



unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

MARIA BEATRIZ BELLO TABORDA

**Análise da manutenção do torque e resistência à fratura
após fadiga em parafusos de retenção confeccionados
com diferentes metais para junções parafusadas de
prótese sobre implante**

ARAÇATUBA-SP
2018

MARIA BEATRIZ BELLO TABORDA

Análise da manutenção do torque e resistência à fratura após fadiga em parafusos de retenção confeccionados com diferentes metais para junções parafusadas de prótese sobre implante

Trabalho de Conclusão de Curso como parte dos requisitos para a obtenção do do título de Bacharel em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

DEDICATÓRIA

Dedico essa conquista aqueles que estão sempre presentes em minha vida, acreditando, batalhando e torcendo por mim, minha família. Com carinho dedico também à Deus e a todos que contribuíram para a minha formação.

Obrigada a todos por não medirem esforços durante toda a minha vida, e me apoiarem em decisões como esta, fazer a graduação, longe de casa, em uma das melhores faculdades do país.

“Se eu vi mais longe, foi por estar sobre ombros de gigantes.”

Isaac Newton

AGRADECIMENTOS

Agradeço de todo o coração a Deus, pois é graças a Ele que tive forças e coragem para concluir mais esse ciclo em minha jornada.

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba (FOA-UNESP) pela oportunidade de cursar a graduação em uma faculdade pública, que sempre foi o meu sonho, de qualidade e excelência. Foram 5 anos de aprendizado, com o melhor corpo docente, além dos funcionários, direção, administração e seção técnica, muito obrigada a todos.

Ao meu orientador, Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção, por toda a paciência, tempo disposto a me ajudar e oportunidade de realizar esse trabalho, além de me inspirar a me tornar cada vez mais uma excelente profissional. Obrigada também por todo conhecimento adquirido ao longo desses anos.

A minha banca examinadora, Cecília, a qual posso chamar de co-orientadora, que me ajudou com tudo nessa etapa final principalmente. E obrigada a professora Adriana Cristina Zavanelli, por todo o ensinamento passado durante a graduação, sempre alegre nas aulas e por ser um exemplo de pessoa e excelente profissional.

Agradeço também ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológicos – Programa Institucional de Bolsa de Iniciação Científica (CNPq-PIBIC), pela concessão da bolsa de Iniciação Científica para a realização desta pesquisa. E agradeço a DSP®Biomedical - Campo Largo, Paraná, Brasil, por doar todos os implantes, parafusos de retenção e pilares.

À minha família, pais, irmãos e avós, por estarem sempre comigo, me apoiando em todas as decisões, sempre com muito amor e carinho. Obrigada pelos conselhos, ensinamentos, pela paciência de todos e, mesmo longe durante esses 5 anos, nada mudou. Graças a vocês, me tornei quem sou hoje.

Obrigada as minhas amigas e companheiras de apartamento, Ana Carolina e Thainara, que se tornaram, para mim, minhas irmãs. São elas que estão todos os dias ao meu lado, me escutando e cuidando de mim. Muito obrigada, principalmente, por me ajudarem a embutir os 60 parafusos, em casa, de noite, sempre com um sorriso no rosto, fazendo desses momentos tão torturantes serem até que divertidos. Agradeço a elas por sempre alegrarem meus dias em Araçatuba e por terem entrado em minha vida nesses anos tão difíceis e desafiadores.

A meus amigos de faculdade, muito obrigada pela oportunidade de ter vocês em minha vida, pelos trabalhos, estudos, festas e todos os momentos que passamos juntos, vocês foram essenciais durante esses anos. Também à todos os colegas da turma 60, que fizeram parte dos melhores, e piores, 5 anos da minha vida. E, não posso deixar de agradecer as meninas da pós-graduação, obrigada Cecília, mais uma vez, e Ariane, por me ajudarem e cuidar da “minha” máquina de ciclagem enquanto eu tirava férias, vocês foram essenciais, além da Thainara, que também entrou nessa. Obrigada ao Pedro, Rodrigo e professor Mário, que me ajudaram com a EMIC, passando uma sexta feira a tarde comigo, e ao Pedro, que além da sexta, ainda precisou me aturar na segunda feira, o dia todo. Obrigada em especial a Cecília, que nesses últimos anos se tornou uma amiga para mim, sempre disposta a me ajudar em tudo, olhando a máquina de ciclagem, me ajudando com a EMIC, com as tabelas do Excel, com a estatísticas e outros inúmeros momentos de dificuldade durante essa pesquisa. Obrigada por sempre me atender e responder as minhas mensagens, mesmo em horários aleatórios e, muito obrigada, por toda a paciência e tempo disposto a me auxiliar.

E a todos aqueles que fizeram parte da minha formação, direta ou indiretamente, e contribuíram para a realização deste trabalho, muito obrigada.

TABORDA, MBB. **Análise da manutenção do torque e resistência à fratura após fadiga em parafusos de retenção confeccionados com diferentes metais para junções parafusadas de prótese sobre implante.** Trabalho de Conclusão de Curso– Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2018.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar o efeito de diferentes ligas metálicas (Ti grau 2, Ti grau 4 e Ti grau 4 *hard*, Ti grau 5 - Ti6Al4V e aço cirúrgico) utilizadas na confecção de parafusos de retenção para pilares UCLA de implantes de conexão hexagonal externa (HE) e cone Morse (CM), bem como da ciclagem mecânica na manutenção do torque e resistência à fratura por meio de ensaio eletromecânico de fadiga por mastigação seguido de teste de compressão. Foram utilizados 60 implantes, sendo 30 de conexões CM e plataforma 4.0mm, e 30 de HE e plataforma 4.1mm, com seus respectivos pilares UCLA de titânio e parafusos de retenção fabricados de 5 materiais diferentes (n=6): Ti grau 2, Ti grau 4 e Ti grau 4 *hard*, Ti grau 5 - Ti6Al4V e aço cirúrgico (DSP® Biomedical). Os implantes foram embutidos em poliuretano com inclinação de 30° a partir de uma matriz bipartida. Uma vez embutidos, receberam os pilares protéticos metálicos UCLA, e os parafusos de retenção referentes a cada grupo e sobre eles uma tampa metálica encaixada ao pilar, assegurando a aplicação da carga no eixo longitudinal, de acordo com a Norma Técnica ISO 14801. Para a aplicação do torque recomendado pelo fabricante, 20N para CM e 30N para HE, e avaliação do destorque foi utilizado um medidor digital de torque. Após um intervalo de três minutos da aplicação do torque inicial, foi mensurado o destorque inicial (pré ciclagem). Em seguida, os parafusos receberam um torque de confirmação para serem submetidos ao ensaio eletromecânico de fadiga por mastigação na máquina de ciclagem mecânica, e após isso, foram realizadas as mensurações do destorque final (pós ciclagem). Os conjuntos (implante/pilar UCLA/parafuso de retenção/dispositivo de carga hemisférico) foram posicionados na máquina de ciclagem mecânica, ajustada para operar em um total de 1×10^6 de ciclos, na frequência de 2Hz, imprimindo um carregamento dinâmico oblíquo em 30° de $130N \pm 10N$, sobre cada conjunto, estando os espécimes imersos em água destilada com circulação constante à temperatura de $37^{\circ}C \pm 2^{\circ}C$, após a ciclagem, foi feita a mensuração do destorque final. O teste de resistência à fratura foi realizado por meio

de ensaio de compressão em uma máquina de ensaio universal EMIC®DL-200, preparada com uma célula de carga de 5000 N e velocidade de deslocamento axial de 0,5 mm/min. Foram avaliados os parafusos ciclados e parafusos novos de cada grupo de liga para cada tipo de conexão, obtendo-se a força máxima (FM), a fim de verificar o efeito da ciclagem mecânica. Os dados obtidos foram tabulados e submetidos a análise estatística apropriada ($\alpha=0,05$). Concluiu-se que para o CM, a liga com melhor desempenho foi o aço, tanto na manutenção do torque quanto no teste de compressão e, a ciclagem, influenciou negativamente na manutenção da pré-carga para essa conexão. O material da liga não influenciou na manutenção do torque para o HE. Os parafusos novos que foram submetidos a EMIC apresentaram maior resistência. A liga com menor resistência foi o Ti grau 2.

Palavras-chave: Próteses sobre implantes. Torque. Resistência à fratura.

TABORDA, MBB. **Analysis of torque maintenance and fatigue strength after fatigue in retaining screws made with different metals for screwed joints of implant prosthesis.** Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2018.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the effect of different metal alloys (Ti grade 2, Ti grade 4 and Ti grade 4 hard, Ti grade 5 - Ti6Al4V and surgical steel) used in the manufacture of retaining screws for UCLA abutments of hexagonal connection implants (HE) and Morse taper (CM), as well as mechanical cycling loading in the maintenance of torque and fracture resistance by electromechanical fatigue test by chewing followed by compression test. A total of 60 implants were used, 30 of CM connections and 4.0mm platform, and 30 of HE and 4.1mm platform, with their respective UCLA titanium abutments and retaining screws made of 5 different materials (n = 6): Ti grade 2, Ti grade 4 and Ti grade 4 hard, Ti grade 5 - Ti6Al4V and surgical steel (DSP® Biomedical). The implants were embedded in polyurethane with an inclination of 30 ° from a split matrix. Once embedded, they received the UCLA prosthetic metal abutments and retaining screws for each group and on them a metal cap fitted to the abutment, ensuring the application of the load on the longitudinal axis, in accordance with the ISO 14801 Technical Standard. Application of the torque recommended by the manufacturer, 20N for CM and 30N for HE, and the evaluation of the torque was used a digital torque meter. After an interval of three minutes of application of the initial torque, the initial torque (pre cycling) was measured. Then, the screws received a confirmation torque to be submitted to the electromechanical fatigue test by chewing in the mechanical cycling machine, and after that, the measurements of the final torque (post-cycling) were performed. The assemblies (implant / UCLA abutment / retaining screw / hemispherical loading device) were positioned on the mechanical cycling machine, set to operate in a total of 1x10⁶ cycles, at the frequency of 2Hz, printing a dynamic oblique loading at 30 ° 130N ± 10N, on each set, the specimens being immersed in distilled water with constant circulation at 37 ° C ± 2 ° C, after the cycling, the measurement of the final destorque was done. The fracture strength test was performed by means of a compression test on a universal test machine EMIC DL-200, prepared with a load cell of 5000 N and an axial displacement speed of 0.5 mm / min. The new screws and cycled bolts of each alloy group were

evaluated for each type of connection, obtaining the maximum force (FM), in order to verify the effect of the mechanical cycling. Data were tabulated and submitted to appropriate statistical analysis ($\alpha = 0.05$). It was concluded that for CM, the alloy with the best performance was steel, both in the maintenance of the torque and in the compression test, and, the cycling, had a negative influence on the preload maintenance for this connection. The alloy material did not influence the maintenance of the torque for the HE. The new screws that underwent EMIC presented greater resistance. The alloy with the lower resistance was Ti grade 2.

