

JULIANO CÉSAR MÜLLER

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DE COMPONENTES PROTÉTICOS EM  
IMPLANTES CONE MORSE UTILIZANDO-SE PILAR RETO, ANGULADO 17° E  
ANGULADO 30°**

CAMPINAS

2008

JULIANO CÉSAR MÜLLER

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DE COMPONENTES PROTÉTICOS EM  
IMPLANTES CONE MORSE UTILIZANDO-SE PILAR RETO, ANGULADO 17° E  
ANGULADO 30°**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Pedro Paulo Feltrin

CAMPINAS

2008

**Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"**

M958a Muller, Juliano César.  
Análise da resistência mecânica de componentes protéticos em implantes cone morse utilizando-se pilar reto, angulado 17° e angulado 30° / Julio César Muller. – Campinas: [s.n.], 2008.  
75f.: il.

Orientador: Pedro Paulo Feltrin.  
Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Implantes dentários. 2. Prótese Dentária. I. Feltrin, Pedro Paulo. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS  
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

**Folha de Aprovação**

A dissertação intitulada: “ANÁLISE DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DE COMPONENTES PROTÉTICOS EM IMPLANTES CONE MORSE UTILIZANDO-SE PILAR RETO, ANGULADO 17° E ANGULADO 30°” apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: Prótese Dentária em \_\_/\_\_/\_\_\_\_, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

---

Prof. (a) Dr (a)  
Orientador

---

Prof. (a) Dr (a)  
1º Membro

---

Prof. (a) Dr (a)  
2º Membro

## **DEDICO ESTE TRABALHO**

Aos meus pais...

...que conseguiram, cada um com suas vitórias, me proporcionar tudo o que foi necessário para eu buscar meus ideais e poder aspirar um futuro próspero.

## **AGRADECIMENTOS**

Recebam meu respeito e gratidão:

***Prof. Dr. Ricardo Tatsuo Inoue***

Ao meu Mestre e Orientador, cujas palavras nortearam a realização desta obra.

***Prof. Dr. Artemio Luiz Zanetti***

Ao ilustre Coordenador do curso de Mestrado em Prótese Dentária, no qual tive a honra de ouvir as palavras que me guiaram pelos rumos da ciência.

***Prof. Ms. Clóvis I. Ferrer***

Ao professor e amigo, que sempre esteve presente com suas palavras seguras e claras.

## ***Neodent e Ilapeo***

Pelo apoio a este trabalho e à iniciação científica.

Aos professores da Universidade de Santa Cruz do Sul (UNISC), professores do C.P.O. São Leopoldo Mandic, colegas, amigos e familiares que contribuíram, de alguma maneira, para a minha formação e elaboração deste trabalho.

À toda minha família, meu pai Davi Vito Müller, minha irmã Carolina Thaís Müller, meu irmão Leandro Léston Müller e às duas mulheres especiais que brilham em minha vida, minha mãe **Nelsi Hoff Müller** e minha namorada **Shana Soares Wiesel**.

## RESUMO

Os implantes osseointegrados constituem, atualmente, uma excelente alternativa para a reposição de dentes perdidos em pacientes total ou parcialmente edentados. Frente a este comprovado sucesso, inúmeras pesquisas vêm buscando um melhor entendimento acerca das estruturas que compõem e envolvem estes sistemas, promovendo novos desenhos de seus componentes e buscando sempre melhores resultados. Apesar disto, falhas mecânicas ainda são relatadas e associadas a diagnóstico incorreto ou inadequada escolha dos implantes e componentes. O presente estudo se propôs a comparar *in vitro* a resistência à fratura dos pilares protéticos de implantes Cone Morse (CM) de mesma marca comercial, analisando três angulações diferentes (reto, 17° e 30°) frente às forças de compressão máxima realizadas a uma angulação de 30° em relação ao pilar protético. Após os ensaios, os resultados foram submetidos à análise estatística e um corpo de prova por grupo cortado e analisado macroscopicamente e com uso de radiografias. Os resultados mostraram que houve diferença de resistência significativamente maior ( $p < 0,001$ ) para o grupo com Pilar Reto (158,34Kgf; 1552,78N), seguido pelo grupo com Pilar Angulado em 17° (82,97Kgf; 813,65N) e pelo grupo com Pilar Angulado em 30° (62,81Kgf; 615,95N). Observou-se que nos grupos com pilar angulado houve fratura de quase todos parafusos passantes. Desta forma concluiu-se que o sistema CM apresenta ótima resistência à fratura e que, estatisticamente, quanto maior a angulação do pilar protético menor será a resistência à fratura.

Palavras-chave: Implantes. Cone Morse. Resistência mecânica.



## ABSTRACT

The osseointegrated implants constitute, nowadays, an excellent alternative to the replacement of lost teeth in edentulous or partially edentulous patients. Facing this proven success, several researches have been looking for a better understanding of the structures that compose and involve these systems by promoting new designs from their components and always seeking for better results. Mechanical failures have still been related and associated with an incorrect diagnosis or inadequate choice of the implants and components, though. This study has the objective of comparing, *in vitro*, to the resistance to the fracture of the abutment with internal Morse Taper (MT) connections of the same commercial brand, by analyzing three different angles (straight, 17° e 30°) facing the maximum compression forces accomplished with an angle of 30° related to the abutment. After the tests the results were subjected to statistic analysis and a sample per group, cut and macroscopically analyzed and with the use of radiograph. The results showed that there was a difference of resistance substantially higher ( $p < 0,001$ ) to the group with Straight Abutment (158,34Kgf; 1552,78N), followed by the group with 17° Angled Abutment (82,97Kgf; 813,65N) and by the group with 30° Angled Abutment (62,81Kgf; 615,95N). It was observed that in the groups with angled abutment there was a fracture of almost all the passing screws. Thus it was concluded that the MT system presents great resistance to the fracture and that, statistically, the greater the angle of the abutment lower the resistance to the fracture.

Keywords: Implants. Morse Taper. Resistance to the fracture.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Variação da inclinação das cúspides (a), da inclinação do implante (b), do eixo lateral do implante (c) e do posicionamento apical (d) .....	19
Figura 2 - Dimensões dos pilares retos Cone Morse Neodent .....	38
Figura 3 - Dimensões dos pilares angulados Cone Morse Neodent .....	38
Figura 4 - Implante Alvin CM, Pilar Reto e Pilares Angulados em 17° e 30° .....	39
Figura 5 - Base de resina epóxi nas dimensões de 21 x 17mm com perfuração de 4,3 x 10mm.....	40
Figura 6 - Implante CM posicionado na base de resina epóxi mostrando a justa adaptação .....	40
Figura 7 - Implantes com pilar reto, angulado em 17° e angulado em 30°, respectivamente .....	41
Figura 8 - Os 30 corpos de prova prontos para o ensaio. ....	41
Figura 9 - Dispositivo confeccionado em aço.....	42
Figura 10 - Incidência de carga nos implantes com componentes retos.....	43
Figura 11 - Conjunto montado mostrando a posição do implante com pilar reto para receber a carga a 30° em relação ao pilar .....	43
Figura 12 - Incidência de carga nos implantes com componentes angulados em 17° .....	44
Figura 13 - Conjunto montado mostrando a posição do implante com pilar angulado em 17° para receber a carga a 30° em relação ao pilar .....	44
Figura 14 - Incidência de carga nos implantes com componentes angulados em 30° .....	45
Figura 15 - Conjunto montado mostrando a posição do implante com pilar angulado em 30° para receber a carga a 30° em relação ao pilar .....	45

Figura 16 - Máquina de Ensaio Universais EMIC .....	46
Figura 17 - Estrutura fixada à Máquina de Ensaio evidenciando o momento da realização dos testes .....	46
Figura 18 - Fresadora utilizada para corte dos implantes .....	48
Figura 19 - Disco Dentorium 308 usado para o corte.....	48
Figura 20 - Rx do Implante com pilar reto antes do ensaio .....	52
Figura 21 - Rx mostrando deformação do pilar reto e do implante.....	52
Figura 22 - Rx do Implante com pilar angulado em 17° antes do ensaio .....	52
Figura 23 - Rx mostrando deformação do pilar angulado em 17° e do implante.....	52
Figura 24 - Rx do Implante com pilar angulado em 30° antes do ensaio .....	53
Figura 25 - Rx mostrando deformação do pilar angulado em 30° e do implante.....	53
Figura 26 - Leve deslocamento do implante dentro da resina.....	54
Figura 27 - Fratura da extremidade do parafuso passante onde se nota ausência das roscas .....	54
Figura 28 - Grupo 1, corte longitudinal .....	55
Figura 29 - Grupo 2, corte longitudinal .....	55
Figura 30 - Grupo 3, corte longitudinal .....	55
Figura 31 - Ilustração evidenciando a razão pela qual mantivemos a força sempre agindo a 30° em relação ao pilar protético, alterando a posição do implante.....	58
Figura 32 - Em uma situação clínica, a força incide na mesma angulação no pilar reto e implante .....	60
Figura 33 - Com um pilar angulado em 17° a força aplicada será a 47° em relação ao longo eixo do implante .....	60
Figura 34 - Com um pilar angulado em 30° a força aplicada será a 60° em relação ao longo eixo do implante .....	61

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultados do ensaio de compressão máxima do Grupo 1 (Pilar Reto) .....	49
Tabela 2 - Resultados do ensaio de compressão máxima do Grupo 2 (Pilar Angulado em 17°) .....	50
Tabela 3 - Resultados do Ensaio de Compressão Máxima do Grupo 3 (Pilar Angulado em 30°) .....	51

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	- Percentual
Al	- Alumina
CM	- Cone Morse
Gpa	- Giga Pascal
HE	- Hexágono Externo
HI	- Hexágono Interno
ITI	- International Team for Implantology
Kg	- Kilograma
MEV	- Microscopia Eletrônica de Varredura
mm	- Milímetros
N	- Newton
Ncm	- Newton por centímetro
°	- Graus
°C	- Graus Célcus
PVC	- Policloreto de Vinila
Ti	- Titânio
Zr	- Zircônia
µm	- Micrômetros

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>16</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>36</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>37</b>
<b>4.1 Seleção dos implantes e pilares protéticos .....</b>	<b>37</b>
<b>4.2 Corpos de prova .....</b>	<b>39</b>
<b>4.3 Teste de carga máxima .....</b>	<b>42</b>
<b>4.4 Análise dos componentes .....</b>	<b>47</b>
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>49</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>56</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>68</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>69</b>
<b>ANEXO A - DISPENSA DE SUBMISSÃO AO COMITÊ DE ÉTICA .....</b>	<b>74</b>
<b>ANEXO B - DIMENSÕES DO DISPOSITIVO IDEALIZADO .....</b>	<b>75</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A osseointegração tem apresentado resultados clínicos extremamente satisfatórios, consolidando-se como uma alternativa para a reabilitação de pacientes com edentulismo parcial ou total. Adell et al. (1981) apresentaram à comunidade científica um trabalho onde avaliaram o comportamento clínico dos implantes Brånemark por 15 anos. Constataram por meio deste, um elevado índice de sucesso nas reabilitações de maxilares edêntulos com implantes osseointegrados, e buscaram compreender suas complicações e insucessos como: perda da função, ancoragem, perda óssea progressiva, complicações gengivais e complicações mecânicas.

Os implantes dentais e grande parte de suas supraestruturas são confeccionadas com ligas de titânio comercialmente puro. O titânio foi identificado pela primeira vez em 1791 pelo geólogo inglês William Gregor e recebeu este nome após o químico alemão Martin Heinrich Klaproth tê-lo descoberto na Hungria em 1795. O nome está associado à mitologia grega: Titãs, os primeiros filhos da Terra (Beer, Johnston, 1995).

Estas inúmeras supraestruturas que compõe a prótese sobre implante são submetidas às altas forças mastigatórias, tensivas e compressivas axiais e tangenciais, e embora sejam fabricadas com alta qualidade, estão sujeitas a falhas que podem gerar problemas de difícil solução. Conforme Misch (2006), as complicações mais comuns em implantes ocorrem como resultado de *stress* biomecânico e incluem falhas precoces no implante, fratura da prótese, perda do

parafuso do pilar protético ou da prótese, perda óssea ao redor do implante e, problemas com *attachments* de sobredentadura.

Dentre as possíveis falhas um dos piores problemas que pode ocorrer é a fratura de componentes, pois exige a remoção da prótese, do componente e sua reconstrução. O grau de dificuldade do problema gerado poderá variar de acordo com a estrutura fraturada, podendo ser: o material de revestimento da prótese, o parafuso de retenção da coroa, o parafuso de retenção do pilar ou o próprio implante. Essas fraturas ocorrem geralmente de 1 a 6 anos após a instalação dos implantes e há fatores predisponentes tais como: sobrecarga na estrutura e perda óssea acentuada, que reduz a ancoragem e aumenta o braço de potência (Adell et al., 1981).

Com o objetivo de sempre melhorar os resultados clínicos, as indústrias têm desenvolvido novos sistemas e componentes, como exemplo temos os implantes com conexão Cone Morse (CM). Segundo Binon (2000), este sistema de implante apresenta melhor biomecânica, permitindo uma distribuição ideal das forças mastigatórias recebidas, e possibilitam um melhor acoplamento reduzindo as tolerâncias dimensionais entre as conexões. Para Merz et al. (2000), o sistema CM apresenta maior resistência mecânica ajudando a explicar sua estabilidade. O estudo da etiologia das fraturas deve ser aplicado também aos novos sistemas de implante de fabricação nacional.

Portanto, o presente trabalho consiste em comparar a resistência à fratura dos parafusos de fixação dos pilares de implantes osseointegrados CM, assim como o comportamento da junção pilar-implante mediante a realização de ensaio de compressão máxima. Observou-se, macroscopicamente e com o uso de radiografias as alterações ocorridas nos componentes protéticos reto (poste sólido) e angulados



em  $17^\circ$  e  $30^\circ$ , testados com incidência de forças oblíquas em relação ao longo eixo destes componentes.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Desde que Branemark publicou os resultados de um estudo de 10 anos em osseointegração em 1977, os implantes dentais têm sido cada vez mais usados para a reposição de dentes unitários (Branemark et al., 1977). Mais tarde, Adell et al. (1981) apresentaram um estudo clínico longitudinal de 15 anos (1965-1980) com 2768 implantes instalados em 410 maxilares edêntulos de 371 pacientes. Foram observadas aproximadamente 5% de complicações mecânicas, tais como: fratura da prótese, fratura do parafuso de ouro da prótese, fratura do parafuso de fixação do pilar e fratura do implante. Estas complicações ocorreram provavelmente devido a uma inadequada distribuição do stress, falta de passividade da prótese e sobrecarga mastigatória levando a uma perda óssea marginal acentuada e conseqüente fratura de componentes.

