



UNIVERSIDADE  
ESTADUAL DE LONDRINA

---

MAYSA SELLA SARAIVA

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES TRANSMITIDAS AO  
REDOR DOS DIFERENTES SISTEMAS DE IMPLANTES NA REGIÃO  
POSTERIOR DA MANDÍBULA**

---

Londrina  
2011

MAYSA SELLA SARAIVA

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES TRANSMITIDAS AO  
REDOR DOS DIFERENTES SISTEMAS DE IMPLANTES NA REGIÃO  
POSTERIOR DA MANDÍBULA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Londrina – UEL, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia – Concentração em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Edwin Fernando Ruiz Contreras

Co-orientador: Prof. Dr. Murilo Baena Lopes


Londrina  
2011

MAYSA SELLA SARAIVA

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES TRANSMITIDAS AO  
REDOR DOS DIFERENTES SISTEMAS DE IMPLANTES NA REGIÃO  
POSTERIOR DA MANDÍBULA**

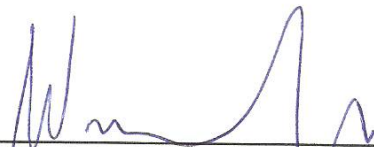
Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Londrina – UEL, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia – Concentração em Clínica Odontológica.

**BANCA EXAMINADORA**




---

Prof. Dr. Edwin Fernando Ruiz Contreras  
Universidade Estadual de Londrina - UEL



---

Prof. Dr. Wilson Trevisan Junior  
Universidade Estadual de Londrina - UEL



---

Prof. Dr. Ricardo Alexandre Zavanelli  
Universidade Federal de Goiás - UFG

Londrina, 21 de Dezembro de 2011.

**Catálogo elaborado pela Divisão de Processos Técnicos da Biblioteca Central da  
Universidade Estadual de Londrina.**

**Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)**

S243a Saraiva, Maysa Sella.

Análise fotoelástica das tensões transmitidas ao redor dos diferentes sistemas de implantes na região posterior da mandíbula / Maysa Sella Saraiva. – Londrina, 2011.

118 f. : il.

Orientador: Edwin Fernando Ruiz Contreras.

Co-orientador: Murilo Boena Lopes.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2011. Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários – Teses. 2. Mandíbula – Teses. 3. Odontologia – Teses. I. Ruiz Contreras, Edwin Fernando. II. Lopes, Murilo Boena. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU 616.314-084.843

A Deus, que guia e ilumina meus caminhos e a todos que contribuíram de forma direta e indireta para a realização desse sonho.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço especialmente a Deus, com a fé que desperto a ele, tornou-se tudo realidade.

Um trabalho, como essa dissertação, dificilmente é obra de uma só pessoa. Sua preparação só foi viável graças à perspicácia do orientador Prof. Dr. Edwin Fernando Ruiz Contreras e ao empenho e conhecimento do meu co-orientador Prof. Dr. Murilo Baena Lopes mostrando a direção para o melhor caminho a ser seguido.

Ao meu esposo Luiz Gustavo Garla Matocano, sempre companheiro nas horas boas e também nas horas difíceis de minha vida, agradeço pelo apoio no desenvolvimento profissional e crescimento pessoal desde o dia em que nos conhecemos.

À minha querida mãe Irani Sella Saraiva, que sempre ao meu lado nos momentos difíceis, mostrando a direção para o melhor caminho a ser seguido e ao meu pai Leonardo Saraiva, compartilho a mesma paixão pela Odontologia, e cujo muito me inspirei para trilhar meus caminhos, o seu apoio e companheirismo sempre fundamental, desde o início da minha carreira e ainda hoje com seu total incentivo. Agradecê-los é muito pouco. Quero compartilhar a alegria da conclusão deste trabalho.

Ao meu irmão Leonardo Saraiva Filho pelo apoio e convivência durante nossa vida.

A querida sogra Agayr Garla Matocano sempre zelosa e carinhosa com a família e ao Fabrício Garla Matocano pela ajuda quando solicitado.

A Kopp Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., em nome do Dr. Gino Kopp, agradeço pelo incentivo a pesquisa durante o curso de mestrado.

A Clínica Odontológica Universitária da Universidade Estadual de Londrina COU-UEL, em nome do seu diretor Prof. José Roberto Pinto, agradeço pela estrutura e apoio em todos os sentidos para o desenvolvimento como profissional, durante o curso de mestrado.

Aos funcionários da Clínica Odontológica Universitária da Universidade Estadual de Londrina COU-UEL, agradeço pelos prestes e pelo apoio quando solicitado.

A Universidade Norte do Paraná - UNOPAR em nome de coordenador da pós-graduação em Odontologia Prof. Dr. Alcides Gonini, agradeço por ter gentilmente cedido o equipamento de fotoelasticidade e a máquina de ensaio universal, fundamentais no desenvolvimento deste trabalho.

Aos indivíduos anônimos, que durante essa jornada contribuíram para o desenvolvimento do curso de mestrado, permitindo sua realização.

Aos amigos, funcionário e pacientes, minha eterna gratidão.

Aos professores Dr. Waldir Medri, Dr. José da Costa Soeiro, Dr. José Carlos Dalmas e Dr. João Batista Martins, agradeço pelo apoio e pelos ensinamentos na área de bioestatística para o desenvolvimento dessa dissertação.

Aos Professores, Antônio Ferelle, Carlos Alberto Spironelli Ramos, Cássia Cilene Dezan Garbelini, Edwin Fernando Ruiz Contreras, Eliza Emi Tanaka, Fábio Augusto Ito, Fábio Sene, Glaykon Alex Vitti Stabille, Hedelson Odenir lecher Borges, Márcio Grama Hoepfner, Maria Celeste Morita, Wanda Terezinha Garbelini Frossard e Wilson Trevisan Junior, agradeço pela contribuição no aprendizado durante o curso.

A todos os demais professores agradeço por participar no conhecimento adquirido, o carinho pelo ensinamento e apoio em minha jornada.

Às bibliotecárias da Universitária da Universidade Estadual de Londrina, Dirce M. Suzuki e Márcia Marques da Silva Carvalho e os funcionários da biblioteca, Aline Curiaki, Deise Bulgarelli e José Rufino da Mota, agradeço pelos prestes, apoio quando solicitado e amizade.

Aos secretários do colegiado do Curso de Odontologia da Universidade Estadual de Londrina UEL, Joceli Ruiz da Silva e Matheus Henrique Pereira, agradeço pelos prestes e pelo apoio quando solicitado.

Aos técnicos em prótese dentária da COU-UEL, Nalu Cristina Pasqualino Fachin, José Carlos de Almeida e Emílio Toyokatsu Ogama, agradeço pela amizade e força durante o curso de mestrado.

A todos os colegas de curso, mais uma jornada se finda, levarei comigo sempre a lembrança dos bons momentos que passamos juntos.

A todos os que de uma forma direta e indireta contribuíram para a execução dessa dissertação, do fundo do meu coração,

Muito obrigada.

“O esforço de hoje para o êxito de amanhã”.

**Autor : desconhecido**

SARAIVA, Maysa Sella. **Análise fotoelástica das tensões transmitidas ao redor dos diferentes sistemas de implantes na região posterior da mandíbula.** 2011. 118f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2011.

## RESUMO

A busca pela melhor distribuição das tensões nas áreas adjacentes aos implantes é objeto de muitos estudos e viabiliza a evolução da Implantodontia. Nos implantes, cônico interno e hexágono externo, com a carga axi-oclusal de 100N sobre a prótese parcial fixa metalocerâmica de 03 elementos, retida por 02 minipilares cônicos e 02 implantes de mesmo modelo, objetivou-se, por fotoelasticidade: Mensurar e comparar as tensões transmitidas às regiões adjacentes aos implantes; Avaliar e comparar a relação entre o local de aplicação de carga e a distribuição das tensões nas regiões adjacentes aos implantes; Avaliar e comparar a influência do modelo da conexão implante-pilar nas tensões transmitidas ao redor dos terços cervical, médio e apical dos implantes. Foram confeccionados 10 modelos fotoelásticos, sendo 05 contendo 02 implantes de hexágono externo de 3,75x13mm e 02 minipilares de hexágono externo, parafusados e torqueados a 20N e 05 contendo 02 implantes friccional de 3,75x13mm e 02 minipilares, ativados de acordo com as recomendações do fabricante. Os modelos fotoelásticos de ambos os grupos foram submetidos à carga axial de 100N variando os pontos sobre a superfície oclusal (G1 - ponto no pilar 47; G2 - ponto no pilar 45; G3 - ponto pântico 46; G4 – ponto no pilar 47 e no pântico 46; G5 – ponto no pilar 45 e no pântico 46, G6 – ponto nos pilares 47 e 45 e; G7 - ponto no pântico 46 e nos pilares 47 e 45. Para análise fotoelástica, dividiu-se as regiões circunvizinhas aos implantes em 11 pontos, sendo os pontos 3 e 9 nos ápices dos implantes; 2, 4, 8 e 10 no terço médio dos implantes; 1, 5, 7 e 11 na cervical dos implantes e o 6 no ponto médio entre os implantes. As imagens das tensões no modelo fotoelástico foram obtidas e mensuradas pelo conjunto do equipamento do polariscópio de reflexão. A tensão nos implantes bucais, cônico interno e hexágono externo, não apresentaram diferenças significativas entre si. Não houve diferença significativa, nos diferentes pontos de carga axial. Houve diferença significativa para a região apical dos implantes cônico interno. Houve diferença significativa para a distribuição da tensão, nos pontos estudados. Conclui-se que as tensões transmitidas ao redor dos implantes, cônico interno e hexágono externo, foram similares; Os locais de aplicação da carga produziram tensões semelhantes, em ambos os sistemas de implantes; Independente da localização da aplicação da carga e do tipo de implantes, as tensões ocorreram nos ápices dos implantes, concentrando-se no implante mais próximo a carga; O modelo cônico interno da conexão implante-pilar influenciou na transferência das tensões para o terço apical do implante.

**Palavras-chave:** Birrefringência. Implante dentário. Biomecânica. Prótese parcial fixa. Análise do estresse dentário.

SARAIVA, Maysa Sella. **Photoelastic analysis of stress transmitted around different implant systems in the posterior mandibular region.** 2011. 118f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2011.

### ABSTRACT

The quest for better distribution of stress in areas adjacent to implants is the subject of many studies and enables the evolution of implant dentistry. In implant, tapered internal and external hexagon, with an axi-occlusal load of 100N on the metal ceramic fixed partial denture of 03 elements and retained by 02 conical mini pillars 02 implants of the same pattern, the objective was to, by photoelasticity: Measure and compare the stress transmitted to regions adjacent to the implants; Evaluate and compare the relationship between the location of load application and distribution of stress in the regions adjacent to the implants; Evaluate and compare the influence of the connection implant-abutment model tensions transmitted around the cervical, middle and apical thirds of the implants. Ten photoelastic models were made, 05 containing 02 external hexagon implants of 3.75x13mm and 02 external hexagon mini pillars, screwed and torqued to 20N and 05 containing 02 frictional implants of 3.75x13mm and 02 mini pillars, activated according to the manufacturer's recommendations. The photoelastic models of both groups were subjected to an axial load of 100N varying the points on the occlusal surface (G1 - point on pillar 47; G2 - point on pillar 45; G3 - point on pontic 46; G4 - point on pillar 47 and on pontic 46; G5 - point on pillar 45 and on pontic 46, G6 - point on pillars 47 and 45 and; G7 - point on pontic 46 and pillars 47 and 45. For photoelastic analysis, the regions surrounding the implants were divided in 11 points, points 3 and 9 being located in the apex of the implants; 2, 4, 8 and 10 in the middle third of the implants; 1, 5, 7 and 11 in the cervical of the implants, and 6 on the midpoint between the implants. The images of the stress in the photoelastic model were obtained and measured by the entire reflection polariscope equipment. The oral implants, tapered internal and external hexagon, did not presented any significant differences in stress. There was no significant difference in the different axial load points. There was significant difference to the apical region of the tapered internal implant. There was significant difference in the stress distribution on the points studied. It is concluded that the stress transmitted around the implants, tapered internal and external hexagon were similar; The locations of load application produced similar stress in both implant systems; Independent of the location of load application and implant type, the stress occurred in the apex of the implants, focusing on the implant closest to the load; The internal tapered model of the implant-pillar connection influenced the transfer of stress to the apical third of the implant.

**Keywords:** Birefringence. Dental implants. Biomechanics. Fixed partial denture. Dental stress analysis.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1</b> – Mandíbula presa a base móvel do delineador .....	58
<b>Figura 2</b> – Equipamentos (delineador, peça reta, motor e micro motor cirúrgico) ...	58
<b>Figura 3</b> – Demarcações na mandíbula sintética.....	59
<b>Figura 4</b> – Perfuração na região correspondente ao dente 45.. .....	59
<b>Figura 5</b> – Implante acoplado ao monta implante.....	60
<b>Figura 6</b> – Delgada camada do adesivo a base de cianocrilato no ápice do implante.....	60
<b>Figura 7</b> – Implantes instalados.....	60
<b>Figura 8</b> – Minipilares friccional I. ....	60
<b>Figura 9</b> – Ativação do minipilar. ....	61
<b>Figura 10</b> – Secção da mandíbula.....	61
<b>Figura 11</b> – Secção da mandíbula.....	61
<b>Figura 12</b> – Mandíbula seccionada. Modelo mestre.....	61
<b>Figura 13</b> – Enceramento da estrutura metálica.....	62
<b>Figura 14</b> – Padrão de fundição em cera. ....	62
<b>Figura 15</b> – Inclusão em revestimento.....	62
<b>Figura 16</b> – Eliminação da cera .....	62
<b>Figura 17</b> – Liga de Co-Cr .....	63
<b>Figura 18</b> – Resfriamento da liga.....	63
<b>Figura 19</b> – Estrutura metálica jateada.....	63
<b>Figura 20</b> – Formação da camada de óxido.....	63
<b>Figura 21</b> – Aplainamento oclusal. ....	64
<b>Figura 22</b> – Cerâmica glazeada.....	64
<b>Figura 23</b> - Prótese presa ao modelo mestre pelos parafusos de trabalho do minipilar. ....	65
<b>Figura 24</b> – Matriz de transferência com os análogos do minipilar.....	65
<b>Figura 25</b> – Modelo de trabalho.....	66
<b>Figura 26</b> – Cinco conjuntos do transferente do minipilar.....	66
<b>Figura 27</b> – Caixa de papelão e o modelo mestre.....	66

<b>Figura 28</b> – Moldagem.....	66
<b>Figura 29</b> – Minipilares ativados nos implantes.....	67
<b>Figura 30</b> – Moldes em silicone.....	67
<b>Figura 31</b> – Moldes na estufa.....	67
<b>Figura 32</b> – Resina fotoelástica.....	67
<b>Figura 33</b> – Proporção base/endurecedor (A/B).....	68
<b>Figura 34</b> – Homogenização da resina.....	68
<b>Figura 35</b> – Preenchimento dos moldes com a resina fotoelástica.....	68
<b>Figura 36</b> – Repouso para a polimerização do material fotoelástico.....	68
<b>Figura 37</b> – Conjunto implante-minipilar, catraca troquímetro e a chave do minipilar.....	69
<b>Figura 38</b> – Molde de silicone contendo os implantes hexágono externo.....	69
<b>Figura 39</b> – Modelos fotoelásticos. Os cinco primeiros da esquerda contém os implantes cônico interno. Os demais os implantes hexágono externo.....	70
<b>Figura 40</b> – Demarcação dos pontos.....	70
<b>Figura 41</b> – Seqüência de aferição dos pontos.....	71
<b>Figura 42</b> – Aplicação do método de fotoelasticidade. EMIC; Polariscópio de reflexão; computadores; Programa PS Calc 2.0™; Espelho; Dispositivo próprio; Modelo fotoelástico; Prótese.....	71
<b>Figura 43</b> – Aplicação carga na porção central do pilar 47.....	72
<b>Figura 44</b> – Aplicação da carga na porção central do pântico 46.....	72
<b>Figura 45</b> – Aplicação da carga na porção central do pilar 45.....	72
<b>Figura 46</b> – Aplicação da carga na porção central do pântico 46 e no pilar 45.....	72
<b>Figura 47</b> – Aplicação da carga na porção central do pântico 46 e do pilar 47.....	73
<b>Figura 48</b> – Aplicação da carga na porção central dos pilares 45 e 47.....	73
<b>Figura 49</b> – Aplicação da carga na porção central do pântico 46 e nos pilares 45 e 47.....	73

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> – Média e desvio padrão dos tipos de implantes (MPa).....	75
<b>Tabela 2</b> – Média e desvio padrão das tensões nos implantes cônico interno (CI) e hexágono externo (HE) nos pontos de análise (MPa) .....	75
<b>Tabela 3</b> – Valores médios e desvio padrão das tensões entre o local de carga sobre a prótese e o grupo de implante (MPa) .....	76
<b>Tabela 4</b> – Média e desvio padrão das tensões no implante cônico interno, o local de carga e os pontos de análise (MPa).....	77
<b>Tabela 5</b> – Média e desvio padrão das tensões no implante hexágono externo, o local de carga e os pontos de análise (MPa).....	78
<b>Tabela 6</b> – Média e desvio padrão das tensões nos terços cervical, médio e apical dos implantes nos pontos 1, 5, 7, 11 / 2, 4, 8, 10 / 3,9 (MPa). ....	79

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Ag-Pd	Liga de prata e paládio
Ti cp	Liga de titânio comercialmente puro
Co-Cr	Liga de cobalto e cromo
Ni-Cr-Ti	Sistema de níquel, cromo e titânio
NOM	Nível ósseo marginal
FMO	Força máxima de mordida oclusal
RVP	Reabsorção óssea vertical pura
E	Módulo de elasticidade
k	Coeficiente elástico
c	Constante de amortecimento
cm	Centímetros
mm	Milímetros
rpm	Rotações por minuto
µm	Micrômetro
lbs	Libras
mL	Mililitros
g	Gramas
kg	Kilograma
Kgf	Kilograma força
N	Newton
Ncm	Newton centímetro
MPa	Megapascal
kHz	Quilo-Hertz
%	Porcentagem
3D	Tridimensional
°	Graus
°C	Graus Celsius
CI	Cônico interno
HE	Hexágono externo

Ltda.

Com.

Ind.

Limitada

Comércio

Indústria

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	17
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	19
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	57
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	58
4.1 CONFECÇÃO DO MODELO MESTRE.....	58
4.2 CONFECÇÃO DA PRÓTESE METALOCERÂMICA .....	61
4.3 CONFECÇÃO DO MODELO DE TRABALHO.....	64
4.4 CONFECÇÃO DOS MODELOS FOTOELÁSTICOS COM IMPLANTES CÔNICO INTERNO .....	65
4.5 CONFECÇÃO DOS MODELOS FOTOELÁSTICOS COM IMPLANTES HEXÁGONO EXTERNO .....	69
4.6 ESCOLHA E MARCAÇÃO DOS PONTOS PARA ESTUDOS DAS TENSÕES NO MODELO FOTOELÁSTICO .....	70
4.7 APLICAÇÃO DO TESTE DE FOTOELASTICIDADE.....	71
4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	73
<b>5 RESULTADOS</b> .....	75
5.1 ANÁLISE DOS VALORES MÉDIOS DAS TENSÕES ENTRE OS GRUPOS DE IMPLANTES CÔNICO INTERNO E HEXÁGONO EXTERNO .....	75
5.2 ANÁLISE DOS VALORES MÉDIOS DAS TENSÕES NOS PONTOS DE ANÁLISE .....	75
5.3 ANÁLISE DOS VALORES MÉDIOS DAS TENSÕES EM RELAÇÃO AO LOCAL DA APLICAÇÃO DA CARGA E O TIPO DE IMPLANTE .....	76
5.4 ANÁLISE DA REGIÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES AO REDOR DOS IMPLANTES EM RELAÇÃO AO LOCAL DA APLICAÇÃO DA CARGA SOBRE A PRÓTESE .....	76
5.5 ANÁLISE DO TIPO DE CONEXÃO NOS VALORES MÉDIOS DAS TENSÕES NOS TERÇOS CERVICAL, MÉDIO E APICAL DOS IMPLANTES .....	79

<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>80</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>85</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>86</b>
<b>APÊNDICE.....</b>	<b>91</b>
<b>APÊNDICE A - Coleta dos dados.....</b>	<b>92</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A reabilitação bucal por meios dos implantes osseointegráveis vem sendo muito discutida, principalmente em relação às características e mecanismos de transferência de carga no sistema de implante e nas estruturas circunvizinhas dos implantes (BEGG; GEERTS; GRYZAGORIDIS, 2009; BERGKVIST et al., 2008; BIDEZ; MISCH, 1992; CLELLAND et al., 2010; GUARIGLIA, 2007; TADA et al., 2003; TORRES, 2008; WEINER et al., 2004). No mercado, uma variedade de modelos de implante com diferentes diâmetros, comprimentos, superfícies, plataformas, corpo e conexão implante-pilar estão à disposição dos clínicos (ASTRAND et al., 2004; BINON, 2000; GUAN et al., 2010; QIAN et al., 2009).

A conexão implante-pilar geralmente é descrita como conexão interna ou externa. O fator distintivo que separa os dois tipos é a presença ou ausência de características geométricas que se estende sobre a superfície coronal do implante. O implante de hexágono externo apresenta o sextavado sobre a plataforma do implante na junção pilar-implante. No implante cônico interno encontra-se o formato de um cone invertido direcionado à porção apical, na parte interna da superfície coronal do implante, que pode ter diferentes conexidades e ser preso por parafuso ou fricção (BERNARDES et al., 2009; BINON, 2000; SHEN; CHEN; HSU, 2010). Ambos modelos de conexão implante-pilar são encontrados há muitos anos no mercado. Do mesmo modo, existem vários formatos de corpo do implante (ABU-HAMMAD et al., 2007; ALMEIDA, 2007; BINON, 2000), sendo o de corpo cilíndrico muito utilizado pelos clínicos (ASTRAND et al., 2004; IVANOFF et al., 2000).

O desenho do implante influencia na transferência de força na interface osso-implante. O importante é estar projetado de tal forma que ao surgir o pico de estresse, esse seja minimizado e não afete o tecido ósseo. O estresse ao redor dos implantes, oriundos da sobrecarga oclusal, pode ser um dos responsáveis pela reabsorção e readaptação óssea ao redor dos mesmos e que pode levar a perda da osseointegração (CHANG; CHEN; HSU, 2010; CLELLAND et al., 2010; HANSSON, 2003; KITAMURA et al., 2004; MIYATA et al., 1998; MIYATA et al., 2002).

Vários métodos de investigação e análise biomecânica têm sido utilizados para analisar o comportamento das tensões ao redor dos implantes dentários. Dentre eles, tem-se a fotoelasticidade (BERNARDES et al., 2009; CARIELLO et al., 2010; FERNANDES et al., 2003; MARKARIAN et al., 2007; TORRES, 2008),

elementos finitos (GUAN et al., 2010; LAN et al., 2010; QIAN et al., 2009; SHEN; CHEN; HSU, 2010), a análise em strain gauge (AKÇA; ÇEHRELI, 2008; ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ, 1996; BROSH; PILO; SUDAI, 1998; CLELLAND et al., 1993) e a avaliação de resistência entre o implante e o osso, por torção, tração e compressão (TURCIO et al., 2009).

O método laboratorial de análise por birrefringência, conhecida por fotoelasticidade, é uma ferramenta passível para análise de várias circunstâncias clínicas laboratorialmente e com grande aplicabilidade na Odontologia, o que permite predição e minimização de pontos críticos biomecânicos (AKÇA; ÇEHRELI, 2008; BEGG; GEERTS; GRYZAGORIDIS, 2009; BERNARDES et al., 2009; BROSH; PILO; SUDAI, 1998). Esse método provê informação em franjas coloridas de luz visível vistas por um polariscópio, que ajuda estabelecer o nível da tensão (CARIELLO et al., 2010; CLELLAND et al., 1993; FERNANDES et al., 2003; TURCIO et al., 2009). No presente estudo, a câmera filmadora digital acoplada ao equipamento do polariscópio transfere as informações das franjas coloridas ao programa computacional que calcula quantitativamente as tensões. Na Implantodontia, o método tem sido bastante utilizado, pois permite a simulação de uma situação clínica (CLELLAND et al., 1993; JEONG et al., 2003; TORRES, 2005), a completa osseointegração do implante pela polimerização da resina fotoelástica sobre os implantes (CLELLAND et al., 1993). Com isso, consegue-se analisar a distribuição das tensões nos diferentes modelos de implantes. Entretanto, há uma escassez de informações em relação as tensões ao redor dos implantes com tipos diferentes de conexões implante-pilar associados à prótese parcial fixa implanto-retida localizada na região posterior da mandíbula. Este fato instigou a realização deste trabalho.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Kinni, Hokama e Caputo (1987) investigaram pelo método da fotoelasticidade as características do estresse produzido por implantes osseointegráveis (3,75x15mm Brånemark® - Nobelpharma®; 4,5x15mm Core-Vent® - Core-Vent Corporation e; 5,5x15mm Core-Vent® - Core-Vent Corporation). Foram confeccionados dois blocos em resina fotoelástica (PL-2, Photoelastic Division, Measurement Group Inc.) contendo um implante para cada grupo. Os implantes foram submetidos à carga de 177N no sentido axial e em 25 graus. O estresse observado foi captado por um polariscópio de campo circular. Os resultados mostraram que as características dos implantes testados exibiram diferentes mecanismos de transferência de cargas. Em todos os implantes, a tensão se concentrou nos ápices, sendo maiores nos Core-Vent®. O mesmo resultado foi verificado quando submetidos à carga oblíqua. Concluíram que o implante Brånemark® apresentou melhor distribuição das cargas axiais e oblíquas, sendo mais biologicamente aceitável que os Core-Vent®.

