

Universidade Federal de Uberlândia  
Faculdade de Odontologia

VITOR CORÓ

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE CONEXÃO NO TORQUE DE  
DESAPERTO DE PARAFUSOS E PILARES EM PRÓTESES  
SOBRE IMPLANTES CONVENCIONAIS E ZIGOMÁTICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Reabilitação oral.

Uberlândia, 2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**VITOR CORÓ**

INFLUÊNCIA DO TIPO DE CONEXÃO NO TORQUE DE  
DESAPERTO DE PARAFUSOS E PILARES EM PRÓTESES  
SOBRE IMPLANTES CONVENCIONAIS E ZIGOMÁTICOS

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia, área de concentração

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Flávio Domingues das Neves

Co-orientador: Cleudmar Amaral de Araújo

Banca examinadora:

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Prof. Dr. Geninho Thomé

Prof. Dr. Paulo Cezar Simamoto Júnior

UBERLÂNDIA – MG

2009

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

---

C822i Coró, Vitor, 1983-  
Influência do tipo de conexão no torque de desaperto de parafusos e pilares em próteses sobre implantes convencionais e zigomáticos / Vitor Coró. - 2009.  
85 f. : il.

Orientador: Flávio Domingues das Neves.  
Co-orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.  
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.  
Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários - Teses. I. Neves, Flávio Domingues das. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314 - 089.843

---

 UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2109 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA -MG – 38400-902  
(030) 454-3118-2150

RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA **DEFESA** DE MESTRADO DO  
CD **VITOR CORÓ** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às nove horas do dia dezenove de fevereiro do ano de dois mil e nove, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia/UFU, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pelo candidato **VITOR CORÓ** com o título: *Influência do tipo de conexão no torque de despertar de parafusos em próteses sobre implantes convencionais e zigomáticos*. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia 19 de fevereiro de 2009



Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves  
Titulação: Doutor  
Universidade Federal de Uberlândia – UFU



Aprovado/Reprovado



Prof. Dr. Paulo César Simionato Jr.  
Titulação: Doutor  
Universidade Federal de Uberlândia – UFU



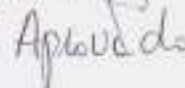
Aprovado/Reprovado



Prof. Dr. Geninho Torné  
Titulação: Doutor  
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO



Aprovado/Reprovado



## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho...

... Aos meus pais que amo muito, Edivaldo Romano Coró e Maysa Krefta Coró, que sempre me apoiaram em todas minhas decisões, confiaram em mim, e me permitem ter segurança em tudo que faço. Pais que eu não poderia escolher melhores, além disso ótimos profissionais, que me mostram como devo sempre prosseguir dentro da Odontologia. O alicerce que tenho na nossa família me possibilita transpor com tranqüilidade todas etapas da vida.

...À minha irmã querida que mesmo estando longe neste período participa muito da minha vida, e em breve trará toda alegria, felicidade que ela irradia de novo pra nós. Te amo Gi!

...Ao meu amor, minha flor, minha menina, minha Carolina, que encontrei em Uberlândia, e fez desses dois anos uma nova fase na minha vida em todos os sentidos. Com seu jeito doce que conquista a todos, é uma grande companheira que só me engrandece e fica do meu lado sempre que preciso. Além disso é uma grande pesquisadora que me ajudou com paciência durante todo o mestrado até a conclusão deste trabalho. Obrigado por tudo! Admiro você em todos os sentidos! Te amo muito!

## **AGRADECIMENTOS**

Ao orientador deste trabalho, Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves. Um grande orientador, que se tornou grande amigo. Exemplo de como se pode conciliar trabalho, estudo e família, ajuda sempre com tudo que estiver em seu alcance, ensinando tudo o que sabe. Foi um orgulho ser seu orientado, obrigado pelos ensinamentos, pelas oportunidades e por tudo mais!

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, pelo tempo e atenção aplicados neste trabalho. Um exemplo de dedicação à pesquisa e à instituição da qual faz parte. Sem sua contribuição a realização deste trabalho não seria possível.

À minha família uberlandense, Gaspar, Maria Clara e Dudu. Uma gostosa e presente companhia que tive durante esses dois anos, sempre me dando carinho, atenção e amizade. Uma família que ganhei, fazendo essa estadia em Uberlândia muito mais agradável. Obrigado por tudo!

À Profa. Dra. Ivete A. Mathias Sartori, que é uma das grandes responsáveis por tudo isso! A grande professora, orientadora e amiga que tenho desde minha graduação, um exemplo a ser seguido no lado profissional e pessoal. Obrigado por todo conhecimento, incentivo, confiança, oportunidades e amizade. Trabalhar ao seu lado e conviver com você é um grande privilégio!

Ao Prof. Dr. Geninho Thomé e Dra. Clemilda Thomé, pela amizade antiga e pela confiança sempre depositada em mim. Vocês são exemplo de luta, trabalho, competência, mostrando que sempre vale a pena lutar pelos nossos sonhos!

A minha família por sempre me querer bem e me apoiar em todas fases da minha vida.

Ao Prof. Dr. Sérgio da Rocha Bernardes, grande incentivador deste mestrado, foi de grande importância na escolha do caminho a ser tomado.

Ao Adércio Buche, e à equipe de seu laboratório, que foi de grande importância na confecção dos modelos utilizados neste trabalho. Além de amigo, grande profissional, que nos ensina muito na área técnica da implantodontia e tem prestado grande ajuda no campo da pesquisa.

Aos Professores, Adérito, Alfredo Júlio, Ricardo Prado, Carlos José Soares, pela amizade e pelos ensinamentos durante o curso, são exemplos de dedicação à Universidade Federal de Uberlândia.

Aos funcionários da Universidade, Valdico e Advaldo, pela grande ajuda e contribuição que me deram neste trabalho, sempre com boa vontade e muita competência.

A todos os amigos conquistados em Uberlândia, dentro e fora do mestrado (Gu Assis, Anne, Marco Túlio, Dri, Orlando, Gustavo Rabello, Marina, Thaís, Gui, Wellington, Fernandinha, Cristina, Fábio, Marcinha, Danilo, Thiago, Aline, Danilo, Daniel, Marina). Todos importantíssimos, aprendi muito com todos na área profissional. Foram parte também da bagunça e do divertimento nas horas de descanso, que é o que faz a vida valer à pena.

A Leticia, Paulo Simamoto, Clébio, Franciele, Paulo Vinícius, amigos que contribuíram muito profissionalmente e pessoalmente nesta jornada.

Ao João Paulo, que chegou no ano em que muitos amigos já tinham ido embora, sempre prestativo e companheiro.

Aos meus amigos de Curitiba, que mesmo vendo pouco durante esses dois anos, são pessoas muito importantes que eu senti muita falta.

Ao Dr. Caio Hermann, Dra Ana Cláudia, e toda equipe ILAPEO, pelo incentivo e pela amizade.

A EIKON e todos funcionários pela disposição e amizade sempre presentes.

À Fernanda, Olívia, Laura e Júlia pelo carinho que sempre me receberam.

Aos alunos e amigos do centrinho de prótese sobre implante, que tiveram paciência nesta minha primeira fase como professor, e me ajudaram tanto quanto eu pude ajudá-los.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Odontologia, pela oportunidade de estudar em uma instituição tão comprometida com o ensino, e pelo acolhimento que fui recebido sendo um aluno de fora.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos e à Faculdade de Engenharia Mecânica, pela oportunidade de obter novos conhecimentos com liberdade, e pela confiança em mim depositada.

A empresa Neodent, pela doação do material utilizado neste trabalho e pelo apoio que tem dado à pesquisa na área da Implantodontia.

Ao ILAPEO, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, pela bolsa de incentivo à pesquisa a mim concedida, que facilitou muito na estada em Uberlândia, na conclusão deste mestrado e deste trabalho. Também por todo apoio e acolhimento sempre que volto à Curitiba.

À Universidade Federal do Paraná, na qual me graduei com qualificação, e a partir disso tive curiosidade e vontade de continuar estudando e evoluindo dentro da profissão.



## EPÍGRAFE

“...e no final, são as pessoas que fazem a diferença.”

Bernardino

## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	9
RESUMO	10
ABSTRACT	13
1. INTRODUÇÃO	15
2. REVISÃO DE LITERATURA	19
3. PROPOSIÇÃO	40
4. MATERIAIS E MÉTODOS	42
5. RESULTADOS	57
6. DISCUSSÃO	61
7. CONCLUSÃO	70
REFERÊNCIAS	72
ANEXOS	79

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

N: Newton

Ncm: Newton por centímetro

mm: milímetro

cm: centímetro

HE: hexágono externo

CM: cone-morse

PR: parafuso de retenção

PI: parafuso de pilar

C: carga

F: força

n: número de ciclos

Hz: Hertz

g: grama

N/cm<sup>2</sup>: Newton por centímetro quadrado

h: hora

min: minuto

Gpa: Giga pascal

## ***RESUMO***

---

## RESUMO

Em casos de pacientes edêntulos superiores com maxilas atróficas, a utilização de implantes zigomáticos é uma das técnicas utilizadas para reabilitação com prótese fixa sobre implantes. Contudo, o desaperto de parafusos é um dos principais problemas relacionados a este tipo de prótese. O objetivo deste trabalho foi avaliar a diminuição de torque de desaperto dos parafusos protéticos e de intermediários em próteses fixas confeccionadas sobre dois implantes convencionais e dois zigomáticos, antes e após ensaio de fadiga. Foram utilizados cinco modelos com junções hexagonais externas (HE) e cinco com junções cônicas internas ou cone-morse (CM). Cada amostra com dois implantes convencionais anteriores e dois implantes zigomáticos distais. Sobre os implantes foram instalados pilares respectivos e confeccionadas estruturas metálicas fundidas de uma prótese fixa parafusada. As amostras foram submetidas a quatro níveis de carga em cantilever e diferentes números de ciclos. Utilizando torquímetro digital foram determinados valores de desaperto dos parafusos de retenção e dos pilares antes e após cada ciclagem. Os parafusos protéticos tiveram diminuição nos torques de desaperto quando comparados aos torques iniciais, mas não houve diferença entre os tipos de junção. Nos parafusos dos pilares HE observando os valores de desaperto após todos os ciclos, houve diminuição do torque de desaperto em 51,56% dos casos. Destes, 60,6% nos implantes zigomáticos e 39,4% nos convencionais. Os parafusos dos pilares CM tiveram valor de torque diminuído em 39,58% dos casos. Destes, 21,05% ocorreram nos zigomáticos e 78,95% nos convencionais. Nas amostras HE houve maior perda de torque para os implantes zigomáticos enquanto que nas CM ocorreu o contrário, sendo que em valores absolutos de torque de desaperto, os pilares CM dos zigomáticos apresentaram aumento de torque de desaperto após o ensaio de fadiga. Desta forma, a variação do tipo de junção não interferiu no torque de desaperto dos parafusos de retenção das próteses. Houve alteração no comportamento mecânico quando comparados parafusos de pilares HE e CM.

**Palavras chave:** pilar, implante zigomático, cone morse, parafuso protético, fadiga.

## ***ABSTRACT***

---

## **ABSTRACT**

In cases of upper edentulous patients with atrophic maxilla, the zygomatic implant is one of the techniques used for rehabilitation with implanted fixed prosthesis. The screw's loosening is one of the main problems related to this type of prosthesis. The aim of this work was to evaluate the golden and abutments screws loosening in fixed prosthesis over two conventional implants and two zygomatic implants before and after fatigue test. Five samples with external hexagonal junctions (HE) and five with internal conical junctions (CM) had been used. Each specimen with two anterior conventional implants and two distal zygomatic implants. The respective abutments had been installed on the implants and metallic structures of screwed fixed prosthesis had been casted. The specimens had been submitted to four fatigue protocols with different load levels in cantilever and different number of cycles. Untorque values of retaining and abutment screws had been verified before and after each cyclic loading with a digital torquemeter. The prosthetic screws had had reduction in the untorques values when compared with the initial torques, but there was no difference between the two interfaces in study. The untorque values of the HE abutments screws after all cycles, had a reduction in 51,56% of the cases. 60,6% of these in zygomatic implants and 39,4% in conventional implants. The screws of the CM abutments had untorque loss in 39,58% of the cases. 21,05% had occurred in zygomatic implants and 78,95% in conventional implants. The variation of junction type does not interfere in the untorque of retention screws of the prosthesis. The mechanical behavior was different when comparing CM and HE abutment screws. In the HE specimens the torque loss was greater in the zygomatic implants whereas in the CM specimens, the absolute untorque values of the zygomatic implants increased after the fatigue test.



## ***INTRODUÇÃO***

---

## 1 - INTRODUÇÃO

Após a definição do conceito de osseointegração por Branemark ao final da década de 60, o tratamento de pacientes utilizando implantes osseointegráveis tornou-se prática comum. Entretanto para ancoragem de implantes e futura reconstrução protética, é necessário volume adequado de tecido ósseo, que nem sempre é encontrado durante o planejamento (Triplet et al. 2000).

Em algumas maxilas, qualidade e quantidade ósseas deficientes aliadas à presença de acidentes anatômicos, fazem com que sejam necessários procedimentos prévios à instalação das fixações (Bedrossian et al. 2002, Bothur et al. 2003, Farzad et al. 2006, Nakai et al. 2003), como por exemplo enxertos ósseos em bloco, levantamento do assoalho do seio maxilar e distração osteogênica, buscando aumento volumétrico de tecido ósseo (Hodges et al. 2006, Peleg et al. 2006, Stella & Warner 2000).

Em alguns casos, os enxertos ósseos se tornam uma técnica inviável, devido ao tempo de espera da cicatrização, custo dos procedimentos, falta de previsibilidade do tratamento, insucesso devido à atrofia severa e morbidade causada por cirurgias com áreas doadoras extra-orais, os enxertos ósseos são uma técnica inviável (Ahlgren et al. 2006, Farzad et al. 2006, Triplett et al. 2000). Neste contexto surgiu a técnica da fixação de implantes no arco zigomático, indicada inicialmente em pacientes com destruição óssea severa da maxila devido à presença prévia de lesões malignas (Farzad et al. 2006, Stella & Warner 2000, Triplett et al. 2000). A elevada taxa de sucesso (próxima de 100%) da ancoragem com implantes zigomáticos faz desta técnica reabilitadora uma alternativa viável quando bem indicada (Ahlgren et al. 2006, Bedrossian et al. 2002, Farzad et al. 2006, Mozzati et al. 2008), devido a redução do tempo de tratamento comparado aos enxertos, morbidade reduzida e ausência do tempo de cicatrização dos implantes quando empregada técnica da carga imediata (Davo et al. 2006).

No tratamento convencional utilizando implantes osseointegráveis, apesar da previsibilidade, complicações técnicas e mecânicas são relatadas (Aboyoussef et al. 2000, Balfour & O'Brien 1995, Brunski et al. 2000, Çehreli & Iplikcioglu 2002,

Dixon et al. 1995, Kohn 1992, Schwarz 2000, Skalak 1983). Entre elas, desadaptação da prótese sobre os componentes ou pilares, e desaperto de parafusos (Hecker & Eckert 2003, Khraisat et al. 2004). A estabilidade do conjunto de parafusos de qualquer prótese sobre implantes é dependente da pré-carga aplicada a estes parafusos, e essa pré-carga varia de acordo com a função mastigatória, tempo em função e resistência à fadiga, causando diminuição no torque inicial dado ao parafuso protético e ao parafuso do componente (Aboyoussef et al. 2000, Çehreli & Iplikçioğlu 2002, Dixon et al. 1995, Khraisat et al. 2004). Inicialmente a conexão protética hexagonal externa era a única opção existente no mercado. Complicações biomecânicas como desaperto de parafusos, fizeram com que pesquisadores tentassem de várias formas minimizar estes problemas (Binon, 1998), até que novas junções pilar/implante foram criadas. Quando uma maior estabilidade no sistema protético é requerida, junções internas são sugeridas (Binon et al. 1994).

Devido à topografia óssea, o implante zigomático é instalado muito inclinado em relação à prótese, havendo grande solitação do sistema quando em função. Além disso, nos implantes zigomáticos com junções hexagonais externas, alguns casos mostram clinicamente áreas de mucosa inflamada circundando os implantes (Bothur et al. 2003, Farzad et al. 2006). Neste contexto a empresa Neodent (Curitiba, Brasil) adaptou as interfaces do tipo cone-morse aos implantes zigomáticos como meio de minimizar desajustes entre implantes e intermediários (Neodent 2008). Entretanto, a validação deste novo sistema através de análises laboratoriais e clínicas são importantes para consolidação do sistema como forma rápida e eficiente para pacientes edêntulos de maxila atrésica.

