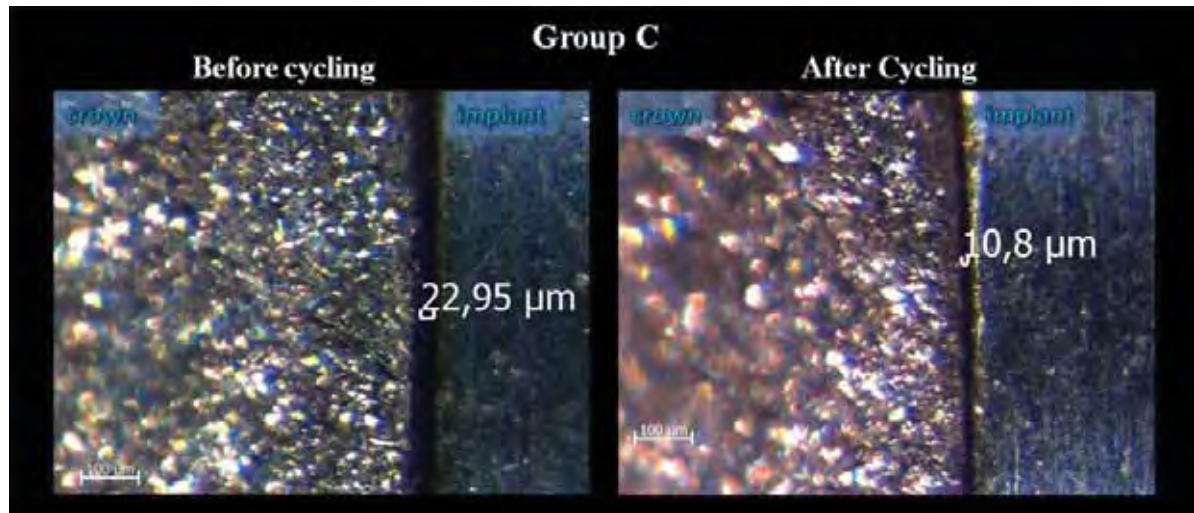


Figure 3 - Mensurations obtained through stereomicroscopy of crowns from group ECU, before and after mechanical cycling.

Tables

Table 1– Mean values (N.cm) of initial detorque (before cycling) and final detorque (after cycling) and respective standard deviations, for groups ICE, ECE and ECU.

Groups	Initial detorque (N.cm) (SD) Before Cycling	Final detorque (N.cm) (SD) After Cycling
ICE	15,17 (0,75)	13,43 (0,81)
ECE	15,68 (1,26)	12,28 (1,97)
ECU	24,1 (1,59)	18,3 (1,09)

Table 2 – Means and standard deviations of torque loss percentage (%) of readings before and after mechanical cycling, for all groups.

	Before Cycling	After Cycling
Group ICE	24,13 (3,75) A a	32,88 (4,04) B b
Group ECE	21,58 (6,3) A a	38,63 (9,87) B ab
Group ECU	19,67 (5,31) A a	39,0 (3,62) B a

* Groups with different capital letters in the same line are significant different in a 5% significance level

* Groups with different small letters in the same column are significant different in a 5% significance level

Table 3 – Means in micrometers (μm) of vertical misfit between crown and abutment in groups ICE and ECE, and between crown and implant in group ECU, in sides I and II, before and after mechanical cycling.

Groups	Mean vertical misfit (μm) Sides I and II (SD) Before Cycling	Mean vertical misfit (μm) Sides I and II (SD) After Cycling
ICE	9,58 (6,46) / 9,88 (4,31)	3,67 (1,71) / 2,51 (1,70)
ECE	16,18 (11,83) / 9,7 (5,01)	5,49 (2,75) / 4,9 (1,89)
ECU	15,32 (13,08) / 12,44 (6,03)	6,82 (7,62) / 5,22 (4,63)

Anexo C

Apresentação da tese em formato clássico

“Influência do tipo de conexão pilar/implante na manutenção da pré-carga de parafusos de retenção e na desadaptação vertical da coroa protética antes e após ciclagem mecânica”

1 Introdução e Justificativa

As pesquisas iniciais envolvendo implantes dentais osseointegrados direcionavam-se, em grande parte, para os aspectos biológicos ocorridos na interface osso/implante. Recentemente, grande ênfase tem sido dada aos aspectos mecânicos dos implantes e componentes protéticos¹. O sucesso clínico de um implante depende de vários fatores, uma vez que o mesmo estará submetido a diferentes esforços mecânicos e térmicos, além da agressividade típica do meio hospedeiro. Apesar dos implantes e seus sistemas protéticos terem alcançado um amplo uso na rotina clínica ainda são frequentes algumas complicações e limitações, podendo ocorrer vários tipos de falhas, tanto biológicas como mecânicas^{2,3,4,5,6}.

As principais complicações biológicas de um sistema de implante incluem perda da crista óssea adjacente e até mesmo da osseointegração⁵. A perda tardia destes implantes é uma das falhas descrita na literatura e suas causas sugeridas incluem peri-implantite induzida por placa bacteriana, suporte ósseo inadequado, desadaptação da coroa protética, oclusão desajustada, incidência de cargas não-axiais, entre outras². Os problemas mecânicos estão relacionados ao sistema implante-prótese e incluem afrouxamento do parafuso de retenção da

prótese ou do intermediário e fraturas na coroa e do implante^{2,3,4,5,6,7}. Entretanto, a complicação protética mais freqüente neste tipo de restauração é o afrouxamento do parafuso que retém a prótese ao implante, totalizando 38,2% das ocorrências⁶.

Numa junção parafusada entre prótese e implante, o parafuso se afrouxa somente se as forças externas que tentam separar as partes são maiores que as forças que as fazem ficar unidas. As forças que tentam desunir as partes são chamadas de “forças de separação da junção”, enquanto que a força que mantém as partes juntas é chamada de “força de travamento”. Para se conseguir uniões seguras, os parafusos devem ser tensionados para produzir uma força de travamento maior que as forças externas que tendem a separar a junção^{8,9}. Geralmente, a força de travamento é proporcional ao torque de apertamento do parafuso, que desenvolve uma tensão no parafuso chamada de pré-carga^{10,11}.

A possível causa do afrouxamento dos parafusos de retenção e conseqüente perda da condição de pré-carga seria uma interação de fatores clínicos^{7,8,12,13}. Um desses fatores é a aplicação de cargas funcionais, axiais ou não, que provocam redução da fricção entre as roscas do parafuso de retenção e o implante e, conseqüentemente, reduzem a pré-carga ao longo do tempo^{7,8,10,12,14}. O desrosqueamento do parafuso provavelmente ocorre devido à tendência de separação do conjunto pilar/implante e por elevada tensão no parafuso, provocado pelas forças externas. O fato das superfícies desse conjunto não serem totalmente lisas também tem importância relevante. Devido às micro-rugosidades dos componentes, quando a interface do parafuso é submetida à carga externa, ocorre micromovimentação das partes com conseqüente desgaste dessas áreas, o que resulta na diminuição da pré-carga do parafuso. Embora uma força de atrito grande entre as roscas do parafuso e as roscas internas do implante evite seu afrouxamento, cargas aplicadas externamente reduzem essa fricção por compressão da cabeça do parafuso contra a base do pilar, e, deste modo, a união das roscas perde a tensão e o parafuso se afrouxa¹⁵. Além disso, cargas funcionais oclusais advindas da

mastigação atuam sobre as restaurações podendo provocar micromovimentos dos pilares, induzindo à perda da pré-carga¹⁵.

Visto que a pré-carga pode ser perdida devido às cargas funcionais, axiais ou não, vários estudos têm sido conduzidos neste sentido. Segundo Schwarz³⁶ (2000), forças oclusais excessivas podem resultar em problemas mecânicos para os implantes dentários e seu respectivo sistema protético. Para Rambhia e colaboradores¹ (2002), as restaurações fixas implantossuportadas estão sujeitas a tensões complexas durante a função. A redução ou eliminação de cargas oclusais inadequadas poderiam minimizar as falhas no parafuso. Com o mesmo ponto de vista, Erneklint e colaboradores³⁹ (2006) afirmaram que as falhas mecânicas em sistemas de implantes orais são quase sempre relacionadas a forças mastigatórias desfavoráveis não-dagnosticadas e ou escolha incorreta dos componentes dos implantes e suas dimensões. Esses autores avaliaram “in vitro” a resistência ao carregamento em um sistema de implante cônico, através da comparação de combinações de duas diferentes angulações da cabeça do abutment e três tipos de materiais nos parafusos de retenção. Observaram que a angulação do abutment foi o componente determinante e o material de confecção dos parafusos de retenção também teve importante relevância na quantidade de carga suportada pelo sistema.

Além dos fatores citados acima, as causas de afrouxamento ou soltura do parafuso de retenção protético podem estar associadas ao desenho geométrico e tipo de liga do parafuso e à precisão da adaptação entre os componentes^{7,14,16,17}. Sendo assim, muitos esforços têm sido feitos para diminuir a incidência da soltura de parafusos em restaurações implantossuportadas, todos visando a obtenção de uma pré-carga ideal, que maximize a vida útil dos mesmos e ofereça maior proteção contra a soltura¹⁸. A alteração na superfície do parafuso de paládio-ouro do pilar, adicionado de um lubrificante sólido para diminuir o coeficiente de fricção e aumentar os valores de pré-carga, ou a modificação na superfície do parafuso de titânio do

pilar através de um processo de tratamento da superfície, são esforços que visam diminuir a fricção e aumentar a resistência à fadiga dos mesmos^{18,19}. Avaliando o efeito de materiais e superfícies de quatro parafusos de pilares sobre a geração de pré-carga, Martin e colaboradores¹⁸ (2001) verificaram que os tratamentos de superfícies dos parafusos reduzem o coeficiente de fricção podendo gerar maiores valores de pré-carga. Por outro lado, Byrne e colaboradores¹⁹ (2006) objetivaram comparar as pré-cargas induzidas por três tipos de parafusos (de titânio, de ouro e de ouro coberto com lubrificante) quando foram aplicados torques de inserção progressivos e repetidos de 10N, 20N e 35N. Neste estudo, o parafuso de ouro revestido por lubrificante mostrou a maior tendência de diminuição da pré-carga com os apertamentos repetidos, independente do tipo de abutment, sendo o parafuso de titânio o de maior estabilidade durante os três episódios de apertamentos.

A configuração geométrica estrutural da conexão dos implantes também tem sido mencionada como uma condição diferencial na manutenção da estabilidade da interface implante-prótese^{20,21,22,23,24,25,26,27}. Assim, os dois grandes grupos de conexões mais conhecidos são: externa e interna, sendo subdividas em: hexagonal, octagonal, cone parafuso, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, entre outras²⁸.

Apesar de vários estudos^{3,20,21,22,23,24,26,28,29,30,31,32} demonstrarem inferioridade dos sistemas de conexão externa em relação aos de conexão interna, tanto no que diz respeito à distribuição de tensões, quanto à incidência de afrouxamento de parafusos de retenção, os implantes de conexão externa são amplamente usados na rotina dos procedimentos de restaurações implantorretidas. Isso porque, do ponto de vista clínico, parece não haver diferença entre os diferentes tipos de conexão para o sucesso e longevidade do sistema pilar/implante³³. Segundo Lazzara³⁴ (1991), o implante com hexágono externo, que foi inicialmente desenvolvido para facilitar sua inserção no leito cirúrgico, teria suas principais vantagens obtidas na fase protética, onde uma conexão mais estável entre o implante e a coroa

é necessária. Ainda segundo esse autor, uma das vantagens do hexágono externo é que sua posição pode ser transferida para o modelo de trabalho mais facilmente através de componentes de moldagem, permitindo ao técnico reproduzir a exata posição deste, o que proporciona a confecção correta de uma restauração estética e funcional.

Especificamente no que diz respeito às conexões internas, alguns autores citam que estas seriam uma evolução do hexágono externo tradicional^{3,4,30} e teriam algumas vantagens sobre ele, como proporcionar menor afrouxamento e fraturas de parafusos^{3,28,30,32} além de absorver melhor as cargas oclusais^{30,32}. Além disso, o desenho das conexões internas possibilitaria distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos implantes em relação às fixações com hexágono externo, diminuindo as tensões sobre a crista óssea²³. Uma maior estabilidade da interface implante/pilar também tem sido relacionada às conexões internas, onde as paredes do pilar estão em maior contato com a superfície interna do implante, diminuindo a possibilidade de micromovimentos durante os carregamentos²⁹.