Bidez e Misch (1992) estudaram o mecanismo e a eficiência na transferência de força dos implantes dentais para os tecidos biológicos contíguos. O mecanismo e a eficiência são claramente importantes e determinantes no desenvolvimento da interface implante/tecido ósseo e para a longevidade do implante. Para o clínico é necessário compreender o modelo do implante para implementar conceitos de biomecânica no cuidado com o paciente. A força e seus componentes, como também o momento, os mecanismos de transferência de força, o impacto e o estresse-tensão estão todos relacionados nas decisões clínicas e no plano de tratamento. O desenvolvimento da interface implante/osso pode ser fortemente influenciado pelo ambiente mecânico. A oclusão serve como um fator importante para estabelecer a direção da carga. As forças compressivas devem ser dominantes nas próteses sobre implantes, pois são melhores acomodadas pelo osso cortical que resistente melhor à compressão. A pressão exercida sobre os implantes pode ser controlada se for levado em consideração à influência do desenho do implante, localização do implante e a prótese. O desenho do implante influencia a transferência de força na interface osso-implante. Quanto maior o comprimento do implante e quantidade óssea, melhor será a osseointegração.

Clelland et al. (1993) determinaram pelos métodos da fotoelasticidade e strain gauge o campo de estresse ocasionados pela angulação dos pilares sobre os implantes dentais. Foram construídos cinco modelos de 50x70x13mm em resina fotoelástica (PL-2, Measurements Group, Raleigh, NC) contendo um parafuso de implante de 3,8x10mm Steri-Oss<sup>®</sup> (Steri-Oss<sup>®</sup>, Anaheim, CA). Um modelo adicional, com as mesmas características foi fabricado com roseta de strain gauge embebida em resina para determinar o estresse normal. Os implantes foram submetidos ao carregamento de 178N no sentido axial dos pilares em zero graus, quinze graus e vinte graus. Os padrões de franja foram observados no polariscópio circular e fotografados. A leitura das tensões foi registrada no modelo em strain gauge. Os dados numéricos das medidas das tensões produziram resultados que concordaram com a interpretação visual das franjas isocromáticas. Embora estatisticamente significativa a correlação do aumento da angulação dos pilares com o aumento dos valores do estresse e das tensões, em todos os três pilares, a principal tensão pareceu estar numa zona fisiológica para o tecido ósseo. Todos os valores de estresse e tensão ficaram localizados próximo ao implante, sendo as maiores concentrações verificadas na região de íntimo contato com o implante. A fotoelasticidade é usada como método de investigação. Baseada no fenômeno da birrefringência de certos materiais, quando carregados e observados sob luz branca polarizada exibe padrões coloridos ou franjas. Franjas isocromáticas é o nome dado a cada faixa completa de cores produzida dessa maneira. Foi possível representar a completa osseointegração dos implantes pela polimerização direta do material fotoelástico sobre eles.

Assif, Marshak e Horowitz (1996) analisaram simultaneamente a transferência de carga e a distribuição do estresse de uma prótese parcial fixa implanto-retida pelos métodos de fotoelasticidade (interpretação visual das franjas isocromáticas) e strain gauge (distingue a tensão: tração e compressão). Um modelo fotoelástico mandibular (PLM-4B, Vishay<sup>®</sup>) contendo 5 réplicas de implante com pilares (Nobelpharma<sup>®</sup>) e infraestrutura metálica, em Ag-Pd (Palliag M<sup>®</sup>) com cantilever distal bilateral, foi desenvolvido para aplicação dos testes. Strain gauge (MA-06-03ICF-120, Vishay<sup>®</sup>) foram presos à infraestrutura metálica nas regiões de cantilever e dos pilares. A carga estática de 7,5kg foi aplicada isoladamente em 7 pontos (na porção final dos cantileveres e nas cabeças de cada dos cinco parafusos

dos implante) e os resultados foram registrados por strain gauge e fotoelasticidade. Os autores concluíram que houve uma proporção direta entre a distribuição das tensões sobre a infraestrutura metálica e o estresse criado na estrutura de suporte ao redor dos implantes. O modo de transferência de carga e a distribuição do estresse foram diretamente proporcionais à distância do componente ao ponto de carregamento. Quando a carga foi sobre o cantilever, a maior parte do esforço foi distribuído para o cantilever e para conexão distal do pilar protético. Na simulação, o estresse esteve distribuído ao longo dos dois ou no máximo três implantes mais próximos à carga.

Brosh, Pilo e Sudai (1998) testaram a influencia do pilar angulado na distribuição das tensões e do estresse na interface osso/implante nos métodos da fotoelasticidade e strain gauge. Cinco implantes Omniloc<sup>®</sup> (Calcitec<sup>®</sup>) cilíndricos de 4,0x13mm foram polidos para remover a cobertura de hidroxiapatita e seis miniaturas lineares em strain gauge foram fixadas, três em cada lateral da superfície do implante. O material fotoelástico foi vertido sobre dois implantes. Três pilares (reto, 15 e 25 graus) foram conectados a cada implante. Sob carregamento de 100N, 200N e 300N as tensões e as ordens de franjas isocromáticas foram registradas em strain gauge e no polariscópio. Pelo método do strain gauge observou-se maior valor e concentração de tensão na região coronal do implante nos pilares angulados em 15 e 25 graus comparando ao pilar reto. O método da fotoelasticidade mostrou aumento de 11% na ordem de franja. No método em strain gauge, as tensões de tração foram encontradas na região coronal do lado contrario a inclinação do pilar, que nos modelos fotoelásticos indicaram tensão sem indicar o tipo de tensão. A fotoelasticidade e strain gauge proveram diferentes informações e deveriam ser consideradas como métodos complementares.

Miyata et al. (1998) executaram um estudo histológico em macacos sobre a influência da sobrecarga oclusal controlada nos tecidos periimplantares. Fizeram parte do experimento cinco macacos (*Macaca fascicularis*), entre 2 e 3 anos. Os procedimentos de higiene oral foram executados uma vez por semana para manter os tecidos periodontais em condição saudável. Os testes localizaram-se nas regiões do segundo pré-molar e primeiro molar direito inferior. O implante utilizado foi o IMZ<sup>®</sup> de 2,8x8mm. Após um período de três meses foi executada a reabertura dos

implantes e confeccionado coroas metálicas em ouro com a superfície oclusal com contato prematuro de 100µm, proporcionando uma força lateral de lingual para bucal. Os macacos foram reunidos em cinco grupos. O grupo A, controle que estava sem o trauma oclusal; o grupo B, ficando com o contato excessivo por uma semana; o grupo C, por duas semanas e os grupos D e E, por três e quatro semanas, respectivamente. Os testes histológicos foram executados e os resultados mostraram que todos os implantes estavam osseointegrados e com ausência de perda óssea grave. Segundo os autores, a altura do contato prematuro, de aproximadamente 100µm, pôde estar dentro do limite de tolerância fisiológica, evitando, assim, que ocorresse defeito ósseo ao redor do implante e que o implante pôde estar instalado essencialmente em osso cortical absorvendo a pressão oclusal mais efetivamente. Concluíram que o sistema experimental qualitativo não pôde determinar precisamente os limites da altura da infra-estrutura na indução do fenômeno de remodelamento. Foi impossível determinar o efeito da oclusão traumática como um fator ocasionador da formação ou reabsorção óssea e que todas as tensões oclusais necessariamente não conduziram à reabsorção óssea.

Stegaroju et al. (1998) analisaram pelo método de elemento finito tridimensional a influencia do tipo de restauração sobre a distribuição das tensões no osso ao redor do implante de titânio. Simularam três configurações diferentes de prótese fixa sobre implantes. Modelo 1 (prótese fixa de três elementos retida por três implantes), modelo 2 (prótese fixa com cantilever retida por dois implantes) e modelo 3 (prótese fixa com pântico retida por dois implantes). Nos pontos centrais da superfície oclusal de cada prótese foram aplicadas cargas de 1N no sentido axial, vestibulo-lingual e mesio-distal. Nos modelos 1 e 3, a carga axial agiu junto ao eixo longitudinal do implante. A prótese e o implante foram deslocados no plano vertical. A carga perpendicular do sentido vestibulo-lingual provocou tensão de inclinação para a lingual na prótese e nos implantes. Provocou no osso cortical, ao redor dos implantes, a compressão no lado lingual e a tração no lado vestibular. A carga mesio-distal causou a rotação da prótese e dos implantes no plano vertical, rendendo tensões de compressão na região óssea distal do implante distal e de tração na região mesial do implante mesial. No modelo 2, as cargas axial e vestibulo-lingual concentraram a tensão ao redor do implante distal. A carga axial sobre o cantilever rotacionou a prótese no plano vertical. A carga vestibulo-lingual

sobre o cantilever além de inclinar a prótese para a lingual, rotacionou à prótese no plano horizontal. Na carga mesio-distal o tipo de deslocamento e a distribuição da tensão foram semelhantes aos modelos 1 e 3, mas os valores eram diferentes. Para cada tipo de carga, as maiores tensões estavam no modelo 2. No modelo 3, as tensões estavam mais baixas e no modelo 1 as tensões eram as menores. Na carga vestibulo-lingual, o modelo 1 e o modelo 3, distribuíram as mesmas taxas de tensão, significando que possuem a mesma capacidade de distribuição das tensões.

Nishimura et al. (1999) simularam por fotoelasticidade o padrão da transferência de estresse com a variação do número de implantes de suporte e da união dente implante com conexão rígida e não rígida. Uma hemi-mandíbula esquerda de tamanho natural de uma pessoa adulta foi confeccionada em resina fotoelástica, contendo na área edêntula dois implantes 3,75x13mm (3i<sup>®</sup>) do tipo parafuso, nas regiões de primeiro e segundo molares. Foram fabricadas duas próteses parciais fixas. Uma com contato proximal dente-implante com conector semi-rígido (PD Attachment<sup>®</sup>) e a outra com contato proximal rígido. De forma isolada, sobre os seis pontos predeterminados da superfície oclusal das próteses foram aplicadas cargas verticais. A força aplicada sobre os pontos foram de 133,5N e menos sobre o dente que foi de 89N. As franjas fotoelásticas foram monitoradas e registradas fotograficamente no polariscópio de campo circular (Measurements Group). Para assegurar a reprodutividade dos resultados foram repetidas duas vezes cada carregamento. O número de franjas (intensidade do estresse), a proximidade das franjas (concentração do estresse) e as localizações das franjas foram comparadas subjetivamente pelos autores. A prótese de conexão rígida apoiada no dente e no implante distal causou tensões ligeiramente mais altas nas estruturas de suporte em comparação à prótese de conexão não rígida. A carga sobre a distal do segundo implante, com ou sem o apoio no implante do meio, produziu maiores tensões apicais no implante distal. O conector rígido demonstrou maior transferência de estresse nas próteses apoiadas sobre os dois implantes. Concluíram que a menor tensão foi com o conector não rígido. O conector rígido em situações particulares causou tensões ligeiramente mais altas na estrutura de suporte. A recomendação para seleção do modelo de conexão dente-implante deve basear-se em boa saúde clínica periodontal e em critérios clínicos.

Binon (2000) executou uma revisão de literatura a respeito dos implantes e componentes protético. O modelo do implante com hexágono externo originalmente planejado com o mecanismo rotacional evoluiu no quesito próteses unitárias num componente protético com antirrotacional. Simultâneo à evolução na geometria da junção implante-pilar foram introduzidos vários modelos de corpo, diâmetro, padrões de roscas e superfície dos implantes. Nos mercado, uma variedade de diâmetros, comprimentos, superfícies, plataformas, interfaces e modelos do corpo dos implantes estão à disposição dos clínicos. A conexão implante-pilar geralmente é descrita como uma conexão interna ou externa. O fator distintivo que separa os dois tipos é a presença ou ausência da característica geométrica que estende sobre a superfície coronal do implante. Essa geometria é descrita como octogonal, hexagonal, cônica interna, cônica externa.

Ivanoff et al. (2000) pesquisaram a influência da ancoragem bicortical e monocortical na estabilidade do implante maxilar, na sobrevida do implante e na perda de osso marginal, num estudo retrospectivo de 15 anos do sistema implantes Brånemark<sup>®</sup>. O material dos pacientes foi obtido no departamento de cirurgia reconstrutiva óssea da Faculdade de Odontologia da Universidade de Goteborg na Suécia, num período compreendido entre 1977 e 1983, num total de 351 pacientes que utilizavam o sistema de implantes Brånemark<sup>®</sup> (Nobel Biocare<sup>®</sup>). Do total de material dos pacientes foi criada uma amostra de investigação com os seguintes critérios: no momento da cirurgia com implante na maxila, os pacientes já deveriam estar sem o elemento dental e ter recebido somente implante Standard de 10mm de comprimento do Sistema Brånemark<sup>®</sup>, sem levar em consideração a forma do arco e a qualidade óssea. Pacientes enxertados, com outro comprimento ou modelo de implante foram excluídos da amostra. Após essa seleção, participaram da pesquisa um grupo de 20 pessoas do gênero feminino e 17 do gênero masculino, com idade média de 50 anos, oscilando entre 31 a 73 anos. Do total de 207 implantes, 110 eram de ancoragem monocortical e 97 bicortical. Os casos com a bicorticalização do implante, o fracasso foi aproximadamente 4 vezes maior se comparados a monocorticalização. Observando as falhas dos implantes, as fraturas nos implantes estiveram presentes acima de 80% e foi encontrada no grupo da bicorticalização, aproximadamente 3 vezes mais. Concluíram que o aumento da tensão e das forças causados por possíveis desajustes protéticos, relacionamento desfavorável dos

arcos dentários e mesa oclusal alta combinados com a bicorticalização podem ter sido a causa do insucesso, levados por uma ambiciosa bicorticalização. A perda óssea marginal foi baixa no período do estudo e quase que idêntico para ambos os grupos, sugerindo que o modo de ancoragem cortical não teve influência clinicamente significativa no remodelamento ósseo marginal.

Miyata et al. (2000) executaram um estudo histológico em macacos sobre a influência da sobrecarga oclusal controlada nos tecidos periimplantares. Testaram vários níveis de contato prematuro oclusal sem a presença da inflamação. Fizeram parte do experimento quatro macacos (*Macaca fascicularis*), entre 5 e 6 anos. Os procedimentos de higiene oral foram executados uma vez por semana sob anestesia geral para manter os tecidos periodontais em condição saudável. Os testes localizaram-se nas regiões do segundo pré-molar e primeiro molar direito inferior. O implante utilizado foi o IMZ<sup>®</sup> de 2,8x8mm. Após um período de três meses foi executada a reabertura dos implantes, confeccionados e instalados coroas metálicas em ouro com as superfícies oclusais com contato prematuro de 100µm, 180µm e 250µm, proporcionando uma força lateral de lingual para vestibular, pelo período de quatro semanas. Após os exames histológicos, radiográficos e clínicos obtiveram os seguintes resultados: no exame clínico não se observou em nenhum dos animais respostas inflamatórias, como vermelhidão ou inchando e mostrou não haver mudanças entre os grupos controle e de contato prematuro oclusal em 100µm, mas com contato prematuro em 180µm e 250µm mostrou tendência para desenvolver maiores profundidades ao exame de profundidade de sulco periimplantar. Os exames radiográficos foram executados antes do carregamento oclusal e antes do sacrifício dos animais. Nos exames radiográficos não mostraram diferenças entre os grupos controle e de contato prematuro oclusal em 100µm. Porém, nos modelos de 180µm e 250µm, em especial 250µm, a reabsorção óssea mesiodistal foi observada quase na metade do corpo do implante. No exame histológico do modelo controle não se observou reabsorção óssea, destruição do osso ou baixo crescimento epitelial ao redor dos implantes. A maior parte da superfície de cada implante estava osseointegrada. No modelo com 100µm, o implante foi instalado no lado bucal da crista e como resultado, um sexto coronal do corpo do implante estava exposto. Não foram encontradas reabsorção e destruição óssea ao redor do implante e a osseointegração estava bem estabelecida. No modelo com 180µm foi observada

leve reabsorção óssea no lado bucal do osso alveolar em quase a metade do implante. No modelo de 250µm foi encontrada uma reabsorção óssea vertical que alcançou o ápice do implante e um baixo crescimento epitelial nas regiões bucal e lingual no osso alveolar. O contato entre implante e o osso foi observado somente em uma região pequena do ápice. Concluíram que a reabsorção óssea ao redor dos implantes tendeu a aumentar com o aumento do contato prematuro oclusal em 180µm da superestrutura. Segundo os autores, o limiar da altura traumática das superestruturas, pode ser aproximadamente 180µm, onde se iniciou o desarranjo nos tecidos periimplantares. A reabsorção óssea ao redor dos implantes pode ser causada por excesso de trauma oclusal, até mesmo quando não há nenhuma inflamação nos tecidos periimplantares.

Miyata et al. (2002) investigaram através de exames histológicos a relação pós deterioração dos tecidos ao redor dos implantes osseointegrados com a remoção das causas (trauma oclusal e inflamação), que levaram a periimplantite. Fizeram parte dessa pesquisa quatro macacos (*Macaca fascicularis*) com idades entre 4 a 5 anos, divididos em três modelos experimentais. Dois macacos fizeram parte do modelo experimental E e nos outros dois modelos, controle negativo N e controle positivo P, um macaco cada. Os locais de teste localizaram-se nas regiões do segundo pré-molar e primeiro molar direito inferior. O implante utilizado foi o IMZ<sup>®</sup> de 2,8x8mm. Após um período de três meses foi executada a reabertura dos implantes, confeccionado e instalado coroas metálicas em ouro com superfícies oclusais sem e com contato prematuro de 250µm proporcionando força lateral de lingual para vestibular no contato prematuro. O período do experimento foi de oito semanas. No modelo P, o contato prematuro esteve presente no período total de 8 semanas e sem higienizar. No modelo E, após o período de 4 semanas com o contato prematuro e sem higienizar, conduziu-se a remoção da coroa do implante e iniciou a higiene. No modelo experimental N, a coroa foi instalada sem o contato prematuro oclusal e em todo o período foi realizada a higiene. Nos achados macroscópicos, nenhum dos modelos mostrou mobilidade no implante ou inchaço nos tecidos periimplantares. No modelo P foi observado sangrando no sulco e vermelhidão no tecido periimplantar, mas não foram encontrados nos modelo E e N. Nos achados histopatológicos, no modelo N foi encontrado osseointegração entre implante e tecido ósseo, um bom contato entre o implante e tecido epitelial e

somente uma leve infiltração por células inflamatórias no tecido conjuntivo. No modelo P foi encontrada reabsorção óssea alcançando aproximadamente o terço apical do corpo do implante. Grande quantidade de células inflamatória infiltradas no tecido conjuntivo. A justaposição e o remodelamento ósseos não foram confirmados na superfície óssea. No modelo E, a reabsorção óssea alcançou aproximadamente o terço apical do corpo do implante e não indicou uma diferença clara para modelo P. Embora evidências de infiltração por células inflamatórias fossem vistas no tecido conjuntivo, a quantia parecia ser menor que a encontrada no modelo N. Semelhante ao modelo P, no modelo E não foram confirmados na superfície óssea a justaposição e o remodelamento ósseo. Concluíram que o contato entre o tecido epitelial e conjuntivo é frágil, a inflamação e a oclusão precisam ser controladas mais prudentemente que nos casos de dentes naturais. Após a progressão da periimplantite, a remoção da oclusão excessiva e da inflamação pode não ser suficiente para promover a devolução tecidual perdida e sim somente a estabilização tecidual.

Sahin, Cehreli e Yalcin (2002) avaliaram as evidências por meios de publicações relacionadas com a influência das forças funcionais na biomecânica das próteses suportada por implantes. Utilizaram os artigos originais de investigação na literatura científica relacionados com o controle de cargas em implantes dentários, efeitos da carga oclusal precoce e tardia, a influência da qualidade óssea, tipo de prótese, material da prótese, quantidade de implantes de suporte, técnicas utilizadas para avaliar o comportamento mecânico e biomecânico dos implantes através do MEDLINE e rastreio manual das referências citadas nos principais artigos. Na literatura atual, selecionaram os estudos sobre biomecânica dos implantes como foco principal e pertinente aos aspectos-chave da revisão. Concluíram que o resultado do tratamento dos implantes freqüentemente é maximizado quando os implantes são colocados no osso denso. A presença de um número maior de implantes para apoio protético e a configuração na colocação dos implantes reduziu os efeitos do momento de flexão na prótese fixa, melhorando a dissipação das tensões oclusais.

Wang et al. (2002) estudaram pela análise de elementos finitos os efeitos do estresse ao redor da região periimplantar causado pelos materiais protéticos e

próteses esplintadas em implantes instalados em região de pobre qualidade óssea. Simularam seis modelos em elementos finitos da região de pré-molares inferiores, contendo duas coroas retidas por dois implantes cilíndricos 4,0x10mm (Spline Implant<sup>®</sup>). Os modelos variavam em coroas esplintadas e não esplintadas e diferentes materiais restauradores, sendo resina, liga em ouro e porcelana. Foram aplicadas cargas de 1N nos sentidos vertical e horizontais (vestíbulo-lingual) ao centro da superfície oclusal da coroa mesial. Nas coroas isoladas de ambas condições de carga, não houve diferença significativa com os diferentes materiais restauradores no que diz respeito ao estresse máximo de von Mises. As coroas unidas obtiveram uma redução no estresse máximo de von Mises na carga horizontal e o estresse máximo de von Mises esteve aumentado em 14% quando o material restaurador, liga em ouro e porcelana, foi substituído por resina. Os autores discutiram que o material protético das coroas isoladas mostrou um insignificante efeito sobre o estresse ósseo na região periimplantar. A união das coroas diminuiu o estresse das cargas horizontais e a liga em ouro ou porcelana produziu menor estresse comparado à resina na carga estática horizontal. Concluíram que a união das coroas é recomendada quando se utiliza materiais restauradores relativamente duros em implantes instalados em osso de pobre qualidade.

Akça, Çehreli e Iplikçioğlu (2003) avaliaram pelo método do elemento finito as características mecânicas da conexão implante-pilar de um implante de diâmetro reduzido da ITI. Um modelo foi delineado contendo um implante de parafuso sólido de 3,3x10mm de plataforma 4,8mm ITI<sup>®</sup> (Straumann<sup>®</sup>) contendo um pilar sólido em seis graus com 4mm de altura. Sobre o pilar foi colocado um cilindro de acrílico nas medidas de 1,5x1,5cm. A carga de 300N foi aplicada nos sentidos axial e oblíqua. Foram avaliadas a magnitude, distribuição do estresse de von Mises e as características de deslocamento. Na carga axial, as tensões de von Mises concentraram-se ao redor da conexão pilar-implante, no corpo do parafuso do pilar e ao redor do pescoço do implante. A carga oblíqua resultou no aumento de duas vezes mais estresse no pescoço do implante e que ficaram perto da força de flexão do titânio. Os valores de deslocamento em ambas condições de carregamento mostraram-se desprezíveis. Concluíram que a redução do diâmetro do implante ITI<sup>®</sup>, tanto na carga vertical quanto oblíqua, as forças foram resistidas pela junção do implante-pilar na região do parafuso do pilar e no pescoço do implante. O pescoço

desse implante foi uma zona potencial para fratura, principalmente quando submetido a altas forças de flexão. O implante da ITI® de diâmetro reduzido pode beneficiar-se se houver um reforço nessa região.

Fernandes et al. (2003) demonstraram a efetividade do método da fotoelasticidade de reflexão como uma técnica in vivo de monitoramento da distribuição do estresse e da tensão em próteses durante função. Selecionaram sete indivíduos, quatro do gênero feminino e três do gênero masculino e divididos em três grupos de acordo com o modelo das próteses. Foram cobertas as superfícies vestibulares das próteses experimentais com uma resina birrefringente de 2mm de espessura. Usando um polariscópio de reflexão, os padrões das franjas foram documentados em fita de vídeo, durante padronização das cargas in vivo. Níveis máximos de tensão e estresse foram calculados das determinadas ordens de franjas isocromáticas. A variabilidade intra-observador contando as ordens de franja e o nível de precisão da fotoelasticidade de reflexão foram comparados com os resultados em strain gauge da pesquisa. Os valores de tensão máxima entre os modelos de prótese apresentaram diferença significativa. Os valores de tensão obtidos com a fotoelasticidade de reflexão mostraram uma alta correlação com os valores obtidos nas mesmas áreas do strain gauge. Concluíram que a fotoelasticidade de reflexão demonstrou ser uma técnica válida, segura e precisa para ser usada em estudos in vivo no comportamento biomecânico das próteses.

Hansson (2003) analisou por elementos finitos a interface cônica entre o implante e o pilar no nível ósseo marginal, buscando melhor distribuição das tensões no osso de suporte. Levantou a hipótese que a reabsorção óssea marginal foi o resultado de acúmulo de micro danos ao tecido ósseo. Levando em conta isso, o implante dental deveria ser projetado de tal forma que ao surgir o pico de estresse no osso esse fosse minimizado. A carga no implante pôde ser dividida em componentes verticais e horizontais. Os picos de tensões no osso resultaram de componentes de carga verticais e esses produziram componentes de carga horizontais no topo do tecido ósseo marginal, onde coincidiram espacialmente. Esses picos de tensões somados produziram um risco de reabsorção óssea causados por estresse. Através da análise em elementos finitos, levando em consideração a interface cônica entre o implante e o pilar no nível ósseo marginal,

combinados com os elementos de retenção no pescoço do implante, valores satisfatórios de espessura da parede do implante e do módulo de elasticidade foram encontrados que o pico de estresse ósseo resultou do carregamento axial mais abaixo no tecido ósseo. Isto significou que os picos de estresses estavam espacialmente separados e que foi o resultado de componentes cargas horizontais. Isso resultou em aumento substancial dos picos de tensões no tecido ósseo.

