



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia



Marina de Melo Naves

Influência do contato interproximal em próteses fixas implanto-suportadas na mandíbula edentada posterior – análise fotoelástica

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia, 2009



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia



Marina de Melo Naves

**Influência do contato interproximal em próteses fixas implanto-
suportadas na mandíbula edentada posterior – análise
fotoelástica**

Dissertação apresentada à Faculdade
de Odontologia da Universidade de
Uberlândia, para obtenção do Título de
Mestre em Odontologia, Área de
Concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Denildo de Magalhães

Co-orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo (FEMEC / UFU)

Prof. Dr. Denildo de Magalhães (FOUFU)

Prof. Dr. Flávio Domingues da Neves (FOUFU)

Prof. Dr. Geninho Tomé (ILAPEO)

Uberlândia, 2009

Ficha Catalográfica

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

N323i Naves, Marina de Melo, 1985-

Influência do contato interproximal em próteses fixas implanto-suportadas na mandíbula edentada posterior – análise fotoelástica / Marina de Melo Naves. - 2009.

93 f. : il.

Orientador: Denildo de Magalhães.

Co-orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários - Teses. 2. Biomecânica - Teses. I. Magalhães, Denildo de. II. Araújo, Cleudmar Amaral de. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314 - 089.843

Elaborado pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

 UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

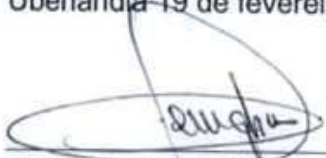
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902
(0XX) 034 –3218-2550

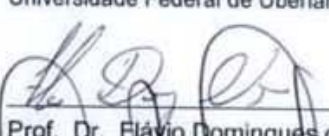
**RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA DEFESA DE MESTRADO DA
CD MARINA DE MELO NAVES DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.**

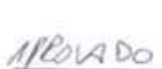
Às quatorze horas do dia dezenove de fevereiro do ano de dois mil e nove, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia/UFU, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pelo candidato **MARINA DE MELO NAVES** com o título: *Influência da separação de restaurações protéticas fixas implanto-suportadas na mandíbula edentada posterior – Análise fotoelástica*. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

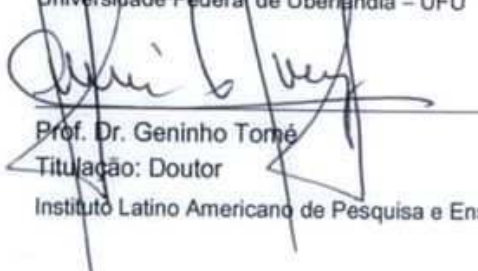
Uberlândia 19 de fevereiro de 2009

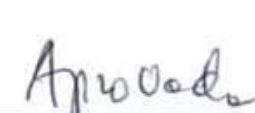

Prof. Dr. Denildo de Magalhães
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia – UFU


Aprovado/Reprovado


Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia – UFU


Aprovado/Reprovado


Prof. Dr. Geninho Tomé
Titulação: Doutor
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO


Aprovado/Reprovado

Dedicatória

Aos meus queridos pais, **Jeová e Noélia**, pela dedicação, carinho e apoio nesta etapa de sacrifícios, mesmo que distantes. Sem vocês a concretização deste título seria impossível. Minha gratidão e amor por vocês são imensuráveis.

Ao meu irmão, **Marcell**, pela companhia diária, ensinamentos e incentivo, sempre tentando me fazer enxergar que posso ser melhor.

Ao **Alex**, pela paciência. Com certeza você viu esta etapa de maneira mais suave devido à distância, e me passou a idéia de que tudo fosse mais simples.

Aos meus **avós**, minhas jóias; aos meus **padrinhos**, pelo incentivo constante mesmo que à distância; aos **tios e primos** que dão sentido e peso à palavra família.

A **Deus**, por sempre guiar meu caminho.

Agradecimentos especiais

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo**, pela paciência em ensinar um pouco de Engenharia Mecânica a uma cirurgiã-dentista e desencadear em mim a paixão pela biomecânica. Agradeço a oportunidade de conviver com uma pessoa sábia e generosa, que dedicou parte de seu escasso tempo a mim. Cada encontro era uma nova oportunidade de aprendizado. Além disso, idealizou e ajudou a executar grande parte do estudo aqui presente, demonstrando seriedade e competência. Meus sinceros agradecimentos.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Denildo de Magalhães**, agradeço os votos de confiança e todos os ensinamentos a mim dedicados. Agradeço também a oportunidade de seguir seus passos, sendo um exemplo de dedicação à Odontologia. Obrigada por fazer desta dissertação um experimento *in vitro*.

Ao **Prof. Ms. Helder Henrique Machado de Menezes** meu mestre e amigo. Tenho por você uma admiração imensurável, pois sua sabedoria e idéias representam a inteligência de um verdadeiro mestre. Seus ensinamentos representam minha formação profissional. Obrigada por depositar em mim confiança e acreditar na minha capacidade, me abrindo as portas da docência. Minha eterna gratidão.

Ao **Prof. Dr. Paulo Cézar Simamoto Júnior**, pela paciência e dedicação na idealização e concretização deste trabalho, com perfeição e ensinamentos fundamentais. Agradeço a oportunidade de seguir seus passos nessa linha de pesquisa e por me proporcionar a convivência com pessoas como você e o Prof. Cleudmar.

À colega **Anne Caroline**, pela amizade, companhia e ajuda nas análises fotoelásticas.

Agradecimentos

À Universidade Federal de Uberlândia, especialmente na pessoa do querido Reitor e Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, na pessoa do Prof. Flávio Domingues das Neves, coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia.

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, especialmente ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo na disciplina de Análise Experimental de Tensões e Prof. Dr. Domingos Alves Rade na disciplina Método de Elementos Finitos.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos “Prof. Henner Alberto Gomide” (LPM) da Faculdade de engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia na pessoa de seu coordenador Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo.

Aos colegas do LPM, Lidiane, Denize e Lizette, por me receberem bem em seu ambiente de trabalho, trazendo descontração ao laboratório, e ao técnico torneiro mecânico Valdico, ajuda fundamental na usinagem de peças confeccionadas para este estudo e carisma diário.

À Escola de Pós-graduação HD Ensinos Odontológicos, onde cursei minha especialização em Periodontia, sendo fonte de aprendizado, trabalho e descontração, e aos amigos que dela fazem parte: Bruna, Isabella, Camila Gomes, Danilo, Renata, Fernando, Anne, Dani Xuxú, Naiara, Camila, Lorena, Kárita, Serginho, Jú, Hosilene, Célia e Fabiana.

Aos professores da FOUFU pelos ensinamentos e convívio diário: Prof. Dr. Carlos José Soares, Prof. Dr. Célio Jesus do Prado, Prof. Dr. Roberto

Elias Campos, Prof. Dr. Adérito Soares Mota, Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto, Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto, Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves, Prof. Dr. Sérgio Vitorino Cardoso, Prof. Dr. Luíz Carlos Gonçalves e Prof. Dr. Vanderlei Luíz Gomes.

Às amizades conquistadas nesses dois anos, Anne, Bárbara, Carol, Danilo, Dri, Gustavo, Kelly, Marília, Mayla, Thaís, Thiago, Vitor.

À secretária da Pós-graduação da FOUFU, Abigail, sempre educada, prestativa e competente.

À empresa Neodent® pelo incentivo à pesquisa, fornecendo todo o material por ela fabricado utilizado neste estudo.

Aos amigos que torceram por mim e com os quais sempre pude contar, em especial Bruna, Isabella, Natália, Anne, Renata, Camila, João, Mariana, Daniel e Willy.

A todos que de alguma forma foram importantes para a realização deste trabalho.

Epígrafe

"Se eu vi mais longe, foi por estar de pé sobre ombros de gigantes."

(Isaac Newton)

"Os resultados provêm do aproveitamento das oportunidades e não da solução dos problemas. A solução de problemas só restaura a normalidade. As oportunidades significam explorar novos caminhos."

(Peter Drucker)

Sumário

Lista de abreviaturas e siglas.....	11
Resumo.....	12
Abstract.....	13
1. Introdução.....	14
2. Revisão de literatura.....	16
2.1 – Osseointegração.....	16
2.2 - PPF Implanto-suportada.....	20
2.2.1 - Acompanhamentos clínicos.....	20
2.2.2 – Biomecânica.....	29
2.3 - Técnica da fotoelasticidade.....	38
3. Proposição.....	46
4. Materiais e método.....	47
4.1 – Confeção das coroas.....	47
4.2 – Confeção dos moldes.....	49
4.3 – Obtenção dos modelos fotoelásticos.....	51
4.4 – Fundamentos da fotoelasticidade de transmissão plana.....	53
4.5 – Calibração da resina fotoelástica.....	56
4.6 - Determinação da tensão cisalhante (τ).....	59
4.7 – Aplicação dos carregamentos.....	60
4.8 - Leitura das ordens de franja e cálculo da tensão cisalhante(τ).....	64
4.9 – Organização dos resultados.....	65
5. Resultados.....	67
6. Discussão.....	81
7. Conclusão.....	86
Referências.....	87
Anexos.....	95

Lista de abreviatura e siglas

% – Porcentagem
 $\mu\epsilon$ - Micro-deformações específicas
A - Coeficiente angular de reta
cm - Centímetros
D - Diâmetro
E - espessura
et al. – Abreviatura de “et alii” (e colaboradores)
FEMEC - Faculdade de Engenharia Mecânica
 $f\sigma$ - Constante ótica do material em termos do campo de tensões
in vitro – Latim: em vidro
in vivo - Latim: dentro do vivo
Kg - Quilograma
Kgf – Unidade de força - carga aplicada (quilograma força)
KPa – Quilopascal
lb - libras
LPM - Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide
min/dia – Unidade de frequência (minutos por dia)
ml - mililitros
mm – Unidade de comprimento (milímetro)
MPa – Megapascal
N - Newton
N - Ordem de franja isocromática
Ncm - Newton centímetro
Ni-Cr – Níquel-cromo
nm - Nanômetros
Nmm – Newton milímetro
 n° – Número.
 $^{\circ}$ – unidade de angulação (graus)
P - Carga de compressão
 p – Probabilidade
psi – unidade de pressão (pound force per square inch)
UCLA – tipo de pilar utilizado na implantodontia
UFU - Universidade Federal de Uberlândia
x - Eixo
y - Eixo
z - Posição ao longo do eixo de propagação
 μm – Micrometro
 τ - Tensão cisalhante máxima

Resumo

O uso de próteses parciais fixas em reabilitações de áreas edentadas posteriores inferiores com implantes é um fato bem documentado, apesar de haver controvérsias sobre a esplintagem ou não de coroas sobre implantes nessas condições. Logo, o objetivo deste estudo foi analisar o efeito da separação das coroas de uma prótese parcial fixa sobre implantes com contatos por superfície e pontual por meio da avaliação do gradiente de tensões determinado pela técnica da fotoelasticidade de transmissão plana. Foram criados 03 modelos fotoelásticos com 03 implantes correspondentes à região posterior de mandíbula alinhados em reta, variando o contato entre as coroas (ponto de contato=PC; superfície se contato=SC; esplintadas=ES). Foram aplicados três tipos de carregamento: a = axial em grupo (30 N); b = lateral com angulação de 40° (10,8 N) no implante correspondente ao primeiro molar; c = axial central (9,8 N) no implante correspondente ao segundo pré-molar. Foram obtidas 30 imagens de cada tipo de carregamento em cada grupo (n = 270) no polariscópio circular. Os valores de ordens de franja e tensão cisalhante máxima (τ) foram obtidos pelo programa *Fringes* por meio da análise fotoelástica de 27 pontos de cada imagem e em seguida de 12 pontos nas regiões de crista óssea mais críticas. Foi realizado o teste *t* de Student com $p < 0,05$ e o cálculo da área dos gráficos. A maioria dos pontos apresentou-se estatisticamente diferente ($p < 0,05$) nos diferentes grupos. O grupo ES apresentou menores valores de tensão cisalhante em todos os carregamentos. O grupo SC demonstrou distribuição de tensão mais homogênea ao redor dos implantes em todos os carregamentos e menores valores de tensão na região de crista óssea quando comparado ao grupo PC. Portanto, dentro das limitações desse estudo, o grupo ES apresentou melhores resultados, seguido do grupo SC.

Palavras-chave: contato interproximal, prótese parcial fixa sobre implantes, fotoelasticidade, tensão.

Abstract

The use of fixed partial dentures in rehabilitations of edentulous jaw with implants is a well documented fact, although controversies still exists about splinting or not prosthetic crowns in these conditions. Thus, the aim of this study was to analyze the effect of prosthetic crowns detachment of a fixed partial denture with surface and punctual contacts by means of stress gradient evaluation determined by the technique of plane transmission photoelasticity. Three photoelastic models were created with 3 contiguous implants corresponding to posterior jaw aligned in straight line, varying the contact between the crowns (contact point = PC; contact surface = SC; splinted = ES). Three loading types were applied: a = axial in group (30 N); b = lateral with a 40° angle (10.8 N) over the implant corresponding to the first molar; c = central axial (9.8 N) over the implant corresponding to the second premolar. Thirty images were obtained of each loading type in each group (n = 270) in the circular polariscope. Fringe orders and maximum shear stress (τ) values were obtained by the program "Fringes" by means of photoelastic analysis of 27 points of each image and right away of 12 points in bone crest region. It was carried out the *t*-Student test with $p < 0.05$ and the calculation of the graphics area. The majority of the points presented statistically different ($p < 0.05$) in different groups. The ES group presented minimum stress values in all loadings. The SC group showed more homogeneous stress distribution around the implants in all loadings and minimum stress values in the bone crest region when compared to the PC group. Within the limitations of this study, the ES group presented better results, followed by the SC group.

Keywords: interproximal contact, fixed partial dentures over implants, photoelasticity, stress.

1. Introdução

A aparente união direta de tecido ósseo a óxido de titânio sem a interposição de tecido conjuntivo, denominada “osseointegração” foi atestada por Brånemark et al. (1969) e, desde então, a utilização de implantes expandiu-se do edentulismo total para próteses parciais fixas, elementos unitários anteriores e posteriores (Attard & Zarb, 2002; Schropp & Isidor, 2008). A utilização de próteses parciais fixas sobre implantes atualmente é uma realidade inquestionável, visto que a sobrevivência dos implantes dentais nessas condições é um fato bem documentado, com altas taxas de sucesso acima de 90% por mais de 10 anos (Nevins & Langer, 1993; Binon, 2000; Weber & Suktjo, 2007).

A união rígida de coroas protéticas sobre múltiplos implantes adjacentes tem sido recomendada a partir de considerações clínicas e estudos *in vitro* (Weber & Sukotjo 2007). Esta condição também foi analisada por Weinberg (1993) que afirmou que a capacidade de movimentação de implantes osseointegrados é microscópica, o que não favorece a distribuição efetiva de forças oclusais para múltiplos implantes em uma mesma prótese. Entretanto, devido à deformação elástica dos componentes do sistema, alguma distribuição de carga torna-se possível com a união de implantes adjacentes. Por outro lado, a união de coroas a uma estrutura que não apresentem passividade de assentamento pode acarretar sobrecarga nos parafusos e até nos implantes (McGlumphy et al. 1998). Além disso, existem movimentos de torção e flexão na região posterior de mandíbula durante o movimento de abertura de boca que podem comprometer as restaurações esplintadas (Chen et al. 2000, Al-Sukhun & Kelleway 2007). Assim, alguns autores sugerem que as restaurações sobre implantes adjacentes sejam individualizadas (Naert et al., 2002; Guichet et al. 2002, Grossmann et al. 2005), o que contribui para a higienização e satisfação do paciente.

Em um planejamento usual de reabilitação em áreas edentadas posteriores, a instalação de um implante para cada dente ausente é

preconizada visando melhorar o comportamento biomecânico dos implantes (Bidez & Misch, 1992), idealmente em desalinho para neutralizar os momentos de força (Jemt et al., 1992; Lekholm et al., 1994; Rangert et al., 1995; Arataki et al., 1998). No entanto, o número de implantes necessários para suportar uma prótese parcial fixa depende de vários fatores, como volume ósseo disponível e sua densidade, a natureza da dentição antagonista e a localização dos implantes (Davidoff, 1996).

A análise fotoelástica tem sido amplamente utilizada em Odontologia para estudar a distribuição de tensões ao redor de implantes osseointegrados (Bernardes et al. 2005). Esta técnica fundamenta-se na propriedade ótica de certos materiais translúcidos, os quais se comportam de forma anisotrópica quando submetidos a carregamentos apresentando diferentes índices de refração nas direções das tensões principais (Dally & Riley 2005). Analisando as interferências óticas é possível quantificar as tensões por meio da “Lei ótica das tensões” (Dally & Riley, 2005).

Dentre várias considerações biomecânicas inerentes a próteses parciais fixas sobre implantes em áreas edentadas posteriores, a esplintagem e a separação das coroas por diferentes contatos interproximais serão discutidas. Assim, o objetivo deste estudo é avaliar o efeito da separação das coroas de uma prótese parcial fixa sobre implantes com contatos por superfície e pontual por meio da avaliação do gradiente de tensões determinado pela técnica da fotoelasticidade de transmissão plana.

2. Revisão de Literatura

2.1 – Osseointegração

A primeira vez que foi observada a afinidade biológica entre o osso e o titânio foi em 1940 (Bothe et al., 1940, citado por Misch, 2004). Mais tarde, a partir de pesquisas em animais na Universidade de Lund, Suécia, e após desenvolverem numerosos estudos experimentais e clínicos desde 1952, Brånemark et al. (1969) relataram a possibilidade do crescimento ósseo em contato direto com um implante metálico de titânio. O termo “osseointegração” foi então apresentado e definido como sendo uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido à carga funcional. As condições essenciais para obtê-la seriam: (1) preparação cirúrgica de tecidos moles e duros com mínimo trauma, para inserção de implantes esterilizados de titânio comercialmente puro; (2) fechamento primário do retalho muco-periosteal para isolar a área da implantação até que uma barreira biológica tenha sido restabelecida; e (3) higiene oral para prevenir inflamação gengival.

Schroeder et al. (1976) publicaram um estudo histológico em animais, em que demonstraram um íntimo contato osso/implante, com características correspondentes aos aspectos histológicos específicos da osseointegração, sendo os implantes mantidos não submersos, uma vez que foram projetados para apenas um estágio cirúrgico, apresentando corpo único. Isso significa que a parte intra-óssea, a porção do pescoço transmucoso e o pilar protético eram integrados em uma só peça.

Brånemark et al. (1977), em um estudo longitudinal de 10 anos, relataram estabilidade de 76% das próteses colocadas em maxilas e de 99% em mandíbulas. Foram utilizados 1618 implantes em 235 arcos edentados. Após algumas reimplantações, somaram-se outros 18% das maxilas e mais 1% das mandíbulas reabilitadas que apresentavam próteses estáveis, demonstrando a viabilidade de um bom prognóstico a longo prazo. Os

resultados finais apontaram média de sucesso de 94% para maxila e 100% para mandíbula.

Em um estudo de 15 anos (1965 a 1980) de implantes osseointegrados no tratamento de arcos edentados, Adell et al. (1981), após um período inicial de experimentação e desenvolvimento, focalizaram sua atenção no acompanhamento clínico e radiográfico de 64 maxilas e 66 mandíbulas (130 arcos no total), em que foram instalados 895 implantes. Após um período de 5 a 9 anos, concluíram que 81% dos implantes colocados em maxila e 91% em mandíbula permaneceram estáveis. Além disso, em 89% das maxilas e 100% das mandíbulas as próteses mantiveram sua estabilidade. Os autores relataram que o valor médio da perda óssea marginal durante a cicatrização e o primeiro ano de conexão da prótese foi de 1,5mm. Após esse período, 0,1mm foi perdido anualmente.

Em 1982 ocorreu a Conferência de Toronto em Osseointegração, no Canadá, cujos registros foram editados e publicados por Zarb (1983). Foi a primeira apresentação internacional à comunidade científica odontológica, o que contribuiu decisivamente para a divulgação mundial da implantodontia moderna.

Lekholm (1983), a partir de sua apresentação na Conferência de Toronto, publicou estudo em que reiterava os procedimentos clínicos e os fundamentos biomecânicos para o tratamento com implantes dentais osseointegrados. O autor considerou 04 fases em seqüência: (1) análise pré-operatória, (2) procedimentos cirúrgicos, procedimentos protéticos e (4) controle periódico e preservação. Observava-se, já então, que as próteses deveriam apresentar uma oclusão ótima para assegurar uma adequada distribuição de tensões aos implantes, que não podem mover-se para compensar discrepâncias oclusais ou de ordem técnica.

Zarb & Symington (1983), considerando que até então os únicos trabalhos de acompanhamento clínico de longo prazo que possuíam respaldo científico eram do grupo de Brånemark, na Suécia, apresentaram um relato preliminar da aplicação do sistema sueco de implantes na América do Norte, para avaliar a reprodutibilidade de sua técnica. Quatro a seis implantes foram

instalados nas mandíbulas de doze pacientes, na região entre os forames mentuais e próteses totais com conexões distais em balanço foram parafusadas em cilindros de titânio transepiteliais. Este padrão protético passava a ter ratificada sua condição de “protocolo” clínico de reabilitação, embora uma modificação tenha sido introduzida: por questões de custo, uma liga de prata-paládio foi utilizada na fundição aos cilindros protéticos de ouro proposta pelo grupo Brånemark. Dos 69 implantes inicialmente instalados, sete foram removidos no segundo estágio cirúrgico por apresentarem mobilidade e três foram sepultados devido a um posicionamento desfavorável. Após dois anos de avaliação, todos os doze pacientes estavam utilizando suas próteses com sucesso, suportadas por 59 implantes imóveis, osseointegrados.

Albrektsson et al. (1986) propuseram uma série de critérios de sucesso para os implantes osseointegrados: (1) que um implante, independentemente da prótese, estivesse imóvel quando testado clinicamente, (2) que a imagem radiográfica não demonstrasse qualquer evidência de radiolucidez periimplantar, (3) que a perda óssea vertical anual fosse menor que 0,2mm após o primeiro ano de função do implante, e (4) que o funcionamento individual de um implante se caracterizasse pela ausência de sinais e sintomas como dor, infecções, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular. Além disso, consideraram que um sistema de implantes deveria possuir um índice de sobrevivência de no mínimo 80% em um acompanhamento de dez anos.

Albrektsson & Zarb (1993) propuseram uma revisão do conceito de osseointegração e seus critérios de avaliação. Uma definição clínica lhes parecia mais adequada: “um processo no qual uma fixação rígida e clinicamente assintomática de materiais aloplásticos ao osso é obtida e mantida sob carga funcional”. Os autores afirmaram haver a necessidade de considerar a resposta ultra-estrutural separadamente do desempenho clínico, como os dois lados de uma moeda. Criticaram, assim, os critérios de sucesso postulados por Albrektsson et al. (1986), por reduzir o julgamento a características absolutas do sim ou não, sucesso ou fracasso. Os autores sugeriram, então, que todo implante deveria ser avaliado como parte de uma

escala de quatro categorias, representando sucesso, sobrevivência, sem registro (pacientes que morreram ou afastaram do estudo) e fracasso. A categoria de sobrevivência passou, a partir de então, a servir de parâmetro para a maioria dos estudos longitudinais, uma vez que a inclusão de um implante nesta categoria deveria ocorrer se não houvesse sinais e sintomas clínicos que sugerissem fracasso, a despeito de não ser feita a avaliação de mobilidade – e sem a remoção da prótese total para tal – ou não se utilizarem radiografias periapicais padronizadas.

Segundo o *The Glossary of Prosthodontic Terms* (1999), osseointegração ou interação óssea significa: 1- aparente união direta ou conexão de tecido ósseo a um material inerte e aloplástico sem a interposição de tecido conjuntivo, 2- o processo e a aparente conexão direta da superfície de um material exógeno e os tecidos ósseos hospedeiros, sem a interposição de tecido conjuntivo fibroso presente, 3- a interface entre materiais aloplásticos e osso.

Binon (2000) relatou características de implantes de grandes marcas em uma revisão de literatura, como taxa de sobrevivência, tipo de superfícies, forma do implante, tipo de conexão, diâmetros e comprimentos disponíveis. O autor relatou que a maioria dos implantes possui taxas maiores que 90% e em estudos longitudinais com mais de 10 anos.

Cochran (2000) relata a interação de implantes Straumann® (Basel, Suíça), incluindo o sistema de implante ITI®, com os tecidos orais em uma revisão de literatura. Os estudos clínicos revelaram que implantes Straumann podem apresentar boa previsibilidade quando instalados em arcos, tanto mandíbula quanto maxila, parcialmente ou totalmente edêntulos com altas taxas de sucesso. Esses implantes possuem porções endósseas cujas superfícies são cobertas por plasma-spray de titânio ou micro-abrasão e ataque ácido. Ambos os tipos de superfície mostraram-se vantajosas relacionadas à osseointegração comparadas às superfícies usinadas ou mais lisas. Essas vantagens incluem maior quantidade de contato osso-implante, visto que 100% de contato é uma situação praticamente impossível, integração mais rápida com o tecido ósseo e maior valor de torque para remoção.

2.2 – PPF implanto-suportada

2.2.1 - *Acompanhamentos clínicos*

Jemt et al. (1989) questionaram se os resultados dos tratamentos de pacientes edentados totais com implantes osseointegrados poderiam ser obtidos em situações de perdas dentárias parciais. Sobre estes casos, os autores divulgaram o primeiro estudo de acompanhamento clínico de longo prazo, no qual 876 implantes foram inseridos, conforme o padrão Brånemark, em 268 arcos parcialmente dentados de 244 pacientes tratados entre abril de 1968 e o final de dezembro de 1988. Para avaliação desses vinte anos, três grupos de pacientes foram separados de acordo com o tempo de acompanhamento. Consideraram o grupo observado por um período de um a cinco anos (média de 2,5 anos) o mais representativo, com um índice de sobrevivência de 94% para a maxila e de 99% para a mandíbula. O grupo de maior tempo de acompanhamento (6 a 20 anos) constituía-se de poucos pacientes e o terceiro grupo foi observado por um período muito curto (0 a 1 ano). De um total de 293 próteses fixas instaladas (considerando os três grupos), apenas quatro foram perdidas – uma prótese de três elementos e três coroas unitárias. O índice de estabilidade de 98,5% revelou-se ainda melhor que aqueles até então obtidos com pacientes em situação de edentulismo total.

Van Steenberghe (1989) relatou resultados de um estudo retrospectivo multicentro do índice de sobrevivência de implantes osseointegrados como suporte de próteses parciais fixas. Por um lado não foram incluídos casos de reabilitação unitária; por outro, 58% das próteses foram conectadas a dentes naturais. Seis centros de três continentes participaram do estudo, com a instalação de 40 implantes em maxilas e 93 em mandíbulas, cujo índice de sucesso foi de 87% e 92%, respectivamente. Apenas duas das 53 próteses confeccionadas foram perdidas, devido à não osseointegração de um implante a cada uma. Os autores observaram ainda

que a maioria das perdas dos implantes (nove em doze) ocorreu antes da fase protética do tratamento.