Smith & Zarb (1989) revisaram os critérios para avaliar o sucesso de implantes osseointegrados:

- a) os implantes individuais devem ser imóveis quando testados clinicamente;
- b) não há evidência de radioluscência peri-implantar em uma radiografia sem distorção de um implante;
- c) após o primeiro ano em função a perda óssea vertical ao redor do implante deve ser menor que 0,2mm anualmente;
- d) ausência de dor persistente, desconforto ou infecção atribuídos ao implante e;

- e) o desenho do implante não deve impedir a instalação de coroa ou prótese, com uma aparência que seja satisfatória para o paciente e para o dentista;
- f) a taxa mínima de sucesso deve ser de 85% ao final de um período de observação de 5 anos e de 80% no final de um período de 10 anos.

Bonanini et al. (1990) observando a conformação anatômica maxilar, muitas vezes inclinada para vestibular, indicaram a adoção de pilares individuais rosqueáveis angulados, que possibilitam o paralelismo entre implantes com diferentes angulações e também entre os implantes e os dentes remanescentes.

Watson et al. (1991) analisaram os princípios de desenhos para confecção de próteses maxilares implanto-suportadas e observaram que, em muitos casos devido ao relacionamento maxilo-mandibular e quantidade de tecido ósseo disponível, o uso de pilares protéticos angulados pode resolver discrepâncias entre a posição do dente artificial e a posição do implante.

Clelland et al. (1993) analisaram por meio de um estudo fotoelástico a distribuição de tensões próximas ao implante quando pilares com diferentes angulações são utilizados. Os autores aplicaram uma carga de 18,15Kgf (178N) em implantes com pilares retos, e angulados 15° e 20° e observaram um aumento significativo das tensões ao aumentar a angulação do pilar.

Gelb & Lazzara (1993) sugeriram que pilares protéticos pré-angulados devem ser os elementos de escolha quando as limitações anatômicas determinam a colocação axial não ideal de um implante.

Kallus & Bessing (1994), em uma avaliação de 50 próteses fixas de arco completo, constataram a existência de micromovimentos em parafusos de ouro e do

abutment e concluíram que é difícil saber quando ocorrerá uma urgência de afrouxamento de uma prótese deste tipo. Sendo assim, sugeriram a prevenção através de exames periódicos a cada cinco anos, incluindo o reapertamento dos parafusos visando evitar maiores complicações como fratura de componentes.

Balfour & O'Brein (1995) realizaram um estudo para comparar e avaliar as conexões protéticas e parafusos de retenção de *abutments* de dentes unitários de 3 diferentes sistemas de implantes. Os autores fizeram testes de compressão máxima e carregamento cíclico testando os sistemas com aplicação de força a 30° em relação ao eixo dos implantes e concluíram que as conexões hexagonais ou octagonais internas apresentam resultados superiores às conexões com Hexágono Externo (HE). O sistema com Hexágono Interno (HI) foi o que apresentou o mais alto grau de estabilidade.

Weinberg & Kruger (1995) relataram que, após a segunda fase cirúrgica e instalação da prótese, a maior causa de falhas tem sido atribuída à sobrecarga do sistema implante-prótese. A figura 1 mostra as variáveis que levam a um aumento nas cargas transferidas ao sistema implante/prótese. Os autores compararam as variações das cargas transferidas de acordo com estas variáveis e observaram que:

- a) para cada 10° de aumento na inclinação da vertente da cúspide há, aproximadamente, 30% de aumento na carga transferida ao sistema implante/prótese;
- b) para cada 10° de aumento na inclinação do implante há, aproximadamente, 5% de aumento na carga transferida ao sistema implante/prótese;

- c) para cada 1mm na variação do eixo lateral do implante há, aproximadamente, 15% de aumento na carga;
- d) para cada 1mm de variação no posicionamento apical há, aproximadamente, 4% de aumento na carga.

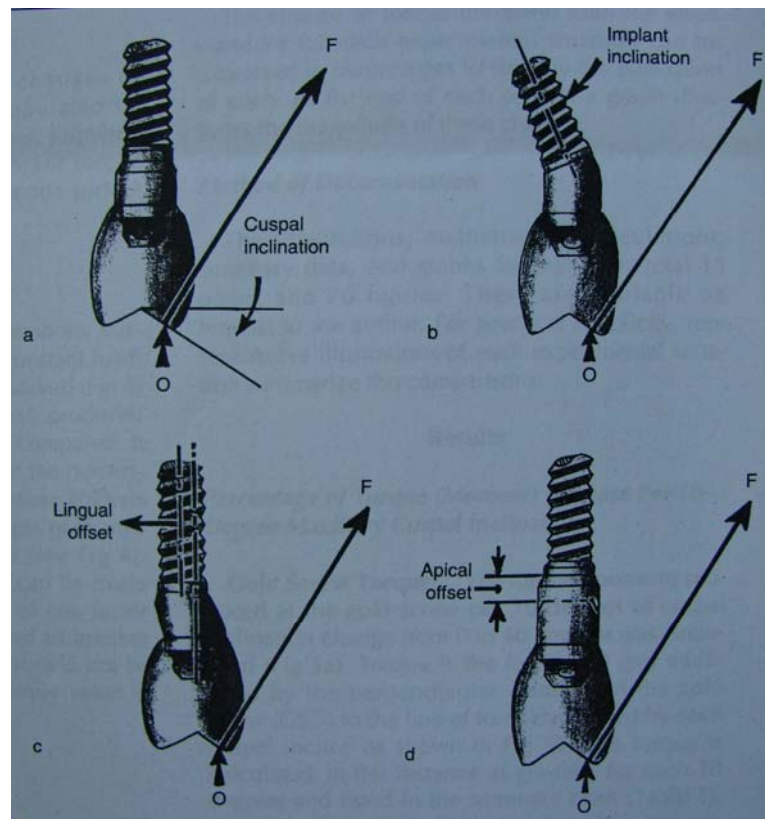


Figura 1 - Variação da inclinação das cúspides (a), da inclinação do implante (b), do eixo lateral do implante (c) e do posicionamento apical (d)

Fonte: Weinberg & Kruger (1995)

Binon (1996) relatou que as tolerâncias dimensionais nos implantes com conexão HE variam em média de 0,01 a 0,024mm. O autor concluiu que quanto maior o desajuste no acoplamento das conexões, maior será a instabilidade no sistema com maior risco de falha dos componentes.

Möllersten et al. (1997) realizaram um estudo para avaliar o quanto o desenho da união de sete sistemas de implantes diferentes influencia na resistência ou falha da supra-estrutura protética. O ensaio consistiu em teste de compressão máxima com os sistemas sendo testados a uma angulação de 90° em relação ao seu longo eixo e as falhas ocorreram em um intervalo de aplicação de carga entre 14,07Kgf (138N) e 70,66Kgf (693N). Os autores observaram que a maioria das falhas na supra-estrutura ocorreram no parafuso de ouro de fixação da coroa, com preservação do parafuso que une o intermediário ao implante e que juntas profundas favorecem à resistência do sistema.

Norton (1997) comparou a resistência à deformação do sistema de implante bi-cônico da Astra Tech com o sistema de HE da Branemark System e concluiu que, tanto para a interface implante-pilar protético quanto para a interface pilar protético-cilindro da prótese fixa, a incorporação de uma superfície interna cônica proporciona grande melhora quanto a resistência às forças de compressão.

Binon (1998) relatou que o afrouxamento do parafuso do pilar protético de implantes HE ocorre rotineiramente. O autor concluiu frente a avaliação de parafusos em pilares do tipo UCLA com torque de 20Ncm, que o torque manual não é suficiente para impedir o afrouxamento quando a estrutura é submetida à carga funcional.

Piattelli et al. (1998) analisaram um caso em que ocorreu a fratura de um implante unitário colocado na região de primeiro molar inferior em posição angulada. O implante havia permanecido um ano em função. O exame histológico mostrou que o osso peri-implantar estava saudável. Segundo os autores, as forças não axiais laterais exercidas sobre o implante criaram momentos fletores muito elevados,

produzindo fratura do implante sem, no entanto, ocorrer nenhuma perda de osseointegração.

Boggan et al. (1999) examinaram a influência de fatores como o diâmetro da plataforma e a altura do hexágono na resistência mecânica e qualidade de adaptação na interface implante-abutment por meio de testes de compressão estáticos e cíclicos e análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Os autores relataram que é imprescindível um íntimo contato entre o intermediário e o implante para prevenir ou minimizar a contaminação bacteriana no espaço periimplantar. Os autores também afirmaram que implantes com plataformas de largo diâmetro reduzem a probabilidade de fratura de componente.

Giglio (1999) sugeriu que quatro critérios devem ser considerados na seleção de pilares protéticos, nessa ordem: posição do implante, angulação do implante, altura interoclusal e, altura dos tecidos moles. Segundo o autor, discrepâncias de angulações maiores que 15 graus normalmente exigem pilares angulados, cimentados ou personalizados.

Korioth et al. (1999) pesquisaram o torque necessário para o desparafusamento do intermediário utilizando um anel metálico junto ao parafuso de ouro retentor da coroa e constataram que isto prolonga a retenção do parafuso prevenindo a falha do sistema.

Lang et al. (1999) afirmaram que o objetivo inicial do apertamento, também conhecido por pré-carregamento, do parafuso de uma supra-estrutura é gerar uma força de união suficiente para manter os componentes juntos e estáveis. Na junção implante/*abutment* o torque inadequado e a ausência de uma perfeita adaptação entre as superfícies dessas estruturas são citados como as duas principais causas de instabilidade do parafuso, portanto, esta pré-carga é

fundamental para a estabilidade da estrutura, protegendo o sistema quando ocorrer a aplicação de cargas externas. Os autores concluíram que uma média de 91% deste torque inicial é transmitido à interface implante-osso, preconizando assim a utilização de um contra-ângulo com dispositivo de anti-torque que reduz a transmissão do pré-carregamento para a interface implante-osso para menos de 10%.

Aboyoussef et al. (2000) analisaram a resistência antirotacional de intermediários de coroas unitárias. Após aplicar uma pré-carga de 20Ncm no abutment e de 10Ncm no parafuso de ouro da coroa os autores concluíram que formas complementares de retenção podem prevenir a soltura de parafusos sem que seja necessário um aumento do torque inicial.

Binon (2000) realizou um estudo bibliográfico sobre implantes e seus componentes e ressaltou que devem ser observados, antes dos tratamentos, os aspectos relacionados ao complexo pilar-implante como: tipos de sistemas anti-rotacionais, desenho do parafuso, material de revestimento da prótese utilizado e tratamento de superfície do parafuso de fixação do pilar. Para o autor, há inúmeros sistemas antirotacionais: externos, internos e o sistema "morse". As conexões do tipo "cone morse" apresentam uma melhor biomecânica, permitindo uma distribuição ideal das forças que incidem no sistema e possibilitando um melhor acoplamento reduzindo as tolerâncias dimensionais entre as conexões.

Eger et al. (2000), através de acompanhamento clínico, compararam o sucesso de implantes restaurados com pilares protéticos retos e angulados. Os autores acompanharam os pacientes por 36 meses avaliando características clínicas e concluíram que implantes colocados em angulações desfavoráveis podem ser restaurados com pilares angulados sem compromisso de função ou estética.



Luterbacher et al. (2000) lembraram que, pelas características dos componentes protéticos do sistema Cone Morse, a transmissão da força nos implantes ITI ocorre para o componente protético e para o pescoço do implante. Sendo assim, fraturas entre a parte cônica e o parafuso que fixa o *abutment* ao implante são raras.

Merz et al. (2000) compararam por meio de elementos finitos o sistema CM ITI com conicidade de oito graus e um sistema de junta de topo tipo HE e, após aplicar cargas cíclicas à zero graus, 15 graus e 30 graus, constataram que o sistema CM apresenta maior resistência mecânica ajudando a explicar a estabilidade do sistema.

Schwarz (2000) relatou que por não haver ligamento periodontal no implante não haverá, por exemplo, adaptação fisiológica dos tecidos e, todas forças oclusais adversas poderão levar a complicações mecânicas. A maioria das fraturas ocorrem na região posterior da boca onde a força de mordida é três vezes maior que na região anterior. Estas fraturas ocorrem principalmente quando há associação com bruxismo, próteses em cantilever ou forças oclusais excessivas.

Taylor et al. (2000) realizaram um estudo bibliográfico abordando as tendências das próteses sobre implantes e afirmaram que o material de revestimento da prótese, o conhecimento da dinâmica mastigatória e considerações oclusais, o desenho e passividade da supra-estrutura, os tipos de componentes utilizados e o número de implantes utilizados devem ser levados em consideração tanto para estudos biomecânicos sobre implantes quanto para o planejamento clínico.

Bräger et al. (2001) compararam a prevalência de complicações biológicas e mecânicas em pacientes com PPF(s) sobre dentes, PPF(s) sobre

implantes e, PPF(s) mistas (sobre dentes e implantes) e concluíram que as falhas ocorrem similarmente em todos os tipos de prótese analisadas e estão associadas a fatores de risco como, principalmente, o bruxismo.

Gratton et al. (2001) avaliaram a micromovimentação na interface implante-*abutment* variando o torque dado ao parafuso do pilar UCLA frente a testes de carga cíclica. Os autores concluíram que nos conjuntos que receberam torque de 16Ncm houve micromovimentação significativamente maior que nos grupos que receberam torque de 32Ncm e 48Ncm e, não houve diferença estatística entre estes últimos dois grupos.

Moraes (2001) estudou a resistência à fratura do parafuso de fixação do pilar de implantes mediante ensaios de compressão máxima e fadiga. Para o teste de compressão máxima foram utilizados pilares angulados em 15° com antirotacional externo e interno. Apesar de suportarem uma carga média um pouco maior, os implantes com sistema antirotacional externo estatisticamente apresentaram a mesma resistência que os com antirotacional interno.

Çehreli & Iplikçioğlu (2002) compararam as tensões nos implantes dentários que sustentam próteses parciais fixas frente a aplicação de cargas axiais e não axiais e concluíram que cargas fora do eixo ocasionam maior tensão levando ao arqueamento dos implantes, o que pode levar a perda óssea peri-implantar. Os autores sugerem que a carga axial deverá ser proporcionada pelo uso de implantes de diâmetro amplo, plataformas oclusais estreitas e contatos oclusais apropriados.

