

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA À FADIGA ENTRE PILARES RETOS
SÓLIDOS E ANATÔMICOS DO SISTEMA CONE MORSE**

Aracaju / SE
Fevereiro / 2014

VANESSA TAVARES DE GOIS SANTOS

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA À FADIGA ENTRE PILARES RETOS
SÓLIDOS E ANATÔMICOS DO SISTEMA CONE MORSE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Sergipe, para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Cleverson Luciano Trento.

Aracaju / SE

2014

i

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA DA SAÚDE
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**

S237a Santos, Vanessa Tavares de Gois
Análise da resistência à fadiga entre pilares retos sólidos e anatômicos do sistema cone morse / Vanessa Tavares de Gois Santos, orientador, Cleverson Luciano Trento. -- Aracaju, 2014.
62 f. : il.

Dissertação (Mestrado em odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, Universidade Federal de Sergipe, 2014.

1. Implantes dentários. 2. Materiais - Fadiga. 3. Carga imediata em implantes dentários 4. Materiais dentários. 4. Tratamento dentário. 5. Odontologia I. Trento, Cleverson Luciano, orient. II. Título.

CDU 616.314-089.843

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Manoel e Marizete, pessoas essenciais na minha existência, pelo amor incondicional, dedicação, esforços não medidos, pelo exemplo de vida, muito obrigada! Ao meu esposo Víctor, pelo amor, companheirismo e paciência. Tudo que sou devo a vocês e tudo que faço é por vocês.

Agradecimientos

Tarefa fácil agradecer? Que nada! Quando nos deparamos com essa missão, de analisar e colocar no papel os agradecimentos àqueles que nos foram importantes durante essa caminhada, um filme volta à cabeça e nos faz reviver cada instante.

Inicialmente agradeço a Deus, meu Pai Celeste, que me deu nesta vida, a vida que eu não trocava por nenhuma outra. Em sua infinita bondade, Ele sabe nossas necessidades em cada instante (e soube as minhas), sabe definir o que é preciso para que a gente cresça. Soube me dar paciência para seguir com meus sonhos com perseverança e muita coragem. Obrigada Senhor por mais essa etapa!

Agradeço aos meus pais, Manoel e Marizete, enviados por Ele, para cuidar de mim aqui nesta Terra de provas (e em Itabaiana!), que com seus exemplos de simplicidade e honestidade interioranas, me fizeram e fazem acreditar que tudo é possível quando temos objetivos e somos fiéis aos nossos princípios. Vocês me ensinam a cada dia, que quando nos valem da perseverança e da fé, nos tornamos um ser humano melhor a cada dia, e esse é o desafio, o resto é consequência. Obrigada por ser a minha base e o meu refúgio, obrigada pelos primeiros incentivos (talvez caminhar? Aos 11 meses de idade? Levanta menina!! rrsr), tanto na vida como nos estudos, acho que valeu a pena. Vocês são meu tesouro e minhas “vidas”, amo vocês!

Aos meus irmãos, Viviane e Vinícius, que fazem parte da minha história, e sempre estão torcendo por mim. Obrigada por existirem e fazer com que eu aprenda cada dia a importância do cuidar do outro e de respeitar-se mutuamente. Amo vocês muito seus chatos.

Ao meu esposo Victor, meu companheiro de todas as horas, pelo incentivo a cada nova jornada, pela paciência em me fazer entender os cálculos estatísticos, pelas críticas e elogios, que sempre tem um fundamento lógico, segundo ele. Sem você, seria com certeza mais difícil, obrigada por ser o co-partícipe da minha vida e por fazê-la mais simples e feliz. Amo você.

À Universidade Federal de Sergipe, por ser essa instituição digna e respeitada, que me proporcionou além da graduação, o retorno ao Departamento de Odontologia, agora como pós-graduanda, obrigada por tudo!

Ao meu orientador Cleverson Trento, que de certa forma confiou em mim (eu acho!), para ser sua primeira orientanda. Apesar das “ameaças” de produção de artigos em qualis não sei o que mais, no primeiro dia que nos conhecemos, agradeço por todas as “pressões” e

cobranças, sem elas talvez não tivéssemos conseguido. Obrigada pela parceria desde o início e pelos “*Calma Vanessa, vai dar certo!*”; apesar de eu ter certeza que nunca consigo ficar calma, rrsrs. Espero que eu tenha correspondido às suas expectativas, obrigada mesmo!

Ao Núcleo de Engenharia de Materiais (UFS), por nos disponibilizar seus laboratórios, especialmente ao Prof. Sandro Griza, pelo apoio nos ensaios mecânicos e sempre estar disposto a ajudar.

Aos alunos da pós-graduação e da graduação desse mesmo Núcleo, especialmente Silvano Vieira e Renan Celestino, que contribuíram muito e sem os quais esse trabalho não seria realizado, obrigada meninos!

Ao professor Ronaldo Santos do Departamento de Física (UFS), que nos ajudou em algumas análises em microscopia eletrônica de varredura, obrigada pelo incentivo e paciência.

A todos os professores da pós-graduação (PRODONTO), mestres “veteranos” e “novos”, que com seus conhecimentos, buscaram burilar os nossos, e nos incentivaram a crescer profissionalmente. Um simples “Você tem potencial!” faz muita diferença quando vindo de vocês! Obrigada por tudo e pela amizade que cultivamos ao longo desse tempo.

A todos os colegas de turma, pelas experiências divididas, trabalhos em grupo, idas e vindas ao HU, críticas após os seminários, com certeza tudo isso fez diferença. Em especial gostaria de agradecer a Gabi, Diego, Liliane, Michele, Breno, que me aturaram todo esse tempo, obrigada pela amizade de vocês!

À empresa Neodent® (Curitiba, Paraná, Brasil), que gentilmente cedeu todas as amostras para a realização dessa pesquisa, muito obrigada pela confiança.

À FAPITEC, pela concessão da bolsa de estudos para dedicação ao mestrado.

Enfim, a todos que contribuíram e torceram por mim de alguma forma, meu muito obrigada.

Epígrafe

*“Educação não transforma o mundo.
Educação muda pessoas.
Pessoas transformam o mundo.”
(Paulo Freire)*

RESUMO

Objetivo: Analisar a resistência à fadiga dos conjuntos implante/pilar, nos tipos reto e anatômico, submetidos a cargas cíclicas. **Material e métodos:** Foram utilizados 37 implantes (3.75 x 11mm) com sistema cone morse e 37 pilares, divididos em dois grupos (n=16: pilar reto, n=21: pilar anatômico, Neodent® Curitiba, Paraná, Brasil). Os conjuntos foram submetidos a testes de flexão e testes cíclicos, fixando-se o número de ciclos em 5 milhões, em equipamento servo-hidráulico. Três conjuntos implante/pilar de cada grupo foram submetidos a testes de flexão para determinação da carga máxima de resistência das amostras, que serviu como medida parâmetro para os ensaios cíclicos. Foram avaliados número de ciclos, carga e momento fletor das amostras. O Teste de Fisher e teste independente simples de Mann Whitney foram aplicados. Para caracterizar os tempos de sobrevivência das amostras em ensaio, foi utilizado o Teste Log-Rank. **Resultados:** Dos 31 pilares testados ciclicamente, 17 (54,8%) fraturaram em um número de ciclos abaixo dos 5 milhões estabelecidos, sendo que 8 (25,8%) pertenciam ao grupo dos pilares retos e 9 (29%) dos pilares anatômicos; 14 amostras (45,2%) resistiram aos testes cíclicos (5-pilares retos (16,1%) e 9-pilares anatômicos (29,1%). De acordo com o Teste Exato de Fisher não houve diferença estatística entre os grupos (p=0,394). Em relação à carga (N) submetida durante o ensaio cíclico, os pilares retos apresentaram cargas maiores de fratura (média: 566N±59N) que os pilares anatômicos (média: 367N±80N). Além disso, os valores mínimos e máximos de carga ocorridos nas amostras fraturadas do grupo reto foram maiores em relação aos anatômicos. Quanto aos valores médios de momento fletor (Nmm), o Teste de Mann Whitney constatou variações do momento nos dois grupos, as amostras fraturadas comportaram-se de maneira ligeiramente significativa (p=0,09). **Conclusão:** Nos ensaios cíclicos de fadiga, os pilares retos sólidos obtiveram médias de carga e de momento fletor maiores que os pilares anatômicos. Considerando resistência à fadiga das amostras fraturadas, houve diferença significativa nas variáveis carga e momento fletor, com o pilar reto mostrando maiores médias; além disso, quanto à variável ciclo, os dois tipos de pilares (retos e anatômicos) comportaram-se mecanicamente de maneira semelhante.

Descritores: Implantes dentários; resistência de materiais; fenômenos mecânicos.

ABSTRACT

Objective: Examine the fatigue resistance of the joint implant-abutment, in straight and anatomical types, submitted to cyclic loads. **Material and methods:** We used 37 implants (3.75 x 11mm) with morse taper system and 37 abutments, divided into two groups (n = 16: straight abutment, n=21 anatomical abutment, Neodent® Curitiba, Paraná, Brazil). The sets were submitted to cyclic testing using servo-hydraulic equipment, fixing the number of cycles at 5 million. Three sets implant-abutment of each group were subjected to bending tests to determine the maximum load resistance of the samples, which served as a parameter to measure the cyclic tests. We evaluated number of cycles, load and bending moment of the samples. The Fisher's Test and simple independent test of Mann Whitney were applied. To characterize the survival timings of the test samples, the log-rank test was used. **Results:** Out of the 31 abutments cyclically tested, 17 (54.8%) fractured in a number of cycles below 5 million established, and 8 (25.8%) belonged to the group of the straight abutments and 9 (29%) of the anatomical abutments, 14 samples (45.2%) resisted the cyclic (5-straight abutments and 9-anatomical abutments). According to Fisher's Exact Test showed no statistical difference between groups ($p = 0.394$). In relation to the load (N) submitted during the cyclic test, the straight abutments showed larger fracture loads (mean: $566N \pm 59N$) that anatomical abutments (mean: $367N \pm 80N$). In addition, the minimum and maximum load values occurring in fractured samples of the straight group were higher compared to the anatomical. Regarding the average values of bending moment (Nmm), the Mann Whitney showed variations of the moment in both groups, and the fractured samples behaved slightly significant ($p = 0.09$). **Conclusion:** In cyclic fatigue tests, the solid straight abutments obtained average load and bending moment greater than the anatomical abutments. Considering fatigue strength of the fractured samples, there was a significant difference in the load variable and bending moment, with the straight abutment showing higher mean, moreover, for the varying cycles, the two types of abutments (straight and anatomical) behaved mechanically in a similar way.

Key-words: Dental implants; material resistance; mechanical phenomena.

SUMÁRIO

Lista de Abreviaturas	xiii
Lista de Figuras e Tabelas	xvi
1 Introdução	19
2 Revisão da Literatura	22
3 Objetivos	26
4 Materiais e Método	27
4.1 Implantes e pilares	27
4.2 Critérios de ensaio	28
4.2.1 Montagem dos conjuntos e dispositivo de fixação	29
4.3 Ensaio de flexão e ensaios cíclicos	31
4.4 Análise estatística	33
5 Resultados	34
5.1 Ensaio de flexão	34
5.2 Ensaio de fadiga	37
6 Discussão	46
7 Conclusão	56
Referências	57

Lísta de Abreviaturas

LISTA DE ABREVIATURAS

mm	Milímetro
N	Newton
Hz	Hertz
Ti.c.p.	Titânio comercialmente puro
ISO	International Organization for Standardization
FDA	Food and Drug Administration
MTS	Material Test System
kN	Quilonewton
USA	United States of America
mm/min	Milímetro por minuto
R	Razão de carregamento
Nmm	Newton-milímetro
M	Momento fletor
F	Força aplicada
H0	Hipótese nula
EFR	Ensaio flexão reto
EFA	Ensaio flexão anatômico
DP	Desvio padrão
H	Horas

Kgf	Quilograma-força
Ncm	Newton-centímetro
IC	Intervalo de confiança

Lista de Figuras e Tabelas

LISTA DE FIGURAS E TABELAS

Figura 1	Figura 1. A- Implante cilíndrico cone morse. B- Pilar reto sólido. C- Pilar anatômico, vista frontal. D- Pilar anatômico, vista lateral.	27
Figura 2	Figura 2. A – Equipamento <i>Material Test System – MTS Bionix Landmark 3070.02</i> com Controlador <i>Test Star II</i> (MTS Systems Corporation, Minnesota, USA). B – Conjunto implante/pilar anatômico posicionado na plataforma de teste.	29
Figura 3	Figura 3. A- Conjunto implante/pilar anatômico montado no <i>stub</i> de alumínio. B- Vista superior do dispositivo de fixação do <i>stub</i> para realização do ensaio. C- Vista lateral do conjunto implante/pilar reto/esfera metálica, montado no dispositivo.	30
Figura 4	Figura 4. Esquema de teste estabelecido para sistemas sem peças de conexão pré-anguladas. Representação esquemática de corpo de prova reto para realização dos ensaios cíclicos.	32
Tabela 1	Tabela 1. Valores de carga e momento máximo, média e desvio padrão obtidos nos ensaios de flexão de conjuntos implantes/pilares retos (EFR) e ensaios de flexão de conjuntos implantes/pilares anatômicos (EFA).	34
Figura 5	Figura 5. Curva da tensão máxima em função do deslocamento alcançado pelo conjunto implante/pilar reto durante ensaio de flexão (EFR2 - 743,6N).	35
Figura 6	Figura 6. Curva da tensão máxima em função do deslocamento alcançado pelo conjunto implante/pilar anatômico durante ensaio de flexão (EFA3 – 325,5N).	36
Figura 7	Figura 7. A – Conjuntos implantes/pilares anatômicos submetidos ao ensaio de flexão, demonstrando deformação plástica; B – Conjunto fraturado no terço médio do implante.	36
Figura 8	Figura 8. Conjuntos implantes/pilares retos submetidos ao ensaio de fadiga, segundo carga e número de ciclos atingidos. Onde: x = número de corpos de prova coincidentes no mesmo	

	ponto de carga e ciclos.	38
Figura 9	Figura 9. Conjuntos implantes/pilares anatômicos submetidos ao ensaio de fadiga, segundo carga e número de ciclos atingidos. Onde: x = número de corpos de prova coincidentes no mesmo ponto de carga e ciclos.	38
Tabela 2	Tabela 2. Pilares retos e anatômicos segundo fratura e variação do momento fletor nos ensaios de fadiga.	39
Tabela 3	Tabela 3. Valores obtidos pelos pilares retos e anatômicos de acordo com a ocorrência de fratura nos ensaios cíclicos de fadiga.	40
Figura 10	Figura 10. A - Desenho interno do implante/pilar reto, evidenciando a região de fratura no 4º filete da rosca abaixo da plataforma do implante. B - Conjunto implante/pilar anatômico fraturado na base de fixação. C - Conjunto implante/pilar anatômico com destaque para a fratura na região do 4º filete. D - Conjunto implante/pilar anatômico com evidência para a fratura na região de flexão do parafuso passante.	41
Figura 11	Figura 11. Box plot: momento fletor encontrado nos dois grupos de pilares (retos e anatômicos) que sofreram fratura em ensaio cíclico.	43
Figura 12	Figura 12. Box plot: momento fletor encontrado nos dois grupos de pilares (retos e anatômicos) que não sofreram fratura em ensaio cíclico.	44
Figura 13	Figura 13. Gráfico Kaplan Meier: tempo de sobrevivência (ciclos) de pilares retos e anatômicos submetidos a testes de fadiga.	45

