

GABRIEL PORTELA PAULO

**ANÁLISE EXTENSOMÉTRICA DE CARGAS ESTÁTICAS AXIAIS E
NÃO AXIAIS EM PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS DE TRÊS
ELEMENTOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, UNESP Univ Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Renato S. Nishioka

São José dos Campos

2011

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Renato S. Nishioka

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP - Universidade Estadual Paulista

Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP - Universidade Estadual Paulista

Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

Faculdade de Odontologia Câmpus de Araraquara
UNESP - Universidade Estadual Paulista

São José dos Campos, 30 de Junho de 2011.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à pessoa mais importante de toda a minha vida,
maior guerreira e fonte de inspiração que alguém pode ter, minha amada
mãe,

Hyelds Alvarenga Portela.

Aos meus irmãos Gustavo, Guilherme e Thiago pelo companheirismo e
pela alegria que tive de vê-los crescer dividindo muitos momentos de
diversão.

Ao meu pai Hercules Paulo Jr pela vida e pelos exemplos de
hombridade e empenho

e

À minha namorada Flavia Goulart R. Cardoso, grande amiga e
companheira pelo incentivo, suporte e carinho dedicado a mim mesmo
nos momentos mais difíceis da vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus familiares, Tios Willian, Wesller (Lelo) e Warley por serem minha referência como homem e por me darem suporte sempre que precisei nesta vida , Tias por fazerem parte da minha educação e por todo amor que sinto quando estou com vocês. Aos primos pelo companheirismo e pela felicidade de vê-los perseverar em todos os seus projetos e por serem sempre tão amáveis.

Ao meu orientador Prof. Adj. Renato S. Nishioka pela paciência e auxílio neste grande aprendizado e por dividir sua experiência tanto intelectual quanto profissional durante a pós graduação.

Ao Prof. Maximiliano Piero Neisser pelo apoio e incentivo na conquista da vaga neste programa de pós graduação e principalmente pelo exemplo de pessoa honesta e sincera a todo tempo.

Ao Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara pelo voto de confiança no processo de seleção de alunos de pós graduação.

Aos grandes amigos Julio, Lucas, Jordano, Fernanda, Rafael, Felipe, Flávia e Lívia por estarem sempre presentes em minha vida, vocês são uma dádiva e quem acha que não existem anjos, certamente não tem amigos como vocês.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através de seu Diretor, Prof. Adjunto José Roberto Rodrigues.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa da coordenadora Profa. Titular Marcia Carneiro Valera.

Ao coordenador do Programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora Especialidade Prótese Dentária Prof. Titular Marco Antônio Bottino pela chance de obtenção de título.

Aos docentes do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pelos conhecimentos compartilhados e por todo cuidado na minha formação científica.

Aos professores e chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP pela contribuição acadêmica.

Aos colegas de mestrado Lucas Hian, Sabrina Feitosa e Lilian Anami pelo companheirismo, incentivo e pelos conhecimentos e momentos compartilhados.

Ao amigo José Renato Queiróz pelos conselhos durante o curso e pela solicitude no aprendizado e produção científica.

Ao Prof. Ivan Balduci pela atenção e auxílio na realização dos estudos estatísticos deste trabalho.

Aos Prof. Oswaldo Daniel Andreatta Filho e Alberto Noriyuki Kojima pela amizade e apoio durante o curso.

Ao colega Luis Gustavo Oliveira de Vasconcellos por transmitir seus conhecimentos e auxiliar na execução de grande parte desta pesquisa.

Às secretárias da Secretaria da Pós Graduação pela paciência e informações relativas a este processo.

Ao grande amigo Libório José Faria Junior pelo incentivo e confiança na minha competência profissional e por ser sempre solícito as minhas dúvidas.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS.....	10
RESUMO	11
ABSTRACT	12
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
3 PROPOSIÇÃO	28
4 MATERIAL E MÉTODO	29
4.1 Confeção do bloco de poliuretano.....	29
4.2 Inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos.....	32
4.3 Obtenção dos corpos de prova.....	36
4.3.1 Padrão de cera.....	36
4.3.2 Inclusão e fundição.....	37
4.4 Extensometria.....	39
4.5 Aplicação de carga.....	41
4.5.1 Descrição do dispositivo de aplicação de carga.....	41
4.5.2 Aplicação da carga vertical estática.....	42
5 RESULTADOS.....	46
6 DISCUSSÃO.....	54
7 CONCLUSÃO	59
8 REFERÊNCIAS	60
9 APÊNDICE.....	68

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	BLOCO DE POLIURETANO APÓS DESINCLUSÃO.	29
Figura 2	MATRIZ DE ALUMÍNIO UTILIZADA PARA A CONFECÇÃO DO BLOCO DE DESMONTADA	31
	MATRIZ DE ALUMÍNIO UTILIZADA PARA A CONFECÇÃO DO BLOCO DE MONTADA	31
Figura 3	<i>BLOCO APÓS O POLIMENTO</i>	31
Figura 4	COMPONENTE 1.....	33
	COMPONENTE 2.....	33
	COMPONENTE 3.....	33
Figura 5	COMPONENTE 3 FIXADO SOBREBLOCO DE RESINA.....	33
Figura 6	PERFURAÇÕES PARALELAS REALIZADAS.....	34
	COMPONENTE 3 COM ANÉIS.....	34
Figura 7	POSICIONAMENTO DAS FIXAÇÕES DE HEXÁGONO EXTERNO, EVIDENCIANDO A EQÜIDISTÂNCIA E A CONFIGURAÇÃO LINEAR.....	35
Figura 8	PILARES PROTÉTICOS MICROUNIT CONECTADOS NAS FIXAÇÕES COM TORQUE 20N	35
Figura 9	ENCERAMENTO.....	37
	SELAMENTO DOS PILARES.....	37
	ENCAIXE DOS PILARES PLÁSTICOS.....	37
Figura 10	SOBRESTRUTURA PÓS JATEAMENTO.....	38
Figura 11	PROVA DO ASSENTAMENTO.....	38
Figura 12	POSICIONAMENTO DOS EXTENSÔMETROS E PLACAS TERMINAIS.....	40
Figura 13	CONDICIONADOR DE SINAIS VISHAY.....	41

Figura 14	DISPOSITIVO DE APLICAÇÃO DE CARGA.....	42
Figura 15	VISTA LATERAL DOS PONTOS DE APLICAÇÃO DE CARGA A, B, C	43
Figura 16	PONTOS DE APLICAÇÃO DE CARGA AXIAIS E NÃO AXIAIS VISTA SUPERIOR	44
Figura 17	DETALHE DO ENSAIO DO PONTO A	45

LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS

Tabela 1	ANÁLISE DESCRITIVA DOS PONTOS	47
Tabela 2	MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS PONTOS A	48
Tabela 3	MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS PONTOS B	48
Tabela 4	MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS PONTOS C	48
Tabela 5	COMPARATIVO DOS PONTOS A, B E C	49
Tabela 6	TABULAÇÃO DOS RESULTADOS E ANÁLISE DE VARIÂNCIA.....	49
Tabela 7	TABULAÇÃO E ANÁLISE DE PAREAMENTO	50
Tabela 8	VALORES DE <i>STRAIN GAGES</i> DO GRUPO A.....	51
Tabela 9	MÉDIAS ABSOLUTAS DE DEFORMAÇÃO EM CADA EXTENSÔMETRO NOS PONTOS DO GRUPO A.....	51
Tabela 10	VALORES DE <i>STRAIN GAGES</i> DO GRUPO B.....	52
Tabela 11	MÉDIAS ABSOLUTAS DE DEFORMAÇÃO EM CADA EXTENSÔMETRO NOS PONTOS DO GRUPO B.....	52
Tabela 12	VALORES DE <i>STRAIN GAGES</i> DO GRUPO C.....	53
Tabela 13	MÉDIAS ABSOLUTAS DE DEFORMAÇÃO EM CADA EXTENSÔMETRO NOS PONTOS DO GRUPO C.....	53

Paulo GP. Análise extensométrica de cargas estáticas axiais e não axiais em próteses parciais fixas, de três elementos, implantossuportadas. [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2011.

RESUMO

A proposta deste estudo foi avaliar, *in vitro*, por meio da extensometria, a influência da aplicação de cargas axiais e não axiais em próteses parciais fixas de três elementos, suportadas por implantes. Para isso, foram inseridos na configuração linear, em um bloco de poliuretano, três implantes com hexágono externo. Quatro extensômetros foram colados linearmente na superfície do bloco, tangentes aos implantes e perpendiculares ao seu longo eixo, com o intuito de mensurar a microdeformação perimplantar no momento da aplicação de cargas. Pilares protéticos microunit 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. Foram aplicados 30 Kg, durante 10 segundos, em 9 pontos pré-determinados e os dados registrados com auxílio de um condicionador de sinais elétricos e do *software Strain-Smart*. Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e ao teste de comparação múltipla de Tukey (5%). Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa para os pontos de aplicação de carga, sendo que a média de deformação foi sempre similar quando a carga foi aplicada axialmente e nos pontos não axiais. Concluiu-se por esta metodologia que o aumento da largura da sobreestrutura mediante este tipo de carregamento não alterou a deformação da área estudada.

Palavras chave: Extensometria. Carga axial. Carga não axial. Biomecânica. Hexágono externo. Extensômetro. Posicionamento linear.

Paulo GP. Strain gauge: implant supported partial denture in vitro evaluation. [dissertation]. São José dos Campos: Dentistry School of São José dos Campos, São Paulo State University; 2011

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate quantitatively, in vitro, using strain gages the influence of axial e non axial loading, over a structure simulating implant-supported fixed partial denture, around three implants linearly positioned. In a polyurethane block were linearly positioned three external hexagon implants and four strain gages, following the line were positioned over de block surface perpendicularly to the implants, in order to gauge the micro strain around the implants under load. Micro Unit abutments (20 Ncm torqued) supported the supra structures, Co-Cr alloy (n=5) bolted with a 10 Ncm torque, during the loading tests. One at a time, the load of 30kg were applied in nine pre determined points over the structure and the data collected with the aid of an electrical signal conditioner and the software Strain Smart. The data were submitted to variance analysis (ANOVA) and multiple Tukey test 5%. There were not found significant differences between the place of load application and the gauge mean in the different strain gages. It was possible to evaluate that the strains around implants tested in this study were above the physiological bone limit.

Keywords: Strain gauge. Axial loading. Non axial loading. Biomechanics. External hexagon. Linear positioning.

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes para reabilitação dental, tanto de arco parcial como totalmente edêntulos, é aplicada como forma de substituição dos elementos dentais perdidos. Dentes naturais, próteses e próteses sobre implantes são dependentes de osso circundante (Branemark et al., 1985; Lavstedt et al., 1986; Nishioka et al., 2010). Os implantes de hexágono externo unidos entre si podem ser utilizados para confecção de prótese fixa sobre arco total e parcialmente edêntulo, por meio de uma barra metálica que dissipa as tensões mastigatórias para os implantes (Branemark, 1983).

Considera-se que as forças oclusais são inicialmente aplicadas diretamente sobre a prótese e posteriormente transmitidas para a interface osso/implante. Apesar de ser sabido que a integridade do tecido mole é um fator muito importante para o sucesso longitudinal dos implantes (Adell et al., 1985), a manutenção do tecido ósseo perimplantar é condição, *sine qua non* para o sucesso e longevidade do tratamento implantodôntico. Para tanto, atualmente busca-se reduzir o pico de tensão na interface osso/implante (Cehreli et al., 2004) e controlar as cargas biomecânicas. Além disso, é sabido que fisiologicamente as cargas, sejam elas dentais ou sobre implantes, afetam a estrutura física óssea de forma a adaptar a resistência do mesmo frente aos estímulos aplicados. O aumento do estímulo mecânico pode resultar em fortalecimento ósseo por densidade e aposição, desde que um limiar de força seja respeitado. Em contra partida, estímulos mecânicos acima deste limiar resultam em micro danos por fadiga e consequente enfraquecimento ósseo (Frost, 1994; Wiskott e Belser, 1999; Isidor, 2006).

Alguns insucessos como perda de implante, falha de prótese implantossuportada (desadaptação, quebra de parafuso e da infraestrutura) e reabsorção de tecido ósseo perimplantar têm sido associadas com sobrecarga oclusal como fator primário (Adell et al., 1981; Zarb e Schmitt, 1990; Naert et al., 1992; Isidor, 1996). O principal fator que conduz à falha tardia de reabilitações implanto-suportadas é o desrespeito aos conceitos de assentamento e adaptação ou a falta de conhecimento dos conceitos biomecânicos (Rangert et al., 1997; Akca e Iplikcioglu, 2001).

Skalak (1983), um dos pioneiros na avaliação biomecânica, avaliou as tensões envolvendo os implantes osseointegrados e o tecido ósseo. Analisou os esforços existentes na estrutura da prótese e como estas solicitações mecânicas são transmitidas para os implantes e conseqüentemente para o tecido ósseo. Segundo Spiekermann (1995), os principais métodos para investigação e análise biomecânica são: análise de elemento finito, análise de birrefringência (fotoelasticidade), mensuração de carga *in vivo* e *in vitro* (extensometria) e estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo. A aplicação destes conceitos da engenharia na odontologia tem nos ajudado a compreender os aspectos biomecânicos relacionados à osseointegração (Assunção et al., 2009).

