

**LIA DIETRICH**

**Avaliação da força máxima no limite de escoamento do  
implante cônico interno (3,5mm) comparado aos  
implantes hexágono externo regular e estreito**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberlândia, com pré-requisito para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia, 2008

**LIA DIETRICH**

**Avaliação da força máxima no limite de escoamento do  
implante cônico interno (3,5mm) comparado aos  
implantes hexágono externo regular e estreito**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberlândia, como pré-requisito para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves  
Co-orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Banca Examinadora:  
Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves  
Prof. Dr. Adérito Soares Mota  
Prof<sup>a</sup>. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

Uberlândia  
2008

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

---

D566a Dietrich, Lia, 1982-

Avaliação da força máxima no limite de escoamento do implante cônico interno (3,5mm) comparado aos implantes hexágono externo regular e estreito / Lia Dietrich. - 2008.

106 f. : il.

Orientador: Flávio Domingues das Neves.

Co-orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários - Teses. 2. Prótese dentária - Teses. I. Neves, Flávio Domingues das. II. Araújo, Cleudmar Amaral de. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314 - 089.843

---



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902

(0XX) 034 –3218-2550

**RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA PROVA DEFESA DE MESTRADO DA CD LIA DIETRICH DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.**

Às nove horas do dia **vinte e oito de fevereiro** do ano de **dois mil e oito**, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação desta Faculdade, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pela candidata, LIA DIETRICH com o título: ***AVALIAÇÃO DA FORÇA MÁXIMA NO LIMITE DE ESCOAMENTO DO IMPLANTE CÔNICO INTERNO (3,5mm) COMPARADO AOS IMPLANTES HEXÁGONO EXTERNO REGULAR E ESTREITO.*** O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador expressou o seu julgamento em sessão secreta e exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

**Uberlândia 28 de fevereiro de 2008**

Prof. Dr. Flavio Domingues das Neves

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Uberlândia – UFU

Aprovado/Reprovado/Conceito

Prof. Adérito Soares da Mota

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Uberlândia – UFU

Aprovado/Reprovado/Conceito

Prof. Dra Ivete Aparecida de Mattias Sartori

Titulação: Doutora

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico - ILAPEO

Aprovado/Reprovado/Conceito

# DEDICATÓRIA

*"Deus não espera de nós aquilo que Ele não nos capacita a fazer..."*

**A Deus**

Que sempre iluminou e guiou os meus caminhos... pela família em que me colocaste e por iluminar e encher de graças meu dia-a-dia.

*"bons pais dão presentes, pais brilhantes dão seu próprio ser". (Augusto Fury)*

**A meus pais Mário Carlos Dietrich e Sandra Maria Dietrich**

Agradeço de coração pelo amor, dedicação, apoio e confiança constantes durante toda a minha vida. Os responsáveis pela minha formação moral e intelectual, conduzindo-me à compreensão dos preceitos de idoneidade, solidariedade, boa conduta e acima de tudo respeito pelo ser humano. Como conhecimento por toda uma jornada com este intuito, sendo vocês diretamente responsáveis por esta conquista.....

**A meu pai Mário (in memoriam), exemplo de dedicação.** Por sempre incentivar meus estudos. Que apesar da distância é presente em todos os momentos da minha vida...

A minha mãe **Sandra**, exemplo de determinação e fé. Pelo esforço que fez para que eu pudesse realizar mais este sonho... Muito obrigada pelo seu constante zelo e oração pelo meu bem-estar...

**A meu amor Marcelo Dias Moreira de Assis Costa (minha alma gêmea)**

Por toda sua dedicação e interesse na minha realização e futuro profissional, pelo seu carinho, amor e companheirismo. Talvez a distância e as dificuldades pelas quais passamos tenham nos aproximado ainda mais e reforçado nosso amor. Por tudo o que estamos vivendo e tudo o que viveremos juntos... Te amo!!!!

**A minhas irmãs Ethel e Dina**

Pelo apoio, motivação, amizade e carinho durante toda a minha vida e especialmente quando eu estava a distância.

**A meus sobrinhos Matheus Luca e Mariane (meus amores)**

Simplesmente por existirem e fazer o meu mundo muito mais feliz!!!

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*"Uns são homens, alguns professores, poucos são mestres...  
Aos primeiros, respeita-se; aos segundos, escuta-se; aos últimos, segue-se...."*

**Ao meu orientador Professor Flávio Domingues das Neves**

Por dar-me todo o apoio e orientação na realização deste e demais trabalhos desenvolvidos durante o curso. Pelo seu tempo, empenho e esforço dedicado neste trabalho. Pela sua ajuda e confiança em mim depositada, pela oportunidade e os conhecimentos transmitidos no transcorrer do curso.

**Ao meu co-orientador Professor Cleudmar Amaral Araújo**

Que apesar de lidar com assuntos de grande complexidade, sempre encontrou tempo e paciência para ensinar a uma cirurgiã-dentista os conceitos básicos da engenharia.

*"Existem pessoas, os Mestres, que tem um impacto profundo sobre nossas vidas. Nos ensinam a vislumbrar a essência das coisas, nos inspiram a cultivar um amor duradouro por determinado assunto, e nos inserem ideais que nos acompanharão pelo restante de nossas vidas. Ainda existem aqueles amigos, professores, colegas, que contribuíram de forma determinante para a minha formação. Sua existência modificou a minha vida e me tornou uma pessoa melhor e a eles tenho uma eterna gratidão...."*

**Aos professores Adérito, Alfredo, Durighetto, Cláudia, Clélio, Paulo Simamoto, Vanderley**

Pelos ensinamentos, oportunidades, incentivo constante e privilégio de convívio...

**Aos professores da minha banca de qualificação Carlos, Célia e**

**Marlete**

Pelo tempo e ajuda na composição deste trabalho. Pelo incentivo e conhecimento transmitido...

**Aos amigos colegas do mestrado, em especial Fabiane, Ana**

**Cláudia, Rafael, Ludmilla, Carol, Paulline, Marília, Lair, Francielle, Tânia, Arnaldo**

Pela amizade, carinho, palavras de incentivo, momentos compartilhados e pela troca de conhecimento...

**Aos demais amigos e colegas que aqui conheci, em especial Jonas, Fernando, Rafael Miranda, Rafela, Flávia, Carol,**

**Fernanda, Fabiana, Leonardo, Kelly, Adeliana, Denise, Roberto**

Pela amizade, pelos momentos de descontração, pela paciência, solidariedade, companhia e cumplicidade... vocês são pessoas muito especiais e que estarão sempre comigo...

**Aos amigos Francielle e Arnaldo**

Pela dedicação, lealdade e apoio, presteza e extrema boa vontade em colaborar para a concretização deste trabalho...

**A Dra Onesey Silveira Dias**

Pela força e interesse no meu futuro, por me apoiar e incentivar e por sempre acreditar em mim e me receber e tratar com muito carinho e afeto... Pelo conhecimento passado e pela amizade....

**Aos amigos e professores Cândido, Juan, Juliana**

Por me ensinarem muito mais que Odontologia, me ensinando um pouco mais da vida... pelo apoio e motivação...

Aos funcionários da FOUFU, em especial *Flaviane, Cidinha, Dona Ivalmira, Josélia 1, Josélia 2, Tatiene, Lindomar, Susi e Juliana*  
Pela disposição, carinho, incentivo e ajuda...

Aos amigos *Assis e Goretti*  
Agradeço o zelo que têm por mim... pelo sincero carinho e apoio me incentivando durante toda esta jornada.

Às amigas *Dark, Laissa, Ludmilla, Fernanda, Lisiane, Andrelia, Natallya, Jessica*  
Agradeço pelo carinho e incentivo sempre...

A toda minha família pelo apoio e carinho....

## AGRADECIMENTOS

*À Faculdade de Odontologia da Universidade Vale do Rio Doce - UNIVALE, seus docentes e funcionários. Obrigada pela excelente formação acadêmica.*

*À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, seus docentes e funcionários. Em especial aos alunos da graduação pelo carinho e pelo conhecimento compartilhado.*

*À Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, seus docentes e funcionários. Em especial à Algaíl por todos os serviços prestados.*

*À Área de Prótese Fixa, Oclusão, Dentística e Materiais Odontológicos, professores e funcionários.*

*Ao Laboratório de Projetos Mecânicos, alunos e professores. Especialmente a Lidianne que sempre esteve pronta a ajudar, pelo apoio, amizade e carinho.*

*Ao Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica - LIPO, pelo espaço concedido para a realização da parte experimental.*

*À empresa Neodent Implante Osteointegrável, que forneceram os implantes e componentes para o trabalho.*

*A todos os amigos e conhecidos que de alguma forma, contribuíram para a realização deste curso. O meu sincero agradecimento e reconhecimento, de que essa conquista pertence também a todos vocês...*

*"Transformar o medo em respeito, o respeito em confiança...*

*Descobrir como é bom chegar quando se tem paciência...*

*E para se chegar onde quer que seja,*

*não é preciso dominar a força, mas a razão.*

*É preciso, antes de mais nada, QUERER!!!"*

*Amyr Klink*

## SUMÁRIO

|                                                                |     |
|----------------------------------------------------------------|-----|
| <b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b>                          | 14  |
| <b>RESUMO</b>                                                  | 17  |
| <b>ABSTRACT</b>                                                | 19  |
| <b>1-INTRODUÇÃO</b>                                            | 21  |
| <b>2-REVISÃO DA LITERATURA</b>                                 | 27  |
| <b>3-PROPOSIÇÃO</b>                                            | 53  |
| <b>4-MATERIAIS E MÉTODOS</b>                                   | 55  |
| 4.1-Implantes testados                                         | .56 |
| 4.2-Dispositivo experimental                                   | 58  |
| 4.3-Ensaio mecânico                                            | 62  |
| 4.4-Obtenção do limite elástico (ponto A)                      | 67  |
| 4.5-Sequência para obtenção do limite de escoamento (ponto A') | 67  |
| <b>5-RESULTADOS</b>                                            | 73  |
| <b>6-DISCUSSÃO</b>                                             | 79  |
| <b>7-CONCLUSÕES.</b>                                           | 86  |
| <b>REFERÊNCIAS</b>                                             | 88  |
| <b>OBRAS CONSULTADAS</b>                                       | 99  |
| <b>ANEXOS</b>                                                  | 102 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|               |                                                                                                                                    |
|---------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| %             | Porcentagem                                                                                                                        |
| <             | Menor                                                                                                                              |
| ±             | Mais ou menos                                                                                                                      |
| ≤             | Menor ou igual                                                                                                                     |
| μm            | Unidade de comprimento (micrômetro)                                                                                                |
| CM1           | Implante cilíndrico tipo cônico interno, com diâmetro de 3,5mm, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma                    |
| CM2           | Implante cilíndrico tipo cônico interno submerso, com diâmetro de 3,5mm, 1mm no dispositivo                                        |
| CP's          | Corpos-de-prova                                                                                                                    |
| $d_y$         | Deslocamento relativo (milímetro)                                                                                                  |
| <i>et al.</i> | Abreviatura de “et alii” (e outros)                                                                                                |
| Fle           | Força máxima (N) no limite de escoamento                                                                                           |
| FOUFU         | Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia                                                                     |
| HEE           | Implante cilíndrico tipo hexágono externo, com diâmetro de 3,3mm, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma                  |
| HER           | Implante cilíndrico tipo hexágono externo, com diâmetro de 3,75mm, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma                 |
| Kgf           | Quilograma-força                                                                                                                   |
| $l_0$         | Comprimento inicial (milímetro)                                                                                                    |
| $l_f$         | Comprimento final (milímetro)                                                                                                      |
| LIPO          | Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica                                                                                     |
| mm            | Unidade de comprimento (milímetro)                                                                                                 |
| N             | Unidade de força (newton)                                                                                                          |
| SPSS          | “Statistical Package for Social Sciences”                                                                                          |
| $\Delta l$    | Variação do comprimento (milímetro)                                                                                                |
| $\epsilon$    | Deformação específica residual convencional ou deformação permanente (geralmente é fornecida em % ou por “unidade de comprimento”) |

## RESUMO

## RESUMO

O propósito deste trabalho foi comparar a força máxima no limite de escoamento (Fle) do implante cone morse de 3,5mm em condição que simula reabsorção óssea acentuada e em condições de normalidade e ainda comparar a Fle de implantes cone morse com implantes hexágonos externo regular e estreito, em condição simulando reabsorção óssea acentuada. Quatro grupos de implantes cilíndricos (n=10) foram utilizados neste trabalho: HER, junção hexagonal externa e regular (3,75 mm diâmetro); HEE, junção hexagonal externa e estreito (3,3mm); CM1, junção cônica interna (3,5mm); sendo que nestes três grupos os implantes foram inseridos com uma exposição de 4mm até a plataforma; e no grupo CM2, junção cônica interna (3,5mm), o implante foi inserido totalmente no dispositivo, simulando o posicionamento preconizado pelo fabricante. A força máxima foi avaliada por meio do ensaio de flexão, com força aplicada perpendicular ao longo eixo do implante, em máquina de ensaio mecânico. A partir dos gráficos gerados foi determinada a força (N) correspondente ao limite de escoamento (Fle). Os dados analisados estatisticamente empregando Análise de Variância em fator único e teste de Tukey's B ( $P<0,05$ ) mostraram que os grupos HER e CM1 apresentaram Fle estatisticamente maiores que HEE, e que o grupo CM2 apresentou Fle estatisticamente maior que CM1. O menor diâmetro do sistema cone morse não resultou em redução da Fle em relação ao implante hexagonal externo regular, porém a redução de 0,45mm do diâmetro dos implantes de conexão hexagonal externa reduziu significativamente a Fle. O aumento da exposição do implante cone morse resultou em redução significativa da Fle.

**Palavras-chave:** avaliação da força máxima, limite de escoamento do implante cônico interno (3,5mm); implantes hexágono externo regular e estreito



## ABSTRACT

## ABSTRACT

The aim of this study was to compare the maximum force at the offset (Fle) of a 3.5mm cone morse implant under a condition that simulates accentuated bone reabsorption and under conditions of normality, as well as compare the Fle of cone morse implants with regular and narrow external hexagon implants, under a condition simulating accentuated bone reabsorption. Four groups of cylindrical implant (n=10) were used in this study: HER, external and regular hexagonal junction (3.75mm doameter); HEE, external and narrow hexagonal junction (3.3mm); CM1, nternal conical junction (3.5mm); with the implants in these three groups being, inserted into the devide, simulating the correct position, as indicated by the manufacturer. The maximum force was evaluated by means of the flexural test, with force applied perpendicular to the long axis of the implant, in a mechanical test machine. From the graphs generated, the force (N) corresponding the offset (Fle) was determined. The data were statistically analyzed, using the Analysis of Variance for a single factor and the Tukey test B ( $P<0.05$ ), and shoed that the groups HER and CM1 presented statistically higher Fle than group HEE, and that group CM2 present statistically higher Fle than group CM1. The smaller cone morse system diameter did not result in a reduction in Fle in comparison with the regular external hexagonal implant, but the reduction of 0.45mm in the diameter of the implants with external hexagonal connection significantly reduced the Fle. The increased exposure of the cone morse implant resulted in a significant reduction in Fle.

# 1 INTRODUÇÃO

## 1 INTRODUÇÃO

O conceito de osseointegração tornou os implantes dentais opção viável de tratamento para pacientes desdentados (Brånemark *et al.*, 1977). Nas últimas décadas, o uso de implantes odontológicos em pacientes parcialmente desdentados revolucionou a reabilitação funcional, devolvendo a auto-estima a muitos pacientes, sendo uma opção de tratamento que possui comprovada longevidade e efetividade clínica (Adell *et al.*, 1981; Zarb & Schmitt, 1990; Jemt, 1990 e 1991; Lekholm *et al.*, 1994; Padovan *et al.*, 2008).

A popularização dos implantes levou ao surgimento de muitas empresas produtoras do sistema hexagonal externo, mas com diferentes tolerâncias de fabricação (Schulte, 1994; Binon, 2000; Finger *et al.*, 2003). A junção em forma de hexágono externo foi desenvolvida com objetivo de auxiliar na instalação cirúrgica, transmitindo o torque na inserção (Finger *et al.*, 2003; Padovan *et al.*, 2008). Até então, a única forma de tratamento protético disponível eram as próteses totais ou parciais fixas e as conexões não tinham a finalidade anti-rotacional (Adell *et al.*, 1981; Finger *et al.*, 2003). A partir do uso de implantes nas restaurações unitárias (Jemt *et al.*, 1990 e 1991; Hass *et al.*, 1995 e 2002), o hexágono externo passou a ter o papel de impedir a rotação da prótese (Finger *et al.*, 2003; Padovan *et al.*, 2008), principalmente frente ao carregamento oblíquo que são movimentos desenvolvidos pelos dentes anteriores responsáveis pela desocclusão durante os movimentos excursivos (Okeson, 1992). Como consequência, os fabricantes se adequaram a essa nova necessidade, desenvolvendo parafusos mais resistentes, para possibilitar maior torque, passando a controlar com mais precisão as dimensões do hexágono e criando novas geometrias de interface pilar/implante (Finger *et al.*, 2003; Khraisat *et al.*, 2002; Taylor & Agar, 2002). As conexões internas ganharam popularidade por minimizar o desaperto crônico de parafusos e por serem

conexões mais estáveis que as hexagonais externas (Norton, 1997; Arvidson *et al.*, 1998, Binon, 2000; Morris *et al.*, 2001; Khraisat *et al.*, 2002; Taylor & Agar, 2002; Hanson, 2003; Finger *et al.*, 2003; Çehreli *et al.*, 2004), além de serem capazes de suportar torques mais elevados durante a inserção cirúrgica com efetiva estabilidade da junção parafusada (Merz *et al.*, 2000; Padovan *et al.*, 2008).

O resultado de um tratamento satisfatório com implantes depende basicamente do equilíbrio entre os fatores biológicos e mecânicos. Os fatores biológicos geralmente são multifatoriais, e os mecânicos associam-se à estabilidade da conexão implante/parafuso/intermediário protético (Goodacre, 1999; Neves *et al.*, 2005).

Dependendo do grau de desadaptação da estrutura protética sobre os implantes, podem ocorrer complicações biológicas incluindo reação adversa dos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea periimplantar e até perda da osseointegração (Adell *et al.*, 1981; Carlson & Carlsson, 1994), e mecânicas desde a fratura do parafuso de fixação, fratura da peça protética (espessura inadequada), fratura de implantes (Naert *et al.*, 1992; Zarb & Schmitt, 1991).

Baseado no conceito de que concentrações de tensões sobre a crista óssea marginal dos implantes dentários seja a causa da perda crônica de tecido ósseo, pesquisadores citam que conexões internas nos implantes gerariam menor quantidade de tensão na região de pescoço dos mesmos (Norton, 1997; Çehreli & Iplikçioglu, 2002; Hansson, 2003). Alguns autores afirmam que junções do tipo cone morse previnem problemas mecânicos e conferem barreira contra penetração de fluidos (Norton, 1997; Morris *et al.*, 2001; Çehreli & Iplikçioglu, 2002; Taylor & Agar, 2002; Finger, 2003; Hansson, 2003). Além disso, estas junções cônicas apresentaram bons resultados quanto à resistência à fadiga (Khraisat *et al.*, 2002). Bernardes (2005) analisou tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a técnica de fotoelasticidade e concluiu que quando sujeito à força axial as junções analisadas não apresentam diferenças para a distribuição de tensão ao

redor dos implantes, porém para o carregamento excêntrico os implantes apresentaram diferenças no padrão de distribuição de tensões.

Outros estudos (Weinberg, 1993; Quirynen *et al.*, 1992a; Brosh *et al.*, 1998) que avaliaram falhas ocorridas em implantodontia, afirmam que se o eixo da coroa protética não for coincidente com o longo eixo do implante, devido à incidência de carga que ocorre durante a mastigação, existe o risco de que o braço de alavanca formado desde o contato oclusal até o longo eixo do implante contribua para o desaperto do parafuso e possíveis fraturas.