Neste sentido, vários estudos experimentais de cargas estáticas e dinâmicas utilizando diferentes tipos de conexões externas e internas mostram uma melhora significativa no comportamento da conexão interna^{20,21,22,24,26,31}. Apesar disso, alguns estudos demonstram que não existe diferença significativa na distribuição de tensões entre os sistemas de conexão interna e externa^{9,35}.

Ainda em relação às conexões hexagonais internas, Schwarz³⁶ (2000) relataram que estas foram desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável, aumentando assim a resistência e reduzindo, conseqüentemente, complicações como afrouxamento ou fratura do parafuso de retenção. Neste tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, sendo que as forças laterais são transmitidas diretamente às suas paredes, criando menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência às

tensões cisalhantes na união³¹. Assim, segundo Binon²⁹ (2000), nas conexões internas os parafusos apresentam pouca ou nenhuma carga e proporcionam íntimo contato com as paredes do implante, resistindo a micromovimentos que resultam numa interface mais estável. Ressalta ainda que, na conexão externa, os componentes de forças laterais são transmitidos ao parafuso de retenção no ponto onde o implante e pilar entram em contato, assim como na base de assentamento do implante, o que eventualmente pode causar afrouxamento ou fratura do parafuso. Entretanto, Piermatti e colaboradores³⁷ (2006) avaliando a influência do tipo de conexão no afrouxamento de parafusos, concluíram que o tipo de conexão, externa ou interna, não influencia na falha do parafuso, sendo que este tipo de falha é mais influenciado pelo desenho do parafuso.

Além dos fatores citados acima, outras diferentes condições podem levar ao afrouxamento do parafuso, como baixa pré-carga na união do parafuso e inadequada força de travamento, falhas no reaperto do parafuso após a inserção e assentamento inicial, variáveis induzidas pelo operador na aplicação do torque, dificuldades de acesso na região posterior da boca e variação do torque produzido por dispositivos mecânicos ou torque manual^{13,38}.

Pontos mecanicamente fracos em um sistema de implante podem trazer maiores problemas para a prótese quando sob o impacto de cargas funcionais. A conexão por parafuso entre o intermediário e o implante é uma área problemática, entretanto, a conexão parafusada entre a coroa e o intermediário é uma área com ainda mais falhas⁴⁰.

Além da conjunção dos fatores já citados, que pode levar à falha mecânica de conexões parafusadas, também existe evidência na literatura de que a presença de desconexões entre a coroa protética implantossuportada e intermediários e/ou implantes potencializa as chances de perda da pré-carga^{17,41}, além de ser um fator de indução de falhas biológicas¹⁶. Portanto, a desconexão da supra-estrutura protética tem sido apontada como um importante fator que pode afetar o sucesso clínico da reabilitação a longo prazo. A

adaptação não-passiva dessa com os intermediários dos implantes tem sido sugerida como uma causa de problemas de ordem biológica e de falha tardia dos componentes protéticos, consistindo em um fator de tensão adicional que pode levar a complicações biológicas dos tecidos vizinhos e complicações mecânicas, tais como fraturas da estrutura, dos parafusos e do material restaurador⁵, além de afrouxamento do parafuso de retenção protético^{17,38}. A desadaptação da prótese está relacionada a um significativo aumento de carga no sistema de implante e osso adjacente. Desta maneira, isto seria causa da perda do implante e fraturas por fadiga do metal⁴⁰.

Apesar da desadaptação poder ter ou não um efeito sobre a manutenção e estabilidade da interface de osseointegração do implante, é mais provável que esta desadaptação seja uma causa consistente de falha de componentes mecânicos. As causas de perdas e fraturas dos componentes protéticos são multifatoriais, mas deve-se levar em consideração que a desadaptação da coroa protética tem um importante papel nessas complicações².

As desadaptações das coroas implantorretidas podem ser classificadas em: horizontal, vertical, angular (ou profundidade de fenda) e rotacional^{42,43} (Figura C1), sendo que as desadaptações rotacionais e as verticais são mais frequentemente estudadas^{16,20,21,24,31,42,44,45,46} provavelmente devido ao fato de serem grandes indutoras de falhas mecânicas no sistema implante-prótese^{5,36,43}. Entretanto, não existe um consenso na literatura afirmando o quanto de desadaptação vertical seria prejudicial ao sistema implante-prótese, mas alguns autores afirmam que uma desadaptação maior que 10µm seria responsável pela sobrecarga dos parafusos que passariam a agir não como componentes de retenção, mas sim como agentes de união, forçando o fechamento da interface implante-prótese e comprometendo a estabilidade da conexão^{11,12,47}.

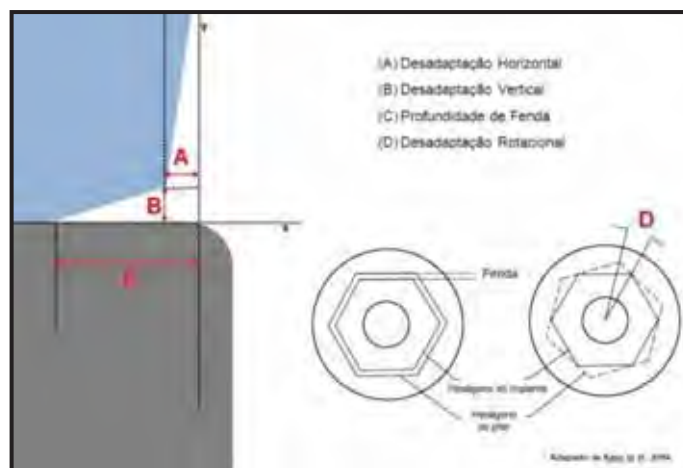


Figura C4 – Esquema ilustrativo dos tipos de desadaptação de coroas implantorretidas parafusadas*.

Nesse sentido, alguns autores^{42,43,48} analisando o efeito dos procedimentos de fundição na desadaptação de pilares calcináveis e na perda de pré-carga de parafusos de retenção, salientaram que a conexão pilar/implante é uma união constituída por duas partes unidas por um parafuso. A função do parafuso é criar uma força de travamento entre o implante e o pilar suficiente para resistir a cargas externas. Quando a interface implante-pilar não possui um alinhamento exato por causa de desadaptações, parte do torque aplicado é dissipada para alinhar as partes. Quando a maior parte do torque é utilizada para alinhar as partes, o torque remanescente gera uma força de união abaixo da ótima e resulta em uma grande oportunidade para falha da junção promovida pelo parafuso. Todavia, embora melhorias nas tolerâncias dos componentes e interface e desenhos do parafuso tenham diminuído a incidência de seu afrouxamento, as conseqüências dessa ocorrência continuam importantes para clínicos e pacientes^{42,43,48}.

Vários tipos de ensaios que visam determinar os tipos de falhas e simular o uso clínico dos diferentes tipos de conexões nos sistemas de implantes são relatados na

*Adaptado de Kano e colaboradores⁴², 2004

literatura^{1,8,12,23,31,39,49,50,51,52,53}, como por exemplo os testes de fadiga com aplicação de cargas oclusais estáticas ou dinâmicas. O carregamento cíclico, também chamado de ciclagem mecânica, é um ensaio caracterizado pela aplicação de uma carga pré-definida por um determinado número de ciclos, a uma determinada frequência⁵². Em Odontologia, a ciclagem de cargas dinâmicas pode ser usada como um teste “in vitro” para simular as variadas forças oclusais que atuam sobre os dentes e as próteses no ambiente oral. Vários autores^{8,24,38,41,45,49,50,51,52,53} têm usado, com sucesso, esse tipo de teste para simular as forças mastigatórias.

Em 1993, Breeding e colaboradores⁴⁹ fizeram uso da ciclagem de cargas por 16.667 ciclos para reproduzir o efeito da mastigação na soltura de parafusos em coroas implantossuportadas. Segundo esses autores, estima-se que 1 milhão de ciclos de cargas equivaleria a 5 anos de mastigação intensa na boca, e que, portanto, 16.667 ciclos equivaleria a um mês de uso intra-oral. Binon³⁸, em 1998, também usou este tipo de teste para avaliar a soltura de parafusos de coroas implantossuportadas, usando carregamento de 133.3N por até 2.4 milhões de ciclos. Já Lee e colaboradores⁵² (2002) aplicaram cargas de 100N de força sobre coroas unitárias implantossuportadas, a uma frequência de 1Hz, durante 1×10^6 ciclos para avaliar o efeito no destorque do parafuso de retenção dessas coroas. Dixon e colaboradores²⁴ (1995) também compararam a resistência à fadiga de três tipos de conexões, encontrando resultados diferentes quanto à diminuição do torque de aperto após 16.667 ciclos, sendo de 2,97N.cm no sistema de hexágono externo, 1,62N.cm no sistema de octágono interno e 5.58N.cm no sistema hexágono interno. Segundo Khraisat e colaboradores⁵⁰ (2004), o carregamento em longo prazo pode agravar a micromovimentação do pilar bem como a fadiga do parafuso, levando à redução do torque reverso, afrouxamento e fratura do parafuso. Deste modo, existe um consenso na literatura de que a ciclagem mecânica, com as limitações

de cada caso, constitui-se como um modelo experimental efetivo na reprodução das condições clínicas bucais menos favoráveis⁵¹.

No que diz respeito ao sistema de prótese/implante, não existe consenso em relação a qual apresentaria o melhor desempenho clínico, e este fato pode ser devido à ampla variedade de conexões disponíveis no mercado. Segundo Binon²⁹ (2000), havia no mercado odontológico mais de quarenta tipos diferentes de sistemas de implantes, com cada empresa defendendo o seu como a solução para as limitações, porém com pouca evidência científica a respeito disso. Assim, a contradição encontrada entre a literatura científica e a comercial, em adição às múltiplas escolhas de sistemas de implantes disponíveis, conferem ao profissional dúvidas no momento de escolher o sistema que melhor atenda às expectativas clínicas.

Inicialmente, o mercado de implantes brasileiro acompanhou as tendências internacionais, fabricando implantes e componentes protéticos semelhantes aos sistemas consagrados. Atualmente, tem se mostrado versátil, disponibilizando implantes com conexão hexagonal externa tradicional, hexagonal interna, cônica interna e implantes em peça única, sem junção pilar/implante, produzindo diferentes desenhos de encaixe.

Considerando-se que a falha mais comumente encontrada nas próteses sobre implantes é o afrouxamento do parafuso de retenção com todas as suas implicações clínicas; que a desadaptação vertical da coroa protética tem um importante papel no desempenho clínico da prótese sobre implante; que o carregamento cíclico tem sido descrito como um método eficiente para a simulação das condições encontradas no ambiente oral; e que o clínico tem à disposição diferentes tipos de junções parafusadas pilar/implante, necessitando de dados científicos independentes que amparem sua escolha, julga-se oportuno estudar o efeito do carregamento cíclico sobre a manutenção da pré-carga e sobre a desadaptação vertical de diferentes junções pilar/implante.

2 Proposição

O presente estudo tem como objetivo avaliar a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de titânio e a quantidade de desadaptação vertical da coroa protética parafusada em diferentes tipos de junções pilar/implante (conexão interna híbrida e conexão externa com e sem intermediário), antes e após a ciclagem mecânica de cargas.

3 Material e Método

1) Preparação dos corpos-de-prova:

1a) Escolha dos componentes:

Para a realização desta pesquisa, os seguintes implantes e pilares (Implalife Biotecnologia Ltda., Jales, SP, Brasil) foram escolhidos e divididos em três grupos (n=10), de acordo com o tipo de conexão pilar/implante, como mostram a Tabela C1 e as Figuras C2 e C3. É importante ressaltar que os materiais utilizados no presente estudo são implantes e componentes protéticos em desenvolvimento, que ainda não se encontram em produção comercial. Foram utilizados dois tipos de sistemas de implantes: implantes de conexão externa e implantes de conexão interna híbrida, sendo todos os componentes de liga de titânio grau 5 (norma ASTM F136-02A). O design da conexão externa era de um hexágono externo, tradicionalmente encontrado em vários sistemas de implantes, com plataforma de 4.1mm e componentes com 4.1mm de diâmetro de base de assentamento. Já na conexão interna, o design aliava uma conexão tipo cone-morse com um encaixe hexagonal interno ao final do cone-morse; por esse motivo, esta era chamada de conexão interna híbrida. Esse tipo de conexão possuía plataforma de 4.0mm e encaixe interno com angulação de 7 graus. Em

relação aos pilares utilizados, estes foram pilares similares aos comercialmente conhecidos como Esteticone e pilares do tipo UCLA.