Jeong et al. (2003) estudaram por fotoelasticidade os efeitos da transferência de carga dos implantes instalados com travamento apical na lâmina cortical lingual. Modelos fotoelásticos foram fabricados em resina de diferentes módulos de elasticidade, para simular osso cortical e trabecular. Num dos modelos foi incluído um implante rosqueável, 3,75x15mm, simulando travamento apical na lâmina cortical lingual; enquanto que no outro modelo, o implante foi instalado centralmente na resina, simulando o osso trabecular. A estrutura metálica, contendo cantilever voltado para a região vestibular, foi confeccionada sobre o pilar cilíndrico (CeraOne<sup>®</sup>, Nobel Biocare<sup>®</sup>) e coifa de ouro (Nobel Biocare<sup>®</sup>). Na simulação vertical, a carga foi aplicada sobre a oclusal da estrutura metálica, nos pontos: sobre o implante e no cantilever em 02 pontos distintos 3mm e 5mm. Cada observação, entre a sucessão de carga, foi repetida 2 vezes para assegurar a reprodutibilidade dos resultados. O estresse desenvolvido no modelo fotoelástico foi monitorado e gravado fotoelasticamente. A ancoragem do implante na lâmina cortico-lingual produziu maiores tensões na placa cortico-lingual e também, na camada crestal cortico-vestibular do pescoço do implante. A intensidade do estresse na cortical vestibular, na altura do pescoço do implante foi menor do que no implante instalado centralmente. Na presença de um defeito peri-implantar, o osso trabecular absorveu mais carga, em todas as condições de carga. O maior comprimento do cantilever causou transferência de cargas assimétricas, com aumento máximo do estresse. O travamento apical do implante, na lâmina cortical lingual, reduziu as tensões máximas, em aproximadamente 20%, na crista do osso cortical. Frente a um defeito peri-implantar, o osso trabecular forneceu o apoio principal da carga. O comprimento mais longo do cantilever vestibular proporcionou aumento máximo do estresse no osso crestal, em todas as condições de instalação do implante. Os resultados desta investigação, não indicaram uma clara vantagem sobre a transferência de carga, para o travamento apical do implante na lâmina cortical lingual.

Ochiai et al. (2003) analisaram por fotoelasticidade a relação da seleção do pilar protético na transferência de carga na conexão dente e implante. Compararam o padrão de transferência de estresse, utilizando um ou dois implantes unidos a um dente natural, localizado na região anterior dos implantes, com pilares protéticos de uma ou duas peças. Confeccionaram em resina fotoelástica uma hemi-mandíbula esquerda de tamanho natural contendo na área edêntula dois implantes, de 3,75x13mm (3i<sup>®</sup>), do tipo parafuso, nas regiões de primeiro e segundo molares inferiores esquerdo. Dois tipos de prótese parcial fixa foram desenvolvidos: uma para pilares cônicos (3i<sup>®</sup>) e outra com Ucla (3i<sup>®</sup>), ambas semelhantes em tamanho, volume e mesmo material protético. Na oclusal da prótese foram aplicadas cargas verticais, em pontos pré-determinados (dente natural, mesial do primeiro implante, sobre o primeiro implante, entre os implantes, sobre o segundo implante, distal do segundo implante). A força aplicada sobre as regiões dos implantes foi de 133N e somente na simulação sobre o dente a força foi reduzida para 89N. As franjas foram monitoradas visualmente no polariscópio de campo circular (Measurements Group) e registradas fotograficamente. Cada carregamento e seqüência de observação foram repetidos no mínimo duas vezes, para assegurar a reprodutividade dos resultados. O número de franjas (intensidade do estresse), a proximidade das franjas (concentração do estresse) e as localizações das franjas foram comparadas subjetivamente pelos autores. A carga sobre a prótese na região do dente gerou estresse apical de semelhante intensidade no dente e no implante do primeiro molar, em ambos os tipos de pilares protéticos. Baixo nível de estresse foi transferido para o implante do segundo molar. As cargas sobre a prótese da região suportada por implantes demonstraram baixa transferência de estresse para o dente. Na prótese com o pilar Ucla foi observado intensidade um pouco mais elevada da transferência não vertical do estresse. Concluíram que a distribuição e a intensidade do estresse, para a condição de dois implantes, foram similares para ambos os tipos de pilares Ucla e cônico. A magnitude do estresse observado, em ambos os tipos de pilares, foi similar na condição de um implante conectado ao dente. A carga vertical produziu mais efeitos de estresse no sentido não axial para a condição de um implante com o pilar Ucla. As recomendações específicas para a seleção e aplicação do pilar protético deveriam ser baseadas em critérios clínicos.

Tada et al. (2003) avaliaram a influência do modelo do implante e da qualidade óssea na distribuição das tensões no osso ao redor dos implantes, por elementos finitos. Dois tipos de implantes de titânio foram utilizados, parafusado e o cilíndrico, variando em quatro comprimentos distintos, 9,2mm, 10,8mm, 12,4mm e 14mm. Modelados em quatro tipos diferentes de tecido ósseo, variando o módulo de elasticidade do osso esponjoso. Cargas axiais e vestibulo-linguais foram aplicadas ao centro da superfície oclusal do pilar. Indiferentemente da direção da carga, o estresse máximo equivalente no osso aumentou com a diminuição da densidade do osso esponjoso. Nas cargas axiais, especialmente no osso de baixa densidade, o estresse máximo equivalente no osso esponjoso foi menor no implante parafusado do que no implante cilíndrico e foi também menor nos implantes de maior comprimento do que nos implantes mais curtos. Na carga vestibulo-lingual, o estresse máximo equivalente foi influenciado principalmente pela densidade óssea.

Astrand et al. (2004) executaram um estudo prospectivo de cinco anos comparando os sistemas de implante Astra Tech<sup>®</sup> e Brånemark<sup>®</sup> em relação a reação óssea marginal. Sessenta e seis pacientes com mandíbula edêntula foram incluídos no estudo. Os pacientes foram alocados entre os dois sistemas de implante de forma randomizada. Foram usados 184 implantes de titânio da Astra Tech<sup>®</sup> de superfície tratada e 187 implantes de titânio do Brånemark<sup>®</sup> de superfície torneada. Em ambos os sistemas de implantes, a técnica utilizada foi há de dois tempos e seguiu-se a rotina clínica de cada sistema. Todos os pacientes receberam próteses fixas. Todos os pacientes foram acompanhados com exames clínicos e radiográficos desde a instalação dos implantes e por um período de 5 anos. Nesse período, a mudança em relação ao nível ósseo da região superior mandibular foi de  $-1,74 \pm 0,45$ mm no grupo com implantes da Astra Tech<sup>®</sup> e  $-1,98 \pm 0,21$ mm no grupo dos implantes Brånemark<sup>®</sup>. Os valores correspondentes para a mandíbula foram  $-1,06 \pm 0,19$ mm no grupo Astra Tech<sup>®</sup> e  $-1,38 \pm 0,17$ mm no grupo do Brånemark<sup>®</sup>. No pós-operatório, a principal mudança no nível ósseo marginal aconteceu entre a inserção de instalação e a linha base. Durante este período, houve também um padrão diferente de remodelamento ósseo entre os sistemas de implante. Entre a linha base (conexão da prótese), nos 5-anos de exame, as mudanças no nível ósseo marginal foram pequenas, sem diferença entre os sistemas de implantes. A estabilidade dos implantes foi examinada sem a presença da prótese. A taxa de

sobrevivência para os implantes da Astra Tech<sup>®</sup> foram de 98,4% e para os implantes Brånemark<sup>®</sup> foram de 94,6%. A diferença não foi estatisticamente significativa.

Çehreli, Akça e Iplikçioğlu (2004) compararam o comportamento da transmissão das forças nos implantes dentais em monobloco e de conexão cônica interna de duas peças. Foi feito um modelo em elemento finito tridimensional contendo um implante 3,3x10mm, plataforma 4,8mm (Straumann<sup>®</sup> Institute) e pilar sólido de 6 graus com 4mm altura (Straumann<sup>®</sup> Institute). Um cilindro em resina acrílica de 1,5x1,5mm foi locado sobre o pilar. Forças oblíquas de 50N e 100N e verticais de 100N foram aplicadas nos pilares e analisadas de duas formas. Primeiro analisou o implante de duas peças e avaliou a conexão implante-pilar. Depois uniram o componente ao implante com a força de 10N e analisaram o implante em monobloco. O estresse de von Mises, o estresse principal e o deslocamento na resina eram os mesmos para ambos desenhos dos implantes sob carga vertical. Sob carga oblíqua, os valores de estresse principal e deslocamento na resina eram os mesmos, mas a magnitude do estresse de von Mises foram maiores no implante de duas peças. A distribuição do estresse principal ao redor de ambos implantes, no osso e no acrílico, foram semelhantes sob ambas condições de carga. Concluíram que o implante de duas peças experimenta um estresse mecânico mais alto sob cargas oblíquas. Porém, a natureza de um implante de conexão cônica interna ou monobloco não é um fator decisivo na magnitude e distribuição do estresse e deslocamento nos tecidos de suporte.

Çehreli et al. (2004) compararam a magnitudes do estresse e da tensão dos implantes orais de conexão hexágono externo e cônico interno, numa simulação óssea. Produziram modelos fotoelásticos e em strain gauge com implantes unitários Brånemark<sup>®</sup>, ITI<sup>®</sup> e Astra Tech<sup>®</sup>. A cada modelo, forças de 100N e 150N, nos sentidos verticais e oblíquas a 20° foram aplicadas sobre o pilar do implante. Os padrões das franjas isocromáticas foram observados no polariscópio ao redor dos implantes e fotografados. Realizaram medições em strain gauge e calcularam as principais tensões induzidas ao redor do implantes. As ordens das franjas isocromáticas, de todos os projetos, foram semelhantes em ambas condições de carga ( $p > 0,05$ ). As tensões ao redor dos implantes Brånemark<sup>®</sup> foram inferiores às tensões ao redor dos implantes Astra Tech<sup>®</sup> e ITI<sup>®</sup>, especialmente sob cargas

verticais. Os implantes da Astra Tech<sup>®</sup> e ITI<sup>®</sup> tiveram magnitude de tensões similares ( $p > 0,05$ ) apesar das tensões ao redor do implante cônico da Astra Tech<sup>®</sup> serem menores na carga vertical. As características dos implantes resultaram em mecanismos comparáveis de transferência de carga. Nas cargas verticais, todos os implantes geraram arranjo simétrico de padrões de franja. Para todos os modelos de implantes, as mais altas concentrações de tensão aconteceram na região apical dos implantes. A mais baixa ordem de franja ocorreu ao redor do pescoço do implante cônico da Astra Tech<sup>®</sup> na carga vertical de 100N, considerando que as ordens de franja ao redor do pescoço dos outros implantes eram quase as mesmas. Na carga de 150N, a região do pescoço dos implantes cônicos Brånemark<sup>®</sup> e Astra Tech<sup>®</sup> tiveram as mesmas ordens de franja. As tensões na região da micro-rosca do implante cônico da Astra Tech<sup>®</sup> foi a mais baixa de todos os outros implantes. Observaram-se tensões de compressão ligeiramente mais altas na redondeza da micro-rosca do implante ITI<sup>®</sup>. Porém, na carga vertical, estas observações não revelaram diferença significativa entre a junção hexágono externo e cônico interno. Na carga oblíqua, a magnitude do estresse na região apical do implante foi menor que aquela encontrada ao redor do colar do implante no lado de compressão. As ordens de franja isocromáticas na região do colar do implante foram as mesmas em todos os modelos de implante, na carga de 100N. Na carga de 150N, o implante cônico do sistema Brånemark<sup>®</sup> apresentou maior estresse na região apical e coronal ao ser comparado aos outros modelos. Concluíram que os implantes bucais, tipo hexágono externo e cônico interno, tiveram características de distribuição de forças similares. O desenho do acoplamento implantes-pilar não foi um fator decisivo que afetasse a magnitude do estresse e da tensão.

Kitamura et al. (2004) investigaram pelo método de elementos finitos tridimensionais, os aspectos biomecânicos frente a reabsorção e readaptação óssea ao redor dos implantes osseointegrados, causados pelo estresse. Delinearam nove modelos ósseos contendo um implante 4,1x10mm monobloco ITI<sup>®</sup> (Straumann<sup>®</sup>). Um dos modelos foi delineado sem reabsorção óssea e os demais com diferentes variações de reabsorção óssea na interface osso-implante, sendo três diferentes profundidades e formatos de reabsorção vertical-horizontal. Aplicou-se carga isolada no sentido axial de 100N e vestibulo-lingual de 50N, ao centro da superestrutura do implante. Em ambas condições de carga, o maior estresse estava concentrado no

osso cortical ao redor do implante. Na carga axial, o maior estresse de von Mises estava totalmente ao redor do pescoço do implante no osso cortical, com forças de compressão concentradas acima e de tração abaixo da margem óssea. Esse estresse foi dirigido quase que perpendicularmente à interface osso-implante percorrendo em direção ao ápice do implante, mas de forma mais branda e do tipo compressão. Nos modelos que apresentavam a reabsorção óssea vertical pura (RVP), a tensão de compressão foi muito mais alta que a força de tração. Nos modelos de reabsorção cônica, o estresse foi mais baixo se comparado ao estresse encontrado na RVP e a distribuição de forma mais plana e sobre uma área maior. Na carga vestibulo-lingual, as tensões de von Mises mais alta foram observadas na vestibular e na lingual próximas ao pescoço do implante e no defeito vertical. Nos defeitos cônicos, a alta tensão circundou o pescoço do implante e seus valores mais altos estavam na mesial e na distal. Em todos os modelos, o lado vestibular esteve traçado e o lado lingual esteve comprimido. Os lados mesial e distal estavam quase cisalhados. Concluíram que nos modelos com RVP, as tensões no osso cortical e esponjoso aumentaram de acordo com profundidade da reabsorção. Já nos modelos de reabsorção cônica, a tensão no osso cortical estava mais baixa que nos modelos sem reabsorção ou com RVP em todas as profundidades de reabsorção. Assim, uma reabsorção cônica leve pode ser parcialmente o resultado de adaptação biomecânica óssea frente a cargas oclusais nos implantes integrados.

Ochiai et al. (2004) avaliaram por meio da fotoelasticidade o apoio palatal no desenho das sobredentaduras de maxila, em três diferentes apoios sobre os implantes. Um modelo fotoelástico (PL-2) da maxila desdentada de tamanho natural foi fabricado com quatro implantes de 3,75x13mm (3i<sup>®</sup>) na região anterior. Três modelos diferentes de apoio de overdenture foram pesquisados. O modelo 1 continha quatro uclas (3i<sup>®</sup>) na barra esplintada com 02 conectores distais em ERA<sup>®</sup> (Sterngold<sup>®</sup>) e o clips (EDS<sup>®</sup> Hader bar) na região anterior da barra. Quatro Uclas fizeram o suporte da barra sobre os implantes. O modelo 2 continha o conjunto de quatro pilares diretos de 4mm e conectores Zaag<sup>®</sup> (Zest Anchors<sup>®</sup>) não interligados sobre os implantes. O modelo 3 continha o conjunto de quatro pilares diretos de 2mm e conectores Locator<sup>®</sup> (Locator<sup>®</sup>) não interligados sobre os implantes. Foram testados os três modelos de sobredentaduras com cobertura completa do palato. A carga de 100N foi aplicada unilateralmente sobre as áreas de primeiros molares

direito e esquerdo e sobre a papila incisiva. Esse valor de carga foi selecionado, porque representou funções reais de carga e promoveu efeitos ópticos satisfatórios no modelo. Os efeitos fotoelásticos foram monitorados no polariscópio de campo circular e registrados fotograficamente. A área palatal foi removida dos três modelos de sobredentaduras e o regime de carga foi repetido. Para assegurar a reprodutibilidade dos resultados cada carga e seqüência de observação foram repetidos duas vezes. As maiores tensões, na carga central, foram vistas na barra clip com cobertura total do palato, seguido de níveis similares de estresse com os conectores Zaag<sup>®</sup> e o Locator<sup>®</sup>. Após a remoção do palato, a carga central demonstrou muita diferença entre os modelos de sobredentaduras. O maior estresse foi observado na barra clip, seguido pelo conector Zaag<sup>®</sup> e só depois o Locator<sup>®</sup>. A falta da cobertura palatal demonstrou níveis mais elevados de estresse em torno dos implantes e nos tecidos de suporte. A carga unilateral provocou maior esforço na barra clip, seguido pelo Locator<sup>®</sup> e pelo Zaag<sup>®</sup>. Concluíram que a remoção do suporte palatal produziu maior efeito na transferência de carga e maior concentração do estresse ao redor dos implantes do que comparados com as diferenças dos tipos de conectores testados.

Weiner et al. (2004) analisaram o mecanismo neurofisiológico do nervo alveolar inferior em relação às cargas nos implantes, supondo que a função mastigatória em pacientes com restaurações implanto retidas, parecem similares com aquelas da dentição natural. Três pré-molares da mandíbula de três cachorros foram extraídos e foi esperado um tempo de dois meses para o remodelamento ósseo. Dois implantes de titânio de 4,0x8mm (Nobel Biocare<sup>®</sup>) foram instalados nessas regiões e esperado 3 meses para a osseointegração. Cargas vibratórias, de valores dentro do limiar de resposta do dente, foram aplicadas sobre os implantes e sobre os dentes dos cães. As respostas neurofisiológicas do nervo alveolar inferior durante a carga nos implantes, no molar adjacente e no canino foram registradas. As diferenças na magnitude das respostas entre os dentes e implantes eram significativas. A resposta da latência foi semelhante. Esse estudo em animal proveu evidência preliminar das respostas proprioceptoras frente à aplicação da força nos implantes. Concluíram que a carga nos implantes produziu resposta sensorial que pôde ser observada no nervo alveolar inferior. As implicações foram: durante funções oclusais, as informações das regiões associadas aos implantes, puderam

prover conhecimento, que pôde modular potencialmente a atividade mandibular de maneira semelhante ao dentes naturais.

Markarian (2005) comparou pelas análises fotoelástica e dinâmica a biomecânica da transmissão de forças dos implantes unitários aos tecidos peri-implantares em função da variação dos materiais protéticos. Um modelo foi confeccionado em resina fotoelástica, com a anatomia semelhante à secção mandibular da região de pré-molar inferior esquerdo, contendo um implante de hexágono interno de 3,75x11,5mm (Conexão<sup>®</sup>). Foi feito três próteses unitárias, sendo uma prótese metálica, uma prótese acrílica e uma prótese experimental em EVA, que se considerou, respectivamente, como alta, média ou baixa rigidez. Por meio de um polariscópio circular, observou-se qualitativamente a tensão gerada no modelo durante a aplicação de forças axiais de 100 N, em regime compressivo, sobre cada tipo de prótese. Para a análise dinâmica, realizou-se um modelamento físico de cada um dos três sistemas implante-prótese com modelos de Voigt. A partir daí, uma representação matemática dos sistemas foi deduzida e resolvida, levando em consideração as propriedades mecânicas dos diferentes materiais testados, como o módulo de elasticidade (E), o coeficiente elástico (k) e a constante de amortecimento (c). Na análise fotoelástica, após a aplicação de 100N, surgiram tensões na região apical e na cervical dos implantes, com intensidade e localização similares entre os três tipos de prótese. Na análise dinâmica mostrou que a força de 100N aplicada na prótese é totalmente transmitida ao implante instantaneamente. Para o autor, os resultados das análises concordaram entre si e mostram que não é possível amortecer as forças mastigatórias por meio dos materiais oclusais.

Torres (2005) avaliou pelo método fotoelástico as tensões impostas aos implantes ao reter as infraestruturas metálicas. Um modelo fotoelástico foi confeccionado contendo cinco implantes sextavados externos 3,75x13mm (Neodent<sup>®</sup>) e cinco mini pilares cônicos 4,1x2mm (Neodent<sup>®</sup>) posicionados na região anterior mandibular. As infraestruturas foram construídas em três grupos de cinco e fundidas em monobloco com titânio (Ti) comercialmente puro (cp) grau I (Tritan<sup>®</sup>), liga de cobalto-cromo (Co-Cr) (Remanium 2000<sup>®</sup>) e sistema de níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti) (Tilite Premium<sup>®</sup>). As tensões geradas na área correspondente à região de crista óssea marginal em torno dos implantes foram avaliadas por meio de análise

fotoelástica quantitativa. Concluiu que as estruturas para próteses fixas sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco podem produzir níveis biologicamente aceitáveis de desajuste, sendo os melhores resultados obtidos com o Ti cp, seguido do sistema de Ni-Cr-Ti e da liga de Co-Cr, respectivamente. Dentre os metais avaliados, a liga de Co-Cr transmitiu maiores níveis de tensões aos implantes.

Akça, Uysal e Çehreli (2006) avaliaram a força máxima de mordida oclusal (FMO) e as mudanças no nível ósseo marginal (NOM) em pacientes com prótese parcial fixa retidas por dente e implante. Vinte e nove pacientes parcialmente edêntulos participaram consecutivamente do experimento. O total de 34 próteses parciais fixas de 3 elementos retidas por dente/implante, em implantes de 4,1x10mm (ITI<sup>®</sup>), foram submetidas a quantificação da FMO através da célula de carga em sub-miniatura conectada ao sistema de aquisição de dados e, também, efetuado medidas do NOM ao redor dos implantes em radiografia periapical digitalizada obtidas na entrega das próteses e 24 meses após. A FMO no implante de suporte (média: 353,61N) se mostrou com diferença significativa ao dente de suporte (média: 275,48N). O gênero não influenciou na FMO ( $p>0,05$ ). No NOM houve mudanças na mesial e na distal dos implantes após 24 meses de carga funcional, 0,28mm e 0,097mm respectivamente. Concluíram que embora FMO na carga funcional pudesse indicar um aumento na participação da carga nos implantes de suporte, a conexão rígida entre implante e o dente natural na prótese parcial fixa não arriscou a estabilidade do NOM do implante, no tempo decorrido do estudo. As FMOs mais altas foram produzidas nos implantes posteriores em comparação aos dentes anteriores de apoio da prótese. A conexão rígida entre o implante ao dente possibilitou uma promissora estabilização do NOM do implante, contribuindo na distribuição das tensões da carga oclusal.

Chun et al. (2006) investigaram os efeitos de três tipos de conexões implante/pilar na distribuição do estresse ao osso nas cargas inclinadas pela análise do elemento finito. Criaram três modelos contendo um implante que estava envolto lateralmente e apicalmente por osso cortical e esponjoso. Os implantes testados foram 4,3x11mm de uma única peça (Oneplant<sup>®</sup>), hexágono interno (Inplant<sup>®</sup>) e hexágono externo (Hexplant<sup>®</sup>). Sobre os pilares dos implantes aplicaram cargas de 100N verticais e inclinadas em 15, 30 e 60 graus. O resultado encontrado foi que no

implante de uma única peça, a carga transferiu-se uniformemente, não só na estrutura do implante, como também ao osso. Porém, o estresse máximo de von Mises gerado na estrutura óssea com o implante de uma peça foi sempre maior se comparado ao do implante de hexágono interno, independentemente da inclinação da carga. No caso do implante de hexágono interno, a condição da conexão e a fricção entre o pilar e o implante, mais o pescoço do pilar minimizaram os efeitos de curvatura causados pelos componentes horizontais da carga inclinada. O estresse máximo de von Mises foi maior na estrutura óssea do implante de hexágono externo. Discutiram que no sistema de implante de hexágono interno o estresse de von Mises foi mais baixo, em todas as condições de carregamento, devido à redução no efeito de dobramento por deslizamento da junção entre o pilar e o implante. Concluíram que o tipo de conexão implante/pilar tem influência significativa na distribuição da tensão ao osso por causa dos diferentes mecanismos de transferência de carga e na diferença, em tamanho, da área de contato entre o pilar e o implante.

Natali, Pavan e Ruggero (2006) investigaram por elementos finitos o fenômeno da interação entre o implante dental e o tecido ósseo periimplantar. Analisaram o implante, local anatômico e a condição de carregamento. Foi delineado em elementos finitos modelos detalhados da área anatômica posterior de mandíbula contendo tipos diferentes de implantes rosqueados. Três tipos de análise foram feitos considerando os efeitos da orientação da carga, propriedades do osso periimplantar e morfometria mandibular (espessura e densidade do osso cortical). Nos efeitos da orientação da carga, conforme se aumentou a angulação da mesma em 10, 20 e 30 graus em relação ao eixo principal do implante, aumentou o deslocamento transversal do estresse no osso, concentrando-se adjacente a cervical do implante no lado oposto à carga. O estresse ocasionado pela carga em 20 graus foi 70% maior comparado à carga em 10 graus. A carga em 30 graus proporcionou aumento do estresse em 37% em relação à inclinação de 20 graus. Os efeitos do deslocamento da tensão no osso pelas cargas transversais foram mais relevantes comparados aos efeitos produzidos por força de intrusão no logo eixo do implante. No caso das forças de intrusão com componentes transversais, o deslocamento e o componente da tensão diferiram aproximadamente em duas ordens de magnitude em relação a uma força angulada em 10 graus. Isto mostrou como os componentes da força transversal ou em determinados momentos, dados por uma aplicação de

força excêntrica de intrusão em relação ao eixo do implante, deveria ser cuidadosamente considerada, avaliando os efeitos do implante no tecido ósseo circunvizinho. Houve uma diferença significativa em relação à capacidade de deformação óssea, em relação ao sistema osso-implante, de acordo com as diferentes propriedades mecânicas ósseas. Concluíram que o aumento da dureza óssea proporcionou uma diminuição progressiva na magnitude do deslocamento do estresse, podendo ser relacionado com essa diminuição progressiva da deformação a um efeito normal do processo de osseointegração.

Abu-Hammad et al. (2007) avaliaram os efeitos do nível de estresse no tecido ósseo causado pelo modelo do implante com corpo em formato de estrela nas diferentes cargas. Construíram quatro modelos, em elementos finitos tridimensionais, nas medidas 14x8x11mm, delineado com espessura cortical de 2mm e o restante em osso trabecular. Em todos os modelos foram delineados implantes de 4,0x10mm e pilar de 5mm de altura. No modelo 1, o implante foi delineado cilíndrico sem roscas. No modelo 2, o implante foi delineado cilíndrico e com roscas circulares ao invés de rosca helicoidal, para simplificar a construção modelo. As roscas foram modeladas radialmente no corpo do implante no formato de discos de 0,2mm. No modelo 3, o implante foi delineado com o corpo contendo cortes seccionais no longo eixo no formato de estrela. No modelo 4, o implante foi construído sem roscas e com diâmetro de 4,5mm. Cargas verticais e horizontais de 100N foram aplicadas sobre o pilar no nó mediano do topo de cada pilar. Comparando os modelos 1, 2 e 3 encontraram os mais baixos valores de tensão no osso nas cargas verticais (8,92MPa) e horizontais (94,52MPa) no modelo 1. O maior valor de tensão na carga vertical foi mostrado no modelo 2 (10,07MPa). Considerando que foi observado o maior valor de tensão na carga horizontal do modelo 3 (108,40MPa). O modelo 4, teve valores de tensão na carga vertical (7,32MPa) e horizontal (71,35MPa). Concluíram que o modelo do implante sem roscas produziu o menor estresse ósseo. O aumento no diâmetro do implante pôde reduzir notavelmente o estresse no osso ao redor do pescoço do implante.

