UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MAX LAURENT ALBARRACÍN

**Deformações geradas no intermediário e região peri-implantar após
aplicação de cargas inclinadas em coroas unitárias**

BAURU
2015

MAX LAURENT ALBARRACÍN

**Deformações geradas no intermediário e região peri-implantar após
aplicação de cargas inclinadas em coroas unitárias**

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

BAURU
2015

L374d Laurent Albarracín, Max
Deformações geradas no intermediário e região
peri-implantar após aplicação de cargas inclinadas
em coroas unitárias
/ Max Laurent Albarracín-Bauru, 2015
100 p.: il.; 31 cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia
de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total ou parcial desta tese, por processos
fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

*A Deus, sempre acreditando nele como guia e proteção, agradeço pelo milagre
de minha vida.*

*Aos meus pais Jacques P Laurent, e Maria Helda Albarracín
("in memoriam").*

*A minha esposa Milena, o grande e único amor de minha vida, sua companhia,
cumplicidade e amor incondicional tem sido grande parte de minha inspiração
para conseguir todos os nossos desafios.*

*Aos meus irmãos: Jacqueline, Jacques e Paulette Laurent que na distância
sempre me tem apoiado, amo muito todos vocês.*

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

Sempre teve muita paciência e boa disposição comigo. O senhor é um exemplo de método, já que com a liberdade e o sentido de responsabilidade que dá a seus alunos, entendemos que nosso dever é atingir um alto nível.
Agradeço muito pela confiança e ajuda para realizar este trabalho.

Mais uma vez obrigado!

AGRADECIMENTOS

A todos os Professores do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru, pelo exemplo e ensino em todos estes anos nas clínicas e aulas, muito obrigado por tudo.

Ao Prof. Edson Capello de Souza, do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP pela amizade e ajuda durante o planejamento e execução dos experimentos desta tese, e ao seu aluno Luiz Eduardo Rodrigues Pereira que construiu o dispositivo de aplicação de carga utilizado para a realização dos testes desta pesquisa. Muito Obrigado!

Ao Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris, pela valiosa ajuda e assessoria na realização da parte estatística deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela e Prof. Dr. Paulo Cesar Rodrigues Conti, grandes exemplos para mim. Agradeço muito a ajuda que recebi durante todo meu doutorado.

Ao meu grande amigo e colega Max Dória, pela paciência e ajuda permanente em todos os momentos do mestrado e doutorado e na realização desta pesquisa. Muito obrigado pela amizade, tem sido de muito valor para mim.

Quero agradecer de uma maneira muito especial e por sempre a meus grandes amigos e colegas, que com muito esforço e carinho me ajudaram no momento mais difícil do doutorado. Nunca esquecerei vocês: Livia Aguiar, Livia Maria e Jorge Fiamengui, Carolina Ortigosa, Luana Menezes, Luiz Alves de Oliveira, Vitor Guarçoni, Hugo Vidotti e Max Dória, vocês sabem que sem sua ajuda não estaria aqui hoje. Minha eterna gratidão!

Da mesma forma, agradeço muito especialmente ao meu grande amigo e colega Vinícius Bianco e a sua mãe Maria Helena. Muitas vezes me convidaram para compartilhar com eles e toda sua família, me sentindo querido e acolhido como um filho sempre.

Ao meu colega e amigo Carlos Rezende, também pela grande ajuda durante o doutorado e, além disso, me deixando compartilhar com sua família.

Aos colegas de doutorado, Naila, Fernanda Ferruzzi, Fernanda Luis Esper e Michyele, desejo muito sucesso para vocês.

A todos os amigos da graduação e da pós graduação que fiz durante todos estes anos na FOB - USP em especial ao Adolfo, Vinícius, Ilana e Sávio, desejo para vocês um longo caminho profissional

Sempre ficarei grato pela confiança que me ofereceram o Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho e o Prof. Dr. Thiago Pegoraro. Desde o começo, sem me conhecer acreditaram que poderia percorrer este longo caminho na FOB, muito obrigado.

Às secretárias do Departamento de Prótese, Déborah e Cláudia que sempre me receberam com consideração.

A Cleusa e Hebe pela ajuda e colaboração nas clínicas de Pós-Graduação.

Aos funcionários do Serviço de Biblioteca e Documentação.

Às funcionárias da Secretária de Pós-Graduação, Margareth, Fatima, Leila e Letícia sempre me ajudaram com disposição e rapidez, isto sempre foi de grande ajuda.

A Capes, pela bolsa de estudo que permitiu com que eu realizasse este Doutorado.

Ao programa de aperfeiçoamento e ensino PAE.

Ao CIP da FOB-USP, e ao Renato e Marcelo pela ajuda e colaboração.

***A todos os funcionários da disciplina de prótese pelo agradável convívio nas
clínicas.***

Ao Edimauro de Andrade pela grande ajuda e disponibilidade.

***Ao Ovídio e Daniel Bonné que sempre tiveram muita disposição e amizade
comigo, muito obrigado.***

***Ao meu grande amigo e colega colombiano Jorge Eduardo Delgado, que
também me colaborou em um momento muito complicado. Você sabe quanto
sua ajuda e amizade significam para mim.***

***Gostaria também de agradecer a cada pessoa que, por um motivo ou outro, fez
parte da minha vida em Bauru, e que por ventura eu não tenha
lembrado de citar.***

***À Faculdade de Odontologia de Bauru, através de sua Diretora Profa. Dra.
Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado, à Comissão de Pós-Graduação,
através do seu Presidente Prof. Prof. Dr. Guilherme dos Reis Pereira Janson, e
à Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, através de
seu coordenador Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti.
Muito obrigado!***

“Não se deve ir atrás de objetivos fáceis, é preciso buscar o que só pode ser alcançado por meio dos maiores esforços”.

Albert Einstein

RESUMO

A reabilitação protética de pacientes desdentados é uma área da Odontologia amplamente estudada por pesquisadores do mundo todo, e com o desenvolvimento dos implantes osseointegrados surgiram muitas perguntas sobre o desempenho das próteses instaladas sobre estes. Conhecer o comportamento mecânico do conjunto coroa unitária, intermediário, implante e tecido de suporte é importante para entender o processo de transmissão de forças e suas consequências, processos estes que ainda não estão totalmente compreendidos. O objetivo deste trabalho foi verificar a deformação gerada no intermediário e no osso peri-implantar após aplicação de uma carga inclinada sobre coroas unitárias metalocerâmicas. Foi utilizado um modelo mestre de poliuretano, simulando o osso mandibular, com um implante hexágono externo de 3,75mm x13 mm de comprimento, no qual foi fixado um intermediário multi-unit. O trabalho foi realizado com 3 grupos de 4 coroas cada, divididos de acordo com o tipo de cilindro e liga de fundição (cilindros de ouro sobrefundidos com liga de PdAg, cilindro de acrílico fundido com liga de NiCoCr e cilindros de CoCr usinado sobrefundidos com liga de NiCoCr). Cada corpo de prova foi submetido cinco vezes à aplicação de carga oblíqua de 15 e 30 graus no centro da oclusal de cada coroa com uma força de 300N em uma máquina universal de ensaios. Foram realizadas leituras das deformações geradas no intermediário e no poliuretano, com o uso de extensômetros lineares elétricos (*strain gauges*) os quais foram colados em três faces do intermediário (Disto lingual, Mesio lingual, Vestibular) e nas superfícies mesial, vestibular, distal e lingual do osso simulado ao redor do implante. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância a 3 critérios (ANOVA) e o teste de Tukey, utilizando um nível de significância ($p<0,05$). Os resultados mostraram que entre as duas angulações utilizadas existiram diferenças estatísticas significantes. Os valores médios de deformação se mantiveram dentro dos padrões de normalidade, na janela fisiológica descrita por Frost entre 50 $\mu\epsilon$ e 1500 $\mu\epsilon$ independente do tipo de cilindro utilizado, com exceção dos valores de compressão obtidos na carga oblíqua de 30 graus onde nos três tipos de cilindro ultrapassaram a janela de sobrecarga patológica com mais de 4000 $\mu\epsilon$.

Palavras-chave: Coroa unitária implantossuportada, Extensômetro, poliuretano Biomecânica.

ABSTRACT

The prosthetic rehabilitation of edentulous patients is a dental area widely studied by worldwide researchers, and through the development of dental implants, appear many questions about the performance of prostheses installed on them. Knowledge of the mechanical behavior of the integration between single crown, abutment, implant and support tissue is very important to understand the forces transmission process and its consequences but these processes are not fully understood. The objective of the present study was to evaluate the deformation generated in the abutment and simulated peri-implant bone after application of an oblique load on metal-ceramic crowns. A polyurethane master model was used to simulate the jawbone with an implant external hexagon 3.75 mm x13 mm length, which was fixed in a multi-unit abutment. The study was conducted with twelve metal ceramic crowns divided according to type of cylinder and casting alloy, Group 1: Gold cylinder cast with PdAg alloy; Group 2: Acrylic cylinder cast with NiCoCr alloy; Group 3: CoCr cylinder cast with NiCoCr alloy, thus forming three groups of four sample each. Each specimen was subjected five times the application of oblique load of 15 and 30 degrees in the center of the occlusal of each crown with a 300N force in a universal testing machine. Readings were taken of the deformations generated in the abutment and bone simulated by polyurethane, with the use of electric linear strain gauges which have been positioned on three sides equidistant to each other to measure microstrains at abutment (disto-lingual, meso-lingual, Vestibular) and the simulated bone around each implant received four strain gauges, positioned on the mesial, distal, buccal and lingual aspects. The data were submitted to analysis of variance to 3 criteria (ANOVA) and Tukey test, using a significance level ($p < 0.05$). The results showed that between the two angles tested there were significant statistical differences. The deformation average values remained within normal limits, at the adapted state described by Frost between 50 $\mu\epsilon$ and 1500 $\mu\epsilon$ independent of the type of cylinder used, with the exception of compression values in oblique load of 30 degrees where the three types of cylinder surpassed the pathological overhead state with over 4,000 $\mu\epsilon$.

Keywords: Implant crowns, strain gauge, polyurethane, Biomechanics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 4.1	- Vista ântero-superior da matriz metálica com a tampa de acrílico e os dois implantes posicionados	52
Figura 4.2	- Vista interna da tampa com os implantes posicionados.....	52
Figura 4.3	- Vista superior do modelo de PU, com os implantes.....	53
Figura 4.4	- Vista anterior do modelo de PU, com os implantes	53
Figura 4.5	- Padronização dos corpos de prova. Matriz em silicona e enceramento do pré-molar terminado	54
Figura 4.6	- Corpos de prova cilindro protético de ouro – liga de paládio prata.	56
Figura 4.7	- Corpos de prova cilindro protético usinado – liga de cobalto-cromo	56
Figura 4.8	- Corpos de prova cilindro protético de acrílico – liga de cobalto-cromo	56
Figura 4.9	- Grupo 1: Cilindro de ouro, sobre-fundidos com a liga de paládio-prata e cobertura cerâmica	58
Figura 4.10	- Grupo 2: Cilindro de acrílico fundido com a liga de NiCoCr e cobertura cerâmica	58
Figura 4.11	- Grupo 3: Cilindro de CoCr usinado, sobre-fundidos com a liga de NiCoCr e cobertura cerâmica	58
Figura 4.12	- Base metálica visualizando o local de assentamento do modelo de PU com os três parafusos de retenção e estabilização	59
Figura 4.13	- Base metálica com o modelo de PU posicionado com perfeito assentamento da superfície lingual do modelo na superfície interna da base metálica	59

Figura 4.14	- Torquímetro eletrônico Nobel Biocare Torque Controller™	60
Figura 4.15	- Superfícies interna e externa dos extensômetros lineares elétricos	60
Figura 4.16	- Modelo de PU com os intermediários e com os extensômetros lineares elétricos colados na superfície oclusal do modelo ao redor dos dois implantes	61
Figura 4.17	- Placa de circuito com extensômetros soldados	62
Figura 4.18	- Dispositivo de aquisição de dados com os canais de extensometria conectados	62
Figura 4.19	- Máquina de ensaio universal da empresa EMIC™	63
Figura 4.20	- Vista superior do modelo experimental na base colocado na máquina de ensaio universal EMIC™	64
Figura 4.21	- Vista lateral do modelo experimental na sua base colocado na máquina de ensaio universal EMIC™	64
Figura 4.22	- Imagem da aplicação de carga com a ponta de aço	65
Figura 4.23	- Desenho representativo da disposição dos extensômetros lineares elétricos no intermediário (Inter) no modelo de poliuretano (PU)	67
Figura 4.24	- Fases das variações dos valores de deformação	69
Figura 4.25	- Vista panorâmica de toda a montagem para a aplicação de carga e a aquisição dos dados	69
Figura 5.1	- Médias e Desvios padrão de deformação em $\mu\epsilon$ dos valores positivos e negativos obtidos no intermediário (Inter) com carga de 30 e 15 graus	75
Figura 5.2	- Médias e Desvios padrão de deformação em $\mu\epsilon$ dos valores positivos e negativos obtidos no osso simulado com carga de 30 e 15 graus	75

- GRÁFICOS

Gráfico 5.1 - Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D,L,M,V) referentes ao Grupo do cilindro calcinável submetido à carga (300N) com 15 graus	76
Gráfico 5.2 - Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D, L, M, V) referentes ao Grupo do cilindro Ouro submetido à carga (300N) com 15 graus	76
Gráfico 5.3 - Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D, L, M, V) referentes ao Grupo do cilindro de CoCr submetido à carga (300N) com 15 graus	77
Gráfico 5.4 - Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D, L, M, V) referentes ao Grupo do cilindro Calcinável submetido à carga (300N) com 30 graus.....	77
Gráfico 5.5 - Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D, L, M, V) referentes ao Grupo do cilindro de Ouro submetido à carga (300N) com 30 graus	78
Gráfico 5.6 - Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D,L,M,V) referentes ao Grupo do cilindro CoCr submetido à carga (300N) com 30 graus	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1- Especificações das ligas utilizadas segundo os fabricantes.....	54
Tabela 5.1- Teste ANOVA a três critérios para todos os 7 <i>strain gauges</i> localizados no intermediário e no osso simulado para as situações de aplicação de carga testadas.....	73
Tabela 5.2- Médias, Teste de Tukey e desvio padrão, para todos os valores encontrados de deformação com todas as variáveis	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PdAg	paládio-prata
CoCr	cobalto-cromo
Ni	níquel
Au	ouro
SG	canal de extensometria
PU	poliuretano
I	implante
Inter	intermediário
°C	grau Celsius
g	gramas
T	tensão
P	carga aplicada
S ₀	seção transversal
E	módulo de elasticidade
L	comprimento final
L ₀	comprimento inicial
ΔL	variação do comprimento
mm	milímetros
cm ³	centímetro cúbico
Ncm	newton centímetro
rpm	rotações por minuto
ε	tensão
με	microstrains
μm	micrometros
MHz	mega hertz
GPa	giga pascal
DL	disto lingual
ML	mesio Lingual
V	vestibular

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1	BIOMECÂNICA E AVALIAÇÕES CLÍNICAS EM PRÓTESES IMPLANTOSSUPOORTADAS.....	23
2.2	BIOLOGIA ÓSSEA E TENSÕES AO REDOR DOS IMPLANTES	35
3	PROPOSIÇÃO	45
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	49
4.1	MODELO EXPERIMENTAL	51
4.2	OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	53
4.2.1	Enceramento e inclusão dos corpos de prova.....	54
4.2.2	Sobrefundição dos corpos de prova	55
4.2.3	Acabamento das infraestruturas.....	55
4.2.4	Etapas da cobertura cerâmica.....	56
4.3	CONSTITUIÇÃO DOS GRUPOS	57
4.4	FIXAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	59
4.5	COLAGEM DOS EXTENSÔMETROS LINEARES ELÉTRICOS	60
4.6	REALIZAÇÃO DO TESTE	62
4.7	AQUISIÇÃO DOS DADOS	67
5	RESULTADOS.....	71
6	DISCUSSÃO	79
7	CONCLUSÕES	87
	REFERÊNCIAS.....	91

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Desde o surgimento dos implantes dentários tem aumentando as opções de tratamento na reabilitação oral em pacientes total e parcialmente desdentados.