A extensometria é o conjunto de técnicas que permite determinar o estado de deformação na superfície de um corpo. Permite a aferição quantitativa de deformações de tração e compressão, envolvendo a utilização de resistências elétricas reduzidas, denominadas de *strain gauges*, *strain gages* ou extensômetros. A extensometria baseia-se no conceito de que ocorre no extensômetro uma alteração da resistência elétrica quando é submetido a uma deformação, aumentando a resistência quando tracionado e diminuindo quando comprimido (Glantz et al., 1993; Assif et al., 1996; Cehreli et al., 2002). Esta alteração de resistência pode ser mensurada na superfície em que o extensômetro é

colado (Clelland et al., 1993). Deste modo, o sinal elétrico captado é enviado a uma placa de aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, possibilitando a leitura em um microcomputador (Rubo e Souza, 2001). Simplificadamente o extensômetro é um sensor elétrico que permite quantificar as deformações de uma superfície e seu princípio se baseia na variação de resistência elétrica (Nishioka et al., 2010).

A extensometria vem sendo utilizada para avaliar tensões em próteses implanto-suportada tanto *in vitro* (Clelland et al., 1993; Assif et al., 1996; Cehreli et al., 2004; Karl et al., 2008) quanto *in vivo* (Duyck et al., 2000; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2006) sob cargas estáticas (Clelland et al., 1993; Seong et al., 2000; Akca et al., 2002; Cehreli e Akca, 2004) e/ou dinâmicas (Hekimoglu et al., 2004; Cehreli et al., 2005). Os extensômetros podem ser colados, dependendo do local de avaliação, próximos aos implantes (Cehreli e Akca, 2004; Heckmann et al., 2006), sobre os implantes (Lavstedt et al., 1986; Akca et al., 2002), sobre os pilares protéticos (Seong et al., 2000; Maeda et al., 2006), sobre as estruturas metálicas da prótese (Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2008) e na superfície óssea ou do substituto ósseo ao redor de implantes (Rodriguez et al., 1993).

O posicionamento dos implantes também pode influenciar nos resultados de deformação ao redor do implantes (Rangert et al., 1997; Itoh et al., 2004).

No entanto, pouco se sabe com relação às deformações ao redor de implantes relacionadas aos diferentes tipos de carregamentos supracitados e, diante destas dúvidas, seria interessante desenvolver um modelo de estudo que possibilitasse a análise das deformações no sentido méso distal da superfície de sustentação de 3 implantes posicionados linearmente, variando-se o carregamento nos dois eixos horizontais possíveis na plataforma oclusal.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Uma vez que o trabalho apresenta uma abordagem biomecânica do tratamento com implantes, inicio a revisão de literatura com uma das primeiras considerações relativas a próteses implantossuportadas. Em 1983, Skalak sugeriu que uma série de fatores biomecânicos favoreceriam o sucesso da ósseointegração, dentre eles: íntimo contato entre o parafuso e o osso, ausência de camada de tecido fibroso na interface, presença de roscas nos parafusos que permitiriam um travamento em escala macroscópica. Considerou ainda que a distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas a estruturas fixas parciais dependeria do número, do arranjo e da adaptação e tipo dos pilares utilizados. Próteses e componentes rígidos sobre várias fixações transmitem de forma mais homogênea as cargas geradas do que se fossem feitas com estruturas flexíveis.

Já Lavstedt et al. (1986) fizeram uma investigação radiográfica longitudinal de dez anos em que verificaram a perda óssea proximal e consideraram que a média de perda óssea anual seria de 0,09 mm e que a perda após 10 anos teria correlação direta com a velocidade da perda óssea inicial permitindo por tanto, uma previsibilidade longitudinal da perda óssea alveolar.

Rangert et al. (1989), definiram a pré carga como a força que age sobre as fixações no momento do aperto do parafuso que mantém os componentes unidos, e esta força deve ser suficiente para suportar as cargas sobre as próteses sem se soltar. Concluíram ainda que o parafuso de retenção é o elo mais frágil do conjunto e que a boa

adaptação e assentamento dos pilares protéticos favoreceriam a longevidade do tratamento. Outra conclusão biomecânica interessante ressaltada pelos autores é a de que a geometria das estruturas protéticas teria grande influência na transmissão das forças e possíveis insucessos do tratamento reabilitador.

A relação da perda óssea marginal e as próteses implantossuportadas foi estudada por Naert et al. (1992) que avaliaram 91 pacientes com reabilitações do tipo *overdenture* em 103 arcadas. Após 7 anos, verificaram uma taxa de sucesso da ordem de 95,1% para mandíbula e 89,9% para maxila. Verificaram ainda que as próteses, com antagonista implantossuportado, tiveram maiores taxas de insucesso do que as próteses opostas à dentes naturais e próteses totais. Poucas falhas mecânicas foram observadas com relação à parte mecânica dos componentes sendo: 3 fraturas de pilar, 5 fraturas de parafuso do pilar e 7 fraturas de parafusos de ouro. Concluíram que a previsibilidade dos tratamentos em arcadas edêntulas é satisfatória.

Clelland et al. (1993), por meio da fotoelasticidade e da extensometria avaliaram a angulação de um tipo de pilar protético e suas consequências no que diz respeito à distribuição de *stress* ao redor do implante. Utilizaram implantes 3.8 x 10 mm (Steri-Oss) em resina fotoelástica e um modelo adicional para avaliação extensométrica das deformações. Pilares de 0°, 15° e 20° de angulação foram utilizados e cargas de 178N foram aplicadas. Os dados numéricos apresentados nos testes extensométricos foram condizentes com as franjas apresentadas nos testes fotoelásticos. Embora tenham encontrado diferenças estatisticamente significantes, as deformações geradas pela angulação dos pilares permaneceram dentro dos limites fisiológicos. As regiões que receberam maior *stress* foram as próximas aos implantes.

A remodelação óssea frente à estímulos mecânicos e a lei de Wolf foi revisada por Frost (1994). Segundo este estudo, os estímulos podem levar a conservação ou à perda óssea, mas não à adição de osso.

Ainda ressalta, que estímulos normais e até vigorosos resultam em conservação do tecido e certo reforço trabecular nas áreas mais exigidas e que estímulos menores “desligariam” a remodelação levando à perda óssea. Estímulos abaixo de 50 $\mu\epsilon$ provocariam a reabsorção decorrente do desuso; deformações entre 50 e 1500 $\mu\epsilon$ promoveriam a manutenção do osso; valores entre 1500 e 3000 $\mu\epsilon$ ativam a remodelação lamelar, valores acima disso provocariam uma desorganização da remodelação óssea, levando a micro danos irreversíveis. O limite de fratura do tecido ósseo é próximo de 25000 $\mu\epsilon$.

Em seu atlas Spiekermann (1995) cita os principais métodos para investigação e análise biomecânica, dentre eles: análise de elemento finito, análise de birrefringência, extensometria e estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo.

Ainda neste ano, Weinberg e Kruger (1995) analisaram em modelos matemáticos o momento gerado ao redor de implante unitário, em arco dental, variando-se 5 diferentes inclinações de cúspide, 5 angulações de implantes e deslocamento dos implantes vertical e horizontalmente no arco. As maiores alterações foram observadas nas inclinações de cúspide que apresentaram cargas 30% maiores sobre os pilares. O deslocamento horizontal de 1 mm aumentou o momento de alavanca em 14% e o deslocamento vertical em apenas 4%. Os autores concluíram que a inclinação da cúspide produziu maior momento de torção enquanto que a inclinação do implante, assim como o deslocamento vertical, produziram alterações mínimas.

Assif et al. (1996) analisaram a transferência de carga e a distribuição de *stress* de próteses parciais fixas implantossuportadas. Utilizaram um modelo fotoelástico com 5 implantes e análise extensométrica na superfície da infraestrutura protética. Após carregamentos de 7,5 kg em sete diferentes pontos concluíram que houve relação diretamente proporcional entre a distribuição de *stress* no metal e ao redor dos implantes suporte. O modo de transferência das cargas foi

diretamente proporcional à distância dos componentes ao ponto de aplicação das cargas e quando as cargas eram aplicadas em extremidades livres, a maior parte do *stress* se concentrava nos dois ou três implantes mais próximos da região de carregamento.

Em um estudo realizado com 4 macacos, Isidor (1996) procurou definir o principal motivo da perda de ósseointegração após 18 meses. Foram colocados em cada mandíbula 5 implantes, sendo dois em cada região posterior e um na região anterior. Após os 6 meses de integração dos implantes, em um dos lados posteriores foi colocada uma prótese fixa (molar e pré molar) em supraoclusão (contato prematuro). No lado oposto foi posicionado o pilar protético sem coroa e no sulco perimplantar inserido um cordão de algodão para indução de formação de biofilme. Cinco dos 8 implantes em supraoclusão foram perdidos e apesar de uma reabsorção óssea considerável na região sem contatos, não houve a perda de nenhum dos implantes. Os implantes levaram de 4,5 a 15,5 meses para perderem a ósseointegração. Após os 6 meses, a perda óssea nos implantes com biofilme foi da ordem de 1,8 mm. O autor concluiu que a sobre carga oclusal pode ser o principal fator de perda de implantes e o acúmulo de biofilme aumenta a reabsorção óssea perimplantar.

No ano seguinte o mesmo autor (Isidor, 1997) avaliou histologicamente o osso perimplantar dos implantes com sobrecarga e com acúmulo de biofilme. Todos os implantes com acúmulo de biofilme ainda encontravam-se integrados com infiltrado inflamatório intenso e perda óssea da ordem de 2,4 mm. Seis espécimes que sofreram sobrecarga estavam disponíveis para avaliação histológica, sendo que 2 estavam totalmente perdidos, 2 que apresentavam mobilidade estavam integrados apenas na região apical e 2 ainda apresentavam-se integrados; porém com grande perda óssea associada. Concluiu-se que a sobrecarga oclusal pode resultar em perda parcial ou total da

osseointegração e que o acúmulo de biofilme provoca perda óssea marginal e denso infiltrado inflamatório na região.

Em 1999, Wiskott e Belser estudaram o motivo da falta de integração de superfícies cervicais de implantes que apresentavam colar liso na região cervical e concluíram que o estímulo gerado por esse tipo de superfície não era suficiente para estimular osteoblastos, assim como acontece em superfícies de roscas e superfícies tratadas com ácido e jateamento. Portanto, definiram que a heterogeneidade de *stress* gerado no osso circundante era uma condição favorável à aposição óssea e remodelação.

Duyck et al. (2000) publicaram um estudo em que se avaliou *in vivo*, por meio da extensometria, a magnitude de deformações sob forças oclusais. Neste estudo foram avaliados 13 pacientes com próteses totais implanto suportadas por 5 ou 6 implantes. Cargas controladas de 50N em diferentes posições e com oclusão máxima foram aferidas com auxílio da extensometria. Os testes foram conduzidos com a prótese conectada a todos os implantes e depois repetidos com suporte de apenas 3 ou 4 implantes. Apesar das diferenças intrínsecas dos indivíduos, foram observadas claras diferenças entre as condições testadas. O carregamento de cantilever causou um efeito de articulação que induziu forças compressivas consideráveis no implante mais próximo ao ponto de aplicação e pouca força de tensão nos demais implantes. Forças de maior magnitude foram verificadas com o decréscimo de implantes suporte das próteses. O momento flexor foi maior quando apenas 3 implantes eram usados para suporte.

Seong et al. (2000) utilizando-se da extensometria, comparou 3 tipos de suporte de molar sendo: (1) implante 3,75 mm de diâmetro, (2) implante 5 mm de diâmetro e (3) dois implantes com 3,75 mm de diâmetro. As variações foram significativas tendo sido encontrados valores de 6493 $\mu\epsilon$ para a situação 1, 3958 $\mu\epsilon$ para a situação 2 e 3160 $\mu\epsilon$ para a situação 3. Contatos diferentes da oclusão cêntrica foram

relevantes nos resultados de deformação. Concluíram que o aumento do diâmetro dos implantes assim como o número de implantes suporte das coroas reduziram significativamente as deformações nos pilares.

Akca e Iplikcioglu (2001) compararam pelo método do elemento finito a influência do *stress* em próteses fixas de 3 elementos implantossuportadas em duas configurações, linear e *offset*. Neste estudo foram utilizados modelos com implantes de plataforma estreita e larga. Os resultados mais satisfatórios foram os encontrados na configuração linear com implantes de diâmetro largo. No caso do posicionamento *offset*, também foram encontrados valores baixos, porém os autores recomendam que caso haja espessura suficiente no rebordo, a primeira escolha é utilizar implantes com diâmetro maior ao invés de implantes estreitos com posicionamento *offset*.

Em 2001, em um estudo com cães, Gotfredsen et al. estudaram as reações do tecido ósseo circundante aos implantes frente a carregamentos laterais estáticos. Foram extraídos bilateralmente os 2º, 3º, 4º pré molares de 3 cães da raça beagle. Após doze semanas, 8 implantes foram inseridos em cada cão. Coroas unidas aos pares foram parafusadas aos implantes após 12 semanas na sequência da inserção dos implantes. Os conectores das coroas possuíam expansores ortodônticos que eram ativados periodicamente para gerar forças laterais nas unidades. Após 24 semanas de carregamento foram realizadas biópsias para avaliação da qualidade óssea nas regiões perimplantares. Nas avaliações histológicas a densidade óssea na região de íntimo contato com os implantes foi maior nos implantes que receberam o carregamento do que no grupo controle. Concluiu-se que as cargas estáticas laterais resultaram em adaptação estrutural do osso ao redor dos implantes.

