

Mário Serra Ferreira

**Análise Fotoelástica em Modelos com Implantes  
Distais Angulados em uma Reabilitação tipo Protocolo.**

Dissertação apresentada à  
Faculdade de Odontologia da  
Universidade Federal de Uberlândia,  
para obtenção do Título de Mestre  
na Área de Clínica Odontológica  
Integrada.

Uberlândia, 2012

Mário Serra Ferreira

**Análise Fotoelástica em Modelos com Implantes  
Distais Angulados em uma Reabilitação tipo Protocolo.**

Dissertação apresentada à  
Faculdade de Odontologia da  
Universidade Federal de Uberlândia,  
para obtenção do Título de Mestre  
na Área de Clínica Odontológica  
Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Célio Jesus do Prado

Banca Examinadora

Prof. Dr. Célio Jesus do Prado

Prof.<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Iara Augusta Orsi

Prof. Dr. Paulo César Simamoto Junior

Uberlândia

2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

F383a Ferreira, Mário Serra, 1981-  
2012 Análise fotoelástica em modelos com implantes distais angulados em uma reabilitação tipo protocolo / Mário Serra Ferreira. -- 2012. 165 f. : il.

Orientador: Célio Jesus do Prado.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.  
Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Implantes dentários - Teses. 3. Fotoelasticidade - Teses. 4. Prótese dentária- Teses. I. Prado, Célio Jesus do. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

---

CDU: 616.314

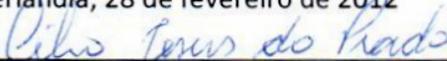


SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ATA DA COMISSÃO JULGADORA DA **231ª DEFESA** DE MESTRADO DO (A) **CD MÁRIO SERRA FERREIRA** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA.

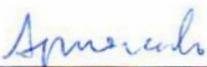
Às quatorze horas do dia **vinte e oito de fevereiro do ano de dois mil e doze**, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pelo aluno (a) **MÁRIO SERRA FERREIRA** com o título **"Análise fotoelástica em modelos com implantes distais inclinados em uma reabilitação tipo protocolo"**. 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. Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, legislação e regulamentação da UFU. Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 17 horas e — minutos. Foi lavrada á presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

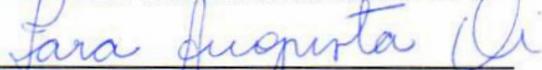
Uberlândia, 28 de fevereiro de 2012

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Célio Jesus do Prado  
Titulação: Doutor  
Universidade Federal de Uberlândia – UFU

  
\_\_\_\_\_  
Aprovado/Reprovado

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Paulo César Simamoto Junior  
Titulação: Doutor  
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

  
\_\_\_\_\_  
Aprovado/Reprovado

  
\_\_\_\_\_  
Profa. Dra. Lara Augusta Orsi  
Titulação: Doutora  
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP

  
\_\_\_\_\_  
Aprovado/Reprovado

*"I went to the woods because I wanted to live  
deliberately,  
I wanted to live deep and suck out all the  
marrow of life,  
To put to rout all that was not life and not when  
I had come to die  
Discover that I had not lived."*

**Henry David Thoreau**

*"Se enxerguei mais longe foi porque estava  
sobre os ombros de gigantes."  
(Isaac Newton)*

***Dedicatória***

Dedico este trabalho aos meus pais: Ciescopen e Márcia... nada sou sem vocês. O impacto de algumas palavras nunca poderão se igualar ao sentimento que nutro. Obrigado pelo exemplo cotidiano de bondade, fraternidade e amor.

A minha irmã Luciana... Quantas saudades eu tenho da época que o irmão caçula (eu) mandava na casa; agora você não está aqui e o meu domínio nada significa. Amo você. E, separa desde já um quarto da sua casa para eu colocar a “Poltrona-Mor”.

Aos membros do clã Ferreira-Serra-Klein pela oportunidade de convivência durante esta encarnação. Que as miríades das estrelas dos céus possam ser testemunhas de nossa união. Sou grato pela presença de vocês na minha vida.

As minhas avós, Jacinta e Edna, pelas lições de moral e carinho. Fui forjado através dos seus conselhos.

Ao meu irmão Clayton, que embora não o seja através do conceito científico, o é pelo sentimento. Obrigado pela amizade que se transfigura em irmandade.

A Thata, minha querida cunhada. Obrigado pelo carinho e boas vindas à nossa família.

Ao Ir.º André, pelo constante sonho de melhorar este mundo através de pequenas ações que permutarão em grandes diferenças... E por ter nos dado a nossa querida Amanda.

A Lana, somente por ser genitora da Amanda e esposa do André...

A Raquel (Cuti) pela paciência, dedicação e carinho. Que possamos crescer e evoluir juntos. Amo você.

Ao Deus do meu coração.

A Yeshua, meu querido “irmão mais velho”.

Ao Aoréolos, pela paciência... Como deve ser difícil...

Aos “anjos” do CEU-A.

Lana, é brincadeira.... Você faz parte da minha vida e sou mais feliz por isso.

*“Hoje o tempo escorre dos dedos da  
nossa mão  
Ele não devolve o tempo perdido em vão  
É um mensageiro das almas dos que  
virão ao mundo.  
Depois de nós...”*

***Depois de nós  
Engenheiros do Hawaii***

## **Agradecimentos**

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Aos funcionários e docentes da Área de Prótese Fixa, Oclusão e Materiais Odontológicos.

Aos funcionários e docentes da Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM/FEMEC) pelo apoio na realização da pesquisa.

Aos funcionários e docentes da Escola Técnica de Saúde (ESTES/UFU) pela contribuição decisiva nesta pesquisa.

Ao **Prof. Célio Jesus do Prado**, exemplo de seriedade, dedicação, paciência e profissionalismo. Obrigado pela oportunidade de ser seu orientado.

Ao **Prof. Paulo Simamoto**, pela ajuda dedicada a este trabalho, à formação deste aluno e conselhos nas horas cruciais. Parabéns pelo Pedro. Ele será um grande homem, ao exemplo do pai.

Ao **Prof. Cleudmar Amaral de Araújo**, por facilitar o caminho tão tortuoso da Engenharia. Pelo exemplo de bondade e competência.

Ao amigo **Takeo**, por compreender a correria e estar sempre disposto a ajudar, independente do tempo. Obrigado.

Ao **Valdico**, o mestre das formas metálicas, pela ajuda indispensável a esta pesquisa.

Aos **Professores, Roberto Bernardino, Jonas Dantas Batista e Flaviana Soares Rocha**, pela contribuição em meu crescimento.

Ao **Professor Darceny Zanetta Barbosa**. Grande ícone da Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, por permitir que eu realizasse um estágio nesta unidade. A importância e o respeito da CTBMF foi conquistada pelo suor dos seus ombros.

Aos professores do mestrado, **Flávio Domingues das Neves, Adérito Soares da Mota, Alfredo Júlio Fernandes Neto, Antônio Francisco Durighetto Junior, Carlos José Soares, Denildo Magalhães, Paula Dechichi, Paulo Sérgio Quagliatto, João Carlos Gabrielli Biffi, Paulo César Freitas Santos-Filho, Paulo Vinícius**.

À **Rosa**, pelos cafés e lanches no Laboratório de Prótese.

À **Capes**, por auxiliar meu desenvolvimento profissional.

À **Conexão**, pelo incentivo e custeio desta pesquisa. E principalmente à Mônica Pigozzo, César Campaneri, Danilo Sousa, João Vaiano, profissionais que mantem esta empresa como exemplo de dedicação e competência.

*"Todas as riquezas do mundo não valem um  
bom amigo."*

**Voltaire**

**Agradecimentos especiais**

Aos mestrandos goianos **Sara, Josemar, Crisnicaw, Lorraine e Talita** por trazerem um pouco das lembranças do nosso estado a estas terras mineiras. E viva o Pequi!

À **Emmelyne**, colega e aluna de IC por me acompanhar nos momentos mais corridos do mestrado, obrigado pela paciência e dedicação.

À amiga **Euridsse**, por me ensinar tanto em poucas palavras. Que Alá a abençoe.

Aos amigos **Éverton, Danilo e Rodrigo (Jaíba)**, pela amizade constante, conversas e risadas. O exemplo de vocês ficará marcado para sempre em minha memória.

À **Roberta**, por estar sempre com um sorriso no rosto e ser a amiga de todas as horas.

À **Mixelli e Danielle**, pela amizade e jogos do Vascão regados à pipoca, Coca-Cola e yakissoba.

À **Luísa**, pela presença constante, paciência e por me ajudar a evoluir. Por me ensinar a andar de patins e procurar cachorro-quente às 03 horas da manhã. Sentirei saudades.

À **Fabiana**, pelo cuidado, atenção e carinho (entender sobre Melissa valeu a pena). Obrigado pela companhia.

À **Flaviana**, por permitir que eu aprendesse muito sobre o pouco que eu queria.

À **Talita Franco**, pelas conversas sob o luar do Parque do Sabiá.

À **Morgana**, pelo companheirismo e pelo empréstimo essencial do seu Orientador. Obrigado.

A **todos os colegas** da minha turma de Mestrado 2010 (**Júlio, Fabrícia, Felipe, Michelle, Luiz Fernando, Carla Reis, Douglas, Marcos, Aline, Analice, João Paulo, Andréa, Ana Paula, Dalila, Vivian, Natássia, Asbel, Juliana e Kelen**). Acredito que esta turma foi única e como foi gratificante aprender ao lado de todos.

Aos colegas da Turma de Mestrado de 2011.

À **Larissinha** (pequena), como é grande o meu carinho por você.

Ao **Prof. Roberto Bernardino**, por ser um sustentáculo no caminho da fé.

Ao **Mário Olavo**, pelas conversas e oportunidade profissional.

*“O que sabemos é uma gota, o que ignoramos  
é um oceano.”*  
**Isaac Newton**

## **Sumário**

<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b>	18
<b>LISTA DE SÍMBOLOS</b>	20
<b>LISTA DE ILUSTRAÇÕES</b>	22
<b>LISTA DE TABELAS</b>	27
<b>RESUMO</b>	29
<b>ABSTRACT</b>	31
<b>1. INTRODUÇÃO</b>	33
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA</b>	37
2.1. IMPLANTES INCLINADOS	37
2.2. A TÉCNICA DA FOTOELASTICIDADE APLICADA NA ODONTOLOGIA	46
<b>3. PROPOSIÇÃO</b>	54
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS</b>	56
4.1. CONFECÇÃO DO MODELO DE GESSO	58
4.2. CONFECÇÃO DO MOLDE	60
4.3. CONFECÇÃO DO MODELO DE ACRÍLICO	62
4.4. CONFECÇÃO DO GUIA CIRÚRGICO	63
4.5. PERFURAÇÃO DOS MODELOS DE ACRÍLICO E INSTALAÇÃO DOS ANÁLOGOS	66
4.5.1. MODELO COM IMPLANTES NÃO INCLINADOS	66
4.5.2. MODELOS ANGULADOS	68
4.5.2.1. MODELO DE 30°	72
4.5.2.2. MODELO DE 17°	72
4.5.2.3. CONFECÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS PROTÉTICAS	73
4.5.2.4. CONFECÇÃO DO MOLDE	80
4.5.2.5. FABRICAÇÃO DO MODELO FOTOELÁSTICO	82
4.5.2.6. CALIBRAÇÃO DO DISCO	86
4.5.2.7. APLICAÇÃO DOS CARREGAMENTOS	90
4.5.2.8. LEITURA DAS ORDENS DE FRANJA	93
4.5.2.9. ORGANIZAÇÃO DOS RESULTADOS	97

<b>5. RESULTADOS</b>	103
5.1. Análise qualitativa dos grupos	103
5.1.1. Grupo Controle (GC) (cinco implantes)	103
5.1.1.1. Carregamento anterior	103
5.1.1.2. Carregamento posterior	104
5.1.2. Grupo G17R (modelo com implante distal angulado em 17° e pilar reto)	105
5.1.2.1. Carregamento anterior	105
5.1.2.2. Carregamento posterior	106
5.1.3. Grupo G17A (modelo com implante distal angulado em 17° e pilar angulado a 17°)	107
5.1.3.1. Carregamento anterior	107
5.1.3.2. Carregamento posterior	107
5.1.4. Grupo G30R (modelo com implante distal inclinado em 30° e <i>micro-unit</i> reto)	108
5.1.4.1. Carregamento único	108
5.1.5. Grupo G30A (modelo com implante inclinado em 30° e <i>micro-unit</i> angulado a 30°)	109
5.1.5.1. Carregamento anterior	109
5.1.5.2. Carregamento posterior	110
5.2. Média de ordem de franja e tensão cisalhante dos grupos em relação aos 27 pontos.	110
<b>6. DISCUSSÃO</b>	125
<b>7. CONCLUSÃO</b>	133
<b>REFERÊNCIAS</b>	135
<b>APÊNDICES</b>	144

***Lista de Abreviaturas e Siglas***

ANOVA	Analysis of variance
BR	Brasil
CA	Carregamento anterior
CA	Canadá
CE	Ceará
CP	Carregamento posterior
EUA	Estados Unidos da América
FEMEC	Faculdade de Engenharia Mecânica
FOUFU	Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia
LPM	Laboratório de Projetos Mecânicos
LTDA	Limitada
MA	Massachusetts
MG	Minas Gerais
NY	Nova Iorque
PROF.	Professor
RJ	Rio de Janeiro
S.A	Sociedade Anônima
SC	Santa Catarina
SP	São Paulo
UFU	Universidade Federal de Uberlândia

***Lista de Símbolos***

A°	Ângulo grau
CI	Cônica interna
Cm	Centímetro
D	Diâmetro
G	Gramma
HE	Hexágono externa
HI	Hexágono interna
Kg	Quilograma
Kgf	Quilograma-força
Lb	Libras
Min	Minuto
Mm	Milímetro
Mpa	Mega pascal
N	Newton
N.cm	Newton centímetro
P	Polegada
PU	Peça única
RPM	Rotação por minuto
Mm	Micrômetro
$\tau$	Tensão cisalhante máxima

***Lista de Ilustrações***

Figura 1. Modelos-Mestres. Os modelos dos implantes distais inclinados possuem cinco implantes, mas o central não será utilizado (coberto por tapa implante).	56
Figura 2. À esquerda, modelo em cera e, à direita, obtido em gesso.	58
Figura 3. Elaboração do modelo de gesso.	59
Figura 4. Modelo finalizado (pré-moldagem) e fixado ao azulejo com cera utilidade.	60
Figura 5. A. Muralha de cera. B. Moldagem	61
Figura 6. Molde finalizado.	62
Figura 7. Proporções do modelo.	63
Figura 8. Esquadro de centrar auxiliando a demarcação do ponto central.	64
Figura 9. Furadeira de bancada utilizada para a perfuração dos modelos de acrílico.	64
Figura 10. Análogos posicionados.	65
Figura 11. Guia “cirúrgico”.	65
Figura 12. Perfuração inicial para o análogo central.	66
Figura 13. Adaptação do guia ao análogo central. Vista lingual.	67
Figura 14. Adaptação do guia ao análogo central. Vista vestibular.	67
Figura 15. Instalação do segundo análogo. Vista lingual.	67
Figura 16. Calibração do ângulo da mesa da furadeira de bancada.	69
Figura 17. Presilhas para fixação do modelo.	69
Figura 18. Metodologia para inserção do implante angulado.	70
Figura 19. Início da perfuração em modelo angulado.	71
Figura 20. Ajuste da mesa da furadeira para modelo de 30°.	73
Figura 21. Ajuste da mesa da furadeira para modelo de 17°.	73
Figura 22. Suporte utilizado para soldagem da barra distal.	74
Figura 23. Desenho esquemático do suporte. Vista lateral e frontal.	75
Figura 24. Desenho esquemático do suporte. Vista superior.	76
Figura 25. Máquina de soldar utilizada na pesquisa.	77
Figura 26. Máquina Trijato Gold Line.	77
Figura 27. Infraestrutura metálica antes do jateamento com óxido de	78

alumínio.