O comportamento biomecânico destes dispositivos ósseo integrados tem sido estudado por muitos anos para melhorar o desempenho e os protocolos de reabilitação.

Resolver um problema funcional e estético para um paciente que precisa somente de uma coroa é muito comum na prática odontológica.

A possibilidade de utilização de uma coroa metalocerâmica implantossuportada nessas condições tem um alto índice de sucesso amplamente documentado na literatura, (BERGLUNDH, PERSSON, KLINGE 2002; GOODACRE et al., 2003; PJETURSSON et al., 2007; JUNG et al., 2008; BENIC, MIR MARI, HAMMERLE 2014; SCHROPP, WENZEL, STAVROPOULOS 2014).

Porém, apesar dos excelentes resultados em longo prazo, não estão livres de possíveis complicações biomecânicas, após a instalação da prótese, com a consequente aplicação de cargas axiais e oblíquas exercidas durante a mastigação.

A distribuição de forças entre os componentes do sistema prótese/implante/osso, a reação de cada componente deste sistema e a mensuração das forças transmitidas são fundamentais para o entendimento de todo o processo biomecânico de distribuição de cargas funcionais e parafuncionais (SAHIN; ÇEHRELI; YALÇIN, 2002), e serve para compreender as possíveis razões das falhas biomecânicas que prejudicam o paciente e indiretamente ao profissional que tem que tratá-las.

Além disto, seria relevante avaliar se a utilização de diferentes tipos de cilindros utilizados na confecção de coroas para a reabilitação de implantes tem algum tipo de influencia no resultado final do comportamento das deformações registradas no sistema após a aplicação das cargas, uma vez que a literatura

evidencia que o sucesso em longo prazo do tratamento com implantes depende do prudente controle da carga biomecânica (ÇEHRELI; IPLIKÇIOGLU; BILIR, 2002).

Geralmente, as falhas são observadas após as próteses serem instaladas e estão relacionadas principalmente a complicações biomecânicas, porém, estas ainda não são totalmente compreendidas e a literatura sobre tais falhas é inconclusiva (TAYLOR; AGAR; VOGIATZI, 2000).

Entre as forças que recebe o sistema, a carga oblíqua é a que poderia representar maiores problemas, por estar fora do longo eixo do sistema, entretanto, elas, não acontecem permanentemente na boca.

Na presença de forças funcionais aplicadas ao conjunto prótese-implante são induzidas tensões e deformações que afetam a remodelação do osso peri-implantar (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1987; BIDEZ; MISCH, 1992;).

Porém, o efeito de uma excessiva e constante deformação e a manutenção da osseointegração não foi esclarecido ainda completamente (MILLINGTON; LEUNG, 1995).

É por isso que as deformações nos componentes e na região óssea peri-implantar onde são distribuídas cargas oblíquas, apresentam um importante interesse para o funcionamento adequado de todo o sistema.

Implantes dentários e dentes naturais têm diferenças marcantes quando são aplicadas forças axiais ou oblíquas, devido à capacidade do ligamento periodontal de absorver forças e permitir micro movimentações, estrutura que não existe nos implantes. Existe a possibilidade de que a carga transferida para o implante e ao osso peri-implantar exceda os limites fisiológicos resultando provavelmente no fracasso e perda do conjunto prótese-implante (SKALAK, 1983; EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; RANGERT et al., 1995).

O conjunto prótese/implante apresenta uma conexão rígida que induz tensões em cada um dos seus componentes expostos às forças. Quando as cargas mastigatórias funcionais e parafuncionais se sobrepõem, são geradas tensões adicionais que afetam o conjunto formado pelo osso, implante e prótese. Desta

forma, o maior desafio para o cirurgião dentista será realizar uma prótese aceitável que não comprometa o tratamento em longo prazo (JEMT; BOOK, 1996).

O estresse mecânico gerado pelo esforço de tensão/deformação pode ter consequências positivas e negativas ao tecido ósseo. As forças oclusais podem atuar sobre os implantes em diferentes magnitudes podendo levar à perda óssea marginal e à perda da osseointegração (ISIDOR, 2006). A literatura coincide que, a carga excessiva na interface osso/implante seria uma das grandes responsáveis por essa perda, motivando o estudo das microdeformações, através do qual, podemos definir parâmetros que constatem níveis considerados prejudiciais a esta interface (HEKIMOGLU; ANIL; ÇEHRELI, 2004).

Para poder correlacionar as forças transmitidas pela sobrecarga oclusal com os diferentes graus de remodelação óssea sofrida pelos tecidos peri-implantares, a teoria “mecanostática”, proposta por Frost (1994), pode ser utilizada para quantificar qual a tensão máxima suportada pelo osso. Frost sugere que certos hormônios e agentes bioquímicos podem “enganar” o sistema, alterando os limites das janelas fisiológicas, permitindo, que o uso mecânico normal aumente a densidade e resistência óssea significativamente (DUNCAN; TURNER, 1995).

Além disso, a teoria proposta por Frost estabeleceu a existência de uma taxa mínima de tensão, a “tensão mínima efetiva” (TME), acima da qual a resposta adaptativa ocorreria, enquanto abaixo dela, o osso permaneceria estável. Onde a deformação óssea permanecer abaixo de 50 $\mu\epsilon$ (micro strain - unidade de deformação) se observam os efeitos do desuso. Entre 50 $\mu\epsilon$ e 1500 $\mu\epsilon$ ocorre o equilíbrio (remodelação óssea) e se a deformação ultrapassar 1500 $\mu\epsilon$, a modelação óssea pode ocorrer. Deformações acima de 3000 $\mu\epsilon$ podem gerar reabsorção.

Para a análise desta dinâmica de fatores, têm sido utilizadas diversas técnicas para se compreender o comportamento das estruturas quando são submetidas às cargas oclusais, sendo assim as principais: a fotoelasticidade, a análise com os elementos finitos e a extensometria linear ou *strain gauges*.

A extensometria é uma técnica de medição de deformações que encontra aplicação em pesquisas científicas e tecnológicas. Esta técnica torna possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e

transferidas às estruturas de suporte (SPIEKERMANN et al., 1995, CLELLAND; VAN PUTTEN, 1996).

Analisando os resultados encontrados na literatura, desenvolveremos este estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar as deformações que ocorrem na região peri-implantar e no intermediário sob aplicação de carga oblíqua com diferentes angulações para coroas unitárias parafusadas confeccionadas com três tipos diferentes de cilindros e ligas, utilizando a extensometria linear ou *strain gauges*.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

Devido à complexidade e abrangência do tema, esta revisão de literatura foi dividida em dois tópicos, para facilitar a leitura. É importante ressaltar que o objetivo principal deste capítulo foi reunir os trabalhos relevantes que precederam essa pesquisa e não tem a pretensão de dar a última palavra no assunto.

2.1 BIOMECÂNICA E AVALIAÇÕES CLÍNICAS EM PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS

Com um estudo de 15 anos, Adell et al. (1981), avaliaram 2.768 implantes instalados em 371 pacientes. Próteses foram instaladas nos implantes e se realizaram controles anuais. Os pesquisadores encontraram complicações mecânicas como fratura de parafusos, de implantes, das próteses, e complicações biológicas como perda óssea marginal. Foram percebidas concentrações inadvertidas de estresse, devido à ausência de um ajuste absoluto entre a prótese fixa e as conexões, mostrando-se como a causa mais provável para as complicações ocorridas, portanto, recomendando aumentar a precisão na adaptação entre estes componentes.

Uma das primeiras publicações sobre biomecânica foi divulgada por Skalak (1983) quem destacava a importância desta nas próteses implanto-suportadas. Ele enfatizou que o sucesso ou a falha desse tipo de prótese tem como fatores críticos a incidência e a transferência de estresses mecânicos sobre os implantes e destes para o tecido ósseo adjacente. Sugeriu também que, tanto o tecido ósseo como os implantes deveriam ser submetidos somente a forças aos quais estariam aptos a receber, já que, a união rígida da prótese com o implante osseointegrado constitui uma unidade e, conseqüentemente, qualquer desalinhamento, entre a prótese fixa e o implante, resultaria em um estresse interno da prótese, implante e osso. Esse estresse pode não ser detectado visual ou clinicamente, mas pode ocasionar falhas, mesmo sem a presença de forças externas. Salientou também a importância da utilização de materiais que absorvam e distribuam melhor as cargas.

Rangert, Jemt e Jörneus (1989), discutiram sobre os parâmetros biomecânicos que determinam as forças que incidem sobre os implantes e sugeriram princípios clínicos a serem adotados para minimizar problemas. Afirmaram que a geometria das próteses tem influência significativa na distribuição de cargas aos implantes. Definiram a pré-carga como a força gerada no momento do aperto dos parafusos e que mantém os componentes unidos. Esta pré-carga deve ser suficiente para suportar as forças externas, que podem provocar a separação dos componentes e, em consequência, o afrouxamento dos parafusos. Dessa forma, duas condições básicas devem ser seguidas para o sucesso do tratamento: obtenção de adequada pré-carga e adaptação precisa da prótese. Os autores confirmam que os parafusos de retenção protética são a parte frágil deste sistema reabilitador, podendo ser considerados mecanismos de segurança. A principal causa do afrouxamento ou fratura destes parafusos é a falta de adaptação protética. O desenho das próteses e o posicionamento dos implantes têm importante influência no estresse que é transmitido para os implantes e para o tecido ósseo.

Em um estudo longitudinal sobre a efetividade clínica de implantes ósseo-integrados Zarb e Schmitt (1990) descreveram os aspectos clínicos e complicações encontradas em 46 pacientes com próteses implanto-suportadas, em um período de 4 a 9 anos. Encontraram que, a maioria dos problemas encontrados foram de natureza iatrogênica, sendo o mais frequente a fratura do parafuso de ouro, que poderia ser consequência de sobrecargas ou ausência de adaptação passiva da infraestrutura, embora alguns desses problemas fossem consequências inerentes ao próprio método utilizado. O afrouxamento é um problema potencial de todos os tipos de parafuso. O apertamento insuficiente e a geometria do parafuso são as causas principais, pois a força de tensão age a partir da cabeça para as roscas do parafuso. Além disso, todos os materiais têm certo grau de elasticidade e o parafuso sofre um alongamento quando submetido a forças de tensão durante o apertamento. Quanto maior o alongamento, melhor a estabilidade final do parafuso.

Jornéus, Jemt e Carlsson (1992), observaram a estabilidade em diferentes tipos de parafusos através da aplicação de forças oclusais em coroas unitárias implanto-suportadas. A partir do cálculo das forças oclusais máximas (140 a 390N) observadas em pacientes com implantes unitários associadas a parâmetros geométricos, tentaram determinar a resistência de 4 tipos de parafusos: (1) de

titânio com cabeça cônica com roscas do tipo 1; (2) de titânio com cabeça plana e roscas do tipo 1; (3) de titânio com cabeça plana e roscas do tipo 3 e (4) de ouro com cabeça plana. Se apertaram os parafusos em um implante de 10mm com diferentes torques, entre 20 a 35 Ncm utilizado o torque necessário para causar a rotação do intermediário no hexágono do implante como medida da estabilidade. Cada tipo de parafuso foi testado antes e imediatamente após o apertamento cinco vezes, sendo que em cada teste, novos componentes foram utilizados. O torque necessário para rotacionar o cilindro do intermediário no implante foi medido no sentido horário e anti-horário, sendo observado visualmente e ao se ouvir um estalo produzido pelo cilindro ao mudar de posição. Os pesquisadores observaram a ocorrência de 2 mecanismos de afrouxamento do parafuso: por flexão e pelos efeitos de assentamento. Uma força de flexão acima da resistência do parafuso resulta em sua permanente deformação, causando a redução das forças de contato entre o intermediário e o implante. Por conseguinte, o parafuso afrouxa com mais facilidade. Outro mecanismo da perda do parafuso baseia-se no fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Ainda superfícies cuidadosamente torneadas são rugosas quando vistas microscopicamente. Por isso, não entram em contato completamente. Quando a interface do parafuso é sujeita a cargas externas, ocorrem micromovimentos entre as superfícies, podendo causar um desgaste nas áreas de contato, mas, ao mesmo tempo, aproximando mais as duas superfícies. Foi concluído que os testes de carga utilizados representaram uma situação extrema, que raramente ocorre em situações clínicas. Portanto, os autores sugeriram que a utilização de parafusos de titânio possibilita uma boa margem de segurança na maioria das situações clínicas e salientaram a importância do desenho da cabeça do parafuso na transmissão do torque máximo para a haste e roscas.

Um estudo *in vivo* e *in vitro* Glantz et al., 1993 utilizaram a extensometria para registrar deformações funcionais em uma prótese fixa suportada por cinco implantes osseointegrados. Foram colados quatro extensômetros lineares elétricos em cada conexão protética, e os sinais foram transferidos para um computador por um conversor de sinal analógico/digital, utilizando um programa de computador para a coleta e análise dos dados obtidos. Baseados nas informações obtidas com vários testes *in vitro*, foram desenvolvidos experimentos *in vivo* com o paciente realizando máximo aperto dos dentes, bem como durante o ciclo mastigatório para demonstrar

as diferenças entre as condições clínicas e laboratoriais. Os pesquisadores alertaram para as altas concentrações de estresse durante o aperto dos parafusos de retenção da prótese às conexões. Afirmaram que a técnica de mensuração de deformações com o emprego da extensometria permite a precisa coleta de dados, permitindo estudos com implantes ósseointegrados com uma grande variedade de condições.

Weinberg (1993) descreveu as diferenças entre os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implantossuportadas e dentossuportadas. O relacionamento complexo entre os componentes do sistema assim como as diferenças na rigidez relativa das estruturas envolvidas são responsáveis pela absorção e distribuição de forças. A distribuição das forças nas próteses sobre implantes depende do grau de deformação dos parafusos de retenção. Assim, quando o estabelecimento da pré-carga, com o apertamento adequado do parafuso, com torque de 10Ncm, pode minimizar a força de cisalhamento que sobre ele ocorre. Porém, quando existe uma desadaptação na interface intermediário/cilindro de ouro, a força de cisalhamento gerada no parafuso pode ser maior do que ele é capaz de suportar, podendo causar a fadiga do metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro é facilmente detectável. Em uma prótese extensa, a falta de adaptação e a subsequente falha do parafuso alteram a distribuição da força oclusal para outros pontos. A distribuição da força depende de alguma deformação do complexo: parafuso de retenção - pilar protético devido à interface osseointegrada não permite movimentação.

