

Leandro Moreira Pinto

**Análise da influência do design da prótese e tratamento de superfície de parafusos na retenção e estabilidade de próteses parciais sobre implantes – análise *in vitro*.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2015

Leandro Moreira Pinto

**Análise da influência do design da prótese e tratamento de superfície de parafusos na retenção e estabilidade de próteses parciais sobre implantes – análise *in vitro*.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Paulo César Simamoto Júnior

Banca Examinadora

Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior

Prof. Dr. Paulo César Freitas Santos Filho

Prof<sup>a</sup>.Dr<sup>a</sup>. Fabiana Gouveia Straioto

Uberlândia, 2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

- P659a  
2015      Pinto, Leandro Moreira, 1985-  
            Análise da influência do design da prótese e tratamento de superfície  
            de parafusos na retenção e estabilidade de próteses parciais sobre  
            implantes – análise in vitro / Leandro Moreira Pinto. - 2015.  
            59 f. : il.
- Orientador: Paulo César Simamoto Júnior.  
            Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
            Programa de Pós-Graduação em Odontologia.  
            Inclui bibliografia.
1. Odontologia - Teses. 2. Implantes dentários - Teses. 3. Prótese  
            dentária parcial – Teses. I. Simamoto Júnior, Paulo César, 1977-. II.  
            Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em  
            Odontologia. III. Título.

---

CDU: 616.314



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº273 - COPOD

Data: 23/02/2015

Discente: Leandro Moreira Pinto, Matrícula: (11312ODO008)

Título do Trabalho: Impacto do desenho e tipo de parafuso de retenção em próteses parciais fixas posteriores sobre implante – análise in vitro.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Implantodontia

Projeto de Pesquisa de vinculação: Implantodontia

As oito horas e trinta minutos do dia vinte e três de fevereiro do ano de 2015 no Anfiteatro Bloco 4L, Anexo A, Sala 23, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2015, assim composta: Professores Doutores: Paulo César Freitas Santos Filho (UFU); Fabiana Gouveia Straioto (UNOESTE); e Paulo César Simamoto Júnior (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Leandro Moreira Pinto**.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Paulo César Simamoto Júnior apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.


A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(a)s, que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

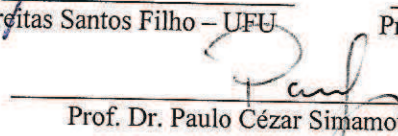
Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) 1 provado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 11 horas e 34 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

  
Prof. Dr. Paulo César Freitas Santos Filho – UFU

  
Profª. Dra. Fabiana Gouveia Straioto – UNOESTE

  
Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior - UFU  
Orientador (a)



## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha esposa Anne Caroline, pelo imenso companheirismo durante esta trajetória, pelos sorrisos que me acalmavam nos momentos mais difíceis, pelas palavras de incentivo e carinho sempre. É imensurável o quanto te admiro, e saiba que esta vitória é nossa, muito obrigado meu amor. Te amo muito!

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente à Deus por estar sempre presente em minha vida, me protegendo e me guiando para que novas etapas sejam alcançadas e por me abençoar com uma família tão especial...

Aos meus pais, Edgar e Maria de Fátima, obrigado por estar ao meu lado em todos os momentos me passando sempre segurança e tranquilidade para superar qualquer desafio, vocês são os meus maiores exemplos de vida, orgulho por tê-los como meus pais, saibam que todas as minhas vitórias são dedicadas a vocês, pois a minha alegria se completa vendo a alegria de vocês. Amo vocês!

A minha linda, Anne Caroline, a mulher que deixa meus dias serenos e brilhantados, que me instiga a querer novos desafios, que me conforta nos momentos difíceis, que vive os melhores momentos da vida juntos comigo, que mora pra sempre no meu coração. Hoje sou completo por ter você, e novas vitórias sempre serão nossas novas vitórias! Te amo muito, e mais uma vez obrigado por tudo, principalmente nesta jornada de dois anos que se finaliza agora.

As minhas irmãs, Bethânia e Flaviana, essas belas mulheres que compõem todo o enredo da minha vida, que contribuíram para formar a minha personalidade e caráter, me orgulho muito de vocês e agradeço muito o carinho de sempre, ao cuidado e ao incentivo. Em especial agradeço a Flaviana por ter sido meus olhos e minhas mãos durante alguns momentos da minha pesquisa, muito obrigado pela dedicação e paciência. Amo muito vocês!

Ao orientador deste trabalho, Prof. Dr. Paulo César Simamoto Junior, meus sinceros agradecimentos pelos conhecimentos transmitidos e pela conduta da docência com excelência. Obrigado por me dar esta oportunidade de concluir mais esta importante etapa em minha vida.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, professor sempre dedicado a orientar o melhor em seus trabalhos, obrigado pela atenção e suporte durante o desenvolvimento da pesquisa.

A Faculdade de Odontologia da UFU, e todos os professores desta equipe FOUFO, agradeço a todos vocês que não se pouparam em nos ensinar a ciência de ser um excelente profissional, respeitando sobretudo a ética e valores humanos. Muito obrigado!

A Faculdade de Engenharia Mecânica, agradeço em especial, aos alunos Natália e Rafael, bem como o Valdico pelo grande apoio no laboratório de mecânica.

A Faculdade de Engenharia Química, agradeço em especial à Franciele pela obtenção das imagens através do microscópio eletrônico de varredura.

A todos do Laboratório de prótese da Faculdade de Odontologia da UFU em especial ao Simar, meus sinceros agradecimentos pela prontidão em me ajudar nesta importante etapa do trabalho.

A todos os meus colegas, obrigado pelos conteúdos lecionados por vocês, pela companhia de sempre e pelas inúmeras ajudas, foi um prazer ter caminhado ao lado de cada um, sucesso a todos!



Aos colegas do mesmo grupo de pesquisa, Morgana, Luísa, Fabiane, Leandro Miranda, Luana, obrigado por estarem sempre dispostos a compartilhar o conhecimento e por sempre ajudarem nos momentos em que precisei de cada um de vocês.

Ao INPES, em especial ao Ravel, por ter realizado a confecção de todas as amostras com o uso do CAD/CAM em seu laboratório. Obrigado pela atenção de todos!

A empresa Neodent por ter contribuído com o fornecimento de material de apoio a esta pesquisa. Um reconhecimento ao desenvolvimento da Implantodontia.

A todos os familiares, amigos, cunhados, aos pequenos Renan e Matheus, a Fátima e a Joana. Obrigado pela amizade, pelos conselhos e pelo incentivo de todos! Cada um de vocês contribuíram de alguma forma para o sucesso desta etapa.



## EPÍGRAFE

“Grande parte do progresso está na vontade de progredir.”

Sêneca

# SUMÁRIO

RESUMO	9
ABSTRACT	11
1 INTRODUÇÃO	13
2 PROPOSIÇÃO	25
3 MATERIAL E MÉTODOS	27
4 RESULTADOS	41
5 DISCUSSÃO	46
6 CONCLUSÃO	50
REFERÊNCIAS	52
ANEXOS	57

## ***RESUMO***

---

## RESUMO

Devido a dificuldades técnicas de execução e limitações para o paciente quanto à higiene e conforto, alguns autores sugerem que implantes múltiplos adjacentes sejam individualizados. No entanto, este tipo de reabilitação exige que cada conjunto implante/prótese tenham a capacidade de suportar cargas funcionais individualmente. Tal fato implica em modificações no sistema, as quais ainda não são totalmente compreendidas. Este trabalho tem por objetivo avaliar a influência da individualização de próteses parciais fixas posteriores sobre implantes de conexão protética hexágono externo, na eficiência da retenção mecânica do parafuso protético, submetidos ao teste de fadiga mecânica e posterior avaliação topográfica. Foram estudados dois tipos de parafusos de fixação da prótese (Titânio e *Diamondlike-carbon-DLC*) em duas configurações de reabilitações parciais, infra-estrutura única e individualizadas totalizando 4 grupos (n=5). As amostras foram submetidas à ciclagem mecânica (4Hz/98N). Os resultados mostram que a esplintagem de coroas adjacentes contribuem para a manutenção dos valores de pré-carga, no entanto o parafuso com cobertura DLC (Diamond Like Carbon) oferece vantagens mecânicas para coroas individualizadas na retenção e estabilidade protética ( $P= 0,017$ ). Conclusão, o filme de DLC deve ser indicado para próteses individuais, pois mostra uma melhor performance quando comparado ao parafuso convencional de titânio comercialmente puro.

Palavras chave: Carbono tipo diamante, Ciclagem mecânica, Esplintagem, Implantes dentários, Parafuso de retenção.

## ***ABSTRACT***

---

## ABSTRACT

The aim of this study was to assess the effect of DLC (Diamond Like Carbon) coating of prefabricated implant screw on removal torque before and after cyclic load. The properties of DLC films, including hardness, wear resistance, chemical stability, and biocompatibility, are similar to those diamond materials. Four groups with two crowns supported by two implants (n=5) were obtained according to prosthesis Splinted and Non-Splinted with Titanium and DLC coating screw (STi, SC, NSTi e NSC). The prosthetic screws were tightened with 32Ncm, using a hexagonal wrench. The screws were retightening and the samples submitted to  $10^6$  mechanical cycles (4Hz/98N). After cyclic load, loosening torque were evaluating. The final measurements were performed and the results submitted to 3-way - Anova/Tukey's. Negative correlation was observed between Non-Splinted prostheses and titanium screw as loosening torque of prosthetic screws, the coating screw showed better performance on both set of prostheses under cyclic load ( $P= 0,017$ ). Conclusion, the DLC coating should be indicated for single crowns because it showed better performance than titanium screw.

**Key words:** Diamond Like Carbon, Mechanical cycling, Retention screw, Splinting mechanical cycling

## ***INTRODUÇÃO***

---



## 1 – INTRODUÇÃO

A utilização clínica do uso de implantes para substituição de elementos dentários perdidos, é previsível (Adell et al., 1981; Buser et al., 1997), porém, o sucesso de reabilitações protéticas está intimamente influenciada pela conexão entre implante dentário e a coroa protética.

A estabilidade mecânica de próteses fixas sobre implantes é muito importante para a durabilidade dos componentes e afim de minimizar complicações (Chaar et al., 2011). Perda de estabilidade com o desaperto de parafusos, principalmente nos implantes de conexão externa, tem sido um problema técnico e que ocorre nos dois primeiros anos de uso. (Simon et al., 2003). O desaperto de parafusos para Jemt et al; mostra que 35% dos parafusos de fixação perdem valores de pré-carga em um período de 3 anos, enquanto alguns autores demonstram que a incidência do desaperto de parafusos é de 6.7% (Kreissl et al.2007) e 7,3% (Pjetursson et al. 2004), após um período de 5 anos de acompanhamento.

Forças oclusais demonstram ser o motivo principal do desaperto do parafuso em conexões hexagonais externas, pois neste sistema o que mantém unido o conjunto implante e coroa protética é somente o valor de pré-carga dado ao parafuso no momento de instalação, se forças oclusais excedem os valores de pré-carga, este sistema irá desapertar. (Schwarz et al., 2000).