Embora hajam casos de indicação precisa de implantes zigomáticos, estudos longitudinais de próteses sobre estes implantes *in vivo* e *in vitro* são escassos (Nakai et al. 2003). Estes tipos de estudos podem fornecer informações importantes quanto a problemas ocorridos e comportamento dos trabalhos ao longo dos anos (Kohn 1992). A fadiga do conjunto deve ser avaliada a longo prazo para embasar a sua utilização na clínica odontológica (Kohn 1992).

Um processo de avaliação de fadiga pode ser realizado através de carga cíclica visando avaliar falhas devido a cargas variantes no tempo (Att et al.2006, Hecker & Eckert 2003, Hecker et al. 2006, Hoyer et al. 2001, Khraisat et al. 2002, Khraisat et al. 2004). As cargas externas aplicadas na junção provocam uma movimentação relativa entre as roscas dos parafusos, contribuindo para a perda de pré-carga. Por isso a ciclagem mecânica é um método viável para avaliar o nível de desaperto dos parafusos através da simulação de efeitos de carregamento que estão sujeitos os implantes quando em função.

Desta forma, buscando avaliar as diferenças no comportamento mecânico dos parafusos de retenção bem como dos pilares ao longo do tempo, idealizou-se uma prótese com quatro implantes, dois convencionais anteriores e dois zigomáticos. Foram comparados os tipos de junção que variaram entre dois grupos; interface hexagonal externa e interface tipo cone morse. Os trabalhos foram submetidos à ciclagem mecânica de modo a simular o envelhecimento do sistema objetivando definir as reais vantagens das junções cone morse em implantes zigomáticos.

## ***REVISÃO DE LITERATURA***

---

## **2 - REVISÃO DE LITERATURA**

### **BIOMECÂNICA DE PRÓTESES IMPLANTO-SUPORTADAS**

Skalak, em 1983, publicou um artigo fazendo considerações sobre a biomecânica nas próteses sobre implantes. Ele diz que em uma prótese suportada por vários implantes, a distribuição da carga depende da geometria de sua disposição. O implante mais próximo à uma carga em cantilever é o que vai receber mais carregamento. Uma conexão rígida entre prótese pilar e implante pode reduzir as tensões tanto no tecido ósseo quanto na prótese, aumentando a capacidade de suportar cargas fora do eixo dos implantes (cantilever). Qualquer desajuste entre prótese e pilar pode causar uma redução da capacidade da prótese suportar cargas. Uma das conclusões do autor foi que cantilevers moderados podem ser tolerados se as fixações forem fortes suficiente.

Kohn, em 1992, analisou os fatores que interferem na biomecânica dos implantes dentários. O autor diz que o sucesso de um implante é dependente de fatores biomecânicos e biomateriais, dentre eles: Processamento dos materiais, mecanismos de ligação tecido/implante, propriedades mecânicas, forma do implante, tipo de cargas, propriedades do tecido, distribuições de tensão, estabilidade inicial, mecanismos para atingir osseointegração, biocompatibilidade e superfície. E que para atingirmos o implante ideal, muitos testes devem ser realizados. A fadiga do implante é clinicamente importante por vários motivos. A propriedade de fadiga deve ser quantificada para que os implantes possam ser desenhados com precisão.

Balfour & O'Brien avaliaram em 1995 diferentes conexões protéticas, comparando três sistemas de implantes com desenhos diferentes para prótese unitárias. Conexões de hexágonos externos, octágonos internos e hexágonos internos, com seus respectivos pilares protéticos, foram submetidos a testes de torque, cargas compressivas e testes de fadiga com cargas cíclicas. Nos ensaios de fadiga, as amostras foram submetidas a cargas cíclicas a 14 hertz, sendo registrado os números de ciclos e quando a falha foi evidente. A carga de fadiga

aplicada em função do número de ciclos foi plotada em uma curva S-N para determinar a resistência máxima para vida infinita. O primeiro ponto da curva utilizado foi a média de resistência determinada em um teste de compressão prévio. A carga aplicada foi diminuída progressivamente aumentando o número de ciclos que o sistema poderia suportar. Os implantes com hexágono e octógono interno tiveram maiores resistências à fadiga do que o hexágono externo, em mais de 50%.

Dixon et al., (1995) compararam três sistemas de implantes de diferentes fabricantes, determinando a flexão do complexo pilar / implante durante a aplicação de forças e a quantidade de torque necessária para afrouxar o parafuso do pilar. Neste estudo, utilizaram implantes de hexágono externo, hexágono interno e octógono interno, nos quais foram fixados pilares retos e angulados, sobre os quais coroas de 10mm de altura foram confeccionadas e cimentadas. Cargas cíclicas foram aplicadas por 4.63 horas (16,667 ciclos) a 4mm do centro do implante utilizando-se uma máquina de ensaio de fadiga desenvolvida para o experimento. Os parafusos foram apertados com um de dois dispositivos de torque disponíveis, Tohnichi 6BTG-A e Torque dyne, com um torque de 29N.cm. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre pilares retos e angulados nos testes realizados para os diferentes sistemas. Na quantidade de torque necessária para afrouxar os parafusos depois da carga, obteve-se uma perda média de 2.97N.cm no sistema de hexágono externo, de 1.62N.cm no sistema de octógono interno e 5.58N.cm no sistema de hexágono Interno..

Patterson et al., analisaram em 1995 a distribuição de forças sobre uma prótese tipo protocolo com cinco implantes em mandíbula. As cargas foram aplicadas em diferentes pontos em cada cantilever, e também removendo um cilindro de ouro por vez, simulando a perda de 1 parafuso. Os autores concluíram que os cilindros e parafusos adjacentes à área de cantilever são os que mais recebem cargas, e que ao aumentar o tamanho do cantilever as tensões aumentam nas junções dos implantes distais, mas pouco muda nas anteriores. A remoção de um dos parafusos aumenta as tensões mas não altera o momento de

flexão. E perdas de parafusos em implantes adjacentes ao cantilever tiveram os piores efeitos.

Ainda 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 da 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), conseqüentemente 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.

Em 1996, Binon e Mc Hugh verificaram por meio de ciclagem mecânica se a liberdade rotacional influenciaria no desaperto de parafusos em implantes com hexágono externo. A carga aplicada foi de 133 N até a falha, que era dada pela mobilidade, fosse por desaperto ou fratura de parafuso ou fratura de implante. Os implantes foram testados até 1.000.000 de ciclos com torque do parafuso protético com 20Ncm e depois disso foi dado torque de 30Ncm. Nos implantes onde a liberdade rotacional não foi controlada houve número muito maior de falhas,



principalmente por desaperto dos parafusos. Quando o torque foi aumentado para 30Ncm, as falhas diminuíram consideravelmente.

Binon em 1998, testou se uma técnica de condensação de material de moldagem sobre a cabeça do parafuso que vinha sendo sugerida preveniria o desaperto do parafuso após carga cíclica. Os implantes foram colocados dentro de um bloco de resina acrílica, e sobre ele foram instalados pilares do tipo UCLA. No grupo teste, o parafuso era apertado digitalmente sem mensurar o torque aplicado e após dez minutos era reapertado. Ranhuras foram confeccionadas no interior da câmara de acesso do parafuso, com inserção de material de moldagem, algodão e depois resina fotoativada. O grupo controle recebeu o torque de 20 Ncm com torquímetro, e nenhum material dentro da câmara. Uma carga de 133,3 N foi aplicada em 1,15 ciclos por minuto. A máquina parava quando havia uma falha na junção pilar/implante dada pela mobilidade causada por: desaperto de parafuso, fratura de parafuso ou fratura de implante. Quando o sistema acusava falha, a mobilidade era verificada manualmente e se questionável, a máquina era recalibrada. Este procedimento era repetido até mobilidade ser verificada manualmente. Falhas variaram de 136.645 a 2.067.355 ciclos. As falhas ocorreram por desaperto dos parafusos, nenhum parafuso ou implante fraturaram. O grupo teste falhou com menor número de ciclos, mostrando que o torque indicado pelo fabricante deve ser aplicado para prevenir desaperto de parafusos.

Aboyoussef et al., no ano de 2000, avaliaram uma forma de evitar o desaperto de parafusos. Foram confeccionados quatro sulcos em forma de v (1 x 1mm) ao redor da área periférica dos pilares (pilares modificados). No estudo três desenhos de pilares foram utilizados para testar a resistência a forças rotacionais, sendo estes: convencionais de 3mm, convencionais modificados e esteticones. Cada grupo foi fixado sobre análogos de implantes (3i), e aplicado um torque de 20Ncm utilizando um dispositivo eletrônico de torque. Em cada amostra parafusos de ouro hexagonais foram apertados sobre os pilares com 10Ncm de torque. Uma força rotacional foi aplicada até a falha na união pilar / implante ou na união cilindro de ouro / pilar ocorrer. Seus resultados mostraram um afrouxamento do parafuso nos três grupos testados, não ocorrendo nenhuma fratura. Nos grupos

esteticone e convencional modificado o afrouxamento ocorreu na interface pilar / implante, enquanto que no grupo convencional na interface cilindro de ouro / pilar. Uma média de falha, de 70Ncm e 71Ncm de torque, para o grupo convencional modificado e esteticone respectivamente; no grupo convencional a média de falha foi de 21,28Ncm. Os autores concluíram que a adição de característica de forma de resistência anti - rotacionais aumentam o comprimento do braço de alavanca o que pode ser um fator importante na resistência da perda da pré-carga causada pela ação do torque.

Brunski et al. (2000), publicaram um artigo descrevendo o estado atual e futuros desenvolvimentos dos implantes na área de biomecânica. Os autores citam que a força mastigatória na região de segundo molar é de aproximadamente 723N, e que um dos responsáveis pelos problemas nas próteses sobre implantes é o bruxismo. A presença de cantilevers exacerbam as cargas e momentos de flexão estão presentes nestas próteses. Diferentes desenhos de implantes e próteses resultam em diferentes distribuições de tensões.

Schwarz publicou em 2000 um artigo sobre complicações mecânicas que forças mastigatórias podem causar nos componentes de implantes. Os implantes osseointegrados não possuem ligamento periodontal, responsável pela adaptação dos dentes frente a forças externas, por isso estas cargas podem resultar em complicações mecânicas como desaperto de parafusos, fratura de parafusos ou implantes. Segundo o autor, desapertos são relatados em todos tipos de prótese sobre implantes com conexões hexagonais externas, e com menor incidência em pilares cônicos. A estabilidade da junção pilar/implante depende de adequada pré-carga, adaptação dos componentes e características anti-rotacionais da interface. No hexágono externo, a pré-carga é a única força que resiste às forças oclusais do paciente. Se a pré-carga é excedida pela carga oclusal, e a junção não possui um dispositivo anti-rotacional eficiente, os parafusos se soltam. Até uma junção com anti-rotacional pode soltar por causa do limite de tolerância de fabricação entre as peças. O autor coloca que o pilar cone-morse promove uma fricção que não permite rotação. Em relação à fratura de parafusos de pilar, é observado no artigo que a ocorrência é na área próxima à crista óssea, mas é minimizada em

pilar cônicos pois nesta região as paredes do cone absorvem cargas prevenindo de fraturas. Fraturas de implantes ocorrem mais em áreas posteriores onde a força de mastigação é maior, principalmente em próteses com cantilever e pacientes bruxômanos. Nestes casos deve-se utilizar um implante no mínimo de diâmetro regular e avaliar o tipo de conexão mais indicada.

Em 2001, Cibirka et al. afirmaram que a estabilidade da junção pilar/implante depende de uma força compressiva gerada pelo torque do parafuso, que mantém contato entre a superfície do pilar e do implante. E o sucesso está relacionado com o estiramento do parafuso, ou a pré-carga atingida e manutenção dessa pré-carga ao longo do tempo. Colocaram ainda que forças externas aplicadas na junção causam deslize entre as roscas, contribuindo para a perda da pré-carga. Por isso a ciclagem mecânica é um método útil para avaliar o nível de desaperto dos parafusos após um envelhecimento acelerado do sistema. Isto posto, a hipótese nula testada foi que o valor de torque de desaperto após teste de fadiga não alteraria quando o hexágono era alterado ou removido. Os parafusos foram apertados manualmente até apresentar a primeira resistência, e o torque final de 32 N foi dado por um torquímetro digital (motor de implante Nobel). A carga dinâmica aplicada foi de 20 a 200 N a 8 ciclos por segundo até 5.000.000 de ciclos, que aproxima de 5 anos em função mastigatória. Depois do teste cada amostra era removida e verificada macroscopicamente para desapertos, desajustes, fraturas. O desaperto então foi medido por um torquímetro digital cuidadosamente orientado no longo eixo do implante com a chave posicionada na cabeça do parafuso. Os valores foram obtidos em Ncm. Os valores de torque de desaperto para três grupos avaliados foram 14,40 Ncm; 14,70 Ncm; e 16,40 Ncm. Os autores relataram que o torque dado pelo motor de implante pode não ter sido o mesmo para todos os parafusos, sendo que quando medido com torquímetro digital na configuração baixa velocidade, indicou que o torque aplicado pelo motor era menor que 32 Ncm. A remoção do hexágono do pilar não influenciou no desaperto do parafuso. A variação do torque de desaperto pode ter sido causada por tolerâncias de adaptação da fábrica, variáveis como contato de superfície e

imprecisões dos componentes. No final dos testes não houve sinal clínico de desaperto de parafusos em nenhum dos grupos avaliados.

Gratton et al em 2001, avaliaram o efeito de diferentes torques de pré-carga dos parafusos dos pilares na micro-mobilidade e na fadiga mecânica da interface implante-pilar-parafuso. Em cada grupo de próteses unitárias foi aplicado um diferente torque: 32 Ncm, 16 Ncm e 48 Ncm. Os implantes eram instalados em um bloco metálico para serem testados em uma máquina MTS 810, com carga cíclicas axiais. A carga aplicada variava entre 20 a 130N com frequência de 6 Hz até 100.000 ciclos. A carga foi aplicada a 6mm do centro do implante. Para medir a micro-movimentação das junções foram utilizados extensômetros. Não houve aumento na mobilidade das junções com o tempo de ciclagem. Algumas razões foram colocadas pelo autor para explicar estes resultados, como a quantidade de carga aplicada, a direção e localização da carga assim como sua duração. A carga máxima da mastigação humana varia entre 200 e 2440 N. O número de ciclos deste estudo pode ter sido insuficiente para causar deterioração do parafuso. O pré-torque de 48 Ncm diminui em apenas 8% a micro-movimentação na junção comparado ao torque recomendado de 32 Ncm. Os três grupos mantiveram constante micro-movimentação durante a aplicação de carga em 100.000 ciclos.

Em 2001, Hoyer et al compararam a abertura da junção pilar/implante quando submetidas à fadiga. Foram utilizados pilares tipo UCLA de diâmetro regular e diâmetro largo. Os implantes foram inseridos em um dispositivo metálico de aço inoxidável para execução dos testes. A carga variou de  $120 \pm 10$  N, à 11 Hz até um máximo de 500.000 ciclos que representa 6 meses de função. Avaliações com extensômetros foram feitas após 1.000, 10.000, 100.000 e 500.000 ciclos de carga. Dentro das mesmas condições, os implantes regulares e largos tiveram comportamentos semelhantes quanto à abertura de junção.

Çehreli et al., (2002) avaliaram a influência da localização da carga na transferência da tensão a redor dos implantes, diferindo carregamento axial ou oblíqua em próteses cimentadas. Foram fixados extensômetros a dez implantes fixados em resina acrílica autopolimerizável, pilares retos foram reduzidos a 6mm e conectados aos implantes, nos quais quatro modelos de próteses fixas foram

fabricados em níquel/cromo com oclusais planas. Os procedimentos de cimentação foram realizados utilizando cimento provisório com modificador para facilitar a remoção e reutilização das próteses. Uma carga axial de 50N foi aplicada no centro de cada implante, e fora do centro do implante. Registros dos dados de cada desenho foram avaliados e observados os pontos de transferência das cargas. Uma tendência a aumento da magnitude da tensão na carga fora do longo eixo do implante foi observada. O tipo de tensão registrado foi dependente da posição do extensômetro no implante, onde a colocação circunferencial pode ter registrado tensão de tração. O ponto de transmissão de carga afetou quantitativamente as tensões ocorridas nas cargas axiais, assim como nas cargas não axiais; entretanto análises estatísticas não revelaram diferenças quando os implantes foram posicionados em arco, o que reafirma a idéia de que quando implantes são posicionados em diferentes planos na região posterior da boca a tensão é diminuída. Para o autor um controle biomecânico na carga dos implantes é essencial para se conseguir sucesso longitudinal, sendo que o desenho das próteses e a transmissão das forças têm uma influência definitiva na quantificação da tensão.