Estudando os fatores responsáveis pelo afrouxamento e fratura de parafusos protéticos, Burguete et al. (1994), conferiram que como não existe um assentamento passivo nos espaços verticais na interface conexão-prótese, se gera um contato irregular das roscas do parafuso e consequente perda da força de travamento destes, além de estabelecer estresse desnecessário na interface osso-implante, mesmo antes que a carga oclusal venha a ser aplicada. Nenhuma proteção contra a fadiga é obtida nestas situações, uma vez que as forças externas ao sistema, que podem provocar a separação dos componentes, provocam mais estresse nos parafusos, que não é dissipado em função do encaixe inadequado dos componentes do sistema.

Com relação aos diferentes métodos de investigação e análise biomecânica em prótese sobre implantes, Spiekermann (1995) descreve que os principais são: a análise dos elementos finitos, análise de birrefringência (fotoelasticidade), a mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro* e estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo. A técnica de análise de birrefringência é realizada através de cargas aplicadas em implantes ancorados em modelos plásticos, utilizando uma luz monocromática polarizada. Como os implantes são muito largos em relação à espessura necessária para este procedimento, observam-se fenômenos de sobreposição, tornando esse método raramente aplicado atualmente. Com o método de mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro* pode-se obter dados mais precisos em relação às forças exercidas sobre implantes ou dentes e transferidas às estruturas de suporte. Porém experimentos *in vivo* são, contudo, de difícil execução porque é complicado incorporar sensores apropriados (extensômetros) em aparatos intra-orais, tanto do ponto de vista técnico, como biológico. No caso dos estudos *in vitro* têm obtido resultados valiosos. Os estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo, são realizados através de testes de cisalhamento, tração e compressão. O autor salienta que, a análise de elementos finitos oferece uma maneira de calcular a distribuição e concentração de estresse e deformações dentro dos implantes e no tecido de suporte circunvizinho, através de uma estrutura bi ou tridimensional computadorizada em forma de grade. Porém, a descrição matemática da interface é problemática e os resultados desses estudos sofrem uma influência significativa das condições experimentais.

Carr; Brunski e Hurley (1996) mediram e compararam a pré-carga gerada com a utilização de cilindros de ouro, cilindros produzidos a partir de cilindro de ouro pré-fabricados, cilindros de plástico fundidos e cilindros de plástico fundidos após acabamento e polimento. Foram utilizadas para as fundições, ligas de alta e baixa fusão e assim verificar a influência da temperatura na medida da pré-carga. Foi desenvolvida maior pré-carga nos cilindros pré-fabricados quando comparada com os confeccionados a partir de cilindros de plástico. Os autores encontraram que os cilindros plásticos fundidos com a liga de baixa fusão produziram uma pré-carga significativamente maior que os fundidos com a liga de alta fusão. Houve um aumento significativo na pré-carga dos cilindros de plástico, em relação aos efeitos do acabamento e polimento, porém o mesmo não foi observado nos cilindros

metálicos. Os autores determinaram que quando comparados com o cilindro pré-fabricado a escolha do tipo de cilindro, da liga metálica, do revestimento, das técnicas de acabamento e de polimento podem afetar a pré-carga resultante.

Interessados na biocompatibilidade das ligas metálicas utilizadas em próteses dentárias, Kansu e Aydin (1996) realizaram um experimento, onde sete categorias de ligas odontológicas foram avaliadas por meio de uma análise histopatológica. Incluíram no estudo ligas de alto e baixo conteúdo de ouro, à base de paládio, paládio-prata, níquel-cromo, cobalto-cromo e ouro 22 quilates. Com a técnica de implantação subcutânea, discos fundidos de cada material foram implantados em ratos, por 15, 30 e 60 dias. Os autores encontraram a resposta tecidual mais severa com as amostras em liga de níquel-cromo e a mais leve, com a liga de ouro de 22 quilates. Apesar de estar no grupo das ligas de metais básicos, a liga de cobalto-cromo apresentou respostas teciduais menos severas que a liga de níquel-cromo. Concluíram que deveria ser evitado o uso de ligas que contenham níquel em sua composição.

Rubo e Souza (2001) fizeram uma revisão sobre os métodos computacionais aplicados à bioengenharia. Devido aos progressos ocorridos nos últimos anos, tem havido uma aproximação entre Odontologia e Ciências de Computação que tornou possível a análise e solução de problemas complexos encontrados no tratamento dos pacientes. Os recursos utilizados envolvem, entre outros, a análise por fotoelasticidade, o Método de Elemento Finito e a extensometria. Os pesquisadores relatam as aplicações dos métodos na resolução de carregamentos em próteses implantossuportadas, assim como as potencialidades que esses recursos oferecem.

Sahin e Çehreli (2001) analisaram a importância do assentamento passivo das infraestruturas em próteses sobre implantes. Uma conexão rígida entre os implantes osseointegrados e a infraestrutura induzem tensões em cada componente exposto à força. Teoricamente, uma infraestrutura deveria proporcionar uma adaptação passiva, o que seria indução de tensão zero nos componentes do complexo implante osso peri-implantar na ausência de cargas. Entretanto, uma adaptação realmente passiva é impossível de ser obtida. Todos os procedimentos prévios clínicos e laboratoriais utilizados na confecção de infraestruturas são inadequados para propiciar tal adaptação. Falhas e complicações protéticas como

afrouxamento e fratura dos parafusos, fratura do intermediário, da infraestrutura e material de cobertura têm sido documentadas e relacionadas à desadaptação das infraestruturas. Sugerem que o método ideal para se determinar a passividade de uma infraestrutura seria a análise com a utilização de “*strain gauges*” (extensômetros) da tensão gerada em cada intermediário e/ou componente protético antes e após o apertamento dos parafusos e/ou cimentação da mesma já que não existem estudos clínicos longitudinais comprovando falhas nos implantes atribuídas especificamente à falta de adaptação da infraestrutura. Concluem que uma adaptação marginal aceitável entre os componentes não significa a obtenção de uma adaptação passiva.

Muitos princípios e parâmetros considerados foco de atenção das próteses implantossuportadas, foram alterados com o tempo e novas ideias e conceitos foram sendo gradativamente estabelecidos. Antes de 1982 quando a conferência de Toronto foi realizada, o tratamento com implantes não era aceito como uma alternativa em relação aos procedimentos protéticos tradicionais. Conceitos e princípios empíricos considerados no tratamento de dentes naturais foram extrapolados para as próteses implantossuportadas, estimando a importância na redução no custo do tratamento com implantes, a fim de se permitir que a população em geral tenha acesso a este tipo de tratamento reabilitador. (TAYLOR e AGAR, 2002);

Akça Çehreli e Iplikçioğlu (2002) analisaram o estresse por elemento finito tridimensional com leituras de extensômetros lineares elétricos *in vitro*, nas mesmas situações, obtiveram um aumento estatisticamente significativo ($P < 0,05$) nos valores de tensão quando a avaliação foi realizada com extensômetros lineares elétricos nos diversos tipos de forças. Foi concluído que há diferenças relativas à quantificação das tensões entre os dois sistemas, porém há um consenso mútuo na determinação do tipo de tensões de tração e compressão induzidas pelas forças aplicadas.

Goodacre et al. (2003) fizeram um levantamento de literatura de 1981 a 2001 que descrevia as complicações com implantes osseointegráveis e prótese sobre implante. 14 complicações mecânicas foram identificadas na literatura, com uma incidência de 30% para perda de retenção de *overdentures* a 1% para fratura de implantes, onde 7% relataram afrouxamento do parafuso protético, 6% afrouxamento

do parafuso do intermediário, 4% fratura do parafuso protético, 3% fratura da infraestrutura e 2% fratura do parafuso do intermediário.

Ishigaki et al. (2003) estudaram a biomecânica de distribuição de forças ao redor de implante simulando a mastigação na região de primeiro molar inferior, utilizando para tanto um modelo de elemento finito tridimensional. O estudo demonstrou que comparativamente ao modelo de dentes naturais, o implante mostrou maior concentração de estresse na região do colo do implante, especialmente na região vestibular, onde o tipo de oclusão influenciou na distribuição de forças.

Para obter as características da transmissão de força de implantes ocluindo em dentes naturais ou implantes, Hekimoglu, Anil e Çehreli (2004) compararam deformações sob cargas estáticas e dinâmicas. Regiões do primeiro molar maxilar e mandibular de uma dentadura plástica dentiforme de ambas as arcadas foram cortadas. Pilares cimentos-retidos para restaurações de implantes unitários foram conectados a implantes com 45 Ncm de torque como recomendado pelo fabricante. Simulação do ligamento periodontal foi fornecida em torno do dente natural recentemente extraído. Implantes e dentes foram alinhados verticalmente nas cavidades preparadas na dentadura plástica dentiforme de ambas as arcadas. Então, impressões transferidas de silicone de condensação foram feitas dos implantes e dentes naturais de ambas as arcadas. Uma mistura de resina acrílica de metil-metacrilato autopolimerizável foi vertida nas impressões dos espaços ocupados previamente por dentes artificiais e diretamente em torno dos implantes e o dente natural foi coberto com polivinilsiloxano para obter modelos experimentais. Essa aplicação resultou em uma rígida ancoragem de implantes em resina acrílica ao passo que o dente foi integrado no modelo com um ligamento periodontal simulado. Uma coroa metalo-cerâmica foi fabricada no dente e em cada implante e foi cimentada com um cimento provisório. Três *strain gauges* lineares foram unidos no lado vestibular de cada implante e do dente natural na resina acrílica e mensurado sob 75 N e 100 N de carga axial estática e lateral dinâmica em situações de carga separadas usando o sistema de aquisição de dados em uma média de amostra de 100 Hz. Deformações compressivas foram induzidas em torno do dente natural e implantes como um resultado de carga axial estática, ao passo que combinações de deformações compressivas e tensão foram observadas durante a

carga dinâmica lateral. Deformações em torno do dente natural foram significativamente menores que o implante antagonista e implantes ocluindo do lado contralateral para a maioria das regiões sob condições de carga ($P < 0.05$). Existiu uma tendência geral para o aumento das deformações em torno do implante opondo ao dente natural sob cargas maiores e particularmente sob carga dinâmica lateral.

Em um estudo prospectivo de 5 anos Kreissl et al. (2007), determinaram a incidência de problemas técnicos em próteses parciais fixas implantossuportadas e o grau de sucesso deste tipo de prótese. Foram avaliadas 112 PPFs confeccionadas em 205 implantes, obtendo uma média de 94,5% de sobrevivência dos implantes em função. As PPFs tiveram 80% de sucesso, em 5 anos de avaliação, com 6.7% de afrouxamento de parafusos, 3,9% de quebra dos parafusos, 5,7% de fratura de porcelana, e fratura de infraestrutura foi raro, um evento com 1%. Observaram que a maior incidência de falhas ocorreu em PPFs com cantilever com um índice de sucesso de 68,6%, seguido por coroas unitárias (77,8%), e próteses contíguas explintadas (86,1%).

Moretti Neto (2009) visando a obtenção de dados relacionados á adaptação passiva em prótese implantossuportada, analisaram a quantidade de deformação que ocorre no intermediário da prótese após o aperto do parafuso tanto do cilindro de paládio-prata como de cobalto-cromo. Um modelo mestre foi usado para simular uma mandíbula humana com cinco implantes. Extensômetros foram colados nas faces mesial e distal de cada intermediário. Os intermediários foram montados sobre as réplicas dos implantes e os parafusos foram apertados com um torque de 20 Ncm e as leituras foram gravadas. Após este passo, os parafusos tanto dos cilindros de paládio-prata como de cobalto-cromo foram apertados com um torque de 10 Ncm e as leituras também foram gravadas. Estas medições foram repetidas por cinco vezes. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as tensões geradas tanto pelos cilindros de paládio-prata como os de cobalto-cromo. No entanto, existiram diferenças com relação à qualidade da tensão. A deformação gerada pelo aperto dos parafusos dos cilindros de cobalto-cromo foi de compressão e o aperto dos parafusos dos cilindros de Paládio-Prata gerou forças de compressão e tração.

Rubo e Souza (2010) aplicando elementos finitos 3D, avaliaram as variáveis clínicas que influenciam na distribuição de forças em prótese total implanto suportada mandibular, tais como: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do cantilever, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e a liga usada na confecção da infraestrutura (prata-paládio e cobalto-cromo). Para simular a carga oclusal, empregaram uma carga de 100N. Observaram que o estresse aumenta à medida que o implante se aproxima do ponto de aplicação de força. Quanto maior o cantilever, maior o estresse e quanto menor o módulo de elasticidade do osso cortical, maior o estresse gerado. O aumento do comprimento dos intermediários levou à diminuição do estresse gerado nos implantes e na infraestrutura. A diminuição do estresse não foi verificada com implantes maiores do que 13mm. Uma infraestrutura mais rígida permite uma melhor distribuição de forças. Concluíram que as propriedades físicas dos diversos materiais envolvidos afetam a maneira como o estresse é distribuído em uma prótese total implantossuportada mandibular.

Empregando *strain gauges*, Nishioka et al. (2010) quantificaram *in vitro* as tensões desenvolvidas durante o aperto do parafuso de fixação de próteses fixas implantossuportadas variando o tipo de conexão dos implantes (hexágono externo e interno) e também o tipo de cilindro protético utilizado. Os implantes foram inseridos em um bloco de poliuretano com características semelhantes ao osso mandibular. Intermediários do tipo *micro-unit* foram instalados com torque de 20N sobre três implantes hexágono externo e três hexágono interno em cada bloco. Cilindros protéticos usinados de cobalto-cromo e de plástico, forma parafusados no modelo e receberam uma matriz padronizada para confecção das infraestruturas em cera, que foram fundidas em liga de cobalto-cromo. Quatro *strain gauges* foram colados na superfície do bloco no sentido horizontal, nas regiões mesial e distal de cada implante. Utilizando um torquímetro manual as infraestruturas foram parafusadas sobre os intermediários com torque de 10Ncm. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes quanto ao tipo de conexão ou cilindro utilizado. Desta forma, as conexões do tipo hexágono externo e interno, cilindros fundidos e usinados, apresentaram comportamento mecânico similar em condições de fixação do parafuso.

Em um estudo clínico, Montero et al. (2012) descreveram a incidência de complicações em próteses sobre implante avaliando 71 pacientes parcialmente edêntulos reabilitados e 93 coroas unitárias sobre implante (hexágono externo). Foi observado que dois implantes foram perdidos durante o primeiro ano após a instalação da coroa. Onze coroas tiveram problemas como: destorção dos parafusos e fratura da cobertura de porcelana. O número de falhas foi mais alto na região posterior mandibular nas coroas que ocluíam com dentes naturais. Com relação à idade dos pacientes, aqueles que tinham mais de 45 anos tiveram mais problemas em suas próteses, quando comparado aos pacientes mais jovens. Porém, os autores observaram um alto índice de sobrevivência no período de 26 meses e concluíram que o uso de componentes UCLA para a confecção de próteses sobre implante pode ser recomendados como uma opção adequada de tratamento.