Al-Turki et al. (2002) avaliaram o efeito de dois níveis de desadaptação (100 e 175µm) introduzidos entre implantes e pilares protéticos em uma prótese total mandibular. Os autores concluíram, após os ensaios com carregamento cíclico e

verificação do torque para remoção dos parafusos, que ambas desadaptações são suficientes para gerar instabilidade no parafuso protético.

Guichet et al. (2002) em estudo com fotoelasticidade avaliaram a distribuição de tensões comparando implantes que receberam próteses fixas esplintadas com implantes que receberam coroas individuais. Concluíram que contatos excessivamente fortes entre as coroas individuais podem levar a uma situação não passiva e que restaurações esplintadas apresentam melhor distribuição do carregamento em relação às individuais. Os autores relatam que a decisão de esplintar implantes pode ser mais importante quando não há presença de guia anterior, quando o paciente tem hábitos parafuncionais ou quando os implantes são colocados em áreas com osso de baixa qualidade.

Hanses et al. (2002) analisando o assentamento de *abutments* e parafusos da prótese sobre implantes observaram, com o auxílio de um dispositivo preciso capaz de medir o torque para total assentamento, que é possível reapertar o parafuso do *abutment* e da prótese com 1,7° e 1,3° respectivamente. Há vários fatores que, segundo os autores, devem ser levados em consideração para a estabilização do parafuso: tipo de sistema de implante, número de fixações, tipo de *abutments* utilizados, material de revestimento da prótese e necessidade de reapertamento do parafuso do *abutment* e da prótese.

Khraisat et al. (2002) compararam a resistência à fadiga de dois sistemas de implantes: Branemark e ITI. Para isto utilizaram, respectivamente, pilares CeraOne com torque de 32Ncm e Pilar Sólido com torque de 35Ncm simulando seis anos de função com carga aplicada perpendicularmente ao eixo dos implantes até ocorrer fratura do corpo de prova e concluíram que a resistência mecânica em implantes unitários ITI é significativamente melhor que em implantes Branemark.

Sugeriram que o motivo para esta resistência superior seja a distribuição do stress ao longo de toda interface de união do sistema ITI.

Lang et al. (2002) afirmaram que um fator de estabilidade da união implante-*abutment* é a discrepância máxima de cinco graus entre os hexágonos externo do implante e interno do *abutment*. Os autores compararam a orientação dos *abutments* CeraOne, Estheticone, Procera e AuraAdapt após o torque com e sem o uso de um dispositivo de anti-torque e concluíram que a maior discrepância foi de 3,53° no grupo Procera e que a presença do dispositivo de anti-torque não influenciou na orientação do hexágono do *abutment*.

Lee et al. (2002) simularam o efeito da mastigação em implantes com sistema HE na função de um incisivo central superior. O teste foi realizado com uma angulação de 30° ao longo eixo do implante e os autores concluíram que o deslocamento inicial aumenta a chance de perda do parafuso de ouro sugerindo que este seja apertado com torque maior que 10Ncm para promover estabilidade e retenção da coroa ao pilar.

Perriard et al. (2002) compararam, com o uso de cargas cíclicas em elemento finito, os *abutments* ITI modelo padrão e modelo com octágono interno (SynOcta) e concluíram que não houve diferença estatística de resistência mecânica entre os *abutments* e que, apesar de ter ocorrido uma pequena concentração de tensões localizada apicalmente à borda do conector octagonal, pode-se considerar que os locais de falha foram distribuídos alternadamente através das estruturas, indicando a ausência de um local de menor resistência.

Sethi et al. (2002) descreveram a evolução do conceito desenvolvido em 1986 para seleção de pilares angulados durante o primeiro estágio da cirurgia de instalação dos implantes. Os autores afirmam que o sistema Cone Morse possibilita

um número infinito de pontos rotacionais, reduzindo o número de pilares necessários para abranger as variações requisitadas e eliminando a necessidade de rotacionar o implante para orientar o pilar no plano desejado.

Siamons et al. (2002) avaliaram o efeito da variação da pré-carga (25Ncm, 30Ncm, 35Ncm e 40Ncm) e do reapertamento dos parafusos do *abutment* e concluíram que o reapertamento dos parafusos do *abutment* após 10 minutos do torque inicial e valores de torque acima de 30Ncm podem ser benéficos para a estabilidade do conjunto implante-*abutment* diminuindo a perda do parafuso.

Tzenakis et al. (2002) avaliaram o efeito do torque repetido e da lubrificação salivar no pré-carregamento de parafusos de ouro. Os autores utilizaram 15 implantes e cada parafuso foi apertado e removido 10 vezes. Os valores foram medidos após um torque (Grupo 1x), após cinco torques repetidos (Grupo 5x) e após 10 torques repetidos (Grupo 10x). Os resultados apontaram um aumento nos valores de torque para cada aumento de repetição e mostraram que o mais alto pré-carregamento foi encontrado após o repetido uso do parafuso de ouro retentor da prótese lubrificado em saliva.

Bozkaya & Müftü (2003) estudaram através de elementos finitos a mecânica de implantes dentais tipo Cone Morse sem parafuso, somente com adaptação cônica (implantes Bicon). Os autores relataram que este tipo de adaptação conta com uma ampla área de contato e pressão que resulta em resistência friccional promovendo uma conexão segura. As análises do trabalho mostraram que as deformações ocorridas frente às cargas aplicadas limitam o aumento das forças que tendem a deslocar o pilar protético para fora.

Ding et al. (2003) afirmaram que a aplicação de uma determinada força no torque (pré-carregamento) é o que mantém a união das roscas e que quanto

maior o torque maior a força de união, porém o torque não deve ultrapassar o limite de deformação elástica do parafuso. Neste trabalho de compressão máxima com incidência de força a 30° em relação ao longo eixo do implante os autores compararam a modificação da conexão interna de implantes Cone Morse ITI e concluíram que é necessário um reapertamento para a estabilidade do sistema com octágono interno e este apresenta resistência significativamente menor quando comparada ao desenho original de Cone Morse com conicidade de 8°.

Duncan et al. (2003) relataram as complicações protéticas ocorridas em 51 pacientes que receberam 186 implantes acompanhados por 3 anos. Observaram que soltura do parafuso oclusal e desgaste da resina composta de acesso ao parafuso foram as únicas complicações ocorridas em próteses completas parafusadas, enquanto que em próteses completas cimentadas em abutments sólidos não houveram problemas. Os autores afirmaram que os problemas são relacionados ao aumento da força de mordida e a inadequados procedimentos laboratoriais, não tendo relação com o sistema de implante propriamente dito.

Goodacre et al. (2003) realizaram uma revisão de literatura sobre as complicações clínicas e protéticas relacionadas a implantes dentais publicadas no período de 1981 a 2001 e as dividiu em seis categorias: a) complicações cirúrgicas; b) perda de implante; c) perda de osso; d) peri-implantite relacionada a tecidos moles; e) complicações mecânicas e; f) complicações estéticas e fonéticas. As complicações mais comuns encontradas foram: perda do mecanismo de retenção da *overdenture*, perda de implante em maxila irradiada, complicações relacionadas a hemorragia, fratura da resina tipo *veneer* em próteses parciais fixas, perda do implante em *overdentures* maxilares, *overdentures* com necessidade de realinhamento, perda de implantes em osso tipo IV e, fratura do *attachment/clip* em

*overdentures*. Ainda conforme Goodacre et al. (2003) um grande número de complicações mecânicas é relatado e dentre outras complicações temos: perda do parafuso da prótese (7%), perda do parafuso do *abutment* (6%), fratura do parafuso da prótese (4%), fratura da estrutura metálica (3%), fratura do parafuso do *abutment* (2%) e, fratura do implante (1%).

Hecker & Eckert (2003) realizaram um estudo sobre a adaptação dos componentes em implantes frente a um carregamento cíclico e afirmaram que a tolerância dimensional dos componentes é de extrema importância para impedir complicações mecânicas e biológicas futuras.

Strub & Gerds (2003) avaliaram a resistência à fratura de cinco diferentes combinações de implante-pilar protético antes e após carregamento termomecânico cíclico, são elas: G1) Implante Steri-Oss e pilar Novostil (Nobel Biocare); G2) Implante Steri-Oss e pilar Anatomic abutment (Nobel Biocare); G3) Implante Steri-Oss e pilar Straight HL (Nobel Biocare); G4) Implante IMZ Twin e pilar Esthetic abutment (Friatec) e; G5) Implante Osseotite e pilar Hexed Gol UCLA (3i). Os autores observaram que grupos G2, G3 e G5 têm totais condições de resistirem às forças mastigatórias na região anterior, pois as falhas mecânicas ocorreram entre 75,76Kgf (743N) e 91,06Kgf (893N) para estes grupos.

Yildirim et al. (2003) avaliaram *in vitro* a resistência à fratura de dois diferentes pilares intermediários de cerâmica pura para implantes Branemark, um de Óxido de Alumínio e outro de Óxido de Zircônia restaurados com coroas de cerâmica Empress. Os autores concluíram que ambos intermediários superaram os valores de força máxima incisal encontrados na literatura (37,72Kgf; 370N) sendo que a média da resistência do intermediário de Óxido de Alumínio de 28,56Kgf (280,1N) e do intermediário de Óxido de Zircônio foi de 80,36Kgf (788,1N).

Alkan et al. (2004) analisando a influência da distribuição de três diferentes incidências de cargas oclusais (10N horizontal, 35N vertical, 70N oblíquo) sobre três diferentes sistemas de implantes (Branemark HE, ITI Cone Morse de 8° e ITI Cone Morse com octágono interno) pelo método de elemento finito concluíram que as forças concentram-se entre o corpo e a primeira rosca do *abutment*, independente da localização das cargas e do tipo de intermediário. Os resultados sugeriram também, que os três sistemas testados não demonstraram possibilidade de falha nas condições de força simuladas para a recuperação de um dente unitário.

Bozkaya & Müftü (2004) estudaram a mecânica de pilares cônicos com parafuso integrado utilizados em implantes CM Ankylos e ITI. Para os autores, os torques de inserção e remoção são os principais fatores para determinar a estabilidade da união. Fatores como fricção, propriedades geométricas do parafuso, ângulo de conicidade e propriedades elásticas dos materiais influenciam na mecânica do sistema. Os autores observaram que os torques necessários para a remoção do pilar variaram numa média de 85 a 137% do torque utilizado para apertar o conjunto.

Çehreli et al. (2004a) compararam a resistência mecânica frente a testes de fadiga de implantes synOcta ITI com pilares protéticos de uma peça (pilares sólidos) e de duas peças (pilares synOcta para coroas cimentadas). Após os testes observaram que ambos encontravam-se clinicamente imóveis e sem sinais de falha mecânica, porém os valores de torque necessários para remoção dos pilares sólidos foram maiores do que para a remoção de pilares synOcta com octágono interno.

Em outro estudo Çehreli et al. (2004b) compararam, através de fotoelasticidade, a distribuição de tensões em implantes com junta de topo e



implantes com cone interno e concluíram que ambos sistemas têm similar características de distribuição de forças.

Khraisat et al. (2004) avaliaram o efeito do carregamento cíclico axial cêntrico e não cêntrico em implantes HE com pilar protético CeraOne simulando 40 meses de função a 5,09Kgf (50N). Observaram que o torque de 32Ncm foi mantido com maior intensidade quando aplicada cargas excêntricas.

Tan et al. (2004) analisaram o momento em que as forças externas não axiais aplicadas sobre um conjunto implante-pilar protético causam a perda do contato entre as superfícies deste conjunto. Concluíram que o torque preconizado pelo fabricante deve ser respeitado para garantir a integridade do parafuso e que a força necessária para o afastamento das superfícies é muito maior em implantes de plataforma larga, quando comparados a plataforma regular, e maior para pilares CeraOne do que em pilares Multiunit em implantes de mesma plataforma.

Torrado et al. (2004) ao comparar a resistência à fratura da porcelana em coroas metalo-cerâmicas implanto-suportadas parafusadas e cimentadas concluíram que as coroas parafusadas apresentam resistência significativamente menor e que a colocação da abertura de acesso ao parafuso 1mm fora do centro da face oclusal não interfere na resistência à fratura.

Wiskott et al. (2004) compararam a resistência de cinco tipos de intermediários ITI e concluíram que a resistência dos componentes parafusados foi duas vezes maior que dos componentes cimentados e, para os componentes parafusados, quanto maior o torque inicial maior a resistência à fadiga.

Carrilho et al. (2005) compararam a liberdade de rotação de implantes HE comparados com implantes HI e concluíram que a liberdade de rotação foi maior

para implantes HI com valores maiores que 5° e menores para os implantes HE onde os valores alcançaram os 3°.

Att et al. (2006) em um estudo *in vitro* compararam a resistência à fratura de implantes individuais restaurados com coroas de Alumina (Procera) em três diferentes pilares protéticos: Titânio, Alumina e Zircônia. Os corpos de prova foram envelhecidos artificialmente e os valores obtidos foram de 148,26Kgf (1454N), 43,08Kgf (422,5N) e 45,23Kgf (443,6N) para os grupos Ti, Al e Zr, respectivamente. Estes resultados mostraram que todos os três pilares têm potencial para suportar as forças fisiológicas em região anterior.

Barbosa et al. (2006) analisaram se o torque de 10N em parafusos de união coroa-pilar protético recomendado pelos fabricantes é suficiente para resistir às forças mastigatórias. Neste trabalho os autores fizeram um cálculo matemático que permitiu a decomposição da força mastigatória para visualizar os vetores de força e momentos que agem sobre o parafuso quando o conjunto sofre uma força mastigatória de 30,59Kgf (300N) e concluíram que o torque inicial é suficiente para resistir às cargas mastigatórias, porém esta pré-carga é perdida por um fator conhecido como fator de acomodação.

Bernardes et al. (2006) analisaram com o uso de fotoelasticidade a distribuição de tensões em implantes com mesma forma externa porém com conexão interna diferente. Compararam implantes HE e HI e concluíram que, frente a aplicação de cargas não axiais os implantes HI apresentaram níveis de tensão significativamente menores em relação a HE. Segundo os autores implantes com conexões internas apresentam vantagens em relação às conexões externas.

Erneklint et al. (2006) estudaram a resistência à fratura de implantes cônicos combinados com pilares protéticos de duas diferentes angulações (20° e

45°) e com parafusos de retenção de três diferentes materiais (liga de titânio, liga de ouro e titânio comercialmente puro) frente a forças aplicadas a 30 graus. Os autores concluíram que a angulação do pilar é muito mais importante na determinação da resistência do conjunto do que o material do parafuso. Os resultados obtidos também mostraram que os conjuntos com pilares angulados em 45° falharam após carga oblíqua entre 45,88Kgf (450N) e 54,04Kgf (530N), e os conjuntos com pilares de 20° falharam após carga entre 130,52Kgf (1280N) e 160,09Kgf (1570N).