Key words: Implant supported prosthesis. Torque. Fracture resistance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Matriz metálica bipartida para o embutimento dos implantes osseointegráveis.	18
Figura 2	Medidor digital de torque (Torque Tool Tester, TST série 2 Norbar®, Navi Mumbai- India).	19
Figura 3	Equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação.	20
Figura 4	Dispositivo de aço inoxidável para posicionamento do parafuso de retenção.	21
Figura 5	Visão do parafuso posicionado na EMIC	21

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Médias e desvio padrão da manutenção do torque (%) em função das ligas utilizadas, independente do período.	23
Tabela 2	Médias e desvio padrão da manutenção de torque (destorque) considerando as conexões HE e CM e suas respectivas ligas nos períodos pré (destorque inicial) e pós ciclagem mecânica (destorque final).	25
Tabela 3	Médias e desvio padrão dos destorques em função das diferentes conexões e dos períodos de destorque (pré e pós ciclagem), independente das ligas dos parafusos.	27
Tabela 4	Médias e desvios padrão para força máxima (Kgf) em função do tipo de liga metálica para as conexões HE e CM.	29
Tabela 5	Médias e desvios padrão para força máxima (Kgf) em função do tipo de liga metálica e do seu envelhecimento (novo e ciclado), independente do tipo de conexão.	31

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1	Representação gráfica das médias e desvio padrão da manutenção do torque em função das ligas utilizadas, independente do período.	24
Gráfico 2	Representação gráfica das médias e desvios padrão da manutenção de torque considerando as conexões HE e CM e suas respectivas ligas nos períodos pré (destorque inicial) e pós ciclagem mecânica (destorque final).	26
Gráfico 3	Representação gráfica das médias e desvio padrão das conexões em relação aos períodos de destorque analisado.	27
Gráfico 4	Representação gráfica das médias e desvios padrão para força máxima (Kgf) em função do tipo de liga metálica para as conexões HE e CM.	30
Gráfico 5	Representação gráfica das médias e desvios padrão para força máxima (Kgf) em função do tipo de liga metálica e do seu envelhecimento (novo e ciclado), independente do tipo de conexão.	31

LISTA DE ABREVIATURAS

Al	Alumínio
CM	Cone Morse
Cp	Comercialmente puro
FM	Força máxima
Gr	Grau
HE	Hexágono externo
ISO	Norma Técnica ISO 14801
Kgf	Kilograma força
N	Newton
Ti	Titânio
UCLA	Universal Cast to Long Abutment
V	Vanádio

SUMÁRIO

1	Introdução	14
2	Objetivos e hipótese de nulidade	17
3	Materiais e métodos	18
3.1	Formação dos grupos de estudo	18
3.2	Aplicação do torque e mensuração do torque remanescente (destorque)	19
3.3	Ensaio eletromecânico de fadiga por mastigação	19
3.4	Teste mecânico de resistência à fratura	20
3.5	Planejamento estatístico	21
4	Resultados	23
5	Discussão	32
6	Conclusão	37
	Referências	38

1 INTRODUÇÃO

Apesar de ser uma técnica consolidada (KOURTIS et al., 2004), as próteses implantossuportadas ainda são passíveis de falhas e complicações biomecânicas (SAHIN, AYYILDIZ, 2014; THEOHARIDOU et al., 2008), mais especificamente, aquelas que interferem na estabilidade da região de interface entre o implante, pilar, cilindro e parafuso de retenção, resultando no afrouxamento do parafuso de retenção, predispondo-o à fratura (SAHIN, AYYILDIZ, 2014; GOODACRE, KAN, RUNGCHARASSAENG, 1999; SCHWARZ, 2000).

A conexão entre o pilar protético e o implante por meio de um parafuso de retenção é denominada junção parafusada, sendo a força de aperto exercida sobre o parafuso denominada torque (MCGLUMPHY, MENDEL, HOLLOWAY, 1998; BYRNE et al., 2006). Uma vez aplicado, este desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes que mantêm os componentes unidos, chamada pré-carga (BYRNE et al., 2006). Durante o ciclo mastigatório ocorre a incidência de cargas sobre a estrutura protética e estas forças externas, quando superiores ao valor da pré-carga, podem levar ao afrouxamento ou até mesmo à fratura do parafuso (MICHALAKIS et al., 2014; SESMA, PANNUTI, CARDAROPOLI, 2012).

Analisando sob um ponto de vista mecânico-protético, as principais razões para a fratura de um parafuso de retenção são infraestruturas desajustadas, sobrecarga oclusal e parafunção (MERICSKE-STERN et al., 1992; LUTERBACHER et al., 2000). Sendo assim, os parafusos de retenção são passíveis de fratura, uma vez que ela geralmente ocorre após a junção parafusada ser submetida a um grande período de tensões sob forças multidirecionais que excedem o valor da pré-carga, tais como contatos excursivos laterais prematuros, contatos interproximais demasiadamente justos, ajuste não passivo das restaurações e hábitos parafuncionais (BINON, 2000; MOHAMMED et al., 2016), levando à separação da junção e uma possível fratura, sugerindo que um pequeno defeito, progressivamente, atingirá um tamanho crítico e provocará a fratura (WISKOTT, NICHOLLS, BELSER, 1995). Dessa forma, o afrouxamento e a fratura do parafuso podem representar um alerta, indicando que muita força e carga estão sendo aplicadas à prótese (KIM et al., 2005; ASSUNÇÃO et al., 2010; ASSUNÇÃO, W. G. et al. 2010).

A necessidade de prevenir fraturas do parafuso de retenção na junta parafusada, resultou em modificações em propriedades no que diz respeito ao seu *design*, composição, comprimento da haste, corpo, diâmetro, número de roscas e diferentes valores na aplicação do torque (SHIN et al., 2014). De um modo geral, foi necessário evoluir as características do parafuso de retenção para maximizar a pré-carga e minimizar a perda de torque de entrada durante a fricção das roscas, partindo do princípio de que o aumento do comprimento da haste ajuda a obter o alongamento ideal e os comprimentos de rosca mais curtos reduzem o atrito (BINON, 2000; ARVIDSON, BYSTEDT, ERICSSON, 1990; BINON, 1996). Além disso, o fator mais significativo que confere ao parafuso boas qualidades é a sua composição, uma vez que a resistência à fricção entre as roscas internas do implante e as roscas do parafuso, compostos por dois metais diferentes, pode limitar a pré-carga levando à fratura (BINON, 2000).

É primordial que o material que compõe o parafuso de retenção possua propriedades que, além de propiciarem adequada resistência à fratura, favoreçam a manutenção da pré-carga e suportem as forças nele geradas (ASSUNÇÃO et al., 2012; VIANNA et al., 2013). Grande parte dos parafusos de retenção são confeccionados à base de titânio e suas ligas. Em estudo de Assunção et al. (2012), no qual foi realizado um comparativo entre parafusos de liga de titânio (Ti grau 5 - Ti6Al4V), de ouro, Ti grau 5 (Ti6Al4V) com superfície diamantada e parafusos de Ti grau 5 (Ti6Al4V) com superfície tratada com jateamento de nitreto de alumínio, o grupo de parafusos de titânio (Ti grau 5 - Ti-6Al-4V) apresentou o maior valor de manutenção do torque de aperto ($81.42\% \pm 3.57\%$).

As ligas de titânio são muito utilizadas quando se trata de implantes e seus componentes, no entanto, apresentam propriedades mecânicas nem sempre favoráveis. O titânio puro (Ti grau 2 e Ti grau 4), por exemplo, tem como desvantagem baixo potencial de força mecânica e baixa resistência ao desgaste (NIINOMI, 2008), mesmo sendo o principal material usado na implantodontia. A liga de Ti6Al4V (Ti grau 5) por sua vez, apresenta boas propriedades mecânicas, mas tem a possibilidade de causar efeitos tóxicos ao paciente vindo do vanádio e do alumínio presentes em sua composição (MORAIS et al., 2007). Em relação ao Ti grau 4 hard, uma liga modificada por um método de deformação plástica severa (VALIEV, ISLAMGALIEV, ALEXANDROV, 2000) é considerado mais resistente a compressão e a fadiga do que

os fabricados convencionalmente (ELIAS et al., 2018). Já o aço cirúrgico inoxidável, tem como sua maior desvantagem a possível corrosão, por isso, são geralmente usados em implantes temporários (IRENA, 1997), e hoje em dia, em mini-implantes na ortodontia, por serem biocompatíveis (CORNELIS et al., 2007) e apresentarem boas características mecânicas (BUSCHANG et al., 2008; FRANCIOLI, RUGGIERO, GIORGETTI, 2010), além de serem resistentes, reduzindo o risco de fratura (BROWN et al., 2014; CARANO et al., 2005).