Em um estudo *in vitro*, utilizando *strain gauges* Vasconcellos et al. (2013), avaliaram, a influência da aplicação de carga axial e oblíqua em próteses parciais fixas de três elementos implantossuportadas utilizando dois modelos em poliuretano onde foram inseridos três implantes hexágono interno, com configuração linear e compensada (off-set). Foram colados *quatro strain gauges* para registrar a microdeformação periimplantar após aplicação da carga. Pilares protéticos *micro-unit* foram conectados aos implantes com torque de 20 Ncm. Sobre os pilares foram parafusados padrões fundidos em liga de Co-Cr (n=5) com torque de 10 Ncm que receberam os carregamentos. A força aplicada foi de 30 Kg, durante 10 segundos, em 5 pontos. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa para os pontos de aplicação de carga axial e não axial. Os valores mais elevados foram observados na aplicação de carga não axial no ponto que se encontrava 8mm distante do centro do orifício do parafuso do implante três. A disposição compensada (off-set) não reduziu significativamente a magnitude das microdeformações nas situações de carga axial e não axial, porém o local de aplicação influenciou.

Na revisão de literatura feita por Pesqueira et al., 2014 sobre o uso dos métodos de análise de estresse para avaliar a biomecânica da reabilitação oral com implantes, os pesquisadores relataram que devido ao comportamento biomecânico dos implantes ser diferente a dos dentes naturais, podem ocorrer problemas clínicos,

já que o estresse introduzido na instalação da prótese e durante a função mastigatória são transmitidos diretamente para o osso. O mecanismo de distribuição de tensões e a transferência de carga para a interface do implante / osso é uma questão crítica que afeta a taxa de sucesso dos implantes, desta forma é importante entender e melhorar a distribuição das cargas das próteses sobre implante para o osso. Foi ressaltado que a observação clínica direta seria o método mais seguro para verificar a resposta biomecânica do tratamento com implantes. Porém, a complexidade das estruturas envolvidas torna esta avaliação quase impossível. Descreveram que vários estudos têm utilizado modelos experimentais, analíticos e computacionais por meio de modelos de elementos finitos, fotoelasticidade, *strain gauges* e associações destes métodos para avaliar o comportamento biomecânico de implantes dentários. O modelo de elementos finitos é usado para avaliar os novos componentes, configurações, materiais e formas de implantes. Enquanto que, a maior vantagem do método fotoelástico é a capacidade de visualizar as tensões nas estruturas complexas e para observar os padrões de esforços em todo o modelo, permitindo que o investigador localize e quantifique a magnitude das tensões. No caso dos *strain gauges*, estes podem ser empregados para avaliar *in vivo* e *in vitro* o estresse em próteses, implantes e dentes. Estas metodologias podem ser amplamente aplicadas em Odontologia, principalmente no campo da pesquisa.

Kheiralla e Younis (2014), compararam as respostas biomecânicas de três coroas unitárias suportadas por três implantes diferentes com aplicação de carga axial e não axial de 300N. Os implantes utilizados foram : (3.75 x 13 mm) ,(3 x 13 mm), (5.7x 8 mm). Os testes foram realizados em coroas total metálicas de Ni-Cr, e para registrar as deformações se utilizaram *strain gauges* e estudo de elementos finitos. Os resultados mostraram que os implantes de 3 mm de diâmetro, registraram as maiores deformações com os dois tipos de carga. Os pesquisadores observaram também que todos os implantes apresentaram as maiores deformações quando aplicada a carga não axial. Os Implantes de 3.75 e o de 5.7mm de diâmetro tiveram o melhor comportamento suportando a coroa. Quando comparados os resultados de deformação nos dois tipos de análise, o estudo de elementos finitos mostrou as menores deformações com carga axial e não axial para o implante de 3,75 mm, em quanto que o implante de 5.75 mm mostrou as menores deformações com carga não axial na análise com *strain gauges*.

2.2 BIOLOGIA ÓSSEA E TENSÕES AO REDOR DOS IMPLANTES

Enlow (1968) estudou os possíveis modos de operação da Lei de Wolff, tentando relacioná-los com as alterações morfológicas geradas. Considerou que não há indícios de uma relação direta entre tensão e aposição óssea progressiva e que a tensão pode estar associada tanto com reabsorção como com deposição. Na região onde ocorrem forças de tensão, estímulos bioelétricos e indução celular, poderia haver crescimento ósseo.

Os pesquisadores Pugh, Rose e Radin (1973) afirmaram que o tecido ósseo remodela sua estrutura segundo a carga que lhe é imposta. A variação desta carga poderá determinar uma remodelação construtiva ou destrutiva. A ausência de carga no implante poderia resultar em atrofia semelhante à reabsorção alveolar após exodontia. Uma sobrecarga oclusal poderia resultar em necrose e perda do implante. Para efeito de cálculo, o osso pode ser considerado puramente elástico a baixas taxas de deformação.

Clelland et al. (1993) analisaram a influência de intermediários angulados na geração de estresse próximo a um implante através de um estudo associando resina fotoelástica e uso de extensômetros. Implantes do Sistema Steri-Oss (3.8mmx10mm) foram incluídos numa resina fotoelástica, sobre os quais intermediários com 7mm de altura e 0°, 15° e 20 ° de angulação foram cimentados. Uma carga vertical de 178N foi aplicada em cada intermediário. O estresse compressivo praticamente duplicou no lado do implante oposto à carga aplicada, à medida que a angulação dos intermediários aumentava de 0 a 20 graus. Apesar de haver um aumento estatisticamente significativo do estresse, conforme o aumento da angulação do intermediário, os três ângulos de intermediários produziram estresses aparentemente dentro dos limites de adaptação fisiológica do tecido ósseo.

Os conceitos da lei de Wolff e as adaptações estruturais que ocorrem no osso sob determinados estímulos mecânicos foram revisados por Frost (1994). A remodelação baseada na unidade multicelular básica pode induzir a remoção ou conservação do osso, mas não pode ser adicionado. As atividades básicas de crescimento, modelação e remodelação determinam a arquitetura e resistência do osso. Locais onde o pico ósseo de deformação permanece abaixo de 50µε significa

que está sob efeito de desuso. Deformações acima de 1500 $\mu\epsilon$ tendem a uma remodelação lamelar pela reconfiguração. Entretanto, com microdeformações iguais ou superiores a 4.000 $\mu\epsilon$, as avarias não possibilitam a recuperação pelos mecanismos convencionais de reparo, resultando em danos teciduais irreversíveis.

Hoshaw; Brunski e Cochran (1994) fizeram um estudo para investigar a hipótese de que cargas mecânicas nos implantes, e consequentemente campos de tensão e deformação, influenciam a modelação e remodelação óssea na interface osso/implante. Instalaram dois implantes Brånemark™ em vinte tíbias de cachorro e os deixaram sem carga por 1 ano. Após a reabertura, os implantes foram submetidos à carga por 12 semanas. Foram feitas análises histológicas e os resultados foram comparados com simulações em Método de elementos finitos (MEF) e Encontraram: 1) perda óssea próxima à porção coronária do implante; 2) uma porcentagem menor de tecido mineralizado na córtex; e 3) diminuição da frequência de marcadores fluorocrômicos na córtex adjacente ao implante após a carga. O MEF indicou maior tensão na região da superfície do periósteo adjacente aos implantes submetidos à carga. Concluíram que os resultados dão suporte à premissa de que a perda óssea observada ao redor do pescoço dos implantes era consequência de modelação e remodelação óssea secundárias, causadas por microlesões resultantes da carga.

Através de análise tridimensional de elemento finito, Papavasiliou et al. (1997) analisaram a influência do grau de osseointegração no sucesso do tratamento com implantes. Determinaram, o nível de estresse na interface de implante com quatro graus de osseointegração (100, 75, 50 e 25%) e cinco padrões de osseointegração (com localização alternada, somente cervical, apical, vestibular e lingual) simulando uma coroa unitária submetida à carga axial e oblíqua de 10Mpa. Observaram que forças oblíquas oclusais elevaram o estresse na interface entre 5 a 20 vezes e estes foram sempre maiores na região de crista óssea. Menores níveis de estresse foram encontrados com a osseointegração na região cervical (crista óssea) associada à carga axial.

No estudo histomorfométrico, Barbier e Schepers (1997) instalaram implantes em cães Beagle, que após três meses de cicatrização, receberam próteses fixas com e sem cantilever, simulando cargas axiais e não axiais. Os cães receberam

marcadores fluorocrômicos uma semana, três semanas e cinco semanas após a instalação das próteses e então foram sacrificados. A remodelação óssea ao redor dos implantes sob cantilever foi mais intensa em todos os períodos, mas a diferença diminuiu ao final. Além disso, foram observados osteoclastos em determinados locais ao redor destes implantes com próteses em cantilever que poderiam estar relacionados com perda óssea marginal, se o período de acompanhamento do experimento fosse mais longo. Em contraste, quase nenhum osteoclasto, células inflamatórias, ou reabsorção marginal, foram encontrados nos implantes carregados axialmente. Nos implantes que receberam carga axial, o osso se tornou mais denso na cervical, enquanto a atividade de remodelação em direção apical diminuiu, sugerindo que a ancoragem destes implantes se dava primariamente em função do osso cortical. Nos implantes sob carga não axial, essa diminuição era menos pronunciada, indicando uma ancoragem mais importante em osso medular.

Os pesquisadores, Misch, Qu e Bidez (2000) tentaram estabelecer uma relação entre a densidade, o módulo de elasticidade e a força compressiva final do osso trabecular de mandíbulas humanas, e determinar a influência que as placas corticais têm nestes valores. Para realização do trabalho foram utilizadas nove mandíbulas humanas frescas, entre as idades de 56 e 90 anos, as quais foram cortadas na região anterior (incisivos e caninos), média (pré-molares), e em secções distais (molares). Foram obtidos 76 espécimes cilíndricos do osso trabecular com medula óssea *"in situ"*, que foram preparados e testados com compressão no sentido vertical. Estes testes foram executados a uma taxa constante de tensão de 0.01 s⁻¹ com e sem a presença das placas corticais. Obtiveram valor de densidade de 0.85 a 1.53 g/cm³, com um valor médio de 1.14 g/cm³ (DP = 0.15). Os resultados de módulo de elasticidade foram de 24.9 a 240.0 MPa, com um valor médio de 96.2 MPa (DP = 40.6) no osso trabecular com as placas corticais. Sem as placas corticais o módulo de elasticidade variou de 3.5 a 125.6 MPa, com um valor médio de 56.0 MPa (DP = 29.6). A força compressiva final do osso trabecular variou de 0.22 a 10.44 MPa, com um valor médio de 3.9 MPa (DP = 2.7). Concluíram que o osso trabecular na mandíbula humana possui significativamente maior densidade, módulo de elasticidade e força compressiva final na região anterior do que nas regiões médias ou distais da mandíbula, e que a ausência das placas corticais diminui o módulo de elasticidade do osso.

Por meio de uma revisão de literatura sobre a aplicação da análise de elemento finito em Implantodontia; Geng, Tan e Liu (2001) discutiram sobre os achados encontrados com essa metodologia quanto à interface osso-implante, a conexão prótese-implante e próteses implantossuportadas por vários implantes. Relataram que as propriedades dos materiais simulados influenciam a distribuição e a manutenção dos esforços no modelo de elemento finito e, por isso, resultados de muitos estudos não podem ser generalizados para situações clínicas. O osso, por exemplo, não é um material isotrópico. Significa que tem diferentes propriedades quando medido em diferentes direções e a maioria dos estudos avaliados considera os materiais homogêneos e com propriedades lineares. Ligas metálicas com baixo módulo de elasticidade promovem esforços mais intensos na interface osso-implante e recomendaram a utilização de ligas metálicas rígidas para uma melhor distribuição dos esforços. A distribuição dos esforços em próteses suportadas por vários implantes é de grande complexidade, incluindo os seguintes fatores mecânicos: inclinação e posição dos implantes, forma e extensão da infraestrutura, material da prótese, comprimento do cantilever, interface entre componentes protéticos e implantes e interface osso-implante.

Oh et al. (2002) analisaram trabalhos na literatura a respeito das causas de perda precoce de osso peri-implantar, onde encontraram seis possíveis causas descritas na literatura: 1. Trauma cirúrgico, 2. Sobrecarga oclusal, 3. Peri-implantite, 4. Micro-desadaptação do intermediário, 5. Selamento biológico e 6. Características superficiais da porção do implante que fica em contato com a crista óssea. A sobrecarga oclusal é considerada pelos autores como a maior causadora de falhas em implantes. Uma sobrecarga oclusal que ultrapasse o limiar de homeostasia do osso pode levar a uma progressiva reabsorção óssea marginal, podendo ocorrer até mesmo a falha da osseointegração. Segundo os autores, a reabsorção ocorrida após o primeiro ano em função é resultado da adaptação funcional da musculatura oral, associada ao aumento da densidade óssea, reduzindo a sobrecarga oclusal ou aumentando a resistência óssea à sobrecarga.

Shain, Cehreli e Yalçin (2002) estudaram a influência das forças funcionais sobre os implantes osseointegrados e expõem que a sobrecarga mecânica pode acarretar em falhas biológicas, afirmando que quando uma sobrecarga é aplicada em um implante osseointegrado o osso circunjacente a este implante sofre uma

deformação (de 2000 a 3000 “*microstrain*”). Quando uma sobrecarga patológica ocorre (acima de 4000 “*microstrain*”) o estresse e a tensão gerados excedem o limiar fisiológico tolerado pelo osso e ocorrem microfraturas na interface implante-osso. A aplicação de repetidas cargas podem levar a falha por fadiga da interface, diminuindo a densidade óssea peri-implantar e levar a formação de defeitos ósseos tipo crateras. Segundo este autor as falhas tardias em implantes, após a instalação das próteses, são observadas e estão correlacionadas com complicações biomecânicas e que os mecanismos relacionados com estas falhas ainda não são totalmente entendidos e a literatura a respeito das influências dos vários fatores biomecânicos é inconclusiva.

Stegaroiu et al. (2004) analisaram a distribuição de estresse no osso circunjacente, com a utilização de extensômetros lineares elétricos, ao implante restaurado com coroas metálicas recobertas com de três diferentes materiais: compômero, resina acrílica e liga de ouro, com a aplicação de força lateral estática e dinâmica sem impacto de 100 Ncm. O estudo demonstrou que os diversos materiais de cobertura das próteses tiveram a mesma influência no estresse transmitido ao osso circunjacente a uma prótese implantossuportada unitária.

Çehreli et al. (2004) por meio da fotolelasticidade e da utilização de *strain gauges*, avaliou o estresse gerado no osso ao redor de implantes com diversos tipos de conexões, desde hexágono externo, interno e cone morse. Foram aplicadas forças de 100N a 150N no longo eixo dos implantes e com 20 graus de angulação. De acordo com os resultados observados, concluíram que todos os implantes apresentaram características similares de distribuição de forças, onde o desenho da conexão protética não é um fator decisivo que afeta a magnitude do estresse transmitido ao osso.

Heckmann et al. (2006) estudaram o estresse gerado no osso devido à fixação parafusada ou cimentada de próteses parciais fixas implanto suportadas de três elementos, com a utilização de um modelo de elemento finito, associando estudos ‘*in vitro*’ e ‘*in vivo*’ com extensômetros elétricos lineares. Concluíram que o estresse gerado na crista óssea devido ao tipo de fixação da prótese não constitui um risco devido ao fato de estar dentro do limite fisiológico do osso.

