

ESTUDO COMPARATIVO DE RESISTÊNCIA ESTRUTURAL DE IMPLANTES CILÍNDRICOS DE SEXTAVADO INTERNO

Comparative study of structural resistance of implants of internal hexagon

Marcos Augustus Serra*
Darceny Zanetta-Barbosa**

RESUMO

Este trabalho comparou, em laboratório, a resistência mecânica de quatro diferentes marcas de implantes com sextavado interno, onde forças foram aplicadas em pilares tipo CeraOne® instalados nestes implantes. Oito amostras de cada marca foram ensaiadas, obtendo-se as seguintes conclusões: 1 - Não existe uma standardização entre as marcas testadas, seja de desenho do implante ou de seus pilares; 2 - Os implantes inter e intra-sistemas apresentam variações de comportamento mecânico; 3 - Ocorreram deformidades nos sextavados de algumas amostras; 4 - A forma dos pilares e dos parafusos de retenção parece estar diretamente relacionada com a resistência estrutural dos implantes; 5 - Novos estudos seriam proveitosos para mensurar e discernir se as diferentes arquiteturas que agem na resistência do implante influenciariam na estabilidade do pilar protético.

UNITERMOS

Implantes, Sextavado interno, Hexágono interno, Resistência, Testes mecânicos.

INTRODUÇÃO

O sonho da reposição de dentes perdidos faz parte da humanidade há milhares de anos (Binon⁴ 2000). Próteses esculpidas, amarradas por fios de ouro ou mesmo o uso de dentes de animais ou humanos são achados arqueológicos constantes (Bobbio⁵ 1989). Diversos tipos de implantes foram tentados, como os agulhados, laminados e subperiostais, mas na maioria das vezes, o sucesso era exceção e não a regra (Misch¹ 2000). Com os trabalhos pioneiros de pesquisadores da Suécia (Branemark et al⁷ 1969), a Implantodontia entrou em uma nova fase. A reabilitação de mandíbulas edêntulas por meio de próteses móveis implanto-suportadas e fixas tipo "protocolo" (Branemark et al⁸ 1977), abriu caminho para as reabilitações segmentadas e unitárias que vieram a seguir (Rangert et al²⁷ 1989).

Enquanto as reabilitações múltiplas não apresentavam grandes problemas de estabilidade de componentes protéticos (Worthington³⁰ 1987; Cox⁹ 1987), o maior uso clínico de implantes para reabilitações unitárias evidenciou que o desenho do sextavado externo padrão Branemark não era de todo satisfatório (Binon⁴ 2000).

Na tentativa de sanar os problemas acima citados, diversos fabricantes têm buscado desenvolver novos desenhos (Boggan et al⁶ 1999), com grande diversidade de características, o que impossibilita o intercâmbio de componentes ou ferramentas entre sistemas, diferentemente do que acontece com os implantes do padrão Branemark, que apresentam uma relativa intercambialidade.

Os implantes cilíndricos de sextavado

interno parecem apresentar vantagens mecânicas de estabilidade entre o implante e o pilar (Hungaro¹⁶ 2002).

O presente trabalho busca testar, mensurar e comparar a resistência mecânica entre implantes cilíndricos de sextavados internos e de suas conexões entre implante-pilar, de diversas manufaturas, encontrados no mercado nacional, quando forças são aplicadas em pilares protéticos similares entre si.

REVISÃO DE LITERATURA

A implantodontia moderna nasceu com os trabalhos de Branemark et al⁷ (1969), na reabilitação de pacientes com edentulismo inferior, que necessitavam de novas formas de estabilidade e de retenção para suas próteses, principalmente quando em processos de reabsorção óssea severa.

Worthington et al³⁰ (1987), citaram que problemas no uso de implantes Branemark por quatro anos, na Universidade de Washington, EUA, geralmente eram de origem iatrogênica. Tais problemas poderiam ser evitados com um planejamento cuidadoso, o não afastamento do protocolo cirúrgico recomendado e o exercício de uma boa seleção dos pacientes. Citaram que não foram encontradas falhas inerentes ao sistema dos implantes.

As próteses fixas tipo "U" ou "Protocolo" (Branemark et al⁸ 1977), desenvolveram-se em paralelo às *overdentures*. O uso de implantes para fixação de dentes interligados, em funcionamento agonista, na reabilitação de mandíbulas edêntulas, gerou estudos principalmente das forças que o *cantilever* característico destas próteses exerce sobre

*Especialista CTBMF, Mestre em Implantodontia – Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Uberlândia.

**Doutor, Mestre, Professor de Cirurgia Buco Maxilo-facial – Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Uberlândia.

o osso remanescente, os pilares protéticos, seus parafusos e os implantes instalados (Rangert²⁷ 1989).

Aliados a isso, diversos autores realizaram estudos sobre as forças mastigatórias humanas, mas com resultados variáveis, geralmente explicáveis pelas diferentes metodologias empregadas (Helkimo et al¹⁴ 1977; Echaradson¹⁰ 1980; Howell et al¹⁵ 1984; Lundgren & Laurell¹⁹ 1986; Morneburg²² 2002).