Misch (2006a) afirmou que no planejamento prévio ao tratamento devem ser incluídos métodos para reduzir o *stress* e minimizar seus efeitos a longo prazo. O objetivo, que inclui diminuir a quantidade de força, é reduzir as chances de complicações no sistema implante-prótese.

Conforme Misch (2006b), algumas parafunções como interposição de língua, bruxismo e apertamento induzem mais *stress* no implante e na prótese. Para o autor, o bruxismo e o apertamento são os fatores mais críticos para se avaliar em qualquer reconstrução com implantes, impedindo o sucesso a longo prazo na presença de uma dessas patologias de forma severa.

Misch & Bidez (2006) apontaram a importância de respeitar os conceitos de oclusão mutuamente protegida, onde os dentes posteriores são protegidos pela guia anterior durante os movimentos excursivos e os dentes anteriores têm apenas um leve contato e são protegidos pelos dentes posteriores quando estes ocluem no fechamento máximo mandibular.

Nery (2006) estudou o comportamento mecânico de implantes HE e HI frente a testes de fadiga. Foram avaliadas três marcas comerciais e seus sistemas de HE e HI para prótese cimentada e parafusada. O autor observou com auxílio de

MEV que não houve diferença quanto à deformação do sistema de conexão interna ou externa.

Quek et al. (2006) compararam a resistência à fadiga de implantes de plataforma estreita, regular e larga e concluíram que os implantes de plataforma larga têm maior resistência à fadiga e devem ser preferidos em situações clínicas em que há grande carga mastigatória.

Chung et al. (2007) avaliaram os fatores que afetam a perda óssea tardia ao redor de implantes, em um estudo que acompanhou 339 implantes colocados em 69 pacientes. Os autores concluíram que implantes curtos, de largo diâmetro, suportando próteses fixas e colocados em pacientes fumantes apresentam uma média de perda óssea anual mais alta. Constataram também que, o comprimento do implante é o fator mais importante para a sua manutenção.

Moura et al. (2007) mensuraram *in vitro* a resistência à fratura de intermediários construídos em In-Ceram Zircônia e restaurados com coroa de In-Ceram Alumina simulando uma prótese unitária em Incisivo Central Superior. Após aplicar uma carga crescente à 135° na região de cingulo os conjuntos resistiram a forças de compressão na média de 31,16Kgf (305,6N).

Pedroza et al. (2007) compararam a resistência à força compressiva estática de três sistemas de implantes diferentes. Os autores avaliaram macroscopicamente a ocorrência de deslocamento longitudinal, afrouxamento ou perda de pilar protético, fratura de parafuso e fratura de implante. Os implantes foram fixados simulando estarem 2mm acima da altura óssea. Com um carregamento crescente feito à 30° concluíram que estatisticamente o sistema *Unipost* apresentou resistência superior à força de compressão (392,5psi) quando comparado aos sistemas *Splyne* (342,8psi) e *Screw-Vent* (369,1psi). Observaram

que no sistema *Unipost* as falhas ocorriam na primeira rosca do corpo do implante e atribuíram isto ao fato dos implantes estarem 2 mm acima da altura óssea, deixando uma parte do implante sem suporte e mais suscetível à fratura.

### 3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste trabalho consiste em:

- a) comparar a resistência à fratura dos pilares protéticos de implantes osseointegrados tipo Cone Morse mediante a realização de ensaios de compressão máxima e posterior análise estatística;
- b) analisar macroscopicamente e por meio de radiografias a junção pilar implante após os ensaios;
- c) analisar o comportamento dos componentes em uma situação de incidências de forças com angulação de 30°, para implantes unitários com componentes protéticos retos e angulados em 17° e 30°.

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

O trabalho experimental compreendeu a realização de teste de carga máxima em componentes de implantes de titânio comercialmente puro da mesma marca comercial e posterior avaliação da superfície dos componentes macroscopicamente e através de radiografias. Os critérios utilizados para a análise macroscópica e radiográfica foram: deformação ou fratura do pilar protético, deformação ou fratura do corpo do implante, deformação ou fratura do parafuso passante e, movimentação do corpo do implante dentro da resina. Os resultados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e análise estatística pelos testes de Tukey ao nível de significância de 5%.

### **4.1 Seleção dos implantes e pilares protéticos**

Foram utilizados 30 implantes de 10 mm de comprimento por 4.3mm de diâmetro do tipo Alvim Cone Morse Neodent®.

Os pilares utilizados são do tipo Cone Morse para prótese cimentada compatível com plataforma 4.3. Foram utilizados 10 pilares retos (pilar de corpo único sem parafuso passante) para prótese cimentada com dimensões de 4.5 x 2.5 x 4 mm, 10 pilares angulados em 17° (com parafuso passante) para prótese cimentada com dimensões de 4.5 x 2.5 x 4mm e 10 pilares angulados em 30° (com parafuso passante) para prótese cimentada com dimensões de 4.5 x 2.5 x 4mm (figura 2 e 3).

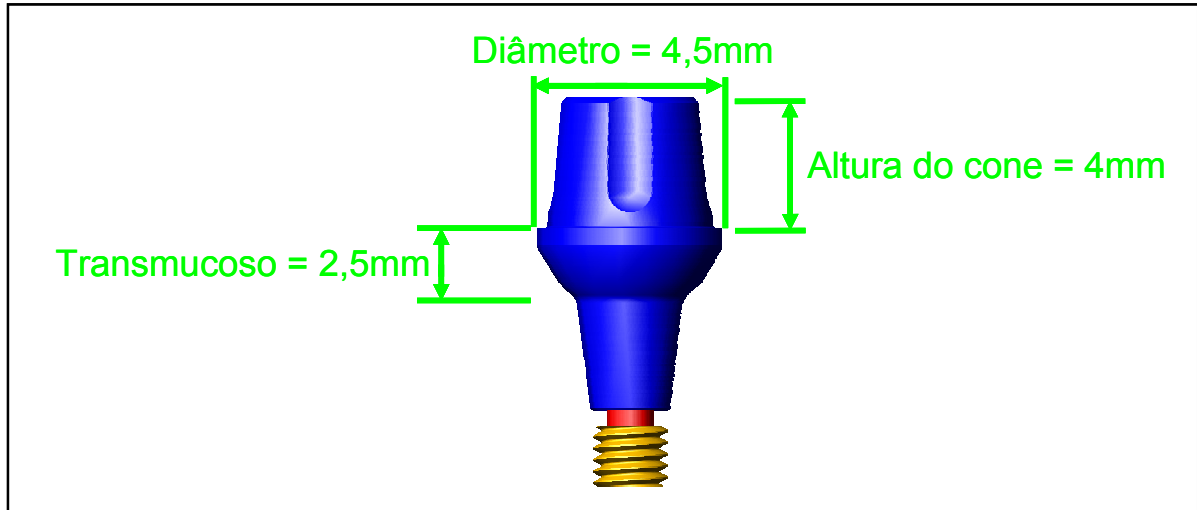


Figura 2 - Dimensões dos pilares retos Cone Morse Neodent

Fonte: Neodent

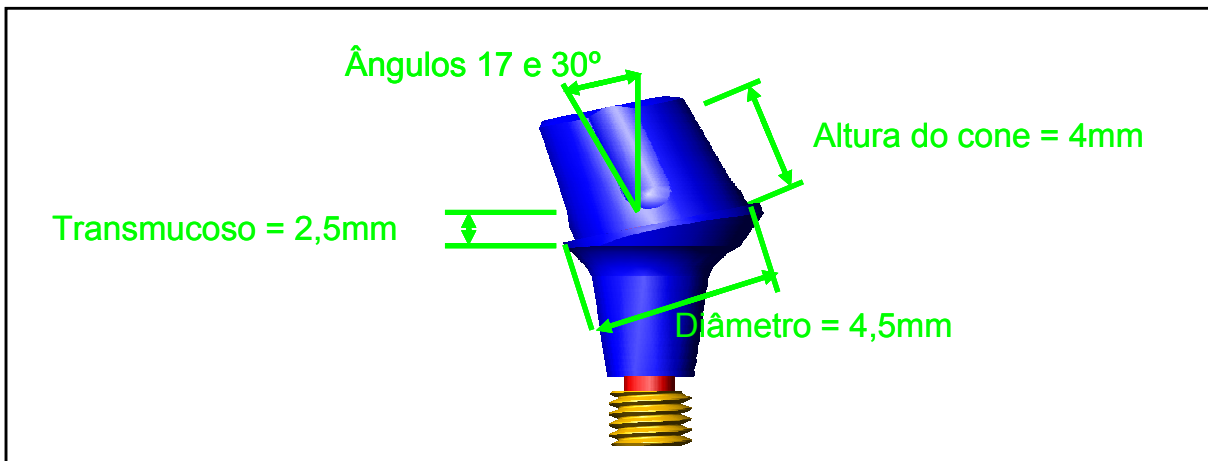


Figura 3 - Dimensões dos pilares angulados Cone Morse Neodent

Fonte: Neodent

Os 30 implantes foram divididos em três grupos de 10, cada grupo formando conjunto com um tipo de pilar. Formaram-se assim os grupos G1 (Pilar Reto), G2 (Pilar Angulado em 17°) e G3 (Pilar Angulado em 30°). Todos os implantes e componentes protéticos necessários para a realização desta pesquisa foram gentilmente cedidos pela empresa Neodent (figura 4).





Figura 4 - Implante Alvin CM, Pilar Reto e Pilares Angulados em 17° e 30°

#### 4.2 Corpos de prova

Os implantes foram fixados em base de resina epóxi (resina 1109 e catalisador 2963), com tempo de polimerização de quatro horas à temperatura ambiente. Esta resina possui módulo de elasticidade de 13,7Gpa, próximo ao módulo de elasticidade do tecido ósseo (Yildirim et al., 2003; Nery, 2006).

Foram utilizados dois canos de policloreto de vinila (PVC) de 50 cm de comprimento e 21 mm de diâmetro interno onde a resina foi vazada e aguardada sua polimerização. Em seguida procedeu-se com um corte ao longo eixo dos canos de PVC e remoção dos bastões de resina que haviam se formado. Os bastões de resina foram cortados em torno mecânico de precisão obtendo-se as bases de 21 mm de diâmetro por 17mm de altura. Foi realizado no centro de cada base de resina uma perfuração de 4.3mm de diâmetro por 10 mm de profundidade utilizando-se o torno mecânico. As perfurações foram feitas em uma angulação de 90° com a superfície. Os implantes foram colocados na cavidade aberta ficando sua extremidade cervical na altura da resina, simulando a indicação clínica de estarem

na altura óssea, e fixados na base com a mesma resina epóxi, aguardando o tempo de polimerização preconizado (figura 5 e 6).

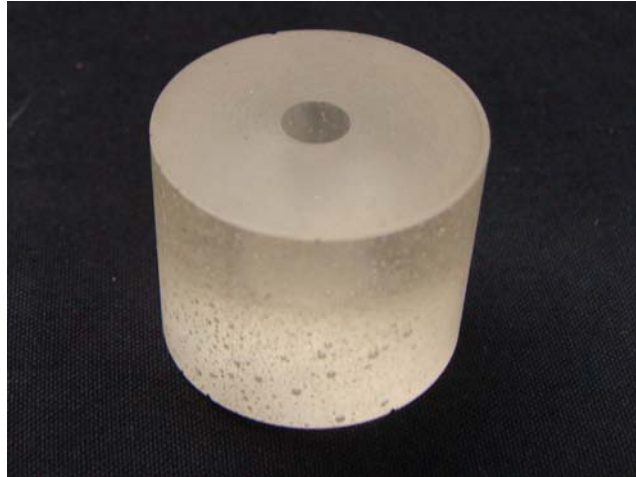


Figura 5 - Base de resina epóxi nas dimensões de 21 x 17 mm com perfuração de 4,3 x 10mm

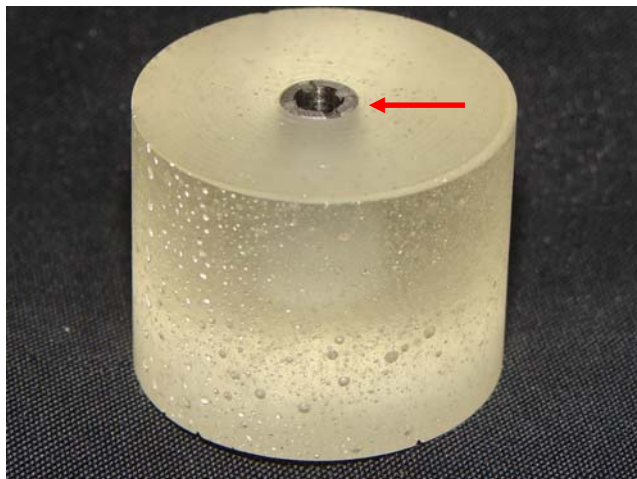


Figura 6 - Implante CM posicionado na base de resina epóxi mostrando a justa adaptação

Para a fixação dos pilares aos implantes foi utilizado o torquímetro Neodent® preconizado pelo fabricante com o torque recomendado pelo fabricante

de 32Ncm no pilar reto e de 10Ncm nos pilares angulados com parafuso passante (figura 7 e 8).



Figura 7 - Implantes com pilar reto, angulado em 17° e angulado em 30°, respectivamente



Figura 8 - Os 30 corpos de prova prontos para o ensaio.

Com o auxílio do Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica, Prof. Ms. Jorge Luiz Rodrigues Marques (UNISC), foi idealizado um dispositivo em aço de

angulação regulável capaz de alinhar cada um dos três grupos a 30° em relação ao longo eixo do pilar protético. Sendo assim, para o grupo com pilar reto angulou-se o dispositivo em 30°, para o grupo com pilar angulado em 17° angulou-se o dispositivo em 47° e para o grupo com pilar angulado em 30° angulou-se o dispositivo em 60°. A figura 9 mostra este dispositivo bem como as angulações reguláveis de 0°, 30°, 47° e 60° que estão evidenciadas através de linhas brancas.



Figura 9 - Dispositivo confeccionado em aço.

### 4.3 Teste de carga máxima

O conjunto completo foi colocado na máquina de ensaios universais EMIC modelo DL 10.000 onde se aplicou um carregamento crescente com um deslocamento constante de 1 mm/min. A carga foi aplicada em uma angulação de 30° em relação ao longo eixo do componente diretamente no pilar, na sua extremidade superior sem supra-estrutura protética (figura 10 a 17).