Akca et al. (2002) fizeram uma comparação dos resultados encontrados em análise de elementos finitos em três dimensões com resultados encontrados pela extensometria em modelos

de próteses sobre implantes. Com cargas estáticas verticais de 50 N aplicadas nos modelos extensométricos e nos modelos de elementos finitos, foram encontradas diferenças estatísticas relevantes entre os dois métodos, tanto nos carregamentos laterais quanto nos carregamentos axiais, no que se refere à quantificação dos resultados; porém existe equidade nos testes em termos qualitativos na determinação do tipo de deformação nos locais estudados.

Utilizando-se das técnicas de extensometria e fotoelasticidade, Cehreli et al. (2004) compararam o *stress* e a magnitude de deformação com implantes de cone morse e hexágono interno, fixados em resina simulando o osso. Forças verticais e oblíquas de 20° com carga de 100 N e 150 N foram aplicadas sobre os pilares. As franjas isocromáticas indicaram padrões semelhantes frente às diferentes situações e cargas. Concluíram que o desenho do implante pode alterar a deformação da região perimplantar e que não há diferenças no tipo de conexão protética utilizada quanto às características de deformação.

O mesmo autor em 2004 e seus colaboradores (Cehreli et al., 2004), procuraram avaliar evidências anteriormente publicadas a respeito das reações do tecido ósseo frente a diferentes regimes de carregamento e o impacto do desenho dos implantes na diferenciação do tecido. Fez uma análise crítica da literatura e concluiu que o desenho do implante tem influência nas características das transmissões de força para o osso, mas as reações não dependem especificamente do tempo que são aplicadas. Além disso, é essencial o controle das cargas biomecânicas sobre implantes para manter a osseointegração e promover a cicatrização primária do tecido ósseo na interface com o implante.

Ainda em 2004, Cehreli e Akca fizeram uma análise biomecânica a respeito de implantes de plataforma estreita como suporte terminal de próteses de 3 elementos implantossuportadas. Utilizando a extensometria e a fotoelasticidade, variaram o diâmetro das plataformas dos implantes terminais entre 4,1 mm e 3,3 mm. O uso de plataformas

estreitas e implantes de diâmetro reduzido amplificaram significativamente o *stress* e a deformação ao redor dos implantes quando comparados aos implantes de plataforma regular de 4,1 mm. Foi recomendado o uso de implantes estreitos apenas em pacientes com baixa potência de mordida, sendo que nesses casos, se faz crucial o uso de maior número de implantes com o objetivo de melhorar a previsibilidade do tratamento.

Hekimoglu et al. (2004) compararam as características de transmissão de força de implantes dentais que tinham como antagonista dente ou implante sob cargas estáticas e dinâmicas, por meio da extensometria. Os resultados demonstraram que deformações compressivas foram induzidas ao redor do dente natural e dos implantes, quando submetidos ao carregamento estático, enquanto que a combinação de forças de compressão e tração foram observadas durante os carregamentos dinâmicos laterais. As deformações foram menores ao redor de dentes naturais do que ao redor de implantes. Concluiu-se que sob carregamento estático e dinâmico as deformações ao redor de dentes naturais foi sempre menor do que nos casos de oclusão contra implantes.

Cehreli et al. (2005) compararam, em cadáveres, as deformações ao redor de dentes naturais com deformações ao redor de implantes orais imediatos não esplintados e próteses fixas de dois elementos. Seis extensômetros foram colados na superfície vestibular da margem cervical do osso bilateral da maxila anterior de dois cadáveres humanos frescos. O dente natural foi carregado em oclusão cêntrica via um *splint* oclusal. Implantes de 4,1 mm e 4,8 mm foram colocados na região de lateral e canino. Para todos os grupos, as microdeformações foram maiores na região de caninos do que na de incisivos laterais. Nos casos de dentes naturais, a deformação foi menor do que com implantes. Os autores concluíram que a margem óssea vestibular em contato com implantes imediatos pode sofrer gradientes de deformação compatíveis com os níveis fisiológicos, como consequência da deformação do osso sob carregamento. Ainda que diferentes desenhos protéticos não

pareçam ter claras vantagens sobre outros, a esplintagem pode ser considerada como uma medida segura em casos de carregamento imediato, quando for possível.

Heckmann et al. (2006) quantificaram as deformações geradas em próteses parciais fixas de três elementos parafusadas e cimentadas, *in vivo* e *in vitro* por meio da extensometria, concluindo que a quantidade de *stress* resultante dos procedimentos de fixação da estrutura metálica não constituiu um risco ao osso adjacente e que um pequeno nível de desadaptação parece ser tolerado pelo osso.

Maeda et al. (2006) observaram *in vitro* a diferença nos padrões de distribuição de tensões entre implantes com sistemas de conexões de hexágono externo e interno, por meio da extensometria. Os resultados demonstraram que houve padrão de distribuição de forças semelhantes sob carregamento vertical para ambos sistemas. Sob carregamento horizontal, as conexões de hexágono externo apresentaram um aumento das tensões na área cervical, enquanto que nas conexões internas esta concentração de deu mais na região apical. Concluíram que nas fixações de hexágono interno o direcionamento das cargas é mais apical do que nas hexagonais externas.

Em 2008, Vasconcelos e Nishioka desenvolveram um dispositivo de aplicação de carga (DAC) simplificado, com o intuito de substituir a máquina de ensaios EMIC (DL 1000) em estudos extensométricos. Por meio da extensometria, compararam o desempenho dos dispositivos de aplicação de carga estática em um teste de carregamento, sobre implantes em um bloco de poliuretano. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a EMIC e o DAC, independentemente do tipo de carga. Os autores concluíram que com a utilização da extensometria, ambos dispositivos produziram magnitudes de deformações semelhantes e que o DAC é uma alternativa viável para aplicação de cargas axiais e não axiais estáticas.

Cruz et al. (2009) compararam por meio do estudo do elemento finito em 3 dimensões as tensões ao redor de implantes suporte de próteses fixas nas configurações linear e compensada. Cargas de 100 N no sentido vertical e 20 N no sentido horizontal foram aplicadas no centro da coroa do implante central do conjunto. De acordo com os resultados, concluíram que o sistema angulado não apresentou diferenças significativas nas tensões ao redor dos implantes quando comparado a configuração linear.

Eser et al. (2009) estudaram em cadáveres, por meio da extensometria associada à análise não linear dos elementos finitos, carregamentos imediatos de implantes, com o intuito de avaliar a concordância entre os métodos. Quatro implantes de plataforma de 4,1 mm x 12 mm de comprimento foram posicionados bilateralmente na região de incisivo lateral e primeiro pré molar de uma maxila totalmente edêntula. Cargas de 100N foram aplicadas nas sobredentaduras posicionadas sobre os implantes. Extensômetros posicionados na vestibular óssea das maxilas registraram as deformações. Um modelo numérico individualizado foi confeccionado para simulação matemática. Conforme mostram os resultados, houve um grande grau de concordância dos resultados encontrados com relação às deformações nas regiões analisadas, porém as médias encontradas foram superiores na avaliação com extensometria. Os autores concluíram que considerando o comportamento do complexo biomecânico dos tecidos moles e duros do corpo humano, as metodologias testadas não apresentaram inconsistência na determinação das deformações e promoveram valores comparáveis para quantificação das deformações nos implantes suportes de sobredentaduras maxilares.

Com o propósito de estudar e quantificar *in vitro* as deformações decorrentes do carregamento, de sobreestruturas suportadas por três implantes de hexágono interno e externo, em posicionamento linear e compensado, Nishioka et al. (2009), publicaram um estudo em

que por meio da extensometria quantificou esses valores de deformações. Foram encontradas diferenças estatísticas significantes com relação ao tipo de conexão protética usada ($P = 0,0210 < 0,05$), assim como na configuração dos implantes estudada ($P = 0,7483 > 0,05$). Os resultados mostraram diferenças fundamentais entre as condições estudadas. Os autores concluíram que apesar das limitações do estudo, as conexões de hexágono interno apresentaram maiores valores de deformação em relação aos de hexágono externo. Não foram evidentes as vantagens do uso do posicionamento compensado com relação a diminuição de deformação ao redor implantes.

Em 2010, Chun et al. estudaram por meio dos elementos finitos e extensometria, a influência da profundidade de inserção de implantes e da espessura do osso circundante nas deformações perimplantares e concluíram que o aumento na espessura do osso cortical circundante e o posicionamento infra ósseo dos implantes favoreceriam no controle das deformações no tecido circundante.

No mesmo ano, Hollweg et al. (2010) publicaram um estudo realizado por meio da extensometria das deformações ocorridas na região de pilares de estruturas ($n=5$) de Co-Cr e Pd-Ag, com cantilever simulando um quadro típico de prótese mandibular implanto-suportada. Concluíram que não necessariamente supraestruturas visualmente bem adaptadas transmitem as cargas de maneira uniforme para os pilares e que as sobre estruturas de Co-Cr são igualmente aceitáveis quanto às fundidas em Pd-Ag.

Visando analisar as deformações ocorridas durante o aperto dos parafusos durante a fixação de próteses implantossuportadas de 3 elementos com diferentes tipos de conexão (Hexágono interno e externo) e dois tipos de pilares (pilares plásticos e com base usinada), Nishioka et al. (2010) demonstraram que mesmo variando o tipo de conexão protética e o tipo de pilar, as deformações durante o aperto da

supra estrutura na superfície estudada foram semelhantes para os grupos comparados.

Como intuito de avaliar no carregamento imediato de implantes unitários, as influências de comprimento de implantes e espessura da cortical óssea, Tu et al. (2010) experimentaram pela técnica da prototipagem rápida e ensaios de elementos finitos as deformações ocorridas no osso adjacente aos parafusos e concluíram que implantes mais compridos diminuíram a micro movimentação em ossos corticais mais finos, porém as deformações ósseas são mais influenciadas pela espessura do osso cortical circundante do que pelo comprimento do implante utilizado.

E finalmente em 2011, Nishioka et al. (2011) analisaram a distribuição da microdeformação variando o tipo de conexão protética e o alinhamento dos implantes por meio da extensometria. Neste estudo, foram utilizados implantes dos tipos hexágono externo, hexágono interno e cone morse posicionados nas conformações linear e compensada (*offset*). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes no que diz respeito às deformações nas conformações linear e compensada, porém os diferentes tipos de conexões interferiram na quantidade de deformação. Os autores concluíram que os resultados apresentaram diferenças fundamentais em ambas às condições avaliadas e que não houve evidências de que exista alguma vantagem da conformação compensada sobre a linear relativas à diminuição da microdeformação perimplantar. Os resultados ainda revelaram que as conexões dos tipos hexágono interno e cone morse não reduziram as micro deformações ao redor dos implantes.

3 PROPOSIÇÃO

Baseado na importância do estudo da influência que as cargas, axiais e não axiais, têm sobre a região ao redor dos implantes, demonstrada pela revisão da literatura, o propósito da presente pesquisa foi avaliar *in vitro* pela extensometria, as tensões geradas ao redor de implantes (hexágono externo) suporte de próteses de 3 elementos, variando os pontos de aplicação de carga na sobreestrutura e a deformação em quatro diferentes regiões perimplantares, linearmente dispostas em relação aos implantes.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Confeção do bloco de poliuretano

A partir de uma matriz de alumínio (Vasconcelos e Nishioka, 2008), um bloco de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – France) foi confeccionado para o desenvolvimento deste estudo por apresentar módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (Kojima, 2008) (Figura 1).



Figura 1 – Bloco de poliuretano após desinclusão

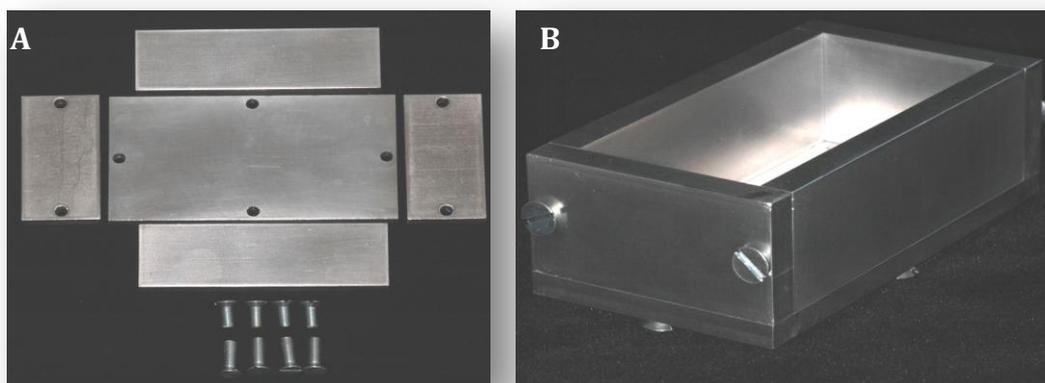
A montagem da matriz é possível graças a oito parafusos que permitem a montagem das placas (uma placa horizontal, duas placas verticais maiores, duas placas verticais menores):

a) A placa horizontal constitui a base exibindo forma retangular de 111 mm de comprimento por 61 mm de largura e 6 mm de espessura. Possui quatro perfurações lisas, diametralmente opostas e posicionadas no centro da região lateral das faces maiores, com 5 mm de diâmetro, permitindo a passagem de parafusos que permitem unir a placa horizontal às placas verticais;

b) A placa vertical maior possui formato retangular com dimensões de 95 mm de comprimento por 30 mm de largura e 8 mm de espessura. Possui uma perfuração com roscas internas, localizada no centro de uma das laterais maiores, permitindo a união da placa horizontal à placa vertical maior e duas centralizadas também com roscas internas, em faces opostas localizadas nas bases laterais menores, as quais promovem a união entre a placa vertical maior à placa vertical menor;

c) A placa vertical menor é uma estrutura retangular apresentando 61 mm de comprimento, por 30 mm de largura e 8 mm de espessura. Exibe uma perfuração lisa nas laterais de sua face maior e uma perfuração central com roscas internas na base lateral maior, que possibilita a fixação da placa horizontal à placa vertical menor;

A matriz de alumínio é montada por meio da união da placa horizontal às placas verticais e fixação por meio dos parafusos, formando um recipiente retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm (Figura 2).