Com o uso de prótese fixas tipo *cantilever*, os pacientes começaram a apresentar problemas de falência da estabilidade protética, pelos vetores multiplicados destes braços de força (Lundgren et al²⁰ 1989).

A excelente preservação dos implantes nas condições de edentulismo total (Adell et al¹ 1990), encorajou clínicos do mundo todo a aplicar a mesma técnica e metodologia aos edentulismos parciais e em regiões posteriores da mandíbula.

O implante dental osteointegrado evoluiu da condição de coadjuvante de retenção de próteses totais inferiores e de componente de prótese fixa para reabilitação de órgãos dentais unitários perdidos. O uso da cabeça sextavada, desenhada para permitir a introdução do implante no leito ósseo começou a ser utilizada como componente anti-rotacional, na reabilitação unitária.

A plataforma de sextavado externo não apresentava tantos problemas de desenho e de desempenho mecânico quando atuando em conjunto com outros implantes, na retenção de componentes protéticos. Este quadro começou a se alterar com a indicação e o uso dos implantes nas reabilitações unitárias. Um estudo retrospectivo executado de 1987 a 1990 (Ekfeldt et al¹¹ 1994), com 67 pacientes e 93 implantes unitários, relatou que apenas 2 implantes se perderam, mas que houve alta incidência de perda da estabilidade do pilar, com 43 % dos parafusos dos pilares sendo reapertados durante o período do estudo.

Preocupados com a estabilidade das próteses individuais, diversos autores executaram trabalhos com os parafusos dos pilares. Patterson & Johns²⁶ 1992), apresentaram uma análise teórica sobre fadiga de material dos parafusos de ouro e Jörnús et al¹⁸ (1992), testaram diferentes *designs*, torques de fixação e materiais de parafusos, chegando à conclusão que:

- A forma da cabeça do parafuso não era o mais importante, desde que não fosse cônica. A forma cônica provocava atrito no pilar e não nas espiras da rosca do implante, o que permitia o afrouxamento.
- Torques de 35Ncm apresentavam os melhores resultados mecânicos. Forças excessivas geravam sobrecarga que podiam fraturar o parafuso e a falta de elasticidade do material, em sua carga máxima, diminuía o atrito espira-rosca.
- Parafusos de ouro apresentavam melhor

desempenho que os de titânio, pois o ouro apresentava capacidade de "alongamento" ou tenacidade, o que permitia uma adaptabilidade e atritos maiores entre as espiras do parafuso e a rosca do implante.

O torque do parafuso do pilar, nos parâmetros corretos, era fator primordial na manutenção da sua estabilidade. Torques abaixo do recomendado não apresentavam atrito suficiente na interface crista-rosca do interior do corpo do implante, gerando micro-movimentos e afrouxamento da conexão. Já o sobre-torque não permitia que a tenacidade do parafuso continuasse atuando na manutenção do atrito ótimo do parafuso com o implante. Os trabalhos recomendavam 32Ncm, aplicáveis com torquímetros, fossem mecânicos ou manuais, não recomendando que apenas a sensação manual do operador qualificasse esta operação (Andersson et al² 1992; Goheen et al¹² 1994; Jaarda et al¹⁷ 1994; Haack et al¹³ 1995; Neves et al²³ 2000).

Em 1995, Balfour & O'brien³ avaliaram três desenhos de sistemas anti-rotacionais, classificando, por ordem crescente de resistência: octógono interno, sextavado externo padrão Branemark e sextavado interno. Os pesquisadores buscavam melhores desenhos para minimizar os problemas de perda de estabilidade dos pilares protéticos e suas conseqüências, como a peri-implantite (Serra et al²⁸ 2001).

Em 1998, Watson²⁹ publicou um artigo, extremamente crítico e inquisidor, sobre a necessidade de novos componentes e a individualidade dos fabricantes que preferem seguir caminhos diversos a estandardizar os implantes e seus componentes.

No ano 2000, Binon⁴ publicou um completo sumário da atual condição da Implantodontia. Relatava que, com o progresso da especialidade e com uma maior afluência de pacientes às informações, o mercado exigia e solicitava opções implantares mais estéticas, com o mínimo sacrifício para o paciente, o máximo aproveitamento dos rebordos residuais, técnicas cirúrgicas mais simples e confiáveis e reabilitações as mais breves possíveis. Citava a busca pela estabilidade protética e a tendência, como um exercício de futurologia, dos implantes abandonarem a arquitetura do sextavado externo, tal como ela se apresenta hoje, buscando uma maior estabilidade. Ou ainda, com o aumento da altura do sextavado externo ou o uso do sextavado interno. Nesta busca, novos materiais, novas superfícies dos implantes (Novaes et al²⁵ 2002), novas formas e desenhos estão sendo estudados e avaliados.

MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia aplicada neste trabalho foi baseada nos princípios de tensão e tenacidade da Engenharia Mecânica, sendo que não foi encontrado nenhum trabalho

pré-existente com esta metodologia. O Projeto de Pesquisa foi encaminhado à Faculdade de Engenharia Mecânica das Faculdades Latino-Americana de Anápolis, onde recebemos orientação para o desenvolvimento dos aparatos mecânicos envolvidos nos ensaios. Seguimos, basicamente, o desenho enviado pelo Departamento de Projetos da EMIC® – Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda (São José dos Pinhais – PR). Ver figura 01:

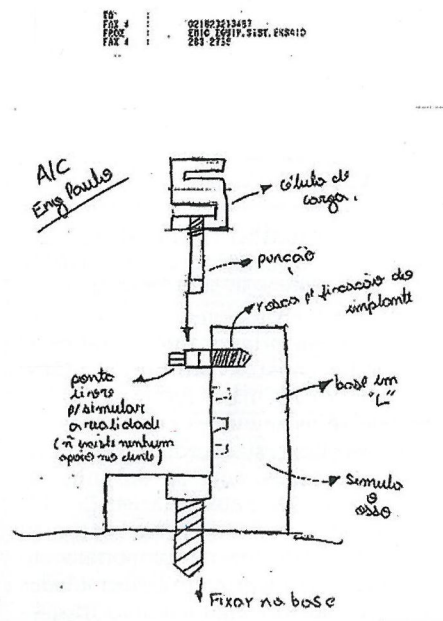


Figura 1 - Fax do esquema do ensaio enviada pela EMIC®

O princípio do ensaio consistia em montar no implante um pilar protético e, sobre este pilar, na porção próxima da união, ser aplicadas forças progressivas, em sentido perpendicular, até a fadiga estrutural do conjunto implante-pilar. O pilar tipo CeraOne® foi escolhido por apresentar superfície lisa e plana para que a Máquina de Ensaio pudesse apoiar sua punção de força, sem deslizamentos e ser comum a todos os sistemas testados, embora sem estandardização de medidas entre eles. O implante foi montado em uma estativa, construída em aço, para que pudesse ser ensaiado. O desenho final foi alterado para permitir uma estandardização dos ensaios (Figura 02).

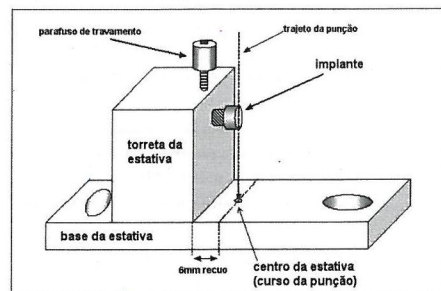


Figura 2 - Desenho final da estativa de ensaios

Os implantes eram introduzidos no interior da estativa nove milímetros para seu travamento, sendo deixada uma porção de seis milímetros externamente, sem apoio, para que a estativa não interferisse com o desempenho mecânico da porção coronal dos implantes, pois esta porção era distinta entre as marcas testadas. O uso da força no sentido perpendicular não tinha como objetivo a reprodução de forças e de resultantes de forças mastigatórias, mas de mensuração da resistência dos materiais envolvidos (Figura 03).

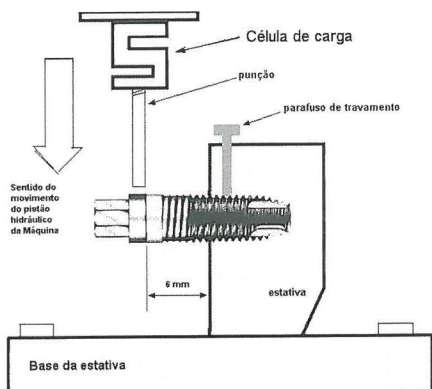


Figura 3 - Esquema do princípio mecânico do ensaio

Após o travamento do implante na estativa, um pilar CeraOne® era colocado no implante e seu parafuso apertado com torquímetro manual, segundo especificações (coincidentes) dos fabricantes e literatura (Andersson et al² 1992; Goheen et al¹² 1994; Jaarda et al¹⁷ 1994; Haack et al¹³ 1995; Neves et al²³ 2000).

Para os ensaios, foram utilizados implantes com as seguintes características:

- 1- Dez implantes cilíndricos, tipo sextavado interno, com diâmetro de 3,75 mm e 15 mm de comprimento.
- 2- Dez pilares protéticos tipo CeraOne®, com cinta de 2 a 3 mm de altura, com seus respectivos parafusos de fixação em titânio.
- 3- Os implantes deveriam ser oriundos obrigatoriamente de linha de produção normal.

As empresas que responderam positivamente ao projeto foram, em ordem de envio de materiais para os ensaios:

- 1- DSP – Dental Special Products® (Campo Largo, PR, Brasil)
- 2- Serson Implant® (São Paulo, SP, Brasil)
- 3- Conexão Sistemas de Prótese® (São Paulo, SP, Brasil)
- 4- DeBortoli Com. Mat. Odontológicos® (São Paulo, SP, Brasil).