Van Steenberghe et al. (1990) apresentaram um estudo prospectivo multicentro, cujos registros completavam então um ano de instalação das próteses, dos cinco previstos para a conclusão da análise. Apenas os implantes foram utilizados no suporte dos trabalhos protéticos, sem a participação, portanto, dos dentes naturais. Os parâmetros clínicos avaliados, nos dentes remanescentes e nos implantes, foram índice de placa, gengivite, profundidade de bolsa, índice de sangramento e mobilidade, além da função estomatognática. As observações mais relevantes relacionaram as perdas de implantes (3,4%) à qualidade óssea desfavorável, ao gênero (mais em homens que em mulheres) e aos implantes de menor comprimento e diâmetro. O impacto do acúmulo de placa foi marcante (quatro dos cinco pacientes com um índice de sangramento maior do que dois perderam um implante). Os índices de placa e sangramento ao redor de dentes e pilares intermediários (*abutments*) foram similares, o que pareceu indicar um comportamento indistinto dos tecidos moles.

Jemt et al. (1992) fizeram um levantamento das falhas e complicações em 127 próteses parciais fixas sobre 354 implantes Branemark®, desde o tratamento protético até o primeiro ano de reavaliação. Os autores relataram um índice de sucesso de 98,6% dos implantes examinados, sem a perda de nenhuma prótese. Entretanto, eles apontaram uma grande incidência de afrouxamento de parafusos de ouro (dos pilares intermediários), o que poderia estar relacionado com um menor número de implantes por prótese, quando comparado às próteses fixas em arcos totalmente edentados, além de uma disposição dos implantes biomecanicamente mais desfavorável (normalmente dois ou três implantes alinhados).

Naert et al. (1992) analisaram, de um ponto de vista protético, o desempenho de 509 implantes por um período de seis anos. Os índices cumulativos de perdas de implantes após a conexão dos pilares intermediários foram de 3,9% para a maxila e de 4,1% para a mandíbula. Já para as falhas protéticas, esses índices foram de 4,1% e 5,4% para a maxila e mandíbula,

respectivamente. Os autores observaram ainda que o modo de conexão entre dentes e implantes (rígida ou não rígida) e o uso de porcelana em substituição à resina composta como material de cobertura oclusal não tiveram influência na altura óssea marginal ao redor dos implantes.

Jemt & Lekholm (1993) relataram os resultados de cinco anos de acompanhamento de tratamentos com implantes em áreas posteriores de arcos parcialmente endentados. Noventa e quatro próteses foram instaladas sobre 259 implantes. O índice de sobrevivência cumulativa foi de 97,2% para os implantes e de 100% para próteses, uma vez que os sete implantes perdidos não influenciaram a estabilidade das mesmas. Duas observações foram destacadas: cinco dos implantes perdidos (70%) tinham apenas 7mm de comprimento e aproximadamente 60% das próteses confeccionadas eram suportadas por três ou mais implantes. Tais fatos evidenciaram o melhor comportamento biomecânico de implantes mais longos e em maior número.

Em um estudo retrospectivo, Nevins & Langer (1993) avaliaram o sucesso de implantes osseointegrados em regiões posteriores em suas clínicas privadas, os autores instalaram implantes durante oito anos (1984 a 1991) e acompanharam os casos até 1992. Na mandíbula, dos 551 implantes instalados, 25 foram perdidos, perfazendo um índice de sucesso de 95,5%; das 247 próteses confeccionadas, oito falharam, obtendo-se sucesso em 96,7%. Na maxila, 31 dos 652 implantes instalados foram perdidos (índice de sucesso de 95,2%), enquanto duas das 250 próteses construídas falharam (99,2% de sucesso). Ressalta-se que das 547 próteses, 317 (57,9%) reabilitaram áreas de múltiplas ausências, exclusivamente sobre implantes; as demais constituíam restaurações unitárias, próteses em combinação dente-implante e algumas que se estendiam às regiões anteriores.

Henry et al. (1993) divulgaram os resultados relativos a três anos do estudo apresentado por van Steenberghe et al. (1990) , previsto para cinco anos. Portanto, dois anos após as primeiras avaliações, perdas adicionais de implantes ocorreram, embora o índice cumulativo tenha decrescido com o tempo. A associação das falhas a pacientes portadores de osso de baixa qualidade manteve-se forte, assim como a maior concentração de perdas

permaneceu vinculada a implantes de menor comprimento e diâmetro. O índice cumulativo de sucesso para as próteses passou de 98,5% após um ano de instalação para 95,8% após dois anos e para 94,8% após três anos.

Aos cinco anos do estudo prospectivo multicentro cujos resultados de um ano após a instalação das próteses foram divulgados por van Steenberghe et al. (1990) e os de três anos por Henry et al. (1993), Lekholm et al. (1994) relataram índices cumulativos de sucesso para os implantes de 92% a 94% para maxila e mandíbula, respectivamente, com uma correspondente estabilidade protética de 94%. A perda de implantes manteve-se relacionada mais freqüentemente àqueles de menor comprimento e diâmetro e ao osso de mais baixa qualidade, principalmente da maxila. Os índices de placa e sangramento mantiveram um padrão similar de boa saúde ao redor tanto dos dentes naturais quanto dos pilares intermediários (*abutments*). A perda óssea marginal não excedeu a média de um milímetro para todos os implantes analisados. Poucas complicações ocorreram no período, sendo as mais freqüentes a fratura de resina e o afrouxamento de parafusos de ouro (que conectam as próteses aos pilares intermediários). Houve maior tendência de perda de próteses suportadas por apenas dois implantes, o que levou aos autores a sugerir que, sempre que possível, o suporte protético seja dado por três implantes colocados em um alinhamento tripode.

Rangert et al. (1995), em uma análise clínica retrospectiva, avaliaram os parâmetros clínicos que influenciaram a fratura de implantes. Foram analisados 39 pacientes que apresentaram o problema, de um universo de mais de 10.000 implantes instalados, divididos em cinco categorias: (1) restaurações unitárias, (2) próteses parciais fixas implanto-suportadas, (3) próteses parciais fixas dento-implanto-suportadas, (4) sobredentaduras e (5) próteses totais fixas implanto-suportadas. Dois implantes de 3,0 mm de diâmetro foram registrados, mas não incluídos por serem considerados substancialmente mais fracos que os de 3,75 mm que foram os que apresentaram fratura em todos os outros casos. Não houve fratura de implantes de 4,0 mm. Nas restaurações unitárias, todas as fraturas ocorreram na região de molares inferiores; nas próteses parciais fixas, todas foram

verificadas na região posterior. Quanto ao número de implantes por prótese, 30 em 39 (77%) apresentava 1 ou 2 implantes como suporte, enquanto 3 em 39 (8%) eram suportadas por 3 implantes. Registre-se que, dos pacientes parcialmente edentados, 19 em 23 (83%) apresentavam pântico em cantiléver mesial ou distal. Em 32 dos 39 casos (82%), os implantes tinham uma disposição em linha, o que foi considerado crítico para a ocorrência de sobrecarga.

Em 1997, Parein et al. publicaram um estudo retrospectivo sobre a reabilitação com implantes de áreas posteriores de mandíbula. Foram inseridos 392 implantes Branemark® em 152 pacientes parcialmente edentados e confeccionados 56 coroas unitárias e 168 próteses parciais fixas. Os índices de sucesso cumulativo foram de 89% e de 81,9% aos seis anos, para os implantes e as próteses, respectivamente. Até os dez anos de acompanhamento do estudo, não houve decréscimo dos índices. O afrouxamento do parafuso do pilar intermediário foi a mais freqüente complicação em coroas unitárias parafusadas (36,3%), o que ocorreu apenas uma vez (2,9%) em coroas cimentadas. Nas próteses múltiplas, houve uma tendência para maiores complicações em próteses suportadas por apenas dois implantes do que por três ou mais.

Wyatt & Zarb (1998) relataram os resultados do acompanhamento clínico de 77 pacientes parcialmente edentados que receberam 97 próteses fixas sobre 230 implantes Brånemark® durante um período de até 12 anos (média de 5,41 anos). O índice de sucesso dos implantes foi de 94%, sem diferença significativa entre áreas anteriores e posteriores ou entre maxila e mandíbula. Das 14 perdas de implantes, 71% ocorreram em pacientes que usaram próteses parciais removíveis entre os estágios cirúrgicos e 64% suportavam próteses em áreas de extremo distal livre. Dos implantes de menor comprimento (7,0 mm), 25% foram perdidos. A estabilidade contínua das próteses apresentou índice de 97%, sendo todos os trabalhos protéticos do tipo parafusado.

Lekholm et al. (1999), em prosseguimento ao trabalho apresentado em 1994 (aos cinco anos e avaliação), registraram o acompanhamento de dez

anos de sobrevivência dos implantes Brånemark® em maxilares parcialmente edentados. Setenta e três por cento do total dos implantes colocados, em sua maioria em região posteriores, puderam ser avaliados e classificados como perdidos ou em função, apresentando índices de sobrevivência cumulativa de 90,2% e 93,7% para maxila e mandíbula, respectivamente (92,6% como índice geral). Para as próteses, este índice foi de 86,5%. Foi observada maior tendência de fracasso em restaurações suportadas por 04 ou mais implantes do que suportadas por 2 ou 3, embora o pequeno número de trabalhos naquela condição não tenha permitido uma avaliação significativa. Os autores concluíram que o sistema de implantes Brånemark® é um método seguro e previsível para reabilitar pacientes com perdas dentárias parciais.

Em 2002, Attard & Zarb reportaram os resultados clínicos dos primeiros 35 pacientes tratados com próteses implanto-suportadas, exclusivamente em áreas posteriores, na Universidade de Toronto, Canadá. Como princípios fundamentais de planejamento e execução protética, no mínimo dois ou três implantes foram instalados em cada área edentada e um minucioso ajuste oclusal foi providenciado. Nenhuma das próteses foi unida a dentes naturais. O índice de sobrevivência cumulativa para os implantes (de um total de 106) foi de 94% após 10 anos. Nenhuma variável (como gênero, qualidade e quantidade óssea, arco dentário envolvido, período de edentulismo, comprimento dos implantes ou condição da dentição antagonista) teve influência adversa na sobrevivência dos implantes. A respeito do comprimento dos mesmos, os autores ressaltaram que raros implantes 7mm foram utilizados na amostra de pacientes.

Naert et al. (2002) relataram sua avaliação clínica longitudinal de 1956 implantes do sistema Brånemark®, sobre os quais foram instaladas 810 próteses, sendo 235 coroas unitárias, 166 que uniam dentes a implantes e 409 exclusivamente implanto-suportadas. Os índices de sobrevivência cumulativa dos implantes a partir de seu carregamento foram de 97,2% (média de 7,3 anos) para aqueles que não foram unidos a dentes naturais e de 93,6% (média de 8,6 anos) para aqueles que o foram. Para implantes com comprimento menos que 10 mm, o índice de sobrevivência diminuiu para 81,5%. Para as

próteses, foi obtido um índice geral de sobrevivência de 95,8% (média de 8,64 anos). Em dezesseis pacientes, treze áreas com ausência de dois, uma de três e duas de quatro dentes foram restauradas com coroas unitárias, não esplintadas, e apenas um implante foi perdido.

Attard & Zarb (2003) revisaram os dados clínicos de todos pacientes tratados na Universidade de Toronto, desde 1983 até dezembro de 2001, que apresentavam ausência dos dentes posteriores e foram reabilitados com implantes Brånemark®. Um total de 130 pacientes recebeu 432 implantes em 174 áreas edentadas posteriores. O número de implantes inseridos variou de dois a três, dependendo das dimensões disponíveis e da previsão das forças oclusais a serem geradas pela dentição antagonista. Os pacientes foram acompanhados por um período médio de 8,11 anos, em uma variação de 1 a 15 anos. Os índices de sobrevivência cumulativa para os implantes e as próteses, após 15 anos, foram de 91,6% e 89%, respectivamente. A variação do diâmetro do implante teve significância estatística, uma vez que, aos cinco anos, o índice de sucesso dos mais largos foi consideravelmente menor (76,3%). Além disso, a história de uma condição médica crônica foi associada a um maior risco de perda dos implantes.

Grossmann et al. (2005) identificaram parâmetros clínicos que influenciam na decisão de esplintar implantes e propõem indicações para esplintagem em situações clínicas específicas. Os autores indicam esplintar implantes quando há: (1) reduzido número de contatos oclusais em dentes naturais; (2) guia anterior com grande trespasse; (3) hábitos orais parafuncionais; (4) implantes angulados; (5) implantes dispostos ao longo do arco; (6) restauração sobre implante incluindo canino; (7) maxila edêntula; (8) formas de resistência e retenção dos componentes protéticos comprometidas. Os autores complementam o fato de que, quando dentes anteriores saudáveis e caninos periodontalmente íntegros estão presentes, os caninos desocluem os implantes posteriores imediatamente em movimentos laterais e o paciente possui estabilidade oclusal vertical, a esplintagem dos implantes posteriores pode ser desnecessária

No mesmo artigo (Grossmann et al., 2005), os autores relatam que restaurações esplintadas sobre implantes dificultam o uso de fio dental e complicam a habilidade do paciente em manter a higiene oral adequada. Visto que a fabricação de restaurações esplintadas é mais complexa e que o acesso às superfícies interproximais depende do espaço correto para o tecido gengival, restaurações não-esplintadas são consideradas mais vantajosas por permitirem melhor acesso para manter adequada higiene oral.

Renouard & Nisand (2006), com o intuito de explorar a relação da taxa de sobrevivência dos implantes e seu comprimento e largura, realizaram uma revisão sistemática de artigos publicados no período de 1990-2005. Os resultados mostraram maior tendência a aumento de falhas em implantes curtos e largos. No entanto, os autores relatam que os implantes curtos e largos avaliados foram instalados como uma alternativa a limitações anatômicas, sugerindo que esse fato pode ter afetado o resultado.

Weber & Sukotjo (2007) realizaram uma revisão sistemática para avaliar se o tipo de prótese sobre implantes afetaria os resultados em pacientes edentados posteriores. Dentre as variáveis do estudo, o tipo de suporte avaliou os resultados de próteses parciais fixas implanto-suportadas versus dento-implanto-suportadas (suporte 1) e restaurações sobre implante unitárias versus restaurações esplintadas sobre múltiplos implantes (suporte 2). Referindo-se à taxa de sucesso do implante, sobrevivência do implante e sucesso da prótese, as próteses parciais fixas implanto-suportadas e as restaurações esplintadas sobre múltiplos implantes obtiveram melhores resultados, embora os valores não sejam estatisticamente significantes.

Em 2007, Salinas & Eckert realizaram um estudo para determinar as características de sobrevivência de implantes unitários e próteses parciais fixas sobre dentes por meio de uma revisão de literatura. Apesar de a literatura falhar em relatar artigos que comparasse duas variáveis, os autores concluíram que implantes unitários possuem alta taxa de sucesso em 60 meses (95,1%), enquanto que as próteses parciais fixas apresentaram 84,0% de sucesso.

Em uma revisão sistemática de estudos clínicos, Theoharidou et al. (2008) avaliaram a incidência da perda de parafuso do pilar em restaurações

sobre implantes unitários com diferentes conexões pilar-implante. Foram selecionados 1.526 títulos relevantes publicados nos últimos 12 anos, embora somente 27 artigos fossem considerados bom ou excelentes. O grupo que avaliou conexão externa (12 estudos) obteve 97,3% de falha após 3 anos, enquanto que o grupo que avaliou conexão interna (15 estudos) obteve 97,6%. Os autores concluíram que a perda do parafuso do pilar em restaurações sobre implantes unitários é um evento raro independentemente da geometria do pilar, desde que sejam empregados dispositivos anti-rotacionais e torque adequado.

Tawil (2008) realizou um estudo clínico que avaliou a relação da sobrecarga e a perda óssea periimplantar e a reversão da situação após a remoção das forças excedentes. Foi instalada uma prótese removível instável em 3 implantes posteriores, os quais estavam osseointegrados e estáveis a nove anos, e notou-se grande perda óssea após 6 meses. A eliminação da oclusão traumática reverteu a situação e uma notável cicatrização do tecido periimplantar pôde ser verificada radiograficamente. Essa condição manteve-se estável após 4 anos.

Conrad et al. (2008) descreveram um relato clínico de tratamento e administração de uma fratura do implante como também uma rara fratura do pilar, ambas relacionadas com sobrecarga oclusal em implantes unitários posteriores. Os autores relataram que, para minimizar o risco dessas fraturas, deve-se evitar as causas da falha como: soltura do parafuso relacionada à sobrecarga oclusal, fadiga do metal e pequeno diâmetro do implante.

Em um estudo in vivo, Schropp & Isidor (2008) analisaram o resultado da instalação de implantes unitários instalados cedo e tardiamente em um acompanhamento de 5 anos. Um implante foi instalado após 10 dias da extração em 23 pacientes e 03 meses após a extração em 22 pacientes na região anterior ou de pré-molares superiores ou inferiores. Este estudo clínico randomizado demonstrou que implantes unitários instalados cedo e tardiamente são comparáveis em termos de alta taxa de sobrevivência, poucas complicações protéticas, níveis de profundidade de sondagem e margem óssea aceitáveis, aparência do tecido de mole circundante e satisfação do paciente durante 5 anos de acompanhamento.

2.2.2 - Biomecânica

Craig & Peyton (1965), citado por el-Ebrashi et al. 1970, realizaram o primeiro estudo de medição de tensões em próteses parciais fixas (PPF). Os autores analisaram tensões nos vários componentes de PPF, utilizando a fotoelasticidade, e observaram que áreas alternadas de tração e compressão são evidenciadas quando simulados vários pontos de aplicação de carga. Concluíram que as regiões mais exigidas da estrutura são as conexões, que exibiram alta concentração de tensões.

Marx (1966) mediu a torção mandibular localizada em seres humanos por meio de extensômetros conectados aos parafusos inseridos no osso cortical das regiões de sínfise e na distal dos forames mentonianos da mandíbula. A torção durante a parafunção deve-se principalmente à contração forçada das inserções do músculo masseter e normalmente é mais potente que a flexão do pterigóideo medial durante a abertura.

De acordo com Kummer (1972), as tensões encontradas na crista, quando além dos limites fisiológicos, podem causar micro-fratura no osso ou deformação na zona de sobrecarga patológica e reabsorção. Por meio de uma simulação matemática, o autor afirmou que essa concentração de tensão pode impedir o suprimento sanguíneo da região e pode contribuir para a perda óssea e enfraquecer a defesa contra bactérias anaeróbias.

Reilly & Burstein (1975), citado por Misch (2004), em um estudo in vivo, afirmaram que o osso cortical é mais resistente à compressão. Modelos transversais isotrópicos foram testados para avaliar o comportamento elástico de osso humano e bovino. O osso cortical possui uma resistência de 193 MPa em uma força de compressão aplicada no eixo longitudinal, 173 MPa a 30° do eixo e 133 MPa no sentido transversal. Forças de tração aplicadas no osso cortical diminuem 30% sua resistência e forças de cisalhamento diminuem em 65%.

Analisando a mecânica da osseointegração, Skalak (1986), apud Misch (2004), afirmou que é possível a transmissão direta de tensões ao osso pela superfície dos implantes e estabeleceu duas regras práticas: (1) é

benéfico espaçar os implantes pela maior área possível; (2) uma estrutura rígida irá distribuir a carga por uma área mais ampla do que o fará uma flexível.

Frost (1987), em observações in vivo, relatou a resposta óssea no nível de microdeformação ($\mu\epsilon$) em estudos in vivo. O osso fratura por volta de 10.000 a 20.000 unidades de $\mu\epsilon$ (1 a 2% de deformação). No entanto, em níveis de 2% a 40% desse valor existe uma zona óssea com sobrecarga patológica, que ocorre quando as micro-deformações são maiores que 3.000. Muita deformação na interface com o implante causa perda óssea. Além disso, a deformação no osso pode ser causada por tensão aplicada pela prótese. Uma deformação de 1.500 a 3.000 $\mu\epsilon$ pode causar remodelamento ósseo, aumentando a massa cortical, enquanto que deformações abaixo de 100-300 $\mu\epsilon$ podem causar atrofia óssea, diminuindo a resistência e densidade. O osso deve receber mais de 50 $\mu\epsilon$ para funcionar numa janela de carga fisiológica.

Em uma revisão de literatura, Brunski (1988) analisou princípios biomecânicos relacionados à implantodontia. Ele afirma que as forças de mordida podem variar de 42 a 1.245 N. A magnitude de força é maior na região de molares (200 lb), e com a parafunção pode chegar a 1.000 lb nas regiões posteriores. O autor também afirma que a componente vertical da força de mastigação em próteses sobre implantes, em pacientes adultos, apresenta frequência entre 68 a 80 ciclos/min, e a duração do contato dentário durante um ciclo varia entre 0,2 a 0,3 segundos.

Rangert et al. (1989) fizeram várias observações relevantes a respeito da biomecânica aplicada aos implantes Brånemark® a partir de experiências clínicas e considerações teóricas. Consideraram que o conjunto formado pelo implante, o pilar intermediário e o cilindro de ouro, conectados pelo parafuso do pilar intermediário e pelo parafuso de ouro, formam uma unidade de ancoragem que deve ser capaz de transferir forças oclusais para o osso de suporte. Dois tipos principais de cargas atuantes sobre a unidade de ancoragem foram destacados: (1) a força axial e (2) o momento de força (produto da multiplicação da força pelo braço de alavanca, em cargas não axiais). A primeira é mais favorável, uma vez que permite a distribuição de tensões mais uniformemente, enquanto a segunda propicia o estabelecimento

de gradientes de tensão tanto no implante e seus componentes quanto no osso. Em próteses múltiplas, uma perfeita adaptação de todos os pilares intermediários e uma falta de rigidez da estrutura são requisitos para a distribuição adequada dos momentos de força.

Bidez & Misch (1992), em uma revisão de literatura, esclareceram conceitos sobre a influência da biomecânica na longevidade de implantes. Os autores relatam que o mecanismo e eficiência da distribuição de tensão do implante para os tecidos circundantes são importantes no desenvolvimento da interface osso-implante. As forças e seus componentes, os momentos de força e a distribuição de tensão influenciam no plano de tratamento, indicando a instalação de um implante para cada dente ausente na região posterior, visando melhorar os aspectos biomecânicos e, conseqüentemente, a longevidade do implante.

Weinberg (1993) analisou a biomecânica da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas e a considerou qualitativamente diferente da observada em dentes naturais. Nestes, a existência do ligamento periodontal permite micromovimentos ao redor do centro de rotação localizado no terço apical, favorecendo a distribuição das forças ao longo da superfície das raízes. Os implantes osseointegrados não apresentam, por definição, nenhuma movimentação, ficando as forças concentradas na crista do rebordo. Os momentos de força podem ser reduzidos nos implantes pela relação oclusal de cúspide com fossa e/ou diminuindo-se a inclinação das vertentes oclusais. O autor afirmou ainda que, ao contrário do que ocorre na dentição natural, a esplintagem de retentores de próteses parciais fixas sobre implantes não favorece efetivamente a distribuição de forças, pois devido à osseointegração, a carga tende a concentrar-se na área de sua aplicação. Entretanto, a deformação elástica dos parafusos de retenção do pilar intermediário e da prótese permite alguma distribuição de carga oclusal aos implantes adjacentes em próteses múltiplas.

Em uma revisão de literatura, Misch & Bidez (1994) relataram sobre a filosofia da oclusão implanto-protégida. Nela, os contatos oclusais devem permanecer axiais ao longo do corpo do implante e podem ter intensidade

similar sobre a coroa do implante e dentes adjacentes quando sob uma força de mordida acentuada para que todos os elementos reajam à força oclusal. Não deve haver contato prematuro (contatos oclusais ajustados) e o ângulo do corpo do implante deve ser em relação à força oclusal. Visto que a oclusão é um dos fatores mais importantes para o sucesso e longevidade dos implantes, os autores afirmam que uma carga a 30° (fora do eixo) reduz a resistência compressiva do osso em 11% e a de tração em 25%.

Davidoff (1996) considerou que o número de implantes usado para suportar uma prótese é relevante não somente pelo custo envolvido, mas também pela biomecânica relacionada ao sucesso do tratamento. A princípio, o clínico deve partir do pressuposto de que um implante deve ser usado para cada dente restaurado. Entretanto, para determinar o número mínimo necessário, o autor sugeriu um quadro de avaliação de cinco categorias: (1) volume ósseo (altura e espessura); (2) densidade óssea (disponibilidade de osso cortical); (3) oclusão e dentição antagonista; (4) propriocepção disponível e distribuição de dentes naturais; e (5) área de superfície e distribuição dos implantes. No planejamento de um determinado caso clínico, valores (1, 2 e 3) são dados para cada categoria de acordo com sua condição (pobre, média ou boa, respectivamente), em um total máximo de 15 pontos. A soma alcançada indica se o caso em questão exige o número máximo de implantes (pontuação 5 a 10), se pode haver uma redução de 25% a 33% (10 a 14 pontos) ou até de 33% a 50% (14 ou 15 pontos). Segundo o autor, valores nas faixas de transição (10 a 14 pontos) requerem do profissional uma avaliação adicional.

Nishimura et al. (1997) fizeram diversas considerações a respeito das restaurações sobre implantes em pacientes parcialmente edentados. Hábitos de bruxismo devem ser identificados para que se diminua o risco de fratura de implantes. Para tanto, recomenda-se utilizar implantes de maior diâmetro, próteses parciais removíveis implanto-suportadas ou, em casos severos, contra-indicá-los. Os autores lembraram que há importantes acidentes anatômicos na região posterior de maxila e mandíbula que limitam o comprimento dos implantes, que deve ser de no mínimo 10,0 mm para a mandíbula e 13,0 mm para a maxila. Quanto ao controle dos momentos de

força, sugere-se que sejam obtidos contatos cêntricos sobre a área dos implantes, reduzindo a inclinação das cúspides e as dimensões vestibulo-linguais da prótese. Por outro lado, a presença de dentes naturais anteriores para prover guias de desocclusão efetivas reduzirá a incidência de cargas posteriores não axiais. Sobre o número de implantes, os autores consideraram ideal um total de três para a maxila posterior e dois para a mandíbula. Neste ultimo caso, a recomendação do uso de três implantes recairia em situações especiais como a presença de osso de baixa qualidade, guias de desocclusão comprometidas e presença de bruxismo.

McGlumphy et al. (1998) apresentaram um estudo sobre a mecânica dos parafusos de retenção dos sistemas de implantes. Para minimizar as forças que tendem a separar as partes unidas pelos parafusos, afrouxando-os ou fraturando-os, recomendaram evitar angulações excessivas dos implantes, reabilitações com cantiléver, contatos cêntricos não axiais e estruturas que não apresentam um assentamento passivo.

Arataki et al. (1998) em análise de elementos finitos bidimensionais, verificaram a distribuição de tensões ao redor do osso de suporte de implantes osseointegrados na região posterior de mandíbula. Realizaram diversas variações do modelo de uma prótese parcial fixa, alternando o número de implantes (dois a quatro), sua localização, a extensão da estrutura, a presença de um segmento distal em balanço e as condições de carregamento. Os autores concluíram que: (1) o alinhamento dos implantes dificulta o equilíbrio mecânico, podendo acarretar sobrecarga no osso de suporte; (2) para as configurações sem área em balanço, o máximo valor de tensão diminui com o aumento no número de implantes e com a redução da distância entre eles; (3) na presença de um segmento em cantiléver, o máximo valor de tensão aumenta marcadamente com a diminuição da distância entre os implantes e com o aumento da extensão em balanço, independentemente do número de implantes presentes.

