

Arnaldo Reis Mundim

**Análise comparativa da força
máxima no limite de escoamento entre
um implante de peça única e os de junção
hexagonal externa de diâmetros regular
e estreito**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia
2008

Arnaldo Reis Mundim

Análise comparativa da força no limite de escoamento entre um implante de peça única e os de junção hexagonal externa de diâmetros regular e estreito

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr Célio Jesus do Prado
Co-Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Banca examinadora:
Prof. Dr. Célio Jesus do Prado
Prof. Dr. Luis Carlos Gonçalves
Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

Uberlândia
2008

Ficha catalográfica

M965a Mundim, Arnaldo Reis, 1968-

Análise comparativa da força no limite de escoamento entre um implante de peça única e os de junção hexagonal externa de diâmetros regular e estreito / Arnaldo Reis Mundim. - 2008.

59 f. : il.

Orientador: Célio Jesus do Prado.

Co-orientador: Flávio Domingues das Neves.

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

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários osseointegrados - Teses. I. Prado, Célio Jesus do. II. Neves, Flávio Domingues das. 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 DO CD ARNALDO REIS MUNDIM DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às quatorze 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 pelo candidato, ARNALDO REIS MUNDIM com o título: *Análise comparativa do limite de escoamento do implante de peça única Unident e os de junção hexagonal externa de diâmetro 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 Célio Jesus do Prado
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia – UFU

Aprovado/Reprovado/Conceito

Prof. Luiz Carlos Gonçalves
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia – UFU

Aprovado/Reprovado/Conceito

Profa. Dra Ivete Aparecida de Mattias Sartori
Titulação: Doutora
Instituto Latino Americano de Pesquisa e
Ensino Odontológico - ILAPEO

Aprovado/Reprovado/Conceito

Dedicatória

À minha querida esposa e amiga Joelma, por sempre acreditar em mim mais que eu mesmo.

À minha Clarinha, estrela de luz que chegou iluminando a minha vida, pelo tempo que teve que disputar com os estudos o seu papai.

Ao amigo irmão Vlaudimir, sem cujas mãos e sabedoria eu não estaria desfrutando desta e de tantas outras conquistas.

Ao querido amigo Caio Lúcio, por me incentivar e por ver em mim mais do que posso ser.

Aos meus pais, cujos sacrifícios me proporcionaram tempo para me tornar o que sou.

Agradecimentos

À empresa SIN Implantes, que gentilmente cedeu o material para estudo.

Ao LIPO (Laboratório de Pesquisas Odontológicas da UFU) por me oferecer condições de desenvolver meu estudo.

Aos professores Célio e Flávio, meu orientador e co-orientador pela paciência e generosidade em transmitir seus conhecimentos.

À Gisele por nos introduzir nos mistérios da máquina de ensaios EMIC.

Às amigas e colegas Fran e Lia, pela inestimável colaboração.

Ao Marcos pela colaboração nos testes.

Ao cunhado José dos Reis Júnior pelas generosas dicas e orientações.

À Dona Elza ,ao Sr. José Reis e ao cunhado Xandão, cujo zelo com a nossa menina me deram tranquilidade para me concentrar nos estudos.

À Secretaria Municipal de Saúde de Uberlândia, na pessoa da Cirurgiã - Dentista Cristina Angélica Gomes, cujas horas de trabalho cedidas me proporcionaram o tempo necessário para as atividades do curso.

À Abigail, secretaria do Mestrado, pela fineza no trato com os mestrandos.

Epígrafe

“Não sabendo que era impossível, ele foi lá e fez.”

Jean Cocteau

Lista de abreviaturas e siglas

- **UNI** - Implantes estreitos de peça única Unident
- **HEE** - Implantes de junção hexagonal externa e diâmetro estreito (3,25mm)
- **HER** – Implantes de junção hexagonal externa e diâmetro regular (3,75mm)
- **mm** – milímetro
- ***et al.*** – e colaboradores
- **N** – newton
- **&** - e
- **PPFs** – Próteses Parciais Fixas
- **SIN** – Sistema de Implantes
- **Fig** – Figura
- **KN** – KiloNewtons
- **CP** – corpo de prova

Sumário

Lista de Abreviaturas	7
Resumo	9
Abstract	10
1-Introdução	11
2-Revisão	17
3-Proposição	30
4-Material e Método	31
4.1 - Dispositivo experimental	32
4.2 - Sequência do Ensaio	35
5-Resultados	40
6-Discussão	42
7-Conclusão	46
Referências	47
Anexo	52

Resumo

Os implantes osseointegrados são hoje comprovadamente viáveis. No entanto, alguns fatores ainda devem ser esclarecidos, principalmente pelo grande número de fabricantes e modelos. A fratura de implantes é uma realidade clínica, mesmo que de baixa incidência e, portanto suscita pesquisas no sentido de reduzi-las.

Objetivo: Testar a hipótese de que a redução do diâmetro do implante reduz a força máxima necessária para atingir o limite de escoamento do implante de junção hexagonal externa e de diâmetro regular para o de junção hexagonal externa e diâmetro estreito e deste para o implante de peça única e diâmetro ainda mais estreito. **Materiais e Métodos:** Para testar esta hipótese, três configurações de implantes (SIN) (n=10): HER, junção hexagonal externa e diâmetro regular (3,75mm); HEE, junção hexagonal externa e diâmetro estreito (3,25mm) e UNI, peça única estreito (2,35mm) foram testados. A força máxima no limite de escoamento (N) para os implantes foi avaliada por meio do ensaio de flexão, com força aplicada perpendicular ao longo eixo do implante, em máquina de ensaio mecânico na velocidade de 0,5 mm/min. Os dados foram avaliados por meio de teste de análise de variância (ANOVA) e Tukey B, para grupos paramétricos ($P < 0.05$). **Resultados:** Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre UNI e HER e HEE, sendo que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os dois últimos. **Conclusões:** O grupo UNI apresentou resistência máxima no limite de escoamento estatisticamente inferior aos grupos HEE e HER.

Unitermos

Implantes estreitos, Implantes peça única, Implantes não submersos.

Abstract

Osseointegrated implants have now been proved to be feasible. However, several factors still remain to be explained, particularly because of the large number of manufacturers and models. Although incidence is low, implant fractures are a clinical reality, and therefore researches are conducted in an endeavor to reduce their number.

Objective: To test the hypothesis that the reduction in implant diameter reduces the maximum force required to attain the implant yield limit even when it is made in one piece. **Materials and Methods:** To test this hypothesis, three implant configurations (SIN) (n=10): HER, external hexagonal junction and regular diameter (3.75mm); HEE, external hexagonal junction and narrow diameter (3.25mm) and UNI, narrow one-piece (2.35mm) were tested. The maximum force at yield limit (N) for the implants was evaluated by means of the flexion test, with force applied perpendicular to the long axis of the implant, at the speed of 0.5 mm/min, in a mechanical test machine. The data were assed by means of the analysis of variance (ANOVA) and Tukey B tests for parametric groups ($P<0.05$). Results: Statistically significant differences were found between UNI and HER and HEE, and there were no statistically significant differences between the latter two. **Conclusions:** The UNI group presented statistically lower maximum resistance at the yield limit than the groups HEE and HER.

1. Introdução

Historicamente, a substituição de elementos dentários perdidos tem sido tentada na busca da preservação da estética e da função mastigatória. São citadas a utilização de ossos de animais com fios de ouro, marfim, madeira e até mesmo dentes de animais ou de humanos já mortos, presos aos dentes naturais por meio de fios de ouro ou até esculpidos como raízes artificiais e inseridos cirurgicamente no osso, conforme atestam exames radiográficos de crânios pré-colombianos. Na Europa, ainda no período medieval, os cabeleireiros-cirurgiões chegaram a realizar transplantes de dentes que eram extraídos de pessoas menos favorecidas, procedimento interrompido posteriormente devido aos relatos de contaminação bacteriana e infecções (Davarpanah *et al.*, 2003).

O emprego de próteses removíveis a grampos e de próteses fixas proporcionou um novo patamar de conforto e segurança para o paciente sem, no entanto, oferecer o que a população esperava da odontologia. O paciente desejava uma prótese que fosse fixa, como seus dentes naturais, mas que não fosse necessário desgastar seus dentes remanescentes para suportar os ausentes.

Na tentativa de se obter esse resultado tão desejado, já no período Moderno, vários tipos de implantes foram criados, como por exemplo, os agulhados, os laminados e os subperiosteos. No entanto, o princípio que norteava a criação destes implantes, que era o de se conseguir uma “fibrose” (Davarpanah *et al.*, 2003), mantendo-os em posição, de forma semelhante ao ligamento periodontal, se mostrou falho e resultou em fracassos clínicos a curto ou médio prazo. Tal fato provocou total descrédito dos profissionais e da população quanto à utilização de implantes.

A publicação dos trabalhos de Brånemark *et al.*, em 1977, relatando os princípios da osseointegração de implantes de titânio e sua utilização clínica na reabilitação de pacientes desdentados, com o restabelecimento da função

mastigatória e comprovação de sucesso clínico durante dez anos, teve grande importância para o reconhecimento da técnica entre os profissionais, uma vez que se comprovou a previsibilidade e longevidade deste tipo de tratamento (Adell *et al.*, 1981; Jemt, 1981; Tolman & Lanney, 1993).

Esses resultados tão favoráveis para os desdentados totais despertaram a expectativa de que seria possível utilizar implantes no tratamento do edentulismo unitário ou parcial. Para os casos unitários, se mostrou necessário criar algum dispositivo que impedisse a rotação do componente protético sobre o implante. O hexágono externo na “cabeça” dos implantes, cuja função inicial era tão somente transferir torque ao implante durante a instalação do mesmo, passou a ter outra função, a de impedir a rotação da prótese (Finger, 2003), principalmente frente ao carregamento oblíquo, que são cargas geradas durante a apreensão e incisão dos alimentos pelos dentes anteriores e também durante os movimentos excursivos mandibulares (Okeson, 1992). Essas cargas são transmitidas ao corpo do implante, que passa a sofrer as ações das mesmas, principalmente na região da plataforma protética, onde as concentrações de tensões são transmitidas ao osso de suporte e podem levar à reabsorção óssea (Çehrelli *et al.*, 2002; Clelland *et al.*, 1993; Eskitascioglu *et al.*, 2004; Kitamura *et al.*, 2004) ou mesmo provocar fraturas.