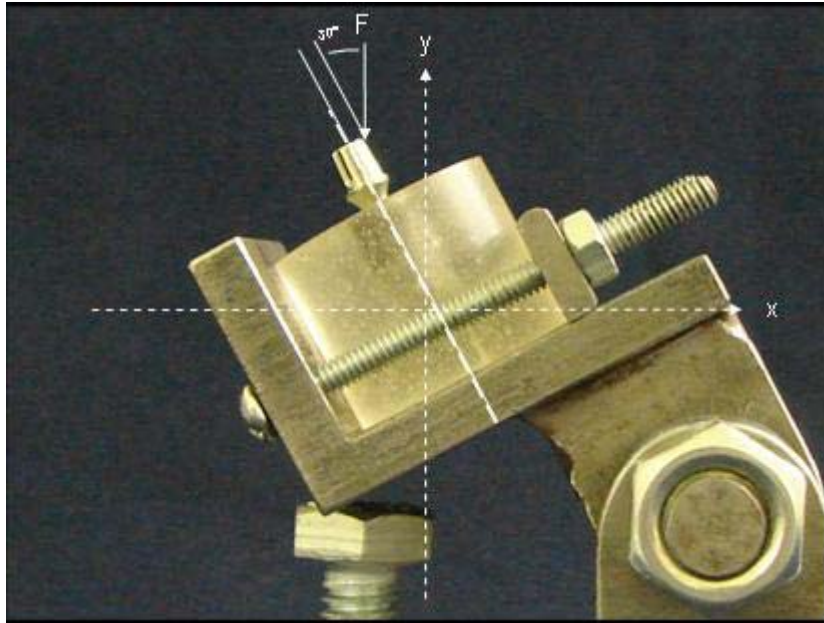


Figura 10 - Incidência de carga nos implantes com componentes retos



Figura 11 - Conjunto montado mostrando a posição do implante com pilar reto para receber a carga a  $30^\circ$  em relação ao pilar

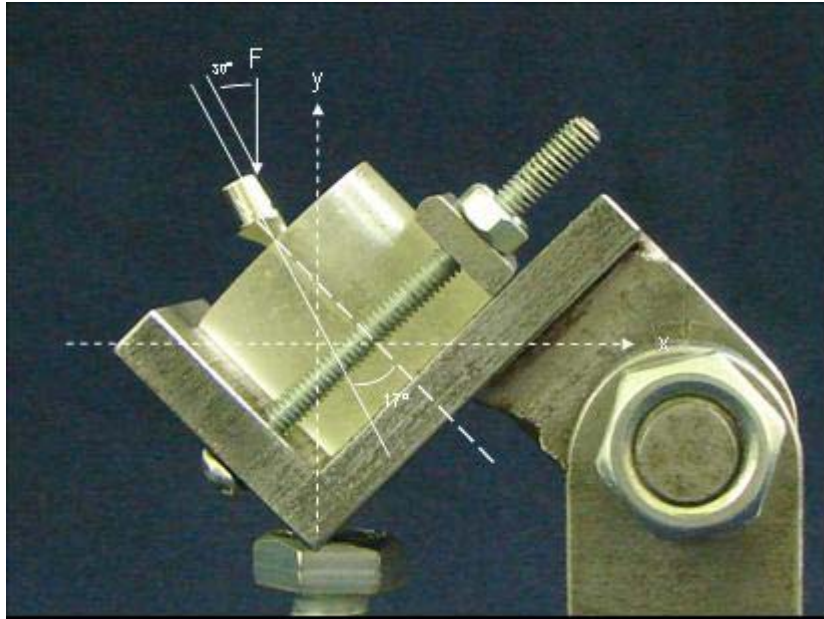


Figura 12 - Incidência de carga nos implantes com componentes angulados em  $17^\circ$



Figura 13 - Conjunto montado mostrando a posição do implante com pilar angulado em  $17^\circ$  para receber a carga a  $30^\circ$  em relação ao pilar

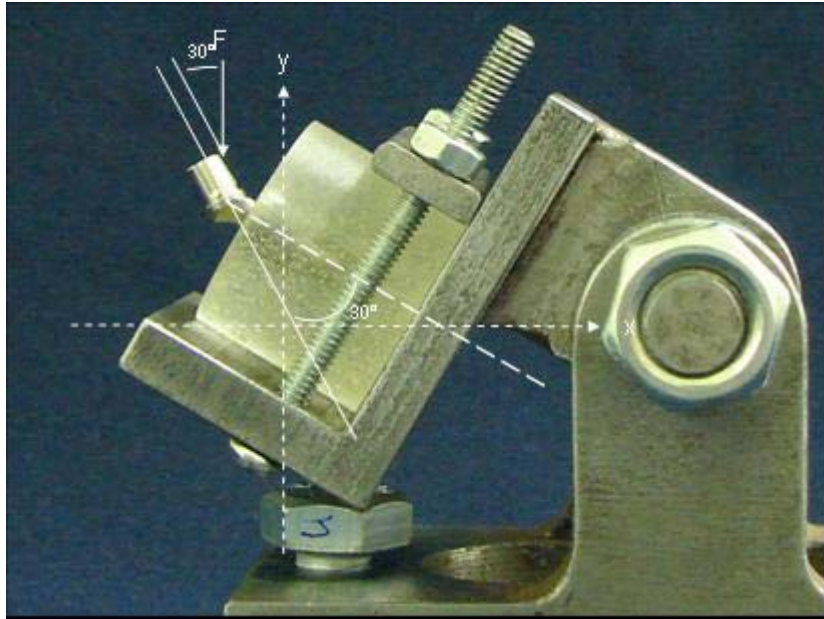


Figura 14 - Incidência de carga nos implantes com componentes angulados em  $30^\circ$



Figura 15 - Conjunto montado mostrando a posição do implante com pilar angulado em  $30^\circ$  para receber a carga a  $30^\circ$  em relação ao pilar



Figura 16 - Máquina de Ensaio Universais EMIC

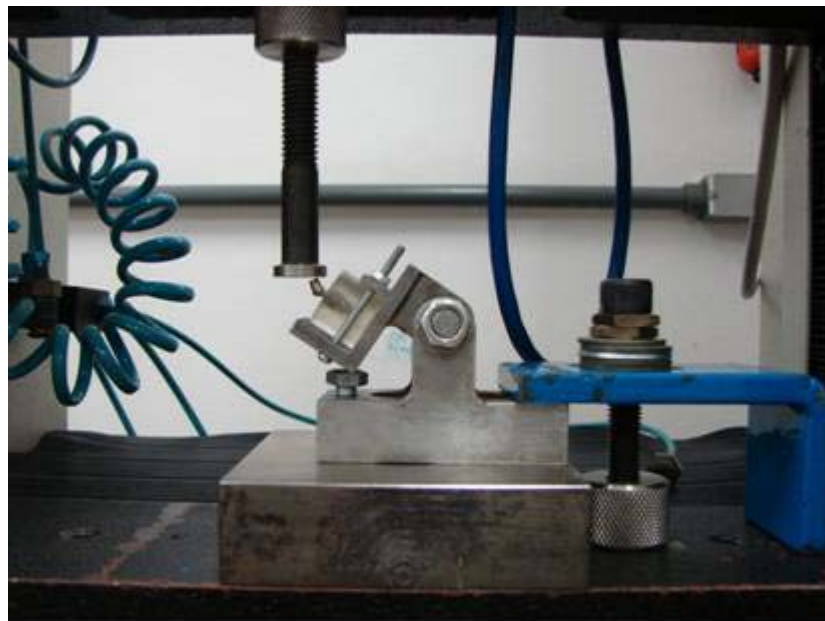


Figura 17 - Estrutura fixada à Máquina de Ensaio evidenciando o momento da realização dos testes

Os valores de força máxima foram registrados no momento do término da deformação elástica e início da deformação plástica. Utilizamos valores de força máxima de mordida encontrados na literatura como referência aos resultados por



nós encontrados. Segundo Braun et al. (1995 apud Bidez, Misch, 2006) a força máxima de mordida na região entre pré-molares e molares de homens chega a 80,46kgf (789N).

Brekhus et al. (1941 apud Okeson, 2000) relataram que as mulheres têm força máxima de mordida entre 35,8Kgf (351,07N) a 44,9Kgf (440,31N), enquanto que a força de mordida dos homens varia de 53,6Kgf (525,63N) a 64,4Kgf (631,54N).

Howel et al. (1948 apud Okeson, 2000) afirmaram que a força máxima aplicada pelo primeiro molar é entre 41,3Kgf (405N) a 89,8Kgf (880,63N), enquanto que a força máxima aplicada pelo incisivo central é entre 13,2Kgf (129,44N) e 23,1Kgf (226,53N).

Paphangkorakit & Osborn (1997) mediram, em sua pesquisa, a força máxima de mordida na região de incisivos em homens e observaram que o maior valor encontrado foi de 37,7Kgf (370N).

Conforme van Eijden (1991 apud Bidez, Misch, 2006) a força máxima de mordida em homens chega a 49,45Kgf (485N) na região de caninos, 59,45Kgf (583N) nos segundos pré-molares e, 76,38Kgf (749N) nos segundos molares.

#### **4.4 Análise dos componentes**

Antes e após os ensaios mecânicos os corpos de prova foram radiografados perpendicularmente utilizando-se películas periapicais Kodak Ultra-Speed. Um corpo de prova de cada grupo, escolhido aleatoriamente, foi cortado longitudinalmente com auxílio de uma fresadora e discos extra-finos (Dentorium 308) e feita inspeção visual para avaliar os locais das fraturas ou falhas (figura 18 e 19).



Figura 18 - Fresadora utilizada para corte dos implantes

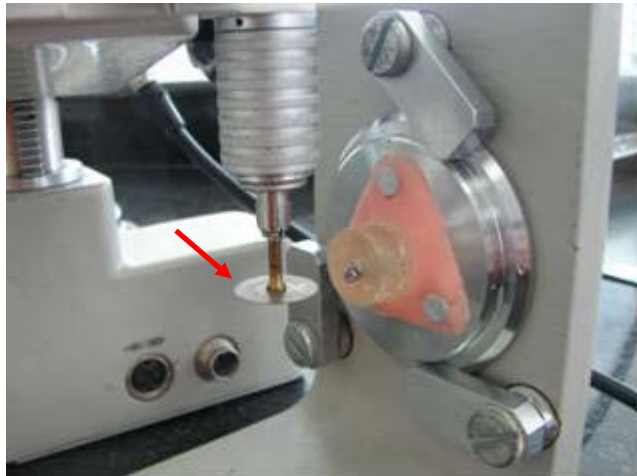


Figura 19 - Disco Dentorium 308 usado para o corte

## 5 RESULTADOS

Após os ensaios mecânicos obtivemos os resultados apresentados a seguir. A tabela 1 mostra os resultados obtidos e a média dos valores do Grupo 1 com componente protético reto, os valores em destaque correspondem aos valores máximos e mínimos obtidos até o momento em que iniciou a deformação plástica.

Tabela 1 - Resultados do ensaio de compressão máxima do Grupo 1 (Pilar Reto)

Amostras	Força Máxima (Kgf)	Fratura de componente
1	<b><u>182,03</u></b>	Não
2	150,29	Não
3	168,37	Não
4	148,20	Não
5	171,53	Não
6	156,01	Não
7	158,69	Não
8	158,04	Não
9	<b><u>143,42</u></b>	Não
10	146,90	Não
Média	158,34	-----

A tabela 2 mostra os resultados obtidos e a média dos valores do Grupo 2 com componente protético angulado em 17 graus, os valores em destaque correspondem aos valores máximos e mínimos obtidos até o momento em que

iniciou a deformação plástica. Observa-se que, diferente do grupo 1 onde não houve fratura de nenhum componente, neste grupo nove amostras fraturaram.

Tabela 2 - Resultados do ensaio de compressão máxima do Grupo 2 (Pilar Angulado em 17°)

Amostras	Força Máxima (Kgf)	Fratura de componente
1	74,56	Não
2	<b>72,78</b>	Sim
3	82,05	Sim
4	76,42	Sim
5	88,77	Sim
6	87,93	Sim
7	74,53	Sim
8	82,97	Sim
9	94,18	Sim
10	<b>95,59</b>	Sim
Média	82,97	----

A tabela 3 mostra os resultados obtidos e a média dos valores do Grupo 3 com componente protético angulado em 30 graus, os valores em destaque correspondem aos valores máximos e mínimos obtidos até o momento em que iniciou a deformação plástica. No Grupo 3 oito amostras faturaram.

Tabela 3 - Resultados do Ensaio de Compressão Máxima do Grupo 3 (Pilar Angulado em 30°)

Amostras	Força Máxima (Kgf)	Fratuira de componente
1	61,46	Sim
2	65,04	Não
3	60,60	Sim
4	61,50	Sim
5	<b>66,35</b>	Sim
6	65,84	Sim
7	62,73	Sim
8	63,12	Não
9	62,70	Sim
10	<b>58,76</b>	Sim
Média	62,81	----

A Análise de Variância (ANOVA) mostrou que existe diferença estatisticamente significativa entre pelo menos dois dos grupos analisados ( $p < 0,001$ ). Para verificar quais grupos diferem entre si foi aplicado o Teste de Tukey que, por sua vez, evidenciou serem os três grupos significativamente diferentes entre si, com relação às suas médias. Sendo assim, no Grupo 1 (Pilar Reto) a média de resistência à fratura foi de 158,34Kgf (1552,78N), estatisticamente maior que a média do Grupo 2 (Pilar Angulado em 17°) de 82,97Kgf (813,65N) que, por sua vez, foi estatisticamente maior que a média do Grupo 3 (Pilar Angulado em 30°) de 62,81Kgf (615,95N).

Com a análise radiográfica foi possível verificar que, frente à força de compressão aplicada, houve deformação da porção cervical dos implantes em todos

os grupos (figuras 20 a 25).