Figuras 2 - A - Matriz de alumínio utilizada para a confecção do bloco de desmontada e B - montada

Para confecção do bloco de poliuretano uma resina constituída por uma base e um catalisador, proporcionados com medidas similares foi misturada com o auxílio de uma espátula no interior de um gral de borracha até que houvesse uma homogeneização dos componentes. A resina homogeneizada foi vertida na matriz de alumínio até o preenchimento da mesma. Após polimerização final do poliuretano (20 minutos), a matriz de alumínio foi desmontada e o bloco de poliuretano destacado.

A superfície do bloco de poliuretano foi desgastada manualmente com lixas d'água de granulação decrescente (220 à 600), visando obter superfícies planas e livres de irregularidades (Figura 3). Ao final do processo, o bloco de poliuretano apresentou dimensões de 90 mm de comprimento por 40 mm de largura e 25 mm de altura.



Figura 3 – Bloco após o polimento

4. 2 Inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos

Um segundo conjunto de 3 matrizes de alumínio (Nishioka, 2006) foi utilizado para confecção dos padrões da supraestrutura e para posicionar os implantes no bloco de poliuretano, simulando uma situação clínica de posicionamento linear das fixações. A saber:

a) Componente 1: base retangular com 75 mm de comprimento por 40 mm de largura e 5 mm de espessura, que exhibe na parte central três cilindros equidistantes. Cada cilindro possui 4 mm de altura por 4 mm de diâmetro. A 3 mm da convexidade dos cilindros, foram realizadas marcações bilaterais em baixo relevo, sendo 3 verticais e 5 horizontais, com distância de 1 mm entre as mesmas. Esta base ainda exhibe 4 perfurações, com 2 mm de diâmetro, centralizadas, bilaterais e diametralmente opostas (Figura 4A), que permitem rosquear parafusos específicos para promover a união entre os componentes 2 e 3;

b) Componente 2: estrutura retangular apresentando 75mm de comprimento por 40 mm de largura e 4 mm de espessura, que apresenta uma abertura central, limitada pelas marcações verticais e horizontais do componente 1. Esta estrutura é fixada à base por dois parafusos verticais (Figura 4B);

c) Componente 3: placa com formato retangular, com 75 mm de comprimento por 10 mm de largura e 3 mm de espessura, que apresenta três orifícios centrais com 4 mm de diâmetro, os quais exibem roscas na parte interna. Estes orifícios coincidem com a localização dos três cilindros existentes na base (componente 1). Em cada extremidade horizontal há uma perfuração transversal, com o objetivo de fixar o conjunto (Figura 4C);



Figura 4A - componente 1

Figura 4B - componente 2

Figura 4C – componente3

A partir da fixação do componente 3 ao bloco de poliuretano, por parafusos, padronizou-se a distância e os locais para a inserção das três fixações no bloco (Figura 5). Para a realização das perfurações foi utilizado um conjunto de fresas padronizadas e convencionais para cirurgias, acopladas ao contra-ângulo (Koncept Kavo Ind.Com Ltda, Chapecó Brasil) com redução 20:1, conectado ao motor elétrico (MC 101 Omega, Dentsclar, Brasil). As perfurações foram iniciadas pela ponta de lança, seguida das brocas helicoidais de 2, 3 e 3,15 mm de diâmetro (A. S. Technology - Titanium Fix, São Paulo – Brasil, código DL 2,0; HD2,0; HD 3,0 e HD3,2), com velocidade média de 1800 rotações por minuto.

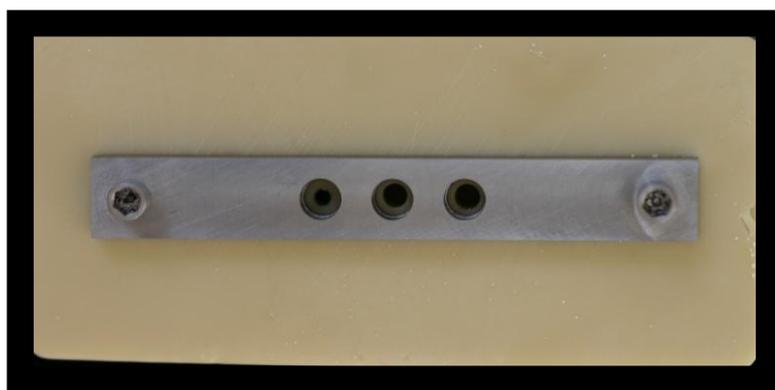


Figura 5 – Componente 3 fixado sobre bloco de resina

Para auxiliar a padronização do paralelismo das perfurações (Figura 6A), foram utilizados anéis com diâmetros internos progressivamente maiores e compatíveis com os diâmetros das fresas utilizadas. Tais anéis foram identificados por cores e rosqueados, alternadamente, aos três orifícios existentes no componente 3, sendo que o anel branco corresponde à fresa de 2 mm, o amarelo à fresa de 3 mm e o azul à fresa de 3,15 mm (Figura 6B).

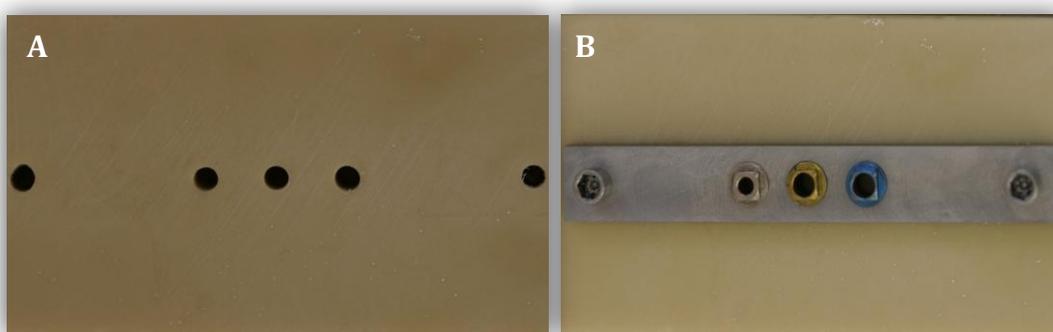


Figura 6A – Perfurações paralelas realizadas

Figura 6B – Componente 3 com anéis

As três fixações com 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento e plataforma de assentamento de 4,1 mm (E-fix silver – A. S. Technology – Titanium Fix, São Paulo – Brasil, código SS313) foram inseridas no bloco conforme o componente 3 (index de perfuração). A velocidade média utilizada foi de 14 rotações por minuto, com torque ajustado de 40 Ncm. Foi utilizada refrigeração nos procedimentos utilizando a bomba de irrigação acoplada no motor elétrico.

Para finalizar a inserção de cada fixação foi utilizada uma chave de catraca cirúrgica manual (A. S. Technology – Titanium Fix, São Paulo – Brasil, código 611301). O posicionamento final das fixações pode ser observado na Figura 7.



Figura 7 – Posicionamento das fixações de hexágono externo, evidenciando a equidistância e a configuração linear

A seguir, conexões protéticas tipo Microunit (A. S. Technology – Titanium Fix, São Paulo – Brasil, código NAMU 3.0), com cinta metálica de 3 mm, foram instaladas sobre as fixações utilizando torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro mecânico progressivo (A. S. Technology – Titanium Fix, São Paulo – Brasil, código 611301), conforme recomendação do fabricante (Figura 8).



Figura 8 – Pilares protéticos Microunit conectados nas fixações com torque de 20Ncm

4.3 Obtenção dos corpos de prova

4.3.1 Padrão de cera

Utilizando-se de coifas plásticas (A. S. Technology – Titanium Fix, São Paulo – Brasil, código AMUCP) foram realizados 5 enceramentos, padronizados, a partir da fixação da base (componente 1) com o componente 2, que delimitou um compartimento retangular. Este procedimento permitiu reproduzir sistematicamente o enceramento de todos os corpos-de-prova (N=5) (Figura 9A).

As coifas plásticas foram parafusadas sobre o pilar protético com parafuso de retenção de titânio (A. S. Technology – Titanium Fix, São Paulo – Brasil, código 201.111), utilizando uma chave hexagonal de 1,17 mm (A. S. Technology – Titanium Fix, São Paulo – Brasil, código DHLM). Previamente, as coifas foram individualizadas removendo a sua parte superior excedente, com auxílio de disco de carborundum (Dentorium, New York – USA) adaptado a um motor elétrico (Beltec LB 100, Araraquara – Brasil) para uso laboratorial, deixando as coifas com uma altura de 10 mm a fim de facilitar a inserção do enceramento. Em seguida, o enceramento foi posicionado sob ligeira pressão sobre as coifas. Para selar a periferia de todas as coifas foi utilizado o instrumental aquecido do tipo gotejador (Conjunto para enceramento do tipo PK Thomas: SS White – Brasil) (Figuras 9B.e 9C).

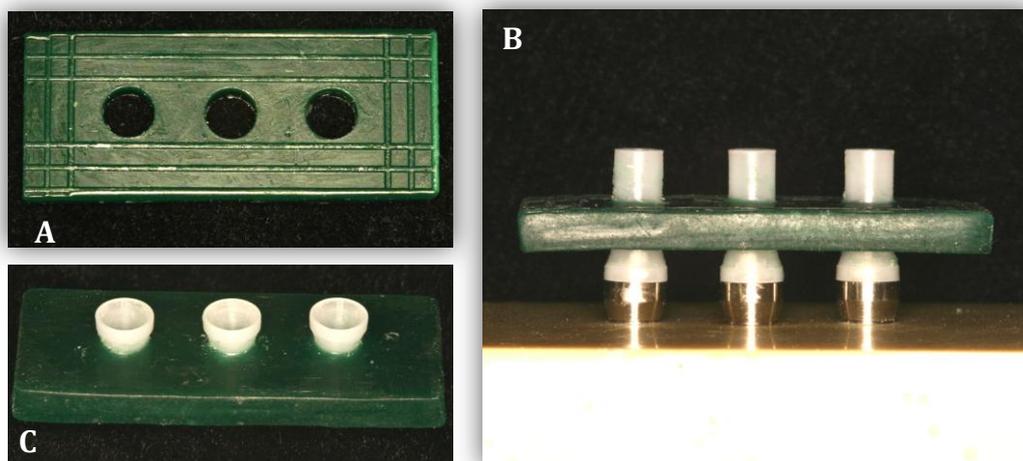


Figura 9 A – Enceramento; B – Encaixe dos pilares plásticos C - Selamento dos pilares;

4.3.2 Inclusão e fundição

Cada padrão de cera foi unido a um conduto de alimentação, fixado na base formadora do cadinho (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo – Brasil) e recebeu aplicação do agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa, São Paulo – Brasil). Em seguida, todo o conjunto foi colocado, individualmente, no interior de anéis de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo – Brasil) com capacidade máxima de 180 g, para verter o revestimento. Foi utilizado jato de ar comprimido para a secagem do conjunto após aplicação do agente redutor.

O revestimento foi preparado em máquina espatuladora a vácuo, com 20 psi (Polidental modelo A300 Ind. e Com. Ltda. – Brasil), durante 30 segundos com velocidade de 425 rpm, e vertido nos anéis de silicone. Após a presa final do revestimento (20 minutos). Os enceramentos foram removidos da base formadora de cadinho e do anel de silicone. O bloco de revestimento foi levado ao forno (EDG 1800, EDG - Brasil) para aquecimento e volatilização da cera e do plástico. O ciclo

que foi utilizado para o pré-aquecimento foi: 800°C com patamar de 30 minutos, seguida da elevação da temperatura a 900°C com patamar de 30 minutos.

Para cada anel de silicone foram utilizados 26 gramas de liga de Co-Cr (Wirobond SG Bremen Alemanha). A fundição foi realizada com gás de acetileno-oxigênio e a injeção do metal ocorreu em uma centrífuga convencional. O resfriamento dos blocos das fundições ocorreu até atingir a temperatura ambiente sobre a mesa de trabalho.

Para a desinclusão foi utilizado um martetele pneumático, sendo que o excesso de revestimento foi removido com uma tesoura reta para ouro (SS White, Rio de Janeiro – Brasil). Posteriormente foi realizado jateamento (Easyblast Bego, Bremen – Alemanha), com partículas de 110 µm pó de óxido de alumínio, sob pressão de 60 psi, para a remoção do restante do revestimento (Figura 10). Os canais de alimentação foram removidos com discos de carborundum (Dentorium, New York – USA).