Assim, é valioso para o clínico compreender as características mecânicas dos materiais e a biomecânica da pré-carga e determinar a importância das variáveis que possam interferir neste processo antes da aplicação de qualquer carga externa (GUDA et al., 2008) para se obter uma junção pilar-implante estável (LANG et al., 2003). Nesse sentido, este estudo objetivou analisar as complicações mencionadas, relacionando a manutenção do torque com a resistência à fratura dos parafusos de retenção de pilares UCLA fabricados em 5 materiais diferentes sendo eles 4 ligas de titânio (Ti cp grau 2, Ti cp grau 4 e Ti cp grau 4 hard e Ti grau 5 - Ti6Al4V) e liga de cirúrgico; para implantes de conexão hexagonal externa e cone Morse, submetidos à ciclagem mecânica.

2 OBJETIVOS E HIPÓTESE DE NULIDADE

Essa pesquisa avaliou o efeito de 5 diferentes tipos de metais utilizados na confecção de parafusos de retenção (Ti cp grau 2, Ti cp grau 4, Ti cp grau 4 hard, Ti grau 5 - Ti6Al4V e aço cirúrgico) de pilares UCLA para implantes de conexão hexagonal externa e cone Morse na manutenção do torque, antes e após ensaio eletromecânico de fadiga por mastigação, bem como sua resistência à fratura por meio de teste de compressão.

A hipótese nula do presente estudo foi que os diferentes materiais analisados, a ciclagem mecânica e o tipo de conexão não influenciariam na manutenção do torque e na resistência a fratura dos parafusos de retenção nas diferentes conexões.

3 MATERIAIS E MÉTODO

3.1 Formação dos grupos de estudo

Foram utilizados 60 implantes, sendo 30 de conexões cone Morse (CM) e plataforma 4.0mm e outros 30 de hexágono externo (HE) e plataforma 4.1mm e seus respectivos pilares UCLA de titânio e parafusos de retenção. Os parafusos foram confeccionados com cinco diferentes materiais testados (n=6), sendo Ti cp grau 2, Ti cp grau 4 e Ti cp grau 4 hard, Ti grau 5 - Ti6Al4V e aço cirúrgico (DSP® Biomedical - Campo Largo, Paraná, Brasil)

Para o posicionamento dos análogos foi utilizada uma matriz metálica bipartida (Figura 1) que permitiu a inclinação de 30° em relação ao eixo vertical (Norma ISO 14801-2016). Para o embutimento dos implantes foi utilizado um poliuretano (Poliuretano F160, Axson Brasil, São Paulo, Brasil), por apresentar propriedades elásticas uniformes e módulo de elasticidade próximo ao do tecido ósseo humano (HERGENROTHER, WABERS, COOPER, 1993). Uma vez embutidos, os implantes receberam os pilares protéticos metálicos UCLA, e o parafusos de retenção referente a cada grupo e sobre eles um dispositivo hemisférico (tampa metálica) sobre o qual se deu o carregamento, assegurando a aplicação da carga no eixo longitudinal, de acordo com a Norma Técnica ISO 14801 de 2016.

Figura 1. Matriz metálica bipartida para o embutimento dos implantes osseointegráveis.



3.2 Aplicação do torque e mensuração do torque remanescente (destorque)

Para a aplicação do torque e avaliação do destorque, foi utilizado um medidor digital de torque (Torque Tool Tester, TST série 2 Norbar®, Navi Mumbai-India) (figura 2), seguindo uma sequência estabelecida previamente por processo de randomização, feito através de um sorteio pelo Excel. O torque foi aplicado de acordo com o recomendado pelo fabricante e após um intervalo de tempo de três minutos, o destorque foi mensurado (DELBEN et al., 2014; ORTORP et al., 2005). Nesta leitura, considerada como destorque inicial, foi avaliado o torque remanescente antes da ciclagem mecânica. Em seguida, os parafusos receberam novamente o torque, sendo chamado de torque de confirmação, para serem submetidos ao ensaio eletromecânico de fadiga por mastigação e após isso, foram realizadas as mensurações do destorque final (pós ciclagem).

Figura 2. Medidor digital de torque (Torque Tool Tester, TST série 2 Norbar®, Navi Mumbai- India).



3.3 Ensaio eletromecânico de fadiga por mastigação

Os espécimes (implante/pilar/parafuso de retenção) foram posicionados em uma máquina de ensaio eletromecânico de fadiga por mastigação (MSFM - ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos - SP) ajustada para operar em um total de 1×10^6 ciclos (ou até a ocorrência de uma falha no espécime), na frequência de 2 Hz, imprimindo um carregamento oblíquo (30°) dinâmico de $130\text{N} \pm 10\text{N}$ sobre cada conjunto (VIANNA et al., 2013; JORGE et al., 2013). Foram

ensaiados seis corpos-de-prova de cada vez, seguindo a mesma sequência estabelecida previamente pelo processo de randomização, imersos em água destilada com circulação constante à temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$. (Figura 3)

Figura 3. Equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação.



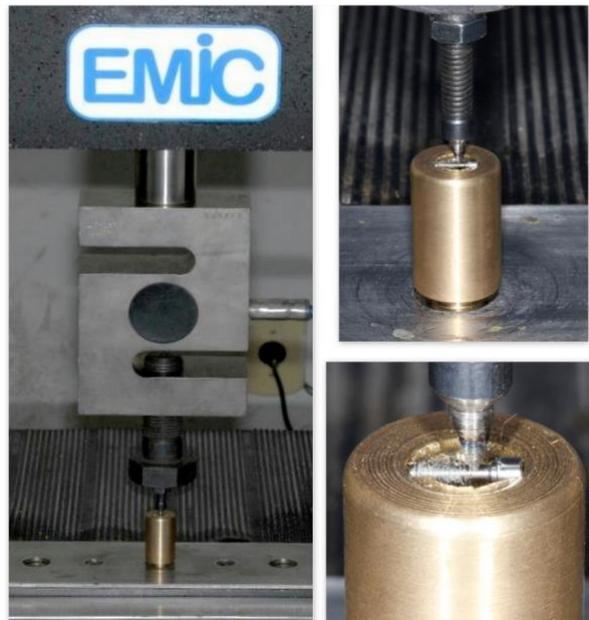
3.4 Teste mecânico de resistência à fratura

O teste de resistência à fratura foi realizado por meio de ensaio de compressão diretamente sobre os parafusos de retenção de cada grupo de parafuso para cada tipo de conexão ($n=6$) após ciclagem mecânica, analisando-se a força máxima (FM). Para isso, os parafusos foram fixados em um dispositivo de aço inoxidável (figura 4) e posicionados em uma máquina de ensaio universal EMIC[®] DL-200, (EMIC equipamentos e sistemas de ensaio LTDA, São José dos Pinhais, PR, Brasil) preparada com uma célula de carga de 2000 N e velocidade de deslocamento axial de 0,5 mm/min (NOTHDURFT, NEUMANN, KNAUBER, 2014) (figura 5). O carregamento foi transmitido aos parafusos, em sua porção cervical, entre a superfície lisa e a primeira rosca, por meio de uma ponta aplicadora em formato de cinzel até ocorrer a fratura do parafuso ou até que a força máxima de deformação fosse ultrapassada e deformações plásticas ocorressem, com decréscimo da força de resistência, mesmo sem a ocorrência de fratura.

Figura 4. Dispositivo de aço inoxidável para posicionamento do parafuso de retenção.



Figura 5. Visão do parafuso posicionado na EMIC.



3.5 Planejamento estatístico

Os dados de torque e destorque inicial e final além dos valores de resistência a fratura obtidos foram tabulados separadamente.

A análise estatística foi realizada com auxílio de um *software* estatístico (Sigma Plot. 12.1; Systat Software Inc.; San Jose, CA, EUA). Os dados foram submetidos ao teste de homogeneidade de Shapiro-Wilk. Para análise de manutenção do torque, foi utilizado ANOVA 3 fatores (fatores: ligas, conexão e ciclagem). O teste Holm-Sidak foi usado com técnica *posthoc* para múltiplas comparações em um nível

de significância de 5%. Para a análise de resistência a fratura, foi utilizado ANOVA dois fatores (fatores: ligas e conexão) e o teste de Tukey foi usado com técnica *posthoc* para múltiplas comparações em um nível de significância de 5%. Na análise entre as ligas, foi utilizado ANOVA 1 fator e o *posthoc* para dados não-paramétricos Kruskal-Wallis foi usado para múltiplas comparações em um nível de significância de 5%.

4 RESULTADOS

Manutenção do torque

Os dados obtidos em relação à manutenção do torque dos parafusos de retenção dos pilares UCLA, em função das ligas (Ti6Al4V, Ti grau 2, Ti grau 4, Ti grau 4 hard e Aço cirúrgico), da conexão pilar/implante (HE e CM) e do tempo (período inicial de aplicação do torque de inserção, destorque inicial - pré ciclagem e destorque final - pós ciclagem) foram transformados em porcentagem (%) em função do diferentes valores de torque aplicados.