A popularização dos implantes odontológicos levou ao surgimento de muitas empresas produtoras do sistema hexagonal externo, mas com diferentes tolerâncias de fabricação (Shulte, 1994). Apesar de estes implantes terem sido os mais comumente projetados e desenvolvidos por várias empresas em todo o mundo, possíveis falhas por fadiga ou sobrecarga podem ocorrer. Algumas das complicações mecânicas mais relatadas são desapertos ou fraturas de parafusos de pilar e de próteses (Adell *et al.*, 1981; Jemt *et al.*, 1996; Zinsli *et al.*, 2004; Neves *et al.*, 2005). Hábitos parafuncionais podem ser fatores de risco relacionados à fratura de implantes e desaperto de parafusos e podem originar carregamentos de forças oclusais descontroladas e excessivas (Becker & Becker, 1995). A deformação do hexágono devido a forças excessivas durante a instalação dos implantes também dificultaria o assentamento passivo da prótese, possibilitando a micromovimentação do aparelho protético, o que geraria tensões deletérias.

Na proposta original de Branemark *et al.* (1977), os implantes são instalados em dois estágios e livre de carga oclusal, sendo necessário aguardar o período de cicatrização óssea de 3 a 6 meses. Instalam-se os implantes em uma sessão cirúrgica e após o tempo de cicatrização (osseointegração) é realizado um novo tempo cirúrgico para a instalação de cicatrizadores e posteriormente da prótese, o que exige um grande tempo de atendimento odontológico, gerando gastos econômicos e físicos ao paciente.

Inicialmente, para a reabilitação unitária ou parcial, o tratamento ficava muito dependente da fase cirúrgica, sem a participação do profissional reabilitador no planejamento da instalação dos implantes. Estes eram instalados em função do volume ósseo disponível, resultando muitas vezes na impossibilidade de se utilizar alguns destes implantes na reabilitação do paciente devido à má posição dos mesmos, obrigando o profissional a deixá-los sepultados (*sleepers*), ou resultar em próteses insatisfatórias do ponto de vista estético e/ou funcional. Mais tarde chegou-se à conclusão de que primeiro deveria ser planejada a prótese, através da montagem dos modelos em articulador e enceramento diagnóstico, que seria então utilizado para a confecção de um guia da posição ideal para a instalação dos implantes (Sendyk e Sendyk, 2006). Como em alguns casos nesta posição ideal não havia largura óssea satisfatória para instalação de implantes ditos convencionais (3,75 mm de diâmetro) desenvolveram-se diferentes técnicas de enxertos para reabilitar a condição óssea destas áreas, resolvendo-se assim muitos casos.

No entanto, esses enxertos exigiam mais um tempo cirúrgico, além de necessitarem freqüentemente de um segundo sítio cirúrgico, como área doadora, o que aumenta em muito a morbidade do tratamento.

Nos casos em que a deficiência óssea era só de largura, mantendo altura satisfatória, vários pesquisadores (Andersen *et al.*, 2001; Comfort *et al.*, 2005; Davarpanah *et al.*, 2000; Hallman, 2001; Parel e Schow, 2005; Romeo *et al.*, 2005; Zinsli *et al.*, 2004; Vigolo *et al.*, 2004), desenvolveram experimentos bem sucedidos com a utilização de implantes de menor diâmetro (3,0mm; 3,25mm; 3,3mm) compatíveis com a largura óssea disponível e diminuindo a morbidade e o desconforto para os pacientes, uma vez que eliminavam a necessidade dos enxertos ósseos.

Ainda no sentido de se diminuir a morbidade e o tempo de tratamento das reabilitações com implantes, a técnica de “carga imediata” foi descrita por Schnitman, em 1997. Nesta técnica, na mesma sessão de instalação dos implantes são colocados os componentes protéticos e prótese, que permanecem externos à gengiva, com algum grau de carga oclusal, sem no entanto interferir com o processo de osseointegração. Esta técnica diminui o tempo de tratamento e simplifica o processo de substituição dentária, mas restrito a casos com grande estabilidade primária na instalação do implante. É necessário justeza do implante ao osso, conseguida com a aplicação de torque mínimo de 40 N/cm ao implante durante sua instalação, segundo Bahat, 2000.

A possibilidade de deformação do hexágono externo frente a estes grandes torques é então aumentada, o que poderia dificultar a adaptação passiva entre prótese e implante, causando micromovimentos que viriam a aumentar a possibilidade de desaperto ou fratura dos parafusos ou mesmo dos implantes e mesmo problemas com a integração osso/implante (Taylor, 2003; Shulte, 1994).

Esses grandes torques podem levar ainda ao acúmulo de tensões internas na parede do implante, sendo este fato de grande importância, principalmente nos implantes de diâmetro estreito, onde estas tensões poderiam levar a microfraturas no implante e até mesmo no osso, no momento da aplicação destas forças (Skalak, 1983).

Para as regiões de pouca largura óssea ou pouco espaço mésio-distal, como nos incisivos laterais superiores e incisivos inferiores, o uso quase obrigatório de implantes de diâmetro estreito causa ainda maior preocupação devido à resistência mecânica de seus componentes, uma vez que parafusos com diâmetro menor que o regular se tornariam muito frágeis e parafusos de diâmetro regular em implantes muito estreitos poderiam enfraquecer as paredes dos mesmos.

Em busca da solução para este problema, as indústrias vêm desenvolvendo novas formas de implantes, entre elas o de peça única, no qual não há rosca interna, aumentando, teoricamente, a resistência (Parel, 2005). Esses implantes são fabricados a partir de um bloco maciço de titânio,

incorporando o corpo de um implante e um pilar protético, sobre o qual já se instala uma coroa provisória na mesma sessão de instalação do implante. As principais vantagens deste tipo de implante é a possibilidade de instalação onde a espessura óssea for insuficiente para o implante de diâmetro regular e o espaço protético méso distal estiver diminuído, podendo melhorar a resistência mecânica em relação aos estreitos com rosca interna (Parel & Schow, 2005; Taylor, 2003; Broggini, 2003), além da instalação de carga imediata, o que diminui o tempo e o número de sessões cirúrgicas durante o tratamento. Após o período de ósseointegração o pilar pode ser “transferido” em técnica de moldagem direta ou preparado, moldado e restaurado, de forma semelhante a núcleo sobre dente natural. Esse tipo de implante foi desenvolvido para ser utilizado com acesso cirúrgico sem retalho, preservando a papila interdental para melhorar o resultado estético. Foi primeiramente concebido para prevenir a perda de osso marginal na crista alveolar, uma vez que não há descolamento de retalhos, preservando-se a irrigação sangüínea da região (Parel & Schow, 2005).

Embora bem mais raras que as fraturas dos parafusos de pilares e parafusos de fixação das próteses, fraturas no corpo dos implantes são mais importantes por causa das conseqüências para o paciente e profissional, como a necessidade de nova cirurgia para remoção do implante, a instalação de um novo implante (se for possível), e ainda a substituição ou reparo do aparelho protético. Segundo Neves *et al.*, 2005, quando este fato ocorre os procedimentos são invasivos, complexos e com previsibilidade duvidosa. Tudo isso pode causar dor, custos adicionais e muito provavelmente desgastes na relação profissional/paciente.

Sob condições de oclusão fisiológica, as fraturas geralmente estavam associadas à perda óssea peri-implantar acentuada (Balshi, 1996). Embora o índice geral de fraturas seja baixo, 0,2% (Balshi, 1996; Ranger, 1995; Gunne *et al.*, 1994; Tolman & Laney, 1993) passa ser preocupante quando são considerados somente as fraturas em implantes de diâmetro regular que suportam próteses unitárias em dentes posteriores, pois atinge 5% dos mesmos, segundo Parein, 1997.

As causas dessas fraturas são inúmeras e a maioria dos pacientes relata desaperto ou fratura de parafuso de pilar ou de prótese antes da fratura do implante (Balshi, 1996; Neves *et al.*, 2005).

Em condições clínicas, as fraturas ocorrem por fadiga do material, não devido à aplicação de altas forças estáticas. Mesmo assim, o ensaio de flexão é um importante método de avaliação da carga máxima suportada pelo implante, porque torna possível a análise comparativa da resistência entre diferentes tipos de implantes, por meio da visualização de diferentes curvas de comportamento mecânico (Serra, 2004).

Diante do contexto e da falta de dados em relação a estes parâmetros, este estudo testou a hipótese de que a redução do diâmetro do implante reduza a força para atingir o limite de escoamento do titânio. Segundo Estrela (2001), “...Devido à dificuldade em se determinar o ponto exato em que ocorre o final da região reta no gráfico..., na maioria dos trabalhos de Engenharia, adota-se o limite de escoamento como a tensão máxima na região elástica da curva de ensaio...”, ou seja, uma transição a partir da qual o material se deforma de modo irreversível. Segundo Souza (1982), “...Quando um projeto requer um metal onde a deformação plástica deve ser evitada, o limite de escoamento é o critério adotado para avaliar a resistência do material...”.

Portanto, este estudo se propõe a comparar a força máxima no limite de escoamento, sob carregamento de flexão, entre implantes de diâmetro estreito e peça única (Unident) e os implantes de diâmetros regular e estreito com junção hexagonal externa, simulando perda óssea acentuada.

2. Revisão de literatura

Brånemark *et al.*, (1977) publicaram o emprego de implantes de titânio ósseo integráveis para reabilitar pacientes edêntulos. Em seus resultados, 91% das próteses permaneceram estáveis nos primeiros nove meses, e após 10 anos, a taxa de sucesso foi de 94% para as próteses maxilares e 100% para as mandibulares.

Em 1981, Adell *et al.*, divulgaram um estudo longitudinal de 15 anos com uso de implantes osseointegrados, em que analisaram 2768 implantes em 371 pacientes edêntulos. No período de acompanhamento de cinco a nove anos, permaneceram estáveis 81% dos implantes instalados na maxila e 91% na mandíbula. Para as próteses, 89% na maxila e 100% na mandíbula permaneceram estáveis. Os autores comentam a existência de perda óssea média de 1,2mm no primeiro ano após instalação protética e de 0,1mm em cada ano subsequente. 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 estava associada 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.

Skalak (1983) avaliou a biomecânica das próteses sobre implantes observando a diferença entre as propriedades mecânicas do osso e do titânio. Segundo ele, a longevidade dos implantes depende da maneira como a tensão mecânica será distribuída do implante para o osso, sendo essencial que nenhuma das estruturas receba tensão além de sua capacidade de fadiga a longo-prazo. Quando uma prótese é suportada por vários implantes, a distribuição das forças atuantes sobre o sistema depende da relativa rigidez dos

membros envolvidos, assim como de sua distribuição dentro do sistema. A prótese, juntamente com o implante e o osso representam uma única estrutura capaz de distribuir as forças que são aplicadas sobre o sistema e esta distribuição de cargas sobre os implantes dependeria do número, distribuição e estabilidade, tanto dos implantes quanto das próteses. Desta forma, qualquer desalinhamento entre a prótese e o implante produziria tensão interna na prótese, implante e osso, podendo levar o sistema à falha precoce frente às forças externas.