Kharaisat et al. em 2002, avaliaram dois tipos de junção interna quanto a resistência à fadiga e modo de falha: cônica (ITI) e hexagonal (Nobel Biocare). As amostras foram cicladas em uma máquina equipada com sensores de desligamento automático na presença de falha. A carga aplicada foi de 100 N perpendicularmente ao longo eixo do implante (corresponde a 200 N no longo eixo) em uma frequência de 75 ciclos/min, o que corresponderia a frequência de mastigação humana. Um máximo de 1.800.000 ciclos foi definida o que equivaleria a 6 anos de função simulada. A cada 10.000 ciclos a máquina era parada para inspeção das amostras quanto à deformação, deslocamento, ou desaperto de parafuso com uma lupa de aumento (x 8) e pelo tato do operador. As amostras do grupo dos implantes hexagonais internos falharam todos na região do parafuso (principalmente na junção entre as roscas e a parte lisa do parafuso) e acima de 1.150.000 ciclos. Os implantes cônicos internos não apresentaram falhas.

Lee et al, em 2002 testaram 13 implantes de hexágono externo em um dispositivo de ciclagem mecânica com frequência de 1 Hz e carga de 100 N. Sobre os implantes foram instalados pilares com 20 Ncm e coroas com parafusos protéticos instalados com 10 Ncm. A carga foi aplicada a 30 graus do longo eixo do implante em 10 amostras. Em 3 amostras foi aplicada verticalmente como controle. Durante 1.000.000 de ciclos, as alterações e características de ondas foram analisadas para parafusos soltos e estáveis. Os parafusos foram apertados com torques diferentes, 2, 4, 6, 8, 10 e 12Ncm. Das treze amostras, apenas 4 tiveram desaperto de parafusos protéticos (578, 5.226, 528.794 e 544.677 ciclos), todas no grupo teste, e não houve desaperto de parafusos dos pilares. O torque de aperto teve efeito significativo no afrouxamento dos parafusos, sendo que torque maior que 10Ncm deve ser dado ao parafuso de ouro no sistema de implantes testado.

Hecker e Eckert em 2003, verificaram a desadaptação entre cilindro protético e pilar, causada pela ciclagem mecânica. 5 implantes eram instalados em uma base rígida com 10mm entre eles, formando um arco, com cantilever de 18mm. 15 infra-estruturas foram confeccionadas por fundição e não foi realizada nenhuma soldagem. Em cada implante foram marcados 4 pontos indicando os locais a serem avaliados. Os pilares foram instalados com torquímetro manual, assim como os parafusos protéticos. Depois o torque dos parafusos da prótese foram conferidos com torquímetro digital. A distância entre os cilindros e os pilares foram medidos com microscópio óptico antes da ciclagem, após 50.000 ciclos e após 200.000 ciclos. Quando a carga foi aplicada na região anterior da barra fundida, o desajuste vertical entre cilindro e barra diminuiu nos pontos analisados da região lingual. Quando a carga foi aplicada bilateralmente e unilateralmente nos cantilevers, o desajuste vertical não foi alterado antes e após ciclagem mecânica.

Ainda em 2003, Norton explicou os ensaios de fadiga, os mecanismos de falha de materiais e sistemas e métodos de avaliação. O autor mostra que o diagrama S-N traz informações importantes quanto à resistência à fadiga de um material ou aplicações particulares. E que neste diagrama uma reta é traçada a partir de um ponto a 1000 ciclos, até 1.000.000 de ciclos se o material apresentar

um limite de fadiga. Se não apresentar, a reta é traçada até o número de ciclos gerado para o material em análise.

Çehreli et al compararam em 2004 a resistência à fadiga de pilares cone-morse em uma peça e em duas peças. Foram cimentadas coroas unitárias sobre os pilares que foram cicladas durante 5.000.000 de ciclos. Os autores avaliaram os valores de pré-carga residual e se houve ou não solda fria na interface. Foi verificado que os pilares apresentavam sinal de desgaste na superfície do cone, mas não nas roscas dos parafusos. O cone acaba assim protegendo as roscas de sobre-cargas, sendo a fricção existente decisiva na manutenção da pré-carga. Não houve nenhum caso de desaperto total, todos ficaram estáveis após os ensaios. Os valores de torque de remoção dos pilares de corpo único foram maiores. Em um caso houve aumento do torque de remoção, mas na média houve 8% de perda em relação ao valor de torque de aperto, verificando a ausência de solda fria.

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 digital 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 máxima de mastigação de um paciente portador de prótese fixa sobre implantes (35 a 330 N). 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 do 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.

Al Jabbari et al, em 2006, publicaram um estudo dividido em 4 artigos sobre o comportamento mecânico e análise de falha de parafusos protéticos após utilização in vivo por longo período. No primeiro artigo, os autores analisaram 100 parafusos, sendo 10 novos e 90 já em uso (18 a 120 meses em função), de próteses tipo protocolo com cinco implantes. Os parafusos foram divididos entre os três do centro de os dois mais distais próximos a região de fulcro da prótese. Apenas em um parafuso foi detectada uma rachadura, a principal característica observada foi o desgaste das roscas dos parafusos. E as principais consequências deste desgaste são: desacoplamento das roscas, desaperto de parafusos, redução de pré-carga e falha por fadiga. Por isso os autores colocam este desgaste nos parafusos de retenção como um sério problema a ser abordado pelos clínicos. Os autores relatam que o desgaste dos parafusos é um processo lento, inevitável e indesejável na prótese tipo protocolo causadas por forças complexas repetidas funcionais. Estas forças podem ser aumentadas neste tipo de prótese por causa do cantilever. O desgaste observado neste estudo pode ser chamado de “fenômeno de relaxamento a longo prazo”. O mecanismo de desgaste proposto neste estudo é suportado pela crença entre os engenheiros que o parafuso apertado submetido a vibração, ou ciclos térmicos, não perde a pré-carga imediatamente, mas é sim submetido a uma perda relativamente lenta de pré-carga. O processo de desaperto foi descrito em dois estágios. Primeiro há um pequeno deslizamento entre as roscas macho e fêmea quando carregamento repetido é aplicado à junção iniciando perda de pré-carga. Em seguida, quando um valor suficiente de pré-carga é perdido por carga e vibração repetida, as roscas em contato começam a voltar. Uma teoria para essa perda de pré-carga, é que quando a fricção entre as roscas macho e fêmea baixa muito, o parafuso irá “escorregar” os flancos inclinados das roscas. E esta vibração vai desgastando as superfícies das roscas e a pré-carga vai diminuindo. Por causa destes processos que ocorrem com os parafusos, foi sugerido que após seis meses os parafusos sejam reapertados para compensar este relaxamento. E após isso, anualmente.



Se houver severa deformação plástica nos parafusos de uma prótese protocolo, deve ser considerada uma falta de passividade, podendo ser indicada uma nova infra-estrutura.

No terceiro artigo, também publicado em 2006, Al Jabbari et al comparou valores de pré-carga e resistência a tração de parafusos após longo tempo em uso e parafusos novos. O parafuso funciona como um mecanismo de proteção do sistema de implantes, sendo o elo mais fraco de uma prótese. A pré-carga é uma tensão em um parafuso criada quando um torque na cabeça do parafuso. Com uma pré-carga apropriada, os componentes ficam mais resistentes a desapertos, ou fraturas. Maiores torques levam a maiores valores de pré-carga, e maior pré-carga leva à uma maior força de união, mas a força no parafuso deve ser dentro de seu limite elástico. A natureza do desaperto de parafusos de retenção é complexa. Estas variáveis podem incluir alterações térmicas, magnitude de forças oclusais, comprimento do cantilever, esquema oclusal, padrão de mastigação, e relaxamento a longo/curto prazo. Os valores de pré carga variaram muito, alguns parafusos com maior pré-carga apresentaram falha em período de tempo reduzido, devido provavelmente a fatores já citados. Os parafusos já utilizados apresentaram menor resistência à tração, mas a causa disso não foi determinada pelos autores.

No quarto e último artigo relacionado à análise de fraturas de parafusos, Al Jabbari et al, em 2006, analisaram parafusos protéticos fraturados após longo período de uso *in vivo*. Três pacientes apresentaram parafusos fraturados de próteses tipo protocolo, 9 deles entre os 3 parafusos mais anteriores e 1 posterior. As próteses estavam em função a 18, 19 e 20 meses. As amostras foram analisadas microscopicamente quanto à fratura, o que revelou fraturas típicas de fadiga. Os parafusos anteriores fraturaram na região do pescoço, enquanto que os parafusos posteriores das mesmas próteses estavam intactos, com pouco desgaste. O único parafuso posterior fraturou na região das roscas. Para adequada pré-carga e torque dos parafusos, a máxima tensão se concentra na região do pescoço do parafuso. Já a fratura na área das roscas indica que antes da iniciação da trinca e da fratura houve desaperto do parafuso. A explicação de

porque um parafuso se auto-desaperta sob cargas cíclicas ainda não é bem explicado. Um parafuso sob tensão e sob carregamento cíclico possui um movimento de vibração que pode desapertar, apertar ou não causar nenhum efeito no parafuso. Então a análise indicou que houve primeiro a falha nos três parafusos anteriores e então o parafuso posterior foi se soltando com altas cargas cíclicas oclusais. O fato pode ser explicado pela incompatibilidade que houve entre os parafusos da marca SternGold e o sistema Nobel Biocare. Há uma pequena área de contato entre a cabeça do parafuso e o cilindro, causando uma concentração de tensões na área. Os autores recomendam não misturar diferentes marcas de componentes protéticos, a não ser que um estudo específico (incluindo a longo prazo) tenha sido realizado entre duas marcas. A maioria de falhas em parafusos neste tipo de próteses se dá por fadiga, e nos parafusos mais distantes da linha de fulcro.

Att et al, em 2006, avaliaram a resistência à fratura de restaurações totais cerâmicas sobre implantes. Em um grupo foram utilizados pilares de titânio, em outro pilares de alumina e no terceiro pilares de zircônia. Coroas Procera foram cimentadas sobre os pilares e antes do teste de resistência as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica e térmica. As amostras foram incluídas em resina acrílica com módulo de elasticidade de 12GPa, que é aproximado do osso humano (18 GPa). Os parafusos foram apertados com torquímetro manual a 35N e após 1 minuto foi apertado novamente. As amostras foram expostas à 1.200.000 ciclos para simular 5 anos em função. A carga aplicada foi de 49 N para simular uma situação clínica. Todas amostras passaram pela ciclagem sem falhas. No teste de resistência à fratura, as amostras com pilares de titânio tiveram uma resistência maior do que os dois outros grupos, mas todos são capazes de suportar cargas fisiológicas em região anterior (200 N).

Hecker et al em 2006, compararam desadaptações na interface prótese-pilar entre pilares ciclados mecanicamente e pilares novos pré-fabricados. Cinco implantes foram dispostos em uma base rígida com 10mm entre eles, e cantilever de 18mm. 15 infra-estruturas foram enceradas e fundidas sobre pilares de 4mm de altura. Não foram feitas adaptações por secção o soldagem. Os pilares foram

instalados com 20Ncm utilizando um torquímetro digital, assim como nos parafusos protéticos, com torque de 10Ncm. Uma máquina universal hidráulica (MTS 810; MTS Systems Corp, Éden Prairie, Minn) foi utilizada para aplicar 200N por 200.000 ciclos em diferentes regiões: anterior de mandíbula, unilateral posterior e bilateral posterior. Após a ciclagem, os desajustes entre pilares ciclados e infra-estrutura protética foram medidos. Em seguida os pilares foram substituídos por novos e as medições realizadas nas mesmas posições. Após análise estatística, foi verificado que não houve diferença de desadaptações com pilares novos ou após ciclagem mecânica, nem em relação aos pontos de aplicação de carga.

Quek et al em 2006, avaliaram a performance de implantes e pilares tipo CeraOne (Nobel Biocare) estreitos, regulares e largos frente à ciclagem mecânica. Os pilares eram aparafusados com o torque recomendado pelo fabricante, -20% do torque e +20% do torque. A carga utilizada foi de 21Ncm em um ângulo de 45 graus do longo eixo do implante. O número máximo de ciclos era de  $5 \times 10^6$  ou era ciclado até a falha. O torque aplicado não apresentou diferença dentro dos mesmos grupos, e quanto maior o diâmetro melhor performance o sistema apresentou sendo que o de largo diâmetro não apresentou falhas. Dentro das falhas apresentadas estão fratura de parafuso e fratura de implante.

Hermann et al. publicaram em 2007 um relato de caso clínico no qual foi utilizada a técnica do cilindro cimentado para confecção de uma prótese tipo protocolo inferior. Nesta técnica são utilizados três cilindros diferentes (calcinável, latão e titânio). O cilindro calcinável é colocado sobre o cilindro de latão para enceramento da barra, e o conjunto parafusado sobre os análogos dos pilares do paciente no modelo. Após fundição, jateamento e usinagem, a estrutura é novamente instalada sobre os cilindros de latão e é realizada montagem dos dentes até acabamento da prótese. Os cilindros de latão são então substituídos pelos de titânio, dimensionalmente menores, havendo um alívio interno entre cilindro/estrutura metálica, que posteriormente seria preenchido com cimento resinoso. O cimento é inserido no interior da barra e ao redor dos cilindros. Após polimerização e acabamento, a prótese foi instalada. Esta técnica segundo os

autores apresenta alta passividade e adaptação, facilidade de execução e promove alta resistência da estrutura, já que não são utilizadas soldas.

Bernardes (2008), analisou em sua tese de doutorado a variação de pré-carga e os valores de torque de desaperto de parafusos em implantes com diferentes conexões. Não houve perda de pré-carga nem perda de resistência ao desaperto dos parafusos depois de esperados 5 minutos do torque de aperto, em cinco seqüências de aperto/desaperto.

Theoharidou et al, realizaram em 2008 uma revisão sistemática de literatura que relatava sobre a incidência de desaperto de parafusos de pilares em próteses unitárias de diferentes conexões protéticas. Os critérios de exclusão de artigos eram: estudos laboratoriais, relatos de caso, artigos técnicos e artigos que não fossem em língua inglesa. Os critérios de inclusão: estudos relatando prótese sobre implantes unitários, estudos clínicos com acompanhamento (mínimo 3 anos) e quando complicações mecânicas eram relatadas. Os autores concluíram que o desaperto de parafusos de pilares são raros, e não dependem do tipo de conexão do implante.

Steinebrunner et al. (2008), avaliaram diferentes junções em relação à fadiga e resistência à fratura de implantes. Foi levantada a questão que a razão para falha à fadiga poderia ser falta de uma força de adaptação. Os implantes testados foram embebidos em resina para simular condições orais, onde o osso pode transmitir algumas forças transmitidas à interface. Os implantes com junções cônicas tiveram melhor desempenho no teste de fadiga e de resistência à fratura. Uma explicação para isto seria os diferentes valores de torque aplicados aos parafusos, mas componentes com melhor adaptação horizontal requerem menores torques de aperto para prevenir micro-movimentações sob condições de carregamento. O hexágono externo não estabiliza a conexão, e o parafuso tem que absorver quase toda carga.

## IMPLANTES ZIGOMÁTICOS

Triplett et al. (2000) publicaram uma revisão de literatura sobre os avanços da cirurgia maxilo-facial na implantodontia. Nos enxertos ósseos, os autores comentam sobre a necessidade em alguns casos de áreas doadoras extra-orais, que causam maior morbidade. No caso de enxertos em área de seio maxilar, os autores relatam que o melhor enxerto é o de osso autógeno, por ser osteoindutor, osteocondutor, conter osteoblastos e células progenitoras. Em maxilas muito atroficas, o tratamento com implantes, enxertos em bloco e levantamento de seio se torna de difícil execução. Em alguns casos, o paciente não tem disponibilidade de fazer um enxerto de crista ilíaca, esperar a cicatrização e o tempo de integração dos implantes. Nestes casos há indicação de implantes especialmente desenhados para aproveitar a disponibilidade óssea no zigoma, que entra na cavidade oral na região de segundo pré-molar para estabilizar uma prótese fixa superior.