Figura 28. Infraestrutura metálica após o jateamento com óxido de alumínio.	78
Figura 29. A. Aferição do ponto distal do cantiléver; B. Gabarito para padronização do cantiléver.	79
Figura 30. Seccionamento da barra distal.	79
Figura 31. A. Representa a situação com implantes inclinados. A seta azul demonstra o tamanho do cantiléver, diminuído pelo uso do implante inclinado; B. Representa a situação com implantes retos. A seta vermelha demonstra o tamanho do cantiléver, maior quando comparado com os implantes inclinados.	80
Figura 32. Ilustração do processo de moldagem.	81
Figura 33. Sequência da moldagem (A, B, C, D).	82
Figura 34. A. Incisão para posterior liberação da infraestrutura metálica. B. Implantes inseridos no modelo. Modelo pronto para receber resina fotoelástica.	83
Figura 35. Manipulação da resina fotoelástica.	84
Figura 36. Panela para eliminação de bolhas. Pressão positiva (40 lb).	85
Figura 37. Aplicação de óleo de máquina.	85
Figura 38. Modelos fotoelásticos finalizados.	86
Figura 39. Geometria e dimensão do disco para calibração.	87
Figura 40. Disco montado no polariscópio.	88
Figura 41. Disco submetido ao carregamento. Observar franjas isoclínicas.	88
Figura 42. Reta de compensação dos valores de P em função de N.	89
Figura 43. Dimensões da base móvel.	90
Figura 44. Dimensões da barra.	91
Figura 45. Base de acrílico unida à mesa.	91
Figura 46. A. Carregamento anterior. B. Carregamento posterior.	92
Figura 47. Grade dos pontos utilizada para análise fotoelástica. Grupo GC.	94
Figura 48. Quadro sustentado por tripé. Este dispositivo auxiliou o dimensionamento e inserção dos pontos a serem avaliados.	95

Figura 49. Polariscópio.	96
Figura 50. Barra de calibração da ordem de franja (n).	97
Figura 51. A. Carregamento Anterior. B. Carregamento Posterior.	99
Figura 52. Gráfico exemplificando os valores obtidos por um carregamento.	99
Figura 53. Regiões escolhidas para análise estatística.	100
Figura 54. Ordens de franja apresentadas após carregamento anterior. Grupo GC-CA.	104
Figura 55. Ordens de franja apresentadas após carregamento posterior. GC-CP.	105
Figura 56. Ordens de franja apresentadas após carregamento anterior. Grupo G17R-CA.	106
Figura 57. Ordens de franja apresentadas após carregamento posterior. Grupo G17R-CP.	106
Figura 58. Ordens de franja apresentadas após carregamento anterior. Grupo G17A-CA.	107
Figura 59. Ordens de franja apresentadas após carregamento posterior. Grupo G17A-CP.	108
Figura 60. Ordens de franja apresentadas após carregamento único. Grupo G30R-CU.	109
Figura 61. Ordens de franja apresentadas após carregamento anterior. Grupo C30A-CA.	109
Figura 62. Ordens de franja apresentadas após carregamento posterior. Grupo G30A-CP.	110
Figura 63. Média das ordens de franja; A. Carregamento anterior; B. Carregamento posterior.	111
Figura 64. Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ); A. Carregamento anterior; B. Carregamento posterior.	112
Figura 65. Média das ordens de franja no ápice do implante 1 - CA.	113
Figura 66. Média das ordens de franja no ápice do implante 1 - CP.	114
Figura 67. Média das ordens de franja no ápice do implante 2 - CA.	114
Figura 68. Média das ordens de franja no ápice do implante 2 - CP.	115
Figura 69. Média das ordens de franja na cervical do implante 2 - CA.	116

Figura 70. Média das ordens de franja na cervical do implante 2 - CP.	116
Figura 71. Média das ordens de franja na lateral do implante 2 – CA.	117
Figura 72. Média das ordens de franja na lateral do implante 2 – CP.	118
Figura 73. Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) no ápice do implante 1 – CA.	118
Figura 74. Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) no ápice do implante 1 – CP.	119
Figura 75. Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) no ápice do implante 2 – CA.	120
Figura 76. Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) no ápice do implante 2 – CP.	120
Figura 77. Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) na cervical do implante 2 – CA.	121
Figura 78. Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) na cervical do implante 2 – CP.	122
Figura 79. Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) na lateral do implante 2 – CA.	122
Figura 80. Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) na lateral do implante 2 – CP.	123
Figura 81. Primeiro apoio utilizado para a confecção da solda. Provou ser inadequado para a pesquisa.	126
Figura 82. Esta figura demonstra que se a rotação seguir o eixo apical do implante, certamente causará parestesia pela introdução do implante próximo ao forame mental.	127

***Lista de Tabelas***

Tabela 1. Especificações dos grupos testados	57
Tabela 2. Carga aplicada (P) versus ordem de franja (N).	88
Tabela 3. Nomenclaturas dos modelos de ensaio.	98
Tabela 4. Descrição dos pontos utilizados para compor as regiões analisadas.	101

*“A alegria que se tem em pensar e aprender  
faz-nos pensar e aprender ainda mais.”*

***Aristóteles***

***Resumo***

Este trabalho teve por objetivos investigar os campos de tensão periimplantar gerados por cinco diferentes configurações em uma reabilitação mandibular, através da aplicação de carga vertical sobre o cantiléver por meio da técnica de fotoelasticidade e testar duas hipóteses: a redução no tamanho do cantiléver pela inclinação do implante distal diminui o gradiente de tensão (1), e que o uso de pilares angulados também favorece a distribuição de tensões (2). Para o exposto, foram confeccionadas cinco infraestruturas metálicas com intermediários cônicos de perfil baixo, unidos a implantes tipo hexágono externo de 13 mm por 3,75 mm, simulando configurações distintas de uma reabilitação tipo protocolo Branemark e inseridos em resina fotoelástica para análise das tensões. Uma avaliação qualitativa e quantitativa das ordens de franjas e da tensão cisalhante ( $\tau$ ) foi realizada em 27 pontos localizados ao redor dos implantes, por meio de um carregamento aplicado verticalmente em dois pontos do cantiléver. Os grupos diferiram entre si pela variação da inclinação do implante distal em 0° (grupo GC), 17° (grupo G17) e 30° (grupo G30), além da variação do intermediário reto e angulado. Os dados foram analisados por meio de teste de análise de variância (ANOVA) e Tukey, para grupos paramétricos ( $P < 0,05$ ). Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Os pontos de maior tensão foram encontrados nos implantes distais nas regiões cervical e apical. Os grupos que apresentaram menor tensão foram o 30° angulado (G30A) e o 17° angulado (G17A). Os que atingiram maiores níveis de tensão periimplantar foram o 17° reto (G17R) e o 0° (GC). A angulação do implante distal em 30° gera vantagem mecânica, resultando na diminuição da tensão periimplantar. A utilização de *micro-units* angulados ofereceu menores tensões entre os grupos.

**Palavras-chave: Fotoelasticidade, Implante, Prótese, Cantiléver, Tensões.**

*“O homem descobre-se quando se mede com  
um obstáculo.”*

***Saint-Exupère***

***Abstract***

The aims of this study were to investigate the peri-implant stress fields generated by five different configurations in a mandibular rehabilitation through the application of vertical load on the cantilever by the photoelasticity technique and to test the hypothesis that the reduction in cantilever length by the tilted of the implant decreases the stress gradient (1), and that the use of tilted abutments also favors the stress distribution (2). For the above were made five intermediate tapered low profile metal structures, attached to 13 mm by 3.75 mm external hexagon type implants, simulating different configurations of a rehabilitation protocol type Branemark and embedded in resin for photoelastic analysis tensions. A qualitative and quantitative evaluation of the fringe orders and the shear stress was conducted in 27 points located around the implants through a load applied vertically in two parts of the cantilever. The groups differed among themselves by varying the tilting of the distal implant at 0° (group GC), 17° (group G17) and 30° (group G30), as well as the variation of the straight and angled intermediates. Data was evaluated using analysis of variance test (ANOVA) and Tukey's test for parametric groups ( $P < 0.05$ ). Significant statistical differences were found among the groups. Sites under higher stress were found in the distal implants in the cervical and apical regions. The groups that presented lowest stress were 30° tilted (G30A) and 17° tilted (G17A). The ones that reached highest levels of peri-implant tension were 17° straight (G17R) and 0° (GC). The tilting of 30° in the distal implants offers mechanical advantage, resulting in a decrease of peri-implant stress. The use of tilted micro-units offered lower tensions between the groups.

**Key-words: Photoelasticity, Implant, Prosthesis, Cantilever, Stress.**

*"Conhecimento é o alimento da alma."*

***Platão***

## **1. Introdução**

A osseointegração foi uma descoberta que revolucionou a ciência odontológica e médica. No segmento odontológico, graças ao laborioso estudo de Branemark, inúmeros casos de “inválidos orais” foram reabilitados de maneira totalmente satisfatória. A osseointegração foi definida como uma conexão direta estrutural e funcional entre o osso vital organizado e a superfície de um implante submetido a carga funcional (Branemark *et al.*, 1969; Adell *et al.*, 1970).

Os primeiros casos tratados utilizando o conceito de osseointegração foram realizados em indivíduos edêntulos totais, com a utilização de implantes entre os forames mentuais, servindo de sustentação para uma prótese total sobre implante (conhecida como prótese tipo protocolo).

O protocolo original, sugerido por Branemark para mandíbulas totalmente edêntulas, consiste em uma reabilitação de dois estágios cirúrgicos. O primeiro estágio remete à inserção dos implantes na região anterior da mandíbula, normalmente em número de cinco ou seis, deixando-os dentro do osso, durante um período de quatro a seis meses. A segunda etapa cirúrgica consiste na manobra de acessar a cabeça do implante, adaptando um componente que promove a cicatrização gengival (cicatrizador). Após, um pilar é adaptado sobre o implante e assim, essa estrutura permitirá a instalação de uma prótese fixa total com a presença de infraestrutura metálica e cantiléver entre 15 a 20 mm de comprimento, suportando dentes de estoque (Branemark *et al.*, 1969).

Apesar de ser consensual o bom prognóstico deste tipo de reabilitação, estudos biomecânicos tem demonstrado que o tamanho do cantiléver influencia diretamente no padrão de tensões ao redor dos implantes. Assim, um número maior de implantes, inseridos em toda a arcada distribui melhor as tensões (Duyck *et al.*, 2000). No entanto, a presença de estruturas anatômicas como o canal mandibular, a morfologia da mandíbula e o seu padrão de reabsorção, dificultam a instalação de implantes pós-forame mental.

Com o objetivo de evitar o seccionamento do nervo alveolar inferior, sua transposição através da técnica de lateralização e o uso de enxertos ósseos, e mesmo assim proporcionar a diminuição do cantiléver, os implantes distais podem ser inseridos inclinados. Atualmente, o número de implantes utilizados entre os forames para uma reabilitação total fixa varia de três a seis (Branemark *et al.*, 1999; Krekmanov *et al.*, 2000; Maló *et al.*, 2003). Alguns fatores influenciam a quantidade de implantes, tais como: propriedades físicas e biológicas do leito ósseo, dinâmica da musculatura mastigatória, problemas sistêmicos, arcada antagonista, análise biomecânica e avaliação anatômica.

O conceito de implantes inclinados para reabilitar mandíbulas edêntulas com a utilização de dentes artificiais de resina acrílica foi introduzido por Maló *j.* (2003), que propõem a instalação de quatro implantes, sendo os dois centrais paralelos entre si e os dois distais angulados em aproximadamente 30° a 45°, com carregamento imediato.

Métodos de elementos finitos sugerem que a diminuição do braço do cantiléver, oriundo de uma angulação dos implantes distais, apresenta como resultado melhor distribuição de tensão nos implantes e componentes protéticos, contribuindo para o aumento da longevidade do tratamento reabilitador (Zampelis *et al.*, 2007).

Uma alternativa com o objetivo de reduzir o braço distal consiste em utilizar componentes protéticos retos em substituição aos angulados (implantes inclinados distais). Esta alteração resulta na movimentação do acesso do parafuso para uma região mais posterior, teoricamente melhorando a distribuição de tensões. No entanto, esta manobra gera dificuldade clínica de manipulação da chave protética em pacientes com abertura bucal reduzida. O benefício desta prática não é totalmente elucidado.

Diante do exposto torna-se evidente a importância de estudos biomecânicos que orientem a prática clínica no emprego de implantes inclinados para sustentar uma prótese total em mandíbula. Sendo assim, o presente estudo se propõe a comparar a influência de diferentes inclinações de

implantes distais, empregando intermediários retos e angulados na distribuição de tensões em torno de tais implantes. O gradiente de tensão será avaliado e quantificado por meio de dois tipos de carregamentos em modelos, utilizando a técnica da fotoelasticidade.

A fotoelasticidade é uma técnica experimental para a determinação da distribuição de tensões/deformações por meio da observação de efeitos ópticos. Pode ser utilizada de duas maneiras e classifica-se em: fotoelasticidade de transmissão e fotoelasticidade de reflexão. O método de transmissão necessita de um modelo fotoelástico, criado com dimensões que simulem o objeto a ser estudado. Já a fotoelasticidade de reflexão utiliza uma camada fina de material fotoelástico, colada à superfície do protótipo. A grande vantagem é o emprego em situações reais. Neste estudo, a fotoelasticidade de transmissão plana é utilizada através do uso de um polariscópio circular (Dally & RILEY, 2005).

Assim, esta pesquisa trabalha com duas hipóteses: A primeira relaciona-se com a inclinação dos implantes distais em  $17^\circ$  e  $30^\circ$ , sugerindo que a diminuição do cantiléver promovido pela angulação do implante, proporciona melhor distribuição das forças oclusais, diminuindo assim as tensões periimplantares. A segunda hipótese prevê que a utilização de pilares retos comporta-se de maneira menos favorável à distribuição das tensões quando comparado aos pilares angulados.

*"Comece fazendo o que é necessário;  
depois o que é possível, e, de repente, você  
estará fazendo o impossível."*

**São Francisco de Assis**

## **2. Revisão da Literatura**

## 2.1. Implantes inclinados

Nos primórdios da osseointegração, a inserção de implantes visando à reabilitação de pacientes edêntulos totais, era realizada onde houvesse osso disponível, porém com a tentativa de deixá-los em uma posição não inclinada. Em consequência deste posicionamento, era frequentemente necessária a fabricação de cantiléver bilateral de até 20 mm de comprimento, de modo a proporcionar ao paciente a capacidade de mastigar bem em regiões de molares.

No entanto, a anatomia dos maxilares com seus acidentes anatômicos (e.g. seios maxilares e canal mandibular), associada ao padrão da reabsorção oriunda da perda dos elementos dentários, proporcionam dificuldade à reabilitação do aparelho estomatognático. Assim, a utilização de implantes retos nem sempre é possível em razão do osso disponível, implicando em necessidade de outros procedimentos cirúrgicos, tais como: elevação do seio maxilar, enxerto ósseo e lateralização do nervo alveolar inferior.. Além de aumentarem a morbidade, implicam em elevação nos custos e maior tempo de tratamento.

Os implantes inclinados oferecem boa estabilidade inicial e, conseqüentemente, bom prognóstico. Entretanto, a modificação decorrente da alteração do eixo de inserção, gera carga não axial, assunto este bastante discutido na literatura. Estudos foram realizados com o intuito de fornecer subsídios para o entendimento dos padrões das tensões que circundam a região periimplantar e conseqüentemente oferecer ao Cirurgião Dentista, novas condutas e conceitos proporcionando mecanismos e ferramentas para auxiliar no tratamento odontológico.

Krekmanov *et al.* (2000) publicaram um artigo que discorre sobre a utilização de implante posterior angulado para melhorar o suporte protético. Os autores citam na introdução que a anatomia mandibular interfere no resultado do tratamento. Assim, mandíbula oval difere totalmente de outra retangular. No primeiro caso, o forame mental é localizado mais posteriormente, permitindo

posição mais favorável dos implantes, sem a necessidade de maior extensão posterior. Entretanto, o segundo tipo de formato mandibular apresenta o forame mental mais anterior, impedindo a disposição mais posterior do implante, gerando momentos de flexão e introduzindo maior tensão, tanto no osso como nos componentes do implante. Outra limitação citada pelos autores é a posição do laço anterior do nervo mental. Mencionam que a inclinação dos implantes pode reduzir o comprimento do cantiléver e, conseqüentemente, melhorar a distribuição de tensão. Os autores realizaram um estudo prospectivo em 25 e 22 pacientes com intervenção tanto na mandíbula e maxila, durante 40 e 53 meses, respectivamente. Nestes pacientes foram instalados 36 implantes angulados na mandíbula e 40 implantes angulados na maxila. Os implantes foram inseridos numa angulação de 25° a 35°, após a visualização da alça anterior do nervo mental, obtendo com isso três vantagens: (1) o suporte do implante se move para posterior, (2) o comprimento do implante é aumentado, e (3) o implante é instalado numa estrutura óssea densa, adquirindo estabilidade primária. Após o período de 3-6 meses, cicatrizadores foram instalados aos implantes. Se os implantes tivessem angulação maior que 30°, *abutments* angulados eram utilizados. Os tratamentos protéticos foram iniciados no período de um dia a três semanas da instalação do *abutment*. A distância adquirida do suporte da prótese, em consequência do implante inclinado era mensurada por radiografia panorâmica. Nas visitas de acompanhamento, o implante era considerado satisfatório se estivesse estável e não mostrasse mais do que 2 mm de perda óssea marginal. Uma taxa de sucesso de 100% foi obtida na mandíbula, tanto para os implantes inclinados quanto para os não inclinados. Na maxila, apenas um implante inclinado foi perdido (entre o terceiro e quarto ano), gerando taxa de sucesso cumulativa de 95.7% em cinco anos. Ainda, taxa de 90.2% foi observada para implantes não inclinados em maxila, no período de cinco anos. Em todos os pacientes foram instalados extensômetros e a observação feita pelos autores foi que, inclinando o implante e aumentando a base de suporte da prótese, reduz-se a tensão nos implantes (e conseqüentemente, no osso periimplantar).