Almeida (2007) avaliou por meio da fotoelasticidade a distribuição das tensões em implantes dentários de diferentes desenhos. Confeccionou 10 blocos nas medidas de 60x35x10mm em resina fotoelástica (Polipox Indústria e Comércio

Ltda.) contendo um implantes. Os implantes estudados foram o Titamax<sup>®</sup> TI Medular de 3,75x9mm com plataforma 4,1mm, formato cilíndrico, sextavado externo com dupla rosca compactante, Titamax<sup>®</sup> TI Cortical de 3,75x9mm com plataforma 4,1mm, formato cilíndrico, sextavado externo com dupla rosca cortante, Titamax<sup>®</sup> Cone Morse de 3,75x9mm com plataforma 4,1mm, formato cilíndrico, encaixe cone morse com dupla rosca cortante e o Alvim<sup>®</sup> TI de 4,3x10mm com plataforma 4,1mm, formato externo cônico, hexágono externo com rosca simples compactante (Neodent<sup>®</sup>). Avaliaram oito pontos sem a carga e após a instalação dos implantes e 13 pontos submetidos à carga axial de 0,30Kgf que equivale a 2,94N. Nos grupos sem carga o valor da tensão cisalhante média nos pontos analisados de cada grupo e submetidos à análise de variância, demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa e o teste de Tukey demonstrou que a diferença estava no implante Alvim<sup>®</sup> TI. Para todos os grupos, após a incidência da carga axial, não resultou em diferença significativa nas tensões médias geradas. Na comparação entre Titamax<sup>®</sup> Medular com Titamax<sup>®</sup> Cortical, Titamax<sup>®</sup> Medular com Titamax<sup>®</sup> Cone Morse, Titamax<sup>®</sup> Cortical com Titamax<sup>®</sup> Cone Morse teve uma diferença de média de tensão que não atingiu uma diferença estatisticamente significativa, provavelmente devido a suas semelhanças de espessura e desenho. Já o implante Alvin<sup>®</sup> apresentou diferença estatisticamente significativa com todos os outros grupos, isto pode ser devido ao seu desenho cônico que quando instalado gerou maior tensão no corpo de prova. Concluiu que ao aplicar carga, os diferentes desenhos não interferiram na tensão cisalhante média na metodologia proposta em seu trabalho.

Celik e Uludag (2007) compararam as características da transferência de carga em relação a inclinação e verticalização dos implantes associado a quatro sistemas de retentores sobre três implantes para fixação da sobredentadura pelo método da fotoelasticidade. Dois modelos fotoelásticos (PL-2) mandibulares foram fabricados contendo três implantes de 3,7x14mm (Swissplus<sup>®</sup>) de plataforma 4,8mm instalados entre os forames mentonianos. No primeiro modelo, os implantes estavam paralelos entre si e orientados verticalmente. No segundo modelo, o implante da linha média foi orientado verticalmente e os outros dois implantes foram posicionados em 20 graus divergentes a partir do centro do implante. Quatro mecanismos de retenção foram estudados para cada modelo: Locator<sup>®</sup> (Attachments

Intl Inc.), retentor bola (Swissplus<sup>®</sup>), barra clip (Bredent<sup>®</sup>) e retentor bola associado à barra clip (Bredent<sup>®</sup>). O modelo da barra conectado a três implantes e o modelo da barra com retentor bola usado na barra estavam de forma similares e incorporado adicionalmente o retentor bola distalmente a barra. Carga vertical de 135N foi aplicada unilateralmente à fossa central do primeiro molar direito. Nas sobredentaduras que possuíam implantes esplintados e não esplintados foram observados níveis de estresse de moderado a baixo nos diferentes sistemas de retentores. Em ambas orientações dos implantes, vertical e inclinado, para o sistema de barra com retentor bola foi encontrado o menor nível de estresse. Concluíram que tanto na configuração dos implantes verticais quanto inclinados, o menor nível de estresse foi transferido para todos os implantes do sistema de barra com retentor bola, enquanto que moderado níveis de estresse foram observados nos implantes do lado submetido a carga no sistema de fixação com retentores não esplintados. A maior quantidade de estresse encontrada, comparando todos os sistemas de retentores de sobredentaduras, esteve na faixa do nível moderado. Para os implantes na disposição vertical, as tensões se distribuíram para todos os implantes, mas exceto, com o sistema de retentor bola, com o qual se demonstrou pouco discernível no lado que não sofreu carregamento.

Georgiopoulos et al. (2007) avaliaram por elemento finito bidimensional os efeitos do comprimento e do diâmetro do implante na distribuição da tensão no osso alveolar do implante unitário, antes e depois da fase de osseointegração. Foram feitos 16 modelos, sendo oito para analisar o comprimento e oito para analisar o diâmetro. Para investigar o efeito do comprimento usou-se implantes com diâmetro de 3,75mm e comprimentos de 8mm, 10mm, 12mm e 14mm. Para avaliar o efeito do diâmetro utilizou-se implantes no comprimento de 10 mm e diâmetros de 3mm, 3,75mm, 4,5mm e 5mm. A fase antes da osseointegração foi simulada computacionalmente assumindo um coeficiente de fricção na interface entre o implante e o osso circunvizinho. Para a fase pós osseointegração foi simulada computacionalmente assumindo uma união fixa na interface entre o implante e o osso circunvizinho. Os resultados da análise em elemento finito indicaram uma tendência para redução da tensão no implante, ambos antes e depois da osseointegração, quando o comprimento foi aumentado. Porém, as tensões calculadas no implante foram baixas após a osseointegração. Embora nenhuma

correlação específica pudesse ser vista relativa à influência do diâmetro do implante, as tensões calculadas no implante foram novamente baixas após a osseointegração. Para todos os casos, a concentração máxima da tensão aconteceu na interface pilar-implante. Com o aumento do comprimento do implante de 10mm para 14mm, houve uma tendência na redução das tensões, antes e após a osseointegração. Essa tendência não se manifestou nos comprimentos de 8mm à 10 mm. O efeito do diâmetro do implante no tecido ósseo não ficou claro. Implantes de diâmetro maiores que 5mm não são preferíveis para carga imediata. Finalmente, foi visto que o osso cortical não é influenciado pela fase da osseointegração, enquanto que o osso trabecular é altamente afetado.

Guariglia (2007) analisou por meios fotoelásticos o comportamento da distribuição das tensões em sobredentaduras suportadas por quatro implantes 4,5x11mm (Ankylos<sup>®</sup>) de conexão interna e o sistema protético de coroas cônicas (Syncone<sup>®</sup>). Comparou duas formas de distribuição dos implantes. Na primeira (CPM1) os implantes foram posicionados nas regiões de incisivos centrais e pré-molares e o segundo (CPM2) os implantes estavam posicionados nas regiões de caninos e pré-molares. Os modelos receberam cargas de forma crescente 22N, 44N, 88N e 188N. O sistema Syncone<sup>®</sup> na sobredentadura com CPM1, o rebordo residual recebeu a maior quantidade de tensões em relação aos implantes. No CPM2 as maiores tensões também foram transmitidas ao rebordo residual e os tecidos de suporte ao redor dos implantes ficaram mais preservados das tensões. Concluiu que comparativamente o CPM2 aparentemente transmitiu menores tensões aos implantes que o CPM1 e maiores tensões ao rebordo residual. Quando se empregou o sistema Syncone<sup>®</sup> na sobredentadura os implantes foram preservados quanto à ocorrência de uma sobrecarga durante a máxima intercuspidação dos arcos dentários.

Markarian et al. (2007) compararam pela análise fotoelástica a distribuição das tensões ao longo da estrutura fixa colocada sobre implantes angulados e paralelos, com valores diferentes de espaço entre a estrutura metálica e um dos implantes. Fizeram dois modelos fotoelásticos em resina fotoelástica PL-2 (Measurements Group Inc.). Um dos modelos com três implantes paralelos entre si e verticalizados e o outro modelo com dois implantes externos paralelos e

verticalizados entre si e o implante central inclinado a 30 graus. Em ambos modelos fotoelásticos, os implantes utilizados foram 3,75x10mm (Conexão<sup>®</sup>) e o pilares cônicos retos (Conexão<sup>®</sup>) sobre os implantes paralelos e, sobre o implante angulado, um pilar cônico angulado a 30 graus (Conexão<sup>®</sup>). Duas estruturas metálicas, uma para cada modelo, foram construídas em titânio comercialmente puro com componentes comerciais de mesmo material e ambas estruturas totalmente assentadas no modelo. No primeiro momento, analisaram a aplicação da carga de 100N no sentido axial sobre a estrutura metálica no implante central. No segundo momento, cortaram as estruturas metálicas e nova solda foi executada deixando o implante central com um espaço de 150µm e foram repeditos os testes. No modelo com implantes paralelos, a distribuição da tensão seguiu o longo eixo do implante. Já no modelo com implante angulado foi observado a concentração da tensão mais elevada e não homogênea ao redor da região apical dos implantes externos. A instalação de uma estrutura metálica desajustada resultou num aumento da tensão antes da carga. Concluíram que a tensão foi gerada após o aperto dos parafusos da estrutura metálica, esteve aumentada quando a carga foi aplicada e quando o espaço vertical esteve presente. Implantes angulados resultaram em padrões de tensões oblíquos, com os quais não foram transferidos de forma homogênea.

Akça e Çehreli (2008) compararam através das técnicas de fotoelasticidade e strain gauge os diferentes modelos de união cônica entre implante-pilar na transmissão do estresse para a região óssea peri-implantar. Fabricaram modelos unitários nas medidas de 5x5x0,9mm em resina fotoelástica (PL-2) contendo o conjunto pilar e implante de 4,5x10mm cônico friccional interno de 1,5 graus de divergência (Bicon<sup>®</sup>), 4,0x10mm cônico interno de 11 graus de divergência cilíndrico com micro roscas na região do pescoço do implante (Astra Tech<sup>®</sup>), 4,1x10mm cônico interno de 8 graus de divergência SynOcta<sup>®</sup> (ITI<sup>®</sup>) e 4,1x10mm implante em monobloco (ITI<sup>®</sup>). Foram aplicadas cargas verticais e cargas inclinadas em 20 graus, com força de 75N. A análise em strain gauge foi empreendida intencionalmente ao nível do osso marginal nos implantes, para que se descobrissem os efeitos do modelo do acasalamento entre o implante e o pilar protético. Três elementos em strain gauge foram unidos sobre o modelo em íntimo contato com os implantes. Seguindo o mesmo protocolo de carga, os sinais de strain gauge foram digitalizados por um sistema de aquisição de dados (ESAM Traveller 1) e exibidos em um

computador com o programa (ESA, ESA Messtechnik), correspondente a uma taxa de amostra de 10 kHz e as tensões principais foram calculadas. Na região do pescoço do implante, as ordens de franja foram similares nos implantes da ITI<sup>®</sup> e da Astra Tech<sup>®</sup> e, ligeiramente maiores no implante da Bicon<sup>®</sup>, em ambas condições de carga. Na carga vertical, as tensões ao redor da região apical do implante Bicon<sup>®</sup> foram mais altas na comparação das tensões na mesma região dos implantes da ITI<sup>®</sup>. Nas cargas oblíquas as tensões em ambos implantes ITI<sup>®</sup> foram maiores que nos outros implantes testados, mas essa diferença segundo os autores, não parece ter qualquer relevância clínica. Concluíram que nos modelos de união cônica interna, na mesma condição de carga, assemelharam-se com o implante em monobloco na transmissão de força ao tecido peri-implantar. Segundo os autores, para a redução do estresse na região peri-implantar pode ser mais efetivo o aumento do diâmetro do implante do que o tipo do implante. O método de strain gauge promoveu dados mais objetivos e distintivos (tipo de tensão: compressão e tração), corroborando com os resultados da fotoelasticidade, que dependeu do operador, na visualização e interpretação das franjas isocromáticas.

Bergkvist et al. (2008) analisaram por elementos finitos a distribuição do estresse no tecido ósseo e os níveis de tensão na maxila causados pela força da mordida nos implantes esplintados e não esplintados utilizando o programa TRINITAS<sup>®</sup> (Instituto de Tecnologia, Universidade de Linköping, Linköping, Suécia). Os implantes foram modelados como cilindros de 4,1x12mm. No modelo não esplintado foram investigados três situações de carregamento convencionais no lado esquerdo da maxila (somente com carga no implante L1, somente com carga no implante L2 e somente com carga no implante L3). Em cada situação, somente o implante que foi sujeito à carga foi conectado à prótese. As tensões ao redor dos três implantes foram estudadas em cada situação de carga. Nos implantes do lado direito foram presumidos que se comportaram da mesma maneira. No modelo dos implantes esplintados, todos os seis implantes foram conectados simultaneamente à prótese. Em ambos modelos, a força de mordida foi de 300N e aplicada diretamente sobre o implante testado. A direção das forças aplicada nos implantes L1 e L2 teve uma angulação de 10° diagonalmente de posterior, enquanto o implante L3 foi sujeito à carga vertical de 90°. As tensões equivalente de von Mises foram medidas no tecido ósseo e calculadas como a média das tensões encontradas nos

pontos mesial e distal, mais próximos dos implantes. Os pontos de avaliação foram a 0,35mm dos implantes. Dois valores para o módulo de Young's foram usado para simular o tecido ósseo trabecular maxilar de densidades diferentes. Níveis de tensão no tecido ósseo ao redor dos implantes esplintados estavam notadamente mais baixos que os níveis de tensão ao redor dos implantes não esplintados. Concluíram que sob o ponto de vista mecânico, a simulação em elementos finitos apoiou a hipótese de esplintar os implantes, pois reduziu a evolução dos danos nos tecidos ósseos, o que veio de encontro com as observações clínicas.

Torres (2008) analisou por meio da fotoelasticidade as tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse, levando em consideração o comportamento biomecânico dessas próteses, com coroas isoladas e unidas, com e sem a presença do elemento dental distal aos implantes, variando o tipo de material de recobrimento estético cerâmico e resina, com diferentes tipos de cargas estáticas. O modelo fotoelástico, simulando um espaço protético intercalado, com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitado por meio de quatro tipos de coroas parafusadas sobre dois implantes cone morse 4,0x11mm Titamax<sup>®</sup> CM (Neodent<sup>®</sup>) adjacentes (coroas unidas com recobrimento estético em cerâmica; coroas isoladas com recobrimento estético em cerâmica; coroas unidas com recobrimento estético em resina e coroas isoladas com recobrimento estético em resina). Análise fotoelástica qualitativa foi realizada sob diferentes condições de aplicação de carga na superfície oclusal das coroas (oclusal distribuída e puntiforme simultânea). A força foi de 1kgf oclusal distribuída e 0,5kgf puntiforme simultânea. A primeira análise foi feita na presença do contato proximal efetivo entre as próteses e o dente da distal dos implantes. A segunda análise foi realizada após eliminar a coroa do dente distal no modelo fotoelástico. Registros fotográficos foram obtidos em cada situação de interesse para análise, a fim de facilitar a observação e comparação do padrão de distribuição das franjas isocromáticas em torno dos implantes, que seguiu o critério quanto maior a proximidade entre as franjas maior a concentração de tensão; quanto maior o número de ordem de franja, ou o número de franjas, maior a magnitude de tensão. Concluiu que a união das coroas promoveu melhor distribuição de tensões em torno dos implantes. As restaurações metalocerâmicas resultaram em menor magnitude e concentração de tensões em torno dos implantes quando comparadas às

restaurações metaloplásticas. A presença de um dente com ponto de contato efetivo na distal das coroas não modificou as tensões resultantes em torno dos implantes, mas este dente participou da distribuição de tensões para o modelo fotoelástico. A ausência de uma oclusão bem ajustada e distribuída sobre as restaurações protéticas pode provocar sobrecarga nos implantes.

Assunção et al. (2009) avaliaram a influência dos implantes com ou sem roscas na análise bidimensional em elemento finito. Construíram modelos bidimensionais em elemento finito que reproduziram a seção frontal da região posterior da mandibular edêntula contendo implante 3,75x15mm (SIN<sup>®</sup>) com e sem roscas. Para avaliar o efeito das roscas do implante, criaram dois modelos: um dos modelos, as roscas do implante eram exatamente iguais ao natural (modelo preciso) e no outro modelo, o implante foi delineado com a superfície lisa (modelo simplificado). Os testes foram feitos com carga de 133N, no sentido oblíquo, a 2mm fora do centro da superfície oclusal protética, num ângulo de 30 graus. O estresse máximo de von Mises foi aproximadamente 18% maior no modelo preciso. Em todos os grupos, a concentração do estresse esteve ao redor do pescoço do implante e na interface coroa-implante. Concluíram que a distribuição do estresse foi similar em todos os grupos, embora os modelos mostrassem diferenças absolutas nos valores de estresse.

Begg, Geerts e Gryzagoridis (2009) fizeram uma análise descritiva e qualitativa do padrão de estresse ao redor do implante distal angulado no conceito All-on-Four, por fotoelasticidade. Fabricaram quatro modelos em resina acrílica fotoelástica contendo cada modelo quatro implantes 4,3x13mm (Nobel Biocare<sup>®</sup>) simulando a configuração do All-on-Four, os dois implantes centrais locados vertical e paralelamente no modelo e os implantes distais locados com as seguintes inclinações de zero grau, 15, 30 e 45 graus em cada modelo. Os quatro implantes foram unidos por meio de estrutura metálica em formato de barra. Os modelos fotoelásticos foram colocados entre duas bigornas paralelamente. Em pares, os pilares dos implantes foram sistematicamente submetidos à carga de suspensão de 5, 10 e 15Kg correspondentes a 49,05N, 98,06N e 147,09N em uma das bigornas. A análise fotoelástica foi realizada usando o polariscópio circular. Os padrões de franja produzidos na resina fotoelástica, para cada implante e carga, foram fotografados

com uma câmera digital. A concentração das franjas e as maiores ordens de franjas foram registradas e descritas para as regiões apical, média e coronal do implante distal angulado, para cada cenário de carga. Para os implantes colocados com ângulo de 15 e 30 graus, pequena diferença nos padrões de estresse entre os implantes centrais (vertical) e os implantes distais (angulado). Para cada cenário de carga e para todas as angulações, as ordens de franja mais baixas foram registradas na região média do implante. As maiores ordens de franja foram encontradas na região apical dos implantes e foram sempre maiores do que as maiores ordens de franja da região coronal do implante. O modelo cujo implante distal estava numa inclinação de 45 graus, as concentrações de franjas isocromáticas estavam aumentadas. Concluíram que as regiões peri-implantares circunvizinhas do implante com inclinação distal em 45 graus estão mais propensas à sobrecarga oclusal do que comparadas com as regiões circunvizinhas dos implantes com menor inclinação.

Bernardes et al. (2009) estudaram através da análise fotoelástica o campo de tensão ocasionado na região peri-implantar gerado a partir de quatro diferentes interfaces pilar-implante, sob carga axial aplicada ao centro do implante e alguns milímetros de distância do centro do implante. Foi fabricado pela empresa Neodent<sup>®</sup>, implantes de 4,3x13mm, similares ao original, sem rosca e cilíndricos, em titânio grau IV e pilares compatíveis com o tipo de interface do implante, em quatro configurações diferentes (hexágono externo, hexágono interno, cônico interno com 11,5 graus e implante solidificado ao pilar em uma peça). Em um molde mestre, a resina acrílica fotoelástica (Polipox Indústria e Comércio) foi vertida sobre todo o comprimento dos implantes formando um bloco de resina fotoelástica de 52x35x7,6mm. As amostras foram submetidas à cargas verticais de compressão. Uma carga de 1,5Kg foi aplicada no centro de implantes, simulando uma carga central sobre o implante. Outra carga foi aplicada a 6,5mm de distância do centro com 0,75Kg de força. Os valores para as cargas foram determinados de acordo com as características mecânicas e ópticas da resina de fotoelástica. Um mapa numérico contendo 61 pontos foi colocado na frente do polariscópio para padronizar a leitura dos campos de tensão. As tensões máximas foram determinadas e observadas a 46 pontos ao redor do implante sob carga central e a 61 pontos sob carga não central. Obtiveram-se gráficos que descreviam a tensão máxima localizados no eixo Y e os

pontos analisados no eixo x e calcularam as áreas sob as curvas. Na carga central, todos os pontos resultaram em pequena diferença. A menor quantidade de estresse foi observada para o implante cônico interno e os valores foram um pouco maiores (0,4% para 3,3%) para os outros implantes. Não houve diferença estatisticamente significativa no grupo com carga central. Na carga fora do centro, o implante hexágono interno apresentou o menor estresse em todos os pontos e diferiu significativamente do implante de hexágono externo e do implante de uma peça e exibiu os níveis mais baixos de stress. Concluíram que na carga fora do centro, a interface hexágono interno apresentou as menores concentrações de tensão, a interface cônico interno apresentou resultados intermediários e a interface do implante de uma peça e do hexágono externo resultaram em elevados níveis de estresse. Ao centralizar a carga axial, essa produziu resultados semelhantes em todas as interfaces.

Canay e Akça (2009) avaliaram por meio de elementos finitos os efeitos da alteração do diâmetro na interface do pilar protético do implante na distribuição de carga para o osso periimplantar e na região de conexão implante-pilar. Projetaram e simularam numericamente oito diferentes conexões implante-pilar. Um micro espaço entre o implante-pilar foi criado, em direção ao eixo central do implante, para criar o conceito de alteração do diâmetro ou alteração de plataforma. O projeto conceitual foi caracterizado com a distância de compensação horizontal, ângulo de emergência e a altura do pescoço do pilar. Um modelo de controle, com conexão convencional implante-pilar e com altura convencional do pescoço do pilar, também foi desenvolvido para efetuar as comparações entre os projetos. Foi considerado também em todos os projetos um cilindro acrílico de 14x16mm instalado verticalmente sobre o pilar protético. Sobre o cilindro acrílico foi aplicada carga vertical e oblíqua em trinta graus, separadamente, de 150N. As principais tensões de von Mises sob condições de carregamento estático e oblíquo foram avaliadas numericamente e apresentadas descritivamente. As tensões no osso periimplantar foram quase idênticas com magnitudes semelhantes em todos os projetos. O aumento da distância de compensação horizontal gerou aumento das magnitudes e das intensidades da tensão no interior da união pilar-implante. Os autores discutiram que se precisa de mais estudos mecânicos para identificar o melhor projeto na relação com a alteração da plataforma entre a conexão pila-implante que

proporcione estabilidade mecânica em longo prazo. Concluíram que a relocação do micro espaço e a redefinição da conexão implante-pilar, em relação ao osso marginal periimplantar, não influenciam nas características da tensão, mas pode afetar as propriedades mecânicas da conexão implante-pilar.

Qian et al. (2009) investigaram a interação do diâmetro do implante, profundidade de inserção e o ângulo de carregamento na geração do campo de tensão sobre o implante e o osso mandibular, pelo método do elemento finito. Criaram quatro modelos em elemento finito com implantes variando os diâmetros 3,7mm e 5,2mm e o comprimento de 9mm e 10mm. O osso mandibular foi modelado como linear elástico médio e composto pela cortical e esponjoso. O implante foi delineado tipo parafuso com característica médio elástico-plástico. Foram aplicadas sobre os implantes cargas estáticas de 200N na superfície coronal, na direção vestibulo-lingual, variando os ângulos de vertical, em 0 a 85 graus. O aumento do ângulo na aplicação de força causou aumento dos valores de estresse máximo e piorou os padrões de distribuição das tensões no osso e no implante. Na estrutura óssea a tensão máxima sempre aconteceu na margem superior cortical no lado lingual junto ao implante. O uso de um implante de maior diâmetro ou com maior comprimento reduziu significativamente o valor máximo de estresse, melhorou os padrões de distribuição das tensões e diminuiu a suscetibilidade ao estresse ao ângulo de carregamento. Concluíram que um implante de menor diâmetro com comprimento curto e sob forças oblíquas está mais desfavorável com relação à distribuição das tensões, tanto a nível ósseo quanto no próprio corpo do implante. Um modelo de implante, com pescoço num formato mais aperfeiçoado, combinado a correta instalação dos implantes, onde as roscas do pescoço do implante estariam abaixo da crista óssea cortical, melhoraria o ambiente biomecânico na manutenção do osso no sistema implante/osso.

Sella (2009) avaliou in vitro a distribuição das tensões mastigatórias no fechamento, topo e lateralidade sobre os dentes submetidos a diferentes tipos de esplintagem por meio da análise fotoelástica. Utilizou o polariscópio de reflexão de campo circular, câmera digital, o programa PS Calc 2.0<sup>®</sup> (acompanha o equipamento de polariscópio), espelho (transmissão da luz) e da máquina de ensaio universal (padronização da carga). Foram confeccionados modelos das arcadas superior e

inferior, em resina fotoelástica, com dentes pré-fabricados. Os modelos foram fixados e ajustados em articulador semi-ajustável. Todas as esplintagens foram coladas nas superfícies vestibulares dos incisivos centrais, laterais e caninos superiores. Os grupos foram divididos de acordo com o tipo de esplintagem utilizado: controle (sem esplintagem); esplintagem rígida (braquetes e fio 0,021" x 0,025" de aço-inox); esplintagem semirígida (braquetes e fio 0,016" x 0,016" de cromo-cobalto e com tira de fibra de vidro); esplintagem flexível (fio de nylon). Os testes de aplicação de força, no sentido oclusal, foram realizados com alteração das cargas estabelecidas para cada posição: oclusão cêntrica (400N, 500N e 600N), topo a topo (300N, 400N e 500N) e lateralidade (200N, 300N e 400N). As franjas, formadas pela tensão no material fotoelástico, foram analisadas e quantificadas em MPa, em três pontos na região da crista mesial de cada dente (um apical, um mediano e um cervical). Essa análise permitiu obtenção de resultados mais objetivos. Em uma segunda fase, estabeleceu-se a infra oclusão do elemento 11, por meio do ajuste oclusal e os grupos foram reavaliados. Os dados foram submetidos à ANOVA e teste de Tukey, a 5% de significância. A fibra de vidro se mostrou o material com melhor capacidade na distribuição de tensões sob a aplicação de forças no sentido vertical. O fio de nylon apresentou características de não distribuição de tensões.

