

Carla Sofia da Silva Araújo Melo

Ensaio De Fadiga Mecânica Sobre Conexões Implante - Pilar

Universidade Fernando Pessoa

Porto, 2015

Carla Sofia da Silva Araújo Melo

Ensaio De Fadiga Mecânica Sobre Conexões Implante - Pilar

Universidade Fernando Pessoa

Porto, 2015

Carla Sofia da Silva Araújo

Ensaio De Fadiga Mecânica Sobre Conexões Implante - Pilar

“Projeto de Investigação apresentado à Universidade
Fernando Pessoa como parte dos requisitos para obtenção do grau
de Mestrado Integrado em Medicina Dentária.”

Resumo

Os implantes dentários osteointegrados, apresentados na área da medicina dentária na década de 60, têm sido submetidos nas últimas décadas a uma intensa pesquisa e desenvolvimento de novos sistemas. A estabilidade biomecânica da conexão implante-pilar é de extrema importância para o êxito da reabilitação implanto-suportada.

O sucesso da restauração protética sustentada por implantes osteointegrados e a saúde dos tecidos circundantes estão estreitamente relacionados com a exactidão e adaptação dos elementos, a estabilidade da conexão implante-pilar, assim como a resistência quando esta é sujeita a cargas durante a atividade mastigatória.

Devido às taxas de sucesso, os implantes dentários são usados como excelente opção na reabilitação de pacientes parcial ou totalmente desdentados. No entanto, existem aspetos biomecânicos que podem acarretar complicações, sendo necessário efetuar estudos no sentido de melhorar as falhas existentes.

Com a intenção de evitar prováveis falhas, componentes fabricados nos diversos materiais devem ser sujeitos a ensaios de fadiga mecânica, onde a tensão aplicada deve representar a mesma a que os implantes estão submetidos, permitindo assegurar que estes possuem resistência suficiente para atuar nas suas atividades futuras e capazes de suportar as cargas atribuídas.

O objetivo deste trabalho compreende quais as condições subjacentes ao trabalho prático em ensaios de fadiga mecânica sobre conexões implante-pilar.

Abstract

The osseointegrated dental implants, presented in the field of dentistry in the 60s, have subjected, in recent decades, to an intensive research and development of new systems. The biomechanical stability of the implant–pillar connection is of great importance for the success of implant-supported rehabilitation.

The success of prosthetic restoration sustained by osseointegrated implants and the health of the surrounding tissues are closely related to the accuracy and adaptation of the elements, the stability of the implant–pillar connection, as well as resistance when it is subjected to loads during chewing activity.

Because of the success rates, dental implants are used as an excellent option in the rehabilitation of partially or totally edentulous patients. However, there are biomechanical aspects that can lead to complications, so, it is necessary to carry out studies to improve the existing flaws.

In order to avoid possible failures, components manufactured in various materials should be subjected to mechanical fatigue trials, where the applied stress should represent the same which the implants are submitted to, allowing to ensure that they have enough strength to act in their future activities and be able to support the loads assigned.

This work comprises the assumptions that underlie the practical work in mechanical fatigue trials on implant-pillar connections.

Dedicatória

Ao meu marido Ricardo Melo

Pelo Homem e Pai que és,
Por todo o amor incondicional,
Por todo o apoio,
Por todo o esforço,
Porque acreditas-te em mim,
Para que, o que outrora era um sonho, hoje fosse uma realidade.
Amo-te.

À minha filha Maria João

Porque és o melhor presente deste curso,
Porque a cada sorriso teu, tudo parecia mais fácil,
Porque nasces- te no início e tornas-te a luta maior, mas muito mais feliz.
Amo-te.

Aos meus pais Carlos e Maria

Pela educação,
Pelos princípios,
Para que hoje se orgulhem da pessoa que sou.
Amo-vos.

A Mim

“ Matar o sonho é matarmo-nos. É mutilar a nossa alma. O sonho é o que temos de realmente nosso, de impenetravelmente e inexpugnavelmente nosso ”.

Fernando Pessoa

Agradecimentos

Ao meu orientador Dr. Jorge Pereira

Por me ter acolhido,
Pela disponibilidade,
Pelos ensinamentos e conselhos,
Pela dedicação do seu tempo à orientação desta tese,
Por tudo, muito obrigada.

À minha grande amiga Diana Oliveira

Pela linda amizade que construímos,
Pelos momentos de alegria,
Pela Mulher que és,
Obrigada.

A todos os docentes da UFP

Que de uma forma ou de outra fizeram parte desta caminhada,
Pelos ensinamentos,
Pela amizade,
Pelas palavras de carinho,
Obrigada, ficam no meu coração.

Índice

I- INTRODUÇÃO	1
II- DESENVOLVIMENTO	4
2.1- Materiais e Métodos	4
2.2- Dente/ Implante	5
2.3- Tensões Sofridas pelos Implantes Dentários	7
2.4- Complicações Periimplantares	9
2.4.1- Causas da Periimplantite	10
i) Microorganismos	10
ii) Tecido Periimplantar	10
iii) Superfícies	11
iv) Conexões Implante – Pilar	11
v) Geometria	12
vi) Sobrecarga Mecânica	12
2.5- Normas ISO	13
2.6- Condições de Carga	14
2.7- Propriedades da Fadiga	16
2.8- Ensaio de Fadiga Mecânica	17
2.9- Testes Experimentais para Avaliar a Carga Máxima	22
2.10- Fraturas dos Materiais por Fadiga Cíclica	25
2.11- Métodos para Aferição da Estabilidade Primária	28
2.11.1- Torque	29
2.11.2- Osstell. [®] – Frequência de Ressonância	30
2.12- Sistema de Implantes <i>Cone Morse</i>	33
III- CONCLUSÃO	35
IV- BIBLIOGRAFIA	37

Índice de Figuras

Figura 1- Esquema comparativo entre o sistema anatómico do dente e do implante	5
Figura 2- Forças mastigatórias em cada sector dentário	7
Figura 3- Teste laboratorial de forças multivectoriais da boca	19
Figura 4- Esquema representativo utilizado para os ensaios mecânicos	20
Figura 5- <i>Material Test System – MTS 810</i>	21
Figura 6- Teste de compressão de um sistema típico de testes de titânio comercial	22
Figura 7- Efeito dos diferentes tipos de restrição na capacidade de suporte de carga de um implante dentário em dois estágios	23
Figura 8- Aparelho Osstell® com Análise de Frequência de Ressonância	30
Figura 9- Transdutor e chave para aperto ao implante ou pilar	31
Figura 10- Sistema de Frequência de Ressonância Osstell® Transducer	32
Figura 11- Osstell™ Mentor	32
Figura 12- Impante de interface protética cônica- <i>Cone Morse</i>	33

Símbolos

®- Marca Registrada

Hz- Hertz

%- Percentagem

N- Newton

°- Grau

mm- Milímetro

N/cm- Newton por centímetro

mm/min- Milímetro por minuto

kN- Kilonewtons

kHz- Quilo-hertz

rpm- Rotações por minuto

µm- Micrómetro

°C- Graus Celsius

I- Introdução

A perda de estruturas dentárias, continua a ser um problema que afeta uma grande parte da população e a saúde de todo o sistema estomatognático, causas de origem multifactorial podem levar a essa ocorrência. A substituição das peças dentárias perdidas tem sido ao longo dos tempos um desafio para os profissionais da área da reabilitação oral, por isso novas técnicas e o desenvolvimento de um novo material acentua-se a cada dia neste universo.

O advento dos implantes osteointegrados revolucionou o tratamento do edentulismo parcial ou total e tem vindo a sofrer alterações ao longo da história médica dentária. Os implantes dentários são actualmente uma verdadeira realidade e a sua indicação e uso cada vez mais frequentes, sendo a implantologia uma área de elite no que se refere à reabilitação oral.

Os implantes dentários têm sido alvo de várias pesquisas e acompanhamento após a publicação dos estudos sobre osteointegração por Branemark, P.I. *et al.* (1977).

Comparativamente com o passado, nos dias de hoje, os implantes dentários são bastante mais acessíveis, permitindo aos pacientes retomar o sorriso, sendo este um cartão-de-visita pessoal, empregado como manifestação de sentimentos e vontades do ser humano desde a infância.

Os benefícios das restaurações fixas podem ser usufruídos por pacientes totalmente ou parcialmente edêntulos, sem a preocupação quanto à falta de estabilidade e desconforto com as suas próteses (Dibart *et al.* 2005).

Um importante aspecto do plano de tratamento é, o correto conhecimento do tipo de complicações que podem ocorrer durante os procedimentos odontológicos, assim como a comunicação médico-paciente, o consentimento informado e o cuidado pós tratamento (Goodacre, C.J. *et al.* 1999).

A osteointegração na atualidade não é o maior desafio do implantologista, mas sim a durabilidade da reabilitação. É necessário reunir condições biológicas, dos tecidos duros e

moles ao redor do implante que induza uma resposta inflamatória reduzida e permita a longevidade do mesmo.

Fatores microbiológicos e técnicas cirúrgicas foram descritas e relacionadas com muitas falhas, apesar das taxas de sucesso da osteointegração serem excelentes (Faria, R. *et al.* 2011).

Podem ocorrer complicações biológicas dependendo do grau de desadaptação da estrutura protética sobre os implantes, incluindo reação adversa dos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea periimplantar e até perda da osteointegração (Adell *et al.* 1981; Carlson & Carlsson, 1994), e mecânicas desde fratura de implantes, fratura do parafuso de fixação, fratura da peça protética (Naert *et al.* 1992; Zarb & Schmitt, 1990).