Em 1988, Haraldson e Zarb publicaram um estudo analisando a força de mordida de 21 pacientes com próteses totais fixas apoiadas em implantes por um período de 10 anos, totalizando 27 casos de protocolos (10 na mandíbula e 17 na maxila). Os antagonistas eram dentes naturais ou próteses totais apoiadas sobre implantes, sendo que somente em um caso o antagonista era prótese total convencional. A força de mordida em todos os três níveis (mordida leve, mordida forte ou máxima e mordida simulando mastigação) aumentou significativamente comparada ao momento da instalação (10 anos antes). A média da força máxima de mordida encontrada foi de 176,6N.

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 mais pesquisas neste campo.

Clelland *et al.*, (1991) publicaram um estudo baseado em elementos finitos sobre a tensão vertical, perpendicular e uma combinação destas, vertical-perpendicular. Os resultados apresentaram grandes concentrações de tensão na região do “colar” osso/cabeça do implante.

Em 1992, Jörnégus, Jemt e Carlsson analisaram a força de mordida em quatro pacientes reabilitados com implantes unitários, sendo que nesses os parafusos de fixação tendiam a se soltar durante a função. Os autores observaram que a força de mordida variou de 140N a 390N, o que gerava 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 reabilitados com um total de 589 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 4,9% na mandíbula e 10,1% na maxila. Os autores não puderam observar relação clara entre a localização dos implantes ou a extensão do *cantilever* distal com a taxa de perda dos implantes. 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). Concluíram que os resultados do tratamento de desdentados totais com implantes osseointegrados foi altamente previsível.

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 desse período, a média de falha dos implantes na maxila foi de 5,7% e 6,5% na mandíbula. Durante o segundo ano de carregamento, quatro implantes fraturaram (1,6%) e durante o terceiro ano ocorreu uma fratura (0,9%). 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 de implante na 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 inclinação acentuada para palatina, e para os dois implantes restantes não apresentaram explicação “lógica”, exceto que para um desses implantes perda óssea significativa foi registrada vários meses antes da detecção da fratura. Acrescentam ainda que todas as fraturas ocorreram após a terceira rosca dos implantes, 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.

Tolman & Laney, em 1993, avaliaram 1778 implantes durante 78 meses, em 353 pacientes. Destes implantes, 97,8% na mandíbula e 88,8% na maxila sobreviveram. Dos implantes que falharam, os autores associaram a complicação 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.

Lekholm *et al.*, (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. Foram instalados 558 implantes 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.

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 eram suportes de 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 freqüentes foram fratura e perda do parafuso de ouro e que estes problemas ocorreram mais comumente nas próteses suportadas por somente dois implantes.

Shulte (1994) realizou um estudo piloto onde analisou a tolerância do hexágono externo de seis sistemas de implantes. Oito implantes do mesmo grupo foram aleatoriamente selecionados e o hexágono foi medido em três

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 do controle dessa medida, principalmente porque alguns fabricantes afirmam que seus sistemas são compatíveis com os de outras empresas. Acrescentam ainda que o profissional deve estar ciente destas alterações, principalmente se os componentes de mais de uma empresa forem solicitados 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 mais pesquisas nesta área.

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 um ou dois 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 (1996) relatou em seu trabalho de análise e manejo de implantes fraturados que a causa para a fratura de implantes pode ser dividida em três categorias: 1) o desenho ou material do implante, 2) assentamento não passivo do trabalho protético e 3) sobrecarga biomecânica ou fisiológica, sendo a primeira a menos provável, pois segundo estudo do autor somente oito de 4.045 implantes realizados na clínica do autor sofreram fratura, e após análise de microscopia nenhum dos componentes revelou porosidades ou outros defeitos do titânio e não foram considerados defeitos de fabricação. Na segunda categoria, a justeza do assentamento dos trabalhos protéticos é de suma importância, uma vez que a tensão causada por conexões parafusadas ao implante pode levar a forças de cisalhamento, predispondo-o a fraturas. Ainda, a perda ou desaperto de parafusos da porção supra-implante precede a fratura do implante e deve servir como indicador de que o trabalho protético precisa ser reavaliado. Na terceira categoria, a sobrecarga pode emanar primariamente de duas áreas: desenho da prótese e hábitos parafuncionais. Forças oclusais excessivas geradas em ambas as situações, particularmente em excursões

laterais de próteses com *cantilevers* posteriores, apresentam oportunidade para fratura de implantes por meio da sobrecarga em cisalhamento.

Ainda segundo Balshi, a sobrecarga pode causar perda óssea ao redor do implante. A maioria das fraturas ocorria numa combinação de *cantilever* e bruxismo ou carga oclusal pesada, ambos levando à sobrecarga, e, para se minimizar esse risco, maior número de implantes deveria ser instalado em pacientes apresentando hábitos parafuncionais.

Parein *et al.*, (1997) publicaram estudo retrospectivo de longo prazo sobre a reconstrução com implantes na região posterior da mandíbula, relatando fratura de até 5% de corpo de implantes regulares em casos unitários.

Tortopidis *et al.*, (1998) pesquisaram a variabilidade de medida da força de mastigação em diferentes posições do arco dental. A força oclusal máxima de oito voluntários foi mensurada em três posições: entre os dentes anteriores, entre o segundo pré-molar e primeiro molar de um lado e entre segundos pré-molares e primeiros molares de ambos os lados. Foram gravados dois períodos de no máximo cinco mastigações, com intervalo de descanso entre eles. A maior força mensurada foi no transdutor posterior bilateral (580N, s.d. 235) e a menor foi no transdutor anterior (286N, s.d. 164). Existiu pequena diferença entre as forças oclusais medidas nas três diferentes localizações quando considerada a mesma posição no arco dental, em qualquer uma das três posições medidas.

Em 1999, Polizzi e colaboradores estudaram a aplicação clínica de implantes Branemark de diâmetro estreito para a substituição de dentes unitários. O objetivo era determinar a previsibilidade do uso de implantes com diâmetros menores para a restauração de dentes unitários cuja dimensão mesiodistal levasse a uma condição desfavorável para a instalação de implantes de diâmetro regular. Implantes de 3,0mm foram utilizados para suportar 30 incisivos, mandibulares e maxilares. Em 21 pacientes os implantes estiveram em função por três a sete anos e 29 deles ainda estavam estáveis no momento do estudo. Somente duas complicações ocorreram na região mandibular: um implante fraturou após cinco anos e uma prótese foi substituída. A taxa de sucesso foi de 96,7%, sugerindo que a substituição de incisivos em áreas de

forças oclusais leves por implantes de diâmetro estreito é uma real opção de tratamento.

Em 2000, Davarpanah *et al*, comentaram sobre as indicações e contra-indicações dos implantes de diâmetro estreito. Para tal, deve-se avaliar as seguintes condições: Tipo de edentulismo, volume de osso residual, espaço disponível para reconstrução protética, perfil de emergência e tipo de oclusão. Os autores indicam o uso destes implantes para a reabilitação de situações específicas, como espaço interradicular reduzido, crista alveolar estreita e reposição de dentes com diâmetro cervical estreito. Seus resultados preliminares mostraram bons resultados a curto e médio prazo.

Bahat, em 2000, realizou estudo acompanhando 660 implantes em regiões posteriores, que normalmente têm menor quantidade e pior qualidade óssea, de 202 pacientes pelo período de 5 a 12 anos. Havia casos de carga imediata e de protocolo regular de instalação e carregamento dos implantes. Relatou, como critério para carregamento imediato do implante, a resistência ao torque de pelo menos 40N/cm. A quantidade e qualidade óssea aparentaram ter pequena influência na média dos resultados. As técnicas cirúrgicas se mostraram particularmente importantes na instalação de implantes osseointegráveis na área posterior da maxila. Com bom planejamento e boa técnica cirúrgica é possível se encontrar aproximadamente 95% de sucesso em um período de 5 anos.

Andersen *et al.*, em 2001, avaliaram a segurança e a efetividade de implantes de diâmetro estreito na região anterior da maxila. Analisaram 28 implantes regulares (3,75mm) e 32 implantes estreitos (3,25mm). Exames de acompanhamento foram realizados após seis meses, um ano, dois e três anos após carregamento. Dois implantes estreitos se perderam após seis meses, mas nenhuma outra falha foi observada em nenhum dos grupos depois desse período. Nos dois grupos a perda óssea marginal seguiu o mesmo padrão, registrada radiograficamente com média de 0,4mm do primeiro ao último exame.

Estrela *et al.*, em 2001, definiram o conceito e a maneira de se calcular o limite de escoamento de ligas metálicas em seu capítulo de ensaios mecânicos, técnica que foi utilizada neste estudo para comparação de três tipos

de implantes. O autor define limite de escoamento como sendo a tensão capaz de gerar 0,2% de deformação plástica.

Hallman, em 2001, publicou os resultados de estudo prospectivo sobre o tratamento de maxilas severamente reabsorvidas com implantes estreitos não submersos, após um ano de carga. Seu objetivo era avaliar os implantes de diâmetro reduzido como alternativa às cirurgias de aumento de rebordo em pacientes com maxilas severamente reabsorvidas, pois os resultados de estudos em diferentes técnicas de aumento de rebordo utilizando implantes maquinados têm mostrado maior número de falhas do que no procedimento regular da instalação de implantes. O estudo também mostrou que o índice de falhas era maior em áreas com osso de qualidade pobre e quando implantes menores que 10mm eram utilizados. Em quarenta pacientes (25 mulheres e 15 homens, com idade média de 57 anos - de 19 a 86) foram instalados 182 implantes, com comprimento entre oito e 12 mm. Todos os pacientes, com exceção de três que foram reabilitados com *overdentures*, receberam prótese fixas ou coroas unitárias. Um implante de 8mm se perdeu, dando um índice de sucesso de 99,4% no primeiro ano de carga. Desde então, os tecidos ao redor de quatro implantes foram tratados de periimplantite com sucesso e um implante foi deixado como “sleeper” por má posição, dando um sucesso cumulativo de 96,4%. Depois de um ano de carga a média de reabsorção foi de 0,35 + 1,05mm (variando de 0 a 7 mm); 4,8% dos implantes tiveram reabsorção óssea marginal de mais de 2 mm.