As estruturas metálicas foram assentadas no bloco de poliuretano sobre os pilares e a estabilidade do conjunto foi observada visualmente sem realização do aperto dos parafusos (Figura 11) . Cada estrutura metálica ou corpo de prova foi numerado e codificado com o grupo correspondente.

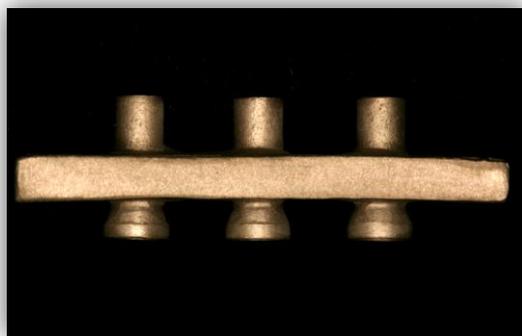


Figura 10 – Sobreestrutura pós jateamento



Figura 11 – Prova do assentamento

A porção de metal excedente na parte superior do corpo de prova foi removido com auxílio de um disco de carborundum acoplado a um motor elétrico (Beltec LB 100, Araraquara – Brasil). Em seguida, foi realizado um novo jateamento (Easyblast Bego, Bremen – Alemanha), com partículas de 110 μm pó de óxido de alumínio, sob pressão de 60psi, para obtenção de superfície superior lisa e livre de imperfeições.

4.4 Extensometria

Quatro extensômetros lineares elétricos (KFG-02-120-c1-11N30C2 Kyowa Eletronic Instruments Co., Ltd – Tokyo – Japan) foram colados na superfície superior do bloco de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes. Previamente, nestes locais, a superfície do bloco foi trabalhada com lixa d'água de granulação 220, seguida da limpeza das superfícies com álcool isopropílico.

A colagem dos extensômetros foi realizada de maneira individual, utilizando pequena quantidade de adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil). Previamente aos procedimentos de colagem, foi realizada a aferição de cada extensômetro, 120 Ω , utilizando aparelho multímetro (Minida ET 2055, Minida São Paulo – Brasil FAPESP Proc. 08/53071-4). Após o posicionamento, cada extensômetro foi mantido sob pressão digital durante três minutos.

Na superfície superior do bloco de poliuretano também foi realizada a colagem das placas terminais, onde foram adaptadas as conexões elétricas (Figura 12). A superfície de cobre das placas terminais e os dois fios originários de cada extensômetro foram levemente lixados e soldados com estanho (Soldering unit: Mark VII Strain Gage Line

accessories, Measurements Group Inc. Raleigh North Carolina – USA;
Solder connection: 44 rosin core solder Kester Anaheim CA – USA).

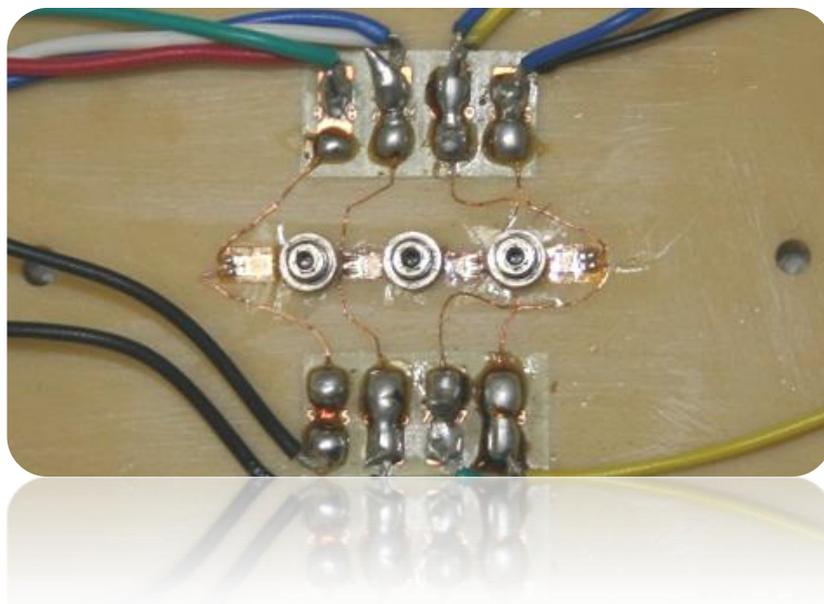


Figura 12- Posicionamento dos extensômetros e placas terminais

Posteriormente, sobre a outra extremidade de cada terminal, foram pinceladas duas camadas de fluxo para solda (Soldering flux: M – line accessories, Measurements Group Inc. Raleigh North Carolina – USA), soldando os três cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14mm multicabo, São Paulo – Brasil), os quais foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100 Scanner – System 5000 -Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina – USA, FAPESP proc. 07/53293-4), formando uma ligação denominada $\frac{1}{4}$ de ponte de Wheatstone de 120Ω , que é um circuito elétrico capaz de detectar mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação.

Para registrar adequadamente as variações ocorridas no circuito elétrico as deformações foram amplificadas pelo aparelho condicionador que, além de alimentar as pontes de Wheatstone e

amplificar o sinal gerado, realizou sua conversão de analógico para digital (Figura 13).



Figura 13 – Condicionador de sinais Vishay 5100B

As variações elétricas foram aritmeticamente transformadas para unidades de microdeformação ($\mu\epsilon$) pelo *software Strain-Smart* que auxiliou na aquisição dos dados, registro das informações, interpretações, modificações e processamentos dos sinais. Este software foi instalado em um microcomputador que processou os dados.

4.5 Aplicação de carga

4.5.1 Descrição do dispositivo de aplicação de carga

Para o ensaio mecânico de carregamento foi utilizado um dispositivo de aplicação de carga DAC (FAPESP proc. 08/53509-0) (Vasconcelos e Nishioka, 2008), que permite carregamentos estáticos verticais de diversas magnitudes sobre os corpos de prova (Figura 14).

Neste estudo apenas a carga de 30 kg foi utilizada em cada ponto de aplicação escolhido.

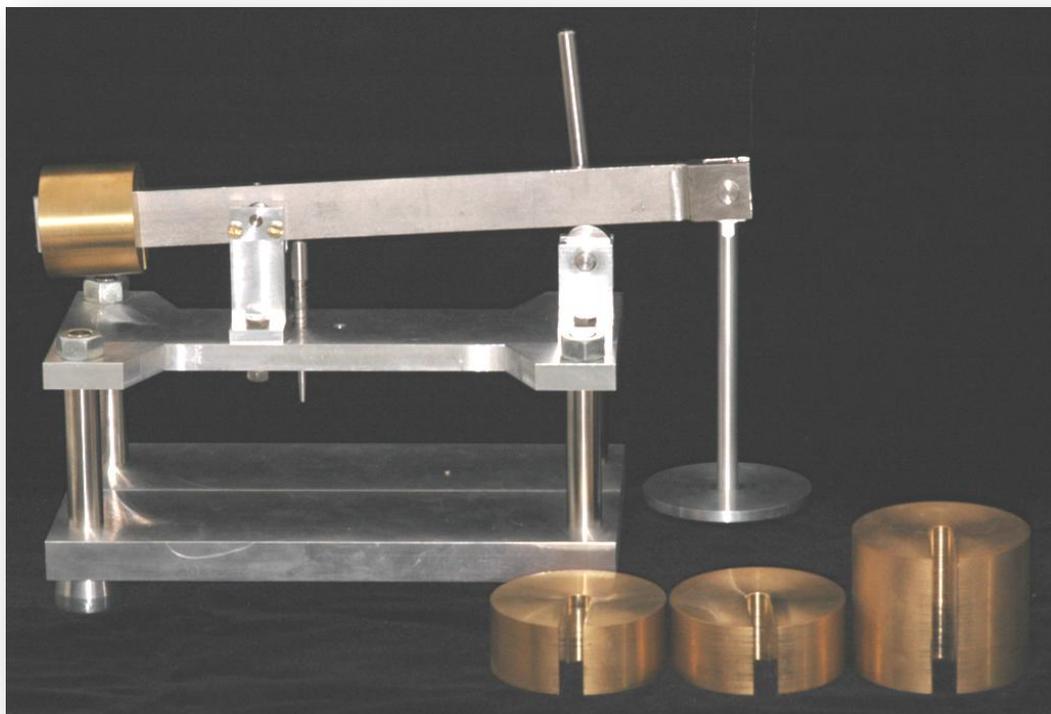


Figura 14 – Dispositivo de aplicação de carga (DAC)

4.5.2 Aplicação da carga vertical estática

Após o posicionamento de cada corpo de prova sobre os pilares protéticos, foram realizados os apertos dos parafusos de retenção com auxílio de uma chave manual de ponta hexagonal de 1,17 mm até a obtenção da primeira resistência. O aperto foi realizado na seguinte ordem: inicialmente o parafuso central da supraestrutura, em seguida o parafuso do lado esquerdo e finalmente fixação do orifício direito. A ponta hexagonal de mesmo diâmetro foi adaptada ao torquímetro analógico progressivo para finalizar o aperto dos parafusos de retenção com torque aproximado de 10 Ncm. Este procedimento foi repetido sempre que um novo ensaio foi realizado e a ordem de aperto foi sempre iniciada pelo

parafuso central seguido pelos laterais (Jemt, 1996; Watanabe et al., 2000).

Para aplicação de carga sobre os corpos de prova foram selecionados três pontos de aplicação de carga axial (Pontos A, B e C) e seis pontos de carga não axiais (Pontos A', B', C', A'', B'', C''). O ponto A estava localizado sobre orifício do parafuso de retenção do implante da esquerda, o ponto B sobre o orifício do parafuso de retenção do implante central e o ponto C no orifício do parafuso de retenção do implante da direita (Figura 15). O ponto A' estava localizado a 3 mm do ponto A perpendicularmente ao eixo linear dos implantes no plano horizontal sobre a primeira linha do corpo de prova. O ponto B' e C' obedecem a mesma distância e direção levando-se em conta os pontos B e C respectivamente. Já os pontos A'', B'' e C'' distam 2 mm dos pontos A', B', e C' respectivamente, seguindo a mesma direção e aumentando o braço de alavanca (Figura 16).

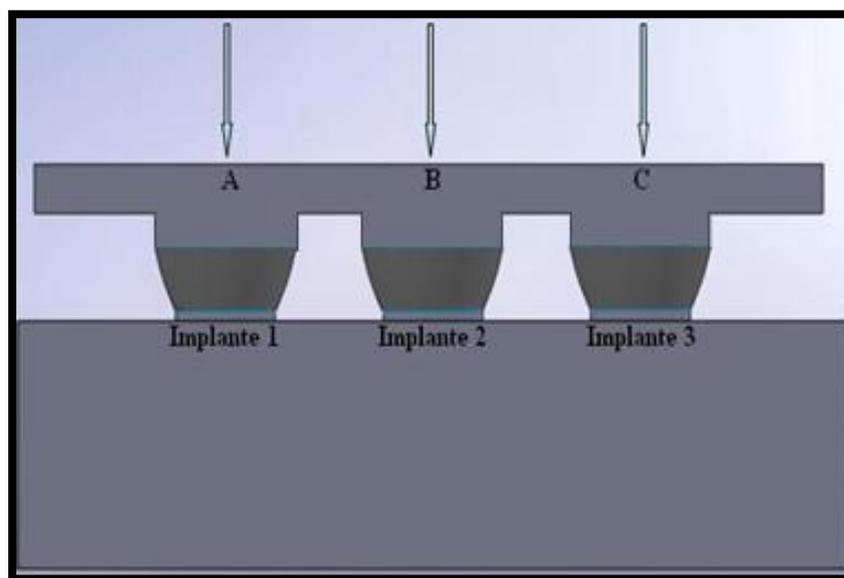


Figura 15 – Vista lateral dos pontos de aplicação de carga A, B e C

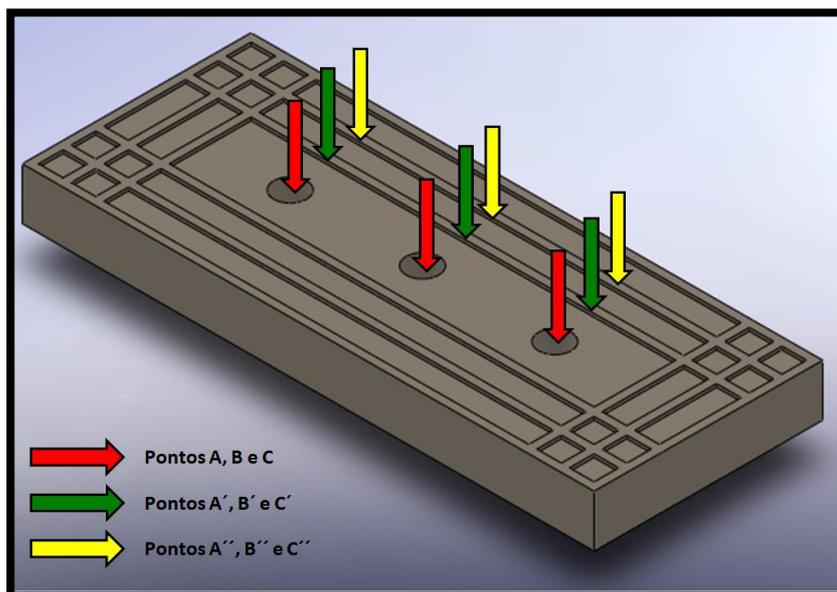


Figura 16 – Pontos de aplicação de carga axiais (A, B, C) e não axiais (A', B', C', A'', B'', C''). Vista Superior

A carga estática vertical utilizada foi de 30 kg (Mericske-Stern et al., 1995; Eskitascioglu et al., 2004) durante 10 segundos, com o auxílio do dispositivo de aplicação de carga (Figura 17). Cada um dos pontos ensaiados foi carregado por 3 vezes em cada corpo de prova e a média aritmética das leituras foi considerada com o intuito de diminuir a possibilidade de erro em qualquer uma das leituras. A unidade gerada na leitura foi em microdeformação ou microstrain ($\mu\epsilon$).