Observações clínicas têm demonstrado que as maiores causas das falhas com relação aos implantes osteointegrados são: (a) osteointegração deficiente, (b) complicações dos tecidos moles vizinhos (mucosite e periimplantite) e (c) complicações mecânicas (Huang *et al.* 2005).

Entre os problemas mecânicos, rotação do pilar, afrouxamento do parafuso e fratura do parafuso do pilar são as principais ocorrências (Kano *et al.* 2007). Implante, parafuso e pilar são susceptíveis à fratura. Uma revisão sistemática demonstrou um índice de fratura de implante de 0,4% em 5 anos e 1,8% em 10 anos (Pjetursson *et al.* 2004).

Os implantes dentários variam quanto ao tipo de conexão, tipo de parafuso e forma de intermediário, estando unidos de forma totalmente mecânica.

Existem duas grandes formas de conexão, a interna e a externa, podendo estas ainda ser subdivididas em várias conformações de conexão (cone morse, hexagonal lobular, entre outras), sendo as mais utilizadas pelos implantologistas a interna tipo cone morse e a hexagonal interna e externa. Os pilares intermediários podem ser fundidos, fundidos com base fresada em Crômio Cobalto ou totalmente fresados, sendo que o titânio e o ouro são os materiais utilizados na confecção do parafuso que vai unir o pilar ao implante.

O resultado de um tratamento satisfatório com implantes depende do equilíbrio entre os factores mecânicos e os biológicos, sendo que os mecânicos associam-se à estabilidade da conexão entre o implante-pilar (Goodacre, C.J. *et al.* 1999; Neves *et al.* 2005).

Muitos agentes relacionados com a produção dos componentes do implante e o efeito das fases clínicas e laboratoriais, podem cooperar para um desajuste clínico da prótese e são desapropriados para gerar uma adaptação passiva absoluta entre as mesmas e o implante. A interface implante-pilar tem sido mencionada como agente significativa na transferência de tensões, respostas biológicas adversas ou complicações na reconstrução protética (Barbosa *et al.* 2007).

A inflamação nos tecidos periimplantares pode ser o resultado da existência de espaços na interface implante intermediário, que favorece a acumulação de biofilme bacteriano. A contaminação da porção interna de implantes osteointegráveis por bactérias foi demonstrada em estudos *in vivo* e em *in vitro* (Jansen *et al.* 1997; Herman *et al.* 2001).

Sendo o biofilme bacteriano um importante agente etiológico da periimplantite, a infiltração bacteriana poderá influenciar a evolução do tratamento e intervir no sucesso a longo prazo dos implantes osteointegráveis.

II- Desenvolvimento

2.1- Materiais e Métodos

A presente revisão bibliográfica foi baseada em informação científica devidamente publicada. A pesquisa bibliográfica foi realizada via online recorrendo ao motor de busca Google, assim como às bases de dados da Medline/Pubmed e SciELO, disponíveis nas bibliotecas das Faculdades de Medicina Dentária da Universidade Fernando Pessoa e da Universidade do Porto.

Este trabalho consiste numa revisão bibliográfica que compreende como objetivos identificar as premissas, que estão subjacentes ao trabalho prático em ensaios de fadiga mecânica sobre conexões implante-pilar.

A pesquisa bibliográfica, realizada no período letivo de 2014/2015, efetuada com as palavras-chave: implants tests, implant-abutment connections, mechanical tests, *Cone Morse*, dental biomechanics e periimplantitis.

Foram selecionados artigos entre os anos 1977 e 2015, considerados relevantes para o tema em estudo, escritos em inglês e português.

2.2- Dente / Implante

O implante dentário é uma estrutura ou apoio metálico, permanente, usualmente feito de uma liga de titânio, posicionado no osso maxilar superior e/ou inferior, por meio de cirurgia. Desempenha o papel de substituir os dentes naturais, abrangendo raiz e coroa, quando estes já não desempenham a sua função de forma apropriada, facultando um apoio firme e durável aos dentes artificiais.

A raiz natural do dente é substituída pelo implante osteointegrado, que é assistido pelo pilar que recebe a coroa artificial, também designada de prótese. Esta substituição, executada no osso maxilar, possibilita a ação de cargas estáticas e dinâmicas, como a mastigação e o bruxismo, com competência para aguentá-las e suporta as diferentes temperaturas dos alimentos ingeridos, assim como, a acidez ou alcalinidade a que o meio oral está sujeito.

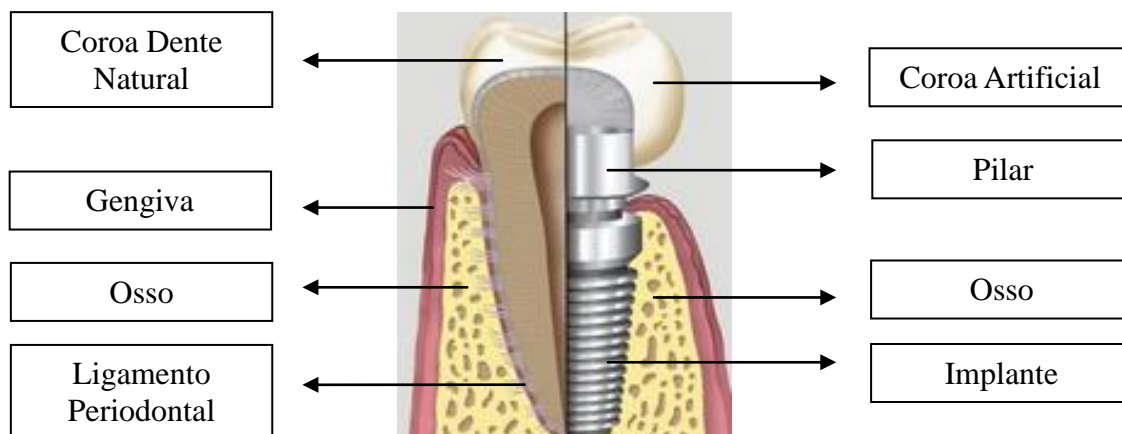


Figura 1- Esquema comparativo entre o sistema anatômico do dente e do implante (Ref. <http://agendar.no.comunidades.net/implante-dental>).

Algumas características em comum são encontradas nas gengivas dos dentes e na mucosa dos implantes, contudo a composição do tecido conjuntivo, o alinhamento dos feixes de fibras de colágeno e a distribuição das estruturas vasculares na porção apical ao epitélio juncional diferem entre elas (Lindhe,1999).

A transmissão de cargas funcionais ao osso, executadas pelo dente natural com um periodonto saudável, é muito diferente das transmitidas ao complexo prótese/implante.

Quando se realizam cargas oclusais nos dentes naturais, o ligamento periodontal assume um papel de almofada, enquanto no implante osteointegrado as mesmas cargas são transmitidas diretamente ao osso circundante (Chun *et al.* 2002).

2.3- Tensões Sofridas pelos Implantes Dentários

Frequência da mastigação, força de mordida, composição dos líquidos intra-orais, abrasividade da dieta, variações da temperatura, propriedades físicas dos materiais, presença de partículas de impureza duras e rugosidade da superfície, são alguns dos agentes que colaboram para o desgaste quer do dente natural, quer do implante. Muitas peças dentárias podem ser lesadas quando há presença de tensão combinada com condições benéficas para que aconteça uma corrosão sob tensão, sendo esta corrosão idêntica ao que ocorre durante a fadiga no ambiente oral. Fendas ou fissuras, podem actuar como posições de concentração de tensão (Anusavice, 2003).

Durante a mastigação, cargas axiais e transversais são produzidas devido aos contactos oclusais, sendo que estes modificam conforme a mastigação e, ainda, em conformidade com a quantidade e o tipo de alimento. A junção destas cargas propicia uma movimentação no dente em vários sentidos (Moraes, 2001).

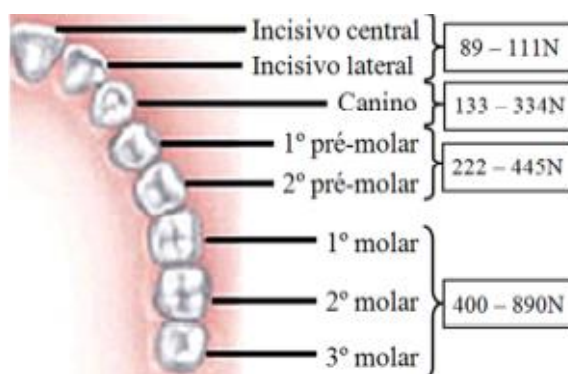


Figura 2- Forças mastigatórias em cada sector dentário (Ref. <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/123424>).

Na medicina dentária existem vários tipos de tensões produzidas que modificam com a natureza das forças exercidas e a forma do objecto, podendo ser de tração, cisalhamento e de compressão.

A resistência a um material é referida como, o nível médio de tensão em que um material apresenta uma quantidade de deformação elástica ou, o ponto em que surge fratura em diversos corpos de prova de igual forma e tamanho. Contudo se existirem

tensões superiores ao limite de proporcionalidade, ocorre uma deformação permanente e poderá ser o suficiente para causar a fratura do material (Anusavice, 2003).

Após a iniciação de uma fissura, designada um defeito crítico, durante diversos ciclos de carregamento, progressivamente é desenvolvida uma fratura que acontece de impulso e inesperadamente. Uma fratura antecipada pode acontecer quando a tensão permanece muito abaixo da resistência máxima à tração, já que diferentes ciclos de tensões fazem com que falhas bastante pequenas cresçam devagar, sendo denominada de falha por fadiga (Anusavice, 2003).