Complicações envolvendo restaurações unitárias sobre implantes são as que mais acometem a integridade da junção entre implante e *abutment* sendo o desaperto do parafuso que retém a prótese, também chamado de parafuso de *abutment*, a complicação técnica mais comum. (Goodacre et al., 1999; Schwarz et al., 2000; Kreissl et al., 2007; Jung et al., 2008; Guda et al., 2008). O afrouxamento seguido ou não de fratura dos parafusos de conexão protética, é talvez a complicação mais vista clinicamente pelos profissionais da área, isto se deve ao fato de haver deformações plásticas sobre o parafuso durante a utilização das próteses. (Zarb e Schmitt., 1990; Martin et al., 2001; Coppedê et al., 2009).

A tensão gerada pelo torque de aperto entre o pilar e o implante é que mantém o conjunto conectado. Esta tensão é chamada de pré-carga. A aplicação de uma pré-carga ideal tem sido a principal forma de prevenir o afrouxamento, pois esta deve suportar as forças externas que causa uma pequena quantidade de escorregamento entre as roscas, diminuindo assim a tensão e perdendo valores de pré-carga.(Assunção et al., 2012). Alguns autores (Guda et al.,2008; Patterson et al., 1992) dizem que a pré-carga ótima deve induzir uma tensão entre as espiras que devem ser entre 60% a 75% do limite de elasticidade do material a partir do qual o parafuso de base é fabricado.

O coeficiente de atrito é claramente o fator principal na capacidade do parafuso em receber o valor de pré-carga ótimo. (Burguete et al., 1994; Bozkaya et al., 2005). O atrito é influenciado por alguns fatores, entre eles, dureza das roscas do parafuso, velocidade do torque, tratamento da superfície dos materiais não somente a do parafuso, como também o próprio implante e *abutment*, qualidade do lubrificante e adaptação precisa dos componentes protéticos. (Weiss et al., 2000; Martin et al., 2001 e Lang et al., 2003).

Apesar de muitos trabalhos mostrarem a superioridade dos parafusos de ouro (Scheller et al., 1998) quando comparados ao de titânio, o custo deste material eleva o custo final do trabalho, incentivando cada vez mais a pesquisa para melhorar as características do parafuso de titânio. Colaborando com o objetivo descrito, muito progresso tem sido feito nas pesquisas sobre o carbono amorfo mais especificamente o DLC (diamond like carbon ou carbono tipo diamante). Desde 1971, os filmes DLC têm sido estudados e a maturidade vem sendo alcançada com a compreensão dos mecanismos de crescimento do filme, as propriedades do material e seu uso na indústria (Grill, 1998). Este tipo de filme, pode ser utilizado como um lubrificante sólido devido as suas excelentes características mecânicas e químicas como (dureza, resistência de revestimento, e isolante químico) originado de uma forma metaestável de carbono amorfo com um vínculo significativo sp<sup>3</sup> (Robertson J, 2002). Além disso os filmes DLC são biocompatíveis e apresentam propriedades antibacterianas e antifúngicas, o que adiciona boas características quando relacionado a componentes utilizados em reabilitações orais. (Morrison et al, 2006).

A esplintagem de coroas adjacentes tem sido recomendada afim de evitar picos de tensões sobre as próteses sobre implante, e melhorar a dissipação dessas forças ao osso de suporte. (Guichet et al., 2002). No entanto quando comparado com coroas não unidas, há uma certa dificuldade em obter o ajuste da infraestrutura, bem como o melhor perfil de emergência e dificuldade de higienização por parte do paciente. Este cenário continua criando um dilema entre os clínicos de uma forma geral. (Assunção et al., 2014). Em um estudo fotoelástico a fim de avaliar tensões geradas no suporte ósseo de três diferentes formas de configuração interproximal de próteses sobre implante, mostrou que próteses com apenas um ponto de contato de 1mm geram mais stress sobre a estrutura de suporte quando comparada com as próteses esplintadas, entretanto os valores demonstrado neste estudo de próteses com uma superfície de 3mm de contato, pode ser viável para reabilitações assim como a esplintagem das mesmas. (Naves et al., 2014).

Mediante a frequente ocorrência desse desagradável fenômeno de afrouxamento, o que acarreta um tempo clínico gasto para seu reparo e também um custo adicional para o profissional e muitas vezes para o paciente, muitos esforços têm sido feitos na tentativa de minimizar e se possível eliminar esse inconveniente (Cavazos e Bell, 1996)

Levando em consideração a diminuição do coeficiente de atrito com o uso destes filmes, é provável que atinja melhores valores de pré-carga em parafusos com superfície recoberta com DLC, usando o mesmo torque, promovendo assim uma melhor estabilidade da junção. (Corazza et al, 2014). Entretanto, para nosso entendimento, o efeito do uso do filme de recobrimento com DLC nos parafusos no momento de remoção do torque ainda não está totalmente reportado pela literatura. A hipótese deste estudo é que o desenho da prótese, ou seja, coroas unidas e separadas não apresentam diferença em relação ao torque de remoção indiferentemente do tipo de parafuso testado. A hipótese é nula.

Em 1995, Wiscott et al., definiram alguns parâmetros nos testes de fadiga utilizados na odontologia. Máquinas para ensaios de fadiga são capazes de colocar uma amostra sob cargas repetidas, mas os parâmetros de cargas

aplicadas podem diferir consideravelmente. Esses parâmetros são: frequência cíclica, a pré-tensão, amplitude da tensão, raio da tensão, e o valor da tensão. Algumas máquinas são desenvolvidas para reproduzir um ambiente úmido por controle de temperatura, sendo que as amostras possam ser testadas simulando um ambiente bucal. Para determinar o número de ciclos a ser utilizado, o seguinte cálculo deve ser realizado: Três períodos de 15 minutos de mastigação são realizados por dia, em uma frequência de 60 ciclos por minuto (1Hz); a média seria de 2.700 ciclos por dia, esta quantidade corresponderia a  $10^6$  ciclos por ano.

Considerando a vida de uma prótese parcial fixa como 20 anos, esta prótese suportará  $2 \times 10^7$  ciclos, porém pode ser pensado que nem todo ciclo mastigatório é ativo (aplicando a máxima carga à estrutura), consequentemente este total de  $2 \times 10^7$  calculado previamente deve ser reduzido por um fator entre 5 e 20 para se obter um valor real. Segundo os autores, a carga funcional nos dentes é aplicada com forças multi-direcionais, sendo que ensaios uniaxiais reproduzirão só em parte as condições mecânicas do meio bucal. É ainda explicado neste trabalho, que altas cargas aplicadas causam falhas com menos ciclos, sendo que o material pode suportar até infinitos ciclos se a carga for reduzida. Tal comportamento é definido como curva S-N. Na opinião dos autores, o teste por cargas cíclicas é um meio rápido e efetivo para gerar dados relevantes.

Martin et al. (2001) realizou um estudo *in-vitro* no qual o objetivo deste foi avaliar o potencial de manutenção da pré-carga em parafusos comerciais, aplicando o teste de destorque em 4 diferentes tipos de parafusos, sendo estes, Gold-Tite (Gt), TorqTite (Tt), liga de ouro (Ga), e liga de titânio (Ta). Utilizando 80 implantes Hexágono Externo com características de 3,75 x 15,0 mm (Implant Innovations), estes foram incluídos em resina acrílica (Samplekwick, Buehler LTD, Lake Bluff, Ill.). Cada recipiente foi fabricado num torno, paralela à plataforma de teste, para assegurar que o implante fosse colocado perpendicular à base e para permitir a repetição da montagem do implante. Foram divididos as amostras em 2 grupos de 10 cada, de forma randomizada. Um grupo recebeu o torque de 20Ncm e outro grupo um torque de 32Ncm. Para cada bloco teste, assim denominado pelo autor, o que nada mais é que o implante incluído em seu

bloco de resina acrílica com um *abutment* de titânio, foram então instalados os parafusos de fixação do *abutment*, onde inicialmente foi dado um torque de 5 Ncm, e só após 5 minutos, era então dado o torque específico para cada grupo (20Ncm ou 32Ncm). Realizado o aperto do parafuso, este então era submetido ao desaperto, medindo o pico máximo do valor necessário para isso, utilizando um torquímetro digital (Mark 10 Corp, Hicksville, N.Y.).

Este processo foi então repetido por 4 vezes, e através da análise de todos os valores obtidos, pode-se então atingir o valor de pré-carga de cada tipo de parafuso utilizado nesta pesquisa. Um total de 8 parafusos (1 de cada grupo) foram submetidos à análise visual de superfície, utilizando o Microscópio Eletrônico de Varredura, para isso cada amostra foi seccionada no sentido buco-lingual utilizando uma serra de diamante de baixa velocidade (Isomet, Buehler) sob constante refrigeração com água. Com as amostras seccionadas e polidas, elas foram analisadas com ampliação de 17x e 80x onde fotografaram nas respectivas ampliações. Obtidas as imagens, estas então passavam por 3 critérios de avaliação: 1- registrar o número de espiras tanto do implante quanto do parafuso; 2- registrar o total das espiras contactantes entre implante e parafuso; 3- registrar o local do contato entre as espiras do implante e do parafuso. Como resultado ele obteve aos 20 e 32 Ncm, os maiores ângulos de rotação foram registrados para os grupos TT:  $21,2 \pm 3,1$  graus e  $38,1 \pm 8,7$  graus, respectivamente. Os maiores valores de pré-carga dos grupos com 32 e 20 Ncm foram calculados para os grupos de Gt:  $596,8 \pm 101,2$  N e  $1015,3 \pm 191,2$  N, respectivamente. A análise por MEV das amostras revelou que o maior contato das roscas se localizam na porção média da face superior da rosca do parafuso do pilar. O maior número de acasalamento entre as roscas foram vistos no bloco implante GT (14 de 20 possíveis contatos de rosca). Conclusão, os parafusos de pilares com superfícies (GT e TT) ajudam a reduzir o coeficiente de atrito produzindo maior ângulos de rotação e valores de pré-carga do que os parafusos de liga de ouro e liga de titânio convencionais.

Kharaisat et al, (2004), verificaram o desaperto dos parafusos dos pilares de implantes hexagonais externos após ciclagem mecânica com cargas em diferentes posições. No aperto dos parafusos os autores deram o torque com

torquímetro manual de 32Ncm e após 10 minutos deram o mesmo torque novamente para o caso de perda de pré-torque. Após cinco minutos o torque reverso era medido, e depois disso dado o torque e o re-torque novamente. A carga aplicada foi 50N, o que estava dentro da força de mastigação de um paciente portador de prótese fixa sobre implantes (35 a 330N). A frequência utilizada foi 75 ciclos/min, similar à relatada frequência de mastigação humana.

O máximo de  $1.0 \times 10^6$  ciclos foram idealizados, representando 40 meses de função simulada. Os valores analisados foram da diferença do torque reverso antes e após os carregamentos. A cada 10.000 ciclos a máquina era interrompida com o objetivo de verificar se havia alguma falha nas amostras. No final dos testes as amostras eram colocadas em um dispositivo rígido de suporte para verificar o torque reverso do parafuso pilar. Nenhum deslocamento da estrutura coronária cimentada ou desaperto de parafuso foram notados, e o torque reverso dos parafusos em carga lateral excêntrica não foi diferente estatisticamente dos parafusos que receberam carga lateral cêntrica.