Turcio et al. (2009) realizaram uma revisão de literatura sobre o método laboratorial da fotoelasticidade para avaliar o comportamento das próteses sobre implantes. Encontraram nesse método, análise de birrefringência conhecida por fotoelasticidade, uma ferramenta passível de analisar várias circunstâncias clínicas laboratorialmente e com grande aplicabilidade na odontologia restauradora, permitindo predição e minimização de pontos críticos biomecânicos. Foi citado também outros métodos de investigação e análise biomecânica, elementos finitos, análise em strain gauge e a avaliação de resistência entre o implante e o osso, por torção, tração e compressão. Concluíram que a análise fotoelástica possui grande aplicabilidade na Odontologia Reabilitadora, foi usado por muitos estudos in vitro e permitiu predição das regiões críticas das próteses.

Cariello et al. (2010) avaliaram por meio da fotoelasticidade a passividade no assentamento da infraestrutura fundida em titânio e soldada a laser antes e após o procedimento de eletroerosão. Foi construído um modelo mestre em aço inoxidável

reproduzindo uma mandíbula humana. Nele estavam presos cinco análogos do Multi-unit<sup>®</sup> posicionados na configuração do protocolo clássico. Seis infraestruturas em titânio comercialmente puro foram construídas. O modelo mestre foi moldado e uma matriz fotoelástica foi produzida contendo cinco implantes (4,1x13mm) com componentes protéticos Multi-unit<sup>®</sup>. Todas as amostras foram submetidas à solda a laser. Foi avaliada no microscópio a precisão do ajuste dentro de 0,5µm. A melhor infraestrutura foi selecionada e submetida à análise fotoelástica (grupo I). O aperto dos parafusos seguiu três seqüências predeterminadas (1, 2, 3, 4, 5 / 5, 4, 3, 2, 1 / 3, 2, 4, 1, 5). A mesma infraestrutura foi submetida a um refinamento através da técnica de eletroerosão (Grupo II) e avaliada pela análise fotoelástica. A seqüência (3, 2, 4, 1, 5) alcançou melhores resultados em ambos os grupos. Um maior número de franjas foi observado ao redor dos implantes medianos em todas as seqüências de ambos os grupos. Concluíram que a solda a laser da infraestrutura fundida em titânio associados ao processo de eletroerosão melhorou significativamente a adaptação marginal da infraestrutura e foi efetivo para o ajuste passivo.

Chang, Chen e Hsu (2010) analisaram e compararam pelo método do elemento finito o estresse na interface osso-implante de implantes com plataforma diminuída e convencional na região posterior de maxila. Criaram modelos tridimensionais em elemento finito da secção maxilar da região de primeiro molar superior com um implante 4,1x10mm Osseotite<sup>®</sup> (Biomet 3i<sup>®</sup>). Um dos modelos simulou a plataforma convencional, 4,1mm de diâmetro. No outro modelo, o implante de plataforma estreita, 3,4mm de diâmetro. Coroas em ouro de 2mm de espessura oclusal foram instalados sobre o pilar de titânio (Gingihue Post<sup>®</sup>). As propriedades dos materiais do osso cortical e esponjoso foram modeladas como ortotrópico e isotrópico transversalmente, respectivamente. Forças oblíquas oclusais foram aplicadas, carga vertical de 100N e carga horizontal de 20N, de vestibular para palatino em quatro locais diferentes, o que equivaleu a uma carga de 200N na vertical e 40N na direção vestibulo-palatal. No carregamento vestibulo-palatal, a força foi aplicada na fossa central e distal da coroa. Sobre os modelos computacionais foram calculados os estresses de von Mises. O estresse máximo de von Mises (compressão e tração) no osso cortical foi menor na plataforma reduzida do que na convencional. Porém, no osso esponjoso o estresse máximo de von Mises foi maior na plataforma reduzida do que na convencional. Concluíram que o

implante de plataforma reduzida diminuiu a concentração de estresse na área de osso cortical, mas deslocou a concentração do estresse para a área de osso esponjoso no carregamento oblíquo. O estresse no osso esponjoso estava distribuído, não somente no lado palatal da plataforma e no ápice do implante, mas também ao longo de toda a superfície das roscas da plataforma reduzida.

Clelland et al. (2010) compararam as tensões da prótese sobre implante com conexão interna cônica esplintada e não esplintada usando o método de correlação de imagem tridimensional. Criaram dois modelos em resina acrílica usando os dados do escaneamento da tomografia computadorizada de um paciente que perdeu todos os dentes molares da mandibular. Foram colocados dois implantes no lado direito dos dois modelos mandibulares usando um guia cirúrgico computadorizado. O primeiro modelo recebeu implantes de 5x15mm (Astra Tech<sup>®</sup>) e o segundo modelo recebeu implantes de 5x11mm (Astra Tech<sup>®</sup>). Três conjuntos de cada tipo de prótese parafusada, esplintada e não esplintada, em ouro foram feitos e ajustados sobre modelos. A técnica de correlação de imagem tridimensional utilizou, para captar e interpretar as imagens de tensão, um par de câmeras fotográficas digitais de alta resolução (Trilion Quality Systems) e o programa computacional ARAMIS 3D<sup>®</sup> (ARAMIS 3D Image Correlation, GOM) que proveram uma visão sincronizada dos modelos durante a experiência. Cargas estáticas biaxiais de 203N foram aplicadas nas direções verticais e oblíquas de vinte graus, no sentido anterior e posterior ao centro das coroas protéticas. Os dados da distribuição das tensões máximas e mínimas foram comparados. A prótese esplintada compartilhou a distribuição de cargas. Os dados da distribuição das tensões mostraram que o comprimento dos implantes de diâmetro de 5,0mm, não foi estatisticamente significativo comparando as próteses esplintadas das não esplintadas num carregamento oblíquo. Concluíram que as próteses esplintadas distribuem tensões mais uniformes, porém os dados de distribuição das tensões não foram estatisticamente diferentes das próteses não esplintadas. O esplintar pode não ser significativo aos implantes de conexão cônica interna na configuração de um implante de 5,0mm de diâmetro para uma coroa. Os autores indicaram a necessidade de mais estudos clínicos para poder tomar essa decisão de não esplintar os implantes.

Guan et al. (2010) avaliaram a inter-relação de vários implantes e os parâmetros ósseos que influenciam a distribuição do estresse de von Mises na mandíbula, por elemento finito. Ao aplicar a carga máxima, o estresse máximo de compressão, no osso esponjoso e cortical, foi comparado aos dados publicados de estresse-tensão, para determinar o estado de fratura óssea traumático. Os parâmetros utilizados foram o diâmetro e o comprimento do implante, módulo de Young's do osso esponjoso e cortical e as espessuras dos mesmos. O sistema osso-implante foi modelado usando os elementos de tensão bidimensionais, 50% de osseointegração entre o implante e o osso esponjoso e relações lineares, entre o valor de estresse e o módulo de Young's dos ossos esponjosos e corticais de qualquer ponto específico na mandíbula. O comprimento do implante pareceu ser mais influente que o diâmetro do implante no osso esponjoso, considerando que o diâmetro do implante foi mais influente no osso cortical. Na classificação de todos os parâmetros estudados indicou que a força mastigatória aplicada teve influência mais significativa na diferença do estresse, em ambos os tecidos ósseos, que em todos os outros parâmetros. O módulo de Young's do osso cortical e o comprimento do implante foram menos influentes no osso esponjoso e no cortical, respectivamente. Nas cargas traumáticas, o osso esponjoso fraturou em todas as combinações dos parâmetros. Quando todos os parâmetros foram fixados em seus valores médios, o osso cortical não fraturou nas cargas traumáticas, porém fraturaria se todos os parâmetros fossem fixados nos valores mínimos. Concluíram que na avaliação quantitativa, a posição do implante principal e os parâmetros ósseos ajudaram a prover diretrizes práticas que foram úteis para o modelo dos implantes dentais e nas práticas clínicas.

Lan et al. (2010) analisaram por elemento finito tridimensional, o estresse recebido pela estrutura óssea, na variação da angulação mesiodistal dos implantes de coroas unidas da região posterior da mandíbula. Oito modelos em elementos finitos, divididos em três grupos (dois implantes em cada grupo), implantes paralelos, implantes com ápice que se convergem e se divergem. Os implantes paralelos estão em três configurações, dois implantes perpendiculares ao plano oclusal, inclinados para mesial e inclinados para a distal. O grupo com ápice convergente se subdivide em duas configurações, um dos implantes no sentido perpendicular ao plano oclusal e o outro no sentido inclinado. O grupo com ápice divergente se subdivide em três

configurações, ambos implantes com ápice divergente, um dos implantes divergente enquanto o outro permanece perpendicular ao plano oclusal. A inclinação dos implantes foi de 15 graus. Foi aplicado, na oclusal das fossas centrais das coroas unidas, carga de 200N nos sentidos vertical e oblíquo em 45 graus. A direção oblíqua foi de vestibulo-lingual, linguo-vestibular, mesio-distal e disto-mesial. O tipo de carga foi o fator principal que afetou a distribuição da tensão ao comparar o ápice dos implantes e a inclinação distal do corpo do implante. Quando a carga foi combinada com a inclinação distal do implante, os valores de tensão estavam significativamente aumentados, especialmente no modelo de implantes paralelos com inclinação para a distal e no modelo com ápice convergente com o implante de primeiro molar vertical e o implante da região do segundo molar inclinado para a distal. Concluíram que o tipo de carregamento, no sentido linguo-vestíbulo e vestibulo-lingual, foi o principal fator que afetou a distribuição da tensão nas diferentes configurações de instalação dos implantes. Sugeriram para a região posterior de mandíbula, a utilização da configuração convencional de instalação dos implantes paralelos, ambos no sentido vertical, ou a configuração do implante em primeiro molar instalado no sentido vertical e o implante instalado em segundo molar levemente inclinado para a mesial. Recomendaram evitar a instalação dos implantes com inclinação distal para a região posterior de mandíbula.

Shen, Chen e Hsu (2010) avaliaram a influência da geometria do colarinho do implante na distribuição do estresse e da tensão no osso compacto crestal de quatro tipos de osso sob cargas axiais e oblíquas numa análise tridimensional em elemento finito. Construíram modelos em elementos finitos contendo implantes de formato em parafuso com três tipos diferentes de colarinhos, divergentes, reto e convergente e suas infraestruturas embutidas nos implantes na região posterior direita da mandíbula. Foram feitos testes em oito condições diferentes agrupados em quatro tipos ósseos. Os grupos foram ortotrópico, efetivamente isotrópico, alta e baixa densidade óssea sob cargas de 100N nos sentidos axial e oblíquas em 35,6 graus. Em todas as oito condições mostraram que o colarinho divergente demonstrou o menor estresse máximo de von Mises e o principal estresse esteve no osso compacto crestal em contato com o colarinho do implante seguido pelos colarinhos reto e convergente. A carga oblíqua induziu maiores valores que na carga axial. O modelo ortotropico amplificou e aumentou as micro tensões patológicas e o

estresse de tração no osso compacto crestal, comparados com o modelo efetivo isotrópico, especialmente nas amostras de colarinho do implante convergente. As tensões e o estresse máximo de von Mises aumentaram com a diminuição da densidade do osso esponjoso. Nas cargas oblíquas, o colarinho convergente e o reto mostraram valores de micro tensões patológicas tão excessivas quanto às tensões de tração do modelo ósseo ortotrópico no osso esponjoso de baixa densidade. Concluíram que a distribuição das tensões e do estresse no osso compacto adjacente foi influenciada pelo modelo do colarinho do implante. O modelo de colarinho divergente foi associado com os mais baixos níveis estresse e concentração de tensões no osso compacto crestal.

### 3 PROPOSIÇÃO

No mesmo sistema de implante com conexões implante-pilar cônico interno e hexágono externo, com carga axi-oclusal de 100N sobre a prótese parcial fixa implanto-retida metalocerâmica de 03 elementos, retida por 02 minipilares cônicos e 02 implantes de mesma conexão, objetivou-se, por fotoelasticidade:

1. Mensurar e comparar as tensões transmitidas às regiões adjacentes aos implantes;
2. Avaliar e comparar a relação entre o local de aplicação de carga e a distribuição das tensões nas regiões adjacentes aos implantes;
3. Avaliar e comparar a influência do modelo da conexão implante-pilar nas tensões transmitidas ao redor dos terços cervical, médio e apical dos implantes.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 CONFECÇÃO DO MODELO MESTRE

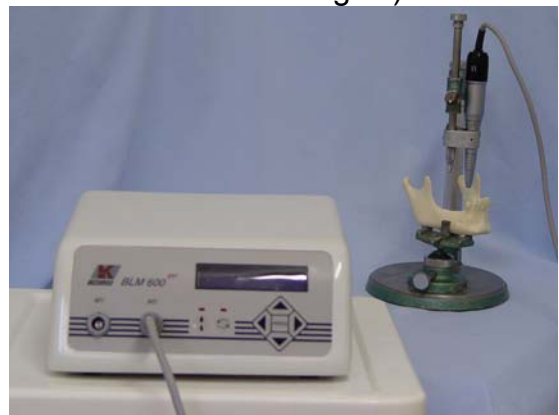
Foi utilizada uma mandíbula sintética (Nacional Ossos<sup>®</sup> – Jaú - São Paulo - Brasil) fixada à base horizontal móvel do delineador (DCL<sup>®</sup> - Campinas - São Paulo - Brasil) (figura 1), de modo que a mandíbula sintética manteve-se paralela a base horizontal fixa do delineador. Uma peça reta (KaVo<sup>®</sup> do Brasil Ind. Com. Ltda – Joinville - Santa Catarina - Brasil) foi conectada ao micro motor cirúrgico (Driller<sup>®</sup> - VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda. - São Paulo - São Paulo - Brasil) e o conjunto foi acoplado a base vertical móvel do delineador com auxílio de uma braçadeira (DCL<sup>®</sup> - Campinas - São Paulo - Brasil) (figura 2), para padronização das perfurações e obtenção do paralelismo entre os implantes.

**Figura 1** – Mandíbula presa a base móvel do delineador.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 2** – Equipamentos (delineador, peça reta, motor e micro motor cirúrgico).

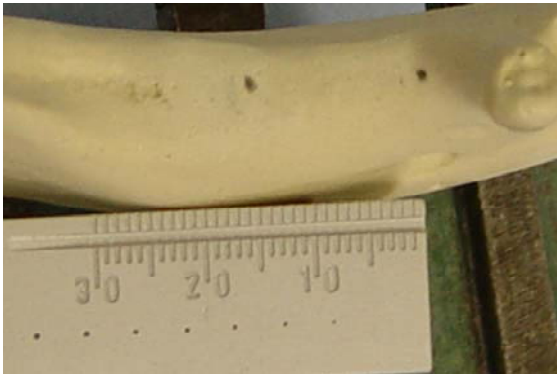


Fonte: Autoria própria.

Uma broca cirúrgica de diâmetro de 3,3mm (Kopp<sup>®</sup> - Curitiba – Paraná - Brasil) foi instalada na peça reta acoplada ao motor cirúrgico (Driller<sup>®</sup> - VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda. - São Paulo - São Paulo - Brasil), previamente programado na velocidade de 1200rpm para as fresagens. Demarcações na mandíbula sintética foram executadas por meio de régua milimetrada (Prisma<sup>®</sup> Instrumentos Odontológicos - São Paulo - São Paulo - Brasil) e lápis preto número 2 (Faber Castel<sup>®</sup> - São Carlos - São Paulo - Brasil) (figura 3). O motor cirúrgico foi acionado pelo pedal e a base vertical móvel do delineador foi manipulada com movimentos verticais, para a fresagem da primeira perfuração na região

correspondente ao dente 45 (figura 4), introduzindo a ponta ativa da broca até a demarcação correspondente de 13mm. A perfuração localizou-se à 2mm do dente 44, centralizada no sentido vestibulo-lingual, paralela ao dente 44 e com profundidade de 13mm.

**Figura 3** – Demarcações na mandíbula sintética.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 4** – Perfuração na região correspondente ao dente 45.



Fonte: Autoria própria.

A porção central da segunda perfuração localizou-se na região correspondente ao dente 47, a 15,50mm do centro da primeira perfuração, centralizada no sentido vestibulo-lingual, paralela a primeira perfuração e também com profundidade de 13mm. Os alvéolos formados pelas perfurações foram limpos por jatos de ar e a profundidade reaveriguada com o auxílio de uma sonda cirúrgica (Kopp® - Curitiba – Paraná – Brasil).

Removeu-se a broca cirúrgica e instalou-se, na peça reta, a chave de conta ângulo (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil) e monta implante (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil). O motor cirúrgico foi reprogramado na velocidade de 14rpm para a instalação do implante. O implante friccional I, de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil), foi acoplado ao monta implante (figura 5). Em seguida, o ápice do implante foi revestido com uma delgada camada de adesivo a base de cianocrilato (Loctite® Super Bonder® - Henkel - São Paulo - Brasil) (figura 6) para auxiliar na fixação aos alvéolos e com movimento rotacional o implante foi instalado na região correspondente ao dente 45, até o comprimento total do alvéolo, deixando a cervical do implante rente à crista óssea. A mesma seqüência foi executada para o segundo implante instalado na região correspondente ao dente 47 (figura 7).

**Figura 5** – Implante acoplado ao monta implante.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 6** – Delgada camada do adesivo a base de cianocrilato no ápice do implante.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 7** – Implantes instalados.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 8** - Minipilares friccional I.

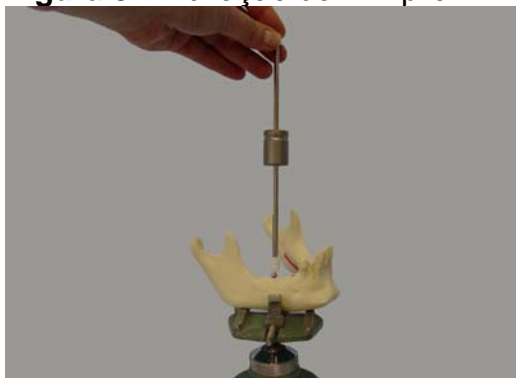


Fonte: Autoria própria.

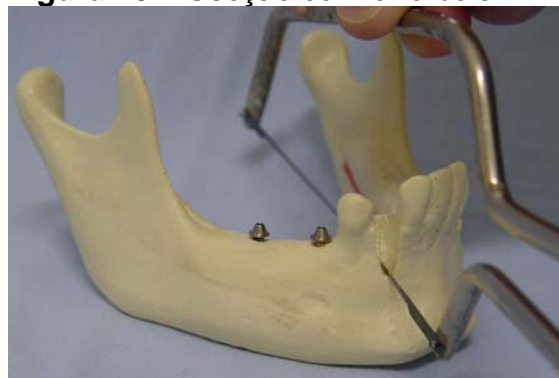
O disco de corte (Schelble® - Petrópolis - Rio de Janeiro - Brasil) foi instalado na peça reta e foi executada a planificação na crista óssea mesial do implante 44.

Os minipilares friccional I (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil) de altura 1mm (figura 8) foram introduzidos sobre os implantes e ativados com o bate conexão prótese (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil), no longo eixo do implante, conforme recomendação do fabricante (figura 9).

A mandíbula sintética foi seccionada com auxílio da serra de gesso tipo Ney (Bordente Comércio Importação e Exportação Ltda. - São Paulo - São Paulo - Brasil), na mesial do dente 43 (figura 10) e a 1cm para a distal do implante da região 47 (figura 11), obtendo-se, assim, o modelo mestre (figura 12).

**Figura 9 – Ativação do minipilar.**

Fonte: Autoria própria.

**Figura 10 – Secção da mandíbula.**

Fonte: Autoria própria.

**Figura 11 – Secção da mandíbula.**

Fonte: Autoria própria.

**Figura 12 – Mandíbula seccionada. Modelo mestre.**

Fonte: Autoria própria.

#### 4.2 CONFEÇÃO DA PRÓTESE METALOCERÂMICA

Uma prótese parcial fixa metalocerâmica implanto-retida de 3 elementos foi confeccionada sobre o modelo mestre. Utilizando-se coifas calcináveis (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil) que foram parafusadas sobre os minipilares e, com cera para escultura (Kota Indústria e Comércio Ltda. - São Paulo - São Paulo - Brasil), foi obtido o enceramento da estrutura metálica (figura 13).

Em seguida, o padrão de fundição em cera foi desparafusado e fixado a base conformadora de cadinho (figura 14), que foi acoplada ao anel inclusor de silicone (OGP Produtos Odontológicos Ltda. - São Paulo - São Paulo - Brasil).

Na seqüência, o revestimento (micro-fine 1700™ - Talladium, inc. – Valencia - EUA) foi proporcionado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e vertido no interior do anel inclusor contendo o enceramento. Aguardou-se a presa do material para remoção do anel inclusor e obtenção do bloco em

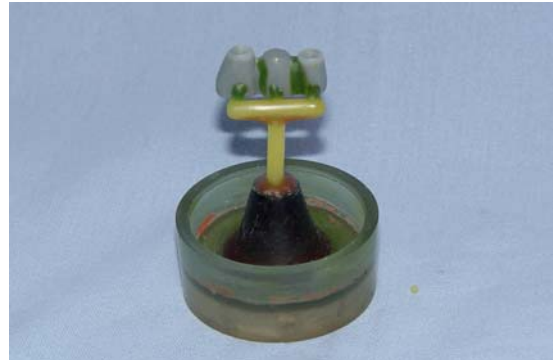
revestimento (figura 15). Quando, então, o bloco em revestimento foi levado ao forno elétrico (Indústria Mecânica Bravac Ltda. - São Paulo - São Paulo - Brasil) para a eliminação da cera e cozimento do material refratário (figura 16).

**Figura 13** - Enceramento da estrutura metálica.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 14** – Padrão de fundição em cera.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 15** – Inclusão em revestimento.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 16** – Eliminação da cera.



Fonte: Autoria própria.

Posteriormente, realizou-se o processo de fundição com o preenchimento do material refratário com a liga Co-Cr (Fit Cast<sup>®</sup> cobalto - Talmax<sup>®</sup> - Curitiba – Paraná - Brasil) (figura 17), fundida em uma máquina de fundição de força centrífuga (OGP Produtos Odontológicos Ltda. - São Paulo - São Paulo - Brasil).

Em seguida, aguardou-se o resfriamento da liga, sob bancada, até atingir a temperatura ambiente (figura 18). Após o resfriamento da liga, a infraestrutura foi separada do bloco de revestimento e dos condutos de alimentação.

O acabamento da estrutura metálica foi realizado com pontas montadas de óxido de alumínio (Schelble<sup>®</sup> - Petrópolis - Rio de Janeiro - Brasil) e jateada com óxido de alumínio de 125 $\mu$ m (Famox<sup>®</sup> - Importadora Defama Ltda. - Porto Alegre - Rio Grande do Sul - Brasil), com pressão de 60lbs, numa máquina jateadora de

abrasivos (EDG Equipamentos e Controles Ltda. - São Carlos - São Paulo - Brasil) e lavada no ultra-som (Cristófoli® - Campo Mourão – Paraná - Brasil) com álcool isopropílico (Implastec Eletroquímica – Votorantim - São Paulo - Brasil) (figura 19).

Para a formação do óxido, a infraestrutura foi levada no forno de porcelana (EDG Equipamentos e Controles Ltda. - São Carlos - São Paulo - Brasil) na temperatura de 550°C, sob vácuo, aumentando a temperatura do forno em 55°C por minuto, até 970°C, liberado o vácuo e deixado esfriar (figura 20).

**Figura 17** – Liga de Co-Cr.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 18** – Resfriamento da liga.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 19** - Estrutura metálica jateada.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 20** – Formação da camada de óxido.

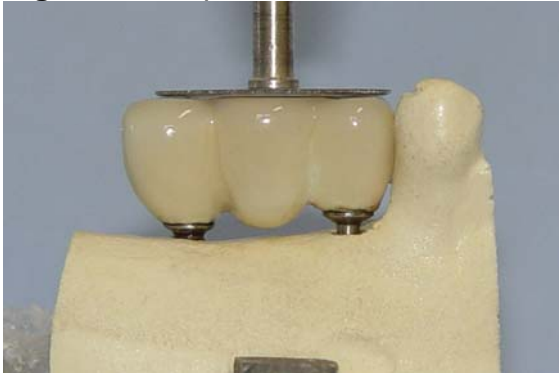


Fonte: Autoria própria.

Após, foi aplicado o wash opaque Vita® VMK95® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) e levado novamente ao forno sob vácuo, até atingir 990°C, liberado o vácuo e deixado esfriar. A aplicação da porcelana decorreu de acordo com a recomendação do fabricante. A porcelana utilizada foi a Vita® VMK95® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) opaco A3 – 3003 e vita opaco fluid, dentina A3 – 3053, Enamel EN1 – 3071 e vita modelling fluid. Após a aplicação da porcelana, na forma plana sobre a superfície oclusal, o modelo mestre foi fixado à

base móvel do delineador, na mesma posição inicial de paralelismo com os implantes e sua superfície oclusal foi regularizada e reaplainada com o auxílio de disco de carborundum (Schelble® - Petrópolis - Rio de Janeiro - Brasil), de modo a ficar perpendicular ao longo eixo dos implantes (figura 21). Em seguida, a peça retornou ao forno para o glazeamento da superfície da cerâmica de cobertura (figura 22). Na seqüência, foi executado na prótese o polimento do metal com borracha para polimento universal (EDENTA™ - Dental Rotary Instruments – Switzerland - Suíça).