Tabela C1- Composição dos grupos de estudo.

Grupo	Tipo de Conexão do Implante	Plataforma	Pilar	Torque recomendado ao parafuso de retenção protético (N.cm)
CIE	Conexão Interna Híbrida	4.0	Esteticone	20
CEE	Conexão externa	4.1	Esteticone	20
CEU	Conexão externa	4.1	UCLA	30



Figura C5 – Componentes protéticos e implante de conexão interna híbrida.



Figura C6 - Componentes protéticos e implante de conexão externa.

1b) Confecção das coroas metálicas:

Para a confecção das coroas metálicas a serem parafusadas sobre seus respectivos implantes foram utilizados pilares protéticos de plástico. Tais pilares foram encerados em formato tronco-cônico até as dimensões de 8 mm de altura por 8 mm de largura em seu maior diâmetro²², conforme pode ser verificado no esquema ilustrativo da Figura C4, contendo na sua região oclusal um “slice” unilateral, sobre o qual seria posicionada uma esfera de aço para aplicação do carregamento durante o ensaio de fadiga. Para padronizar o tamanho e formato das coroas, estas foram enceradas em matrizes bipartidas de silicone. Posteriormente ao enceramento, as coroas foram fundidas (Figura C5) em liga de CoCrMo (Wironia[®] light, BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen, Alemanha) pela técnica da cera perdida.



Figura C4 – Esquema ilustrativo da coroa a ser parafusada sobre os implantes com e sem intermediário.



Figura C5 – Coroa metálica pronta para ser designada a um dos grupos.

1c) Embutimento dos implantes para a realização das análises de torque e destorque, antes e após a ciclagem mecânica:

Todos os implantes que comporiam os corpos-de-prova foram incluídos em resina de poliéster modificada autopolimerizável (Technovit 4000 – Cold-curing resin for metallographic testings, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany) com auxílio de um dispositivo metálico bipartido, de modo que ficassem com uma inclinação de 30° em relação

ao seu eixo vertical, a fim de que houvesse aplicação de um carregamento oblíquo sobre os mesmos³⁹ (Figura C6).

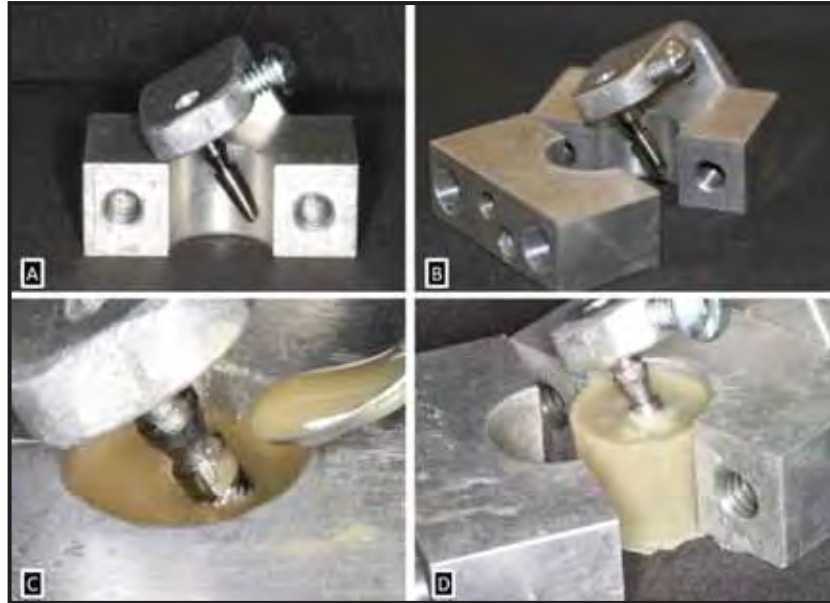


Figura C6 – A) Implante posicionado no dispositivo metálico desenvolvido para o embutimento com inclinação de 30°. B) Fechamento do dispositivo metálico. C) Resina sendo inserida no orifício do dispositivo. D) Após a polimerização, abertura do dispositivo.

1d) Composição final dos grupos para a avaliação de torque e destorque, antes e após a ciclagem mecânica:

Estando os implantes embutidos na resina de poliéster, as coroas metálicas juntamente com os seus respectivos parafusos de retenção protéticos foram designadas a cada um dos implantes, para formar os três grupos de estudo (n=10):

- Grupo CIE: implante de conexão interna híbrida, pilar esteticone e coroa parafusada (Figura C7);
- Grupo CEE: implante de conexão externa, pilar esteticone e coroa parafusada (Figura C8);
- Grupo CEU: implante de conexão externa, coroa parafusada diretamente sobre o implante (UCLA) (Figura C9).

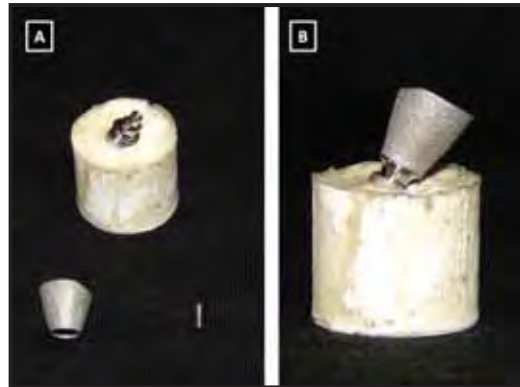


Figura C7 – A) Implante de conexão interna híbrida devidamente embutido, já com o pilar posicionado e respectivos coroa e parafuso de retenção protético. B) Corpo-de-prova finalizado referente ao grupo CIE.

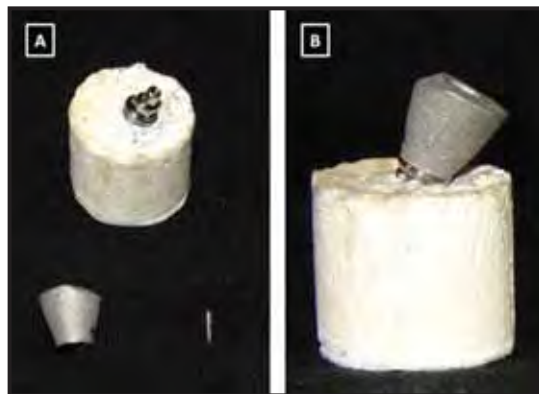


Figura C8 – A) Implante de conexão externa devidamente embutido, já com o pilar posicionado e respectivos coroa e parafuso de retenção protético. B) Corpo-de-prova finalizado referente ao grupo CEE.



Figura C9 - A) Implante de conexão externa devidamente embutido e respectivos coroa e parafuso de retenção protético. B) Corpo-de-prova finalizado referente ao grupo CEU.

1e) Composição final dos grupos para a avaliação da desadaptação vertical da coroa protética, antes e após ciclagem mecânica:

Para a análise da desadaptação vertical, foram utilizados implantes não-embutidos para receber as coroas metálicas. Além disso, foram também utilizados outros novos parafusos de retenção, para que não houvesse interferência nos valores de destorque.

Sendo assim, para a análise da desadaptação vertical das coroas do grupo CIE, foi utilizado um único implante de conexão interna híbrida/esteticone/parafuso de retenção no qual todas as dez coroas do grupo foram parafusadas. O mesmo foi realizado para a análise do grupo CEE, que utilizou um único implante de conexão externa/esteticone/parafuso de retenção no qual todas as dez coroas do grupo foram parafusadas. Para a análise do grupo CEU, todas as dez coroas do grupo foram parafusadas a um único conjunto implante de conexão externa/parafuso de retenção (Figura C10).



Figura C10 – Implantes com e sem intermediário e respectivos parafusos de retenção utilizados para a análise da desadaptação vertical na interface coroa/intermediário (Grupo A: CIE; Grupo B: CEE) e coroa/implante (Grupo C: CEU).

2) Sorteio dos espécimes:

Antes da realização de todos os testes, ou seja, das mensurações de desadaptação vertical da coroa protética e das leituras dos valores de destorque, foi realizado um sorteio que

permitiu determinar uma sequência aleatória para os espécimes. Tal sorteio foi realizado através de um software específico (Random Allocation Software, version 1.0, Isfahan, Iran), no qual é possível inserir os dados referentes ao número de espécimes e grupos (Figura C11) e este, por sua vez, fornece automaticamente uma sequência aleatória para os dados inseridos.

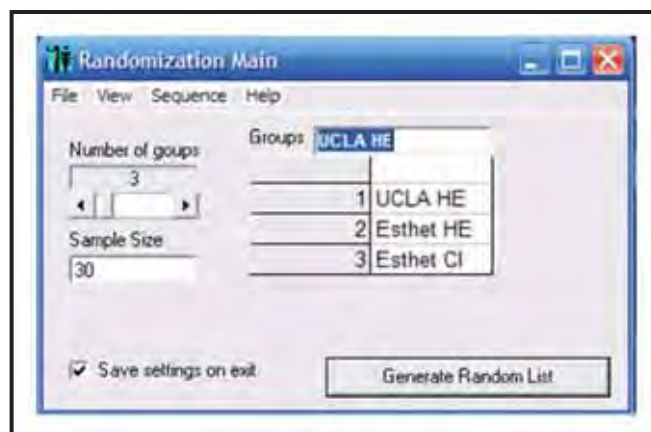


Figura C11 – Imagem da tela do software Random Allocation utilizado para randomização das amostras.

Sendo assim, o sorteio realizado através desse software gerou uma sequência e essa sequência obtida para os espécimes desse estudo pode ser visualizada na Figura C12.

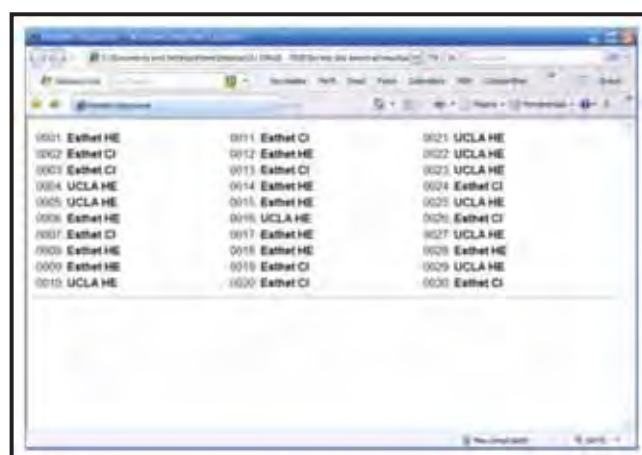


Figura C12 – Imagem da tela evidenciando o resultado do sorteio dos corpos-de-prova, gerando uma sequência aleatória para os testes dos mesmos.

3) Mensuração da desadaptação vertical das coroas protéticas, antes e após a ciclagem mecânica:

A mensuração da desadaptação vertical das coroas protéticas, em micrômetros (μm), foi realizada com o auxílio de um estereomicroscópio (SteREO Discovery.V20, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Brasil), com um aumento de 150X, conectado a um computador (Figura C13). A captação das imagens obtidas pelo microscópio era realizada por uma câmera (AxioCam HRc, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Brasil) acoplada ao mesmo e processadas no computador através de um software específico (AxioVision, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Brasil) que integra o controle do microscópio, a aquisição e o processamento das imagens obtidas, assim como a análise, gerenciamento e o arquivamento dessas imagens (Figura C14).



Figura C13 - Estereomicroscópio SteREO Discovery.V20 utilizado para as mensurações de desadaptação vertical das coroas protéticas parafusadas.

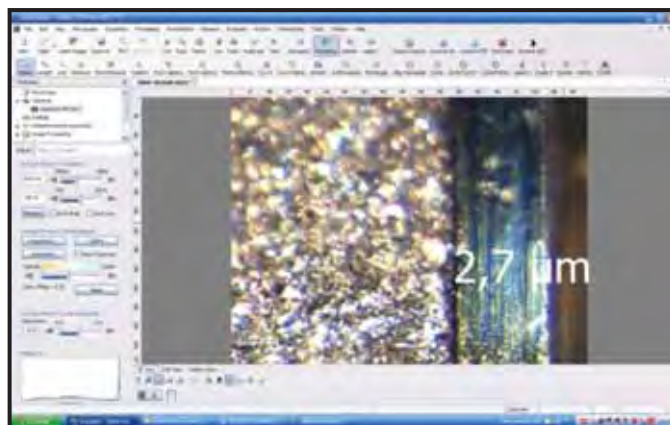


Figura C14 – Imagem da tela do software AxioVision, responsável pela obtenção, análise e arquivamento das imagens obtidas.