Akça, Uysal e Çehreli (2006) analisaram a correlação entre a máxima força de mordida e o nível de perda óssea marginal em pacientes com prótese parcial fixa implanto suportada, com o uso de radiografias periapicais digitais, em um acompanhamento de 24 meses. Observaram que a força de mordida máxima para PPF implantossuportadas (média de 356,61N) foi maior do que em região dentada (média de 275,48N), o que não foi influenciado pelo sexo. A perda óssea marginal após o período de acompanhamento das próteses em função foi de 0,28mm na mesial e de 0,097mm na distal. Concluíram que o uso de próteses implantossuportadas aumenta a força de mordida, porém não prejudica a estabilidade da crista óssea e consequentemente do implante.

Isidor (2006) relacionou forças em implantes osseointegrados e reabsorção óssea peri-implantar encontrou resultados conflitantes, onde os estudos experimentais em animais demonstravam que a força oclusal poderia levar a perda marginal de osso ao redor dos implantes e até mesmo à perda completa da osseointegração. Nos estudos clínicos, uma associação entre as condições de força e a perda marginal de osso ao redor dos implantes, ou a perda completa da osseointegração tem sido relatadas, porém nenhuma relação causal foi convincentemente demonstrada.

Kozlovsky et al. (2007) analisaram o impacto da sobrecarga oclusal na crista óssea peri-implantar em regiões com tecido peri-implantar sadio e inflamado em cães *Beagle*. Observaram que em tecido saudável a sobrecarga oclusal aumentou ligeiramente o grau de reabsorção da crista óssea, porém não no sentido apical da base do implante. Já a sobrecarga agravou a reabsorção da crista óssea peri-implantar nas regiões inflamadas. Concluíram que o controle de placa e da carga recebida pelo implante são fatores fundamentais para a longevidade do tratamento.

Matsunaga et al. (2010) investigaram o papel biomecânico do osso trabecular ao redor dos implantes dentais na mandíbula. O modelo do estudo foi feito utilizando os dados de tomografia computadorizada de micro-tirada de um cadáver em implantes osseointegrados quem tinha estado em vigor por 15 anos antes da morte. A análise morfológica e tridimensionais (3D), análise de elementos finitos foram realizadas para calcular o caminho de carregamento peri-implante do modelo em que a estrutura trabecular foi devidamente simulada. Os pesquisadores encontraram

que como foi visto através da análise multiescala utilizando o método de homogeneização, a arquitetura do osso trabecular ao redor implantes foi isotrópico para a maior parte. A maior estresse no osso esponjoso foi observado no carregamento perpendicular e estresse produzido em trabéculas diminuiu aproximando de carga horizontal. Foi concluído que a arquitetura do osso esponjoso ao redor do implante era geralmente isotrópico. A análise 3D de elementos finitos mostrou que trabéculas do osso esponjoso ao redor dos implantes dispersa o estresse, formando caminhos de transferência de carga. Os resultados sugerem que o osso trabecular desempenha um papel importante no apoio funcional pressão exercida através do implante.

Sallan, Kheiralla e Aldawakly (2010) estudaram as tensões na região peri-implantar de implantes com diâmetro reduzido utilizados na restauração em cristas ósseas com pouca espessura, através de diferentes desenhos da infraestrutura. Além disso, a influência do local de aplicação de carga vertical de oclusão foi avaliada utilizando *strain gauges*. Dois modelos simulando o arco mandibular de extremidade livre unilateral foram fabricados. Dois implantes de tamanho padrão (3,75 x 13mm), foram inseridos em um modelo na posição de segundo pré-molar e primeiro molar para suportar próteses fixas de três unidades com *cantilever* distal (liga de níquel-cromo). Enquanto no outro modelo, o implante padrão e o mini-implante (3,0 x 13 mm) foram colocados na posição de segundo pré-molar e segundo molar, respectivamente, para suportar próteses fixas de três unidades com o pântico suspenso entre os pilares (níquel-cromo). Quatro extensômetros foram fixados no sentido vertical nas faces, lingual, mesial e distal adjacente aos implantes. As próteses foram cimentadas temporariamente e uma carga vertical de 300N foi aplicada no meio da barra horizontal unida as unidades da prótese no centro. Os valores de *microstrains* foram registrados e analisados. As infraestruturas com *cantilever* registraram *microstrains* superiores do que com pântico entre os pilares para ambas as condições de carregamento. No entanto, para ambos os casos, quando a carga foi aplicada na barra distribuindo as forças igualmente em todas as unidades ao mesmo tempo, apresentaram os menores valores de *microstrain* do que aplicando a carga apenas nos pânticos. Os pesquisadores encontraram que o implante convencional apresentou valores de menor tensão que os mini-implantes.

Para verificar a deformação gerada no intermediário e no osso peri-implantar de coroas unitárias implantossuportadas, após aplicação de carga axial, Laurent (2011), utilizou um modelo de poliuretano, simulando o osso mandibular, com um implante hexágono externo de 3,75 mm x 13 mm de comprimento, no qual foi fixado um intermediário multi-unit. Três grupos com quatro corpos de prova cada se dividiram de acordo com o tipo de cilindro e liga de fundição (cilindro de ouro sobrefundidos com liga de PdAg, cilindro de CoCr usinado sobrefundidos com liga de NiCoCr, cilindro de acrílico fundido com a liga de NiCoCr). Cada corpo de prova foi submetido à aplicação de carga axial de 300N. Foram realizadas leituras das deformações geradas no intermediário e no osso simulado, com o uso de *strain gauges*, os quais foram colados em três faces do intermediário e nas superfícies mesial, vestibular, distal e lingual do osso simulado ao redor do implante. Os resultados do estudo demonstraram que a utilização dos três tipos de cilindro não altera o resultado final de distribuição de tensão no intermediário, após o carregamento. Adicionalmente, as coroas confeccionadas com cilindro de CoCr usinado tiveram o comportamento mais estável, com relação à uniformidade, na distribuição das tensões no intermediário e no osso simulado.

Costa et al. (2011) avaliou a deformação gerada na região peri-implantar e no intermediário, em função do aperto do parafuso protético, em diferentes tipos de cilindros usinados e fundidos. Com auxílio de *strain gauges*, avaliaram a deformação ocorrida na região peri-implantar e no intermediário do tipo multi-unit, mediante a instalação de três diferentes tipos de cilindros protéticos: pré-fabricado usinado em ouro, pré-fabricado usinado em cobalto-cromo e calcinável fundido em níquel-cromo-cobalto. Os *strain gauges* foram distribuídos da seguinte forma: quatro ao redor de cada implante, nas faces mesial, distal, vestibular e lingual (no osso simulado); três na superfície lateral de cada intermediário, equidistantes entre si. Os resultados encontrados mostraram que é possível determinar laboratorialmente os valores médios de deformação ou a passividade, para os três tipos de cilindros analisados. Os valores foram semelhantes entre si tanto no poliuretano como no intermediário, independentemente do material do cilindro.

Hollweg et al. (2012) estudaram a deformação que ocorre nos pilares dos implantes, com a fixação de infraestruturas confeccionadas em liga de cobalto-cromo e prata-paládio. As amostras (n=5 para cada liga), simulando uma

infraestrutura de prótese mandibular, protocolo implantossuportada, foram fabricadas e aparafusadas sobre pilares *standard*, posicionados em um modelo-mestre contendo cinco réplicas dos implantes. Dois extensômetros lineares foram fixados sobre as faces mesial e distal de cada pilar, para capturar deformação durante o aperto dos parafusos de retenção. Uma combinação de forças de compressão e tração foi observada, em ambos os pilares, para infraestruturas cobalto-cromo e prata-paládio. Não houve evidência de diferenças significativas nas médias das deformações do pilar, em nove das dez faces dos pilares. Apesar de, visualmente, as infraestruturas se apresentarem bem adaptadas, a transmissão de carga aos pilares não ocorreu necessariamente de maneira uniforme. O uso de ligas de cobalto-cromo para estruturas de próteses implantossuportadas pode ser considerado clinicamente aceitável, assim como a liga prata-paládio.

Harel et al, (2013) em um estudo *in vitro* mediram e compararam os níveis de tensão no osso peri-implantar, utilizando implantes de uma peça (1P) e duas peças(2P) parafusados em osso bovino em eles foram colocados strain gauges ao redor da superfície peri-implantar cervical e no ápice. Posteriormente foram aplicadas forças axial e oblíqua de 30 graus com 20N até 120N e as deformações geradas foram registradas. Os autores relataram que as deformações registradas foram maiores no implante de 1P comparado com o de 2P, porém a media das deformações registradas na superfície foram significativamente menores que no periápice, quando comparado o implante de 1P com o de 2P adicionalmente concluíram que as maiores deformações foram registradas na região apical independentemente do tipo de implante não em tanto o implante 1P registrou os maiores valores para os dois locais registrados (cervical e apical), mas os pesquisadores salientaram que esta diferença em magnitude não pode ser avaliada neste tipo de modelo.

Em um estudo *in vitro*, avaliando a deformação óssea ao redor de implantes após sobrecarga oclusal, Kan, Judge e Palamara (2014) descreveram o padrão das tensões ósseas peri-implantares sob carga oclusal controlada e verificaram a resposta do osso através da comparação com os limiares de deformações críticos definidos pela teoria mecanostática de Frost (1994). Regiões mandibulares unilaterais de dois cães foram utilizadas, e seis semanas após as extrações quatro implantes de titânio foram colocadas em cada mandíbula. Após 12 semanas de

cicatrização, os implantes osseointegrados com sucesso foram colocados em contato supra-oclusal com coroas metálicas parafusadas e não espiantadas. Um dispositivo de detecção de força de mordida foi utilizado para quantificar a carga oclusal *in vivo* com os cães utilizando as coroas com contacto supra-oclusal. Após 8 semanas, os cães foram sacrificados. A deformação óssea peri-implantar *in vitro* sob carga oclusal controlada foi medida utilizando 4 *strain gauges* fixados no osso na região vestibular próximo ao ápice do implante e 2 *strain gauges* distantes da região dos implantes. A média e a carga oclusal máxima medidas *in vivo* foram 434N e 795N. Quando carregados individualmente e, simultaneamente, *in vitro* (menor ou igual a 476 N), a deformação óssea absoluta na região apical foram respectivamente: 1133 e 753 microstrains. A deformação óssea atingindo 229 microstrains foi registrada em locais distantes. Com base no modelo de regressão linear simples, para o osso atingir o limite de sobrecarga patológica definida pela teoria mecanostática osso de Frost (3000 microstrains), uma carga de 1344 N oclusal (superior ao pico observado *in vivo*) foi necessária. De acordo com as análises *in vivo* e *in vitro*, nas condições investigadas neste estudo, uma sobrecarga patológica do osso peri-implante não foi encontrada em função do contato supra-oclusal. Os pesquisadores ainda salientaram que a reabsorção óssea a partir de sobrecarga oclusal foi evitada já que um mecanismo que parece ser efetivo é dissipar as tensões em locais distantes.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi medir a deformação gerada no intermediário e no osso peri-implantar simulado pelo poliuretano, aplicando carga oblíqua de 300N sobre uma coroa metalocerâmica parafusada sobre implante, a fim de analisar:

- 1- A influencia de duas diferentes angulações de carga (15 e 30 graus).
- 2- A influencia do tipo cilindro protético e liga utilizados para a confecção da infraestrutura (G1-Cilindro de ouro, sobrefundido com a liga de paládio-prata, G2-Cilindro de acrílico fundido com a liga de NiCoCr, G3-Cilindro de CoCr usinado, sobrefundidos com a liga de NiCoCr).
- 3- Correlacionar as deformações geradas na região peri-implantar com a teoria de Frost.
- 4- Verificar as áreas de compressão e tração.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

Nesta pesquisa foi utilizado um modelo mestre em poliuretano (PU), também usado nas pesquisas de Suedam (2009), Moretti Neto (2010), Dória (2011) e Laurent (2011). Do modelo, foi utilizado o seguinte:

- 01 implante Brånemark System[®] Mk III Groov de 3,75mm de diâmetro por 13 mm de comprimento (Nobel Biocare, Göteborg, Suécia)
- 01 intermediário multi-unit de 5 mm de altura (Nobel Biocare, Göteborg, Suécia)
- Modelo mestre confeccionado em poliuretano, com características isotrópicas, simulando o osso mandibular, validado por estudos anteriores. (MORETTI NETO et al., 2011; MIYASHIRO et al. 2011).

4.1. MODELO EXPERIMENTAL

O modelo experimental utilizado foi o mesmo usado nas pesquisas de Suedam (2009) Moretti Neto (2010), Dória (2011) e Laurent (2011), cuja confecção se deu como segue:

O modelo foi confeccionado em poliuretano F 16 (espuma rígida) para vazamento de presa rápida (AXSON, Cergy, França). Este material é composto por dois líquidos: Polioli (parte A) e Isocianato (parte B) com densidade de 1,05 g/cm³ após sua polimerização, segundo dados do fabricante.

Com auxílio de uma matriz metálica confeccionada em alumínio (figura 4.1), foi construído um modelo de Poliuretano (Axson, Cergy, França) em forma de U simulando o arco mandibular. Dois implantes Brånemark System[®] Mk III RP, referência 28887 e lote 659900 (Nobel Biocare, Göteborg, Suécia) de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento foram posicionados na matriz paralelos entre si (figura 4.2). Em seguida o poliuretano foi proporcionado e manipulado e por fim

injetado na matriz, resultando num contato íntimo. O modelo obtido apresentava as seguintes dimensões: 13 mm de diâmetro interno, 52 mm de diâmetro externo, 35mm de comprimento, 13mm de largura e 19mm de altura (figura 4.3 e 4.4). Os dois implantes paralelos entre si estavam posicionados 14,0mm distantes de centro a centro com o centro do implante mesial distante 7,0mm da linha média.

Embora o modelo experimental apresentasse dois implantes, na presente pesquisa somente um deles foi aproveitado como veremos a seguir.

Figura 4.1 – Vista anterossuperior da matriz metálica com a tampa de acrílico e os dois implantes posicionados.

Figura 4.2 – Vista interna da tampa com os implantes posicionados.

Figura 4.3 – Vista superior do modelo de PU, com os implantes.

Figura 4.4 – Vista anterior do modelo de PU, com os implantes.

4.2 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Para a confecção dos corpos de prova foram utilizadas duas ligas diferentes (tabela 4.1), uma de cobalto-cromo (Dan Ceramallooy, Nihon Shika Kinzoku, Co, Ltd, Osaka, Japão) e outra de paládio-prata (Pors-on[®] 4, Degussa S.A., São Paulo, Brasil). Foram utilizados quatro cilindros protéticos de ouro (Nobel Biocare, Göteborg, Suécia, referência 29043, lote 109020) que foram sobrefundidos com a liga de paládio-prata, quatro cilindros protéticos com cinta usinada de cobalto-cromo (Conexão Sistema de Prótese Ltda. São Paulo, Brasil, referência 14400599, lote 7023110) fundidos com a liga de cobalto-cromo e quatro cilindros protéticos de acrílico (Conexão Sistema de Prótese Ltda. São Paulo, Brasil, referência 14400199,

lote 7013087) fundidos com a liga de cobalto-cromo. Desta forma três grupos de corpos de prova ficaram estabelecidos: Grupo com cilindro protético de ouro – liga de paládio-prata (figura 4.6), Grupo com cilindro protético usinado – liga de cobalto-cromo (figura 4.7) e o Grupo com cilindro protético de acrílico – liga de cobalto-cromo (figura 4.8).

Tabela 4.1 – Especificações das ligas utilizadas, segundo os fabricantes.