Assunção et al. (2012) comparou o torque mantido por diferentes tipos de parafuso de fixação protética sobre implantes Hexágono Externo. Para isso foram confeccionadas 12 coroas metálicas utilizando UCLA Cobalto-Cromo (EUCLA 406; SIN, Implant System, São Paulo, Brazil) e os implantes utilizados tinham 3,75 de diâmetro por 15,0 mm de comprimento e foram divididos em 4 grupos: Grupo A: parafuso de titânio; Grupo B: parafuso de ouro; Grupo C: parafuso de titânio recoberto com filme de *DLC* e por ultimo Grupo D: parafuso de titânio recoberto com nitrato de alumínio. Este autor realizou o torque utilizando um torquímetro analógico (BTG36CN-S; Tohnichi Mfg. Co. Ltd., Tokyo, Japan) em cada sistema coroa/implante, até atingir o torque indicado pelo fabricante do parafuso. Todos os parafusos foram apertados e após 3 minutos foram desapertados e foram feitas as primeiras leituras da quantidade do torque necessário para desapertar os parafusos (destorque).

Este mesmo procedimento foi repetido por mais duas vezes pelo mesmo operador, e após terem sido feita as análises, foram escolhidos dois parafusos de cada grupo através de randomização para serem analisados pelo microscópio eletrônico de varredura (M.E.V.) com uma ampliação de 95x afim de

analisar ranhuras, polimento e detritos acumulados durante o processo de aperto e desaperto dos mesmos, as imagens também foram obtidas antes do primeiro torque. Como resultado ele obteve que o grupo A manteve uma porcentagem significativamente maior de torque, seguido pelo grupo C. Já os grupos B e D, não tiveram diferenças estatisticamente significantes entre eles, porém foram os que menos mantiveram a porcentagem de torque. Em relação as imagens, houve uma padronização das ranhuras e desgastes nos parafusos, independente do revestimento e material dos parafusos.

Basílio et al, 2012. buscou através de seu estudo, verificar se tratamentos de superfície de parafusos de fixação protética, oferecia resultados efetivos de manutenção de pré-carga nos parafusos, para isso ele comparou parafusos convencionais de titânio (Ti) com parafusos de superfície tratada com Diamond-like-carbon dopado de tungstênio (W-DLC), sendo que para analisar os valores de remoção do parafuso, as amostras foram submetidas á ciclagem mecânica. Para isso foram utilizados 20 abutments pré-fabricados de zircônia  $ZrO_2$  em seus respectivos implantes hexágono-externo, as amostras então foram divididas em dois grupos nos quais os parafusos tinham o mesmo tamanho e geometria, sendo eles: Grupo 1, parafusos de liga de titânio sem recobrimento (Ti) e parafusos de liga de titânio com recobrimento W-DLC/Ti. Os valores de remoção do parafuso, foram medidos antes e após a ciclagem mecânica, que para tal, adotou um intervalo de força entre 11 a 211N sob um ângulo de aplicação de força de 30 graus, com uma frequência de 15 Hz. Um numero alvo de ciclos de  $0.5 \times 10^6$  foi definido para todas as amostras. Como resultado, eles encontraram que antes da ciclagem mecânica os valores de pré-carga para o grupo do parafuso de titânio sem recobrimento foram maiores que o grupo com recobrimento ( $P = .021$ ) e após a ciclagem mecânica não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $P = .499$ ). Pode-se concluir que após a fadiga mecânica ambos os parafusos apresentaram uma diminuição nos valores de pré-carga e tiveram similariedade na manutenção destes mesmos valores.

Em 2012, Diez et al. Avaliou a interface entre pilar-implante e a perda da pré-carga com parafusos tradicionais de titânio e parafusos revestidos com



*diamondlike carbon(DLC)*, antes e após ciclagem mecânica. Para isso foram utilizados 36 implantes, 36 UCLAS como *abutments*, 18 parafusos convencionais de titânio e 18 parafusos revestidos com *DLC* (Neodent, Curitiba, Brasil). Foram divididos em 4 grupos com 9 corpos de prova cada, sendo eles: *EHT* – Grupo implante Hexágono Externo e parafuso convencional de titânio. *EHD* – Grupo implante implante Hexágono Externo e parafuso *DLC*. *IHT* – Grupo implante Hexágono Interno e parafuso de titânio. *IHD* – Grupo implante Hexágono Interno e parafuso *DLC*. Os implantes foram então fixados em resina epóxi com fibra de vidro cujo coeficiente de elasticidade é similar ao osso humano (NEMAGrade G-10 Rod, Piedmont Plastics). Os corpos-de-prova foram então submetidos à ciclagem mecânica, para isso os parafusos foram apertados utilizando um torquímetro manual de acordo com as especificações do fabricante, sendo 32Ncm para os implantes Hexágono Externo e 20Ncm para os Hexágono Interno.

Após 10 minutos todos os parafusos foram reapertados para compensar perda inicial da pré-carga. Foram feitas análises utilizando um estereoscópio com aumento de 100x na interface pilar-implante. Como resultado, eles obtiveram que interface pilar-implante para os implantes Hexágono Externo se mostrou maior em relação aos implantes de conexão interna, tanto antes e após o teste de fadiga mecânica, a interface pilar-implante do grupo IHT foi alargado após o ensaio, teve uma perda do torque inicial após ciclagem em todos os grupos, não há nenhuma correlação entre interface pilar-implante e o torque de remoção dos parafusos e por último, eles concluem que a aplicação do *diamondlike-carbon (DLC)* não mostrou diferenças estatisticamente significantes na interface pilar-implante

Mendonça et al. (2013) realizou um estudo retrospectivo para avaliar a taxa de sobrevivência e perda óssea marginal de implantes curtos ( $\leq 10\text{mm}$ ) suportando próteses posteriores esplintadas e não-esplintadas em um período de acompanhamento de 3 a 16 anos. O estudo compreende 453 implantes de 198 pacientes, os quais foram divididos em dois grupos (esplintados e não-esplintados) de forma aleatória. Para a avaliação da perda óssea, foram realizadas imagens radiográficas no momento da instalação dos implantes e

após o carregamento dos mesmos. Resultados: o grupo esplintagem corresponde a 219 implantes de 86 pacientes, enquanto o grupo não-esplintado incluiu 234 implantes de 112 pacientes. Embora tenha sido diferente as taxas de sucesso entre os grupos, esplintados (97,7%) e não-esplintados (93.2%) eles exibiram perdas ósseas marginais similares ( $1.22 \pm 0.95$  e  $1.27 \pm 1.15$ mm respectivamente). Concluindo, embora os implantes curtos em regiões posteriores esteja associada a falhas principalmente em pacientes do sexo masculino, a vantagem biomecânica da esplintagem pode não ser tão relevante quando os pacientes possuírem guias anteriores integras e um bom controle das forças oclusais.

Shemtov-Yona (2014) avaliou a influencia da saliva (meio oral) no desgaste mecânico das próteses sobre implantes padrões 3,75mm. Para isso, um estudo *in-vitro* com 32 implantes titânio de 13,0mm x 3,75 mm e utilizando um pilar de 7,0mm com o torque de instalação de 30Ncm foram submetidos à ciclagem mecânica na presença de um substituto da saliva (Biotene mouth-wash; SmithKline Beecham Ltd, EUCH CQ, Slough, UK) em adição de 250 ppm de fluoreto de sódio. A fadiga mecânica era cessada quando a estrutura entrava em colapso, ou quando atingia  $5 \times 10^6$  ciclos com alguma falha aparente. A carga versus número de ciclos foi plotado adotando a curva para análise biomecânica de fadiga (curva S-N). A curva S-N representada para comparação foi o teste de saliva artificial para a curva obtida anteriormente para os mesmos implantes testados em um ambiente de sala com ar ambiente. Análise das falhas foram também analisadas utilizando microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os resultados encontrados entre os implantes com a presença da saliva artificial e em ambiente seco tiveram uma diferença considerável. A curva S-N obtido no ambiente de saliva artificial mostrou uma região de vida finita entre 535N e 800N. A região de transição foi encontrada abaixo de 465N, com uma probabilidade de sobrevivência de 50%, enquanto em ar ambiente, a região de transição foi entre 620N e 810N e uma região de vida infinita abaixo de 620N foi identificado. Com isso o autor conclui que para testes mecânicos, a presença de saliva artificial aumenta a realidade do desgaste mecânico que as estruturas podem sofrer.

Corazza et al, 2014, testou a efetividade do recobrimento de superfície com DLC (Diamond-like-carbon) em abutments pé-fabricados na remoção do parafuso de fixação protética antes e após ciclagem mecânica. Neste estudo utilizou-se 54 implantes de conexão externa com 36 abutments retos (AR 5.0 3 4.0; Conexão Sistema de Próteses) e 18 abutments com angulação de 25° (ø 4.0; Conexão Sistema de Próteses), sendo que estes foram divididos em 6 grupos (n=9); S, grupo dos abutments retos (controle); SC, grupo dos abutments reto com recobrimento de superfície DLC; SCy abutment reto e ciclagem mecânica; SCCy Abutment reto com tratamento superficial e ciclagem mecânica; ACy abutment angulado e ciclagem mecânica; ACCy abutment angulado com tratamento de superfície e ciclagem mecânica.

Os grupos que sofreram a fadiga mecânica receberam cargas axiais os abutments retos, e para os angulados a carga não foi axial. Um teste piloto realizado por este mesmo autor, revelou que não há diferenças significantes nos valores de remoção do torque quando não se aplica a fadiga mecânica. Todos os parafusos de fixação dos abutments eram de titânio (Conexão Sistema de Próteses). As amostras que sofreram a fadiga mecânica, foram submetidos á uma pressão de 2 bar (88N), 4 Hz e num total de 10<sup>6</sup> ciclos em agua destilada a 37°C. (ERIOS ER-11000; Erios, São Paulo, Brasil). Para quantificar os valores de remoção dos parafusos, foi utilizado um torquímetro digital (TQ-680; Instrutherm, São Paulo, Brazil) e duas amostras de cada grupo foram seccionadas ao meio, para passarem pela microscopia eletrônica de varredura, com o intuito de avaliar o efeito do recobrimento superficial com DLC antes e após a ciclagem mecanica. Os resultados para a remoção do parafuso foram afetados pelo fator “ciclagem mecânica” (P=0.001) bem como a interação entre “recobrimento com DLC” e “ciclagem mecânica” (P=0.038). Os grupos ACy e SCy mostrou estatisticamente menor os valores de remoção do torque quando comparado ao grupo controle (S). Os grupos SC, SCCy e ACCy mostraram nenhuma diferença significativa comparado com o grupo (S). As imagens mostraram que os abutments com recobrimento, apresentavam uma fina camada uniforme de 3µm de DLC no hexágono. O autor concluiu que o

tratamento superficial de abutments com DLC, reduz o efeito de afrouxamento dos parafusos.

### **CARACTERÍSTICAS DOS FILMES *DIAMOND-LIKE-CARBON* - *DLC***

Atualmente quando se fala a respeito de mais alta tecnologia de recobrimento de superfície, o mais utilizado é o Diamond-like-carbon (DLC), o que geralmente é depositado à uma superfície sob reação com plasma na temperatura de 200°C . DLC oferece algumas vantagens específicas, como alta dureza, estabilidade química e baixo coeficiente de atrito (Donnet et al., 1999).