Maló *et al.* (2003) apresentaram um conceito de função imediata após inserção de quatro implantes entre os forames mentuais para a reabilitação total da mandíbula. Neste artigo os autores exibem um estudo retrospectivo, iniciado em abril de 1999 e finalizado em junho de 2002 com a instalação de 176 implantes MK II e MK III (Nobel Biocare) em 44 pacientes, sendo que 24 destes tinham dois implantes não incorporados à prótese provisória, mas incorporados na prótese definitiva. O protocolo cirúrgico consistia em bloqueio bilateral do nervo alveolar inferior e mental com cloridrato de mepivacaína 1:100.000 e instalação dos implantes com guia cirúrgico com torque final de 40 N.cm. A broca *countersink* não foi utilizada com o intuito de preservar o osso marginal. Os dois implantes mais anteriores seguiram a direção anatômica da mandíbula; nos casos de reabsorção severa eles foram colocados em uma inclinação posterior. Os dois implantes restantes, com comprimentos entre 10 mm e 18 mm foram inseridos anteriores ao forame mental e inclinados para posterior em 30° considerando o plano oclusal. Os implantes posteriores possuíam 4 mm de diâmetro e os anteriores de 3,75 mm ou 4 mm de diâmetro. O tecido mole foi readaptado por meio de suturas com fios reabsorvíveis 4-0. Os *abutments* para os implantes anteriores eram de 17° ou 30° e para os implantes posteriores de 30°. A escolha destas angulações foi justificada de modo que a entrada do parafuso estivesse localizada na superfície lingual ou oclusal. Uma prótese de acrílico reforçada por uma tira de metal foi entregue aos pacientes duas horas após o procedimento cirúrgico. Alta taxa de sucesso foi obtida (96,7% e 98,2%) com 100% de sobrevivência protética. A inclinação do implante possibilitou que a reabilitação tivesse um curto cantiléver e extensão até o primeiro molar.

Zampelis *et al.*, em 2007, realizaram um estudo empregando o método de elementos finitos 2-D, objetivando avaliar se a inclinação de implantes unidos afeta a distribuição de tensão no osso cervical e investigar se o uso de implantes inclinados com *abutment* distal é superior ao uso de cantiléver. Assim, dois implantes de 13 mm foram inseridos em um bloco “ósseo”, contendo 2 mm de camada cortical. Três tipos de modelos foram testados em um estudo prévio e o modelo simplificado (partes de titânio

fundidas como um corpo único) foi escolhido para a representação dos ensaios. É importante ressaltar que, apesar do modelo ser nomeado desta forma, todas as roscas do implante foram desenhadas, mantendo o detalhamento do implante, já que os autores consideram que a utilização gráfica de implantes como cilindros retos e lisos, altera significativamente a magnitude das tensões. Uma cratera simulando a reabsorção óssea fisiológica foi criada na parte distal do implante posterior. O modelo com o cantiléver de 7 mm foi comparado com os modelos possuindo implantes inclinados a 45°. Carregamento vertical de 50 N foi aplicado no final da barra distal em todos os modelos. Os resultados demonstraram que o uso do cantiléver resulta em maior tensão no osso marginal periimplantar e que esta tensão é reduzida aos níveis normais quando o braço do cantiléver é diminuído pela instalação de implante inclinado. Assim, os padrões de tensões mudaram pela presença/ausência do cantiléver e não pela angulação do implante distal. Para justificar tal conclusão, os autores realizaram testes com modelos bidimensionais inclinando o implante a partir do ápice, que culminava na diminuição do cantiléver, e, a partir da cabeça do implante – resultando na manutenção do cantiléver.

Capelli *et al.* (2007) realizaram um estudo clínico multicêntrico com o objetivo de avaliar os resultados de reabilitação protética total imediata, utilizando implantes retos e angulados. Os critérios de inclusão foram: idade superior a 18 anos, atrofia severa dos maxilares, reabilitação com implantes orais considerada como eletiva, ASA I a II. Os pacientes foram incluídos no estudo apenas se, durante a instalação, os implantes recebessem torque de 30 a 50 N.cm. Os critérios de exclusão foram: presença de infecção ativa ou inflamação, presença de doenças sistêmicas, radiação na região da cabeça e pescoço nos 12 meses anteriores, inegável necessidade de enxerto ósseo, hábitos parafuncionais, baixa motivação e higiene oral deficiente. Os pacientes foram recrutados e reabilitados por uma equipe de implantodontistas em quatro clínicas ao norte da Itália. Todos os pacientes foram sedados com diazepam e receberam como antibiótico profilático, 2 g de amoxicilina associada a ácido clavulânico, 1 hora antes do procedimento cirúrgico, realizado sob anestesia

local (articaína 1:100.000). Incisões foram realizadas sobre a crista alveolar de molar a molar, associadas a duas incisões verticais, para melhorar a elevação do retalho mucoperiosteal. Na mandíbula, dois implantes inclinados de 25° a 35° foram instalados próximos ao nervo mentual, e logo depois, mais dois foram inseridos retos e paralelos entre si no espaço anterior. Na maxila, a posição da parede anterior do seio maxilar determinou a posição dos implantes inclinados, inseridos de 1 a 2 mm anterior à parede com a inclinação de 30° a 35°. Na sequência, dois implantes foram instalados na região anterior. Se a configuração da maxila permitia um espaço entre os implantes já inseridos, um implante a mais era colocado em cada lado. Os retalhos foram reposicionados e suturas foram realizadas ao redor dos *abutments*. Se a angulação do implante excedesse 30°, *abutments* angulados eram utilizados. Radiografias panorâmicas foram obtidas no final da fase cirúrgica e a moldagem da posição dos implantes foi realizada. Próteses temporárias com dentes de resina acrílica sobre armação de titânio foram entregues 48 horas após a finalização da cirurgia. As próteses definitivas eram compostas de doze elementos com cantiléver até a região de primeiro molar e foram entregues depois de três meses de cicatrização. No momento da entrega, os pacientes recebiam um questionário sobre a avaliação do tratamento com direcionamento de questões acerca da estética, fonética, facilidade da manutenção e eficiência funcional. Este questionário era repetido em avaliação anual. Os implantes foram considerados como sucesso, caso não exibissem mobilidade clínica quando testados por instrumentos, evidência de radiolucência peri-implantar, dor, neuropatia ou parestesia. A perda óssea na crista não poderia exceder 1,5 mm no final do primeiro ano e 0,2 mm/ano nos anos subsequentes. A pesquisa foi realizada entre maio de 2002 até maio de 2006, com a reabilitação de 65 pacientes (43 mulheres e 22 homens). Dez pacientes eram fumantes. 24 mandíbulas (96 implantes) e 41 maxilas (246 implantes) foram reabilitadas. Dois implantes retos maxilares e um angulado falharam nos primeiros 12 meses depois do tratamento. No segundo ano de função, duas falhas foram reportadas, sendo de um implante reto e um implante inclinado, ambos na maxila. O sucesso cumulativo na maxila foi de 97,59% de 40 meses de

carregamento. Não foram relatadas falhas na mandíbula, tendo percentual de 100% de sucesso. Não existiram diferenças estatísticas de perda óssea para implantes inclinados e retos. Os autores concluem afirmando que a metodologia do tratamento é mais simples, mais previsível, menos cara e mais rápida, em comparação ao tratamento de elevação do seio maxilar.

Bellini *et al.* (2009a) publicaram um artigo com o objetivo de avaliar os padrões de tensões na interface osso-implante de implantes inclinados e não inclinados em uma maxila edêntula, utilizando o método de elementos finitos. Para isso foi criado um modelo tridimensional de maxila, reconstruído a partir de tomografia computadorizada, utilizando o *software* Amira. Implantes cilíndricos e *abutments* cônicos foram desenhados, sendo que a interface implante-*abutment* foi considerada completamente fusionada. As dimensões dos implantes ficaram estabelecidas em 4 mm de diâmetro e 15 mm de altura, já os *abutments* tinham 4 mm x 4 mm. Três configurações foram utilizadas para a pesquisa: 1) *all-on-four*, 2) *all-on-six*, 3) Toronto-Branemark. As duas primeiras continham o implante posterior angulado a 30° com o cantiléver reduzido a 5 mm e o protocolo Branemark possuía o cantiléver de 15 mm. Força axial de 100 N foi aplicada na porção mais posterior do cantiléver. Os resultados demonstram que o maior valor de força compressiva foi localizado próximo à área cervical do implante distal. Os maiores valores encontrados foram: *all-on-six* (1,8 Mpa), *all-on-four* (2,3 Mpa) e configuração Toronto-Branemark (2,6 Mpa). Os autores concluem citando que os implantes inclinados sugerem vantagem biomecânica na redução dos valores de tensões na interface osso-implante quando comparado com a configuração não inclinada.

Bellini *et al.* (2009b) realizaram um trabalho *in vitro* utilizando o método de elementos finitos para avaliar o padrão de tensões induzidas no osso cortical por três desenhos de próteses implanto-suportadas. Dois modelos continham quatro implantes entre as regiões de forame mental, sendo que os dois posteriores eram inclinados a 30°, com diferentes comprimentos de cantiléver (5 mm e 15 mm). O terceiro modelo consistia em uma configuração

de cinco implantes retos interforaminal. Foi aplicada uma carga de 100 N e o valor mais alto de tensão foi observado na parte cervical do implante posterior – modelo de 15 mm – quando comparado ao modelo de 5 mm. A conformação de 05 implantes apresentou picos de tensão entre os implantes, também seguindo a característica de ser na região cervical. Os autores concluem que não existiu diferença estatisticamente significativa entre os modelos de 5 mm inclinado com o modelo de 15 mm reto. A configuração de 15 mm inclinado foi a que induziu maiores valores de tensões.

Agliardi *et al.*, em 2010, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o prognóstico de tratamentos realizados em 24 pacientes edêntulos totais com mandíbulas atroficas. A inserção dos implantes foi cuidadosamente planejada utilizando tomografias computadorizadas e mensurações do osso residual. Os tipos de implantes, comprimento, diâmetro e suas angulações foram escolhidos de acordo com o preconizado pelo protocolo *all-on-four*. As próteses foram entregues no máximo dois dias após o procedimento cirúrgico. Acompanhamento de 42 meses foi realizado através da análise clínica e radiográfica, onde ficou estabelecido diante dos resultados adquiridos, que todos os implantes e próteses tiveram absoluto sucesso (100%). A perda óssea periimplantar foi de 0.8 mm para implantes inclinados e 0.9 mm para implantes verticais, sem diferenças estatisticamente significantes entre eles. O torque necessário para a instalação dos implantes foi de pelos menos 30 N.cm, se dois ou mais não alcançassem o referido torque, não era realizado o carregamento imediato. Os autores ressaltam a importância da incisão sobre o rebordo residual, ligeiramente voltada para a lingual, com o objetivo de fugir da emergência do mental. A inclinação dos implantes próximos ao forame seguiu a média de 30°. Os autores concluem que esta técnica oferece excelente taxa de sucesso implantar e protético e alto nível de satisfação do paciente.

Em 2010, Takahashi *et al.* realizaram um estudo através do método de elementos finitos, para investigar o efeito de diversas inclinações do implante posterior no sistema *all-on-four*. Para isso foram criados dois modelos, um com a configuração de seis implantes e outro com quatro. Implantes de 13

mm ou 15 mm de comprimento foram inseridos entre os forames mentuais. Carregamento de 50 N foi aplicado de duas maneiras, a saber: em um ponto localizado 2 mm posterior do último implante (condição A), e na parte mais posterior, na finalização do cantiléver (condição B). A construção do modelo tridimensional foi realizada utilizando o *software Solidworks 2008* objetivando a análise de tensão peri-implantar do osso cortical. Os *abutments* continham as dimensões de 4 mm de diâmetro e comprimento. No primeiro modelo, todos os seis implantes possuíam 4 mm de diâmetro e entre 13 mm e 15 mm de comprimento. Todos eles foram inseridos paralelos. No modelo de quatro implantes, duas versões foram construídas: uma com todos os implantes paralelos, e outra com os dois centrais paralelos e os posteriores inclinados em formações de 15°, 30° e 45°. A terminação do cantiléver foi padronizada pelo modelo reto e teve seu comprimento reduzido, conforme o aumento da inclinação do implante. Os componentes da pesquisa, tais como a mandíbula, implantes e estrutura metálica foram analisados como estruturas contínuas. Os resultados demonstram que no carregamento A, a tensão aumenta no modelo com quatro implantes quando comparado com o de seis. Além disso, quanto maior a inclinação, maior a concentração de tensão ao redor do implante posterior. Já na condição do carregamento B, a tensão também aumenta com o modelo de quatro implantes. No entanto, apresenta uma relação inversamente proporcional quando comparada à inclinação. Isso demonstra que a inclinação, com o objetivo de diminuir o cantiléver favorece a diminuição de tensões periimplantares.

Em 2011, Bevilacqua *et al.* publicaram um artigo onde avaliaram as tensões periimplantares e da estrutura metálica em implantes inclinados e retos - isolados ou unidos - para simular uma reabilitação tipo protocolo. O método de elementos finitos tridimensional foi escolhido para esta análise. O primeiro teste verificou as tensões em implantes isolados de 13 mm x 4 mm em quatro angulações (0°, 15°, 30° e 45°), por meio da aplicação de força de 150 N no sentido longitudinal. Os resultados desta avaliação demonstraram que quanto maior a angulação, maior será a tensão dos elementos periimplantares. O segundo teste verificou as tensões envolvidas em uma reabilitação tipo

protocolo com quatro implantes unidos, sendo que os dois posteriores foram angulados com a intenção de diminuir o cantiléver. A inclinação dos implantes posteriores foi semelhante à do primeiro teste. Uma força foi aplicada na região final do cantiléver e os resultados demonstraram que o inverso ocorre, ou seja, quanto maior angulação, menor é a quantidade de tensões nos elementos periimplantares.

Fazi *et al.* (2011) analisaram a distribuição de tensões no osso, implantes e próteses por meio de modelos de elementos finitos tridimensionais em diferentes configurações de quantidade, distribuição e inclinação dos implantes. Um modelo com características anisotrópicas do osso cortical e esponjoso foi criado a partir da digitalização de uma mandíbula humana por tomografia computadorizada. Seis diferentes configurações foram testadas: cinco implantes paralelos espaçados igualmente (5PI), quatro implantes paralelos eliminando a disposição do implante anterior (4PI), quatro implantes paralelos igualmente espaçados (4PIe), três implantes paralelos igualmente espaçados (3PI), quatro implantes com os dois implantes finais inclinados distalmente a 17° (Ao4-17) e quatro implantes com os dois implantes finais inclinados distalmente a 34° (Ao4-34). O carregamento de 200 N foi aplicado no ponto final do cantiléver e o critério de tensão von Mises máximo foi comparado. As tensões nos implantes de todas as configurações foram concentradas na região disto-lingual do implante próximo ao carregamento. Os modelos 4PIe, 4PI e 5PI exibiram um declínio de tensões de 10%, 11% e 16% comparados com o 3PI. Os implantes terminais com inclinações de 17° e 34° resultaram em declínio de respectivamente, 20% e 28% no valor de tensões máximas comparadas com o 3PI. As tensões máximas na infraestrutura atingiram 114 MPa e foram localizadas na porção superior da estrutura, na região dos pré-molares, para todos os modelos de implantes paralelos. Na parte inferior da infraestrutura, as concentrações de tensões foram observadas no aspecto disto-lingual na junção com restaurações na plataforma do implante. As tensões diminuíram 11% no AO4-17 e 18% no AO4-34 com a diminuição do comprimento do cantilevers para 16,8 mm (redução de 16% do comprimento) e 13,6 mm (32% menor). Na interface osso-implante, tensões

máximas diminuíram de 70 para 61 Mpa, pois o número de implantes foi aumentado de três para cinco nas configurações paralelas. No Ao4-17, tensões (62 Mpa) foram similares aos grupos 4PIe, 4PI e 5PI, enquanto Ao4-34 exibiu menor valor de tensões máximas (53 Mpa). A maioria das tensões transmitidas para estruturas ósseas foram absorvidas pelo osso cortical. A configuração Ao4 mostrou redução de tensões no osso cortical de 17% e 32% para AO-34 e Ao4-17. Tensões máximas no osso esponjoso foram encontradas no aspecto distolingual do implante final, variaram de 7.6 a 12.7 Mpa, com valores similares em configurações de implantes paralelos e baixos valores de configurações Ao4.

## **2.2. A técnica da fotoelasticidade aplicada na Odontologia**

Antes de discorrer sobre a fotoelasticidade, é compreensível descrever alguns conceitos que permeiam esta técnica. O primeiro passo, e talvez o mais coerente a se realizar dentro desta metodologia, é elucidar sobre o conceito da luz, já que fotoelasticidade só é passível de aplicação na Odontologia – ou em qualquer área da ciência humana – pelos atributos inerentes à onda luminosa.

Não obstante o estudo das propriedades da luz tenha sido iniciado há mais de 2000 anos, somente no século XVII é que surgiram os primeiros conceitos. A luz é uma radiação eletromagnética localizada nos comprimentos de onda situados entre a radiação infravermelha e a radiação ultravioleta, ou seja, a pequena faixa a que o olho humano é sensível. A luz possui três grandezas físicas, quais sejam: frequência (cores), amplitude (brilho) e polarização (ângulo de vibração).

Uma das propriedades mais importantes da luz é o fato desta se comportar simultaneamente como partícula e como onda. No presente

trabalho, será observada apenas a Teoria eletromagnética de propagação da Luz, de Maxwell, por ser a teoria utilizada nos estudos fotoelásticos.

A fotoelasticidade é um método experimental de análise de tensões/deformações em modelos constituídos de polímeros transparentes sob carregamento, utilizando a luz polarizada. É usualmente utilizada em casos onde métodos matemáticos tornam-se bastante complexos (Orr & Shelton, 1997). O processo fotoelástico demonstra quantidade, qualidade e distribuição (direção) das tensões atuantes em um objeto, promovendo imagens de “franjas” que aparecem com uma série de faixas coloridas (isocromáticas) no modelo experimental (Turcio *et al.*, 2009).

O método é baseado na propriedade de birrefringência que é a formação de dupla refração apresentada por certos materiais transparentes. De tal modo, quando os materiais opticamente isotrópicos (cujo índice de refração é igual em todas as direções) são submetidos a tensões, tornam-se opticamente anisotrópicos (o índice de refração varia com a direção), apresentando características semelhantes às dos materiais cristalinos.