2.4- Complicações Periimplantares

Muitas são as causas que podem dar origem ao desenvolvimento da doença periimplantar, de entre eles, a deficiente higiene oral, a doença periodontal pré-existente, a topografia de superfície e o desenho dos implantes. Os tecidos periodontais não recobrem uma parte dos implantes dentários, ficando estes expostos ao ambiente oral, sendo facilmente colonizados pelo biofilme formado pelos microorganismos orais. Alguns destes microorganismos podem provocar doenças periimplantares, e originar a perda do implante à posteriori (Lorenzo *et al.* 2004).

A periimplantite define-se como sendo uma reacção inflamatória ao nível dos tecidos duros e moles que rodeiam um implante (Mombelli *et al.* 2012).

Devido às várias semelhanças clínicas, a periimplantite pode ser comparada com a periodontite, sendo que ambas apresentam numerosas semelhanças clínicas, histológicas e microbiológicas (Triplett, 2003).

A mucosite periimplantar é uma reacção inflamatória reversível da mucosa adjacente a um implante (Berglundh *et al.*, 2005).

A periimplantite é diagnosticada quando surge perda crescente de osso periimplantar, ultrapassando os limites de tolerância de reabsorção do osso, após o êxito da osteointegração do implante, ou seja, a perda óssea vertical não deve ser maior que 0,2mm por ano (Romeiro *et al.* 2010).

Tem início numa inflamação superficial da mucosa periimplantar (mucosite). Caso subsista sem tratamento, o processo pode tornar-se gradual e irreversível, conduzindo à perda óssea vertical e horizontal expondo a longevidade dos implantes (Ferreira *et al.* 2009).

2.4.1- Causas da Periimplantite

A etiologia da periimplantite é multifatorial, sendo os fatores implicados no seu desenvolvimento:

i) Microorganismos

Sempre que os microorganismos patogênicos colonizam os tecidos examina-se o crescimento de patologia devido à infecção e à resposta inflamatória subsequente.

Descobertos microbiológicos, referentes à flora microbiana de implantes não osteointegrados, mostram que as bactérias implicadas nas periodontites infecciosas, provavelmente têm um papel significativo no progresso da patologia periimplantar, sendo elas *Staphylococci spp.*, *Capnocytophage Spirochetes*, *Fusobacteria spp.*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermédia* e *Actinobacillus actinomycetemcomitans* (Haas *et al.* 1997).

Estudos revelam que a flora microbiana associada à patologia periimplantar é constituída por bactérias gram- negativas das quais se destacam *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermédia*, *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* e *Tanarella forsythus* (Sallum *et al.* 2008).

ii) Tecido Periimplantar

A flora microbiana subgingival, em paciente parcialmente desdentados, reabilitados com implantes, é mais patogênica quando equiparadas à de pacientes totalmente edêntulos. Isso indica a influência da doença periodontal no início e desenvolvimento da patologia periimplantar nos dentes adjacentes. O tecido periimplantar desempenha um papel crucial como barreira biológica aos prováveis agentes patogênicos da periimplantite. Subsiste a hipótese de que dentes naturais possam servir como reservatório de patogênicos periodontais os quais podem invadir os tecidos ao redor de implantes (Sallum *et al.* 2008).

iii) Superfícies

A composição química e a rugosidade da superfície de um implante têm um grande papel na constituição de placa bacteriana (Pereira *et al.* 2015).

A superfície de um implante influencia o possível progresso de periimplantite, pelo facto de esta possibilitar a maior ou menor adesão bacteriana (Sallum *et al.* 2008; Pereira *et al.* 2015).

O estudo de diversas superfícies de implantes (hidroxiapatite, titânio puro, alumina e zircónio) averiguou-se que se encontrava *Streptococcus spp.* em todos nas primeiras quatro horas e anaeróbios nas 48 horas subsequentes. Apurou-se ainda que as superfícies mais rugosas possibilitavam uma maior aderência das bactérias (Nakazato *et al.* 1989; Pereira *et al.* 2015).

Implantes com superfícies rugosas têm maior propensão a conceber biofilme de bactérias patogénicas, possibilitando o desenvolvimento de periimplantite (Sallum *et al.* 2008; Nakazato *et al.* 1989).

A rugosidade do implante não tem preponderância no desenvolvimento de periimplantite, quando o implante se localiza intra-ósseo, na sua totalidade, por outro lado quando o implante fica exposto, a rugosidade contribui para o aumento da retenção do biofilme bacteriano, principalmente em paciente com hábitos de higiene oral muito diminutos (Garcés, 2004; Ferreira *et al.*, 2009).

iv) Conexões Implante - Pilar

Um sistema de implante-prótese que exponha desajustes pode promover a retenção da placa bacteriana, para além de possibilitar o acesso de microorganismos para o interior do pilar.

A conexão implante-pilar oferece condições de retenção de placa bacteriana, assim como a coaptação deficiente entre os constituintes protéticos e o topo do implante, são

responsáveis pela penetração bacteriana e naturalmente colonização bacteriana no aspecto interno dos implantes (Ferreira *et al.*, 2009).

Estudos *in vitro* registaram infiltração de bactérias e fluidos na interface implante-pilar (Garcés, 2004). O que pode aumentar o risco de inflamação dos tecidos periimplantares e, naturalmente comprometer a instabilidade do implante sendo um fator possível de desenvolvimento de periimplantite (Lopes *et al.* 2010).

Pode ocorrer fenômenos de corrosão, quando a um implante de titânio se liga uma estrutura de metal não nobre. Existe um aumento de macrófagos nos tecidos que circundam o implante propagando a reabsorção óssea inicial por razões não infecciosas, mas que após a contaminação, dão início a uma periimplantite (Garcés, 2004).

v) Geometria

Quando um implante é colocado correctamente, a geometria parece ser de menor importância, contudo há que contar com a influência da mesma no modo de transmissão de forças ao osso. Uma sobrecarga pode ser transmitida em algum ponto, especialmente na zona de união entre o osso e a parte cervical do implante. A carência de osso neste ponto biomecanicamente débil auxilia a formação de um defeito ósseo que após a contaminação pode dar início a uma periimplantite (Garcés, 2004).

vi) Sobrecarga Mecânica

O desenvolvimento de inflamação nos implantes com exagerado traumatismo oclusal pode elevar o efeito da carga excessiva, podendo advir uma maior reabsorção óssea à volta de implantes. A sobrecarga oclusal pode ser o agente primordial de perda de integração de um implante estável, sendo esta um desequilíbrio biomecânico entre forças funcionais e parafuncionais, agindo sobre uma prótese que por sua vez atua no implante e no osso alveolar, podendo causar a perda de osteointegração. Esse sinal clínico expressa-se devido à permuta de tecido ósseo por uma cápsula fibrosa não funcional. O somatório da flora microbiana patogénica com traumatismo oclusal leva ao desencadeamento de periimplantite (Sallum *et al.* 2008).

2.5- Normas ISO 14801:2007 (International Organization for Standardization)

Este Standard Internacional especifica métodos de ensaio de fadiga de implantes dentários endósseos, é útil para a comparação de implantes de diferentes *designs* ou tamanhos (ISO, 2007).

A resistência à fadiga em implantes dentários é realizada conforme padrões da norma ISO 14801:2007 *Dentistry – Implants- Dynamic fatigue test endosseus dental implants*, que recomenda que sejam usadas amostras com a condição mais crítica, dentro de uma determinada configuração de produtos (ISO, 2007).

Os componentes com menor diâmetro são considerados os mais críticos, portanto os mais sujeitos à falha por fadiga. Falha de um material é definida como deformação permanente ou de fratura de qualquer componente (ISO, 2007).

A norma ISO 14801:2007 determina que um definido corpo de prova deva resistir a uma ciclagem de 2 milhões de ciclos de carga a uma frequência inferior a 2 Hz ou 5 milhões de ciclos de carga a uma frequência superior a 2 HZ ou inferior a 15Hz. Pelo menos três amostras devem atingir o número especificado de ciclos sem falhas (ISO, 2007).

2.6- Condições de Carga

Avaliar as cargas que atuam sobre os dentes naturais durante a atividade funcional de um paciente não é uma tarefa fácil. Uma vez que ainda não existem dispositivos de teste totalmente fiáveis, é difícil reunir dados exaustivos sobre o tipo e quantidade de carga exercida num implante. Muitos esforços têm sido feitos na investigação de forças no caso de cargas exercidas em implantes dentários, próteses fixas e removíveis, bem como em dentes naturais. Dados experimentais de diferentes autores variam um pouco. Este aspecto pode ser parcialmente justificado pelo facto de que os valores dependem de muitos factores diferentes, como por exemplo, as condições específicas da mastigação (Brunski,1995).

Isto acontece, também, devido à diferenciação significativa da anatomia de paciente para paciente. As condições de carga relacionadas com a actividade de mastigar são essencialmente uma combinação de forças (Weinberg, 1993).

As condições da carga têm diferentes distribuições de tensões no próprio implante e no tecido ósseo circundante, que podem levar à falha do implante, à fratura de um dos seus componentes ou à perda óssea marginal (Rangert *et al.* 1995).