1 INTRODUÇÃO

Durante os movimentos mastigatórios, os dentes naturais ou elementos protéticos são submetidos a cargas geradas pelo contato com elementos antagonistas, de forma direta ou através da interposição de alimentos^{1,2}. São geradas tensões na coroa a partir das superfícies contactantes e, em próteses implanto-suportadas, essas tensões são transmitidas em sequência aos materiais protéticos (pilar e implante), à interface implante/osso e ao osso circundante³. Uma quantidade da força desenvolvida pelos músculos da mastigação, seja ela fisiológica ou excêntrica, é transmitida ao conjunto implante/pilar e ao osso.

Atualmente o uso de implantes dentários osseointegrados tornou-se uma modalidade previsível de reabilitação oral, confirmada pelas altas taxas de sucesso em restaurações unitárias, parciais ou completas dos arcos edêntulos^{4,5}. Entretanto, apesar das altas taxas de sucesso dos implantes, problemas de ordem mecânica como soltura ou fratura do pilar, afrouxamento do parafuso de fixação de coroas unitárias e instabilidade protética, são problemas comumente relatados⁶.

Fatores como má qualidade óssea, falta de estabilidade inicial, sobrecarga e fraturas de implantes e parafusos de pilares tem sido associados às falhas nas reabilitações protéticas com implantes osseointegrados⁷. Adicionalmente, uma má adequação do quadro clínico, como na presença de desajuste oclusal, pode conduzir à fadiga do material; e falhas intrínsecas dos componentes podem estar relacionadas à fratura dos elementos protéticos^{7,8}.

O sucesso na terapia protética com implantes vai além da osseointegração. Resultados bem sucedidos devem incluir uma restauração estético-funcional aliada a níveis de saúde estáveis dos tecidos periimplantares, além da harmonia com a dentição existente. A perda da crista óssea pode levar a um colapso dos tecidos moles e afetar adversamente a estética dos elementos implanto-protéticos, por isso a manutenção do osso é um fator importante para o prognóstico da reabilitação protética com implantes^{9,10,11}.

A crista óssea alveolar sofre uma remodelação, com reabsorção óssea, após a inserção do implante e sua conexão protética. Um ano após a restauração protética, o nível da crista óssea resultante é aproximadamente 1,5 a 2 mm abaixo da junção implante-pilar, representando uma perda óssea fisiológica em reabilitações que utilizam conexão tipo

hexágono externo^{11,12}. Os principais fatores responsáveis por essa perda de crista óssea são sobrecarga oclusal e periimplantite. Em particular, a inflamação de tecidos moles localizados na interface implante/pilar após a tentativa de os mesmos tecidos moles estabelecerem o espaço biológico, seria responsável por uma perda óssea fisiológica de ± 2 mm da margem¹³.

O tipo de conexão protética utilizada para a união implante/pilar é outro aspecto importante para a reabilitação. Atualmente a conexão cônica interna (cone morse) representa uma alternativa às conexões hexagonais internas e externas. Através da sobreposição dos componentes do sistema implante/pilar, tal conexão propõe melhor ajuste entre as partes, proporcionando menor lacuna (*gap*), o que conseqüentemente influencia na infiltração bacteriana; na diminuição da perda óssea periimplantar, melhor estabilidade e menor afrouxamento do pilar^{14,15}.

O contato íntimo entre implante-pilar em tais conexões aumenta a estabilidade mecânica do conjunto. Uma grande vantagem da conexão cônica é que a fixação e estabilidade não estão em função do parafuso de retenção, mas resultam do atrito gerado entre o pilar e o implante. A adequada estabilidade obtida por este sistema pode oferecer uma alta resistência a forças de flexão na interface de união dos componentes¹⁶.

Além disso, o tipo de conexão implante/pilar tem sido estudado como importante fator de análise na ocorrência das perdas implantares. A participação da conexão na ocorrência de micromovimentos na interface de união pode influenciar na perda da pré-carga inicial do conjunto e, por consequência, inferir em falhas mecânicas, como afrouxamento do parafuso de retenção do pilar, ou fratura do parafuso, do implante ou do pilar. Os vários desenhos de conexão existentes são resultados da busca pelo projeto/modelo mais resistente e estável às cargas mastigatórias. Testes de resistência como torção, flexão e fadiga cíclica, são cada vez mais empregados para estudo comparativo das propriedades dos materiais utilizados nas reabilitações orais¹⁷.

O dano estrutural, localizado, progressivo e permanente que ocorre quando um material é submetido a deformações cíclicas ou flutuantes, geralmente a uma tensão nominal abaixo de uma tensão de escoamento, é chamado de fadiga. Para a ocorrência desta, três condições devem ser satisfeitas: tensões cíclicas, tensões trativas e deformação plástica. A fadiga ocorre em três estágios: nucleação (iniciação de trincas de fadiga), propagação de trincas e fratura final do material¹⁸. O estudo dos fenômenos de fadiga é de fundamental

importância, pois as falhas dos implantes em serviço geralmente são causadas por esse processo.

Neste estudo, a utilização de pilares do sistema cone morse fabricados em titânio foi pautada no bom desempenho deste material consagrado no campo da implantodontia; e a busca por características de resistência mecânica nos dois grupos de implantes/pilares ensaiados foi fundamentada na hipótese de que o desenho diferente do pilar pudesse ou não influenciar a quantidade de carga suportada por uma prótese sobre implante unitária.

A fim de caracterizar as propriedades de resistência à fadiga dos sistemas implantes/pilares retos e anatômicos confeccionados em titânio, o presente estudo teve como foco de investigação o comportamento mecânico-estrutural de tais componentes. Conforme a normativa ISO 14801(2007)¹⁹, que especifica o método de teste de um único implante dentário endósseo do tipo transmucoso e seus componentes protéticos pré-fabricados, foram realizados ensaios de flexão e ensaios cíclicos que reproduziram um carregamento mecânico.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A tolerância mecânica entre os componentes protéticos contribui sobremaneira para o sucesso, a longo prazo, da reabilitação com implantes, por meio da permissão para micromovimentos na interface implante/pilar e da fadiga flexural. O material e o projeto utilizados na confecção dos componentes implantares influenciam claramente nos processos de deformação plástica, desgaste ou falha nas peças protéticas²⁰.

Utilizado na fabricação de implantes e pilares, o titânio comercialmente puro constitui-se em um elemento de comprovado sucesso clínico para uso em implantodontia, por apresentar vantagens como grande estabilidade química na camada superficial de óxidos, proporcionando excelente resistência à corrosão em meio orgânico, comprovada biocompatibilidade e módulo de elasticidade aceitável aos tecidos orgânicos calcificados²¹.

A odontologia atual, aliada a princípios de bioestética funcional e à ciência dos materiais, busca conhecer cada vez mais a descrição do comportamento dos materiais odontológicos. A definição das características e propriedades mecânicas dos materiais dentários é de fundamental importância, visto que, buscando materiais que preencham requisitos de resistência mecânica e longevidade no meio bucal, os profissionais da área odontológica possuem subsídios pautados na ciência para estabelecer planejamentos condizentes com cada situação clínica. A preocupação reside no fato de que o ambiente bucal tem potencial para alterar os materiais dentários físico-quimicamente. A presença da umidade e variação térmica fornece condições propícias para a ocorrência de degradação juntamente com esforços mecânicos repetitivos, fenômenos gerados durante o ciclo mastigatório²².

Um sistema que apresente propriedades mecânicas de resistência maiores deve ter avaliada também a sua tolerância biológica para ser descrito como o melhor sistema. A tolerância do complexo implante/pilar deve ser sempre uma tolerância menor que a tolerância biológica para que o ponto mais frágil do complexo osso-implante-prótese seja localizado no compartimento protético. Este é reversível, geralmente de fácil substituição e tem custo acessível^{17,23}.

A sobrecarga sobre os implantes tem sido considerada a principal causa do surgimento de complicações mecânicas ou de falha no tratamento após a colocação dos

implantes em função. Em razão da ausência dos ligamentos periodontais, os implantes, ao contrário dos dentes naturais, reagem biomecanicamente de forma diferente às forças oclusais. Dessa maneira, é essencial conhecer a maneira como as cargas oclusais, normais ou excessivas podem influenciar ou sobrecarregar as próteses implanto-suportadas, a fim de que o esquema oclusal ideal seja selecionado para cada caso clínico. Os objetivos da oclusão em próteses implanto-suportadas são minimizar as sobrecargas sobre a interface implante/osso e sobre as próteses, mantendo as cargas mastigatórias dentro dos limites fisiológicos, proporcionando estabilidade e longevidade aos tratamentos reabilitadores com implantes²⁴.

Micromovimentos nas interfaces do sistema são permitidos por meio da tolerância dimensional dos componentes e da solicitação cíclica que provoca a fadiga, que desempenha papel importante no sucesso da reabilitação protética a longo prazo. A ocorrência de deformações plásticas, desgastes ou falhas devido à fadiga dos componentes são dependentes do potencial das forças ou cargas excêntricas exercidas sobre o sistema, desenho ou projeto do implante/pilar e material utilizado²⁰.

Para alguns tipos de material, como os metais ferrosos, verifica-se experimentalmente um patamar de resistência abaixo do qual se tem teoricamente vida infinita. Este patamar é conhecido como limite de resistência à fadiga, *endurance limit*, e ocorre em torno de 2×10^6 ciclos (2 milhões de ciclos). Já a resistência à fadiga é a tensão correspondente a uma vida específica de fadiga de alto ou baixo ciclo. Os experimentos de resistência à fadiga têm como objetivo estimar a sua distribuição estatística e são muito usados na determinação do limite de resistência à fadiga dos materiais²⁵.

A maioria das falhas em máquinas acontece devido a cargas que variam no tempo, e não a esforços estáticos. Essas falhas ocorrem, tipicamente, em níveis de tensão significativamente inferiores aos valores da resistência ao escoamento dos materiais. Assim a utilização de teorias de falha estática pode levar a projetos sem segurança quando as solicitações são dinâmicas. A compreensão desse fenômeno torna-se importante à medida que a fadiga é a maior causa individual de falhas em metais, sendo estimado que ela compreende aproximadamente 90% de todas as falhas metálicas²⁶.

Estudos têm sido realizados para comparar a eficácia de diferentes mecanismos de conexão do pilar de fixação com a cabeça do implante²⁷. O desenho da superfície implante/pilar e as propriedades retentivas das juntas de aparafusamento afetam a resistência

mecânica do complexo implante/pilar^{28,29}. Tal conexão também é influenciada por fatores como ajuste ou assentamento do componente, usinagem, contaminação por saliva e pré-carga do parafuso de fixação²⁹.

A configuração de encaixe do tipo hexágono externo tem servido bem ao longo dos anos. No entanto, tal forma de conexão possui alguns inconvenientes devido à sua altura limitada e, como consequência, eficácia limitada quando submetida a cargas excêntricas. Supõe-se que, sob altas cargas oclusais, o hexágono externo pode permitir micromovimentos do pilar, provocando instabilidade da articulação que pode resultar no afrouxamento do parafuso ou mesmo na fratura do pilar por fadiga³⁰.

O tipo de conexão hexágono interno surgiu como alternativa para próteses unitárias. Possui uma altura do dispositivo antirrotacional (situado na parte interna do implante) superior a do hexágono externo, o que possibilita uma melhor estabilidade, principalmente quando submetidos a forças laterais decorrentes da mastigação. Apesar de algumas vantagens em relação ao sistema de hexágono externo, comparações parecem ser muito divergentes. A perda de parafusos, fratura de componentes e dificuldade de se assentarem os intermediários, com tecidos subgingivais profundos, são problemas comumente relatados quando se trabalha com conexões do tipo hexagonal externo³¹.