**Figura 21** – Aplainamento oclusal.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 22** – Cerâmica glazeada.



Fonte: Autoria própria.

#### 4.3 CONFECÇÃO DO MODELO DE TRABALHO

A prótese foi parafusada no modelo mestre com auxílio de 02 parafusos de trabalhos (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil) dos minipilares (figura 23).

Uma matriz de transferência, envolvendo a região da prótese parafusada ao modelo mestre, foi confeccionada em silicone polimerizado por reação de condensação de consistência densa (Zetaplus® - Zhermack® SpA - Badia Polesine - Itália) e fluída (Oranwash® L - Zhermack® SpA - Badia Polesine - Itália) (figura 24). Após a presa do material de moldagem, os parafusos de trabalho foram removidos e a matriz contendo a prótese foi separada do modelo mestre. Nesta matriz, o espaço correspondente ao dente natural do modelo mestre foi preenchido por silicone por reação de condensação de consistência fluída até altura dos implantes.

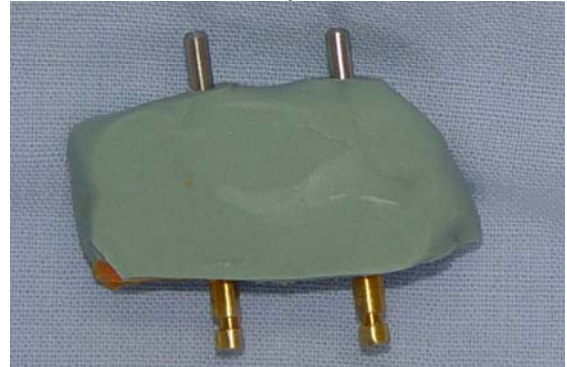
Em seguida, 02 análogos (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil) do minipilar foram parafusados à prótese e uma matriz, em caixa de papelão, foi acoplada ao molde.

**Figura 23** – Prótese presa ao modelo mestre pelos parafusos de trabalho do minipilar.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 24** – Matriz de transferência com os análogos do minipilar.



Fonte: Autoria própria.

Na seqüência, gesso especial tipo V (Exadur V<sup>®</sup> - Polidental Indústria e Comércio Ltda. – Cotia - São Paulo - Brasil) foi proporcionado e espatulado de acordo com as orientações do fabricante na proporção de 100g/19mL de água e vertido dentro da matriz com o auxílio de um vibrador (Larcon<sup>®</sup> – Maringá – Paraná - Brasil), até o completo preenchimento do molde. Após a presa do gesso, os parafusos de trabalho foram desrosqueados e a prótese foi removida do molde. O modelo de gesso foi alisado e polido com lixa d'água 1200 (3M<sup>®</sup> do Brasil – Sumaré - São Paulo - Brasil) até atingir medidas finais de 7x0,9x4,3mm (figura 25).

#### 4.4 CONFECÇÃO DOS MODELOS FOTOELÁSTICOS COM IMPLANTES CÔNICO INTERNO

Para a duplicação do modelo de trabalho, em resina fotoelástica, foram necessários 05 conjuntos de transferentes dos minipilares (Kopp<sup>®</sup> - Curitiba – Paraná - Brasil), sendo cada conjunto composto por 02 transferentes de arrasto dos minipilares que foram parafusados e unidos sobre os minipilares do modelo mestre com resina acrílica vermelha (Trim plus<sup>TM</sup> - Pattern Resin - Bosworth<sup>TM</sup> - Company – Skokie - EUA).

Para a obtenção dos moldes em silicone, foram confeccionadas 05 caixas em papelão nas medidas 10x9x3cm que serviram de matrizes para a padronização do volume de material de moldagem. Para cada molde, o modelo de trabalho contendo os conjuntos de transferentes (figura 26) foi colado centralizado no fundo da caixa com cola a base de cianocrilato (Loctite<sup>®</sup> Super Bonder<sup>®</sup> - Henkel - São Paulo - Brasil) (figura 27), sendo vertido silicone industrial (Silicone Máster SM<sup>®</sup> -

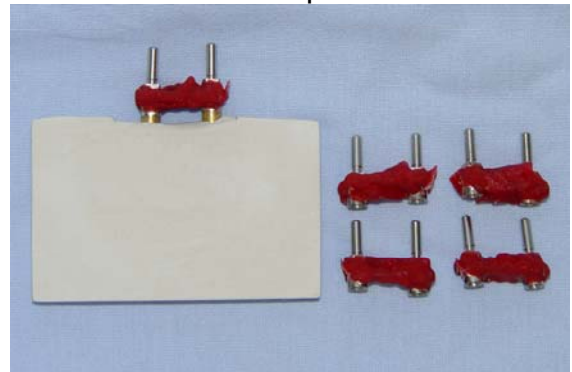
Talmax<sup>®</sup> - Curitiba – Paraná - Brasil), na proporção de 160mL do silicone e 12mL do catalizador e esperado 60 minutos para a completa polimerização (figura 28). Após este período, os parafusos dos transferentes foram desrosqueados e o modelo de trabalho foi separado do molde. Esses passos foram seguidos individualmente para cada conjunto, até a obtenção de 05 moldes em silicone. Dez minipilares I, de altura 1mm do sistema Kopp<sup>®</sup>, foram ativados sobre os 10 implantes originais do sistema Kopp<sup>®</sup> friccional I de 3,75x13mm, com a mesma ativação do modelo mestre (figura 29) e foram parafusados nos moldes em silicone (figura 30).

**Figura 25** - Modelo de trabalho.



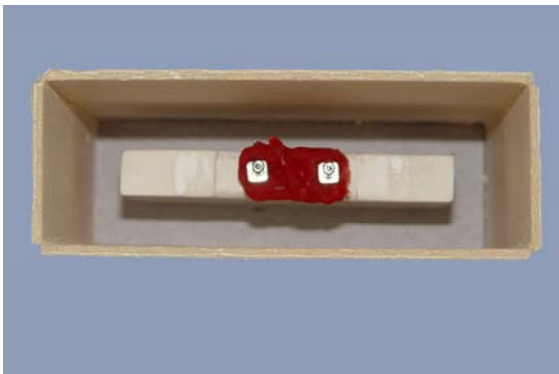
Fonte: Autoria própria.

**Figura 26** – Cinco conjuntos do transferente do minipilar.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 27** - Caixa de papelão e o modelo mestre.



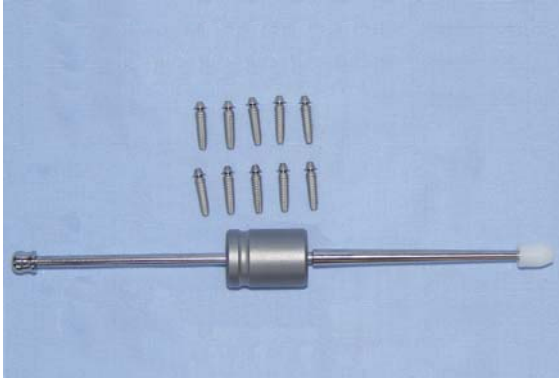
Fonte: Autoria própria.

**Figura 28** – Moldagem.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 29** – Minipilares ativados nos implantes.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 30** – Moldes em silicone.



Fonte: Autoria própria.

Os moldes em silicone foram colocados na estufa (Olidef Cz Indústria e Comércio de Aparelhos Hospitalares Ltda. - Ribeirão Preto - São Paulo - Brasil), a 50°C por 30 minutos, seguindo as recomendações do fabricante da resina fotoelástica (figura 31). Em seguida, a resina PL-2 (Micro-Measurements® - Vishay Precision Group inc. – Wendell - USA) (figura 32) foi manipulada, de acordo com as instruções do fabricante, seguindo a proporção base/endurecedor 1:1. Uma balança analítica (Gehaka® - São Paulo - São Paulo - Brasil) foi utilizada para proporcionar a base/endurecedor (figura 33).

**Figura 31** – Moldes na estufa.



Fonte: Autoria própria.

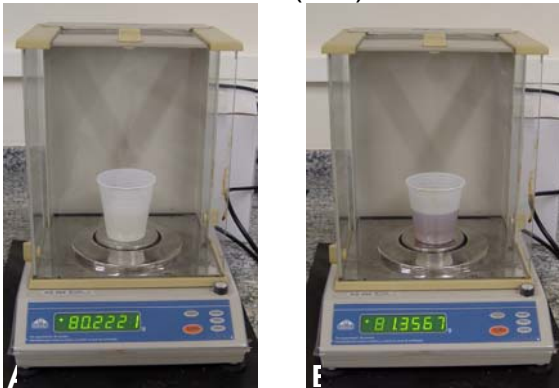
**Figura 32** – Resina fotoelástica.



Fonte: Autoria própria.

As resinas foram aquecidas em banho Maria (Termotron Equipamentos – Piracicaba - São Paulo - Brasil) controlando manualmente a temperatura com termômetro manual (Incoterm® - Porto Alegre - Rio Grande do Sul - Brasil), até atingir a temperatura de  $49^{\circ}\pm 3^{\circ}\text{C}$ . O endurecedor foi dispensado na base de forma lenta e constante, buscando uma homogeneização da mistura (figura 34). Quando a mistura já estava homogênea, os moldes foram retirados da estufa e preenchidos com a resina fotoelástica (figura 35). Mantiveram-se os moldes em repouso por 48 horas, em temperatura ambiente (figura 36). Após esse período, os transferentes de moldagem foram soltos e os modelos fotoelásticos foram removidos dos moldes.

**Figura 33** – Proporção base/ endurecedor (A/B).



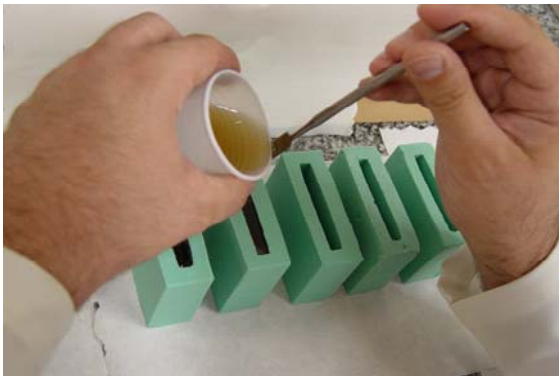
Fonte: Autoria própria.

**Figura 34** – Homogenização da resina.



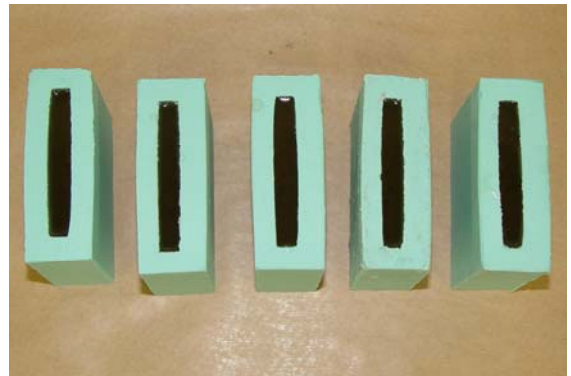
Fonte: Autoria própria.

**Figura 35** – Preenchimento dos moldes com a resina fotoelástica.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 36** – Repouso para a polimerização do material fotoelástico.



Fonte: Autoria própria.

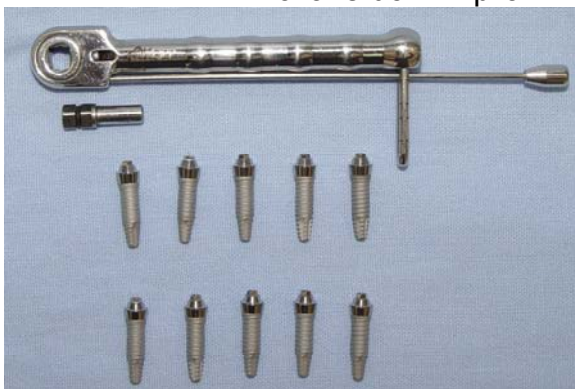
#### 4.5 CONFECÇÃO DOS MODELOS FOTOELÁSTICOS COM IMPLANTES HEXÁGONO EXTERNO

Para a confecção dos modelos fotoelásticos dos implantes hexágono externo foram utilizados 10 minipilares hexágono externo (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil), de altura 2mm, parafusados e torqueados a 20Ncm com a chave do minipilar e a catraca torquímetro do sistema kopp® nos 10 implantes hexágono externo de 3,75x13mm (Kopp® - Curitiba – Paraná - Brasil) (figura 37). Esses conjuntos foram rosqueados nos 05 moldes de silicone utilizados anteriormente para a confecção dos modelos fotoelásticos dos implantes cônico interno (figura 38).

À exemplo do outro grupo, os moldes em silicone foram colocados na estufa (Olidef Cz Indústria e Comércio de Aparelhos Hospitalares Ltda. - Ribeirão Preto - São Paulo - Brasil) a 50°C por 30 minutos.

A resina PL-2 (Micro-Measurements® - Vishay Precision Group, inc. – Wendell - USA) foi manipulada e vertida nos moldes em silicone, de acordo com os passos descritos para o grupo anterior. Em seguida, os moldes foram mantidos em repouso por 48 horas em temperatura ambiente. Após esse período os transferentes de moldagem foram soltos e os modelos fotoelásticos foram removidos dos moldes (figura 39).

**Figura 37** – Conjunto implante-minipilar, catraca troquímetro e a chave do minipilar.



Fonte: Aatoria própria.

**Figura 38** – Molde de silicone contendo os implantes hexágono externo.



Fonte: Aatoria própria.

#### 4.6 ESCOLHA E MARCAÇÃO DOS PONTOS PARA ESTUDOS DAS TENSÕES NO MODELO FOTOELÁSTICO

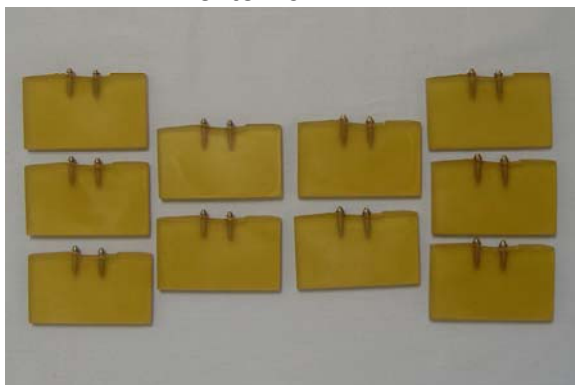
A escolha dos pontos para estudo das tensões se deu a fim de analisar o comportamento das tensões transmitidas a nível ósseo pelos implantes na prótese parcial fixa de 03 elementos, com carga de 100N, variando os pontos de carga.

Os pontos escolhidos e marcados nos modelos fotoelásticos foram: 01 ponto à 2mm abaixo do ápice dos implantes, perpendicular aos implantes a 0,45 e 0,95mm do ápice do implante (2mm bilateralmente ao implante) e no ponto médio entre os implantes (figura 40), sendo seguida a seqüência de aferição dos pontos (figura 41).

Para a marcação dos pontos foi utilizado régua milimetrada (Prisma<sup>®</sup> Instrumentos Odontológicos - São Paulo - São Paulo - Brasil) e caneta para retroprojektor (Faber Castel<sup>®</sup> - São Carlos - São Paulo - Brasil) de ponta media na cor vermelha.

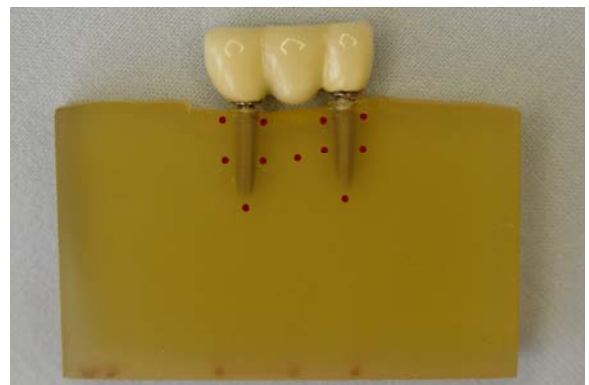
**Figura 39** – Modelos fotoelásticos.

Os cinco primeiros da esquerda contém os implantes cônico interno. Os demais contém implantes hexágono externo.



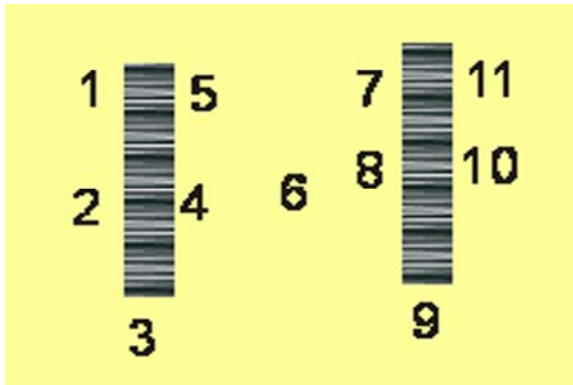
Fonte: Autoria própria.

**Figura 40** – Demarcação dos pontos.



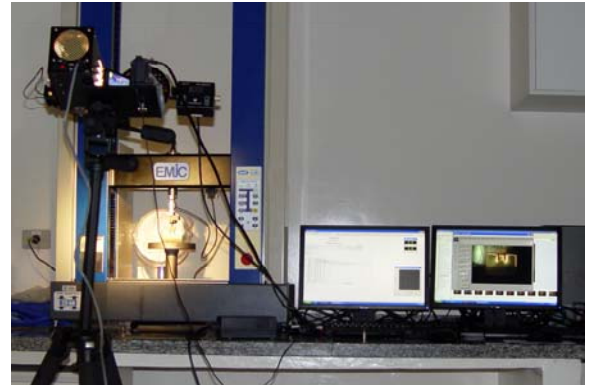
Fonte: Autoria própria.

**Figura 41** – Seqüência de aferição dos pontos.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 42** – Aplicação do método de fotoelasticidade. EMIC; Polariscópio de reflexão; computadores; Programa PS Calc 2.0™; Espelho; Dispositivo próprio; Modelo fotoelástico; Prótese.



Fonte: Autoria própria.

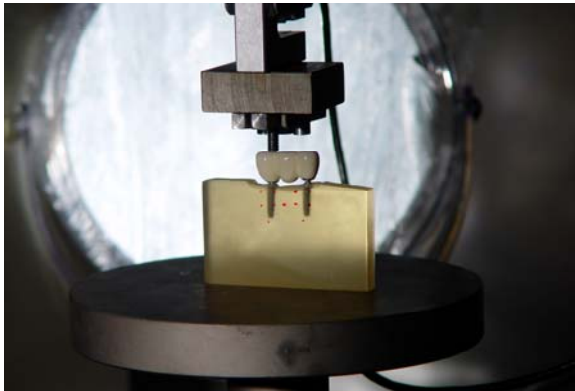
#### 4.7 APLICAÇÃO DO TESTE DE FOTOELASTICIDADE

A aplicação do teste de fotoelasticidade foi feita com o auxílio da máquina de ensaio universal DL2000 (EMIC - São José dos Pinhais – Paraná - Brasil), do polariscópio de reflexão LF/Z-2 (Vishay Micro-measurements® - NC – EUA), computadores; do programa PS Calc 2.0™ (Vishay Micro-measurements - NC – EUA), do espelho (CysBell® - São Paulo – São Paulo – Brasil), do dispositivo próprio (Microaço Usinagem de Peças Ltda. – Cambé – Paraná – Brasil) e dos modelos fotoelásticos com a prótese (figura 42).

O procedimento de medição das tensões necessitou identificar os pontos de interesse da pesquisa, um por vez, no monitor do computador pela imagem recebida da câmera filmadora digital localizada anteriormente ao visor de campo circular do polariscópio. O mostrador, ligado ao polariscópio, determinou a direção das principais tensões, ao levar a linha preta sobre o ponto de medição. Para medir a magnitude da tensão, o botão do compensador foi girado até a alteração da cor no ponto de estudo. Nesse momento, um sinal foi enviado do compensador para o computador que calculou a tensão no programa PS Calc 2.0™.

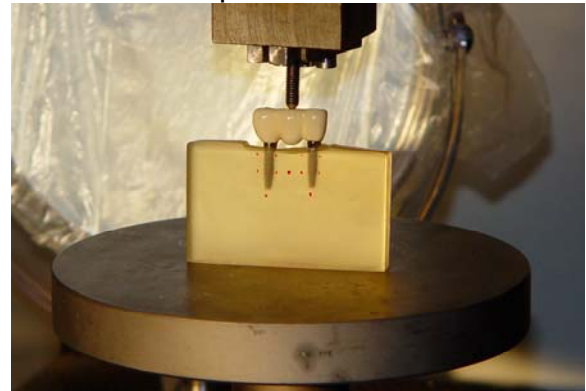
Durante os ensaios, a prótese foi parafusada com torque de 10Ncm nos modelos fotoelásticos. Todas as aplicações de carga foram de 100N (BROSH; PILO; SUDAI, 1998; ÇEHRELI et al., 2004; MARKARIAN, 2005; MARKARIAN et al., 2007; OCHIAI et al., 2004) e no longo eixo dos implantes, variando a localização dos pontos sobre a superfície oclusal da prótese. Iniciou-se com a aplicação de força na porção central do pilar 47 (figura 43). Executou-se a aferição das tensões dos 11

**Figura 43** – Aplicação carga na porção central do pilar 47.



Fonte: Autoria própria.

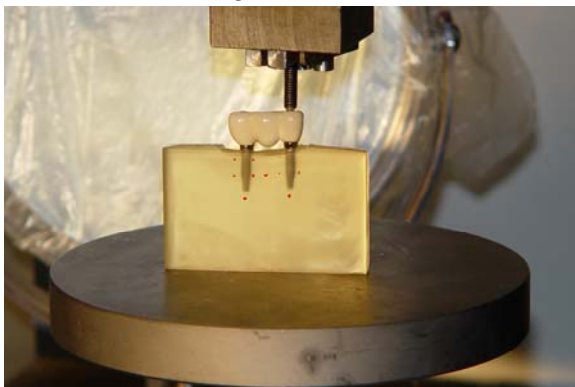
**Figura 44** – Aplicação da carga na porção central do pântico 46.



Fonte: Autoria própria.

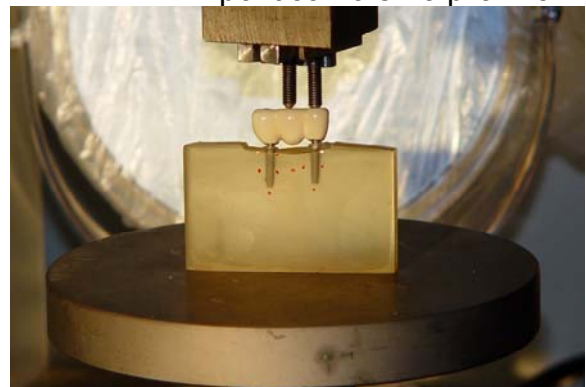
pontos pré-marcados. A seqüência de aferição dos 11 pontos foi à mesma para todas as amostras (figura 41). Seqüencialmente, repetiu-se o mesmo teste nos demais modelos fotoelásticos, sendo as amostras demarcadas por ordem de execução e a seqüência para os demais testes seguidas nessa mesma ordem. As demais aplicações de carga foram nos pontos: 01 ponto na porção central do pântico 46 (figura 44), 01 ponto na porção central do pilar 45 (figura 45), 02 pontos

**Figura 45** – Aplicação da carga na porção central do pilar 45.



Fonte: Autoria própria.

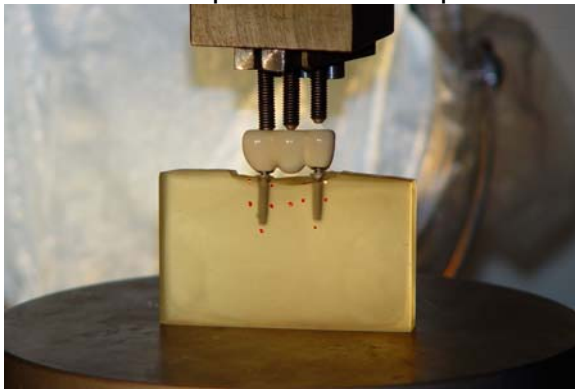
**Figura 46** – Aplicação da carga na porção central do pântico 46 e no pilar 45.



Fonte: Autoria própria.

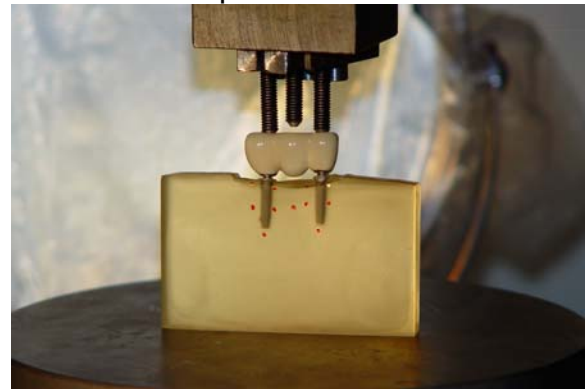
simultâneos na porção central do pântico 46 e no pilar 45 (figura 46), 02 pontos simultâneos na porção central do pântico 46 e do pilar 47 (figura 47), 02 pontos simultâneos na porção central dos pilares 45 e 47 (figura 48), 03 pontos simultâneos na porção central do pântico 46 e nos pilares 45 e 47 (figura 49).

**Figura 47** – Aplicação da carga na porção central do pântico 46 e do pilar 47.



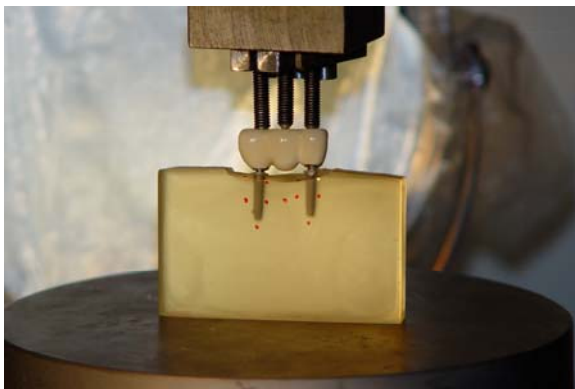
Fonte: Autoria própria.