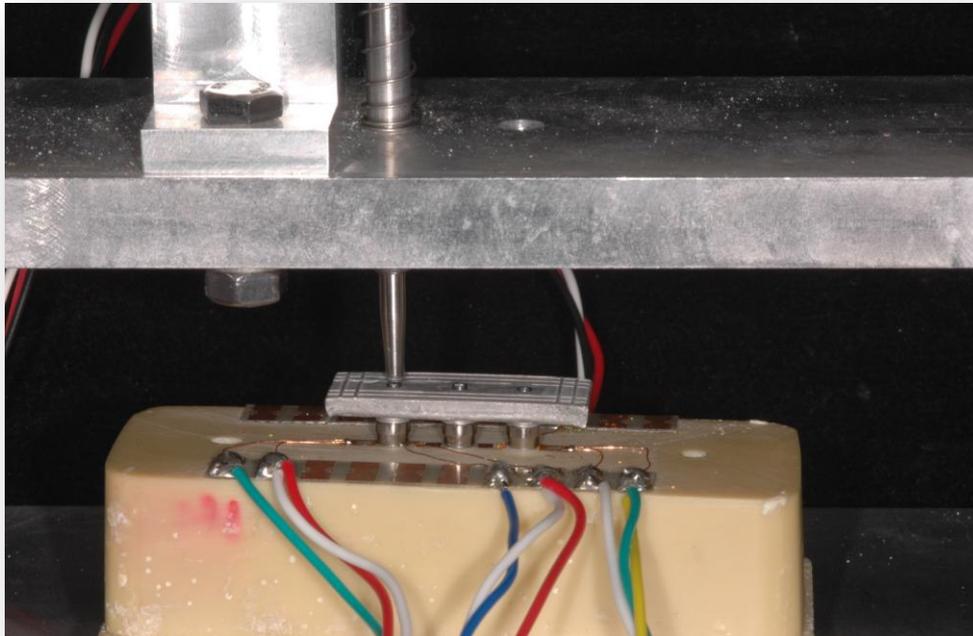


Figura 17 – Detalhe do Ensaio do ponto A

No aparelho condicionador de sinais os canais utilizados foram o canal 1,2,4 e 5 que estavam conectados aos extensômetros 1,2,3 e 4, respectivamente.

5 RESULTADOS

5.1 Análise da média dos pontos

Em cada um dos pontos foram realizados 3 carregamentos e a média aritmética de cada extensômetro foi anotada e os dados tabulados para posterior avaliação tanto relacionada aos pontos de aplicação quanto a deformação ($\mu\epsilon$) nas diferentes regiões aferidas.

A apresentação dos resultados foi realizada de forma gráfica e descritiva.

O teste ANOVA (2 fatores) consistiu na análise inferencial dos resultados uma vez que é indicada para comparar dados numéricos com distribuição normal dentro de diferentes grupos, com nível de significância de 5%.

Neste estudo foram consideradas as deformações absolutas uma vez que não se queria determinar compressão ou tração da superfície do bloco de poliuretano. As variáveis experimentais consideradas foram os pontos de aplicação de carga e as regiões onde estavam colados os extensômetros.

De acordo com as médias absolutas de deformação nas regiões estudadas obtivemos valores similares em todos os pontos de aplicação como pode ser observado na Tabela 1.

Tabela 1 – Análise descritiva (Médias absolutas e desvios padrão) dos pontos.

Pontos	Média	Desvio Padrão
A	81.784	73.280
A´	83.532	71.108
A´´	82.083	62.579
B	155.40	79.487
B´	193.17	95.385
B´´	176.85	108.16
C	167.07	183.13
C´	174.75	140.76
C´´	204.07	174.81

Pequenas diferenças foram encontradas entre os grupos estudados como pode ser observado na tabela 1, em que os valores maiores apresentam desvio padrão também maiores, mas que estatisticamente são semelhantes. Não foi encontrado um padrão de deformação relacionado ao deslocamento tanto linear (A para B para C), quanto centrífugo (A, A´, A´´ ou B, B´, B´´, ou C, C´, C´´).

As Tabela 2, 3 e 4 mostram as médias e os desvios padrão nos grupos A, B e C, respectivamente.

Tabela 2 – Gráfico da média e desvio padrão dos pontos do grupo A.

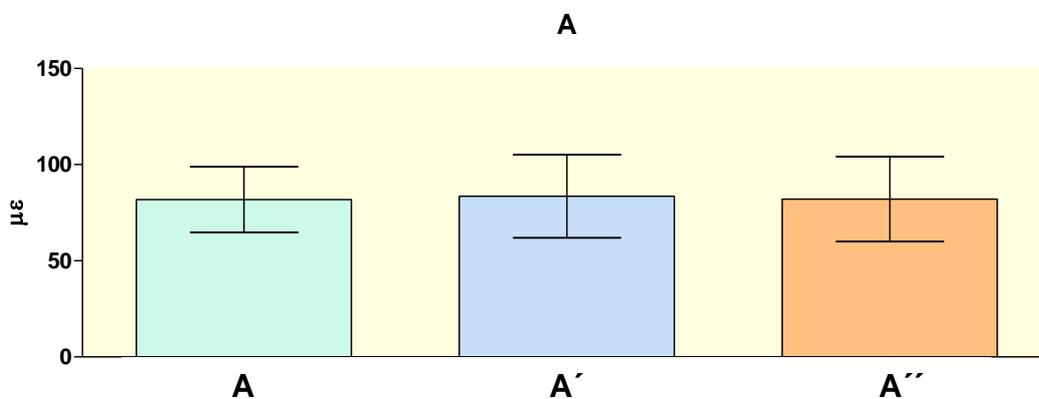


Tabela 3 – Gráfico da média e desvio padrão dos pontos do grupo B.

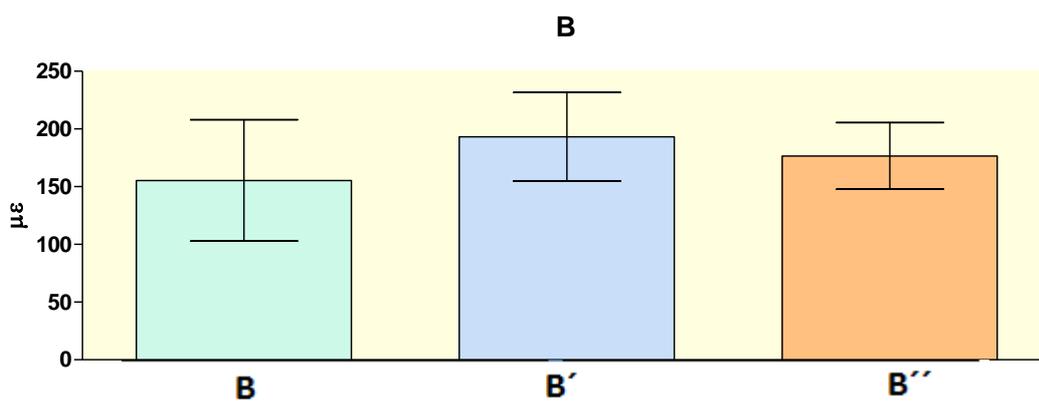
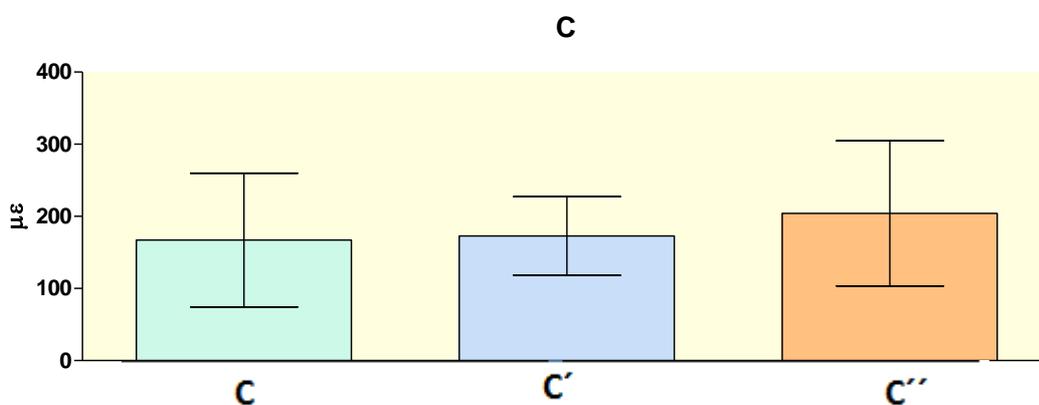
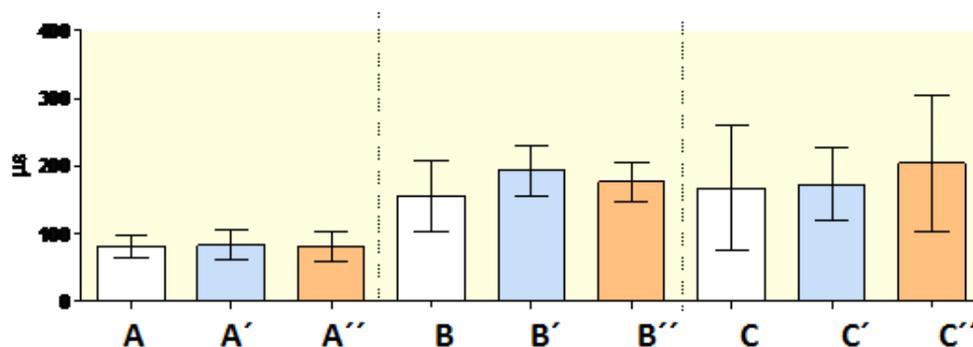


Tabela 4 – Gráfico da média e desvio padrão dos pontos do grupo C.



A Tabela 5 ilustra médias e desvios padrão comparando os três diferentes grupos (A, B e C), mostrando resultados sem padrão definido de alteração e maiores valores nos pontos dos grupos B e C.

Tabela 5 – Comparativo dos pontos A, B e C.



A Tabela 6 expõe as médias absolutas dentro dos grupos. Os deslocamentos não axiais apresentaram valores estatisticamente semelhantes.

Tabela 6 – Tabulação dos resultados e análise de variância.

	<i>Axial</i>	<i>Não axial'</i>	<i>Não axial''</i>	<i>Média**</i>	
A	81.8	83.5	82.1	82.5	Média
	17.02	21.58	22.09	18.86	Desvio Padrão
B	155.4	193.2	176.6	175.1	Média
	52.64	38.35	28.83	41.30	Desvio Padrão
C	167.1	172.9	204.1	181.4	Média
	92.65	54.38	100.63	80.46	Desvio Padrão
M*	134.8	149.9	154.3	146.3	Média
	69.67	61.88	78.72	69.33	Desvio Padrão

*Média dos pontos A, B e C. ** Média intragrupos.

No pareamento dos dados evidencia-se a homogeneidade dos grupos estudados (Tabela 7), mostrando que não houve diferença estatística significativa no pareamento.

Tabela 7 - Tabulação e análise de pareamento.

Grupos	Média	Homogêneos
A	81.78	A
A'	83.53	A
A''	82.08	A
B	155.40	A
B'	193.17	A
B''	176.65	A
C	167.07	A
C'	172.95	A
C''	204.12	A

5.2 Análise individual dos extensômetros

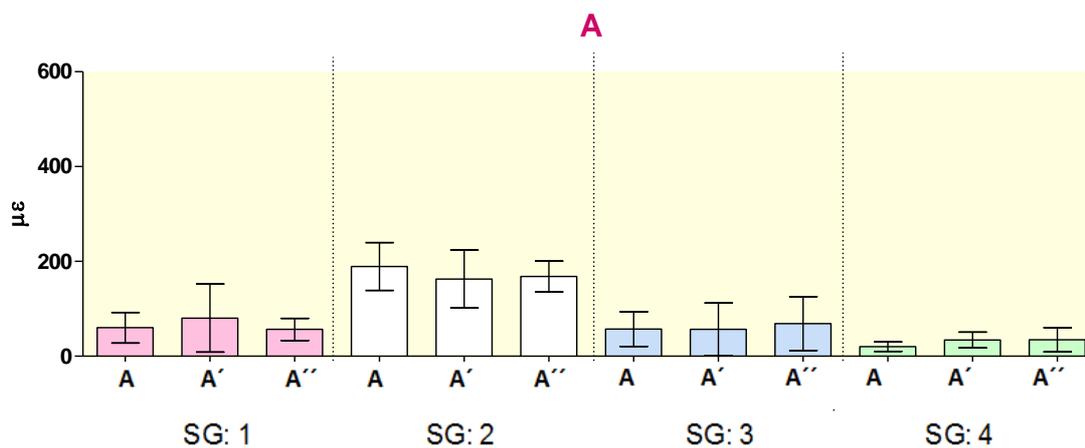
Considerando apenas os valores intra grupos, podemos observar que no grupo A os maiores valores de deformação ocorreram nos extensômetros 1 e 2, que estavam mais próximos do ponto de aplicação, porém o deslocamento de alavanca (carregamento não axial) não necessariamente aumentou a deformação nas áreas estudadas.