As cargas relacionadas com a atividade funcional não são a única fonte de tensão sobre o implante e o osso. Em múltiplas configurações de implantes, se um ou mais implantes são desajustados com a barra do implante, uma pré-carga pode ser induzida quando a barra é forçada sobre os pilares que causam tensão na interface osso-implante (Pietrabissa *et al.* 2000).

A intensidade da pré-carga depende do tamanho do desajuste. No caso de um sistema multi-implante, os efeitos da pré-carga podem ser particularmente evidentes quando existem distorções estruturais. A consequente tensão adicional é somada à induzida pela atividade funcional, dando origem a possíveis condições críticas (Jemt *et al.* 1996).

A carga das forças médias intrusivas que actuam sobre implantes individuais ronda geralmente na ordem de 200N, enquanto as forças transversais são cerca de 10% da

componente vertical. Estes são valores indicativos no caso geral da atividade mastigatória. No entanto, testes experimentais e análises numéricas têm em conta forças maiores, a fim de estimar a capacidade de carga limite do sistema de implante e, assim, avaliar a sua condição de segurança (Natali *et al.* 2003).

2.7- Propriedades da Fadiga

Estruturas submetidas a tensões oscilantes e dinâmicas estão sujeitas a uma forma de falha, a fadiga. Esta pode aparecer após um extenso período de tensões ou ciclos de desfiguração que se repetem. A fadiga é a transformação estrutural persistente de um material, isto é, a fenda ou ruptura progressiva do mesmo. As fissuras produzidas no interior do componente causam a lenta quebra do material, sendo este o motivo da diminuição gradual de capacidade de carga do componente. A resistência à fadiga é o número de ciclos que um componente tolera quando é sujeito a uma determinada carga (Callister, 2005).

Três etapas da fratura por fadiga:

- a) Nucleação da fissura: parte dos locais de concentração de tensão, onde há, ocorrência da deformação plástica localizada. No início a fissura pode ser controlada pelas dimensões da área atingida pela deformação, mas com o passar do tempo, pode haver progresso até obter um tamanho crítico. A nucleação da fissura ocorre na superfície sendo irreversível. A ação do ambiente sobre a fissura pode acelerar a ocorrência de fratura, devido ao fato da parte interna estar exposta e sujeita a contaminação (Rosa, 2002).
- b) Propagação estável da fissura: no caso de na nucleação da fissura a aplicação da carga não seja travada, a fissura difunde-se de uma maneira estável, porém depende da estrutura cristalina, do tamanho do grão e textura (Rosa, 2002).
- c) Propagação instável da fissura: após atingir um tamanho crítico, a fissura começa a disseminar-se de forma instável e em poucos ciclos existe fratura do material (Rosa, 2002).

A fadiga é a causa maioritária de falhas em metais, atingindo cerca de 90% de todas as falhas metálicas, ocorrendo de maneira repentina e sem aviso prévio, sendo devastadora e traiçoeira, ocorre por disseminação de fissuras e a superfície da fratura por norma é perpendicular à direção de emprego de uma tensão de tração (Callister, 2005).

2.8- Ensaio de Fadiga Mecânica

O ensaio de fadiga auxilia na localização de falhas e esclarece a conduta de materiais quando exibidos a variações de cargas ou perturbações. Normalmente o teste é repetido com ciclos de carga diferentes, contudo utilizam-se amostras idênticas (Instron, 2015).

A confiabilidade de implantes está relacionada com, o quanto tão bem as próteses podem substituir as funções naturais de um paciente. É, evidentemente, essencial que a capacidade funcional do sistema de próteses possa ser mantida por um período de longa duração. Actualmente, as taxas de sucesso dos sistemas protéticos baseadas nos implantes é bastante elevada. Isto, é o reflexo do resultado de métodos empíricos e da experiência de vários anos de actividade clínica. Para uma contribuição significativa neste sentido é importante investigar o problema da numérica experimental e biomecânica (Natali *et al.* 2003).

Apetrechamentos para ensaios de fadiga devem ser arquitectados para elevar as condições de tensão, quanto for possível, durante o procedimento. Os ensaios de simulação executados em laboratório determinam as propriedades de fadiga dos materiais, da mesma forma que ocorre com outras particularidades mecânicas (Callister, 2005).

Durante a actividade funcional de um paciente, o sistema de implantes dentários está sujeito a várias situações. Estas podem induzir cargas de tensão tanto nos diferentes componentes da prótese, como no osso, como em torno do implante. O valor destas tensões depende de vários fatores, tais como a anatomia específica do paciente, a sua actividade funcional, bem como sobre as condições do tecido ósseo periimplantar. O último aspecto pode afectar, em grande parte a restrição do implante (Natali *et al.* 2003).

Reduzir os testes fornece a vantagem de suprimir os períodos de repouso e as cargas de amplitude muito pequenas, sem alterar os resultados. Contudo, existe o inconveniente de confundir a análise requerida para aquela conexão entre os resultados e o desempenho, tornando custoso relacionar as vidas do ensaio e a prevista em serviço, sendo essencial aplicar distintas suposições para fazer a correlação (Instron, 2015).

O tipo de conexão é outro fator que influencia o comportamento funcional. É essencial que o ensaio experimental através da simulação, esteja o mais próximo possível das condições críticas que um sistema de implante pode experimentar. O procedimento experimental deve ser reprodutível e permitir uma análise comparativa da resposta mecânica de diferentes tipos de implantes, submetidos à mesma carga e condições de contorno (Natali *et al.* 2003).

O ensaio de fadiga mecânica à fratura é um relevante método de avaliação da carga máxima suportada pelo implante, viabilizando a análise comparativa da resistência entre diferentes tipos de implantes. No entanto, a análise das amostras após os ensaios pode demonstrar diferentes condições de falhas. O tipo e a localização destas podem facultar importantes informações sobre o comportamento clínico futuro destes implantes.

A fadiga é uma transformação progressiva, localizada e permanente que ocorre num material submetido a uma tensão de tração repetitiva ou flutuante. Experimentalmente, três formas de carga podem ser empregues para provocar as falhas por fadiga: carga axial direta (a amostra é submetida a uma tensão uniforme através da sua secção transversal), flexão plana (a maior parte da amostra é submetida a uma tensão em flexão uniforme) e carga através de uma amostra rotacional (a amostra é girada de forma simétrica e submetida a uma carga através de um peso enquanto rolamentos giratórios permitem a rotação (Ritchie, 2000).

Os tipos mais comuns de execução de ensaios de fadiga são: tração-compressão; torção cíclica; flexão plana; flexão rotativa e flexão alternante, podendo ainda existir combinações como: tração-torção; tração-flexão; flexão-torção, entre outras (Karl *et al.* 2009).

Wiskott em 1994, desenvolveu um teste laboratorial com o objectivo de aplicar o padrão de forças multivetoriais da boca. (Wiscott *et al.* 1994)

O teste consiste em girar uma amostra que se encontra firme na parte final a um mandril rotativo e sujeita a carga na outra ponta. As amostras são então submetidas em 360° a um campo de pressões de tração de tensão e compressão. O padrão complicado de forças que são clinicamente impulsionadas, não é capaz de ser copiado pelos sistemas

de testes de fadiga orientados por um accionador (Figura 3). Em virtude disso, dados obtidos através da utilização do teste de fadiga rotacional têm conformidade superior aos testes que empregam um único eixo (Cibirka *et al.* 2001).

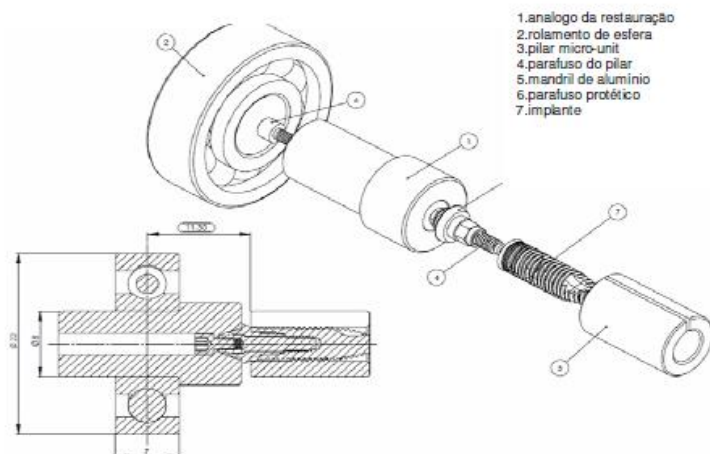


Figura 3- Teste laboratorial de forças multivectoriais da boca (Ref. Cibirka *et al.* 2001).

Foram avaliadas três geometrias de interface implante- pilar (Hexágono externo, Hexágono intermo e *Cone Morse*), num total de 90 implantes de 4mm de diâmetro e 13mm de comprimento, sendo 30 de cada tipo de interface. Os implantes foram conectados aos pilares Multi-unit e submetidos a um torque de 30Ncm, recorrendo a um torquímetro calibrado, sendo que estes tipos de pilares são maquinados industrialmente (Ribeiro, 2009).

As três interfaces implante–pilar foram avaliadas em relação à resistência à fadiga em 10^6 ciclos (Wiscott *et al.*1994), sendo testadas em sequência e submetidas à carga através de um rolamento de esferas e rodadas a 1000 rpm numa frequência de 16.7 Hz, contudo concluiu-se que no final 50% das amostras falharam e 50% das amostras sobreviveram sem danos. Estatisticamente os implantes de Conexão Hexágono externo apresentaram resultados superiores comparados com a Hexagonal interna e *Cone Morse* (Ribeiro, 2009).