LIGA	CONTEÚDO	INTERVALO DE FUSÃO (°C)	PESO ESPECÍFICO (g/cm ³)
Dan Ceramalloy (Nihon Shika Kinzoku Co. Ltd)	Ni 56% Cr – 20% Co – 12%	1205 – 1250	8,0
Pors-on 4® (Degussa S.A.)	Pd – 57,8% Ag – 30%	1175 – 1275	11,40

4.2.1 Enceramento e inclusão dos corpos de prova.

Para realizar as fundições das infraestruturas de cada grupo, inicialmente um cilindro protético foi posicionado sobre um análogo do componente *micro-unit* e a partir daí o enceramento foi realizado. Este enceramento recebeu a forma anatômica de um pré-molar e a partir dele uma matriz foi confeccionada com silicona Zetalabor (Zhermack Spa, Badia Polesine, Itália) para que os próximos enceramentos apresentassem as mesmas características anatômicas com relação as suas dimensões promovendo assim uma padronização dos corpos de prova dos três grupos (figura 4.5).

Figura 4.5- Padronização dos corpos de prova. Matriz em silicona e enceramento do pré-molar terminado.

Após o enceramento de todos os quatro corpos de prova de cada um dos três grupos, estes foram unidos em conjunto aos canais de alimentação e fixados a uma base formadora de cadinho. Neste momento foi aplicado um agente redutor de tensão superficial e revestimento foi vertido para o interior do anel sob vibração para que o material envolvesse todos os padrões dos corpos de prova sem que bolhas pudessem estar presentes.

4.2.2 Sobrefundição dos corpos de prova.

Após completar 30 minutos da espatulação do revestimento, os anéis de fundição foram levados ao forno para eliminação da cera. A partir da temperatura ambiente, foi iniciado o ciclo de aquecimento convencional até atingir-se a temperatura de 250° C a qual foi mantida por 30 minutos. Em uma segunda fase a temperatura do forno foi aumentada de 250° C para 560/600° C e mantida por 40 minutos com a finalidade de se eliminar o carvão e carbono residuais aderidos nas paredes do revestimento. Por fim, para o aquecimento interno do anel, a temperatura alcançou 850/900° C por 60 minutos. Após estes procedimentos a fundição foi realizada respeitando-se as características técnicas das ligas utilizadas para a formação dos três grupos.

4.2.3 Acabamento das infraestruturas.

Com o resfriamento dos anéis em temperatura ambiente, as sobrefundições puderam então ser removidas do revestimento. Procedimentos laboratoriais padrão foram utilizados para realizar esta etapa do trabalho. Para a limpeza dos corpos de prova e para preparar sua superfície para receber a cobertura cerâmica foi empregado jato de óxido de alumínio de 50 µm de partícula e posteriormente acabamento com pedras de óxido de alumínio para o preparo do metal. Estes procedimentos foram realizados de forma a evitar o aprisionamento de ar o que poderia ocasionar o aparecimento de bolhas durante a fase de aplicação da porcelana.

Durante estes procedimentos, os corpos de prova foram fixados sobre um análogo a fim de minimizar possíveis danos na região da interface intermediário/cilindro protético.

Figura 4.6 – Corpos de prova cilindro protético de ouro – liga de paládio-prata.

Figura 4.7 – Corpos de prova cilindro protético usinado – liga de cobalto-cromo.

Figura 4.8 – Corpos de prova cilindro protético de acrílico – liga de cobalto-cromo.

4.2.4 Etapas da cobertura cerâmica.

Para a oxidação do metal, as infraestruturas foram levadas ao forno de cerâmica pré-aquecido a 600° C e esta temperatura foi elevada em incrementos de 55° C até atingir 900° C permanecendo assim por 5 minutos sob vácuo parcial. Após esta fase, foi realizada a queima das camadas de opaco usada para mascarar a infraestrutura metálica. As temperaturas utilizadas em todas as fases de aplicação

da porcelana sofrem variações de uma porcelana para outra, portanto, foi prudente seguir as recomendações do fabricante. Neste trabalho foi utilizada a cerâmica Duceram Kiss (Degudent, Hanau-Wolfgang, Alemanha). Para este sistema cerâmico a aplicação do opaco seguiu o seguinte protocolo: no opacificador em pasta, a temperatura inicial do forno foi 575° C permanecendo nesta temperatura por sete minutos e aumentada em incrementos de 55° C atingindo a temperatura final de 930° C e mantida por três minutos. Após o resfriamento foi realizada a queima da camada de opaco em pó. A temperatura inicial do forno foi de 575° C permanecendo nesta temperatura por cinco minutos e aumentada em incrementos de 55° C atingindo a temperatura final de 930° C e mantida por dois minutos. Após a aplicação do opaco, duas camadas de cervical foram aplicadas de maneira semelhante: temperatura inicial do forno de 575° C mantendo-se nesta temperatura por sete minutos, elevação da temperatura em incrementos de 55° C até atingir a temperatura de 920° C mantida por um minuto. Para a aplicação das duas camadas cerâmicas (dentina) as peças foram levadas ao forno com temperatura inicial de 575° C mantendo-se nesta temperatura por seis minutos. A seguir a temperatura foi elevada em 55° C até atingir 910° C permanecendo nesta temperatura por um minuto. Para a segunda camada de porcelana (dentina) as peças foram levadas ao forno com temperatura inicial de 575° C mantida por quatro minutos, após o que a temperatura foi elevada em 55° C até atingir 900° C permanecendo nesta temperatura por um minuto. Na realização do glaze os corpos de prova foram introduzidos no forno pré-aquecido à temperatura de 575° C por três minutos e aumentado a temperatura em incrementos de 55° C até atingir 890° C permanecendo nesta temperatura por um minuto. Todas as fases da aplicação estratificada da porcelana exceto a queima do glaze foram realizadas sob vácuo de 50 hPa.

4.3 CONSTITUIÇÃO DOS GRUPOS

Os doze corpos de prova foram alocados em três grupos onde o tipo da liga e o tipo de cilindro protético utilizados foram variáveis determinantes.

Grupo 1. Foram utilizados quatro cilindros protéticos de ouro sobrefundidos com liga de paládio-prata e cobertura cerâmica. (Fig.4.9)

Grupo 2. Foram utilizados quatro cilindros protéticos com cinta de cobalto-cromo sobrefundidos com liga de cobalto-cromo e cobertura cerâmica. (Fig.4.10)

Grupo 3. Foram utilizados quatro cilindros protéticos de acrílico fundidos com liga de cobalto-cromo e cobertura cerâmica. (Fig 4.11)

Figura 4.9 Grupo 1: Cilindro de ouro, sobre-fundidos com a liga de paládio-prata e cobertura cerâmica * Pors-on[®] 4 – Degussa S.A., São Paulo, Brasil.

Figura 4.10 Grupo 2: Cilindro de acrílico fundido com a liga de NiCoCr e cobertura cerâmica *Dan Ceramallo, Nihon Shika Kinzoku CO.

Figura 4.11 Grupo 3: Cilindro de CoCr usinado, sobre-fundidos com a liga de NiCoCr e cobertura cerâmica *Dan Ceramallo, Nihon Shika Kinzoku CO.

4.4 FIXAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Uma base metálica (figuras 4.12 e 4.13) foi desenvolvida para fixação e estabilização do modelo experimental onde os testes foram realizados. Esta fixação se fez necessária para que não ocorressem movimentações do conjunto no momento da aplicação das forças para a fixação dos corpos de prova sobre o intermediário. A utilização desta base metálica rígida também tem o intuito de não interferir na deformação do modelo de PU e de não absorver as forças aplicadas durante os testes.

Figura 4.12 – Base metálica visualizando o local de assentamento do modelo de PU com os três parafusos de retenção e estabilização.

Figura 4.13 – Base metálica com o modelo de PU posicionado. Notar o perfeito assentamento da superfície lingual do modelo na superfície interna da base metálica.

Os intermediários multi-unit de 5,0mm de altura foram posicionados e parafusados com um torque de 20Ncm, através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Göteborg, Suécia). (figura 4.14).

Figura 4.14 – Torquímetro eletrônico Nobel Biocare Torque Controller™

4.5 COLAGEM DOS EXTENSÔMETROS LINEARES ELÉTRICOS

A superfície externa do modelo de PU e dos intermediários foi limpa com acetona, para remover qualquer resíduo que pudesse interferir no processo de fixação dos extensômetros lineares elétricos. Para a realização deste experimento quatro extensômetros lineares elétricos (KFG -02-120-C1-11, Strain Gages, Kyowa Electronic Instruments Co., Ltda., Tóquio, Japão) (Figuras 4.15) foram fixados na superfície oclusal do modelo de PU e três na superfície lateral do intermediário equidistantes entre si. Com uma cola a base de cianoacrilato (Strain Gage Cement CC – 33 A -Kyowa Electronic Instruments Co., Ltda., Tóquio, Japão), os extensômetros foram colados, quatro ao redor do implante nas faces mesial, distal, vestibular e lingual e três na superfície lateral do intermediário (figura 4.16).

Figura 4.15 – Superfícies interna e externa dos extensômetros lineares elétricos.

Figura 4.16 – Modelo de PU com os intermediários e com os extensômetros lineares elétricos colados na superfície oclusal do modelo ao redor dos dois implantes.

As terminações dos extensômetros lineares elétricos foram soldadas em uma placa de circuito elétrico que foi afixada sobre a superfície do modelo mestre (figura 4.17). Cada um dos extensômetros lineares elétricos foi conectado a um canal de um dispositivo de aquisição de dados (NIDAQ-9172, National Instruments Corp., Austin, Texas, USA (figura 4.18) capaz de medir a deformação dos extensômetros e transmiti-las para um computador com processador Intel Celerom M, 512MB por meio de uma conexão USB 2.0, onde os dados foram visualizados por meio do programa LabVIEW 8.1 para Windows (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA). Obtiveram-se assim os valores numéricos da deformação sofrida no modelo de PU e intermediário. Após cada infraestrutura ser posicionada sobre os intermediários no modelo de PU, os parafusos de titânio foram apertados com uma chave hexagonal manual até oferecerem resistência, para confirmação da adaptação da infraestrutura. A seguir, foi empregado um torque de 10Ncm, através do dispositivo eletrônico de controle de torque e as deformações foram registradas e gravadas para posterior tratamento estatístico.

Figura 4.17 – Placa de circuito com extensômetros soldados.

Figura 4.18 – Dispositivo de aquisição de dados com os canais de extensometria conectados.

4.6 REALIZAÇÃO DO TESTE

Para a realização dos testes foi utilizada a máquina universal de ensaio EMIC (Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda. São José dos Pinhais, PR, Brasil). Este é um aparelho de conceito eletromecânico que atua em conjunto com o software instalado em um microcomputador, e um sistema de instrumentação eletrônica dotado de canais de medição de forças (Figura 4.19).

Figura 4.19 – Máquina universal de ensaio da empresa EMIC™

O conjunto base metálica/modelo de poliuretano foi colocado através de um dispositivo que permite a sua movimentação em todas as direções no plano inclinado, permitindo o correto posicionamento da ponta aplicadora de carga e colocado na máquina de ensaio universal EMIC™ (Figuras 4.20, 4.21).

Figura 4.20 – Modelo experimental na base colocado
No dispositivo de carga inclinada, posicionado na máquina de universal de ensaio EMIC™

Figura 4.21 – Vista lateral do modelo experimental na sua base colocado
na máquina de ensaio universal EMIC™

Uma ponta em aço comum, na forma de lápis, foi fixada à célula de carga e uma força axial de 300N foi aplicada, a uma velocidade de 0,5mm/min, no ponto central oclusal de cada corpo de prova. A força escolhida para realização do teste foi de 300N de acordo com os valores de força de mordida encontrados por MERICSKE-STERN et al., 1995, ESKITASCIOGLU G. et al (2004) AKÇA, UYSAL E ÇEHRELI (2006), para próteses implantossuportadas. Primeiro foram realizados todos os testes inclinando o dispositivo com o conjunto coroa-intermediario-implante

a 30 graus e posteriormente foram repetidos com uma inclinação de 15 graus, angulações utilizadas em diversas pesquisas de carga oblíqua aplicada em coroas metalocerâmicas implantossuportadas (WATANABE et al., 2003; CHUN et al., 2006; RUNGSIYAKULL et al., 2011).

Foram realizadas cinco aplicações de carga para cada situação; em cada aplicação de força foi realizada a leitura da microdeformação gerada no modelo de PU ao redor dos dois implantes, captadas pelos extensômetros colados nas faces mesial, distal, vestibular e lingual, e nas três fases escolhidas do intermediário. (figura 4.22)

Figura 4.22 – Aplicação de carga com a ponta de aço

Sobre o implante foi fixado um intermediário Multi-unit abutment Brånemark System® RP 5 mm (Nobel Biocare, Göteborg, Suécia, REF 29183, lote 662959) com torque de 20 Ncm aplicados com auxílio de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemborg, Suécia).

Os testes de deformação foram realizados para os três grupos e dois momentos diferentes. Em um primeiro momento as leituras de deformação foram realizadas após a fase laboratorial de fundição das infraestruturas.

Para o grupo que utilizou cilindro de ouro e liga de paládio-prata as infraestruturas foram fixadas com parafuso protético para multi-unit (Nobel Biocare, Göteborg, Suécia – referência 29285, lote 669883) apertados com torque de 10 Ncm aplicados com auxílio de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemborg, Suécia).

Para dar fidelidade e consistência aos dados de deformação foram realizadas cinco repetições do aperto dos parafusos de cada corpo de prova e os parafusos trocados após cada teste. A leitura da microdeformação gerada no modelo de PU ao redor do implante e do intermediário, captadas pelos extensômetros colados nas faces mesial, distal, vestibular e lingual e na face lateral do intermediário.

Ao todo, foram empregados sete extensômetros lineares elétricos colados no modelo de PU e no intermediário para cada teste, os quais foram conectados a sete canais do dispositivo de aquisição de dados (figura 4.23).

- Canal 1 (Inter DL) – superfície do intermediário;
- Canal 2 (Inter ML) – superfície do intermediário;
- Canal 3 (Inter V) – superfície do intermediário;
- Canal 4 (Distal) – superfície do PU do lado distal;
- Canal 5 (Lingual) – superfície do PU do lado lingual;
- Canal 6 (Mesial) – superfície do PU do lado mesial;
- Canal 7 (Vestibular) – superfície do PU do lado vestibular.

Figura 4.23 – Desenho representativo da disposição dos extensômetros lineares elétricos no intermediário (Inter DL, Inter ML, InterV) e no modelo de PU (Distal, Lingual, Mesial, Vestibular).

Através do programa LabVIEW 8.1 os dados foram visualizados no monitor do computador e armazenados, obtendo-se dados numéricos de microdeformação ($\mu\epsilon$) com uma frequência de 20 MHz durante todo o tempo necessário para ocorrer a estabilização da deformação em todos os canais.

4.7 AQUISIÇÃO DOS DADOS

O extensômetro linear elétrico ou "*strain gauge*" é um dispositivo elétrico capaz de medir a tensão sofrida por um objeto. A tensão (ϵ) representa a quantidade de deformação de um corpo quando submetido a uma determinada força, que pode ser de tração (+) ou de compressão (-).