Em função da grande quantidade de implantes já instalados, começaram a aparecer relatos de fraturas do próprio corpo do implante (Adell *et al.*, 1981; Quirynen *et al.*, 1992a; Tolman & Laney, 1993; Gunne *et al.*, 1994; Balshi, 1996; Schwarz, 2000; Neves *et al.*, 2005). Embora bem mais raras que as fraturas dos pilares, parafusos e próteses, as falhas de corpo são mais importantes devido às consequências para o paciente e profissional e, geralmente, estão associadas à perda óssea peri-implantar acentuada (Adell *et al.*, 1981; Quirynen *et al.*, 1992b; Balshi, 1996; Velasquez-Plata *et al.*, 2002; Flanagan, 2003; Neves *et al.*, 2005). As pesquisas demonstram que a taxa de fratura de implantes é baixa (Naert *et al.*, 1992; Quirynen *et al.*, 1992a; Gunne *et al.*, 1994; Balshi, 1996; Goodacre *et al.*, 2003), variando entre 0,2% (Balshi, 1996) e 1% (Goodacre *et al.*, 2003), mas somente referem-se ao implante regular de 3,75mm de diâmetro (Balshi, 1996; Neves *et al.*, 2005). A fratura ocorre por sobrecarga (Schwarz, 2000) e geralmente é precedida por desapertos ou fraturas de parafusos do pilar ou da prótese (Quirynen *et al.*, 1992a; Gunne *et al.*, 1994; Balshi, 1996; Weinberg, 1993; Neves *et al.*, 2005), e ainda associada a grande perda óssea decorrente da sobrecarga (Weinberg, 1993; Ranger *et al.*, 1995; Balshi, 1996; Neves *et al.*, 2005).

Buscando sanar os problemas principalmente relacionados à espessura óssea e otimizar os resultados em próteses implantadas, diversas modificações têm sido sugeridas, como o implante cone morse de 3,5mm de diâmetro, que além de ser recente no mercado, ainda é o mais estreito desse

tipo de junção fabricado até hoje. Este implante é mais espesso que o implante hexágono externo estreito de 3,3mm de diâmetro, que é utilizado desde 1995 (Pollizi *et al.*, 1999) e menos que o implante hexágono externo regular de 3,75mm, que já está no mercado desde a década de sessenta (Branemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*, 1981; Lekholm *et al.*, 1994; Haas *et al.*, 1995 e 2000; Goodacre *et al.*, 2003). Na altura da plataforma o cone morse diminui a espessura da parede do implante, sugerindo fragilidade, deixando dúvidas se o comportamento mecânico desse implante seria semelhante aos dos dois implantes anteriormente mencionados.

O ensaio de flexão é um importante método de avaliação do comportamento mecânico (Souza, 1982; Garcia *et al.*, 2000) dos implante sob carregamento excessivo, possibilitando a análise comparativa entre diferentes tipos de implantes (Serra, 2004). Com este ensaio é possível observar uma curva demonstrando o comportamento mecânico do material estudado, podendo obter os valores referentes ao limite de proporcionalidade (fase elástica), limite de escoamento, limite plástico (fase plástica) e ponto de ruptura. Em materiais macios, como o aço, é possível observar nitidamente o fenômeno de escoamento, através de um patamar de escoamento no gráfico, sendo facilmente encontradas as regiões referentes à zona elástica, limite de escoamento superior e inferior e zona plástica. A maioria dos materiais não apresenta um limite de escoamento nítido, o que dificulta a determinação do ponto onde termina a zona elástica e inicia a zona plástica. Devido à dificuldade em se determinar o ponto exato em que ocorre o final da região de proporcionalidade (limite elástico), na maioria dos trabalhos na engenharia, adota-se o limite de escoamento como a tensão máxima na região elástica da curva de ensaio (Souza, 1982; Garcia *et al.*, 2000; Estrela, 2001).

Não foram encontrados relatos a cerca do limite de escoamento de implantes dentários que pode refletir tanto na alteração plástica do implante como no efeito deletério sobre a integração ao osso. Diante deste contexto, este estudo testou duas hipóteses: a primeira, saber qual relação há entre o limite de

escoamento do implante cone morse de 3,5mm e dos implantes de junção hexagonal externo regular (3,75mm) e estreito (3,3mm) que já estão consolidados no mercado; e a segunda, saber se a redução no nível de suporte ósseo do implante cone morse reduz a força para atingir o limite de escoamento. Portanto, este estudo comparou a Fle de implantes cone morse de 3,5mm de diâmetro em comparação aos implantes hexágono externo regular (3,75mm) e estreito (3,3mm), em condição de reabsorção óssea acentuada e ainda avaliou em condição que simula reabsorção óssea acentuada e em condições de normalidade, a força máxima no limite de escoamento (Fle) do implante cone morse de 3,5mm de diâmetro.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Brånemark *et al.* (1977) publicaram o uso de implantes de titânio osseointegrados para reabilitar pacientes edêntulos. Em seus resultados, 91% das próteses permaneceram estáveis nos primeiros nove meses, e após dez anos, a taxa de sucesso foi de 94% das próteses na maxila e 100% na mandíbula. Neste trabalho foi observado a presença de perda óssea ao redor dos implantes.

Haraldson *et al.*, em 1979, avaliaram o estado funcional, força de mordida e atividade dos músculos posturais em treze pacientes, todos com boa saúde e próteses apoiadas em implantes osseointegrados confeccionadas nos últimos sete anos, seguindo o protocolo Brånemark. As medições da força mastigatória foram feitas em cinco pontos na arcada dentária: região de molares direito e esquerdo, regiões de pré-molares direito e esquerdo e anteriores; sendo feitas em três níveis: mordida leve, mordida simulando mastigação e mordida de força máxima e para comparação dos resultados, havia um grupo controle de dez pacientes que possuíam dentes naturais ou próteses fixas. A máxima força de mordida variou entre 93,2N e 235,4N no grupo implantado e entre 103N e 367,9N no grupo controle. Os valores médios foram 143,5N e 169,2N respectivamente, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Em 1981, Adell *et al.*, realizaram um estudo longitudinal de quinze anos com uso de implantes osseointegrados, em que analisaram 2768 implantes em 371 pacientes edêntulos. Em um acompanhamento de cinco a nove anos, permaneceram estáveis 81% dos implantes instalados na maxila e 91% na mandíbula, já as próteses, 89% na maxila e 100% na mandíbula permaneceram estáveis. Os autores comentam a existência de perda óssea de em média 1,2mm no primeiro ano após instalação protética e perda de 0,1mm em cada ano subsequente. De um total de 1997 implantes, 69 (3,5% - 54 na maxila e 15 na mandíbula), em 37 maxilares (25 maxilas e 12 mandíbulas) fraturaram em

diferentes níveis. Estas fraturas ocorreram um a seis anos após a instalação dos implantes, a maioria deles após seis anos, e apenas uma fratura ocorreu ocasionalmente após sete anos. Os autores argumentam que a fratura dos implantes estavam associadas à freqüente perda óssea marginal acelerada. A perda óssea marginal foi associada ao trauma cirúrgico, distribuição de tensão ao redor das fixações decorrentes de cargas sobre a prótese, reabsorção fisiológica dos arcos edêntulos e gengivite.

Em 1990, Zarb & Schmitt, em um estudo prospectivo relataram os resultados de uma avaliação longitudinal (4 – 9 anos) em pacientes tratados com implantes e reabilitados com próteses fixas. Em 46 pacientes (49 arcadas) foram instalados 274 implantes. Após o período de observação e avaliação clínicas, 242 (88,32%) das fixações permaneceram osseointegradas, das quais 233 (85,04%) estavam sendo usadas como suporte de 43 próteses fixas implanto-retidas e 5 *overdentures*. Os nove implantes restantes, apesar de osseointegrados, não foram reabilitados e permaneceram submersos. Apenas uma das 49 próteses foi considerada como insucesso.

Relatos de Jemt *et al.* (1990 e 1991) de acompanhamento de um e três anos de implantes unitários relatavam taxas de sucesso de 97,2% para os implantes, mas com complicações periimplantares, estabilidade de prótese e afrouxamento de parafusos dos pilares (26%). Os autores sugeriram melhorias na metodologia e maiores pesquisas neste campo.

Em 1992, Jörnégus *et al.* analisaram a força de mordida em 4 pacientes reabilitados com implantes unitários, sendo que nesses pacientes os parafusos de fixação tendiam a se soltar durante a função. Os autores observaram que a força de mordida variou de 140 a 390N, o que gerava um torque significativo, mas que não excedia as características máximas do metal utilizado.

Naert *et al.* (1992) avaliaram o tratamento com implantes osseointegrados em 91 pacientes que foram reabilitados com um total de 509 implantes instalados em 103 arcadas edêntulas. Ao final de sete anos de acompanhamento, a taxa de falha cumulativa para as 99 próteses fixas

remanescentes alcançou um total de 4,9% na mandíbula e 10,1% na maxila. Os autores não puderam observar uma relação clara entre a localização dos implantes ou a extensão do cantilever distal com a taxa de perda das fixações. As complicações relacionadas com os componentes do sistema implanto-retido foram assim relatadas: fratura do implante (3/564), fratura do parafuso de retenção do pilar (5/564) e fratura do parafuso protético em ouro (7/567). Concluindo que os resultados do tratamento de desdentados totais com implantes osseointegrados foi altamente previsível.

Bidez e Misch (1992) apresentaram os conceitos e princípios básicos das forças que incidem sobre o conjunto implante/prótese, ressaltando a importância de se saber a respeito da biomecânica presente neste mecanismo para sucesso nas decisões clínicas e nos planos de tratamento.

Em 1992, em um estudo retrospectivo de seis anos, Quirynen *et al.*, avaliaram o uso de implantes osseointegrados em pacientes parcialmente edêntulos. Nos 146 pacientes reabilitados (97 maxilas e 71 mandíbulas) foram instalados 509 implantes. No final dos 6 anos, a média de falha dos implantes na maxila foi de 5,7% e 6,5% na mandíbula. Durante o segundo ano de carregamento, 4 implantes fraturaram (1,6%) e durante o terceiro ano ocorreu 1 fratura (0,9%), e acrescentam que a relação entre a perda óssea “precedente” e a fratura dos implantes é duvidosa. Os autores consideram elevado o índice de fratura dos implantes, mas relatam que algumas dessas fraturas poderiam ser evitadas: uma fratura (mandíbula) ocorreu devido ao acúmulo de tensão em uma recolocação inadequada da prótese em visita de controle, dois implantes fraturados na maxila foram instalados com uma inclinação acentuada para palatina, e os dois implantes restantes não apresentaram uma explicação “lógica”, exceto que para um desses implantes uma perda óssea significativa foi registrada vários meses antes da detecção da fratura. Acrescentam ainda que todas as fraturas ocorreram da terceira rosca dos implantes em diante, o que correspondeu à última rosca do parafuso do pilar; “completando” que ainda

precisa ser respondido se um parafuso de pilar maior poderia impedir essas fraturas.

Quirynem *et al.* (1992b) realizaram um estudo onde foi avaliada a perda óssea ao redor de implantes de diferentes desenhos durante os três primeiros anos após instalação. Nove pacientes com próteses fixas totais e parciais apresentaram média de perda óssea de 0,7 mm no primeiro ano e 0,8mm no segundo ano para implantes *Standard*, enquanto que para os implantes auto-rosqueáveis esta taxa foi de 0,7mm no primeiro ano e 0,8mm no último. Treze implantes cônicos apresentaram mudanças na margem óssea de, em média, 0,9mm no momento da instalação do intermediário para 3,3mm depois do primeiro ano e 3,9mm depois do segundo ano de carga. As perdas ósseas não estavam relacionadas à má higienização. Os autores associam a excessiva perda óssea dos implantes cônicos ao pescoço sem roscas ser grande em relação às outras fixações.

Tolman e Laney, em 1993, realizaram um estudo durante um período de 78 meses, em 353 pacientes com um total de 1778 implantes. Destes implantes 97,8% na mandíbula e 88,8% na maxila sobreviveram. Dos implantes que falharam, os autores associaram a complicações no tratamento, como perda da ancoragem, problemas com periodonto, e dificuldades mecânicas. Dentre as complicações mecânicas, a fratura de implantes ocorreu em três pacientes reabilitados com próteses fixas mandibulares.

Em 1993, Morgan *et al.* avaliaram a superfície de cinco espécimes que fraturaram clinicamente e ainda compararam estes implantes com um espécime fraturado em laboratório através de carga cíclica. A microscopia revelou que a fratura dos implantes ocorre por fadiga associada a perda óssea marginal.

Weinberg (1993) analisou os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas, comparando-os com os relacionados às próteses dento-suportadas. Segundo o autor, a distribuição de forças entre os componentes de um sistema depende de um complexo relacionamento entre a rigidez relativa das partes estruturais e seu meio de

sustentação (ligamento periodontal ou osseointegração). Em dentes naturais, a distribuição de forças depende da estrutura rígida do dente e da prótese. Já nos implantes, devido às características da osseointegração que não permitem micromovimentos do implante, a distribuição de forças aos implantes remanescentes depende do grau de deformação do tecido ósseo, do implante, do intermediário, dos parafusos de retenção (do intermediário e da prótese) e da própria prótese. Levando-se em conta que o ligamento periodontal permite movimentos na ordem de 500µm e que a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação de 100µm, a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. O parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou uma pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro. Ele deve ser apertado adequadamente para estabelecer a pré-carga nesta interface, de modo a limitar a força de cisalhamento exercida no parafuso de retenção. Uma pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro pode gerar maior estresse de cisalhamento no parafuso do que este está apto a suportar. Desse modo, uma falta de adaptação passiva pode levar a alta incidência de fadiga do metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível, mas em uma prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro e a subsequente falha do parafuso de ouro, deslocariam a força oclusal para outros pontos onde há uma interface adaptada, com pré-carga adequada. Como resultado os demais implantes podem ser sobrecarregados, especialmente, se a falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em cantilever.

Lekholm *et al.*, em 1994, analisaram por cinco anos o tratamento de 159 pacientes parcialmente edêntulos que foram reabilitados com implantes Brånemark®, onde focaram o sucesso dos implantes e a estabilidade das próteses. Um total de 558 implantes foram instalados em 68 maxilas e 91 mandíbulas. Posteriormente 528 implantes foram expostos (segunda cirurgia), e 521 destes, em 154 pacientes, foram carregados com 197 próteses (76 maxilares e

121 mandibulares). Foram avaliados os índices de placa e complicações periodontais, nível de reabsorção da crista óssea marginal, função mastigatória e possíveis complicações. 132 pacientes permaneceram após os cinco anos do estudo, onde um total de 438 implantes em função foram encontrados clinicamente estáveis. Dentre os dados analisados, a taxa de sucesso cumulativo dos implantes foi de 92% para maxila e 94% para mandíbula e 94% para a estabilidade protética.

Carlson e Carlsson (1994) descreveram as complicações protéticas mais frequentes em pacientes reabilitados com próteses removíveis e fixas implanto-suportadas. 561 pacientes foram selecionados (600 reabilitações com um a três anos de uso) em 16 centros de reabilitação. Dentre as próteses, 6% foram do tipo removíveis, 8% restauração unitária e 86% próteses parciais fixas. A maioria dos pacientes (85%) demonstraram grande satisfação com o tratamento e em 17% foram observados uma variedade de complicações. A mobilidade da prótese ocorreu em 8% das complicações e estava relacionada à não osseointegração dos implantes, perda do parafuso do pilar e/ou da prótese. A fratura do parafuso do pilar ocorreu em dois casos. Os autores recomendam o estabelecimento de consultas periódicas para observação dos pacientes reabilitados com implantes osseointegrados.

Gunne *et al.* (1994), em um estudo prospectivo de três anos, avaliaram o tratamento realizado em pacientes parcialmente edêntulos, onde 521 implantes em 154 pacientes foram carregados em 197 próteses. A taxa de sucesso das próteses foi de 94,8% e 93,9% para os implantes. Dentre os implantes perdidos, três implantes fraturaram. Os autores salientam que a maioria das próteses perdidas estavam suportadas por dois implantes e ainda acrescentam que as complicações técnicas frequentes foram fratura e perda do parafuso de ouro e que estes problemas ocorreram mais corriqueiramente nas próteses suportadas por somente dois implantes.

Schulte (1994) realizou um estudo piloto onde analisou a tolerância do hexágono externo de 6 sistemas de implantes. Oito implantes do mesmo

grupo foram aleatoriamente selecionados e o hexágono foi medido em 3 pontos diferentes (total de 24 mensurações para cada sistema) com um compasso de calibração. Os resultados demonstraram diferenças no controle de qualidade entre os vários sistemas. O autor ressalta a importância de um controle dessa medida, principalmente porque alguns fabricantes afirmam que seus sistemas são compatíveis com os de outra empresa. Acrescentam ainda que o profissional deva estar ciente destas alterações, principalmente se os componentes de mais de uma empresa forem solicitadas para reabilitar um paciente. E ainda diz que se o estudo fosse feito com um número maior de amostras este resultado poderia ser diferente, indicando a necessidade de mais pesquisas nesta área.

Haas *et al.* relatou em seu estudo, em 1995, o uso de implantes regulares Brånemark compatíveis para reabilitação de falhas unitárias, e, em 2002, publicou o acompanhamento longitudinal deste estudo. No estudo preliminar, 76 implantes foram instalados em 71 pacientes, sendo 59 instalados em maxila e 17 em mandíbula. Os implantes foram carregados após seis meses de instalação na maxila e três na mandíbula. Um paciente faleceu durante o período de acompanhamento e dois pacientes com dois implantes não compareceram para acompanhamento. A média do período de acompanhamento foi de cinco anos, sendo necessário remover cinco implantes (dois na maxila e três na mandíbula) neste período. A taxa de sobrevida foi de 93% e a média de perda óssea foi de 1,8mm na maxila e 1,3mm na mandíbula.

Ranger *et al.* (1995) em uma revisão de 39 pacientes com fraturas de corpo de implantes relatam que 90% das fraturas ocorreram na região posterior e que 77% das próteses eram suportadas por 1 a 2 implantes, em associação com casos de cantilever, bruxismo ou força oclusal pesada. Relataram, ainda, que um bom planejamento poderia, geralmente, interceptar estes problemas e que as situações de sobrecarga deveriam ser minimizadas.

Balshi, em 1996, em uma revisão de 4045 implantes em função por cinco anos relatou oito fraturas de implantes (0,2%) e que todas as fraturas

estavam associadas à perda marginal óssea. A maioria (6 de 8) suportavam próteses posteriores. Relatou ainda que as fraturas foram precedidas por sinais, tais como perda e fratura de parafusos dos pilares.