Noutro estudo, utilizaram-se implantes dentários à base de Titânio com superfície lisa de duas marcas comerciais, uma da Neodent e outra 3i Implant Innovations Inc, com os respectivos pilares de preparo. Todos os implantes tinham conexão externa, plataforma protética de 4,1 mm, com diâmetro de 3,75 x 15,00 mm de comprimento. Os conjuntos

implante/componente protético foram montados de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes, logo após a abertura das embalagens, aplicando-se um torque de 32 N com um torquímetro manual protético (Sartori *et al.* 2007).

Um ensaio de fadiga por forças de compressão que retrata a configuração presentemente usada para testar, *in vitro* o conjunto implante/componente, com o destino de simular a coroa protética, onde o modelo é coberto por uma esfera de metal, como mostra a figura 4 (Merz *et al.* 2000).

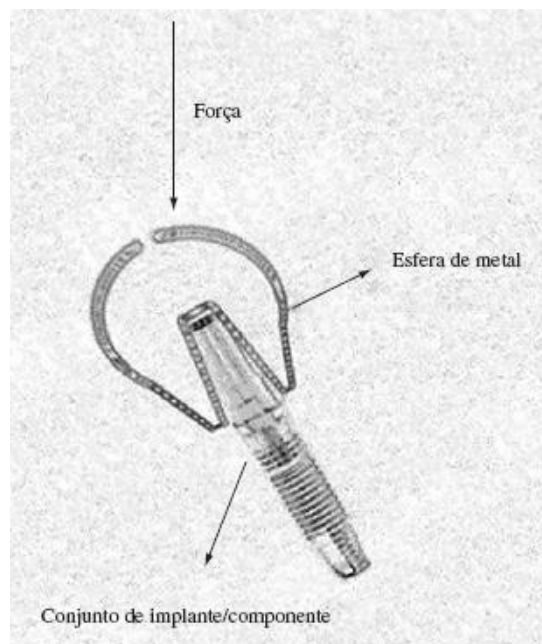


Figura 4- Esquema representativo utilizado para os ensaios mecânicos (Ref. Sartori *et al.* 2007).

Tendo como menção a utilização na cavidade oral por 5 anos, foi usado o equipamento de ensaios mecânicos *Material Test System – MTS 810* (MTS Systems Corporation, Minnesota, USA), e para a análise dos dados realizados um programa específico *Test Works for Test Star II* (MTS Systems Corporation, Minnesota, USA). Com o auxílio de um gerador de função, colocou-se o número de ciclos em 100.000, a frequência em 15 Hz e a carga em 60% da carga máxima (420 N±18) (Morgan *et al.* 1993).



Figura 5- *Material Test System – MTS 810.* (Ref. http://www.upc.edu/sct/documents equipament/d_77_id-412.pdf).

O posicionamento dos corpos de prova com a forma pretendida, foi obtido com a ajuda de um dispositivo confeccionado particularmente para esse fim. O dispositivo foi cravado ao mordente inferior do aparelho, num plano inclinado a 30° . Sendo que foi a parafusada a garra que segura por pressão o corpo de prova, ficando este colocado na respectiva canaleta, de maneira a que seis roscas do implante permaneçam exteriormente ao suporte da garra, fingindo assim uma situação clínica extremamente desfavorável de perda de suporte ósseo (Sartori *et al.* 2007).

O comportamento mecânico dos implantes não sofreu de qualquer decréscimo de resistência à fadiga, independente da marca comercial quando comparado com o grupo de controlo, sendo que as duas marcas suportaram ciclos na ordem dos 10^5 , simulando 5 anos na cavidade oral (Sartori *et al.* 2007).

2.9- Testes Experimentais para Avaliar a Carga Máxima

Teste de compressão de um sistema típico de testes de titânio comercial. Os implantes testados mediam 13 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro, com um batente pré - angular com 25° ligado ao suporte através de um parafuso. Em cada implante, o parafuso de ligação foi apertado com um binário de 20 N/cm, o valor normalmente recomendado pelo fabricante. A forma como a força de compressão foi aplicada, na parte superior do pilar, deu origem a momentos de flexão, os quais foram adicionados para o estado de compressão do dispositivo de fixação. Isto representa condições desfavoráveis para um implante. O teste foi levado a cabo usando uma máquina MTS 858 MINI Bionix equipada com um MTS 661.19F-02 com carga 10 kN, alinhada com o actuador. Os implantes dentários foram inseridos num suporte de alumínio cilíndrico e colocados com um eixo de fixação paralela à direcção de carregamento. A força de deslocamento dos implantes foi realizada com controlo de deslocamento e uma taxa de 1mm/min, até à falha do sistema. Os implantes foram testados sob diferentes condições de contorno e carregamento. Dois tipos de restrições foram consideradas, inserir o implante completamente ou apenas parcialmente no interior do suporte cilíndrico (Natali *et al.* 2003).

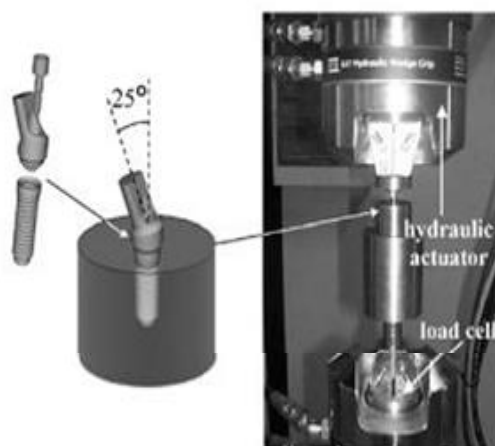


Figura 6- Teste de compressão de um sistema típico de testes de titânio comercial (Ref. Natali *et al.* 2003)

No segundo caso pretende-se simular o comportamento de um implante não inserido completamente no osso maxilar. O diferente comportamento dos dois sistemas,

completamente e parcialmente inserido (Natali *et al.* 2003).

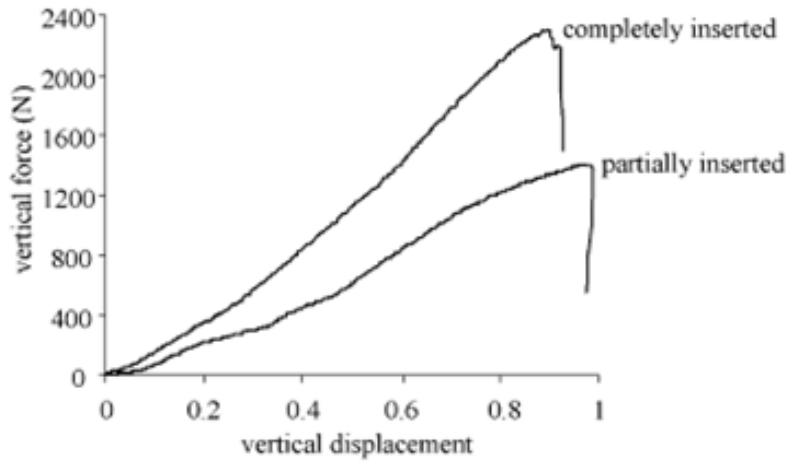


Figura 7- Efeito dos diferentes tipos de restrição na capacidade de suporte de carga de um implante dentário em dois estágios (Ref. Natali *et al.* 2003).

A falha do sistema ocorreu ao nível do pilar acessório de ligação ao parafuso. Na verdade, o parafuso de ligação é geralmente o componente mais fraco num sistema de implante. Isto é devido, não só à pequena seção transversal, mas também para a pré-carga induzida pelo aperto, que produz tensões de tracção no corpo do parafuso do pescoço através da área roscada. Uma redução significativa na capacidade de carga do sistema de implante, foi encontrada quando foi parcialmente inserido no apoio. A carga final para um implante totalmente inserido foi medida no intervalo de 2014N ÷ 2346N, enquanto para um implante parcialmente inserido no intervalo de 1251N ÷ 1850N. Num segundo teste no mesmo tipo de implante, duas configurações de cargas compressivas foram aplicadas, agindo paralelamente ao eixo de fixação. A capacidade de suporte de carga era muito menor para o processo de compressão de força que actua paralelamente ao eixo de fixação. Neste caso, a carga final era 1190 N, mas este valor foi quase o dobro para uma carga que actua paralelamente ao eixo (Natali *et al.* 2003).

Isto confirma a importância de uma avaliação cuidadosa da configuração geométrica dos implantes dentários e cargas para definir adequadamente as condições mais críticas. Os dados apresentados acima devem servir apenas como um exemplo de salientar a importância de o comprimento de inserção e as condições de carga na resposta do implante. De facto, na realidade, actividade funcional de um paciente é menor do que as cargas utilizadas nos testes de implantes e as condições de contorno dos testes experimentais pode diferir das induzidas pelo osso cortical e trabecular na mandíbula (Natali *et al.* 2003).

O implante pode ser considerado resistente mecanicamente, se a sua carga final é maior do que 800N, mesmo que este limite seja maior do que as forças normais da actividade mastigatória. Claramente muitas condições de carga e de contorno diferentes devem ser investigados, para oferecer uma caracterização completa de resposta a um implante específico (Natali *et al.* 2003).

2.10- Fraturas dos Materiais por Fadiga Cíclica

Na odontologia, particularmente na Implantologia, o titânio comercialmente puro é amplamente utilizado na confecção de implantes dentários, sendo capaz de resistir às forças cíclicas em ambiente oral e possuir alta ductibilidade. Os movimentos mastigatórios são capazes de produzir fadiga nos materiais dentários por ação de forças cíclicas, com uma variação de até 370 N e uma frequência de 1,25 Hz (Mericske-Stern *et al.* 1996; Khraisat *et al.* 2002).