Quando um material é tensionado, ele sofre um alongamento, denominado de deformação absoluta (ΔL), que é proporcional à força nele aplicada. A proporção entre a variação do comprimento (ΔL) de um corpo e seu tamanho inicial (L) corresponde à deformação específica (ϵ), expressa pela fórmula:

$$\epsilon = \frac{\Delta L(\text{mm})}{L(\text{mm})}$$

Como as unidades de medida de ΔL e L são as mesmas, pode-se entender que a deformação específica é uma medida adimensional, isto é, não representa uma unidade. Indica apenas que o número por ele representado refere-se a um valor de deformação específica, ou a uma porcentagem de deformação. A medida de deformação fornecida pelos extensômetros é representada por “*micro strain*” ($\mu\epsilon$), em que o micron (μ) corresponde à potência de 1×10^{-6} ou 0,000001.

Os extensômetros constituem-se resistências elétricas nas quais percorre uma corrente elétrica de baixa intensidade através de um circuito elétrico de ponte de Wheatstone. Quando sofre qualquer deformação, a resistência elétrica do extensômetro é alterada, gerando uma tensão de saída nos terminais da ponte. Esses sinais elétricos são enviados pelos canais para a placa de aquisição de dados.

Esta, por sua vez, transforma os sinais elétricos em sinais digitais, enviando-os para a placa de leitura instalada no computador. Através do programa LabVIEW 8.1 para Windows (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA), os dados são transformados em valores de deformação específica, permitindo a visualização das deformações em tempo real.

Após o aperto dos intermediários com torque de 20 Ncm, as infraestruturas foram posicionadas e apertadas com torque de 10Ncm. Os extensômetros realizaram a medida dos valores respectivos à tensão sofrida tanto pelo intermediário como pelo modelo de poliuretano após o apertamento dos parafusos.

Todos os dados foram gravados no computador como arquivos de extensão TXT. Em seguida, transferidos como arquivos de extensão XLS para o programa EXCEL, a fim de que fosse realizada a análise e seleção dos dados.

Os valores de deformação medidos por cada um dos extensômetros lineares elétricos passam por 3 fases distintas (Figura 4.24, 4.25):

- Na fase inicial ocorre variação de baixa magnitude, que corresponde ao período compreendido entre o momento em que se liga a aparelhagem e o momento de estabilização das leituras; esta variação é da ordem de
-

+16,648 a -16,648 $\mu\epsilon$ e corresponde ao limite de sensibilidade dos extensômetros lineares elétricos.

- Na fase intermediária observam-se as leituras compreendidas entre o momento em que se inicia o aperto dos parafusos até atingir o torque de 10 Ncm; a deformação é crescente em função do tempo.
- Na fase final, os valores de deformação estabilizam-se e permanecem em um patamar de deformação máxima para a carga aplicada.

Figura 4.24 – Fases das variações dos valores de deformação.

Figura 4.25 – Fase inicial da aplicação da carga como aparece no programa da EMIC™.

Foram realizadas cinco repetições de aplicação de carga de 300N com 30 graus para cada corpo de prova e posteriormente foram realizados os testes correspondentes utilizando a mesma dinâmica e repetições com o dispositivo inclinado 15 graus. As leituras foram realizadas a uma frequência de 20 MHz por um período de 3 minutos corridos após o início do aperto dos parafusos. Durante este período o programa nos forneceu em torno de 300 leituras de deformação para cada experimento. Para efeito de cálculo da deformação média final, foram utilizados os 100 últimos valores de deformação, os quais corresponderam à terceira fase de aquisição de dados quando as leituras de deformação estavam estabilizadas.

5 Resultados

5 RESULTADOS

Os dados numéricos obtidos neste estudo foram expressos por valores positivos que representam a força de tração e valores negativos para a força de compressão registrada após da aplicação da carga oblíqua de 300N nas duas situações pesquisadas, 30 e 15 graus, nos diferentes grupos de corpos de prova (ouro, calcinável, usinado CoCr).

A fim de se analisar todos os dados do experimento em relação às possíveis variáveis presentes no estudo foram realizados inicialmente dois testes estatísticos em cada situação de aplicação de carga. Para verificar a presença de diferenças estatisticamente significantes foi aplicada a análise de variância (ANOVA) a três critérios, com as seguintes variáveis:

1-Material= Cilindros protéticos: (Calcinável, Usinado de Cobalto-Cromo e Usinado de Ouro).

2-Inclinação = 15 e 30 graus.

3-Localização (canal) = Intermediário (DL-ML-V) e Poliuretano (distal, lingual, mesial vestibular).

O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%. Tabela 5.1

Tabela 5.1 – Teste ANOVA a três critérios para todos os 7 *strain gauges* localizados no intermediário e no osso simulado, para as diferentes situações de aplicação de carga testadas. Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*.

Fonte de variação						
1-Material, 2-Inclinação, 3-Canal						
	Graus de Liberdade		Quadrado Médio			
	Efeito	Resíduo	Efeito	Resíduo	F	Probabilidade
Material	2	9	129314,7	106687,8	1,212085	0,3419
Inclinação	1	9	19376108	123750,4	156,5741	0,0000
Localização	6	54	56187048	118572	473,8644	0,0000
Material X Inclinação	2	9	106170,1	123750,4	0,857937	0,4560
Material X Localização	12	54	380333,5	118572	3,207617	0,0016
Inclinação X Localização	6	54	13412302	111101,9	120,7207	0,0000
Material X Inclinação X Localização	12	54	79186,93	111101,9	0,712742	0,7324

O Teste Tukey, com média e desvio padrão para os valores encontrados das deformações registradas por todos os 7 extensômetros nas faces laterais do intermediário (DL, ML, V)= (SG1, SG2, SG3) e nas superfícies distal, lingual, mesial

e vestibular (D,L,M,V) ao redor do implante no osso simulado pelo poliuretano (SG4, SG5, SG6, SG7), estão descritas na tabela 5.2. Como no teste estatístico de Anova a 3 critérios (tabela 5.1), não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre materiais, a análise dos dados das medias realizado na tabela 5.2 foi feita somente em coluna já que, no Teste de Tukey, não foram observadas diferenças entre os valores descritos na mesma linha. Para melhorar o entendimento da tabela as letras tem significado apenas para diferenças dentro da mesma coluna.

Nas figuras (5.1 e 5.2) e nos gráficos (5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.5, 5.6) estão representadas as médias e Desvios padrão de deformação em μe dos valores positivos e negativos obtidos no intermediário e no osso simulado em todas as situações de angulação (15 e 30 graus) aplicando a carga de 300N.

Tabela 5.2. Médias, Teste de Tukey e desvio padrão, para todos os valores encontrados de deformação com todas as variáveis, aplicando uma carga oblíqua de 300N em duas situações diferentes com angulações 15 e 30 graus . A análise da tabela deve ser feita **sempre em coluna e não em linha**. Valores com letras iguais não apresentam diferenças estatisticamente significantes.

INTERMEDIÁRIO	Médias (μe) e Tukey			Desvio Padrão		
	Ouro	Calcinável	Usinado CoCr	Ouro	Calcinável	Usinado CoCr
30 graus						
DL	570,3 E	470,5 E	442,1 D	51,1	101,8	190,0
ML	242,4 DE	333,6 E	210,9 CD	21,7	65,6	31,0
V	-1888,6 B	-1578,3 BC	-1755,7 B	153,7	253,9	435,4
15 graus						
DL	192,1 DE	229,2 E	166,5 CD	74,7	119,8	82,8
ML	195,4 DE	241,4 E	231,3 CD	24,9	29,0	32,7
V	-1005,6 C	-1055,0 CD	-938,4 BC	116,5	75,5	117,5
Osso Simulado	Médias (μe) e Tukey			Desvio Padrão		
	Ouro	Calcinável	Usinado CoCr	Ouro	Calcinável	Usinado CoCr
30 graus						
Distal	-145,5 DE	161,2 E	-134,8 CD	190,3	188,5	177,9
Lingual	-73,6 DE	-4,9 E	-31,2 CD	20,3	33,8	39,0
Mesial	-502,3 CD	-1177,7 CD	-422,3 CD	297,7	579,3	511,4
Vestibular	-6590,2 A	-5410,6 A	-5845,2 A	796,9	503,5	1102,0
15 graus						
Distal	73,2 DE	175,3 E	101,8 CD	133,2	311,5	131,8
Lingual	72,8 DE	77,8 E	106,1 CD	12,9	10,6	30,1
Mesial	-333,8 CD	-898,7 D	-635,3 BCD	205,9	792,4	687,5
Vestibular	-2248,8 B	-1858,4 B	-1755,4 B	383,1	106,7	318,0

Figura 5.1 - Médias e Desvios padrão de deformação em μE dos valores positivos e negativos obtidos no intermediário (Inter) com carga de 30 e 15 graus.

Figura 5.2 - Médias e Desvios padrão de deformação em μE dos valores positivos e negativos obtidos no osso simulado com carga de 30 e 15 graus.

Gráfico 5.1 – Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D,L,M,V) referentes ao Grupo do cilindro **calcinável** submetido à carga (300N) com **15** graus

Gráfico 5.2 - Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D,L,M,V) referentes ao Grupo do cilindro **Ouro** submetido à carga (300N) com **15** graus

Gráfico 5.3 – Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D,L,M,V) referentes ao Grupo do cilindro de **CoCr** submetido à carga (300N) com 15 graus

Gráfico 5.4 – Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D,L,M,V) referentes ao Grupo do cilindro **Calcínável** submetido à carga (300N) com 30 graus

Gráfico 5.5 – Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D,L,M,V) referentes ao Grupo do cilindro de **Ouro** submetido à carga (300N) com 30 graus

Gráfico 5.6 – Médias das deformações ($\mu\epsilon$) no intermediário (DL, ML, V) e no osso simulado (D,L,M,V) referentes ao Grupo do cilindro **CoCr** submetido à carga (300N) com 30 graus

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Quando avaliamos as forças que atuam nos componentes do sistema coroa unitária, intermediário, implante e osso peri-implantar, devemos analisar o que pode ocorrer de favorável ou desfavorável às estruturas desse conjunto.

Para este tipo de análise têm sido desenvolvidas teorias que auxiliam na compreensão destes fenômenos. Os valores das médias de microdeformação do osso simulado pelo poliuretano encontrados neste estudo *in vitro* se encontram nos limites superiores da janela fisiológica descrita por FROST (1994) ou acima deles.

Entre os conceitos revisados por Frost, a remodelação baseada na unidade multicelular básica pode induzir a remoção ou conservação do osso, mas este não pode ser adicionado. Todas as atividades básicas de crescimento, modelação e remodelação determinam a arquitetura e resistência do osso. Nos lugares onde o pico de deformação permanece abaixo de 50 $\mu\epsilon$ denota-se que está sob efeito de desuso. As deformações acima de 1500 $\mu\epsilon$ tendem a uma remodelação lamelar pela reconfiguração. Porém, com micro deformações iguais ou superiores a 4.000 $\mu\epsilon$, os prejuízos não possibilitam a recuperação pelos mecanismos convencionais de reparo, resultando em danos teciduais irreversíveis para o osso.

Deste modo, as deformações encontradas nesta pesquisa na região vestibular do osso simulado em todas as situações de aplicação de carga de 300N nas angulações de 15 e 30 graus apresentaram valores além dos limites de sobrecarga moderada, com deformações compressivas que atingiram valores entre -1755,4 $\mu\epsilon$ até -6590,2 $\mu\epsilon$. Os valores que ultrapassaram o limite dos 4000 $\mu\epsilon$ se encontram no estado ou “Janela” de sobrecarga patológica segundo FROST 1994, e são muito prejudiciais para o tecido ósseo e devem ser evitados nas situações clínicas (SAAB et al., 2007).

Porém, é muito difícil quantificar na prática *in vivo* a magnitude e direção das forças oclusais, o que induz uma dificuldade em correlacionar a carga oclusal e as possíveis falhas dos implantes (ISIDOR, 2006).

De acordo com Bonnet, Postaireb, Lipinskia (2009), o uso de modelos isotrópicos, são fundamentais para o estudo biomecânico de simulações numéricas e, como demonstrado em estudos prévios, o poliuretano possui as características necessárias e foi o material de escolha para confecção do modelo simulando a região mandibular (MORETTI NETO et al., 2011; MIYASHIRO et al., 2011).

Para entender os dados de microdeformação registrados pelos extensômetros elétricos é importante considerar que são valores extremamente pequenos, e assim a compressão ou o alongamento relativo são expressos em $\mu\epsilon$ (*microstrains*), que corresponde a $10^{-6}\epsilon$. Mil unidades de microdeformação ($1.000 \mu\epsilon$) correspondem ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura sendo medida ou registrada. (FROST, 1994; WISKOTT; BELSER, 1999).

Assim quando comparados os valores de micro deformação no osso simulado com a variação das duas angulações, encontramos diferenças estatísticas entre a região vestibular e todas as outras regiões testadas (exceção à superfície mesial do grupo de cilindro de CoCr que foi estatisticamente igual). Como a região vestibular é a mais sobrecarregada no tipo de angulação de força empregada, esse resultado era esperado e se confirmou nas leituras efetuadas.

De uma forma geral, o comportamento das deformações mensuradas foi semelhante entre a variável material, o que pode ser mais facilmente observado através dos gráficos 5.1 a 5.6. Algumas diferenças estatísticas pontuais aconteceram, porém devem ser creditadas mais a pequenas variações geradas pela técnica de confecção dos espécimes e arranjo dos testes do que propriamente a diferenças entre os materiais dos cilindros. Caso as diferenças fossem mais consistentes, com constância em sua reprodução entre grupos, poderíamos fazer alguma inferência quanto aos materiais. Isso, porém não ocorreu.

Assim, podemos verificar que na região mesial do osso simulado quando testado o grupo de cilindro calcinável foi observado que tanto a 30 graus assim como a 15 graus os valores foram estatisticamente diferentes, fato que não aconteceu nas outras regiões nos diferentes grupos. O desempenho dos diferentes tipos de cilindro, na elaboração das infraestruturas sob diferentes condições tem sido avaliado em algumas pesquisas (MILLINGTON; LEUNG, 1995; HECKMANN et

al., 2006, KARL et al., 2008), sugerindo a razão do melhor comportamento de alguns materiais utilizados. Desta maneira, pode-se entender a tendência do comportamento mais estável do grupo de cilindros de CoCr quando comparado com aos cilindros calcináveis, pela inexatidão do processo de fabricação (HECKER; ECKERT, 2003) que pode induzir maior erro na confecção da infraestrutura pelos processos laboratoriais de fundição. Da mesma maneira, em virtude do comportamento semelhante, comparativamente não se justifica o uso de cilindros de ouro a um custo mais elevado. Estas ponderações devem, entretanto levar em consideração que não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes quando comparados os três tipos de materiais Ouro, Calcinável e CoCr.

O predomínio de deformações compressivas foi evidente nos testes utilizando 30 graus de angulação no osso simulado pelo poliuretano, entretanto a 15 graus o comportamento foi diferente, apresentando áreas compressivas nas regiões mesial e vestibular e áreas de tração nas regiões distal e lingual nos diferentes grupos.

Desta maneira podemos entender que diminuindo a angulação o comportamento de todo o sistema é mais favorável, (WATANABE 2003, KOUTOUZIS, WENNSTROM, 2007; RUNGSIYAKULL, 2011).