Em 1996, Isidor em seu estudo buscou desvendar a causa da perda óssea ao redor dos implantes e para isso instalou cinco implantes rosqueados Astra de 3,75 x 8mm na mandíbula de 4 macacos, sendo dois inseridos na região de pré-molares direito e esquerdo, e um na região anterior. Dos implantes instalados na região de pré-molares, um apresentava superfície lisa e o outro superfície tratada, já os implantes na região anterior foram todos de superfície tratada. Nos dentes pré-molares e molares superiores foram cimentadas coroas metálicas e após seis meses de cicatrização dos implantes, foram instaladas próteses fixas nos implantes da região dos pré-molares apresentando contato prematuro com as coroas superiores instaladas anteriormente. Com o contato prematuro, as mandíbulas dos animais sofreram reposicionamento e a carga sobre os implantes passou a ser lateral. A higienização era feita nos implantes que retinham as próteses, enquanto nos anteriores não, e também foi colocado um fio de algodão ao redor desses implantes anteriores para provocar acúmulo de placa e em nenhum momento entraram em oclusão. Os dados a respeito da osseointegração dos implantes foram obtidos por meio de sistema Peritest (Periotest®, Siemens AG, Bensheim, Alemanha). Não houve diferença estatística significativa de perda óssea entre os dois grupos no primeiro exame radiológico aos três meses. Já os exames aos seis, nove, doze, quinze e dezoito meses apresentaram diferença, sendo que os implantes com sobrecarga apresentaram maior perda. Dos oito implantes com sobrecarga, cinco perderam osso entre 4,5 e 15,5 meses. Nos implantes com acúmulo de placa a perda óssea foi de 1,8mm depois de dezoito meses e nenhum desses perdeu osseointegração. Em seus resultados, o autor acredita que a carga lateral aos implantes pareceu potencializar a ação deletéria da sobrecarga e que as superfícies tratadas não melhoraram o prognóstico de falha das fixações devido à sobrecarga; e conclui que sobrecarga oclusal pode ser um dos fatores

principais para perda da osseointegração dos implantes e que o acúmulo de placa deve resultar em perda óssea marginal.

Norton (1997) buscou testar as junções pilar/implante e pilar/prótese, em dois diferentes sistemas: Astra Tech (Astra Tech, Mölndal, Suécia) e Brånemark (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). A conexão do sistema Astra Tech é cônica interna com ângulo de onze graus, tanto do pilar com o implante, quanto do pilar com a prótese. O carregamento foi aplicado até uma deformação de 0,3mm do conjunto, e quando atingido o valor da carga era anotado. A junção cônica obteve melhores resultados, pois necessitava de uma maior força para deformar. O autor comenta que diferentemente do hexágono externo, as porções cônicas destas conexões internas seriam capazes de absorver vibrações e cargas funcionais, atuando como um amortecedor contra cargas e micro movimentos que seriam transferidos para o resto do conjunto. Tal absorção de cargas pela junção cônica, sem deformação detectável, diminuiria uma indesejável transferência de forças para a interface osso/implante, que resultaria em possível reabsorção óssea e até perda da fixação.

Em 1998, Arvidson *et al.* relataram o acompanhamento de cinco anos de implantes do sistema Astra Tech. Cinquenta e quatro pacientes com 310 implantes de uma primeira avaliação feita pelos autores e mais 53 pacientes com 308 fixações foram englobados nesta pesquisa. Destes, a amostra final foi de 91 indivíduos com 517 fixações. A taxa de sucesso dos implantes foi de 98,7% e da prótese de 100%. Os autores concluíram que o sistema de implantes utilizado preencheu os requisitos de acordo com os critérios de sucesso de Albrektsson *et al.* em 1986.

Em 1998, Brosh *et al.*, analisaram a influencia da angulação dos pilares sobre a interface implante/osso através do método de fotoelasticidade, mostrando que as tensões geradas ao redor dos implantes foi maior nos implantes inclinados.

Tortopidis *et al.* (1998) avaliaram a variabilidade da medida da força de mastigação entre sessões, em diferentes posições do arco dental. Oito

voluntários foram submetidos ao teste, onde foi analisada a força máxima de mordida em três posições do arco: entre dentes anteriores, entre segundo pré-molar e primeiro molar bilaterais e entre segundo pré-molar e primeiro molar de apenas um dos lados. A maior força mensurada foi no transdutor posterior bilateral (580N) e a menor foi no transdutor anterior (286N).

Em 1999, Levine *et al.* analisaram a utilização de implantes ITI na reabilitação de regiões unitárias em um estudo de acompanhamento médio de 40,1 meses. Cento e setenta e quatro implantes foram instalados. Após seis meses de carregamento, quatro implantes falharam e estavam associados à peri-implantites e mais três implantes falharam devido à fratura. A taxa de sobrevida foi de 95,5%. Dos 157 implantes restantes, 22 foram instalados na região anterior e 135 na posterior.

Goodacre *et al.* (1999) relatam as complicações clínicas encontradas nos implantes osseointegráveis através de um levantamento dos artigos clínicos publicados entre 1981 e 1997.

Polizzi *et al.* (1999) avaliaram a utilização clínica de implantes de diâmetro estreito tipo Brånemark® na substituição de dentes unitários onde a dimensão mesiodistal levasse a uma condição de 3,0mm para reabilitar regiões de incisivos tanto maxilares quanto mandibulares. Estes implantes permaneceram em função entre três a sete anos, permanecendo 29 deles no momento do estudo. A taxa de sucesso foi de 96,7% e somente duas complicações ocorreram e na região mandibular: um implante fraturou após 5 anos de uso e uma prótese foi substituída. Os autores concluem que a substituição de incisivos em áreas de forças oclusais leves por implantes de diâmetro estreito é uma real opção de tratamento.

Em 2000, Schwarz publicou um artigo apontando as complicações mecânicas nos implantes dentais. O autor ressalta que nos implantes osseointegrados não há ligamento periodontal e, com isso, o trauma oclusal pode resultar em complicações mecânicas aos componentes, como perda ou fratura de parafusos, ou fratura do implante. Enfatiza ainda que a fratura do

implante, apesar de apresentar baixa incidência, é a mais catastrófica falha do conjunto implante/prótese porque freqüentemente leva à perda do implante, e que a taxa de fratura é maior em implantes situados na região posterior, em próteses suportadas por um ou dois implantes em combinação com cantilever, ou forças oclusais excessivas (bruxismo) e em implantes com junção hexagonal externa.

Weber *et al.* (2000) publicaram um estudo retrospectivo avaliando implantes dentais não submersos. Um total de 112 implantes ITI foram inseridos em diferentes áreas (divididas em grupo anterior – inter-canino e posterior – distal caninos) e parâmetros clínicos e radiográficos foram avaliados anualmente, durante os cinco e seis anos do estudo. A taxa de sucesso após cinco anos foi de 99,1% e 95,5% após seis anos, apresentando fratura em três implantes. A média de perda óssea no primeiro ano foi de 0,6mm e nos outros anos de 0,05mm.

Binon realizou em 2000 uma análise das opções de implantes dentários existentes no mercado norte-americano, encontrando disponíveis vinte diferentes tipos de junções pilar/implante, 98 desenhos de implantes, 53 tipos de tratamento de superfície, 100 diferentes diâmetros, 126 comprimentos, 1536 tipos de intermediários e entre 100 a 125 empresas em todo o mundo. O autor fez uma série de colocações sobre as opções mais discutidas na literatura e também alertou sobre o controle de qualidade desses produtos e a dificuldade do clínico na escolha. O autor coloca que as conexões internas resultam em uma interface mais estável por possuir um contato íntimo entre as paredes do implante e do pilar protético, o que favorece a distribuição das cargas, protegendo assim o parafuso de retenção e resultando em uma conexão mais estável. Já em relação aos componentes, acrescenta que a adaptação, a liberdade rotacional, as propriedades físicas e o torque adequado são fatores determinantes para a estabilidade da conexão. Ainda enfatiza que novos desenhos deveriam ser elaborados através de pesquisas científicas

comprovadas e não através de propagandas, especulações e opiniões profissionais.

Através da análise de elementos finitos, Merz *et al.* (2000) estudaram o comportamento mecânico de duas conexões pilar/implante. Foi criado um modelo de elementos finitos tomando como base um implante ITI de 12mm e um pilar de 7mm de altura; com uma conexão cônica interna de oito graus e outro com o mesmo implante, mas com conexão hexágono externa. Uma força de 380N foi introduzida sobre o pilar a 0°, 15° e 30° fora do longo eixo do implante. Ambos os modelos receberam torque de 35Ncm. Os autores concluíram que o aperto do pilar leva a uma distribuição simétrica da tensão na área do implante e o pilar, em ambos os modelos. Na conexão cônica a maior parte da tensão foi transferida do pilar ao implante, através da conexão, sendo as roscas do parafuso submetidas a pequenos níveis de tensão; já na conexão hexagonal externa, altos níveis de tensão ocorreram nas roscas no lado da carga, sendo uma distribuição de tensão típica de dobramento na porção do parafuso do pilar.

Davarpanah *et al.* (2000) relatam que a escolha do diâmetro do implante depende do espaço desdentado a ser reabilitado, do volume de osso presente, do tamanho do espaço para reabilitação protética, do perfil de emergência e do tipo de oclusão. Neste estudo descrevem que os implantes de diâmetro estreito são indicados em situações clínicas específicas, como por exemplo, áreas onde há redução do osso interradicular ou crista alveolar atrófica, e para substituição de dentes com diâmetro cervical estreito.

A análise realizada em 2001 por Morris *et al.* de 1419 fixações do sistema Ankylos objetivava aumentar as taxas de sucesso deste novo desenho de implante para a época. Segundo os autores, as falhas diminuiriam com passos de rosca progressivos e superfície de tratamento diferenciada melhorariam a estabilidade inicial do implante e dificultaria o acúmulo de tensões na cortical, e que a junção cônica interna seria impermeável a bactérias. Foi avaliado a média de perda óssea entre a colocação do implante e a

reabertura (0,2mm na mesial, 0,4mm na vestibular e 0,4 mm na distal) e considerada clinicamente insignificante. Houve fixação de 11,6% dos implantes em osso tipo I, 42,9% em osso tipo II, 38,7% em osso tipo III e 6,8% em osso tipo IV; sendo 3,4% implantes de 8mm, 10,5% de 9,5mm, 32% de 11mm, 45% de 14mm e 9,2% de 17mm. A média de sucesso dos implantes foi de 96,6%.

Em 2001, Andersen *et al.* analisaram a efetividade e a segurança de implantes de diâmetro estreito na região anterior da maxila. Trinta e dois implantes estreitos (3,25mm) e 28 implantes regulares (3,75mm) foram analisados através de exames de acompanhamento após 6 meses, 1, 2 e 3 anos após carregamento. Dois implantes foram perdidos (com 6 meses) durante todo o estudo. A perda óssea marginal seguiu o mesmo padrão para os dois grupos, com média de 0,4mm do primeiro ao último exame.

Um estudo prospectivo (um ano de carga) sobre o tratamento de maxilas severamente reabsorvidas com implantes estreitos não submersos foi realizado em 2001, por Hallman. Um total de 40 pacientes (25 mulheres e 15 homens, com média de idade de 57 anos) receberam 182 implantes, com comprimento entre 8 e 12mm. Três pacientes foram reabilitados com *overdentures* e o restante receberam próteses fixas ou coroas unitárias. O índice de sucesso no primeiro ano foi de 99,4%, sendo que um implante de 8mm se perdeu. Quatro implantes foram tratados com sucesso de periimplantites e um deles não foi ativado por má posição, dando um sucesso cumulativo de 96,4%. Após um ano de carga, 4,8% dos implantes tiveram reabsorção marginal maior que 2mm e a média de perda óssea foi de  $0,35 \pm 1,05$ .

Mendonça *et al.* (2001) relataram os problemas ocorridos em pacientes que receberam próteses implantadas, tentando, assim, determinar as causas e a prevalência destas falhas e insucessos, buscando formas de tratamento e soluções nestas situações. Os pacientes analisados receberam implantes nos cursos de aperfeiçoamento em implantes odontológicos do departamento de Reabilitação Oral da Universidade Federal de Uberlândia. No período de 1996 a julho de 1998, foram acompanhados 86 pacientes (63

mulheres e 23 homens) com 209 implantes para reabilitações de casos totais, parciais e unitários. Desses 209 implantes, oito não osseointegraram. Um total de 109 próteses foram confeccionadas, necessitando refazer apenas seis. Desaperto e fratura do parafuso de ouro, desaperto do parafuso do intermediário, fratura da porcelana, prótese mal adaptada, adaptação não-passiva, peri-implantite e insatisfação do paciente, foram as dificuldades de menor incidência encontradas neste estudo, sendo que muitas delas ocorreram em um mesmo paciente. Para os implantes, o índice de insucesso foi de 3,8% e para as próteses de 5,2%. Os autores concluíram que é necessário um adequado domínio da técnica e que juntamente com uma avaliação dos procedimentos realizados poderiam reduzir ainda mais as complicações, melhorando assim os resultados encontrados. E que embora as falhas em próteses implantadas encontradas sejam de simples resolução, estas geram perda da função, levando ao comprometimento progressivo dos componentes biológicos e/ou mecânicos do sistema biomecânico. A taxa de sucesso para os implantes foi de 96,2% e de 94,8% para as próteses confeccionadas.

Em 2002, Khraisat *et al.* realizaram uma análise da resistência à fadiga e da condição de falha de dois desenhos de junção pilar/implante para restaurações unitárias: sistema Brånemark com pilar *CeraOne* e ITI com conexão cônica de oito graus. Sete amostras de cada sistema foram incluídas em blocos de resina acrílica transparente simulando uma perda óssea de 3mm. Foi aplicado torque de 32Ncm nos pilares *CeraOne* e de 35Ncm nos ITI. As amostras foram montadas em um dispositivo metálico de forma circular e levado a máquina de ensaio de fadiga, onde uma carga cíclica de 100N foi aplicada perpendicularmente ao longo eixo da montagem com uma velocidade de 75 ciclos/minuto. No intuito de investigar a resistência à fadiga da amostra durante seis anos de função simulada, um alvo de 1800000 ciclos foi definido. No grupo *CeraOne* todas as amostras fraturaram entre 1178023 e 1733526 ciclos e no grupo ITI não houve falhas, o que tornou a diferença entre os grupos estatisticamente significativa. Dentre as colocações, os autores afirmam que o

travamento friccional do pilar de conexão cônica ao implante com menos de 10µm de abertura eliminou a vibração e o micro movimento do parafuso do pilar; e concluem que o efeito do tipo de junção na resistência à fadiga e no modo de falha do sistema de implante unitário da ITI foi significativamente melhor do que o implante unitário do sistema Brånemark testado.

Taylor e Agar, em 2002, publicaram um trabalho sobre os vinte anos de progresso das próteses implantadas, comentando as mudanças ocorridas neste tempo. Entre essas mudanças falam da evolução das junções internas, que vieram para diminuir as perdas de parafusos. Discutem a distribuição de tensão sobre esses implantes, se causa ou não perda óssea, e argumentam a necessidade de mais pesquisas nessa área, pois os artigos até então publicados apresentavam resultados controversos.

Andersen *et al.* (2002) analisaram o sucesso dos implantes ITI unitários com carga imediata na região anterior da maxila com acompanhamento de cinco anos. Oito implantes (sete de 4,1mm de diâmetro e um de 3,3mm) foram carregados após instalação. Os implantes e próteses foram acompanhados por um, três e seis meses após instalação. Depois de seis meses, as próteses provisórias foram substituídas pelas definitivas. Os acompanhamentos subsequentes foram após seis meses, um, dois, três, quatro e cinco anos. Nenhum implante foi perdido durante o período do estudo. A média da perda óssea marginal foi de 0,53mm. Os autores concluíram que o uso dos implantes em carga imediata para substituição de perdas unitárias anteriores é indicado.

Çehreli e Iplikçioğlu (2002) realizaram um estudo para comparar a tensão causada por PPFs implanto-suportadas sob cargas axiais e fora do longo eixo do implante. Dez implantes incorporados com calibradores de tensão, configurados para simular diferentes situações clínicas, foram inseridos em um modelo experimental. Quatro grupos de dois implantes receberam sete PPFs de três elementos que foram cimentadas provisoriamente. Uma força vertical de 50N axial e a 2mm do longo eixo do implante foi aplicada em localizações pré-

determinadas. As tensões foram registradas e para todos os desenhos de prótese, as forças fora do longo eixo geraram mais tensão que as axiais e causaram momentos de força sobre os implantes, o que pode induzir uma perda óssea na região cervical do implante.

Velasquez-Plata *et al.* (2002) publicaram um artigo descrevendo a fratura do implante e analisando as possíveis causas desta complicação. Relataram que nos estudos encontrados, a fratura dos implantes estavam associadas à perda óssea acentuada. O artigo traz um caso clínico de fratura de implante, sendo que a parte fraturada foi removida, analisada em microscópio eletrônico e o restante do implante foi sepultado. O hexágono do implante foi comparado a um implante novo, demonstrando irregularidades na superfície da plataforma apresentando desgastes e as quinas do hexágono se mostraram arredondadas. Os autores ressaltaram que durante os onze anos de uso deste implante, houve dois episódios de perda do parafuso. Concluem que não podem ser ignorados os sinais de perda óssea marginal anormal e falhas mecânicas dos componentes. E que quando observados esses sinais é necessário intervir, tentando diagnosticar a causa e removê-la o mais rápido possível.

Finger *et al.* (2003) comentam sobre a evolução das conexões, abrangendo tanto as conexões pilar/implante internas como as externas. Eles realizaram uma síntese sobre a história da junção hexagonal externa, ressaltando que sua criação a princípio teria sido por necessidade durante a inserção cirúrgica do implante ao tecido ósseo e que, com o passar do tempo, quando os implantes passaram a reabilitar indivíduos com perdas unitárias, é que essa conexão passou a ser exigida como elemento anti-rotacional de fixação da prótese. A partir desse avanço, novas opções foram criadas pelas indústrias, entre elas as junções internas que trariam maior estabilidade e manutenção por maior período de tempo na junção intermediário/implante.

Uma revisão de literatura entre 1981 e 2001 foi realizada por Goodacre *et al.* (2003) onde apresentaram as principais complicações encontradas em tratamentos com implantes. Uma busca foi realizada no sistema

de dados da internet chamado Medline, alcançando a quantidade de 218 artigos publicados sobre o assunto. Destes artigos os autores contabilizaram apenas quinze apresentando dados sobre perda óssea marginal ao redor dos implantes. A média de perda óssea durante o primeiro ano foi de 0,9mm e de 0,1mm em cada ano subsequente. O afrouxamento do mecanismo de retenção em próteses tipo *overdentures* (30%), a fratura da resina em próteses parciais fixas (22%), a perda de implantes em tratamentos com *overdentures* (21%), o reembasamento de *overdentures* (19%) e a fratura do clipe da *overdentures* (17%) foram relatados como complicações protéticas mais freqüentes (incidência superior a 15%). Ainda ocorreram fratura da cerâmica da prótese parcial fixa (14%), fratura da *overdentures* (12%), fratura de prótese antagonista (12%), fratura da base da resina (7%), afrouxamento do parafuso da prótese (7%), afrouxamento do parafuso do pilar (6%), fraturas do parafuso da prótese (4%), fratura da infraestrutura metálica (3%), fratura do parafuso do pilar (2%), e fraturas de implantes (1%). A taxa média de afrouxamento de coroas unitárias que usavam desenhos de parafusos mais antigos foi registrada em 25%, e quando dados de 6 estudos mais recentes foram combinados, a incidência foi de apenas 8%, indicando melhora substancial nesses novos parafusos. A taxa de fratura dos parafusos protéticos variou de 0% a 19% e foi quase igual em próteses parciais fixas e próteses totais fixas.

Baseando-se em trabalhos publicados, Hanson (2003) afirmou que junções internas distribuiriam melhor a tensão ao redor de implantes em relação a hexágonos externos e que valores máximos de tensão localizados na região de crista levariam a perda óssea. Ainda comenta que conexões cônicas internas teriam a capacidade de levar a tensão máxima a uma posição mais apical da crista, solucionando o problema de perda óssea. Através dessas afirmações o autor buscou investigar o efeito de um implante de peça única com o pilar iniciando a 2mm de distância da crista, o efeito de um implante com junção cônica interna em que a interface pilar/implante estaria localizada ao nível da crista óssea e avaliar a espessura da parede lateral interna de implantes

(de 3, 6 e 9 mm). O método de análise de elementos finitos foi utilizado e uma carga axial foi simulada sobre os implantes. Os implantes peça única com pilar emergindo 2mm acima da crista apresentaram valores máximos de tensão em relação aos implantes com conexão cônica interna. Já os cônicos internos apresentaram maiores valores de tensões proporcionais ao aumento da espessura da parede lateral. O autor acredita que a colocação de um implante com junção cônica interna 2mm acima da crista óssea iria impedir a redução de tensão propiciada por esse tipo de conexão, então, todas essas fixações deveriam ser colocadas a nível ósseo para a conexão poder “funcionar”. E indica que quando for utilizar um implante de junção cônica interna com paredes menos espessas, este deveria ser inserido ao nível da crista óssea. Neste artigo, o autor ressalta um trabalho publicado por ele mesmo em 1999, onde foram obtidos resultados que contradizem com este trabalho, informando que o modelo de elementos finitos feito em 1999 era mais simples que o de agora e que os cálculos de tensão cisalhante na interface não estariam corretos levando ao resultado equivocado.