Os implantes, pilares e parafusos dos pilares (Corpos de prova: CP) foram mensurados com uso de micrômetro e paquímetro digitais (Mitutoyo®). Após a mensuração das peças para ensaio, verificou-se que nenhum dos implantes ou mesmo dos pilares obedeciam a qualquer standardização inter-sistemas. Os pilares, embora apresentando um formato tipo CeraOne®, eram incompatíveis entre si, nos sistemas avaliados.

Dos dez implantes de cada fabricante recebidos, dois foram reservados para manuseio em oficina de tornearia (como modelos para confecção da estativa, punção e gabarito). Os demais foram separados para os ensaios. Estes foram executados em uma Máquina Universal de Ensaio EMIC DL-30000 (EMIC® – Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda) do Laboratório de Materiais de Construção do Departamento de Engenharia da Universidade Católica de Goiás (Goiânia), onde foram realizados os ensaios (Figuras 04 e 05).

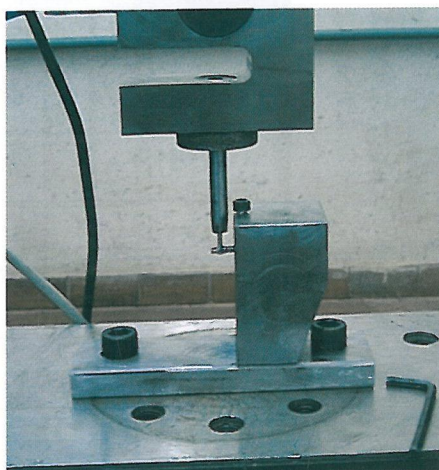


Figura 4 - Implante inserido na estativa - Início do ensaio mecânico

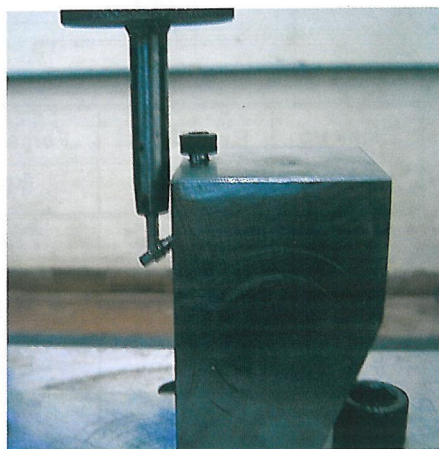


Figura 5 - Final do ensaio – implante deformado

Todos os trinta e dois ensaios foram executados em etapa única. A seqüência das peças a serem ensaiadas obedeceu a sorteio, sendo que cada marca teve seus oito exemplares ensaiados de forma consecutiva. A seqüência de ensaios foi:

1. Serson Implant®
2. De Bortoli®
3. Conexão®
4. DSP®

A máquina foi regulada para aplicar e mensurar forças de compressão em ordem crescente (Quilograma-força - kgf) por intermédio de seu pistão de ensaio. O computador acoplado à célula de carga foi programado para registrar a resistência oferecida pelo material em Mega-Pascal (MPa), bem como a força exercida na compressão do sistema implante-pilar. Foi fornecido ao software o diâmetro médio de cada implante testado, para os cálculos de área e resistência obtidos. O software orgânico da máquina de ensaio imprimiu tabelas com os parâmetros citados.

Cada amostra foi representada como Corpo de Prova de 1 a 8 (CP1 a CP8), sendo que o software da Máquina de Ensaio-EMIC registrou a Força Aplicada pela Máquina (kgf) e a Resistência oferecida pelo CP (MPa), levando-se em conta o diâmetro (Ø) do CP (mm) e sua área (mm²). Após os ensaios, os CP's eram examinados com lentes e suas deformações anotadas.

RESULTADOS

Serson Implants® (Tabela 1).

Tabela 1 - Serson® - Resultados dos ensaios: Força máxima (kgf) em razão da Resistência (MPa) dos CP's individuais

Corpo de Prova	Resistência (MPa)	Força máxima (kgf)
CP1	34,7	43,36
CP2	43,6	54,52
CP3	40,7	50,80
CP4	38,0	47,44
CP5	36,7	45,84
CP6	42,8	53,45
CP7	37,7	47,08
CP8	41,1	51,33

Serson Implants® (Tabela 2).

Os implantes Serson® apresentaram grande variação de desempenho intra-sistema (Tabelas 1 e 2), sendo os de segundo maior diâmetro das amostras ensaiadas (3,95 mm) (Tabela 2).

DeBortoli Com. Mat. Odontológicos® (Tabela 3).

DeBortoli Com. Mat. Odontológicos® (Tabela 4).

Os implantes DeBortoli® apresentaram, como característica, a melhor simetria de comportamento, sendo as mais constantes dos testes (Tabela 3). Foi a amostragem com o segundo melhor resultado de força e resistência do ensaio (Tabela 4).

Conexão Sistemas de Prótese® (Tabela 5).

Conexão Sistemas de Prótese® (Tabela 6).