Stegaroiu et al. (1998) avaliaram a distribuição de tensões ao redor de implantes através do método dos elementos finitos em modelo tridimensional. Três situações de reabilitação de uma mandíbula parcialmente

edêntula foram simuladas e analisadas quando submetida a cargas axiais (AX), vestibulo-linguais (VL) e méso-distais (MD). As menores tensões foram encontradas no modelo com três coroas esplintadas sobre três implantes (M1), enquanto as maiores apresentaram-se no modelo com dois implantes e uma prótese com pântico em cantiléver (M2). No modelo com uma prótese fixa convencional sobre dois implantes (M3), a tensão no osso cortical foi comparável à do M2 sob carga VL, enquanto sob carga AX ou MD, comparou-se ao modelo M1.

Em um estudo in vivo, Chen et al. (2000) avaliaram a deformação da mandíbula por meio da cimentação de sensores para medição de deslocamento linear nos primeiros molares de 62 alunos de odontologia voluntários para descrever a deformação no movimento de abertura de boca. Foi observada uma movimentação de 20-437 μm na região distal ao forame mentoniano no movimento de abertura, enquanto que na região de sínfise não foi observada deformação. Pacientes com sínfise mandibular menor, baixa densidade óssea e mandíbula mais longa possuem predisposição para uma maior deformação da mandíbula.

Becker et al. (2000) estabeleceram normas para a esplintagem de implantes. A união a dentes naturais deve ser evitada, exceção feita a elementos com comprometimento periodontal que necessitem de estabilização. Neste caso, a conexão deve ser rígida. A esplintagem entre implantes não apresentará nenhum efeito negativo na longevidade dos mesmos quando o assentamento da estrutura for passivo. Deve-se considerar a condição de paralelismo entre os implantes, especialmente para próteses cimentadas. Por fim, os autores sugeriram que se evite a união de mais do que dois a quatro implantes em uma única peça, para reduzir a complexidade e o custo da reabilitação.

Akca & Iplikcioglu (2001), através do método de elementos finitos, com modelo tridimensional, avaliaram o efeito do posicionamento dos implantes em desalinho e da colocação de implantes de maior diâmetro em uma configuração de alinhamento, em região posterior de mandíbula. Sete diferentes próteses parciais fixas suportadas por três implantes foram

modeladas de acordo com as duas configurações citadas. Em cinco dos modelos, implantes com diferentes diâmetros (3,75 mm ou 4,1 mm) e comprimento (8,0 mm ou 10,0 mm), esplintados ou não, foram colocados em linha reta. Nos outros dois modelos, implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento foram dispostos de modo que o implante intermediário estivesse desalinhado para vestibular ou lingual. Uma carga estática de 400N foi aplicada perpendicular à inclinação vestibular das cúspides vestibulares de cada estrutura protética. Menores valores de tensão foram obtidos com a configuração de implantes de maior diâmetro colocados em alinhamento. O mais alto valor de tensão de tração foi obtido na configuração com três coroas não esplintadas. Outras configurações, incluindo a colocação de implantes em desalinho, produziram valores de tensão similares entre si.

Em 2001, Weinberg introduziu o conceito de terapêutica de carga diferencial, devido a dois fatores biológicos que são observados quando coexistem prótese sobre implantes e dentes naturais em um mesmo arco. O primeiro fator refere-se à diferença de mobilidade, o que faz com que uma carga oclusal que pareça distribuída entre implantes e dentes, sob contatos oclusais leves, transformem-se em sobrecarga na área dos implantes quando do fechamento oclusal forçado, já que o ligamento periodontal permite algum deslocamento dentário. O segundo fator diz respeito à possibilidade de intrusão de dentes em função do tempo, cuja etiologia é variada e cuja incidência aumenta em pacientes com hábito de apertamento. O autor recomendou, portanto, que os ajustes oclusais sejam diferenciados e realizados periodicamente.

Iplikcioglu & Akca (2002) avaliaram os efeitos do diâmetro, comprimento e número de implantes, em próteses parciais fixas de três elementos, na distribuição de tensões no osso periimplantar. Um modelo tridimensional de elementos finitos foi obtido. Quatro próteses sobre dois implantes (variando o diâmetro entre 3,75 mm e 4,1 mm e o comprimento entre 8,0 mm e 10,0 mm) foram simuladas na região posterior de mandíbula. Em situações distintas de carregamento, força oblíqua de 40N, vertical de 200N e horizontal de 57N foram aplicadas. Embora a variação no comprimento dos

implantes não tenha diminuído os níveis de tensão, valores menores foram observados no osso em configurações com implantes mais largos. Distribuição similar de tensões foi observada em próteses sobre dois implantes de maior diâmetro (4,1 mm) em comparação com aquelas sobre três implantes (com diâmetro de 3,75 mm).

A proposta de Wang et al. (2002) foi avaliar os efeitos de alguns materiais restauradores, em coroas protéticas esplintadas ou não, na distribuição de tensão sob carga estática. Em um modelo tridimensional de elementos finitos, os autores simularam duas restaurações de resina, ouro ou porcelana sobre dois implantes adjacentes. As diferenças nas tensões periimplantares não foram significativas no modelo com coroas não unidas, tanto sob carga vertical quanto horizontal. Já com a esplintagem das coroas, houve importante redução das tensões, sob carga horizontal, com os três materiais restauradores, enquanto sob carga vertical, apesar da distribuição de carga pelos dois implantes, observou-se pequeno aumento nas tensões máximas.

Sahin et al. (2002) realizaram uma revisão de literatura a respeito da influência de forças funcionais na biomecânica de próteses implanto-suportadas. Concluíram que os resultados são melhores em algumas circunstâncias: quando não há forças oclusais excessivas; se os implantes são inseridos em osso denso, quando o número e o diâmetro dos implantes aumentam; se a posição favorece a redução dos momentos de força; e quando os implantes são utilizados como suporte de próteses fixas.

Segundo Misch (2004), as forças normais exercidas sobre dentes e implantes são divididas em forças de mordida (9 min/dia), que são perpendiculares ao plano oclusal e de curta duração, e forças periorais (20 min/dia), que são em sua maioria horizontais, constantes e mais leves. Elas atuam em média 30 minutos por dia, em condições normais de oclusão, e variam entre 5 e 44 psi nos dentes posteriores. A força máxima normal vertical de mordida pode variar entre 45-550 lb. Em pacientes que apresentam hábitos parafuncionais, os dentes ou implantes podem estar em contato várias horas por dia.

Huang et al. (2005) compararam a biomecânica entre três implantes convencionais, largo diâmetro e dois implantes suportados por coroas esplintadas ou não em região posterior de mandíbula pelo método de elementos finitos. Os modelos tridimensionais foram submetidos a carregamentos oblíquos nas cúspides funcionais. Os resultados mostraram que os implantes de largo diâmetro podem reduzir a concentração de tensões no tecido ósseo e que o estreito espaço ósseo entre implantes não causa concentração de tensões. Concluiu-se também que o benefício da dissipação de cargas pelas coroas esplintadas é notável somente quando os implantes da região de pré-molar e molar possuem características que possibilitam suportar mais carga.

Simamoto-Júnior et al. (2005) realizaram um estudo *in vitro* objetivando avaliar o grau de desajuste antes e após o uso do retificador de cilindros fundíveis em próteses fixas de três elementos, anteriormente à etapa de soldagem. Dezoito pilares de plástico do tipo UCLA foram fundidos em níquel-cromo (Ni-Cr) para restaurações metalo-cerâmicas, a partir de um modelo mestre. Após a confecção dos corpos-de-prova, os modelos de trabalho retornaram ao modelo mestre e foram parafusados com torque de 20 N/cm. A leitura do desajuste foi feita com o auxílio do microscópio eletrônico de varredura, analisando as faces mesial e distal de cada pilar. Foi observada diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) após retificação dos pilares. Observou-se que 64% dos pilares apresentaram desajuste $\leq 10 \mu\text{m}$, sendo observada otimização de 94% após retificação.

Em uma revisão de literatura, Kim et al. (2005) discutem a importância da oclusão e biomecânica na longevidade dos implantes. Como a sobrecarga é um dos fatores que provocam a falha do implante, a guia anterior em movimentos excursivos e o contato inicial em dentes naturais são fatores que reduzem o potencial de cargas laterais implantes osseointegrados de próteses parciais fixas posteriores.

Da Silva (2005), em um estudo em elementos finitos bidimensional, avaliou a influência da esplintagem de restaurações protéticas fixas e do número de implantes na distribuição de tensões. Uma carga estática de 300 N

foi aplicada, com igual magnitude, em 15 pontos de aplicação nas superfícies oclusais e angulada em 15° em 03 modelos: coroas isoladas sobre 3 implantes (1), coroas esplintadas sobre 3 implantes (2) e prótese parcial fixa sobre 2 implantes com um pântico intermediário. O modelo 2 apresentou os menores valores de tensão, enquanto os maiores valores foram encontrados no modelo 1 em todas estruturas analisadas.

Natali et al. (2006) realizaram uma análise numérica para avaliar o efeito da desadaptação protética na dissipação de tensões no tecido ósseo periimplantar. Um modelo tridimensional de parte de uma mandíbula edentada posterior com dois implantes osseointegrados conectados por uma barra com desadaptação méso-distal e vestibulo-lingual foi submetido a carregamento pelo método de elementos finitos. O nível de tensão foi fortemente afetado nas regiões próximas à desadaptação, ou seja, houve maior concentração de tensão na região coronal dos implantes.

Al-Sukhun & Kelleway (2007) realizaram um estudo para comparar a deformação funcional da mandíbula humana com àquela observada clinicamente. Os padrões de deformação mandibular (convergência medial, rotação corporal e dorso-ventral) foram estudados clinicamente em 12 indivíduos usando dispositivos transdutores fixados nos implantes da região de pré-molares. Foram modelados também os arcos de 12 pacientes pelo método de elementos finitos. O modelo matemático obteve resultados muito próximos do clínico. A convergência medial variou entre 14,4 e 58,4 µm, a movimentação dorso-ventral e a rotação corporal variaram entre 0,4 e 2,7 graus, sugerindo resultar em concentração de tensões na região dos implantes.

2.3 - Técnica da fotoelasticidade

A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensões e/ou deformações particularmente úteis para estudos em partes com formas complicadas, distribuições complexas de cargas ou ambas. Para estes casos, métodos analíticos, como o método de elementos finitos, tornam-se inviáveis ou impossíveis de serem aplicados, fazendo dos métodos

experimentais uma solução realística. Mesmo sendo uma técnica descoberta em 1912 pelo pesquisador David Brewster, ela tem sido usada na Engenharia e Biomecânica. Brewster foi o primeiro pesquisador a observar efeitos fotoelásticos quando realizou pesquisas de propriedades ativas de alguns materiais sólidos e transparentes. Observou que sólidos com características isotrópicas, quando submetidos a esforços, transformavam-se em anisotrópicos, e que o grau de anisotropia era proporcional à magnitude da deformação do material.

A passagem da luz polarizada através de um modelo confeccionado com material fotoelástico sob tensão irá gerar franjas luminosas escuras ou coloridas, formar desenhos que uma vez analisados e medidos, irão determinar as deformações e tensões do material, com as quais apresenta relações matemáticas precisas. A fotoelasticidade permite realizar uma análise qualitativa e quantitativa que podem ser classificadas como plana ou tridimensional de transmissão ou de reflexão. A análise fotoelástica possui vantagens por ser uma técnica ótica de campo contínuo e permitir rápida análise qualitativa, fornecendo uma imagem geral da distribuição de tensões em grande área da estrutura. Nesses casos, a análise experimental, como a fotoelasticidade, pode ser mais apropriada e se justifica pela caracterização de componentes de um sistema complexo, podendo fornecer resultados confiáveis, sendo muito utilizada em sistemas biomecânicos. (Araújo, 2006)

Kim et al. (1999) utilizaram medidores de deformação (*strain gauges*) e fotoelasticidade para avaliar as tensões transferidas aos implantes através de próteses retidas por cimento temporário, cimento permanente e parafuso. As deflexões das próteses no instante do carregamento também foram medidas. No teste com coroa unitária, aquelas retidas por cimento temporário transferiram menos tensão. No teste com prótese fixa de dois elementos, não houve diferença entre os três tipos de retenção. Nas próteses com cantiléver distal suportadas por dois implantes, aquelas retidas por cimento permanente e aquelas retidas por parafuso desenvolveram mais tensão ao redor do ápice de ambos os implantes. Os autores concluíram que

as próteses retidas por cimento permanente apresentaram basicamente o mesmo comportamento que aquelas parafusadas.

Guichet et al. (2000) analisaram a passividade de assentamento e a abertura marginal de estruturas para próteses fixas parafusadas e cimentadas. Foi criado um modelo fotoelástico para simular um quadrante posterior de mandíbula com três implantes de 10,0 mm de comprimento. Dez estruturas foram fabricadas, cinco para cimentação e cinco para aparafusamento. Na avaliação microscópica da área marginal, não houve diferença significativa entre os grupos na fase de prova das estruturas, mas após a colocação do cimento ou parafusos de retenção, as aberturas marginais das próteses parafusadas foram significativamente menores que as das cimentadas. Na análise fotoelástica, as estruturas parafusadas apresentaram variação de intensidade e localização das tensões, com momentos de grande concentração apical. Quanto às próteses cimentadas, um nível baixo de tensões foi verificado, sem diferenças importantes entre as estruturas do grupo.

Guichet et al. (2002) estudaram o efeito da esplintagem e da intensidade do contato interproximal na transferência de tensões em restaurações sobre implante. Foi fabricado um modelo fotoelástico de uma mandíbula posterior, no qual foram inclusos três implantes de 3,75 mm de diâmetro com 10,0 mm de comprimento nas posições do primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar. O canino natural estava com a presença simulada. Para as restaurações não unidas, cimentadas sobre pilares de preparação, cinco situações de intensidade dos contatos proximais foram avaliadas: aberto, ideal (lâmina de 8 μ m puxada sem rasgar), leve (ideal mais 10 μ m), médio (ideal mais 50 μ m) e pesado (ideal mais 90 μ m). Para as restaurações esplintadas, cinco próteses parciais fixas foram fabricadas e cimentadas sobre os mesmos pilares. Analisando a distribuição de tensões na presença ou ausência de carregamento, concluíram que houve aumento de tensão entre os implantes quanto mais apertados estavam os contatos proximais das restaurações isoladas, evidenciando condições de não passividade. Além disso, sob incidência de carga, as tensões apresentaram maior concentração ao redor do implante no qual a carga incidia. As próteses

esplintadas, por sua vez, distribuíram as tensões mais uniformemente entre os implantes sob carregamento.

Ochiai et al. (2003) realizaram um estudo fotoelástico objetivando comparar a distribuição de tensão em 1 e 2 implantes posteriores (3,75 x 13 mm) conectados a uma simulação de um dente natural anterior variando o tipo de pilar (segmentado ou não-segmentado) sob carregamento funcional. Os implantes foram colocados em material fotoelástico, simulando completa osseointegração, em áreas de primeiro e segundo molar, foram fabricadas duas infra-estruturas metálicas sobre os implantes, uma sobre pilares cônicos e outra diretamente sobre os implantes (UCLA). Foram utilizados diferentes tipos de resina fotoelástica, uma para os dentes, outra para região de suporte dos dentes e implantes, diferindo pelo módulo de elasticidade do material. Cargas verticais foram aplicadas nas coroas e foi feita uma análise qualitativa por meio de um polariscópio. Não foi encontrada diferença na distribuição das tensões para osso, quanto ao tipo de componente protético utilizado (segmentado e não-segmentado).

Em um estudo fotoelástico e extensometria, Cehreli et al. (2004) compararam os níveis de tensão/deformação na interface osso/implante e pilar/implante com diferentes tipos de conexão. Os autores relatam que a técnica fotoelasticidade, em geral, demonstra qualidade, quantidade e distribuição das tensões sobre um objeto pelo padrão das ordens de franjas. Foram utilizados implantes unitários Brånemark®, ITI® e Astra Tech® nos modelos, os quais foram carregados com forças verticais e oblíquas (20°) de 100 e 150N em cada pilar. Não foram observadas diferenças de magnitude no teste fotoelástico das medidas de ordem de franja entre os implantes para ambas as condições de carga, mas as tensões ao redor dos implantes com hexágono externo (Brånemark®) foram menores que ao redor dos implantes com conexões internas tipo cone Morse e hexágono interno, principalmente sob carga vertical.

Itoh et al. (2004) estudaram a biomecânica das configurações de alinhamento e desalinhamento de implantes contíguos por meio de fotoelasticidade. Dois modelos de uma hemimandíbula foram fabricados e três

implantes rosqueados (13,0 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro) foram inseridos nas regiões posteriores, em uma condição de alinhamento no primeiro modelo e de desalinhamento no segundo. Cargas verticais e laterais foram aplicadas às próteses fixas construídas sobre os implantes e nenhuma vantagem biomecânica relevante foi observada em uma ou outra configuração.

Em 2004, Bernardes analisou qualitativa e quantitativamente as tensões geradas em modelos fotoelásticos decorrentes de cargas aplicadas em peças simulando implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo das junções: hexagonal externa (HE), hexagonal interna (HI), cônica interna (CI) e um implante sem junção (peça única, PU). Essas peças foram inseridas em blocos fundidos com resina acrílica flexível (Polipox®) com propriedades favoráveis para realização da técnica da fotoelasticidade e submetidas a dois tipos de cargas compressivas, uma axial (carga I) e outra 6,5mm fora do longo eixo (carga II). Foram analisados 46 pontos de tensão para carga I e 61 para carga II ao longo de quatro corpos de cada espécie, nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima (τ). Os pontos analisados geraram gráficos a partir dos quais foram determinadas áreas individuais para cada uma das duas situações de carga em todo o corpo do implante e apenas para a região de pescoço do mesmo. Não foi encontrada diferença significativa ($p < 0,05$) em nenhuma das duas situações propostas para carga I. Entretanto, para carga II, quando avaliado todo o corpo do implante, os de hexágono interno apresentaram diferenças significantes ($p < 0,05$), com os menores valores, em relação aos outros grupos (HE, CI e PU). Da mesma forma, para a análise da região de pescoço sob a carga II, o grupo de implantes HI mostrou ser estatisticamente diferente ($p < 0,05$) dos grupos HE e PU, porém HI e CI não apresentaram diferenças, bem como HE, PU e CI. Buscando conclusões baseadas em porcentagem, observou-se que, para a carga I, o grupo CI apresentou os menores valores de tensão cisalhante máxima para todo o corpo, seguido pelo grupo PU (0,45%), HI (2,02%) e HE (3,33%) maiores que o primeiro. Nesta situação de carga, analisando a área de pescoço da peça, foram encontrados menores valores para o grupo PU, seguido pelo HI (1,69%), CI (3,15%) e HE, (3,82%) maiores que o primeiro. No carregamento II, o grupo

HI apresentou os menores valores para todo o corpo da peça, seguido pelo CI (10,9%), PU e HE com o mesmo valor de 12,93%. Na situação de carga II, para a região de pescoço do implante, a ordem encontrada foi a seguinte: com menor valor o grupo HI, seguido pelo CI (9,45%), PU (15,20%) e HE (1736%).

Utilizando a técnica fotoelástica, Bernardes et al. (2005) avaliaram a distribuição de tensão para a região cervical dos implantes de forma quantitativa em diferentes junções. Neste trabalho foram utilizados quatro implantes sem rosca e com dimensões idênticas, diferindo apenas nas respectivas junções (4,1mm x 13mm). Utilizou resina acrílica flexível (Polipox®, SP, Brasil), para confecção dos modelos, sendo os mesmos adaptados a um dispositivo para aplicação de carga nos implantes adaptado a um polariscópio. Foi aplicada carga axial e fora do eixo nos implantes (1kgf). As ordens de franjas foram delimitadas e pontos estratégicos foram estabelecidos para obtenção dos valores da tensão cisalhante máxima (τ). Os autores concluíram que a fotoelasticidade de transmissão plana apresentou-se como metodologia simples, barata e de fácil análise, retratando de maneira aproximada os campos de tensão e deformação que ocorreram nos modelos, ideal para emprego em implantes dentários. Quanto aos implantes, observou um comportamento semelhante independente do tipo de junção, para o carregamento axial. Quando do deslocamento da força para fora do longo eixo das estruturas analisadas, as mesmas apresentaram comportamentos diferentes.

Em um estudo fotoelástico e de extensometria, Cehreli et al. (2005) analisaram a distribuição de tensão em implantes (Brånemark®, ITI® e Astra Tech®) com diferentes conexões: hexágono externo e cônico interno. Cargas verticais e oblíquas de 100 N e 150 N foram aplicadas nos pilares. No carregamento vertical não foi observada nenhuma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,005$) enquanto que, para o carregamento oblíquo de 150 N, houve um aumento de tensão no lado de compressão no implante Brånemark® cônico interno.

Em 2006, Bernardes et al. realizaram um estudo que avaliou a distribuição de tensão sobre os implantes de mesma forma externa, diferindo

apenas nas junções: hexágono externo (HE) e hexágono interno (HI) por meio da técnica fotoelástica. Os modelos fotoelásticos foram submetidos a carregamentos compressivos, axial e deslocado 6,5 mm do centro, e 61 pontos em torno do implante foram analisados. As diferenças entre as junções sob carga axial foram de 1,28% a mais para HE na análise de todo o corpo do implante e 2,11% a mais para HE na região de plataforma. Sob carga não-axial, o Grupo HI apresentou os menores valores e o Grupo HE apresentou 12,93% a mais de concentração de tensão na comparação dos 61 pontos. Nos primeiros nove pontos, os menores níveis de tensão foram de HI e os maiores de HE com 17,36%.

Em 2007, Markarian et al. utilizaram método da fotoelasticidade para observação da distribuição de tensão nas estruturas protéticas fixas sobre três implantes, objetivando avaliar a tensão gerada e sua distribuição ao longo de modelo experimental com prótese com e sem adaptação, com implantes paralelos e inclinados (30°). Durante a análise fotoelástica o modelo foi imerso em óleo mineral para diminuir a refração da luz. Foi utilizado um polariscópio plano para realizar a análise qualitativa, por meio de registro fotográfico, no momento da instalação da estrutura protética e após um carregamento de 100N. Eram avaliados o número de franjas, a maior magnitude de tensão e a região de maior concentração de tensão. Os resultados demonstraram que para a configuração com três implantes paralelos, as tensões foram mais homogêneas e se concentraram no sentido axial e para configuração com implante inclinado, a tensão foi maior e mais concentrada com um perfil não homogêneo, sendo os modelos com desajustes os que apresentaram maiores acréscimos de tensão.

Simamoto-Júnior (2008) realizou um estudo *in vitro* para quantificar e qualificar as tensões geradas pela alteração no diâmetro e número de implantes em protocolos tipo Brånemark por meio da técnica da fotoelasticidade. Foram confeccionadas nove infra-estruturas em titânio, utilizando a distribuição para os implantes posteriores e centrais, similares ao sistema Brånemark Novum®. Foram divididos três grupos: Grupo Controle (GC) com cinco implantes de 3,75mm de diâmetro; Grupo Regular (GR) com

três implantes de 3,75mm de diâmetro e Grupo Largo (GL) com três implantes de 5mm de diâmetro, com comprimento padronizado de 13mm para todos os implantes. Nove modelos fotoelásticos foram confeccionados com três paredes planas e foram submetidos a carregamento constante de 1,33 kgf em um dos extremos livres da prótese. Para análise das tensões, foi utilizado polariscópio circular, avaliando dezesseis pontos ao longo do corpo dos implantes. Os valores encontrados para tensão cisalhante (τ), com relação ao aumento do diâmetro dos implantes, demonstraram diminuição da concentração de tensão em 8% para a região crítica do sistema, extremos livres, quando comparado a GC, sendo em GR encontrada as maiores médias de tensão cisalhante (τ). O número de implantes mostrou-se menos relevante na diminuição das tensões para o modelo estudado, contudo o aumento do diâmetro otimizou a distribuição das tensões em comparação a GC.

3. Proposição

3.1 - Objetivo geral

Avaliar o efeito no gradiente de tensões em próteses parciais fixas sobre implantes posicionados em região posterior de mandíbula por meio da técnica da fotoelasticidade de transmissão plana.

3.2 - Objetivos específicos

- 1) Avaliar qualitativamente o gradiente de tensões gerado ao redor de implantes que suportam próteses parciais fixas, esplintadas ou separadas por pontos de contato ou superfícies de contato nos diferentes carregamentos.
- 2) Avaliar quantitativamente o gradiente de tensões gerado ao redor de implantes que suportam próteses parciais fixas, esplintadas ou separadas por pontos de contato ou superfícies de contato, com carregamento em grupo.
- 3) Avaliar quantitativamente o gradiente de tensões gerado ao redor de implantes que suportam próteses parciais fixas, esplintadas ou separadas por pontos de contato ou superfícies de contato, com carregamento lateral.
- 4) Avaliar quantitativamente o gradiente de tensões gerado ao redor de implantes que suportam próteses parciais fixas, esplintadas ou separadas por pontos de contato ou superfícies de contato, com carregamento central.
- 5) Avaliar quantitativamente o gradiente de tensões gerado na região de crista óssea dos implantes que suportam próteses parciais fixas, separadas por pontos de contato ou superfícies de contato, com carregamento lateral e central.

4. Materiais e método

Com o objetivo de mapear o gradiente de tensões resultantes de cargas externas ao redor de implantes adjacentes do sistema hexágono externo com coroas protéticas esplintadas e separadas, utilizou-se modelos fotoelásticos para este experimento laboratorial por meio da técnica da Fotoelasticidade de Transmissão Plana. Os corpos de prova constituíram-se de 03 infra-estruturas metálicas, as quais simularam próteses parciais fixas sobre três implantes adjacentes, variando o contato interproximal. A avaliação das tensões geradas pelos carregamentos foi realizada pela análise qualitativa e quantitativa das ordens de franjas, utilizando o polariscópio circular e o programa *Fringes* (Souza, 2007).

Os procedimentos experimentais e as análises foram desenvolvidos no Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide (LPM), da Faculdade de Engenharia Mecânica (FEMEC) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU). As próteses foram confeccionadas em laboratório protético particular pelo técnico responsável.

4.1. Confeção das coroas

Os corpos de prova constituíram-se de três (03) infra-estruturas metálicas em Níquel-Cromo (Ni-Cr), as quais simularam próteses parciais fixas sobre três implantes adjacentes, variando o contato interproximal. O grupo PC consistia em três coroas separadas por um ponto de contato com 1,0 mm de diâmetro, o grupo SC consistia em três coroas separadas por uma superfície de contato com 3,0 mm de diâmetro e o grupo ES consistia em três coroas esplintadas (Figura 1). Estas próteses foram confeccionadas sobre um modelo mestre de gesso com três (03) análogos (cod: 101.004, Catálogo de produtos Neodent® 2008, Curitiba, Brasil) com plataforma de 4,1 mm incluídos simulando a disposição de implantes na região posterior de mandíbula, sendo que entre o implante mesial e central havia uma distância de 5,0 mm entre eles e entre os implantes central e distal 5,7 mm. Foram utilizadas UCLA's

calcináveis rotacionais (cod: 118.005, Neodent®, Curitiba, Brasil) para a confecção da prótese esplintada e UCLA's calcináveis anti-rotacionais (cod: 118.004, Neodent®, Curitiba, Brasil) para as coroas unitárias. As próteses foram padronizadas para terem as mesmas dimensões e adaptarem passivamente sobre os três análogos do mesmo modelo de gesso. Cada grupo de próteses sobre implantes foi submetido a um processo de retificação antes do processo de soldagem, seguindo procedimentos pré-estabelecidos (Simamoto-Júnior, et al. 2005), visando melhorar a adaptação das coroas sobre o mesmo conjunto deacrílico.