Esta característica permite que as ondas de luz incidentes sobre um corpo em tensão sejam bipartidas em duas componentes perpendiculares. As duas ondas emergem em momentos diferentes, sendo que a onda paralela ao eixo de polarização é transmitida enquanto a componente perpendicular é absorvida, características próprias das placas de polarização (filtro polarizador e analisador). A magnitude desta diferença é proporcional à diferença das tensões principais. Assim, um polariscópio é usado para medir o retardamento e avaliar a variação das tensões, conforme entendimento de Mahler & Payton (1955) citado por Simamoto Júnior (2008).

A equação básica da fotoelasticidade permite avaliar a diferença entre as tensões principais ( $\sigma_1 - \sigma_2$ ) nos pontos considerados.

$$\tau_{max} = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{K\sigma N}{2h}$$

A engenharia utilizou os parâmetros alusivos à técnica da fotoelasticidade para analisar as tensões em muitos segmentos da indústria, muito antes do que as ciências médicas. Esta ferramenta foi introduzida na odontologia por Zak (1935), citado por Assunção *et al.* (2009), quando o autor avaliou diferentes tipos de movimentação dentária gerada pela ação de aparelhos ortodônticos. Desde então, a aplicação deste método ganhou notoriedade frente às pesquisas odontológicas, em linhas que trabalham a mensuração de tensões induzidas na área do aparelho estomatognático (Lopuck *et al.*, 1978; Sonnenburg & Härtel, 1978; Thayer & Caputo, 1979).

Em 1987, Kinni *et al.* demonstraram por meio de estudo comparativo fotoelástico, a influência do design dos implantes Branemark e Core-Vent. Nesta análise foram aplicados dois tipos de carregamentos a 40 lb: axial e angulado a 25°. Os implantes foram embebidos em blocos de resina fotoelástica (PL2), na dimensão de 5x5x2 cm. Os resultados demonstraram que as tensões foram concentradas no ápice de ambos os implantes e que o menor número de espiras do Core-Vent gerou maior magnitude lateral. Os autores finalizam citando que o implante Branemark distribui as tensões de maneira biologicamente mais aceitável comparado ao Core-Vent.

White *et al.* (1994) citam na introdução do artigo, que o comprimento do cantiléver em próteses é baseado largamente em julgamento empírico e que nenhum estudo foi realizado, até aquele momento, com o escopo de analisar a influência da diminuição do extremo livre. Para isto foi confeccionado um modelo de mandíbula moderadamente reabsorvida com resina fotoelástica (PL-2) e com cinco implantes regulares de 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento. Os implantes foram fixados entre os forames mentuais, sendo as infraestruturas devidamente conectadas sobre os implantes com torque de 10 N.cm. Gabaritos de resina acrílica foram perfurados de 5 em 5 mm, controlando as diferentes distâncias para simulação do carregamento. Os autores observaram a existência do mesmo comportamento da distribuição de tensão para diferentes comprimentos de cantiléver, contudo, com magnitudes diferentes. Os maiores valores de tensões foram descritos para a região

cervical do implante posterior, aumentando proporcionalmente o tamanho do cantiléver.

A análise fotoelástica dos padrões de tensões geradas ao redor dos implantes com a utilização de armações metálicas ajustadas de maneira passiva e não passiva foi realizada por Waskewicz *et al.* (1994). Para o exposto, cinco implantes de 3.75 mm x 10 mm (Branemark System, Nobelfarma) foram inseridos em um modelo de resina mandibular fotoelástica (CP5) e sobre eles foram adaptadas duas armações metálicas. A primeira armação continha um desajuste visual, gerando movimentação quando exercida uma leve pressão digital. A segunda foi adaptada, seccionada e soldada gerando melhor passividade na sua instalação. Os resultados demonstraram que o aparafusamento da armação não passiva gerou alto padrão de tensão ao redor dos implantes, sendo que o contrário foi observado na outra armação. Em sua discussão, os autores citam a necessidade de aumentar a passividade para a melhor longevidade do tratamento reabilitador.

Em 2004, Ueda *et al.* compararam por meio da análise fotoelástica, a dissipação de tensões de uma prótese fixa com três implantes paralelos com distância de 4 mm entre si (P) e da mesma prótese sobre três implantes com a existência de um angulado central, que teve seu ângulo mesio distal alterado para 30° (A). Para isto foram utilizados dois modelos de resina fotoelástica (PL-2) com 30 mm de altura, 75 mm de largura e 12 mm de espessura. Os implantes foram fixados na região do primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar inferior. A prótese foi submetida a diferentes intensidades de cargas (2, 5, 10 kg) através de uma ponta conectada ao centro da mesma. Observou-se pré-carga gerada pelo aparafusamento das próteses que foram ampliadas a cada carregamento. Nos implantes paralelos, a distribuição de tensões seguiu seu longo eixo e a concentração das franjas foi menor. O modelo angulado tinha franjas em menor quantidade, localizadas dispersamente na região apical de ambos os implantes laterais.

Markarian *et al.* (2007) analisaram implantes paralelos e angulados por meio de modelos fotoelásticos. Foram confeccionados dois modelos

fotoelásticos com resina (PL-2), um modelo P com três implantes paralelos e um modelo A com três implantes, sendo que o central tinha angulação de 30°. Uma infraestrutura foi construída para cada modelo usando cilindros de titânio, que foram unidos com solda a laser. As duas primeiras infraestruturas foram construídas e bem adaptadas com a distância implante/infraestrutura de 10µm. Assim os modelos P e A foram submetidos à análise fotoelástica em três momentos: (i), antes do teste; (ii), infraestrutura colocada; e (iii), aplicação de carga de 100 N. Novos procedimentos de soldagem, para os modelos A e P, foram conduzidos nas infraestruturas, um dispositivo de calibre de 150 µm era colocado entre a conexão do implante central da infraestrutura, durante a solda. Um polariscópio plano, associado a um polariscópio circular foi usado para contornar as tensões que mostravam franjas escuras (isoclínicas). Na análise qualitativa, foi considerado que quanto maior o número de franjas, maior seria a tensão; e quanto mais fechada a franja, maior a concentração de tensão. Antes de todas as análises fotoelásticas, os modelos foram mantidos a 50° C durante 1 hora para liberar as tensões residuais geradas durante a fabricação do modelo ou teste. No modelo P, as tensões localizaram ao redor da cervical, e no modelo A, as tensões localizaram ao redor da porção cervical do implante angulado central e ao redor do implante mais perto da parte inferior do implante angulado central. Com a aplicação de carga de 100 N, a concentração de tensões foi observada na região apical dos implantes. No modelo P, foi possível observar maior concentração de tensões na porção apical do implante central, e no Modelo A, concentração de tensões foi no ápice do implante mais perto do implante angulado. No modelo P, com desajuste marginal de 150 µm, foi observada tensão pré-carga ao redor dos implantes laterais, que aumentou em comparação com as infraestruturas bem adaptadas. No modelo A, com falta de adaptação, a pré-carga foi transferida para o corpo e a região cervical do implante angulado e região do o ápice dos implantes laterais. A carga aplicada nas infraestruturas não alterou consideravelmente os padrões de franja no modelo P, mas foi observado aumento na densidade de franja no Modelo A.

Bernardes *et al.* (2009), empregando a técnica fotoelástica investigaram tensões periimplantares advindas de quatro tipos diferentes de interfaces implante-*abutments*: hexágono externa (HE), hexágono interna (HI), Cônica interna (CI) e implante sem junção (peça única, PU). Aplicaram força axial de 1,5 kg no centro do implante e uma não axial de 0,75 kg a 6,5 mm de distância. Para isso, os autores utilizaram implantes sem rosca e com dimensões idênticas (13 mm x 4.1 mm), que foram inseridos em blocos de resina fotoelástica (Polipox – SP - Brasil) 52 x 35x 7,6 mm. A tensão cisalhante foi avaliada em 46 pontos ao redor do implante para a carga axial e 61 pontos para a carga não axial. Os resultados mostraram que para a carga axial não foi encontrada diferença estatística significativa entre os grupos ( $p < 0.05$ ). Entretanto, para a carga não axial, o hexágono interno demonstrou menores valores sendo estatisticamente diferente dos outros grupos.

Em 2009, um estudo sobre o padrão de tensão ao redor dos implantes distais angulados no sistema *all-on-four* foi publicado por Begg *et al.* Para isso foram utilizados quatro modelos de resina fotoelástica (Vishay). Quatro implantes de 13 mm de comprimento foram instalados, sendo que os dois centrais eram retos e paralelos entre si e os posteriores diferiram entre os modelos, pela sua angulação, a saber:  $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  e  $45^\circ$ . *Abutments* retos de 4 mm foram conectados aos implantes retos; *abutments* de  $17^\circ$  aos implantes angulados a  $15^\circ$  e os *abutments* de  $30^\circ$  conectados aos demais implantes angulados. Todos receberam torque de 35 N.cm e uma estrutura metálica (barra) foi adaptada ao modelo através do torque de 15 N.cm. Os modelos foram levados ao polariscópio onde receberam cargas de 49.05 N, 98.06 N e 147.09 N em três diferentes locais (lado direito, central e lado esquerdo). A análise foi realizada nas regiões cervical, lateral e apical. Os autores descrevem que os padrões de franja para todos os modelos angulados foram maiores na região apical e cervical. O grupo que recebeu a menor tensão advinda dos carregamentos foi o  $30^\circ$  angulado. O grupo a  $45^\circ$  obteve as maiores ordens de franjas, podendo produzir maior tensão nos tecidos periimplantares.

Machado *et al.* (2011) realizaram estudo para avaliar a distribuição de tensão na região periimplantar utilizando diferentes tipos de desenhos de overdenture por meio da análise fotoelástica. Três grupos foram considerados: O'ring (GI), Barra clipe (GII) e a associação de barra clipe com O' rings distais (GIII). Depois da adaptação da prótese no modelo fotoelástico, carga alternada de 100 N foi aplicada nas regiões posterior e anterior, simulando oclusão normal e protusão mandibular. Após o carregamento, a resina fotoelástica (Araldite) foi levada à estufa na temperatura de 50° em 20 min com o objetivo de liberar a tensão induzida, preparando-a para novos carregamentos. Os resultados foram fotografados e a análise qualitativa realizada, determinando assim os seguintes resultados: O grupo GI mostrou o menor nível de tensão, seguido pelo GII que apresentou resultado intermediário, apesar do moderado nível de tensão encontrado. O grupo GIII apresentou os piores resultados, devido ao alto nível de concentração de tensão. No entanto, após discussão, os autores informaram que o uso da barra é a melhor alternativa, pois ela demonstra um moderado nível de tensão com distribuição mais uniforme e possui maior retenção do que o sistema bola.

*“Agir, eis a inteligência verdadeira. Serei o que quiser. Mas tenho que querer o que for. O êxito está em ter êxito, e não em ter condições de êxito. Condições de palácio tem qualquer terra larga, mas onde estará o palácio se não o fizerem ali?”*

**Fernando Pessoa**

### **3. Proposição**

Avaliar de maneira qualitativa e quantitativa, por meio da técnica de fotoelasticidade, os níveis de tensões que circundam os implantes dentários, considerando a reabilitação tipo protocolo Branemark, com diferentes inclinações do implante distal ( $0^\circ$ ,  $17^\circ$ ,  $30^\circ$ ) e com alteração do intermediário protético (reto e angulado).

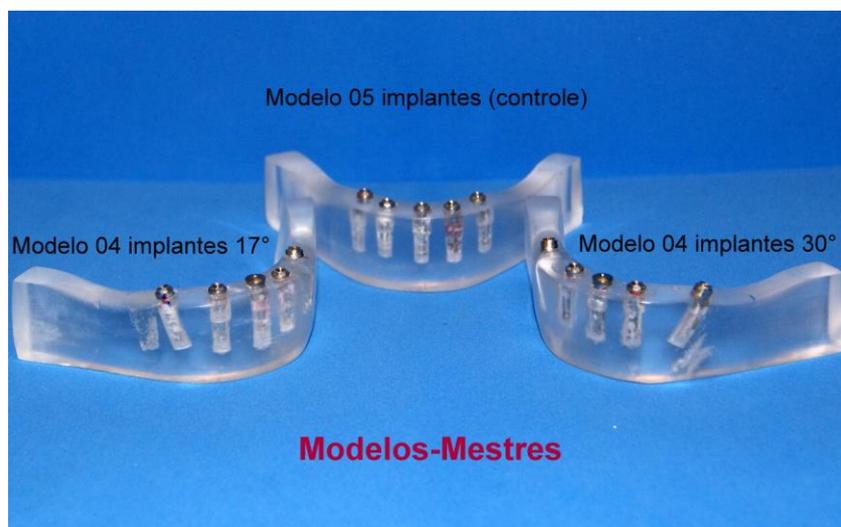
*"Quando nada parece dar certo, vou ver o cortador de pedras martelando sua rocha talvez 100 vezes, sem que uma única rachadura apareça. Mas na centésima primeira martelada a pedra se abre em duas, e eu sei que não foi aquela que conseguiu isso, mas todas as que vieram antes."*

**Jacob Riis**

## **4. Materiais e Método**

Este trabalho, com metodologia experimental e laboratorial, tem como objetivos avaliar e comparar a distribuição de tensões ao redor dos implantes dentários em uma reabilitação tipo protocolo por meio da técnica de fotoelasticidade. Para o exposto foram confeccionados três modelos-mestres em acrílico, sendo um modelo com cinco implantes, e os outros dois modelos com quatro implantes, variando apenas a inclinação dos implantes distais em 17° e 30°, conforme a figura 1.

As dimensões dos implantes foram padronizadas em 13 mm de comprimento por 3,75 mm de diâmetro. Sua disposição seguiu a média do espaço entre os forames mentuais, de acordo com o posicionamento encontrado para o sistema Novum® com três implantes.



**Figura 1.** Modelos-Mestres. Os modelos dos implantes distais inclinados possuem cinco implantes, mas o central não será utilizado (coberto por tapa implante).

Para a confecção da infraestrutura ametálica, barras de titânio (400304, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR), com 3 mm de diâmetro foram soldadas a pilares *micro-units* (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR), através dos respectivos *copings* (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR), originando cinco modelos. A variação da configuração original se deu pelo uso dos *micro-units* (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) retos e angulados a 17° (148023, cinta 3,5 mm) e 30°

(032023, cinta 3 mm). Os grupos testados foram estabelecidos conforme a tabela 1.

**Tabela 1.** Especificações dos grupos testados.

<b>Grupo</b>	<b>Número de implantes</b>	<b>Inclinação dos implantes distais (2)</b>	<b>Componente protético</b>	<b>Tamanho da barra distal</b>
<b>GC</b>	05	0 <sup>0</sup>	<i>Micro-unit</i> reto	15 mm
<b>G17R</b>	04	17 <sup>0</sup>	<i>Micro-unit</i> reto	9,7 mm
<b>G17A</b>	04	17 <sup>0</sup>	<i>Micro-unit</i> angulado a 17 <sup>0</sup>	11,2 mm
<b>G30R</b>	04	30 <sup>0</sup>	<i>Micro-unit</i> reto	5,6 mm
<b>G30A</b>	04	30 <sup>0</sup>	<i>Micro-unit</i> angulado a 30 <sup>0</sup>	7,8 mm

A avaliação das tensões foi realizada pelo uso do polariscópio circular, através da análise quantitativa das ordens de franjas, oriundas de dois carregamentos com 4 N., sendo o posterior, localizado na região mais distal da barra e o anterior a 4 mm do último pilar. O término do cantiléver acompanhou um gabarito de 15 mm a partir do implante 2 do modelo de cinco implantes (GC); nos outros modelos este comprimento foi alterado devido à inclinação dos implantes e pilares, entretanto, a barra possui o mesmo tamanho em todos os modelos.

Todos os implantes dentários e componentes protéticos foram cedidos pela empresa Conexão Sistemas de Prótese LTDA® (São Paulo-SP, Brasil). A execução do projeto e a análise dos resultados foram realizadas no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (FEMEC-UFU) e Escola Técnica de Saúde (ESTES) da Universidade Federal de Uberlândia.

#### 4.1. Confeção do modelo de gesso

Um modelo anatômico de estudo (Columbia Dentoform corp., Nova York - NY, EUA) foi utilizado com o objetivo de se tornar o **modelo-padrão** da pesquisa. Para este fim, o mesmo foi preparado com a extração dos elementos dentários e os espaços “alveolares” preenchidos com cera sete (Wilson, Polidental LTDA, Cotia - SP, BR), transformando-o em um modelo desdentado total. (Figura 2).

Após a remoção dos dentes, selecionou-se e individualizou-se uma moldeira de estoque de Inox (Tecnodent I-5. São Paulo - SP, BR) para a moldagem com um hidrocolóide irreversível – alginato tipo I (Jeltrate Plus, Dentsply) com a posterior reprodução em gesso tipo IV (Durone IV, Dentsply).