Çehreli & 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. 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 perda óssea na região cervical do implante.

Finger *et al.*,(2003) comentam sobre a evolução das conexões, abrangendo tanto as junções 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 foram utilizados para reabilitar indivíduos com perdas unitárias, é que essa conexão passou a ser exigida como elemento anti-rotacional de fixação da prótese.

Também em 2003, Taylor realiza comentários sobre as mudanças na Implantodontia, sugerindo que o implante tende a não apresentar conexões com seu pilares, se tornando peças únicas, que viriam a resolver limitações relacionadas à junção pilar/implante existentes nestas restaurações.

Uma revisão da literatura entre 1981 e 2001 foi publicada por Goodacre *et al.*, (2003) onde apresentaram as principais complicações encontradas em tratamentos com implantes, após avaliação de 218 artigos publicados sobre o assunto. Destes, 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 *overdenture* (33%), 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 *overdenture* (21%) foram relatados como complicações protéticas mais freqüentes (incidência superior a 15%). Ainda ocorreram fraturas da cerâmica da prótese parcial fixa (14%), fratura da *overdenture* (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 infra-estrutura 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 seis estudos mais recentes

foram combinados, a incidência foi de apenas 8%, indicando melhora substancial nestes 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.

Broggini *et al.*, (2003) realizaram experimento em animais para estudar a influência do espaço entre pilar e implante para os tecidos moles circundantes. Três implantes de superfície tratada foram inseridos em mandíbulas de cinco cães. Um desses implantes era do tipo peça única, enquanto os outros de duas peças. Dentre esses dois, um era fixado na altura da crista óssea e outro acima da mesma. Os cicatrizadores, nos de duas peças, foram instalados em momentos diferentes: um no momento da fixação da peça (implante não submerso) e outro três meses após a cirurgia (implante submerso). Os implantes e componentes eram iguais, só mudando o momento de instalação do pilar. Os cicatrizadores foram removidos e recolocados em quatro, oito e dez semanas após a segunda cirurgia, simulando procedimentos protéticos. Seis meses depois da primeira cirurgia as amostras foram removidas e lâminas histológicas obtidas. Células inflamatórias extravasculares foram quantificadas ao longo da superfície do implante. Células inflamatórias foram encontradas em até 0,5mm de distância da crista óssea para os implantes de duas peças (submersos ou não), enquanto não foram encontradas nos implantes de peça única. Houve menor perda óssea ao redor dos implantes peça única, enquanto que entre os tipos de duas peças não houve diferenças, o que se pode relacionar à ausência de interface pilar/implante, com conseqüente menor quantidade de células inflamatórias e perda óssea mínima.

Também em 2003, Davarpanah *et al.*, fazem rico histórico do surgimento ao estágio inicial dos implantes para substituição dos dentes naturais, desde a utilização de dentes naturais extraídos de animais ou de outros seres humanos, até os implantes agulhado ou laminados até o comprovado sucesso dos implantes osseointegrados. Tal histórico é utilizado como base para o desenvolvimento da introdução desta dissertação.

Ainda em 2003, Tada *et al.*, por meio de uma análise de elementos finitos em 3D, avaliaram a influência do tipo de implante, comprimento e

qualidade óssea em relação a concentração de tensão no osso/implante. Foram modelados implantes com e sem roscas em quatro tipos diferentes de osso com quatro variações de comprimento para simulação de carregamentos axial e vestibulo-lingual. A maior quantidade de tensão foi observada no osso cortical, nos dois tipos de aplicação de força. Sob força axial, principalmente em osso de melhor qualidade, foram encontrados menores valores de tensão em implantes rosqueados, assim como nas fixações mais longas. Para as cargas laterais, o fator decisivo foi a densidade óssea; quanto menor, maior os valores de tensão.

Já no ano de 2004, Zinsli *et al.* publicaram estudo prospectivo de implantes estreitos de duas peças da ITI, com 3,3mm de diâmetro, com sobrevivência de 98,7% em cinco anos e 96,6% em seis anos, corroborando com a descrição do sucesso clínico de implantes com diâmetros menores que o dito “regular”, o que incentiva estudos como este que avalia implantes de diâmetro estreito e peça única.

Serra, em 2004, realizou estudo comparativo de resistência estrutural de implantes cilíndricos de sextavado interno, utilizando ensaio de tensão e resistência, por meio de máquina de ensaio universal e do programa TESC, que também foram utilizados neste estudo.

Em 2004, Vigolo *et al.*, publicaram estudo retrospectivo de avaliação clínica de sete anos sobre implantes estreitos em restaurações múltiplas e unitárias. Foram avaliados 192 implantes em 165 pacientes de 1992 a 1996, com sobrevivência do implante em posição equivalente aos de diâmetros regulares (95,3%).

Kitamura *et al.*, em 2004, realizaram 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 ser riscos de falhas os implantes dentários.

No ano de 2005 Romeo *et al.*, publicaram estudo longitudinal de avaliação clínica e radiográfica de implantes estreitos (3,3mm) acompanhados por sete anos. Cento e vinte e dois implantes estreitos foram instalados em sessenta e oito pacientes para suportar próteses parciais e 23 para elementos unitários. A sobrevivência foi de 98,1% na maxila e 96,9% na mandíbula. O osso tipo IV teve o pior resultado, enquanto que a perda óssea não mostrou relação com o diâmetro.

Em 2005, Comfort *et al.*, publicaram os resultados de um estudo prospectivo de cinco anos com implantes estreitos em forma de parafuso por meio de exame clínico e radiográfico. O sucesso dos implantes, de acordo com critérios reconhecidos foi de 96%.

Em 2005, Parel e Schow relataram experiência clínica de 2,5 a 35 meses com um novo sistema de implante peça única em tratamentos unitários. Foram avaliados 45 implantes Direct (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA), em 23 mulheres e 12 homens, com idades entre 19 e 54 anos, tanto em dentes anteriores quanto em posteriores, sendo a maioria na região maxilar anterior. O índice de sucesso foi de 97,8%, com a perda de um único implante, instalado e carregado imediatamente após a exodontia de um incisivo lateral superior.

Neves *et al.*, em 2005, discutem 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, comentam que apesar da pequena incidência de implantes fraturados, quando este fato ocorre os procedimentos são invasivos, complexos e com 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.

Fineli, 2007, comparou a força máxima de mordida entre áreas dentadas e implantadas nas regiões de molares, pré-molares até caninos e incisivos, durante 64 meses. Em todas as situações os antagonistas eram dentes naturais. Foi utilizado um transdutor para avaliar a força de mordida, e as medições foram feitas imediatamente após a instalação das próteses, três, 30 e 64 meses depois. As medições foram feitas em cinco regiões da boca: de molares direito e esquerdo, pré-molares ou caninos direito e esquerdo e de incisivos. As médias da força de mordida obtidas com 64 meses para região de molares em áreas dentadas foram de 234,11N e, para áreas implantadas, foram de 291,64N. Já para regiões de pré-molares foram de 195,61N e 194,40N, respectivamente e para regiões de incisivos, foram de 132,5N e 107,73N.

Também em 2007, ainda aguardando publicação, Regalo *et al.*, avaliaram a força de mordida na região molar e incisiva de indígenas comparado à população branca no Brasil, mostrando como força média 117N para a região anterior.

3. Proposição

Testar a hipótese de que a redução do diâmetro do implante reduza a força máxima necessária para atingir o limite de escoamento do implante, em duas situações:

1-Entre os implantes de junção hexagonal e diâmetro regular (3,75mm) e os de junção hexagonal e diâmetro estreito (3,25mm)

2-Entre os implantes de junção hexagonal e diâmetro estreito (3,25mm) e os de diâmetro estreito e peça única Unident (2,35mm) , mesmo que este último seja confeccionado em peça única e maciça.

4. Materiais e Métodos

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

Foram utilizados implantes de titânio (SIN, São Paulo, Brasil) em 3 configurações (n=10): HER (modelo SUR3713), com junção hexagonal externa e diâmetro regular (3,75mm) e 13mm de comprimento; HEE, (modelo SURM 3213) com junção hexagonal externa e diâmetro estreito (3,25mm) e 13mm de comprimento, ambos com respectivos pilares e parafusos e UNI, tipo peça única Unident com 2,35mm de diâmetro e 13mm de comprimento, que já incorpora o pilar em sua parte coronária .

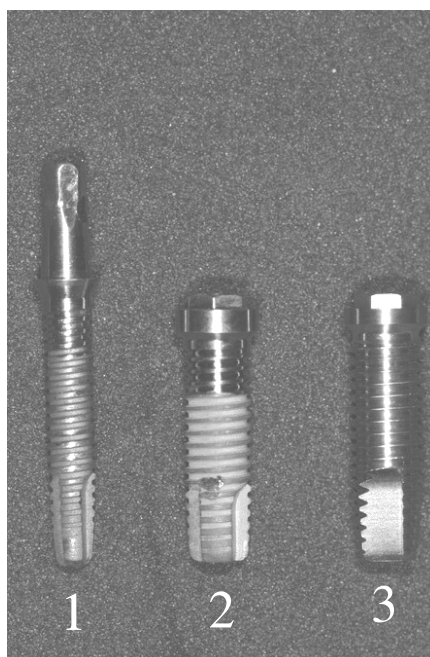


Figura 1 – Modelos dos implantes utilizados (SIN, São Paulo, Brasil)

- 1-Unident
- 2-Hexágono externo e diâmetro estreito
- 3-Hexágono externo e diâmetro regular

4.1- Dispositivo experimental

Na realização do ensaio mecânico o implante foi posicionado em estativa metálica, dispositivo de aço fabricado para estabilização do implante. Este é constituído por um cubo (5cmx5cmx5cm) e por uma base com adaptador que se encaixa a um torno ou morsa (Western, China) que foi fixado à Máquina de Ensaio (ME) (EMIC 2000 DL, São José dos Pinhais, PR, Brasil). A estativa apresenta ainda orifícios para a inserção dos implantes a serem testados e um parafuso para funcionar como trava do tipo Allen, com 6mm de diâmetro impedindo a movimentação do implante durante o teste. Este dispositivo, aqui com adaptações, foi inicialmente utilizado por Serra, 2004.