Em um estudo demonstrando os danos causados ao conjunto implante/coróa após um trauma, Flanagan (2003), ressalta que o osso possui polímeros de colágeno que promovem uma energia mecânica de absorção de força ajudando a prevenir micro trincas e fraturas no osso. Neste estudo o autor relata o caso de uma paciente que após treze meses de reabilitação com implante na região de incisivo central, apareceu ao serviço de emergência queixando de fratura da coróa do implante e “perda” do mesmo. Ao ser avaliada, foi observado que a coróa estava bamba e com fratura da região incisal. A coróa foi removida e o pilar também apresentava danos no parafuso. O implante não apresentou mobilidade. Foi instalado um novo pilar e confeccionada outra prótese. Após cinco meses do acidente, o implante não apresentou nenhum efeito adverso em relação ao trauma e não houve nenhuma perda óssea fora do padrão. Ressalta que a força sofrida pelo conjunto

implante/pilar/prótese foi suficiente para fraturar a coroa e danificar o parafuso do pilar, mas não foi suficiente para trazer danos ao implante e osso.

Já em 2004, Çehreli *et al.* compararam pressão e tensão de implantes com conexão hexagonal externa e cônica interna utilizando a técnica de fotoelasticidade e mediadores de tensão. No artigo são citados trabalhos que fazem comparações de conexões internas e externas através da técnica de análise de elementos finitos, demonstrando que condições mecânicas favoráveis podem ser alcançadas para manutenção de tecido ósseo quando se utiliza junções cônicas. Os blocos fotoelásticos foram confeccionados com implantes Brånemark cônicos e cilíndricos, implantes Astra cônicos e cilíndricos e implantes ITI. Dois modelos de cada implante foram analisados e submetidos a dois valores de carga estática vertical e oblíqua a vinte graus. No sentido de ser obtido valores mais exatos na região mais superior do modelo, junto a plataforma do implante, foram colocados dois medidores de tensão tipo roseta (um de cada lado), pois esta área do modelo apresentou franjas decorrentes de efeito de borda. Sobre forças verticais todos os implantes apresentaram desenhos simétricos de padrões de franjas isoclínicas e maior concentração de tensão no ápice das fixações. Não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os diferentes implantes para as duas situações de carregamento. A avaliação fotoelástica realizada neste trabalho não revelou nenhuma alteração no padrão de ordens de franja em todos os implantes avaliados.

Em estudo prospectivo de 10 anos, Zinsli *et al.* (2004) avaliaram clinicamente a utilização do implante ITI estreito. Um total de 149 pacientes totais ou parcialmente desdentados receberam 298 implantes ITI estreitos (3,3mm). Após um período de três e seis meses, os implantes foram reabilitados com próteses fixas unitárias, parciais e totais ou *overdentures*. Três implantes falharam e estavam associados a infecções peri-implantares. Dois implantes fraturaram (um após dois anos de acompanhamento e outro após seis anos). A taxa de sobrevivência foi de 98,7% após cinco anos e de 96,6% após seis anos.

Os autores afirmaram que durante o limitado período do trabalho as falhas foram infreqüentes e que os problemas encontrados não estavam diretamente relacionados aos implantes estreitos. E concluem que o uso satisfatório dos implantes de 3,3mm para reabilitação é provado, contudo a fratura à fadiga pode ocorrer após um longo período em função e que as taxas de sobrevivência dos implantes estreitos são comparáveis aos implantes regulares.

Kitamura *et al.*, em 2004, realizaram uma análise de elementos finitos em 3D para investigar a distribuição de tensão no osso e no implante na presença de defeitos ósseos de várias formas e dimensões. Foi realizado um modelo de implante ITI simplificado inserido em um segmento retangular de mandíbula, com osso tipo II. As perdas ósseas criadas foram do tipo vertical, cônica com mesma largura horizontal e cônica com variação de largura totalizando oito volumes diferentes. As forças aplicadas na direção vertical e bucolingual foram de 50 e 100N. As cargas laterais levaram a maior acúmulo de tensões e na medida em que o volume do defeito ósseo aumentava, maior era a concentração de tensão no tecido, e em todas as situações de carregamento a maior concentração de tensão foi encontrada para o osso cortical. Os autores acreditam que os gradientes de tensão encontrados no trabalho são capazes de gerar perda óssea, concluindo que defeitos ósseos, principalmente quando associados a cargas laterais, tendem a colocar em riscos de falhas os implantes dentários.

Serra, 2004, realizou estudo onde analisou e comparou a resistência mecânica de implantes cilíndricos de sextavado interno de diferentes marcas, utilizando ensaio de flexão. O autor relata que as empresas que fabricam implantes de sextavado interno apresentam grande diversidade de características de construção de seus produtos, sendo que cada uma busca um formato e soluções próprias. Dentre os resultados foi mostrado que não há uma padronização entre as marcas testadas e que os implantes de diferentes fabricantes apresentam variações de comportamento mecânico.

Um estudo retrospectivo de 7 anos realizado por Vigolo *et al.* (2004) avaliou a utilização clínica de implantes de diâmetro estreito em restaurações simples e múltiplas. Um total de 192 implantes estreitos (2,9mm e 3,25mm) foram instalados em 165 pacientes entre 1992 e 1996, sendo que 94 destes suportam próteses unitárias. Quatro implantes falharam após o segundo estágio cirúrgico e mais cinco foram perdidos após carregamento. A taxa de sobrevivência foi de 95,3%, demonstrando ser similar aos resultados dos implantes regulares reportados na literatura.

Stuebinger *et al.* (2004) relataram em seu trabalho um caso de trauma em implante na região anterior, mostrando as consequências geradas ao conjunto implante/pilar e tecido peri-implantar. Neste artigo, o caso relatado é de um trauma sofrido em implantes na região de incisivos centrais após uma queda sofrida pelo paciente. Não houve perda ou fratura dos implantes e nem das coroas protéticas, mas o parafuso do pilar sofreu deformação (entortou). Os tecidos peri-implantares não apresentaram danos consideráveis e não foi possível analisar se houve alguma alteração óssea após o trauma, pois o paciente compareceu a uma clínica de emergência, não apresentando exames radiográficos anteriores ao trauma.

Em 2005, Bernandes analisou a distribuição de tensões em modelos fotoelásticos decorrentes de cargas externas sobre a área na qual o implante foi fixado. Estes implantes apresentavam forma externa igual, diferindo apenas nas junções: hexagonais externa e interna, cônica interna e implante de peça única. Os modelos foram submetidos a carregamento axial e não axial e 46 pontos de tensão foram analisados ao longo de quatro corpos com carga axial e 61 pontos para carga não axial. Sobre o carregamento axial todos os quatro tipos de implantes apresentaram gradientes de tensão similares em blocos fotoelásticos, entretanto, quando submetidos ao carregamento não axial, os menores índices de tensão foram observados no implante hexágono interno, seguidos pelo corpo único e hexágono externo que apresentaram os mesmos valores, e pelo cônico interno, que apresentou os maiores gradientes de tensão ao longo do seu corpo.

Comfort *et al.* (2005), avaliaram o desempenho clínico de implantes de 3,3mm de diâmetro e plataforma estreita durante um período de 5 anos. 23 implantes foram instalados (17 na mandíbula e 6 na maxila) em 9 pacientes (6 homens e 3 mulheres). Os pacientes foram acompanhados anualmente por meio de exames clínicos e radiográficos durante todo o período do estudo. Um implante falhou após carregamento e os 22 implantes restantes continuaram estáveis, sendo que a média de perda óssea marginal durante o primeiro ano foi de 0,4mm e do segundo ao quinto ano de 0,03mm. A taxa de sucesso dos implantes foi de 96%.

Neves *et al.*, em 2005, discutem em seu trabalho as causas da fratura de implantes e as possíveis intervenções quando este fato ocorre. Relatam a experiência de dois casos clínicos, onde houve fratura do implante na região do dente 11 e o outro na região do dente 46. Em suas considerações relatam que apesar da pequena incidência de implantes fraturados, quando este fato ocorre os procedimentos são invasivos, complexos e com uma previsibilidade duvidosa, e que uma análise criteriosa da situação clínica, bem como o tempo disponível para retratamento é extremamente importante para orientação em relação à melhor intervenção naquele caso. Salientam também que não só no tratamento com próteses implantadas como nos outros tratamentos protéticos reabilitadores é necessário respeitar a biologia e a fisiologia do aparelho estomatognático, enfatizando os aspectos biomecânicos, sugerindo o uso de implantes largos em casos onde a sobrecarga é previsível.

Em 2006, Renouard e Nisand realizaram um levantamento bibliográfico analisando a taxa de sucesso dos implantes, em relação ao diâmetro e ao comprimento, na base de dados Medline, no período de 1990 a 2005. No levantamento bibliográfico, foram encontrados estudos dedicados a implantes curtos, a implantes de largo diâmetro, diâmetro estreito, e aqueles que avaliaram todos os comprimentos ou diâmetros de implantes disponíveis. Dentre as informações relatadas pelos autores a partir dos artigos que analisaram os implantes de diâmetro estreito, ressaltam a necessidade da

seleção adequada do paciente em termos de densidade óssea e condição biomecânica, e recomendam sua utilização em situações clínicas em que há dificuldades relacionadas ao espaço. O autor completa que é necessário que estes estudos definam claramente os padrões de implantes de diâmetro estreito, com relação às indicações clínicas, capacidade de carregamento e resultado a longo prazo.

Zarone *et al.* (2006) analisaram a reabsorção óssea marginal e a condição do tecido periimplantar ao redor de implantes ITI com pescoço estreito, no tratamento reabilitador em pacientes com agenesia dos incisivos laterais. Trinta pacientes (19 mulheres e 11 homens) com agenesias uni e bilaterais dos incisivos superiores laterais foram selecionados. Foram instalados um total de 34 implantes, sendo 9 implantes de 3,3mm x 10mm, 17 implantes de 3,3mm x 12mm e 8 implantes 3,3mm x 14mm. Os implantes foram carregados após 4 meses da instalação. O acompanhamento mínimo dos pacientes foi de 24 meses e máximo de 39 meses, e o controle foi realizado após o primeiro mês de carregamento, 6 e 12 meses. Após um ano de acompanhamento, encontrou-se uma variação de 0,46 a 1,32mm de reabsorção óssea marginal e após dois anos de função, esta variação foi de 0,1 a 0,2mm. No final dos 39 meses de carregamento, a taxa de sucesso foi de 94,12%, sendo que um dos implantes foi considerado esteticamente insatisfatório por expor 0,2mm do pescoço do implante.

Em seu trabalho realizado em 2006, Romeo *et al.* compararam os implantes estreitos (3,3mm de diâmetro) com implantes Standard (4,1mm). Durante um período de 7 anos, 122 implantes estreitos foram acompanhados, sendo que estes foram instalados em 68 pacientes para suportarem 45 próteses parciais fixas (PPFs) e 23 próteses unitárias. Em contrapartida, 120 pacientes receberam 208 implantes Standard e estes restauraram 70 PPFs e 50 próteses unitárias. Num total de 330 implantes, apenas 6 falharam (1,8%), 3 em cada grupo. Os implantes estreitos tiveram uma taxa de sucesso de 96,1% na maxila e

92% na mandíbula, já para os implantes Standard, essa taxa foi de 97,6% e 93,8%, respectivamente, não apresentando diferença estatística entre os grupos.

Cordaro *et al.* (2006) realizaram um estudo retrospectivo da utilização de implantes de pescoço estreito para reabilitação de incisivos inferiores. 31 pacientes, apresentando uma ou mais perdas de incisivos inferiores, foram reabilitados com implantes estreitos e acompanhados por um período médio de 23 meses (variando de 18 a 42 meses). Estes pacientes foram divididos em três grupos: perda unitária, múltiplas perdas e perdas adjacentes. Os implantes e as próteses apresentaram uma taxa de sucesso de 94%. Os autores concluem que o uso de implantes estreitos com plataforma estreita são estáveis e funcionais na reabilitação dos incisivos inferiores e ainda acrescenta que nas reabilitações de perdas unitárias este implante apresentou ótimo resultado tanto funcional como estético.

Isidor, em 2006, em um trabalho de revisão analisou a correlação da força sobre os implantes orais e o osso peri-implantar. Relatou que em alguns estudos clínicos a perda óssea ao redor dos implantes está associada a elevado estresse oclusal sobre os implantes. Acrescenta que é difícil quantificar a magnitude ou direção das forças oclusais que ocorrem naturalmente e mais ainda controlar e padronizá-las. Conseqüentemente, embora o aumento da perda óssea em áreas relativamente de alto estresse tenha sido reportado em vários artigos, a relação causal com a sobrecarga não foi estabelecida.

Fineli, 2007, em seu trabalho de doutorado comparou a força máxima de mordida entre áreas dentadas e implantadas nas regiões de molares, pré-molares até caninos e incisivos, e em todas as situações os antagonistas eram dentes naturais, durante um período de 64 meses. Foi utilizado um transdutor medidor de força de mordida, e as medições foram feitas imediatamente após a instalação das próteses, 3, 30 e 64 meses depois. As medições foram feitas em 5 regiões da boca: regiões de molares direito e esquerdo, pré-molares ou caninos direito e esquerdo e região de incisivos. As médias da força de mordida obtidas com 64 meses para região de molares em áreas dentadas foi de 234,11N e para

áreas implantadas foi de 291,64N. Já para regiões de pré-molares foi de 195,61N e 194,40N, respectivamente e para regiões de incisivos, foi de 132,5N e 107,73N.

Chung *et al.* (2007) no período entre abril de 1981 a abril de 2002, avaliaram os fatores que afetam a perda óssea tardia em 69 pacientes. Os implantes foram classificados por grupos quanto a características da superfície, comprimento, diâmetro, quantidade de mucosa ceratinizada, localização, tipo de prótese e antagonista. Os parâmetros clínicos periimplantares e radiográficos foram realizados. Uma maior perda óssea anual foi associada aos implantes curtos, de largo diâmetro e em pacientes fumantes, ressaltando que o comprimento do implante foi o fator crítico para a estabilidade da perda óssea. Os autores concluem que há necessidade de estudos clínicos controlados para confirmar os resultados.

E em 2008, Degidi *et al.*, em estudo longitudinal com implantes estreitos, relatam que estes implantes que apresentam diâmetro menor que 3,75mm são uma solução em potencial para aquelas regiões com quantidade óssea reduzida (espessura), e em substituições de dentes que apresentam diâmetro cervical menor. No período de novembro de 1996 e fevereiro de 2004, foram acompanhados 510 implantes com diâmetro entre 3,0 e 3,5mm, instalados para reabilitar diversas situações clínicas, sendo que 255 desses implantes receberam carga imediata. A taxa de sucesso foi de 99,4%, sendo que apenas três implantes foram perdidos.

### 3 PROPOSIÇÃO

### 3 PROPOSIÇÃO

Atualmente, o implante de junção cônica interna de 3,5 mm de diâmetro é o mais estreito fabricado desse tipo de junção. Este implante apresenta, na altura da plataforma, uma diminuição na espessura da parede, sugerindo fragilidade. Diante disso, este trabalho tem como proposta:

- Comparar a força máxima no limite de escoamento (Fle) do implante cone morse de 3,5mm de diâmetro em condição que simula reabsorção óssea acentuada e em condições de normalidade;
- Comparar a Fle do implante cone morse de 3,5mm de diâmetro com implantes hexágono externo regular (3,75mm) e hexágono externo estreito (3,5mm), simulando reabsorção óssea acentuada ao redor desses implantes.

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

O experimento foi realizado no Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica – LIPO, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU).

Para cada um dos quatro grupos, foram utilizados dez implantes cilíndricos (Neodent), diferenciando junção e diâmetros dos implantes. Estes implantes foram inseridos em um dispositivo de aço que foi fixado à máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL) por meio de um torno acoplado à base. Os implantes dos três primeiros grupos foram inseridos ao dispositivo com comprimento exposto de 4mm, e no último grupo, os implantes foram colocados submersos 1mm no dispositivo. Em todos os implantes foram acoplado os pilares correspondentes, e nestes foi aplicado carregamento perpendicular ao longo eixo do implante, a 2mm da borda superior do pilar. O comportamento mecânico dos implantes foi transferido ao computador e registrado na forma de curvas de força (N) x deslocamento (mm).

A partir dos gráficos gerados pelo programa (TESC, EMIC), foram obtidos os limites de escoamento (ponto A') para as amostras. Os itens seguintes descrevem de maneira pormenorizada o ensaio realizado.

### **4.1 Implantes testados**

Para a comparação da Fle, foram utilizados 40 implantes cilíndricos (Neodent, Curitiba, Brasil), divididos em 4 grupos distintos (Figura 1):

- HER: Dez implantes cilíndricos, tipo hexágono externo, com diâmetro de 3,75mm e 11mm de comprimento (ref. 109285); com dez pilares anti-rotacionais “munhão universal” de 4,5 x 6,0 x

1,0mm e parafusos de titânio, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma;

- HEE: Dez implantes cilíndricos, tipo hexágono externo, com diâmetro de 3,3mm e 11mm de comprimento (ref. 109141); com dez pilares anti-rotacionais “munhão personalizado” de 3,3 x 4,5mm e parafusos de titânio, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma;
- CM1: Dez implantes cilíndricos, tipo cônico interno, com diâmetro de 3,5mm e 11mm de comprimento (ref. 109559); com dez pilares “munhão universal” de 4,5 x 6,0 x 1,5mm e parafuso passante, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma;
- CM2: dez implantes cilíndricos, tipo cônico interno, com diâmetro de 3,5mm e 11mm de comprimento (ref. 109559); com dez pilares “munhão universal” de 4,5 x 6,0 x 1,5mm e parafuso passante, submerso 1mm no dispositivo, simulando um correto posicionamento intra-ósseo.

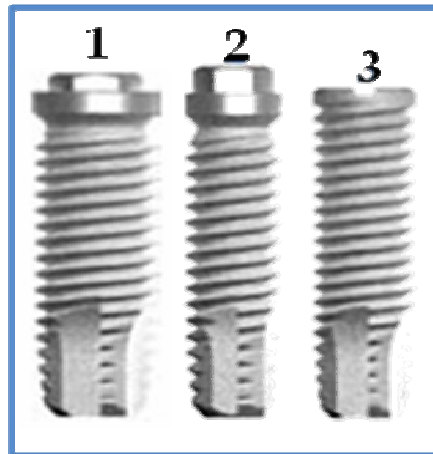


**Figura 1.** Implantes utilizados na pesquisa: (1) grupo HER: implante cilíndrico hexagonal externo regular – 3,75mm, (2) grupo HEE: implante cilíndrico hexagonal externo estreito – 3,3mm e (3) grupos CM1 e CM2: implante cilíndrico cônico interno – 3,5mm.

## 4.2 Dispositivo experimental

Para a realização do ensaio mecânico de força máxima no limite de escoamento, cada implante foi posicionado em estativa metálica (SERRA, 2004), dispositivo de aço fabricado para estabilização do implante (Figuras 2 e 3), constituído por base com adaptador para encaixe em torno ou morsa (Western, China) (Figura 4) que foi fixado na plataforma da máquina de ensaio mecânico (EMIC – 2000DL, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) (Figura 5).