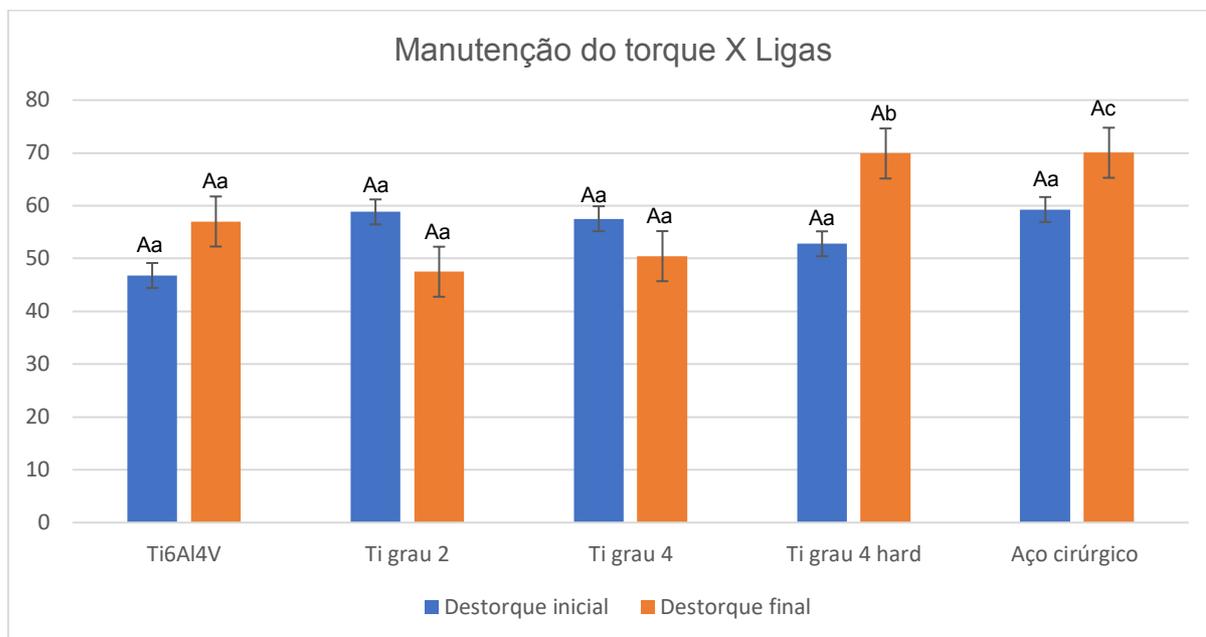
No que diz respeito ao fator liga, independente das conexões e do período analisado, o destorque em função do material do parafuso de retenção não apresentou diferença estatisticamente significativa ($p > 0,005$). Ao se comparar o fator conexão independentemente, de modo geral, também não revelou diferença estatisticamente significativa ($p > 0,005$), ou seja, a conexão não influenciou nos valores de destorque. Mas ao se comparar o fator liga, dependente do período e não dependente da conexão, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,005$) entre as ligas no período de destorque inicial, mas ao mensurar o destorque final, a liga aço ($70,03 \pm 5,35$) demonstrou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,005$) junto com a liga Ti grau 4 hard ($69,89 \pm 31,46$), com os melhores resultados em relação as outras ligas (tabela 1 e gráfico 1).

Tabela 1: Médias e desvio padrão da manutenção do torque (%) em função das ligas utilizadas, dependente do período e independente da conexão

Ligas	Destorque inicial	Destorque final
Ti6Al4V	$46,79 \pm 10,33^{Aa}$	$57,01 \pm 9,35^{Aa}$
Ti grau 2	$58,83 \pm 1,50^{Aa}$	$47,50 \pm 7,43^{Aa}$
Ti grau 4	$57,54 \pm 2,65^{Aa}$	$50,45 \pm 20,53^{Aa}$
Ti grau 4 hard	$52,79 \pm 0,23^{Aa}$	$69,89 \pm 31,46^{Ab}$
Aço cirúrgico	$59,28 \pm 24,53^{Aa}$	$70,03 \pm 5,35^{Ac}$

*Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística significativa nas linhas. Letras minúsculas distintas representam diferença estatística significativa nas colunas.

Gráfico 1: Representação gráfica das médias e desvio padrão da manutenção do torque em função das ligas utilizadas, dependente do período e independente da conexão.



*Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística significativa intergrupos. Letras minúsculas distintas representam diferença estatística significativa intragrupos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Avaliando os fatores conexão em relação as diferentes ligas, independentemente da ciclagem, de um modo geral não houve diferença estatisticamente significativa, exceto para o Ti grau 4 hard ($p=0,011$) para a conexão HE, ou seja, esta liga influenciou no valor de destorque. Da mesma forma, o aço cirúrgico para a conexão CM apresentou diferença estatisticamente significativa ($p=0,017$), demonstrando que também teve influência no valor de destorque de forma positiva (tabela 2 e gráfico 2)

Correlacionando os fatores ligas com a conexão, na tabela 2 e gráfico 2, a conexão HE não influenciou no valor de destorque, independente do tipo da liga. Enquanto que para os fatores ligas e conexão CM, o aço cirúrgico apresentou diferença estatisticamente significativa em relação as outras ligas, apresentando valor médio de manutenção da pré-carga de $73,82\% \pm 20,69$, contrastando com $35,93\% \pm$

18,78 e 47,64% \pm 22,83 das ligas Ti grau 4 ($p=0,019$) e ti grau 4 hard ($p=0,041$), respectivamente. Ou seja, o aço, o Ti grau 4 hard e o Ti grau 4, com o pior desempenho entre as ligas, apresentaram diferença estatística entre os demais grupos e entre si, com a maior média para o aço. As demais ligas não apresentaram diferenças entre si.

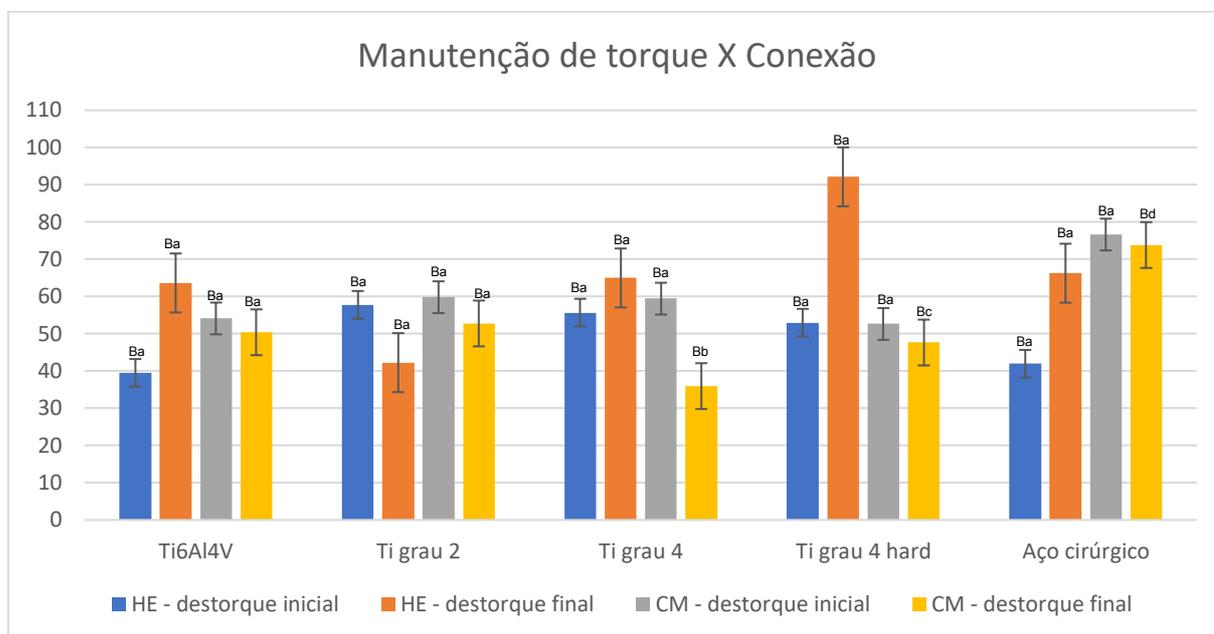
Comparando os tempos de avaliação do destorque, (tabela 2 e gráfico 2) houve influência estatística significativa nos resultados da manutenção da pré-carga em relação ao período inicial de aplicação do torque, tanto com o valor de destorque pré ciclagem ($p<0,001$) quanto em relação ao destorque pós ciclagem ($p<0,001$).

Tabela 2: Médias e desvio padrão da manutenção de torque (destorque) considerando as conexões HE e CM e suas respectivas ligas nos períodos pré (destorque inicial) e pós ciclagem mecânica (destorque final).

Conexão	Liga	Torque Inicial (%)	Destorque inicial (%)	Destorque final (%)
HE	Ti6Al4V	100 ^{Aa}	39,49 \pm 20,82 ^{Ba}	63,63 \pm 18,11 ^{Ba}
	Ti grau 2	100 ^{Aa}	57,76 \pm 11,74 ^{Ba}	42,24 \pm 20,21 ^{Ba}
	Ti grau 4	100 ^{Aa}	55,66 \pm 23,83 ^{Ba}	64,97 \pm 25,91 ^{Ba}
	Ti grau 4 hard	100 ^{Aa}	52,96 \pm 33,44 ^{Ba}	92,13 \pm 27,87 ^{Ba}
	Aço cirúrgico	100 ^{Aa}	41,93 \pm 18,07 ^{Ba}	66,25 \pm 26,99 ^{Ba}
CM	Ti6Al4V	100 ^{Aa}	54,10 \pm 26,15 ^{Ba}	50,39 \pm 22,25 ^{Ba}
	Ti grau 2	100 ^{Aa}	59,89 \pm 18,47 ^{Ba}	52,76 \pm 18,13 ^{Ba}
	Ti grau 4	100 ^{Aa}	59,42 \pm 17,04 ^{Ba}	35,93 \pm 18,78 ^{Bb}
	Ti grau 4 hard	100 ^{Aa}	52,63 \pm 12,74 ^{Ba}	47,64 \pm 22,83 ^{Bc}
	Aço cirúrgico	100 ^{Aa}	76,63 \pm 7,74 ^{Ba}	73,82 \pm 20,69 ^{Bd}

*Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística significativa nas linhas. Letras minúsculas distintas representam diferença estatística significativa nas colunas.

Gráfico 2: Representação gráfica das médias e desvios padrão da manutenção de torque considerando as conexões HE e CM e suas respectivas ligas nos períodos pré (destorque inicial) e pós ciclagem mecânica (destorque final).



*Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística significativa intergrupos. Letras minúsculas distintas representam diferença estatística significativa intragrupos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Na comparação entre os fatores tempo (pré e pós ciclagem) e a conexão HE, tabela 3 e gráfico 3, houve diferença significativa ($p < 0,001$), demonstrando que nessa comparação a ciclagem mecânica influenciou positivamente na manutenção do torque, com um aumento de 16,28% em relação ao valor pré ciclagem mecânica. Para a conexão CM, comparando-se o período do torque inicial (20N) com os períodos de destorque inicial pré ciclagem ($60,53\% \pm 9,64$) e destorque final pós ciclagem ($52,11\% \pm 13,75$), demonstrou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$), representando a perda do torque inserido nos parafusos de retenção.