A causa mais comum entre as causas de falha de elementos mecânicos é a fadiga do material, o que representa uma diminuição progressiva da capacidade de carga dos mesmos, através da fratura lenta do material, como consequência do progresso das fissuras que se produzem no seu interior que crescem a cada variação de tensão (Collins, 1993).

No implante, a fadiga pode começar o desenvolvimento de microfissuras internas que podem aumentar em número e tamanho consoante a quantidade de ciclos, podendo levar a micromovimentos do conjunto implante/componente protético, originando afrouxamentos, fissuras no parafuso de união do componente protético, fendas no implante, ou até mesmo a ruptura do implante (Hoyer *et al.* 2001).

Devido à aplicação de cargas extrínsecas, as quais podem ser induzidas, através da aplicação de cargas lentas por tração, flexão, compressão e torção, os materiais metálicos podem fracturar, ou seja, ocorrer a separação em duas ou mais partes, por impacto, por carregamentos repetitivos ou por cargas de baixa intensidade que atuam durante um longo período de tempo (Elias *et al.* 2007).

Através de uma revisão sistemática da literatura, foi reconhecido que do ponto de vista mecânico a complicação mais idêntica de uma prótese implanto-suportada aparafusada unitária é o desaperto do parafuso que une o pilar ao implante, sendo de 12,7% a incidência após 5 anos. Sendo a má colocação do pilar e o desajuste entre o pilar e o implante a primordial razão para esta possível falha (Lorenzoni *et al.* 2011; Coelho *et al.* 2011).

Durante o processo mastigatório, os parafusos de fixação podem mostrar fratura por fadiga. Esta falha ocorre devido à carga cíclica com duração de 20 minutos por dia e 80 ciclos por minuto, contudo, os parafusos de fixação apresentam boa resistência à fadiga, quando bio mecanicamente as condições são favoráveis (Patterson *et al.* 1992).

Dois etapas são necessárias para que se inicie o processo de desaperto. No início da primeira etapa, forças externas como a mastigação aplicadas ao parafuso desencadeiam deslizamentos que contribuem para a perda de ajuste, de seguida, a segunda etapa envolve a contínua redução de pré-carga (Cibirka *et al.* 2001).

Micromovimentos do pilar protético podem ser permitidos se existir um inadequado ajuste entre o implante e o pilar, apresentando um risco biomecânico, uma vez que o conjunto pode ser sujeito a cargas indesejáveis, capazes de resultar em fratura do parafuso, desapertos ou até fratura do corpo do implante (Passos *et al.* 2013).

Os componentes da implantologia raramente falham depois de um ciclo único de carga. Normalmente as fraturas ocorrem após um grande número de ciclos de mastigação, o que sugere que um pequeno defeito na superfície de um componente protético intra-oral se transforme progressivamente numa fissura, por isso muitos ciclos de carga mastigatória são necessários antes que a fissura atinja um tamanho crítico e ocorra a fratura (Wiscott *et al.* 2007).

Maeda *et al.* (2006) realizaram um estudo sobre implantes de hexágono interno e externo em que determinaram que não existem diferenças consideráveis no que se refere a adaptações, contudo verificaram nos implantes de hexágono interno uma ligeira melhoria na distribuição da tensão aplicada (Maeda *et al.* 2006).

A fixação lateral na interface implante-pilar e a dificuldade em ajustar as divergências em angulações pode ser comprometida nos implantes de hexágono interno, pois apresentam uma parede externa mais fina (Maeda *et al.* 2006).

Algumas desvantagens dos implantes de hexágono externo, no que confere ao ajuste, são referenciadas como: maior centro de rotação o que origina uma menor resistência para a rotação, movimentos laterais e micromovimentos devido à dimensão do

hexágono e liberdade da folga de 5 ° (Maeda *et al.* 2006).

O osso cortical tem menor resistência à tração que à compressão, por isso as forças compressivas devem ser preponderantes na oclusão da prótese, dado esta ser um fator relevante para a determinação da direção do carregamento do implante e da prótese implantada suportada.

A firmeza do parafuso pode ser influenciada pelo posicionamento e angulação dos implantes dentários nas cristas ósseas (do Nascimento *et al.* 2009).

Um pilar pode ser apertado com o implante durante os tratamentos, várias vezes antes da entrega da prótese. Esta sequência de repercutidos apertos e desapertos tem revelado originar um estrago progressivo na zona da interface implante-pilar (do Nascimento *et al.* 2009).

Até o máximo de robustez, quanto maior for a pré-carga conjunta, maior será a resistência ao desaperto (Cibirka *et al.* 2001).

2.11- Métodos para Aferição da Estabilidade Primária

Para determinar com firmeza a estimativa da osteointegração, é fundamental um método que confira a estabilidade primária. A técnica deve estar relacionada com agentes que determinem a osteointegração, deve: ter aplicabilidade clínica; ser simples e rápida; não invasiva; baixo custo; não colocar em risco o êxito do implante.

A interface criada entre o biomaterial e o tecido ósseo é uma razão de substancial importância para o sucesso clínico dos implantes osteointegrados, devido à real e hemostática transferência de forças do implante ao osso.

Diversos métodos têm sido empregados para avaliar o *status* da osteointegração, de alguma forma relacionados à rigidez da interface osso- implante e dessa forma à pesquisa da estabilidade primária, de entre eles o Torque de Inserção e Remoção (O' Sullivan *et al.* 2000), Testes de Arrancamento (Salmória *et al.* 2008) e Frequência de Ressonância (Meredith *et al.* 1996).

A maior parte dos estudos encontrados na literatura, referidos à estabilidade primária menciona métodos de análise através do Torque de Inserção e Frequência de Ressonância.

2.11.1- Torque

O torque de inserção é alcançado no momento do ajustamento final do implante no leito receptor (Carvalho *et al.* 2008), conseguido com a ajuda de um torquímetro cirúrgico, sendo um dos predicados importantes para a aquisição da osteointegração (Carvalho *et al.* 2008; Çehreli *et al.* 2009; Kahraman *et al.* 2009).

Uma força, isto é, pré-carga, é gerada pelo torque no parafuso. Sendo que essa força é igual em extensão à força de fixação do pilar ao implante menos o atrito e forças focais de deformação sobre as superfícies de acoplamento. A fratura ou o desaperto do parafuso sucede quando as forças que agem sobre a junta do parafuso, são maiores do que as forças de aperto que seguram a junção do parafuso ou maiores do que a resistência mecânica do parafuso (Fernandez *et al.* 2014).

A força comum de aplicação manual é de 10 N/cm, sendo o valor máximo referenciado de controlo manual 20 N/cm.

Resultados melhores são alcançados quando se emprega o torque recomendado pelo fabricante. A força é calculada em 85% do rendimento da força do parafuso, conseguindo dessa feição o melhor aperto sem distorcer nenhuma das partes envolvidas ou fratura do parafuso (Verdugo *et al.* 2013).

Existem três métodos e formas de apertos: a) Controlo do torque; b) Controlo do ângulo; c) Controlo do torque e do ângulo. A junção destes conjuntos pode ser empregada por um dispositivo de controlo de torque ou pode ser empregada à mão (Burguete *et al.* 1994).

Quanto maior for o torque, menor será a fenda na interface implante-pilar, segundo um estudo realizado por Verdugo (2013) após ter aplicado várias forças de torque (Verdugo *et al.* 2013).

2.11.2- Osstell.[®] – Frequência de Ressonância

A estabilidade dos implantes após o tempo de cicatrização é certificada pela maioria dos clínicos através do teste manual, com a chave dos pilares de conexão ou do transportador de implantes (Friberg *et al.* 1999).

A inexistência de dor e instabilidade sugerem um implante fixo e osteointegrado, contudo existem outras formas de confirmar a osteointegração dos implantes dentários, como por exemplo a Frequência de Ressonância- Osstell.[®].



Figura 8- Aparelho Osstell[®] com Análise de Frequência de Ressonância (Ref. <http://www.clitrofa.com/PublicacoesCientificas/Implantologia/Osstell.pdf>).

A Frequência de Ressonância é um meio mais sensível do que os exames clínicos e radiológicos convencionais, para se descobrir alterações na estabilidade do implante. É possível descobrir a perda de estabilidade antes do aparecimento dos sinais clínicos, nomeadamente dor e mobilidade. A queda de valores de Frequência de Ressonância pode ser revertida, caso o problema seja detectado a tempo, e tomadas precauções como o alívio da prótese ou mesmo conselhos para que o paciente evite usá-la, por um determinado período de tempo (Meredith *et al.* 1997; Sennerby *et al.* 1999).

O primeiro fator determinante na Frequência de Ressonância é a espessura da interface implante- osso, seguindo-se a altura do implante que não se encontra circundado pelo

osso. O valor da Frequência de Ressonância é menor, quanto mais distante ficar o transdutor do nível ósseo, uma diminuição perto dos 250 Hz, significa 1mm nessa distância até à crista óssea. A utilização de implantes de distintos tipos e formas não revela diferenças consideráveis ao nível do osso marginal, daí a presença ou ausência da ligação implante - pilar não ter efeito no nível ósseo marginal (Friberg *et al.* 1999).

Os transdutores são pequenos aparelhos electrónicos que se encontram conectados por um parafuso a um implante ou pilar e ligados ao aparelho Osstell®.