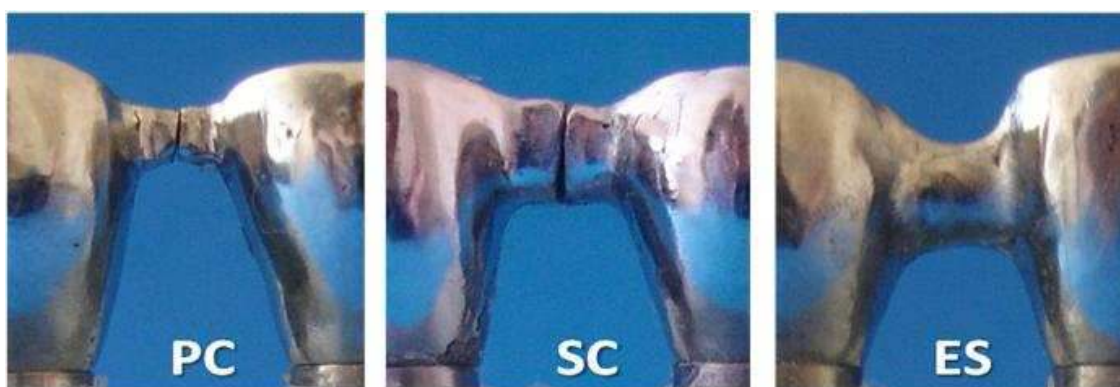


Figura 1: Detalhe dos contatos interproximais entre coroas sobre implantes (PC: ponto de contato; SC superfície de contato; ES: esplintadas).

Foi confeccionada uma prótese parcial fixa de três elementos esplintados em Ni-Cr simulando os dentes antagonistas (primeiro pré-molar - 1PM, segundo pré-molar - 2PM e primeiro molar - 1M superiores) sobre o mesmo modelo mestre de gesso. Essa prótese superior antagonista foi submetida a ajuste oclusal na fase de enceramento e após a fundição para que os contatos com as coroas inferiores já confeccionadas fossem padronizados e distribuídos sobre os mesmos pontos em todos os grupos, objetivando simular uma condição de oclusão ideal, onde não houvesse nenhum contato prematuro (contatos oclusais ajustados) e a direção das forças oclusais fosse em relação ao ângulo do corpo do implante (Misch & Bidez, 1994) (Figura 2).

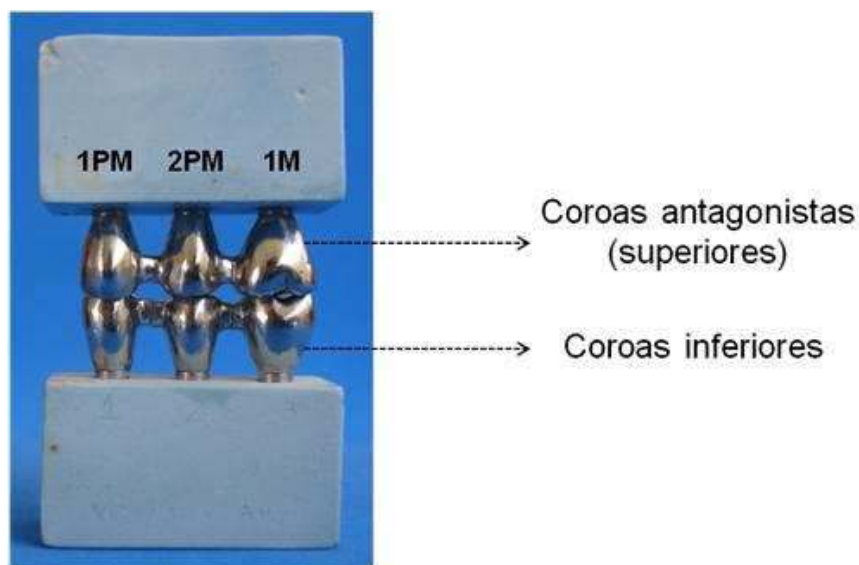


Figura 2: coroas antagonistas em Ni-Cr simulando condição ideal de oclusão com coroas correspondentes à região posterior de mandíbula.

4.2. Confecção dos moldes

Para a obtenção dos moldes dos futuros modelos fotoelásticos foi utilizado um paralelepípedo de acrílico de iguais dimensões. O modelo de acrílico foi escolhido por possuir faces lisas e ser de fácil manuseio para perfuração, possuindo 30,0 mm de altura, 59,0 mm de comprimento e 10,0 mm de espessura. Quatro perfurações foram feitas no bloco com furadeira de bancada a 12,0 mm de profundidade e 4,3 mm de diâmetro para inclusão dos três (03) análogos e a 17,0 mm de profundidade e 8,0 mm de diâmetro para inclusão do canino em resina acrílica.

Os análogos em titânio de implantes hexágono externo com plataforma 4,1 mm (cod: 101.004, Neodent®, Curitiba, Brasil) foram fixados nas perfurações com verniz de unha incolor (Risqué® - Niasi, Taboão da Serra, Brasil), promovendo a manutenção da plataforma dos análogos padronizados com 1,0 mm sobre a superfície do modelo de acrílico. As plataformas foram posicionadas seguindo a orientação do modelo mestre de gesso, onde foram confeccionadas as próteses. A distribuição dos análogos foi de 5,0 mm entre o implante correspondente ao primeiro pré-molar (1PM) e segundo pré-molar (2PM) e 5,7 mm entre o implante 2PM e o correspondente ao primeiro molar

(1M). Foram confeccionados quatro (04) dentes do tipo canino inferior esquerdo em resina acrílica, a partir da duplicação de um dente também em resina de um modelo didático, para que o mesmo fosse posicionado no modelo de acrílico. Um dos dentes em resina foi fixado a 2,0 mm de distância do implante 1PM de maneira que, quando as próteses fossem posicionadas sobre os implantes, ele apresentasse um ponto de contato passivo na face mesial da coroa correspondente ao primeiro pré-molar (Figura 3).

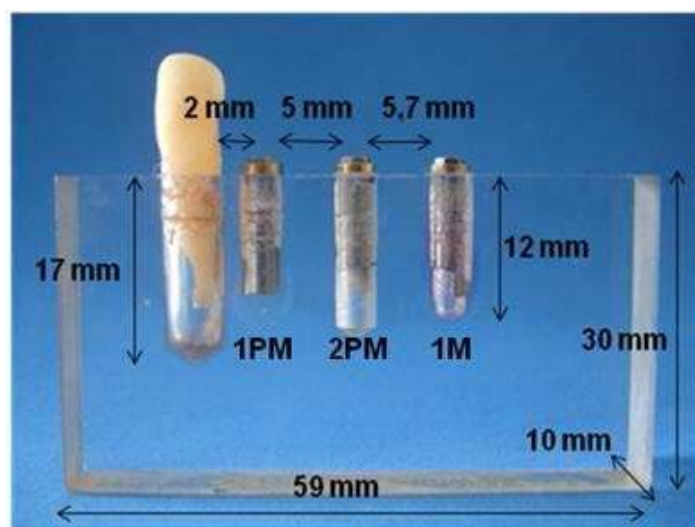


Figura 3: Matriz de acrílico (dente canino e 03 análogos fixados nas perfurações).

O primeiro grupo de coroas foi parafusado sobre os análogos utilizando parafusos de *transfer* de moldagem (cod: 108.008, Neodent®, Curitiba, Brasil), os quais foram levemente desgastados para reduzir seu diâmetro. Esses parafusos foram utilizados a fim de viabilizar o acesso às coroas após a cobertura das coroas com borracha de silicone. O conjunto de acrílico (matriz) foi fixado com adesivo de presa rápida a base de cianoacrilato (Super Bonder® - Loctite, Brasil) em uma placa de acrílico. Uma caixa em acrílico desmontável (60,0 mm altura, 100,0 mm de comprimento e 80,0 mm de espessura) também foi fixada na mesma placa de acrílico, de forma que a matriz de acrílico ficasse no centro de sua parte interna para posterior moldagem com Borracha de Silicone Bicomponente - SQ 8335 (Silaex® Química LTDA, São Paulo, Brasil).

O molde de silicone foi preparado com 7,5 ml de catalisador (SILICAT 70) para 250 ml da base-polímero (SQ 8335), de acordo com as recomendações do fabricante na proporção 3%. A mistura foi manipulada por 1 minuto e despejada sobre a matriz de acrílico na caixa. Foram aguardadas vinte e quatro horas para completa cura da borracha. Para a remoção da matriz de acrílico foi necessário remover parte da borracha próxima à parte oclusal das coroas com uma lâmina de bisturi nº15 e desapertar os parafusos de fixação (Figura 4). Após a remoção das coroas pela parte superior do molde, foi feito um corte linear com a lâmina de bisturi na borracha localizada na região das ameixas, unindo as plataformas dos implantes. A matriz de acrílico foi removida pela parte inferior do molde. Foi confeccionada uma moldagem para cada tipo de prótese sobre implante com a mesma matriz de acrílico, totalizando 03 moldes.

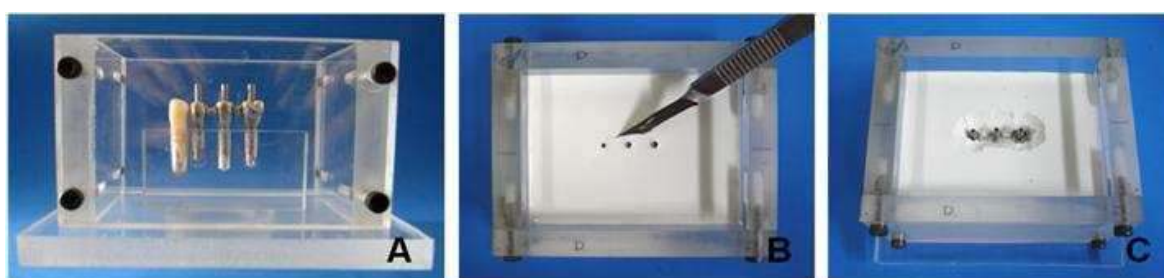


Figura 4: Matriz de acrílico fixada na caixa desmontável (A); acesso às coroas na moldagem de silicone (B, C).

4.3 - Obtenção dos modelos fotoelásticos

Após 24 horas, a matriz de acrílico e as coroas foram removidas da borracha de silicone, deixando a impressão negativa na moldagem. Os implantes de 4,1 mm x 13 mm (Titamax TI Cortical cod: 109.286, Neodent®, Curitiba, Brasil) foram unidos às coroas por meio de parafusos protéticos (cod: 116.002, Neodent®, Curitiba, Brasil) com torque de 32N, utilizando um torquímetro manual (cod: 104.026, Neodent®, Curitiba, Brasil). Cada conjunto de 3 implantes-coroas foi posicionado no furo guia das moldagens juntamente com os caninos em resina.

A resina fotoelástica usada neste estudo é composta por sistema bicomponente, flexível, à base de resina epóxi e endurecedor (Resina RL 1201 e Endurecedor EL 1252/ Polipox® Indústria e Comércio LTDA, São Paulo, Brasil), isentos de solventes, de baixa reatividade, os quais após a cura apresentam alta flexibilidade, transparência e excelente acabamento superficial. Foram utilizadas duas partes em volume da base (20,0 ml) para uma parte em volume do catalisador (10,0 ml) para cada modelo (Torres, 2005; Bernardes et al., 2005; Barbosa et al., 2007; Simamoto-Júnior, 2008). Para perfeita homogeneização do material, a manipulação era realizada com lentos movimentos circulares por aproximadamente dez minutos. Após a completa manipulação, a resina era vertida cuidadosamente no molde, para não gerar bolhas no modelo.

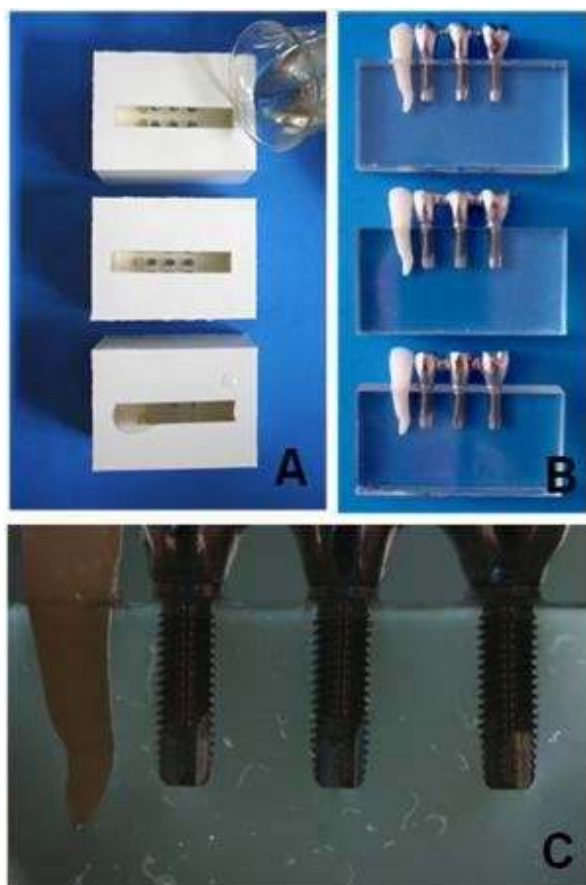


Figura 5: (A) Resina fotoelástica sendo vertida nos moldes de silicone; (B) modelos fotoelásticos PC, SC e ES (cima para baixo); (C) modelo ilustrativo demonstrando ausência de tensões residuais.

Decorridas 24 horas, a cura da resina estava completa e o modelo fotoelástico pôde ser removido do molde com movimentos suaves e foi levado a um polariscópio circular para a verificação da presença de tensões residuais decorrentes de um processo denominado “efeito de borda” (Sadowsky & Caputo, 2004; Dally & Riley, 2005; Markarian et al., 2007; Barbosa et al., 2007; Simamoto-Júnior, 2008). A figura 5 demonstra um dos modelos posicionados no polariscópio circular desenvolvido no LPM/ FEMEC/ UFU, a fim de se observar a ausência de franjas, ou seja, ausência de tensões residuais.

4.4. Fundamentos da fotoelasticidade de transmissão plana

O nome fotoelasticidade reflete a natureza do método, onde “foto” implica o uso da luz e técnicas óticas, e “elasticidade” relaciona-se com o estudo de tensões e deformações em corpos elásticos. Neste estudo utilizou-se a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana. Essa técnica é utilizada em problemas de estado plano de tensões e requer a confecção de modelos planos e sistemas de carregamento que simulam adequadamente as cargas reais impostas ao modelo real. Os pontos críticos em modelos planos ocorrem em contornos livres, fazendo da fotoelasticidade plana uma forma poderosa de determinação de tensão ou fator de concentração de tensões associadas a esses problemas (Araújo, 2006).

Os princípios para a técnica da fotoelasticidade baseiam-se na lei de Brewster (Dally & Riley, 2005), a qual determina que mudança no índice de refração é proporcional a diferença entre as deformações principais. A análise de tensões pelo método fotoelástico é baseada na habilidade de certos materiais transparentes exibirem padrões coloridos quando submetidos a cargas que são visualizadas com luz polarizada. Os padrões coloridos são chamados de franjas isocromáticas. Quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão, e quanto mais próximas umas franjas das outras, maior a concentração de tensão. A propriedade ótica de certos materiais plásticos transparentes apresentarem diferentes índices de refração (ou anisotropia ótica) quando submetido a um estado de tensão/deformação (Dally & Riley,

2005), permite que um raio de luz incidente sobre o corpo em tensão seja resolvido em dois raios ao longo dos planos principais do material. Esses dois raios emergem com atraso, um em relação ao outro. A magnitude do atraso é proporcional à diferença entre tensões principais e um polariscópio é usado para medir o retardamento e avaliar a variação das tensões (Mahler & Payton, 1955).

A associação de filtros dispostos entre o observador, a fonte luminosa e o modelo permitem a visualização deste fenômeno. Tais filtros compõem um aparelho denominado polariscópio que promove a polarização da luz que o atravessa. A luz polarizada permite observação das tensões através da interpretação das imagens que compõem os parâmetros óticos (Bernardes, 2004).

O polariscópio circular, utilizado nesse estudo, é composto por uma fonte luminosa e quatro filtros óticos, sendo eles um filtro polarizador, dois filtros retardadores de $\frac{1}{4}$ de onda, posicionados entre as duas placas polarizadoras fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização destas placas, e um filtro analisador. A finalidade de se utilizar as placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda são para obtenção de luz polarizada circular, a partir da luz polarizada plana. O sistema ainda possui um dispositivo de aplicação de carga (Figura 6).

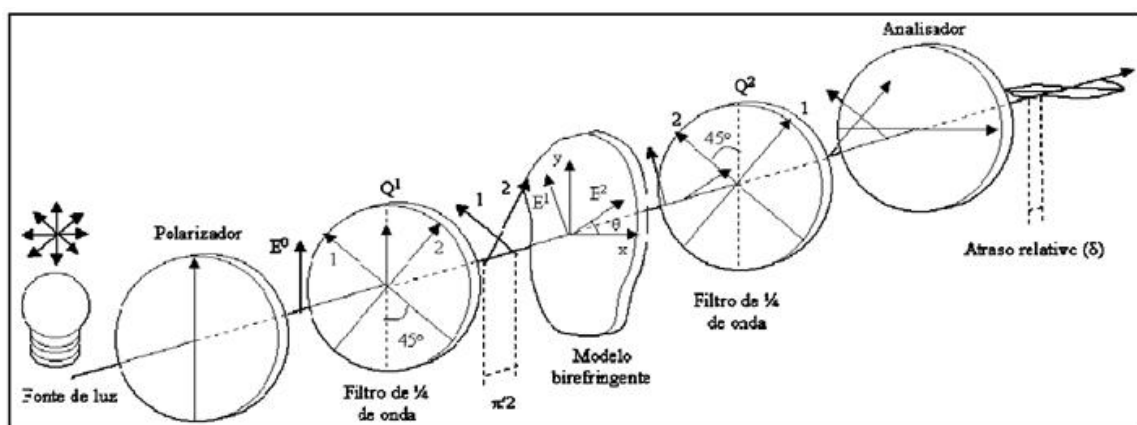


Figura 6: modelo esquemático de um polariscópio circular com um modelo fotoelástico (Fonte: Dally & Riley, 2005).

O filtro polarizador seleciona as ondas de luz provenientes da lâmpada, permitindo a passagem de impulsos com apenas um plano de orientação. A seguir, a luz atravessa um filtro de $\frac{1}{4}$ de onda que retarda a transmissão da luz e torna a polarização circular. Ao passar pelo corpo de prova, a luz pode sofrer modificações em sua trajetória, caso houver tensões provenientes de um carregamento no modelo. Em seguida a luz passa pelo segundo filtro de $\frac{1}{4}$ de onda. Esse filtro neutraliza a circulação da luz obtida pelo primeiro filtro de $\frac{1}{4}$ de onda, resultando em uma luz linearmente polarizada. O último filtro analisador é responsável pela extinção da luz (Araújo, 2006).

De acordo com o tipo de polarização da luz, dois parâmetros fotoelásticos podem ser medidos (Bernardes et al. 2005; Simamoto-Júnior, 2008):

a) Isoclínicas: franjas pretas, onde ocorre completa extinção da luz, que aparecem em polariscópio plano, observadas no lugar geométrico dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais. Elas são necessárias para a localização da direção das tensões principais;

b) Isocromáticas: franjas coloridas observadas no lugar onde a diferença das tensões principais é um múltiplo do componente de onda do espectro da luz visível.

Este parâmetro, identificado no polariscópio circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro das Isoclínicas, é obtido utilizando o método de compensação de Tardy. Por meio de uma fonte de luz branca, as Isocromáticas são formadas por faixas de diferentes colorações, onde **N** representa as ordens de franjas (Figura 7). As cores do espectro visível vão do vermelho com comprimento de onda entre 630 e 700 nm ao violeta com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca os efeitos óticos se manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um

ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, através da conhecida "Lei Ótica das Tensões" (Dally & Riley, 2005).

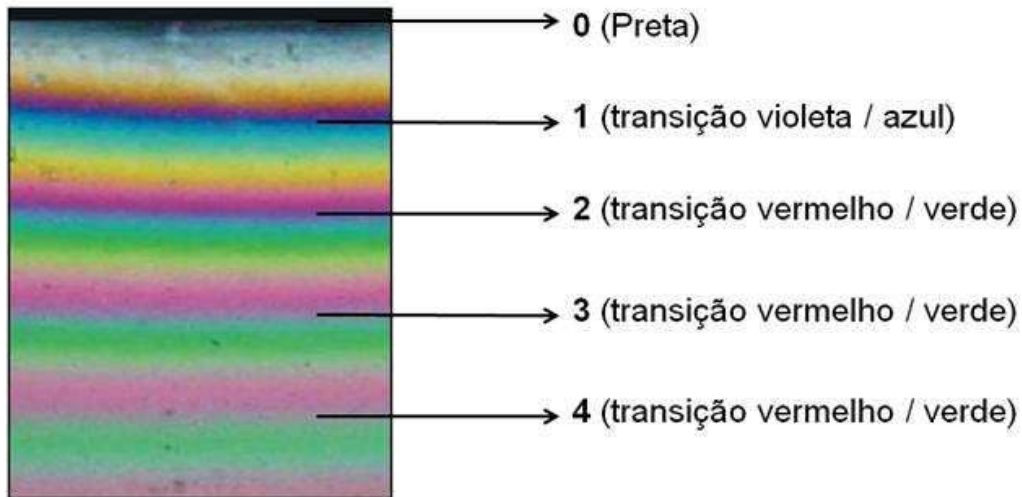


Figura 7: Cores das ordens de franja inteiras e suas transições (Fonte: Bernardes, 2004)

A metodologia da polarização circular difere da linear da luz, que não utiliza os filtros de $\frac{1}{4}$ de onda. A principal vantagem do polariscópio circular é a eliminação das franjas isoclínicas (acinzentadas e negras) que se sobrepõem às isocromáticas (coloridas), resultando em uma imagem mais clara e livre de interferências, que é um requisito fundamental para a análise fotoelástica pelo programa *Fringes* utilizado neste estudo.

4.5 - Calibração da resina fotoelástica

De acordo com Dally e Riley (2005), para se determinar a tensão cisalhante máxima (τ) em pontos específicos de modelos é necessário:

1. Obter o valor das ordens de franja (**N**);
2. Obter a espessura do modelo;
3. Determinar a constante ótica do material fotoelástico utilizado (f_{σ}).

O valor de f_{σ} foi determinado utilizando um processo de calibração em um modelo de disco feito com o mesmo material fotoelástico usado nos modelos (Resina RL 1201 e Endurecedor EL 1252/ Polipox®), possuindo

valores específicos para o diâmetro **D** e espessura **E**, submetido a uma carga de compressão **P**. A figura 8 mostra o modelo esquemático do disco utilizado.

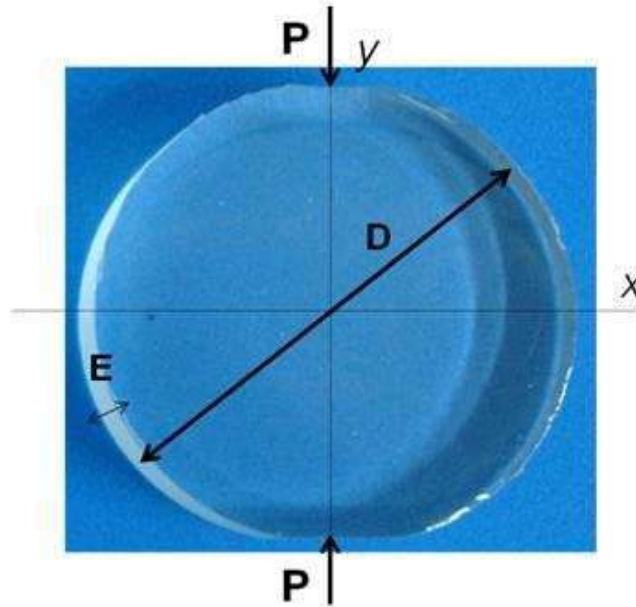


Figura 8 : modelo esquemático do disco utilizado

No centro do disco, aonde $x = y = 0$, tem-se que:

$$f\sigma = \frac{8.A}{\pi.D} \quad (1)$$

Em que **A** é o coeficiente angular da reta de calibração da força em função da ordem de franja. Com isso as ordens de franja são determinadas no centro do disco com fins de calibração. Para isso foi feito um disco com 50,0 mm de diâmetro (**D**) e 10,0 mm de espessura (volume total = 19635 mm³) com em resina Polipox® flexível do mesmo lote e da mesma maneira descrita para confecção dos modelos fotoelásticos nos itens **4.1** e **4.2**. Esse disco foi colocado sob esforço mínimo de 0,51 Kgf (Quilograma força) em dispositivo de aplicação de carga. O polariscópio foi ajustado em posição de polarização plana da luz, para depois, as franjas isoclínicas serem posicionadas de maneira com que se encontrassem no centro do disco, determinando a posição inicial

de leitura. Posteriormente, o polariscópio foi ajustado para polarização circular, permitindo a visualização das franjas isocromáticas. A partir deste momento foram aplicados valores graduais de força de compressão P sendo feitas leituras das franjas no centro do disco de calibração. Os resultados são mostrados na tabela 1.

Tabela 1 – Valores obtidos para as ordens de franja **N** e respectivas cargas de compressão (P).

N	P (kgf)
0,456	0,51
0,861	0,99
1,806	1,49
2,444	2,00
3,000	2,48
3,833	2,95

Foi realizada a regressão linear dos dados da Tabela 2 utilizando o programa *Microsoft Excel 2007* cujo gráfico e equação da reta de regressão estão apresentados na Figura 9.

Observa-se nos resultados da regressão linear que os parâmetros coletados - ordens de franja e carga, respondem à expectativa de um comportamento linear (Araújo, 2006) o que é confirmado pelo desvio padrão calculado $R^2 = 0,9924$.

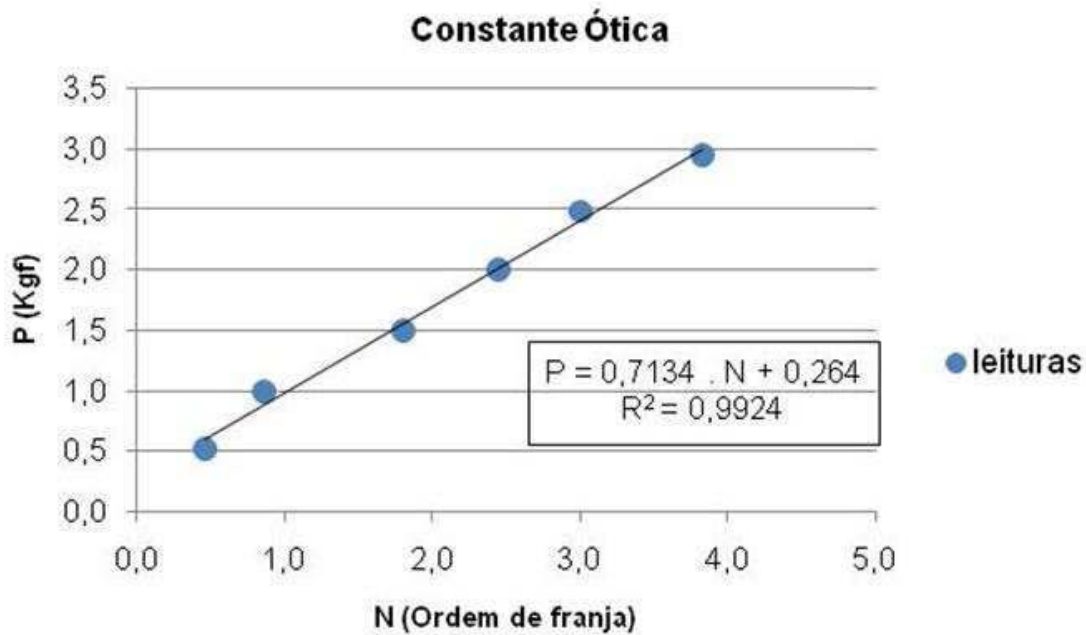


Figura 9: Reta de compensação dos valores de P em função de N.