Os implantes Conexão® também apresentaram simetria de comportamento dinâmico (Tabela 5), com os maiores índices de forças e resistência aplicada (Tabela 6).

DSP-Dental Special Products® (Tabela 7).

DSP-Dental Special Products® (Tabela 8).

Os implantes DSP® apresentaram simetria comportamental entre dois implantes (CP's 3 e 6) (Tabela 7), mas com os piores índices de resistência e força aplicada aos esforços dos ensaios (Tabela 8).

Todos os dados obtidos foram submetidos a Teste de Aderência à Curva Normal, que determinou distribuição não normal para todas as amostras testadas (valores de kgf e MPa das quatro marcas comerciais avaliadas). Dessa maneira, foi aplicado o teste estatístico não paramétrico de Kruskal-Wallis aos valores obtidos para Força-Máxima (kgf) (Tabela 9) e Resistência (MPa) (Tabela 10), ao nível de 5% de probabilidade, obtendo-se os resultados (Tabela 9, Gráfico 1, Tabela 10, Gráfico 2).

Tabela 2 - Serson® - Variações de desempenho e desvio padrão dos CP's

Corpo de Prova	Diâmetro (Ø) (mm)	Resistência (MPa)	Força Max. (kgf)	Área (mm ²)
Nº de CP	08	08	08	08
Média	3,950	39,40	49,23	12,25
Desvio padrão	0,0000	3,119	3,898	0,000
Mínimo	3,950	34,70	43,36	12,25
Máximo	3,950	43,63	54,52	12,25

Tabela 3 - DeBortoli® - Resultados dos ensaios: Força máxima (kgf) em razão da Resistência (MPa) dos CP's individuais

Corpo de Prova	Resistência (MPa)	Força máxima (kgf)
CP1	54,4	62,30
CP2	54,8	62,66
CP3	56,0	64,07
CP4	54,6	62,48
CP5	54,8	62,66
CP6	54,9	62,83
CP7	54,6	62,48
CP8	52,4	60,00

Tabela 4 - DeBortoli® - Variações de desempenho e desvio padrão dos CP's

Corpo de Prova	Diâmetro (Ø) (mm)	Resistência (MPa)	Força Max. (kgf)	Área (mm ²)
Nº de CP	08	08	08	08
Média	3,780	54,56	62,44	11,22
Desvio padrão	0,0000	0,9843	1,126	0,000
Mínimo	3,780	52,43	60,00	11,22
Máximo	3,780	55,99	64,07	11,22

Tabela 5 - Conexão® - Resultados dos ensaios: Força máxima (kgf) em razão da Resistência (MPa) dos CP's individuais.

Corpo de Prova	Resistência (MPa)	Força máxima (kgf)
CP1	60,4	66,20
CP2	69,6	76,29
CP3	63,6	69,74
CP4	66,2	72,57
CP5	66,8	73,28
CP6	66,2	72,57
CP7	61,8	67,79
CP8	61,3	67,26

Tabela 6 - Conexão® - Variações de desempenho e desvio padrão dos CP's.

Corpo de Prova	Diâmetro (Ø) (mm)	Resistência (MPa)	Força Max. (kgf)	Área (mm²)
Nº de CP	08	08	08	08
Média	3,700	64,49	70,71	10,75
Desvio padrão	0,0000	3,203	3,512	0,000
Mínimo	3,700	60,38	66,20	10,75
Máximo	3,700	69,58	76,29	10,75

Tabela 7 - DSP® - Resultados dos ensaios: Força máxima (kgf) em razão da Resistência (MPa) dos CP's individuais

Corpo de Prova	Resistência (MPa)	Força máxima (kgf)
CP1	37,8	47,97
CP2	36,0	45,67
CP3	33,8	42,83
CP4	32,2	40,89
CP5	32,9	41,77
CP6	33,9	43,01
CP7	36,7	46,55
CP8	35,3	44,78

Tabela 8 - DSP® - Variações de desempenho e desvio padrão dos CP's.

Corpo de Prova	Diâmetro (Ø) (mm)	Resistência (MPa)	Força Max. (kgf)	Área (mm²)
Nº de CP	08	08	08	08
Média	3,980	34,83	44,18	12,44
Desvio padrão	0,0000	1,939	2,460	0,000
Mínimo	3,980	32,23	40,89	12,44
Máximo	3,980	37,81	47,97	12,44

Tabela 9 - Médias e Desvios Padrão obtidos com o ensaio mecânico para as diferentes marcas comerciais de implantes testadas, em MPa.

	Serson®	DeBortoli®	Conexão®	DSP®
Média	39,41a	54,56b	64,49c	34,82d
DP	3,12	0,99	3,21	1,94

Médias seguidas de letras diferentes nas linhas diferiram estatisticamente pelo teste Kruskal-Wallis, ao nível de 1% de probabilidade.