**Figura 2.** Dispositivo de aço para estabilização dos implantes – estativa: a) vista lateral, b) vista oblíqua e c) vista frontal.

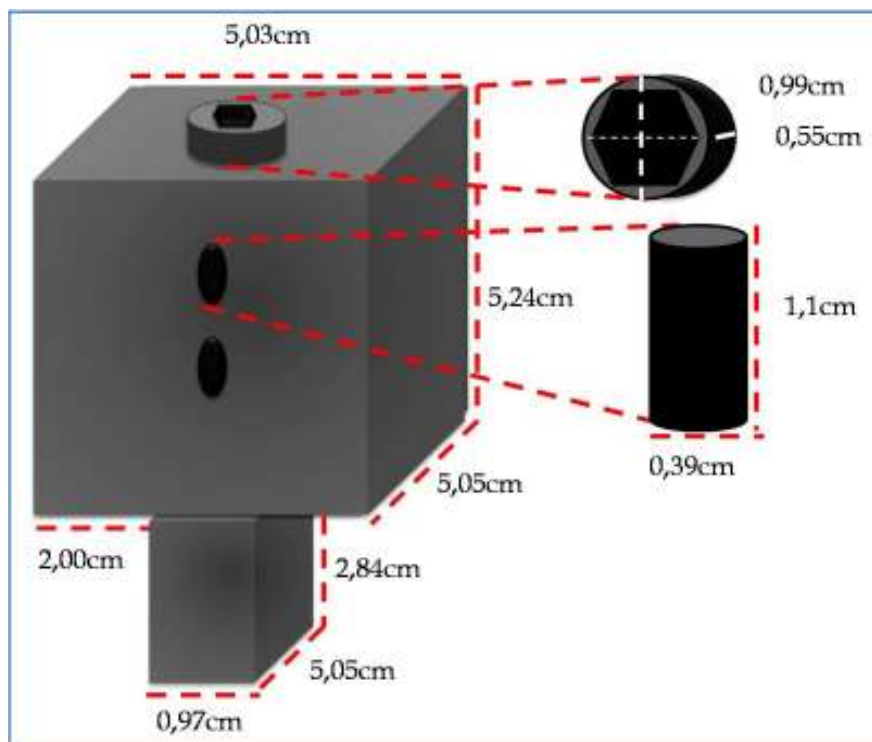


**Figura 3.** Desenho esquemático mostrando medidas estativa.

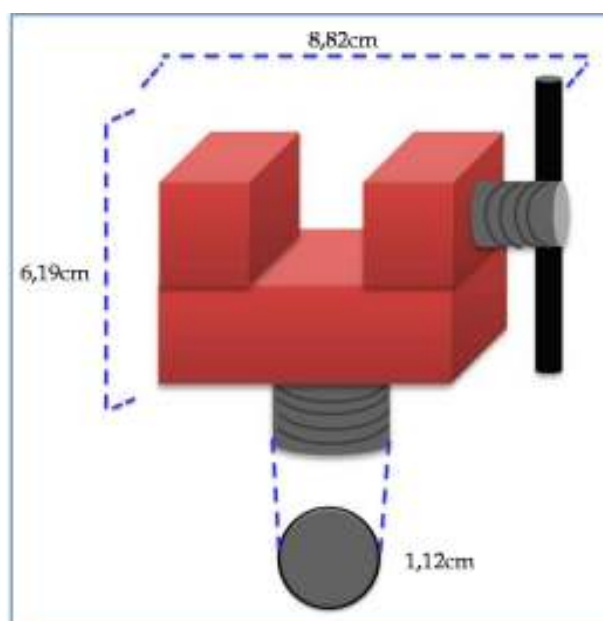


**Figura 4.** Desenho esquemático mostrando medidas morsa.

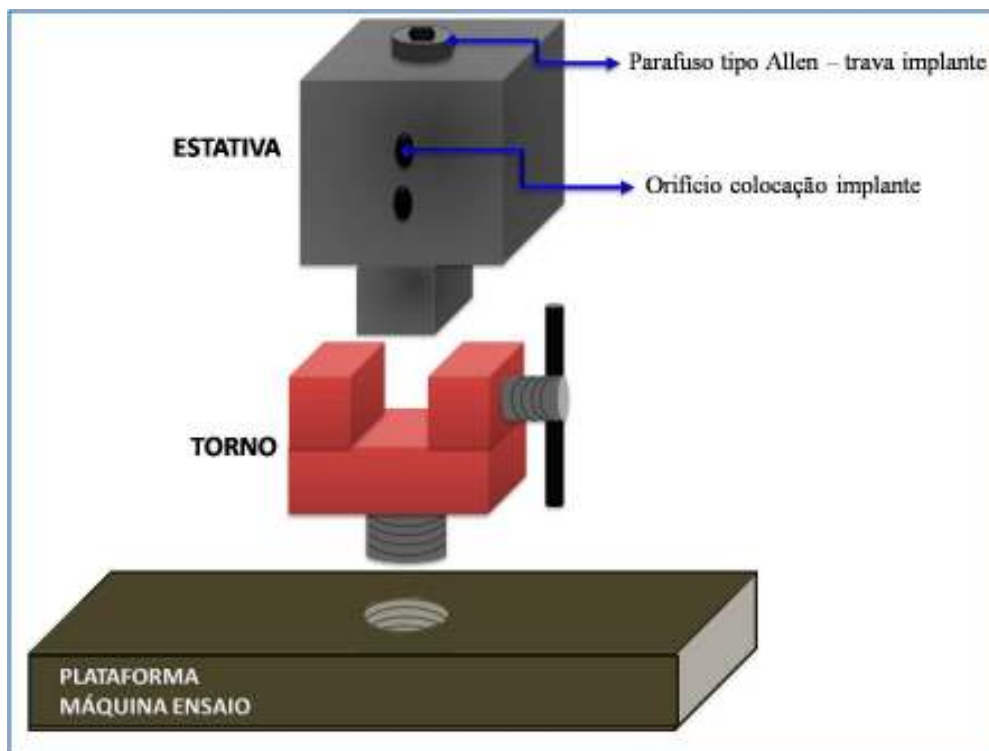


**Figura 5.** Desenho esquemático mostrando padronização na fixação da estativa à máquina de ensaio mecânico.

Na estativa, foi confeccionado um orifício de diâmetro ligeiramente superior ao diâmetro dos implantes. Após a inserção dos implantes neste orifício, um parafuso tipo Allen foi posicionado à torreta da estativa perpendicularmente, funcionando como trava de compressão, impedindo a movimentação. O travamento destes implantes foi analisado no exame macroscópico dos corpos-de-prova (CP's) pela marca de compressão do parafuso Allen no corpo dos implantes.

Para os grupos HER, HEE e CM1, a torre vertical da estativa foi deslocada 8 mm do centro da base da máquina de ensaio permitindo que o implante ficasse com uma porção coronária exposta de 4mm quando inserido no orifício, simulando reabsorção acentuada da crista óssea marginal, deixando o implante mais vulnerável à fratura (figura 6). Para isso, um gabarito foi utilizado para padronizar o posicionamento de inserção do implante na estativa, fazendo com que só o corpo do implante sofresse com os esforços da

máquina, sem gerar interferência do pilar protético. Foi padronizado também que o diâmetro nominal ficaria no nível da base da estativa (figura 7).



**Figura 6.** Posicionamento dos implantes dos grupos HER, HEE e CM1 com corpo exposto de 4mm até plataforma.

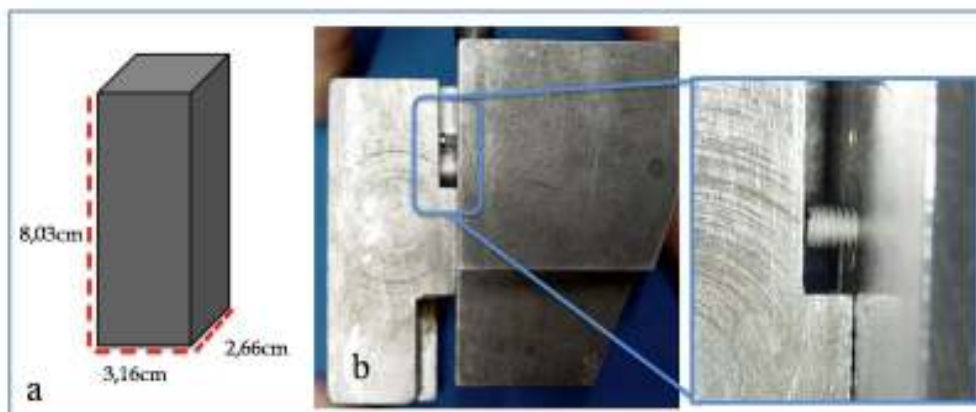


**Figura 7.** Estativa para padronização do posicionamento dos implantes dos grupos HER, HEE e CM1 com corpo exposto de 4mm até plataforma e comprimento nominal na altura da estativa. Medidas estativa.

Para o grupo CM2, os implantes tiveram seu corpo completamente inseridos na estativa, ficando submersos 1mm da borda, simulando situação clínica e instalação conforme indicação do fabricante (figura 8). O orifício de

instalação dos implantes na estativa foi confeccionado com comprimento de 12mm, possibilitando a padronização na colocação desses implantes.



**Figura 8.** Posicionamento dos implantes do grupos CM2 com corpo submerso 1mm na estativa.

#### **4.3 Ensaio mecânico**

Após o posicionamento dos implantes (Figuras 6 e 8), a estativa foi posicionada na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil) (Figura 9a). Os pilares foram instalados com a chave digital e posteriormente receberam torque segundo orientação do fabricante (figura10). O conjunto pilar/implante foi submetido a carregamento de flexão por meio de célula de carga de 500KN (KN500, EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) por meio de ponta aplicadora de carga fabricada em aço (Figura 9b e Figura 11), com velocidade de 0,5mm/min. A ponta aplicadora de carga foi posicionada a 2mm da porção superior dos pilares.



**Figura 9.** (a) máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL), (b) célula de carga de 500KN e ponta aplicadora acoplada.



**Figura 10.** Aplicação de torque aos parafusos dos pilares segundo instruções do fabricante.



**Figura 11.** Conjunto pilar/implante submetido a carregamento de flexão.

Após cada ensaio, as regulagens e o alinhamento da ponta aplicadora de carga foram conferidos.

O computador acoplado à célula de carga foi programado para registrar as forças exercidas durante a flexão do sistema implante/componente protético (N). O comportamento mecânico do implante foi registrado no computador na forma de curvas força (N) x deslocamento (mm) (figura 12). A máquina foi programada para interromper o ciclo de ensaio quando ocorresse uma deformação acima de 5,0mm ou queda abrupta da resistência oferecida pelo material ensaiado, denotando fratura do implante (figura 13).

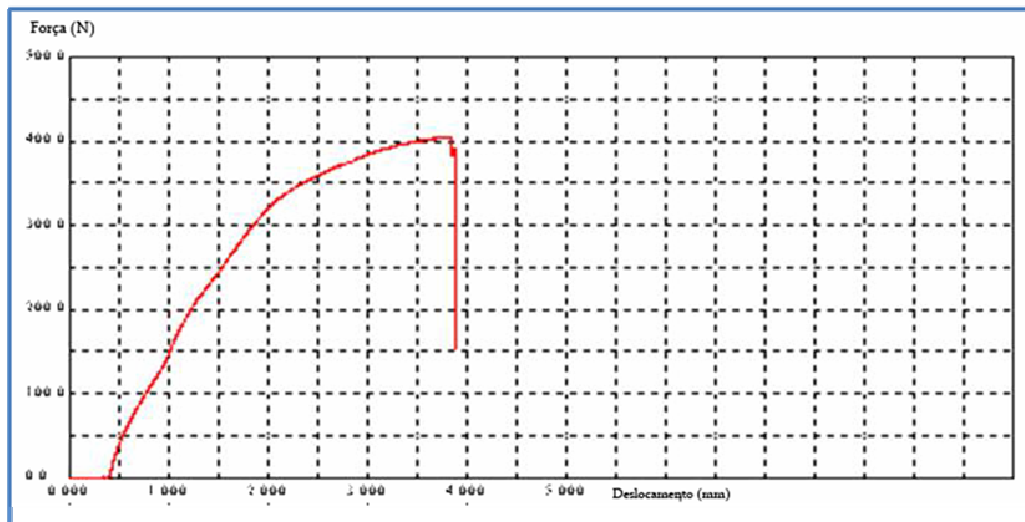


**Figura 12.** Gráfico gerado pelo programa (TESC, EMIC) na forma de curva de força (N) x deslocamento (mm).



**Figura 13.** Ensaio mecânico até queda abrupta da resistência.

Durante os ensaios, o computador gerenciador da ME-EMIC foi registrando o desempenho mecânico de cada CP na forma de curvas de desempenho, em gráfico de cada implante do grupo ensaiado. Os gráficos foram construídos pelo software (TESC; EMIC) de gerenciamento da máquina de ensaios.

Após o ensaio, o sistema implante/componente protético foi removido da estativa, foi realizada a identificação dos mesmos e exame macroscópico, para verificação da marca de compressão do parafuso tipo Allen no corpo do implante (ausência de deslizamento).

Cada amostra foi apresentada como corpo-de-prova de 1 a 10 (CP1 a CP10), sendo que as curvas foram traçadas levando-se em conta a força aplicada pela máquina (N) versus deslocamento do implante (de 0 a 5,0mm) (figura 14).

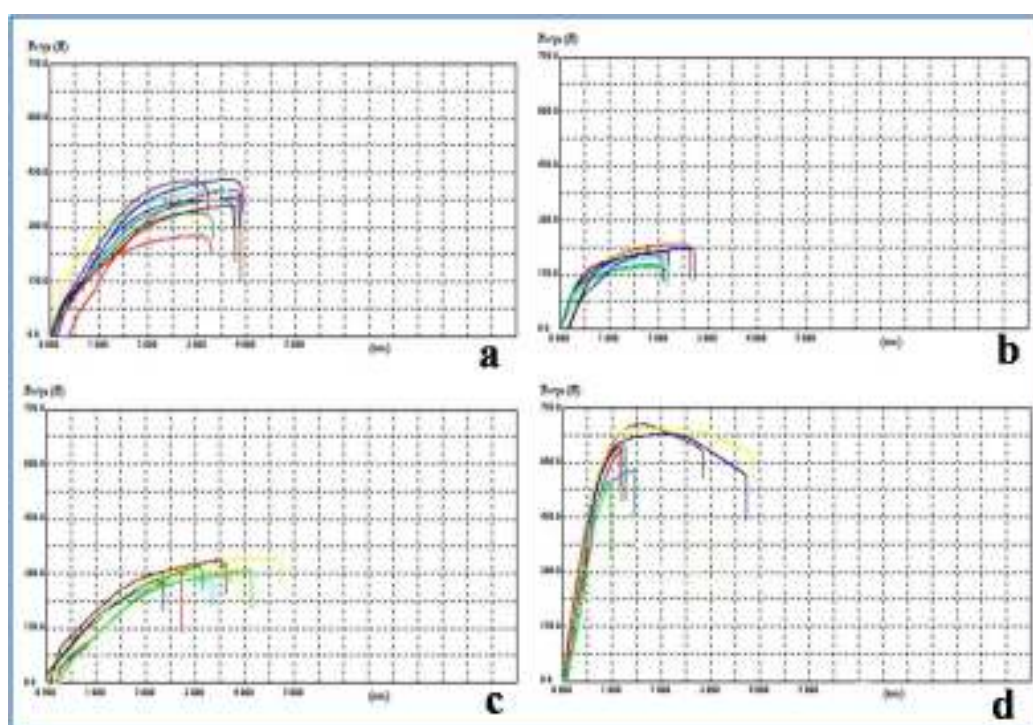


**Figura 11.** Gráficos finais das curvas (N x mm) gerados pelo programa (TESC, EMIC): (a) grupo HER, (b) grupo HEE, (c) grupo CM1 e (d) grupo CM2.

A partir dos gráficos gerados pelo programa (TESC; EMIC), foram analisados o limite de escoamento (ponto A'), que representa o momento em que a deformação do material se torna plástica ou irreversível, o que na clínica significa o insucesso do implante. Para a determinação do limite de escoamento faz-se necessário demarcar o limite de proporcionalidade ou limite elástico.

#### 4.4 Obtenção do limite elástico (ponto A)

O limite elástico ou limite de proporcionalidade foi delineado no gráfico, correspondendo ao término da fase inicial, em que a Força (N) é proporcional ao deslocamento (mm) – tensão limite de proporcionalidade (figura 15).

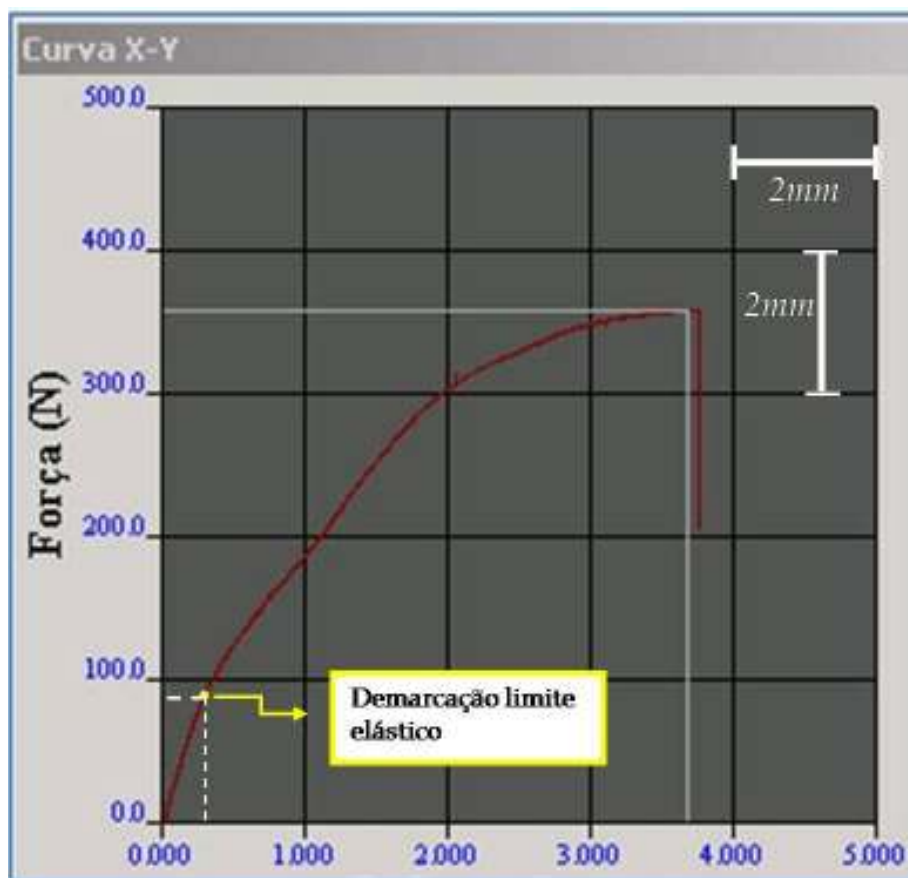


Figura 15. Determinação do limite de proporcionalidade (limite elástico).