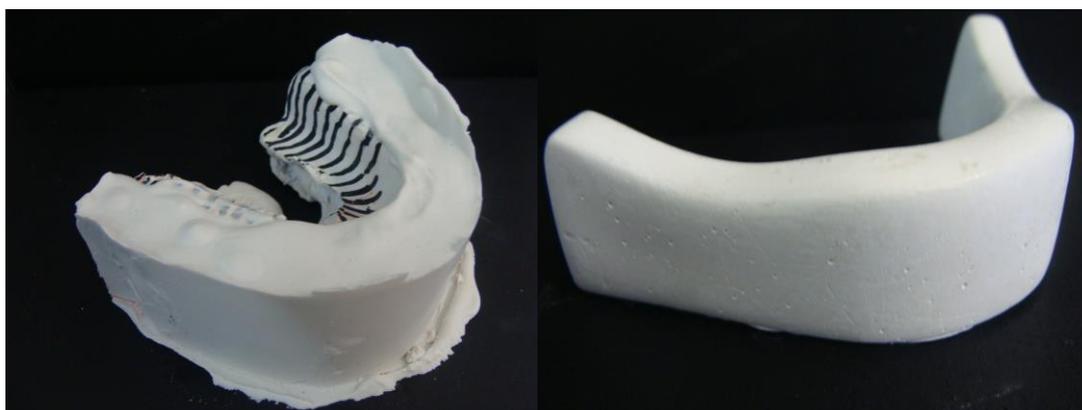


**Figura 2.** À esquerda, modelo em cera e, à direita, obtido em gesso.

A preparação do modelo não consistiu somente em torná-lo um arquétipo de edentulismo total, mas também aperfeiçoá-lo de maneira a facilitar a visualização das franjas das tensões oriundas do processo fotoelástico. O formato do modelo adquirido é compatível com a arcada mandibular humana,

sendo que a forma de ferradura assumida, característica da posição do corpo da mandíbula, prejudicaria a leitura na região posterior.

Contornada esta limitação anatômica e na tentativa de obter um padrão para trabalhos com fotoelasticidade na região inferior dos maxilares – tanto posterior como anterior; o modelo foi ajustado, removendo a interposição do corpo mandibular através do aumento do ângulo da mandíbula. Deste modo, realizou-se a “osteoplastia” com o acréscimo de cera utilidade (Wilson, Polidental LTDA, Cotia - SP, BR) na região vestibular e sua remoção na região lingual, conforme a figura 3. Para auxiliar no processo de remodelamento, utilizou-se cera sete (Wilson, Polidental LTDA, Cotia - SP, BR) com o objetivo de criar um anteparo vestibular para a cura do gesso. Marcações foram realizadas com caneta de tinta permanente, ponta fina 1 mm (Pilot Pen do Brasil S.A, São Paulo – SP, BR) para orientar o desgaste da broca Maxicut (nº 72GX 060, Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis – RJ, BR).



**Figura 3.** Elaboração do modelo de gesso.

Após o tempo de presa, obtido de acordo com as recomendações do fabricante, o modelo foi lixado com a utilização sequencial de lixas d’água números 120, 150, 220, 320, 400, 600 (226U-3M, Sumaré - SP, BR) até impetrar considerável lisura superficial. A avaliação apurada neste momento é necessária, pois a anatomia adquirida e a polidez externa serão copiadas pelo processo de moldagem, que resultará no posterior modelo de acrílico que, por sua vez, será a base do modelo fotoelástico. Continuando com o propósito de

conseguir a almejada superfície polida, o modelo foi submetido a uma técnica de preparo oriunda da ortodontia, intitulada de perolização. Este acabamento consiste em mergulhar o modelo em uma solução de sabão e ácido bórico por duas horas e logo após deixá-lo secar por 24 horas em ambiente isento de poeira. Após a completa desidratação, que pode ser conseguida através de um forno de micro-ondas regulado para baixa potência, realiza-se o polimento com tecido de seda (Habib *et al.*, 2007).

O modelo, agora limpo de qualquer imperfeição superficial, foi condicionado sobre uma placa de azulejo, fixado com cera utilidade (Figura 4) e moldado com borracha de silicone ASB-10 branca (Polipox Indústrias e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR), de acordo com as orientações do fabricante.

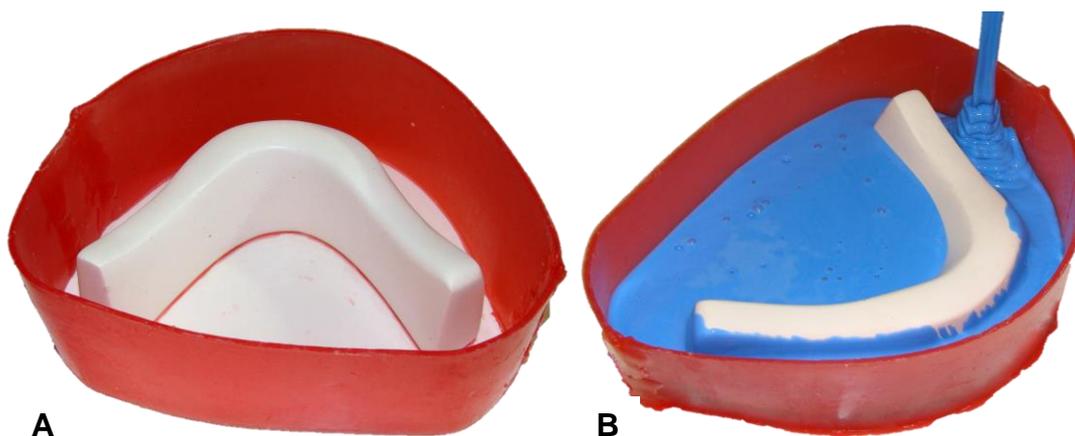


**Figura 4.** Modelo finalizado (pré-moldagem) e fixado ao azulejo com cera utilidade.

#### **4.2. Confeção do molde**

Com o modelo fixo pela cera utilidade (Wilson, Polidental LTDA, Cotia - SP, BR), previamente aquecida, uma muralha de cera sete (Wilson, Polidental LTDA, Cotia - SP, BR) foi aplicada com o objetivo de servir como um

anteparo (Figura 5 - A) para impedir o extravasamento da borracha silicone ASB-10 azul (Polipox Indústrias e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR) que foi vertida cuidadosamente após posterior manipulação com o catalisador (Polipox Indústria e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR), realizada de acordo com a recomendação do fabricante (Figura 5 - B).



**Figura 5.** A. Muralha de cera; B. Moldagem.

Após inserir todo o conteúdo do silicone, visualizam-se bolhas que eclodem na superfície, promovendo a remoção do oxigênio. Posteriormente à cura, que ocorreu em 23 horas, o gesso foi retirado de maneira delicada, evitando dano ao molde.

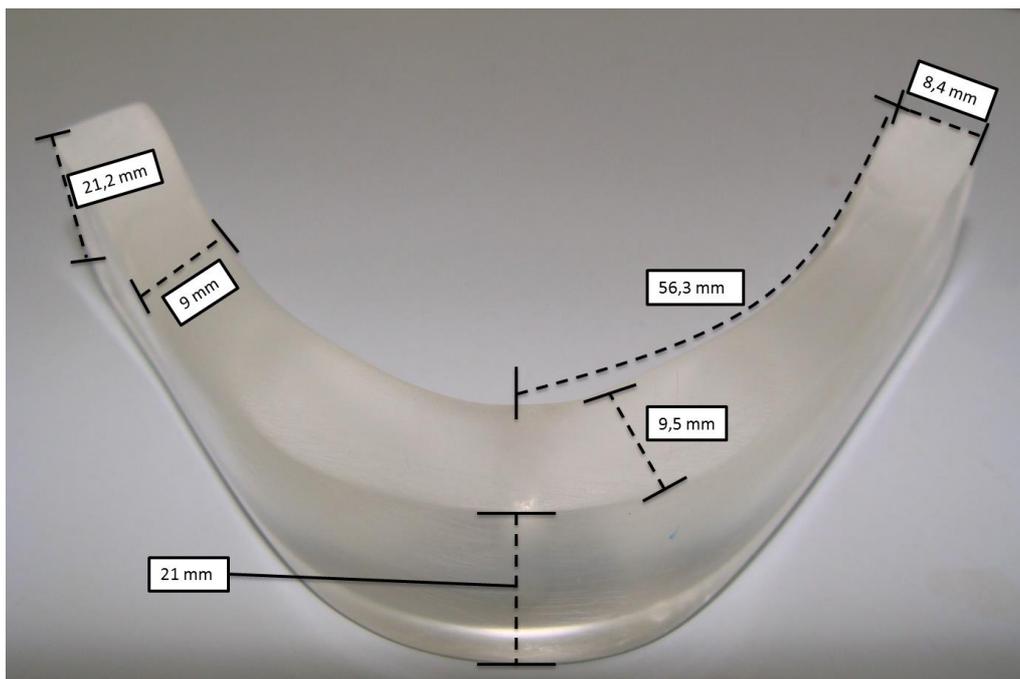
Nota-se, na figura 6, a capacidade do material de moldagem copiar detalhadamente a superfície do modelo, justificando todo o preparo anteriormente realizado.



**Figura 6.** Molde finalizado.

#### **4.3. Confeção do modelo de acrílico**

Para tal composição, a resina acrílica foi vertida sobre o molde, permanecendo em seu interior até finalizar o processo de cura. Uma regularização do processo alveolar foi realizada, desgastando-o com uma broca Maxicut (nº 72GX 060, Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis – RJ, BR) simulando um platô conforme descrito por Jenses *et al.* (2011). A superfície do modelo passou pelo processo de polimento conforme relatado em 4.1, transformando-se no modelo padrão onde serão confeccionadas as perfurações para a inserção dos análogos dos implantes. Após o polimento, sua dimensão final ficou estabelecida de acordo com a figura 7.



**Figura 7.** Proporções do modelo.

#### **4.4. Confecção do Guia Cirúrgico**

As cinco primeiras perfurações foram realizadas em um modelo de acrílico preliminar através de um gabarito em placa de acetato de 2 mm de espessura. Importante salientar que o posicionamento dos implantes distais foi padronizado de acordo com o encontrado para o sistema Novum® de três implantes por meio de sua barra protética inferior. Objetivando localizar o centro do modelo – para a perfuração do implante central - utilizou-se um esquadro de centrar (Starret, série 435, Itu - SP, BR), conforme figura 8. Definida a posição dos implantes central e distais, idealizou-se então o posicionamento dos implantes intermediários. Todas as perfurações foram executadas com fresas de aço com 4.2 mm de diâmetro, montadas em uma furadeira de bancada (Schulz Pratika FSB-16P, Joinville - SC, BR) (Figura 9).



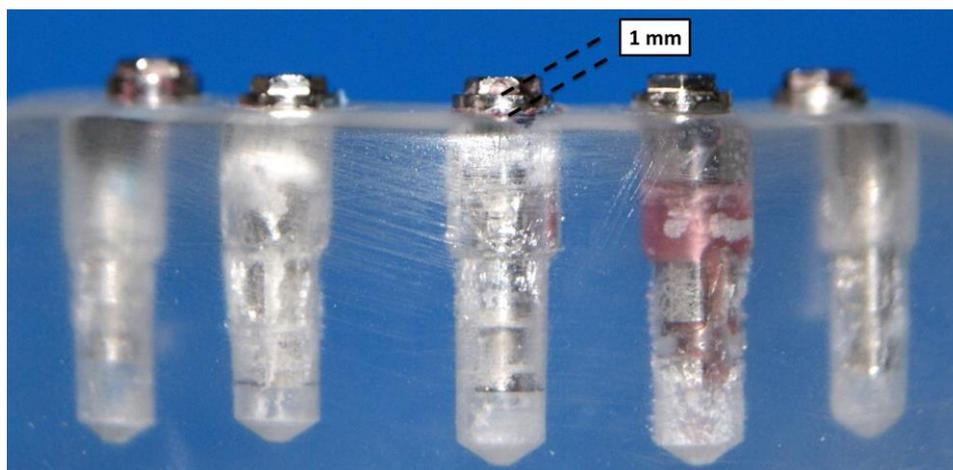
**Figura 8.** Esquadro de centrar auxiliando a demarcação do ponto central.



**Figura 9.** Furadeira de bancada utilizada para a perfuração dos modelos de acrílico.

Análogos foram posicionados e fixados com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder® Loctite, Hankel Ltda, São Paulo - SP, BR), promovendo a manutenção da plataforma dos análogos em uma padronização de 1 mm sobre

a superfície do modelo (Figura 10). Transferentes foram adaptados aos respectivos análogos e sua união se deu através da ferulização de barras de titânio (Conexão Sistemas de Prótese) envoltas em resina acrílica (Duralay, Polidental LTDA, Cotia - SP, BR) (Figura 11). Esta estrutura definiu a posição da perfuração nos cinco modelos testados, sendo denominada guia “cirúrgico”.



**Figura 10.** Análogos posicionados.



**Figura 11.** Guia “cirúrgico”.

## 4.5. Perfuração dos modelos de acrílico e instalação dos análogos

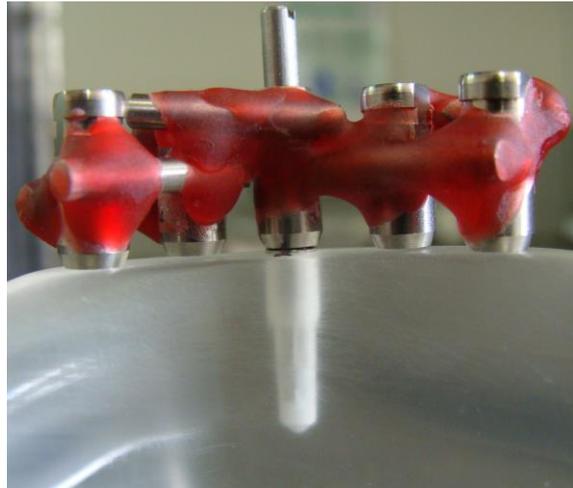
### 4.5.1. Modelo com implantes não inclinados

As perfurações de cada orifício foram realizadas pela inserção de duas fresas de aço rápido com 650 RPM, consecutivamente de 3.2 mm e 4.2 mm de diâmetro e profundidade de 13 mm e 6 mm, com o propósito de fornecer ao análogo uma fixação por pressão, já que o mesmo seria colocado justaposto à resina acrílica. Essa tentativa mostrou-se fracassada, uma vez que ao instalar e aparafusar o *micro-unit* (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR), com o torque sugerido pelo fabricante, o análogo girava, não fornecendo a estabilidade necessária para a manutenção de sua localização espacial. Pelo exposto, utilizou-se adesivo de cianoacrilato (Super Bonder® Loctite, Hankel Ltda, São Paulo - SP, BR) para favorecer a fixação do componente, proporcionando estabilidade ao conjunto.

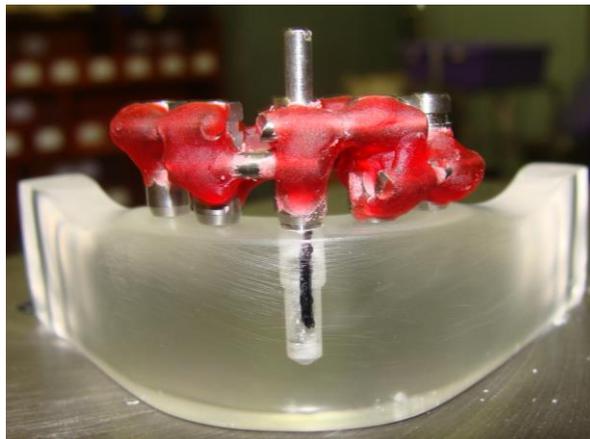
A primeira perfuração ocorreu sobre a marcação central do modelo, com a posterior instalação do análogo. Sobre este foi adaptado o guia cirúrgico, possibilitando a reprodução das outras perfurações nos demais modelos, conforme as figuras 12 a 15.



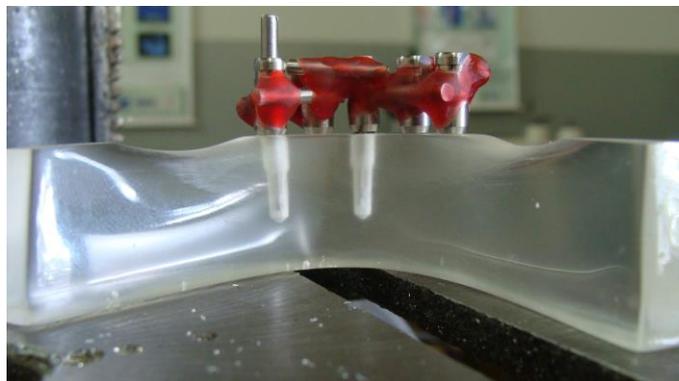
**Figura 12.** Perfuração inicial para o análogo central.



**Figura 13.** Adaptação do guia ao análogo central. Vista lingual.



**Figura 14.** Adaptação do guia ao análogo central. Vista vestibular.



**Figura 15.** Instalação do segundo análogo. Vista lingual.

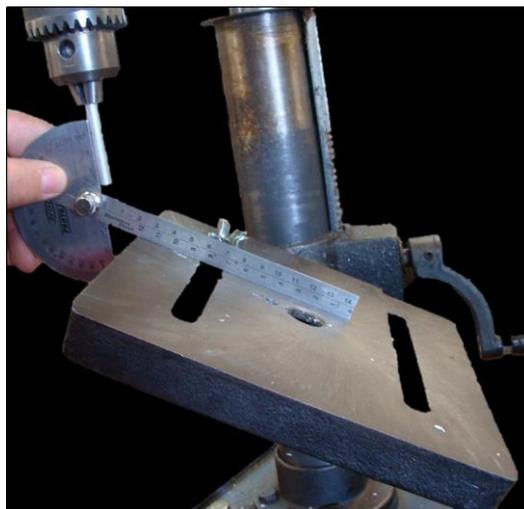
#### 4.5.2. Modelos angulados

As perfurações dos implantes inclinados diferiram da metodologia realizada para os três implantes centrais retos, que foram *ab integro* ao processo do modelo reto.