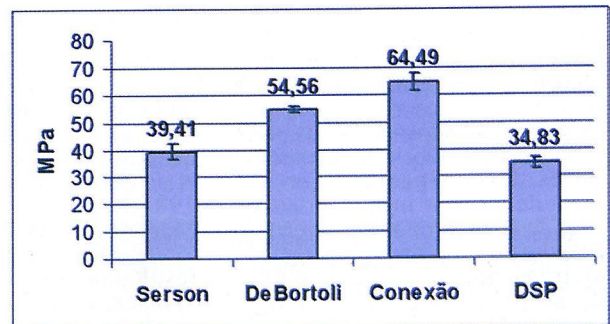


Gráfico 1 - Médias e Desvios Padrão obtidos com o ensaio mecânico para as diferentes marcas comerciais de implantes testadas, em MPa.

Tabela 10 - Médias e Desvios Padrão obtidos com o ensaio mecânico para as diferentes marcas comerciais de implantes testadas, em kgf.

	Serson®	De Bortoli®	Conexão®	DSP®
Média	49,23a	62,44b	70,71c	44,18d
DP	3,9	1,13	3,51	2,46

Médias seguidas de letras diferentes nas linhas diferiram estatisticamente pelo teste Kruskal-Wallis, ao nível de 1% de probabilidade.

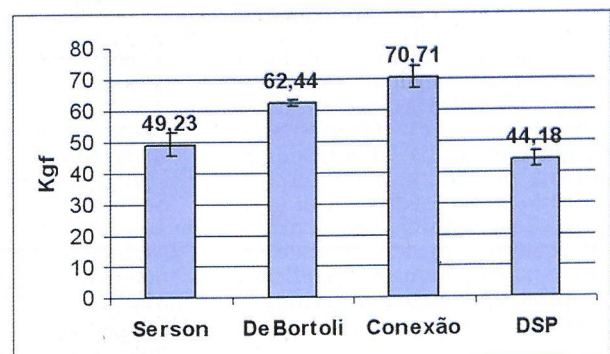


Gráfico 2 - Médias e Desvios Padrão obtidos com o ensaio mecânico para as diferentes marcas comerciais de implantes testadas, em kgf.

DISCUSSÃO

Este trabalho buscou mensurar a resistência dos implantes de sextavado interno e das conexões pilar-implante, da amostragem. Foram empregados pilares tipo CeraOne®, adaptados em posição, em uma situação de carga máxima de teste, ou seja, com forças incidindo sobre o pilar, no sentido perpendicular do Corpo de Prova.

Serson®:

As curvas de desempenho dos CP's Serson® foram bem diferenciadas entre si, com os implantes apresentando diferentes comportamentos (Tabela 1 e 2).

É interessante notar que os implantes Serson® são os que apresentam o segundo maior diâmetro das marcas ensaiadas (3,95 mm), sendo menor em diâmetro apenas em relação aos da DSP® (3,98 mm). Nenhum pilar apresentou deformação macroscópica perceptível, embora quatro amostras apresentassem deformidades bem nítidas (CP's 3, 5, 6 e 8) na região da cabeça do implante, sendo que o CP8 apresentou a maior deformidade de todo o ensaio.

DeBortoli®:

O desempenho dos CP's DeBortoli® apresentaram boa simetria entre si (Tabela 3 e 4), com os implantes desempenhando comportamentos semelhantes, como pode ser comprovado pelos resultados dos ensaios e pelos resultados iguais nos pares CP2-CP5 e CP4-CP7 (Tabela 3). Apresentou os menores desvios-padrão (Força e Resistência) de todas as marcas ensaiadas (Tabela 4), denotando standardização de produção. Foi a marca que atingiu o segundo lugar nos patamares de resistência e força aplicada de todo o ensaio mecânico. Apresentaram mínima deformidade de adaptação de pilar em dois CP's (6 e 8).

Os implantes DeBortoli® são os de segundo menor diâmetro das marcas ensaiadas (3,78 mm). Sua resistência pode ser creditada à pouca penetração da cavidade do sextavado interno no interior do corpo do implante: a menor profundidade das marcas testadas, com apenas 1,90 mm. Seu pilar apresentou um "sextavado de travamento" de apenas 0,92mm de comprimento. Isto representa resistência mecânica, mas pode comprometer a estabilidade. Nenhum pilar apresentou deformação macroscópica perceptível.

Conexão®:

O desempenho dos CP's Conexão® apresentaram boa simetria, com dois corpos de prova (CP4 e CP6) apresentando resultados iguais entre si (Tabela 5). Foi a marca que atingiu os maiores índices de resistência e força aplicada de todo o ensaio mecânico (Tabela 5; Gráfico 2). Macroscopicamente, os CP's Conexão apresentaram deformidade no corpo e nenhuma deformidade de adaptação de pilar. As cabeças de sextavado interno suportaram todos os ensaios sem deformidade ou problemas com os parafusos dos pilares. Nenhum pilar apresentou deformação macroscópica perceptível.

DSP®:

O desempenho dos CP's DSP® apresentaram simetria entre si, com implantes

de comportamentos semelhantes (Tabela 7 e 8) Foi a marca que atingiu os piores resultados de resistência e força aplicada de todo o ensaio mecânico. Apresentou o segundo menor desvio padrão (1,939 MPa e 2,460 kgf) entre as marcas testadas (Tabela 8).