Sua aplicação não se estreita apenas para a área médica, mas é bastante utilizada na tecnologia de peças mecânicas, elétricas, óticas, entre outras, pois suas propriedades químicas garantem vantagens como por exemplo, biocompatibilidade, e existe vários métodos nos quais este filme pode ser depositado sobre uma superfície. Dentre estes métodos, pode-se citar alguns como, deposição química de plasma à vapor (PVCD), corrente contínua (DC), pulso (DC) entre outros. (Anders et al., 2000).

Preocupações constantes com o meio ambiente, estimula as pesquisas sobre estes recobrimentos de superfície, afim por exemplo, de ser utilizado em peças automotivas como lubrificante sólido, o que contribui para que o coeficiente de atrito seja reduzido, melhorando o desempenho de motores e consequentemente reduzindo consumo de combustíveis fósseis prejudiciais ao meio ambiente. (S.W.Kim et al.,2011).

Direcionando essa tecnologia de superfície para a área odontológica, o contato entre duas superfícies de forma mais íntima possível, maximiza os efeitos de estabilidade entre elas. Além disso, a pré-carga máxima, para melhorar as forças de aperto de tal forma que elas resistem a forças externas, sem perda de contato entre o abutment, implante, e os componentes de parafuso, devem estar presente. (Winkler et al., 2003). Além disso, este recobrimento com DLC apresenta propriedades antibacterianas e antifúngicas. (Morrison et al., 2006).

DLC exhibe diferentes estruturas e propriedades dependendo da maneira em que o filme é depositado sobre uma superfície. Com isso não é fácil classificar as propriedades obtidas como anti-oxidante. Recentemente trabalhos entre pesquisadores alemães, japoneses e coreanos tem buscado uma padronização internacional para os depósitos de DLC (Saitoh). A camada de DLC é constituída de uma estrutura de hidrocarbonetos gasosos ionizados com várias formas de hidrogénio na estrutura e com diferentes proporções de ligação  $Sp^3$  e  $Sp^2$ . Portanto, se é dito simplesmente DLC, não se pode distingui-lo e esperar o mesmo desempenho de revestimento DLC, devido as varias formas com que pode ser constituído estes filmes. (Kim et al., 2011).

Para resolver este problema de classificação, pesquisadores alemães sugerem a classificação tomando por base o tipo de filme, já para os pesquisadores japoneses a sugestão é bastante similar, no entanto se baseia no conteúdo de hidrogênio e dureza obtida (Gabler et al., 2010).

## ***PROPOSIÇÃO***

---

## **2 - PROPOSIÇÃO**

O objetivo do estudo foi avaliar a influência do DESENHO X TIPO DE PARAFUSO na ESTABILIDADE DE RETENÇÃO = BIOMECÂNICA de próteses parciais sobre implante quando submetidas à ciclagem mecânica.

## ***MATERIAIS E MÉTODO***

---


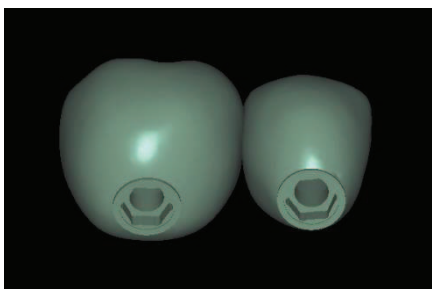




### 3 - MATERIAIS E MÉTODO

#### GRUPOS EXPERIMENTAIS

As 20 amostras foram divididas em 4 grupos experimentais (n=5) definidos pela combinação dos fatores de estudo:

**Tabela 1:** Fatores de estudos envolvido para as amostras.

<i>Configuração das próteses</i>	
Esplintado (S)	Não-Esplintado (NS)
	
<i>Tipo de Parafuso</i>	
Titânio (Ti)	DLC (C)
	

**Tabela 2:** Divisão e classificação dos 4 grupos.

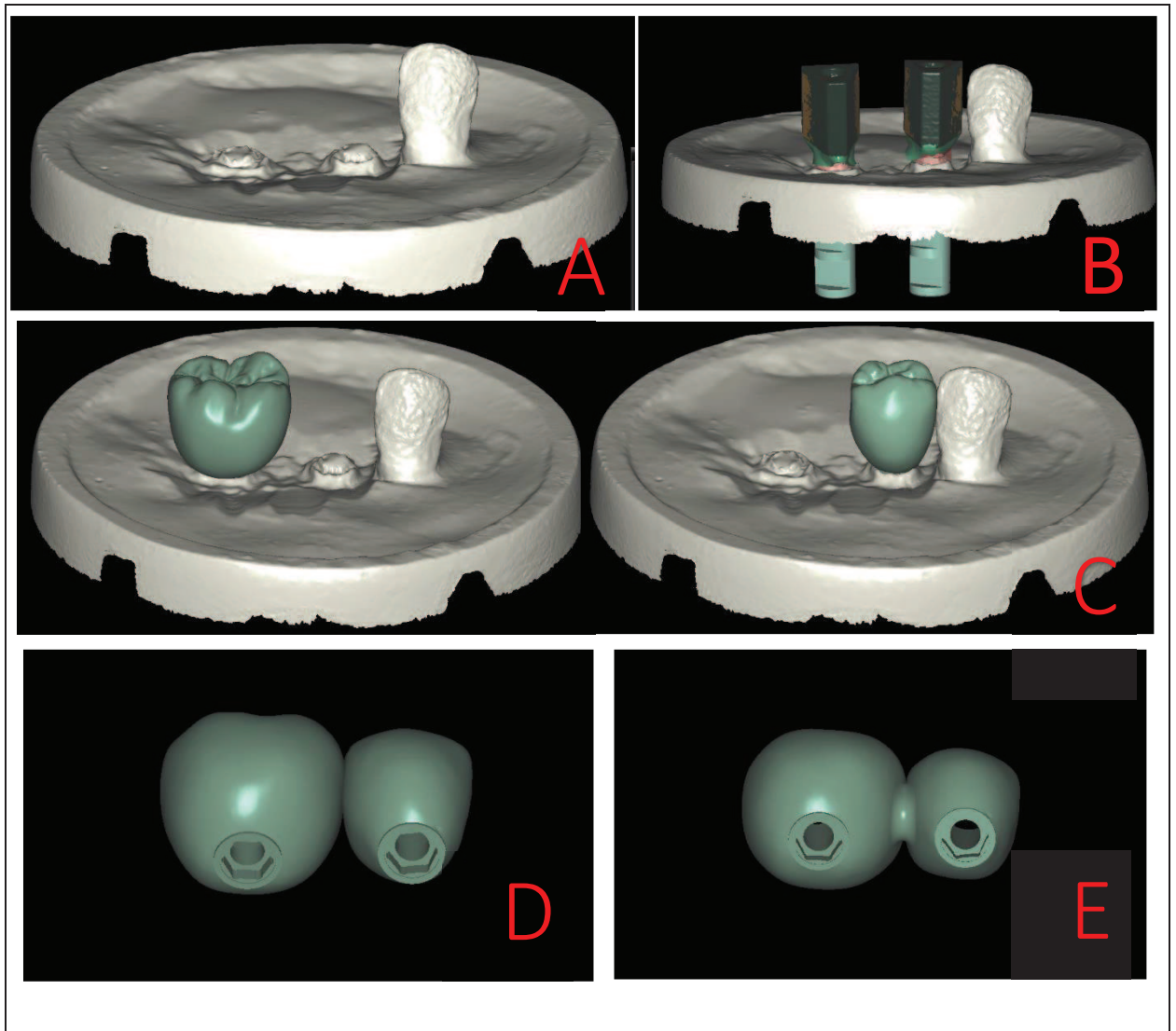
Grupo	Desenho Coroa	Parafuso	Implante
Grupo STi	Esplintado	Ti c.p	HE
Grupo SC	Esplintado	DLC ( <i>coated</i> )	HE
Grupo NSTi	Não-Esplintado	Ti c.p	HE
Grupo NSC	Não-Esplintado	DLC ( <i>coated</i> )	HE

### CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Quarenta coroas totais sobre implante com configuração Hexágono Externo foram confeccionadas utilizando planejamento virtual. Sendo que todos os elementos tinham presente o hexágono como dispositivo anti-giro, independente da configuração protética. Foram configuradas 10 amostras esplintadas e as outras 10 não-esplintadas.

Um primeiro modelo foi preparado e vertido sobre toda a estrutura uma fina camada de dióxido de titânio em spray para serem submetidas a impressões óticas através de um scanner S600 Arti (Scanner S600 ARTI, Zirconzahn, Alemanha) para gerar o modelo virtual. Por meio do CAD (Computer Aided Design) fez-se o desenho das coroas. As imagens tratadas (Figura 1) foram enviadas ao CAM (Computer Aided Manufacturing) e as amostras foram confeccionadas a partir da fresagem dos discos de cera (Grew Wax 95H10, Zirconzahn, Alemanha) no equipamento de fresagem (Milling Unit M5, Zirconzahn, Germany). As aplicações dos discos de cera são várias: Desde a fresagem de coroas individuais até pontes com várias unidades incluindo estruturas para cerâmica prensada. O enceramento de diagnóstico é facilmente produzido em pouco tempo. O material queima perfeitamente sem deixar resíduos..O desgaste do disco de cera foi realizado por cinco pontas diamantadas, que realizaram a fresagem dos planos axiais interno e externo e oclusal respectivamente. Todas as coroas foram feitas pelo sistema

Zirkonzahn.Software (Zirkonzahn, Alemanha). Ao fim do processo de fresagem das coroas, foi feita uma avaliação visual afim de detectar possíveis falhas.



**Figura 1 :** (A) Modelo piloto de confecção das amostras; (B) Posicionamento virtual dos análogos dos implantes; (C) Planejamento dos elementos da prótese para a configuração não-esplintada com superfície de contato ; (D) Modelo virtual das coroas não esplintadas; (E) Modelo Virtual das coroas esplintadas.

## FUNDIÇÃO

Em seguida foram realizadas as fundições de todas as 40 coroas (20 amostras) foram realizadas no laboratório de prótese da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, por operador único e com longa experiência na área, executando as seguintes etapas.

Primeira etapa: posicionamento dos Sprues de Cera (condutor de cera que liga o meio externo ao meio interno do anel). Este posicionamento deve ser feito colocando-se o Sprue com câmara de tamanho grande (ASFER, Indústria Química Ltda, Brasil) na parte mais fina do padrão de cera para minimizar o risco de porosidades, formando um ângulo de aproximadamente 45° com a oclusal das coroas, a seguir realizou-se a pesagem do conjunto Sprue mais coroas afim de calcular a quantidade ideal da liga para posterior fundição, este cálculo é feito multiplicando-se o peso do conjunto pelo peso específico da liga, que é fornecido pelo fabricante da mesma.

A seguir, umedeceu-se a superfície das peças com um redutor de tensão superficial (ASFER, Indústria Química Ltda, Brasil), para facilitar a aderência do revestimento no padrão de cera. Então posicionou-se as peças em um anel de silicone a uma distância aproximada de no mínimo 3mm entre uma peça e outra e também das bordas laterais do anel, e a uma distância aproximada de 6mm da borda superior do anel.