Por fim, comparando-se conexão com tempo, a partir de torque de confirmação, dado antes da ciclagem mecânica, a conexão influenciou na manutenção da pré-carga, sendo melhor para a conexão HE ($65,84\% \pm 17,70$) em relação ao CM ($52,11\% \pm 13,75$), com $p = 0,003$ para HE e $p = 0,016$ para CM,

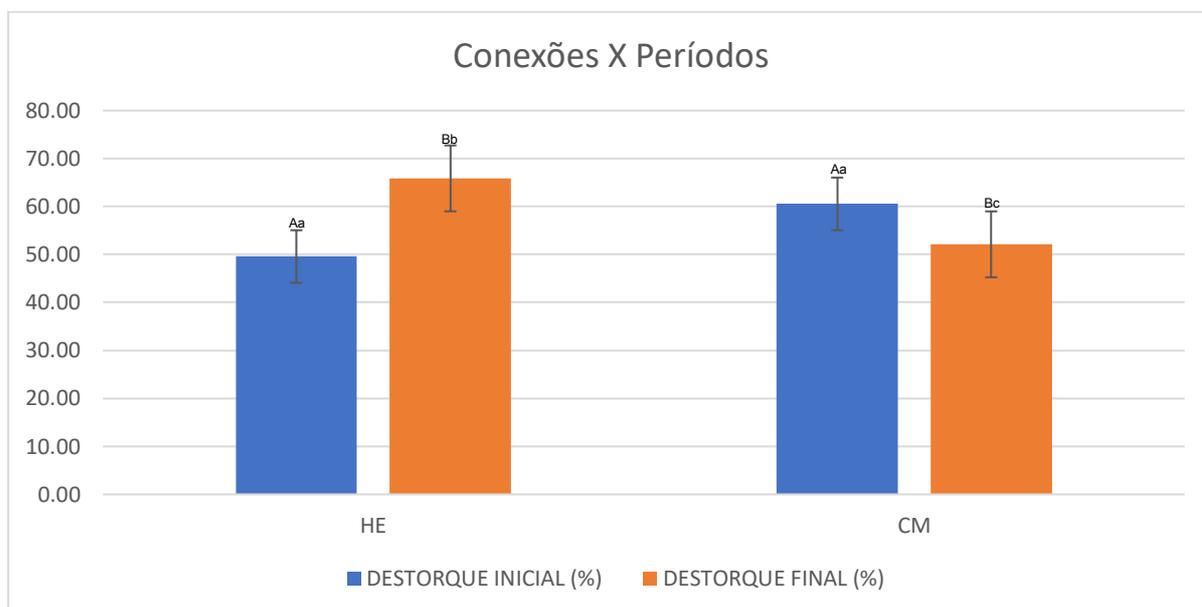
representados na tabela 3 e gráfico 3, demonstrando que a ciclagem mecânica influenciou negativamente o desempenho da conexão CM.

Tabela 3: Médias e desvio padrão dos destorques em função das diferentes conexões e dos períodos de destorque (pré e pós ciclagem), independente das ligas dos parafusos.

	Hexágono externos	Cone Morse
Destorque inicial	49,56 ± 8,29 ^{Aa}	60,53 ± 9,54 ^{Aa}
Destorque final	65,84 ± 17,70 ^{Bb}	52,11 ± 13,75 ^{Bc}

*Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística significativa nas linhas. Letras minúsculas distintas representam diferença estatística significativa nas colunas.

Gráfico 3: Representação gráfica das médias e desvio padrão das conexões em relação aos períodos de destorque analisado.



*Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística significativa intergrupos. Letras minúsculas distintas representam diferença estatística significativa intragrupos.

Fonte: Elaborada pelo autor

Resistencia à fratura dos parafusos de retenção

Foram submetidos ao teste de resistência a fratura por meio do teste de compressão 120 parafusos de retenção dos pilares UCLA, sendo 60 para conexão HE e outros 60 para conexão CM, dos quais 30 de cada conexão foram ciclados e outros 30 eram parafusos novos, não ciclados. As médias e desvios padrão foram calculadas para força máxima (FM) em Kgf. (tabelas 4 e 5)

Analisando as conexões protéticas em função das ligas metálicas (tabela 4 e gráfico 4), o comportamento das ligas aço cirúrgico novo ($p=0,002$) e Ti grau 4 hard ($p=0,008$) influenciaram positivamente no desempenho da conexão, demonstrando melhores resultados quando na conexão CM, com médias de $75,68\text{Kgf} \pm 7,25$ e $51,05\text{Kgf} \pm 5,31$. Além delas o Ti6Al4V, independente de ser ciclado ou novo, também demonstrou bons resultados ($p<0,001$) para a conexão CM, com médias $57,54\text{Kgf} \pm 6,16$ e $57,86\text{Kgf} \pm 3,18$, respectivamente. Enquanto que os parafusos ciclados de aço cirúrgico, novos e ciclados de Ti grau 4 e os parafusos novos e ciclados de Ti grau 2 não sofreram influencia da conexão ($p>0,05$), uma vez que não apresentaram diferença estatística significativa.

Correlacionando os fatores liga e conexão, para a conexão HE, os parafusos confeccionados com aço cirúrgico, independente de terem sido ciclados ou não, apresentaram o melhor desempenho para essa conexão, com valor de FM de $70,82\text{Kgf} \pm 7,23$ e $65,94\text{Kgf} \pm 9,11$, com diferença estatisticamente significativa ($p<0,005$) em relação a todas as outras ligas, exceto entre elas mesmas ($p=0,849$). Além dos parafusos de aço, os parafusos novos e ciclados da liga Ti grau 4 hard ($43,59\text{Kgf} \pm 2,41$ e $42,81\text{Kgf} \pm 1,72$, respectivamente), também demonstraram diferença estatisticamente significativa, sendo superiores quando comparados aos parafusos de Ti grau 2 ($32,52\text{Kgf} \pm 5,49$), com $p<0,005$.

Para a conexão CM em função das ligas, os parafusos novos de aço cirúrgico com FM de $75,68\text{Kgf} \pm 7,25$ e ciclados de $73,05\text{Kgf} \pm 8,54$, também apresentaram o melhor desempenho, com diferença estatisticamente significativa para todos as outras ligas, $p<0,001$, exceto entre elas mesmas, $p=0,997$. Também foi possível observar que os parafusos ciclados de Ti6Al4V ($57,54\text{Kgf} \pm 6,16$) e novos ($57,86\text{Kgf} \pm 3,18$), quando comparados aos parafusos de Ti grau 2 e Ti grau 4, independente de serem ciclados ou novos, foram superiores as outras ligas,

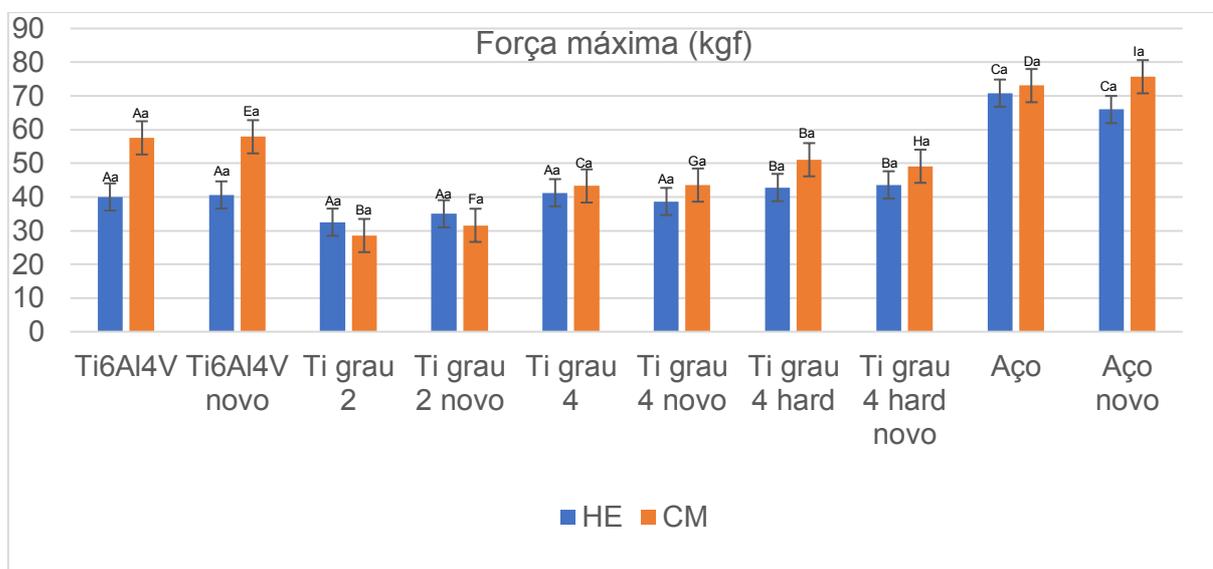
demonstrando que há diferença estatisticamente significativa na escolha entre essas ligas ($p < 0,005$), no qual a liga de pior desempenho foi o Ti grau 2. Quando os parafusos destas ligas foram ciclados apresentaram valor de FM de $28,55\text{Kgf} \pm 1,44$.

Tabela 4: Médias e desvios padrão para força máxima (Kgf) em função do tipo de liga metálica para as conexões HE e CM.