Figura 9- Transdutor e chave para aperto ao implante ou pilar (Ref. <http://www.clitrofa.com/PublicacoesCientificas/Implantologia/Osstell.pdf>).

O transdutor é agitado pela excitação de um dos componentes piezo-cerâmicos com uma onda sinusoidal, sendo a resposta recebida por outro componente. A frequência de vibração do componente transmissor varia entre 5-15 kHz com uma amplitude máxima de 1 volt, dada através de um analisador de frequência. O “output” do componente receptor é amplificado e enviado de novo ao analisador que mede a resposta e remete a informação a um computador (Nicolau, 2007).

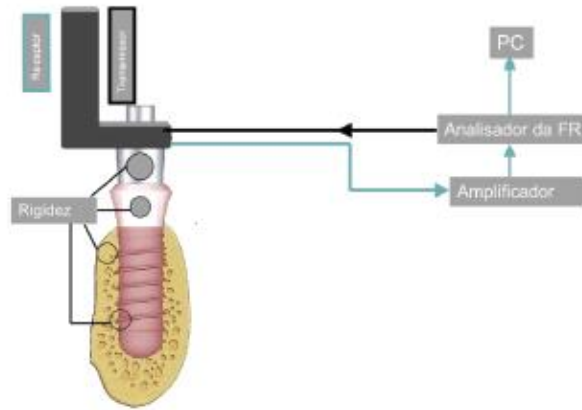


Figura 10- Sistema de Frequência de Ressonância Osstell® Transducer (Nicolau, 2007).

Outra versão comercial mais recente é o Osstell™ Mentor, sem fios e com um pilar metálico magnetizado, “smartpeg”, ao invés do transdutor. A análise de Frequência de Ressonância é feita a partir do som gerado pela vibração do “smartpeg” que é excitado por um estímulo eletromagnético. O “smartpeg” tem um comportamento mecânico menos complicado do que o transdutor quando vibra e tem uma Frequência de Ressonância mais baixa 1 a 10 kHz (Nicolau, 2007).

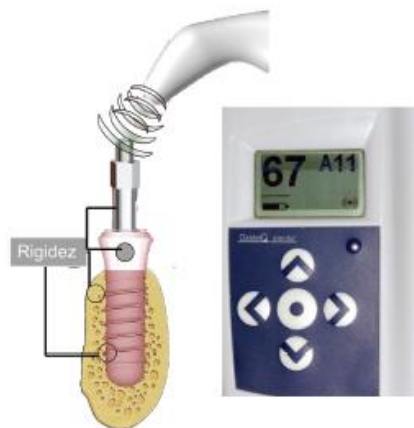


Figura 11- Osstell™ Mentor (Nicolau, 2007).

2.12- Sistema de Implantes *Cone Morse*

Cone Morse significa um mecanismo de encaixe originado da indústria mecânica. Dois componentes desenvolvem uma ação que resulta do contacto interno por fricção, quando dois elementos, “macho e fêmea”, ambos cónicos encaixam entre si (cone dentro de cone) (Bozkaya e Muftu, 2003; Hernigou *et al.* 2013).

A força de junção entre os elementos é proporcional à força de inserção, de forma a evitar que o elemento “macho” seja removido com facilidade do elemento “fêmea”, mesmo que se tente girar ou aplicar uma força axial de intensidade admissível (Bozkaya e Muftu, 2003; Mangano *et al.* 2011).

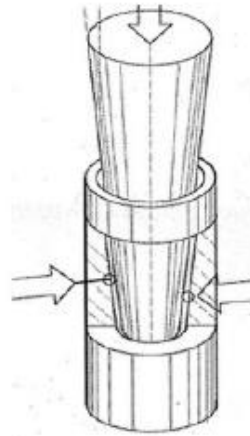


Figura 12- *Cone Morse* (Cone dentro de Cone) (Neodente, 2005).

As conexões *Cone Morse* foram criadas para aperfeiçoar as propriedades biomecânicas e diminuir os problemas mecânicos descobertos nos sistemas de hexágono externo e interno (Bozkaya e Muftu, 2003, 2005).

Este tipo de conexão tem por excelência uma maior vedação do tráfego bacteriano, permitindo uma melhor saúde periodontal e proteção do nível estético diminuindo a recessão óssea marginal.

Verri *et al.* (2012), afirmam que as características de conexão interna apresentadas pelos implantes *Cone Morse*, são mais estéticos quando comparadas com os implantes de

conexão hexágono externo e não encontram diferenças estéticas significativas entre o sistema de *Cone Morse* e conexão hexágono interno.

O sistema de implantes *Cone Morse* mostra algumas vantagens em relação aos restantes sistemas de conexão implante–pilar, como por exemplo: melhor adaptação entre o elemento protético e o implante, minimização dos micromovimentos, redução dos níveis de reabsorção óssea periimplantar, eliminação de microfendas entre os dois elementos, redução da incidência de afrouxamento e fratura dos parafusos de conexão (Verri *et al.* 2012).

Verri *et al.* (2012), afirma que a íntima união entre os componentes, torna-se quase numa resposta mecânica de um corpo único, promovendo uma melhor fixação anti-rotacional e uma maior resistência do conjunto implante- pilar. Sendo a angulação total das paredes de conexão *Cone Morse* cerca de 6° a 16° (Bozkaya e Muftu, 2003; Mangano *et al.* 2011).

As conexões *Cone Morse* podem facultar uma incidência muito baixa de falhas e complicações biomecânicas, principalmente nas regiões posteriores de ambos os arcos (Mangano *et al.* 2009). Por esse motivo, podemos garantir que a integração de uma conexão cônica entre o implante e o pilar eleva a capacidade de resistir a forças deformantes (Pintinha *et al.* 2013).

A cirurgia de colocação de implantes *Cone Morse* é mais acessível do que a colocação de um implante de hexágono externo, porque não é necessário utilizar broca para alinhar a forma do colo do implante, contudo o custo mais elevado e um novo processo de aprendizagem desmotiva os profissionais, existindo o receio de utilizar este tipo de implante na prática clínica, embora a mentalidade dos profissionais tenha vindo a mudar (Verri *et al.* 2012).

III. Conclusão

Os implantes são sem dúvida, na maioria das vezes, o melhor sistema de reabilitação protética, sendo estes, a melhor opção na resolução da falta de peças dentárias, contudo, é necessário não esquecer as forças negativas provocadas pela mastigação incorrecta e ineficaz, que pode originar complicações mecânicas como a fratura da conexão implante-pilar.

Nos estudos *in vitro*, os ensaios clínicos não apresentam conformidade com o tipo de meio ambiente original da cavidade oral, onde os ensaios não são realizados com saliva, o pH do meio não pode ser reproduzido e a temperatura não é controlada. Outros parâmetros determinantes a serem investigados são os períodos de observação que diferem entre estudos, o local da colocação do implante e os tipos de estruturas protéticas a serem efetuadas, de forma a uniformizar as metodologias para que possam ser comparados corretamente.

A apresentação de diferentes ensaios mecânicos e módulos de cargas é outro fator a combater nos ensaios de fadiga mecânica, onde a norma ISO 14801:2007 deve ser respeitada, sendo que uma prova de teste deve resistir a uma ciclagem de 2 milhões de ciclos de carga a uma frequência inferior a 2 Hz ou 5 milhões de ciclos de carga a uma frequência superior a 2 HZ ou inferior a 15Hz.

O sucesso terapêutico com implantes exige uma harmonia dinâmica entre a biologia e a mecânica. Complicações associadas a fatores mecânicos, como o afrouxamento e/ou perda dos parafusos e a dissipação de forças oclusais que gera tensão no parafuso que excedem a pré-carga, estão directamente associados com a interface implante-pilar, devido aos micromovimentos criados entre as duas superfícies quando uma carga exagerada é aplicada, podendo levar à fratura dos componentes.

A conexão implante-pilar depende da pré-carga do parafuso, que é a tensão produzida neste pelo torque durante o ajustamento do pilar, como o torque do parafuso do pilar é no sentido apical, uma pré-carga é criada dentro do parafuso colocando o sistema implante-pilar sobre tensão.

Na Implantologia, o emprego do torque recomendado pelos fabricantes e o uso de instrumentos de aplicação ponderado de torque durante os procedimentos de aperto dos sistemas protéticos, são indispensáveis como forma de potencializar os resultados mecânicos delineados por cada fabricante e a eliminação de problemas de desconexão prematura que resultam de apertos instáveis e diminutos.

Num futuro próximo, para a existência de um aperfeiçoamento nos estudos, dever-se-iam desenvolver e validar ensaios de fadiga mecânica por flexão rotativa em implantes dentários, correlacionar os resultados com a norma ISO 14801:2007 e com isto a proposta de uma nova norma, criar um meio idêntico em temperatura de cerca de 37 ° C em meio húmido para simular as condições *in vivo*, verificar a influência da frequência dos ensaios sobre os resultados obtidos, criação de novos meios de avaliação da perda de pré-carga ou uma investigação mais pormenorizada dos meios já existentes como o Osstell[®], para fazer face aos novos sistemas de conexão indexados, que impossibilitam a rotação do dispositivo para avaliação do torque de desaperto.

Bibliografia

Adell, R., *et al.* (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg* **10** (6): 387-416.

Anusavice, K. J. (2003). *Phillips Science of Dental Materials*. São Luis- Missouri. Elsevier Science.

Barbosa, G. A. S., *et al.* (2007). Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. *Cienc Odontol Brás.* **10** (1): 84-89.