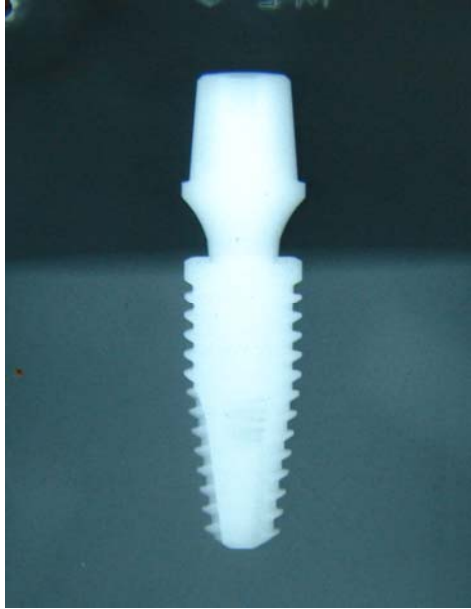


Figura 20 - Rx do Implante com pilar reto antes do ensaio

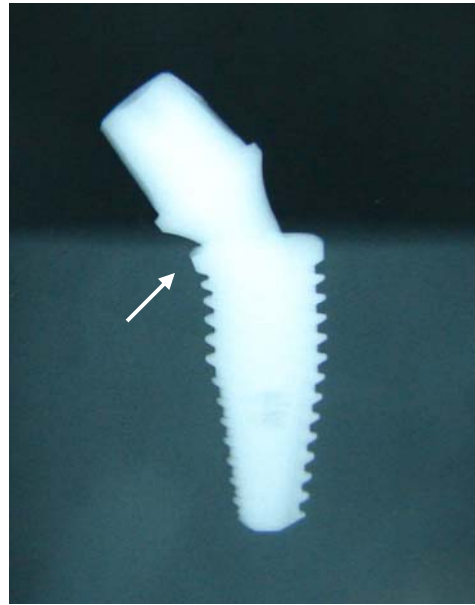


Figura 21 - Rx mostrando deformação do pilar reto e do implante



Figura 22 - Rx do Implante com pilar angulado em 17° antes do ensaio

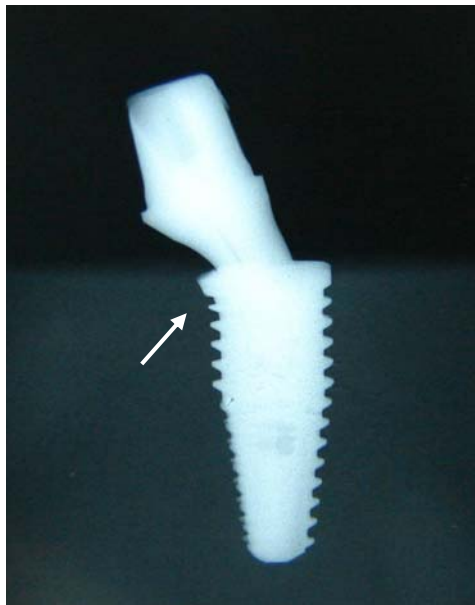


Figura 23 - Rx mostrando deformação do pilar angulado em 17° e do implante



Figura 24 - Rx do Implante com pilar angulado em 30° antes do ensaio

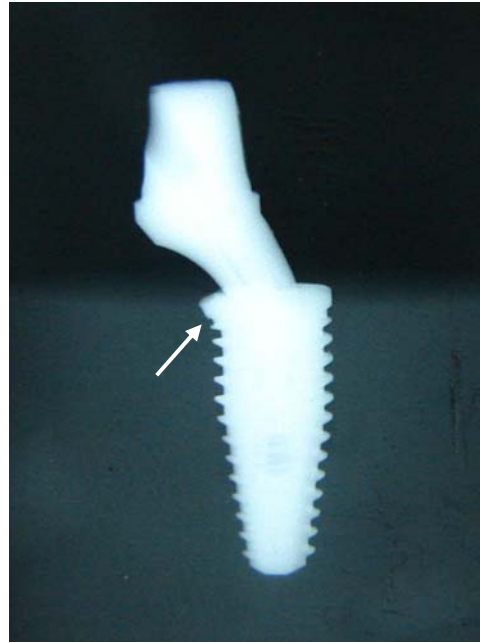


Figura 25 - Rx mostrando deformação do pilar angulado em 30° e do implante

A análise das estruturas também mostrou que, nos implantes com pilar reto, houve deformação plástica do componente protético e da porção cervical do implante, enquanto que nos implantes com componentes angulados em 17° e 30° observou-se, além da deformação plástica do componente protético e do implante, fratura de quase todos os parafusos de fixação do pilar e leve movimentação do implante dentro da resina, conforme pode ser observado na figura 26 pelo espaço criado ao redor do implante e indicado pela seta. Esta movimentação ocorreu principalmente nos implantes com componentes protéticos de maior angulação (30 graus). Em todos os parafusos fraturados a falha ocorreu pela separação das roscas do corpo do parafuso (figura 27).



Figura 26 - Leve deslocamento do implante dentro da resina

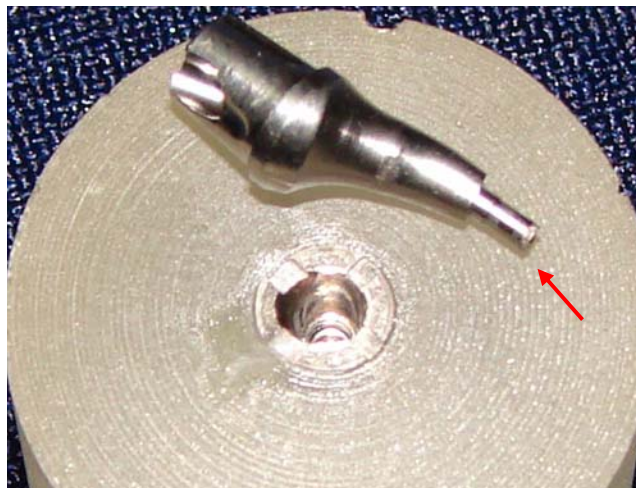


Figura 27 - Fratura da extremidade do parafuso passante onde se nota ausência das roscas

O corte realizado em uma amostra por grupo ajudou a localizar os pontos de deformação e fratura. A figura 28 corresponde a um conjunto implante-pilar reto (G1) após o ensaio de compressão. As figura 29 e 30 correspondem, respectivamente, aos conjuntos de implante-pilar angulado em 17° (G2) e implante-pilar angulado em 30° (G3). Na figura 29 fica bem evidente que a fratura dos parafusos passantes ocorreu por separação das roscas dos parafusos de seu corpo. Na figura 30 pode-se observar as roscas do parafuso passante unidas ao seu corpo.





Figura 28 - Grupo 1, corte longitudinal



Figura 29 - Grupo 2, corte longitudinal



Figura 30 - Grupo 3, corte longitudinal

## 6 DISCUSSÃO

Os implantes osseointegrados têm evoluído muito nos últimos anos. Conforme verificado na revisão da literatura estes avanços são alicerçados por inúmeras pesquisas que buscam um melhor entendimento de forças mastigatórias, distribuição de tensões, resistência dos materiais e componentes, fadiga dos materiais, pré-carregamento e condições biomecânicas das próteses sobre implantes.

Desde que Adell et al. (1981) apresentaram um estudo longitudinal do acompanhamento de implantes osseointegrados por 15 anos obtendo um elevado índice de sucesso na reabilitação de maxilares edêntulos, muita ênfase têm sido dada à interface osso-implante e às considerações mecânicas como perda de componentes por falhas ou fraturas. Assim, os materiais e os desenhos dos implantes e componentes bem como as tolerâncias entre o implante e sua prótese correspondente têm sido continuamente melhorados.

Após o comprovado sucesso dos implantes osseointegrados para reabilitações de arcos completamente edentados, começou-se a utilização dos implantes para restaurar perdas dentárias unitárias. Junto a isto ocorreram inúmeras pesquisas que compreendiam uma série de testes simulando o uso dos implantes em aplicações para dentes individuais (Bonanini et al., 1990; Clelland et al., 1993; Möllersten et al., 1997; Aboyoussef et al., 2000; Moraes 2001; Khraisat et al., 2002; Lee et al., 2002; Strub, Gerds 2003; Yildirim et al., 2003; Alkan et al., 2004; Çehreli et al., 2004a; Çehreli et al., 2004b; Khraisat et al., 2004; Wiskott et al., 2004; Att et

al., 2006; Bernardes et al., 2006; Erneklint et al., 2006; Quek et al., 2006; Pedroza et al., 2007; Moura et al., 2007).

A morfologia óssea faz com que os implantes sejam, muitas vezes, colocados em posições não ideais para a reconstrução protética. Nestes casos torna-se necessário a utilização de pilares angulados que, conforme Clelland et al. (1993), provocam um aumento significativo das tensões ao redor do implante. Giglio (1999) preconiza quatro critérios para a seleção de pilares protéticos, entre estes considera-se a angulação do implante. Para Bonanini et al. (1990); Watson et al. (1991); Gelb & Lazzara (1993); Eger et al. (2000) os pilares angulados são os elementos de escolha para estas situações onde a configuração óssea determina um posicionamento não ideal do implante para reconstrução protética. Conforme Sethi et al. (2002), que acompanharam por 10 anos um total de 3101 implantes restaurados utilizando pilares angulados de 0° a 45°, a magnitude do ângulo do pilar não influencia no índice de sucesso do tratamento.

Este trabalho tem a finalidade de estudar a resistência à fratura do sistema cone morse de uma única marca comercial comparando o pilar reto com pilares de duas diferentes angulações. Para isto foi realizado um teste de compressão máxima a uma angulação de 30° em relação ao longo eixo do pilar protético, simulando as condições fisiológicas de inclinação de cúspide. Esta angulação é rotineiramente descrita na literatura para ensaios com implantes (Balfour, O'brien, 1995; Boggan et al., 1999; Merz et al., 2000; Lee et al., 2002; Ding et al., 2003; Yildirim et al., 2003; Erneklint et al., 2006; Pedroza et al., 2007).

Por considerarmos que a posição dental deve ser respeitada determinamos para esta pesquisa que o pilar protético ficaria sempre na mesma posição independente de sua angulação, por conseguinte haveria uma alteração na

posição do implante. Esta situação vem de encontro com o que ocorre clinicamente. A figura 31 exemplifica situações onde, em virtude de uma estrutura anatômica (esferas coloridas próximo ao implante), o implante teve que ser colocado em diferentes posições, exigindo pilares com diferentes angulações para possibilitar a reconstrução protética. Cúspides com inclinações de  $30^\circ$  fazem com que as forças transmitidas ao pilar protético estejam também a  $30^\circ$ , no entanto esta angulação será diferente em relação ao implante dependendo da situação.

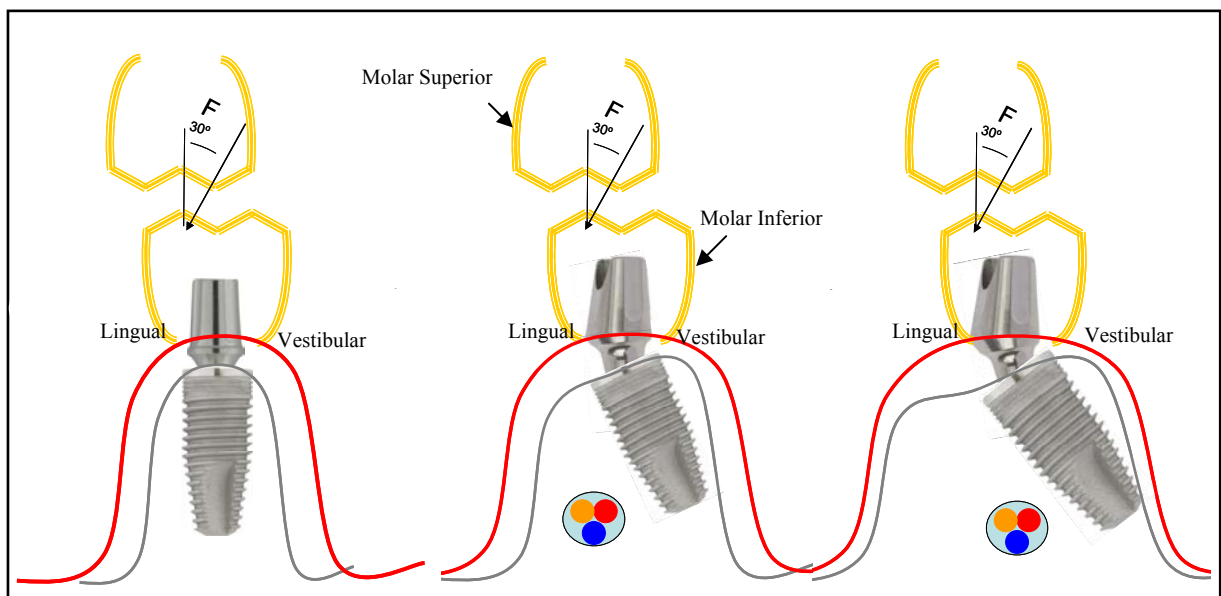


Figura 31 - Ilustração evidenciando a razão pela qual mantivemos a força sempre agindo a  $30^\circ$  em relação ao pilar protético, alterando a posição do implante.

Com isto observa-se que no conjunto com pilar reto o longo eixo do pilar e implante coincidem, sendo assim a força aplicada a  $30^\circ$  em relação ao pilar mantém a mesma angulação em relação ao implante. Esta situação vai modificando-se à medida que aumentamos a angulação do pilar. No pilar angulado em  $17^\circ$  a incidência de força ocorre a  $47^\circ$  em relação ao longo eixo do implante e no pilar

angulado em 30° a direção de aplicação da força ocorre a 60° em relação ao implante.

Observa-se também que quanto maior esta angulação, maior será a distância do eixo de aplicação de força para o ponto rotacional do implante, conforme pode ser visto nas figuras 31, 32 e 33, onde as setas mostram que a distância “C” é maior que a distância “B”, que por sua vez é maior que a distância “A”. A soma destes dois fatores biomecânicos: incidência de força oblíqua em relação ao implante e, distância entre a aplicação de força e o eixo rotacional do implante, provavelmente têm relação com a observação feita durante os ensaios onde implantes com pilares angulados em 30° tinham a tendência de girar em seu próprio eixo, esta movimentação não pode ser fotografada após os ensaios pois a memória elástica da resina onde estavam os implantes fez com que eles retornassem à posição inicial. Isto vem de encontro com as observações de Clelland et al. (1993) que observaram um aumento de tensões em pilares com angulações maiores. Weinberg & Kruger (1995) também relataram que, para cada 10° de aumento na angulação do implante há, aproximadamente, 5% de aumento na carga transferida ao sistema de conexão implante/prótese. Erneklint et al. (2006) também propuseram que a angulação do pilar é um fator muito mais importante na resistência do conjunto do que o material do parafuso.