A fim de padronizar o posicionamento horizontal dos espécimes sob as lentes do estereomicroscópio, foram confeccionadas matrizes de silicone (Figura C15) para a realização da mensuração da interface entre coroa/intermediário (grupos CIE e CEE) e coroa/implante (grupo CEU) de todos os corpos-de-prova (mensuração da desadaptação vertical da coroa protética).

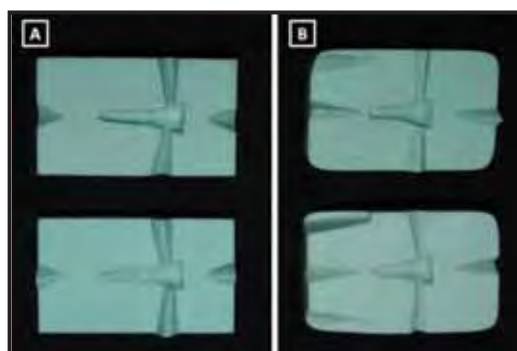


Figura C15 – Matrizes de silicone confeccionadas para posicionamento das coroas e implantes durante mensuração da desadaptação vertical (Imagem A: grupos CIE e CEE; Imagem B: grupo CEU).

Assim, para a realização das mensurações, cada coroa era parafusada ao seu respectivo implante, com o torque recomendado pelo fabricante (grupos CIE e CEE = 20N.cm; grupo CEU = 30N.cm), e, então, o conjunto era posicionado na matriz de silicone para a mensuração

da desadaptação vertical, em micrômetros (μm), como mostram as Figuras C16 e C17. Note que a matriz era composta de duas partes, pois a mensuração era feita em dois lados da coroa: primeiramente na face oposta ao bisel oclusal onde haveria a incidência do carregamento cíclico (denominada face I) e, em seguida, na face correspondente ao bisel (denominada face II).

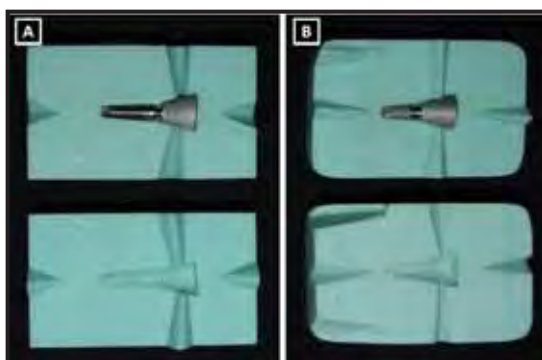


Figura C16 – Espécimes dos grupos CIE (imagem A) e CEU (imagem B) posicionados em suas respectivas matrizes para análise na face oposta ao bisel oclusal.



Figura C17 – Vista aproximada do espécime posicionado para mensuração da desadaptação vertical da coroa protética parafusada.

Em cada coroa de cada grupo foram realizadas três mensurações na face I e três mensurações na face II, a fim de se obter uma média que correspondesse ao valor de desadaptação vertical em cada face. Portanto, para cada coroa obteve-se dois valores médios

de desadaptação vertical, um para a face I e outro para a face II. Essas mensurações foram realizadas antes e após a ciclagem mecânica, sendo que os valores obtidos antes do carregamento cíclico foram considerados como controle para avaliação em comparação aos valores obtidos após a ciclagem mecânica.

4) Mensuração do destorque – antes e depois da ciclagem mecânica:

Como já descrito anteriormente, para as leituras de destorque, uma vez formados os grupos, todas as coroas foram parafusadas em seus respectivos implantes já embutidos na resina de poliéster (com e sem intermediário). Para a realização do torque e do destorque foi utilizado um medidor analógico de torque, também chamado de torquímetro (Tohnichi Torque Gauge, BTG36CN-S, Tohnichi MFG. CO., LTD., Tokio, Japan) (Figura C18), com o torque recomendado pelo fabricante para cada parafuso (grupos CIE e CEE = 20N.cm; grupo CEU = 30N.cm – conforme descrito na Tabela 1). Esse torquímetro analógico permite o apertamento do parafuso de retenção, ou seja, o torque, quando acionado em sentido horário (torque de aperto ou simplesmente torque); também permite mensurar o valor de destorque (torque de afrouxamento do parafuso de retenção ou destorque) quando acionado em sentido anti-horário. Para tal, são adaptadas ao torquímetro chaves específicas para cada parafuso de retenção (hexagonal para os parafusos dos grupos CIE e CEE e quadrada para os do grupo CEU). Durante a aplicação do torque e verificação do destorque, os corpos-de-prova e o torquímetro foram devidamente fixados em um conjunto de dispositivos metálicos, para que se mantivessem estáveis durante as leituras (Figuras C19 e C20).



Figura C18 – Vista lateral e superior do medidor analógico de torque (Tonichi BTG36CN-S).



Figura C19 – Vista lateral e superior dos dispositivos metálicos responsáveis pelo posicionamento do medidor analógico de torque e do corpo-de-prova durante as mensurações.



Figura C20 – Vista aproximada da chave hexagonal posicionada sobre o corpo-de-prova devidamente estabilizado pelo dispositivo metálico.

A leitura dos valores de destorque foi realizada da seguinte maneira, em cada corpo-de-prova: inicialmente, o torque apropriado foi aplicado ao parafuso e após um intervalo de

tempo de três minutos foi mensurado o destorque, seguindo a metodologia de Breeding e colaboradores⁴⁹ (1993). Esta leitura foi considerada como destorque inicial, a qual permite avaliar a manutenção da pré-carga antes da ciclagem mecânica. Este procedimento foi repetido três vezes em cada corpo-de-prova, a fim de se obter uma média de destorque inicial. Após essa verificação inicial do destorque, os parafusos receberam um novo torque, conforme descrito anteriormente e através do torquímetro analógico, para então serem posicionados na máquina de ensaios eletromecânicos de fadiga e, em seguida, submetidos à ciclagem mecânica (Figura C21).



Figura C21 – Corpo-de-prova contendo o implante no interior do cilindro de resina e a coroa parafusada, prontos para aplicação do carregamento (ciclagem mecânica).

5) Ciclagem Mecânica:

Após as avaliações iniciais (leitura do destorque inicial e mensuração da desadaptação vertical antes da ciclagem), os corpos-de-prova foram, então, submetidos à ciclagem mecânica em um equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos – SP, Brasil) (Figura C22). O equipamento foi calibrado para operar em um total de 1×10^6 de ciclos, a uma frequência de 2 Hz, imprimindo um carregamento dinâmico de $130\text{N} \pm 10\text{N}$, incidindo obliquamente (30°) sobre o “slice” de cada corpo-de-prova, por meio de uma esfera de aço

com 4 mm de diâmetro previamente revestida por uma fina camada de graxa (Graxa azul universal, FBS Lubrificantes Especiais, Araçoiaba da Serra – SP, Brasil) para reduzir a fricção⁵⁰.

Este equipamento permite que sejam ensaiados seis corpos-de-prova de cada vez, imersos em água destilada com circulação constante à temperatura³¹ de $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, controlados automaticamente pelo próprio equipamento. Para a designação de quais corpos-de-prova seriam posicionados de cada vez no equipamento, foi seguida a sequência aleatória gerada pelo sorteio do software Ramdon Allocation, conforme descrito anteriormente (Figura C12). Os corpos-de-prova foram fixados aos orifícios do equipamento eletromecânico com o auxílio de cola quente, de modo que ficassem totalmente estabilizados e não sofressem movimentação durante o ensaio.



Figura C22 – Vista frontal do equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação, no qual os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica.

Como já citado anteriormente, após a ciclagem mecânica os corpos-de-prova foram novamente avaliados através das metodologias previamente descritas. Sendo assim, foi realizada nova leitura de destorque, denominada destorque final (Figuras C19 e C20).

Subsequentemente à obtenção dos valores de destorque final, as coroas metálicas passaram pela mensuração da desadaptação vertical. Ou seja, as coroas novamente foram parafusadas aos seus respectivos implantes (não embutidos em resina), e posicionadas sob as lentes do estereomicroscópio para que a mensuração final pudesse ser realizada, conforme descrito anteriormente (Figuras C16 e C17).

Todos os valores obtidos foram tabulados e submetidos à análise estatística, pretendendo estabelecer o quanto de afrouxamento (diminuição da pré-carga) dos parafusos de retenção ocorreu em função de cada tipo de conexão, com e sem a influência do ensaio mecânico de fadiga, e ainda, se houve influência ou não do tipo de conexão e do ensaio mecânico de fadiga sobre a desadaptação vertical da coroa protética. Além disso, procurou-se analisar se houve correlação entre os valores de destorque com os valores de desadaptação.

Para essa análise estatística, utilizou-se um software apropriado (StatView for Windows version 5.0.1., SAS Institute Inc., Cary, NC, USA), para que a mesma fosse realizada em três etapas: primeiramente, foram analisados os resultados de destorque e, em seguida, os resultados da desadaptação vertical. Na sequência, foi realizada a análise de correlação entre os valores de destorque e desadaptação vertical.

4 Resultados

A partir da metodologia descrita no capítulo anterior, dois tipos de resultados foram obtidos: um referente aos valores de destorque do parafuso de retenção protético (medidos em N.cm) e outro referente aos valores de desadaptação vertical da coroa protética (medidos em μm), ambos antes e depois da ciclagem mecânica.

Resultados de destorque

Os valores de destorque inicial (expressos em N.cm), ou seja, antes da ciclagem mecânica, e suas respectivas médias e desvios padrão, encontram-se descritos nas Tabelas C2, C3 e C4. Nota-se que, em cada corpo-de-prova, foram realizadas três leituras de destorque antes da ciclagem mecânica (destorque inicial), sendo considerada para a análise estatística a média desses três valores. Já os valores de destorque final (depois da ciclagem mecânica) e suas respectivas médias e desvios padrão encontram-se descritos nas Tabelas C5, C6 e C7.

Tabela C2 – Valores de destorque inicial (expressos em N.cm) para os corpos-de-prova do grupo CIE, incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) (Valor do torque = 20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm).

GRUPO CIE				
DESTORQUE INICIAL (antes da ciclagem)				
Cp	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	MÉDIA das 3 leituras
1	14,5	15	15,5	15
2	16,5	15,5	13,75	15,25
3	15	14	16	15
4	14	14,75	14	14,25
5	15	16,5	17	16,17
6	16	18,5	15,25	16,58
7	14,5	14,75	15	14,75
8	17	15,5	14	15,5
9	14,25	14,75	16	15
10	15	13,75	14	14,25
Média Geral (DP)				15,17 (0,75)

Tabela C3 – Valores de destorque inicial (expressos em N.cm) para os corpos-de-prova do grupo CEE, incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) (Valor do torque = 20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm).

GRUPO CEE				
DESTORQUE INICIAL (antes da ciclagem)				
Cp	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	MÉDIA das 3 leituras
1	16	14,75	14	14,92
2	16	16	9	13,67
3	16	15	14	15
4	16,5	18,75	19	18,08
5	16	16,5	19	17,17
6	17	15,5	16	16,17
7	14,5	17	17	16,17
8	14	15	16,25	15,08
9	14,75	15	15,5	15,08
10	16	15,5	15	15,5
Média Geral (DP)				15,68 (1,26)

Tabela C4 – Valores de destorque inicial (expressos em N.cm) para os corpos-de-prova do grupo CEU incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) (Valor do torque = 30 N.cm $\pm$ 0,5N.cm).

GRUPO CEU				
DESTORQUE INICIAL (antes da ciclagem)				
Cp	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	MÉDIA das 3 leituras
1	24	20,25	25	23,08
2	25,5	24,5	24,5	24,83
3	22	25	23	23,33
4	20,75	23	22	21,92
5	25,5	26,75	26	26,08
6	22	21,75	21	21,58
7	27	25	25	25,67
8	22	25	25,5	24,17
9	25	26,25	26,25	25,83
10	25	23	25,5	24,50
Média Geral (DP)				24,1 (1,59)

Tabela C5 – Valores de destorque final (expressos em N.cm) incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) para os corpos-de-prova do grupo CIE (Valor do torque = 20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm).