#### 4.5 Sequência para obtenção do limite de escoamento (ponto A')

Na maioria dos materiais, como no caso do titânio, não há a constatação de um limite de escoamento nítido, por meio da formação de patamar no gráfico, o que dificulta a determinação do ponto onde inicia a zona

plástica do material. Nesses casos, o limite de escoamento, é identificado por meio da deformação específica residual convencional ou deformação permanente, que é de 0,2% (Veado, 1965; Eckardt, 1969; Ricardo, 1977; Souza, 1982; Garcia *et al.*, 2000; Estrela, 2001; Rasmussen, 2003; Schneider *et al.*, 2007) para os metais e ligas metálicas. Neste ponto o material está resistindo à maior tensão que ele pode suportar sem que sofra uma extensão permanente quando a carga for retirada (Souza, 1982; Garcia *et al.*, 2000). Entre o ponto do limite elástico e este, o diagrama não é uma linha reta, no entanto o material ainda está no regime elástico (Souza, 1982; Garcia *et al.*, 2000). Para a definição deste ponto, uma reta foi traçada paralela à reta determinante do regime elástico do material (Veado, 1965; Eckardt, 1969; Ricardo, 1977; Souza, 1982; Garcia *et al.*, 2000; Rasmussen, 2003; Schneider *et al.*, 2007). No ponto onde esta reta traçada intercepta a curva registrada no ensaio mecânico, tem-se o valor da tensão que corresponde ao limite de escoamento do material (Veado, 1965; Eckardt, 1969; Ricardo, 1977; Souza, 1982; Garcia *et al.*, 2000; Rasmussen, 2003; Schneider *et al.*, 2007) (figura 16).

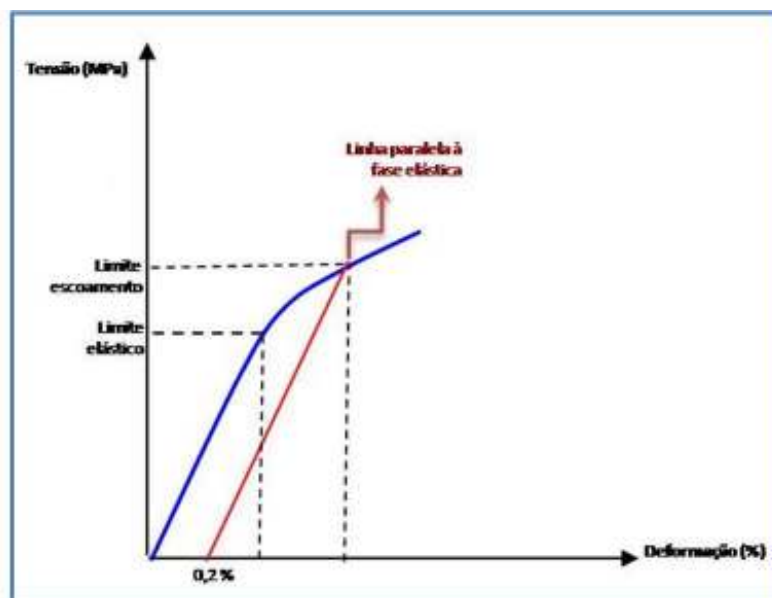


**Figura 16.** Delimitação do limite de escoamento identificado por meio da deformação permanente (0,2%).

Como os gráficos gerados pelo programa utilizado no ensaio são de força (N) em relação ao deslocamento (mm), foi necessário converter o deslocamento (mm) em deformação permanente (0,2%). Foi construído modelo analítico para a obtenção do deslocamento ( $d_y$ ) em relação à deformação de 0,2% do implante (Figura 14). Para encontrar o deslocamento relativo ( $d_y$ ) empregou-se o Teorema de Pitágoras (Figura 17).

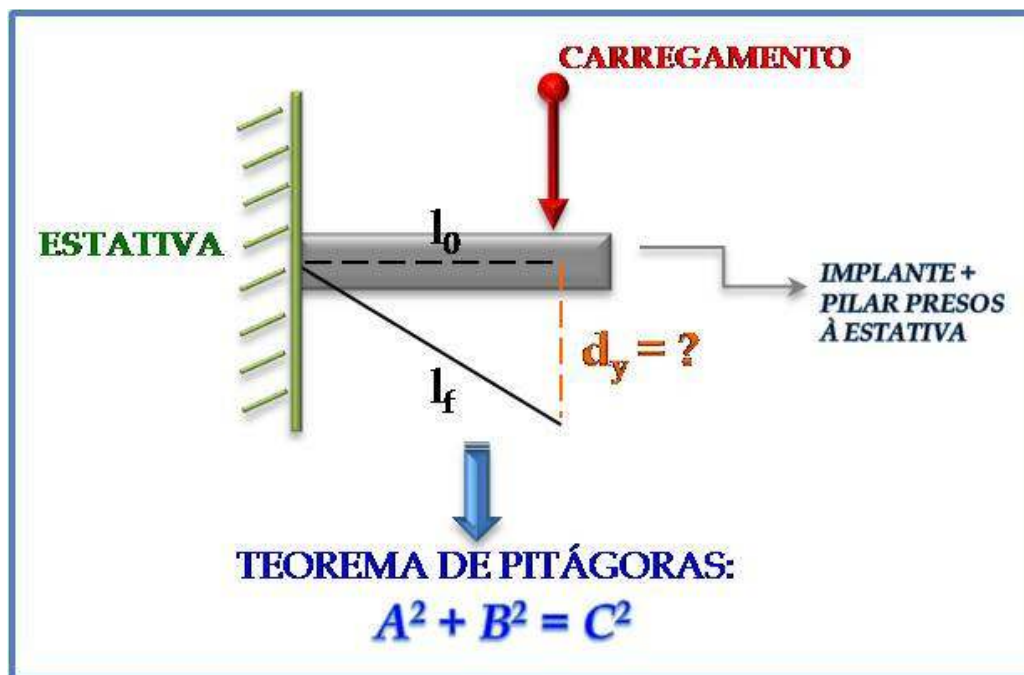


**Figura 17.** Modelo analítico demonstrando a utilização do Teorema de Pitágoras.

Foi necessária a obtenção do comprimento inicial ( $l_0$ ) e final ( $l_f$ ). Neste ensaio, o comprimento inicial para os grupos HER, HEE e CM1 foi de 8mm, sendo 4mm correspondente à porção do implante externa à estativa e 4mm correspondente à porção do pilar até o ponto de carregamento. Por outro lado, para o grupo CM2, o comprimento inicial foi de 5mm, correspondente ao comprimento do pilar até o ponto de carregamento.

Já o comprimento final ( $l_f$ ) correspondente à deformação de 0,2%, foi calculado utilizando as fórmulas:

$$\Delta l = l_f - l_0 \quad (1) \qquad \varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2)$$

Onde,  $\varepsilon$  é a deformação (0,2% ou 0,002) e  $\Delta l$  a variação do comprimento.

Com a fórmula (2) obtém-se o ( $\Delta l = 0,016mm$ ) para os grupos HER, HEE e CM1 e ( $\Delta l = 0,010mm$ ) para o grupo CM2, possibilitando através da fórmula (1) o cálculo do comprimento final ( $l_f = 8,016mm$ ) para os três primeiros grupos e ( $l_f = 5,010mm$ ) para o último grupo.

*Cálculo obtenção ( $l_f$ ) para os grupos HER, HEE e CM1:*

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \therefore 0,002 = \frac{\Delta l}{8} \therefore \Delta l = 0,016mm$$

$$\Delta l = l_f - l_0 \therefore 0,016 = l_f - 8 \therefore l_f = 8 + 0,016 \therefore l_f = 8,016mm$$

*Cálculo obtenção ( $l_f$ ) para o grupo CM2:*

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \therefore 0,002 = \frac{\Delta l}{5} \therefore \Delta l = 0,010mm$$

$$\Delta l = l_f - l_0 \therefore 0,010 = l_f - 5 \therefore l_f = 5 + 0,010 \therefore l_f = 5,010mm$$

Estes valores foram inseridos no Teorema de Pitágoras:

$$(a)^2 + (b)^2 = (c)^2 \quad \text{ou} \quad l_0^2 + dy^2 = l_f^2 \quad (3)$$

Resultam, então, no deslocamento relativo de 0,51mm (grupos HER, HEE e CM1) e de 0,31mm (grupo CM2) correspondente à deformação de 0,02%.

*Cálculo obtenção  $d_y$  para os grupos HER, HEE e CM1:*

$$a^2 + b^2 = c^2 \therefore (l_0)^2 + (d_y)^2 = (l_f)^2 \therefore (8)^2 + (d_y)^2 = (8,016)^2 \therefore$$

$$\therefore 64 + (d_y)^2 = 64,256256 \therefore 64,256256 - 64 = (d_y)^2 \therefore$$

$$\therefore d_y = \sqrt{0,256256}$$

$$\therefore d_y \cong 0,51\text{mm}$$

*Cálculo obtenção  $d_y$  para o grupo CM2:*

$$a^2 + b^2 = c^2 \therefore (l_0)^2 + (d_y)^2 = (l_f)^2 \therefore (5)^2 + (d_y)^2 = (5,010)^2 \therefore$$

$$\therefore 25 + (d_y)^2 = 25,1001 \therefore 25,1001 - 25 = (d_y)^2 \therefore$$

$$\therefore d_y = \sqrt{0,1001}$$

$$\therefore d_y \cong 0,31\text{mm}$$

Após a determinação deste ponto, foi extraído dos dados capturados durante o ensaio mecânico a força correspondente ao limite de escoamento (Fle) para cada unidade experimental (Figura 18) ou corpo-de-prova. (ANEXO 1).

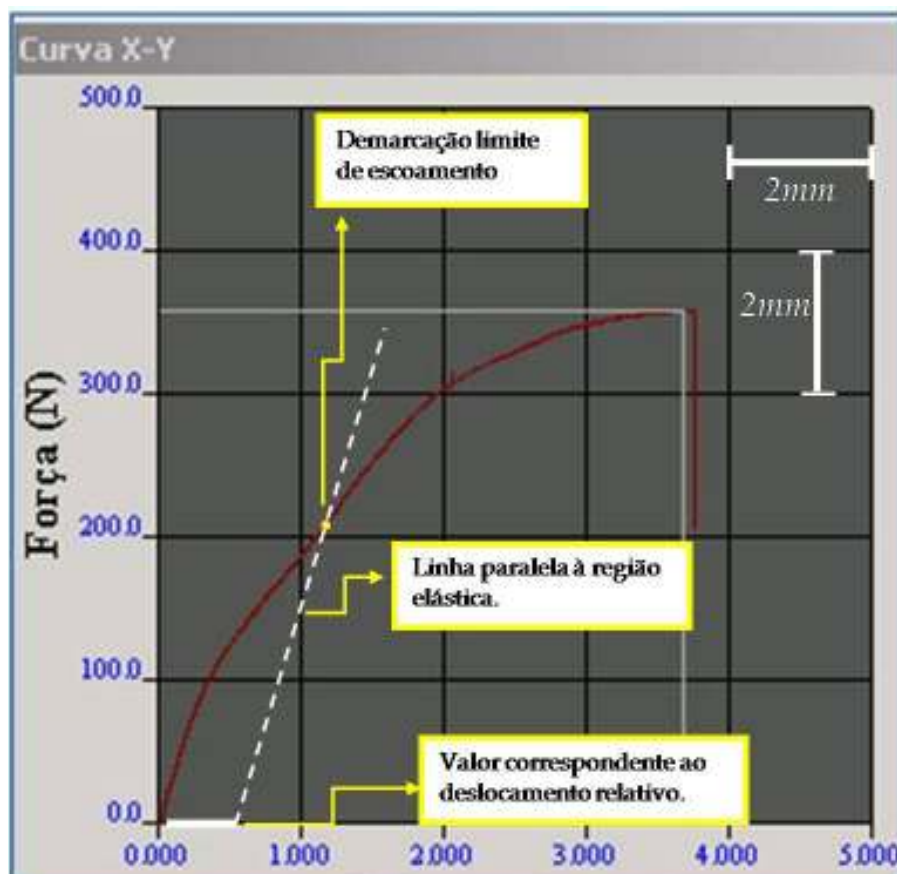


**Figura 18.** Determinação da força máxima no limite de escoamento (Fle).

Os dados coletados foram agrupados e analisados por meio do programa estatístico SPSS 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). Empregando análise de distribuição normal e homogênea seguido da análise variância em fator único (one-way ANOVA). E teste de Tukey's B. Para todos os testes foi estabelecido o nível de significância de  $\alpha=0,05$ .

## 5 RESULTADOS

## 5. RESULTADOS

Os resultados dos ensaios dos corpos-de-prova estão representados nos gráficos, tabelas e figuras, a seguir:

### 5.1 Resultados obtidos para grupo HER

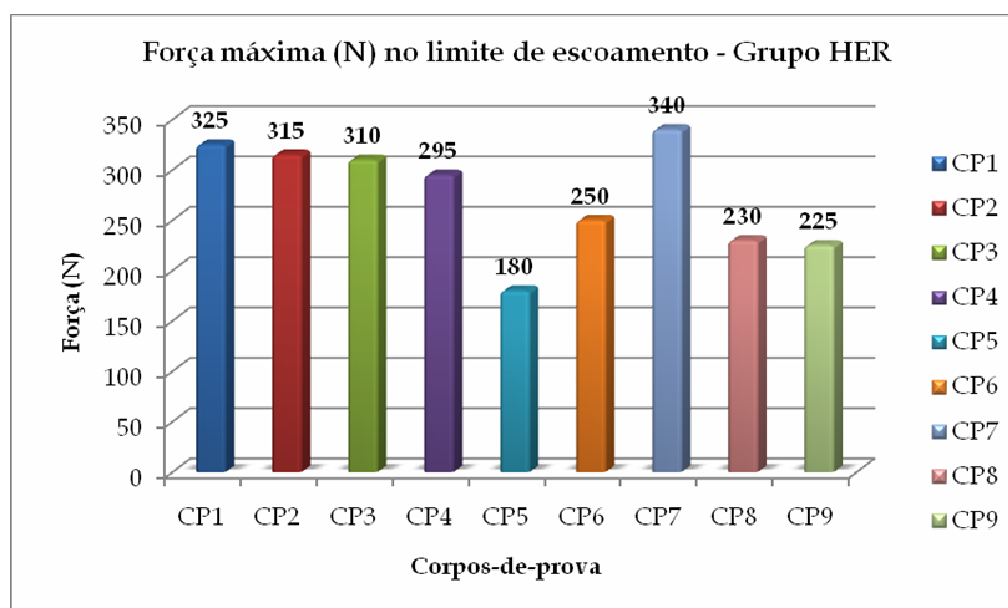


**Figura 19.** Gráfico com valores da força máxima no limite de escoamento dos CP's do grupo HER.

**Tabela 1.** Força máxima (N) para o grupo HER no limite de escoamento

|                          |        |
|--------------------------|--------|
| Média                    | 274,44 |
| Desvio Padrão            | 54,91  |
| Coefficiente de Variação | 4,99   |

## 5.2 Resultados obtidos para grupo HEE

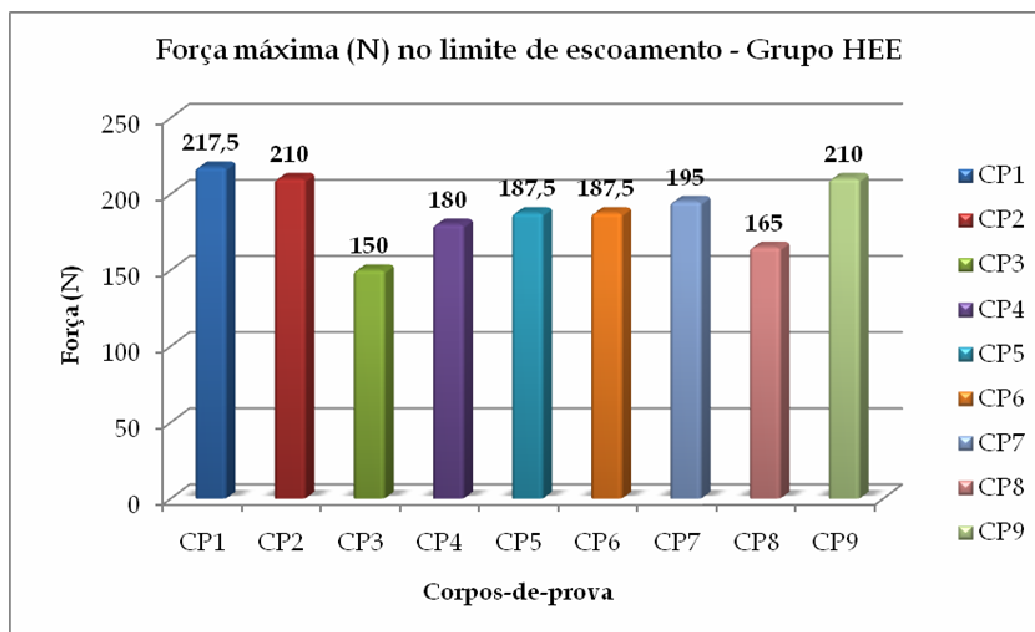


**Figura 20.** Gráfico com valores da força máxima no limite de escoamento dos CP's do grupo HEE.

**Tabela 2.** Força máxima (N) para o grupo HEE no limite de escoamento

|                          |        |
|--------------------------|--------|
| Média                    | 189,16 |
| Desvio Padrão            | 22,11  |
| Coefficiente de Variação | 8,55   |

### 5.3 Resultados obtidos para grupo CM1

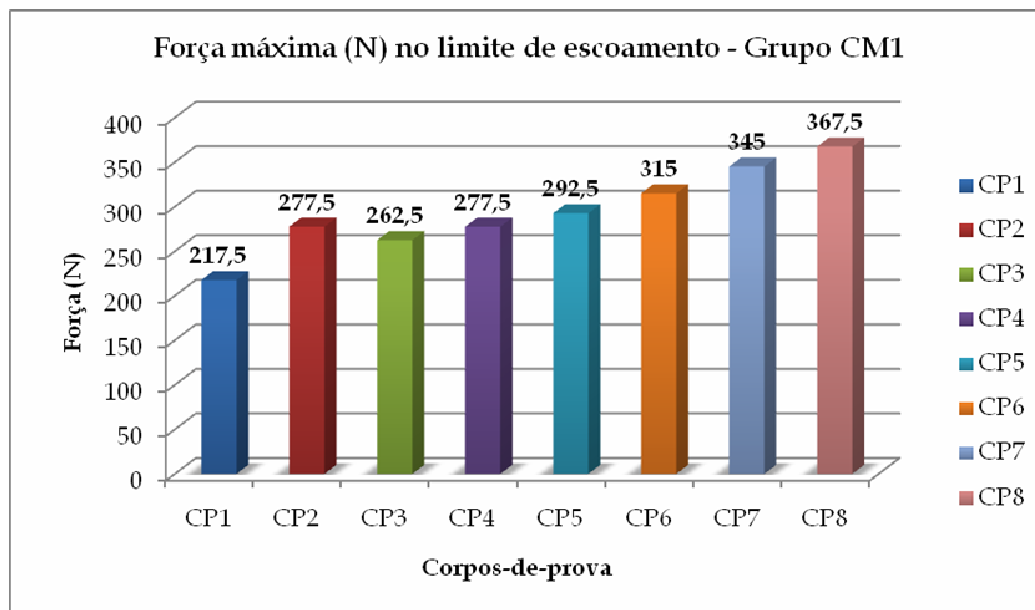


**Figura 21.** Gráfico com valores da força máxima no limite de escoamento dos CP's do grupo CM1.

**Tabela 3.** Força máxima (N) para o grupo CM1 no limite de escoamento

|                          |        |
|--------------------------|--------|
| Média                    | 294,37 |
| Desvio Padrão            | 47,56  |
| Coefficiente de Variação | 6,18   |

#### 5.4 Resultados obtidos para grupo CM2

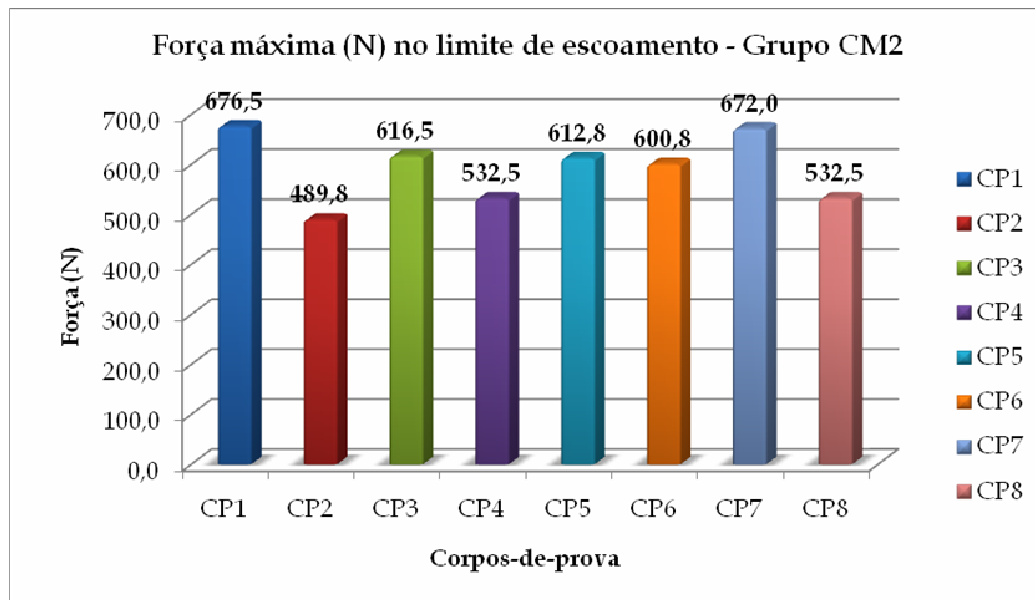


Figura 22. Gráfico com valores da força máxima no limite de escoamento dos CP's do grupo CM2.