É importante salientar que a perfuração central nos modelos angulados foi conduzida apenas para servir como guia às demais; e, que a instalação do implante do centro foi realizada somente no grupo I, apesar do uso dos análogos nos demais grupos. Logo, a justificativa para as cinco perfurações se deu pela possibilidade de estudos futuros com os mesmos modelos de acrílico. Nos modelos angulados – de quatro implantes – o análogo foi sepultado pelo uso do parafuso de cobertura.

A penetração da broca serviu como nicho para os implantes angulados, realizada após minucioso planejamento, analisando o eixo de rotação, posição inicial de perfuração e sua angulação.

A mesa da furadeira, através do movimento de sua base, gera uma alteração no seu eixo, e com isso permite que a angulação seja mensurada e calibrada. Assim sendo, para a definição do ângulo de inserção da broca foi utilizado um transferidor, apoiado na ponta ativa, com o objetivo de guiar o movimento da bancada até o grau específico. O modo da calibração pode ser visto na figura 16.



**Figura 16.** Calibração do ângulo da mesa da furadeira de bancada.

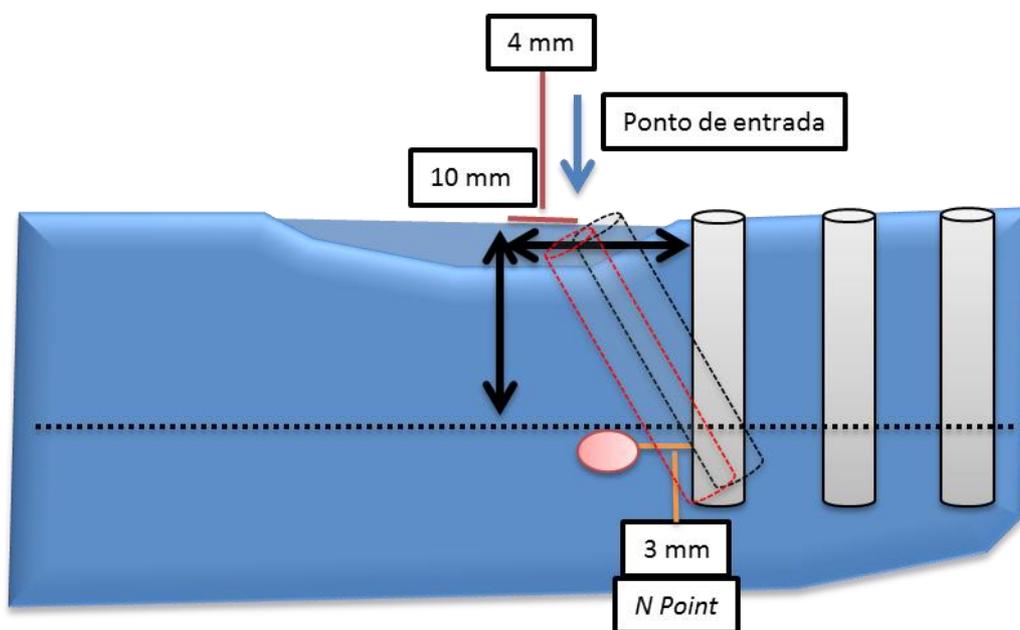
Após o ajuste da base móvel (Figura 16), a fixação do modelo foi promovida pelo uso de duas presilhas aparafusadas na sua parte superior-anterior com a intenção de manter a estrutura rígida para a perfuração (Figura 17).



**Figura 17.** Presilhas para fixação do modelo.

Com a fixação da estrutura na base angulada da furadeira, realizou-se a perfuração propriamente dita. Todo trabalho laboratorial deve – em suas diversas nuances - apresentar como intenção uma verossimilhança com o conceito prático. Sendo assim, a angulação dos análogos distais necessitou de atenção mais cuidadosa. Diversos trabalhos na literatura fornecem alteração na angulação do implante através de sua rotação, tendo como fulcro a região apical. Este conceito, apesar de copiado nos inúmeros ensaios, fornece uma implicação clínica adversa. Possivelmente, o nervo mental, seria comprometido por uma fresagem desta proporção. Para contornar esta limitação, preparamos o modelo de acordo com a técnica descrita por Jensen *et al.* (2011).

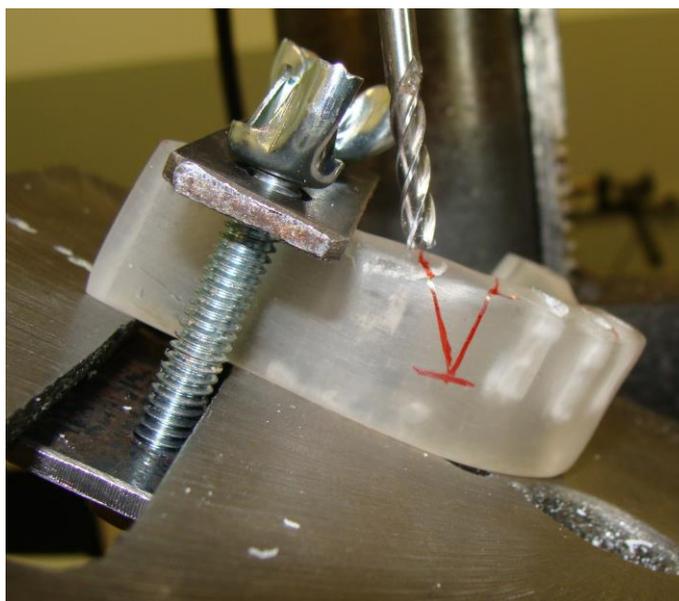
Esta técnica descreve uma metodologia para o posicionamento do implante 2 angulado a 30° em uma reabilitação tipo *all-on-four*. Com a determinação do forame mental, um sítio considerado como ponto do nervo (*n point*) é marcada de 2 a 4 mm para anterior. O implante deve passar anterior ao ponto n, mas mesmo assim localiza-se posteriormente ao forame quando colocado a 30°. A figura 18 demonstra de maneira esquemática o descrito.



**Figura 18.** Metodologia para inserção do implante angulado.

O tracejado em vermelho simboliza o implante angulado pelo seu fulcro inferior. Neste caso, o implante danificaria o nervo mental. Já no tracejado preto, visualiza-se a técnica descrita anteriormente, onde a superfície distal do implante passaria próxima à estrutura nervosa, não a danificando.

Com este conceito em mente e para determinar o forame mental, considera-se que a face posterior do implante reto no modelo I (cinco implantes) estaria afastada por 1 mm da parte mais anterior da alça do nervo mental. Assim sendo, o forame estaria a 2 mm do *n-point*. Depois de determinar o *n-point* no sentido antero-posterior, o situamos 10 mm abaixo do rebordo alveolar. Traça-se uma reta a partir no *n-point* até o rebordo. O local de inserção da fresa para a angulação correta de 30° é 6 mm posterior a essa reta. Com a determinação do ponto de entrada, a perfuração se deu conforme a figura 19.



**Figura 19.** Início da perfuração em modelo angulado.

Análogos foram posicionados e fixados com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder® Loctite, Hankel Ltda, São Paulo - SP, BR), promovendo a manutenção da plataforma dos análogos em uma padronização de 1 mm sobre a superfície do modelo.

#### 4.5.2.1. Modelo de 30°

O modelo de 30° foi ajustado e preso na mesa da furadeira com a parte posterior voltada para a ponta da fresa. Com o modelo firme em sua posição, a mesa foi movimentada até coincidir com a marcação no transferidor de 30°, conforme a figura 20. Assim, a mesa foi fixada com o auxílio de um parafuso, possibilitando iniciar a fresagem, que ocorreu conforme o item 4.5.1. A instalação dos análogos seguiu o citado no item 4.4.

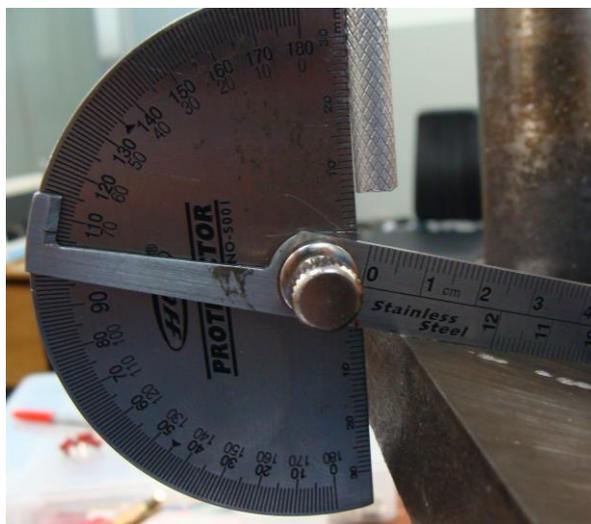


**Figura 20.** Ajuste da mesa da furadeira para modelo de 30°.

#### 4.5.2.2. Modelo de 17°

O modelo de 17° foi ajustado e preso na mesa da furadeira com a parte posterior voltada para a ponta da fresa. Com o modelo firme em sua posição, a mesa foi movimentada até coincidir com a marcação no transferidor de 17°, conforme o demonstrado na figura 21. Após isso, a mesa foi fixada com

o auxílio de um parafuso, possibilitando iniciar a fresagem que ocorreu de acordo com o item 4.5.1. A instalação dos análogos seguiu o citado em 4.4.



**Figura 21.** Ajuste da mesa da furadeira para modelo de 17°.

#### 4.5.2.3. Confeção das infraestruturas protéticas

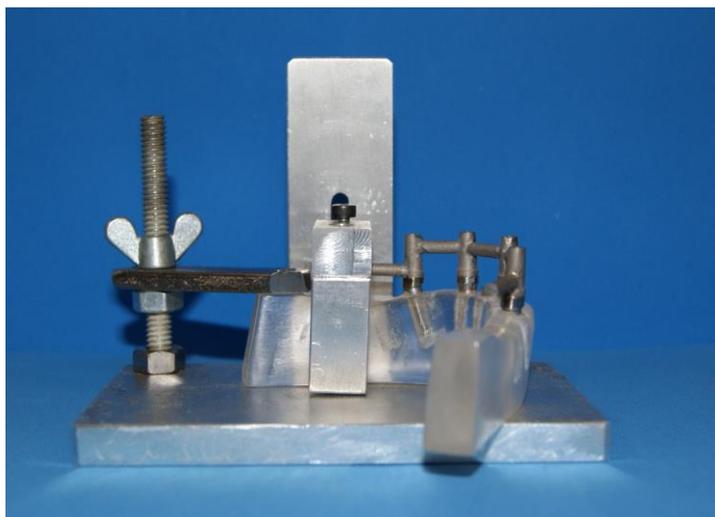
Com o intuito de fabricar as infraestruturas protéticas, foram utilizados 21 pilares *micro-units* (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR), sendo que 17 eram pilares retos, contendo 3 mm de cinta (132023) e os quatro restantes eram angulados em 17° e 30° com 3,5 mm de cinta (148023), que foram unidos por barras de titânio pré-fabricadas de 3 mm (400304, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) para a fabricação das infraestruturas metálicas.

Os *micro-units* (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) receberam um torque de 20 N.cm através de um torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) e os parafusos dos respectivos copings (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) receberam 10 N.cm.

Os espaços entre os cilindros de titânio dos *micro-units* (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) foram mensurados por um paquímetro digital (Mitutoyo, Mitutoyo Sul Americana, Suzano – SP, BR) com o intuito de oferecer o valor para o desgaste das barras, que foi realizado com um disco de carborundum (Sof-Lex Pop-On, 3M, Sumaré - SP, BR) acoplado a uma peça de mão e motor elétrico de bancada (Micromotor Marathon, Talmex Produtos de Prótese Dentária Ltda, Curitiba – PR, BR).

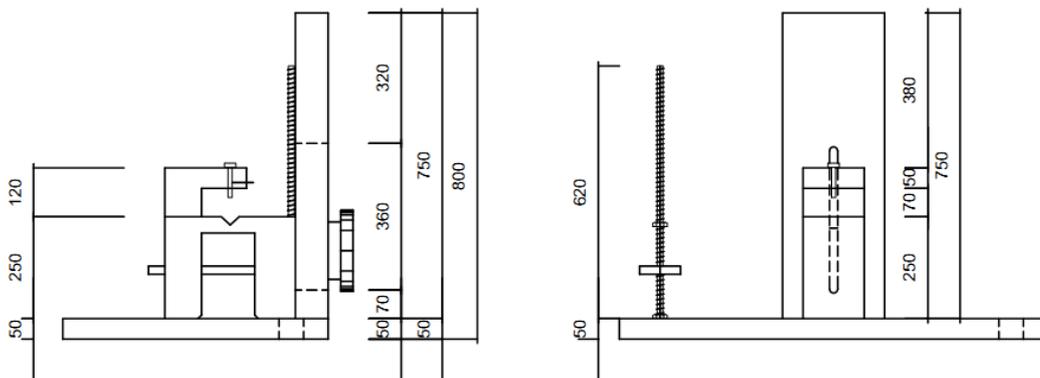
O desgaste realizado na extremidade da barra visou gerar uma estrutura côncava para se acomodar externamente aos cilindros, visando auxiliar no processo de soldagem (Hart & Wilson, 2006; Simamoto, 2008), já que minimizar espaços vazios entre a barra e o *coping* (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) é necessário para uma soldagem com qualidade adequada.

A adaptação das barras seccionadas foi realizada manualmente nos pilares anteriores devido à facilidade de contenção dos pilares distais. As barras das extremidades livres ficaram sem apoio. Assim, com o objetivo de diminuir possíveis variáveis nos resultados do carregamento, desenhou-se um suporte que possibilitou manter a altura semelhante entre barra/cantiléver-resina em todos os modelos (Figura 22).

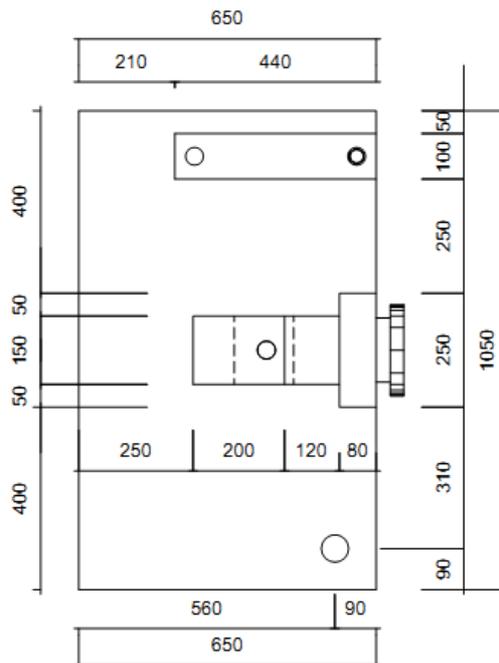


**Figura 22.** Suporte utilizado para soldagem da barra distal.

Para isso, um dispositivo de alumínio contendo uma base fixa unida a uma coluna, que permite uma variação na altura de seu braço e que se apresenta com uma fenda, possibilitando o encaixe do corpo mandibular, foi criado. O braço necessita ser ajustado para compensar diferenças na altura devido à inclinação dos pilares. Na margem superior deste suporte criou-se uma fresta, cujo objetivo é sustentar a barra distal (cantiléver) que será soldada ao pilar. Para melhorar a fixação do modelo foi adicionado um anteparo na extremidade de sua base. O desenho esquemático do dispositivo, bem como o modelo tridimensional podem ser visualizados nas figuras 23 e 24.



**Figura 23.** Desenho esquemático do suporte. Vista lateral e frontal.



**Figura 24.** Desenho esquemático do suporte. Vista superior.

De acordo com Simamoto (2008), a utilização de barras pré-fabricadas de titânio dispensa o uso de fundição, otimizando os processos em termos de custo, tempo e interferência da técnica quanto ao ajuste do componente aos implantes. As barras de titânio foram soldadas com a soldadora TIG (Tungsten Inert Gas, Micromelt, EDG Equipamentos, São Carlos - SP, BR), regulada em profundidade três e pulso doze com o objetivo de promover a união e a estabilidade entre os pilares (Figura 25). Um único operador foi utilizado para padronizar todo o processo (Baboni, 2006; Barbosa *et al.*, 2007; Markarian *et al.*, 2007, Simamoto *et al.*, 2008). Toda esta etapa foi realizada no Laboratório de Prótese Fixa da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia. (ESTES/UFU)



**Figura 25.** Máquina de soldar utilizada na pesquisa.

A infraestrutura passou por jateamento de óxido de alumínio (Trijato Gold Line, Essence Dental, Araraquara – SP, BR), figura 26, a fim de se verificar falhas, já que o preparo da superfície melhora a acuidade visual para a avaliação de fendas e espaços derivados do processo de soldagem. As figuras 27 e 28 demonstram a diferença e a facilidade da avaliação após o jateamento.