Stella & Warner relataram em 2000 uma técnica de instalação de implantes zigomáticos para otimizar a orientação do posicionamento dos implantes realizando uma canaleta na parede no seio maxilar. Os autores relatam que a taxa de sucesso reportada por Branemark de 97% para implantes zigomáticos supera as taxas de sucesso de qualquer técnica de enxerto para reabilitar os mesmos tipos de paciente com reabsorção severa de maxila. A emergência palatina dos implantes zigomáticos faz com que a prótese tenha um cantilever vestibular. A técnica relatada pelos autores minimiza a extensão do retalho, eliminando a necessidade de janela no seio maxilar, melhorando o pós operatório. A técnica ainda faz com que a emergência dos implantes seja sobre a crista alveolar, na região de primeiro molar, enquanto que na técnica original os implantes emergem mais palatalmente em região de primeiro ou segundo pré-molar.

Bedrossian & Stumpel (2001) descreveram uma técnica de confecção de prótese híbrida para unir os implantes zigomáticos e convencionais no segundo estagio cirúrgico em reabilitações de maxilas atroficas. A única estabilidade do implante zigomático é derivada do osso zigomático. Por estes implantes não

serem indicados como pilares unitários, a estabilização rígida, imediata, no segundo estágio cirúrgico previne micro-movimentações dos implantes. Como meio de simplificar a confecção da estrutura metálica da prótese com solda, os autores adaptaram a técnica do cilindro cimentado. Primeiro é realizada moldagem dos implantes, os pilares são colocados no modelo. A posição dos dentes é transferida do enceramento prévio. Os cilindros de titânio são instalados sobre os pilares com espaçadores, para deixar espaço para o cimento. Sobre estes são instalados cilindros calcináveis que são unidos com resina acrílica e é realizado o enceramento da barra protética. Após a fundição, os espaçadores são removidos, os cilindros são descontaminados e é aplicado sobre eles um primer. Na reabertura dos implantes (6 meses após), são instalados os pilares. Um cilindro é colocado sobre um pilar, é aplicado cimento no cilindro e na barra, e a barra é posicionada sobre este cilindro. Após polimerização é removida a barra e todos cilindros são cimentados em seqüência. A prótese é desparafusada, o cimento em excesso é removido e é dado acabamento. As vantagens desta técnica incluem a simplicidade clínica e laboratorial, melhor adaptação das próteses, e eliminação do estágio de solda. A única desvantagem da técnica seria a interface de cimento entre a prótese e o cilindro, mas em 7 anos utilizando esta técnica os autores relatam que não houve nenhum caso de falha de cimentação de 400 cilindros. A cimentação é realizada em boca podendo haver contaminação e falha na cimentação. Segundo os autores esta barra é utilizada por 2 a 3 meses e depois descartada para confecção de uma prótese final.

Em um estudo sobre tratamentos de maxilas atróficas com implantes zigomáticos, Bedrossian et al. (2002) relatam que várias técnicas são disponíveis para tratamento deste tipo de pacientes. Entre elas enxertos ósseos, cirurgia Le Fort I com enxerto do osso ilíaco e levantamento de seio com preenchimento utilizando diferentes substitutos ósseos. O fato de remover osso de áreas extra-orais, e o período de espera de cicatrização, leva alguns pacientes a recusarem tais tratamentos. Os autores colocam os implantes zigomáticos como alternativa para estes pacientes. Em casos onde não há muita perda óssea e de tecidos adjacentes, uma prótese metalo-cerâmica pode ser confeccionada, mas se há

uma perda considerável em altura, uma *overdenture* ou uma prótese híbrida são indicações para reposição de dentes, osso e tecido mole, como é o caso da maioria dos pacientes tratados com implantes zigomáticos. A angulação de 45 graus da cabeça do implante zigomático permite que a plataforma do implante esteja no mesmo plano que implantes convencionais na pré-maxila. Nenhum dos 44 implantes zigomáticos instalados em 22 pacientes foi perdido. As próteses híbridas são confeccionadas da mesma forma que próteses sobre implantes convencionais. A taxa de sucesso das próteses foi de 100%.

Bothur et al., publicaram em 2003, uma variação da técnica de implantes zigomáticos com instalação de três implantes zigomáticos em um lado da maxila, quando não há osso suficiente para implantes anteriores. O conceito original é de um zigomático de cada lado da maxila mais no mínimo dois implantes anteriores. O autor cita que vários dos pacientes tratados com esta técnica foram previamente sujeitos a enxertos que falharam. A maioria dos implantes apresentaram irritação gengival local na entrada palatina do implante.

Nakai et al. (2003), relataram a avaliação clínica de 9 pacientes tratados com a técnica de implantes zigomáticos. É relatado que quando este tipo de tratamento é realizado, enxertos ósseos em bloco ou levantamentos de seio maxilar podem não ser necessários. Também é colocado pelos autores que em muitos casos a plataforma deste tipo de implante é localizada por palatina da crista alveolar. Foi aplicado um questionário de satisfação, no qual 4 pacientes reclamaram de dificuldade na articulação de palavras e 2 pacientes tiveram dificuldade de higienização no local dos implantes zigomáticos, por sua localização palatina. Os autores sugerem outros trabalhos para avaliar a distribuição de tensões após instalação das próteses sobre implantes zigomáticos.

Ahlgren et al., relataram em 2006 um acompanhamento de 25 implantes zigomáticos em treze pacientes com 11 a 49 meses após instalação das próteses. Os autores citam várias vantagens e desvantagens da técnica, dentre elas a emergência palatina dos implantes causada pela anatomia da maxila atrófica e por dificuldades de acesso. Este seria um desafio protético, especialmente na confecção de próteses fixas. Indicações para implantes zigomáticos seriam

pacientes com severa reabsorção de maxila posterior após falha de implantes, enxertos ósseos sem sucesso, ou pacientes que não quiseram passar por enxertos. Os implantes mais utilizados são de 45 e 50mm, e apenas 2 dos 25 foram de menor comprimento. Para alguns pacientes esta era a última opção em tratamento com implantes, sendo os implantes zigomáticos o último recurso. A extensão vestibular freqüente nestas próteses pode trazer sobre-cargas ao sistema.

Em um estudo comparando a biologia do tecido ósseo formado por distração osteogênica e enxerto autógeno, Hodges et al. relataram em 2006 que enxertos utilizados no aumento de altura óssea não possuem boa previsibilidade. Uma opção nestes casos são as distrações osteogênicas, onde é realizado aumento ósseo sem a necessidade de área doadora. Foram realizados enxertos ósseos autógenos e distrações osteogênicas em cães e após sacrificá-los, o tecido ósseo formado foi analisado em microscópio. No momento em que o tecido foi analisado, as amostras da distração osteogênica apresentavam maior neo-formação óssea, mas os dois grupos apresentavam tecido sadio que poderia ser utilizado para instalação de implantes. Isto mostra que a distração osteogênica pode ser uma opção em casos onde aumento de altura óssea é necessário para instalação de implantes.

Peleg et al., em 2006, publicaram um estudo longitudinal avaliando implantes instalados imediatamente em áreas enxertadas com levantamento de seio maxilar com 5mm de altura óssea residual. O autor coloca que este tipo de enxerto é um dos mais previsíveis em maxila posterior, mas é limitado pela quantidade óssea remanescente, e pela quantidade de área doadora intra-oral. É um procedimento que requer muita técnica, mas que quando bem realizado tem alto índice de sucesso. Neste estudo a taxa de sucesso foi de 97,9% após nove anos de acompanhamento.

Farzad et al., ainda em 2006, descreveram as experiências de 11 pacientes submetidos a tratamento com implantes zigomáticos. Todos pacientes receberam 2 implantes zigomáticos e dois implantes anteriores. Os *cantilevers* variaram de 8 a 16mm. Nenhum implante zigomático foi perdido durante os acompanhamentos,



que variaram de 18 a 46 meses. O acesso cirúrgico pode limitar o posicionamento correto do implante. A satisfação dos pacientes com o tratamento foi alta, sendo uma ótima alternativa aos enxertos, mas a perda óssea marginal nos implantes zigomáticos é um problema que demanda cuidados.

Davo et al., em 2007, avaliaram 36 implantes zigomáticos instalados em 18 pacientes que foram tratados com a filosofia da carga imediata. Próteses fixas em resina acrílica com reforço metálico foram instaladas em no máximo 48h após a instalação dos implantes, unindo os zigomáticos com 2, 3, 4 ou 5 implantes anteriores. O implante zigomático tem ancoragem em 4 corticais ósseas, facilitando a estabilidade primária e dando oportunidade ao carregamento imediato. Considerando que a taxa de sucesso para os implantes zigomáticos foi de 100%, após uma média de 14 meses em função, este tipo de tratamento é uma boa alternativa para fornecer função imediata ao paciente com maxilas atróficas.

Mozzati et al. avaliaram em 2008 a taxa de sucesso de implantes convencionais em pré-maxila e dois implantes zigomáticos de reabilitações em carga imediata de maxilas atróficas. Quatro ou cinco implantes foram instalados em região anterior de maxila mais dois zigomáticos nos pacientes selecionados. Eram instaladas próteses provisórias em um ou dois dias após as cirurgias e após seis meses as permanentes. Em sete pacientes, 34 implantes convencionais e 14 implantes zigomáticos apresentaram sucesso (100%) assim como as próteses. Os autores relatam que é importante para o sucesso ajustar a oclusão do paciente com contatos balanceados e função em grupo. Os critérios de sucesso seguidos da prótese sobre os implantes não são informados no trabalho.

## ***PROPOSIÇÃO***

---

### **3 - PROPOSIÇÃO**

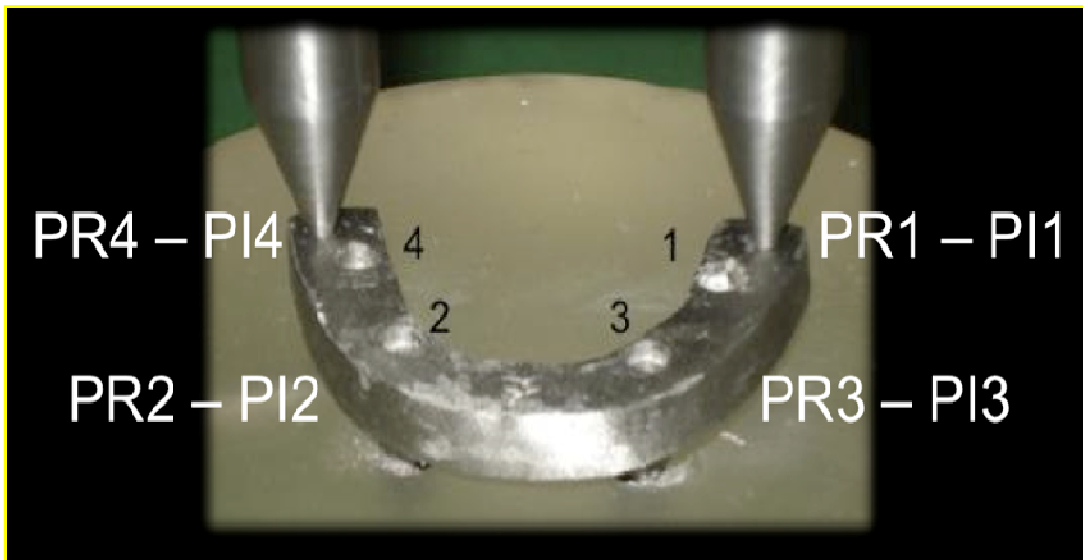
Observada a lacuna existente na literatura, o objetivo deste trabalho foi avaliar o torque de desaperto dos parafusos protéticos e parafusos dos pilares dos sistemas de implantes de hexágono externo e cone-morse em próteses protocolo sobre dois implantes convencionais e dois zigomáticos antes e após carregamento cíclico. Serão analisados os comportamentos físicos dos implantes zigomáticos em comparação aos convencionais anteriores, tanto nos hexágonos externos (HE) quanto nos Cone-Morses (CM) e dos implantes zigomáticos de HE em comparação aos dos CM.

## ***MATERIAIS E MÉTODOS***

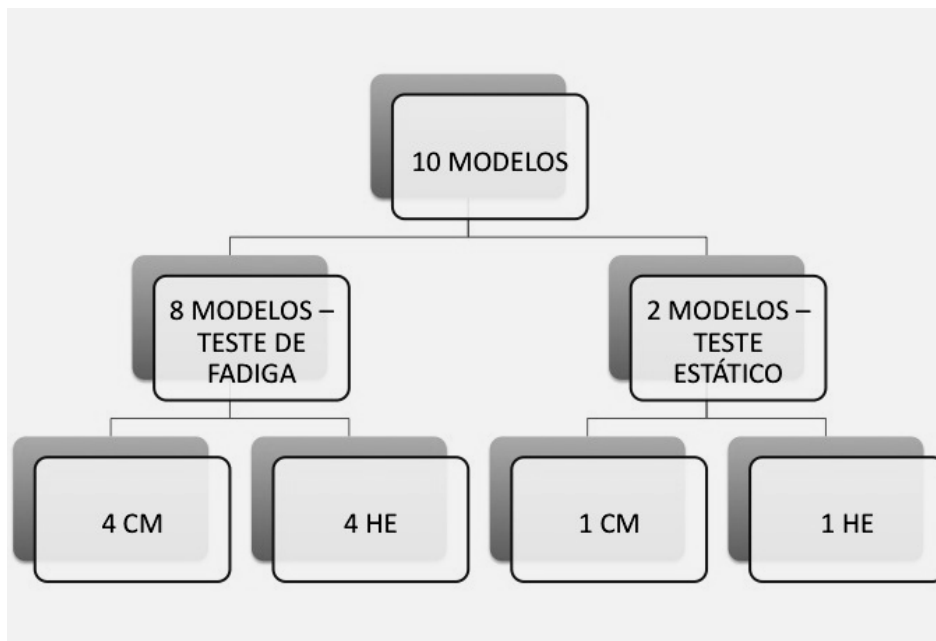
---

#### 4 - MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra do presente trabalho consta de 10 modelos, cada um deles constituído por dois implantes zigomáticos (45mm, Neodent, Curitiba, Brasil) e dois implantes convencionais (Alvim, 4,3 x 13mm. Neodent, Curitiba, Brasil). Cada amostra tinha quatro parafusos de pilares (PI1, PI2, PI3, PI4) e quatro parafusos de retenção da prótese (PR1, PR2, PR3, PR4). Os implantes foram numerados seguindo a ordem de aperto e desaperto de situação clínica, de acordo com a figura 1. Em cinco amostras os implantes utilizados tinham conexão tipo hexágono externo e nas outras cinco os implantes tinham conexão do tipo cone-morse (figura 2).



**Figura 1:** Ordem de aperto e nomenclatura utilizada para designar implantes, parafusos protéticos e parafusos dos pilares.