As ligações internas ou do tipo cônicas (cone morse) foram introduzidas na implantodontia com o propósito de reduzir ou eliminar complicações mecânicas e reduzir a tensão transferida para a crista óssea, que conseqüentemente interfere na reabsorção do tecido ósseo^{28,30,31}. A dúvida sobre a eficácia de tal sistema em comparação à conexão tipo hexágono externo existe, pois diferentes empresas adotam diferentes configurações de encaixe; logo vários sistemas de conexão interna podem não ser iguais, devendo-se analisar o acoplamento dos seus componentes, a fim de caracterizar possíveis diferenças de resistência^{16,30,32}.

As conexões implante/pilar internas proporcionam maior resistência à flexão e melhor distribuição de forças, devido a sua capacidade de dissipação de cargas lateralmente às faces encostadas à superfície do pilar e profundamente dentro do implante e, ao mesmo tempo, possui uma profunda e rígida ligação entre os componentes da prótese, fazendo destes um corpo unificado. Assim, consegue exibir melhores distribuições de carga na área de conexão^{32,33,34} e proporcionar melhor ajuste do parafuso do pilar^{28,30}.

Ao analisar a resistência à fadiga de quatro desenhos de interface implante/pilar, Quek et al.³⁵ (2008) avaliaram 60 amostras em ensaios cíclicos de fadiga que admitiam como limite máximo 5 milhões de ciclos. Concluíram ao final dos ensaios que, a resistência à fadiga e a localização das falhas são específicas de cada sistema e relacionadas ao desenho das combinações implante/pilar.

Dentre as complicações mecânicas que influenciam a longevidade de uma prótese implanto-suportada, estão o afrouxamento do parafuso do pilar ou sua fratura, bem como a fratura do implante^{30,36}.

Steinebrunner et al.³² (2008) em estudo *in vitro*, avaliaram a resistência à fratura inicial (ensaio de flexão) da conexão implante/pilar de seis grupos de sistemas de implantes, e compararam-na com a força de fratura após carregamento cíclico utilizando simulador de mastigação.

Foram utilizadas dezesseis combinações idênticas de implantes/pilares em cada grupo, que por sua vez, era dividido em dois subgrupos com oito espécimes cada. Um subgrupo era submetido a uma carga cíclica e depois testado para a resistência à fratura. Os espécimes do outro subgrupo foram testados para a resistência à fratura, porém não haviam sido testados com carregamento cíclico prévio. Uma força de 120N foi aplicada por um total de 1,2 milhões de ciclos a uma frequência de 1Hz. Foi verificado que em quatro dos seis grupos, amostras falharam durante o carregamento cíclico, ou por afrouxamento do parafuso – que foi considerado fracasso – ou por fratura do espécime; enquanto nos outros dois grupos, todas as amostras sobreviveram à carga de ciclagem. Os tempos de sobrevivência variaram significativamente de grupo para grupo. A resistência à fratura das amostras que resistiram à simulação mastigatória e as amostras do grupo controle era aproximadamente semelhante ou ainda maior que a força máxima esperada clinicamente em um implante unitário, que são de aproximadamente 850N e 600N ao longo do eixo da restauração protética. Os autores concluíram que diferentes projetos de conexão implante/pilar apresentam diferenças significativas no tempo de sobrevivência em carga cíclica³².

3 OBJETIVOS

Geral

- Analisar a resistência à fadiga dos sistemas implante/pilar do tipo cone morse, fabricados em titânio, nos desenhos pilar reto sólido e pilar anatômico com parafuso passante.

Específicos

- Analisar a resistência à fadiga, por meio da avaliação de variáveis como carga, momento fletor e número de ciclos, dos sistemas implante/pilar reto sólido e implante/pilar anatômico, fabricados em titânio, submetidos a cargas cíclicas similares às mastigatórias;
- Comparar os resultados encontrados nos ensaios em ambos os grupos (pilar reto e pilar anatômico), buscando sumarizar características mecânicas de cada modelo, a fim de contribuir para melhores indicações quanto ao seu uso em reabilitações orais.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Implantes e pilares

Foram utilizados 37 implantes cilíndricos fabricados em titânio (3,75 x 11mm) com sistema protético do tipo cone morse acoplados a 37 pilares (titânio), divididos em dois grupos [n=16: pilar reto sólido - (3,3 x 6 x 3,5mm) e n=21: pilar anatômico com parafuso passante (3,5mm), Neodent® Curitiba, Paraná, Brasil]. Para dimensionamento das amostras, foi utilizada uma lupa estereoscópica (Carl Zeiss®, Stemi 2000C), com câmera digital acoplada e aumento de 8X (Figura 1).

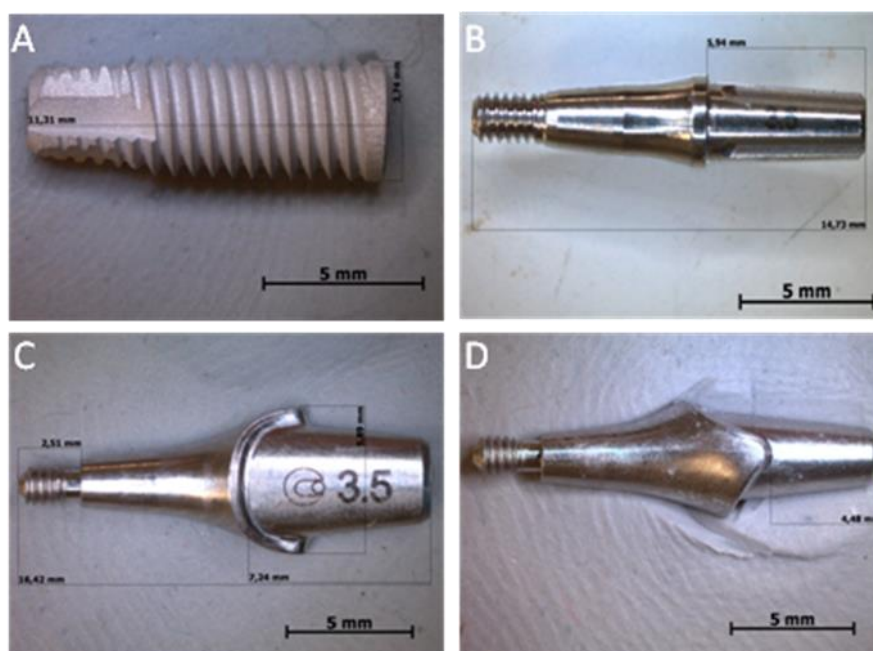


Figura 1. A- Implante cilíndrico cone morse. B- Pilar reto sólido. C- Pilar anatômico, vista frontal. D- Pilar anatômico, vista lateral.

4.2 Critérios de ensaio

Os critérios de ensaio instituídos para o estudo foram baseados na ISO 14801 (Dentistry - Implants –Dynamic fatigue test for endosseous dental implants)¹⁹, que regulamenta a aprovação dos produtos na certificação FDA (Food and Drug Administration). Esta norma especifica o método de teste de um único implante dentário endósseo do tipo transmucoso e seus componentes protéticos pré-fabricados.

No Brasil, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e a Agência Brasileira de Desenvolvimento Industrial (ABDI) formularam um manual de registro e cadastramento de materiais de uso em saúde, que regulamenta a utilização de implantes e pilares de uso odontológico no mercado³⁷. Além disso, os componentes são registrados, no portal da ANVISA, em um banco de dados de produtos para a saúde, o qual pode ser consultado utilizando-se o número do processo, o número do produto, o número do registro ou o CNPJ da empresa fabricante³⁸.

Os conjuntos implantes/pilares foram submetidos a testes de fadiga, fixando-se o número de 5 milhões de ciclos de carregamento, que simulam um período de 5 anos em função mastigatória *in vivo*³⁹. Foi utilizado um equipamento servo-hidráulico *Material Test System – MTS Bionix Landmark 3070.02* com célula de carga de 15KN, erro de medida inferior a 1% em toda escala (*MTS Systems Corporation, Minnesota, USA*) e controlador *Test Star II* (*MTS Systems Corporation, Minnesota, USA*) (Figura 2A).

Para a realização do carregamento mecânico, os conjuntos foram encaixados em um dispositivo próprio para o ensaio, fixados em uma bancada de teste rígida e presa no equipamento servo-hidráulico (Figura 2B). A carga foi aplicada de acordo com a norma (ISO 14801)¹⁹, a $11 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$ de distância do ponto de fixação do implante, com uma inclinação de $30^\circ \pm 2^\circ$ em relação ao eixo de simetria. Uma coroa experimental metálica em forma de esfera, com abertura de acesso para o parafuso de retenção, foi colocada sobre os pilares, com a finalidade de se obter um único ponto de carregamento com o mesmo braço de alavanca.

Os testes foram realizados com o auxílio de um gerador de função, na forma de onda senóide, fixando-se o número máximo de 5 milhões de ciclos de carregamento e frequência em 15 Hz.

Foi avaliada a resistência à fadiga dos conjuntos implante/pilar do sistema cone morse, quando submetidos a cargas de flexão e a cargas cíclicas.

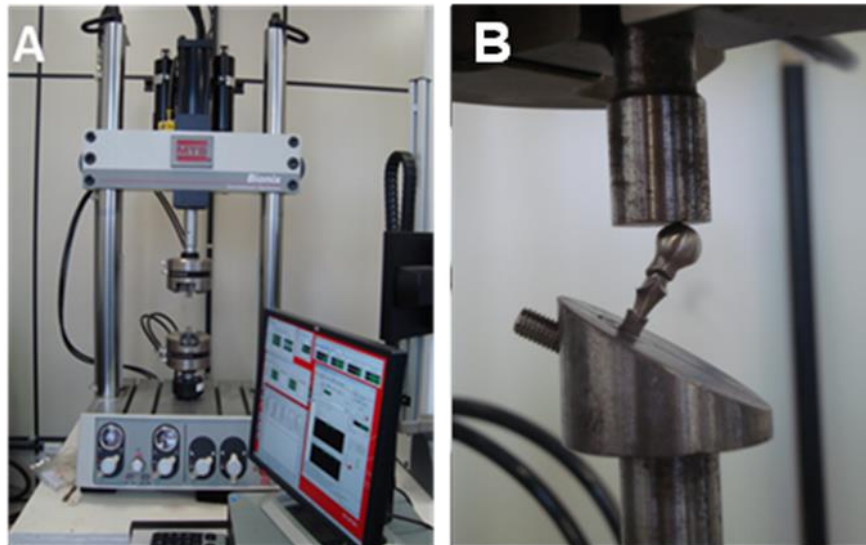


Figura 2. A – Equipamento *Material Test System – MTS Bionix Landmark 3070.02* com Controlador *Test Star II* (MTS Systems Corporation, Minnesota, USA). B – Conjunto implante/pilar anatômico posicionado na plataforma de teste.

4.2.1 Montagem dos conjuntos e dispositivo de fixação

A montagem do conjunto implante/pilar foi realizada em uma base de alumínio pré-fabricada (*stub*) e seguiu as instruções do fabricante (Neodent® - Curitiba, Paraná, Brasil) (Figura 3A). Para a fixação do implante na base, um torque de 60Ncm foi aplicado com a utilização de torquímetro manual cirúrgico (Neodent® - Curitiba, Paraná, Brasil). Para a montagem dos pilares retos sobre os implantes (1º grupo) foi aplicado um torque de 32Ncm e para os pilares anatômicos (2º grupo) foi aplicado 15Ncm de torque, utilizando um torquímetro manual protético pré-calibrado (Neodent® - Curitiba, Paraná, Brasil).

Um dispositivo confeccionado em aço carbono foi utilizado para fixação dos conjuntos implantes/pilares ao equipamento universal (Figura 3B). Os *stubs*/bases de alumínio foram encaixados na parte superior do dispositivo, em um plano inclinado. Segundo a ISO 14801¹⁹, quando montados, os implantes devem ficar $3\text{mm}\pm 0,5\text{mm}$ acima do nível do plano superior do dispositivo (Figura 3C), simulando uma situação clínica desfavorável de perda de suporte. Tal distância é escolhida por fornecer um caso representativo no que diz respeito à perda óssea; e foi devidamente mensurada em todas as amostras por meio do uso do paquímetro manual (resolução de 0.05mm).

Um dispositivo hemisférico de carregamento (liga cromo-cobalto) foi assentado sem força sobre os pilares até que alcançasse contato uniforme com a superfície do pilar, sem que houvesse perda de retenção da peça (Figura 3C). Para cada tipo de pilar (reto e anatômico) foi confeccionada uma esfera metálica diferente de teste, pois ambos os pilares possuem áreas específicas com características estruturais e dimensões de encaixe diferenciadas em cada superfície de apoio para o elemento hemisférico.

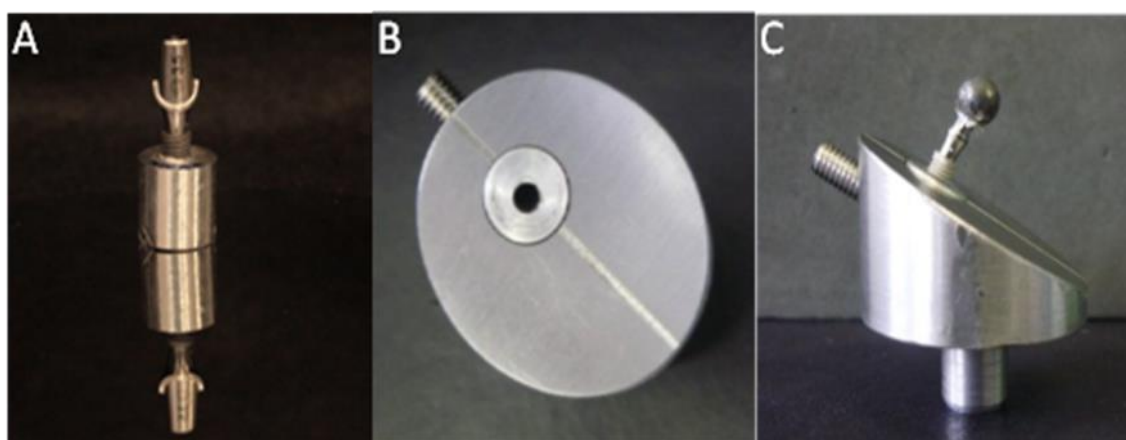


Figura 3. A- Conjunto implante/pilar anatômico montado no *stub* de alumínio. B- Vista superior do dispositivo de fixação do *stub* para realização do ensaio. C- Vista lateral do conjunto implante/pilar reto/esfera metálica, montado no dispositivo.