**Figura 26.** Máquina Trijato Gold Line.



**Figura 27.** Infraestrutura metálica antes do jateamento com óxido de alumínio.

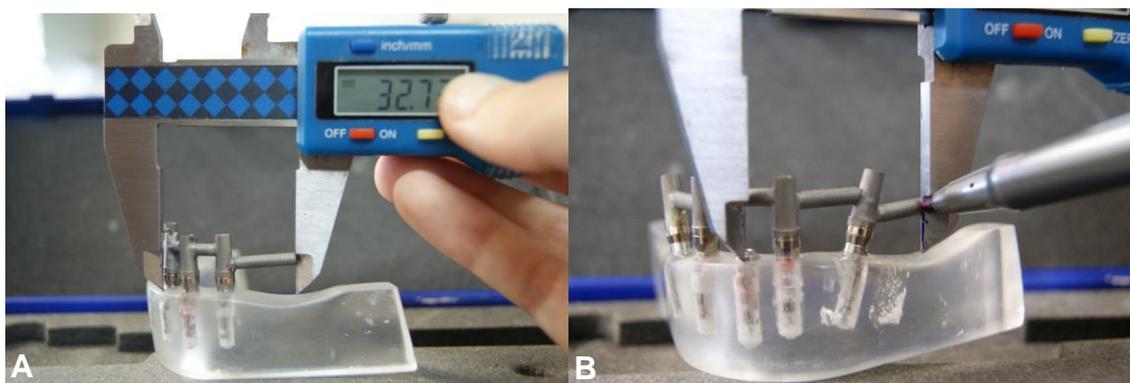


**Figura 28.** Infraestrutura metálica após o jateamento com óxido de alumínio.

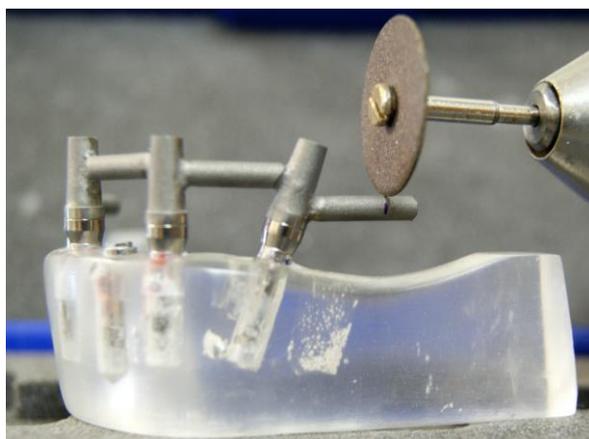
Após a união da infraestrutura metálica foi realizada a padronização do cantiléver. O comprimento da barra de extremidade livre foi modificado de acordo com o modelo testado. O grupo I (cinco implantes) serviu de referência para o tamanho da barra distal em todos os outros modelos. Assim, foi realizada uma marcação na metade do implante central. A dimensão deste ponto até o final do cantiléver do modelo I, que era de 15 mm, foi mensurada e reproduzida em todos os modelos angulados.

A figura 29 corrobora a medição do modelo de cinco implantes, avaliada em 32.73 mm. Esta medida assume que o grupo I possui 15 mm de cantiléver, sendo que a finalização da barra distal foi igual em todos os valores. O paquímetro digital (Mitutoyo, Mitutoyo Sul Americana, Suzano – SP, BR) teve

sua abertura travada e com o auxílio de uma caneta de tinta permanente, ponta fina 1 mm (Pilot Pen do Brasil S.A, São Paulo – SP, BR), foi realizada uma marca na barra, fornecendo parâmetro para o seccionamento da mesma através de um disco de carborundum (Sof-Lex Pop-On, 3M, Sumaré - SP, BR) (Figura 30) acoplado a uma peça reta de um micro motor (Marathon, Talmex Produtos de Prótese Dentária Ltda, Curitiba – PR, BR).

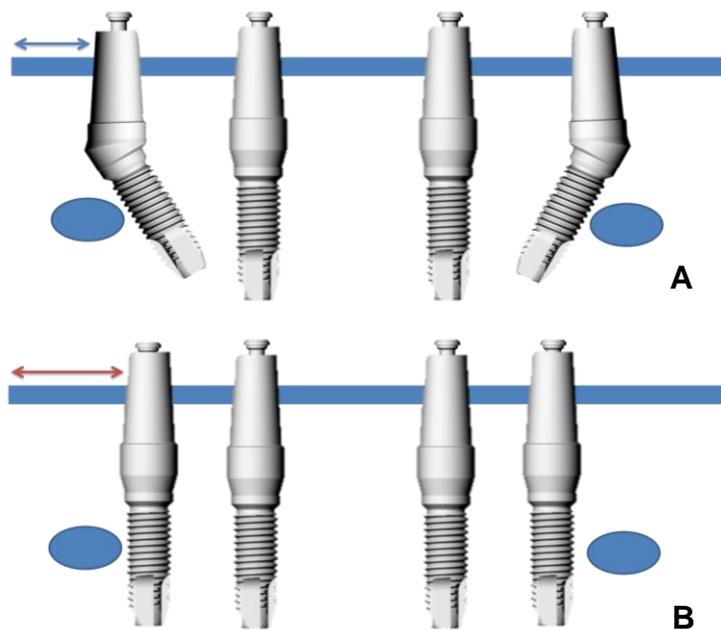


**Figura 29.** A. Aferição do ponto distal do cantiléver; B. Gabarito para padronização do cantiléver.



**Figura 30.** Seccionamento da barra distal.

Um dos fatores que contribuiu para a diferença no tamanho do cantiléver foi a angulação do implante, gerando uma associação inversamente proporcional, conforme se visualiza na figura 31.

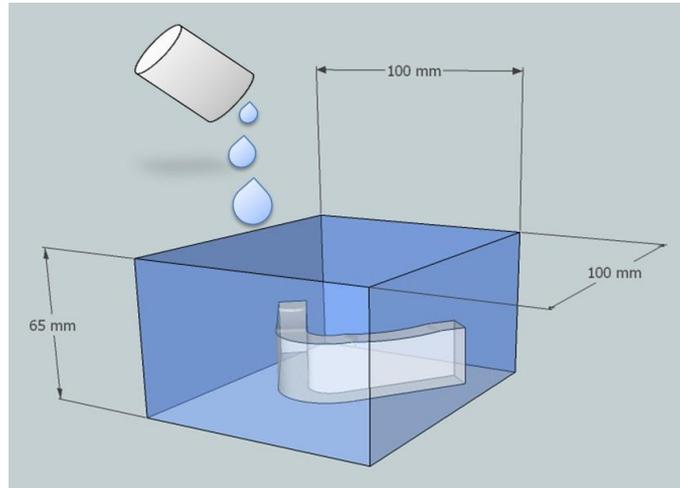


**Figura 31.** A. Representa a situação com implantes inclinados. A seta azul demonstra o tamanho do cantiléver, diminuído pelo uso do implante inclinado; B. Representa a situação com implantes retos. A seta vermelha demonstra o tamanho do cantiléver, maior quando comparado com os implantes inclinados.

#### 4.5.2.4 Confeção do molde

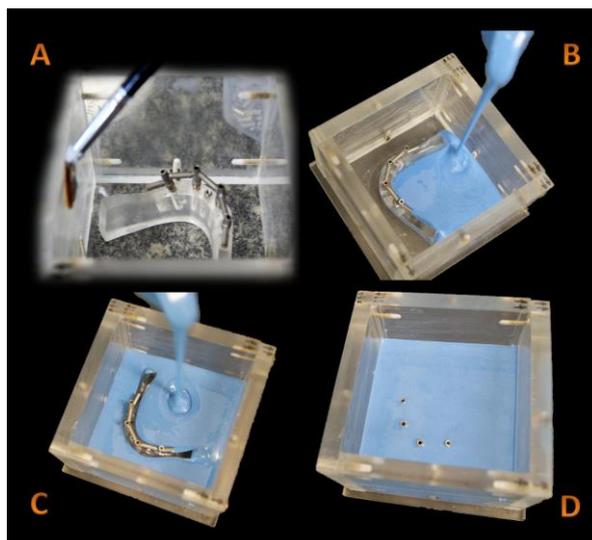
Posteriormente à etapa de soldagem da barra, o modelo estava pronto para ser submetido ao processo de moldagem e gerar um molde que será preenchido pela resina fotoelástica. Com esta finalidade, utilizaram-se quatro paralelogramos, sendo dois com 100 mm de comprimento e 55 mm de altura e dois com 80 mm de comprimento e 55 mm de altura. A base possuía 100 x 100 mm e todos com espessura de 9,4 mm. As placas de acrílico usinadas foram desenhadas de tal modo que a sua união, através do uso de parafusos em sua lateral, formariam uma caixa ajustável para permitir que o modelo fosse retirado sem deformação.

O modelo foi inserido dentro de uma estrutura cubóide e preso em sua base por uma gota de adesivo de cianoacrilato (Super Bonder® Loctite, Hankel Ltda, São Paulo - SP, BR) (Figura 32).



**Figura 32.** Ilustração do processo de moldagem.

Vaselina sólida foi pincelada sobre todas as paredes da caixa para facilitar a remoção do modelo após a cura do silicone ASB-10 azul (Polipox Indústrias e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR), que foi vertido de maneira similar ao relatado no item 4.2. O produto foi despejado até ficar ao nível da entrada da abertura do pilar, promovendo a remoção dos parafusos sem a necessidade de cortar a borracha. A figura 33 demonstra a sequência da confecção do molde.



**Figura 33.** Sequência da moldagem (A, B, C, D).

#### 4.5.2.5. Fabricação do modelo fotoelástico

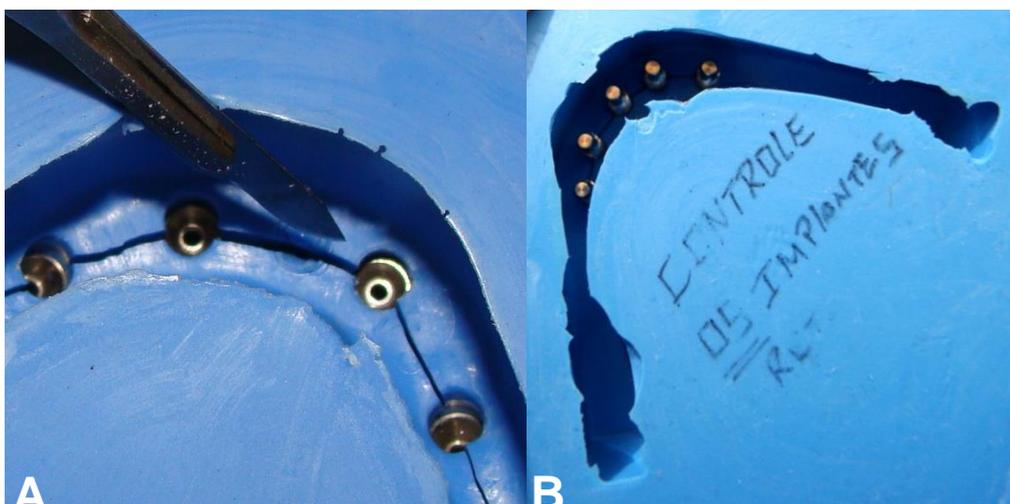
Após 24 horas, tempo determinado pelo fabricante para a cura completa do material, o modelo foi retirado do interior da borracha de silicone. Foi necessária a remoção dos parafusos dos *copings* (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR), liberando assim o modelo de acrílico. A infraestrutura metálica permaneceu dentro do molde, evitando a possibilidade de gerar tensão residual devido ao torque do parafuso do componente protético. Assim, torna-se importante verter a resina fotoelástica com os implantes já inseridos nos *micro-units* (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) e em seus respectivos *copings*. Essa relação implante-micro-unit-coping não deverá ser alterada após o torque final.

*Micro-units* (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) foram instalados aos implantes empregando torque de 20 N.cm, utilizando um torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR).

Antes de verter a resina fotoelástica, incisões entre os *copings* foram realizadas dentro do molde com o propósito de favorecer a remoção do modelo

fotoelástico em conjunto com a infraestrutura, sem a necessidade de realizar torques adicionais. Uma lâmina número 15 (Solidor, Lamedid Comercial e Serviços Ltda, Barueri – SP, BR), montada a um cabo de bisturi número três (Schobell Industrial Ltda, Rio Claro – SP, BR) demonstram o *modus operandis* da incisão (Figura 34 - A).

*Micro-units* (132023, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) foram novamente instalados aos implantes com um torque de 20 N.cm, utilizando um torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR). O conjunto micro-unit/implante foi instalado nos seus respectivos *copings* (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) e o resultado final pode ser verificado na figura 34 - B.



**Figura 34.** A. Incisão para posterior liberação da infraestrutura metálica; B. Implantes inseridos no modelo. Molde pronto para receber resina fotoelástica.

Com os implantes posicionados e os moldes prontos, a resina acrílica foi preparada para ser vertida no interior da impressão negativa. A resina fotoelástica utilizada neste trabalho é composta por sistema bicomponente, a base de resina epóxi (Resina CMR-201, Polipox Indústria e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR) e endurecedor (Endurecedor CME-252, Polipox Indústria e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR), sem adição de solventes, de baixa reatividade, os quais após a cura apresentam alta

flexibilidade, transparência e excelente acabamento superficial. A proporção ideal da mistura foi obtida por meio de balança digital de precisão (Arsec, Marte Balanças e Aparelhos de Precisão Ltda, Santa Rita do Sapucaí – SP, BR) sendo que para cada modelo foi mensurado 30 g de resina para 15 g de endurecedor em uma proporção de 2:1 (Bernardes *et al.*, 2004; Torres, 2005; Barbosa *et al.*, 2007; Simamoto *et al.*, 2008).

Para a preparação e manipulação foi necessária a utilização de copos plásticos transparentes que permitem a visualização correta da solução. Assim, por meio de movimentos lentos e circulares, os componentes foram misturados com um bastão de madeira por um período de quinze minutos (Figura 35); para então ser vertida cuidadosamente no molde. O conjunto molde/ resina foi mantido durante 24 horas dentro de uma panela com a pressão positiva de 40 lb (Figura 36). O objetivo deste procedimento foi diminuir as bolhas de ar internas derivadas do processo de cura. Decorridas 36 horas, a caixa de acrílico foi desarticulada e o modelo removido cuidadosamente com o auxílio de mais uma incisão na parte superior do molde para liberar a infraestrutura metálica com o modelo fotoelástico.



**Figura 35.** Manipulação da resina fotoelástica.



**Figura 36.** Painel para eliminação de bolhas. Pressão positiva (40 lb).

Os modelos fotoelásticos foram preparados para a remoção de bolhas superficiais, conforme o item 4.1..

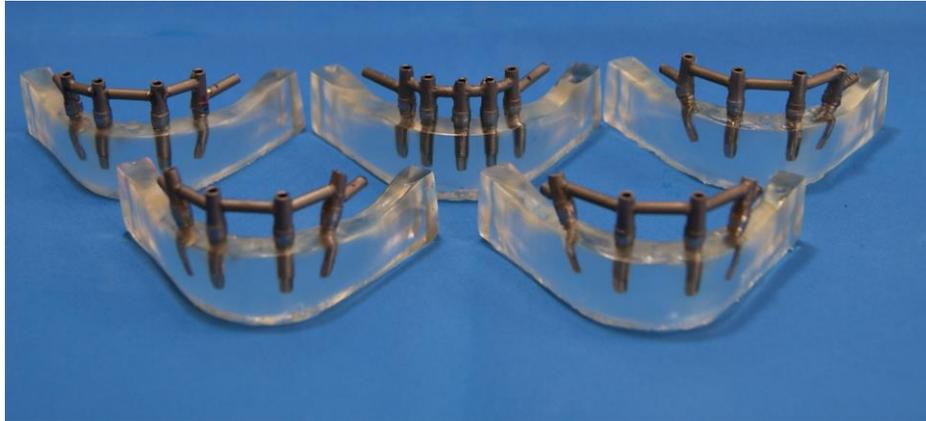
Para melhorar a visualização das franjas e obter boa resposta dos testes fotoelásticos, foi aplicado óleo de máquina (Singer, Singer do Brasil Ind. Com. Ltda, Juazeiro do Norte – CE, BR) sobre todas as faces do modelo (Figura 37).



**Figura 37.** Aplicação de óleo de máquina.

White *et al.* (1994) relatam que este procedimento diminui a refração e a reflexão da luz polarizada na superfície externa do modelo, melhorando assim, a visualização da tensão no interior.

Finalizada esta etapa, os modelos (Figura 38) foram levados ao polariscópio circular da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia a fim de iniciar os ensaios ópticos, após a verificação da ausência de tensões residuais.