GRUPO CIE DESTORQUE FINAL (depois da ciclagem)	
Cp	Destorque
1	13
2	14,25
3	14,5
4	12,5
5	12,5
6	14
7	13
8	12,5
9	13,75
10	14,25
Média Geral	13,43
(DP)	(0,81)

Tabela C6 – Valores de destorque final (expressos em N.cm) incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) para os corpos-de-prova do grupo CEE (Valor do torque = 20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm).

GRUPO CEE DESTORQUE FINAL (depois da ciclagem)	
Cp	Destorque
1	12,25
2	8
3	11
4	13
5	11,75
6	14
7	14,25
8	10,75
9	14
10	13,75
Média Geral	12,28
(DP)	(1,97)

Tabela C7 – Valores de destorque final (expressos em N.cm) incluindo média geral do grupo e desvio padrão (DP) para os corpos-de-prova do grupo CEU (Valor do torque = 30 N.cm $\pm$ 0,5N.cm).

GRUPO CEU DESTORQUE FINAL (depois da ciclagem)	
Cp	Destorque
1	18,75
2	16,5
3	17,5
4	18
5	18
6	19,5
7	17,25
8	18,25
9	19,25
10	20
Média Geral (DP)	18,3 (1,09)

Para que os valores de destorque inicial e final dos três grupos pudessem ser comparados entre si, calculou-se a porcentagem (%) da diminuição dos valores de destorque em relação aos valores de torque, para cada grupo. Isso foi feito porque o valor do torque (torque de referência/controle) do grupo CEU (30 N.cm $\pm$ 0,5N.cm) era diferente dos grupos CIE e CEE (20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm). A diminuição em porcentagem dos valores de destorque inicial e final para cada grupo encontra-se descrito nas Tabelas C8, C9 e C10.

Tabela C8 – Porcentagem (%) da diminuição do torque em relação ao valor de torque inicial (20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm), para o grupo CIE, antes e depois da ciclagem mecânica.

GRUPO CIE		
Cp	% da diminuição ANTES DA CICLAGEM	% da diminuição DEPOIS DA CICLAGEM
1	25	35
2	23,75	28,75
3	25	27,5
4	28,75	37,5
5	19,15	37,5
6	17,1	30
7	26,25	35
8	22,5	37,5
9	25	31,25
10	28,75	28,75
Média Geral (DP)	24,13 % (3,75)	32,88 % (4,04)

Tabela C9 – Porcentagem (%) da diminuição do torque em relação ao valor de torque inicial (20 N.cm $\pm$ 0,5N.cm), para o grupo CEE, antes e depois da ciclagem mecânica.

GRUPO CEE		
Cp	% da diminuição ANTES DA CICLAGEM	% da diminuição DEPOIS DA CICLAGEM
1	25,4	38,75
2	31,65	60
3	25	45
4	9,6	35
5	14,15	41,25
6	19,15	30
7	19,15	28,75
8	24,6	46,25
9	24,6	30
10	22,5	31,25
Média Geral (DP)	21,58 % (6,3)	38,63 % (9,87)

Tabela C10 – Porcentagem (%) da diminuição do torque em relação ao valor de torque inicial (30 N.cm $\pm$ 0,5N.cm), para o grupo CEU, antes e depois da ciclagem mecânica.

GRUPO CEU		
Cp	% da diminuição ANTES DA CICLAGEM	% da diminuição DEPOIS DA CICLAGEM
1	23,06	37,5
2	17,23	45
3	22,23	41,67
4	26,93	40
5	13,06	40
6	28,06	35
7	14,43	42,5
8	19,43	39,17
9	13,9	35,83
10	18,34	33,34
Média Geral	19,67 %	39 %
(DP)	(5,31)	(3,62)

Inicialmente, foram estatisticamente analisados os valores de destorque inicial (antes da ciclagem mecânica) e final (depois da ciclagem mecânica) para todos os grupos de estudo (CIE, CEE, CEU) isoladamente, através da Análise de Variância (ANOVA), a qual revelou uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0.0001$) entre todas as mensurações realizadas para todos os grupos (Tabelas C11, C12 e C13).

Tabela C11 – Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios de destorque iniciais e finais (antes e após a ciclagem mecânica), para o grupo CIE.

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	M.Q.	Valor F	Valor P
Períodos	2	466.675	233.337	243.079	<.0001
Resíduo	27	25.918	.960		

G.L, Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados
Nível de significância = 5%

Tabela C12 – Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios de destorque iniciais e finais (antes e após a ciclagem mecânica), para o grupo CEE.

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	M.Q.	Valor F	Valor P
Períodos	2	299.749	149.875	82.000	<.0001
Resíduo	27	49.349	1.828		

G.L., Grau de liberdade; S.Q., soma dos quadrados; M.Q., média dos quadrados
Nível de significância = 5%

Tabela C13 – Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios de destorque iniciais e finais (antes e após a ciclagem mecânica), para o grupo CEU.

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	M.Q.	Valor F	Valor P
Períodos	2	684.467	342.234	276.556	<.0001
Resíduo	27	33.412	1.237		

G.L., Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados
Nível de significância = 5%

Em seguida, e em função dos resultados obtidos pela Análise de Variância, foi aplicado o teste de Fisher, também para cada grupo isoladamente, com o objetivo de verificar as diferenças existentes entre esses valores. Sendo assim, o teste de Fisher verificou haver diferença significativa ($p < 0.0001$) entre os valores do torque (valor de referência e/ou controle) e destorque inicial, entre torque e destorque final de cada grupo, e também revelou diferença significativa ($p < 0.0001$) entre os valores de destorque inicial e final, para cada grupo isoladamente (Tabelas C14, C15 e C16).

Tabela C14 – Teste de Fisher para comparação entre o valor controle (torque aplicado) e valores de destorque inicial (destorque antes da ciclagem), entre valor controle (torque aplicado) e destorque final (destorque após a ciclagem mecânica), e entre valores de destorque inicial e final para o grupo CIE.

Valores	D.M.	D.C.	Valor P
Controle X Destorque Inicial	4.825	.899	<.0001
Controle X Destorque Final	9.661	.899	<.0001
Destorque Inicial X Destorque Final	4.836	.899	<.0001

D.M., Diferença média; D.C., Diferença crítica
Nível de significância = 5%

Tabela C15 – Teste de Fisher para comparação entre o valor controle (torque aplicado) e valores de destorque inicial (destorque antes da ciclagem), entre valor controle (torque aplicado) e destorque final (destorque após a ciclagem mecânica), e entre valores de destorque inicial e final para o grupo CEE.

Valores	D.M.	D.C.	Valor P
Controle X Destorque Inicial	4.316	1.241	<.0001
Controle X Destorque Final	7.725	1.241	<.0001
Destorque Inicial X Destorque Final	3.409	1.241	<.0001

D.M., Diferença média; D.C., Diferença crítica
Nível de significância = 5%

Tabela C16 – Teste de Fisher para comparação entre o valor controle (torque aplicado) e valores de destorque inicial (destorque antes da ciclagem), entre valor controle (torque aplicado) e destorque final (destorque após a ciclagem mecânica), e entre valores de destorque inicial e final para o grupo CEU.

Valores	D.M.	D.C.	Valor P
Controle X Destorque Inicial	5.901	1.021	<.0001
Controle X Destorque Final	11.700	1.021	<.0001
Destorque Inicial X Destorque Final	5.799	1.021	<.0001

D.M., Diferença média; D.C., Diferença crítica
Nível de significância = 5%

Após a análise de cada grupo isoladamente, partiu-se, então, para a análise dos grupos entre si. Como já foi explicado no início desta seção, para que essa análise pudesse ser realizada, a perda do torque (diminuição dos valores obtidos antes e após a ciclagem) foi transformada em porcentagem, visto que os valores de torque aplicados nos parafusos eram diferentes entre si (grupo CIE e CEE = 20 N.cm; grupo CEU = 30 N.cm). Deste modo, foi realizada uma nova Análise de Variância, com nível de significância de 5%, desta vez com os valores em porcentagem e para fins de comparação entre todos os grupos entre si e ambos os períodos de mensuração (antes e depois da ciclagem mecânica). Essa análise demonstrou não haver diferença significativa entre os grupos quando analisados independentemente dos períodos de mensuração ($p=.6929$). Porém, em relação aos períodos de mensuração (independentemente dos grupos), houve diferença estatisticamente significativa ($p<.0001$) e, quando se comparou os grupos em relação aos períodos, também foi possível verificar diferença significativa ($p=.0162$), como pode ser visualizado na Tabela C17.

Tabela C17 – Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios da diferença em porcentagem (%) entre as leituras antes e após a ciclagem mecânica, para todos os grupos.

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	M.Q.	Valor F	Valor P
Grupos	2	25.694	12.847	.369	.6929
Períodos	1	3394.378	3394.378	97.584	<.0001
Grupos X Períodos	2	310.113	155.056	4.458	.0162
Resíduo	54				

G.L., Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados
Nível de significância = 5%

Quando se analisou todas as mensurações antes da ciclagem mecânica, a Análise de Variância demonstrou que os valores de todos os grupos não eram estatisticamente diferentes entre si, como mostra a Tabela C18.

Tabela C18 – Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios da diferença em porcentagem (%) entre as leituras antes da ciclagem mecânica, para todos os grupos.

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	M.Q.	Valor F	Valor P
Grupos	2	100.035	50.017	1.832	.1794
Resíduo	27	737.160	27.302		

G.L, Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados
Nível de significância = 5%

Quando foram analisadas todas as mensurações depois da ciclagem mecânica, ANOVA demonstrou que os valores de todos os grupos poderiam apresentar diferença significativa entre si, o que pode ser visto na Tabela C19. Portanto, isso levou a uma nova análise, através do teste de Fisher, que constatou haver diferença significativa entre os valores dos grupos CIE e CEU, após a ciclagem mecânica (Tabela C20).

Tabela C19 – Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios da diferença em porcentagem (%) entre as leituras depois da ciclagem mecânica, para todos os grupos.

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	M.Q.	Valor F	Valor P
Grupos	2	235.773	117.886	2.789	.0792
Resíduo	27	1141.180	42.266		

G.L, Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados
Nível de significância = 5%

Tabela C20 – Teste de Fisher para comparação entre os grupos após a ciclagem mecânica.

Valores	D.M.	D.C.	Valor P
Grupo CIE X Grupo CEE	-5.750	5.966	.0583
Grupo CIE X Grupo CEU	-6.126	5.966	.0445
Grupo CEE X Grupo CEU	-.376	5.966	.8981

D.M., Diferença média; D.C., Diferença crítica
Nível de significância = 5%

Esses resultados podem ser verificados na Tabela C21, que mostra as médias e desvios padrão da diferença em porcentagem (%) dos valores obtidos antes e após a ciclagem mecânica. Nesta mesma tabela, também é possível visualizar a existência ou não de diferenças significativas entre os grupos.

Tabela C21 – Médias e desvios padrão da perda de torque em porcentagem (%) das leituras antes e depois da ciclagem mecânica, para todos os grupos.

	Antes da Ciclagem	Depois da Ciclagem
Grupo CIE	24,13 (3,75) A a	32,88 (4,04) B b
Grupo CEE	21,58 (6,3) A a	38,63 (9,87) B ab
Grupo CEU	19,67 (5,31) A a	39,0 (3,62) B a

* Grupos com diferentes letras maiúsculas na mesma linha são significativamente diferentes em nível de significância de 5%.

* Grupos com diferentes letras minúsculas na mesma coluna são significativamente diferentes em nível de significância de 5%.

Resultados da desadaptação vertical

Os valores médios (em micrômetros) da desadaptação vertical das coroas protéticas nas faces I (oposta ao bisel onde foi aplicado o carregamento cíclico) e II (correspondente ao bisel onde incidiu o carregamento), antes e depois da ciclagem mecânica, encontram-se descritos na Tabela C22. Os valores originais encontram-se nas tabelas D1 a D6, no Anexo D. Convém lembrar que, em cada corpo-de-prova, foram realizadas três mensurações da desadaptação vertical em cada face, sendo que foi considerada para a análise estatística a média desses três valores, tanto antes quanto após a ciclagem.