As cabeças de sextavado interno suportaram todos os ensaios sem deformidade ou problemas com os parafusos pilares. Nenhum pilar apresentou deformação macroscópica perceptível.

Os implantes DSP® apresentam o maior diâmetro (3,99 mm) das marcas ensaiadas e, mesmo assim, é a amostragem menos resistente do ensaio. Embora os desenhos internos dos implantes sejam diferentes entre si, podemos apenas deduzir que estas variações comportamentais sejam oriundas de diferentes ligas de titânio empregadas. Quando contatadas, TODAS as empresas responderam com um lacônico e breve "...usamos titânio comercialmente puro." Não quiseram especificar ou discriminar as ligas empregadas.

As forças geradas para a deformação dos implantes no ensaio foram aplicadas a seis milímetros do ponto de apoio do implante, sendo que todas as deformações dos corpos de prova ocorreram nas proximidades deste apoio. Os valores de forças obtidos neste ensaio devem levar em consideração este braço multiplicador de força de seis milímetros (alavanca), mas estão dentro do envelope das forças mastigatórias humanas, que são variáveis e controversas (Helkimo et al¹⁴ 1977; Echardson¹⁰ 1980; Howell et al¹⁵ 1984; Lundgren & Laurell¹⁹ 1986; Morneburg²² 2002).

A maior preocupação são com os resultados dos implantes Serson®, que apresentaram grandes deformações na arquitetura do sextavado, que em situações clínicas de sobre-carga (*cantilevers*, inclinação do implante, má-oclusão, traumatismo) ou perda óssea peri-implantar, poderiam resultar na perda de sua integridade estrutural.

CONCLUSÃO

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

- Não existe uma standardização entre as marcas testadas, seja de desenho do implante, de seus pilares ou dos parafusos de pilares.
- Os implantes de diferentes fabricantes apresentam variações de comportamento mecânico.
- Os implantes mais resistentes foram os da Conexão®, seguidos pelos DeBortoli®, Serson® e DSP®.
- Os implantes que apresentaram menor deformidade estrutural na região do sextavado interno são os Conexão® e DSP®, seguidos pelos DeBortoli® e Serson®.
- Os implantes com maior variação de comportamento intra-sistema foram os Serson®, seguidos pelos Conexão®, DSP® e DeBortoli®.
- O desenho e a arquitetura dos sextavados internos, seus pilares e parafusos de retenção parecem estar diretamente relacionados com a resistência estrutural dos implantes ensaiados.

- Nenhum pilar protético, de nenhuma marca, apresentou deformação macroscópica perceptível após os ensaios. As deformações, quando existiram, foram nos corpos dos implantes.
- Novos estudos seriam proveitosos para mensurar e discernir se as diferentes arquiteturas que agem na resistência do implante influenciariam na estabilidade do pilar e do parafuso protético.

SUMMARY

This work compared, in laboratory, the mechanical resistance of four different marks of implants with internal hexagon, where strengths were applied in pillars CeraOne® installed in these implants. Eight samples of each mark were rehearsed, with the following results:

1 - a standardization does not exist among the tested marks, be of drawing of the implants or of your pillars; 2 - the implants inter and intra-systems presented variations of mechanical behavior; 3 - occurred deformities in the internal hexagon of some samples, due to the drawing and of the architecture of these screws; 4 - the form of the pillars and of the retention screws it seems to be directly related with the structural resistance of the implants; 5 - new studies would be profitable for measurement and to discern if the different architectures that act in the resistance of the implants would influence in the stability of the prosthetic pillar

UNITERMS

Implants; Internal hexagon; Strength; resistance; Mechanical test.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

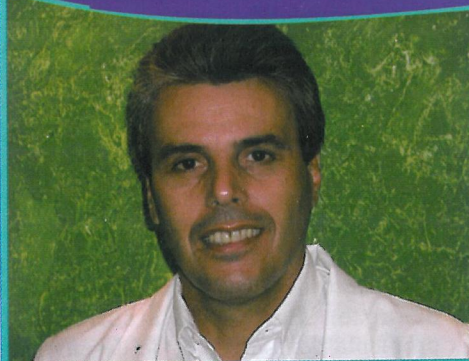
1. Adell R; Eriksson B; Lekholm U; Branemark P I; Jernt T. A long term follow-up study of Osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws Int J Oral & Maxillofac Implants 1990;5(4):347-59.
2. Andersson B; Ödman P; Carlsson L; Branemark P-I. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. Int J Oral & Maxillofac Implants 1992;7(1):105-10.
3. Balfour A; O'Brien GR. Comparative study of anti-rotational single tooth abutments. J Prosthet Dent 1995;73(1):36-43.
4. Binon PP. Implants and Components: Entering de new millennium Int J Oral & Maxillofac Implants 2000;15(1):76-93.
5. Bobbio A. Evolução dos Implantes. In: Serson D. Implantes Oraís - Teoria e Prática São Paulo, SP, Brasil: Círculo do Livro, 1989. p.03-15.
6. Boggan RS; Strong J T; Misch C E; Bidez M W. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants J Prosthet Dent 1999;82(4):436-40.
7. Branemark P-I; Breine U; Adell R; Hansson O; Lindström J; Ohlsson A. Intra-osseous implants for dental prosthesis: experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969;3(2):81-100.
8. Branemark P-I; Hansson B; Adell R; Breine U; Lindström J; Hallem O; Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaws: experience from a 10-