4.3 Ensaio de flexão e ensaios cíclicos

O ensaio de flexão foi realizado em três conjuntos de implantes/pilares retos e três conjuntos de implantes/pilares anatômicos, visando definir a carga de resistência máxima do corpo de prova, por meio da aplicação de uma carga compressiva axial crescente com velocidade de 0,5mm/min. Foi utilizado como parâmetro de carregamento para início do ensaio cíclico, 80% da carga referente à carga máxima alcançada pelas amostras no ensaio de flexão.

Durante os ensaios cíclicos a carga aplicada atinge valores decrescentes até atingir o número de ciclos estabelecidos pela norma (5 milhões). A razão de carregamento ($\sigma_{\min}/\sigma_{\max}$, em que σ = tensão) aplicada foi $R=0,1$.

Para definir as características de resistência dos conjuntos implantes/pilares, foi calculado o momento fletor para cada conjunto, multiplicando-se a altura do conjunto em relação à base de apoio onde foi fixado o implante (l) em mm, pela carga máxima suportada e uma constante própria para cada pilar (0,5), definida segundo a norma. A unidade resultante é dada em Newton x milímetro (Nmm), de acordo com a equação:

$$M = y.F$$

Onde: M = momento fletor; y = distância do centro da força aplicada e o ponto de intersecção entre a linha D e o ponto superior do dispositivo; F = força aplicada ao conjunto (Figura 4).

Segundo a norma (ISO 14801)¹⁹, $y = \text{sen}\theta.l$, em que o ângulo teta = 30° para ambos os tipos de pilares – retos e anatômicos, e $l = 11\text{mm}$.

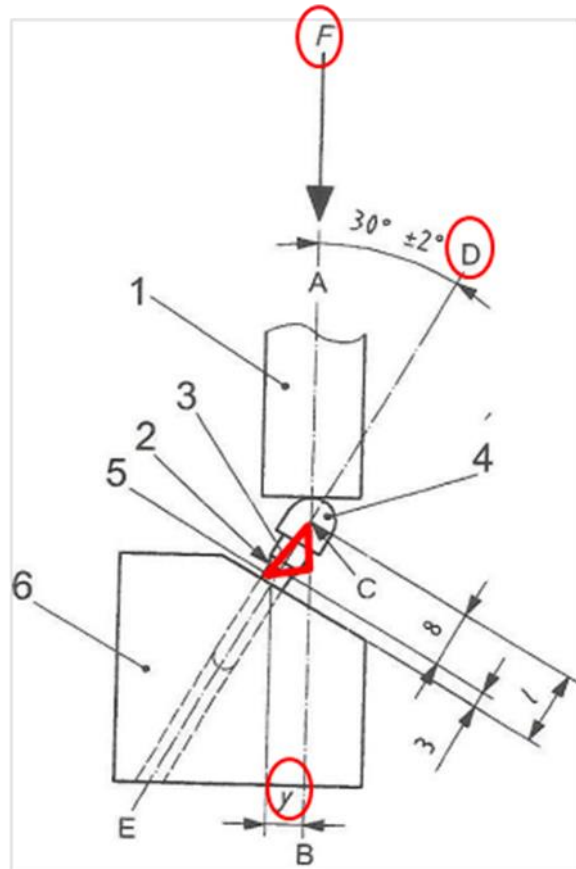


Figura 4. Esquema de teste estabelecido para sistemas sem peças de conexão pré-anguladas. Representação esquemática de corpo de prova reto para realização dos ensaios cíclicos. Fonte: ISO 14801¹⁹.

O ângulo formado em destaque na Figura 4 representa graficamente o momento fletor. Onde:

F-força aplicada;

D-angulação de $30^{\circ} \pm 2^{\circ}$ fixada entre o eixo do elemento de ligação e a direção de carregamento da máquina;

y-distância do centro da força e o ponto de fixação do conjunto ao dispositivo;

1-Dispositivo de carga;

2-Nível ósseo nominal;

3-Peça de conexão;

4-Elemento de carregamento hemisférico;

5-Corpo do implante dental;

6-Suporte da amostra.

4.4 Análise Estatística

Para a comparação de distribuição das amostras independentes (pilar reto e pilar anatômico), utilizou-se o Teste Exato de Fisher e o teste independente simples de Mann Whitney. O critério para rejeição ou não da hipótese nula (H_0) foi definido ao nível de significância de 5% ($p < 0,05$). A hipótese nula testada foi a de que não havia diferença em termos de fiabilidade em resistência entre os tipos de pilares.

Para caracterizar os tempos de sobrevivência das amostras em ensaio, foi utilizado o Teste Log-Rank com o objetivo de comparar as distribuições de dois grupos diferentes. A análise de sobrevida, em que o tempo/ciclos é o objeto de interesse, foi demonstrada no gráfico Kaplan-Meier.

5 RESULTADOS

5.1 Ensaio de flexão

Os ensaios de flexão realizados nos três conjuntos de implantes/pilares retos demonstraram que a média de carga máxima de fratura verificada em tais componentes foi de 788,2N ($\pm 153,7$), enquanto que a média do momento fletor calculado foi de 4335,2Nmm ($\pm 845,8$). Nos três conjuntos implantes/pilares anatômicos, a média de carga máxima de fratura encontrada foi 335,7N ($\pm 13,8$). Entretanto quando calculada a média do momento fletor, tal grupo apresentou valor de 2434,4Nmm ($\pm 100,3$) (Tabela 1).

Tabela 1. Valores de carga e momento máximo, média e desvio padrão obtidos nos ensaios de flexão de conjuntos implantes/pilares retos (EFR) e ensaios de flexão de conjuntos implantes/pilares anatômicos (EFA).

	Carga Máxima	Momento Máximo
	(N)	(Nmm)
EFR1	959,3	5276,6
EFR2	743,6	4089,8
EFR3	661,6	3639,2
Média	788,2	4335,2
<i>Desvio padrão</i>	153,7	845,8
EFA1	351,5	2548,6
EFA2	330,2	2394,5
EFA3	325,5	2360,2
Média	335,7	2434,4
<i>Desvio Padrão</i>	13,8	100,3

Na Figura 5 pode-se observar por meio de representação gráfica, a tensão máxima em função do deslocamento, alcançada por uma amostra dos conjuntos implante/pilar reto (EFR2 - 743,6N), durante os ensaios de flexão. A amostra é submetida a uma força crescente

de flexão, até atingir um valor máximo (pico), em que geralmente ocorre a fratura do corpo de prova (carga máxima de resistência). Na Figura 6, tem-se o gráfico do ensaio de flexão em uma amostra representativa dos conjuntos implantes/pilares anatômicos, em que pode ser observado o ponto de tensão máxima alcançada pelo conjunto em ensaio (EFA3 – 325,5N).

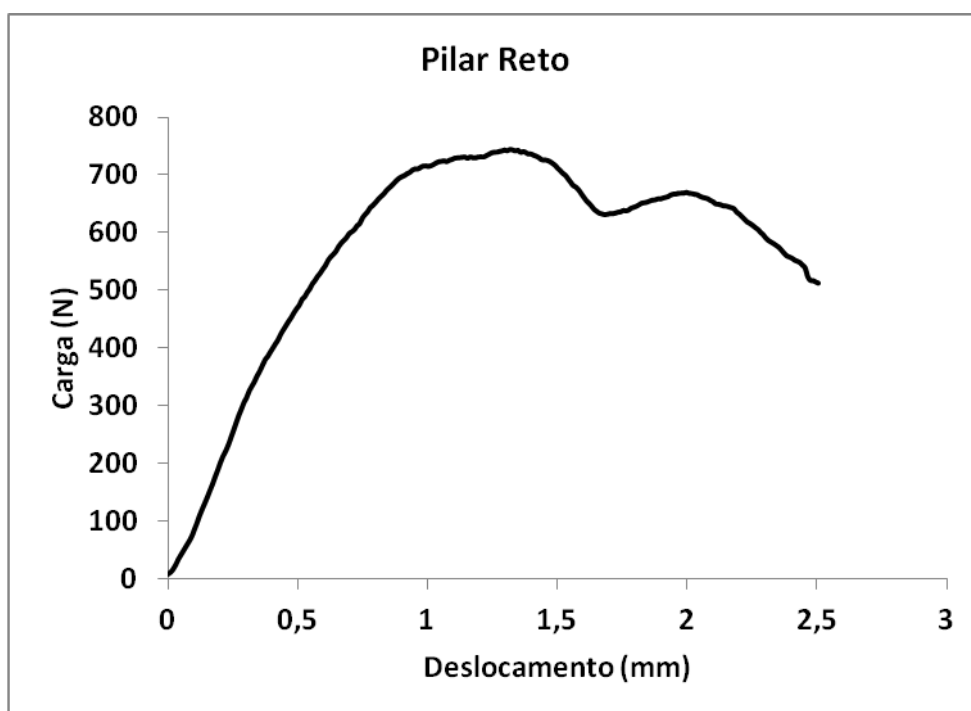


Figura 5 – Curva da tensão máxima em função do deslocamento alcançado pelo conjunto implante/pilar reto durante ensaio de flexão (EFR2 - 743,6N).

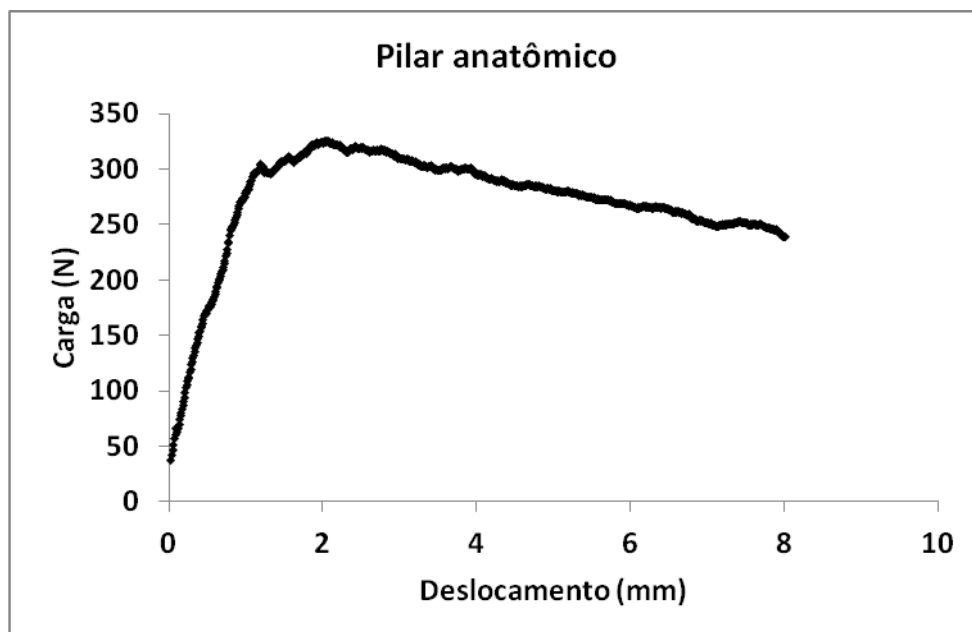


Figura 6 – Curva da tensão máxima em função do deslocamento alcançado pelo conjunto implante/pilar anatômico durante ensaio de flexão (EFA3 – 325,5N).

Na Figura 7 pode-se observar deformações plásticas promovidas em amostras durante os ensaios de flexão.

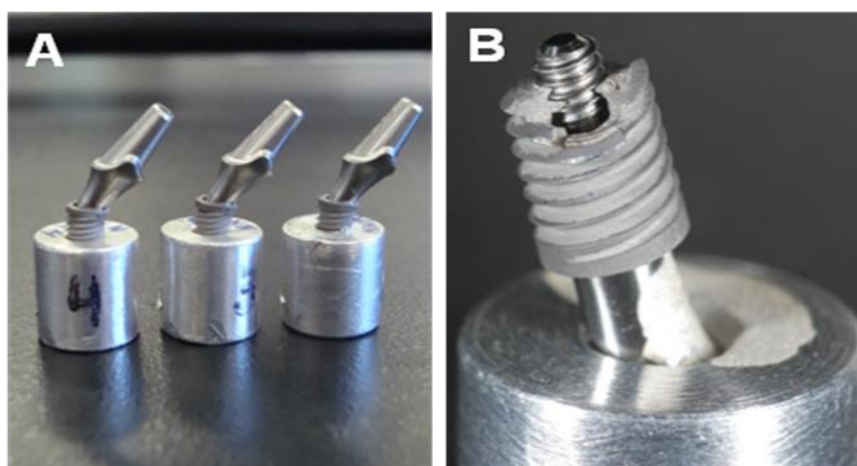


Figura 7. A – Conjuntos implantes/pilares anatômicos submetidos ao ensaio de flexão, demonstrando deformação plástica; B – Conjunto fraturado no terço médio do implante.

5.2 Ensaio de fadiga

Em relação aos ensaios cíclicos de fadiga, foram testados 31 conjuntos implantes/pilares (13 conjuntos no grupo dos pilares retos e 18 no grupo dos pilares anatômicos), pois 3 conjuntos de cada grupo foram testados em ensaio de flexão para definir a carga a ser utilizada nos ensaios cíclicos.