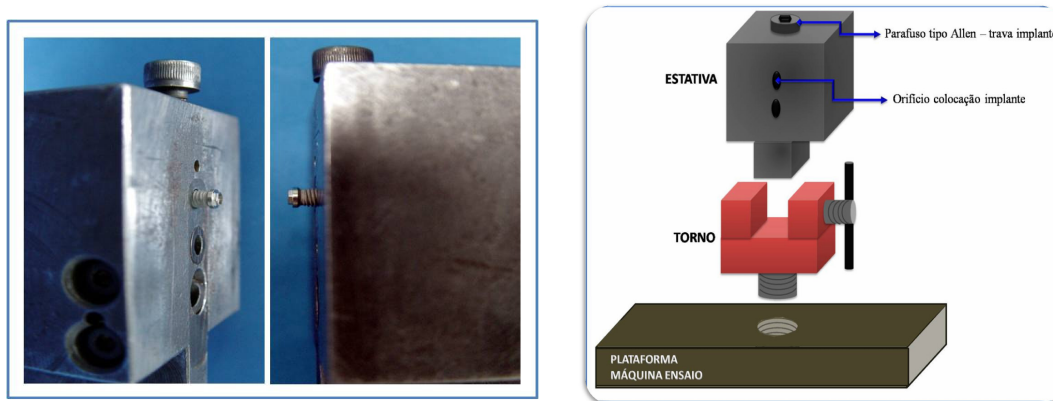


Figura 2 – Estativa com implante posicionado e esquema de montagem (estativa/torno/máquina de testes)

Na estativa foi confeccionado orifício de diâmetro ligeiramente superior ao diâmetro dos implantes. Para referência da profundidade de instalação dos implantes de junção hexagonal na estativa foi confeccionado um gabarito em aço com recorte de 4,7mm de profundidade, para que ficassem expostos 4,0mm do comprimento do implante em relação à plataforma da estativa, além de 0,7mm relativos à altura do hexágono, que ficaria interno ao pilar protético.

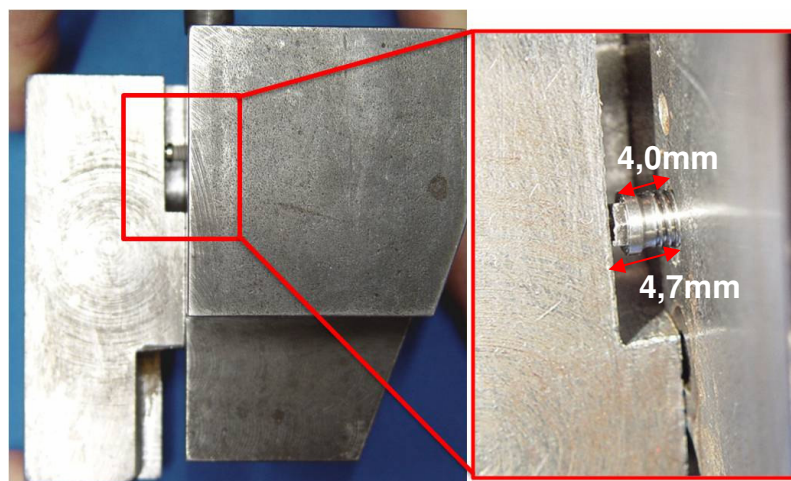


Figura 3 - Gabarito posicionado junto à estativa para calibragem do comprimento exposto do implante (4mm).

Para o grupo UNI, como no teste piloto não se conseguiu boa estabilização, foi realizado novo orifício na estativa com diâmetro de 2,5mm e profundidade de 9,0mm, de modo que introduzindo o implante até o final do orifício já se conseguia os 4,0 mm externos à estativa, uma vez que o implante utilizado era de 13,0mm. Após a inserção do implante neste orifício o parafuso instalado perpendicularmente na estativa era apertado, funcionando como trava de compressão, impedindo a movimentação do implante durante a execução do teste.

No pilar protético (tipo abutment cimentado, AI 4151, SIN Implantes, para HER e HEE) e na porção protética dos implantes do grupo UNI foi confeccionado um pequeno nicho, lateralmente, a 4mm da plataforma do pilar, por meio de ponta diamantada (n.2215, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) com menos de 1 mm de profundidade.

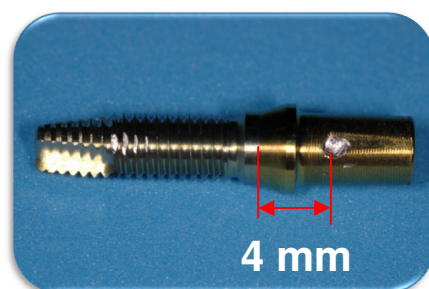


Figura 4 - Nicho realizado em pilar protético

Este nicho visou estabilizar o posicionamento da ponta aplicadora de força, para o não deslizamento da mesma.

Somando-se então os 4mm marcados no pilar aos 4mm expostos do corpo do implante, **a força foi aplicada a uma distância de 8mm do ponto de apoio do implante**. Os 4mm do implante externos à estativa simulavam uma situação de perda óssea extrema, e os 4mm da plataforma protética ao ponto de aplicação de força simulavam o ponto de contato excessivo entre dentes anteriores.

Os implantes foram inseridos na estativa e esta posicionada na ME, com célula de carga (TESC; EMIC) com capacidade de 500KN. Por meio da ponta aplicadora de carga, fabricada em aço, as amostras receberam cargas perpendiculares ao seu longo eixo.

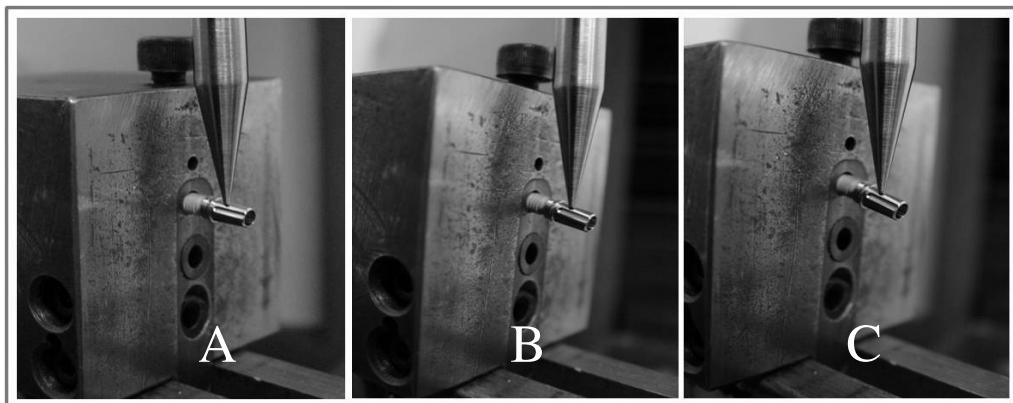


Figura 5 – **Aplicação de carga (Seqüência do ensaio)**

A - Regulação da máquina – Toque sem carga

B – Início da aplicação de carga

C – Ensaio encerrado por queda de resistência abrupta do material

A máquina foi regulada para aplicar e mensurar forças crescentes (N), com velocidade de 0,5mm/min, seguindo padrão adotado no LIPO em testes semelhantes, uma vez que velocidades maiores levariam muito rapidamente ao limite de escoamento, tornando a distância entre limite de proporcionalidade e limite de escoamento muito pequena, impossibilitando a visualização para cálculo nos gráficos. O computador foi conectado à célula de carga por meio do programa VirMaq e foi programado por meio do programa TESC para registrar a força exercida na flexão do sistema implante/componente protético. Para isso, foi fornecido ao software o diâmetro de cada implante testado. O comportamento

mecânico de cada implante foi registrado no computador na forma de curvas de força (N) em função do deslocamento (mm), que serão mostrados em seguida, após Sequência do Ensaio.

A máquina foi programada para interromper o ciclo de ensaio quando ocorresse deformação acima de 5,0 mm (medida esta definida após realização de teste piloto) ou queda abrupta da resistência à força devido à fratura da amostra.

4.2 - Sequência do Ensaio

1-Montagem da estativa e da ponta aplicadora de força (punção) na máquina de testes.

2-Colocação do implante em posição com auxílio do gabarito (exceto para o UNI).

3-Aperto do parafuso de estabilização, gerando atrito capaz de impedir a movimentação do implante.

4-Montagem do pilar (para HEE e HER) com chave digital.

5-Aplicação de torque de 20N com torquímetro Neodent (Curitiba,Paraná, Brasil)



Figura 6 - Aplicação de torque de 20N ao parafuso, com torquímetro Neodent

6-Posicionamento da ponta aplicadora de força em contato com o nicho realizado no pilar (HEE e HER) ou porção protética do UNI, sem no entanto exercer força sobre ele, verificado no mostrador de força do programa TESC.

7- Após acionado o botão da máquina para início de ensaio o pistão descia sobre o pilar protético sob velocidade de 0,5 mm/min, desligando-se automaticamente após a queda abrupta de resistência ou após deformação de 5 mm.

Cada grupo foi representado por dez curvas no gráfico, referentes a cada um dos dez corpos de prova, com exceção do HER, que terminou o ensaio com nove corpos de prova (CP). A figura 7 visa somente a visualização dos três grupos ao mesmo tempo, dando uma possibilidade de comparação do comportamento dos mesmos. Os gráficos para melhor leitura individual estão disponíveis nos anexos.

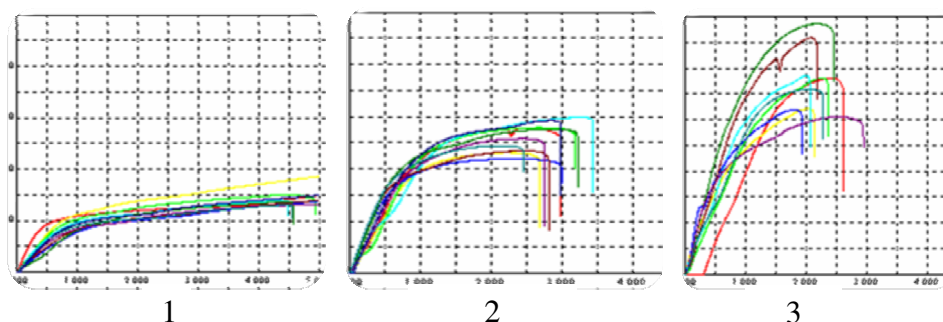


Figura 7 - Curvas de comportamento mecânico -Força (Vertical) x Deslocamento em mm(Horizontal), geradas pelo software TESC para UNI (1), HEE (2) e HER (3).

A partir dos gráficos gerados pelo programa foi calculado o limite de escoamento, que representa o momento em que a deformação do material se torna irreversível, o que pode significar clinicamente, o insucesso do implante, ou do aparelho protético, com a perda do assentamento passivo entre eles.