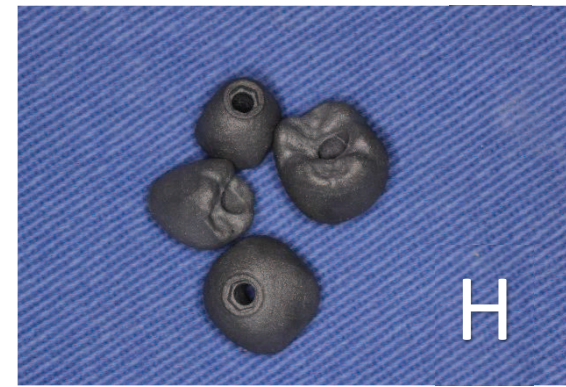
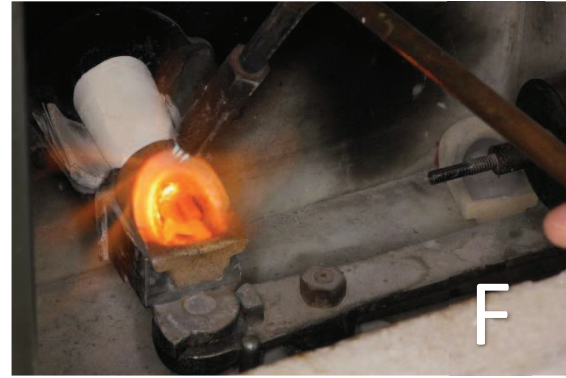
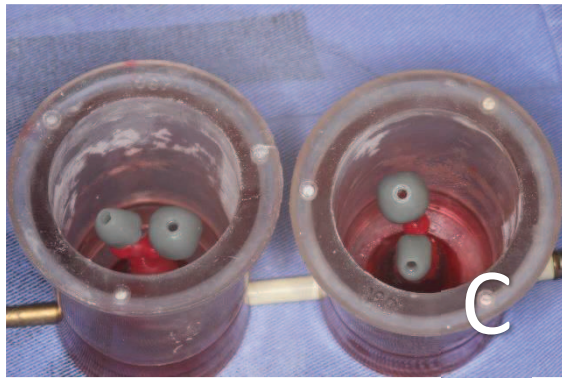
Segunda etapa: Inclusão do conjunto com o material refratário (Revestimento Micro Fine 1700, Talmax, Curitiba, Brasil). Pesou-se o revestimento na proporção pó e líquido recomendada pelo fabricante, primeiramente colocou-se o líquido em uma cuba para espatulação, estando esta totalmente limpa e seca, adicionou-se o pó, espatulou-se manualmente por aproximadamente 15 segundos, e mecanicamente por mais 60 segundos em um espatulador à vácuo (Polidental Ind. e Comercio Ltda, Brasil). Verteu-se cuidadosamente a mistura no anel que continha as peças, utilizando um vibrador (VH Equipamentos Odontológicos, Araraquara, Brasil), sendo que antes foi feita a inserção do material com gotejador metálico nos orifícios mais delicados, afim

de evitar bolhas de ar durante o processo de inclusão. Aguardou-se um período de 20 minutos para ser então levado ao forno.

Terceira etapa: fundição. Raspou-se superficialmente a borda superior do anel, para promover a volatilização dos gases e impedir a fratura do padrão de revestimento, em seguida levou-se o mesmo no forno frio, juntamente com o cadinho e a liga (Fit CAST-SB Plus, Talmax, Curitiba, Brasil) suficiente para fundição do anel. Elevou-se lentamente a temperatura do forno até atingir 300°C permanecendo nessa temperatura por 30 minutos, a seguir elevou-se novamente a temperatura até atingir 950°C permanecendo por mais 30 minutos nesta temperatura. Depois do posicionamento do cadinho com a liga em um centrifugador mecânico (VH Equipamentos Odontológicos, Araraquara, Brasil) procedeu-se a fundição da liga com a mistura de gás de cozinha mais oxigênio à uma temperatura aproximada de 1250°C.

Quarta etapa: desinclusão. Após o resfriamento do anel à temperatura ambiente, utilizou-se um demuflador pneumático (ATD-7250 CE 1996) para a remoção das coroas do padrão de revestimento. Feito isto removeu-se os excessos de revestimento em torno das coroas com alta rotação e jato de óxido de alumínio (EDG) à uma pressão de aproximadamente 90bars. Realizada a limpeza das coroas, separou-se as mesmas do restante do conjunto com um disco de óxido de alumínio em um motor elétrico (Marathon-N75, Eco 450, Saeyang Microtech). Depois de feita a separação usinou-se a superfície das coroas com uma ponta de óxido de alumínio cilíndrica de ponta reta grossa para regularizar a superfície das mesmas. Jateou-se para finalizar o acabamento. Nenhum outro tipo de acabamento foi realizado nas coroas.

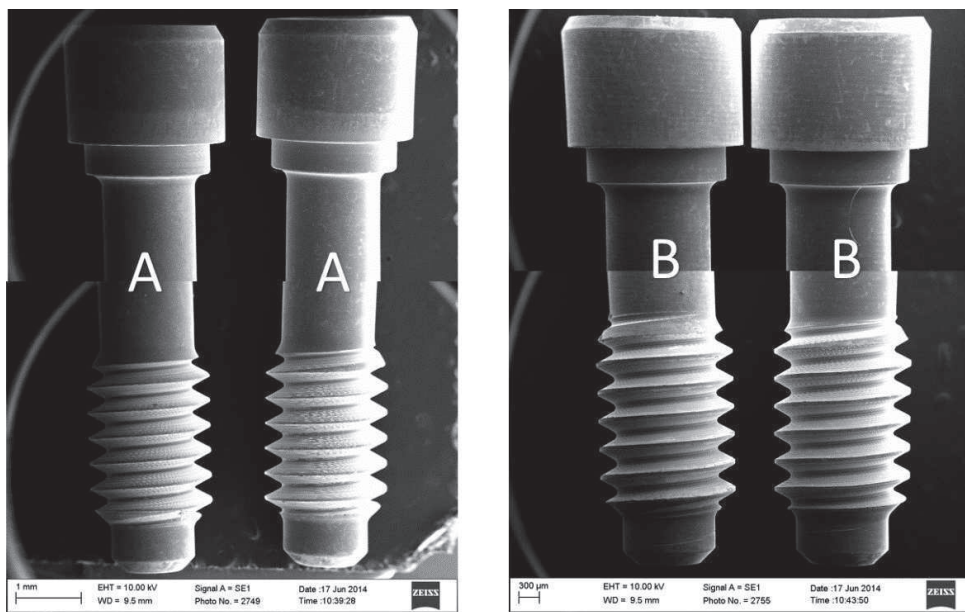




**Figura 2 :** (A) Coroas em cera prontas para fundição; (B) Coroas posicionadas pelos Sprues no anel de inclusão para fundição; (C) Posicionamento equidistante do conjunto Sprue e Coroas; (D) Inclusão do conjunto com material refratário; (E) Inclusão finalizada; (F) Centrifuga para fundição através da técnica de cera perdida; (G) Conjunto desincluído após resfriamento da fundição; (H) Coroas finalizadas e acabadas.

### MONTAGEM DOS CONJUNTOS

Neste trabalho foram utilizados os análogos de implantes para simulação em laboratório dos implantes de conexão hexágono externo. Os parafusos utilizados são de ligas de titânio os quais são compostos de 90% Ti, 6% alumínio e 4% vanádio; sendo que o parafuso DLC são revestidos com 1 a 4  $\mu\text{m}$  de W-DLC. E todos os parafusos possuem a mesma geometria.



**Figura 3:** Microscopia Eletronica de Varredura 44x – (A) parafuso Titânio ; (B) parafuso Neotorque.

As 10 amostras esplintadas foram incluídas primeiramente nas bases de resina, para que posteriormente as coroas não-esplintadas pudessem ser instaladas na mesma base das amostras, recebessem uma fusão direta com resina acrílica auto-polimerizável (Pattern Bright, Kota, Japão), para posterior

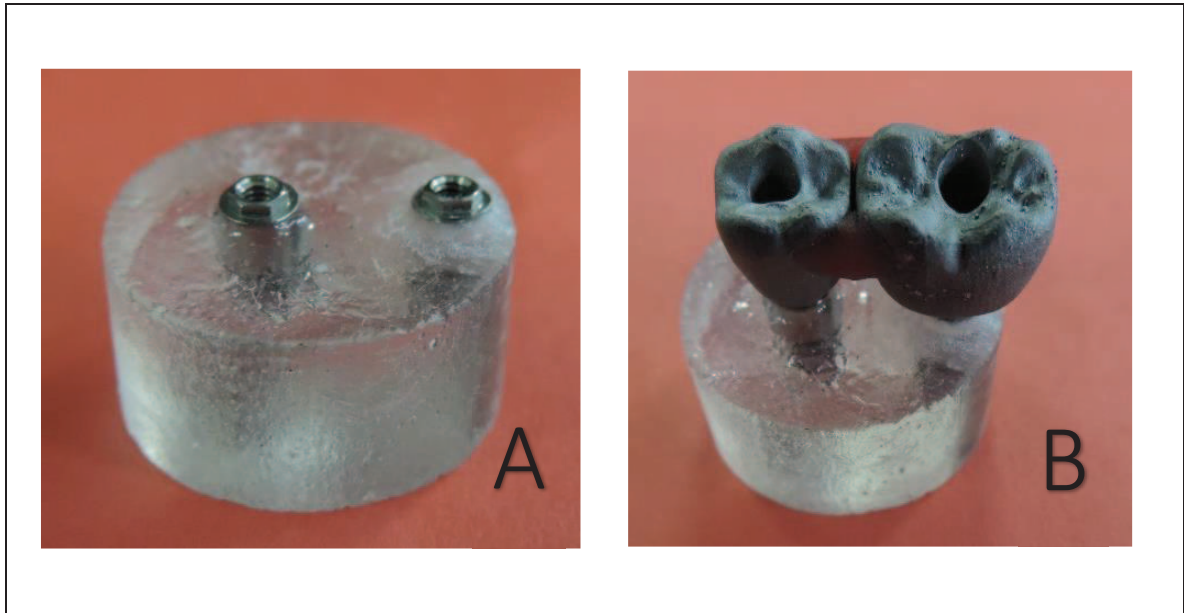


inclusão e manutenção da superfície de contato, assegurando assim o contato proximal das coroas não esplintadas. Com o objetivo de padronizar o ponto de contato no grupo não esplintado.



**Figura 4:** Amostra esplintada adaptada aos análogos pronta para inclusão.

Para que fosse confirmado tal contato, elas foram submetidas ao teste com fio dental, onde este foi capaz de manter-se preso entre as coroas, desempenhando resistência suficiente para manter a amostra suspensa pelo contato.



**Figura 5:** (A) Base utilizada na união provisória com resina acrílica autopolimerizável das amostras não-esplintadas; (B) União provisória com resina acrílica autopolimerizável.