Inicialmente 13 conjuntos implantes/pilares de cada grupo foram ensaiados ciclicamente. No decorrer dos testes, houve a necessidade de aumentar o número de amostras no grupo dos pilares anatômicos (aumento de 5 corpos de prova; n=18) pois estes se comportaram de maneira dispersa, não permitindo a definição da resistência à fadiga ou limite de fadiga.

De acordo com a norma ISO 14801¹⁹, em cada nível de carga aplicada nos ensaios de fadiga, pelo menos três amostras em cada grupo, devem suportar a mesma carga até atingir o número especificado de ciclos sem falhar. Tem-se assim definido o limite de resistência à fadiga para o grupo, quando pelo menos três amostras resistem à carga aplicada. Dessa forma, para o grupo de pilares anatômicos, foram feitos ensaios de fadiga até a determinação do limite de resistência, o qual foi alcançado com o ensaio de 18 amostras.

Das 31 amostras ensaiadas ciclicamente, 17 (54,8%) fraturaram em um número de ciclos abaixo dos 5 milhões estabelecidos, sendo que 8 (25,8%) pertenciam ao grupo dos pilares retos e 9 (29%) dos pilares anatômicos; 14 amostras (45,2%) resistiram aos testes cíclicos (5 pilares retos -16,1% e 9 pilares anatômicos - 29,1%).

De acordo com o Teste Exato de Fisher não houve diferença estatística entre os grupos ($p=0,394$). Nas Figuras 8 e 9, pode-se observar respectivamente, os desempenhos dos pilares retos e anatômicos na curva de fadiga segundo carga e número de ciclos obtidos em ensaio.

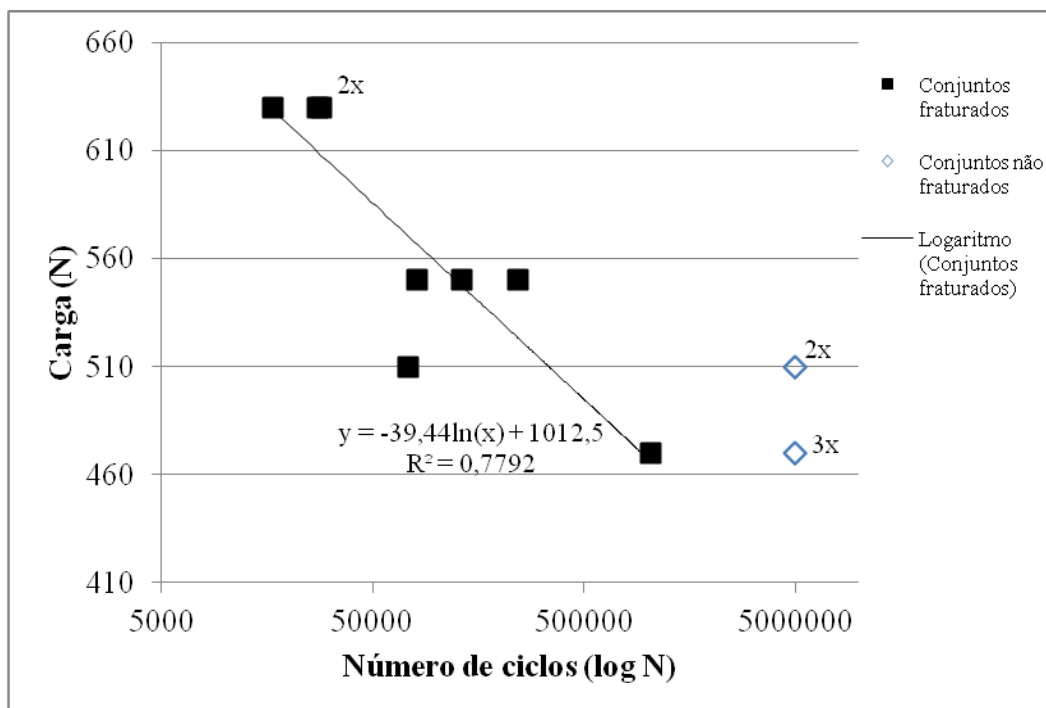


Figura 8 – Conjuntos implantes/pilares retos submetidos ao ensaio de fadiga, segundo carga e número de ciclos atingidos. Onde: x = número de corpos de prova coincidentes no mesmo ponto de carga e ciclos.

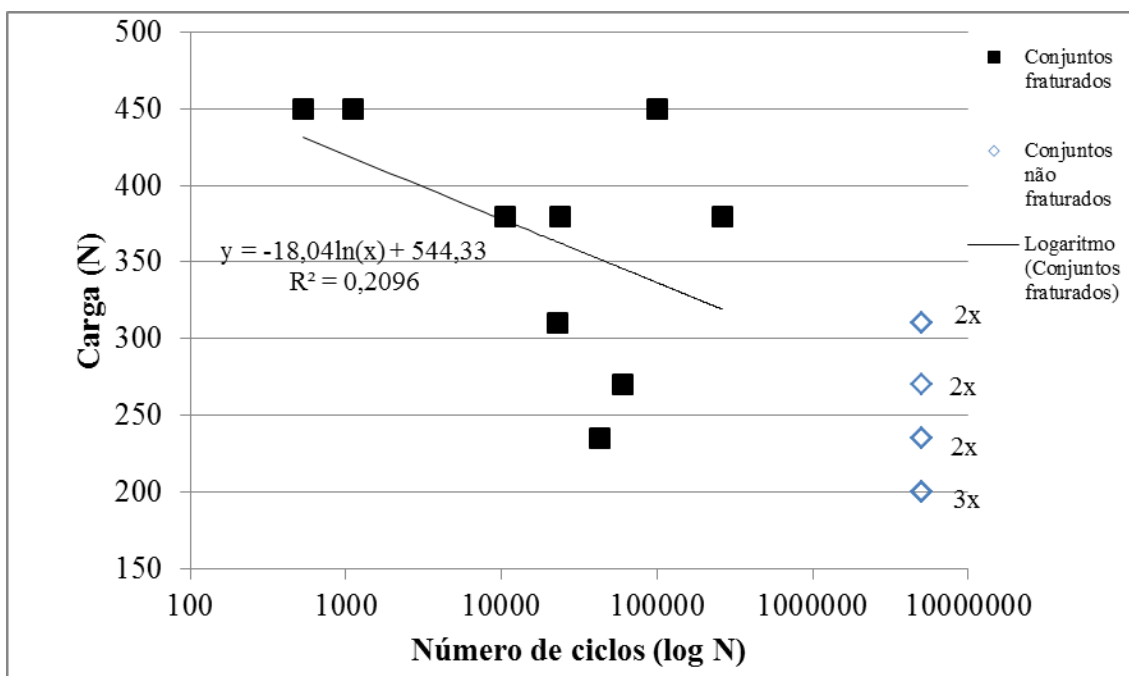


Figura 9 – Conjuntos implantes/pilares anatômicos submetidos ao ensaio de fadiga, segundo carga e número de ciclos atingidos. Onde: x = número de corpos de prova coincidentes no mesmo ponto de carga e ciclos.

Os dados obtidos mostram que nos dois grupos em relação à carga (N) a que tinham sido submetidos durante o ensaio cíclico, os pilares retos suportaram cargas maiores (média: 566N±59,8N) de fratura em relação aos pilares anatômicos (média: 367,2±80N). Além disso, os valores mínimos e máximos de carga ocorridos nas amostras fraturadas do grupo reto foram maiores em relação aos anatômicos (Tabela 2).

Tabela 2 - Pilares retos e anatômicos segundo fratura e variação do momento fletor nos ensaios de fadiga.

Tipo de Pilar	Fraturados (variação de carga)	Não fraturados (variação de carga)	Variação de Momento (Nmm)
Retos	8 (470N a 630N)	5 (470N a 510N)	2702 a 3537
Anatômicos	9 (235N a 450N)	9 (200N a 310N)	1455 a 3273

Quanto a não ocorrência da fratura, cinco conjuntos implantes/pilares retos resistiram aos 5 milhões de ciclos, suportando cargas maiores em relação ao grupo dos pilares anatômicos, os quais não obtiveram falha em nove conjuntos. Após o cálculo do momento fletor, observou-se que as maiores médias de resistência também foram encontradas nas amostras do grupo dos pilares retos (3190±301Nmm), em relação ao segundo grupo (2671±582Nmm) (Tabela 2).

Em uma análise comparativa entre os valores médios de momento de força (Nmm) apresentados pelos dois grupos testados em fadiga, pilares retos (n=8) e anatômicos (n=9), o Teste de Mann Whitney mostrou variações de momento, e constatou que os dois grupos de amostras fraturadas comportaram-se de maneira ligeiramente significativa (p=0,09) (Erro tipo II). Quanto à variável carga (N), existiu diferença significativa dos valores de média de carga nas amostras fraturadas (p=0,000).

No que se refere à comparação das médias de ciclos, ainda segundo o mesmo teste, os grupos de pilares retos e anatômicos fraturados, comportaram-se de maneira análoga, não havendo diferença estatística de significância (p=0,236).

Analisando as amostras não fraturadas, grupo reto (n=5) e grupo anatômico (n=9), foi verificado que, em relação ao momento fletor (Nmm) e carga (N), os dois grupos se comportaram de maneira diferente, havendo diferença estatística (p=0,001; p=0,001). Quanto à análise pelo número de ciclos das amostras não fraturadas em relação ao tipo de pilar, o Teste de Mann Whitney constatou que não houve diferença significativa nesta associação (p=1,000).

Quando analisadas todas as amostras (n=31), fraturadas e não fraturadas dos dois grupos, as médias de momento fletor e carga foram estatisticamente significantes (p=0,002; p=0,000), ou seja, os dois tipos de pilares no geral se comportam de forma diferente quanto a essas duas variáveis. Mas no que se refere ao número de ciclos a que os espécimes foram submetidos, os grupos não apresentaram diferença (p=1,000). A Tabela 3 sumariza os valores obtidos pelos dois tipos de pilares quanto às variáveis estudadas.

Tabela 3 – Valores obtidos pelos pilares retos e anatômicos de acordo com a ocorrência de fratura nos ensaios cíclicos de fadiga.

Status	Variáveis	Tipo de Pilar		p-valor ^a
		Reto	Anatômico	
		Média ± DP	Média (DP)	
Fraturados	Momento (Nmm)	3190±301	2671±582	0,09
	Ciclos	178428±351901	58507±83306	0,236
	Carga (N)	566±59	367±80	0,000
Não Fraturados	Momento (Nmm)	2763±71	1802±324	0,001
	Ciclos	-	-	-
	Carga (N)	488±20	247±44	0,001
Todos	Momento (Nmm)	3026±318	2237±639	0,002
	Ciclos	2032879±2456246	2529253±2543019	1,000
	Carga (N)	536±61	307±87	0,000

DP=desvio padrão. ^a Teste Mann Whitney.

Quanto aos locais de fratura observados nas amostras após os ensaios cíclicos, a maioria delas, no grupo dos implantes/pilares retos, fraturou na altura do 4º filete da rosca do implante, localização esta que coincide com a rosca interna do componente do tipo cone morse (pilar) e com o início do espaço vazio no interior do conjunto (Figura 10-A). Nos conjuntos implantes/pilares anatômicos, a fratura causada durante o carregamento cíclico teve localização semelhante ao grupo dos retos. A região entre o 4º e 5º filete da rosca abaixo da plataforma do implante foi a mais acometida, região esta que coincide com o ponto de flexão do parafuso passante do pilar e ponto de fixação do implante à base de alumínio, altura de maior momento fletor no sistema (Figura 10-B,C,D). Imagens realizadas em lupa estereoscópica (Carl Zeiss®, Stemi 2000C).

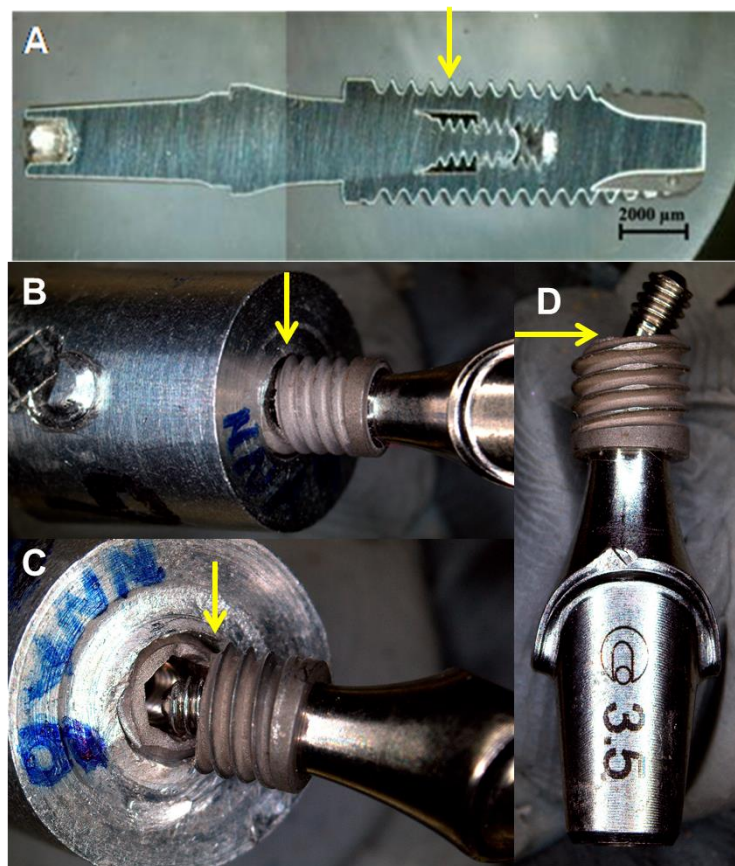


Figura 10. A - Desenho interno do implante/pilar reto, evidenciando a região de fratura no 4º filete da rosca abaixo da plataforma do implante. B - Conjunto implante/pilar anatômico fraturado na base de fixação. C - Conjunto implante/pilar anatômico com destaque para a fratura na região do 4º filete. D - Conjunto implante/pilar anatômico com evidência para a fratura na região de flexão do parafuso passante.