**Figura 48** – Aplicação da carga na porção central dos pilares 45 e 47.



Fonte: Autoria própria.

**Figura 49** – Aplicação da carga na porção central do pântico 46 e nos pilares 45 e 47.



Fonte: Autoria própria.

#### 4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística dos dados foram aplicados testes não paramétricos, ao nível de significância de 5%. Para verificar a normalidade dos

dados aplicou-se o teste de Shapiro-Wilk, onde se constatou a não significância da normalidade das variáveis. Desta forma, optou-se pela análise com os testes não paramétricos: Mann-Whitney, Kruskal-Wallis e o Dunn para comparações múltiplas.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 ANÁLISE DOS VALORES MÉDIOS DAS TENSÕES ENTRE OS GRUPOS DE IMPLANTES CÔNICO INTERNO E HEXÁGONO EXTERNO

**Tabela 1** - Média e desvio padrão dos tipos de implantes (MPa).

Implante	Estatísticas
Cônico interno (CI)	78,6 ± 171,3 A
Hexágono externo (HE)	72,6 ± 149,6 A

**Fonte:** Autoria própria.

\* Letras maiúsculas iguais na coluna indicam igualdade estatística significativa pelo teste de Mann-Whitney ( $\alpha=0,05$ ).

Na análise da Tabela 1, pelo teste de Mann-Whitney, não houve diferença estatística significativa em comparação aos valores médios das tensões entre os grupos de implantes, CI e HE.

### 5.2 ANÁLISE DOS VALORES MÉDIOS DAS TENSÕES NOS PONTOS DE ANÁLISE

**Tabela 2** - Média e desvio padrão das tensões nos implantes cônico interno (CI) e hexágono externo (HE) nos pontos de análise (MPa).

Pontos	Cônico interno	Hexágono externo
1	6,7±39,7 A	20,3±87,4 A
2	0,0±0,0 A	17,7±76,2 A
3	303,2±211,5 B	296,9±167,5 B
4	29,2±110,3 A	30,0±124,0 A
5	0,0±0,0 A	2,7±13,4 A
6	20,9±83,1 A	13,2±78,5 A
7	26,4±108,9 A	34,8±120,4 A
8	114,7±225,2 A	9,4±55,7 A
9	333,6±201,7 B	272,2±153,3 B
10	30,5±84,0 A	63,6±146,0 A
11	0,0±0,0 A	31,2±98,6 A

**Fonte:** Autoria própria.

\* Letras maiúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística significativa pelos testes de Kruskal-Wallis e Dunn. ( $\alpha=0,05$ ).

Na análise da tabela 2, pelos testes de Kruskal-Wallis e Dunn, os pontos 3 e 9 apresentaram diferenças estatísticas significativas comparados aos demais pontos. Entretanto, na comparação entre eles, não houve diferença significativa. Isso ocorreu tanto no grupo onde utilizou-se implante com conexão CI, quanto no grupo com conexão HE.

### 5.3 ANÁLISE DOS VALORES MÉDIOS DAS TENSÕES EM RELAÇÃO AO LOCAL DA APLICAÇÃO DA CARGA E O TIPO DE IMPLANTE

**Tabela 3** - Valores médios e desvio padrão das tensões entre o local de carga sobre a prótese e o grupo de implante (MPa).

Carga	Implantes	
	CI	HE
1 ponto pilar 47	67,4±165,5 Aa	111,6±181,0 Aa
1 ponto – pântico 46	79,7±172,9 Aa	77,1±162,4 Aa
1 ponto pilar 45	76,2±174,7 Aa	90,6±174,5 Aa
2 pontos – 47 e pântico 46	86,9±180,0 Aa	63,8±123,3 Aa
2 pontos – Pântico e 45	50,5±126,1 Aa	39,9±95,1 Aa
2 pontos - 47 e 45	77,8±182,6 Aa	63,0±150,8 Aa
3 pontos – 47, pântico e 45	112,4±192,5 Aa	62,8±139,4 Aa

**Fonte:** Autoria própria.

\* Letras minúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística significativa pelo teste de Mann-Whitney ( $\alpha=0,05$ ).

Letras maiúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística significativa pelo teste de Kruskal-Wallis ( $\alpha=0,05$ ).

CI Cônico interno; HE Hexágono externo.

Na tabela 3, ao analisar a aplicação de carga sobre a prótese dentro do mesmo tipo de implante, cônico interno (CI) ou hexágono externo (HE), pelo teste de Kruskal-Wallis, pode-se verificar que não houve diferença estatística significativa nos valores médios da distribuição das tensões independente do local de aplicação da carga dentro do mesmo tipo de implante.

Ainda na tabela 3, ao se comparar os resultados encontrados no implante CI com os encontrados no implante HE pelo teste de Mann-Whitney, pode-se verificar que independente do local de aplicação da carga sobre a prótese não houve diferença estatística significativa nos valores médios das tensões geradas no osso de suporte.

### 5.4 ANÁLISE DA REGIÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES AO REDOR DOS IMPLANTES EM RELAÇÃO AO LOCAL DA APLICAÇÃO DA CARGA SOBRE A PRÓTESE

Nas tabelas 4 e 5, pode-se analisar a região da distribuição das tensões ao redor de cada grupo de implante em relação à região de aplicação de carga.

**Tabela 4 - Média e desvio padrão das tensões no implante cônico interno, o local de carga e os pontos de análise (MPa).**

Pontos	Local de carga						
	1 ponto			2 pontos			3 pontos
	pilar 47	pôntico	pilar 45	47 e pôntico	pôntico e 45	47 e 45	47, pôntico e 45
1	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	47,0±105,1 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
2	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
3	522,8±76,7 B	414,4±50,3 B	0,0±0,0 A	305,8±178,3 BC	122,0±168,0 A	377,0±245,0 A	380,6±75,3 BC
4	26,8±59,9 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
5	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
6	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	146,60±189,0 AC	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
7	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	97,4±217,8 AC	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
8	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	87,4±195,4 A	193,0±270,0 AC	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	102,0±228,0 AC
9	176,8±199,7 AB	462,4± 81,0 B	508,6±197,4 A	398,0±240,0 BC	362,8±85,0 A	300,0±276,0 A	472,8±100,8 B
10	14,6±32,6 A	0,0±0,0 A	162,6±168,3 A	96,4±132,5 AC	70,6±157,9 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
11	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	32,4±72,4 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A

**Fonte:** Autoria própria.

\* Letras maiúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística significativa pelos testes de Kruskal-Wallis e Dunn. ( $\alpha=0,05$ ).

Pela análise da tabela 4, pode-se verificar que nos implantes CI quando o carregamento das forças oclusais ocorreu somente em 1 ponto, as tensões ao redor dos implantes se concentraram com significância estatística somente nos pontos de leitura 3 e 9 na carga aplicada sobre o pilar 47. O mesmo comportamento foi verificado quando a carga foi aplicada sobre o pôntico. Entretanto, quando a carga foi aplicada sobre o pilar 45, não encontrou-se diferenças estatísticas significativas entre os pontos de leitura.

Na análise dos carregamentos simultâneos em 2 pontos, somente foram verificadas diferenças estatísticas significativas quando este foi realizado sobre o pilar 47 e o pôntico, sendo que as maiores tensões se concentraram ao redor dos pontos de leitura 3 e 9 e tensões intermediárias foram encontradas ao redor dos pontos de leitura 6, 7, 8 e 10. Nos carregamentos simultâneos sobre o pilar 45 e 47 e sobre o pilar 45 e o pôntico não foram encontradas diferenças estatísticas significativas.

Na análise dos carregamentos simultâneos em 3 pontos, encontrou-se diferenças estatísticas significativas, sendo que as maiores tensões se concentraram

ao redor dos pontos de leitura 3 e 9 e tensões intermediárias foram encontrada ao redor dos pontos de leitura 8.

**Tabela 5** - Média e desvio padrão das tensões no implante hexágono externo, o local de carga e os pontos de análise (MPa).

Pontos	Local de carga						
	1 ponto		2 pontos			3 pontos	
	pilar 47	pôntico	pilar 45	47 e pôntico	pôntico e 45	47 e 45	47, pôntico e 45
1	142,2±208,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
2	124,4±181,1 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
3	386,4±67,7 A	412,2 ±132,6 B	0,0±0,0 A	308,6±34,1 B	186,0±117,8 A	438,0±115,9 B	347,4±87,4 B
4	106,0±238,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
5	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	19,00± 33,80 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
6	93,00±208,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
7	238,0±250,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	5,6±12,5 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
8	66,0±147,6 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
9	70,6±96,9 A	331,4±51,1 B	445,8±74,2 B	282,0±81,0 B	177,0±165,7 A	255,4±163,8 B	343,8±102,1 B
10	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	378,6±133,7 B	49,2±110,0 A	67,2±118,7 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A
11	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A	153,4±204,4 AB	56,0±125,2 A	9,0±20,1 A	0,0±0,0 A	0,0±0,0 A

**Fonte:** Autoria própria.

\* Letras maiúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística significativa pelos testes de Kruskal-Wallis e Dunn. ( $\alpha=0,05$ ).

Pela análise da tabela 5, pode-se verificar que nos implantes HE quando o carregamento das forças oclusais ocorreu somente em 1 ponto, as tensões ao redor do implante se concentraram com significância estatística somente nos pontos de leitura 3 e 9 na carga aplicada sobre o pôntico. Quando a força foi aplicada sobre o pilar 45, as tensões concentraram-se ao redor dos pontos de leitura 9 e 10, que só não apresentaram diferenças estatísticas significativas na comparação com o ponto 11. Entretanto, quando a carga foi aplicada sobre o pilar 47, não encontrou-se diferenças estatísticas significativas entre os pontos de leitura.

Na análise dos carregamentos simultâneos em 2 pontos, foram encontradas diferenças estatísticas significativas com concentração de forças ao redor dos pontos de leitura 3 e 9 quando estes foram realizados sobre o pilar 47 e o pôntico e sobre o pilar 47 e o pilar 45. Nos carregamentos simultâneos sobre o pilar 45 e o pôntico não foram encontradas diferenças estatísticas significativas.

Na análise dos carregamentos simultâneos em 3 pontos, encontrou-se diferenças estatísticas significativas ao redor dos pontos de leitura 3 e 9.

#### 5.5 ANÁLISE DO TIPO DE CONEXÃO NOS VALORES MÉDIOS DAS TENSÕES NOS TERÇOS CERVICAL, MÉDIO E APICAL DOS IMPLANTES

**Tabela 6** - Média e desvio padrão das tensões nos terços cervical, médio e apical dos implantes nos pontos 1, 5, 7, 11 / 2, 4, 8, 10 / 3,9 (MPa).

Regiões	Implantes	
	CI	HE
Cervical	6,3 ± 47,4 a	22,2 ± 89,4 a
Médio	33,2±110,8 a	32,0±109,1 a
Apical	343,1±207,8b	284,6±159,9a

**Fonte:** Autoria própria.

\* Letras minúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística significativa pelo teste de Mann-Whitney ( $\alpha=0,05$ ).

CI Cônico interno; HE Hexágono externo.

Pela análise da tabela 6, pelo teste de Mann-Whitney, comparando os valores médios da distribuição das tensões no terço cervical (pontos 1, 5, 7 e 11) e no terço médio (pontos 2, 4, 8 e 10) dos implantes CI versus HE, não foram encontradas diferenças estatísticas significativas. Entretanto, na comparação entre os dois tipos de implantes, no terço apical (pontos 3 e 9), encontrou valores de tensões significativamente maiores nos implantes CI.

## 6 DISCUSSÃO

O sucesso clínico das reabilitações bucais com implantes dentais de indivíduos parcialmente edêntulos tem sido relatado por diversos autores (ASTRAND et al., 2004; AKÇA; UYSAL; ÇEHRELI, 2006). Apesar de existir alto índice de sucesso com implantes osseointegráveis, a perda da osseointegração compromete o sucesso clínico das reabilitações (IVANOFF et al., 2000; MIYATA et al., 2000; MIYATA et al., 2002). Pesquisas clínicas e laboratoriais associam o sucesso clínico do tratamento com implantes dentais à melhor distribuição das tensões oclusais para as estruturas circunvizinhas aos implantes (ABU-HAMMAD et al., 2007; AKÇA; UYSAL; ÇEHRELI, 2006; ASTRAND et al., 2004; CARIELLO et al., 2010; GUAN et al., 2010; IVANOFF et al., 2000; LAN et al., 2010; MIYATA et al., 2002; NATALI; PAVAN; RUGGERO, 2006; SHEN; CHEN; HSU, 2010; STEGAROIU et al., 1998).

No presente estudo, por meio da fotoelasticidade, esperou-se conhecer de forma quantitativa o modo de distribuição das tensões oriundas da carga oclusal, de 02 tipos de sistema de conexão implante-pilar (cônico interno e hexágono externo), na prótese parcial fixa implanto-retida metalocerâmica de 03 elementos, retida por 02 implantes do mesmo modelo. O valor da carga de 100N (BROSH; PILO; SUDAI, 1998; ÇEHRELI et al., 2004; MARKARIAN, 2005; MARKARIAN et al., 2007; OCHIAI et al., 2004), no sentido axial, foi aplicada sobre a prótese e produziu tensões no material fotoelástico, ao redor dos implantes, que puderam ser analisadas e quantificadas pelo equipamento utilizado no método da fotoelasticidade.

Nos testes por fotoelasticidade, a utilização da interpretação visual das franjas isocromáticas é a forma mais tradicional de análise dos resultados, entretanto este procedimento permite melhor interpretação dos resultados quando associado ao método de strain gauge (AKÇA; ÇEHRELI, 2008; ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ, 1996; FERNANDES et al., 2003). O presente estudo, difere-se dos anteriores por adotar um novo tipo de análise das medidas das tensões, a análise quantitativa dos dados em MPa. Neste novo método, a tensão foi calculada pelo próprio programa do equipamento do polariscópio e permite obtenção de resultados mais objetivos (SELLA, 2009).

A característica dos implantes dentais exhibe diferentes mecanismos de transferência de carga (AKÇA; ÇEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; CANAY; AKÇA,

2009; ÇEHRELI; AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2004; GEORGIOPOULOS et al., 2007). A relação da distribuição e a concentração das tensões foram discutidas por vários autores, sob diferentes tipos de carregamento (KINNI; HOKAMA; CAPUTO, 1987; OCHIAI et al., 2003; QIAN et al., 2009; STEGAROIU et al., 1998). Ao avaliar e comparar as tensões geradas entre os implantes de hexágono externo e cônico interno no presente estudo, levando ou não em consideração o local de aplicação de carga, pode-se verificar valores médios de tensões similares, corroborando com os achados de Çehreli et al. (2004) e de Almeida (2007), onde os diferentes modelos de implantes, não interferiram no valor médio das tensões, com a aplicação da carga. Outro fato é o modelo do corpo do implante de hexágono externo do presente estudo, não ser totalmente cilíndrico e sim, parte do corpo cilíndrico (terços cervical e médio) e parte cônico (terço apical), o que pôde transmitir níveis de tensões semelhantes às estruturas adjacentes aos implantes em relação ao implante de conexão cônica interna que apresenta o corpo levemente cônico.

Ao avaliar e comparar a aplicação de carga sobre a prótese parcial fixa implanto-retida, nas diferentes formas de aplicação de carga, seja em um ponto isolado, dois ou três pontos simultâneos, foi observado valores médios de tensões parecidos. Segundo a literatura (ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ, 1996; BERGKVIST et al., 2008; CELIK; ULUDAG, 2007; SAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; STEGAROIU et al., 1998; TORRES, 2008, WANG et al., 2002), a distribuição das tensões em próteses parciais fixas implanto-retida é mais favorável do que em coroas unitárias, pois a união protética dos implantes, via prótese, favorece tal distribuição. Em estudos semelhantes ao atual, alguns autores encontraram maior concentração de tensões nos dois implantes próximos à carga (ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ, 1996; NISHIMURA et al., 1999; OCHIAI et al., 2003; SAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; STEGAROIU et al., 1998).

Em ambos os grupos de implantes, ao avaliar e comparar a distribuição das tensões nas regiões adjacentes aos implantes, os resultados encontrados no presente trabalho corroboraram com os achados da literatura, descritos para os implantes cilíndricos e cônicos, onde nas cargas axiais a distribuição das tensões aconteceu no ápice dos implantes (ABU-HAMMAD et al., 2007; ALMEIDA, 2007; ASSUNÇÃO et al., 2009; BIDEZ; MISCH, 1992; ÇEHRELI et al., 2004; CHUN et al., 2006; KINNI; HOKAMA; CAPUTO, 1987; STEGAROIU et al., 1998), com valores médios de tensões similares. Fato esse objetivado no planejamento das

reabilitações com implantes visando à redução dos problemas da perda óssea marginal (HANSSON, 2003; KITAMURA et al., 2004).

Ao avaliar e comparar a relação do local de carga e a distribuição das tensões encontrou no implante cônico interno, com a carga aplicada em um ponto no pilar 47, as tensões se concentraram no ápice dos implantes. No implante de hexágono externo, as tensões se distribuíram no longo eixo dos implantes. Fato que pôde ser explicado pelo modelo cônico interno da conexão implante pilar distribuir as tensões de forma mais axial (CHUN et al., 2006).

Com a aplicação de carga em um ponto no pântico, as tensões se distribuíram no ápice dos implantes. Observou-se nos tipos de implantes da presente pesquisa, o mesmo comportamento em relação à distribuição das tensões, corroborando com os estudos (NISHIMURA et al., 1999; SAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; TORRES, 2005) em relação a união protética dos implantes, via prótese, tanto nos implantes de hexágono externo quanto nos cônico interno, favorecer a distribuição das cargas oclusais às regiões circunvizinhas dos implantes.

No presente estudo, nos implantes cônico interno e hexágono externo, as tensões se distribuíram nos implantes mais próximos a carga, quando a aplicação da carga foi no ponto sobre o pilar 45 (ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ, 1996; NISHIMURA et al., 1999; OCHIAI et al., 2003; SAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; STEGAROIU et al., 1998). Devido ao fato, da instalação do implante na região 45, ter seguido a curvatura da crista óssea mandibular, na simulação e se localizou 1mm acima no sentido coronal.

Na aplicação da carga em 2 pontos simultâneos pântico com pilar 47 e pântico com pilar 45, as tensões se concentraram no ápice dos implantes e no corpo do implante da região 45. Fato ocorrido devido à instalação do implante na região 45 ter seguido a curvatura da crista óssea mandibular, na simulação e, se localizou 1mm acima no sentido coronal. A prótese parcial fixa favoreceu a distribuição das tensões oriundas da carga da oclusal, nos implantes de hexágono externo e cônico interno (CLELLAND et al., 2010; NISHIMURA et al., 1999).

Na presente pesquisa, as tensões se distribuíram nos implantes mais próximos a carga, quando a aplicação da mesma foi em 2 pontos simultâneos, nos pilares 45 e 47, ratificando os achados da literatura (ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ, 1996; NISHIMURA et al., 1999; OCHIAI et al., 2003; SAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; STEGAROIU et al., 1998).

Na aplicação da carga em 3 pontos simultâneos nos pilares 45, 47 e pântico, independente do tipo do implante do presente estudo, as tensões se distribuíram no ápice dos implantes. Pelo fato das tensões oriundas da carga oclusal se distribuir no implante mais próximo a ela (NISHIMURA et al., 1999; OCHIAI et al., 2003), a união protética dos implantes também contribuiu para essa melhor distribuição das tensões (AKÇA; UYSAL; ÇEHRELI, 2006; SAHIN; CEHRELI; YALCIN, 2002; TORRES, 2005). O modelo do componente protético, pilar cônico, utilizado na presente pesquisa, pôde contribuir para a dissipação das tensões no sentido axial, corroborando com a pesquisa de Ochiai et al. (2003).

Em ambos os grupos de implantes, ao avaliar e comparar a distribuição das tensões nas regiões adjacentes aos implantes, os resultados encontrados no presente trabalho corroboraram com os achados da literatura, descritos para os implantes cilíndricos e cônicos, onde nas cargas axiais a distribuição das tensões aconteceu no ápice dos implantes, com valores médios de tensões similares (ABU-HAMMAD et al., 2007; ALMEIDA, 2007; ASSUNÇÃO et al., 2009; BIDEZ; MISCH, 1992; ÇEHRELI et al., 2004; CHUN et al., 2006; KINNI; HOKAMA; CAPUTO, 1987; STEGAROIU et al., 1998). Fato esse objetivado no planejamento das reabilitações com implantes visando à redução dos problemas da perda óssea marginal (HANSSON, 2003; KITAMURA et al., 2004).

Outro ponto que pôde ter favorecido a transferência da tensão no sentido axial no presente estudo foi à instalação dos implantes em paralelos, ambos no sentido vertical, pois se sabe, através da literatura (BEGG; GEERTS; GRYZAGORIDIS, 2009; CLELLAND et al., 1993; LAN et al., 2010; MARKARIAN et al., 2007), que implantes no formato de parafuso instalados no sentido vertical e sob cargas axiais promovem padrões de distribuição das tensões no longo eixo dos implantes.

Ao avaliar e comparar a influência do modelo da conexão implante-pilar, na distribuição das tensões para as regiões circunvizinhas aos implantes, os tipos de implantes do presente estudo se comportaram de maneira semelhante em relação à distribuição das tensões nos terços cervical e médio, mas de maneiras distintas em relação à distribuição das tensões no terço apical dos implantes. Os implantes de hexágono externo apresentaram o menor valor médio das tensões no terço apical em relação aos implantes cônico interno. Segundo Chun et al. (2006) o tipo de conexão implante-pilar influencia na distribuição da tensão ao osso por causa dos

diferentes mecanismos de transferência de carga e na diferença, em tamanho, da área de contato entre o pilar e o implante (BERNARDES et al., 2009; GEORGIOPOULOS et al., 2007), o que pode ser a possível razão do maior estresse apical nos implantes cônico interno do presente estudo. Outro fato é o modelo da conexão cônica interna do presente trabalho, ser cone morse (preso por fricção), não ter parafuso para prender o componente protético no implante, sistema parecido ao implante da Bicon<sup>®</sup>, estudado por Akça; Çehreli (2008), que também, encontraram tensões mais altas na região apical do implante. O tipo de conexão implante-pilar favoreceu a transferência da tensão ao nível apical (AKÇA; ÇEHRELI, 2008; CHUN et al., 2006).

A presente pesquisa teve-se em estudar o comportamento da tensão frente às cargas axiais e quantificar essa tensão ao redor dos dois diferentes modelos de implantes, sem distinguir o tipo de tensão (tração e compressão). Sugere-se proceguir com novos estudos quantificando valores fisiológicos e patológicos, variar comprimento e inclinação dos implantes e testar cargas não axiais.

Ao clínico recomenda-se a escolha do modelo do implante levando, também, em consideração questões clínicas.

## 7 CONCLUSÃO

1. As tensões transmitidas ao redor dos implantes cônico interno e hexágono externo foram similares;
2. Os locais de aplicação da carga produziram tensões semelhantes, em ambos modelos de implantes;
3. Independente da localização da aplicação da carga e do tipo de implantes, as tensões ocorreram nos ápices dos implantes, concentrando-se no implante mais próximo a carga;
4. O modelo cônico interno da conexão implante-pilar influenciou na transferência das tensões para o terço apical do implante.

## REFERÊNCIAS

- ABU-HAMMAD, O.; KHRAISAT, A.; DAR-ODEH, N.; EL-MAAYTAH, M. Effect of dental implant cross-sectional design on cortical bone structure using finite element analysis. **Clin Implant Dent Relat Res**, v.9, n.4, Dec, p.217-221, 2007.
- AKCA, K.; CEHRELI, M. C. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.28, n.4, Aug, p.391-399, 2008.
- AKCA, K.; CEHRELI, M. C.; IPLIKCIOGLU, H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter Morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. **Clin Oral Implants Res**, v.14, n.4, Aug, p.444-454, 2003.
- AKCA, K.; UYSAL, S.; CEHRELI, M. C. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clin Oral Implants Res**, v.17, n.3, Jun, p.331-336, 2006.
- ALMEIDA, J. A. **Distribuição de tensões em implantes dentários de diferentes desenhos utilizando fotoelasticidade**. 2007. 68 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2007.
- ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITZ, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. **J Prosthet Dent**, v.75, n.3, Mar, p.285-291, 1996.
- ASSUNÇÃO, W. G.; GOMES, E. A.; BARAO, V. A.; DE SOUSA, E. A. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.24, n.6, Nov-Dec, p.1040-1044, 2009.
- ASTRAND, P.; ENGQUIST, B.; DAHLGREN, S.; GRONDAHL, K.; ENGQUIST, E.; FELDMANN, H. Astra Tech and Branemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. **Clin Oral Implants Res**, v.15, n.4, Aug, p.413-420, 2004.
- BEGG, T.; GEERTS, G. A.; GRYZAGORIDIS, J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.24, n.4, Jul-Aug, p.663-671, 2009.
- BERGKVIST, G.; SIMONSSON, K.; RYDBERG, K.; JOHANSSON, F.; DERAND, T. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. **Clin Implant Dent Relat Res**, v.10, n.1, Mar, p.40-46, 2008.
- BERNARDES, S. R.; DE ARAUJO, C. A.; NETO, A. J.; SIMAMOTO JUNIOR, P.; DAS NEVES, F. D. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.24, n.5, Sep-Oct, p.781-789, 2009.

BIDEZ, M. W.; MISCH, C. E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J Oral Implantol**, v.18, n.3, p.264-274, 1992.

BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.1, Jan-Feb, p.76-94, 2000.

BROSH, T.; PILO, R.; SUDAI, D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. **J Prosthet Dent**, v.79, n.3, Mar, p.328-334, 1998.

CANAY, S.; AKCA, K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. **Implant Dent**, v.18, n.3, Jun, p.239-248, 2009.

CARIELLO, M. P.; NÓBILO, M. A. A.; HENRIQUES, G. E. P.; MESQUITA, M. F.; XEDIEK, R. L.; LIRA, A. F. Implant-supported titanium framework: photoelastic analysis before and after spark erosion procedure. **Braz J Oral Sci.**, v.9, n.1, Jan-Mar, p.48-53, 2010.