Tabela C22 – Medidas em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário para os grupos CIE e CEE, e entre coroa protética e implante para o grupo CEU, nas faces I e II, antes e depois da ciclagem mecânica.

Grupos	Desadaptação vertical média (μm)	Desadaptação vertical média (μm)
	Faces I e II	Faces I e II
	(DP)	(DP)
	ANTES DA CICLAGEM	DEPOIS DA CICLAGEM
CIE	9,58 (6,46) / 9,88 (4,31)	3,67 (1,71) / 2,51 (1,70)
CEE	16,18 (11,83) / 9,7 (5,01)	5,49 (2,75) / 4,9 (1,89)
CEU	15,32 (13,08) / 12,44 (6,03)	6,82 (7,62) / 5,22 (4,63)

Já nas Figuras C23, C24 e C25 é possível visualizar imagens obtidas durante a mensuração da desadaptação vertical de algumas coroas.

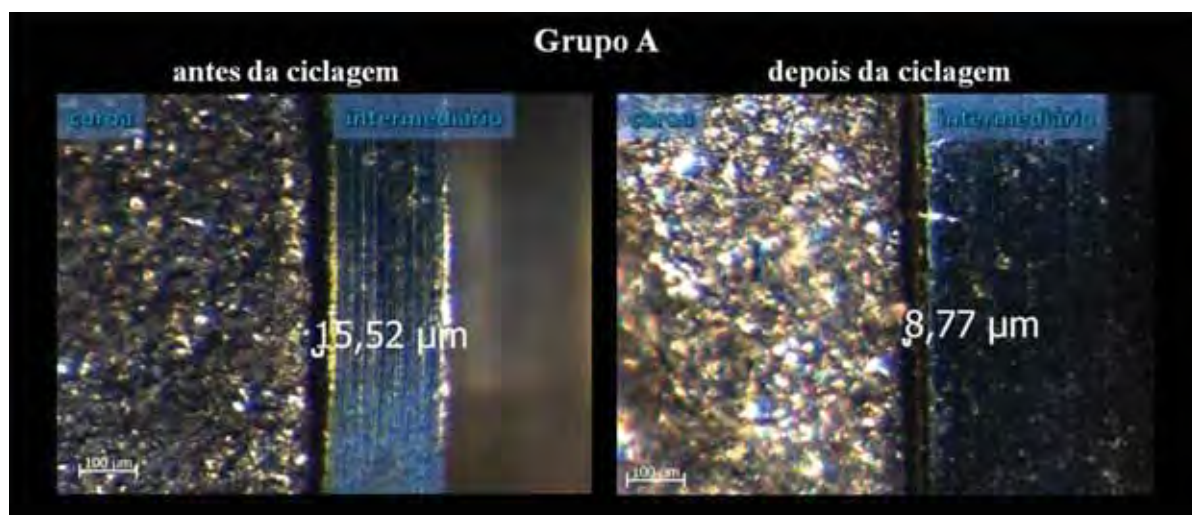


Figura C23 – Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CIE, antes e após a ciclagem mecânica (Magnificação: 150X).

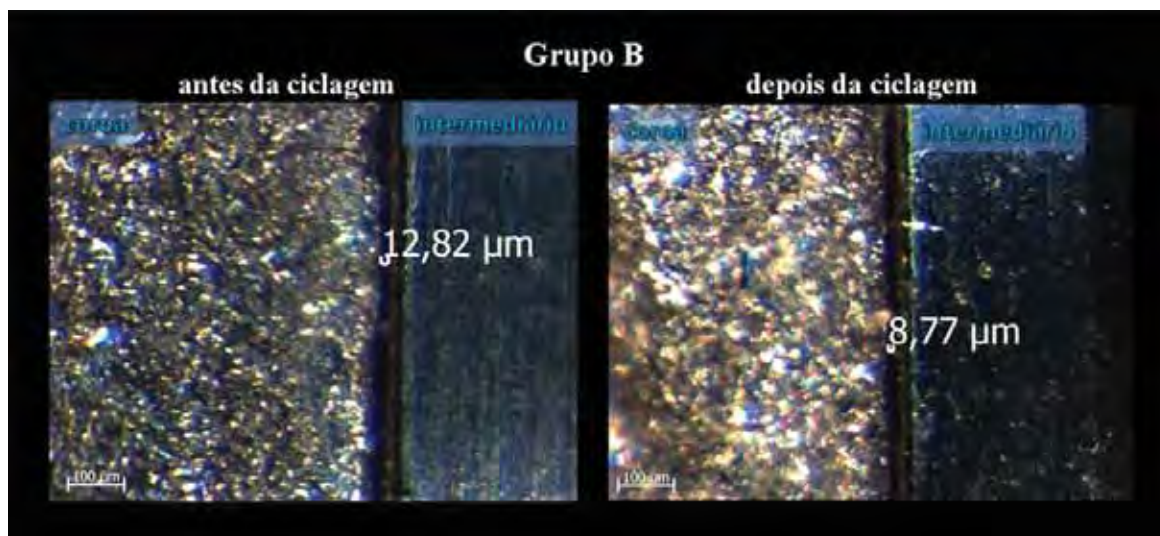


Figura C24 - Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CEE, antes e após a ciclagem mecânica (Magnificação: 150X).

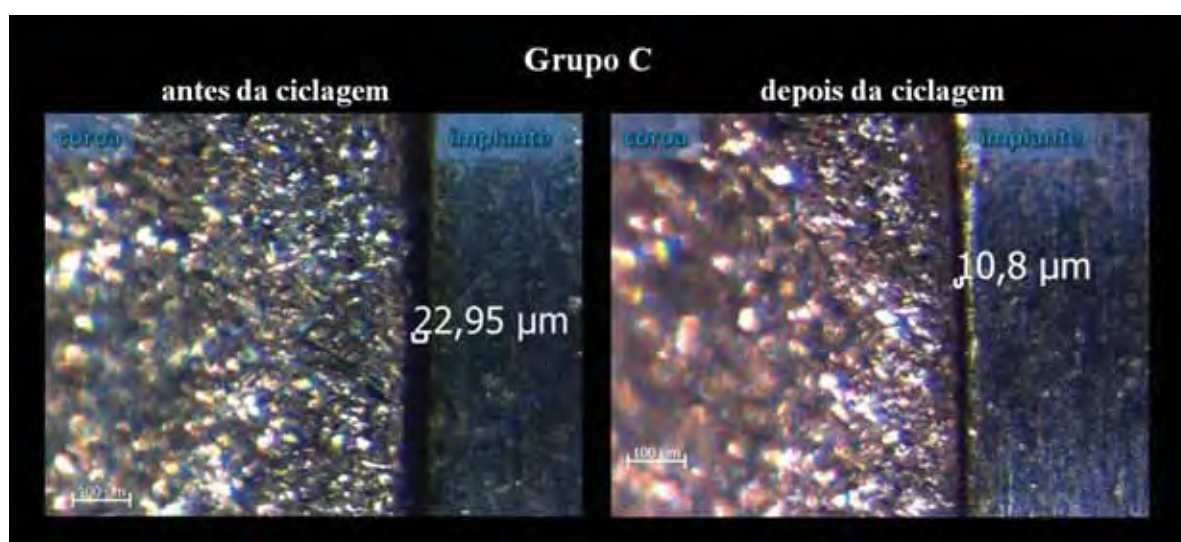


Figura C25 - Mensurações obtidas através do estereomicroscópio de coroa do grupo CEU, antes e após a ciclagem mecânica (Magnificação: 150X).

Procedeu-se, então, à análise dos valores da desadaptação vertical através, primeiramente, da Análise de Variância (ANOVA) e, em seguida, do teste de Fisher. ANOVA e o teste de Fisher revelaram haver diferença estatisticamente significativa somente entre as médias de desadaptação vertical antes e após a ciclagem mecânica, independentemente de grupos ou faces (Tabelas C23 e C24).

Tabela C23 – Análise de Variância (ANOVA) para os valores médios de desadaptação vertical antes e depois da ciclagem mecânica, para todos os grupos.

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	M.Q.	Valor F	Valor P
Grupos	2	271.545	135.773	3.079	.0501
Períodos	1	1647.458	1647.458	37.358	<.0001
Face	1	128.417	128.417	2.912	.0908
Grupos X Períodos	2	9.040	4.520	.102	.9027
Grupos X Face	2	48.560	24.280	.551	.5782
Períodos X Face	1	27.369	27.369	.621	.4325
Grupos X Períodos X Face	2	68.778	34.389	.780	.4611
Resíduo	108	4762.760	44.100		

G.L., Grau de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média dos quadrados
Nível de significância = 5%

Tabela C24 – Teste de Fisher para valores médios de mensuração da desadaptação vertical antes e após a ciclagem mecânica.

Períodos	D.M.	D.C.	Valor P
Antes X Depois	7.410	2.403	<.0001

D.M., Diferença média; D.C., diferença crítica
Nível de significância = 5%

Correlação entre destorque e desadaptação vertical

Finalmente, após a análise dos valores de destorque e de desadaptação, foi realizado o teste de correlação de Pearson para avaliação da correlação entre desadaptação vertical e destorque. Para que este teste pudesse ser efetuado, foi calculada uma média das medidas em micrômetros das faces I e II para todos os espécimes de cada grupo, tanto antes quanto após a ciclagem. Assim, o teste de correlação de Pearson demonstrou uma correlação fraca negativa entre a desadaptação vertical e o valor de destorque ($r = -0.3368$; $p = 0.0085$), tanto antes

quanto após a ciclagem mecânica, ou seja, não houve uma correlação significativa entre a desadaptação vertical das coroas implantossuportadas e os valores de destorque dos seus parafusos protéticos para todos os grupos.

5 Discussão

Apesar de ser uma técnica consolidada e das altas taxas de sucesso clínico a longo prazo⁴⁷, as próteses implantossuportadas parafusadas ainda são passíveis de falhas e complicações^{1,2,5,6,7} biológicas^{2,5,6} ou mecânicas^{1,7}, sendo o afrouxamento do parafuso de retenção a ocorrência mais descrita na literatura^{6,7,11,13,18}. A diminuição ou perda da pré-carga nos parafusos de retenção protéticos, com conseqüente afrouxamento do mesmo, pode ser causada por diferentes fatores e/ou uma interação destes^{7,12,13} e incluem: baixa pré-carga na união do parafuso e inadequada força de travamento¹³; falhas no re-aperto do parafuso após a inserção e assentamento inicial¹³; variáveis induzidas pelo operador na aplicação do torque, dificuldades de acesso na região posterior da boca e variação do torque produzido pelos diferentes dispositivos mecânicos^{13,29}; desenho geométrico, tipo de liga e superfície do parafuso^{7,14,16}.

Porém, os fatores que mais parecem influenciar a perda de pré-carga e afrouxamento do parafuso de retenção são: configuração geométrica estrutural da conexão dos implantes^{20,21,22,23,24,25,26,27,28,29,31,32}, sendo que a maioria dos estudos aponta uma superioridade das conexões internas^{3,20,21,22,23,24,26,28,29,30,31,32,36} apesar de alguns autores afirmarem não haver diferenças entre os mesmos^{9,33,34,35,37}; presença de desadaptações na coroa protética implantossuportada^{2,5,7,14,16,17,20,21,24,31,40,41,42,44,45}; e a incidência de cargas funcionais, axiais ou

não, que provocam redução da fricção entre as roscas do parafuso de retenção e o implante e, conseqüentemente, reduzem a pré-carga ao longo do tempo^{1,7,9,10,12,14,15,36,39}.

Admitindo-se que as cargas oclusais são um importante fator no afrouxamento dos parafusos de retenção protéticos, muitos autores^{24,38,41,45,46,49,50,51,52,53} têm usado, com sucesso, testes de fadiga com aplicação de cargas cíclicas dinâmicas a fim de simular as forças mastigatórias. O carregamento cíclico, também chamado de ciclagem mecânica, caracteriza-se pela aplicação de uma carga pré-definida por um determinado número de ciclos, a uma determinada frequência⁵². Por ser considerado eficiente e cientificamente aceito na simulação das forças oclusais⁵¹, o presente estudo utilizou-se do teste de fadiga por carregamento cíclico para avaliar a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção e sua influência na desadaptação vertical da coroa protética parafusada, em diferentes junções pilar/implante. Procurou-se simular “in vitro” uma situação de uso clínico de restauração implantossuportada, com incidência de altas cargas oclusais oblíquas, por um período equivalente a aproximadamente cinco anos⁵² de uso em condições severas.