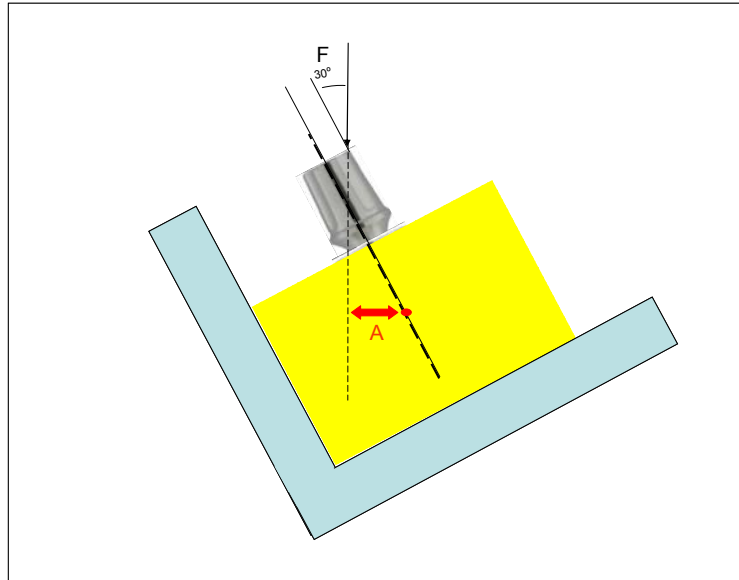


Figura 32 - Em uma situação clínica, a força incide na mesma angulação no pilar reto e implante

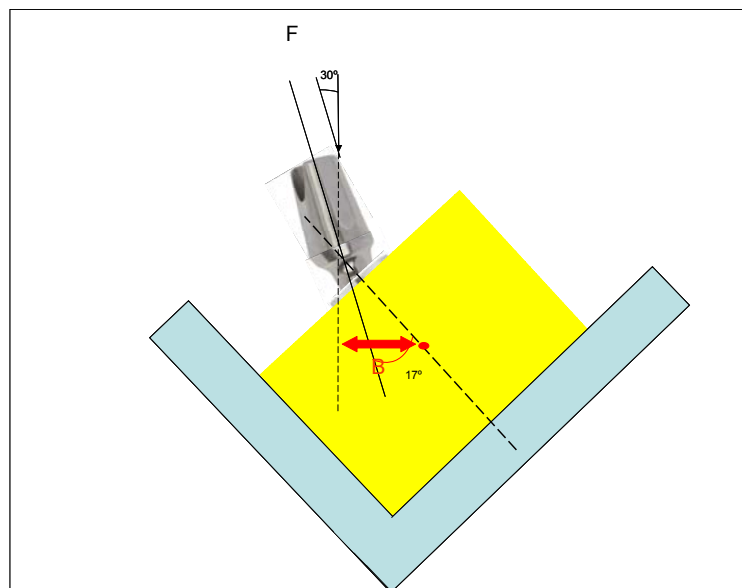


Figura 33 - Com um pilar angulado em 17° a força aplicada será a 47° em relação ao longo eixo do implante

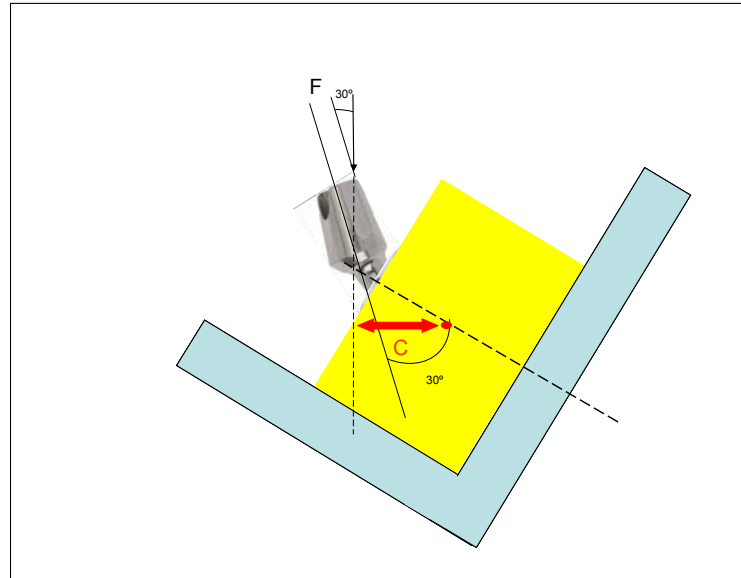


Figura 34 - Com um pilar angulado em  $30^\circ$  a força aplicada será a  $60^\circ$  em relação ao longo eixo do implante

Nos casos de implantes unitários também observa-se a formação de cantilevers. Com o aumento da angulação do pilar e conseqüente aumento da distância entre a aplicação de força e o eixo rotacional do implante ocorre a formação de um cantilever horizontal que, conforme Nery (2006), é um fator determinante para a desestabilização do sistema implante-prótese. Um cantilever vertical também pode ser observado no conjunto implante-prótese, a altura da coroa com uma carga lateral pode agir como um cantilever vertical e aumentar o stress na interface implante-osso (Misch, Bidez, 2006).

Os conjuntos implante-pilar protético de interface cônica têm se tornado cada vez mais populares devido a sua estabilidade mecânica (Binon, 2000; Bozkaya, Müftü, 2004). O crescente uso do sistema CM deve-se também ao melhor acoplamento das conexões, implantes HE apresentam uma movimentação rotacional entre os hexágonos conforme descrito por Binon (1996), Lang et al. (2002) e por Carrilho et al. (2005). Em uma comparação de resistência à fadiga entre

implantes HE Branemark e implantes cone morse ITI, Khraisat et al. (2002) concluíram que os implantes com encaixes cônicos têm resistência significativamente maior devido a uma dispersão do stress ao longo de toda interface de união do sistema CM. Resultados semelhantes foram encontrados por Merz et al. (2000) realizando ensaios em elemento finito com incidência de forças em zero, 15 e 30 graus e por Norton (1997) comparando o implante bi-cônico Astra Tech com o implante HE Branemark frente às forças de compressão. Nós também constatamos, mediante a metodologia aplicada, uma alta resistência à fratura do sistema CM estudado, com médias de valores de resistência de 158,34Kgf (1552,78N) para o conjunto implante/pilar reto, 82,97Kgf (813,65N) para o conjunto implante/pilar angulado em 17° e, 62,81Kgf (615,95N) para o conjunto implante/pilar angulado em 30°.

Para Luterbacher et al. (2000), o modo com que ocorrem as transmissões de forças em implantes cone morse ITI, propagando-se entre o componente protético e o pescoço do implante, faz com que fraturas destes conjuntos sejam raras. Observações semelhantes são feitas por Perriard et al. (2002) que relataram não existir um local com menor resistência no sistema cone morse estudado, considerando que os locais de falha foram distribuídos alternadamente através das estruturas. Çehreli et al. (2004a) estudando o comportamento deste mesmo sistema de implante observou que, após os testes de fadiga realizados, o sistema apresentava-se sem sinal de falha mecânica. Schwarz (2000) sugeriu que implantes ITI com parafuso sólido podem ser utilizados para restaurações unitárias de dentes perdidos inclusive na região de molares, pois este conjunto tem eliminado a possibilidade de fratura.



Em nossa pesquisa também se observou a grande resistência do corpo dos implantes, pois quanto a este não ocorreu nenhum caso de fratura. Os implantes inseridos na resina simulando sua posição clínica na altura óssea conferem uma maior resistência, principalmente, ao corpo do implante se comparado a uma situação onde o implante estivesse posicionado um pouco acima da altura da resina, uma vez que nestes casos há um aumento no braço de potência da alavanca gerada frente à aplicação de cargas. Contudo, frente às altas cargas aplicadas no conjunto implante-pilar protético observou-se, com o auxílio das radiografias e com o corte longitudinal dos conjuntos, deformação da porção cervical do implante em todos os grupos, mesmo naqueles em que a força tolerada foi menor. O corte realizado nos conjuntos após os ensaios ajudou também a compreender a maneira como se encaixam os componentes utilizados (implante e pilar protético com ou sem parafuso passante), visualizando-se a grande diferença estrutural do pilar reto, que apresenta uma estrutura muito mais maciça e compacta por não ter nenhum parafuso transpassando-o, e dos pilares angulados, os quais por apresentarem um parafuso passante aparentam ser mais frágeis. Foi possível verificar também a forma do parafuso passante e a união com sua rosca (Grupos 2 e 3).

Alkan et al. (2004) frente a um estudo de elemento finito com implantes Branemark HE e ITI cone morse com e sem octágono interno concluiu que os três sistemas não demonstram valores de estresse capaz de causar falha ou perda de parafuso. Em relação à distribuição de forças ao redor do implante, Çehreli et al. (2004b) compararam através de fotoelasticidade implantes de junta de topo com implantes de cone interno e concluíram que em ambos os sistemas esta distribuição ao redor do implante ocorre de maneira similar. Por outro lado, ao comparar implantes HE e HI também por meio de estudo fotoelástico, Bernardes et al. (2006)

concluíram que o sistema com conexão interna apresenta níveis de tensão significativamente menores, obtendo vantagens em relação ao HE.

Em relação à resistência das conexões, Möllersten et al. (1997) observaram que juntas profundas favorecem a resistência das conexões implante-pilar protético. Boggan et al. (1999) também relataram que quanto maior a altura do hexágono do implante em implantes HE e, principalmente, quanto maior o diâmetro da plataforma, menor será a probabilidade de fratura de componentes.

Os resultados encontrados nesta pesquisa mostraram que, estatisticamente, quanto maior a angulação do pilar protético menor será a resistência à fratura. De acordo com a literatura pesquisada, os valores de resistência obtidos para o Grupo 1 (Pilar Reto) foram extremamente altos, com média de 158,34Kgf (1552,78N). Os valores médios reduziram para o Grupo 2 (Pilar Angulado em 17°) com média de 82,97Kgf (813,65N) e para o Grupo 3 (Pilar Angulado em 30°) com média de 62,81Kgf (615,95N).

Os valores extremamente altos de resistência para o Grupo 1 estão provavelmente associados à boa estabilidade mecânica do sistema CM, a uma maior dissipação das forças ao longo eixo do implante quando comparado aos outros grupos e, ao fato de ser um pilar de corpo único, sem parafuso passante. Conforme os valores de força mastigatória máxima encontrados na literatura (Braun et al., 1995 apud Bidez, Misch, 2006; Brekhus et al., 1941 apud Okeson, 2000; Howel et al., 1948 apud Okeson, 2000; Paphangkorakit, Osborn, 1997; van Eijden 1991 apud Bidez, Misch, 2006) estes conjuntos estão indicados para implantes unitários anteriores e posteriores.

Os grupos dois e três apresentaram menor resistência mecânica. Fato este causado talvez pela presença de um parafuso passante e pelo fato do implante

estar mais angulado em relação à força atuante promovendo uma concentração maior de forças junto à porção transmucosa do pilar protético (a qual é mais estreita) e junto às primeiras roscas do implante. Nestes grupos houve fratura dos parafusos passantes, porém isto só ocorreu após grande deformação do pilar protético frente ao carregamento mecânico. Quase a totalidade dos parafusos passantes romperam-se, ocorrendo em nove amostras do grupo dois e em oito amostras do grupo três. Esta falha ocorreu pelo rompimento da união das roscas ao corpo do parafuso, a qual, segundo a empresa fabricante, é feita através de solda.

Frente a estas observações é importante salientar que um dos fatores determinantes para o sucesso da implantodontia é a realização de um correto planejamento protético-cirúrgico. A instalação de implantes ósseo-integrados deve ser precedida pela confecção de um guia cirúrgico para buscar a colocação de implantes bem posicionados que possam ser restaurados com pilares de corpo único, conferindo assim uma maior resistência ao conjunto. Além disso, implantes bem posicionados estão menos sujeitos a receberem forças de tração ou cisalhamento e mais sujeitos a receberem forças compressivas que, segundo Misch & Bidez (2006), são melhores acomodadas pelos cimentos e parafusos de retenção, componentes de implante e pela interface osso-implante. Conforme Misch (2006a), uma aproximação da engenharia para resolver problemas biomecânicos envolve determinar a natureza das complicações e depois, conceber uma abordagem a fim de eliminar suas causas subjacentes. Isto está relacionado à elaboração de um plano de tratamento que objetiva reduzir o stress diminuindo as chances de falha do sistema implante-prótese.

Para o Grupo 2 (Pilar Angulado em 17°) o valor médio de resistência foi de 82,97Kgf (813,65N), o que também permite que estes pilares sejam usados para

restaurações unitárias anteriores e posteriores conforme valores de força máxima de mordida encontrados na literatura (Braun et al., 1995 apud Bidez, Misch, 2006; Brekhus et al., 1941 apud Okeson, 2000; Paphangkorakit, Osborn, 1997; van Eijden 1991 apud Bidez, Misch, 2006). Porém, segundo Howel et al., 1948 apud Okeson, 2000 a força máxima aplicada no primeiro molar é entre 41,3Kgf (405N) a 89,8Kgf (880,63N) podendo, de alguma maneira, superar a resistência deste conjunto implante-pilar protético.

Para que os implantes com pilar angulado em 30° (GRUPO 3), que tiveram a menor resistência com valor médio de 62,81Kgf (615,95N), possam ser utilizados na região posterior como restauração unitária, deve-se fazer uma minuciosa avaliação clínica avaliando fatores de risco.

Segundo Schwarz (2000), a maioria das fraturas ocorre na região posterior onde a força de mordida é três vezes maior que na região anterior. Talvez a indicação de pilares angulados na região posterior deva estar vinculada a ferulização de mais implantes, Guichet et al. (2002) verificaram que próteses parciais fixas ferulizadas reduzem as tensões transmitidas ao osso quando comparadas a coroas individuais.

Complicações em próteses sobre implantes estão associadas a fatores de risco como bruxismo (Schwarz, 2000; Bräger et al., 2001; Duncan et al., 2003; Goodacre et al., 2003; Misch, 2006b). Um caso de fratura de implante em posição angulada na região posterior foi descrito por Piattelli et al. (1998), para os autores as forças não axiais laterais exercidas sobre o implante criaram momentos fletores muito elevados levando a fratura do implante.

Chung et al. (2007) lembraram que na odontologia contemporânea os procedimentos com implantes obtêm total sucesso quando os objetivos estéticos e

funcionais são alcançados, promovendo a satisfação do paciente e do clínico. Os critérios para o sucesso de implantes ósseo-integrados foram revistos em 1989 por Smith & Zarb, os quais consideraram que a taxa mínima de sucesso deve ser de 85% após 5 anos e de 80% após um período de 10 anos.