Conexão	Ligas	Força máxima (Kgf)	Conexão	Ligas	Força máxima (Kgf)
HE	Ti6Al4V	$40,01 \pm 1,22^{Aa}$	CM	Ti6Al4V	$57,54 \pm 6,16^{Aa}$
	Ti grau 2	$32,52 \pm 5,49^{Aa}$		Ti grau 2	$28,55 \pm 1,44^{Ba}$
	Ti grau 4	$41,25 \pm 2,96^{Aa}$		Ti grau 4	$43,27 \pm 1,65^{Ca}$
	Ti grau 4 hard	$42,81 \pm 1,72^{Ba}$		Ti grau 4 hard	$51,05 \pm 5,31^{Ba}$
	Aço cirúrgico	$70,82 \pm 7,23^{Ca}$		Aço cirúrgico	$73,05 \pm 8,54^{Da}$
	Ti6Al4V novo	$40,59 \pm 1,60^{Aa}$		Ti6Al4V novo	$57,86 \pm 3,18^{Ea}$
	Ti grau 2 novo	$35,01 \pm 6,24^{Aa}$		Ti grau 2 novo	$31,58 \pm 6,68^{Fa}$
	Ti grau 4 novo	$38,66 \pm 1,78^{Aa}$		Ti grau 4 novo	$43,53 \pm 8,30^{Ga}$
	Ti grau 4 hard novo	$43,59 \pm 2,41^{Ba}$		Ti grau 4 hard novo	$49,12 \pm 3,62^{Ha}$
	Aço cirúrgico novo	$65,94 \pm 9,11^{Ca}$		Aço cirúrgico novo	$75,68 \pm 7,25^{Ia}$

* Letras maiúsculas distintas nas linhas indicam diferença estatística significativa. Letras minúsculas distintas nas colunas representam diferença estatística significativa.

Gráfico 4: Representação gráfica das médias e desvios padrão para força máxima (Kgf) em função do tipo de liga metálica para as conexões HE e CM.



*Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística significativa intergrupos. Letras minúsculas distintas representam diferença estatística significativa intragrupos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

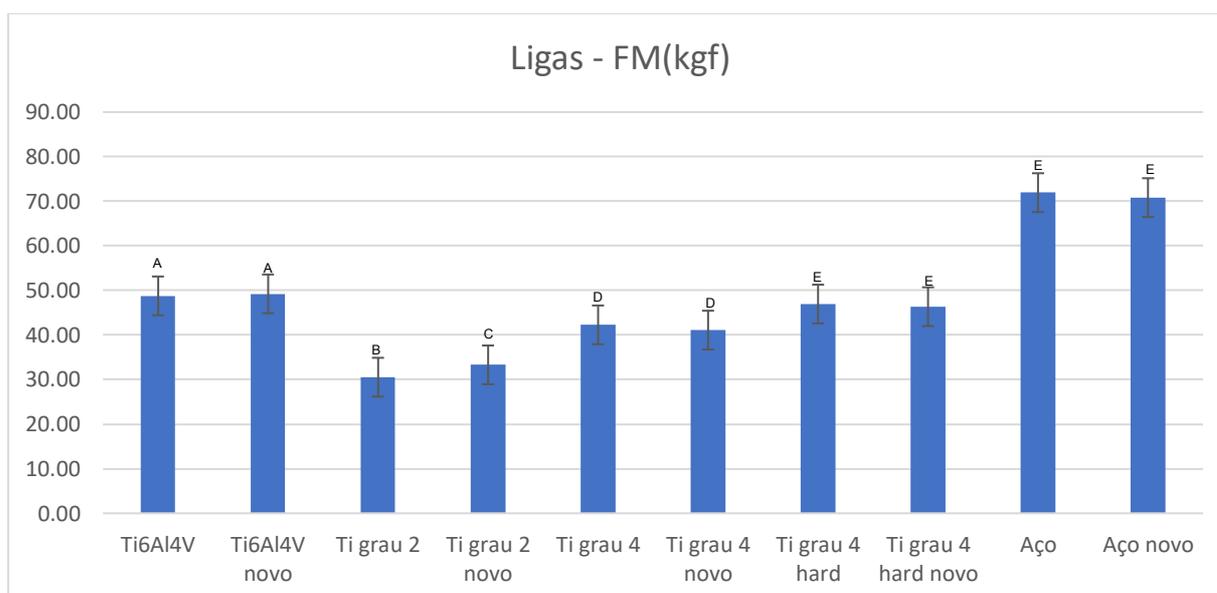
Por fim, ao se analisar a FM dos parafusos de diferentes ligas metálicas, independente do tipo de conexão, mas dependente do envelhecimento (parafusos novos ou ciclados mecanicamente) (tabela 5 e gráfico 5), as ligas com melhores desempenhos, que não demonstraram diferença estatisticamente significativa ($p > 0,005$), foram, o aço cirúrgico em parafusos ciclados, o aço cirúrgico em parafusos novos, o Ti grau 4 hard em parafusos ciclados e novos e o Ti6Al4V em parafusos novos.

Tabela 5: Médias e desvios padrão para força máxima (Kgf) em função do tipo de liga metálica e do seu envelhecimento (novo e ciclada), independente do tipo de conexão.

Ligas	Força máxima (Kgf)
Ti6Al4V ciclada	48,77±12,40 ^A
Ti6Al4V novo	49,23±12,21 ^A
Ti grau 2 ciclada	30,53±2,80 ^B
Ti grau 2 novo	33,29±2,42 ^C
Ti grau 4 ciclada	42,26±1,42 ^D
Ti grau 4 novo	41,09±3,44 ^D
Ti grau 4 hard ciclada	46,93±5,82 ^E
Ti grau 4 hard novo	46,35±3,90 ^E
Aço cirúrgico ciclada	71,93±1,57 ^E
Aço cirúrgico novo	70,81±6,89 ^E

*Letras maiúsculas distintas na coluna representam diferença estatística significativa.

Gráfico 5: Representação gráfica das médias e desvios padrão para força máxima (Kgf) em função do tipo de liga metálica e do seu envelhecimento (novo e ciclada), independente do tipo de conexão.



*Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística significativa.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados observados, a hipótese nula foi rejeitada, visto que o tipo de liga utilizada na confecção de parafusos de retenção, a ciclagem mecânica e o tipo de conexão influenciaram na manutenção do torque e na resistência a fratura dos parafusos.

Os metais podem ser conformados a quente ou a frio (Elias C.N. et al 2013). Sempre que são submetidos à deformação plástica, defeitos internos são gerados em sua microestrutura favorecendo sua resistência mecânica. Quando a deformação é realizada a quente, a energia térmica faz com que os defeitos criados durante o processo sejam eliminados, e não ocorra o endurecimento do metal. Na deformação plástica em baixas temperaturas (a frio), os defeitos gerados na microestrutura interna permanecem armazenados, conseqüentemente aumentando a resistência mecânica.

Os maiores valores de destorque (maior manutenção da pré-carga) e de resistência a fratura, indicam superioridade da liga de aço cirúrgico em relação as ligas Ti grau 4 hard e Ti grau 4, respectivamente, e sobretudo comparada as demais ligas.

O uso de aços inoxidáveis na fabricação de biomateriais tem sido amplamente utilizado até os dias de hoje. Seu uso se justifica principalmente pela combinação de propriedades como: boa aceitação pelo organismo, baixo custo, boa conformabilidade, alta resistência mecânica e razoável resistência à corrosão. (GIORDANI, E.J., 2011; VILLAMIL, R.F.V. et al, 2003) A maior resistência do aço é atribuída principalmente à combinação de nitrogênio e nióbio adicionados em sua composição durante a conformação a frio. Essas adições promovem o endurecimento de suas partículas durante o processo de recristalização do aço (NYSTRÖM, M. et al 1997). Além disso, o nitrogênio favorece seu processo durante a deformação plástica, o que garante sua boa resistência mecânica (STOLTZ, R.E., VANDER SANDE, J.B., 1980).

Em relação as ligas metálicas, a liga Ti grau 4 hard, apresentou influência no valor de destorque neste estudo, apresentando bons resultados para os parafusos de retenção. Este resultado corrobora com o estudo de Elias e colaboradores (2014), que após avaliações mecânicas das ligas Ti grau 2, Ti6Al4V, Ti grau 4 e grau 4 hard envolvendo testes de tensão, compressão, dureza e torque, a liga Ti grau 4 hard

apresentou resistência mecânica superior, assim como no presente estudo, revelando uma melhoria nas propriedades mecânicas desse material. Outro resultado publicado pelos mesmos autores e que vai de encontro com o presente estudo, é que no comparativo entre as ligas no teste de compressão, o Ti Grau 4 hard apresentou o resultado mais alto quando comparado com as ligas Ti grau 2 e 4, permanecendo próximo da liga Ti6Al4V.

A deformação plástica em baixas temperaturas (a frio) é denominado encruamento e a partir deste mecanismo pode ser obtido o Ti grau 4 endurecido, também denominado Ti cp 4 hard, cuja composição química é idêntica ao Ti grau 4 (ELIAS, C.N. et al., 2013; ELIAS, C.N. et al., 2015). Essa liga, recentemente utilizada para confecção de implantes dentários, demonstrou maior resistência mecânica que as demais ligas (Ti cp e Ti6Al4V) (TANG, S. et al, 2015).

Em relação ao Ti6Al4V, apesar de ter apresentado resultados satisfatórios neste estudo, Olmedo et al (2010) relataram dois casos clínicos de lesões reacionais em mucosa peri-implantar, as quais foram diagnosticadas como granuloma piogênico e granuloma periférico de células gigantes. Em análise histopatológica, observaram proliferação vascular, infiltrado inflamatório intenso e partículas semelhantes a metais. Sugeriram que estes fragmentos fossem íons de Ti liberados para a mucosa peri-implantar devido ao processo corrosivo da superfície da plataforma protética do implante (OLMEDO, D.G. et al., 2012; OLMEDO, D.G. et al., 2010). Dentre os íons liberados pela liga Ti6Al4V, o Vanádio (V) é considerado um metal altamente citotóxico e causador de reação de corpo estranho (LAING, P.G, FERGUSON, A.B. JR., HODGE, E.S., 1967), e o Alumínio (Al) está relacionado com desarranjos neurológicos, como a doença de Alzheimer (MIRZA, A. et al., 2017). Sendo assim, ainda que suas propriedades mecânicas sejam excelentes, devido a este fato, sua biocompatibilidade fica sob suspeita e seu uso passa a não ser a indicação de primeira escolha nos casos de implantes e de seus componentes protéticos.