Para a inclusão propriamente dita, as coroas foram conectadas ao análogos submetendo inicialmente apenas o torque digital para fixação (Cardoso et al. 2012), na outra extremidade do análogo, por ser uma superfície plana, esta foi então fixada com cola (BIC, BOND, São Paulo, Brasil) em uma base plana afim de garantir que o corpo de prova recebesse a força aplicada pelo simulador mecânico ao longo do seu eixo axial, foi aguardado o tempo de presa recomendado pelo fabricante. Um Cilindro de PVC com 09 mm de altura e 18 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera utilidade. Resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC (Jet; Clássico Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil). Decorrido 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. A distância entre a base da plataforma e o nível da resina de inclusão, foi de 1 mm entre elas, uma vez que o comprimento dos análogos são de 10 mm confirmadas com um espessímetro (Wilcos do Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil).



**Figura 6:** Fixação do conjunto coroas e análogos em base plana previamente à inclusão com resina de poliestireno autopolimerizável.



**Figura 7:** Resina de poliestireno autopolimerizável sendo vertido nas bases feitas com os tubos de PVC.

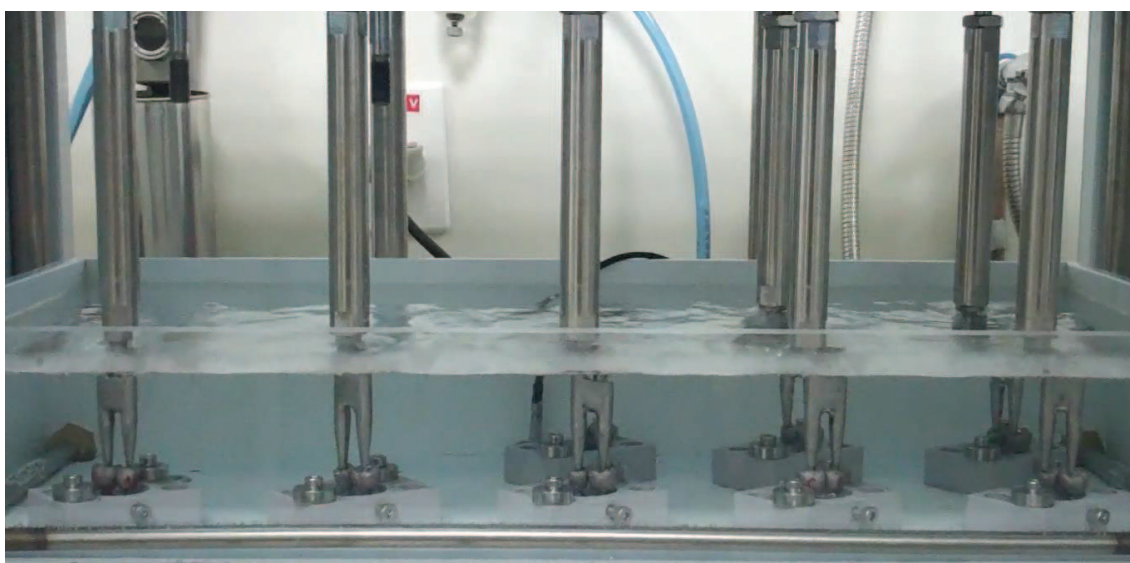
### **APLICAÇÃO DO TORQUE**

As amostras foram fixadas em uma base ajustável, onde esta não permitia nenhum movimento do conjunto. Com uma chave digital hexagonal e uma catraca de instalação com o index para visualização do torque, foram realizados por um único operador, a aplicação do torque sugerido pelo fabricante de 32N. Uma primeira aplicação foi realizada, aguardou-se 3 minutos para o efeito de sedimentação das roscas em contato, e realizou-se novamente o torque com o mesmo valor de 32N (Jorge et al., 2013). (Figura do torque de fixação).

O mesmo processo foi adotado para todas as amostras, incluindo as amostras controle que foram uma amostra por grupo as quais não sofreram fadiga mecânica.

### **TESTE DE CICLAGEM MECÂNICA**

As amostras foram colocadas em respectivas bases de aplicação de carga do equipamento de fadiga mecânica (Biocycle; Biopdi; São Carlos; SP; Brasil) do laboratório de pesquisas odontológicas da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. O equipamento foi ajustado para que aplicasse uma carga de 2 Bars (98,17N) de acordo com o fabricante deste equipamento, à uma frequência de 4Hz e 1.200.000 ciclos, imerso em água destilada à 37°C. (Corazza et al., 2014).



**Figura 8** : Amostras sob fadiga mecânica.

As amostras antes de serem submergidas em água destilada, passou por um teste de contato das pontas aplicadoras, afim de assegurar o duplo contato e todas as amostras. Para isso utilizou-se um carbono para impressão de contato odontológico

A cada 10.000 ciclos a máquina era desligada para verificar se havia mobilidade das coroas, quando este apresentava mobilidade era retirado da fadiga e anotava-se o número de ciclos que a amostra suportou até então. Para este tipo de situação o parafuso seria então considerado falho.

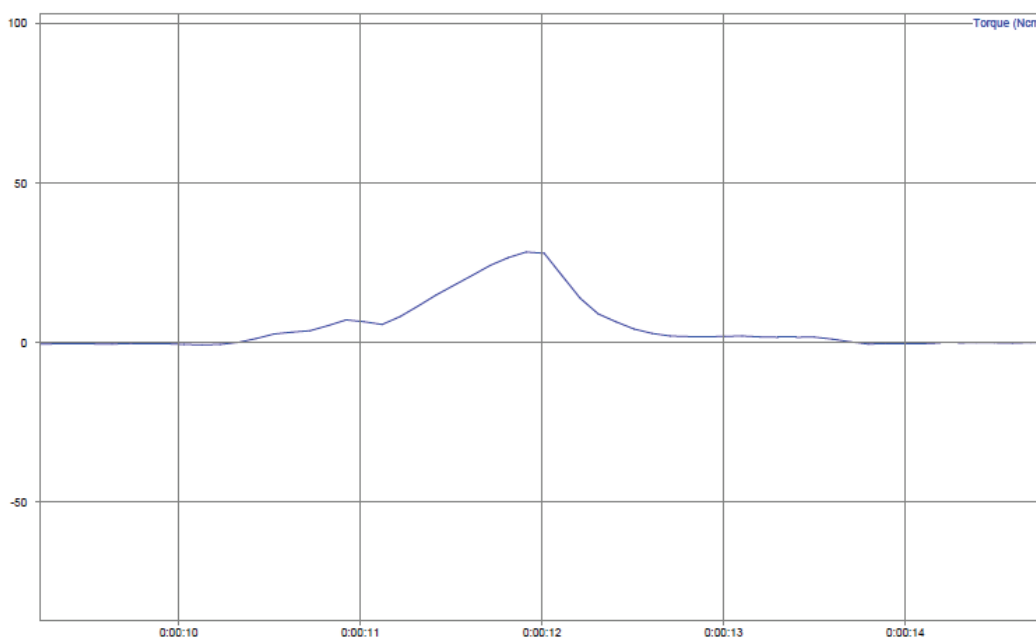
## **TORQUE DE REMOÇÃO DOS PARAFUSOS**

As amostras que permaneceram estáveis ao final do teste de fadiga mecânica, foram submetidos ao teste para avaliar o torque de remoção do parafuso de retenção protética. O equipamento utilizado integra o Laboratório de Projetos Mecânicos da faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (Laboratório Prof. Henner A. Gomide LPM/UFU).

Fixada sobre uma mesa fixa ajustável, uma morça estabilizava a amostra que permanecia imóvel e não permitia movimentos de giro no seu longo eixo, uma chave hexagonal foi então posicionada sobre a cabeça do parafuso em que seria avaliado o torque de remoção. Em outro dispositivo acima deste, estava fixado o torquímetro digital (TQ-680; Instrutherm, São Paulo, SP, Brasil), este dispositivo permitia um movimento vertical, programado por um software no qual podia selecionar a velocidade de descida e subida. Na ponta do torquímetro foi colocado uma chave quadrada fêmea para que esta pudesse encaixar na chave quadrada macho e realizador o movimento desejado pelo operador.

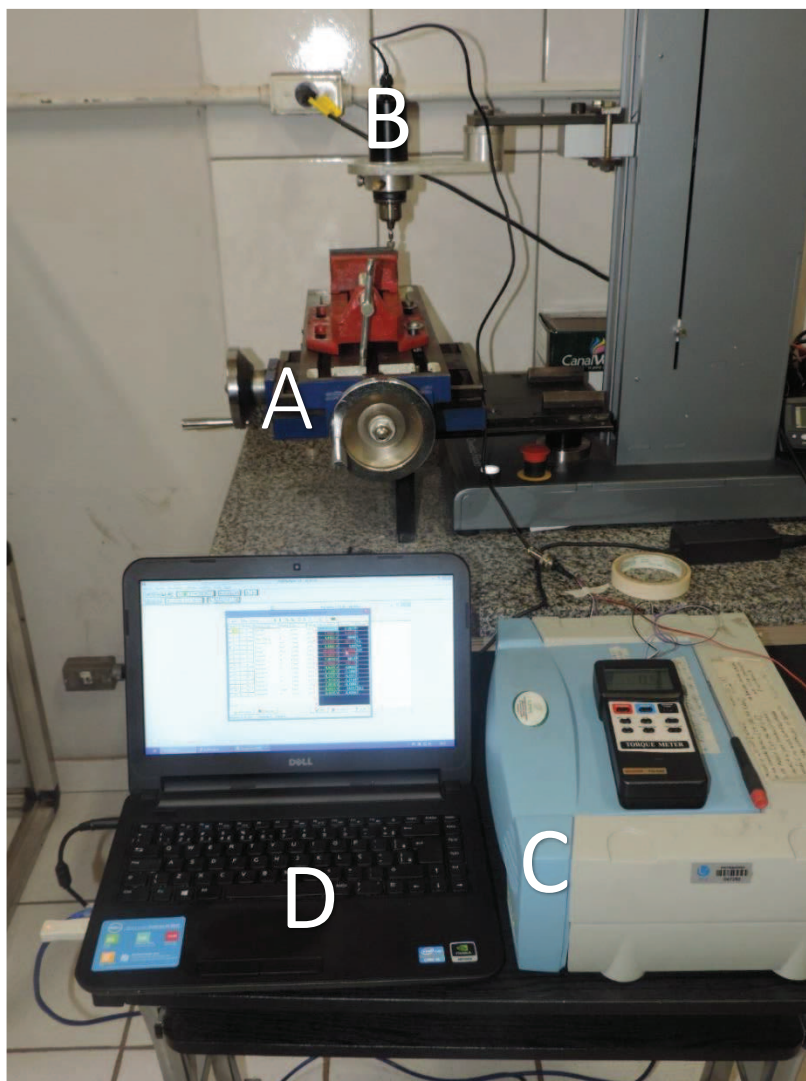
Quando assegurado o encaixe entre as duas chaves, um software de aquisição de dados era programado para captar através de um gráfico, os valores de energia em tempo real e corrido do torque de remoção.

Arquivo	Sinal	Unidade	Lim. Inf.	Lim. Sup.	Min / Max
TIA5/Control.LTD 02/12/14 15:02	7 Torque Tempo	Ncm	-87.1478 0000:00:09.237	103.16 0000:00:14.787	28.4165 / -0.726682





**Figura 9:** Gráfico do momento do torque de remoção. Nota-se no canto superior direito a coluna dos valores mínimos e máximos para o torque de remoção, estes dados foram utilizados para calcular o intervalo entre eles, sendo que, este intervalo representa o valor do torque de remoção. Foram desprezados números além da casa centesimal. Exemplo da figura: valor mínimo – 0,72 + 28,41 = 27,69 N/cm.