Previamente à ciclagem mecânica, os corpos-de-prova receberam as mensurações de destorque inicial dos parafusos de retenção protéticos, além da mensuração das desadaptações verticais das coroas. Assim, a verificação do destorque inicial permitiu avaliar a perda do torque imprimido ao parafuso, ou seja, a perda da pré-carga antes da ciclagem mecânica. A média dos valores de destorque inicial obtidos foi de: 17,17 N.cm para o grupo CIE, 15,68 N.cm para o grupo CEE e 24,1 N.cm para o grupo CEU, lembrando que o torque aplicado foi de 20 N.cm para os grupos CIE e CEE e de 30 N.cm para o grupo CEU. Portanto, nessa mensuração inicial, verificou-se uma diminuição de 24,13% em relação ao torque aplicado para o grupo CIE, de 21,58% para o grupo CEE e de 19,67% para o grupo CEU. Esses resultados nos permitem afirmar que houve uma diminuição significativa da pré-carga em relação ao torque aplicado para todos os grupos ($p < 0.05$), o que vai de encontro com

resultados descritos previamente pela literatura correlata^{17,41,48,49,53}. Porém, quando se comparou a porcentagem da perda da pré-carga de todos os grupos entre si, antes da ciclagem mecânica, a análise estatística (ANOVA) mostrou não haver diferença estatisticamente significativa entre eles ($p>0.05$).

Essa perda da pré-carga alguns minutos após a aplicação do torque já era esperada, e pode ser explicada por um fenômeno conhecido como “efeito da sedimentação”. Esse fenômeno é baseado na premissa de que superfícies usinadas exibem um certo grau de micro-rugosidade, ou seja, não são totalmente lisas. Assim, quando um parafuso recebe o torque pela primeira vez, o contato entre as roscas do parafuso e as roscas que o estão recebendo ocorre, em um primeiro momento, preferencialmente sobre essas micro-rugosidades. Somente após alguns segundos ou minutos, é que ocorre uma deformação e um escoamento das superfícies de contato entre os componentes. Portanto, uma redução na pré-carga ocorre momentos depois da aplicação do torque, como resultado deste escoamento, também chamado de relaxamento de inclusão⁴⁹.

Breeding e colaboradores⁴⁹ (1993), ao analisarem o torque necessário para afrouxar parafusos de intermediários de um sistema de octógono interno, um sistema de hexágono interno e um sistema de hexágono externo após a ciclagem mecânica, concluíram que a deformação e o escoamento dos componentes podem reduzir a pré-carga aplicada na ordem de 2 a 10% nos primeiros segundos ou minutos após o apertamento. Esses resultados diferem dos valores do presente estudo, onde se obteve uma perda da pré-carga inicial além desse limite, com valores chegando até 24,8% de perda de pré-carga em relação ao torque de apertamento. Essa diferença pode ser explicada pelo fato de que, diferentemente de Breeding e colaboradores⁴⁸ (1993), que testaram parafusos de retenção de intermediários, a presente investigação testou parafusos de retenção protéticos, além de utilizar um número de ciclos maior para a ciclagem mecânica. Entretanto, nossos resultados foram semelhantes aos

achados de Assunção e colaboradores¹⁷ (2009), cujo trabalho também avaliou parafusos de retenção protéticos com ciclagem mecânica por até 1.000.000 de ciclos.

Quando se analisou o destorque final, ou seja, a mensuração do destorque depois da ciclagem mecânica, também foi possível verificar uma diminuição ainda maior ($p < 0.05$) em relação aos valores do torque aplicado para todos os grupos. Assim, a média dos valores de destorque final obtidos foi: 13,43 N.cm para o grupo CIE, 12,28 N.cm para o grupo CEE e 18,3 N.cm para o grupo CEU. Portanto, nessa mensuração final, verificou-se uma diminuição de 32,88% em relação ao torque aplicado para o grupo CIE, de 38,63% para o grupo CEE e de 39% para o grupo CEU, diferentemente de Assunção e colaboradores⁴¹ (2011), que encontraram perdas de pré-carga de 25,83 a 35% em junções parafusadas de conexão externa utilizando parafusos de liga de titânio e pilares UCLA. Essa perda de torque após a ciclagem mecânica pode ser causada por uma micromovimentação das partes dos componentes protéticos, quando a interface do parafuso é submetida à carga externa. Após a fase do “efeito de sedimentação”, ou relaxamento, ainda pode haver micro-rugosidades nas superfícies desses componentes e, quando ocorre a micromovimentação pela incidência de cargas, há um desgaste das superfícies desses componentes, o que resulta na diminuição da pré-carga do parafuso de retenção¹⁵. Embora uma força de atrito grande entre a união das roscas evite seu afrouxamento, cargas aplicadas externamente reduzem essa fricção por compressão da cabeça do parafuso contra a base do pilar, e, deste modo, a união das roscas perde a tensão e o parafuso se afrouxa^{7,10,12,14,15}.

Aprofundando a análise dos resultados, quando se comparou a porcentagem da perda da pré-carga após a ciclagem mecânica de todos os grupos entre si, foi possível verificar diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) entre o grupo CIE (32,88%) e o grupo CEU (39%). Esses resultados vão de encontro a maioria dos artigos consultados^{2,3,20,21,22,23,24,26,28,29,30,31,32}, os quais indicam superioridade mecânica das conexões

internas sobre as conexões externas. Convém lembrar que no grupo CIE havia a presença de um intermediário entre implante e coroa protética, o que seria favorável à dissipação de tensões dentro do sistema. Além disso, segundo Binon²⁹ (2000), nas conexões internas os parafusos apresentam pouca ou nenhuma carga e proporcionam íntimo contato com as paredes do implante, resistindo a micromovimentos que resultam numa interface mais estável. Contrariamente ao sistema de conexão interna, Binon²⁹ relata que na conexão externa os componentes de forças laterais são transmitidos ao parafuso de retenção no ponto onde o implante e pilar entram em contato, assim como na base de assentamento do implante, o que eventualmente pode causar afrouxamento ou fratura do parafuso. Portanto, acredita-se que nos corpos-de-prova do grupo CIE houve melhor dissipação das tensões, o que gerou uma menor perda da pré-carga (32,88%) em relação aos grupos CEE (38,63%) e CEU (39,0%), que apresentavam implantes de conexão externa com e sem pilares intermediários.

Diferenças estatísticas encontradas na perda da pré-carga após a ciclagem já eram esperadas entre os grupos CIE e CEU (Tabela C22), visto que no grupo CEU não havia a presença de um componente intermediário, sendo composto por coroas parafusadas diretamente sobre o implante, o que seria desfavorável à dissipação de tensões no parafuso⁴⁰. Ao analisarmos estatisticamente os resultados na perda da pré-carga após a ciclagem entre os grupos CIE e CEE, nota-se que não houve diferença estatística entre eles (Tabela C22), o que também já era esperado, visto que ambos os grupos possuíam um componente intermediário entre a coroa e o implante, sendo quase similares. Porém, quando se analisa sob o ponto de vista do tipo de conexão, esperava-se uma diferença estatística entre os grupos CIE e CEE, uma vez que o primeiro era composto por implantes de conexão interna híbrida e o segundo por implantes de conexão externa, o que contraria a literatura correlata^{3,20,21,22,23,24,26,28,29,30,31,32}, exceto pelo estudo de Piermatti e colaboradores³⁷ (2006) que afirmaram que o tipo de conexão, externa ou interna, não influencia na falha do parafuso,

sendo que este tipo de falha é mais influenciado pelo desenho do parafuso. Além disso, também não foi encontrada diferença estatística entre os grupos CEE e CEU, ambos similares em relação ao tipo de implante de conexão externa, porém diferentes em relação à presença de intermediário, o que também não era esperado.

Quando se analisa a porcentagem da perda de pré-carga em termos gerais, os resultados do presente estudo não coincidem com achados da literatura correlata^{41,48}, que mostram perdas da pré-carga da ordem de 16,1% a 25,1%, diferentemente dos presentes valores que variam de 19,67 % a 39% de perda da pré-carga, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica. Apesar dessas altas perdas de torque, não houve nenhum caso de afrouxamento total do parafuso de retenção. Entretanto, não se pode afirmar até que ponto essa perda da pré-carga seria prejudicial ao desempenho da restauração implantossuportada, necessitando de novos estudos com diferentes parâmetros clínicos que definam o torque remanescente mínimo necessário para que a restauração permaneça em função efetiva. Também não se pode afirmar ao certo porque essa perda maior da pré-carga ocorreu, mas a literatura indica que a perda da pré-carga pode ser variável devido ao uso de diferentes materiais, design, composições e métodos de fabricação utilizados por diferentes empresas na confecção dos parafusos de retenção, bem como o uso de pilares fundidos ou usinados^{7,14,16}, o que vai de encontro com os resultados aqui obtidos, visto que os sistemas de implante utilizados são materiais experimentais, em fase de desenvolvimento e ainda não disponíveis comercialmente.

Quando se analisou a perda da pré-carga inicial e a final, o teste de Fisher verificou haver diferença significativa ($p < 0.0001$) entre os valores médios de destorque inicial (grupo CIE - 15,17; grupo CEE - 15,68; grupo CEU - 24,1) e final (grupo CIE - 13,43; grupo CEE - 12,28; grupo CEU - 18,3), para cada grupo isoladamente. Assim, é possível afirmar que a ciclagem mecânica acentuou a diminuição da pré-carga quando comparado com a perda

inicial proporcionada pela acomodação entre os componentes do sistema, ao contrário de outros achados^{41,53}.

A perda da pré-carga também pode sofrer influência da precisão de adaptação entre os componentes protéticos. Existem evidências científicas de que a presença de desadaptações na coroa implantossuportada potencializa as chances de perda da pré-carga antes¹⁷, e após a ciclagem mecânica, embora essa perda nem sempre ser significativa a ponto de levar à soltura do parafuso, mesmo após a incidência de cargas cíclicas^{8,31,41,42,48}. No caso das desadaptações, essa perda da pré-carga acontece porque o parafuso tem como função apenas criar uma força de travamento entre o implante e o pilar suficiente para resistir a cargas externas. Quando a interface implante-pilar não possui um alinhamento exato por causa de desadaptações, parte do torque aplicado é dissipada para alinhar as partes. Quando a maior parte do torque é utilizada para alinhar as partes, o torque remanescente gera uma força de união abaixo da ótima e resulta em uma grande oportunidade para falha da junção promovida pelo parafuso^{42,45,48}. Sendo assim, os parafusos passariam a agir não como componentes de retenção, mas sim como agentes de união para forçar o fechamento da interface implante-prótese, comprometendo a estabilidade da conexão^{11,12,47}.

Apesar dessa constatação, a literatura correlata é incapaz de afirmar com precisão o quanto de desadaptação seria prejudicial ao sistema implante-prótese, apesar de alguns autores afirmarem que desadaptações acima de 10µm comprometeriam a estabilidade da conexão, podendo levar à perda da pré-carga e afrouxamento do parafuso de retenção^{11,12,47}. Levando em consideração a importância da adaptação dos componentes protéticos, neste estudo também se analisou a interface coroa/intermediário (grupos CIE e CEE) e coroa/implante (grupo CEU) a fim de quantificar a desadaptação vertical. Optou-se por mensurar somente a desadaptação vertical visto que são grandes indutoras de falhas

mecânicas no sistema implante-prótese^{5,36,43}, sendo objeto da maioria dos estudos correlatos^{16,20,21,24,31,42,44,45}.

Na presente investigação, as médias das mensurações da desadaptação vertical das faces I (oposta ao bisel onde seria aplicado o carregamento cíclico) e II (face correspondente ao bisel) das coroas, obtidas antes da ciclagem mecânica, foram respectivamente de: grupo CIE - 9,58µm/9,88µm; grupo CEE - 16,18µm/9,7µm; grupo CEU - 15,32µm/12,44µm. Já após a ciclagem mecânica, as médias das mensurações obtidas foram de: grupo CIE - 3,67µm/2,51µm; grupo CEE - 5,49µm/4,9µm; grupo CEU - 6,82µm/5,22µm. Portanto, a maior parte das desadaptações encontradas estaria abaixo do limite considerado aceitável a ponto de não comprometer a estabilidade da conexão.