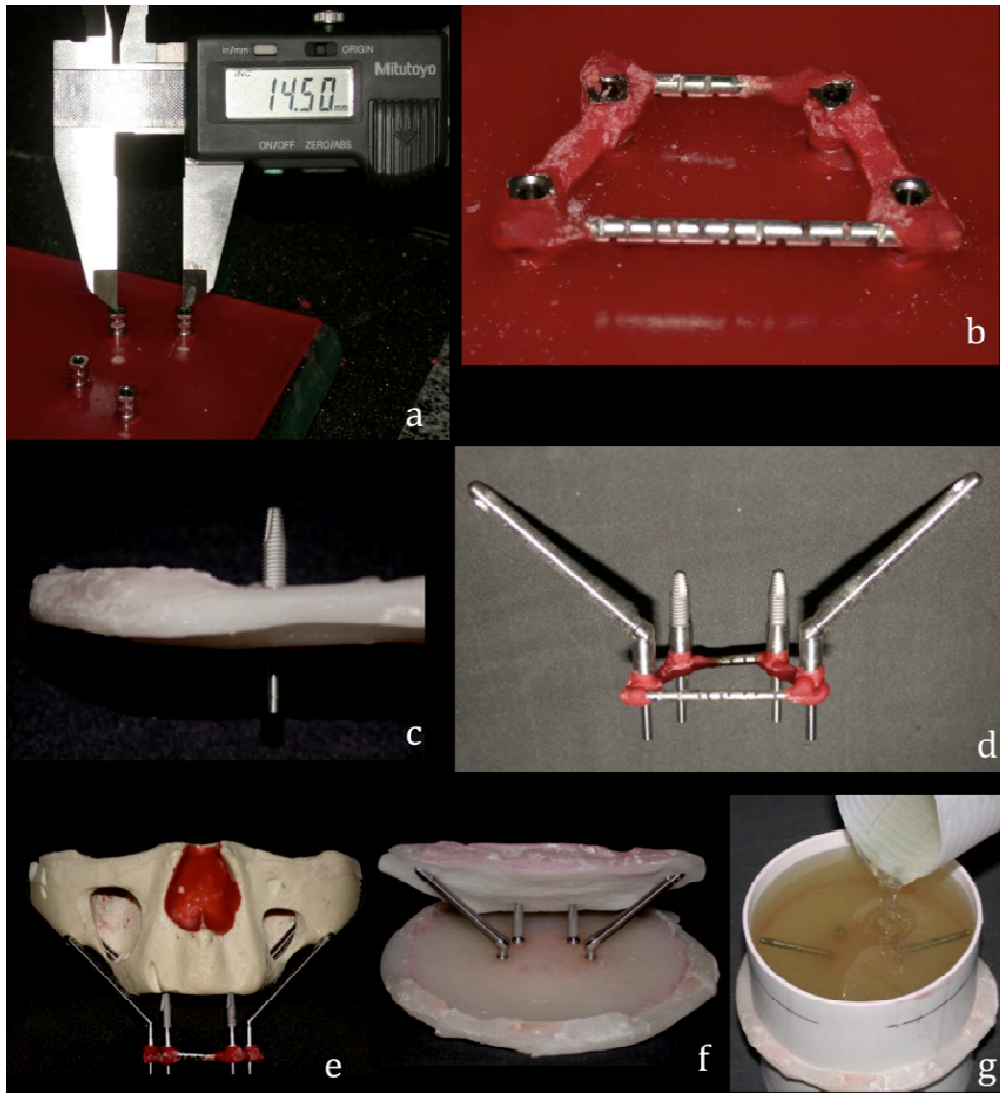


**Figura 2:** Uma amostra com implantes cone-morse e uma com hexágono externo foram submetidas ao teste estático, as outras quatro de cada grupo foram submetidas à fadiga, totalizando dez amostras.

As amostras foram confeccionadas a partir de um modelo de gesso de paciente desdentado total superior tratado com dois implantes zigomáticos e dois implantes convencionais. Quatro componentes de moldagem quadrados (Neodent) foram instalados sobre os análogos dos pilares do paciente no modelo e unidos com brocas já inutilizadas e resina acrílica auto-polimerizável (Duralay – Reliance Dental MFG. Company – Illinois - USA). Este índice formado foi posicionado sobre uma placa de cera 7 sobre uma placa de vidro, de forma que a posição dos componentes ficasse marcada sobre a cera. Os componentes foram separados entre si e redistribuídos uniformemente com auxílio de paquímetro digital (Mitutoyo – Tokyo – Japão) (figura 3). A distância entre os implantes anteriores e posteriores foi definida em 14,5mm, entre os dois anteriores 22mm e 32mm entre os dois posteriores. Os componentes de moldagem foram posicionados sobre as marcas na placa de cera plastificada até que a perfurassem e tocassem toda a base na placa de vidro, ficando paralelos entre si. Os componentes foram então unidos novamente com brocas velhas e resina acrílica

(Duralay) (figura 3). Nesse índice foram parafusados os implantes já com os pilares (dois mini-pilares cônicos regulares de 4mm de altura – Neodent e dois pilares trans-epiteliais zigomáticos de 4mm de altura - Neodent) parafusados com torque manual em posição. Os implantes convencionais (13mm de comprimento) ficaram paralelos entre si e o posicionamento dos implantes zigomáticos foi padronizado pela angulação de dois implantes instalados em uma maxila artificial em tamanho natural utilizada em curso de credenciamento para implantes zigomáticos (figura 3). A posição do ápice dos implantes foi impressa em um bloco de resina auto polimerizável (Duralay) e utilizado como índice no posicionamento dos implantes zigomáticos das outras amostras. Os implantes foram incluídos em resina de poliestireno auto-polimerizável Cristal – Piracicaba – Brasil (Steinebrunner et al. 2008) ver figura 3, material com módulo de elasticidade próximo ao do tecido ósseo; resina:  $0,21 \times 10^9 \text{ N/m}^2$  e osso humano:  $0,14 \times 10^9 \text{ N/m}^2$  (Queck et al. 2006). Para o posicionamento dos implantes sempre na mesma posição em relação ao modelo, foi confeccionado outro índice em resina acrílica (Duralay) de 5mm de espessura encaixando sobre um cilindro de PVC de 10cm de diâmetro (Tigre S/A, Joinville – SC – Brasil) no qual os modelos seriam confeccionados. No centro deste índice foram posicionados os quatro componentes de moldagem previamente unidos, atravessando esta placa em resina, padronizando a posição dos implantes dentro do modelo (figura 3). Para inclusão dos implantes na resina, estes foram parafusados nos transferentes, a posição dos zigomáticos foi definida pelo molde dos ápices, e o cilindro de PVC foi encaixado na tampa acrílica. A região de contato do cilindro e dos implantes com a tampa foi vedada com cera utilidade até a plataforma dos implantes, protegendo os pilares da resina de poliestireno. O índice em resina e o cilindro foram isolados com vaselina. A resina foi manipulada conforme normas do fabricante (400g de resina, 48g de monômero e 8g de catalisador) e depois vertida no interior do cilindro, cobrindo os implantes até o ápice, com uma altura de 48mm previamente demarcada (figura 3). Após 8 horas os parafusos dos componentes de moldagem e o cano foram removidos, obtendo-se um bloco cilíndrico de resina com os quatro implantes e pilares posicionados uniformemente. Os pilares foram removidos para acabamento da

superfície dos modelos. Depois disso foi dado o torque de 20Ncm recomendado pelo fabricante com torquímetro manual calibrado nos pilares hexagonais externos e 32Ncm nos pilares cone-morse, para o início da confecção das barras metálicas simulando uma prótese tipo protocolo superior.



**Figura 3:** a) Componentes de moldagem sendo igualmente distribuídos. b) Índice para posicionamento dos implantes. c) Implante instalado no índice para posicionamento dos implantes em relação ao modelo. d) Implantes instalados no índice. e) Definição de inclinação dos implantes zigomáticos. f) Padronização da inclinação dos implantes zigomáticos. g) Inclusão dos implantes em resina de poliestireno.



A primeira barra foi esculpida com cera azul para escultura (Kerr – Whashington D.C.- USA) em formato de seção retangular, com a superfície oclusal plana e cantilever de 7 mm (Sartori, 2008), utilizando os cilindros de latão para carga imediata (cód. 118.081 e 118.084, Neodent) para técnica do cilindro cimentado (Bedrossian & Stumpel, 2001; Hermann et al. 2007). A barra foi fundida em liga de cobalto-cromo (Wironit, Bego, Bremen, Germany) (Steinebrunner et al. 2008), posicionada sobre os pilares e moldada com silicone Zetalabor (Zhermack – Roma – Itália), funcionando como matriz para o enceramento das outras amostras. As outras barras foram também confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado utilizando o cimento PANA VIA F 2.0 (Kuraray, Osaka, Japan), fornecendo um assentamento passivo da barra sobre os pilares das amostras. (Bedrossian & Stumpel, 2001; Hermann et al. 2007)

Para o posicionamento das amostras na máquina de ensaio MTS 810 (MTS System Corporation, Minneapolis, USA), foi confeccionado no Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia, um dispositivo cilíndrico com diâmetro interno de 10cm, permitindo que as amostras fossem adaptadas e presas com três parafusos para impedir qualquer movimentação. O dispositivo era preso à garra da máquina de ensaios por um pino metálico que fazia parte do corpo do dispositivo. Para aplicação da carga foi confeccionado um dispositivo com duas pontas paralelas com 2mm de diâmetro nas extremidades, e distância entre elas igual a distância entre as duas extensões distais das barras fundidas (figura 1) que foi acoplado à uma célula de carga de 100KN (MTS System Corporation, Minneapolis, USA). O dispositivo de aplicação de carga permitia pequenas movimentações para ajustar as pontas às amostras, soltando e apertando parafusos que prendiam estas pontas.

Para a verificação dos torques dos parafusos, o torquímetro digital TQ-680 (Instrutherm, São Paulo, Brasil) foi posicionado em um dispositivo confeccionado para padronização da posição, com o mínimo de intervenção possível do operador, de forma que o torquímetro pudesse ser utilizado com as amostras em posição no dispositivo de suporte posicionado na máquina (figura 4). O suporte para o torquímetro permitia a rotação do torquímetro assim como movimentos de

subir e descer, ajustando a altura do torquímetro à altura da amostra posicionada. Para permitir uma melhor rotação do torquímetro ao medir os torques, foi acoplado um rolamento com diâmetro pouco maior que o do torquímetro no suporte facilitando a rotação do aparelho durante as medições.



**Figura 4:** Pode-se observar à esquerda da figura o torquímetro sendo suportado pelo dispositivo confeccionado para realização das leituras. Na parte superior o dispositivo de aplicação da carga posicionado na célula de carga e abaixo o modelo posicionado em seu suporte preso à garra da MTS 810.

## **ENSAIOS CÍCLICOS**

Ensaio mecânico de fadiga podem requerer grande tempo para testar as amostras a serem analisadas, dependendo da frequência de ciclagem. Se a ciclagem fosse realizada com carga próxima à da mastigação humana, o número de ciclos para ocorrer despatamento de parafusos seria muito grande, sendo inviável sua análise devido ao tempo e custo elevado. Desta forma para obter-se os

resultados de desaperto desejados com menos tempo de ciclagem, foi necessário aumentar o valor da carga aplicada às amostras, mas dentro de um limite que não houvesse deformação plástica. Para avaliar os níveis limite de carga a serem aplicadas e avaliar a resistência máxima das amostras, foi feito um teste estático.

Os testes foram realizados em duas etapas. Primeiro foi realizado um teste estático de resistência a compressão, para definir os valores de carga a serem utilizados nos ensaios de fadiga. Depois foram realizados quatro ciclos com diferentes níveis de cargas e número de ciclos.

No teste estático, um modelo HE e um modelo CM foram submetidos a uma força de compressão a 0,5mm/s utilizando os mesmos dispositivos já mencionados. Foi obtido um valor de limite elástico de 1500N. O valor de 1050N, que corresponde a 70% do limite elástico, foi escolhido como o primeiro valor de carga para o teste de fadiga, considerando que este valor apresenta uma boa margem de segurança para prevenir qualquer deformação definitiva nas amostras. O valor de 1350N (90% de 1500) foi definido como valor máximo de resistência à fadiga (Shigley & Mischke 1989). Foi plotada então uma curva F-N. A curva S-N adaptada de um ensaio convencional para determinar a resistência à fadiga em materiais (Norton 2003 & Wiscott et al. 1995), foi utilizada para definição dos protocolos de ciclagem a serem utilizados (figura 5).

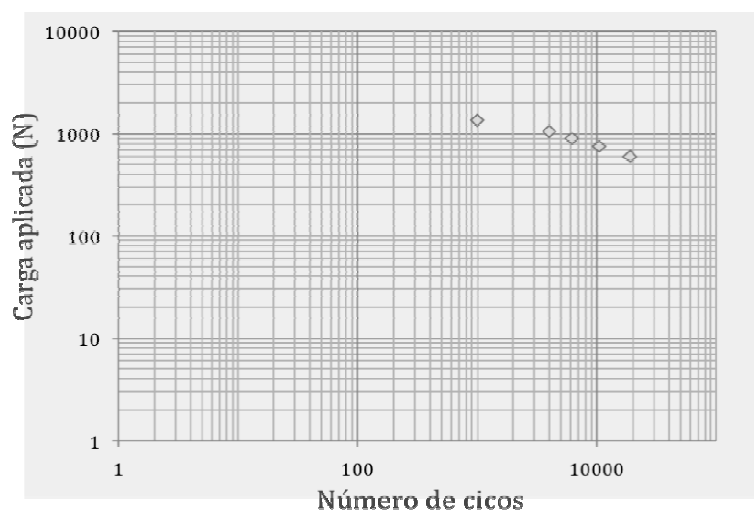


Figura 5: Gráfico da curva F-N plotada inicialmente para definição dos pontos a serem utilizados no ensaio de fadiga (escala log. log).

Uma amostra pode suportar por exemplo, 1.000.000 a 10.000.000 de ciclos, se a carga for sendo diminuída. Este comportamento é tradicionalmente plotado como um gráfico F-N, de carga aplicada por número de ciclos (Wiscott 1995). O primeiro ponto definido como critério na curva foi de 1350N a 1000 ciclos (Fut) (Shigley & Mischke 1989). O segundo ponto foi de 160N a 3.000.000 de ciclos, que seria um limite de provável desaperto. Com esta carga, trabalhos mostram que parafusos de componentes se soltam após este número de ciclos (Binon 1994; Khraisat 2002). A partir de um ensaio piloto, no qual vários números de ciclos foram testados com a carga de 1050 (70% da resistência máxima) definiu-se o terceiro ponto a 4000 ciclos. Na curva formada a partir destes três primeiros valores, foram marcados mais três pontos, que seriam os outros três números de ciclos utilizados no ensaio de fadiga.

Após o ensaio estático, restaram quatro amostras HE e quatro amostras CM para a realização dos ensaios de carga cíclica. O primeiro passo para a realização do ensaio de fadiga foi a aquisição dos valores de torque de desaperto antes das ciclagens. Os valores de aperto e desaperto dos parafusos dos pilares e das próteses foram então medidos três vezes. Primeiro os parafusos dos pilares eram apertados manualmente até uma primeira resistência. Então o torquímetro digital era posicionado, e o torque de 32Ncm dado nos pilares CM e 20Ncm nos pilares HE, seguindo recomendações do fabricante, como preconizado por Binon et al. em 1994. Depois a barra protética era posicionada sobre os pilares e após uma primeira resistência com chave manual, com o torquímetro digital aplicava-se o torque de 10Ncm nos parafusos protéticos. Durante o desaperto, o torquímetro era posicionado paralelamente ao eixo de cada parafuso, na mesma ordem, e a chave encaixada na cabeça dos mesmos. Utilizando a função "peak" do torquímetro, os valores máximos dos torques de desaperto foram adquiridos.

Cada parafuso foi apertado e desapertado três vezes. Os valores médios de desaperto (pré-carga) de cada parafuso estão dispostos na tabela 1, os valores obtidos para cada parafuso podem ser observados no anexo 1.

**Tabela 1:** Média dos valores de desaperto dos parafusos de cada amostra antes dos ensaios.

		<b>HE1</b>	<b>CM1</b>	<b>HE2</b>	<b>CM2</b>	<b>HE3</b>	<b>CM3</b>	<b>HE4</b>	<b>CM4</b>
<b>média desapertos</b>	<b>PR1</b>	-5,2	-4,3	-6,3	-3,8	-4,0	-4,4	-6,8	-6,3
	<b>PR2</b>	-7,6	-4,6	-6,7	-5,7	-5,6	-3,7	-4,1	-5,0
	<b>PR3</b>	-7,0	-6,0	-6,8	-3,7	-4,2	-7,0	-8,8	-8,2
	<b>PR4</b>	-7,3	-5,3	-6,7	-6,0	-5,4	-4,9	-6,5	-5,4
	<b>PI1</b>	-12,9	-33,1	-10,5	-28,5	-12,1	-28,3	-9,0	-33,0
	<b>PI2</b>	-17,0	-30,9	-13,6	-31,2	-10,9	-29,7	-14,7	-31,0
	<b>PI3</b>	-16,1	-32,5	-15,5	-32,6	-14,6	-30,7	-14,3	-30,8
	<b>PI4</b>	-12,4	-31,0	-12,5	-27,6	-10,3	-26,8	-15,5	-32,6

Notou-se grande diferença entre os valores de desapertos dos parafusos em relação aos valores nominais de aperto, tanto nos parafusos de retenção quanto nos dos pilares, e tanto nos modelos HE quanto nos CM (anexo 1). Observou-se então a não linearidade do fenômeno, ocorrendo aumento e diminuição dos valores de desaperto do mesmo parafuso, mesmo sem aplicação de cargas externas. A diferença de valores em torno da média foi particular para cada parafuso, portanto para cada um foi calculado um erro relativo específico. Este erro foi utilizado como limite de cada parafuso para verificar se houve uma diminuição significativa no valor do torque. Por exemplo, se o valor de torque de desaperto após uma ciclagem fosse menor que a média de desaperto antes da ciclagem, mas dentro do limite de erro relativo, não poderia ser considerada uma perda significativa no valor de torque e neste caso, não poderia ser considerado como desaperto de parafuso (anexo 3).