Utilizando os resultados da tabela 2 obteve-se uma reta de calibração com um coeficiente angular de reta $A = 0,7134$. Para obtenção da reta mostrada na figura 9 foi utilizado o programa *Microsoft Excel 2007*. Portanto, os valores foram aplicados na equação (1) e o valor de $f\sigma$ determinado foi de 0,36 N/mm.Fr (Newton por milímetro Franja).

4.6 - Determinação da tensão cisalhante (τ)

De acordo com Dally e Rilely (2005), a diferença das tensões principais depende da constante fotoelástica do material ($f\sigma$), da ordem das franjas (**N**) e da espessura do modelo fotoelástico (**b**) de acordo com a “Lei órica das tensões”, ou seja:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{Nf\sigma}{b} \quad (2)$$

Na equação (2) σ_1 e σ_2 são tensões principais. Da resistência dos materiais a tensão cisalhante (τ) é obtida pela diferença das tensões principais ou seja:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} \quad (3)$$

Da equação (2) e equação (3) é possível determinar a tensão cisalhante a partir das ordens de franjas medidas, ou seja,

$$\tau = \frac{N f \sigma}{2b} \quad (4)$$

Os valores de tensão cisalhante foram calculados pelo programa *Fringes*, o qual gerava uma tabela com os valores das ordens de franja e tensão cisalhante para cada ponto.

4.7 - Aplicação dos carregamentos

Para aplicação das cargas nos modelos fotoelásticos, foi utilizado um dispositivo de carga. Neste suporte é possível aplicação de carga por meio da movimentação de um parafuso acoplado à base da célula de carga, como também é possível efetuar posicionamento em três direções ortogonais (x, y e z) (Figura 10).

Os três modelos foram submetidos a três formas de carregamento: carregamento em grupo – compressão; b) carregamento pontual lateral - compressão; c) carregamento pontual central – compressão. Na tabela 2 encontram-se os detalhes dos grupos experimentais.

Foram aplicados esses diferentes carregamentos objetivando avaliar o comportamento do modelo em uma condição ideal de oclusão (a) (Misch & Bidez, 1994) e em situações críticas de contato prematuro sobre implante (b, c). Para o carregamento em grupo (a) foram utilizadas as coroas em Ni-Cr antagonistas espiantadas, as quais eram parafusadas com um parafuso protético em um análogo de titânio de 4.1 mm. Esse análogo foi usinado no LPM / FEMEC / UFU a fim de criar roscas externas que parafusassem no interior de um parafuso maior do sistema da célula de carga. Ajustes oclusais

foram realizados nas coroas antagonistas e nas coroas referentes aos implantes inferiores. Marcações nas coroas foram realizadas após os ajustes para orientar o posicionamento correto do carregamento “a”, garantindo o contato antagonista/modelo similar entre os três grupos.

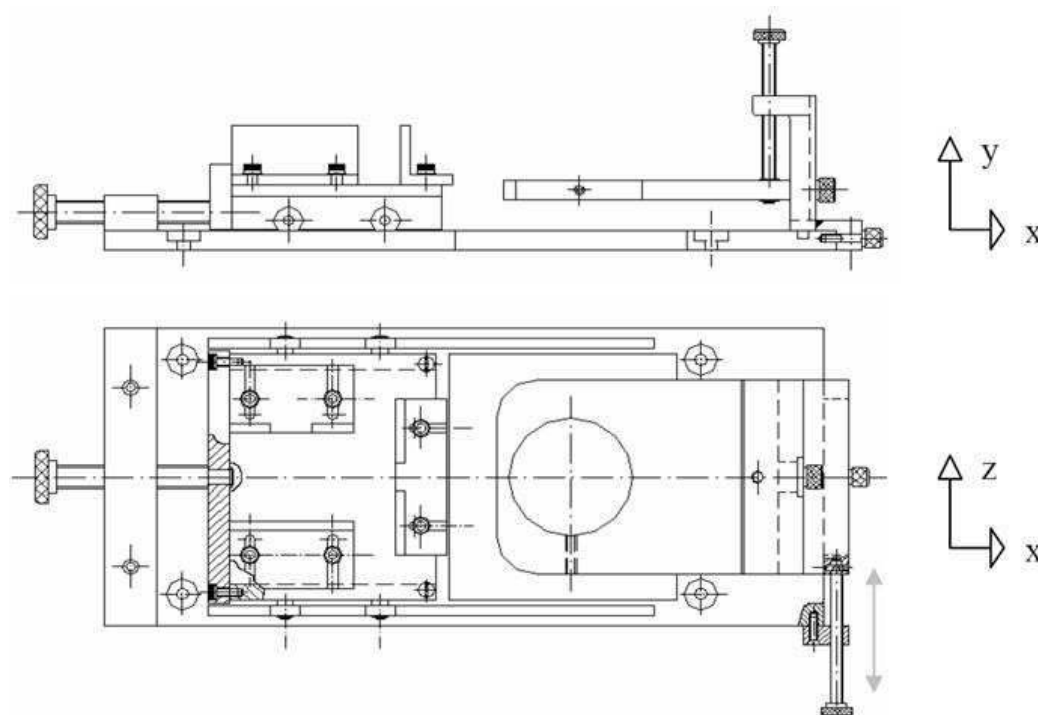


Figura 10: Dispositivo de carga utilizado para adaptação e movimentação dos modelos fotoelásticos (Fonte: Simamoto-Júnior, 2008).

Tabela 2: Grupos, tipos de próteses sobre implantes e carregamentos utilizados.

Grupos	Tipo de prótese fixa de 3 elementos (n=9)	Carregamento
PC	Coroas separadas – ponto de contato (1 mm)	a, b, c
SC	Coroas separadas – superfície de contato (3 mm)	a, b, c
ES	Coroas unidas (esplintadas)	a, b, c

Para o carregamento “b” e “c” foi utilizado um dispositivo em forma de chama que também permitisse ser rosqueado no parafuso da célula de carga. O conjunto célula de carga / ponta de carregamento estava preso a um parafuso que, na medida em que era rosqueado, movimentava-se e aplicava,

assim, o carregamento sobre os modelos. A base de assentamento em alumínio do modelo fotoelástico foi usinada no LPM / FEMEC / UFU de maneira que adaptasse perfeitamente o mesmo e permitisse a movimentação e fixação da angulação para a realização de um carregamento excêntrico. Para auxiliar na padronização das imagens foi desenvolvido um índice em alumínio no LPM / FEMEC / UFU. Esse índice ajustável era fixado na base circular de alumínio de assentamento do modelo fotoelástico e apresentava um orifício retangular (3,5 mm de comprimento por 2,1 mm de altura), o qual padronizava o mesmo campo de imagem em todos os modelos. Todo esse aparato era fixado no polariscópio circular.

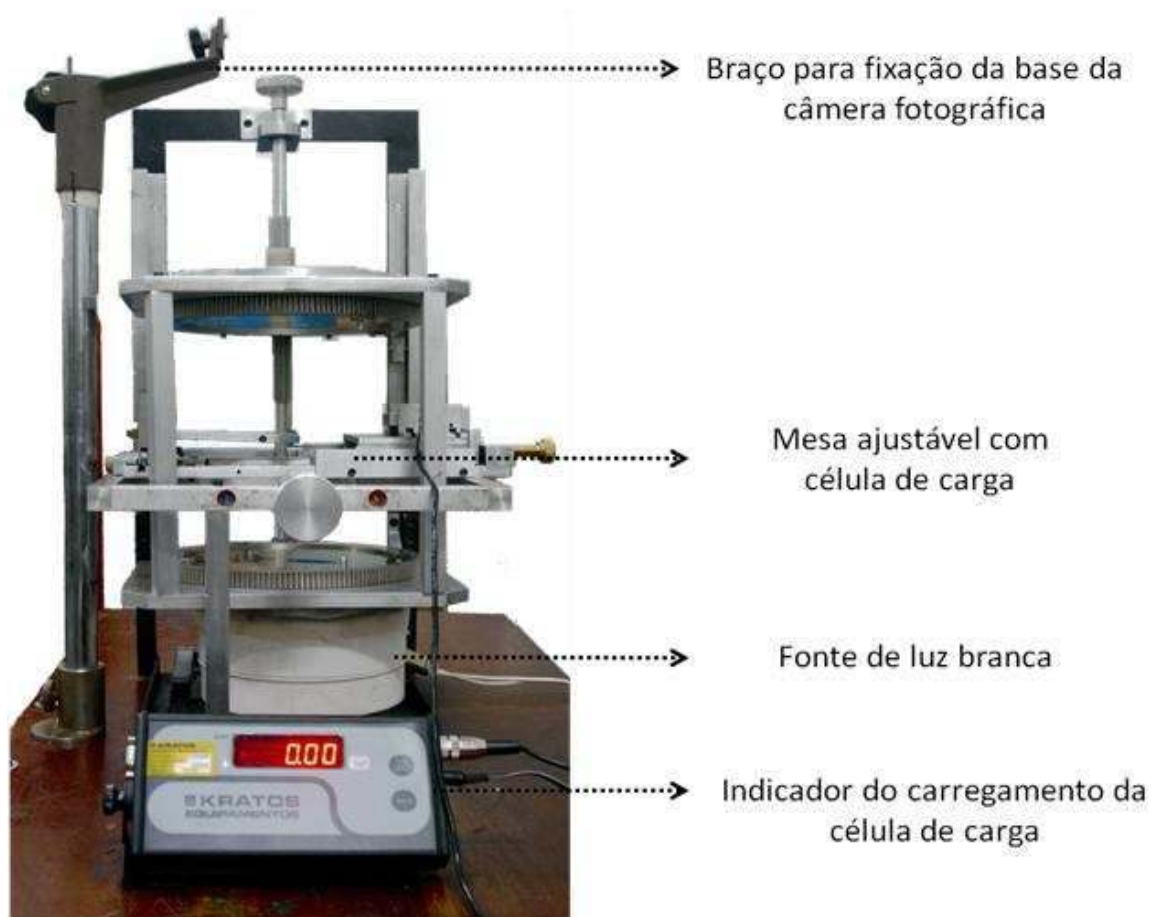


Figura 11: Mesa ajustável e célula de carga adaptadas ao polariscópio circular (LPM / FEMEC / UFU).

Foram obtidas 30 imagens, com o auxílio de uma câmera digital Canon® Rebel EOS 300D (Canon® Ltd., Tóquio, Japão) fixada em um aparato acima do polariscópio (LPM / FEMEC / UFU) paralela ao filtro analisador, de cada tipo de prótese com cada tipo de carregamento, totalizando 270 imagens (Figura 11). O carregamento em grupo (a) foi padronizado em 30 N paralelo ao longo do corpo dos implantes e simultâneo nas três coroas. O carregamento lateral (b) foi padronizado em 10,8 N aplicado na distal da coroa correspondente ao primeiro molar (1M) com uma angulação de 40°. O carregamento central (c) foi padronizado em 9,8 N aplicado na coroa correspondente ao segundo pré-molar (2PM) no sentido do longo eixo do implante. Para cada nova imagem os modelos foram descarregados e carregados novamente, tentando-se obter o mesmo padrão de contato ponta de carregamento / coroas, visto que o sistema era travado para não haver alterações de posição do modelo.

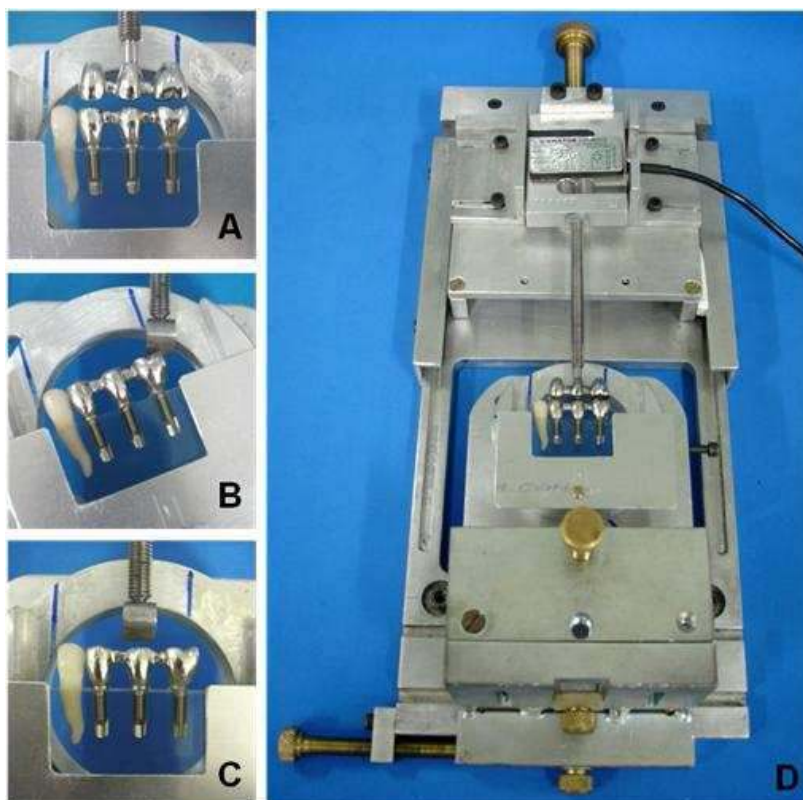


Figura 12: (A) carregamento em grupo – a; (B)carregamento lateral – b; (C) carregamento central – c; (D) Mesa ajustável com base de assentamento do modelo fotoelástico.

A resina fotoelástica utilizada no presente estudo possui alta sensibilidade, porém apresenta baixa resistência a grandes deformações. Assim, a faixa de trabalho de força aplicável sobre este material é pequena e com valores baixos. Os valores de carga aplicada neste ensaio foram calibrados de tal forma com que possibilitassem uma melhor resolução das ordens de franja no modelo e permitissem uma análise comparativa do fenômeno para os três tipos de coroas sobre implantes avaliadas. Foi observada uma pequena variação nos carregamentos em cada grupo devido à anatomia complexa da face oclusal das coroas sobre implantes provocando, assim, pequenas deflexões (principalmente no carregamento tipo a) ou contatos levemente acentuados em algumas regiões.

4.8 - Leitura das ordens de franja e cálculo da tensão cisalhante (τ)

A leitura das ordens de franja e o cálculo das tensões cisalhantes (τ) foram realizados utilizando o programa *Fringes* (LPM / FEMEC / UFU) (Souza, 2007) (Anexo1). Esse programa, considerando a constante ótica e espessura do modelo, realiza os cálculos das ordens de franja e da tensão cisalhante máxima (τ) a partir da seleção/corte da região das imagens, uma vez que para cada imagem é feita uma calibração de uma barra circular e um disco elíptico em resina fotoelástica submetidos à compressão. Após a calibração, é gerada a imagem com a grade de pontos e os valores das ordens de franja e tensão cisalhante (τ) são calculados para cada ponto, sendo gerados em um arquivo a parte. Para padronizar a leitura das ordens de franja foi projetada uma grade de 27 pontos ao redor na raiz do canino e ao redor dos três implantes do modelo fotoelástico. Essa grade foi exportada ao programa *Fringes* e utiliza das medidas do índice de alumínio para distribuição dos pontos, visando máxima padronização das regiões de análise das fotos de cada grupo. Posteriormente foi também desenvolvida uma grade de 12 pontos, os quais se situavam na região de crista óssea (Figura 13). As mesmas imagens foram novamente recortadas a fim de padronizar a região de zoom no implante e posicionar a grade de 12 pontos na região desejada. Para essa aproximação na crista,

foram analisados somente o implante 1M do grupo PCb, SCb e ESb e o implante 2PM do grupo PCc e SCc. Foi observada uma suave variação no corte das imagens, visto que o mesmo é realizado manualmente tangenciando as bordas do índice de alumínio.

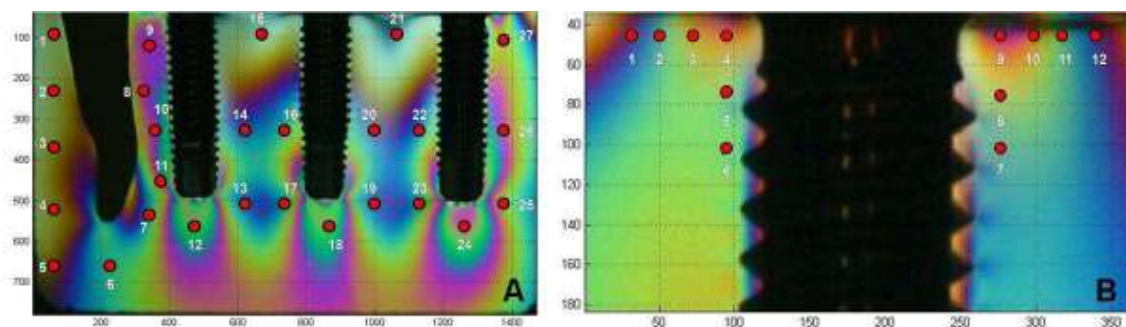


Figura 13: (A) Grade de 27 pontos; (B) grade de 12 pontos - zoom na região de crista óssea.

4.9 - Organização dos resultados

Foram definidas nomenclaturas específicas que dependia do tipo de contato interproximal nas coroas sobre implantes e tipo de carregamento para facilitar a avaliação e apresentação dos resultados. Cada implante foi identificado por uma sigla, sendo o implante correspondente à região do primeiro pré-molar nomeado 1PM, segundo pré-molar nomeado 2PM e primeiro molar 1M. As nomenclaturas dos grupos foram:

- PC – Coroas separadas por ponto de contato
- SC – Coroas separadas por superfície de contato
- ES – Coroas esplintadas

- a – Carregamento em grupo
- b – Carregamento lateral
- c – Carregamento central

As 30 imagens de cada grupo foram identificadas da seguinte forma, por exemplo, SCb_15 (imagem nº15 do grupo de coroas separadas por superfície de contato submetidas a carregamento lateral).

Todos os valores das ordens de franja e tensão cisalhante (τ) nos pontos de análise, que foram fornecidos pelo programa *Fringes*, foram colocados em tabelas específicas. Os dados foram tabulados e submetidos à análise inicial confirmando uma distribuição normal e homogeneidade. Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes, dentre cada um dos 27 pontos, obtidos nas 30 imagens, dos grupos a, b e c, foi aplicado o teste paramétrico *t* de Student, comparando-se as séries de dados, duas a duas. O nível de significância foi estabelecido em 0,05 em uma prova bicaudal. O mesmo teste foi aplicado para a comparação da região de crista óssea nos 12 pontos dos implantes analisados.

Com os valores dos níveis de tensão cisalhante (τ) nos 27 pontos das 30 imagens de cada grupo, foram determinados os valores médios e na tentativa de conferir a variabilidade entre os valores individuais em cada grupo foi determinado o desvio padrão. O mesmo procedimento foi feito para as imagens de cada grupo de aproximação dos implantes em 12 pontos. Em seguida desenvolveram-se gráficos no programa *Microsoft Office Excel® 2007* ilustrando a distribuição de tensão cisalhante nos pontos. Foi desenvolvido um programa em ambiente *Matlab® 7.0* (Anexo 2 e 3) com a finalidade de se quantificar individualmente os níveis de tensão por meio da área do gráfico utilizando as médias da tensão cisalhante (τ) para cada grupo, chamado de gráfico de “pseudo-energia”. Buscando normalizar os resultados (Fig. 15) para as 3 situações de carga e de análise na região de crista óssea (zoom), todos os valores foram divididos pelo menor dos valores encontrados e foram agrupados nas tabelas finais. (Bernardes, 2004; Bernardes et al., 2005; Simamoto-Júnior, 2008).

5. Resultados

a- Carregamento em grupo

Para o carregamento em grupo (a), a distribuição de tensão nos implantes do grupo PC, SC e ES pode ser visualizada na figura 14, onde é possível notar a semelhança entre eles em uma análise qualitativa, ou seja, visual. Pequenos efeitos de flexão combinados a compressão são observados no carregamento em grupo devido a variações no paralelismo e inclinação na carga. Os valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para cada tipo de contato interproximal submetido ao carregamento “a” estão dispostos na tabela 3, assim como a análise de significância entre os grupos. É possível observar que a maioria dos pontos, quando comparados entre tipos de contato interproximal, apresenta-se estatisticamente diferente ($p < 0,05$). Nota-se também que os pontos ao redor dos implantes no grupo SCa apresentaram menores níveis de tensão quando comparado ao grupo PCa (exceto pontos 18, 24, 26, 27).

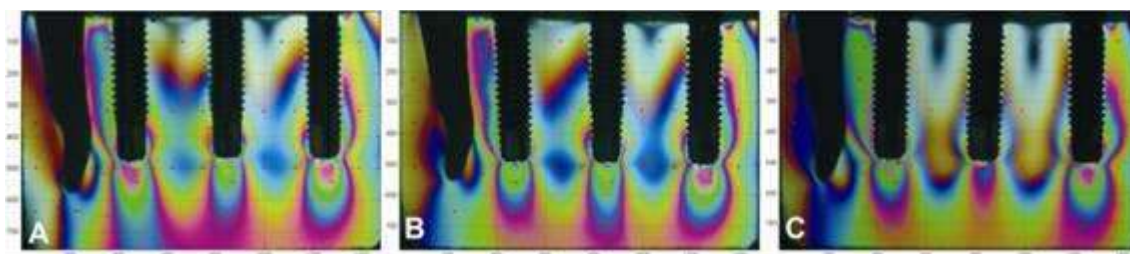


Figura 14: imagens representativas da distribuição de tensão nos grupos PCa(A); SCa(B); ESa(C).

A figura 15 mostra o gráfico dos valores médios da tensão cisalhante (τ) para os 27 pontos nos grupos PC, SC e ES submetidos ao carregamento em grupo (a). Nota-se que, para este tipo de carregamento, os implantes das extremidades apresentam maiores níveis de tensão em todos os grupos. Observa-se que no grupo ESa o implante central (2PM) possui menores níveis de tensão (33,7 KPa). Apesar da distribuição de tensão ser similar nos grupos PC, SC e ES, o grupo com coroas esplintadas (ESa) apresenta redução no nível de tensão ao redor dos implantes, seguido do grupo SCa.

Tabela 3: Valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para os grupos PCa, SCa e ESa nos 27 pontos; d.p.(desvio padrão); análise de significância entre grupos ($p < 0,05$).

pontos	PCa		SCa		ESa		PCa x SCa	PCa x ESa	SCa x ESa
	Média	d.p.	Média	d.p.	Média	d.p.			
1	20,44	1,19	10,42	0,86	9,79	1,08	0,000*	0,000*	0,017*
2	14,23	0,86	11,50	0,59	14,82	0,83	0,000*	0,019*	0,000*
3	12,80	0,53	12,33	0,50	16,31	0,55	0,001*	0,000*	0,000*
4	9,94	0,54	12,56	0,49	14,01	0,83	0,000*	0,000*	0,000*
5	4,33	1,59	13,16	0,41	12,15	0,55	0,000*	0,000*	0,000*
6	21,71	0,99	24,37	0,50	19,34	1,05	0,000*	0,000*	0,000*
7	25,51	0,97	23,90	0,92	23,55	1,59	0,000*	0,000*	0,311
8	36,62	1,39	33,77	0,86	37,14	1,06	0,000*	0,118	0,000*
9	37,90	1,66	34,54	0,88	38,34	1,10	0,000*	0,311	0,000*
10	38,90	1,91	33,75	0,82	40,75	1,46	0,000*	0,000*	0,000*
11	45,92	1,53	36,03	0,86	48,92	5,86	0,000*	0,007*	0,000*
12	46,60	1,17	43,69	0,80	39,94	1,25	0,000*	0,000*	0,000*
13	21,16	1,06	20,78	1,63	12,23	3,86	0,278	0,000*	0,000*
14	20,64	0,95	19,94	1,54	9,27	0,39	0,041*	0,000*	0,000*
15	7,98	0,74	7,93	0,66	0,84	1,07	0,824	0,000*	0,000*
16	25,34	0,76	25,17	0,55	10,01	3,67	0,301	0,000*	0,000*
17	25,47	0,76	24,96	0,52	17,79	4,02	0,005*	0,000*	0,000*
18	41,18	1,86	43,71	0,78	33,75	0,81	0,000*	0,000*	0,000*
19	21,81	1,35	20,72	1,24	11,70	2,48	0,000*	0,000*	0,000*
20	20,83	0,95	18,94	1,17	9,00	0,41	0,000*	0,000*	0,000*
21	7,96	1,01	2,47	1,27	1,27	1,32	0,000*	0,000*	0,000*
22	25,16	0,70	21,43	1,09	10,29	1,24	0,000*	0,000*	0,000*
23	25,04	0,69	23,74	0,99	19,05	4,32	0,000*	0,000*	0,000*
24	46,11	1,09	47,65	1,12	46,59	1,77	0,000*	0,194	0,000*
25	26,66	0,66	26,14	0,57	28,56	3,06	0,006*	0,003*	0,018*
26	28,85	1,08	31,03	0,87	34,88	2,32	0,000*	0,000*	0,000*
27	25,56	0,53	26,52	0,56	26,70	0,64	0,000*	0,000*	0,202

(*) $p < 0,05$

A avaliação dos diferentes grupos (PC, SC e ES) foi realizada considerando todos os pontos analisados, por meio do cálculo da área sob as curvas de tensão. Neste caso, a sensibilidade de todos os pontos é considerada na análise final. A tabela 4 mostra os resultados para os grupos analisados no carregamento tipo “a”. Os valores mostrados na tabela 4 são normalizados pelo grupo que obteve menor valor de área do gráfico (ESa = 568,76). Nota-se que o grupo SCa obteve níveis 11,23% maiores que o grupo ESa seguido do grupo PCa, cujos valores foram 16,32% mais elevados.