Os valores observados na tabela 8 e Tabela 9 demonstram as médias das deformações encontradas em cada um dos extensômetros para os ensaios do grupo A.

Tabela 8 - Valores de *strain gages* do grupo A.

1 ^a	1A'	1A''	2A	2A'	2A''	3 ^a	3A'	3A''	4A	4A'	4A''
74.00	51.33	77.66	204.33	202.66	152.33	99.00	150.33	129.66	7.66	34.33	60.00
106.33	129.00	71.33	140.66	76.66	162.33	95.00	13.00	111.00	24.66	55.33	52.66
56.333	40.333	67.0000	228.667	237.000	173.000	25.6667	60.000	85.333	15.0000	18.6667	16.0000
21.000	2.333	20.3333	131.667	152.000	133.000	39.6667	22.333	5.333	19.6667	45.0000	44.6667
43.333	178.667	46.6667	241.000	146.000	220.333	27.6667	38.333	13.000	34.3333	17.3333	0.0000

Tabela 9 - Médias absolutas de deformação em cada extensômetro nos pontos do grupo A.

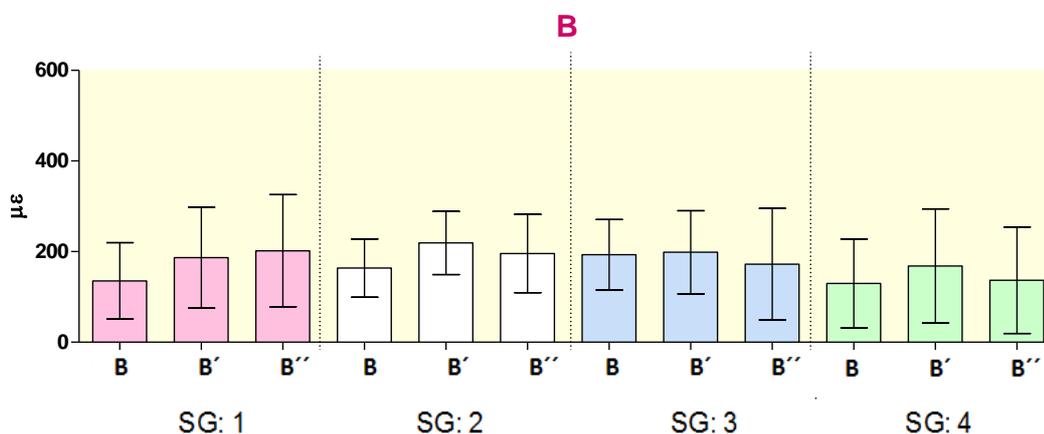


Com relação ao grupo B, observamos valores maiores de deformação, e com maior equivalência, ou seja, valores mais próximos para todos os extensômetros, e com relação ao deslocamento não axial também não houve um padrão de uniformidade. Os valores observados na tabela 10 e Tabela 11 demonstram as médias das deformações encontradas em cada um dos extensômetros para os ensaios do grupo B.

Tabela 10 - Valores de *strain gages* do grupo B.

1B	1B'	1B''	2B	2B'	2B''	3B	3B'	3B''	4B	4B'	4B''
55.333	95.333	77.000	140.66	198.00	192.00	250.33	308.66	322.00	112.33	128.66	115.00
187.66	353.33	401.66	91.333	121.33	64.667	266.00	99.667	14.667	216.66	364.00	336.33
252.00	245.66	214.667	265.667	275.000	233.000	155.667	171.333	131.333	240.66	215.66	120.66
119.333	141.33	127.667	170.667	204.000	187.667	76.333	133.000	124.667	71.000	83.667	81.667
62.000	97.000	188.33	149.33	297.000	301.667	216.667	280.667	269.000	8.333	50.000	29.333

Tabela 11 – Médias absolutas de deformação em cada extensômetro nos pontos do grupo B.

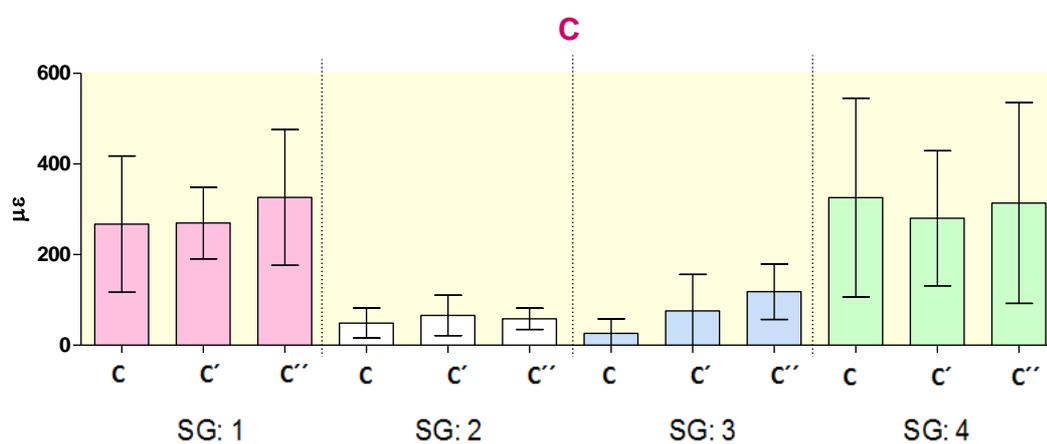


Na avaliação dos extensômetros do grupo C obtivemos maiores valores nos extensômetros das extremidades e valores mais baixos nos extensômetros centrais. Não houve um padrão de deformação uniforme relacionado ao deslocamento não axial. Os valores observados na tabela 12 e Tabela 13 demonstram as médias das deformações encontradas em cada um dos extensômetros para os ensaios do grupo C.

Tabela 12 - Valores de *strain gages* do grupo C.

1C	1C'	1C''	2C	2C'	2C''	3C	3C'	3C''	4C	4C'	4C''
124.33	281.33	321.66	90.000	12.000	44.333	12.666	114.66	183.33	219.33	350.33	328.33
408.33	262.00	544.33	25.00	19.667	74.66	80.00	44.333	166.00	573.33	343.33	690.33
376.00	376.66	288.33	78.33	100.00	62.333	9.0000	23.333	50.333	546.66	437.33	188.66
85.333	155.000	126.000	16.6667	24.000	26.0000	29.3333	0.333	57.667	89.667	216.333	224.000
342.00	273.66	350.00	33.666	65.000	84.3333	1.3333	197.333	133.333	200.333	54.333	138.333

Tabela 13 - Médias absolutas de deformação em cada extensômetro nos pontos do grupo B.



6 DISCUSSÃO

Segundo a literatura, as deformações ao redor dos implantes são um fator preponderante na longevidade deste tipo de tratamento (Branemark et al., 1985; Carr et al., 1996; Duyck et al., 2000; Duyck et al., 2001; Eskitascioglu et al., 2004; Vasconcellos et al., 2005; Assuncao et al., 2009), portanto a quantificação de tais deformações assim como a determinação dos limiares de deformação óssea são de suma importância para os estudos implantodônticos e para determinação de padrões de segurança que impeçam ou diminuam a reabsorção óssea perimplantar.

Os maiores índices de sucesso nos implantes são observados em regiões com osso dos tipos D1 e D2 da classificação de Lekholm & Zarb, porém em ossos predominantemente medulares estes resultados não se apresentam tão satisfatórios (Jaffin e Berman, 1991; Rangert et al., 1995), fato que justifica nosso objeto de estudo com mesmo módulo de elasticidade do osso medular (poliuretano 3,6 GPa e 4,25 osso medular). Outros autores também lançaram mão deste modelo artificial considerando que o mesmo apresentava características elásticas uniformes (Watanabe et al., 2000; Heckmann et al., 2004; Nishioka, 2006; Kojima, 2008; Vasconcelos, 2008), porém há na literatura trabalhos onde foram utilizados blocos ósseos de origem animal (Duyck et al., 2001; Cehreli et al., 2004).

É válido ressaltar que outras características são importantes de serem observadas com relação aos implantes como: presença de osso cortical, tipo de contato do osso implante que neste caso é apenas justaposto, tempo de ósseointegração e diferentes

intensidades de integração relacionadas principalmente ao tipo de tratamento de superfície dos implantes utilizados.

A utilização dos implantes de hexágono externo se justifica pelo fato de que este tipo de conexão é considerado na literatura o menos estável quando comparado às conexões de hexágono interno (Park et al., 2010; Bernardes et al., 2009) e possivelmente geraria maiores deformações na região perimplantar. No entanto, Nishioka et al. (2011) mostraram que estas diferenças não foram estatisticamente significantes em um estudo com modelo semelhante ao deste trabalho em um estudo de extensometria. Entretanto é possível encontrar na literatura trabalhos que verificaram que o tipo de conexão é relevante na deformação ao redor dos implantes (Chun et al., 2006), mas diferentemente deste estudo a avaliação com os elementos finitos foi feita com coroas unitárias.

De acordo com a literatura três são os principais métodos de análise biomecânica: análise fotoelástica (Clelland et al., 1993; Cehreli et al., 2004; Assuncao et al., 2009), elementos finitos (Akca e Iplikcioglu, 2001; Saab et al., 2007; Eser et al., 2009; Hsu et al., 2009; Shen et al., 2010; Shinya et al., 2010) e extensometria (Cehreli et al., 2004; Liao et al., 2008; Eser et al., 2009; Hsu et al., 2009; Nishioka et al., 2009; Hollweg et al., 2010; Shen et al., 2010; Shinya et al., 2010; Tu et al., 2010). Porém no primeiro método os resultados são basicamente qualitativos (Spiekermann, 1995; Rubo e Souza, 2001) e no segundo as deformações se baseiam em um modelo virtual isotrópico o que muitas vezes não representa as características normalmente encontradas nos modelos reais (Vasconcellos et al., 2005). Já com a técnica da extensometria, além de ser possível o estudo *in vivo* (Glantz et al., 1993; Duyck et al., 2000; Heckmann et al., 2004; Karl et al., 2006), ainda é considerado por alguns autores como um método eficiente na quantificação das deformações de forma bastante consistente (Nishioka, 2006; Chu et al., 2010).

Iplikcioglu et al. (2003) verificaram diferenças de resultados quando compararam o estudo dos elementos finitos com a

extensometria, em um estudo com implantes, mostrando que a forma como se avalia as deformações é bastante sensível e o local onde os extensômetros estão aderidos interfere nos resultados, sendo a que a análise numérica pode não gerar os mesmos resultados esperados. Por serem os extensômetros, utilizados neste estudo, estruturas bastante reduzidas a área onde as maiores deformações ocorreram possivelmente pode ter ficado de fora da avaliação.

A escolha do posicionamento linear dos implantes segue a linha de raciocínio de Kojima (2008) que não encontrou diferenças significativas entre este posicionamento e o *offset*, assim como no trabalho de Nishioka et al. (2011). Quanto ao posicionamento linear dos extensômetros, este trabalho está de acordo com Heckmann et al. que estudaram deformações ao redor de implantes com sobreestruturas de 3 elementos (Heckmann et al., 2004) assim como outros estudos com implantes (Kojima, 2008; Vasconcelos e Nishioka, 2008; Nishioka et al., 2010). Porém este posicionamento pode justificar a pouca variação encontrada nas médias de deformações nos carregamentos não axiais comparados aos axiais, uma vez que provavelmente as maiores deformações ao redor dos implantes seriam observadas no sentido horizontal perpendicular ao escolhido para aferição. Esta afirmação pode ser justificada com o trabalho de Cehreli et al. (2004) que afirmou que o posicionamento dos extensômetro tem influência nos resultados dos tipos de deformação encontrados.

Os locais onde os extensômetros são colados podem variar, porém a região cervical é a de maior concentração de stress como pode ser observado na literatura (Stegaroiu et al., 1998; Tada et al., 2003; Sevimay et al., 2005).

A carga escolhida (300 N) se baseia no trabalho de Mericske-Stern et al. (1995) que encontraram valores próximos a este em aferições de carga mastigatória *in vivo*, e está de acordo com outros estudos de carga mastigatória (Kogawa et al., 2006). Em estudos

extensométricos que buscavam representar próteses fixas de regiões posteriores da cavidade oral também foram encontrados valores semelhantes (Kojima, 2008; Vasconcelos, 2008).

O dispositivo de aplicação de carga utilizado neste estudo (DAC) foi validado, para estudos estáticos com extensômetros, por Vasconcelos e Nishioka, 2008 em um estudo comparativo com uma máquina de ensaio universal e foi escolhida por possuir características de manipulação mais simples e eficientes.

A utilização de supraestruturas em próteses sobre implantes feitas com Co-Cr é igualmente aceitável às estruturas fundidas em Pd-Ag e por seu baixo custo, biocompatibilidade e durabilidade por isso foi o tipo de liga escolhido no presente estudo (Hollweg et al., 2010).