Em seguida o teste de fadiga foi realizado, cada amostra foi ciclada quatro vezes, começando pelo maior número de ciclos e menor carga (600N/19000 ciclos) até chegar na carga máxima do teste de fadiga definida em 1050N por 4000 ciclos (tabela 2).

**Tabela 2:** Relação da carga aplicada com número de ciclos.

F(N)	N(ciclos)
1050	4000
900	6200
750	10500
600	19000

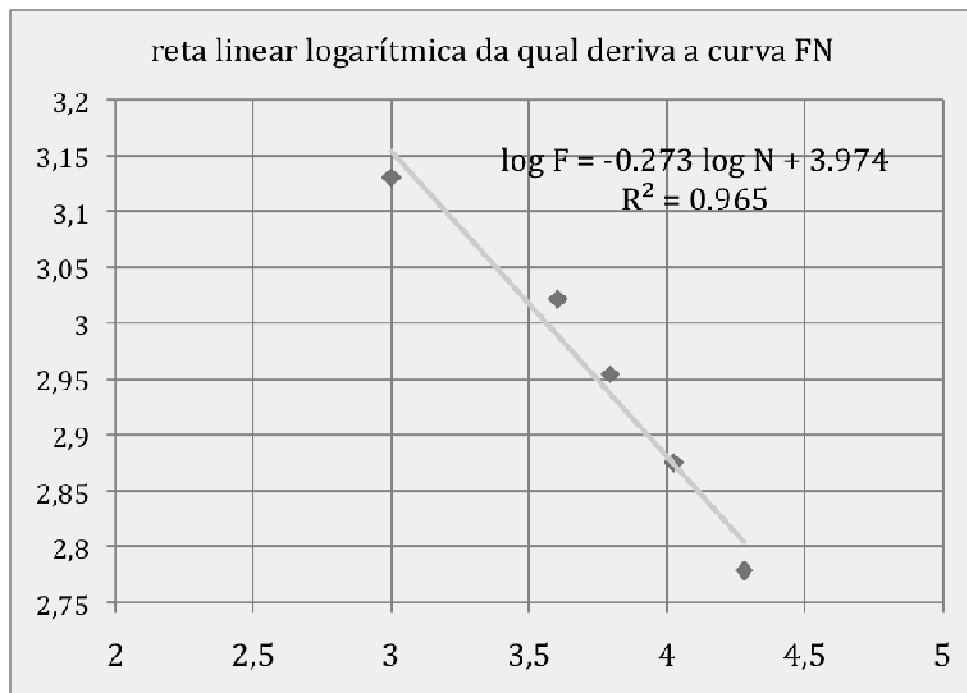
A frequência de aplicação de cargas foi testada, a 12Hz (12 ciclos por segundo), que foi a velocidade máxima na qual a máquina suportaria trabalhar com as cargas requeridas. Foram avaliadas as condições máximas de frequência para diminuir o tempo de ciclagem.

Ao fim de cada ciclo, a máquina parava para verificação do torque de remoção dos parafusos da prótese e dos parafusos dos pilares. Estes eram novamente apertados com o torque recomendado para início de nova ciclagem até completar os quatro ciclos de cada amostra. O encaixe da chave posicionada no torquímetro digital na cabeça dos parafusos foi realizado com extremo cuidado através da sensibilidade tátil e visual do operador. Se a chave não estivesse bem adaptada ao parafuso poderia haver interferência no valor do torque.

Os valores de carga utilizados no ensaio foram acima da carga mastigatória fisiológica, para amplificar a condição de desaperto de parafusos utilizando um menor número de ciclos. A partir dos pontos experimentais foi possível estimar a curva que relaciona a carga aplicada com os números de ciclos. Desde que houvesse uma condição de desaperto, a referida curva seria representativa para avaliar o fenômeno. A sensibilidade para a definição destes pontos foi feita através de um ensaio piloto onde foi observada uma condição de desaperto dos parafusos. No entanto deve-se deixar claro que esta não é uma curva ótima de

avaliação do fenômeno que deveria ser obtida com uma grande quantidade de ensaios que tornaria inviável a análise do problema.

Para determinar a curva estimada, a curva F-N prévia (figura 5) foi plotada em escala linear com os valores de logF e logN (Norton R., 2003). Nela foi ajustada uma reta de interpolação aos dados de F e N medidos nos ensaios (figura 6).



**Figura 6:** curva F-N prévia (figura 5) plotada em escala linear com valores de logF e logN com reta de interpolação aos dados de F e N utilizados nos ensaios.

A reta ajustada, com um coeficiente de correlação de 0,965 foi:

$$\log F = 3,974 - 0,273 \log N \quad (1)$$

A curva F-N é estimada como uma curva de potência da seguinte forma:

$$F = aN^b \quad (2)$$

Aplicando o logarítmo na equação 2 tem-se que:

$$\log F = \log a + b \log N \quad (3)$$

Comparando a equação 3 com a equação 1 tem-se que:

$$\text{Log} A = 3,974 \quad a = 9418,89 \quad b = -0,273 \quad (4)$$

Portanto, a curva F-N será:

$$F = 9418,89 N^{-0,273} \quad (5)$$

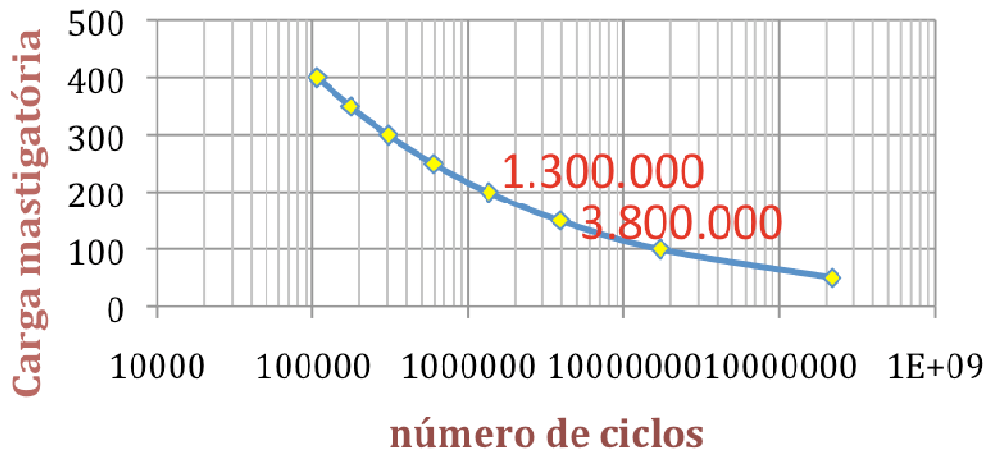
Finalmente, é possível escrever a equação 5 da seguinte forma:

$$N = [F/9418,89]^{-1/0,273} \quad (6)$$

Utilizando-se a equação 5 pode-se estimar a resistência à fadiga em termos da carga de compressão para um valor padrão de carga mastigatória. Deve-se destacar que neste trabalho, o termo resistência à fadiga é descrito como uma condição limite de manutenção da pré-carga em parafusos protéticos e pilares quando submetidos à carregamentos cíclicos. A figura 7 mostra a resistência à fadiga para uma faixa de valores de força de mastigação específicos (tabela 3).



## Curva F-N. Estimativa de resistência à fadiga



**Figura 7:** A resistência à fadiga aproximada correspondente à uma vida aproximada de 8 anos (3.000.000 ciclos), na faixa de 160N.

**Tabela 3:** Forças de mastigação / número de ciclos estimados.

F mastigação	N ciclos
50	215497482
100	17012503,33
150	3852523,498
200	1343056,387
250	593078,9552
300	304138,4438
350	172919,9032
400	106027,9268

A condição de desaperto primeiramente foi amplificada, ou seja, foi avaliada em altos níveis de carga, e a partir disso foi feita uma estimativa de desaperto sob condições reais de carga de mastigação. Os valores e resultados observados no ensaio são representativos em relação aos valores obtidos na curva F-N estimada.

A análise dos resultados foi realizada comparando os valores de torque de desaperto de parafusos de pilares e de retenção de cada grupo, dando ênfase à comparação entre implantes anteriores e zigomáticos do mesmo grupo e entre zigomáticos dos diferentes grupos. Em porcentagem foi verificado a quantidade de desapertos abaixo do erro relativo nos ciclos realizados e ainda realizada uma análise dos valores absolutos e médios. Teste estatístico não foi utilizado devido principalmente à grande variação de valores e ao pequeno número de amostras. A análise foi feita considerando a avaliação física do fenômeno de forma gráfica, considerando valores médios.

## ***RESULTADOS***

---

## 5 - RESULTADOS

Os valores de torque de remoção dos parafusos de retenção da prótese podem ser observados no anexo 2, assim como dos parafusos dos pilares. Durante o ensaio, a amostra CM1 foi perdida devido à um acidente com a máquina de ensaios que a danificou impossibilitando a realização dos testes. As tabelas estão divididas por amostra com os valores obtidos para cada parafuso. Os valores de pré-carga representam a média dos três desapertos realizados em cada parafuso antes do ensaio. C1, C2, C3 e C4 são os valores de desaperto observados após cada um dos ciclos. A porcentagem de erro relativo representa a variação em torno da pré-carga que ocorreu em cada parafuso.

Os valores de torque de desaperto após cada ciclo foram dispostos em gráfico para cada parafuso com suas médias de valores de desaperto antes das ciclagens com respectivos erros relativos (anexo 3). Os ciclos marcados com um sinal vermelho para cada parafuso são os que ficaram abaixo do limite de erro relativo, ou seja, tiveram uma significativa perda de torque.

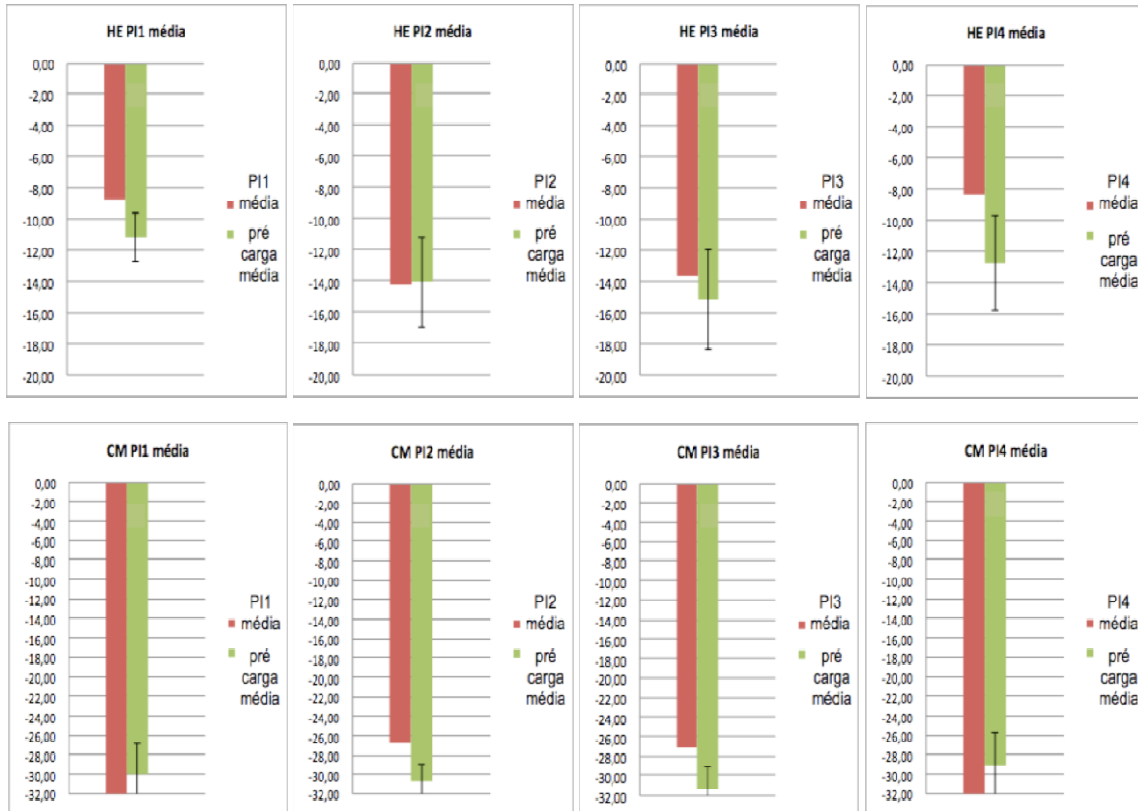
Quando observa-se a tabela no anexo 2 e os gráficos no anexo 3, entre os parafusos protéticos HE, houveram 27 casos de diminuição do valor de torque de remoção abaixo do limite de erro relativo de cada um em 64 possibilidades, ou seja, 42,18%. Destes, 51,85% ocorreram nos implantes zigomáticos e 48,15% nos implantes convencionais. Nos parafusos de retenção dos CM, houveram 16 casos de diminuição do torque de desaperto abaixo do erro relativo em 48, ou seja, 33,33%. Destes, 50% ocorreram nos zigomáticos e 50% nos convencionais. Observando os valores absolutos, descartando os valores de erro relativo, notou-se que 17,18% dos casos de HE e 16,66% dos casos de CM apresentaram valores abaixo de 3Ncm, ou seja, um valor abaixo de 30% do valor do torque de aperto de 10Ncm. Nenhum dos parafusos protéticos apresentou torque de desaperto de 0Ncm.

Entre os parafusos dos pilares HE, houveram 33 casos de diminuição do valor de torque de remoção abaixo do limite de erro relativo de cada um em 64 possibilidades (anexos 2 e 3), 51,56%. Destes, 60,60% ocorreram nos implantes zigomáticos e 39,40% nos implantes convencionais. Nos parafusos de pilares CM,

houveram 19 casos de diminuição do torque de desaperto abaixo do erro relativo em 48, ou seja, 39,58%. Destes, 21,05% ocorreram nos zigomáticos e 78,95% nos convencionais. Apesar da porcentagem de casos com diminuição do valor de torque ser diferente em aproximadamente 10% para HE e CM, quando avalia-se o HE, a maioria dos casos se concentra nos parafusos de pilares zigomáticos (60,60%), enquanto que para CM, 78,95% dos casos foram na região de implantes convencionais.

Observando a porcentagem do torque de desaperto em relação aos valores de aperto (20Ncm para os HE e 32Ncm para os CM) verifica-se que onze (17,18%) das ocasiões nos HE e apenas 1 parafuso de pilar CM apresentaram valor de torque de desaperto abaixo de 30% do torque de aperto, correspondente a 6Ncm nos HE e 9,6Ncm nos CM. Dos observados no HE, 72,72% foram na região dos zigomáticos, enquanto que o do CM foi em um implante convencional anterior. Nenhum dos parafusos de pilares apresentou torque de desaperto nulo.

A figura 8 mostra as médias dos valores de torque de desaperto dos parafusos dos pilares. Observando a média dos parafusos de pilares HE antes e após os ciclos, nota-se que os parafusos 1 e 4 (zigomáticos) tiveram valores próximos de 8Ncm, e abaixo do erro relativo médio. Os parafusos dos pilares 2 e 3 (anteriores) tiveram valores próximos de 14Ncm e dentro da margem de erro relativo médio. Nas médias dos parafusos de pilares CM nota-se o contrário, os valores do 1 e 4 foram maiores que os de 2 e 3, que ficaram abaixo da margem de erro relativo médio. Mas apesar disso, nos pilares 2 e 3 os valores médios ficaram próximos de 27Ncm, que é 84,37% de 32Ncm de aperto. Nos pilares HE 2 e 3, que mais mantiveram torque, os valores médios de desaperto ficaram próximos de 14Ncm, que representa 70% do valor de aperto de 20Ncm. Dessa forma, mesmo estando abaixo do erro relativo, os parafusos 2 e 3 CM apresentaram valores médios de desaperto aproximadamente 14% maior que os parafusos 2 e 3 HE, que estiveram dentro da margem de erro relativo.



**Figura 8:** médias dos valores de torque de desaperto dos parafusos dos pilares.

## ***DISCUSSÃO***

---

## 6 - DISCUSSÃO

Para simular em um ensaio uma situação de desaperto de parafusos levando em consideração a carga fisiológica de mastigação de 160N, considerando a condição de carregamento utilizada neste trabalho (dois pontos em cantilever), seriam necessários em média 3.000.000 de ciclos, para simular aproximadamente oito anos de uma prótese em função, (Khraisat et al. 2002) valor inviável para ser realizado no equipamento utilizado.