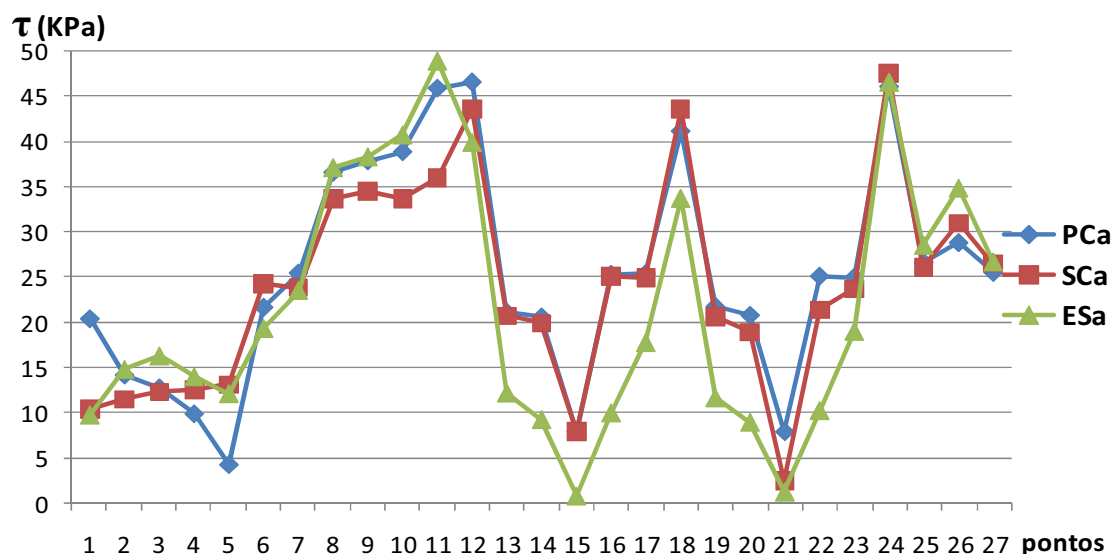


Figura 15: Gráfico da média dos valores de tensão cisalhante (τ) nos grupos PC, SC e ES submetidos ao carregamento em grupo (a).

Tabela 4: Área dos gráficos - a; Área normalizadas - a.

Áreas comparativas grupo "a"			Áreas normalizadas grupo "a"		
PCa	SCa	ESa	PCa	SCa	ESa
661,63	632,68	568,76	1,16 (16,32%)	1,11 (11,23%)	1,00 (0%)

b- Carregamento lateral

Para o carregamento lateral (b), a distribuição de tensão nos implantes do grupo PC, SC e ES pode ser visualizada na figura 16. Efeitos de compressão combinados a flexão são observados no carregamento "b". É possível observar que os implantes 1PM e 2PM são minimamente solicitados no grupo PC e SC no carregamento lateral. No grupo ES há uma mudança na distribuição de tensão, visto que a mesial do implante 1M apresentou menores níveis de tensão (ponto 20: 1,31 KPa), e nota-se uma leve distribuição de tensão ao redor do dente e ápice dos implantes 1PM e 2PM. Existe similaridade entre os grupos PC e SC para esse tipo de carregamento. É possível observar que alguns pontos são estatisticamente iguais comparando-se o grupo PCb x SCb ($p < 0,05$) (Tabela 5). Nota-se que os valores médios de tensão cisalhante nos pontos ao redor do

implante 1M (pontos 21 a 27) foram menores no grupo SCb e, na maioria dos outros pontos do modelo estatisticamente diferentes (pontos 1, 7, 8, 11, 12 e 17), o mesmo apresentou valores mais altos comparados ao grupo PCb. Quando comparados os grupo PCb x ESb e SCb x ESb, a maioria dos pontos apresenta-se estatisticamente diferente ($p < 0,000$).

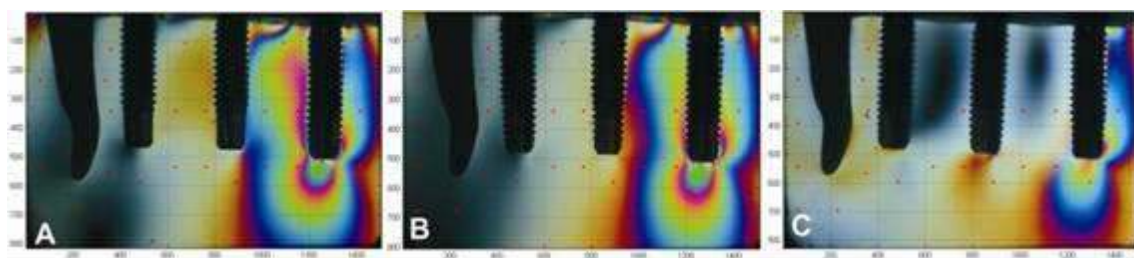


Figura 16: imagens representativas da distribuição de tensão nos grupos PCb(A); SCb(B); ESb(C).

A figura 17 mostra o gráfico dos valores médios da tensão cisalhante máxima (τ) para os 27 pontos nos grupos PC, SC e ES submetidos ao carregamento lateral (b). Nota-se que o grupo ESb distribuiu tensões de maneira mais homogeneia em todo o conjunto (dente-implantes).

A tabela 6 mostra os resultados das áreas dos gráficos sob a curva de tensão para os grupos analisados no carregamento tipo “b”. Os valores mostrados na tabela 5 são normalizados pelo grupo que obteve menor valor de área do gráfico (ESb = 219,32). Nota-se que o grupo SCb obteve níveis 35,26% maiores que o grupo ESb. Já o grupo PCb apresentou níveis 39,29% mais elevados comparado ao grupo ESb.

Tabela 5: Valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para os grupos PCb, SCb e ESb nos 27 pontos; d.p.(desvio padrão); análise de significância entre grupos ($p < 0,05$).

pontos	PCb		SCb		ESb		PCb x SCb	PCb x ESb	SCb x ESb
	Média	d.p.	Media	d.p.	Média	d.p.			
1	8,67	1,40	10,56	1,50	7,60	1,52	0,000*	0,009*	0,000*
2	5,77	1,51	5,15	2,12	5,97	1,99	0,277	0,676	0,186
3	4,34	1,79	3,68	1,40	7,74	1,03	0,178	0,000*	0,000*
4	3,72	1,23	2,58	2,80	9,13	0,74	0,027*	0,000*	0,000*
5	3,96	2,40	0,32	0,67	5,07	2,02	0,000*	0,087	0,000*
6	2,22	1,03	1,53	1,45	4,91	2,10	0,063	0,000*	0,000*
7	2,66	0,90	3,45	0,96	10,04	0,67	0,005*	0,000*	0,000*
8	5,08	2,10	6,35	1,97	8,59	1,02	0,035*	0,000*	0,000*
9	7,00	0,80	7,47	1,22	9,54	1,24	0,114	0,000*	0,000*
10	5,32	2,12	6,37	2,03	8,91	1,02	0,094	0,000*	0,000*
11	1,18	1,42	3,13	0,78	9,33	0,95	0,000*	0,000*	0,000*
12	2,30	1,98	3,67	1,53	6,78	0,84	0,013*	0,000*	0,000*
13	7,48	1,14	8,15	0,88	7,63	0,94	0,051	0,619	0,031*
14	9,52	0,71	9,65	0,86	0,29	0,40	0,537	0,000*	0,000*
15	8,57	0,91	8,66	0,90	1,61	1,28	0,734	0,000*	0,000*
16	10,88	0,66	11,09	0,73	2,41	1,64	0,252	0,000*	0,000*
17	10,15	0,65	10,63	0,51	11,81	0,47	0,017*	0,000*	0,000*
18	12,64	0,37	12,05	0,36	10,00	0,65	0,000*	0,000*	0,000*
19	18,63	0,97	16,59	0,48	9,49	0,68	0,000*	0,000*	0,000*
20	20,07	1,53	16,83	1,49	1,87	1,21	0,000*	0,000*	0,000*
21	22,31	1,69	19,79	1,45	1,32	1,25	0,000*	0,000*	0,000*
22	27,96	1,09	26,56	0,91	5,14	2,38	0,000*	0,000*	0,000*
23	28,46	0,75	27,64	0,78	9,97	0,54	0,000*	0,000*	0,000*
24	31,19	0,88	31,65	2,29	24,95	0,89	0,263	0,000*	0,000*
25	15,75	0,70	15,96	0,90	14,11	0,86	0,264	0,000*	0,000*
26	23,06	1,87	22,15	1,82	20,48	1,81	0,046*	0,000*	0,003*
27	21,89	1,74	20,59	2,16	16,88	0,37	0,008*	0,000*	0,000*

(*) $p < 0,05$

Na região de crista óssea do implante 1M (zoom) submetido ao carregamento lateral (b) nota-se menor gradiente de tensão na mesial do implante do grupo ESb (ponto 4 = 4,23 KPa). Na distal do implante, os níveis de tensão entre os grupos são similares. O grupo SCb apresentou menor concentração em todos os 12 pontos quando comparado ao grupo PCb (Figura 18 e 19). Nota-se maiores níveis de tensão cisalhante no ponto distal mais superior e próximo ao implante (ponto 9) em todos os grupos, onde o grupo PCb apresentou o valor mais elevado (30,65 KPa) (Tabela 7).

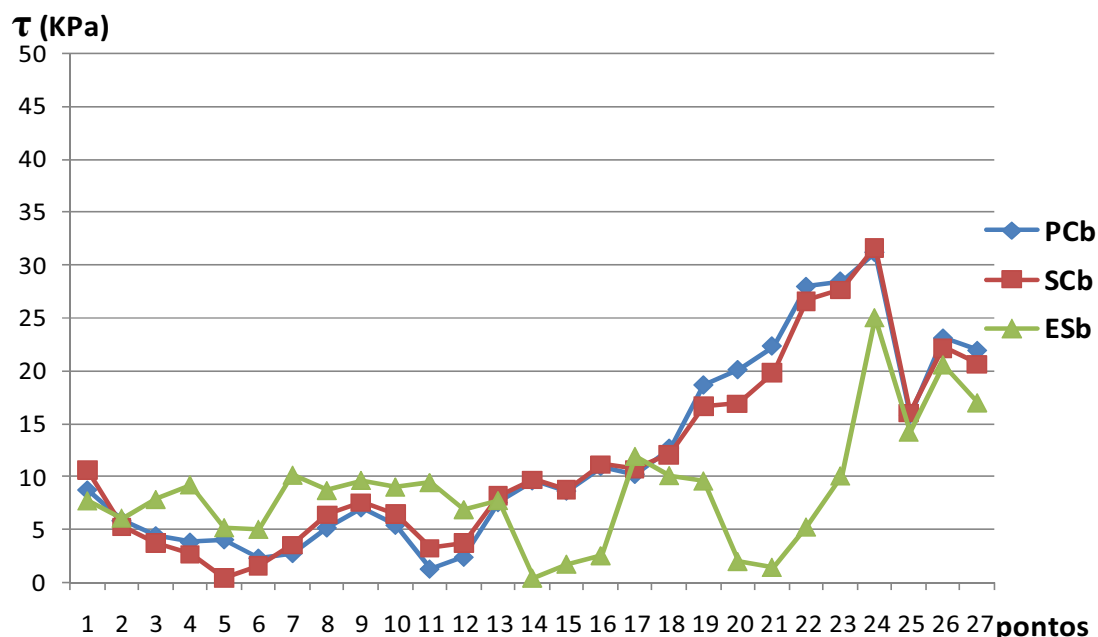


Figura 17: Gráfico da média dos valores de tensão cisalhante (τ) dos 27 pontos nos grupos PC, SC e ES submetidos ao carregamento lateral (b).

Tabela 6: Área dos gráficos – b; Áreas normalizadas – b.

Áreas comparativas grupo “b”			Áreas normalizadas grupo “b”		
PCb	SCb	ESb	PCb	SCb	ESb
305,51	296,68	219,32	1,39 (39,29%)	1,35 (35,26%)	1,00 (0%)

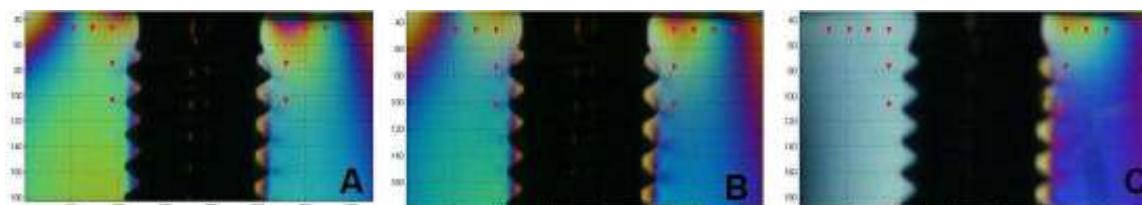


Figura 18: imagens representativas da distribuição de tensão nos grupos PCb zoom (A); SCb zoom (B); ESb zoom (C).

A tabela 8 mostra os resultados das áreas dos gráficos sob a curva de tensão para os grupos analisados no carregamento tipo “b” em 12 pontos na região de crista óssea do implante 1M. Os valores mostrados na tabela 8 são

normalizados pelo grupo que obteve menor valor de área do gráfico (ESb zoom = 136,91). Nota-se que o grupo SCb zoom obteve níveis 98% maiores que o grupo ESb zoom e o grupo PCb zoom 106% mais elevado.

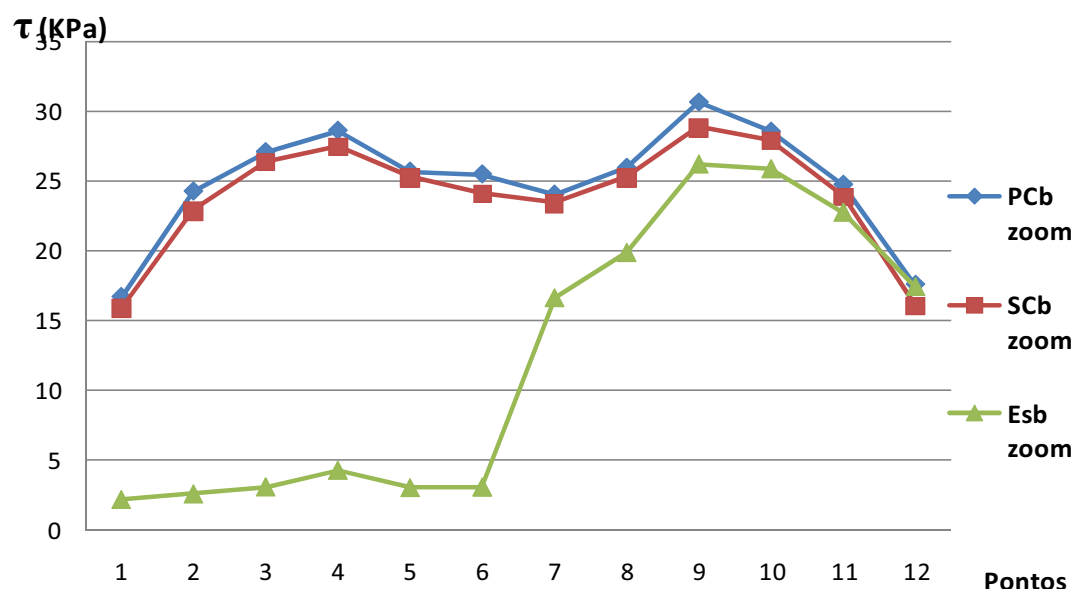


Figura 19: Gráfico da média dos valores de tensão cisalhante (τ) dos 12 pontos na região de crista óssea dos implantes 1M dos grupos PC, SC e ES submetidos ao carregamento lateral (b).

Tabela 7: Valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para os grupos PCb zoom, SCb zoom e ESb zoom nos 12 pontos; d.p.(desvio padrão).

Pontos	PCb zoom		SCb zoom		ESb zoom		PCb x SCb	PCb x ESb	SCb x ESb
	Média	d.p.	Média	d.p.	Média	d.p.			
1	16,67	0,56	15,83	0,63	2,13	0,97	0,009*	0,000*	0,000*
2	24,26	1,00	22,85	2,19	2,52	1,71	0,137	0,000*	0,000*
3	27,09	0,52	26,37	0,70	3,03	1,98	0,028	0,000*	0,000*
4	28,62	0,68	27,47	0,98	4,23	2,15	0,017*	0,000*	0,000*
5	25,67	0,28	25,23	0,69	2,98	1,87	0,082	0,000*	0,000*
6	25,49	0,38	24,10	1,37	3,02	1,92	0,016*	0,000*	0,000*
7	24,02	1,23	23,38	2,26	16,62	0,61	0,358	0,000*	0,000*
8	25,95	0,77	25,23	0,26	19,87	1,48	0,026*	0,000*	0,000*
9	30,66	1,80	28,85	0,89	26,22	0,82	0,006*	0,000*	0,000*
10	28,55	1,41	27,92	0,94	25,88	1,01	0,168	0,001*	0,002*
11	24,74	1,15	23,87	0,81	22,77	2,08	0,036*	0,041*	0,127
12	17,56	0,55	16,01	1,05	17,42	0,55	0,010*	0,569	0,011*

(*) $p < 0,05$

Tabela 8: Área dos gráficos - b zoom; Áreas normalizadas – b zoom.

Áreas comparativas grupo “b” zoom			Áreas normalizadas grupo “b” zoom		
PCb zoom	SCb zoom	ESb zoom	PCb zoom	SCb zoom	ESb zoom
282,15	271,19	136,91	2,06 (106%)	1,98 (98%)	1,00 (0%)

c- Carregamento central

Para o carregamento central (c), a distribuição de tensão nos implantes do grupo PC, SC e ES pode ser visualizada na figura 20. Efeitos de compressão são observados neste tipo de carregamento e pequeno efeito de flexão devido à geometria da coroa. No grupo PC e SC, uma maior concentração de tensão ao redor do implante 2PM pôde ser observada. Apesar da distribuição de tensão ao redor do dente ser maior no grupo ESc, esse grupo apresenta uma redução no nível de tensão ao redor dos implantes, seguido do grupo SCc. Observou-se que poucos pontos são iguais estatisticamente ($p < 0,05$) na análise entre os grupos PCc x SCc e SCc x ESc (Tabela 9). É possível notar que muitos pontos (1-19 e 23) do grupo SCc apresentaram menores níveis de tensão quando comparados ao PCc. Todos os pontos analisados entre os grupos PCc x ESc são diferentes estatisticamente.

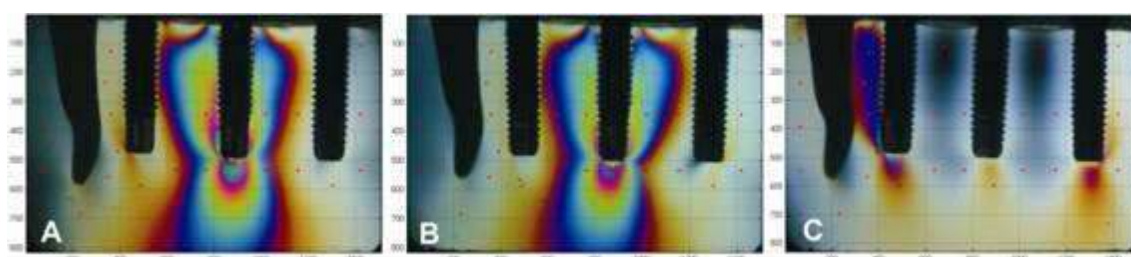


Figura 20: imagens representativas dos grupos PCc(A); SCc(B); ESc(C).

Tabela 9: Valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para os grupos PCc, SCc e ESc nos 27 pontos; d.p.(desvio padrão); análise de significância entre grupos ($p < 0,05$).

pontos	PCc		SCc		ESc		PCc x SCc	PCc x ESc	SCc x ESc
	Média	d.p.	Média	d.p.	Média	d.p.			
1	5,32	1,81	0,01	0,03	9,66	1,94	0,000*	0,000*	0,000*
2	3,78	1,34	0,00	0,02	6,95	2,13	0,000*	0,000*	0,000*
3	4,08	1,66	0,05	0,16	6,67	2,03	0,000*	0,000*	0,000*
4	3,73	1,44	0,26	0,68	4,83	2,01	0,000*	0,026*	0,000*
5	1,66	1,27	0,43	0,88	4,07	1,49	0,000*	0,000*	0,000*
6	9,38	0,80	3,64	1,57	8,15	0,90	0,000*	0,000*	0,000*
7	7,19	0,88	3,85	1,59	8,03	1,02	0,000*	0,003*	0,000*
8	10,50	0,90	3,25	1,30	16,28	1,34	0,000*	0,000*	0,000*
9	10,66	0,91	3,09	0,92	17,36	1,46	0,000*	0,000*	0,000*
10	11,11	0,91	3,34	1,40	16,62	1,09	0,000*	0,000*	0,000*
11	9,67	0,66	3,47	1,62	12,00	1,18	0,000*	0,000*	0,000*
12	11,19	0,55	8,03	1,39	13,74	0,75	0,000*	0,000*	0,000*
13	13,51	0,62	12,16	1,08	6,85	1,42	0,000*	0,000*	0,000*
14	20,06	2,11	11,72	1,78	3,98	1,53	0,000*	0,000*	0,000*
15	21,59	2,84	13,01	1,55	0,43	0,64	0,000*	0,000*	0,000*
16	30,55	1,91	22,05	2,29	3,85	1,55	0,000*	0,000*	0,000*
17	24,72	0,84	23,92	1,91	5,08	2,00	0,07	0,000*	0,000*
18	32,57	1,06	31,94	1,52	10,81	0,63	0,116	0,000*	0,000*
19	19,64	1,64	15,92	1,23	4,49	2,37	0,000*	0,000*	0,000*
20	22,07	1,75	27,42	1,61	3,72	1,35	0,000*	0,000*	0,000*
21	12,97	1,02	17,94	1,48	0,24	0,47	0,000*	0,000*	0,000*
22	10,83	1,01	17,46	1,67	3,44	1,23	0,000*	0,000*	0,000*
23	10,15	0,68	7,54	0,96	4,09	1,88	0,000*	0,000*	0,000*
24	8,47	0,94	10,60	0,72	13,70	0,73	0,000*	0,000*	0,000*
25	4,60	2,05	8,63	1,05	8,33	0,66	0,000*	0,000*	0,268
26	4,35	1,68	11,03	1,27	8,97	0,68	0,000*	0,000*	0,000*
27	3,16	1,32	9,60	1,24	7,66	0,58	0,000*	0,000*	0,000*

(*) $p < 0,05$

A figura 21 mostra os valores médios da tensão cisalhante (τ) para os 27 pontos nos grupos PC, SC e ES submetidos ao carregamento central (c) no implante 2PM. Observa-se que o implante 2PM no grupo ESc apresenta menores níveis de tensão (ponto 18 = 10,8 KPa).

A tabela 10 mostra os resultados das áreas dos gráficos sob a curva de tensão para os grupos analisados no carregamento tipo “c”. Os valores mostrados nessa tabela são normalizados pelo grupo que obteve menor valor de área do gráfico (ESc = 201,3). Nota-se que o grupo SCc obteve níveis 31,89% maiores que o grupo ESc. Já o grupo PCc apresentou níveis 60,55% mais elevados comparado ao grupo ESc.

Para a região de crista óssea do implante 2PM, no o carregamento central (c), observa-se que o grupo SCc zoom apresentou menor concentração de tensão em todos os 12 pontos quando comparado ao grupo PCc (Figura 22 e 23). Os maiores níveis de tensão foram na região mais superior e mais próxima ao implante, tanto na mesial quanto na distal (ponto 9), sendo o valor mais alto do grupo PC (25,8 KPa). (Tabela 11)

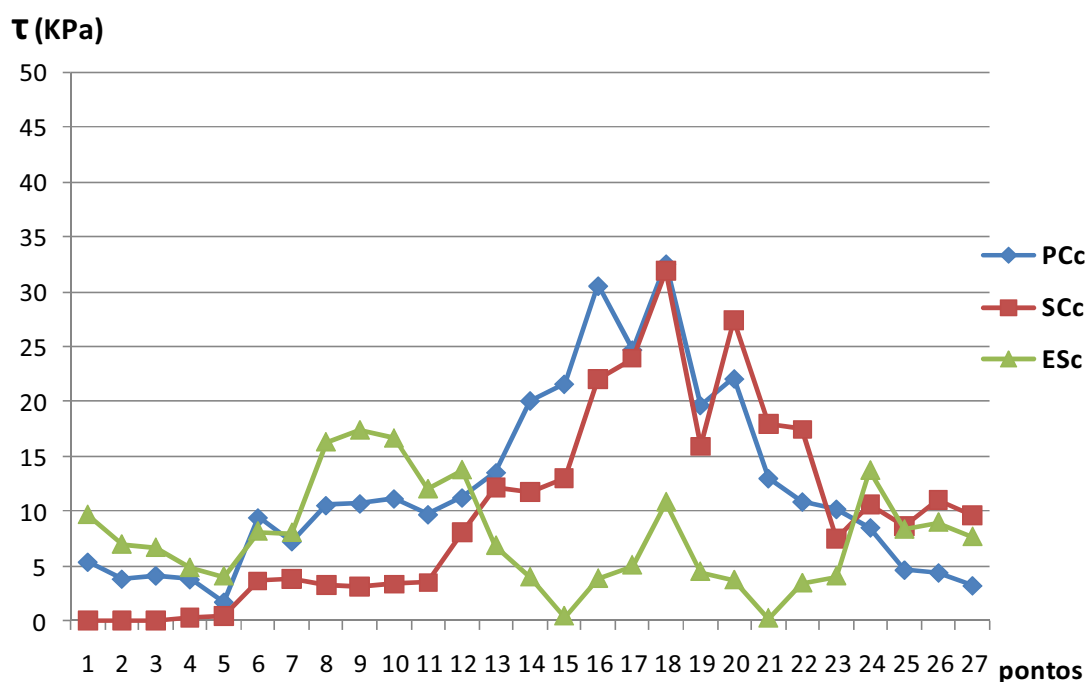


Figura 21: Gráfico da média dos valores de tensão cisalhante (τ) dos 12 pontos nos grupos PC, SC e ES submetidos ao carregamento central (c).

Tabela 10: Área dos gráficos - c; Área normalizadas - c.

Áreas comparativas grupo "c"			Áreas normalizadas grupo "c"		
PCc	SCc	ESc	PCc	SCc	ESc
323,25	265,55	201,33	1,60 (60,55%)	1,31 (31,89%)	1,00 (0%)

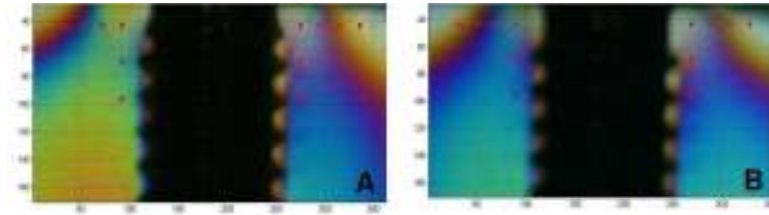


Figura 22: imagens representativas dos grupos PCc zoom (A); SCc zoom (B).

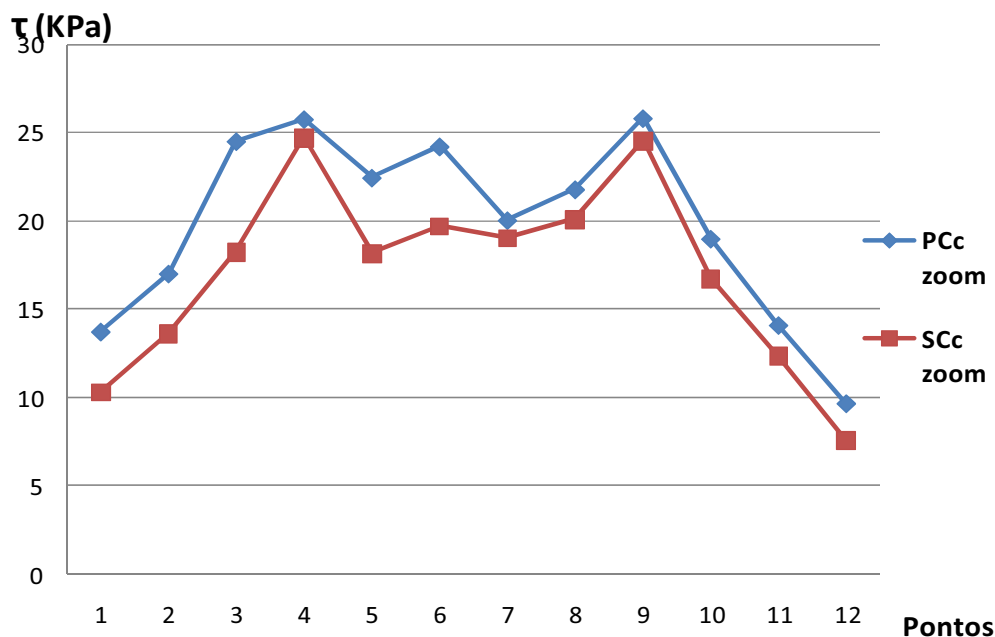


Figura 23: Gráfico da média dos valores de tensão cisalhante (τ) dos 12 pontos na região de crista óssea dos implantes 2PM dos grupos PC, SC e ES submetidos ao carregamento central (c).