Ao se analisar o tipo de conexão protética com a ciclagem mecânica, segundo alguns estudos (MICHALAKIS, K.X. et al., 2014; PARK, J.K. et al., 2010; PITA, M.S. et al., 2011), o cone Morse foi considerado uma conexão mecanicamente superior ao hexágono externo. No entanto, neste estudo o hexágono externo foi quem apresentou uma melhor manutenção do torque pós-ciclagem, diferente do cone

Morse, que demonstrou diferença estatisticamente significativa negativa entre os períodos pré ciclagem (após o torque de confirmação) e pós ciclagem mecânica (destorque final). Corroborando com essa pesquisa, alguns estudos também demonstraram que o HE demonstrou melhor manutenção do torque em relação aos parafusos de retenção (HA et al., 2010; KIM, HAM, LIM, 2014) e para Kim e colaboradores (2014), a perda da pré-carga, após a ciclagem mecânica, depende especificamente do tipo de pilar e das características do design da conexão pilar/implante, além do diâmetro do implante mais largo ser mais vantajoso em relação a perda do torque (SHIN et al., 2014).

Na revisão da literatura de Pardal-Peláez (2017) e colaboradores, mesmo com o consenso estabelecido por diversos autores que a conexão interna associada ao CM seja o tipo de conexão mais resistente a fadiga, o afrouxamento do parafuso é considerado um evento multifatorial que depende, não apenas do tipo de conexão como também do design e material de confecção do parafuso de retenção, tipo e design dos pilares protéticos, direção das forças oclusais, pontos de contato prematuros dentre outros fatores.

Para Steinebrunner et al. (2008), valores de destorque próximos ou superiores aos do torque de inserção aplicados, indicam um bom prognóstico para as conexões em questão, como aconteceu na conexão hexagonal externa nesse estudo. A superioridade do hexágono também pode significar que essa conexão tenha passado por transformações mecânicas, conferindo melhoras no material, e conseqüentemente, demonstrando um bom desempenho, relacionado ao tipo de matéria prima e qualidade da manufatura, que diferem entre os fabricantes.

Como mostrado nesse estudo, a menor manutenção do torque para o cone Morse, que apresenta uma conexão interna, mostra-se semelhante a pesquisa de Lee e colaboradores (2016) e outros (SHIN et al., 2014; LEE et al., 2016), quando afirmaram que no sistema de implantes hexagonais externos, por apresentarem maior espessura em suas paredes laterais, são mais resistentes as forças compressivas durante o recebimento de cargas oclusais, levando a um menor deslocamento axial do pilar sobre o implante. Esse deslocamento pode causar complicações biomecânicas como o afrouxamento do parafuso de retenção, levando a instabilidade

e o desajuste da prótese (LEE et al., 2014; LEE et al., 2017), justificando a menor manutenção do torque no cone Morse observado no presente estudo.

Neste estudo, o torque de confirmação influenciou nos valores do destorque. Este fato é possível observar também em outros estudos (WEISS, KOZAK, GROSS, 2000; BURGUETE et al., 1994), os quais apresentaram progressiva diminuição do valor de destorque. No presente estudo foi de 55,04%, independente da conexão, após aplicação do torque de inserção. Quando o torque inicial é aplicado, ele é perdido mesmo com a junção parafusada não sendo submetida a aplicação de nenhuma força externa (DELBEN et al., 2011). Isso pode ser explicado pela acomodação ou relaxamento de inclusão do parafuso de retenção na conexão pilar/implante, chamado de efeito de sedimentação (KANO et al., 2006). Para que essa diminuição do torque de inserção não ocorra, há fabricantes que recomendam o reaperto do parafuso após 10 minutos (JORNEUS, JEMT, CARLSSOM, 1992). Nesse estudo, o torque de confirmação foi aplicado 3 minutos após o torque inicial, tendo apresentado resultado satisfatório.

No teste de resistência à fratura foram submetidos 60 novos parafusos das duas conexões, além dos parafusos que já haviam sido submetidos a ciclagem mecânica. De um modo geral, os parafusos novos tiveram os melhores resultados de força máxima, como demonstrado nas tabelas 4 e 5, o que indica que resistiram mais as forças incidentes sobre eles antes da ocorrência de uma falha, o que pode indicar que a ciclagem mecânica altera a capacidade dos parafusos de retenção de resistir a forças externas, podendo levar a sua fratura no longo prazo.

Ao se comparar as conexões protéticas, os parafusos da conexão cone Morse apresentaram as maiores médias de força máxima, apesar de muito próximas as médias do HE, como na tabela 4. Para essa conexão os parafusos novos também se apresentaram superiores aos ciclados, porém com valores muito próximos, demonstrando sua estabilidade biomecânica.

Em relação as ligas metálicas usadas durante o teste de compressão, as que demonstraram melhor desempenho mecânico foram as ligas aço cirúrgico, seguido da liga Ti grau 4 hard e Ti grau 4. O aço cirúrgico, apesar da alta resistência, ainda apresenta características corrosivas (TANG, X. et al., 2015; VILLAMIL, R.F.V.

et al, 2003). A liga de Ti grau 4 hard, para Elias CN e colaboradores, após ser submetida a deformação plástica severa, se tornou mais resistente a compressão do que a liga feita de maneira convencional (ELIAS et al 2018). O pior desempenho foi demonstrado pela liga Ti grau 2, que como dito anteriormente, apresenta baixo potencial de força mecânica e baixa resistência ao desgaste, o que inibe a sua utilização para aplicações biomédicas (ELIAS et al 2018), além do que a melhora das suas propriedades mecânicas ainda são dificultadas pela possível redução da sua biocompatibilidade (NIINOMI, 2008).

A relevância deste estudo está no fato de demonstrar situações clínicas, na qual essa pesquisa “*in vitro*” simulou forças oclusais para a estabilidade da junção parafusada com parafusos de retenção das diferentes ligas metálicas de pilares UCLA, no qual os parafusos foram submetidos ao torque recomendado pelo fabricante. Uma vez que o torque aplicado tende a diminuir com o tempo de uso, é imprescindível a realização de avaliações periódicas para a manutenção de um torque adequado, evitando assim, o afrouxamento e, conseqüentemente, a fratura dos parafusos de retenção das junções parafusadas.

5 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e dentro das limitações metodológicas deste estudo *in vitro*, podemos concluir que para a conexão CM, as ligas que apresentam melhor desempenho na manutenção do torque foram aço cirúrgico, Ti grau 4 hard e Ti grau 4. A ciclagem mecânica influenciou negativamente a manutenção do torque para essa conexão.

O teste de compressão demonstrou que os parafusos novos apresentam maior resistência a fratura, sugerindo a substituição periódica dos parafusos de retenção em uso.

As ligas metálicas influenciaram na resistência mecânica dos parafusos de retenção, sendo o aço cirúrgico o mais resistente e a liga Ti grau 2 a menos resistente, diferentemente da manutenção do torque, no qual as ligas, quando analisadas de maneira independente, apresentaram comportamento semelhante.

REFERÊNCIAS

- ARVIDSON, K.; BYSTEDT, H.; ERICSSON, I. Histometric and ultrastructural studies of tissues surrounding Astra dental implants in dogs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 5, n. 2, p. 127-34, Summer 1990.
- ASSUNÇÃO, W. G. et al. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. In: (Ed.). **J Prosthodont Res**. Netherlands: 2010 Japan Prosthodontic Society. Published by Elsevier Ltd, v.55, 2011. p.12-8.
- ASSUNÇÃO, W. G. et al. Effect of Vertical Misfit on Screw Joint Stability of Implant-Supported Crowns. **J Materials Engineering and Performance**. 20: 947 p. 2010.
- ASSUNÇÃO, W. G. et al. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. **Implant Dent**, v. 21, n. 1, p. 46-50, Feb 2012.
- BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n. 1, p. 76-94, Jan-Feb 2000.
- BINON, P. P. The spline implant: design, engineering, and evaluation. **Int J Prosthodont**, v. 9, n. 5, p. 419-33, Sep-Oct 1996.
- BROWN, R.; SEXTON, B.E.; CHU, T.M.; KATONA, T.M.; STEWART, K.T.; KYUNG, H.; KYUNG, H.; LIUE, S.S. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: a mechanical and histologic analysis. **Am J Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v. 145, n. 4, p. 496-504, 2014.
- BURGUETE, R.L.; JOHNS, R.B.; KING, T.; PATTERSON, E.A. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthetic Dentistry**, v. 71, n. 6, p. 592-9, 1994.
- BUSCHANG, P.H.; CARRILLO, R.; OZENBAUGH, B.; ROSSOUW, P.E. Survey of AAO members on miniscrew usage. **J Clin Orthod**, v. 42, p. 513-518, 2008.
- BYRNE, D. et al. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. In: (Ed.). **J Prosthodont**. United States, v.15, 2006. p.164-71.

CARANO, A.; LONARDO, P.; VELO, S.; INCORVATI, C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. **Progress Orthodontics**, v. 6, n. 1, p. 82-97, 2005.

CHEE, W.; FELTON, D.A.; JOHNSON, P.F.; SULLIVAN, D.Y. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? **Int J Oral Maxillofacial Implants**, v. 14, n. 1, 137-41, 1999.

CORNELIS, M.A.; SCHEFFLER, N.R.; DE CLERCK, H.J.; TULLOCH, J.F.; BEHETS, C.N. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. **Am J Orthodontics Dentofacial Orthopedics**, v. 131, n. 4, p. 52-58, 2007.

DELBEN, J. A. et al. Influence of abutment type and esthetic veneering on preload maintenance of abutment screw of implant-supported crowns. **J Prosthodont**, v. 23, n. 2, p. 134-9, Feb 2014.

DELBEN, J.A.; GOMES, E.A.; BARÃO, V.A.; ASSUNÇÃO, W.G. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. **Int J Oral Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 2, p. 251-6, 2011.

ELIAS, C.N.; FERNANDES, D.J.; RESENDE, C.R.; ROESTEL, J. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. **Dental Material**, v. 31, n. 2, p. 1-13, 2015.

ELIAS, C. N.; FERNANDES, D. J.; SOUZA, F. M. DE; MONTEIRO, E. DOS S.; & BIASI, R. S. DE. Mechanical and clinical properties of titanium and titanium-based alloys (Ti G2, Ti G4 cold worked nanostructured and Ti G5) for biomedical applications. **J of Materials Research and Technology**, v. 30, n. 10, p. 1-10, 2018.