Apesar da conformação plana da superfície dos corpos de prova, o intuito da aplicação das cargas não axiais foi gerar uma resultante similar à encontrada em cúspides inclinadas, assim como avaliar a influência do aumento da largura da plataforma oclusal das próteses.

Era esperado que as médias de deformações nos pontos A (81.78) e C (167.07) fossem semelhantes uma vez que eram diametralmente opostos, fato que pode ser observado nos resultados estatísticos similares, porém os deslocamentos não axiais teoricamente deveriam apresentar valores crescentes conforme o maior deslocamento (Urdaneta et al., 2010) fato que só foi observado com os pontos C, C' e C''. É possível que estas diferenças tenham ocorrido pelo fato das supraestruturas não serem perfeitas e mínimas inclinações no momento dos posicionamentos dos padrões de cera podem ter levado a tal comportamento.

A maneira como os padrões foram confeccionados seguiu as orientações de estudos que observaram que menores desadaptações são encontradas quando se substitui a moldagem pela união dos padrões diretamente no leito final (Heckmann et al., 2004; Karl et al., 2006).

Outra característica importante observada foi que as médias de deformação permaneceram dentro do limiar ósseo de deformação fisiológica proposto na literatura (Frost, 1994; Wiskott e Belser, 1999).

Com o intuito de esgotar as dúvidas possíveis com relação à semelhança estatística dos resultados também foi realizada uma comparação relativa aos extensômetros, dentro de cada grupo (A, B e C) e ainda assim houve concordância estatística dos resultados indicando que independente do deslocamento na direção perpendicular à posição dos implantes a deformação foi bastante similar. Um fator importante a ser observado foi o de que os maiores valores de deformação estavam associados aos extensômetros localizados mais próximos aos locais da aplicação de carga fato que está em concordância com outros estudos (Weinberg, 1993; Millington e Leung, 1995).

7 CONCLUSÃO

Os resultados apresentados neste estudo permitem concluir que:

a) O ponto de aplicação de carga, tanto axial quanto não axial, na sobreestrutura, não interferiu estatisticamente na magnitude da deformação das superfícies analisadas;

b) A magnitude das tensões geradas nas regiões estudadas permaneceu dentro dos limites fisiológicos independente da axialidade das cargas.

8 REFERÊNCIAS*

Adell R, Lekholm U, Branemark PI, Lindhe J, Rockler B, Eriksson B, et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Swed Dent J Suppl.* 1985;28:175-81.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec;10(6):387-416.

Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002 Mar-Apr;15(2):115-21.

Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001 Sep-Oct;16(5):722-30.

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1996 Mar;75(3):285-91.

Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009 Jul;20(4):1173-7.

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Sep-Oct;24(5):781-9.

Branemark PI. Osseointegrations and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):149-60.

Branemark PI, Zarb GA, T A. Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Publ Q, editor.; 1985.

Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Sep-Oct;11(5):589-98.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Apr;15(2):249-57.

Cehreli M, Sahin S, Akca K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent.* 2004 Feb;32(2):123-32.

Cehreli MC, Akca K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004 Dec;24(6):513-9.

Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Oct;16(5):540-8.

Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG. 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.* 2002 Apr;29(4):394-400.

Chu CM, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical Evaluation of Subcrestal Placement of Dental implants: In-vitro and Numerical Analyses. *J Periodontol.* 2010 Sep 1.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Mar-Apr;21(2):195-202.

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

Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 May-Jun;24(3):391-403.

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Jun;12(3):207-18.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that

support a fixed partial prosthesis: in vivo study. Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2(2):100-9.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. Clin Oral Implants Res. 2000 Oct;11(5):465-75.

Eser A, Akca K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009 May-Jun;24(3):439-46.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent. 2004 Feb;91(2):144-50.

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod. 1994;64(3):175-88.

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

Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). Clin Oral Implants Res. 2001 Jun;12(3):196-201.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Implants Res. 2004 Aug;15(4):466-73.

Heckmann SM, Karl M, 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* an *in vivo* strain measurements. Clin Oral Implants Res. 2006;17(3):345-50.

Hekimoglu C, Anil N, Cehreli MC. Analysis of strain around endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. J Prosthet Dent. 2004 Nov;92(5):441-6.

Hollweg H, Jacques L, Moura M, Bianco V, Sousa E, Rubo J. Deformation of implant abutments after framework connection - a study with strain gauges. J Oral Implantol. 2010 Jul 21.

Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Periodontol.* 2009 Jul;80(7):1125-32.

Iplikcioglu H, Akca K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Mar-Apr;18(2):258-65.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Feb;8(1):1-9.

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

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Jun;7(2):143-52.

Itoh H, Caputo AA, Kuroe T, Nakahara H. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004 Feb;24(1):47-55.

Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol.* 1991 Jan;62(1):2-4.

Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Mar-Apr;11(2):151-8.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999 Jan;81(1):7-13.

Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont.* 2006 Jan-Feb;15(1):20-4.

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 Jan;17(1):3-8.

Kogawa EM, Calderon PS, Lauris JR, Araujo CR, Conti PC. Evaluation of maximal bite force in temporomandibular disorders patients. *J Oral Rehabil.* 2006 Aug;33(8):559-65.

Kojima AN. Avaliação de implantes de sextavado externo posicionados na configuração linear e compensada(offset), sob carregamento axial [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia UNESP- Universidade Estadual Paulista "Julio de Mesquita Filho"; 2008.

Lavstedt S, Bolin A, Henrikson CO. Proximal alveolar bone loss in a longitudinal radiographic investigation. II. A 10-year follow-up study of an epidemiologic material. *Acta Odontol Scand.* 1986 Aug;44(4):199-205.

Liao SH, Tong RF, Dong JX. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Comput Med Imaging Graph.* 2008 Jan;32(1):53-60.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006 Jan;33(1):75-8.

Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):345-53.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995 Nov-Dec;8(6):511-6.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992 Dec;68(6):949-56.

Nishioka RS. Extensometria: Estudo da deformação ao redor das fixações de hexágono externo, interno e cone morse na configuração linear e compensada (offset) [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia, UNESP - Universidade Estadual Paulista; 2006.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011 Apr;20(2):e24-32.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka LN. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dent.* 2009 Dec;18(6):512-20.

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):225-30.

Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont.* 2010 Aug;19(6):458-64.

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

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):326-34.

Rangert B, Sennerby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dent Update.* 1997 Dec;24(10):416-20.

Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 May-Jun;12(3):360-70.

Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS, Ryther JS, Southard TE. Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *J Prosthodont.* 1993 Jun;2(2):93-102.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados a bioengenharia: Solução de problemas de carregamentos em próteses sobre implantes. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001 jul.-dez. 2001;9(3/4):97-103.

Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent.* 2007 Feb;97(2):85-92.

Seong WJ, Koriath TW, Hodges JS. Experimentally induced abutment strains in three types of single-molar implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2000 Sep;84(3):318-26.

Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005 Mar;93(3):227-34.

Shen WL, Chen CS, Hsu ML. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Sep-Oct;25(5):901-10.

Shinya A, Ballo A, Lassila L, Narhi T, Vallittu P. Stress and strain analysis of bone-implant interface: comparison of fiber reinforced composite and titanium implants utilizing 3D finite element study. *J Oral Implantol*. 2010 Jun 14.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983 Jun;49(6):843-8.

Spiekermann H. *Biomechanics: Color Atlas of Dental Medicine Implantology*. New York: Thieme Medical Publishers; 1995.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Jan-Feb;13(1):82-90.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 May-Jun;18(3):357-68.

Tu MG, Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Huang HL. Effects of cortical bone thickness and implant length on bone strain and interfacial micromotion in an immediately loaded implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Jul-Aug;25(4):706-14.

Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The Effect of Increased Crown-to-Implant Ratio on Single-Tooth Locking-Taper Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Jul-Aug;25(4):729-43.

Vasconcellos DK, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Costa EM. The influence of different screw tightening forces on the vertical misfit of implant-supported frameworks. *J Appl Oral Sci*. 2005 Jun;13(2):120-5.

Vasconcelos LGO. *Avaliação in vitro da influência de cargas axiais em próteses parciais fixas implanto-suportadas, por meio da extensometria [Dissertação]*. São José dos Campos: Faculdade de odontologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2008.

Vasconcelos LGO, Nishioka RS. Análise Comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. *Brazilian Oral Research*; 2008; Águas de Lindóia. 2008. p. 177.

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 Mar-Apr;15(2):209-18.

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

Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont*. 1995 Sep-Oct;8(5):421-33.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999 Dec;10(6):429-44.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990 Aug;64(2):185-94.

APÊNDICE A - Resultados encontrados nos testes

Microstrain	Corpo de prova	SG	Pontos
74.000	1	1	A
51.333	1	1	A'
77.667	1	1	A''
55.333	1	1	B
95.333	1	1	B'
77.000	1	1	B''
124.333	1	1	C
281.333	1	1	C'
321.667	1	1	C''
204.333	1	2	A
202.667	1	2	A'
152.333	1	2	A''
140.667	1	2	B
198.000	1	2	B'
192.000	1	2	B''
90.000	1	2	C
120.000	1	2	C'
44.333	1	2	C''
99.000	1	3	A
150.333	1	3	A'
129.667	1	3	A''
250.333	1	3	B
308.667	1	3	B'
322.000	1	3	B''
12.667	1	3	C
114.667	1	3	C'
183.333	1	3	C''
7.667	1	4	A
34.333	1	4	A'
60.000	1	4	A''
112.333	1	4	B
128.667	1	4	B'
115.000	1	4	B''
219.333	1	4	C
350.333	1	4	C'
328.333	1	4	C''
106.333	2	1	A
129.000	2	1	A'
71.333	2	1	A''

187.667	2	1	B
353.333	2	1	B'
401.667	2	1	B''
408.333	2	1	C
262.000	2	1	C'
544.333	2	1	C''
140.667	2	2	A
76.667	2	2	A'
162.333	2	2	A''
91.333	2	2	B
121.333	2	2	B'
64.667	2	2	B''
25.000	2	2	C
19.667	2	2	C'
74.667	2	2	C''
95.000	2	3	A
13.000	2	3	A'
111.000	2	3	A''
266.000	2	3	B
99.667	2	3	B'
14.667	2	3	B''
80.000	2	3	C
44.333	2	3	C'
166.000	2	3	C''
24.667	2	4	A
55.333	2	4	A'
52.667	2	4	A''
216.667	2	4	B
364.000	2	4	B'
336.333	2	4	B''
573.333	2	4	C
343.333	2	4	C'
690.333	2	4	C''
56.333	3	1	A
40.333	3	1	A'
67.000	3	1	A''
252.000	3	1	B
245.667	3	1	B'
214.667	3	1	B''
376.000	3	1	C
376.667	3	1	C'
288.333	3	1	C''
228.667	3	2	A
237.000	3	2	A'

173.000	3	2	A''
265.667	3	2	B
275.000	3	2	B'
233.000	3	2	B''
78.333	3	2	C
100.000	3	2	C'
62.333	3	2	C''
25.667	3	3	A
60.000	3	3	A'
85.333	3	3	A''
155.667	3	3	B
171.333	3	3	B'
131.333	3	3	B''
9.000	3	3	C
23.333	3	3	C'
50.333	3	3	C''
15.000	3	4	A
18.667	3	4	A'
16.000	3	4	A''
240.667	3	4	B
215.667	3	4	B'
120.667	3	4	B''
546.667	3	4	C
437.333	3	4	C'
188.667	3	4	C''
21.000	4	1	A
2.333	4	1	A'
20.333	4	1	A''
119.333	4	1	B
141.333	4	1	B'
127.667	4	1	B''
85.333	4	1	C
155.000	4	1	C'
126.000	4	1	C''
131.667	4	2	A
152.000	4	2	A'
133.000	4	2	A''
170.667	4	2	B
204.000	4	2	B'
187.667	4	2	B''
16.667	4	2	C
24.000	4	2	C'
26.000	4	2	C''
39.667	4	3	A

22.333	4	3	A'
5.333	4	3	A''
76.333	4	3	B
133.000	4	3	B'
124.667	4	3	B''
29.333	4	3	C
0.333	4	3	C'
57.667	4	3	C''
19.667	4	4	A
45.000	4	4	A'
44.667	4	4	A''
71.000	4	4	B
83.667	4	4	B'
81.667	4	4	B''
89.667	4	4	C
216.333	4	4	C'
224.000	4	4	C''
43.333	5	1	A
178.667	5	1	A'
46.667	5	1	A''
62.000	5	1	B
97.000	5	1	B'
188.333	5	1	B''
342.000	5	1	C
273.667	5	1	C'
350.000	5	1	C''
241.000	5	2	A
146.000	5	2	A'
220.333	5	2	A''
149.333	5	2	B
297.000	5	2	B'
301.667	5	2	B''
33.667	5	2	C
65.000	5	2	C'
84.333	5	2	C''
27.667	5	3	A
38.333	5	3	A'
13.000	5	3	A''
216.667	5	3	B
280.667	5	3	B'
269.000	5	3	B''
1.333	5	3	C
197.333	5	3	C'
133.333	5	3	C''

34.333	5	4	A
17.333	5	4	A'
0.000	5	4	A''
8.333	5	4	B
50.000	5	4	B'
29.333	5	4	B''
200.333	5	4	C
54.333	5	4	C'
138.333	5	4	C''