Ao se analisar essas médias de desadaptação vertical sob a influência da ciclagem mecânica, ANOVA e teste de Fisher mostraram diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) entre os valores antes e após a ciclagem mecânica, ou seja, a incidência de cargas cíclicas foi capaz de diminuir a desadaptação vertical em todos os grupos e em ambas as faces. A análise estatística também mostrou que não houve diferença significativa entre os grupos ou entre faces, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica. Apesar de terem sido utilizados pilares de fundição total para a confecção das coroas, isto é, pilares sem a presença de uma cinta metálica usinada, acredita-se que não houve diferença entre grupos devido ao fato de que todas as coroas foram fundidas em um mesmo laboratório protético e por um mesmo operador, com o auxílio de uma matriz para a padronização das dimensões. Já quando se investiga a provável causa da diminuição da desadaptação vertical após a ciclagem mecânica, é possível inferir que houve um alisamento da superfície interna da coroa gerada pela fricção ao se ciclar as coroas durante 1×10^6 ciclos com a alta carga de 130N.

Ao se relacionar os valores de destorque com a desadaptação vertical, o teste de correlação de Pearson não demonstrou correlação significativa ($p > 0,05$) entre os mesmos,

tanto inicialmente como após a ciclagem mecânica, o que vai de encontro com a literatura correlata^{44,46}.

Considerações finais

Apesar de observada diminuição da pré-carga em ambos os períodos de mensuração, essa redução pareceu insuficiente para prejudicar o desempenho do sistema implante/prótese avaliado, visto que, dentro dos parâmetros utilizados, não houve nenhum caso de soltura do parafuso de retenção protético. Todavia, quando os resultados foram analisados sob o ponto de vista clínico, é possível inferir que, apesar de o grupo CIE ter perdido menos pré-carga (32,88%) em relação aos grupos CEE (38,63%) e CEU (39%) após a simulação da incidência de cargas oclusais, a carga remanescente no grupo CEU (18,3 N.cm) ainda foi maior que nos grupos CIE (13,43 N.cm) e CEE (12,28 N.cm), devido ao seu maior torque de inserção. Assim, podemos afirmar que, clinicamente, o grupo CEU teria um desempenho melhor quanto à manutenção da coroa em posição, em comparação aos grupos CIE e CEE. É válido lembrar que os parafusos de retenção protéticos e respectivos valores de torque dos grupos CIE e CEE são diferentes dos parafusos de retenção protético e respectivo torque do grupo CEU, como pode ser visualizado na Figura C10 e Tabela C1.

Outra observação importante acontece quando se analisou numericamente os valores de porcentagem de perda da pré-carga entre os grupos. Apesar de não ter sido diferente estatisticamente ($p > 0.05$) de nenhum dos outros grupos, o valor médio no grupo CEE (38,63%) ficou muito próximo do valor médio do grupo CEU (39%), indicando que o tipo de conexão tem maior influência na manutenção ou perda da pré-carga do que o uso ou não de um pilar intermediário. Portanto, parece claro que todos os parafusos de retenção protéticos apresentam um certo nível de perda da pré-carga inicial, indicando a necessidade do desenvolvimento de parafusos que suportem altos torques de inserção para que a esperada

diminuição da pré-carga não comprometa a estabilidade das junções parafusadas, quer seja entre coroa e implante, ou entre coroa e abutment.

Os resultados deste estudo indicam que a otimização da manutenção da pré-carga ocorreria através da utilização de implantes com conexão interna e parafusos de retenção que suportem acima de 30 N.cm de torque de inserção.

Finalmente, mesmo os resultados obtidos nesse estudo tendo sido favoráveis estatisticamente às conexões internas, estes são indicativos de performance mecânica, devendo-se ter cautela ao se extrapolar esses resultados para o âmbito clínico. Isso porque trata-se de uma investigação “in vitro”, que apresenta limitações na simulação do complexo ambiente oral. Assim, tornam-se necessárias novas investigações laboratoriais e sobretudo clínicas, a fim de se avaliar outros aspectos inerentes às restaurações implantossuportadas unitárias, tais como maiores períodos de ciclagem, diferentes incidências de carga, parafusos de retenção de diferentes ligas metálicas e cobertura de superfície, utilização de coroas com diferentes materiais de recobrimento estético, presença de contatos proximais, entre outros.

6 Conclusão

Baseando-se nos resultados obtidos no presente estudo e considerando suas limitações por ser uma investigação “in vitro”, foi possível obter algumas conclusões.

Através dos valores de destorque obtidos, verificou-se que todos os grupos apresentaram redução significativa da pré-carga, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica, sendo que, antes da ciclagem mecânica, não houve diferença dos grupos entre si. Porém, após a ciclagem, houve diferença estatística entre os grupos CIE e CEU. Assim, apesar da ciclagem mecânica ter potencializado a perda da pré-carga em todos os grupos de

forma significativa, é possível concluir que o tipo de sistema pilar/implante influenciou na perda da pré-carga somente após a ciclagem mecânica.

Não houve diferença significativa nos valores de desadaptação vertical entre os grupos, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica. Porém, a ciclagem mecânica diminuiu significativamente a desadaptação vertical em todos os grupos.

Quando se correlacionou os valores de desadaptação com os de destorque, concluiu-se que não houve correlação significante entre a desadaptação vertical e a perda da pré-carga.

Referências

1. Rambhia SK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. Defects in hexed gold prosthetic screws: a metallographic and tensile analysis. J Prosthet Dent 2002;87(1):30-39.
2. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent 1998;79(1):74-78.
3. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. J Prost Dent 2002;88(1):89-95.
4. Taylor TD. The changing face of implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;6(18):793.
5. Wee AG, Aquilino SA, Scheneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of literature. Int J Prosthodont 1999;12(3):167-178.
6. De-Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum G, Theuniers G, De-Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-bone reconstructions after an observation period of at least 40 months. Journal of Oral Rehabilitation 2006;33(11):833-839.

7. 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(4):681-690.
8. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2):67-73.
9. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91(4):319-325.
10. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(5):529-536.
11. Sakagushi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):655-661.
12. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):295-302.
13. Binon P. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(Suppl):48-63.
14. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):592-599.
15. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-598.
16. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil* 2007;34(7):508-516.

17. Assunção WG, Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *Journal of Materials Engineering and Performance* 2009;18(7):935-938.
18. 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(1):24-32.
19. 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(3):164-171.
20. Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenber G. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83(4):450-455.
21. Balfour A, O'Brien G. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):36-43.
22. Binon P. The spline implant: Design, engineering, and evaluation. *Int J Prostodont* 1996;9(5):419-433.
23. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-440.
24. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74(3):270-278.
25. Merz B, Hunenbart S. Mechanics of the implant abutment connection: An 8 degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-526.

26. Squier R, Psoter W, Taylor T. Removal torques of conical, tapered implant abutments: The effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(1):24-27.
27. Weinberg L, Kruger B. A comparison of implant / prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8(5):421-433.
28. Finger IM, Castellon P, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;8(15):625-634.
29. Binon P. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94.
30. Norton, MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;4(8):290-298.
31. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):268-275.
32. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(2):249-257.
33. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G. et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multi-center study after 5-years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(4):450-455.
34. Lazzara, R. Restorative advantages of the coronally hexed implant. *Compendium* 1991;12(12):924-930.

35. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connection: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33(1):75-78.
36. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:156-158.
37. Piermatti J, Youssef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006;15(4):427-435.
38. Binon P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):430-432.
39. Ernekli C, Odman P, Ortengren U, Karisson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(5):733-737.
40. Wahl G, Lang H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. *Clin Oral Impl Res* 2004;15(2):233-238.
41. Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res* 2011;5(1):12-18.
42. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci* 2004;12(4):337-343.
43. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(6):879-885.

44. Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J* 2008;19(4):358-363.
45. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis D.A. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(4):575-579.
46. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes EA . Effect of vertical misfit on screw joint stability of implant-supported crowns (To be published). *Journal of Materials Engineering and Performance*, DOI 10.1007/s11665-010-9699-9, 2010.
47. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Special edition for Nobelpharma. Quintessence 1987; 268-271.
48. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15(2):77-81.
49. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):435-439.
50. 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(4):326-334.
51. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):346-351.
52. Lee J, Kim Y-S, Kim C-W, Han J.-S. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002;88(4):402-408.

53. Delben JA, AssunçãoWG, Gomes EA, Barão VAR. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws (To be published). Int J Oral Maxillofac Implants 2011.

Anexo D

Tabelas dos valores médios em micrômetros da desadaptação vertical das coroas protéticas nas faces I e II, antes e depois da ciclagem mecânica.

Tabela D1– Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CIE, na face I (oposta ao bisel onde foi aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.

GRUPO CIE – Face I (oposta ao bisel)		
Cp	Desadaptação Vertical (μm) ANTES DA CICLAGEM	Desadaptação Vertical (μm) DEPOIS DA CICLAGEM
1	18,220	4,497
2	7,197	5,173
3	2,020	0,673
4	21,373	5,170
5	7,647	2,020
6	2,697	2,030
7	4,290	4,050
8	9,447	6,073
9	13,947	2,857
10	9,000	4,163
Média Geral	9,58	3,67
(DP)	(6,46)	(1,71)

Tabela D2 – Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CIE, na face II (correspondente ao bisel onde foi aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.

GRUPO CIE – Face II (face do bisel)		
Cp	Desadaptação Vertical (μm) ANTES DA CICLAGEM	Desadaptação Vertical (μm) DEPOIS DA CICLAGEM
1	14,173	6,300
2	7,197	1,120
3	11,023	0
4	16,647	2,250
5	13,273	2,023
6	4,947	2,697
7	9,223	2,857
8	10,123	4,047
9	9,897	2,023
10	2,250	1,823
Média Geral	9,88	2,51
(DP)	(4,31)	(1,7)

Tabela D3– Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CEE, na face I (oposta ao bisel onde foi aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.

GRUPO CEE – Face I (oposta ao bisel)		
Cp	Desadaptação Vertical (μm) ANTES DA CICLAGEM	Desadaptação Vertical (μm) DEPOIS DA CICLAGEM
1	8,997	8,547
2	43,880	8,320
3	18,670	7,873
4	23,623	6,747
5	22,047	6,297
6	15,297	7,420
7	8,770	3,370
8	6,973	2,697
9	10,350	1,627
10	3,147	2,030
Média Geral	16,18	5,49
(DP)	(11,83)	(2,75)

Tabela D4 – Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CEE, na face II (correspondente ao bisel onde seria aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.

GRUPO CEE – Face II (face do bisel)		
Cp	Desadaptação Vertical (μm) ANTES DA CICLAGEM	Desadaptação Vertical (μm) DEPOIS DA CICLAGEM
1	13,497	6,523
2	12,823	6,747
3	11,697	6,070
4	11,923	4,723
5	11,247	5,407
6	17,770	7,423
7	7,200	4,047
8	3,373	3,373
9	5,623	3,373
10	1,797	1,347
Média Geral	9,7	4,9
(DP)	(5,01)	(1,89)

Tabela D5 – Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CEU, na face I (oposta ao bisel onde seria aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.

GRUPO CEU – Face I (oposta ao bisel)		
Cp	Desadaptação Vertical (μm) ANTES DA CICLAGEM	Desadaptação Vertical (μm) DEPOIS DA CICLAGEM
1	19,347	1,797
2	32,170	13,947
3	44,550	26,103
4	8,547	2,733
5	10,347	6,073
6	8,107	4,047
7	10,350	2,697
8	8,323	4,723
9	4,273	3,383
10	7,197	2,697
Média Geral	15,32	6,82
(DP)	(13,08)	(7,62)

Tabela D6 – Médias em micrômetros (μm) da desadaptação vertical entre coroa protética e intermediário, para o grupo CEU, na face II (correspondente ao bisel onde seria aplicado o carregamento cíclico), antes e depois da ciclagem.

GRUPO CEU – Face II		
(face do bisel)		
Cp	Desadaptação Vertical (μm) ANTES DA CICLAGEM	Desadaptação Vertical (μm) DEPOIS DA CICLAGEM
1	8,653	5,850
2	20,923	1,573
3	24,297	16,870
4	11,020	8,097
5	13,950	4,047
6	10,037	1,347
7	10,080	3,373
8	11,920	6,093
9	9,897	2,697
10	3,600	2,300
Média Geral	12,44	5,22
(DP)	(6,03)	(4,63)