ELIAS, C.N.; ROESTEL, J.; ZUCARELI, M.A.; CAMPANERI, C.; RESENDE, C.R.S. 10 (2013) 8.

FRANCIOLI, D.; RUGGIERO, G.; GIORGETTI, R. Mechanical properties evaluation of an orthodontic miniscrew system for skeletal anchorage. **Progress Orthodontics**, v. 11, n. 2, p. 98-104, 2010.

GIORDANI, E.J. **Propriedades e mecanismos de nucleação de trincas por fadiga em meio neutro e meio fisiológico artificial de dois aços inoxidáveis austeníticos**

utilizados como biomateriais. 2001. Tse (Doutorado). Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2001.

GOODACRE, C. J.; KAN, J. Y.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. In: (Ed.). **J Prosthet Dent.** United States, v.81, 1999. p.537-52.

GOTMAN, I. Characteristics of Metals Used in implant. **J endourology**, v. 11, n. 6, p. 383-89, 1997.

GUDA, T. et al. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. In: (Ed.). **J Prosthet Dent.** United States, v.100, 2008. p.183-93.

HA, C.Y.; LIM, Y.J.; KIM, M.J.; CHOI, J.H. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. **Int J Oral Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 1, p. 45–55, 2010.

HERGENROTHER, R. W.; WABERS, H. D.; COOPER, S. L. Effect of hand segment chemistry and strain on the stability of polyurethanes: in vivo biostability. **Biomaterials**, v. 14, n. 6, p. 449-58, May 1993.

JORGE, J. R. et al. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 28, n. 2, p. 415-22, Mar-Apr 2013.

JORNEUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofacial Implants**, v. 7, n. 3, p. 353-9, 1992.

KANO, S.C.; BINON, P.; BONFANTE, G.; CURTIS, D.A. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. **J Prosthodontics**, v. 15, n. 2, p. 77-81, 2006.

KIM, K.-S.; HAN, J.-S.; & LIM, Y.-J. Settling of Abutments into Implants and Changes in Removal Torque in Five Different Implant-Abutment Connections. Part 1: Cyclic Loading. **Int J Oral & Maxillofacial Implants**, v. 29, n. 5, p. 1079–1084, 2014.

KIM, Y. et al. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. In: (Ed.). **Clin Oral Implants Res.** Denmark, v.16, 2005. p.26-35.

KOURTIS, S. G. et al. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors--Part II: surgical and prosthetic complications. In: (Ed.). **Implant Dent**. United States, v.13, 2004. p.373-85.

LAING, P.G.; FERGUSON, A.B.JR.; HODGE, E.S. Tissue reaction in rabbit muscle exposed to metallic implants. **J Biomed Mater Res**, v. 1, n. 1, p. 135-149, Mar. 1967.

LANG, L. A. et al. Finite element analysis to determine implant preload. In: (Ed.). **J Prosthet Dent**. United States, v.90, 2003. p.539-46.

LEE, J.H.; HUH, Y.H.; PARK, C.J.; CHO, L.R. Effect of the Coronal Wall Thickness of Dental Implants on the Screw Joint Stability in the Internal Implant-Abutment Connection. **Int J Oral Maxillofacial Implants**, v. 31, n. 5, p. 1058-65, 2016.

LEE, J.H.; LEE, W.; HUH, Y.H.; PARK, C.J.; CHO, L.R. Impact of Intentional Overload on Joint Stability of Internal Implant-Abutment Connection System with Different Diameter. **J Prosthodontics**, v. 00, p. 1-8, 2017. doi:10.1111/jopr.12661

LEE, J.H.; KIM, D.G.; PARK, C.J.; CHO, L.R. Axial displacements in external and internal implant- abutment connection. **Clinical Oral Implants Research**, v. 25, n. 2, p. 83-9, 2014.

LUTERBACHER, S. et al. Fractured prosthetic abutments in osseointegrated implants: a technical complication to cope with. In: (Ed.). **Clin Oral Implants Res**. Denmark, v.11, 2000. p.163-70.

MERICSKE-STERN, R. et al. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 7, n. 2, p. 185-94, Summer 1992.

MCGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am**, v. 42, n. 1, p. 71-89, Jan 1998.

MICHALAKIS, K.X.; CALVANI, P.L.; MUFTU, S.; PISSIOTIS, A.; HIRAYAMA, H. The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. **J Oral Implantology**, v. XL, n. 2, p. 146-52, 2014.

MICHALAKIS, K.X. et al. The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. **J Oral Implantol**, v. 40, n. 2, p. 146-52, Apr 2014.

MIRZA, A., KING, A., TROAKES, C., Exley, C. Aluminium in brain tissue in familial Alzheimer's disease. **J Trace Elem Med Biol**, v. 40, p. 30-36, 2017.

MOHAMMED, H. H. et al. Effect of abutment screw length and cyclic loading on removal torque in external and internal hex implants. **J Adv Prosthodont**, v. 8, n. 1, p. 62-9, Feb 2016.

MORAIS, L.S.; SERRA, G.G.; MULLER, C.A.; ANDRADE, L.R.; PALERMO, E.F.A.; ELIAS, C.N. ET AL. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. **Acta Biomaterialia**, v. 3, n. 3, p. 331–9, 2007.

NIINOMI M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. **J Mechanical Behavior Biomedical Materials**, v. 1, n. 1, p. 30–42, 2008.

NYSTRÖM, M. et al. Influence of nitrogen and grain size on deformation behaviour of austenitic stainless steel. **Materials Science and Technology**, v.13, n.7, p.560-567, 1997.

NOTHDURFT, F. P.; NEUMANN, K.; KNAUBER, A. W. Fracture behavior of zirconia implant abutments is influenced by superstructure-geometry. **Clin Oral Investig**, v. 18, n. 5, p. 1467-72, 2014.

OLMEDO, D.G., PAPARELLA, M.L., BRANDIZZI, D., CABRINI ,R.L. Reactive lesions of periimplant mucosa associated with titanium dental implants: a report of 2 cases. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 39, p. 503-507, 2010.

OLMEDO, D.G.; PAPARELLA, M.L.; SPIELBERG, M.; BRANDIZZI, D.; GUGLIELMOTTI, M.B.; CABRINI, R.L. Oral mucosa tissue reponse to titanium cover screws. **J Periodontol**, v. 83, n. 8, p. 973-980, 2012.

ORTORP, A. et al. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 7, n. 3, p. 141-9, 2005.

PARDAL-PELÁEZ, B.; MONTERO, J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. **J Clinical dentistry**, v. 9, n. 11, p. 1355-1361, 2017

PARK, J.K.; CHOI, J.U.; JEON, Y.C.; CHOI, K.S.; JEONG, C.M. Effects of abutment screw coating on implant preload. **J Prosthodontics**, v. 19, n. 6, p. 458-64, 2010.

PITA, M.S.; ANCHIETA, R.B.; BARÃO, V.A.R; GARCIA, I.R.; PEDRAZZI, V.; ASSUNÇÃO, W.G. Prosthetic platforms in implant dentistry. **J Craniofacia Surgery**, v. 22, n. 6, p. 2327-31, 2011.

SAHIN, C.; AYYILDIZ, S. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. **J Adv Prosthodont**, v. 6, n. 1, p. 35-8, Feb 2014.

SCHWARZ, M. S. Mechanical complications of dental implants. In: (Ed.). **Clin Oral Implants Res**. Denmark, v.11 Suppl 1, 2000. p.156-8.

SESMA, N.; PANNUTI, C.; CARDAROPOLI, G. Retrospective clinical study of 988 dual acid-etched implants placed in grafted and native bone for single-tooth replacement. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 27, n. 5, p. 1243-8, Sep-Oct 2012.

SHIN, H. M. et al. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. **J Adv Prosthodont**, v. 6, n. 2, p. 126-32, Apr 2014.

SHIN, H.M.; HUH, J.B.; YUN, M.J.; JEON, Y.C.; CHANG, B.M.; JEONG, C.M. Influence of the implant- abutment connection design and diameter on the screw joint stability. **J Advanced Prosthodont**, v. 6, n. 2, p. 126-32, 2014.

STANDARDIZATION IOF. ISO 14801 – Dentistry implants dynamic loading fatigue test for endosseous dental implants - 2016.

STEINEBRUNNER, L. et al. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clinical Oral Implants Research**, v.19, n. 12, p.1276-84, 2008.

STOLTZ, R.E., VANDER SANDE, J.B. The effect of nitrogen on stacking fault energy of Fe-Ni-Cr-Mn steels. **Metallurgical Transactions A**, v.11, p.1033-1037, 1980.

TANG, X. et al. Corrosion behavior of nickel bases alloys, stainless steel and titanium alloy in supercritical water containing chloride, phosphate and oxygen. **Chemical Engineering Research and Design**, v. 100, p. 530-541, 2015.

THEOHARIDOU, A. et al. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 23, n. 4, p. 681-90, Jul-Aug 2008.

VALIEV, R.Z.; ISLAMGALIEV, R.K.; ALEXANDROV, I.V. Bulk nanostructured materials from severe plastic deformation. **Progress in Materials Science**, v. 45, n. 2, p. 103–89, 2000.

VIANNA CDE, A. et al. Torque stability of different abutment screws submitted to mechanical cycling. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 28, n. 5, p. e209-14, Sep-Oct 2013.

VILLAMIL, R.F.V.; AFONSO, M.L.C.A.; ROGERO, S.O.; et al. Comparative electrochemical studies of ISO 5832-9 stainless steels at different media of biological interest. **Rev. Esc. Minas**, v. 63, n. 1, Ouro Preto Jan/Mar 2010.

WEISS, E.I.; KOZAK, D.; GROSS, M.D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J Prosthetic Dentistry**, v. 84, n. 2, p. 194-9, 2000.

WISKOTT, H. W.; NICHOLLS, J. I.; BELSER, U. C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont**, v. 8, 2, p. 105-16, Mar-Apr 1995.