Uma possível explicação para esse fato é que, em angulações menores, maior força compressiva se distribui na região mais próxima à força, no caso, a vestibular. As demais regiões recebem tração pela tendência de abertura da junção entre o *abutment* e o implante. Em maiores angulações, a força é potencializada, aumentando bastante a compressão na vestibular, o que causa maior deformação das bordas do *abutment* sobre o implante. Assim, o restante do perímetro do implante passa também a sofrer compressão. Daí o aparecimento de forças compressivas nas regiões mesial, distal e lingual do osso simulado quando a angulação da carga passa de 15 para 30 graus. Este comportamento pode ser observado nos gráficos 5.1 a 5.6.

Quando comparados os resultados deste trabalho com nossa pesquisa de 2011, onde os mesmos corpos de prova foram submetidos à carga axial com igual quantidade de força (300N), foi observado que o maior valor das medias de deformação foi de -445 $\mu\epsilon$ na área vestibular do osso simulado, quando testado o

grupo de cilindro de ouro. No presente estudo, o valor médio de deformação do osso mais elevado também foi observado na região vestibular com o mesmo grupo de ouro, tanto a 15 graus (-2248,8 $\mu\epsilon$) como a 30 graus (-6590,2 $\mu\epsilon$) que ultrapassou os limites de sobrecarga patológica (4000 $\mu\epsilon$). Esta elevação das médias de deformação, que também ocorreram com os outros grupos, embora com valores numéricos pouco menores, demonstram o efeito progressivo do aumento da deformação em função direta do aumento da angulação das cargas. Outro dado importante observado foi que nas duas pesquisas o material não teve influência estatisticamente significativa quando comparadas as deformações em todos os testes.

Apesar de terem sido detectadas diferenças entre os valores encontrados no poliuretano e intermediário, essa análise obviamente não pode ser considerada, por se tratarem de estruturas de conformação totalmente diferentes. Portanto, a análise concentrou-se de forma separada também nas deformações registradas no intermediário após aplicação da carga oblíqua, onde unicamente na região vestibular encontramos regiões de compressão em todos os testes, determinando assim regiões de tração nas outras faces, independentemente da angulação.

Se, por analogia, aplicarmos a mesma teoria de análise aplicada ao osso simulado, verificamos que não ocorreu a mudança de valores de tração para compressão nas regiões mesial, distal e lingual do intermediário ao passar a aplicação da carga de 15 para 30 graus. Neste caso, as forças continuaram do tipo tração (gráficos 5.1 a 5.6). Isto pode ter ocorrido por duas causas: primeiro, diversamente do poliuretano, foram usados apenas 3 extensômetros para o intermediário, e estes não estavam posicionados exatamente nas regiões mesial, distal e lingual por questões de espaço mínimo necessário, o que pode ter feito com que não tenham sido captados resultados com a mesma precisão de posicionamento dos colocados no poliuretano; segundo, pela fato de a pré carga aplicada aos parafusos protético e do *abutment* ser diferente e menor para o parafuso protético, a estabilidade da conexão entre a coroa e o *abutment* é menor, assim a carga oblíqua sempre geraria uma abertura da junta, resultando na tração capturada pelos extensômetros em ambas as angulações de aplicação de carga.

O maior valor da media encontrada no intermediário foi de -1888,6 $\mu\epsilon$, quando testado com 30 graus de angulação. Esta elevação da deformação era esperada e não traz prejuízos maiores à integridade da estrutura, apesar de que a sobrecarga no parafuso do pilar pode causar sua soltura (DUYCK et al. 2001). Neste caso específico, unicamente nos testes realizados no cilindro de ouro, encontramos diferenças estatísticas quando comparamos ao valor de 15 graus com -1005,6 $\mu\epsilon$ de compressão.

Confirmando considerações de alguns trabalhos utilizando cilindros de CoCr, (SUEDAM 2009; JACQUES 2009; MORETTI NETO 2009, HOLLWEG 2012), nesta pesquisa esse grupo teve um comportamento estável na menor angulação utilizada (15 graus) não apresentando diferenças estatísticas entre os sensores, porém quando levado ao limite de 30 graus de carga oblíqua foram apresentadas diferenças, mostrando assim que deve-se evitar ângulos de carga muito acentuados em situações clínicas, (ASVANUD, 2014).

Neste trabalho foi utilizada a análise com extensômetros lineares elétricos, que representam uma das diversas técnicas para se compreender o comportamento das estruturas quando são submetidas às cargas oclusais. Entre outras opções encontramos também a fotoelasticidade e a análise de elemento finito. A extensometria torna possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas de suporte (SPIEKERMANN et al., 1995, CLELLAND; VAN PUTTEN, 1996).

Conforme descrito por Rubo e Souza (2001), é a melhor opção para avaliações experimentais que busquem quantificar de forma mais precisa as deformações geradas em um determinado ponto de um corpo sólido. Quando utilizado este tipo de metodologia na avaliação de próteses implantossuportadas podem ser fornecidas medições das tensões sob cargas estáticas e dinâmicas tanto *in vitro* como *in vivo*, porém, as pesquisas *in vivo* são de difícil execução devido à incorporação de sensores apropriados nos tecidos intra orais, apresentando dificuldades técnicas, como biológicas. Por outro lado, estudos *in vitro* têm obtido resultados fundamentais e de grande valor científico (RUBO; SOUZA, 2001; SUEDAM 2009, JACQUES 2009, MORETTI NETO 2009, HOLLWEG 2012).

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

- **A angulação de 15 e 30 graus** na aplicação da carga de 300N sobre coroas metalocerâmicas implantossuportadas parafusadas confeccionadas com três tipos diferentes de cilindro (ouro, calcinável, CoCr) influenciou significativamente nos resultados de microdeformação do intermediário e do osso simulado.

- **O uso de cilindros de ouro, calcinável e CoCr**, para a elaboração das coroas não influenciou nos resultados finais após aplicação de carga de 300N com angulações de 30 e 15 graus.

- As deformações apresentadas na área de maior compressão ultrapassaram a janela de sobrecarga patológica o que poderia gerar danos irreparáveis ao osso conforme a **teoria do Frost (1994)**.

- **As áreas de compressão e tração**, apresentaram bastante variação, predominando áreas de tração no intermediário e de compressão no osso simulado. Porém, para todas as situações testadas, a área vestibular sempre apresentou compressão.

Referências

REFERÊNCIAS

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg.** 1981; 10(6):387-416.
- Akça K, Çehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. **Int J Prosthodont.** 2002; 15(2):115-121.
- Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clin Oral Impl Res.** 2006; 17(3): 331–336.
- Asvanund P. A strain gauge analysis comparing external and internal implant-abutment connections. **Implant Dent.** 2014; 23(2):206-11.
- Barbier I, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1997;12 (2): 215-223.
- Benic GI, Mir-Mari J, Hämmerle CH. Loading protocols for single-implant crowns: a systematic review and meta-analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2014;29 Suppl:222-38.
- Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. **J Clin Periodontol.** 2002;29 Suppl 3:197-212; discussion 232-3.
- Bonneta, A.S.; Postaireb, M.; Lipinskia, P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. **Med Eng Phys**, 2009, v.31, n.7, p. 806-15
- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principals. **Journal of Oral Implantol.** 1992; 23:264-74.
- Brånemark, P. I.; Zarb G.; Albrektsson, T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. **Quintessence, Special edition for Nobelpharma**, p. 268-271, 1987.
-

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent.** 1994; 71(6):592-599.

Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing end polishing on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1996;11(5):589-599.

Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photo-elastic and strain-gauge analysis. **Clin Oral Impl Res.** 2004;15(2):249-257.

Çehreli, M.C.; Iplikçioğlu, H.; Bilir, O.G. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: *in vitro* evaluation of axial versus off-set loading. **J Oral Rehabil.** v.29, n.4, p.394-400, 2002.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for na implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1993; 8(5):.541-548.

Clelland NL, Van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1996;12(6):793-799.

Costa M. D. et al. Análise comparativa da deformação gerada na região peri-implantar e no intermediário em função do aperto do parafuso protético em diferentes tipos de cilindros usinados e fundidos. **Rev Implant News**, v. 8, n. 3b-PBA, p. 87-92, 2011a.

Costa, M. D. Avaliação da deformação média gerada nos intermediários e na região peri-implantar durante as etapas de confecção da prótese parcial fixa parafusada – análise com strain gauges. Bauru, 2011. 154f. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área de concentração Reabilitação Oral) – **Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.**

Duncan, R.L.; Turner, C.H. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. **Calcif Tissue Int**, New York, v. 57, n. 5, p. 344-358, Nov. 1995.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I Pre-load on oralimplantsafter screw thightening fixed full prostheses: an *in vivo* study. **J Oral Rehab**, 2001, v.28, n.3, p.226-233.

Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1994;9:179-183.

Enlow DH. Wolff's law and the factor of architectonic circumstance. **American J Orthodontics**. 1968;54(11):803-822

Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthod**. 1994;64(3):175-188.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**. 2001; 85(6):585-598.

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnuidarson B, Randik, et al. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. **Clin Oral Implants Res**. 1993; 4(2):99-105.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implant and implant prostheses. **J Prosthet Dent**. 2003;90(2):121-132.

Harel N, Eshkol-Yogev I, Piek D, Livne S, Lavi D, Ormianer Z. Bone microstrain values of 1-piece and 2-piece implants subjected to mechanical loading. **Implant Dent**. 2013 Jun;22(3):277-81.

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J Prosthet Dent**. 2003;89(4):346-51.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. **Clin Oral Impl Res**. 2006;17:345-350.

Hekimoglu C, Anil N, Çehreli MC. Analysis of strain around endosseous implants opposing natural teeth or implants. **J Prosthet Dent**. 2004;92(5):441-446.

Hollweg H, Jacques LB, da Silva Moura M, Bianco VC, Souza EA, Rubo JH. Deformation of implant abutments after framework connection using strain gauges. **J Oral Implantol**. 2012 Apr;38(2):125-32.

Hoshaw SJ, Brunski, j.b.; Cochran, g.v.b. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1994; 9(3):345-360.

Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. **Clin Oral Implants Res.** 2003;14:97-102.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Implants Res.** 2006 ;17(2):8–18.

Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. **Clin Oral Implants Res.** 2009; 20(7):737-41.

Jemt, T; Book, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 11, n. 5, p. 620-625, Sept./Oct. 1996.

Jornéus I, Jemt T, Carlsson I. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992;7(3):353-359.

Kan JP, Judge RB, Palamara JE. In vitro bone strain analysis of implant following occlusal overload. **Clin Oral Implants Res.** 2014 Feb;25(2):e73-82.

Kansu G, Aydin AK. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: part 1-toxic potentials. **Europ J Prosthodont Restorat Dent.** 1996; 4(3):155-161.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. **J Prosthodont**, 2008. v. 17, n.1, p. 3-8.

Kheiralla LS, Younis JF. Peri-implant biomechanical responses to standard, short-wide, and mini implants supporting single crowns under axial and off-axial loading (an in vitro study). **J Oral Implantol.** 2014 Feb;40(1):42-52.

Koutouzis T, Wennström JL. Bone level changes at axial- and non-axial-positioned implants supporting fixed partial dentures. A 5-year retrospective longitudinal study. **Clin Oral Implants Res.** 2007;18(5):585-90.

Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, Artzi Z. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. **Clin Oral Impl Res.** 2007;18:601–610.

Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. **Clin Oral Impl Res** 2007;18:720–726.

Laurent AM. Avaliação da deformação na região peri-implantar em função da carga aplicada em coroas unitárias implantossuportadas parafusadas. 2011. 121 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área de concentração Reabilitação Oral)– **Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo**, São Paulo, 2011.

Matsunaga, Shirakura Y, Ohashi T, Nakahara K, Tamatsu Y, Takano N, et al. Biomechanical Role of Peri-Implant Cancellous Bone Architecture. **Int J Prosthodont.** 2010;23:333-338.

Millington, ND, Leung T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. **Int J Prosthodont.** 1995 Nov-Dec;8(6):511-6

Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **J Oral Maxillofac Surg.** 2000; 58(2):247-248.

Miyashiro, M., Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis – tension tests. **J Appl Oral Sci**, 2010; v. 19, n. 3, p. 244-248

Montero, J. Manzano G, Beltrán D, Lynch CD, Suárez-García MJ, Castillo-Oyagüe R. Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. **Journal of Dentistry**, v. 40, n. 12, p. 1081-1089, Dec. 2012.

Moretti-Neto, R.T. Avaliação da deformação do intermediário e região perimplantar de próteses implanto-suportada unitárias parafusada. Estudo através da extensometria. Bauru, 2010, 159 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – **Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo**.

Moretti Neto RT, Silva MM, Capello Souza EA, Rubo JH. Implant Abutment Deformation During Prosthetic Cylinder Screw Tightening: An In Vitro Study **Int J Prosthodont.** 2009; 22:391-395.

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, De Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. **J Appl Oral Sci.** 2010 Jun;18(3):225-230.

Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? **J Periodontol.** 2002;73(3):322-33.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implants-bone interfacial stresses. **J Dent.** 1997;25(6):485-491.

Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. **J Oral Implantol.** 2014 Apr;40(2):217-28.

Pugh JP, Rose RM, Radin EI. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure. **J Biomechanics.** 1973; 6:475-485.

Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwalen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). **Clin Oral Implants Res.** 2007 Jun;18 Suppl 3:97-113.

Rangert B, Jemt T, Jörneus I. Forces and moments on Brånemark Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1989;4(3):241-247.

Rangert, B. Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending Overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **JOMI on CD-ROM**, p.326-334, Mar. 1995.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1989 Fall;4(3):241-7.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em prótese sobre implantes. **Rev FOB.** 2001;9(3/4):97-103.

Rubo JH, Souza EAC. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. **Clin Dent Implant.** 2010; 12(2):105-113.

Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J Dent.** 2002;30:271-282.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **J Implant Dent.** 2001;10(2):85-90.

Sallam H, Kheiralla LS, Aldawakly A. Microstrains around standard and mini implants supporting different bridge designs. **Oral Implantol.** 2010. 10.1563/AAID-JOI-D-10-00020

Schropp L, Wenzel A, Stavropoulos A. Early, delayed, or late single implant placement: 10-year results from a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Dec;25(12):1359-65

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosth Dent** 1983;49(6):843-848.

Spiekermann H. et al. Biomechanics. In: **Color Atlas of Dental Medicine Implantology.** New York, Thieme Medical Publishers, p. 81-89, 1995.

Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. **Int J Oral Maxilifac Implants.** 2004;19(5):735-742.

Suedam, V. Avaliação da deformação gerada na região peri-implantar de prótese fixa implantossuportada, com a utilização de extensômetros lineares elétricos. Bauru, 2009b, 134 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – **Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo**

Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. **Clin Oral Implants Res,** 2009. v. 20, n. 2, p.196-200

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J Prosth Dent.** 2002; 88(1):89-95.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant Prosthodontics: current perspective future directions. **Int J Oral and Maxillofac Implants.** 2000;15(1):66-75.

Vasconcellos LG, Nishioka RS, De Vasconcellos LM, Balducci I, Kojima AN. Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and non-axial loading conditions, *in vitro* strain gauge analysis. **J Craniofac Surg.** v. 24, n.6, p. 546-51, 2013.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants,** 2000, v. 15, n. 2, p. 209-218, 2000.

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

Wiskott, H.W.A.; Belser, U.C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clin Oral Implants Res**, 1999, v.10, p.429-44

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part II: the prosthetic results. **J Prosth Dent**. 1990; 64(1):53-61.