A carga foi aplicada em cantilever bilateral e a prótese suportou pelo tempo estimado de aproximadamente 8 anos com carga mastigatória de 160N sem nenhuma perda total de torque dos parafusos. Houve diminuição dos valores de torque de remoção na maioria das situações, o que sugere futuro desaperto completo dos parafusos, mas isso com carga em um local que transportando para clínica seria um contato prematuro extremo (SKALAK 1993). As forças complexas que causam desaperto são aumentadas com a presença de cantilever. (Al Jabbari et al., 2006 a). Se os pontos de aplicação de carga fossem distribuídos em várias posições na barra, como em uma oclusão balanceada, provavelmente a condição de desaperto se daria com um número bem maior de ciclos. Isto suporta a idéia de que não importa o tipo de conexão, contatos devem ser bem distribuídos neste tipo de prótese para prevenir problemas de desaperto de parafusos. Theoharidou et al. em 2008 concluíram a partir de uma revisão sistemática que problemas com desaperto de parafusos de pilar são raros, não importando o tipo de conexão, desde que haja controle da prótese e que torque adequado seja aplicado aos parafusos.

Entre cada ciclagem realizada nas amostras, os mesmos parafusos eram desapertados e apertados novamente, e nenhum deles sofreu fratura quando submetidos ao teste de fadiga. Com a vibração e carga repetidas, a pré carga vai se perdendo aos poucos, o deslizamento entre as superfícies dos parafusos vai causando desgaste. Por isso em algumas situações é recomendado dar torque novamente aos parafusos em controles anuais. Se houver deformação plástica severa nos parafusos de uma prótese tipo protocolo a passividade e até mesmo distribuição de contatos devem ser avaliadas (Al Jabbari et al., 2006 a). Apesar de



não ter sido feita análise em microscópio da integridade dos parafusos, a troca dos parafusos de retenção no tipo de prótese testada (múltipla e com passividade) pode ser sugerida em espaços longos de tempo (Al Jabbari et al. 2006 a), a não ser que venham a fraturar por algum motivo ou espanar.

Os variados valores encontrados de desaperto nos parafusos das próteses e pilares HE e CM estão de acordo com Cibirka et al. (2001). Pela variação, foi necessário criar um valor de erro relativo para cada parafuso. Essa tolerância determinada fez com que em algumas ocasiões valores absolutos maiores dentro do limite de aperto em um parafuso sejam considerados como perda de torque em outros. Por esse motivo foram avaliados tanto valores absolutos quanto valores relativos em relação ao erro de cada parafuso.

Esta variação ocorreu mesmo com a padronização de alguns fatores que poderiam interferir nos resultados. Foi confeccionado um suporte para o torquímetro digital que o mantinha paralelo ao eixo de inserção da chave no parafuso. O peso do torquímetro foi uma constante durante as aquisições de valores de torque. Em alguns estudos que analisam comportamento frente à fadiga mecânica, os autores utilizaram torquímetros manuais (Lee et al. 2003), tato do operador (Binon et al., 1994; Kharaisat et al., 2002), ou mesmo torquímetro digital sem qualquer dispositivo de auxílio. As medições foram realizadas por apenas um operador e as amostras não eram removidas do suporte posicionado na MTS 810 entre os ciclos.

Cibirka et al. (2001), obteve em seu estudo utilizando ciclagem mecânica, grande variação nos valores de desaperto de parafusos, assim como no presente estudo. O autor coloca que isto pode ocorrer por tolerâncias de adaptação de fábrica, variáveis como contato de superfície e imprecisões nos componentes. A natureza do desaperto de parafusos é muito complexa. As variáveis podem incluir alterações térmicas, forças oclusais, cantilever, esquema oclusal, padrão de mastigação e relaxamento da tensão do parafuso a longo ou curto prazo. Valores de pré-carga variam muito, sendo que alguns parafusos com maior pré-carga podem apresentar falhas em períodos de tempo reduzidos (Al Jabbari et al., 2006 b).

Alguns autores colocam que os parafusos após o primeiro aperto, devem ser reapertados após alguns minutos, para o caso de perda de pré-torque (Att et al. 2006, Kharaisat et al. 2004). Mas Bernardes (2008) mostra que nem após 5 minutos do primeiro aperto e nem após 5 apertos e desapertos há perda de resistência à torção anti-rotacional dos parafusos de titânio, por isso os parafusos foram apertados apenas uma vez antes dos testes.

Quando os parafusos protéticos HE são analisados, a diminuição do valor de torque de remoção abaixo do limite de erro relativo ocorreu em 42,18% dos casos, já nos CM, ocorreu em 33,33%. Já a distribuição de desapertos entre implantes convencionais e zigomáticos foi igual nos dois grupos. Em valores absolutos, tanto nos CM quanto nos HE, em aproximadamente 17% dos casos os PRs apresentaram valores abaixo de 3N. Por isso, apesar das limitações deste estudo, a interface para este tipo de prótese em relação aos parafusos protéticos parece não causar alterações. A posição do parafuso (anterior ou posterior) e o tipo de implante (zigomático ou convencional) também não parecem determinar a diminuição do torque de desaperto de parafusos protéticos frente à fadiga mecânica.

No presente estudo foi utilizada a técnica do cilindro cimentado, que promove passividade à prótese sobre os pilares (Bedrossian & Stumpel, 2001; Hermann et al., 2007). Hecker & Eckert (2003) utilizaram modelos de barras sobre cinco implantes confeccionados pelo método da cera perdida convencional e não utilizaram nenhuma técnica para diminuir os desajustes entre prótese e pilar. Para avaliar o desaperto isso se torna de grande importância já que qualquer desajuste resulta em tensões na junção podendo diminuir a carga necessária para ocorrer falhas (Skalak 1983) e poderia implicar em alguma alteração nos resultados obtidos.

Quando observa-se os parafusos dos pilares HE, houve diminuição do valor de torque de remoção abaixo do limite de erro relativo em 51,56% das possibilidades, nos CM houve diminuição em 39,40% dos casos. Entre os dois grupos, houve diferença em relação à distribuição dos parafusos de pilar que sofreram diminuição dos valores de desaperto. Nos HE, a maioria está entre os

pilares dos implantes zigomáticos (60,60%), enquanto nos parafusos de pilares CM, 78,95% dos desapertos abaixo do erro relativo está nos implantes convencionais.

Tanto nos parafusos de retenção quanto nos parafusos de pilares, a diminuição nos valores de torque de desaperto ocorreu mais freqüentemente nas amostras HE em aproximadamente 10%. De forma geral os parafusos das amostras CM apresentaram menos desaperto. A maior diferença observada entre os dois grupos está na posição dos parafusos de pilares que mostraram perda nos valores de torque. Nos HE a maioria ficou entre os implantes zigomáticos, e nos CM a grande maioria ficou nos implantes convencionais.

Se observarmos a porcentagem do torque de desaperto em relação aos valores de aperto (20Ncm para os HE e 32Ncm para os CM) verificamos que onze (17,18%) das ocasiões nos HE e apenas 1 parafuso de pilar CM apresentaram valor de torque de desaperto abaixo de 30% do torque de aperto, correspondente a 6Ncm nos HE e 9,6Ncm nos CM. Dos observados no HE, 72,72% foram na região dos zigomáticos, enquanto que o do CM foi em um implante convencional anterior. A observação de todos esses dados confirma que o maior desaperto de parafusos de pilar está entre os implantes convencionais para os CM e entre os implantes zigomáticos para os HE, no tipo de prótese utilizada com carregamento em cantilever.

Além de apresentarem vantagens quanto aos valores absolutos, que são maiores porque suportam um maior aperto inicial, os CM tenderam a desapertar menos quando observada a porcentagem em relação aos valores iniciais de aperto. Além disso, na região próxima ao cantilever (parafusos 1 e 4) nota-se uma maior manutenção do torque dos pilares com aumento em alguns casos (anexos 2 e 3).

Os resultados de torque de desaperto encontrados nos pilares está de acordo com os achados por Steinebrunner et al. (2008), que comparando junções cônicas internas com hexagonais externas quanto à fadiga, obtiveram melhores resultados para as junções internas. Khraisat et al. em seu estudo em 2002 também demonstraram melhor estabilidade mecânica da união cônica quando

comparada à hexagonal externa. Em um estudo de fadiga com implantes de conexões cônicas internas, Çehreli et al. (2004) não observaram nenhum valor de desaperto igual a 0, e em alguns casos foram observados valores de torque de desaperto após a ciclagem mecânica maiores do que antes do ensaio, assim como no presente estudo.

O que pode explicar o melhor comportamento dos pilares cone morse, é o contato e a fricção que existe entre as paredes do cone externo do pilar com o cone interno do implante. No estudo de Çehreli et al. (2004) utilizando fadiga mecânica, os pilares apresentaram sinal de desgaste nas superfícies do cone, mas as roscas permaneceram intactas. Nas junções cônicas o efeito morse age como uma proteção das roscas contra sobrecargas (Sahin et al., 2002). Enquanto que nas junções de hexágono externo as roscas do parafuso são as únicas responsáveis pela manutenção da pré-carga.

Al Jabbari et al. em 2006 observaram desgaste em parafusos de retenção de protocolos inferiores utilizados *in vivo* e colocam que as conseqüências deste desgaste são o desacoplamento das roscas, desaperto de parafusos, redução de pré carga e falha por fadiga.

Os implantes convencionais utilizados neste estudo possuem hexágono de 1mm de altura, e a maioria dos implantes com junções hexágono externo encontrados no mercado apresentam 0,7mm. No estudo de Cibirka em 2001, a remoção do hexágono interno presente no pilar (utilizando parafuso de ouro e torque de 32N) não alterou seu torque de desaperto comparando com pilares pré-fabricados em ensaio de ciclagem mecânica, mostrando que o responsável pela manutenção da pré carga dos parafusos em implantes de hexágono externo é principalmente o parafuso. A liberdade rotacional que existe nos implantes de hexágono externo acaba facilitando o desaperto dos parafusos.

A carga foi aplicada na região de cantilever para exacerbar o problema de desaperto de parafusos, já que carregamento nesta área é um caso extremo que pode estimular o desaperto (Skalak 1983). O carregamento nesta área provocou um efeito de alavanca no sistema, onde a linha de fulcro está entre os dois implantes distais (Al Jabbari et al., 2006) (zigomáticos) que são os que

concentram maior tensão (Skalak 1983). A tendência da prótese na região anterior então seria levantar se não fosse presa por parafusos. Quando aplicamos a carga compressiva até chegar à falha catastrófica, os dois parafusos de retenção anteriores fraturaram e a prótese levantou na região anterior, não importando o tipo da junção. Durante o ensaio de fadiga, este movimento fez com que os pilares cone-morse dos zigomáticos tivessem um maior embricamento mecânico dentro do implante devido ao contato das superfícies, aumentando os valores de torque de desaperto. Na região anterior eles sofriam uma tensão que os tracionava para fora do implante, que pode ter resultado na maior perda de torque. O comportamento nas amostras HE foi diferente. Os pilares distais que sofrem maiores cargas tiveram menores valores de torque de remoção, já que dependem apenas dos parafusos para retenção. Os parafusos anteriores que receberam menores cargas durante o carregamento permaneceram com maiores valores de torque de desaperto.

O primeiro objetivo de apertar o parafuso de uma junção é gerar força adequada de união. Isto é alcançado aplicando um torque ao parafuso com o qual ele atinja o máximo de pré-carga – alongamento. (Binon & Mc Hugh, 1996). Parafusos com pré-carga adequada resultam em menores micro movimentações, maior resistência ao desaperto e tornam a junção mais estável. (Binon & Mc Hugh, 1996; Gratton et al., 2001; Lee et al., 2003). Às vezes, a carga externa aplicada, se for de magnitude ou duração suficiente, vai exceder a pré-carga do parafuso e tornar instável a junção. Uma vez a pré-carga diminuída a nível crítico, a carga externa rapidamente quebra a pré-carga remanescente. A vibração resultante, micro-movimentação, deslize entre as roscas e abertura da junção que ocorrem levam ao desaperto do parafuso e falha da junção (Binon & Mc Hugh, 1996; Cibirka et al., 2001). O parafuso do pilar cone-morse suporta um maior torque de aperto, como sugerido pelo fabricante, resultando em maior pré-carga (Gratton et al. 2001). No estudo de Binon e McHugh em 1996, quando o torque do parafuso em teste de fadiga foi aumentado para 30N/cm, as falhas diminuíram consideravelmente. Por este motivo e pelo dispositivo anti-rotacional mais eficiente do pilar, a junção cônica parece apresentar maior rigidez e menor micro

movimentação. Uma conexão pilar/implante justa e rígida forma uma estrutura que pode suportar maiores cargas (Skalak 1983).

Em uma prótese protocolo superior sobre 4 implantes, como neste estudo, a afirmação acima torna-se mais importante já que a distribuição de cargas depende diretamente do número e distribuição dos implantes (Skalak 1983). As interfaces mais recentes no mercado como as cônicas, foram inicialmente desenvolvidas para melhorar a mecânica de próteses unitárias e parciais, mas a partir do momento em que as junções em prótese fixas totais são muito requisitadas podem ser utilizadas como melhoria também nestes casos. O protocolo de tratamento com implantes zigomáticos é indicado em pacientes que já passaram por muitas intervenções odontológicas, sendo na grande maioria das vezes umas das últimas opções de tratamento com prótese fixa. (Triplett et al. 2000 e Bothur et al. 2003). Por isso o melhor possível deve ser oferecido ao paciente, para evitar ao máximo complicações.

Uma limitação deste estudo foi o número reduzido de amostras utilizadas, mas um maior número seria inviável pelo alto valor dos implantes e componentes utilizados. O ensaio poderia ser realizado com valores de carga mais próximos aos de cargas fisiológicas e por mais de 1.000.000 de ciclos (Wiscott 1995), mas foi limitado pelo custo de funcionamento da máquina MTS 810 empregada. Este trabalho produz parcialmente as condições normais encontradas na cavidade oral, mas por haver uma padronização das condições para os dois grupos testados, os resultados são significativos e de relevante importância clínica para casos complexos com cargas em cantilevers.

Outros trabalhos podem ser sugeridos a partir das limitações deste estudo. A carga pode ser aplicada em dois pontos anteriores para comparação de resultados (Hecker & Eckert 2003), ou ainda distribuída em mais pontos como uma oclusão balanceada. A área de contato entre a cabeça do parafuso e o cilindro da prótese podem influenciar no desaperto de parafusos protéticos (Al Jabbari et al., 2006 c). Por isso a utilização de uma barra pré fabricada possa ser indicada em um próximo estudo, já que durante a fundição este contato entre o parafuso de retenção e o cilindro pode ser alterado. Podem ainda ser utilizados

parafusos de diferentes materiais e recobrimentos para verificar os valores de torque de desaperto. Além disto, uma simulação computacional pelo método de elementos finitos pode ainda ser realizada para facilitar o entendimento da distribuição de tensões que ocorrem neste modelo com esta aplicação de carga. Finalmente, acompanhamentos clínicos dos pacientes reabilitados com estes implantes, principalmente nas situações mais críticas, devem suportar melhor as discussões realizadas.

Próteses sobre implantes zigomáticos geralmente possuem cantilever posterior e às vezes vestibular, e são apoiadas sobre poucos implantes por razão das limitações anatômicas. Nestes casos a junção do tipo cone-morse pode ser sugerida como indicação.

## **CONCLUSÃO**

---



## **7 - CONCLUSÕES**

Dentro dos limites deste estudo, pode-se observar que em próteses tipo protocolo utilizando dois implantes zigomáticos e dois implantes convencionais, o tipo de junção não influenciou no desaperto dos parafusos de retenção da prótese. O comportamento mecânico dos pilares das próteses sobre implantes HE e CM apresentou diferenças. Nas amostras HE houve maior perda de torque para os zigomáticos enquanto que nas CM ocorreu o contrário, sendo que em valores absolutos de torque de desaperto, os pilares CM dos zigomáticos apresentaram aumento após o ensaio de fadiga.

## ***REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS***

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Aboyousef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **J Prosthetic Dent.** 2000;83: 450-455.
2. Ahlgren F, Størksen K, Tornes K. A study of 25 zygomatic dental implants with 11 to 49 months of follow-up after loading. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2006;21: 421-425.
3. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, M.lacopino A. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo: Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. (a) **J Prosthodont.** 2007;17; 168 – 180.
4. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, M.lacopino A. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo: Part 3: Preload and tensite fracture load testing. (b) **J Prosthodont.** 2007;17; 192-200.
5. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, M.lacopino A. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo: Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. (c) **J Prosthodont.** 2007;17; 201 – 210.
6. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. **J Prosthetic Dent.** 2003;95: 111-116.
7. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J Prosthetic Dent.** 1995 73: 36-43.