Um resumo dos dados referentes ao evento fratura e a variável momento fletor, comparando os tipos de pilares utilizados em ensaio, pode ser observado nos box plots representados nas Figuras 11 e 12.

A representação gráfica em box plot exhibe duas caixas centrais verticais, que estendem-se desde o 25º percentil até o 75º percentil de um conjunto de dados, tais percentis são chamados de quartis dos dados. Cada caixa vertical representa um grupo testado (pilar reto e anatômico), e suas linhas de demarcação tem representatividade junto ao conjunto de valores obtidos em ensaio.

Na Figura 11, para os pilares retos fraturados, o 25º é representado pelo valor de momento 2949Nmm, e o 75º percentil equivale a 3504Nmm. As linhas que se projetam para fora da caixa em ambos os lados (superior e inferior à caixa vertical) estendem-se para valores adjacentes ao gráfico, ou seja, observações mais extremas do conjunto de dados que não estão a mais de 1,5 vez a altura da caixa além dos quartis. Para os pilares retos fraturados, os valores mais extremos de momento (mínimos e máximos) encontrados foram respectivamente 2702Nmm e 3537Nmm. Com relação aos pilares anatômicos fraturados, o 25º percentil corresponde a 2109Nmm e o 75º percentil corresponde a 3273Nmm, que coincide com o valor máximo mais extremo para o grupo. O valor mínimo estende-se inferiormente à caixa central direita em 1709Nmm ($p=0,09$).

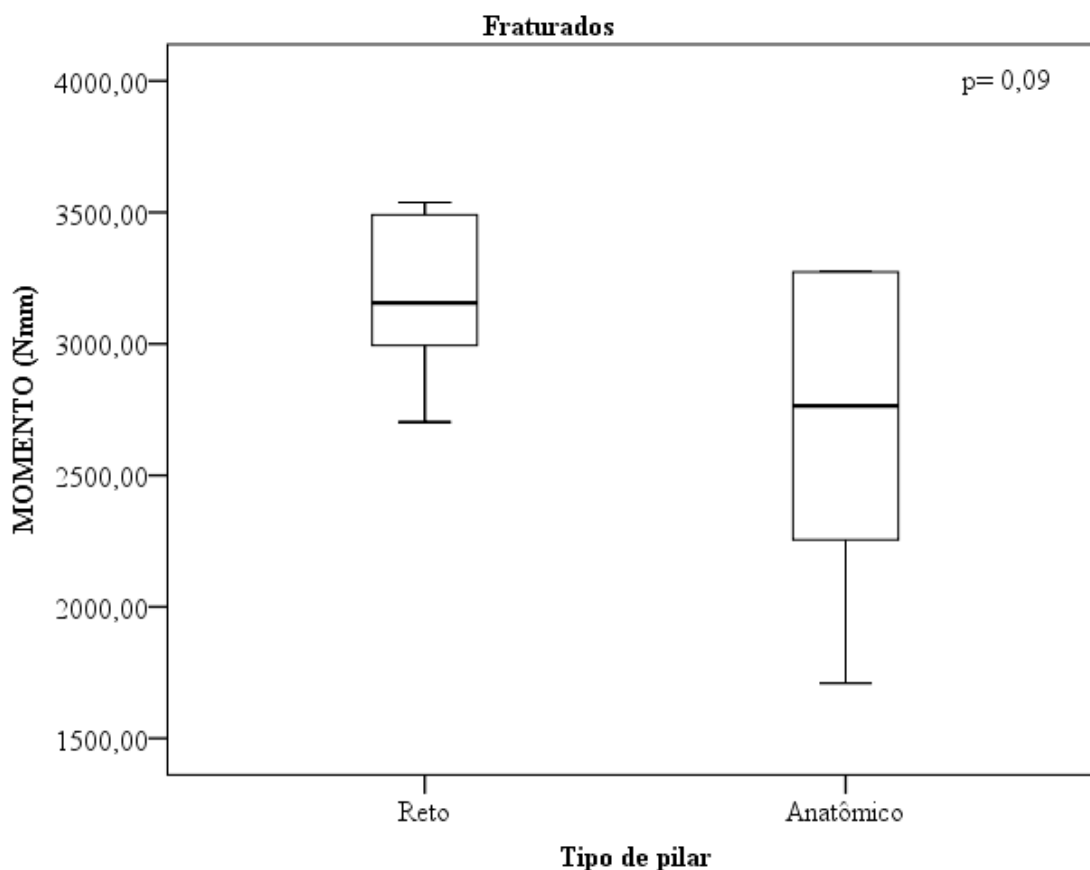


Figura 11. Box plot: momento fletor encontrado nos dois grupos de pilares (retos e anatômicos) que sofreram fratura em ensaio cíclico.

A representação gráfica da Figura 12, para os pilares retos não fraturados, o 25° é representado pelo valor de momento 2711Nmm, e o 75° percentil refere-se ao valor de 2838Nmm. Para os pilares não fraturados neste grupo, os valores mais extremos de momento (mínimos e máximos) encontrados foram respectivamente 2702Nmm e 2866Nmm. Com relação ao segundo grupo, pilares anatômicos não fraturados, o 25° percentil representa 1455Nmm que coincide com o valor mínimo extremo de momento e o 75° percentil corresponde a 2109Nmm. O valor máximo estende-se superiormente à caixa central direita a 2255Nmm ($p=0,001$).

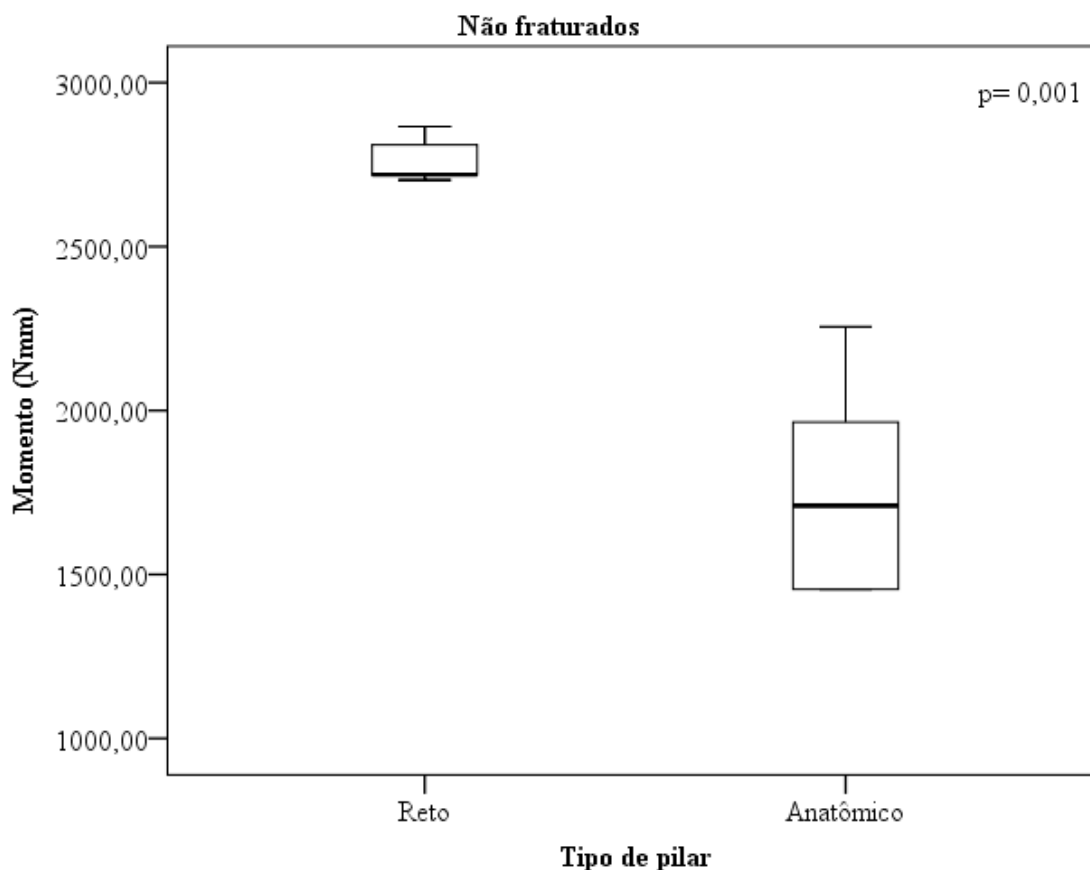


Figura 12. Box plot: momento fletor encontrado nos dois grupos de pilares (retos e anatômicos) que não sofreram fratura em ensaio cíclico.

A análise de sobrevivência (Teste Log-Rank) das amostras nos dois grupos (pilares retos e anatômicos) relacionou a variável ciclo, como representante do fator tempo neste estudo de ciclagem, com a sobrevivência acumulada ou probabilidade de casos para os quais não ocorreu o evento fratura (Cum Survival). Quanto aos valores obtidos, os pilares retos sobreviveram uma média estimada de 2032879 ciclos ($\pm 37,6h$), enquanto que os pilares anatômicos resistiram em média 2529253 ciclos ($\pm 46,8h$) ($p=0,74$) (Figura 13). A linha superior do gráfico de Kaplan Meier representa o grupo que mais sobreviveu à ocorrência do evento (pilares anatômicos), apresentando quanto a esse aspecto o melhor desempenho em relação ao grupo representado pela linha inferior (pilares retos).

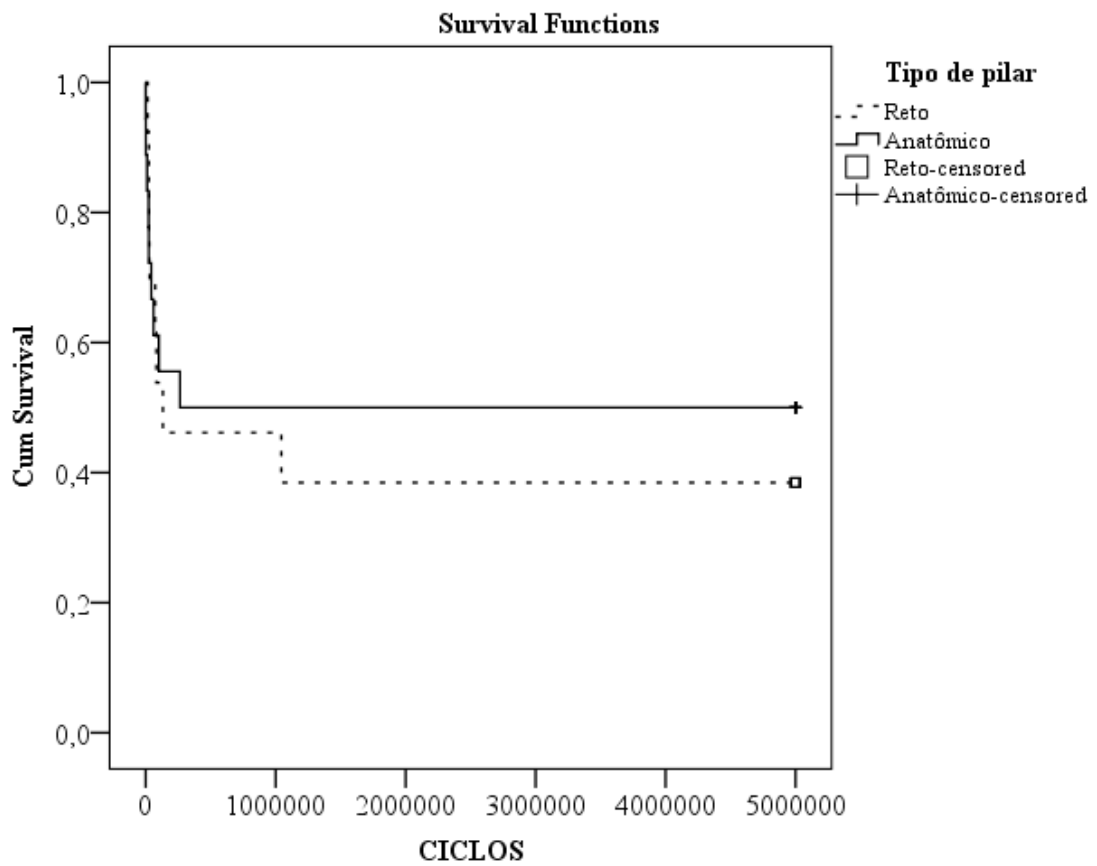


Figura 13. Gráfico Kaplan Meier: tempo de sobrevivência (ciclos) de pilares retos e anatômicos submetidos a testes de fadiga.

6 DISCUSSÃO

Este estudo fornece uma oportunidade essencial de avaliação do comportamento em fadiga de pilares com conexão tipo cone morse, especialmente no desenho/formato anatômico, já que na literatura atual, não existem trabalhos de comparação de resistência em fadiga utilizando este tipo de pilar.

Para se avaliar o desempenho de implantes dentários sob condições *in vitro*, é importante considerar o papel da carga cíclica mecânica a que esses componentes são submetidos na cavidade oral sob cargas funcionais normais. Para isso, testes de fadiga que simulem condições *in vivo* são aceitos como uma maneira ideal para originar dados sobre longevidade e resistência à fratura dos implantes^{35,36,40}. Estes testes são devidamente reconhecidos pela Organização Internacional de Normalização através da ISO 14801 (diretriz padronizada)¹⁹. No presente estudo, a fim de identificar a resistência à fadiga de dois diferentes tipos de pilares utilizados em reabilitações protéticas com implantes, o teste cíclico de fadiga foi realizado até que o corpo de prova atingisse um número padronizado de ciclos mecânicos (5 milhões).