Em materiais dúcteis, sob a aplicação de força é possível visualizar no gráfico a zona de escoamento, pela formação de um patamar entre o ponto mais alto de escoamento (no gráfico 8- upper yield point) e o mais baixo (lower yield point). O valor para o limite de escoamento é calculado pela média entre eles Fig 8a.

Para o titânio, não há constatação nítida do limite de escoamento, pela formação de um patamar no gráfico, o que dificulta a determinação do ponto

onde se inicia o regime plástico do material. Nesses casos, para se calcular o limite de escoamento é necessária a aplicação da deformação específica residual convencional ou deformação permanente (*off-set*) que é de 0,2% (Souza, 1982; Human, 2004). Segundo Estrela, 2001, adota-se como limite de escoamento a tensão necessária para induzir a deformação plástica de 0,2%.

Para determinar o limite de escoamento no gráfico, uma reta é traçada a partir do ponto de 0,2% de deformação, paralelamente à reta determinante do regime elástico do material. No ponto do gráfico onde há sobreposição desta reta com a curva formada pela deformação do material testado, pode-se verificar a força correspondente ao limite de escoamento do material Fig 8b.

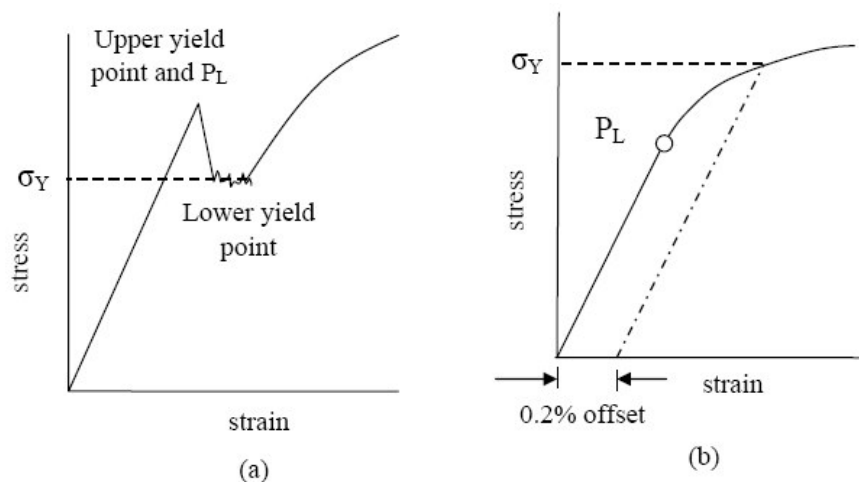


Figura 8 - Gráficos de limite de escoamento para materiais com zona de escoamento nítida e para o titânio(b), Human, 2004.

Como os gráficos gerados pelo programa utilizado no ensaio são de força (N) em relação ao deslocamento (mm), foi necessário converter a deformação permanente de 0,2% em milímetros para que se pudesse aplicar no gráfico o início da reta a ser traçada para a determinação do limite de escoamento, conforme descrito por Souza, 1982; Estrela, 2001. Para isso construiu-se um modelo analítico (Fig 9), onde se obtém o deslocamento relativo (d_y) na deformação de 0,2%, que é o deslocamento máximo do implante ainda no

regime elástico do metal (Souza, 1982; Human, 2004), calculado pelo teorema de Pitágoras:

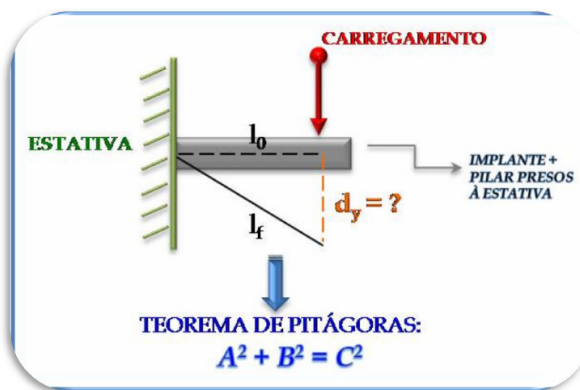


Figura 9 - Ilustração do deslocamento relativo (d_y) em relação à deformação de 0,2%.

Adaptando o teorema de Pitágoras temos:

$$L_f^2 = d_y^2 + L_0^2 \quad (\text{Equação 1})$$

Onde o valor de l_0 é fixo de 8,0mm, correspondente à porção do implante externa à estativa juntamente com a porção do pilar até o ponto de aplicação de força. Para calcular o comprimento final correspondente à deformação de 0,2%, foi utilizada a fórmula (Human, 2004, Souza, 1983):

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (\text{Equação 2})$$

Onde ε é a deformação (0,2% ou 0,002) e Δl a variação do comprimento.

Com a fórmula obtém-se o $\Delta l = 0,016\text{mm}$, possibilitando o cálculo de l_f por meio da fórmula:

$$\Delta l = l_f - l_0 \quad (\text{Equação 3})$$

Pela inserção dos valores, o valor de $l_f = 8,016\text{mm}$. Estes valores lançados na equação 1 resultam no deslocamento relativo de **0,51mm**.

Este valor então é utilizado no gráfico de força x deslocamento como ponto de partida da reta a ser traçada paralelamente à reta determinante do regime elástico do material, conforme Fig 10.

O ponto em que esta reta coincide com a curva do gráfico (Ponto A') representa a força atuante no sistema no ponto final do limite de escoamento. Vale aqui ressaltar que estes cálculos são válidos no sentido de se mostrar um modelo de comportamento do material, não sendo um valor exato, mas um cálculo, que segundo Souza, 1982 e Estrela, 2001, atende à grande maioria dos propósitos da Engenharia, e neste caso, à aplicação de uma liga metálica à Odontologia.

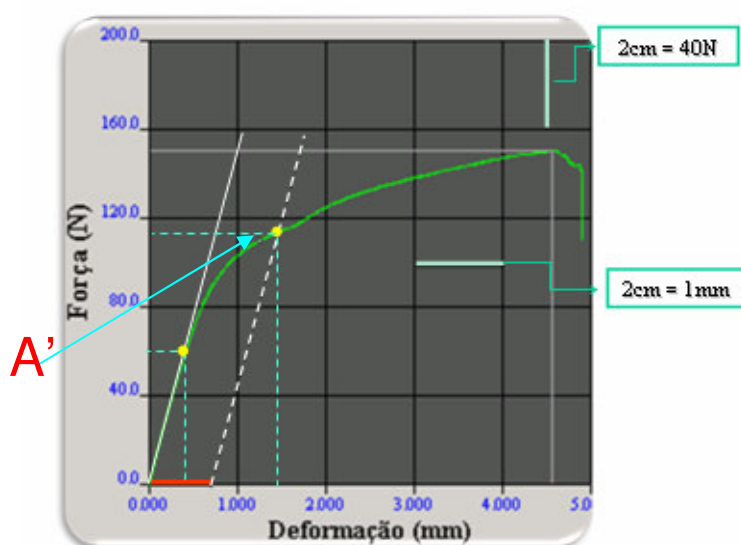
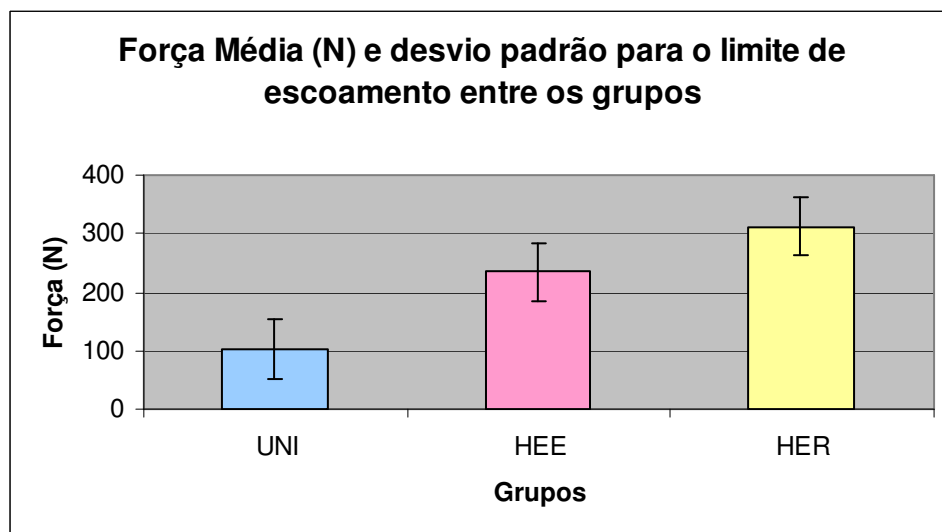
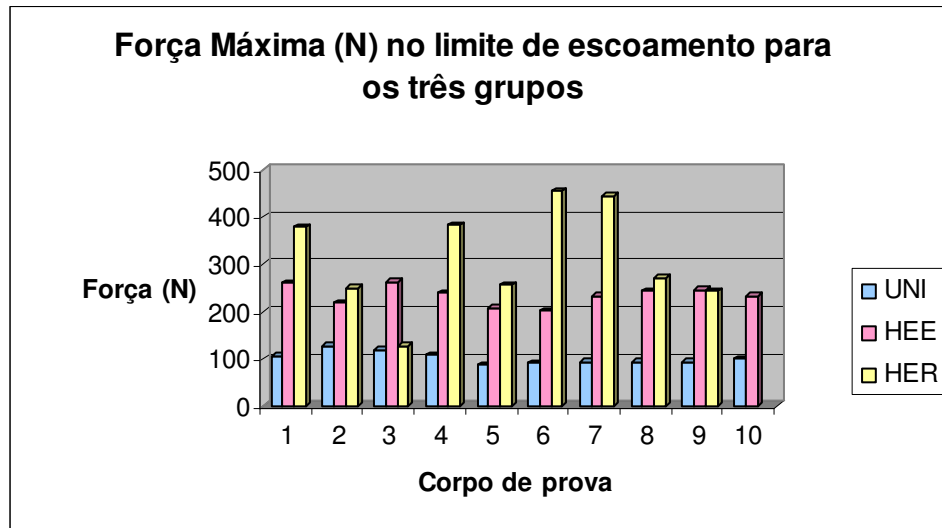


Figura 10 - Gráfico gerado para um dos implantes do ensaio, onde se pode ver:

- Traço em vermelho indicando a aplicação do *off-set* de 0,2% (0,51mm)
- Traços verdes indicando a escala que foi utilizada
- Seta turquesa** mostrando o ponto do limite de escoamento encontrado (**Ponto A'**)

Os valores obtidos da força correspondente ao limite de escoamento para todas as amostras (N) foram analisadas estatisticamente empregando análise de variância em fator único e teste de Tukey ($P < 0,05$). Foi utilizado o programa estatístico SPSS 13.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

5. Resultados



Quadro 1- Ponto A' (Força no limite de escoamento) para todos os implantes testados e média obtida para os grupos:

Grupo	Pontos	CP's										Média
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
UNI	A'	105,6	128,0	119,6	108,0	87,80	92,0	94,0	94,6	94,0	100	102,36
HEE	A'	261,60	218,0	262,4	240,0	207,6	200,8	234,0	244,4	245,6	234,0	234,93
HER	A'	378,5	250,5	128	383,5	256,5	455	445	271	244,5		312,5

Para análise estatística dos resultados foi empregada a notação logarítmica dos valores de força. Os dados foram avaliados por meio de teste de análise de variância (ANOVA) e Tukey B, para grupos com valores paramétricos ($P < 0.05$).