8. Bedrossian E, Stumpell III LJ. Immediate stabilization at stage II of zygomatic implants: rationale and technique. **J Prosthet Dent.** 2001;86: 10-14.
9. Bedrossian E, Stumpel III L, Beckely M, Indersano T. The zygomatic implant: preliminary data on treatment of severely resorbed maxillae. A clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2002;17: 861-865.
10. Bernardes SR. **Avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes sistemas de retenção pilar/implante.** [dissertação] Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia/USP; 2008.
11. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont.** 1996;9:511 – 519.
12. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent.** 1998;79:430 – 432.
13. Bothur S, Jonsson G, Sandahl L. Modified technique using multiple zygomatic implants in reconstruction of the atrophic maxilla: A technical note. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2003;18: 902-904.
14. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral maxillofacial implants: Current status and future developments. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15: 15-46.
15. Çehreli MC, Iplikçioğlu H. *In vitro* strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. **Implant Dentistry.** 2002;11: 286-291.

- 16.Çehreli MC, Akça K, İplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. **Clin Oral Implants Res.** 2004;15:459-65
- 17.Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001;85: 268 – 275.
- 18.Davo R, Malevez C, Rojas J. Immediate function in the atrophic maxilla using zygoma implants: a preliminary study. **J Prosthetic Dent.** 2007;97: 44-51.
- 19.Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. **J Prosthetic Dent.** 1995;74: 270-278.
- 20.Farzad P, Andersson L, Gunnarsson S, Johansson B. Rehabilitation of severely reabsorbed maxillae with zygomatic implants: An evaluation of implant stability, tissue conditions and patients' opinion before and after treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2006;21: 399-404.
- 21.Gratton, DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J Prosthetic Dent.** 2001;85: 47-52.
- 22.Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. **J Prosthetic Dent.** 2003;89: 346-351.
- 23.Hecker DM, Eckert SE, Choi Y. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. **J Prosthetic Dent.** 2006;95: 26-32.

24. Hermann C, Coró V, Bernardes SR, Bassi APF, Gonzáles MR, Thomé G. Utilização da técnica do cilindro cimentado em prótese tipo protocolo sobre implantes de corpo único. **RGO**. 2007;55: 209-212.
25. Hodges NE. Distraction osteogenesis versus autogenous onlay grafting. Part II: Biology of regenerate and onlay bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2006;21: 237-244.
26. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **J Prosthetic Dent**. 2001;85: 599-607.
27. 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.
28. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthetic Dent**. 2002;88: 604-610.
29. Kohn DH. Overview of factors important in implant design. **J Oral Implantol**. 2002;18: 204-219.
30. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J Prosthetic Dent**. 2002;88: 402-8.
31. Mozzati M, Monfrin SB, Pedretti G, Schierano G, Bassi F. Immediate loading of maxillary fixed prostheses retained by zygomatic and conventional implants: 24-month preliminary data for a series of clinical reports. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2008;23: 308 – 314.

32. Nakai H, Okazaki Y, Ueda M. Clinical application of zygomatic implants for rehabilitation of the severely resorbed maxilla: A clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2003;18: 566-570.
33. Neodent. Zygomatic Implants. **Catalogue of products**. 2008;34-39.
34. Norton R. Teorias de Falha Por Fadiga. In: **Projeto de Máquinas – Uma Abordagem Integrada**. 2<sup>a</sup> ed.: Ed. Bookman; 2003.
35. Patterson EA, Burguete RL, Thoi MH, Johns RB. Distributions of load in an oral prosthesis system: An *in vitro* study. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1995;10: 552-560.
36. Peleg M, Garg AK, Mazor Z. Predictability of simultaneous implant placement in the severely atrophic posterior maxilla: A 9-year longitudinal experience study of 2.132 implants placed into 731 human sinus grafts. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2006;21: 94-102.
37. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. (2006) Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2006;21: 929 – 936.
38. Sartori IAM. Biomecânica. In: **Fixação Zigomática: Uma Alternativa Para Reabilitação Em Maxilas Atróficas**. 1<sup>a</sup> ed.: Ed. Santos: 2008.
39. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. **Clin Oral Implants Res**. 2000;11: 156-158.
40. Shigley JE, Mischke CR. (1989) Mechanical Engineering Design. 5th edition. USA, McGraw-Hill.

41. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthetic Dent.** 1983;49: 843-848.
42. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clin Oral Implants Res.** 2008;19: 1276-1284.
43. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplifications and improved orientation of zygomaticus dental implants: A technical note. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15: 889-893.
44. Theoridou A, Haralampos PP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2008;23: 681-690.
45. Triplett RG, Schow SR, Laskin DM. Oral and maxillofacial surgery advances in implant dentistry. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15: 47-55.
46. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. **International Journal of Prosthodontics.** 1995;8: 105-116.



***ANEXOS***

---

**Anexo 1:** Três valores de torque de desaperto para cada parafuso de cada amostra antes do ensaio de fadiga.

		parafuso	HE1	CM1	HE2	CM2	HE3	CM3	HE4	CM4
<b>CICLO DE APERTO E DESAPERTO 1</b>	<b>DESAPERTO</b>	<b>PR1</b>	-5	-4,2	-7,1	-2,8	-3,6	-6,1	-9,8	-6,3
		<b>PR2</b>	-7,9	-5	-6,9	-8	-4,3	-3,2	-3,7	-3,9
		<b>PR3</b>	-7,9	-6,7	-7,5	-5,6	-2,8	-5,6	-9,4	-7,9
		<b>PR4</b>	-6,6	-3,8	-8,3	-6,6	-7,5	-5,8	-6,6	-5,7
	<b>DESAPERTO</b>	<b>PI1</b>	-15,1	-40,2	-12,1	-29,2	-12,8	-26,4	-7,8	-30,1
		<b>PI2</b>	-16,1	-31,1	-15,8	-31,7	-13	-28,2	-15	-29,6
		<b>PI3</b>	-16,9	-32,8	-20,9	-31,2	-17,5	-29,3	-11,7	-30,8
		<b>PI4</b>	-12,4	-31,1	-13,9	-25,7	-8,7	-22	-13	-31,1
<b>CICLO DE APERTO E DESAPERTO 2</b>	<b>DESAPERTO</b>	<b>PR1</b>	-5,6	-4,2	-4,9	-2	-4,5	-4,2	-5,3	-6,2
		<b>PR2</b>	-7,7	-4,7	-6,5	-7	-7,7	-2	-4	-3
		<b>PR3</b>	-6	-6,5	-6,7	-3	-6,4	-6,4	-12	-7
		<b>PR4</b>	-7	-5,7	-5,9	-3,7	-3,9	-3,6	-4	-5
	<b>DESAPERTO</b>	<b>PI1</b>	-12,1	-28,6	-10,5	-29,5	-11,2	-29,9	-10,3	-39,2
		<b>PI2</b>	-17,5	-31,9	-10,6	-31,3	-11,6	-32,7	-10,5	-31,6
		<b>PI3</b>	-16,3	-33,7	-15,6	-32,9	-12,9	-34,5	-17,5	-32,4
		<b>PI4</b>	-14,3	-30,7	-13	-29,4	-6,8	-32,9	-17,7	-32,6
<b>CICLO DE APERTO E DESAPERTO 3</b>	<b>DESAPERTO</b>	<b>PR1</b>	-5	-4,4	-6,8	-6,7	-3,9	-3	-5,2	-6,3
		<b>PR2</b>	-7,3	-4,2	-6,6	-2	-4,7	-6	-4,7	-8
		<b>PR3</b>	-7,1	-4,7	-6,3	-2,5	-3,5	-9	-4,9	-9,8
		<b>PR4</b>	-8,2	-6,4	-6	-7,8	-4,9	-5,3	-8,8	-5,5
	<b>DESAPERTO</b>	<b>PI1</b>	-11,5	-30,6	-8,8	-26,7	-12,4	-28,5	-8,8	-29,8
		<b>PI2</b>	-17,3	-29,6	-14,5	-30,6	-8	-28,2	-18,5	-31,7
		<b>PI3</b>	-15	-30,9	-9,9	-33,7	-13,4	-28,2	-13,8	-29,1
		<b>PI4</b>	-10,4	-31,1	-10,7	-27,8	-15,4	-25,5	-15,8	-34

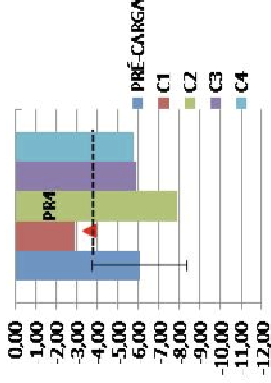
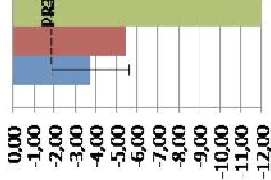
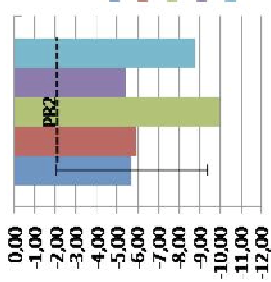
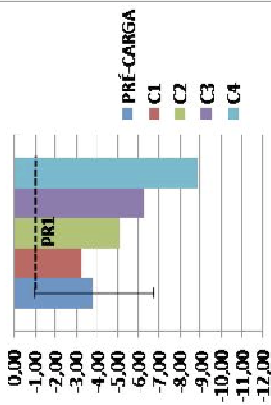
anexo 2- valores de torque de desaperto antes e após ciclagens com respectivos valores de erros relativos de cada parafuso.

HE		HE1				HE2				HE3				HE4			
		PR1	PR2	PR3	PR4	PR1	PR2	PR3	PR4	PR1	PR2	PR3	PR4	PR1	PR2	PR3	PR4
HE Parafusos protéticos.	PRÉ-CARGA	-5,20	-7,60	-7,00	-7,30	-6,27	-6,67	-6,83	-6,73	-4,00	-5,57	-4,23	-5,43	-6,77	-4,13	-8,77	-6,47
	C1	-2,00	-6,90	-2,50	-5,70	-5,00	-6,70	-6,60	-4,00	-1,80	-2,40	-8,00	-3,50	-3,60	-3,00	-5,80	-6,00
	C2	-5,20	-3,80	-2,10	-4,80	-5,80	-4,50	-9,50	-8,80	-2,80	-7,00	-6,80	-5,40	-5,30	-0,90	-8,20	-5,50
	C3	-2,30	-5,30	-7,00	-5,40	-8,90	-5,20	-11,50	-11,40	-3,40	-6,70	-5,20	-1,20	-4,00	-4,30	-3,70	-3,10
	C4	-10,20	-10,70	-3,30	-5,30	-6,00	-6,50	-4,00	-5,30	-2,80	-10,40	-8,90	-7,60	-5,50	-7,60	-7,10	-9,80
	% Erro relativo	7,69	4,36	14,28	12,84	21,80	3,50	9,75	23,26	12,50	38,32	51,18	38,03	44,82	13,71	44,10	38,14
HE		CM1				CM2				CM3				CM4			
		PR1	PR2	PR3	PR4	PR1	PR2	PR3	PR4	PR1	PR2	PR3	PR4	PR1	PR2	PR3	PR4
HE Parafusos protéticos.	PRÉ-CARGA					-3,83	-5,67	-3,70	-6,03	-4,43	-3,73	-7,00	-4,90	-6,27	-4,97	-8,23	-5,40
	C1					-3,30	-5,90	-5,40	-2,90	-6,00	-9,10	-4,50	-6,70	-3,70	-4,30	-4,90	-5,50
	C2					-5,10	-10,00	-12,10	-7,90	-1,00	-5,70	-3,40	-6,50	-1,00	-3,00	-1,30	-3,70
	C3					-6,30	-5,40	-11,00	-5,90	-0,80	-3,90	-6,10	-8,00	-10,60	-2,20	-4,50	-10,20
	C4					-8,90	-8,80	-1,20	-5,80	-5,20	-10,00	-1,20	-2,80	-5,20	-7,90	-3,40	-7,50
	% Erro relativo					74,78	64,70	51,35	38,67	37,59	60,71	28,57	26,53	1,06	61,07	19,03	7,40
HE		HE1				HE2				HE3				HE4			
		PI1	PI2	PI3	PI4	PI1	PI2	PI3	PI4	PI1	PI2	PI3	PI4	PI1	PI2	PI3	PI4
HE Parafusos pilar.	PRÉ-CARGA	-12,90	-17,00	-16,10	-12,40	-10,47	-13,63	-15,47	-12,53	-12,13	-10,87	-14,60	-10,30	-8,97	-14,67	-14,33	-15,50
	C1	-4,90	-7,20	13,60	10,70	2,80	-9,00	19,10	8,30	-9,60	-21,70	10,70	5,20	-18,50	21,00	11,60	4,90
	C2	-4,00	-13,00	-12,90	-2,70	-11,00	-21,50	-10,10	-8,10	-10,90	-9,50	-16,30	-15,80	-11,50	-21,10	-22,60	-9,40
	C3	-8,80	-15,10	-15,20	-11,20	-6,90	-8,70	-17,50	-2,50	-9,30	-13,30	-9,80	-2,80	-1,20	-4,50	-6,00	-14,20
	C4	-7,30	-12,40	-15,10	-10,50	-12,20	-16,50	-5,10	-7,20	-13,60	-17,90	-20,20	-8,80	-6,60	-15,60	-11,50	-10,50
	% Erro relativo	17,05	5,10	6,63	15,90	15,92	22,24	35,99	14,62	7,69	26,38	19,86	49,51	14,87	28,40	22,09	16,12
HE		CM1				CM2				CM3				CM4			
		PI1	PI2	PI3	PI4	PI1	PI2	PI3	PI4	PI1	PI2	PI3	PI4	PI1	PI2	PI3	PI4
HE Parafusos pilar.	PRÉ-CARGA					-28,47	-31,20	-32,60	-27,63	-28,27	-29,70	-30,67	-26,80	-33,03	-30,97	-30,77	-32,57
	C1					-24,20	-31,40	-26,40	-37,30	-25,80	-17,10	-25,00	-41,20	-34,00	-25,70	-26,70	-27,90
	C2					-33,30	-31,40	-29,20	-29,00	-25,00	-14,70	-28,10	-29,80	-53,00	-31,10	-21,80	-48,00
	C3					-44,40	-32,80	-32,60	-30,10	-37,00	-40,60	-25,00	-45,10	-55,00	-38,50	-31,10	-55,00
	C4					-31,70	-28,30	-24,30	-30,20	-42,00	-7,40	-25,90	-32,10	-55,00	-22,00	-28,70	-55,00
	% Erro relativo					6,20	1,92	4,29	6,99	6,60	10,10	12,50	22,76	18,66	4,41	5,41	4,50

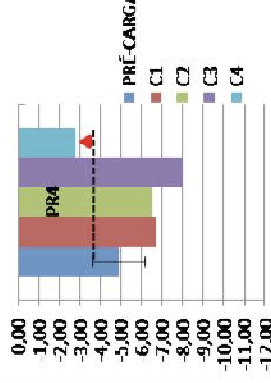
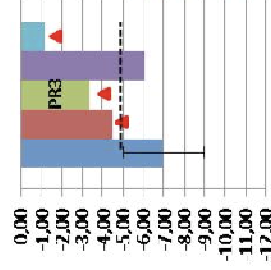
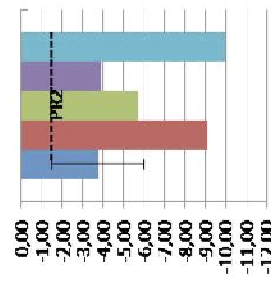
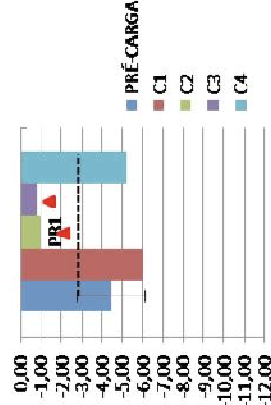
**Anexo 3:** Gráficos com valores de torque de desaperto após cada ciclo para cada parafuso (PIS e PRs) divididos por amostra, com suas médias de valores de desaperto antes das ciclagens e respectivos erros relativos. Os sinais vermelhos representam ciclos em que os parafusos indicados tiveram valores de torque de desaperto abaixo do erro relativo.



CM2



CM3



CM4