Ensaaios de conjuntos implantes/pilares que simulavam 15 meses em função mastigatória revelaram que o sucesso clínico da prótese não depende somente da estabilidade inicial do implante, mas também do seu comportamento sob condições de cargas cíclicas. O estudo realizado em 2012 sugere que implantes de conexão cônica exibem uma melhor continuidade na produção de forças ao longo do tempo⁴⁰. Da mesma forma, o presente estudo, por meio de testes de fadiga que simularam um período de 5 anos dos implantes em função, demonstrou mecanicamente que as conexões tipo cone morse suportam altas cargas e que o projeto do pilar, pelas variáveis estudadas e sob carregamento cíclico, mostra diferentes características a depender do seu desenho.

Embora as forças oclusais envolvidas na mastigação estejam bem documentadas, não existe consenso quanto a valores médios de carga. Desconsiderando características anatômicas e fisiológicas individuais, valores entre 180-850N de força oclusal máxima são relatados em regiões de primeiro molar, diminuindo para valores entre 95-250N na região incisiva^{41,42}. De acordo com os resultados deste estudo, ambos os tipos de pilares ensaiados ciclicamente (retos e anatômicos) estão aptos a ser utilizados na cavidade oral para a

reabilitação protética de pacientes edêntulos, já que suportariam as cargas mastigatórias descritas na literatura para a região incisiva, sítio anatômico de indicação para os dois tipos de pilares, entretanto, o pilar anatômico apresentou limite de fadiga de 200N nos ensaios cíclicos, que deve ser considerado com cautela, pois há relatos de cargas de até 250N na região incisiva.

A resistência à fadiga de implantes dentários e pilares protéticos é um assunto muito discutido na literatura^{35,36,39,40,43}. No entanto, apesar de seguir a norma estabelecida para os ensaios (ISO 14801)¹⁹, modificações nos testes são adaptadas de acordo com o objeto de investigação da pesquisa. Sendo assim, não há padronização na quantidade de forças aplicadas, na frequência utilizada, no modo de carregamento (ângulo de aplicação das forças) e número de ciclos, o que pode dificultar a análise e comparação de dados.

Este estudo foi realizado com grupos de pilares protéticos comparáveis no que se refere ao diâmetro, tipo de conexão, material de fabricação e indicações quanto ao uso; bem como, com uma carga de ciclagem (5 milhões de ciclos) relatada em outros estudos^{34,35,39,44}. Todavia, houve dificuldade na busca de estudos comparativos, pois o tipo de pilar anatômico não foi estudado em ensaios de ciclagem dessa natureza.

De acordo com os resultados dos testes, houve discrepância nos valores de carga encontrados nos ensaios (de flexão e cíclicos) para os dois grupos, o que deve ser observado, pois a relevância clínica pode conduzir a escolhas variadas.

Se a opção do profissional por um tipo de pilar for baseada nos resultados de ensaios de flexão, há a possibilidade de que essa escolha seja inadequada independente de ser em região anterior ou posterior. Isso porque tais ensaios não simulam situações fisiológicas de carregamento. Com a aplicação de cargas de flexão, geralmente os materiais falham a cargas muito elevadas, e o principal mecanismo de falha geralmente ocorre com cargas repetitivas inferiores de ciclagem⁴⁵, ou seja, um pilar e/ou implante pode suportar uma carga de flexão de 800N por uma única vez, no entanto, pode falhar a uma carga cíclica de 50N, o que segundo a dinâmica mastigatória, seria um resultado muito abaixo do aceitável; daí a importância da realização de ensaios cíclicos para avaliação de componentes protéticos.

No presente estudo, os ensaios de flexão foram realizados apenas para fornecer valores de carga para os testes de fadiga subsequentes, mas deve-se destacar que ambos os

tipos de pilares testados demonstraram suportar cargas muito acima das médias de valores encontradas em condições fisiológicas de oclusão na região anterior.

Ao testarem a capacidade de suporte a cargas cíclicas de sistemas de implantes, Cibirka et al.³⁹ (2001) também utilizaram uma direção de carregamento de 25° a 30° durante o teste, sob cargas crescentes de 5 milhões de ciclos, objetivando testar os componentes até que houvesse a falha das conexões (hexágono externo e hexágono interno). No entanto, implantes de diâmetro 3,75 milímetros sobreviveram aos testes com cargas relativamente baixas, que variaram entre 20 e 200N. Os resultados apresentados no presente estudo mostram que, apesar de os pilares (grupos reto e anatômico) serem testados a uma direção de carregamento e ciclagem idênticas que os testados por Cibirka et al.³⁹, as amostras não fraturadas suportaram cargas mais elevadas.

De acordo com Callister (2007)²⁶, devido a heterogeneidades nas propriedades microestruturais, diferenças superficiais, variáveis metalúrgicas, alinhamento do corpo de prova no equipamento, presença de tensão média e a frequência dos ensaios; os resultados de resistência à fadiga podem ser dispersos. Essa variação no valor da vida em fadiga, ciclos, para vários corpos sob o mesmo nível de tensão pode levar a incertezas de projeto significativas quando a vida em fadiga e/ou quando a resistência à fadiga estiver sendo considerada²⁶.

No grupo dos pilares anatômicos testados neste estudo, inicialmente o ensaio cíclico de 13 corpos de prova, demonstrou um grau de dispersão grande, o que dificultou o estabelecimento do limite de fadiga para tal grupo. Foi proposto o aumento do número de amostras para tal grupo (n=18), até que pelo menos três corpos de prova, suportassem a mesma carga até atingir o número especificado de 5.000.000 de ciclos sem falhar; a fim de definir precisamente o limite de resistência para o grupo (200N), o qual pode ser influenciado por diversos fatores e heterogeneidades próprias de cada material como citado por Callister (2007)²⁶.

Em estudo comparativo realizado por Coppedê et al.¹⁶ (2009) entre resistência flexural de implantes com conexão cônica interna (cone morse) e hexágono interno, foi verificado que o desenho sólido dos pilares cone morse proporcionam maior resistência aos conjuntos implantes/pilares sob carregamento compressivo. Além disso, os autores confirmaram que o grupo dos pilares retos sólidos ensaiados, apresentou melhores

características de resistência que os pilares com parafusos passantes, tanto nos ensaios de flexão como nos testes de fadiga¹⁶.

Apesar de não comparar no presente estudo dados referentes ao tipo de conexão, pois ambos os tipos de pilares são de conexão cone morse, os resultados apresentados por Coppedê et al.¹⁶ (2009) corroboram com os resultados encontrados nesta pesquisa, pois os pilares sólidos do tipo reto, demonstraram melhores características de resistência pelas variáveis estudadas durante os ensaios de flexão e ensaios cíclicos; tanto no que se refere a cargas suportadas como no cálculo do momento fletor. Além disso, entre os grupos, houve diferença estatisticamente significativa quanto ao seu desempenho nos testes, o que pode ser explicado pelo desenho sólido do pilar reto, e pela melhor dissipação de forças que este desenho proporciona ao conjunto implante/pilar com sistema de conexão cone morse.

Schmitt et al.⁴⁶ (2014) em uma revisão sistemática sobre o desempenho dos pilares cônicos, afirmam que a conexão implante/pilar representa o ponto mais frágil do sistema de implante endósseo, pois deve resistir tanto a forças mastigatórias máximas e permanentes como a penetração de bactérias. Também encontraram evidências relevantes tanto em estudos *in vitro* quanto em estudos *in vivo* para o uso de conexões cônicas em detrimento das conexões não-cônicas, verificando que as primeiras parecem ser superiores em termos de vedação bacteriana, resistência ao movimento do pilar e alargamento do *microgap* sob carga, resistência à perda do torque, à fadiga, carga máxima e flexão, além de proporcionar menor tensão ao parafuso do pilar. Os estudos demonstraram ainda que *in vivo*, na maioria dos casos, os sistemas cônicos de conexão parecem produzir uma perda óssea marginal reduzida⁴⁶.

Da mesma forma, este estudo através dos resultados favoráveis no que diz respeito ao bom desempenho das amostras ensaiadas *in vitro*, indica o uso confiável de conexões cônicas, tipo cone morse, em reabilitações orais unitárias, tendo em vista as altas condições de resistência à fadiga encontradas. Entretanto, estudos com maiores tamanhos amostrais e estudos *in vivo*, que considerem características biológicas, devem ser realizados para legitimar tais resultados.

A presença do parafuso passante na conexão pilar/implante, é descrita por alguns autores como o elo mais fraco do conjunto, pois, em caso de sobrecarga oclusal, ele é destinado a romper-se em primeiro lugar e assim proteger o implante e o tecido ósseo de danos consequentes às tensões excessivas^{47,48}. Isso é comprovado pelo fato de a incidência de

fratura de implantes com pilares de parafuso passante ser muito menor do que a própria fratura do parafuso e o afrouxamento da prótese⁴⁹.

Contrapondo essas informações da literatura^{47,48,49}, neste estudo após os ensaios cíclicos, a maioria das fraturas dos implantes/pilares retos, ocorreu quase que exclusivamente na altura do 4º filete de rosca do implante, localização esta que coincide com a rosca interna do componente do tipo cone morse (pilar) e com o início do espaço vazio no interior do conjunto, o que pode provocar menor rigidez e tendência a favorecer um processo de fratura do componente, sugerindo também que este volume sem preenchimento pode ser a área de menor rigidez em sistemas que não possuem parafuso passante.

Nos conjuntos implantes/pilares anatômicos, a fratura causada durante o carregamento cíclico teve localização semelhante ao grupo dos retos. A região entre o 4º e 5º filete de rosca abaixo da plataforma do implante foi a mais acometida, região esta que coincide com o ponto de flexão do parafuso passante do pilar e ponto de fixação do implante à base de alumínio, no plano do *stub* (3mm externos à base indicados pela normativa ISO 14801)¹⁹.

Em situações clínicas em que o implante perde sua proteção ou suporte ósseo, mais precisamente onde há a perda da tábua óssea vestibular, a situação de fratura que ocorre em ensaio pode ser extrapolada para a realidade *in vivo*, como por exemplo, no caso dos pilares retos, em que a região de menor rigidez do conjunto ficará exposta ao carregamento, podendo aumentar a chance de ruptura do implante. Pode-se sugerir então que essa região do pilar possa ser deslocada mais para baixo ou que alguma outra alteração/otimização no projeto do componente possa ser realizada a fim de diminuir a ocorrência do evento fratura.

Um levantamento das complicações ocorridas em 16 clínicas num período de 2 meses em 561 pacientes e 600 próteses, registrou que 10% estavam relacionadas a problemas com a infra-estrutura (mobilidade, afrouxamento dos parafusos de pilares e/ou de ouro, fraturas de parafuso passante, defeitos das infra-estruturas)⁵⁰. Uma porcentagem tão elevada de problemas clínicos pode justificar a realização de estudos que avaliem e identifiquem as reais causas de tais falhas, pois estas, quando transpostas para a clínica, demandam prejuízos tanto para o profissional cirurgião-dentista quanto para o paciente.

O uso de componentes parafusados permite uma facilidade de substituição periódica dos trabalhos protéticos, a modificação da prótese após a perda de implantes, as

reintervenções cirúrgicas, e durante as avaliações de controle de higienização o processo é mais prático. Além disso, os casos de perda ou fratura dos parafusos de fixação e/ou dos pilares podem ser solucionados mais facilmente pela reposição das peças⁵¹. Porém, nos dois grupos deste estudo, os implantes foram os componentes mais fraturados, para estes, as técnicas de remoção são mais complicadas já que se encontram fixados ao osso, necessitando então de procedimentos mais invasivos; bem como, a reabilitação pós-fratura ficará prejudicada devido às perdas ósseas advindas da retirada do implante fraturado.

Em outro estudo¹⁶, com ensaios focados em momento de flexão e resistência à carga máxima de conexões implante/pilares, mediu a força máxima de deformação e a força de fratura de espécimes sob uma carga de compressão a 45° em relação à vertical. Foram utilizadas conexões implantes/pilares cônicos de uma peça e com conexão hexagonal interna de duas peças. Os valores de força máxima de deformação foram superiores nas conexões internas cônicas (90.58±6.72 kgf) em comparação com as internas hexagonais de duas peças (83.72±4.94kgf). Discordando dos resultados do presente estudo, as fraturas ocorreram somente nas partes rosqueadas dos parafusos nas conexões hexagonais e nenhuma fratura ocorreu nos pilares e implantes.

Em estudo comparativo entre diferentes conexões, Norton⁵² (2000) realizou testes com forças crescentes e velocidade constante (1mm/min) até que a carga aplicada causasse falha da amostra ou a carga máxima fosse alcançada. Momentos de flexão máxima foram medidos e comparados entre os sistemas. Dentre estes, a conexão implante/pilar cônico interno de uma peça (sem parafuso passante) e a hexagonal interna cônica com pilar de duas peças (com parafuso passante) tinham a maior resistência às forças de flexão. Apesar de compararem conexões, diferenças estatísticas significantes não foram observadas entre tais sistemas para os parâmetros analisados.

Tais dados estão em discordância com o presente estudo, pois apesar de comparar amostras do mesmo tipo de conexão (cone morse), houve diferença estatística entre os achados dos dois grupos estudados. Tanto nas amostras fraturadas como nas amostras não fraturadas, os pilares retos mostraram melhor desempenho no que se refere às médias de carga suportada e momento fletor, em comparação com os pilares anatômicos.

Em relação ao número de ciclos alcançados pelas amostras nos ensaios de fadiga, trabalhos^{34,35} reportam que, após atingirem os 5 milhões de ciclos máximos estabelecidos nos

testes, não há diferença estatisticamente significativa no que refere à resistência à fadiga para os diversos tipos de conexão e diferentes fabricantes dos pilares, sugerindo que mesmo ao serem submetidos a torques diferentes, se os espécimes atingiram os ciclos estabelecidos, essa diferença não se torna relevante.