Oneway ANOVA

Valores todos

	Soma dos quadrados	df	Quadrados das médias	F	Significância
Entre grupos	1,148	2	,574	53,354	,000
Dentro dos grupos	,280	26	,011		
Total	1,428	28			

O teste de análise de variância encontrou diferença entre os grupos, sem, no entanto, determiná-las. Aplicou-se então o teste de Tukey B, para verificação de onde estavam localizadas as diferenças.

Tukey B

Etiqueta	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
1,00	10	2,0060	
2,00	10		2,3700
3,00	9		2,4678

Foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre UNI e HEE, que não apresentou diferença para HER.

6. Discussão

A hipótese testada foi parcialmente confirmada: a redução do diâmetro do implante reduz significativamente a força necessária para atingir o limite de escoamento dos implantes dentários testados, se levarmos em conta o grupo Unident em relação tanto ao de Hexágono externo e diâmetro estreito quanto ao de diâmetro regular. Porém entre os de hexágono externo de diâmetro estreito e regular não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes.

A variação no diâmetro pareceu ter mais influência nos resultados do que o fato de os implantes serem maciços ou “ocos” com parafuso, o que talvez se deva ao fato de que neste estudo os parafusos utilizados ocuparam toda a porção exposta do implante e parte da porção interna à estativa, preenchendo então todo o espaço vazio do implante na região submetida à força testada, o que pode ter tido o efeito de “solda fria”, fazendo-o reagir de maneira semelhante a um corpo maciço, o que levaria a diferença entre os implantes se resumir à diferença de diâmetro entre eles.

O grupo UNI atingiu o limite de escoamento sob menor força do que o HEE, o qual não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao HER, mas deve-se levar em consideração que a diferença de diâmetro entre os dois primeiros é maior que entre o segundo e o terceiro. O HEE apresenta diâmetro igual a 86,66% do diâmetro do HER. Já o grupo UNI tem diâmetro equivalente a 72,30% em relação ao HEE e somente de 62,66% em relação ao HER. Apesar desta diferença no limite de escoamento, nenhum implante do grupo UNI chegou a fraturar, tendo seus ensaios encerrados por limite de deformação de 5mm. Clinicamente essa situação provavelmente indicaria a perda da prótese, mas não necessariamente a perda do implante.

A instalação dos implantes de peça única exige cuidados quanto ao posicionamento, uma vez que não é possível utilizar componentes angulados para compensar inclinações. Por outro lado estes implantes apresentam a

característica de poderem ser “preparados” e moldados, à semelhança de núcleos sobre dentes, permitindo algum grau de correção. Esse tipo de intervenção deve se cuidadosamente avaliada, uma vez que não se tem certeza do efeito do uso de brocas diretamente no implante sobre o processo de osseointegração.

A incidência de fratura para implantes regulares é baixa (Balshi, 1996) e clinicamente, parece não haver diferenças estatisticamente significantes entre os implantes de hexágono externo regulares ou estreitos quanto à perda óssea e fraturas, quando instalados em osso anterior da maxila (Andersen *et al.*, 2001). Por outro lado, estudos de sobrevida de implantes detectaram piores resultados com implantes estreitos quando instalados em osso tipo IV, imediatamente após exodontias (Hallman, 2001). Na instalação de implantes em áreas cicatrizadas e sem descolamento de retalho, conforme preconizado para o implante Unident, seria preservada ao máximo a irrigação sangüínea da área. Associada à ausência de interface pilar-implante é provável que haja melhoria dos resultados (Broggini *et al.*, 2003).

O presente estudo apresenta limitações, uma vez que, clinicamente, as fraturas ocorrem por fadiga e encruamento do material, e não devido à aplicação de um alto carregamento estático como o testado neste experimento. Ainda assim o ensaio de flexão é um importante método de avaliação da carga máxima (Souza, 2002; Garcia *et al.*, 2000) suportada pelo implante, porque torna possível a análise comparativa da resistência entre diferentes tipos de implantes, por meio da visualização de diferentes curvas de comportamento mecânico.

No presente estudo, o objetivo foi determinar a força máxima que se pode aplicar perpendicularmente ao implantes antes que ocorra deformação plástica. Neste sentido, houve diferença estatisticamente significativa entre os implantes UNI e os HEE e HER, que não foram diferentes entre si. Em condições clínicas, a força é aplicada obliquamente e pode ser decomposta em vetores que podem coincidir ou não com o longo eixo do implante, mas sempre com módulos menores que os da força original decomposta. Para se conseguir, na boca, forças perpendiculares ao longo eixo do implante e com módulos iguais aos valores aqui empregados seriam necessárias forças totais muito altas, ausentes

em uma oclusão equilibrada, que deve ser a situação ideal para a reabilitação com implantes (Okeson, 1992).

Considerando-se como referência a força média suportada pelo HER (312,5 N) até a fase plástica, o HEE suportou força correspondente a 75,17% (234,93 N) e o UNI 32,75% (102,36N) do referido valor. O UNI suportou força de 43,56% em relação à suportada pelo HEE. Isso pode ser importante quando se considera que a força gerada na região anterior pode atingir 117N (Finelli, 2007), superando os valores encontrados para UNI, que tem sua indicação voltada a esta região da boca.

Mesmo o implante Unident tendo apresentado os valores mais baixos de resistência, parece satisfazer aos critérios de utilização em áreas de pequeno espaço protético, em especial na região de incisivos inferiores, onde as forças se dão na forma de compressão devido à sua incidência ocorrer no sentido áxio-axial, otimizando a resistência do material. O UNI apresentou valores suficientes para suportar as forças descritas na literatura (Finelli, 2007, Tortopidis *et al.*, 1998), quando se considera a decomposição de vetores já explicada, mesmo em condições limites como aplicadas neste estudo, que simula a pior situação para os implantes, a de trauma oclusal ou pântico em cantilever (Ranger *et al.*, 1995). Estas situações geram forças fora do longo eixo do implante, que associadas como neste estudo, à perda óssea, aqui representada pelos quatro milímetros do implante externos à estativa, potencializa a possibilidade de falha.

Essa perda óssea ocorre devido à concentração de tensões na região da cabeça do implante, que as transfere ao osso (Çehreli & Iplikcioglu, 2002; Clelland *et al.*, 1993; Linqvist *et al.*, 1988). Este então reage por meio de reabsorção, e como o processo é cíclico, não há tempo para a reparação do dano por neoformação óssea, com o ocorre em movimentos ortodônticos. Tais situações conforme mostra a literatura, sempre levam primeiramente ao desaperto ou quebra de parafusos de fixação do pilar ou da prótese. Tais fatos deveriam levar o profissional a reavaliar o trabalho protético antes que houvesse a perda do implante (Balshi, 1996; Isidor, 1996).

Em função das limitações deste experimento, sugere-se a realização de estudos laboratoriais e clínicos para melhor avaliação do comportamento desses

implantes. Caso se comprove serem viáveis para a utilização com segurança, representará um grande passo na evolução da reabilitação oral, uma vez que parte do princípio de se diminuir a morbidade do paciente por meio da realização de um único tempo cirúrgico. Este deve ser o princípio que deveria nortear todos os atos de quem tem nas mãos o cuidado com a dor e o sofrimento alheio.

Apesar da força de mordida ser um assunto ainda controverso entre os artigos encontrados (117N - Finelli, 2007 a 268N - Tortopidis *et al.*, 1998), a força máxima suportada até o limite de escoamento pelo UNI parece suficiente para a utilização a que se propõe, de reabilitar pequenos espaços protéticos, tendo sua melhor indicação nos incisivos inferiores, onde a angulação da incidência de forças, que é no sentido áxio-axial se mostra mais favorável à resistência do implante (Okeson, 1992).

7. Conclusão

Dentro das limitações deste estudo e a partir da análise dos dados, as seguintes conclusões podem ser estabelecidas:

- A redução do diâmetro do implante reduziu significativamente a força necessária para atingir o limite de escoamento do implante entre os grupos UNI e HEE, mas não entre HEE e HER.
- O implante de peça única estreito apresentou os menores valores de força no limite de escoamento, que no entanto, apresentou índice de fratura zero (sofreu somente deformação).
- A redução de 13,3% no diâmetro do implante de hexágono externo regular HER, de 3,75mm para 3,25mm no HER, não resultou em redução significativa da força correspondente ao limite de escoamento dos mesmos. Porém, a redução de 37,3% em relação ao implante regular e de 27,69% em relação ao estreito, para os 2,35mm de diâmetro no implante Unident diminuiu significativamente a força no limite de escoamento, ou seja, quanto maior a redução do diâmetro, menor a força no limite de escoamento..
- A redução no diâmetro do implante se mostrou mais significativa para os resultados do que o fato do implante ser ou não maciço.

Referências

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 evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:217-224.
3. Bahat O. Branemark System Implants in the posterior Maxilla: Clinical Study of 660 Implants Followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:646-653.
4. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implant: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):660-666.
5. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;3(18):264-274.
6. Brånemark P-I, Hanson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O *et al.* 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.
7. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, *et al.* Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;84(5) 473-8.
8. 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.
9. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC *et al.* Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite elements analysis. *J Oral Rehabil* 2002;29(6):565-574.