Tabela 4. Força máxima (N) para o grupo CM2 no limite de escoamento

|                          |        |
|--------------------------|--------|
| Média                    | 591,67 |
| Desvio Padrão            | 67,79  |
| Coefficiente de Variação | 8,72   |

#### 5.6 Análise estatística dos resultados

Os valores de força máxima no limite de escoamento (ponto A') dos implantes testados foram analisados. One-way ANOVA demonstrou diferença no ponto A' ( $P=0,000$ ). O teste Tukey's B demonstrou que o grupo CM2 apresentou valores superiores aos dos grupos HER e CM1 e estes superiores aos do grupo HEE ( $p=0,05$ ). Obtendo os seguintes resultados:

**Tabela 5. Teste Tukey's B com médias dos valores referentes à força no ponto A' e categorias estatísticas**

| Grupos | N | Média, Desvio Padrão e Categoria estatística ( $\alpha=0,05$ ) |
|--------|---|----------------------------------------------------------------|
| HEE    | 9 | 189,16 $\pm$ 22,11 <sup>A</sup>                                |
| HEE    | 9 | 274,44 $\pm$ 54,91 <sup>B</sup>                                |
| CM1    | 8 | 294,37 $\pm$ 47,56 <sup>B</sup>                                |
| CM2    | 8 | 591,67 $\pm$ 67,79 <sup>C</sup>                                |

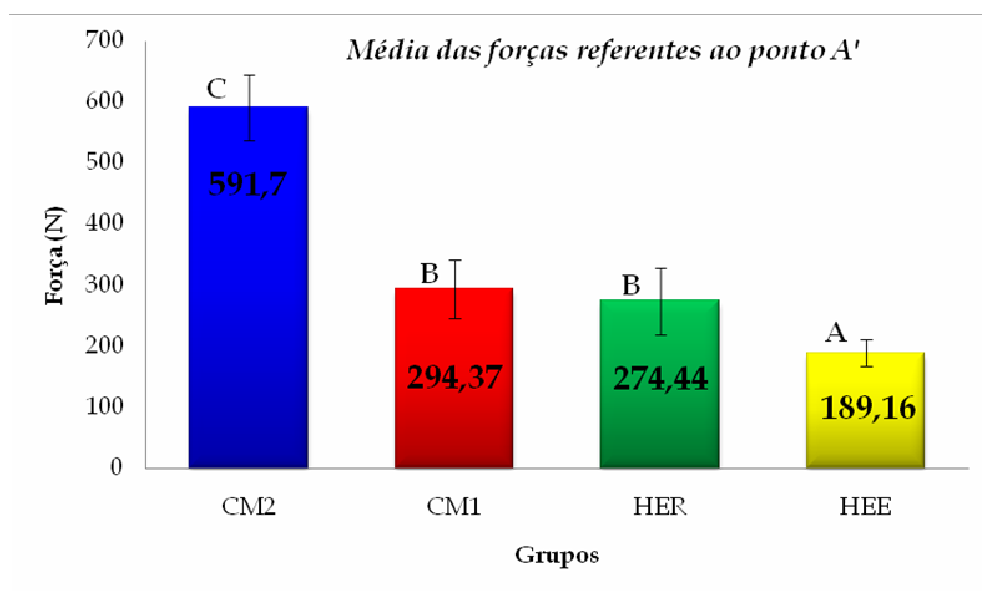


**Figura 23.** Gráfico com valores médios da força máxima no limite de escoamento dos grupos HER, HEE, CM1 e CM2.

## 6 DISCUSSÃO

## 6. DISCUSSÃO

A segunda hipótese testada foi parcialmente confirmada, pois a redução de 0,45mm no diâmetro dos implantes de conexão em hexágono externo reduziu significativamente a Fle, no entanto a redução do diâmetro de 0,25mm do sistema cone morse em relação ao sistema HER não resultou em redução significativa da Fle. A primeira hipótese foi confirmada, a redução no nível de suporte do implante de cone morse reduziu significativamente a Fle.

Quando um corpo é submetido ao carregamento é gerado em seu interior tensões e deformações que quando superam o limite de resistência deste material resulta em falha (Garcia *et al.*, 2000). Deformação é a capacidade de um corpo resistir a tensão frente a carregamentos externos (Bidez & Misch, 1992). Quando um corpo atinge tensão acima do limite elástico resulta em deformação permanente ou deformação plástica (Bidez & Misch, 1992). Implantes orais estão submetidos a cargas mastigatórias que geram tensões no implante e no tecido ósseo circundante, que em casos de parafunções (Ranger *et al.*, 1995; Isidor, 1996) ou acidentes de impactos podem receber cargas ainda maiores (Morgan *et al.*, 1993; Stuebinger *et al.*, 2004). Neste estudo foi observado a Fle, pois a partir desse ponto, a deformação do material se torna irreversível, o que na clínica significa o insucesso do implante. Embora estudos *in vitro* não reproduzam as reais condições clínicas, onde as falhas ocorrem por fadiga, o experimento é comparativo ao grupo HER usado com sucesso, desde a década de sessenta (Brånemark *et al.*, 1977, Lekholm *et al.*, 1994; Haas *et al.*, 1995 e 2000; Padovan *et al.*, 2008). Os implantes osseointegráveis vêm sendo utilizados com sucesso nas reabilitações orais, apesar de pequeno índice de falhas biomecânicas serem observadas (Mendonça *et al.*, 2001; Goodacre *et al.*, 2003; Kitamura *et al.*, 2004; Renouard & Nisand, 2006). A presença de concentração de tensão resultante de forças oclusais sobre a prótese na interface implante/osso levam a microfraturas no local e conseqüente perda óssea ao redor dos implantes (Isidor, 1996; Chung *et al.*, 2007), podendo levar à mobilidade e ou

fratura dos implantes (Brånemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*, 1981; Bidez & Misch, 1992; Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Hansson, 2003; Chung *et al.*, 2007). Essa resposta tecidual seria determinada pela magnitude das tensões, pelo tipo de implante fixado e pela qualidade óssea (Isidor, 1996). Em casos de sobrecarga há perda óssea na crista ao redor dos implantes, tornando o braço de alavanca extra-ósseo maior que o intra-ósseo, favorecendo à fratura. Por analogia, o ensaio realizado neste estudo simula esta situação, com a colocação dos implantes HER, HEE e CM1 na estativa a uma distância de 4mm da junção pilar/implante, sendo que esta distância foi estipulada para que o orifício da estativa não influenciasse nos testes de análise do corpo dos implantes. Atualmente um dos grandes desafios da implantodontia é minimizar essas falhas biomecânicas. Entre as diversas conexões encontradas se sobressaem as junções internas, que seriam uma evolução do hexágono externo tradicional, resultando em vantagens como menor desaperto e perdas de parafusos (Norton, 1997; Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Taylor & Agar, 2002; Finger *et al.*, 2003). Seu desenho geométrico possibilita a distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos implantes, diminuindo as tensões sobre a crista óssea (Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Hanson, 2003). O implante cone morse de 3,5mm tem sido indicado para instalação em qualquer área da cavidade bucal e não somente em áreas de menor carga. O desenho do implante de 3,5mm cone morse avaliado neste trabalho traz ainda a vantagem de manter a junção pilar/implante distante do tecido ósseo, mesmo estando o implante a 1mm da crista, o que minimiza o risco de perda óssea. Porém este mesmo desenho poderia enfraquecer a parede do implante, fato não demonstrado nos resultados, mesmo quando exposto.

O ensaio de flexão é um importante método de avaliação da carga máxima (Souza, 1982; Garcia *et al.*, 2000) suportada pelo implante, possibilitando a análise comparativa do comportamento mecânico entre diferentes tipos de implantes (Serra, 2004). O escoamento é um tipo de transição heterogênea e localizada entre a deformação elástica e plástica (Souza, 1982).

Em materiais friáveis ou não-dúcteis, como o alumínio, é possível observar nitidamente esta região, já nos materiais dúcteis não é possível observar um escoamento nítido, de modo que se deve então determinar o limite de escoamento (Eckardt, 1969; Ricardo, 1977; Souza, 1982; Garcia *et al.*, 2000; Rasmussen, 2003; Schneider *et al.*, 2007). O limite convencional  $\eta$  de escoamento é um valor convencionado internacionalmente para substituir o limite de escoamento em todos os materiais metálicos utilizados na engenharia, quanto ao conhecimento do início da plasticidade dos metais (Souza, 1982). Quando o desvio de proporcionalidade é expresso em termos de um aumento da deformação, tem-se o chamado “limite de desvio” (*offset*)  $\eta$ , ou seja, o limite  $\eta$ , neste caso, é calculado por meio de um aumento de  $\eta\%$  na deformação, após a fase elástica, sendo padronizado o valor de  $\eta$  de 0,2% para os metais e ligas metálicas em geral, o que significa uma deformação plástica de 0,002, por unidade de comprimento depois que ultrapassa o limite de proporcionalidade (zona elástica) (Souza, 1982). Neste trabalho, este valor de 0,2% foi utilizado para o cálculo do limite de escoamento de todos os CP's estudados.

Dentre as limitações deste estudo, podemos relatar a perda dos corpos-de-prova em todos os grupos durante o ensaio mecânico, devido ao provável deslizamento da ponta aplicadora de força que foi percebida pela célula de carga utilizada, o que para a célula de carga simulou uma queda abrupta da resistência, fazendo com que o ensaio fosse finalizado antes do momento desejado, com possível distorção da amostra que foi desprezada. Essa complicação não comprometeu o estudo, pois a perda de corpos-de-prova foi insignificante para os nossos resultados, mas é sugerido que em estudos futuros a ponta aplicadora seja otimizada, permitindo o aproveitamento de todas as amostras.

Neste estudo a resistência dos implantes foi analisada em situação de esforço máximo, ou seja, com forças incidindo sobre o pilar, no sentido perpendicular, e ainda simulando reabsorção óssea acentuada ao redor do implante (HER, HEE e CM1). O sentido perpendicular foi selecionado para

simular ação mastigatória caracterizada pela interferência (Isidor, 2006), trauma oclusal, bruxismo, reabilitação tipo “cantilever” (Ranger *et al.*, 1995) e implantes inclinados. Pode ainda simular choque traumático acidental que pode levar a perda ou fratura dos parafusos da prótese ou pilar (Morgan *et al.*, 1993; Stuebinger *et al.*, 2004) e até mesmo levar à fratura do corpo do implante (Morgan *et al.*, 1993). A taxa de fraturas de implantes é baixa (Naert *et al.*, 1992; Quirynen *et al.*, 1992a; Gunnet *et al.*, 1994; Balshi, 1996; Goodraque *et al.*, 2003), mas esta ocorre devido à sobrecarga (Schwarz, 2000) e geralmente é precedida por desapertos ou fraturas de parafusos do pilar ou da prótese (Quirynen *et al.*, 1992a; Gunne *et al.*, 1994; Balshi, 1996; Weinberg, 1993; Neves *et al.*, 2005). As fraturas de corpo podem ocorrer por sobrecargas biomecânicas ou por fadiga sob forças fisiológicas que levam à reabsorção óssea na região cervical do implante, diminuindo o suporte ósseo e aumentando as cargas laterais sobre o implante, podendo ainda estender essa perda óssea até a região que corresponde ao término do parafuso de fixação (roscas internas) e ao chegar na região das roscas, gera uma concentração de tensão na área de constrição destas, favorecendo o início e a propagação da fratura (Morgan *et al.*, 1993; Neves *et al.*, 2005); por ser também pela adaptação não passiva da infraestrutura protética e ainda por falha no desenho ou fabricação do implante (Balshi, 1996). Considerando apenas os três grupos onde o teste simulou reabsorção acentuada na crista dos implantes, e tomando como referência o implante CM1 (294,37N), o grupo HER suportou 93,23% (274,44N) e HEE 64,26% (189,16N).

A velocidade adotada para o ensaio mecânico de 0,5mm/min é utilizada com frequência na literatura (Mondelli *et al.*, 1980; Joynt *et al.*, 1985; Purk *et al.*, 1990; Soares *et al.*, 2004; Soares *et al.*, 2006). Farik (1999) relatou que altas velocidades de aplicação de carga em estruturas dentais fazem com que as mesmas assumam comportamento mais frível comparadas a estruturas que recebem velocidade mais baixas, e quando uma velocidade mais baixa é

aplicada, esta tem condição e tempo para dissipar as tensões, não acumulando assim energia em pequenas porções do corpo.

As forças mastigatórias registradas na literatura para regiões anteriores são variáveis e controversas (Haraldson *et al.*, 1979; Jörnégus *et al.*, 1992; Tortopidis *et al.*, 1998; Fineli, 2007), mas estão mantidas entre a faixa de 107,73N (Fineli, 2007) e 286N (Tortopidis *et al.*, 1998). Esta variação ocorre devido às inúmeras técnicas e materiais utilizados para mensurar tal força, não havendo padronização e consenso entre os pesquisadores. O implante HEE foi o que apresentou os valores de força mais baixos (189,16N) nesta pesquisa e mesmo assim parece satisfazer os critérios de utilização em áreas anteriores e de pequeno espaço protético (Davarpanah *et al.*, 2000; Andersen *et al.*, 2001; Andersen *et al.*, 2002; Comfort *et al.*, 2005; Zarone *et al.*, 2006; Cordaro *et al.*, 2006) , uma vez que apresentaram valores próximos à média das forças descritas. É importante ressaltar que na região anterior as forças durante a mastigação incidem de forma oblíqua, e esta força pode ser decomposta em duas outras (uma vertical – ao longo eixo do implante e outra horizontal – perpendicular ao longo eixo do implante). Neste estudo a força aqui mencionada refere-se à resultante perpendicular, e para se conseguir, clinicamente, forças perpendiculares ao longo eixo do implante e com módulos iguais aos valores aqui testados, seriam necessárias forças totais muito altas. Vale ressaltar que este implante é amplamente utilizado atualmente e foi lançado no mercado desde 1995, sendo que vários estudos longitudinais demonstram o sucesso na utilização de implantes estreitos nessas regiões (Polizzi *et al.*, 1999; Vigolo *et al.*, 2004; Zinsli *et al.*, 2004; Romeo *et al.*, 2006; Degidi *et al.*, 2008). Cabe ressaltar que o implante cone morse de 3,5mm possui espessura semelhante ao implante HEE e estatisticamente apresentou melhor comportamento.

A simulação da correta instalação do implante cone morse realizada neste estudo teve o intuito de observar o comportamento do conjunto implante/pilar, o que resultou na maior média entre os grupos testados. Ao

comparar o implante cone morse com posicionamento padrão (CM2) e na posição que simula reabsorção óssea acentuada ou até mesmo de instalação mal sucedida (CM1), pôde-se observar que a Fle foi 49,75% menor na segunda condição, devendo os profissionais da área atuarem objetivando corretas instalações e manutenção do tecido ósseo que contorna os implantes. Como observado, os valores obtidos para o grupo CM2 foram elevados, não podendo descartar a possibilidade do pilar ter tocado na estativa durante sua deformação, e mesmo que este fato tenha ocorrido, não tira o mérito do trabalho, pois em condições iguais (três primeiros grupos) o implante de 3,5mm teve comportamento semelhante ao do implante hexágono externo regular. Não houve a preocupação de realizar o ensaio com os implantes HER e HEE bem posicionados, pois vários estudos confirmam e consolidam o sucesso dos mesmos (Adell *et al.*, 1981; Zarb & Schmitt, 1990; Jemt, 1990 e 1991; Lekholm *et al.*, 1994; Haas *et al.*, 1995 e 2000; Polizzi *et al.*, 1999; Padovan *et al.*, 2008).

Vale à pena ressaltar que em casos de parafunção as cargas mastigatórias que levam a uma concentração de tensão junto à crista óssea serão exacerbadas (Ranger *et al.*, 1995; Isidor, 1996), podendo levar a uma perda óssea acentuada nesta região (Isidor, 1996; Çehreli & Iplikçioğlu, 2002; Isidor, 2006). Esta perda óssea geralmente não apresenta sintomas, e associada aos pacientes que não têm o hábito de comparecer aos acompanhamentos de rotina, levam a um diagnóstico tardio, podendo em situações extremas haver fratura, como relatado para os implantes regulares (Naert *et al.*, 1992; Quirynen *et al.*, 1992a; Tolman & Laney, 1993; Gunne *et al.*, 1994; Balshi, 1996; Goodacre *et al.*, 2003) e estreitos (Pollizi *et al.*, 1999; Weber *et al.*, 2000).

## 7 CONCLUSÃO

## 7. CONCLUSÃO

Dentro das condições experimentais do trabalho, podemos concluir com os dados obtidos que:

- O menor diâmetro do sistema cone morse (CM1) não resultou em redução da Fle em relação ao implante regular (HER), porém a redução de 0,45mm do diâmetro dos implantes de conexão hexágono externo (HEE) reduziu significativamente a Fle;
- A exposição do implante cone morse (CM1) resultou em redução significativa da Fle comparado ao grupo CM2;
- Os implantes cone morse estreitos ainda são recentes no mercado, necessitando de mais estudos, principalmente acompanhamentos clínicos longitudinais.