A tabela 12 mostra os resultados das áreas dos gráficos sob a curva de tensão para os grupos analisados no carregamento tipo “c” em 12 pontos na região de crista óssea do implante 2PM. O grupo ESc não foi analisado na região de crista óssea devido aos baixos valores de tensão no implante 2PM, descartando a necessidade de comparação entre os outros grupos. Os valores mostrados na tabela 12 são normalizados pelo grupo que obteve menor valor de área do gráfico (SCc zoom = 196,2). É possível observar que o grupo PCc zoom apresentou níveis 15,3 maiores que o grupo SCc zoom.

Tabela 11: Valores médios de tensão cisalhante (τ) (KPa) para os grupos PCc zoom e SCc zoom nos 12 pontos; d.p.(desvio padrão).

pontos	PCc zoom		SCc zoom		PCc x SCc
	Média	d.p.	Media	d.p.	
1	13,73	0,66	10,30	1,22	0,000*
2	17,02	1,34	13,63	1,23	0,000*
3	24,53	1,56	18,25	0,74	0,000*
4	25,79	0,47	24,75	1,16	0,013*
5	22,46	1,68	18,19	0,55	0,000*
6	24,23	1,28	19,72	1,19	0,000*
7	20,04	0,74	19,06	2,07	0,210
8	21,80	0,88	20,12	1,13	0,009*
9	25,83	0,69	24,56	1,08	0,011*
10	18,99	1,58	16,72	2,01	0,037*
11	14,10	1,93	12,36	2,24	0,093
12	9,66	0,68	7,55	2,33	0,017*

(*) $p < 0,05$

Tabela 12: Área dos gráficos – c zoom; Área normalizadas – c zoom.

Áreas comparativas grupo “c” zoom		Áreas normalizadas grupo “c” zoom	
PCc zoom	SCc zoom	PCc zoom	SCc zoom
226,48	196,29	1,15 (15,3%)	1,00 (0%)

d – Comparação entre os grupos

A figura 24 ilustra a comparação entre os grupos nas 3 situações de carregamento por meio do cálculo da área dos gráficos sob a curva de tensão. Observa-se que o grupo PC apresentou maiores valores em todos os carregamentos quando comparados aos outros grupos, e o grupo ES os menores valores.

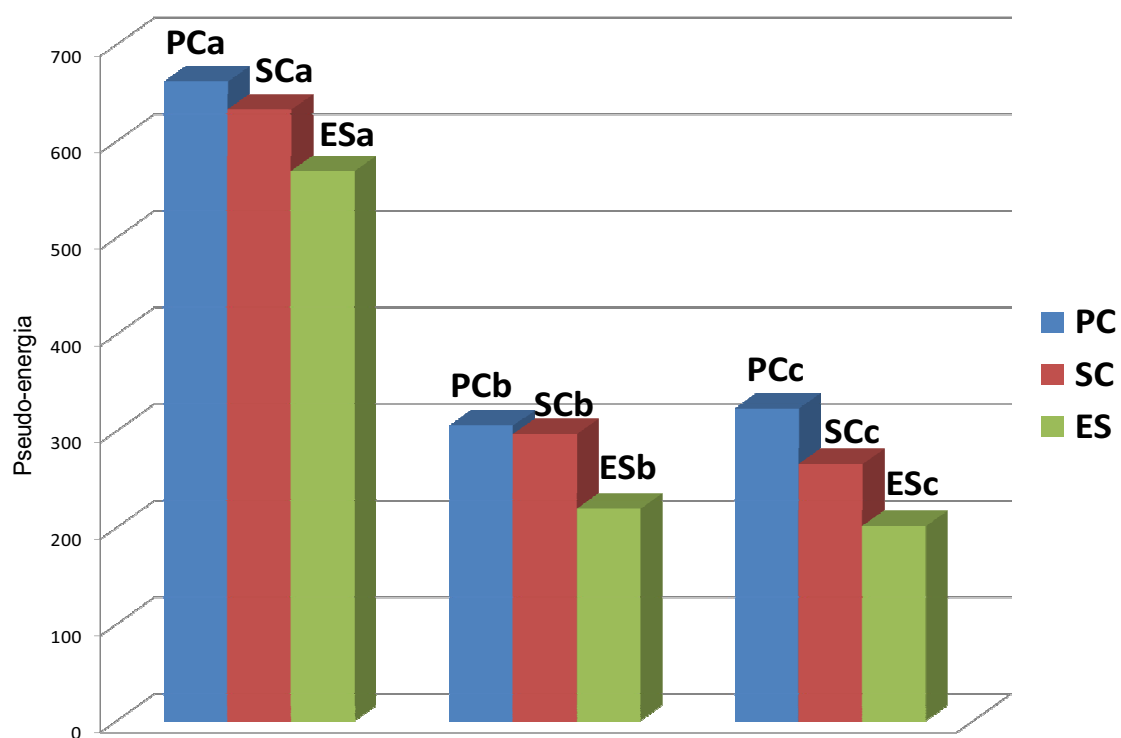


Figura 24: Gráfico comparativo do peso/energia dos grupos PC, SC e ES com os três tipos de carregamento (a, b e c).

A figura 25 ilustra a comparação na região de crista óssea entre os implantes analisados (1M e 2PM) dos grupos nos carregamentos “b” e “c” por meio do cálculo da área dos gráficos sob a curva de tensão. Observa-se que o grupo SC apresentou menores valores nos 2 tipos de carregamento quando comparado ao grupo PC.

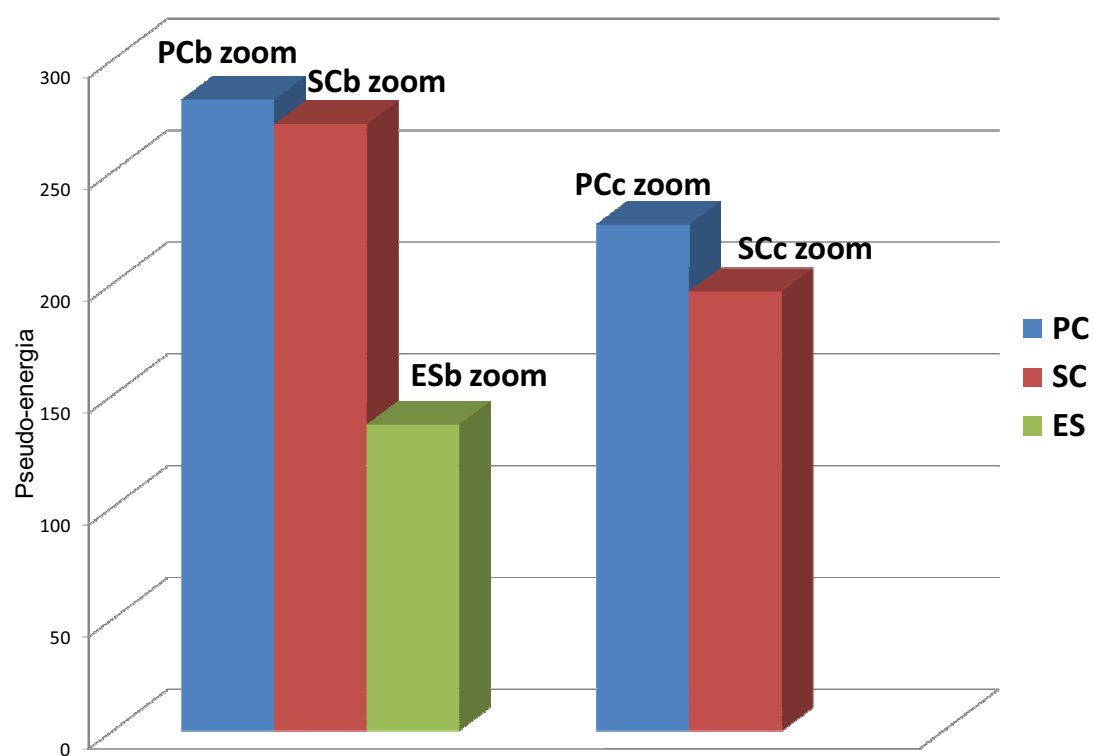


Figura 25: Gráfico comparativo do peso/energia dos grupos PCb zoom, SCb zoom, ESb zoom, PCc zoom e SCc zoom.

6. Discussão

Em reabilitação de áreas edentadas posteriores, alguns autores recomendam a instalação de um implante para cada dente ausente (Bidez & Misch 1992, Rangert, et al. 1995, Nishimura, et al. 1997). No entanto, o número de implantes necessários para suportar uma prótese parcial fixa depende de vários fatores, como volume ósseo disponível e sua densidade, a natureza da dentição antagonista e a localização dos implantes. Alguns autores relatam maior índice de falhas em próteses parciais fixas sobre implantes de menor diâmetro e comprimento (van Steenberghe, 1989; Henry et al., 1993). Porém, há relatos de maiores taxas de falha em implantes de largo diâmetro (Attard & Zarb, 2003; Renouard & Nisand, 2006).

Nesse estudo, optou-se por utilizar um implante para cada dente ausente de 13,0 x 3,75 mm hexágono externo com plataforma de 4,1 mm. Os implantes foram posicionados em linha reta no modelo fotoelástico, pois, de acordo com Itoh, et al. (2004), Arataki, et al. (1998) e Akça & Iplikcioglu (2001), é muito difícil conseguir um desalinhamento significativo dos implantes em virtude da limitação normalmente imposta pela reabsorção óssea. Alguns autores defendem o alinhamento em tripode para melhor equilíbrio mecânico dos implantes (Jemt et al., 1992; English, 1993; Lekholm et al., 1994; Rangert et al., 1995).

Altas taxas de sucesso para próteses parciais fixas são relatadas na literatura em região posterior de mandíbula (Nevins & Langer, 1993; Lekholm et al., 1999). Na reabilitação com implantes adjacentes em áreas com ausências dentárias múltiplas, recomenda-se, na maioria das vezes, a esplintagem das restaurações protéticas fixas, necessária se não houver um implante para cada dente, como também aplicada em coroas unitárias adjacentes para um melhor comportamento biomecânico da prótese (Weinberg 1993, Wright & Yettram 1979, Davidoff 1996, Stegaroiu, et al. 1998; Huang et al., 2005). Neste estudo, observou-se que a esplintagem de implantes adjacentes provoca uma menor concentração de tensão ao redor dos implantes, principalmente em carregamentos excêntricos. Wang, et al. (2002) afirmam que a esplintagem de coroas aumenta os valores de tensão máxima sob carregamento vertical e

horizontal, contradizendo os resultados desse estudo. Ocorre uma suave transmissão de tensão para o dente em contato com o sistema coroas/implante no carregamento em grupo. No carregamento lateral, os níveis de tensão no grupo das coroas esplintadas são menores, principalmente na região mesial da crista óssea do implante 1M, com relação aos outros grupos.

Observa-se que, para o carregamento em grupo (a), o grupo SC apresentou valores 11,23% mais elevados que o grupo ES, e o grupo PC valores 16,32% mais elevados. Contudo, deve ser considerado que ocorrem deformações funcionais da mandíbula, como torção e flexão, sugerindo resultar em concentração de tensões na região dos implantes posteriores com coroas esplintadas, visto que os maiores movimentos acontecem na região do corpo da mandíbula em movimentos iniciais de abertura de boca (Chen, et al. 2000, Al-Sukhun & Kelleway 2007, Marx 1966).

Além disso, uma união de coroas em uma estrutura que não apresente passividade de assentamento pode acarretar sobrecarga nos implantes e, conseqüentemente, no osso circundante (McGlumphy, et al. 1998; Natali et al., 2006). Uma maneira de evitar esse problema que compromete a osseointegração é a separação das coroas, individualizando as restaurações sobre implantes, uma vez que o uso de restaurações implanto-suportadas isoladas pode diminuir o custo e simplificar procedimentos laboratoriais, facilitando a obtenção de estruturas que possam apresentar um assentamento passivo sobre as conexões protéticas (Becker et al., 2000; Naert, et al. 2002; Guichet, et al. 2002).

As restaurações separadas por pontos ou superfícies de contato nesse estudo apresentaram, em uma abordagem qualitativa, grande semelhança na distribuição de tensão ao redor dos implantes no carregamento “a” quando comparadas às coroas esplintadas. Grossmann, et al. (2005) complementam o fato de que, quando dentes anteriores saudáveis e caninos periodontalmente íntegros estão presentes, os caninos desocluem os implantes posteriores imediatamente em movimentos laterais e o paciente possui estabilidade oclusal vertical, a esplintagem dos implantes posteriores pode ser desnecessária, visto que a higienização nesse tipo de restauração é dificultada. A separação das coroas pode ser benéfica para se evitar doenças periimplantares, melhorando o

contorno interproximal, e evitar concentração de tensões durante a flexão mandibular (van Steenberghe et al., 1990; English, 1993).

No entanto, em carregamentos excêntricos a separação das coroas pode acarretar em maior sobrecarga nos implantes que sofrem o contato prematuro. Analisando a região crítica ao redor dos implantes (zoom), os implantes do grupo SCb e SCc apresentaram redução na concentração de tensão em todos os pontos na região de crista óssea, 8% e 15,3% respectivamente, quando comparado com o grupo PCb e PCc. Esses resultados contradizem a idéia de que quanto maior a espessura do contato interproximal maior é a concentração de tensão na crista ao longo de implantes com coroas separadas (Guichet, et al. 2002). Apesar de simplificar os procedimentos laboratoriais, deve-se ter em mente que ajustar contatos interproximais em coroas unitárias sobre implantes é difícil. Existe deficiência em estudos que indiquem o diâmetro ideal dos contatos interproximais entre implantes, pois no estudo de Guichet et al. (2002), apesar de haver uma avaliação da espessura do contato interproximal, há inserção de tiras metálicas. Logo, houve uma situação de tensão entre as coroas, não sendo uma condição de passividade similar para os diferentes diâmetros do contato.

Segundo Misch (2004), as forças de mordida, que são representadas pelo carregamento “a”, ocorrem em média 9 min/dia. Devido à semelhança nos níveis de tensão entre os grupos PCa, SCa e ESa, sugere-se que as coroas possam ser separadas em condições ideais de oclusão, ou seja, ausência de hábitos parafuncionais, dimensão vertical e guia canina preservadas e presença de paralelismo entre os implantes. No entanto, os contatos fora do longo eixo do implante (representado pelo carregamento “b”) podem reduzir a resistência do osso (Misch & Bidez 1994). Os resultados do grupo PC e SC mostraram maior concentração de tensão nos implantes que sofrem o contato lateral comparados com o grupo ES. Deve-se considerar que os valores médios de tensão cisalhante nos pontos ao redor do implante 1M (pontos 21 a 27) foram menores no grupo SCb e na maioria dos outros pontos do modelo estatisticamente diferentes do mesmo grupo (pontos 1, 7, 8, 11, 12 e 17) apresentou valores baixos de tensão, porém mais altos quando comparados ao grupo PCb. A partir desses dados, pode

ser sugerido que coroas separadas por superfície de contato transferem tensões de uma maneira mais homogênea se comparadas às coroas separadas por pontos de contato.

Visto que os valores de tensão cisalhante (τ) mais altos dos grupos PCb zoom (30,6 KPa) e SCb (28,8 KPa) são próximos aos valores máximos dos grupos PCc (25,8 KPa) e SCc (24,7 KPa), pode-se indicar que o nível de tensão ao redor dos implantes carregados é semelhante. A instalação de implantes unitários em região posterior de mandíbula possui alto índice de sucesso (Naert, et al. 2002, Salinas & Eckert 2007, Theoharidou, et al. 2008). Como os grupos PCc e SCc possuem comportamentos semelhantes a implantes unitários e os níveis de tensão mais altos encontrados nesse estudo estão dentro da faixa de resistência do osso cortical a forças de cisalhamento – 68 MPa (Reilly & Burstein 1975), sugere-se que a separação das coroas pode não causar deformação patológica no osso de suporte. Neste trabalho observou-se que as coroas separadas por superfície de contato apresentaram menores níveis médios de tensão cisalhante na região de crista óssea no grupo SCb e SCc e na maioria dos pontos do grupo SCc (1-19 e 23) quando comparadas com as coroas separadas por ponto de contato (PCc).

A real importância desta discussão é que a perda óssea se mantenha nos limites sugeridos por Albrektsson et al. (1986) de 0,2mm por ano subsequente a instalação da prótese, pois são valores clinicamente viáveis, com os quais a Implantodontia convive há quarenta anos. No entanto, são relatadas duas possíveis causas para perda de crista óssea além desses limites observada ao redor dos implantes osseointegrados: infecção tecidual local causada por bactérias da cavidade oral, colonizando a interface pilar/implante e/ou tensões biomecânicas agindo na crista óssea ao redor dos implantes causando microfraturas locais e subsequente reabsorção do osso circundante (Adell et al, 1981).

Considerando os níveis de tensão obtidos no grupo PC e SC, sugere-se que coroas não-esplintadas possam não ser prejudiciais à resistência do limite fisiológico do osso. De acordo com os resultados e limitações desse estudo, coroas separadas por uma maior superfície de contato apresentam vantagens

com relação às coroas separadas por ponto de contato, pois a distribuição de tensão no sistema é menor e mais homogênea. Em condições ideais de oclusão, existe semelhança qualitativa entre os grupos (PCa x SCa x ESa), sugerindo que a separação de coroas sobre implantes possa ser realizada com ausência de reabsorção óssea patológica.

Para permitir a viabilização da análise, os modelos utilizados neste estudo consideraram algumas condições simplificadoras como a adaptação das condições clínicas para minimização dos erros inerentes ao procedimento de carregamento e confecção do modelo fotoelástico. Além disso, o estabelecimento de uma perfeita osseointegração, ou 100% de contato osso/implante, não condiz exatamente com a possibilidade clínica real (Cochran 2000). As limitações inerentes à técnica da fotoelasticidade de transmissão plana devem ser consideradas, como a utilização de um modelo bidimensional. Entretanto, o método utilizado nesse estudo foi corretamente indicado devido à geometria e carregamentos complexos presentes nos modelos. E, de acordo com Dally e Rile (2005), a técnica fotoelástica possui vantagens sobre outros métodos por permitir análise ótica de campo contínuo, rápida análise qualitativa, e por ser uma técnica mais próxima da realidade, visto que é um método experimental que utiliza estruturas em tamanhos reais.

Portanto, baseado no gradiente de tensões, observa-se que coroas espiantadas apresentam melhor comportamento biomecânico. Entretanto, sugere-se que é possível utilizar uma prótese parcial fixa sobre implantes posteriores com coroas separadas por superfícies de contato em condições ideais de oclusão, visando melhorar a higienização e satisfação para o paciente. Para a complementação desses resultados, é indicada a realização de um estudo clínico, que se encontra em desenvolvimento.

7. Conclusão

- 1) Segundo a avaliação qualitativa, foi observada semelhança na distribuição de tensões ao redor dos implantes dos grupos esplintado, superfície de contato e ponto de contato.
- 2) Foi observado aumento no nível de tensão no grupo com coroas separadas por ponto de contato (16,32%) e por superfície de contato (11,23%) quando comparado ao grupo esplintado, quando aplicado o carregamento em grupo.
- 3) Observou-se aumento no nível de tensão no grupo com coroas separadas por ponto de contato (39,29%) e por superfície de contato (35,26%) quando comparado ao grupo esplintado, quando aplicado o carregamento lateral.
- 4) Foi observado aumento no nível de tensão no grupo com coroas separadas por ponto de contato (60,55%) e por superfície de contato (31,89%) quando comparado ao grupo esplintado, quando aplicado o carregamento central.
- 5) Foi observado aumento no nível de tensão na região de crista óssea no grupo com coroas separadas por ponto de contato no carregamento lateral (8%) e no carregamento central (15,3%), quando comparado ao grupo com coroas separadas por superfície de contato.

Referências*

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**. 1981 Dec;10(6):387-416.
2. Akca K, Iplikcioglu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism. Part II: 3-D finite element stress analysis. **Implant Dent**. 2001;10(4):238-45.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1986 Summer;1(1):11-25.
4. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. **Int J Prosthodont**. 1993 Mar-Apr;6(2):95-105.
5. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2007 May-Jun;22(3):455-66.
6. Arataki T, Adachi Y, Kishi M. Two-dimensional finite element analysis of the influence of bridge design on stress distribution in bone tissues surrounding fixtures of osseointegrated implants in the lower molar region. **Bull Tokyo Dent Coll**. 1998 Aug;39(3):199-209.
7. Araújo, C. A. "Notas de aula – Curso Análise Experimental de Tensões, Módulo II: Fotoelasticidade de Transmissão Plana", Curso de Pós-graduação em Engenharia Mecânica – UFU, Uberlândia/MG. 2006.
8. Attard N, Zarb GA. Implant prosthodontic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. **J Can Dent Assoc**. 2002 Feb;68(2):118-24.
9. Attard NJ, Zarb GA. Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: the Toronto experience. **J Prosthet Dent**. 2003 Apr;89(4):352-9.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

10. Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. **J Prosthet Dent**. 2000 Aug;84(2):210-4.
11. Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Neves FD.. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em diferentes junções pilar/implante. **Robrac**. 2005; **14**: 19-26.
12. Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes-Neto AJ, Gomes VL, Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. **Implant News**. V. 3 No 4 Julho Agosto . 2006. 355-359.
13. Bernardes SR..**Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade** [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia/Faculdade de Odontologia; 2004.
14. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J Oral Implantol**. 1992;18(3):264-74.
15. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2000; 15(1):76-94.
16. Bothe et al., 1940. (*appud* Misch CE. **Dental Implant Prosthetics**. Elsevier Heath Sciences, 1st Ed. 2004; 656pp).
17. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg**. 1969;3(2):81-100.
18. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg Suppl**. 1977;16:1-132.
19. Brunski JB. Biomechanics of oral implants: future research directions. **J Dent Educ**. 1988 Dec;52(12):775-87.
20. Catálogo de Produtos 2008 Neodent®, 2ª Edição, www.neoo.com.br, Curitiba, PR, Brasil.
21. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. **Clin Oral Implants Res**. 2004 Apr;15(2):249-57.
22. Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. **Clin Oral Implants Res**. 2005 Oct;16(5):540-8.

23. Chen DC, Lai YL, Chi LY, Lee SY. Contributing factors of mandibular deformation during mouth opening. **J Dent.** 2000 Nov;28(8):583-8.
24. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. **Clin Oral Implants Res.** 2000;11 Suppl 1:33-58.
25. Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. **J Prosthet Dent.** 2008 Apr;99(4):251-6.
26. Craig RG, Peyton FA. Measurement of Stresses in Fixed-Bridge Restorations Using a Brittle Coating Technique. **J Dent Res.** 1965 Jul-Aug;44:756-62 (*apud* el-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. **J Prosthet Dent.** 1970 Feb;23(2):177-86.)
27. Da Silva MG. **Influência da esplintagem de restaurações protéticas fixas e do número de implantes na distribuição de tensões em mandíbula edentada posterior – análise em elementos finitos.** [Dissertação]. São Paulo; Faculdade de Odontologia da USP; 2005.
28. Dally JW, Riley WF. **Experimental stress analysis.** 4ª Ed, Tokyo: Mc Graw-Hill Kogakusha, Ltda; 672p; 2005.
29. Davidoff SR. A simplified technique for treating mandibular edentulism. **Dent Today.** 1996 Jun;15(6):52, 54-5.
30. Ferreira-Júnior AFG. **Desenvolvimento de um sistema para análise automática do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas.** [dissertação]. São Paulo, Universidade de São Paulo, 2003.
31. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. **Anat Rec.** 1987 Sep;219(1):1-9.
32. Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implant restorations. **J Oral Maxillofac Surg.** 2005 Nov;63(11):1642-52.
33. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000 Mar-Apr;15(2):239-46.
34. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J Prosthet Dent.** 2002 May;87(5):528-35.

35. Henry PJ, Tolman DE, Bolender C. The applicability of osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: three-year results of a prospective multicenter study. **Quintessence Int.** 1993 Feb;24(2):123-9.
36. Huang H-L, Huang J-S, Ko C-C, Hsu J-T, Chang C-H, Chen MYC. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. **Clin Oral Impl Res.** 2005; 16: 466-472.
37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. **J Dent.** 2002 Jan;30(1):41-6.
38. Itoh H, Caputo AA, Kuroe T, Nakahara H. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2004 Feb;24(1):47-55.
39. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1989 Fall;4(3):211-7.
40. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1993;8(6):635-40.
41. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992 Spring;7(1):40-4.
42. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. **Implant Dent.** 1999;8(2):141-51.
43. Kummer BKF. Biomechanics of bone: mechanical properties functional structure, functional adaptation. In Fung YC, Perrone H, Anliker M, editors: **Biomechanics foundations and objectives**, Englewood Cliffs, NJ, 1972, Prentice-Hall
44. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1999; Sep-Oct;14(5):639-45.
45. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a

- prospective 5-year multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994;9(6):627-35.
46. Lekholm U. Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent.** 1983 Jul;50(1):116-20.
 47. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as research technique for analyzing stresses in dental structures. **J Dent Res.** 1955; 34(6): 831-838
 48. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. **J Prosthodont.** 2007; Mar-Apr;16(2):117-22.
 49. Marx H. [Research on the functional elastic deformation of the human mandible]. **Dtsch Zahnarztl Z.** 1966 Aug 1;21(8):937-8.
 50. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am.** 1998 Jan;42(1):71-89.
 51. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. **Compendium.** 1994 Nov;15(11):1330, 32, 34 passim; quiz 44.
 52. Misch CE. **Dental Implant Prosthetics.** Elsevier Heath Sciences, 1st Ed. 2004; 656pp.
 53. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. **Clin Oral Implants Res.** 2002 Aug;13(4):381-9.
 54. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J Prosthet Dent.** 1992 Feb;67(2):236-45.
 55. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. **Dent Mater.** 2006 Apr;22(4):388-95.
 56. Nevins M, Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1993;8(4):428-32.
 57. Nishimura RD, Beumer J, 3rd, Perri GR, Davodi A. Implants in the partially edentulous patient: restorative considerations. **J Calif Dent Assoc.** 1997 Dec;25(12):866-71.

58. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. **J Prosthet Dent.** 2003 May;89(5):495-502.
59. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. **J Prosthet Dent.** 1997 Jul;78(1):34-42.
60. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1989 Fall;4(3):241-7.
61. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1995 May-Jun;10(3):326-34.
62. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. **J Biomech.** 1975;8(6):393-405.
63. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. **Clin Oral Implants Res.** 2006 Oct;17 Suppl 2:35-51.
64. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. **J Prosthet Dent.** 2004 Oct;92(4):328-36.
65. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. **J Dent.** 2002 Sep-Nov;30(7-8):271-82.
66. Salinas TJ, Eckert SE. In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant- as compared to tooth-supported restorations? **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2007;22 Suppl:71-95.
67. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. [Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer]. **SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.** 1976 Jul;86(7):713-27.
68. Schropp L, Isidor F. Timing of implant placement relative to tooth extraction. **J Oral Rehabil.** 2008 Jan;35 Suppl 1:33-43.
69. Simamoto-Júnior, P.C., Barbosa, G.A.S., Soares,C.J., Fernandes-Neto, A.J., das Neves, F.D. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. **Cienc Odontol Braz,** 2005 jan/mar; 8: 39-46.

70. Simamoto-Júnior, PC. **Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações.** [tese] Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas/ Faculdade de Odontologia de Piracicaba, 2008.
71. Skalak R. Osseointegration biomechanics. **J Oral Implantol.** 1986;12(3):350-6.
72. Souza GAA. **Uma metodologia para avaliação do parafuso pilar em implantes dentários usando fotoelasticidade automatizada.** [Dissertação] Uberlândia – Universidade Federal de Uberlândia / Faculdade de Engenharia Mecânica, 2007.
73. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1998 Jan-Feb;13(1):82-90.
74. Tawil G. Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. A case report. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2008 Jan-Feb;23(1):153-7.
75. The Glossary of Prosthodontic Terms, Edition 7. **J Prosthet Dent.** 1999;81(1):39-110.
76. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2008 Jul-Aug;23(4):681-90.
77. Torres EM. **Estudo da correlação da adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por infra-estruturas fundidas em mono-bloco – análise fotoelástica** [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade do Estado de São Paulo/Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2005.
78. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1990 Fall;5(3):272-81.
79. van Steenberghe D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. **J Prosthet Dent.** 1989 Feb;61(2):217-23.
80. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. 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.** 2002 Mar-Apr;17(2):231-7.

81. Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2007;22 Suppl:140-72.
82. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1993;8(1):19-31.
83. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: therapeutic differential loading. **J Oral Implantol**. 2001;27(6):302-10.
84. Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1998 Mar-Apr;13(2):204-11.
85. Zarb GA, Ed. **Proceedings of the Toronto Conference on osseointegration on clinical Dentistry**. St Louis: The CV Mosby CO; 1983.
86. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. **J Prosthet Dent**. 1983 Aug;50(2):271-6.

Anexos

1 - Programa *Fringes* em ambiente Matlab®

```
% PROGRAMA PRINCIPAL

clear all;          % reinicializa tudo para inicio do programa
close all;          % fecha todas as janelas de figuras abertas
clc;                % limpa a janela de comandos

disp('');
disp('=====');
disp('=');
disp('= Universidade Federal de Uberlândia (UFU)');
disp('= Faculdade de Engenharia Mecânica (FEMEC)');
disp('= Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM)');
disp('= Autores: Fernando Lourenço de Souza');
disp('= Gualter Aurélio Alves de Souza');
disp('= Prof. Orientador: Dr.Cleudmar Amaral de Araujo');
disp('=');
disp('=====');

[Rt,Gt,Bt,Nmax,Npixel_set] = tabela; %Geração da Tabela de
Calibração.

% No programa a análise das ordens de franja e direção das tensões
principais pode ser feita ponto a
% ponto ou utilizando um arquivo de dados externo que contém as
coordenadas
% dos pontos de interesse (grade de pontos)ou utilizando uma grade de
% pontos gerada pelo proprio programa.

disp(' ');disp(' ');
disp('SELECIONE O MODELO PARA ANÁLISE ');
disp(' ');disp(' ');disp(' ');
disp('Qual a forma de análise dos parametros fotoelásticos? ');
disp(' ');disp(' ');disp(' ');
disp('Se for com GRADE DE PONTOS com arquivo externo digite : 1');
disp(' ');disp(' ');disp(' ');
disp('Se for com GRADE DE PONTOS gerada pelo programa digite : 2');
disp(' ');disp(' ');disp(' ');
disp('Se for análise ponto a ponto digite : 3');
disp(' ');disp(' ');disp(' ');disp(' ');disp(' ');disp(' ');
disp(' ');
opcmodel = input('ENTRE COM A SUA OPÇÃO : ');

if opcmodel == 1

    % Obs.: O sistema de coord. x,y da tela é no canto inferior
    esquerdo da imagem.
    % A sintaxe do arquivo de dados externo será:
    %
    % 0,0,dimensão x do modelo (horizontal,mm), dimensão y do modelo
    (vertical,mm), número de pontos
```

```

    % 0,0,constante ótica (N/mm fr),espessura do modelo (mm)
    % pontos,coord. x do ponto,coord. x do ponto,ord. franja minima,
ord. franja maxima

    % Leitura do arquivo de dados dos pontos da grade. O nome do
arquivo deve ser (grade.dat)

    load gradefi.dat
    nppt=gradefi(1,1);

    % clc;
    % disp('Em uma etapa prévia é preciso utilizar um disco sob
compressão para calibrar a função que determina');
    % disp('a direção das tensões principais. Para efetuar a
calibração execute o programa sem calibrar (opcao 2)');
    % disp('utilizando uma grade de pontos nos diâmetros horizontal e
vertical do disco sob compressão. Montar um arquivo');
    % disp('externo chamado (rgb.dat)utilizando os parametros r,g,b
obtidos do disco e da barra. Estes parametros são');
    % disp('salvos no arquivo (tabelaresultados.xls). A sintaxe do
arquivo rgb.dat é: ');
    % disp('número do ponto,r,g,b,Rtj,Gtj,Btj')
    %
    % disp(' ');disp(' ');disp(' ');
    % calib = input('ENTRE COM A SUA OPÇÃO. PARA CALIBRAR DIGITE (1)
OU PROCESSO DE CALIBRAÇÃO EFETUADO DIGITE (2)');
    % if calib == 1
    % Cálculo das direções das tensões principais nos pontos
selecionados.
    % Inicialmente deve-se calibrar a função numérica de cálculo de
Fi, devido
    % a qualidade das imagens e possíveis erros de montagem
experimental. Os
    % ajustes são feitos no valor da integral que leva em
consideração os
    % parametros espectrais e depois no valor da função. Para o
processo de
    % calibração deve-se utilizar um DISCO SOB COMPRESSÃO COM ORDENS
DE FRANJA
    % MÁXIMAS NOS DIÂMETROS HORIZONTAL E VERTICAL IGUAL AO VALOR
MÁXIMO DA ORDEM
    % DE FRANJA OBTIDA NA TABELA DE CALIBRAÇÃO. Nestes pontos, a
direção das tensões
    % principais é zero graus se os dados foram obtidos com
polarização a zero
    % graus. É necessário os valores de R,G,B do modelo do disco em
pontos
    % definidos ao longo dos diâmetros horizontal e vertical e os
respectivos
    % valores R,G,B da tabela de calibração nestes pontos. Por isso,
deve-se
    % rodar o programa utilizando este modelo e adquirir tais valores
    % (variáveis r,g,b e Rtj,Gtj,Btj). Estes resultados encontram-se
em uma
    % tabela Excel denominada de (Tabelaresultados.xls). Estes
resultados serão
    % armazenados em um arquivo de dados externo denominado de
(rgb.dat) de

```

```

% acordo com a seguinte sintaxe:
%
% número do ponto, r, g, b, Rtj, Gtj, Btj

[valid, valf, Ep, np, raux, gaux, baux, Er, Eg, Eb, Gcalt, desl] =
calibrafi(Rt, Gt, Bt, gradefi, nppt, Nmax, Npixel_set); %Calibração da
integral

load grade.dat
K=grade(2,2);
b1=grade(2,3);
npt=grade(1,4);

[r, g, b] = modelogr(grade, npt); % Determinação dos valores R, G, B
do modelo nos pontos selecionados na grade

%desl=0;Gcalt=0;
%raux=16;gaux=16;baux=16;
% Determinação dos parametros fotoelasticos

[fil, fi2, ofr]=parametros(r, g, b, Rt, Gt, Bt, grade, npt, Nmax, Npixel_set, desl
, Gcalt, valid, valf, np, Ep, Er, Eg, Eb, raux, gaux, baux)

% Saída dos resultados finais

clc;
disp(' Os RESULTADOS FINAIS SERÃO SALVOS EM UM ARQUIVO EXCEL
DENOMINADO (TABELARESULTADOS1.XLS) ');
disp(' ')
disp(' Dados salvos: ponto, ordem de franja, tensão cisalhante e
as direções das tensões principais')
disp(' ')
disp(' Aguarde até a conclusão ...')
disp(' ');

TabRes = fix(10*rand(npt,7)); %criando a matriz TabRes

for i=1:npt

    tcis(i) = 1000*((K*ofr(i))/(2*b1)); %Cálculo da tensão
    cisalhante

    % Salvando os valores do ponto na matriz TabRes

    TabRes(i,1)=i;
    TabRes(i,2)=ofr(i);
    TabRes(i,3)=tcis(i);
    TabRes(i,4)=fil(i,1);
    TabRes(i,5)=fil(i,2);
    TabRes(i,6)=fi2(i,1);
    TabRes(i,7)=fi2(i,2);
end
Resultados=xlswrite('tabelaresultados1.xls', TabRes);
disp(' Arquivo tabelaresultados1.xls concluido')

```

```

disp(' ')

else
    if opcmodel == 2

        %monta a grade dos pontos para calibração

        clc;disp(' ');disp(' ');
        disp(' ');disp(' ');
        pt = input('Entre com o número de pontos da grade (por
diâmetro): ');
        clc;disp(' ');disp(' ');disp(' ');disp(' ');
        disp('ATENÇÃO: Sistema de referencia na imagem é no canto
superior esquerdo ');

        [gradegc,nptt] = montagradecal(pt);
        gradefi=gradegc;

        [vali,valf,Ep,np,raux,gaux,baux,Er,Eg,Eb,Gcalt,desl] =
calibrafi(Rt,Gt,Bt,gradefi,nptt,Nmax,Npixel_set); %Calibração da
integral

        clc;disp(' ');disp(' ');
        dimx = input('Entre com a dimensão horizontal(x) do modelo ou
da região de interesse : '); % em mm
        disp(' ');disp(' ');
        dimy = input('Entre com a dimensão vertical(y) do modelo ou da
região de interesse : '); % em mm
        disp(' ');disp(' ');
        ptx = input('Entre com o número de pontos da grade na direção x
: ');
        disp(' ');disp(' ');
        pty = input('Entre com o número de pontos da grade na direção y
: ');
        clc;
        disp('Sistema de referencia na imagem é no canto superior
esquerdo ');
        disp(' ');disp(' ');
        xisi = input('Entre com a abscissa do primeiro ponto da grade
(ponto 1) : ');
        disp(' ');disp(' ');
        ypsi = input('Entre com a ordenada do primeiro ponto da grade
(ponto 1) : ');
        disp(' ');disp(' ');
        K = input('Entre com a constante ótica do material (N/mm fr):
');
        disp(' ');disp(' ');
        bl = input('Entre com a espessura do modelo (mm): ');

        %monta a grade dos pontos
        [gradeg,nptt] = montagrade(dimx,dimy,ptx,pty,K,bl,xisi,ypsi);
        %gradefi=gradeg;
        npt=nptt;

        %Análise do modelo baseado na grade de pontos

```

```

        grade=gradeg;
        [r,g,b] = modelogr(grade,npt); % Determinação dos valores R,G,B
do modelo nos pontos selecionados na grade

[fi1,fi2,ofr]=parametros(r,g,b,Rt,Gt,Bt,grade,npt,Nmax,Npixel_set,desl
,Gcalt,valid,validf,np,Ep,Er,Eg,Eb,raux,gaux,baux)

% Saída dos resultados finais

clc;
disp('    Os RESULTADOS FINAIS SERÃO SALVOS EM UM ARQUIVO EXCEL
DENOMINADO (TABELARESULTADOS2.XLS)');
disp('    ')
disp('    Dados salvos: ponto, ordem de franja, tensão
cisalhante e as direções das tensões principais')
disp('    ')
disp('    Aguarde até a conclusão ...')
disp('    ');

TabRes = fix(10*rand(npt,7));

for i=1:npt

    tcis(i) = 1000*((K*ofr(i))/(2*b1));    %Cálculo da tensão
cisalhante

    % Salvando os valores do ponto na matriz TabRes

    TabRes(i,1)=i;
    TabRes(i,2)=ofr(i);
    TabRes(i,3)=tcis(i);
    TabRes(i,4)=fi1(i,1);
    TabRes(i,5)=fi1(i,2);
    TabRes(i,6)=fi2(i,1);
    TabRes(i,7)=fi2(i,2);
end
Resultados=xlswrite('tabelaresultados2.xls', TabRes);
disp('    ')
disp('    Arquivo TABELARESULTADOS2.XLS concluido')
disp('    ');

else
    if opcmodel == 3

        load gradefi.dat
        nppt=gradefi(1,1);

        [valid,validf,Ep,np,raux,gaux,baux,Er,Eg,Eb,Gcalt,desl] =
calibrafi(Rt,Gt,Bt,gradefi,nppt,Nmax,Npixel_set); %Calibração da
integral

        clc;

```

```

        Npm = input('Entre com o numero de pontos a serem analisados no
modelo : ');
        disp(' ');disp(' ');
        K = input('Entre com a constante ótica do material (N/mm fr):
');
        disp(' ');disp(' ');
        b1 = input('Entre com a espessura do modelo (mm): ');

disp('_____');
disp(' ');
        disp('Verifique na imagem os valores das ordens de franja
inteiras nos respectivos pontos ');
        disp(' ');
        disp('ou anote em separado os valores das ordens de franja de
cada ponto para uso posterior ');

disp('_____');
disp(' ');

        %trabalha com a imagem do modelo baseado em pontos selecionados
na tela
        [r,g,b] = modelo(Npm);
        npt=Npm;
        li=1;

        for i=1:Npm,
            clc;
            minord = input('Entre com a menor ordem de franja inteira no
ponto de interesse = ');
            disp(' ');disp(' ');
            maxord = input('Entre com a maior ordem de franja inteira no
ponto de interesse = ');
            disp(' ');disp(' ');

            ra = r(i);
            ga = g(i);
            ba = b(i);

            [franja,jmenorp] =
ordemfranja(ra,ga,ba,Rt,Gt,Bt,Nmax,Npixel_set,minord,maxord);
            %Função que determina a ordem de franja no ponto
selecionado.

            jmenorp=jmenorp+1; %Ajuste dos valores de Rt,Gt,Bt corretos
na tabela

            ofr(i)=franja;

            Rtj(i)=Rt(jmenorp);
            Gtj(i)=Gt(jmenorp);
            Btj(i)=Bt(jmenorp);

            % Montagem dos parametros R,G,B do modelo e da tabela de
calibração para
            % determinação da direção das tensoes principais

            aux=[Rtj(i),Gtj(i),Btj(i)];

```

```

        auxm=[ra,ga,ba];

        [fi1,fi2,soluf] =
direcao(auxm,auxt,desl,Gcalt,li,valid,alf,np,Ep,Er,Eg,Eb,raux,gaux,bau
x); % Calculo da dir. das tensoes principais

        %
[auxfil,auxfi2,fi1,fi2,ofr]=parametros2(i,Npm,ra,ga,ba,Rt,Gt,Bt,npt,Nm
ax,Npixel_set,K,b1,minord,maxord,desl,Gcalt,li,valid,alf,np,Ep,Er,Eg,E
b,raux,gaux,baux)
        % Determinação dos parametros fotoelasticos
        auxfila(i,1)=fi1(1,1);
        auxfila(i,2)=fi1(1,2);
        auxfi2a(i,1)=fi2(1,1);
        auxfi2a(i,2)=fi2(1,2);
    end
    fi1=auxfila;
    fi2=auxfi2a;

        % Saída dos resultados finais

        clc;
        disp('    Os RESULTADOS FINAIS SERÃO SALVOS EM UM ARQUIVO EXCEL
DENOMINADO (TABELARESULTADOS3.XLS)');
        disp('    ')
        disp(' Dados salvos: ponto, ordem de franja, tensão cisalhante
e as direções das tensões principais');
        disp('    ')
        disp('    Aguarde até a conclusão ...');
        disp('    ');

        TabRes = fix(10*rand(npt,7));

        for i=1:npt,

            tcis(i) = 1000*((K*ofr(i))/(2*b1));    %Cálculo da tensão
cisalhante

            % Salvando os valores do ponto na matriz TabRes

            TabRes(i,1)=i;
            TabRes(i,2)=ofr(i);
            TabRes(i,3)=tcis(i);
            TabRes(i,4)=fi1(i,1);
            TabRes(i,5)=fi1(i,2);
            TabRes(i,6)=fi2(i,1);
            TabRes(i,7)=fi2(i,2);
        end

        Resultados=xlswrite('tabelaresultados3.xls', TabRes);
        disp('    ')
        disp(' Arquivo TABELARESULTADOS3.XLS concluido')
        disp('    ');
    else
        disp('ESCOLHA CORRETAMENTE SUA OPÇÃO DE ANÁLISE...');
    end
end
end

```

```
end
```

```
disp('Fim do programa');  
%close all;
```

2 – Programa em ambiente Matlab® para cálculo da “pseudo-energia” dos grupos PCa, SCa, ESa, PCb, SCb, ESb, PCc, SCc e ESc.

```
% Carrega os arquivos de dados  
% Calcula a area sob a curva e determina um peso  
%  
% Universidade Federal de Uberlândia - UFU  
% Faculdade de Engenharia Mecânica - FEMEC  
% Laboratório de Projetos Mecânicos - LPM  
% Prof. Cleudmar A. Araujo / Sergio  
  
%icarga=1 : Carregamento axial  
%icarga=2 : Carregamento deslocado  
  
clc;clear;  
%disp('Leitura dos arquivos de dados');  
  
%icarga=1;  
  
%for kk=1:2,  
%    if icarga==1  
        load -ascii 1a.dat  
        load -ascii 1b.dat  
        load -ascii 1c.dat  
        load -ascii 2a.dat  
        load -ascii 2b.dat  
        load -ascii 2c.dat  
        load -ascii 3a.dat  
        load -ascii 3b.dat  
        load -ascii 3c.dat  
  
        %nt=input('Entre com o numero total de pontos de cada amostra:');  
        %disp('Para avaliar somente a crista utiliza-se os 9 primeiros pontos  
        de cada amostra para carga tipo 1:');  
  
        n=input('Entre com o numero de pontos de cada amostra (linhas):');  
  
        m=input('Entre com o numero de amostras (colunas):');  
  
        %if n < nt  
        %    ij=nt-n;  
        %else  
        %    ij=0;  
        %end  
  
        ij=0;  
        k=1;
```

```

%Montar dados em forma matricial
for j=1:m,
    for i=1:n,
        monta1a(i,j)=X1a(k);
        monta1b(i,j)=X1b(k);
        monta1c(i,j)=X1c(k);
        monta2a(i,j)=X2a(k);
        monta2b(i,j)=X2b(k);
        monta2c(i,j)=X2c(k);
        monta3a(i,j)=X3a(k);
        monta3b(i,j)=X3b(k);
        monta3c(i,j)=X3c(k);
        k=k+1;
    end
    k=k+ij;
end
for i=1:n,
    s1=0; s2=0; s3=0; s4=0; s5=0; s6=0; s7=0; s8=0; s9=0;
% Soma valores das linhas relativa a cada ponto das amostras
    for j=1:m,
        s1=monta1a(i,j)+s1;
        s2=monta1b(i,j)+s2;
        s3=monta1c(i,j)+s3;
        s4=monta2a(i,j)+s4;
        s5=monta2b(i,j)+s5;
        s6=monta2c(i,j)+s6;
        s7=monta3a(i,j)+s7;
        s8=monta3b(i,j)+s8;
        s9=monta3c(i,j)+s9;
    end
% Calcula os valores medios para as amostras
    tm1a(i)=s1/m;
    tm1b(i)=s2/m;
    tm1c(i)=s3/m;
    tm2a(i)=s4/m;
    tm2b(i)=s5/m;
    tm2c(i)=s6/m;
    tm3a(i)=s7/m;
    tm3b(i)=s8/m;
    tm3c(i)=s9/m;
end
%Calculo das areas individuais utilizando a regra de trapezio
x=1:1:n;
a1a=trapz(x,monta1a);
a1b=trapz(x,monta1b);
a1c=trapz(x,monta1c);
a2a=trapz(x,monta2a);
a2b=trapz(x,monta2b);
a2c=trapz(x,monta2c);
a3a=trapz(x,monta3a);
a3b=trapz(x,monta3b);
a3c=trapz(x,monta3c);

%Calculo da area media
alam=trapz(x,tm1a);
albm=trapz(x,tm1b);
alcm=trapz(x,tm1c);
a2am=trapz(x,tm2a);
a2bm=trapz(x,tm2b);

```

```

a2cm=trapz(x,tm2c);
a3am=trapz(x,tm3a);
a3bm=trapz(x,tm3b);
a3cm=trapz(x,tm3c);

matrizpeso=[a1a',a2a',a3a',a1b',a2b',a3b',a1c',a2c',a3c']

matrizpesomedia=[a1am',a2am',a3am',a1bm',a2bm',a3bm',a1cm',a2cm',a3cm'
]

matrizpesomax=[max(a1a'),max(a2a'),max(a3a'),max(a1b'),max(a2b'),max(a
3b'),max(a1c'),max(a2c'),max(a3c')]

matrizpesomin=[min(a1a'),min(a2a'),min(a3a'),min(a1b'),min(a2b'),min(a
3b'),min(a1c'),min(a2c'),min(a3c')]

%erro em torno da media

erro=((matrizpesomax-matrizpesomin)./matrizpesomedia)*100

%Calculo dos pesos individuais e Calculo do peso final
% phextfi=sum(ahext)/m;
% phintfi=sum(ahint)/m;
% pconmofi=sum(aconmo)/m;
% psconxfi=sum(asconx)/m;

% Normalizacao dos pesos segundo o criterio definido - axial
utilizando o
% valor minimo dos pesos como referencia

%aux=[phextfi,phintfi,pconmofi,psconxfi];
%phextfin=phextfi/min(aux)
%phintfin=phintfi/min(aux)
%pconmofin=pconmofi/min(aux)
%psconxtfin=psconxfi/min(aux)

%pesosfinais=[phextfin,phintfin,pconmofin,psconxtfin]

% Normalizacao dos pesos segundo o criterio definido - deslocada

%auxf=[phextfif,phintfif,pconmofif,psconxfif];
%phextfifn=phextfif/min(auxf);
%phintfifn=phintfif/min(auxf);
%pconmofifn=pconmofif/min(auxf);
%psconxtfifn=psconxfif/min(auxf);

%pesosfinaisf=[phextfifn,phintfifn,pconmofifn,psconxtfifn]

```

3 – Programa em ambiente Matlab® para cálculo da “pseudo-energia” dos grupos PCb zoom, SCb zoom, ESb zoom, PCc zoom e SCc zoom.

```
% Carrega os arquivos de dados
% Calcula a area sob a curva e determina um peso
%
% Universidade Federal de Uberlândia - UFU
% Faculdade de Engenharia Mecânica - FEMEC
% Laboratório de Projetos Mecânicos - LPM
% Prof. Cleudmar A. Araujo / Sergio

%icarga=1 : Carregamento axial
%icarga=2 : Carregamento deslocado

clc;clear;
%disp('Leitura dos arquivos de dados');

%icarga=1;

%for kk=1:2,
%    if icarga==1
%        load -ascii 1bzoom.dat
%        load -ascii 2bzoom.dat
%        load -ascii 3bzoom.dat
%        load -ascii 1czoom.dat
%        load -ascii 2czoom.dat

%nt=input('Entre com o numero total de pontos de cada amostra:');
%disp('Para avaliar somente a crista utiliza-se os 9 primeiros pontos
de cada amostra para carga tipo 1:');

n=input('Entre com o numero de pontos de cada amostra (linhas):');

m=input('Entre com o numero de amostras (colunas):');

%if n < nt
%    ij=nt-n;
%else
%    ij=0;
%end

ij=0;
k=1;
%Montar dados em forma matricial
for j=1:m,
    for i=1:n,
        monta1bzoom(i,j)=X1bzoom(k);
        monta2bzoom(i,j)=X2bzoom(k);
        monta3bzoom(i,j)=X3bzoom(k);
        monta1czoom(i,j)=X1czoom(k);
        monta2czoom(i,j)=X2czoom(k);
        k=k+1;
    end
end
```

```

        end
        k=k+ij;
    end
    for i=1:n,
        s1=0; s2=0; s3=0; s4=0; s5=0;
% Soma valores das linhas relativa a cada ponto das amostras
        for j=1:m,
            s1=monta1bzoom(i,j)+s1;
            s2=monta2bzoom(i,j)+s2;
            s3=monta3bzoom(i,j)+s3;
            s4=monta1czoom(i,j)+s4;
            s5=monta2czoom(i,j)+s5;
        end
% Calcula os valores medios para as amostras
        tm1bzoom(i)=s1/m;
        tm2bzoom(i)=s2/m;
        tm3bzoom(i)=s3/m;
        tm1czoom(i)=s4/m;
        tm2czoom(i)=s5/m;
    end
%Calculo das areas individuais utilizando a regra de trapezio
    x=1:1:n;
    albzoom=trapz(x,monta1bzoom);
    a2bzoom=trapz(x,monta2bzoom);
    a3bzoom=trapz(x,monta3bzoom);
    alczoom=trapz(x,monta1czoom);
    a2czoom=trapz(x,monta2czoom);

%Calculo da area media
    albzoomm=trapz(x,tm1bzoom);
    a2bzoomm=trapz(x,tm2bzoom);
    a3bzoomm=trapz(x,tm3bzoom);
    alczoomm=trapz(x,tm1czoom);
    a2czoomm=trapz(x,tm2czoom);

    matrizpeso=[albzoom',a2bzoom',a3bzoom',alczoom',a2czoom']

    matrizpesomedia=[albzoomm',a2bzoomm',a3bzoomm',alczoomm',a2czoomm']

    matrizpesomax=[max(albzoom'),max(a2bzoom'),max(a3bzoom'),max(alczoom')
    ,max(a2czoom')]

    matrizpesomin=[min(albzoom'),min(a2bzoom'),min(a3bzoom'),min(alczoom')
    ,min(a2czoom')]

%erro em torno da media

    erro=((matrizpesomax-matrizpesomin)./matrizpesomedia)*100

```

```

        %Calculo dos pesos individuais e Calculo do peso final
%   phextfi=sum(ahext)/m;
%   phintfi=sum(ahint)/m;
%   pconmofi=sum(aconmo)/m;
%   psconxfi=sum(asconx)/m;

% Normalizacao dos pesos segundo o criterio definido - axial
utilizando o
% valor minimo dos pesos como referencia

%aux=[phextfi,phintfi,pconmofi,psconxfi];
%phextfin=phextfi/min(aux)
%phintfin=phintfi/min(aux)
%pconmofin=pconmofi/min(aux)
%psconxtfin=psconxfi/min(aux)

%pesosfinais=[phextfin,phintfin,pconmofin,psconxtfin]

% Normalizacao dos pesos segundo o criterio definido - deslocada

%auxf=[phextfif,phintfif,pconmofif,psconxfif];
%phextfifn=phextfif/min(auxf);
%phintfifn=phintfif/min(auxf);
%pconmofifn=pconmofif/min(auxf);
%psconxtfifn=psconxfif/min(auxf);

%pesosfinaisf=[phextfifn,phintfifn,pconmofifn,psconxtfifn]

```