- year period. Scand J Plast Reconstr Surg. 1977;16:7-127.
9. Cox J F; Zarb G A. The Longitudinal Clinical Efficacy of Osseointegrated Dental Implants: A 3-Year Report. Int J Oral & Maxillofac Implants 1987;2 (2):91-100.
10. Echardson W S. Fracture mechanics design of dental solder joints. Swed Dent J 1980;5:01-62.
11. Ekfeldt A; Carlsson G E; Börjesson G. Clinical Evaluation of single-tooth restorations supported by Osseointegrated implants: a retrospective study Int J Oral & Maxillofac Implants 1994;9(2):179-83.
12. Goheen K L; Vermilyea S G; Vassoughi J; Agar J R. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for Osseointegrated implants Int J Oral & Maxillofac Implants 1994;9(1):149-55.
13. Haak J E; Sakaguchi R L; Sun T; Coffey J P. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws Int J Oral & Maxillofac Implants 1995;10(5):529-35.
14. Helkimo E; Carlsson G E; Helkimo M. Bite force and state of detentation. Acta Odontol Scand 1977;35: 297-98.
15. Howell A H; Manly R S. An electronic strain gauge for measuring oral forces J Dent Res 1984; 27:705-12.
16. Hungaro P. Estudo comparativo em elemento finito de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte 2002. 100f. Dissertação (Mestrado) - Pós Graduação em Odontologia, Área de Concentração Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, SP, Brasil 2002.
17. Jaarda M J; Razzoog M E; Gratton D G. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. Implant Dentistry 1994;3(1):17-21.
18. Jörnæus L; Jemt T; Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by Osseointegrated implants Int J Oral & Maxillofac Implants 1992;7(3):353-59.
19. Lundgren D; Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. II. Unilateral posterior two-unit cantilevers J Oral Rehabil 1986;13:191-203.
20. Lundgren D; Falk H; Laurell L. The influence of number and distribution of Occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentition with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures Int J Oral & Maxillofac Implants 1989;4(4):277-83.
21. Misch C E. Implantes dentários contemporâneos, 2. ed. São Paulo, SP, Brasil, Livraria Santos, 2000. p.685.
22. Morneburg T R; Pröschel P A. Measurement of Masticatory Forces and Implant Loads: a methodologic clinical study Int J Prosthodontics 2002;15(1):20-27.
23. Neves F D; Fernandes Neto A J; Oliveira M R S; Lima J H F. Seleção de intermediários para implantes Branemark - compatíveis: parte I casos de implantes múltiplos BCI - Rev Bras Cir Implant 2000;7(25):06-19.
24. Neves F D; Fernandes Neto A J; Oliveira M R S; Lima J H F; Galbiatti M A D. Seleção de intermediários para implantes Brånemark - compatíveis: parte II casos de implantes individuais BCI - Rev Bras Cir Implant 2000;7(26):76-87.
25. Novaes A B; Souza L S; Oliveira P T; Souza A M M S. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible Int J Oral & Maxillofac Implants 2002;17(3):377-83.
26. Patterson E A; Johns R B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in Osseointegrated dental implants Int J Oral & Maxillofac Implants 1992;7(1):26-33.
27. Rangert B; Jemt T; Jörnæus L. Forces and Moments on Branemark Implants Int J Oral & Maxillofac Implants 1989;4(3):241-47.
28. Serra M A; Pires A S; Costa B M F; Franceschini C M S; Motão J C; Jesus L A. Peri-implantite: uma preocupação para a Implantodontia. Foa Revista da Faculdade de Odontologia de Anápolis 2001;3(2):21-24.
29. Watson P A. Development and manufacture of prosthodontic components: do we need changes? Int J of Prosthodontics 1998;11(5).
30. Worthington P; Bolender C L; Taylor T D. The Swedish System of Osseointegrated Implants: Problems and Complications Encountered During a 4-Year Trial Period Int J Oral & Maxillofac Implants 1987;2(2): 77-84.

AUTOR RESPONSÁVEL

Prof. Dr. Marcos Augustus Serra
e-mail: serra@brturbo.com.br
Recebido para publicação em 10/02/2005.
Aceito para publicação em 20/05/2005.

ORTOCLINICA R



Dr. Ruiter da Silva

CRO- GO 2285
Ortodontista

E.mail: rsorto@ig.com.br

Fones [62] 3324 9399 / 3324 0711 Telefax 3324 0762 - Anápolis - GO

AV. São Francisco nº 269- Jundiá