## REFERÊNCIAS\*

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.  
Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg** 1981;10(6):387-416.
2. Andersen E, Saxegaard E, Knutsen BM, Haanæs HR. A prospective clinical study evaluation the safelu and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2001;16(2):217-224.
3. Andersen E, Haanæs HR, Knutsen BM. Immediate loading of single-tooth ITI implants in the anterior maxilla: a prospective 5-year pilot study. **Clin Oral Impl Res** 2002;13:281-287.
4. Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, Von Konow L, Lothigius E. Five-years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandibles. **Clin Oral Impl Res** 1998;9(4):225-234.
5. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implant: A clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996;11(5):660-666.
6. Bernardes SR. **Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e sem conexão utilizando a fotoelasticidade.** (dissertação) Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU 2005.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

7. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J Oral Implantol** 1992;3(18):264-274.
8. Binon PP. Implants and components: intering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000;15(1):76-95.
9. Brånemark P-I, Hanson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Öhman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw experience from a 10-year period. **Scan J Plastic Reconst Surg** 1977; Suppl 16:1-132.
10. Brosch T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strain and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. **J Prosthetic Dent** 1998;79:328-334.
11. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994;9(1):90-94.
12. Çehreli M, 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;15:249-257.
13. 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.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

14. Chung DM, Oh T-J, Lee J, Misch CE, Wang H-L. Factors affecting late implant bone loss: a retrospective analysis. **Int J Oral Maxillofac Impl** 2007;22:117-126.
15. Comfort MB, Chun FC, Chai J, Wat PY, Chow TW. A 5-year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. **J Oral Rehabilitation** 2005;32(5):341-345.
16. Cordaro L, Torsello FD, Torresanto VM, Rossini C. Retrospective evaluation of mandibular incisor replacement with narrow neck implants. **Clin Oral Impl Res** 2006;17(6):730-735.
17. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Celletti R, Lazzara R. Small-diameter implants: indications and contraindications. **J Estheti Dent** 2000;12(4):186-194.
18. Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. **J Periodontol** 2008;79(1):49-54.
19. Fineli RH. **Estudo longitudinal da força de mordida em pacientes portadores de próteses parciais fixas sobre implantes osseointegrados. Comparação entre áreas dentadas e implantadas.** (tese) São Paulo: Faculdade de Odontologia/USP; 2007.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

20. Finger IM, Castellon P, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. **Pract Proced Aesthet Dent** 2003;15(8):625-634.
21. Flanagan D. External and occlusal trauma to dental implants and a case report. **Dental Traumatology**. 2003;19:160-164.
22. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J Prosthetic Dent** 1999;81:537-552.
23. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent** 2003;90:121-132.
24. Gunne J, Jemt T, Lindén B. Implant treatment in partially edentulous patients a report on prostheses after 3 year. **Int J Prosthodont** 1994;7:143-148.
25. Haas R, Mensdruff-Pouilly A, Mailath-Pokorny G, Watzek G. Branemark single-tooth implants: a preliminary report at 76 implants. **J Prosthetic Dent** 1995;73:274-279.
26. Haas R, Polak C, Fürhauser R, Mailath-Pokorny G, Dörtbudak O, Watzek G. A long-term follow-up of 76 Branemark single-tooth implants. **Clin Oral Maxillofac Implants** 2002;13:38-43.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

27. Hallman M. A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2001;16(5):731-736.
  
28. Hanson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improve the distribution of stress in the supporting bone: an axisymmetric finite element analysis. **Clin Oral Impl Res** 2003;14(3):286-293.
  
29. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated implants. **Acta Odontol Scand** 1979;37(4):195-206.
  
30. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Implant Res** 2006;17(suppl2):8-18.
  
31. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. **Clin Oral Impl Res** 1996;7(2):143-152.
  
32. Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. Single implant restorations ad modum Brånemark: a three year follow-up study of the development group. **Int J Periodont Rest Dent** 1990;5:341-349.
  
33. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1991; 6(3):20-275.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

34. Jörn  us L, Jemt T, Carlsson T. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992;7(3):353-359.
35. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthet Dent** 2002;88(6):604-610.
36. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. **Clin Oral Impl Res** 2004;15:401-412.
37. Lekholm U, Van Steenberghe D, Herrman I, Bolender C, Folmer T, Gunne J et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994;9:627-635.
38. Levine RA, Clem DS, Wilsom TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1999;14(4):516-520.
39. Mendonça G, Neves FD, Fernandes-Neto AJ, Lira T. Avalia  o longitudinal de próteses sobre implantes enfatizando dificuldades e insu  cessos: controle de um ano. **BCI** 2001;8(31):228-235.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

40. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000;15:519-526.
41. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1993;8(4):409-413.
42. Morris HF, Winkler S, Ochi S, Kanaan A. A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: survival to 18months. **J Oral Implantol** 2001;27(4):164-173.
43. Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J Prosthetic Dent** 1992;67(2):236-245.
44. Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mendonça G, Silveira Júnior CD, Kayatt FE. Fratura de implante – Relatos de casos clínicos. **RBP** 2005;12(45):21-26.
45. 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;8(4):290-298.
46. Polizzi G, Fabbro S, Furri M, Herrmann I, Squarzone S. Clinical application of narrow Branemark system implants for single-tooth restorations. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1999;14(4):496-503.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

47. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. **J Clin Periodontol** 1992b;19(2):118-126.
48. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. **Clin Oral Implants Res** 1992a;3(3):104-111.
49. Ranger B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995;10(3):326-334.
50. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. **Clin Oral Impl Res** 2005;17(suppl2):35-51.
51. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. **Clin Oral Implants Res** 2006;17(2):139-48.
52. Schulte JK. External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study. **Implant Dent** 1994;3:51-53.
53. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. **Clin Oral Implants Res** 2000;11(Suppl):156-158.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

54. Serra MA. **Estudo comparativo de resistência estrutural de implantes cilíndricos de sextavado interno.** (dissertação) Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU 2004.
55. Stueblinger S, Hodel Y, Fillipi A. Trauma to anterior implants. **Dental Traumatology** 2004;20:169-171.
56. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J Prosthet Dent** 2002;88(6):89-95.
57. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated dental prostheses: the first 78 months of experience at the Mayo Clinic. **Mayo Clinic Proc** 1993;68:323-331.
58. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. **J Oral Rehabil** 1998; 25(9):681-6.
59. Velasquez-Plata D, Lutonsky J, Oshida Y, Jones R. A close-up look at an implant fracture: a case report. **Int J Periodont Res Dent** 2002;22:482-491.
60. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Clinical evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restoration: a 7-year retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004;19(5):703-709.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

61. Weber H-P, Crohin C, Florellini JP. A 5-year prospective clinical and radiographic study of non-submerged implants. **Clin Oral Implant Res** 2000;11:144-153.
62. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1993;8(1):19-31.
63. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. **J Prosthetic Dent** 1990;64(2):185-194.
64. Zarone F, Sorrentino R, Vaccaro F, Russo S. Prosthetic treatment of maxillary lateral incisor agenesis with osseointegrated implants: a 24-39-month prospective clinical study. **Clin Oral Impl Res** 2006;17:94-101.
65. Zinsli B, Säghesser T, Mericske E, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004;19(1):92-99.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed)

## **OBRAS CONSULTADAS\***

1. Eckardt OW. **Strength of Materials**. Montreal. 1969.
2. Estrela C. **Metodologia Científica: ensino e pesquisa em Odontologia**. São Paulo: Artes Médicas, 2001.
3. Farik B, Munksgaard EC. Fracture strength of intact and fragment-bonded teeth at various velocities of the applied force. **Eur J Oral Sci** 1999;107(1):70-73.
4. Garcia A, Spim JA, Santos CA. **Ensaio dos Materiais**. Rio de Janeiro: LTC, 2000.
5. Joynt RB, Ferry GW, Davis EL, Phipps GR. Na optical scan card system for operative dentistry. **J Dent Educ** 1985;49(10):712-714.
6. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, Navarro MFL, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J Prosthetic Dent** 1980;43:419-422.
7. Okeson JP. **Oclusão - Fundamentos de Oclusão e distúrbios temporomandibulares**. Porto Alegre: Artes Médicas; 1992.
8. Padovan LEM, Sartori IAM, Thomé G, Melo ACM. **Carga Imediata e Implantes Osteointegrados: possibilidades e técnicas**. São Paulo. Ed Santos, 2008.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

9. Purk JH, Eick JD, DeSchepper EJ, Chappell RP, Tira DE. Fracture strength of Class I versus Class II restored premolars tested at the marginal ridge: I Standard preparations. **Quintessence Int** 1990;21(7):545-551.
  
10. Rasmussen KJR. "Full-range stress-strain curves for stainless steels alloys". **J Constructional Steel Research** 2003;59:47-61.
  
11. Ricardo OG. **Introdução à Resistência dos Materiais**. Campinas: Unicamp, 1977.
  
12. Schneider S, Schneider SG, Silva HM. Influence of heat treatment on non-elastic mechanical behavior of Ti-13Nb-13Zr alloy. **Revista Matéria** 2007;12(3):518-524
  
13. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JMGA, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. **Quintessence Int** 2004;(34):281-286.
  
14. Soares CJ, Martins LRM, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes-Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthetic Dent** 2006;95:421-429.
  
15. Souza SA. **Ensaaios Mecânicos de materiais metálicos: fundamentos teóricos e práticos**. São Paulo: Edgard Blücher, 1982.
  
16. Veado, JT. **Ensaaios Mecânicos**. Belo Horizonte, 1965.

---

\* De acordo com as Normas da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

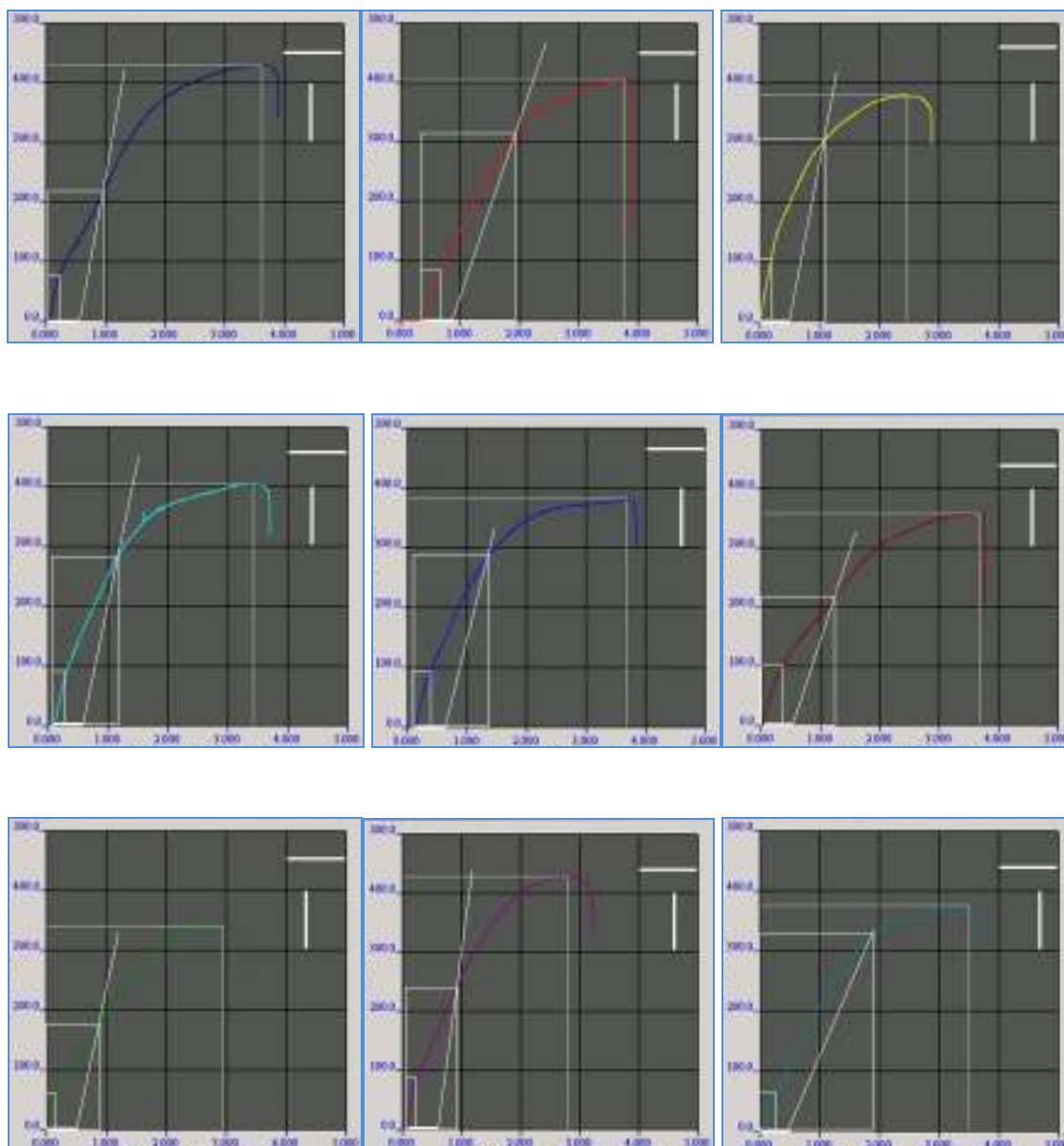


**ANEXOS**

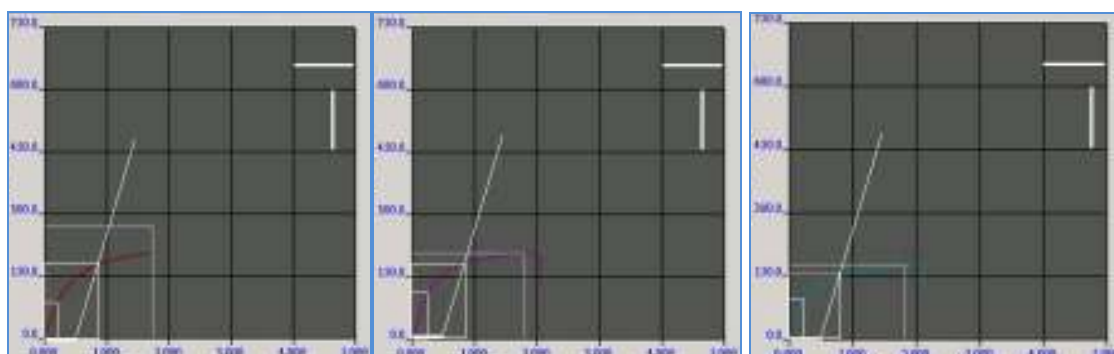
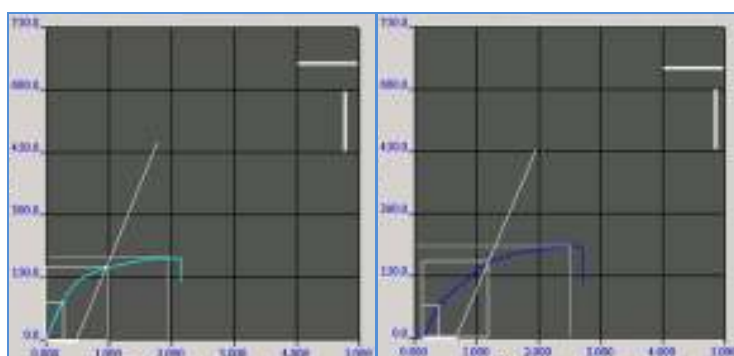
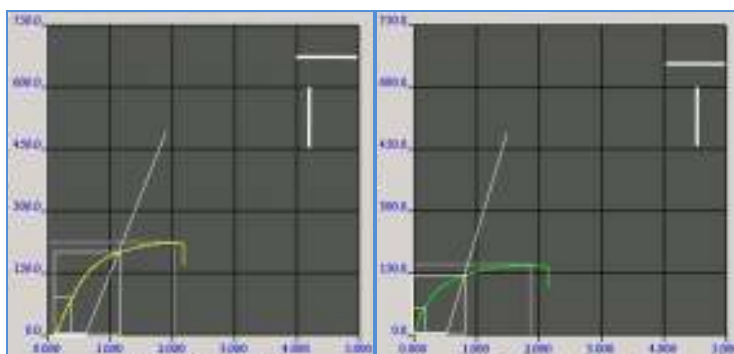
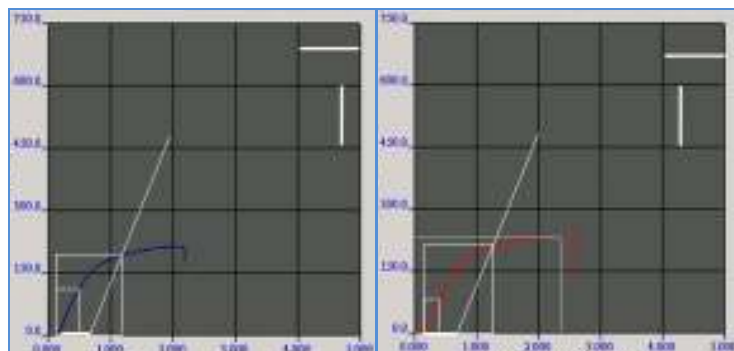
## ANEXO 1

Gráficos dos CP's com delimitação força máxima (N) no limite de escoamento (ponto A')

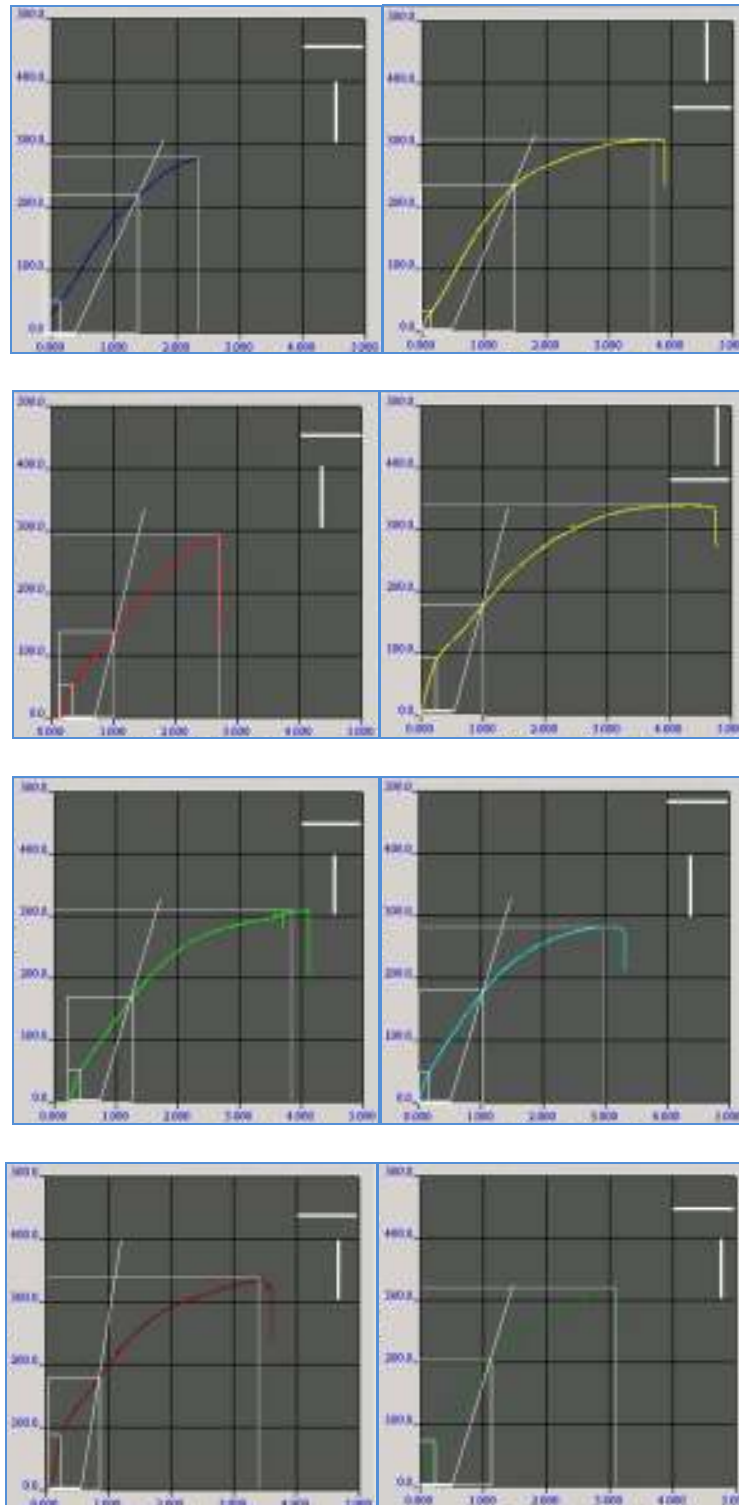
Corpos-de-prova Grupo HER (3,75 x 11mm)



# Corpos-de-prova Grupo HEE (3,3 x 11mm)



Corpos-de-prova Grupo CM1 (3,5 x 11mm)



Corpos-de-prova Grupo CM2 (3,5 x 11mm)