Berglundh, T., *et al.* (2005). Mucosite e Periimplantite. *Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral.* **44**: 988-997.

Bozkaya, D.; Muftu, S. (2003). Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J of Biomec* **36**: 1649- 1658.

Bozkaya, D.; Muftu, S. (2005). Mechanics of the taper integrated screwed- in (Tis) abutments used in dental implants. *J of Biomec* **38**: 87-97.

Branemark, P. I., *et al.* (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from 10- year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* **11** (16): 1-132.

Brunski, J. B. (1995). Biomechanics of Dental Implants. *Endosseous Implants for Maxillofacial Reconstruction* 13-22.

Burguete, R. L., *et al.* (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* **71** (6): 592-599.

Callister, W. D. J. (2005). *Fundamentals of Materials Science and Engineering: An Integrated Approach*. New York. John Wiley & Sons, Inc.

Carlson, B., Carlsson, G. E. (1994). Prosthodontic complications in osseointegrated

dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implant* **9**:90-94.

Carvalho, M. A., *et al.* (2008). Estudo clínico da relação do torque de inserção dos implantes e sua osseointegração. *Rev Bras Cir Cabeça Pescoço*. **37** (4): 202-205.

Çehreli, M. C., *et al.* (2009). Meta- analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implant*. **24** (6): 1015- 1032.

Chun, H. J., *et al.* (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J of Oral Rehabi* **29**(6): 565-574.

Cibirka, R. M., *et al.* (2001). Examination of the implant – abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* **85** : 268-275.

Collins, J. A. (1993). *Failure of materials in mechanical design: Analysis, Prediction, Prevention*. Nova York. 2ª ed. John Wiley & Sons.

do Nascimento, C., *et al.* (2009). Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Implants Res* **20**(12): 1394-1397.

Elias, C.N., Lopes, H.P. (2007). *Materiais dentários: Ensaio mecânicos*. São Paulo. Santos Editora.

Faria, R., *et al.* (2011). Evaluation of the bacterial leakage along the implant- abutment interface. *J Dent Implant* **1** (2): 51-57.

Fernandez, M., *et al.* (2014). Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent* **111**(2): 116-123.

Ferreira, J. R. M.; Guaracilei, M.V. (2009). Infecção de sítios periimplanterespor microorganismos periodontopatogênicos. *Revista Periodontia* **19**: 45-53.

Friberg, B., *et al.* (1999). On cutting torque measurements during implants installation: A 3- year prospective study. *Clin Implants Dent Rel Res* **1**: 75-83.

Goodacre, C.J., *et al* (1999). Clinical complication of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* **81**: 537-552.

Garcés, M. A. S. (2004). Periimplantitis. *Patol Oral Cir Bucal* **9**: 63-74.

Haas, R. *et al.* (1997). Elimination of bacteria on different implant surfaces through photosensitization and soft laser. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* **8** (4): 249-254.

Hernigou, P.; Queinnee, S.; Lachaniette, C. (2013). One hundred and fifty years of history of the Morse taper: from Stephen A. Morse in 1864 to complications related to modularity in hip arthroplasty. *International Orthopaedics.* **37**: 2081-2088.

Hoyer, S.A., *et al.* (2001). Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* **85**:599-607.

Huang, H.M., *et al.* (2005). Evaluation of loading conditions on fatigue – failed implants by fracture surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* **20**: 854-859.

Instron. [Em linha]. Disponível em <http://www.instron.com/es-es/our-company/library/industry-solutions/medical-devices-and-biomaterials/dental-materials-and-implants>. [Consultado em 02/08/2015].

Iso 14801:2007. *Dentistry — Implants — Dynamic fatigue test for endosseous dental implants*.

Jemt, T.; Book, K. (1996). Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* **11**: 620-625.

Kano, S.C., Binon, P.P., Curtis, D.A (2007). A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* **22**: 879-885.

Kahraman, S., *et al.* (2009). Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants. *J Oral Rehabil.* **36** (10): 755-761.

Karl, M.; Lee, C.K.; Kelly, J.R. (2009). Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Acad of Dent Mater.* **25**: 1419-1425.

Khraisat, A., *et al.* (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* **88**:604-10.

Lindhe, J. (1999). *Tratado de periodontia clínica e implantologia oral*. Rio de Janeiro. 3ª ed. Guanabara Koogan.

Lopes, A.C., *et al.* (2010). Infiltração bacteriana na interface implante/pilar: considerações ao implantodontista. *Rev Gaúc de Impl* **58** (2): 239-242.

Lorenzoni, F. C., *et al.* (2011). Sealing Capability and SEM Observation of the Implant-Abutment Interface. *Int J Dent* **2011**: 864183.

Lorenzo, J.L.; Cavenague, M. (2004). Microbiologia perimplantar. *Microbiologia para estudante de Odontologia*. São Paulo. Editora Ahteneu.151-162.

Maeda, Y., Satosh, T., Sogo, M. (2006). In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehab* **33**:75-78.

Mangano, C., *et al.* 2011. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6- years data. *J Periodontal.* **82**: 52-61.

Mangano, C., *et al.* 2009. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse Taper connection implants: results after 4 years of functional loading. . *Clin Oral Implants Res.* **20**: 254-261.

Mericske-Stern, R.; Zarb, G.A. (1996). In vivo measurements of some functional

aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res.* **7**:153-61.

Meredith, N.; Alleyne, D.; Cawley, P. (1996). Quantitative determination of the stability of the implant- tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* **7**: 261-267.

Meredith, N., *et al.* (1997). Resonance frequency measurements of implants stability in vivo. A cross- sections and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in edentulous and partially dentate maxilla. . *Clin Oral Implants Res.* **8**: 226-233.

Merz, B. R.; Hunenbart, S.; Belser, U.C. (2000). Mechanics of the implant-abutment connection: an 8 degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* **15**:519-26.

Mombelli *et al.* (2012). The epidemiology of peri- implantitis. *Clin Oral Implants Res.* **23** (6): 67-76.

Moraes, M. C. C. S. B. (2001). *Análise de tensões em implantes dentários por elementos finitos*. Rio de Janeiro. Instituto Militar de Engenharia.

Morgan, M. J.; James, D.F.; Pilliar, R.M. (1993). Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* **8**:409-14.

Naert, I., *et al.* (1992). A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthetic Dent* **67** (2): 236-245.

Nakazato, G. *et al.* (1989). In vivo plaque formation on implant materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* **4** (4): 321-326.

Natalie, A.N. (2003). *Dental Biomechanics*. Taylor e Francis. New York. 111-127.

Nicolau, P. M. G. (2007). *Implantes endósseos com carga imediata. Avaliação clínica e Biomecânica*. Dissertação de Doutorado da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. 48-50.

O'Sullivan, D.; Sennerby, L.; Meredith, N. (2000). Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Impl Dent Rel Res*. **2** (2): 85- 92.

Passos, S. P., *et al.* (2013). Implant-abutment *gap* versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **101** (7): 1321-1328.

Patterson, E.A., Johns, R. B. (1992). Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* **7**: 26-34.

Pereira *et al.* (2015). Relation between dental implant joint surfaces and biofilme formation. *Dentistry*. **5**: 296.

Pietrabissa, R., *et al.* (2000). Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech* **33** (11): 1489-1495.

Pintinha, M. *et al.* (2013). Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments of dental implants. *J Prosthetic Dent*. **110**: 383-388.

Pjetursson, B. E., *et al.* (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures after an observation of at least 5 years. Implant-supported FPDS. *Clin Oral Impl Res* **15**: 625-642.

Rangert, B., *et al.* (1995). Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* **10**: 326-334.

Ribeiro, C. G. (2009). *Resistência de três diferentes interfaces implante- pilar ao teste de*

fadiga. Tese de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Universidade de Santa Catarina. Florianópolis. 16-22.

Ritchie, R. (2000). *Mechanical testing and evaluation*. Ohio. Editora International A. 688-689.

Romeiro, R. L.; Rocha, R. F. ; Jorge, A- O. C. (2010). Etiology and treatment of peri-implant illness. *Odonto* **18** (36): 59-66.

Rosa, E. da. (2002). *Análise de Resistência Mecânica*. Florianópolis. Edições Universidade Federal de Santa Catarina.

Sallum, A.W.; Sallum, E. A. (2008). Etiopatogenia da doença periimplantar. *Revista Periodontia* **18**: 22-29.

Salmória, K.K., *et al.* (2008). Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **133** (6): 790.

Sartori, R., *et al.* (2007). Propriedades mecânicas de implantes dentários submetidos à ação de íons fluoretos. *Revista de Odontologia da UNESP* **36** (4): 317-322.

Triplett, R.; Andrews, J.; Hallman, W. (2003). Management of peri- implantitis. *Oral Max Surg Clin of North América*. **15** (1): 129-138.

Verdugo, L. C., *et al.* (2013). Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: In vitro study. *Clin Oral Implants Res* **00**: 1-6.

Verri, *et al.* (2012). Contemporary view of the use of Morse Taper internal connection implants. *Rev. Odont. Araçatuba*. **33** (1): 49-53.

Weinberg, L.A. (1993). The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* **8** (1): 19-31.

Wiskott, H. W.; Nicholls, J.I.; Belser, U.C. (1994). Fatigue resistance of soldered joints:

a methodological study. *Dent Mater* **10**: 215-220.

Wiskott, H. W., *et al.* (2007). Resistance of internal connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* **22**: 249-257.

Zarb, G.A.; Schmitt, A. (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthetic Dent* **64** (2):185-194.