10. Clelland NL *et al.* A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int j Oral Maxillofac Implants* 1993;8(5):541-8.
11. Comfort MB, Chu FCS, Chai J, Wat PYP, Chow TW. A 5 year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. *J Oral Rehabil* 2005;32:341-345.
12. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Celleti R, Lazzara RI. Small diameter implants: indications and contraindications. *J Esthet Dent* 2000;12(4):186-194.
13. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Tecucianu JF. Manual de Implantodontia Clínica. *Artmed*, 2003;337(5)19-24
14. Estrela C. Metodologia científica. São Paulo, Artes Médicas, 2001.
15. 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.
16. Finger IM, Castellon P, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15(8):625-634.
17. Garcia A, Spim JA, dos Santos CA. Ensaios dos Materiais. *LTC*, 2000;247 (15) 102-17
18. Graner, EA. Estatística. Ed Melhoramentos. São Paulo, 1966, 187p.
19. Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont* 1994;7:143-148.
20. Hallman M. A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: Result after 1 year loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*;2001; 16(5):,731-6
21. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. *Clin Oral Impl Res* 1996;7(2):143-152.
22. 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.
23. Jorneus 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):353-59.
 24. Kitamura E, Stegariou R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: Considerations based on a tridimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:401-412.
 25. Lekholm U, van Steenberg 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.
 26. Linquist LW, Rockeler B, Carlsson G. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;59(1):59-63.
 27. 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.
 28. 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.
 29. Okeson JP. *Oclusão - Fundamentos de Oclusão e desordens temporomandibulares*. Porto Alegre: Artes Médicas; 1992.
 30. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible: A long term retrospective study. *J Prosthet Dent* 1997;78(1):34-42.
 31. Parel SM, Schow SR. Early clinical experience with a new one-piece implant system in single tooth sites. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:2-10, suppl 2.

32. Polizzi G, Fabbro S, Furri M, Herrmann I, Squarzon S. Clinical Application of narrow Brånemark System implants for single tooth restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:496-503.
33. Quirynen M, Naert I, van Steenberg D, Dekeyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge - An up 6 – years retrospective study. *J Clin Periodontol* 1992;19:118-126.
34. Ranger B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekl N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):326-334.
35. Regalo SC, Santos CM, Vitti M, Regalo CA, de Vasconcelos PB, Mestriner W Jr, *et al.* Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Arch Oral Biol* 2007 [Epub ahead of print].
36. Rocci A, Martgnoni M, Gottlow J. Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5 suppl 1:29-36.
37. 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.
38. Schnitman PA. Results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997:12495-503 apud BBO, 2002; 1530786-91.
39. Serra MA. Estudo comparativo de resistência estrutural de implantes cilíndricos de sextavado interno, 2004, Universidade Federal de Uberlândia, dissertação de Mestrado.
40. Souza SA. Ensaio mecânicos de materiais metálicos. Fundamentos teóricos e práticos. São Paulo, Edgard Blücher, 1982.
41. Shulte JK. External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study. *Implant Dent* 1994;3:51-53.
42. Sendyk CL, Sendyk WR. Planejamento protético-cirúrgico em Implantodontia. *Implant News*, 2002(11):124-134.

43. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49(6):843-48.
44. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(3):357-367.
45. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):89-95.
46. Tolman DE, Laney WR. Tissue integrated dental prostheses: the first 78 months of experience at the Malo Clinic. *Malo Clin Proc* 1993;68:323-331.
47. Tortopidis D, Baxendale MF, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998;25:681-686.
48. Vigolo P, Giovani A, Majzoub Z, Cordioli G. Clinical evaluation of small diameter implants in single tooth and multiple implant restorations: a 7 year retrospective study. *Int Clin Oral Imp* 2004;19(5):703-709.
49. Zinsli B, Sägeser 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.

Análise estatística

Frequencies

Statistics

		Unident	Hee	Her
N	Valid	10	10	9
	Missing	19	19	20
Mean		2,0060	2,3700	2,4678
Std. Error of Mean		,01727	,01256	,05759
Median		1,9900	2,3750	2,4300
Std. Deviation		,05461	,03972	,17276
Variance		,003	,002	,030
Skewness		,896	-,505	-,962
Std. Error of Skewness		,687	,687	,717
Kurtosis		-,054	-,490	1,215
Std. Error of Kurtosis		1,334	1,334	1,400
Minimum		1,94	2,30	2,11
Maximum		2,11	2,42	2,66

Frequency Table

Unident

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1,94	1	3,4	10,0	10,0
	1,96	1	3,4	10,0	20,0
	1,97	2	6,9	20,0	40,0
	1,98	1	3,4	10,0	50,0
	2,00	1	3,4	10,0	60,0
	2,02	1	3,4	10,0	70,0
	2,03	1	3,4	10,0	80,0
	2,08	1	3,4	10,0	90,0
	2,11	1	3,4	10,0	100,0
	Total	10	34,5	100,0	
Missing	System	19	65,5		
Total		29	100,0		

Hee

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	2,30	1	3,4	10,0	10,0
	2,32	1	3,4	10,0	20,0
	2,34	1	3,4	10,0	30,0
	2,37	2	6,9	20,0	50,0
	2,38	1	3,4	10,0	60,0
	2,39	2	6,9	20,0	80,0
	2,42	2	6,9	20,0	100,0
	Total	10	34,5	100,0	
Missing	System	19	65,5		
Total		29	100,0		

Her

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	2,11	1	3,4	11,1	11,1
	2,39	1	3,4	11,1	22,2
	2,40	1	3,4	11,1	33,3
	2,41	1	3,4	11,1	44,4
	2,43	1	3,4	11,1	55,6
	2,58	2	6,9	22,2	77,8
	2,65	1	3,4	11,1	88,9
	2,66	1	3,4	11,1	100,0
	Total	9	31,0	100,0	
Missing	System	20	69,0		
Total		29	100,0		

Oneway

ANOVA

Valores todos

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1,148	2	,574	53,354	,000
Within Groups	,280	26	,011		
Total	1,428	28			

Post Hoc Tests

Homogeneous Subsets

Valorestodos

Tukey B

Etiqueta	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
1,00	10	2,0060	
2,00	10		2,3700
3,00	9		2,4678

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a Uses Harmonic Mean Sample Size = 9,643.

b The group sizes are unequal. The harmonic mean of the group sizes is used. Type I error levels are not guaranteed.

Gráfico do grupo UNIDENT

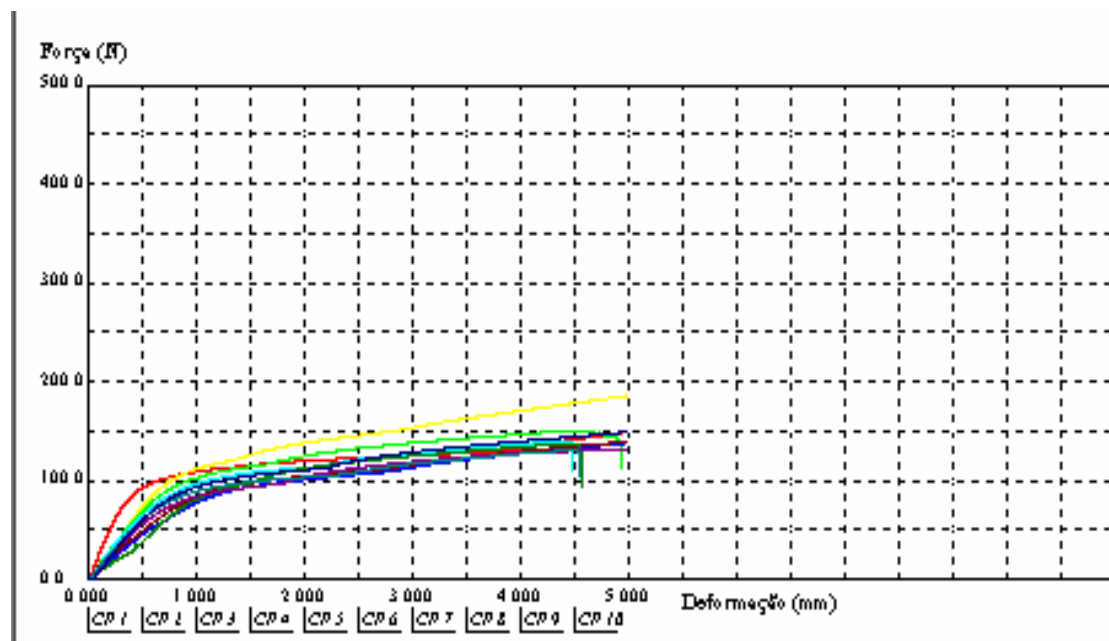


Gráfico do grupo HEE

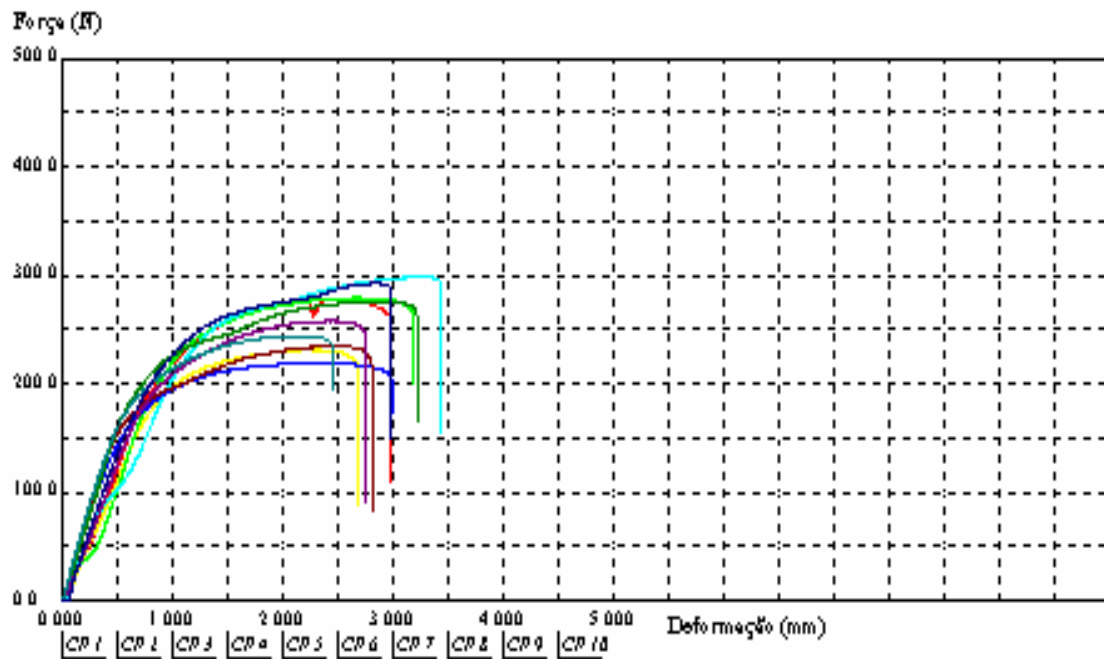


Gráfico do grupo HER