Confirmando este dado, as amostras fraturadas e não fraturadas de ambos os grupos deste estudo comportaram-se de forma semelhante quanto ao número de ciclos que suportaram, sendo aceita a hipótese de que os dois tipos de pilares não possuem diferença estatística quanto a esta variável, porém quanto ao valor de carga houve diferença considerável.

Entretanto, no que se refere à sobrevida dos dois tipos de pilares em ensaio de fadiga, os pilares anatômicos demonstraram sobreviver mais tempo sob condições mecânicas de carregamento, o que talvez possa ser explicado pela maior rigidez do sistema utilizado na fabricação deste componente, ou mesmo pelo embricamento cônico somado ao apertamento do parafuso; fatos que isoladamente não permitem definir tal grupo como o mais resistente aos ensaios, pois as análises de resistência à fadiga devem se basear nos dados apresentados pelas variáveis carga, momento fletor e número de ciclos.

Khraisat et al.²³ (2002) reportam que entre a aplicação de 1.800.000 ciclos (1.8×10^6) a 5.000.000 (5×10^6), falhas severas ocorreram nas amostras submetidas a testes cíclicos. Alguns autores^{23,35,48} enfatizam que as falhas em fadiga são sistema-dependentes e ocorrem principalmente nas regiões de maior fragilidade, os parafusos, principalmente nas partes com rosca ou entre as partes com e sem rosca dos pilares, como ocorreu nesta pesquisa. Dessa forma, a região de conexão implante/pilar pode ser considerada como um ponto chave para o sucesso e deve ser objeto de investigação nos diferentes componentes disponíveis para a clínica.

Além da geometria dessa interface, deve-se reconhecer que o padrão de resistência à fratura dos pilares pode ser influenciado por outros componentes e fatores de projeto, tais como número de componentes (pilares com uma ou duas peças), comprimento e diâmetro do parafuso/implante, desenho da rosca, material de fabricação, bem como a área de contato/ajuste entre as peças^{16,52}. Além disso, pode-se considerar também a presença de defeitos de usinagem, tipo de prótese (múltipla ou unitária), tipo de fixação (aparafusada ou cimentada), grau de dureza do material, entre outros.

Segundo Quek et al.³⁵ (2008), após ensaios cíclicos utilizando o mesmo carregamento que este estudo, a resistência à fadiga e a localização de falhas nos componentes protéticos são específicas de cada sistema e estritamente relacionadas ao desenho das combinações implante/pilar; o que evidencia a necessidade de se pesquisar as características biomecânicas e estruturais dos componentes que são lançados no mercado odontológico e que se propõem a reabilitar estético-funcionalmente o paciente desdentado³⁵.

Uma possível explicação para os diferentes tempos de sobrevivência das ligações implantes/pilares em ensaio cíclico pode estar nas diferenças de cada projeto de conexão. Isso inclui o fato de que diferentes pilares, mesmo que tenham indicações iguais, sejam acoplados aos implantes com diferentes torques para aperto do parafuso do pilar ou do próprio pilar. Tendo em vista as diversas recomendações dos fabricantes, dependendo do sistema recomendado, os valores de força de torção podem variar entre 20 e 45Ncm³².

Neste estudo, os pilares retos foram acoplados aos implantes a um torque de 32Ncm, enquanto que os pilares anatômicos, que possuem parafuso passante, foram acoplados aos implantes a um torque de 15Ncm, ambos utilizando torquímetro manual protético pré-calibrado. As condições gerais de resistência em ambos mostraram-se diferentes, com o pilar reto apresentando melhores desempenhos frente ao carregamento cíclico, porém não se pode afirmar que tal fato seja decorrente somente da influência do torque.

No entanto, há a necessidade de realização de estudos que averiguem profundamente a influência da diferença de torque para outras condições relevantes em prótese sobre implante, como por exemplo, o afrouxamento ou apertamento do parafuso passante durante carregamento cíclico.

Em uma análise sistemática que reuniu vinte e nove estudos sobre o desempenho de pilares e implantes em reconstruções fixas, vinte e dois desses estudos expuseram taxas de sobrevivência de implantes/pilares metálicos e cerâmicos perdidos em função³³. O seguimento médio em tempo para os pilares cerâmicos foi de 3,7 anos, e para pilares de metal foi de 4,8 anos. A taxa de sobrevida dos implantes em 5 anos de função, foi estimada em 96,4% (IC 95% :94,9-97,5%).

Quando analisada a sobrevivência dos pilares, vinte e três estudos com um total de 4973 pilares forneceram dados sobre a sobrevida. Destes, 166 eram pilares cerâmicos e 4807 eram metálicos. Ao todo 82 pilares foram perdidos, 81 de metal e 1 de cerâmica. Dentre os

metálicos, nove foram perdidos devido à fratura do pilar; cinquenta foram perdidos devido à perda óssea implantar. A estimativa para a sobrevivência dos dois tipos de pilares por 5 anos em função foi de 97,6% (IC 95%: 96,4-98,4 %). Para os pilares cerâmicos essa taxa foi de 99,1%, e para os metálicos foi de 97,4%, porém esses dados não apresentaram diferença significativa. Os problemas com parafuso do pilar (incluindo fratura e afrouxamento) foram as complicações técnicas mais relatadas nos estudos³³.

Tal fato discorda dos achados desta pesquisa, pois no grupo dos pilares anatômicos, que possuem parafusos passantes, a maioria das amostras apresentou fratura no implante, na região correspondente ao ponto de flexão do parafuso do pilar. Da mesma forma, no grupo dos pilares retos sólidos, que não possuíam o parafuso passante, a fratura no corpo do implante também foi a falha mais encontrada quando tais espécimes foram ensaiados em fadiga a uma ciclagem de 5 milhões e sob o mesmo protocolo de teste. Isso pode evidenciar uma falha de projeto do conjunto implante/pilar, uma vez que, a fratura do implante acarreta maiores complicações clínicas ao paciente se comparada a fraturas de pilares, que idealmente deveriam ser menos resistentes que o implante propriamente dito, facilitando a remoção e/ou substituição da reabilitação protética, sem que intervenções cirúrgicas fossem necessárias.

Apesar de os ensaios cíclicos de fadiga terem sido realizados *in vitro*, sob condições altamente realistas, o significado do presente estudo pode ser limitado, devido ao tamanho amostral, de apenas 37 espécimes. No entanto, outros autores também realizaram testes de fratura utilizando tamanhos amostrais reduzidos^{20,35,40,41}, o que pode ser justificado pelo fato de as amostras serem padronizadas e passarem por testes de qualidade, configurando resultados confiáveis. Estudos complementares, com maior tamanho amostral, são necessários a fim de identificar falhas inerentes ao sistema de união do tipo cone morse, uma vez que esse sistema de conexão é relativamente recente na implantodontia.

É importante enfatizar que os ensaios *in vitro* contribuem para o estudo mecânico das forças de fadiga incidentes na prótese sobre implante, porém não são necessariamente representativos dos resultados de acompanhamentos feitos clinicamente; por algumas razões, dentre elas, os testes não simulam o ambiente agressivo corpóreo (variações de temperatura, presença de fluido bucal, interferências oclusais, condições de bruxismo, entre outras); não simulam a atuação dinâmica muscular própria dos músculos da mastigação; a rigidez da base do *stub* é diferente da rigidez do tecido ósseo, permitindo distribuição de tensões diferentes; e

por fim, não simulam a inter-relação entre implante e tecido ósseo, incluindo a formação de tecidos finos e a própria reabsorção óssea.

Para realização de estudos futuros, sugere-se que seja verificado em ensaio, o torque máximo de fratura por torção dos parafusos dos implantes, e a aplicação de um protocolo de testes que simule mais adequadamente a montagem dos componentes da prótese *in vivo*, com utilização de fluido salivar e/ou tecido ósseo. Além disso, deve-se atentar para a otimização dos projetos dos componentes protéticos, a fim de garantir que as falhas sejam minimizadas e não incorram em consequências negativas e mais onerosas para o paciente.

7 CONCLUSÃO

Através do presente estudo pode-se concluir que:

- Nos ensaios cíclicos de fadiga, os pilares retos sólidos obtiveram médias de carga e momento fletor maiores que os pilares anatômicos;
- Considerando a resistência à fadiga das amostras ensaiadas, houve diferença estatística significativa entre os grupos nas variáveis carga e momento fletor, com o pilar reto mostrando maiores médias. Não houve diferença quanto ao número de ciclos atingidos;
- Os dois tipos de pilares (retos e anatômicos), diante dos resultados encontrados, podem ser bem indicados para reabilitações protéticas na região incisiva anterior, porém o pilar reto sólido foi, em condições *in vitro*, o pilar mais resistente, pois obteve resultados mais favoráveis em relação ao pilar anatômico, resistindo melhor ao limite de fadiga.

REFERÊNCIAS

1. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8(5): 421-33.
2. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):232-44.
3. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18(3):264-74.
4. Levin L. Dealing with dental implant failures. *J Appl Oral Sci* 2008;16:171-5.
5. Pye AD, Lockhart DE, Dawson MP, Murray CA, Smith AJ. A review of dental implants and infection. *J Hosp Infect* 2009;72(2):104-10.
6. Haas R, Polak C, Fürhauser R, Mailath-Pokorny G, Dörtbudak O, Watzek G. A long-term follow-up of 76 Branemark single-tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(1):38-43.
7. Kronström M, Svenson B, Hellman M, Persson GR. Early implant failures in patients treated with Branemark System titanium dental implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):201-7.
8. Sendyk WR, Sendyk CL. Restaurações totais fixas: planejamento e execução. In: Dinato C, Polido W, organizadores. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas; 2001. p. 215-48.
9. Wagenberg B, Froum SJ. Prospective study of 94 platform-switched implants observed 1992 to 2006. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010;30:9-17.
10. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of interimplant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000;71:546-9.
11. Cumbo C, Marigo L, Somma F, La Torre G, Minciocchi I, D'Addona A. Implant platform switching concept: a literature review. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*

2013;17(3):392-7.

12. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26:9-17.
13. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995; 22:255-61.
14. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 2005;38(1):87-97.
15. Moris IC, Faria AC, Mattos MGC, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *J Adv Prosthodont* 2012;4(3):158-61.
16. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant–abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: An in vitro study. *Int J Prosthodont* 2009;22(3):283–6.
17. Dias RP, Padovan LEM, Hamata MM. Conexões implante-abutment. *Salusvita* 2009;28(3):277-88.
18. Fine ME, Chung YW. Fatigue failure in metals, *ASM Handbook 19: Fatigue and Fracture*, Estados Unidos: ASM International 1996:63-72.
19. Standardization IOF. International Standard ISO Norm 14801 – dentistry –implants - dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva: International Organization for Standardization; 2007.
20. Santos MD, Pfeifer AB, Silva MR, Sendyk CL, Sendyk WR. Fracture of abutment screw supporting a cemented implant-retained prosthesis with external hexagon connection: a case report with evaluation. *J Appl Oral Sci* 2007;15(2):148-51.
21. Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese*. São Paulo, Artes Médicas, 2001.

22. Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E, Araújo MAJ, Bottino MA. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. *Cienc Odontol Bras* 2004;7(2):47-54.
23. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604–610.
24. Sanitá PV, Pinelli LAP, Silva RHBT, Segalla JCM. Aplicação clínica dos conceitos oclusais na implantodontia. *RFO* 2009;14(3):268-75.
25. Silva BL, Ferreira JLA, Araújo JA. Influence of notch geometry on the estimation of the stress intensity factor threshold by considering the Theory of Critical Distances. *Int J Fatigue* 2012;42:258–270.
26. Callister W. *Materials Science and Engineering*. 7 ed. New York: John Wiley & Sons Inc, 2007.
27. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33(1):75-8.
28. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290-8.
29. Ribeiro CG, Maia ML, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant–abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci* 2011;19(4):413–20.
30. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(6):202–16.
31. Pimentel GHD, Martins LM, Ramos MB, Lorenzoni FC, Queiroz AC. Perda óssea peri-implantar e diferentes sistemas de implantes. *Innov Implant J Biomater Esthet* 2010;5(2):75-81.
32. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Impl Res* 2008;19:1276–84.

33. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Impl Res* 2009;20(4):4–31.
34. Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant–abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:797–806.
35. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(2):253-62.
36. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant–abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(5):850–8.
37. BRASIL. Manual de registro e cadastramento de materiais de uso em saúde. Órgão emissor: ABDI – Agência Brasileira de Desenvolvimento Industrial; Brasília, 2011. Disponível em:
<http://portal.anvisa.gov.br/wps/wcm/connect/704a838049f2dd85974ebfaa19e2217c/Manual+de+registro+e+cadastramento+de+materiais+de+uso+em+sa%C3%BAde.pdf?MOD=AJPERES>
- Acesso: 20/12/2013.
38. BRASIL. ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Consulta ao Banco de Dados de produtos para a saúde. Disponível em:
http://www7.anvisa.gov.br/datavisa/Consulta_Produto_correlato/consulta_correlato.asp
- Acesso: 20/12/2013.
39. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3): 268-75.
40. Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont Res* 2012;56(1):19-24.

41. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 1979;37(4):195-206.
42. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol* 1997;42(1):11-7.
43. Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J Oral Implantol* 2007;33(1):1-7.
44. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;37(1):19-26.
45. Canullo L; Coelho PG; Bonfante EA. Mechanical testing of thin-walled zirconia abutments. *J Appl Oral Sci* 2013;21(1):20-4.
46. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res Part A* 2014;102(2):552-74.
47. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
48. Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott A. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci* 2011;19(4):413-20.
49. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an *in vitro* test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-91.
50. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(1):90-4.
51. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003,18(5): 719-28.
52. Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:458–64.