Todas as reabilitações com implantes devem seguir padrões de oclusão e distribuição de cargas conforme sugerido por Çehreli & Iplikçioğlu (2002), bem como respeitar os conceitos de oclusão mutuamente protegida mencionados por Misch & Bidez (2006). Taylor et al. (2000) lembraram que o assentamento passivo das próteses sobre implantes é essencial para o sucesso do tratamento a longo prazo. A estabilidade do sistema deve ser buscada pela adaptação máxima dos componentes (Al-Turki et al., 2002). Assim como o torque deve ser aquele preconizado pelo fabricante para garantir a integridade das estruturas. É importante que esta pré-carga seja correta, conforme várias pesquisas já se propuseram a avaliá-la (Binon, 1998; Korióth et al., 1999; Lang et al., 1999; Aboyoussef et al., 2000; Gratton et al., 2001; Hanses et al., 2002; Lang et al., 2002; Lee et al., 2002; Siamons et al., 2002; Tzenakis et al., 2002; Ding et al., 2003; Tan et al., 2004; Barbosa et al., 2006).

Os resultados encontrados por nossa pesquisa sugerem que este sistema CM pode ser indicado para a reposição de dentes individuais anteriores e posteriores, porém para utilizar o pilar protético angulado em 30° em restaurações individuais posteriores, deve-se fazer uma avaliação clínica com o objetivo de eliminar fatores de risco que possam promover uma sobrecarga. Observamos que quanto maior a angulação necessária do pilar-protético para corrigir um posicionamento não ideal do implante, maior será a angulação da força aplicada em relação ao implante e maior será a distância do eixo de aplicação de forças ao ponto rotacional do implante, fazendo com que este implante tenha a tendência de girar.

## 7 CONCLUSÃO

- a) os resultados encontrados nesta pesquisa mostraram que o sistema CM apresenta ótima resistência à fratura quando testado *in vitro* frente às forças de compressão máximas oblíquas que simulam as situações clínicas. O Grupo 1 (Pilar Reto) com a média de valores de resistência de 158,34Kgf (1552,78N) foi estatisticamente mais resistente que o Grupo 2 (Pilar Angulado em 17°) com média de 82,97Kgf (813,65N). Este, por sua vez, teve sua resistência estatisticamente maior que o Grupo 3 (Pilar Angulado em 30°) que obteve uma média de 62,81Kgf (615,95N);
- b) a análise macroscópica e radiográfica indicou deformação plástica do componente protético e da porção cervical do implante (Grupos 1, 2 e 3), além de fratura de quase todos os parafusos passantes (Grupos 2 e 3), representando ser o parafuso passante o ponto mais fraco nos conjuntos com pilares angulados;
- c) o comportamento do sistema CM estudado como implante unitário dentro das condições experimentais utilizadas mostrou que quanto maior a angulação do pilar protético menor será a resistência à fratura. Quanto maior a angulação do pilar, maior será também a angulação da força aplicada em relação ao implante e maior será a distância do eixo de aplicação de forças ao ponto rotacional do implante fazendo com que este implante tenha a tendência de girar em torno de seu próprio eixo.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

- Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):450-454.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
- Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screw. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):319-325.
- Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont.* 2002 Jan-Feb;15(1):38-42.
- Att W, Kurun S, Gerds T, Strub J R. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):111-116.
- Balfour A, O'Brein GR. Comparative Study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent.* 1995;73(1):36-43.
- Barbosa GF, Silva INL, Lacroix CGS. Análise da qualidade do torque aplicado sobre parafusos protéticos de reabilitações dentárias sobre implantes. *Implant News.* 2006;3(6):607-611.
- Beer PF, Johnston ER. Resistência dos materiais. São Paulo: Makron; 1995.
- Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes AJ, Gomes VL, Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *Implant News.* 2006;3(4):355-359.
- Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):430-432.
- Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implant. *Implant Dent.* 1996;5(4):235-248.
- Binon PP. Implants and Components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76-94.
- Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4):436-440.
- Bonanini M, Macaluso GM, Pizzi S, Vescovi P, Gennari PU. [Individual cast posts for single anterior implants]. *Dent Cadmos.* 1990;58(18):38-48.
- Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* 2005 Jan;38(1):87-97.

---

<sup>1</sup> De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech.* 2003 Apr;36:1649-58.

Bräger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle HF, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Impl Res.* 2001;12(1):26-34.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.

Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod.* 1995;65(5):367-72 apud Bidez MW, Misch CE. *Biomecânica clínica na implantodontia.* In: Misch CE. *Prótese sobre Implantes.* São Paulo: Santos; 2006.

Brekhus PJ, Armstrong WD, Simon WJ. Stimulation of the muscles of mastication. *J Dent Res.* 1941;20: 87-92. apud Okeson JP. *Fundamentos de oclusão e desordens temporomandibulares.* 2a ed. São Paulo: Artes Médicas; 1992.

Carrilho GPB, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2005;18(2):165-166.

Çehreli MC, Akça K, Iplikcioglu 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(4):459-465.

Çehreli MC, Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2004;2(15):249-257.

Çehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro Strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.* 2002;11(3):286-292.

Chung DM, Oh T-J, Lee J, Misch CE, Wang HL. Factors affecting late implant bone loss: A retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(1):117-126.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A Photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(5):541-548.

Ding T, Woody R, Higginbottom F, Miller B. Evaluation of the ITI Morse Taper Implant/Abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(6):865-72.

Duncan JP, Nazarova E, Vogiatzi T, Taylor T D. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(4):561-565.

Eger D, Gunsolley JC, Feldman S. Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(6):819-823.

Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(5):733-737.



- Gelb DA, Lazzara RJ. Hierarchy of objectives in implant placement to maximize esthetics: use of pre-angulated abutments. *Int J Periodontics Rest Dent.* 1993;13(3):277-287.
- Giglio GD. Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Rest Dent.* 1999;19(3):233-241.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan J Y K. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):121-132.
- Gratton DG, Aquilino SA, Stanford C M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):47-52.
- Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):528-535.
- Hanses G, Smedberg J-I, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin Oral Implant Res.* 2002;13: 666-670.
- Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):346-351.
- Howel AH, Manly RS. An electronic strain gauge for measuring oral forces. *J Dent Res.* 1948;27: 705-712 apud Okeson J P. *Fundamentos de oclusão e desordens temporomandibulares.* 2a ed. São Paulo: Artes Médicas; 1992.
- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):169-178.
- Khraisat A, Hashimito A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):326 -334.
- Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002 Dec;88(6):604-10.
- Korioth TWP, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prosthet Dent.* 1999;82(3):312-316.
- Lang LA, May KB, Wang R-F. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent.* 1999;81(4):411-417.
- Lang LA, Wang R-F, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent.* 2002;87(1):74-79.
- Lee J, Kim Y-S, Kim C-W, Han J-S. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):402-8.
- Luterbacher S, Fourmoussis I, Lang NP, Brägger U. Fractured Prosthetic abutments in osseointegrated implants: a technical complication to cope with. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11:163 -70.
- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a but joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-526.

Misch CE, Bidez MW. Considerações oclusais para a Prótese Implantossuportada: Oclusão Implantoprotégida. In: Misch CE. Prótese sobre Implantes. São Paulo: Santos; 2006.

Misch CE. Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dent Today*. 2006;25(5):80-85.

Misch CE. Prótese sobre Implantes. São Paulo: Santos; 2006.

Möllersten L, Lockowandt P, Lindén L-A. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. *J Prosthet Dent*. 1997;78(6):582-591.

Moraes EJ. Resistência à fratura dos componentes de implantes osseointegrados [dissertação]. Campinas: Universidade Camilo Castelo Branco; 2001.

Moura WP, Rocha PVB, Aguiar JCB, Lordelo MS, Amoedo RMP, Lima HR. Resistência à fratura de intermediárias cerâmicas experimentais: estudo in vitro. *Implant News*. 2007;4(1):65-69.

Nery JC. Estudo do comportamento mecânico de componentes do sistema implante-prótese de Hexágono Externo e Interno em relação à fadiga mediante ensaios de força de compressão cíclica [dissertação]. Campinas: Centro Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2006.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997;4(8):290-298.

Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biology*. 1997;42(1):11-17.

Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol*. 2007;33(1):1-7.

Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser U C. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors-a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:542-549.

Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M. Clinical and histologic features of a nonaxial load on the osseointegration of a posterior mandibular implant: report of case. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(2):273-275.

Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(6):929-936.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(Supl. 1):156-158.

Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chavanaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent*. 2002;11(1):41-51.

Siamons G, Winkler S, Boberick K G. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002;18(2):67-73

Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989 Nov;62(5):567-572.

Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont*. 2003;16(2):167-171.

Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(5):648-658.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):66-75.

Torrado E, Ercoli C, Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2004;91(6):532-537.

Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent*. 2002;88(2):183-191.

van Eijden TMGJ. Three-Dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*. 1991;36: 535-539 apud Bidez M W, Misch C E. *Biomecânica clínica na implantodontia*. In: Misch CE. *Prótese sobre Implantes*. São Paulo: Santos; 2006.

Watson RM, Davis DM, Forman GH, Coward T. Considerations in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 1991;4(3):232-239.

Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont*. 1995;8(5):421-433.

Wiskott H WA, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI Implant connectors to multivectorial fatigue load application. *Int J Prosthodont*. 2004;17(6):672-79.

Yildirim M, Fisher H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2003;90(4):325-331.

**ANEXO A – DISPENSA DE SUBMISSÃO AO COMITÊ DE ÉTICA***2ª via*

Campinas, quinta-feira, 23 de abril de 2009

Ao(a) RA

C.D. Juliano César Müller 042323

Curso: Prótese

Comitê: Comitê de Ética e Pesquisa

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: 2007/0061

Data entrada do Projeto: 17/3/2007

Data da Reunião do Comitê: 23/4/2007

Orientação por: Ricardo Tatsuo Inoue

Projeto: ANÁLISE DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DOS COMPONENTES PROTÉTICOS EM IMPLANTES CONE MORSE UTILIANDO-SE POSTE SÓLIDO, ANGULADO 17° E ANGULADO 30°

Cordialmente,

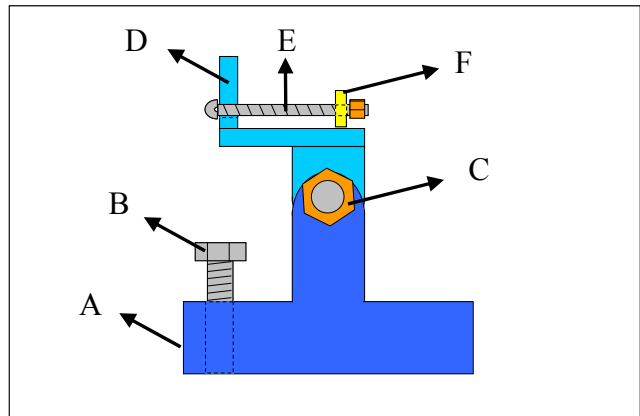
Profa. Dra. Sônia Vieira

Presidente do Comitê de Ética e Pesquisa

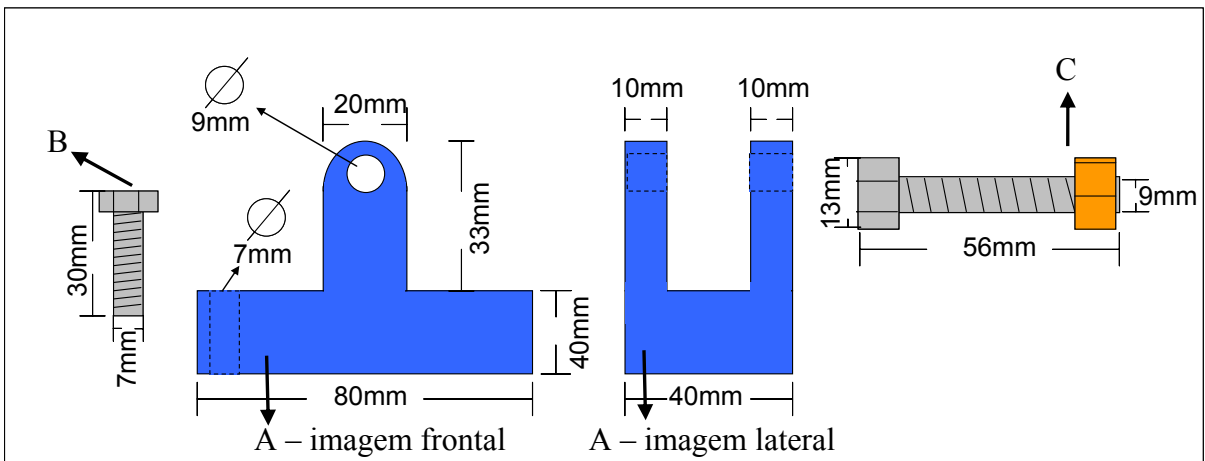
## ANEXO B - DIMENSÕES DO DISPOSITIVO IDEALIZADO



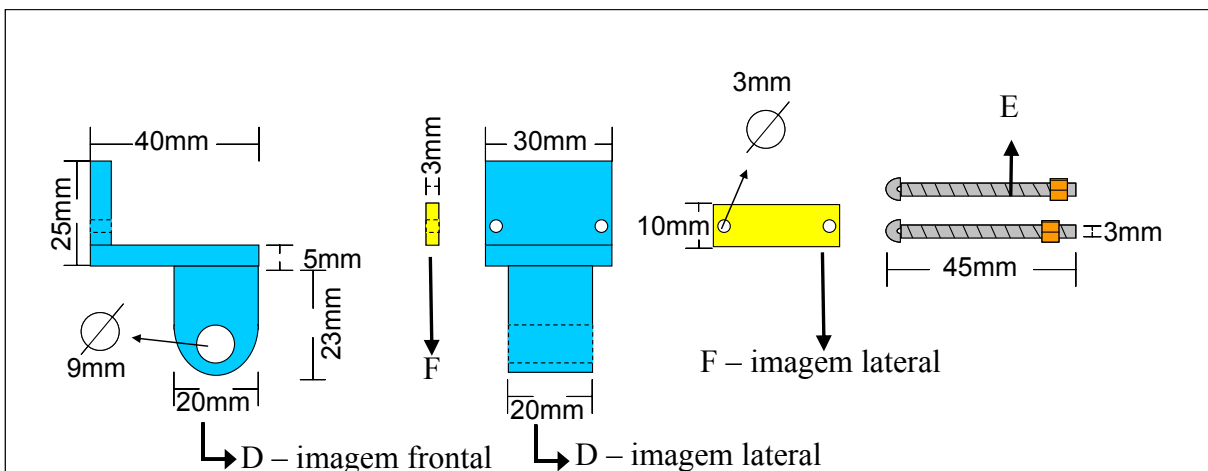
1) Dispositivo idealizado



2) Desenho com peças identificadas por cores



3) Dimensões das peças A, B e C



4) Dimensões das peças D, E e F