**Figura 10:** (A) Base ajustável de fixação da amostra; (B) Torquimetro em posição fixa com chave quadrada fêmea para realização do movimento do torque de remoção; (C) Central de aquisição de dados Lynxs; (D) Software de interpretação dos dados.

## ANÁLISES ESTATÍSTICAS

Foram utilizados Anova 2 – Way para comparação de 2 fatores de estudo (esplintagem, tipo de parafuso). Teste de normalidade (**Shapiro-Wilk**) ( $P = 0,823$ ) e Anova One-way para comparação individuais entre os fatores (**Shapiro-Wilk**) ( $P = 0,595$ ). Teste de Dunnett foi aplicado para comparar os valores dos grupos com seus respectivos controles.

## ***RESULTADOS***

---

## 4 – RESULTADOS

A tabela a seguir mostra os valores obtidos através da curva de remoção do torque mencionado em materiais e método, os resultados que possuem uma marcação (\*) representam falha durante o envelhecimento dos parafusos através da fadiga mecânica.

**Tabela 3:** Valores do torque de remoção de todos os parafusos em N/cm. Os valores das amostras para o controle não foram submetidas à fadiga mecânica. (\*) Representa parafusos que perderam a estabilidade antes do final da fadiga.

Esplintados	STi (Pré-molar)	STi (Molar)	SC (Pré-molar)	SC (Molar)
Controle	29,13	23,27	24,875	18,09
Amostra 1	24,27	20,98	16,68	24,13
Amostra 2	18,98	22,91	15,14	4,53
Amostra 3	23,06	11,91	12,68	27,73
Amostra 4	17,88	17,88	20,63	9,04
Mean values	21,0475	18,42	16,2825	16,3575
Standart deviation	2,680591	4,164895	2,88713	9,787506
Não-Esplintados	NSTi (Pré-molar)	NSTi (Molar)	NSC (Pré-molar)	NSC (Molar)
Controle	23,69	22,5	23,41	26,34
Amostra 1	6.81*	18,39	10,94	16,35
Amostra 2	5.64*	5.86*	14,18	6.41*
Amostra 3	10,7	19,74	16,78	19,53
Amostra 4	10,6	14,66333333	15,73	13,58
Mean values	10,65	17,597778	14,4075	16,35
Standart deviation	0,05	2,146912	2,205282	2,430999



O teste de remoção do torque mostrou que todos os parafusos, seja eles submetidos a fadiga mecânica ou não, reduziram seus valores de pré-carga. Nenhum parafuso dos grupos esplintados falharam, e 4 parafusos dos grupos ( 3 NSTi e 1 NSC) falharam. Um parafuso do grupo SC atingiu um valor de remoção do torque de 4,53 N/cm, portanto este não foi considerado falho pois o conjunto esplintado se manteve estável.

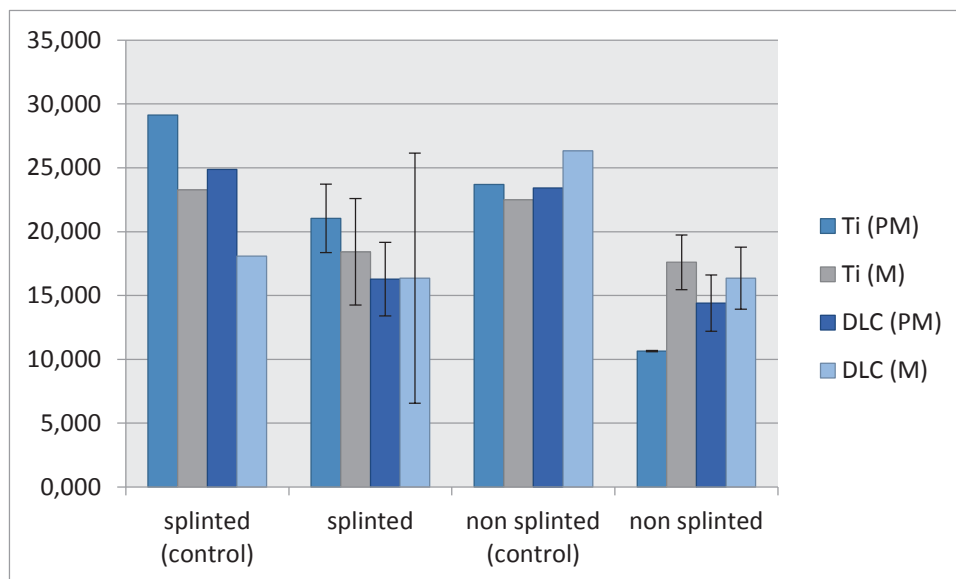
Em uma análise comparativa, dos 40 parafusos 8 estão representados pelas amostras controle e 32 parafusos das amostras submetidas à fadiga mecânica. Sendo assim, pode-se fazer uma comparação em porcentagem dos valores médios destes parafusos, adotando 100% para o valor do torque inicial de 32 N/cm.

Os 8 parafusos que não sofreram fadiga mecânica obtiveram uma média de 23,91N/cm = 74,71% no torque de remoção, enquanto que a média de todos os parafusos que passaram pela fadiga mecânica foi de 16,38N = 51,18%. Isso mostra uma diferença de 23,53% entre os parafusos submetidos a fadiga e aqueles que não passaram por este processo de envelhecimento.

*Entre os grupos esplintados e não-esplintados a média geral foi de:*

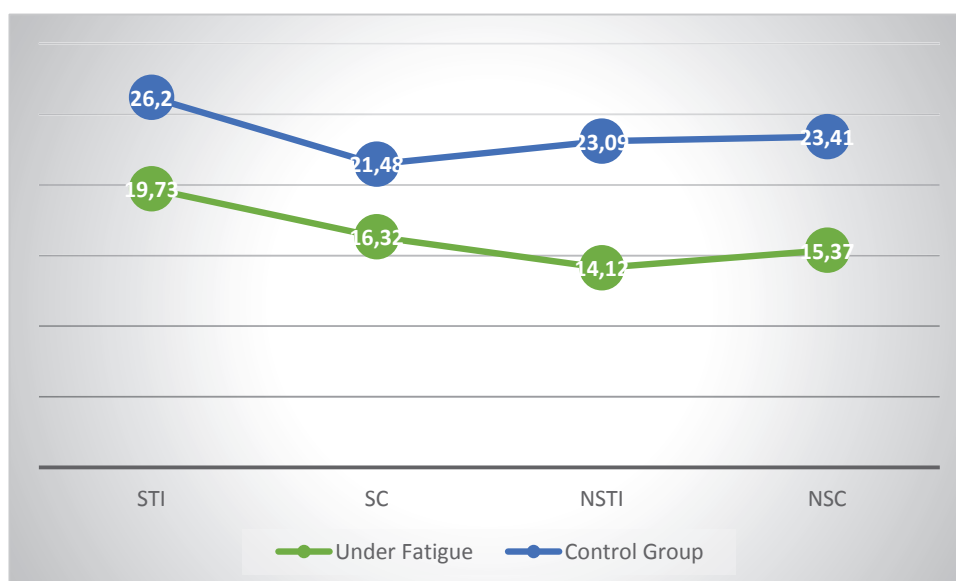
Esplintados – Média 18,02 N/cm = 56,31% sendo que para os parafusos de titânio a média foi de 19,73 N/cm = 61,65% e para o parafuso Neotorque foi de 16,31 N/cm = 50,96%.

Não-Esplintados – Média 14,74 N/cm = 46,06% sendo que para os parafusos de titânio a média foi de 14,12 N/cm = 44,12% e para o parafuso Neotorque foi de 15,37N = 48,03%.



**Figura 11:** Gráfico dos valores em N/cm por grupos, com desvio padrão para amostras que passaram por fadiga mecânica.

A (Figura 11) mostra os valores de remoção do torque expressado em N/cm de todos os parafusos de cada grupo consecutivo. Neste gráfico também está demonstrado o desvio padrão de todos os parafusos submetidos a ciclagem mecânica.



**Figura 12:** Gráfico representando as diferenças por grupos em N/cm entre as médias dos parafusos controle e amostras sob fadiga mecânica.

A (Figura 12) representa a diferença entre as médias dos parafusos que foram submetidos à fadiga mecânica (em verde) e os que não passaram pela fadiga (em azul).

Tomando como base os valores acima demonstrados podemos fazer uma comparação entre os grupos antes e após fadiga mecânica. Sendo assim expressa por porcentagem onde 100% equivale a 32N/cm.

*Amostras controle (sem fadiga).*

STi (81,87%) > NSC (73,15%) > NSTi (72,15%) > SC (67,12%).

*Amostras que passaram por fadiga mecânica.*

STi (61,65%) > SC (51%) > NSC (48,03%) > NSTi (44,12%)

## ANÁLISE ESTATÍSTICA (ANOVA-TUKEY TEST)

**Tabela 4:** Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre colunas. Letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre linhas.  $P < 0.05$

	Ti (PM)	Ti (M)	DLC (PM)	DLC (M)
Esplintados	21.04 ± 2.68 Aa	18.42 ± 4.16 Ba	16.28 ± 2.88 Aa	16.35 ± 9.78 Ba
Não-esplintados	10.65 ± 0.05 Ab	17.59 ± 2.14 Ca	14.40 ± 2.20 Ba	16.35 ± 2.43 Ca

Para o dente pre-molar entre os grupos NSTi e NSC o tipo de parafuso teve diferença estatística, sendo o parafuso Neotorque do grupo NSC com melhores resultados nos valores do torque de remoção. Para o dente molar, houve diferença estatística entre os grupos STi e NSTi quando usou parafuso de titânio, sendo que o grupo esplintado obteve uma diferença estatística maior que o não esplintado.

## ***DISCUSSÃO***

---

## 5 – DISCUSSÃO

A hipótese foi rejeitada, pois o grupo NSTi com coroas individualizadas e parafuso de titânio apresentaram piores valores do torque de remoção em comparação ao grupo STi que possuíam as coroas unidas com o mesmo tipo de parafuso. Os valores maiores para o grupo STi, representam que o sistema de coroas unidas se desempenhou bem até o final dos ciclos de fadiga mecânica, e o mesmo pode ser visto no grupo SC, que tinham a união das coroas e o parafuso com cobertura DLC, porém os valores do torque de remoção foram menores quando comparado com o grupo esplintado com parafuso de titânio (Figura 12). Uma taxa de 35% dos parafusos sofrem o afrouxamento, ou seja, perdem seus valores ideais de pré-carga durante um período de 3 anos de função mastigatória, neste trabalho encontramos que dos 32 parafusos que foram submetidos a ciclagem mecânica, 4 falharam em uma simulação em laboratório de um envelhecimento de 5 anos, isso corresponde a 12,4% o qual se mostra superior a resultados obtidos de outros estudos, que também simularam um desgaste mastigatório equivalente a um período de 5 anos, os valores foram 6,7% (Kreissl et al. 2007) e 7,3% (Pjetursson et al. 2004).