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**, v.15, n.2, Apr, p.249-257, 2004.

CEHRELI, M. C.; AKCA, K.; IPLIKCIOGLU, H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. **Clin Oral Implants Res**, v.15, n.4, Aug, p.481-489, 2004.

CELIK, G.; ULUDAG, B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. **J Prosthet Dent**, v.97, n.4, Apr, p.229-235, 2007.

CHANG, C. L.; CHEN, C. S.; HSU, M. L. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.25, n.2, Mar-Apr, p.295-304, 2010.

CHUN, H. J.; SHIN, H. S.; HAN, C. H.; LEE, S. H. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.21, n.2, Mar-Apr, p.195-202, 2006.

CLELLAND, N. L.; GILAT, A.; MCGLUMPHY, E. A.; BRANTLEY, W. A. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.8, n.5, p.541-548, 1993.

CLELLAND, N. L.; SEIDT, J. D.; DAROZ, L. G.; MCGLUMPHY, E. A. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.25, n.5, Sep-Oct, p.953-959, 2010.

FERNANDES, C. P.; GLANTZ, P. O.; SVENSSON, S. A.; BERGMARK, A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. **Dent Mater**, v.19, n.2, Mar, p.106-117, 2003.

GEORGIOPOULOS, B.; KALIORAS, K.; PROVATIDIS, C.; MANDA, M.; KOIDIS, P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. **J Oral Implantol**, v.33, n.5, p.243-256, 2007.

GUAN, H.; VAN STADEN, R.; LOO, Y. C.; JOHNSON, N.; IVANOVSKI, S.; MEREDITH, N. Evaluation of multiple implant-bone parameters on stress characteristics in the mandible under traumatic loading conditions. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.25, n.3, May-Jun, p.461-472, 2010.

GUARIGLIA, A. C. A. R. P. **Análise da distribuição das tensões nas estruturas de suporte de overdentures, rebordo residual e implantes, com sistema de conexão de coroas cônicas (Syncone® - Dentsply®)**. 2007. 150 f. Tese (Doutorado em Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

HANSSON, S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. **Clin Oral Implants Res**, v.14, n.3, Jun, p.286-293. 2003.

IVANOFF, C. J.; GRONDAHL, K.; BERGSTROM, C.; LEKHOLM, U.; BRANEMARK, P. I. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Branemark System implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.1, Jan-Feb, p.103-110, 2000.

JEONG, C. M.; CAPUTO, A. A.; WYLIE, R. S.; SON, S. C.; JEON, Y. C. Bicortically stabilized implant load transfer. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.18, n.1, Jan-Feb, p.59-65, 2003.

KINNI, M. E.; HOKAMA, S. N.; CAPUTO, A. A. Force transfer by osseointegration implant devices. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.2, n.1, Winter, p.11-14, 1987.

KITAMURA, E.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. **Clin Oral Implants Res**, v.15, n.4, Aug, p.401-412, 2004.

LAN, T. H.; PAN, C. Y.; LEE, H. E.; HUANG, H. L.; WANG, C. H. Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.25, n.4, Jul-Aug, p.763-770, 2010.

MARKARIAN, R. A. **Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos - análise fotoelástica e dinâmica**. 2005. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de São Paulo, São Paulo, 2005.

MARKARIAN, R. A.; UEDA, C.; SENDYK, C. L.; LAGANA, D. C.; SOUZA, R. M. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. **J Prosthodont**, v.16, n.2, Mar-Apr, p.117-122, 2007.

MIYATA, T.; KOBAYASHI, Y.; ARAKI, H.; MOTOMURA, Y.; SHIN, K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, n.5, Sep-Oct, p.677-683, 1998.

MIYATA, T.; KOBAYASHI, Y.; ARAKI, H.; OHTO, T.; SHIN, K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.3, May-Jun, p.425-431, 2000.

\_\_\_\_\_. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. part 4: a histologic study in monkeys. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.17, n.3, May-Jun, p.384-390, 2002.

NATALI, A. N.; PAVAN, P. G.; RUGGERO, A. L. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. **Clin Oral Implants Res**, v.17, n.1, Feb, p.67-74, 2006.

NISHIMURA, R. D.; OCHIAI, K. T.; CAPUTO, A. A.; JEONG, C. M. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. **J Prosthet Dent**, v.81, n.6, Jun, p.696-703, 1999.

OCHIAI, K. T.; OZAWA, S.; CAPUTO, A. A.; NISHIMURA, R. D. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. **J Prosthet Dent**, v.89, n.5, May, p.495-502, 2003.

OCHIAI, K. T.; WILLIAMS, B. H.; HOJO, S.; NISHIMURA, R.; CAPUTO, A. A. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. **J Prosthet Dent**, v.91, n.5, May, p.421-427, 2004.

QIAN, L.; TODO, M.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.24, n.5, Sep-Oct, p.877-886, 2009.

SAHIN, S.; CEHRELI, M. C.; YALCIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. **J Dent**, v.30, n.7-8, Sep-Nov, p.271-282, 2002.

SELLA, F. K. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em dentes anteriores com diferentes tipos de espiantagens**. 2009. 41 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Centro de Ciências da Saúde, Universidade Norte do Paraná, Londrina, 2009.

SHEN, W. L.; CHEN, C. S.; HSU, M. L. 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**, v.25, n.5, Sep-Oct, p.901-910, 2010.

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**, v.13, n.1, Jan-Feb, p.82-90, 1998.

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**, v.18, n.3, May-Jun, p.357-368, 2003.

TORRES, E. M. **Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco - análise fotoelástica**. 2005. 129 f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) - Departamento de Materiais Dentários e Prótese, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

\_\_\_\_\_. **Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse**. 2008. 112f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

TURCIO, K. H.; GOIATO, M. C.; GENNARI FILHO, H.; DOS SANTOS, D. M. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. **J Craniofac Surg**, v.20, n.2, Mar, p.471-474, 2009.

WANG, T. M.; LEU, L. J.; WANG, J.; LIN, L. D. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.17, n.2, Mar-Apr, p.231-237, 2002.

WEINER, S.; SIROIS, D.; EHRENBERG, D.; LEHRMANN, N.; SIMON, B.; ZOHN, H. Sensory responses from loading of implants: a pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.1, Jan-Feb, p.44-51, 2004.

## APÊNDICE

APÊNDICE A  
Coleta dos dados

**Quadro 1 – Coleta de dados.**

	Implante	Carga	Ponto	amostra	Resultado (MPa)
1)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	1	1	0
2)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	1	2	0
3)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	1	3	0
4)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	1	4	0
5)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	1	5	0
6)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	2	1	0
7)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	2	2	0
8)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	2	3	0
9)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	2	4	0
10)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	2	5	0
11)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	3	1	442
12)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	3	2	588
13)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	3	3	599
14)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	3	4	543
15)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	3	5	442
16)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	4	1	0
17)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	4	2	134
18)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	4	3	0
19)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	4	4	0
20)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	4	5	0
21)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	5	1	0
22)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	5	2	0
23)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	5	3	0
24)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	5	4	0
25)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	5	5	0

26)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	6	1	0
27)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	6	2	0
28)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	6	3	0
29)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	6	4	0
30)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	6	5	0
31)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	7	1	0
32)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	7	2	0
33)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	7	3	0
34)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	7	4	0
35)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	7	5	0
36)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	8	1	0
37)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	8	2	0
38)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	8	3	0
39)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	8	4	0
40)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	8	5	0
41)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	9	1	442
42)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	9	2	0
43)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	9	3	22
44)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	9	4	84
45)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	9	5	336
46)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	10	1	73
47)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	10	2	0
48)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	10	3	0
49)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	10	4	0
50)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	10	5	0
51)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	11	1	0
52)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	11	2	0
53)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	11	3	0
54)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	11	4	0

55)	Cônico interno	1 ponto pilar 47	11	5	0
56)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	1	1	0
57)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	1	2	459
58)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	1	3	252
59)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	1	4	0
60)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	1	5	0
61)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	2	1	0
62)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	2	2	398
63)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	2	3	224
64)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	2	4	0
65)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	2	5	0
66)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	3	1	370
67)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	3	2	504
68)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	3	3	336
69)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	3	4	347
70)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	3	5	375
71)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	4	1	532
72)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	4	2	0
73)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	4	3	0
74)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	4	4	0
75)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	4	5	0
76)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	5	1	0
77)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	5	2	0
78)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	5	3	0
79)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	5	4	0
80)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	5	5	0
81)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	6	1	465
82)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	6	2	0
83)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	6	3	0

84)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	6	4	0
85)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	6	5	0
86)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	7	1	498
87)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	7	2	67
88)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	7	3	0
89)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	7	4	521
90)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	7	5	106
91)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	8	1	330
92)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	8	2	0
93)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	8	3	0
94)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	8	4	0
95)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	8	5	0
96)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	9	1	0
97)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	9	2	0
98)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	9	3	185
99)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	9	4	0
100)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	9	5	168
101)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	10	1	0
102)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	10	2	0
103)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	10	3	0
104)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	10	4	0
105)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	10	5	0
106)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	11	1	0
107)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	11	2	0
108)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	11	3	0
109)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	11	4	0
110)	Hexágono externo	1 ponto pilar 47	11	5	0
111)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	1	1	0
112)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	1	2	235

113)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	1	3	0
114)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	1	4	0
115)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	1	5	0
116)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	2	1	0
117)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	2	2	0
118)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	2	3	0
119)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	2	4	0
120)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	2	5	0
121)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	3	1	0
122)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	3	2	0
123)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	3	3	0
124)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	3	4	0
125)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	3	5	0
126)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	4	1	0
127)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	4	2	0
128)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	4	3	0
129)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	4	4	0
130)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	4	5	0
131)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	5	1	0
132)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	5	2	0
133)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	5	3	0
134)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	5	4	0
135)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	5	5	0
136)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	6	1	0
137)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	6	2	0
138)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	6	3	0
139)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	6	4	0
140)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	6	5	0
141)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	7	1	0

142)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	7	2	0
143)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	7	3	0
144)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	7	4	0
145)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	7	5	0
146)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	8	1	0
147)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	8	2	437
148)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	8	3	0
149)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	8	4	0
150)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	8	5	0
151)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	9	1	644
152)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	9	2	493
153)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	9	3	174
154)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	9	4	582
155)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	9	5	650
156)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	10	1	0
157)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	10	2	230
158)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	10	3	0
159)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	10	4	185
160)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	10	5	398
161)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	11	1	0
162)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	11	2	0
163)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	11	3	0
164)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	11	4	0
165)	Cônico interno	1 ponto pilar 45	11	5	162
166)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	1	1	0
167)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	1	2	0
168)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	1	3	0
169)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	1	4	0
170)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	1	5	0

171)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	2	1	0
172)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	2	2	0
173)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	2	3	0
174)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	2	4	0
175)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	2	5	0
176)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	3	1	0
177)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	3	2	0
178)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	3	3	0
179)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	3	4	0
180)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	3	5	0
181)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	4	1	0
182)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	4	2	0
183)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	4	3	0
184)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	4	4	0
185)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	4	5	0
186)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	5	1	78
187)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	5	2	0
188)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	5	3	0
189)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	5	4	0
190)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	5	5	17
191)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	6	1	0
192)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	6	2	0
193)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	6	3	0
194)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	6	4	0
195)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	6	5	0
196)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	7	1	0
197)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	7	2	0
198)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	7	3	0
199)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	7	4	0

200)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	7	5	0
201)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	8	1	0
202)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	8	2	0
203)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	8	3	0
204)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	8	4	0
205)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	8	5	0
206)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	9	1	448
207)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	9	2	566
208)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	9	3	403
209)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	9	4	442
210)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	9	5	370
211)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	10	1	465
212)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	10	2	146
213)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	10	3	470
214)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	10	4	398
215)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	10	5	414
216)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	11	1	22
217)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	11	2	0
218)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	11	3	0
219)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	11	4	314
220)	Hexágono externo	1 ponto pilar 45	11	5	431
221)	Cônico interno	1 ponto pântico 46	1	1	0
222)	Cônico interno	1 ponto pântico 46	1	2	0
223)	Cônico interno	1 ponto pântico 46	1	3	0
224)	Cônico interno	1 ponto pântico 46	1	4	0
225)	Cônico interno	1 ponto pântico 46	1	5	0
226)	Cônico interno	1 ponto pântico 46	2	1	0
227)	Cônico interno	1 ponto pântico 46	2	2	0
228)	Cônico interno	1 ponto pântico 46	2	3	0

229)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	2	4	0
230)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	2	5	0
231)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	3	1	420
232)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	3	2	414
233)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	3	3	336
234)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	3	4	426
235)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	3	5	476
236)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	4	1	0
237)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	4	2	0
238)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	4	3	0
239)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	4	4	0
240)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	4	5	0
241)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	5	1	0
242)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	5	2	0
243)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	5	3	0
244)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	5	4	0
245)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	5	5	0
246)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	6	1	0
247)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	6	2	0
248)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	6	3	0
249)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	6	4	0
250)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	6	5	0
251)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	7	1	0
252)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	7	2	0
253)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	7	3	0
254)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	7	4	0
255)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	7	5	0
256)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	8	1	0
257)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	8	2	0

258)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	8	3	0
259)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	8	4	0
260)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	8	5	0
261)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	9	1	515
262)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	9	2	448
263)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	9	3	347
264)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	9	4	442
265)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	9	5	560
266)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	10	1	0
267)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	10	2	0
268)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	10	3	0
269)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	10	4	0
270)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	10	5	0
271)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	11	1	0
272)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	11	2	0
273)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	11	3	0
274)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	11	4	0
275)	Cônico interno	1 ponto pôntico 46	11	5	0
276)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	1	1	0
277)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	1	2	0
278)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	1	3	0
279)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	1	4	0
280)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	1	5	0
281)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	2	1	0
282)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	2	2	0
283)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	2	3	0
284)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	2	4	0
285)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	2	5	0
286)	Hexágono externo	1 ponto pôntico 46	3	1	370

287)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	3	2	633
288)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	3	3	414
289)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	3	4	280
290)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	3	5	364
291)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	4	1	0
292)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	4	2	521
293)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	4	3	0
294)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	4	4	0
295)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	4	5	0
296)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	5	1	0
297)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	5	2	0
298)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	5	3	0
299)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	5	4	0
300)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	5	5	0
301)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	6	1	0
302)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	6	2	0
303)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	6	3	0
304)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	6	4	0
305)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	6	5	0
306)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	7	1	0
307)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	7	2	0
308)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	7	3	0
309)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	7	4	0
310)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	7	5	0
311)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	8	1	0
312)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	8	2	0
313)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	8	3	0
314)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	8	4	0
315)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	8	5	0

316)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	9	1	330
317)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	9	2	246
318)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	9	3	353
319)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	9	4	381
320)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	9	5	347
321)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	10	1	0
322)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	10	2	0
323)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	10	3	0
324)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	10	4	0
325)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	10	5	0
326)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	11	1	0
327)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	11	2	0
328)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	11	3	0
329)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	11	4	0
330)	Hexágono externo	1 ponto pântico 46	11	5	0
331)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	1	1	0
332)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	1	2	0
333)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	1	3	0
334)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	1	4	0
335)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	1	5	0
336)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	2	1	0
337)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	2	2	0
338)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	2	3	0
339)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	2	4	0
340)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	2	5	0
341)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	3	1	431
342)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	3	2	314
343)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	3	3	431
344)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	3	4	353

345)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	3	5	0
346)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	4	1	0
347)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	4	2	0
348)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	4	3	0
349)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	4	4	0
350)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	4	5	0
351)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	5	1	0
352)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	5	2	0
353)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	5	3	0
354)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	5	4	0
355)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	5	5	0
356)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	6	1	375
357)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	6	2	0
358)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	6	3	28
359)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	6	4	330
360)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	6	5	0
361)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	7	1	0
362)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	7	2	0
363)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	7	3	0
364)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	7	4	0
365)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	7	5	487
366)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	8	1	0
367)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	8	2	0
368)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	8	3	0
369)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	8	4	403
370)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	8	5	560
371)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	9	1	308
372)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	9	2	336
373)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	9	3	73

374)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	9	4	639
375)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	9	5	633
376)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	10	1	0
377)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	10	2	258
378)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	10	3	224
379)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	10	4	0
380)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	10	5	0
381)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	11	1	0
382)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	11	2	0
383)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	11	3	0
384)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	11	4	0
385)	Cônico interno	2 pontos – 47 e pântico	11	5	0
386)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	1	1	0
387)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	1	2	0
388)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	1	3	0
389)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	1	4	0
390)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	1	5	0
391)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	2	1	0
392)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	2	2	0
393)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	2	3	0
394)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	2	4	0
395)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	2	5	0
396)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	3	1	258
397)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	3	2	353
398)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	3	3	308
399)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	3	4	305
400)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	3	5	319
401)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	4	1	0
402)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	4	2	0

403)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	4	3	0
404)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	4	4	0
405)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	4	5	0
406)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	5	1	0
407)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	5	2	0
408)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	5	3	0
409)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	5	4	0
410)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	5	5	0
411)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	6	1	0
412)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	6	2	0
413)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	6	3	0
414)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	6	4	0
415)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	6	5	0
416)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	7	1	0
417)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	7	2	0
418)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	7	3	28
419)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	7	4	0
420)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	7	5	0
421)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	8	1	0
422)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	8	2	0
423)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	8	3	0
424)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	8	4	0
425)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	8	5	0
426)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	9	1	319
427)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	9	2	280
428)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	9	3	398
429)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	9	4	204
430)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	9	5	209
431)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	10	1	246

432)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	10	2	0
433)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	10	3	0
434)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	10	4	0
435)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	10	5	0
436)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	11	1	280
437)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	11	2	0
438)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	11	3	0
439)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	11	4	0
440)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e pântico	11	5	0
441)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	1	1	0
442)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	1	2	0
443)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	1	3	0
444)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	1	4	0
445)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	1	5	0
446)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	2	1	0
447)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	2	2	0
448)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	2	3	0
449)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	2	4	0
450)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	2	5	0
451)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	3	1	0
452)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	3	2	0
453)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	3	3	280
454)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	3	4	330
455)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	3	5	0
456)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	4	1	0
457)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	4	2	0
458)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	4	3	0
459)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	4	4	0
460)	Cônico interno	2 pontos – pântico e 45	4	5	0

461)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	5	1	0
462)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	5	2	0
463)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	5	3	0
464)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	5	4	0
465)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	5	5	0
466)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	6	1	0
467)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	6	2	0
468)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	6	3	0
469)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	6	4	0
470)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	6	5	0
471)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	7	1	0
472)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	7	2	0
473)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	7	3	0
474)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	7	4	0
475)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	7	5	0
476)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	8	1	0
477)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	8	2	0
478)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	8	3	0
479)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	8	4	0
480)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	8	5	0
481)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	9	1	504
482)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	9	2	347
483)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	9	3	336
484)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	9	4	353
485)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	9	5	274
486)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	10	1	0
487)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	10	2	0
488)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	10	3	0
489)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	10	4	0

490)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	10	5	353
491)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	11	1	0
492)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	11	2	0
493)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	11	3	0
494)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	11	4	0
495)	Cônico interno	2 pontos – pôntico e 45	11	5	0
496)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	1	1	0
497)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	1	2	0
498)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	1	3	0
499)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	1	4	0
500)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	1	5	0
501)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	2	1	0
502)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	2	2	0
503)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	2	3	0
504)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	2	4	0
505)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	2	5	0
506)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	3	1	0
507)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	3	2	190
508)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	3	3	252
509)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	3	4	174
510)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	3	5	314
511)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	4	1	0
512)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	4	2	0
513)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	4	3	0
514)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	4	4	0
515)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	4	5	0
516)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	5	1	0
517)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	5	2	0
518)	Hexágono externo	2 pontos – pôntico e 45	5	3	0

519)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	5	4	0
520)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	5	5	0
521)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	6	1	0
522)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	6	2	0
523)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	6	3	0
524)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	6	4	0
525)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	6	5	0
526)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	7	1	0
527)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	7	2	0
528)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	7	3	0
529)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	7	4	0
530)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	7	5	0
531)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	8	1	0
532)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	8	2	0
533)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	8	3	0
534)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	8	4	0
535)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	8	5	0
536)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	9	1	0
537)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	9	2	353
538)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	9	3	280
539)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	9	4	252
540)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	9	5	0
541)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	10	1	274
542)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	10	2	0
543)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	10	3	62
544)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	10	4	0
545)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	10	5	0
546)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	11	1	45
547)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	11	2	0

548)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	11	3	0
549)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	11	4	0
550)	Hexágono externo	2 pontos – pântico e 45	11	5	0
551)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	1	1	0
552)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	1	2	0
553)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	1	3	0
554)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	1	4	0
555)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	1	5	0
556)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	2	1	0
557)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	2	2	0
558)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	2	3	0
559)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	2	4	0
560)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	2	5	0
561)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	3	1	420
562)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	3	2	297
563)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	3	3	627
564)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	3	4	0
565)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	3	5	543
566)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	4	1	0
567)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	4	2	0
568)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	4	3	566
569)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	4	4	325
570)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	4	5	0
571)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	5	1	0
572)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	5	2	0
573)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	5	3	0
574)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	5	4	0
575)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	5	5	0
576)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	6	1	0

577)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	6	2	0
578)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	6	3	0
579)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	6	4	0
580)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	6	5	0
581)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	7	1	0
582)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	7	2	0
583)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	7	3	0
584)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	7	4	0
585)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	7	5	0
586)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	8	1	0
587)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	8	2	0
588)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	8	3	0
589)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	8	4	0
590)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	8	5	0
591)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	9	1	554
592)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	9	2	465
593)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	9	3	0
594)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	9	4	0
595)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	9	5	482
596)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	10	1	0
597)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	10	2	0
598)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	10	3	0
599)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	10	4	0
600)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	10	5	0
601)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	11	1	0
602)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	11	2	0
603)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	11	3	0
604)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	11	4	0
605)	Cônico interno	2 pontos – 47 e 45	11	5	0

606)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	1	1	0
607)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	1	2	0
608)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	1	3	0
609)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	1	4	0
610)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	1	5	0
611)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	2	1	0
612)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	2	2	0
613)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	2	3	0
614)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	2	4	0
615)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	2	5	0
616)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	3	1	364
617)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	3	2	269
618)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	3	3	521
619)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	3	4	515
620)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	3	5	521
621)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	4	1	0
622)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	4	2	0
623)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	4	3	0
624)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	4	4	0
625)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	4	5	0
626)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	5	1	0
627)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	5	2	0
628)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	5	3	0
629)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	5	4	0
630)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	5	5	0
631)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	6	1	0
632)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	6	2	0
633)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	6	3	0
634)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	6	4	0

635)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	6	5	0
636)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	7	1	0
637)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	7	2	0
638)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	7	3	0
639)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	7	4	0
640)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	7	5	0
641)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	8	1	0
642)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	8	2	0
643)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	8	3	0
644)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	8	4	0
645)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	8	5	0
646)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	9	1	353
647)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	9	2	459
648)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	9	3	280
649)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	9	4	56
650)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	9	5	129
651)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	10	1	0
652)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	10	2	0
653)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	10	3	0
654)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	10	4	0
655)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	10	5	0
656)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	11	1	0
657)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	11	2	0
658)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	11	3	0
659)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	11	4	0
660)	Hexágono externo	2 pontos – 47 e 45	11	5	0
661)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	1	1	0
662)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	1	2	0
663)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	1	3	0

664)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	1	4	0
665)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	1	5	0
666)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	2	1	0
667)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	2	2	0
668)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	2	3	0
669)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	2	4	0
670)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	2	5	0
671)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	3	1	314
672)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	3	2	291
673)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	3	3	414
674)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	3	4	414
675)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	3	5	470
676)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	4	1	0
677)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	4	2	0
678)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	4	3	0
679)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	4	4	0
680)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	4	5	0
681)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	5	1	0
682)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	5	2	0
683)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	5	3	0
684)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	5	4	0
685)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	5	5	0
686)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	6	1	0
687)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	6	2	0
688)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	6	3	0
689)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	6	4	0
690)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	6	5	0
691)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	7	1	0
692)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	7	2	0

693)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	7	3	0
694)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	7	4	0
695)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	7	5	0
696)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	8	1	510
697)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	8	2	0
698)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	8	3	0
699)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	8	4	0
700)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	8	5	0
701)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	9	1	588
702)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	9	2	325
703)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	9	3	504
704)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	9	4	426
705)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	9	5	521
706)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	10	1	0
707)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	10	2	0
708)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	10	3	0
709)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	10	4	0
710)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	10	5	0
711)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	11	1	0
712)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	11	2	0
713)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	11	3	0
714)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	11	4	0
715)	Cônico interno	3 pontos – 47, pântico e 45	11	5	0
716)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	1	1	0
717)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	1	2	0
718)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	1	3	0
719)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	1	4	0
720)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	1	5	0
721)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	2	1	0

722)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	2	2	0
723)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	2	3	0
724)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	2	4	0
725)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	2	5	0
726)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	3	1	246
727)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	3	2	314
728)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	3	3	370
729)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	3	4	482
730)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	3	5	325
731)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	4	1	0
732)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	4	2	0
733)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	4	3	0
734)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	4	4	0
735)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	4	5	0
736)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	5	1	0
737)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	5	2	0
738)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	5	3	0
739)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	5	4	0
740)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	5	5	0
741)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	6	1	0
742)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	6	2	0
743)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	6	3	0
744)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	6	4	0
745)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	6	5	0
746)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	7	1	0
747)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	7	2	0
748)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	7	3	0
749)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	7	4	0
750)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	7	5	0

751)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	8	1	0
752)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	8	2	0
753)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	8	3	0
754)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	8	4	0
755)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	8	5	0
756)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	9	1	218
757)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	9	2	392
758)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	9	3	448
759)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	9	4	252
760)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	9	5	409
761)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	10	1	0
762)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	10	2	0
763)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	10	3	0
764)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	10	4	0
765)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	10	5	0
766)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	11	1	0
767)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	11	2	0
768)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	11	3	0
769)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	11	4	0
770)	Hexágono externo	3 pontos – 47, pântico e 45	11	5	0

**Fonte:** Autoria própria.