Foi observado que mesmo os parafusos que não sofreram fadiga mecânica, o torque de remoção revelou grande perda de energia. Na (Figura 12), em azul, podemos ver a média dos valores de remoção dos parafusos das amostras sem fadiga, convertendo os valores em percentual, onde 100% representa o torque inicialmente dado de 32 N/cm, vemos este cenário entre os grupos: STi (81,87%) > NSC (73,15%) > NSTi (72,15%) > SC (67,12%).

A perda de torque após os primeiros minutos da aplicação do torque é esperada e pode ser explicada por meio do fenômeno da sedimentação (Breeding et al. 1993). Este fenômeno se baseia no fato de que toda superfície usinada exibe uma certa irregularidade em sua superfície, na qual evita o íntimo contato entre as superfícies. No momento do torque inicial no parafuso de pilar, o contato entre as roscas do parafuso e implante acontece primeiramente nas microrrugosidades da superfície dos elementos. Após alguns minutos, a

deformação dessas superfícies acontece, o que causa uma sedimentação das espiras, perdendo o torque. Por isso estudo clínicos recomendam o reaperto após o efeito de sedimentação, afim de evitar que se perca mais energia nos parafusos.(Dixon et al. 1995, Jorge et al. 2013).

Um parafuso do grupo SC (Tabela 3) mostrou um valor de torque de remoção menor (4,53 N/cm), que os achados nos parafusos que falharam dos grupos não-esplintados. No entanto ele não foi considerado uma falha, pois não houve a desestabilização protética, isto mostra que o outro parafuso da mesma prótese manteve bons valores de pré-carga ao qual manteve a estrutura fixa, tendo a Esplintagem então favorecido o conjunto. Durante reabilitações com instalação múltipla de implantes adjacentes, principalmente em região posterior de mandíbula e ou maxila, a união entre os elementos está recomendada, considerando a melhora da resposta biomecânica dessas próteses (Jorge et al. 2013) favorecendo a longevidade do tratamento e minimizando o risco de complicações ou insucesso como por exemplo recorrente desaperto de parafusos ou em casos mais graves fratura.

De acordo com resultados deste estudo *in vitro* , os valores médios dos parafusos que não sofreram fadiga mecânica foram para os de titânio, grupos STi e NSTi de 77,0% enquanto os parafusos DLC dos grupos SC e NSC de 72,25% não sendo encontrada diferença estatisticamente significativa. Outro estudo similar avaliou o torque de remoção entre os dois tipos de parafuso e concluiu que os parafusos de titânio tinham um torque de remoção médio de 91,1% e para os de superfície DLC de 86,0%. (Basílio et al. 2012). É provável que a explicação para similaridade, e intrínseca diminuição no percentual dos torques de remoção de parafusos com recobrimento de superfície estejam associadas à diminuição do atrito gerado entre as superfícies em contato, sendo assim, o recobrimento com DLC melhora tanto no momento do torque de aperto quando no torque de remoção. Em outro estudo similar, Park et al. 2010 comparou pilares metálicos sobre implantes Hexágono Externo com parafusos de superfície e o de titânio comercialmente puro, foram encontrados valores favoráveis para os parafusos de titânio durante o torque de remoção, em relação aos parafusos de titânio com superfície tungsten (Osstem Implant).

Os valores para remoção tiveram uma media percentual de 74,75% enquanto os parafusos sob fadiga mecânica tiveram um resultado de 48,25%. Quando se compara resultados de torque de remoção entre amostras que sofreram fadiga e aquelas que permaneceram intactas, nota-se que os valores são distintos, o que demonstra a falha na junção entre pilar e plataforma do implante descrito por Bickford et al. A falta de contato plenos entre as estruturas dos componentes, contribuem para que haja micro movimentações com diminuição da pré-carga no parafuso, e consequente falha do conjunto. Khraisat et al., observou que cargas como ( $0.5 \times 10^6$  e  $1 \times 10^6$  ciclos) diminuem os valores de pré-carga durante a remoção, do que quando comparado com os valores para parafusos que não sofrem fadiga.

Quando comparado coroas que não foram unidas, ou seja, amostras entre os grupos NSTi e NSC, foi observado que a individualização das coroas, diminuiu a resistência mecânica dos parafusos de pilar, tiveram 4 falhas para este tipo de desenho protético, sendo que 3 parafusos que falharam foram de titânio do grupo NSTi, e um do grupo NSC com recobrimento DLC (Tabela 3). Isso mostra que o recobrimento favoreceu na resistência mecânica, pois os valores dos torques de remoção das amostras que passaram por todo o ciclo de fadiga, foram maiores do que para os parafusos de titânio do grupo que também tinham coroas individualizadas (Figura 11). Outros autores (Basilio et al; 2012 e Park et al. 2010), apontam que o recobrimento superficial de parafusos para retenção protética melhora a manutenção dos valores de pré-carga, sabe-se que o melhor contato entre a superfície destes parafusos recobertos, melhora a estabilidade deste melhorando assim o desempenho a longo prazo, além disso estudos com uso de análise de elementos finitos, mostraram que diminuindo o coeficiente de atrito, este aumenta a efetividade da pré-carga. (Lang et al. 2003).

A resposta clínica destes parafusos quando utilizados principalmente em próteses unitárias, deve ser alvo de estudo para que possa ser respondido se a cobertura dos parafusos melhoram o desempenho das próteses, além disso clinicamente temos diferentes forças mastigatórias com diferentes fatores de forças envolvido, como presença ou não de guias e ausências dentárias. A avaliação topográfica dos parafusos também se faz presente na indicação de

trabalhos futuros, é preciso saber se a superfície DLC se mantém presente em repetidos torques, ou se ela simplesmente se desfaz depois do primeiro desaperto.

Necessidade de retornos periódicos para controle de reabilitações, dentro das avaliações de preservação além de análise de controle de biofilme, verificação radiográfica e aperto dos parafusos, por ultimo, avaliar a fadiga mecânica até a falha do parafuso e comparar o numero de ciclos até que ocorra a falha propriamente dita.

## **CONCLUSÃO**

---



## **6 - CONCLUSÃO**

Conclui-se que a Esplintagem de próteses sobre implante oferece vantagens biomecânicas mantendo-as estáveis, assim como o uso de parafusos com cobertura DLC quando a decisão de não união das próteses for considerada em reabilitações envolvendo próteses parciais sobre implantes.

## ***REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS***

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1990 ;5(4):347-59.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**. 1981 ;10(6):387-416.
3. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. **Implant Dent**. 2012 ;21(1):46-50.
4. Basílio Mde A, Butignon LE, Arioli Filho J. Effectiveness of screw surface coating on the stability of zirconia abutments after cyclic loading. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2012;27(5):1061-7.
5. Bickford JH. Self-loosening. In: Bickford JH, ed. **An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints**. 3rd ed. New York, NY: Marcel Dekker. 1995;528–542.
6. Bozkaya D, Muftu S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. **J Biomech**. 2005;38:87–97.
7. 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;6:435–439.
8. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI

- implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. **Clin Oral Implants Res.** 1997 ;8(3):161-72.
9. Cardoso M, Torres MF, Lourenço EJV, Telles DM, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. **Clin Oral Implants Res.** 2012; 23: 475-80.
  10. Cavazos E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. **J Prosthet Dent.** 1996 ;75(5):566-9.
  11. Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. **J Oral Rehabil.** 2011 ;38(9):697-711.
  12. Corazza PH, de Moura Silva A, Cavalcanti Queiroz JR, Salazar Marocho SM, Bottino MA, Massi M, de Assunção e Souza RO. Carbon film coating of abutment surfaces: effect on the abutment screw removal torque. **Implant Dent.** 2014 ;23(4):434-8.
  13. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J Prosthet Dent.** 1995;74:270–278.
  14. Donnet C, Fontaine J, Le Mogne T, Belin M, H' eau C, Terrat J P et al., 1999. Diamond-like carbon-based functionally gradient coatings for space tribology. **Surface and Coating and Technology**, 120-121: 548–554.
  15. Gabler J, 2010. 4th Workshop for International Standardization of Diamond-like Carbon Coatings. Tokyo Institute of Technology, Japan. 19 November.

16. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent.* 2008;100(3):183-93.
17. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J Prosthet Dent.** 2002 ;87(5):528-35.
18. Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. 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.** 2013;28(2):415-22.
19. Jorge JR, Barão VAR, Delben JA, Assunção WG. The role of implant abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit implant-supported crowns before and after mechanical cycling. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2013; 28: 415-22.
20. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J Prosthetic Dent.** 2004;91: 326-334.
21. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, et al. Technical complications of implantsupported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. **Clin Oral Impl Res.** 2007;18:720–726.
22. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant pre-load. **J Prosthet Dent.** 2003;90:539-46.

23. 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.
  
24. 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.
  
25. Mendonça JA, Francischone CE, Senna PM, Matos de Oliveira AE, Sotto-Maior BS. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. **J Periodontol.** 2014 ;85(6):787-94.
  
26. Morrison ML, Buchanan RA, Liaw PK, et al. Electrochemical and antimicrobial properties of diamond like carbonmetal composite films. **Diam Relat Mater.** 2006;15:138–146.
  
27. Naves MD, Menezes HH, Magalhaes D, Araújo CA, Simamoto Júnior PC. The influence of interproximal contact on implant-supported fixed partial dentures in the posterior jaw - a photoelastic analysis. **J Oral Implantol.** 2013.
  
28. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. **J Prosthodont** 2010;19:458–464.
  
29. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992 ;7(1):26-33.
  
30. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an

- observation period of at least 5 years. I. Implant-supported FPDs. **Clin Oral Impl Res.** 2004;15:625–642.
31. Robertson J. Diamond-like amorphous carbon films. **Mater Sci Eng.** 2002;37:129–281.
32. Winkler S, Ring K, Ring JD, et al. Implant screw mechanics and the settling effect: An overview. **J Oral Implantol.** 2003; 29:242–245.
33. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontics implications. **International Journal of Prosthodontics.** 1995;8: 105-116.
34. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. **J Prosthet Dent.** 1990 ;64(2):185-94.

**ANEXOS**

---

## ANEXOS

**Anexo1:** Análise estatística combinatória dos fatores de estudo. Three Way Analysis of Variance

**Normality Test (Shapiro-Wilk)** Passed (P = 0,823)

**Equal Variance Test:** Failed (P < 0,050)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Esplintagem	1	212,833	212,833	6,673	0,016
Parafuso	1	1,206	1,206	0,0378	0,847
Dente	1	5,227	5,227	0,164	0,689
Esplintagem x Parafuso	1	73,225	73,225	2,296	0,143
Esplintagem x Dente	1	34,764	34,764	1,090	0,307
Parafuso x Dente	1	7,854	7,854	0,246	0,624
Esplintagem x Parafuso x Dente	1	43,883	43,883	1,376	0,252
Residual	24	765,417	31,892		
Total	31	1144,409	36,916		



**Anexo 2:** Comparação estatística (Dunnett) entre as médias absolutas das amostras controle e amostras que sofreram fadiga mecânica. Dados expressos em N/cm. (\*) Para valores estatisticamente significantes.

	<b>STi</b>	<b>SC</b>	<b>NSTi</b>	<b>NSC</b>
<b>Fadiga</b>	19.73	16.32	14.2	15.37
<b>Amostras Controle (Sem Fadiga)</b>	26.2	21.48	23.09	23.41