**Figura 38.** Modelos fotoelásticos finalizados.

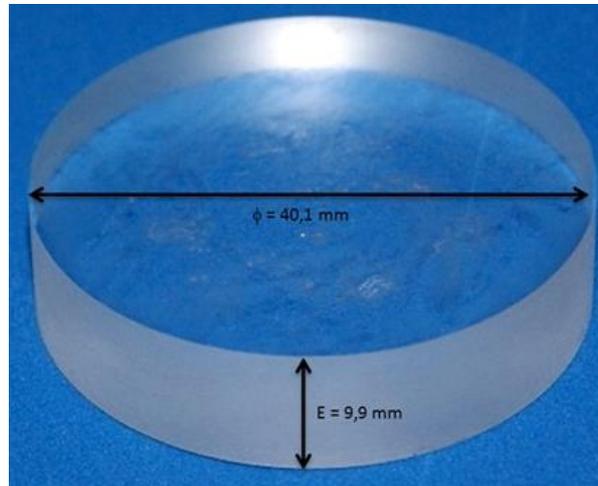
#### 4.5.2.6. Calibração do disco

Para realizar leitura das tensões em um modelo fotoelástico através da tensão cisalhante máxima ( $\tau$ ), é imperativo conhecer a constante óptica do material, obter o valor das franjas ( $N$ ) e a espessura do modelo ( $h$ ) (Dally & Rilley, 2005). Em posse destes valores, a análise é realizada com o emprego da Lei Óptica das tensões pela sua fórmula, a saber:

$$\tau_{max} = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{K\sigma N}{2h} \quad (1)$$

A espessura do modelo e a ordem de franja são valores facilmente observados, faltando apenas a expressão da constante óptica, oferecida por um processo de calibração do modelo confeccionado com o mesmo material fotoelástico, apresentando as dimensões de 40 mm de diâmetro por 9,9 mm de

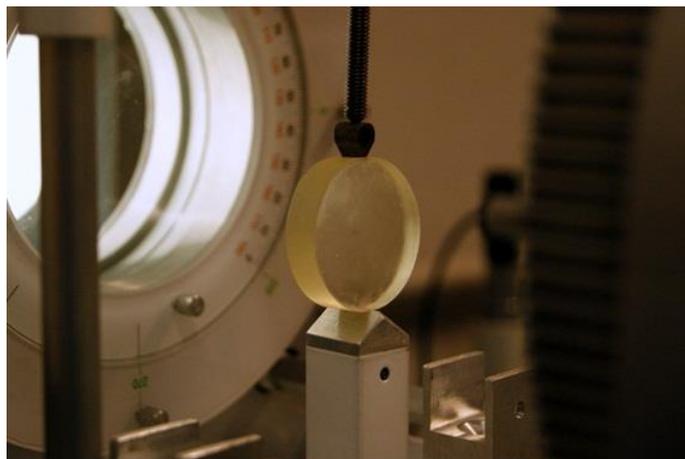
espessura. Para este fim, utilizou-se um disco (Figura 39) carregado por uma carga vertical de compressão  $F$ .



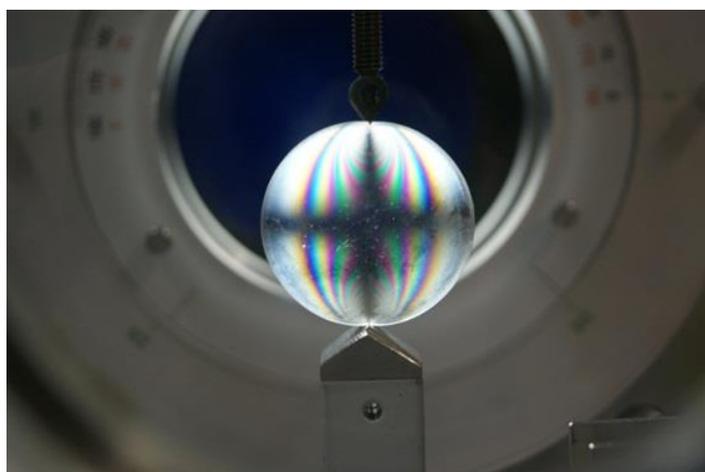
**Figura 39.** Geometria e dimensão do disco para calibração.

Na calibração, o modelo é submetido a diferentes cargas e as respectivas ordens de franjas são determinadas. O procedimento é repetido um número suficiente de vezes para que se possa efetuar uma regressão e determinar a constante óptica.

O disco foi comprimido com carregamento inicial vertical de compressão de 0,1 kgf, conforme a figura 40. Após este procedimento, o polariscópio foi ajustado para permitir que as franjas isoclínicas (tensões principais) fossem visualizadas com a intersecção de uma cruz no centro do disco, como mostra a figura 41. Esta posição foi considerada inicial de leitura. Desta forma, ajustaram-se os retardadores de  $\frac{1}{4}$  de onda a  $45^\circ$  com os eixos de polarização, objetivando a obtenção de luz polarizada circular, eliminando as isoclínicas e permitindo a visualização das franjas isocromáticas.



**Figura 40.** Disco montado no polariscópio.



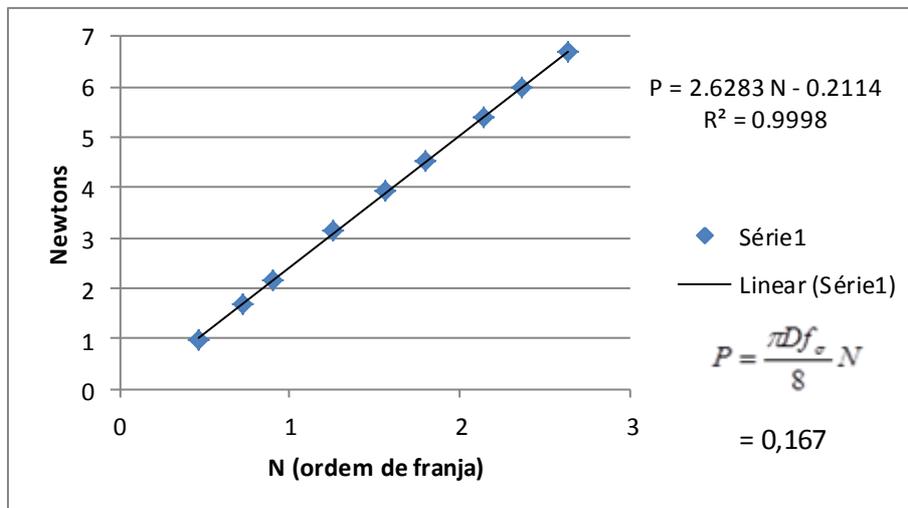
**Figura 41.** Disco submetido ao carregamento. Observar franjas isoclínicas.

Aplicaram-se então cargas aleatórias e graduais de força de compressão e assim, determinada a ordem de franja (N) coincidente no centro do disco. Para a determinação destas franjas foi utilizado o método de compensação de Tardy e os resultados podem ser encontrados na tabela 2.

**Tabela 2.** Carga aplicada (P) versus ordem de franja (N).

P	N
0,98	0,4667
1,67	0,722
2,16	0,90515
3,14	1,2558
3,93	1,56105
4,52	1,79415
5,4	2,1337
5,99	2,3668
6,68	2,6332

Com os resultados obtidos, construiu-se um gráfico a fim de se obter a curva de calibração. A constante óptica do material foi obtida desta curva utilizando regressão linear (Dally & Rilely, 2005) através do *software Microsoft Excel 2010* (Figura 42).



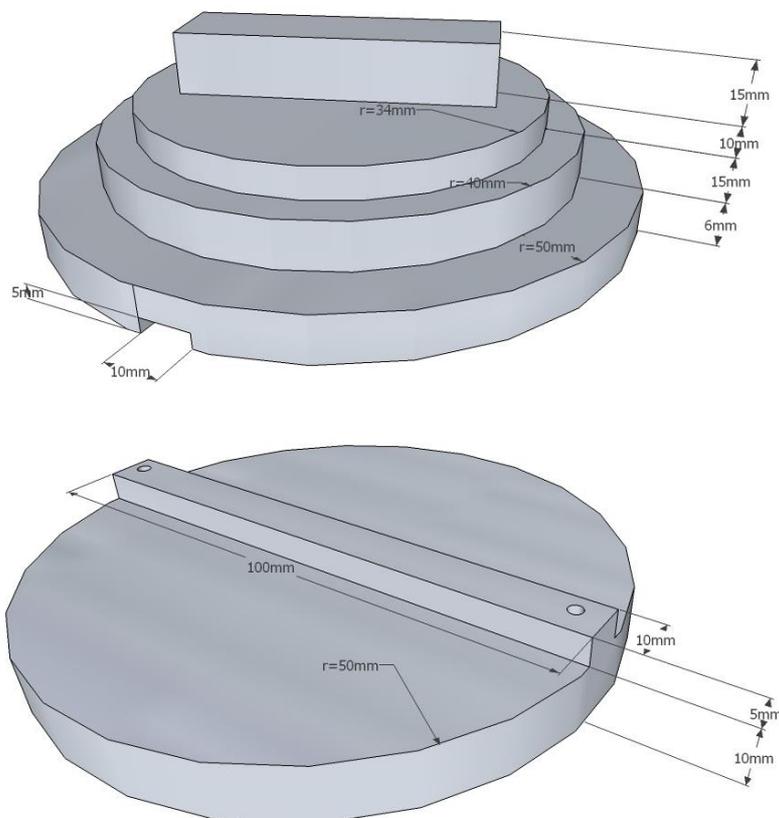
**Figura 42.** Reta de compensação dos valores de P em função de N.

#### 4.5.2.7. Aplicação dos carregamentos

Os modelos fotoelásticos foram submetidos a duas formas de carregamento vertical, ambas com mesmo valor (0,4kgf) diferindo apenas o local de aplicação. Desta forma, obteve-se:

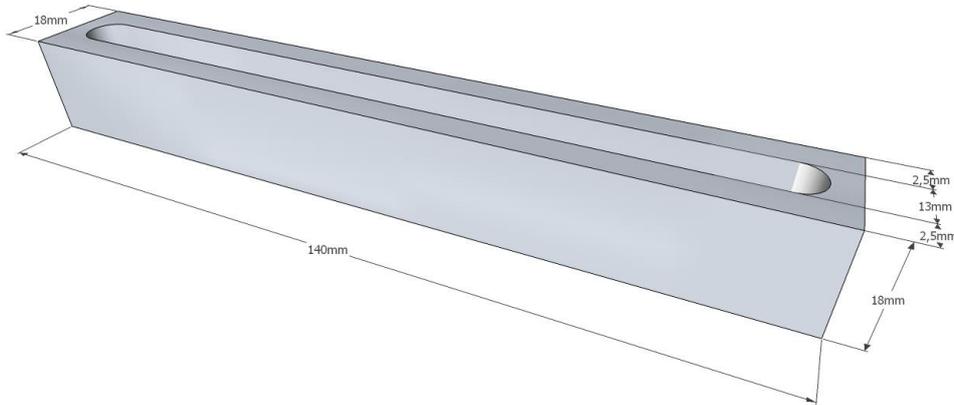
- Carregamento anterior: localizado a 4 mm do pilar posterior.
- Carregamento posterior: localizado na parte mais distal do término do cantiléver.

Com o objetivo de verificar se as tensões oriundas do mesmo carregamento atingem todos os implantes, foi projetada e construída uma base móvel em forma de disco, permitindo o movimento em 360°, além de deslocamentos laterais. Esta mesa foi usinada em alumínio no Laboratório de Projetos Mecânicos e possuía as dimensões especificadas na figura 43.



**Figura 43.** Dimensões da base móvel.

Esta base se conectava a uma barra retangular aberta em seu interior, permitindo assim o seu deslizamento. A fixação das estruturas na posição escolhida para a realização do ensaio era realizada por meio de parafusos. A figura 44 representa a barra com suas dimensões reais.



**Figura 44.** Dimensões da barra.

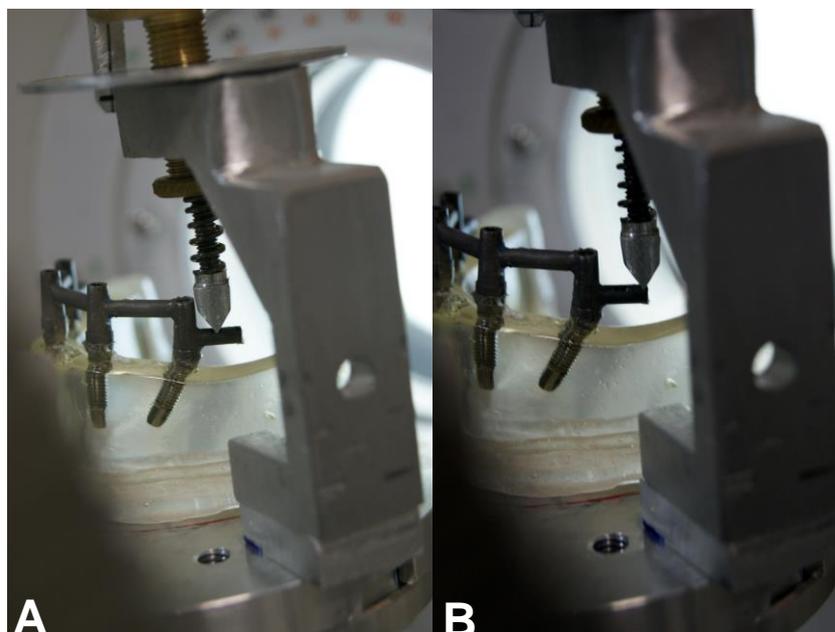
Sobre este disco foi fixado um apoio feito de resina autopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo – SP, BR) com o intuito de servir de suporte para os modelos fotoelásticos (Figura 45). Este apoio abraçava o lado oposto do modelo, impedindo-o de efetuar qualquer tipo de movimentação.



**Figura 45.** Base de acrílico unida à mesa.

Um pino rosqueado com ponta ativa em forma de pera foi fixado a uma célula de carga (CS, Líder Balanças, Araraquara – SP, BR) com capacidade máxima de 200 kg e esta ligada ao indicador digital (LD 1050, Líder Balanças, Araraquara – SP, BR). O conjunto célula de carga/ponta aplicadora estava unido a um parafuso que, à medida que era rosqueado, aplicava o carregamento sobre o modelo. Este sistema foi unido e montado no polariscópio circular desenvolvido pela FEMEC-UFU.

Como relatado anteriormente, dois tipos de cargas foram utilizadas neste ensaio. A figura 46 exemplifica um carregamento anterior e posterior.



**Figura 46.** A. Carregamento anterior; B. Carregamento posterior.

As cargas tinham o valor de 0,40 kgf. O carregamento posterior representa “esforço mastigatório” no lado de trabalho, por meio de força concentrada em uma das extremidades livres. O carregamento anterior foi utilizado para implicar uma distância idêntica entre todos os cantiléver, ressaltando a importância da angulação e do pilar como análise individual.

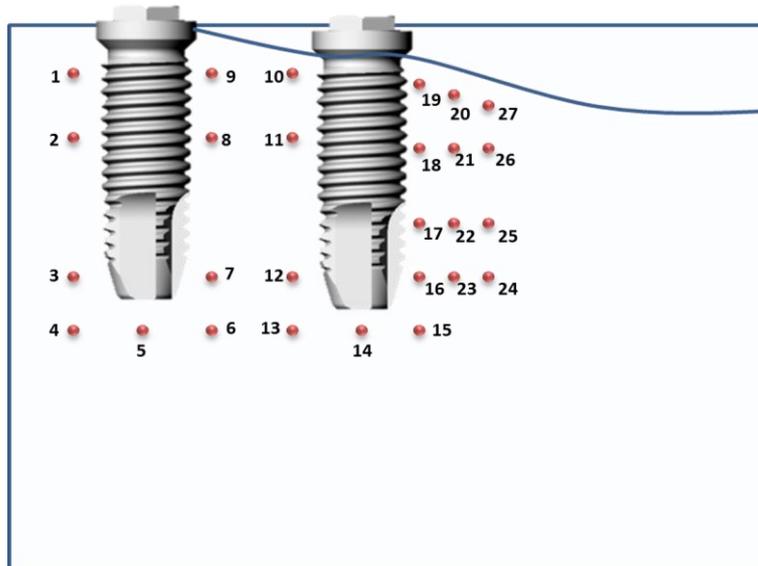
A justificativa para utilização do valor supracitado é resultante da resina fotoelástica que possui alta sensibilidade a tensões, apresentando, porém, baixa resistência a grandes deformações (Bernardes *et al.*, 2004). Assim, o valor aplicado neste ensaio foi calibrado de maneira tal que permitisse melhor resolução das ordens de franjas, facilitando a análise comparativa.

#### **4.5.2.8. Leitura das ordens de franja**

Como observado em ensaios prévios com a rotação do modelo sob a influência de carregamento, os implantes distantes do carregamento são fracamente solicitados, sendo seus comportamentos insignificantes para o resultado final. De tal modo, apenas a área periimplantar dos dois implantes próximos ao lado carregado é que foi analisada, através de 27 pontos distribuídos ao redor dos implantes.

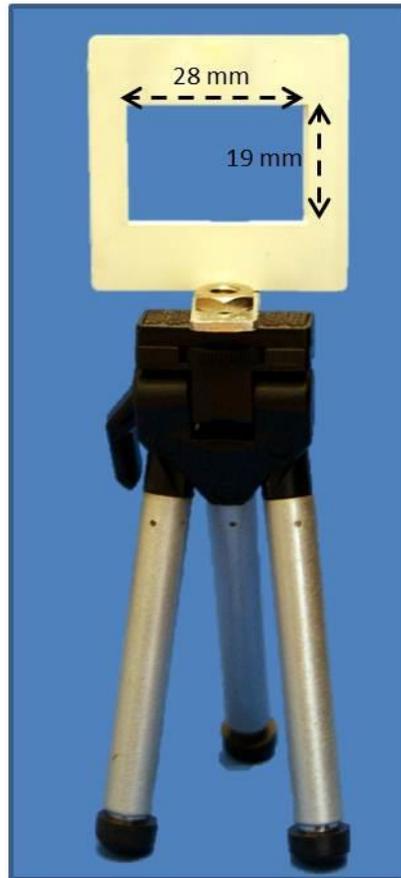
Para padronizar a leitura das ordens de franja foi confeccionada uma grade em CorelDRAW XV (Corel Corporation, Ottawa - CA) com o desenho dos implantes e dos pontos a serem analisados. Esta grade foi reproduzida para cada modelo testado. (Figura 47)

Como a angulação do implante impossibilita que seja utilizada a mesma grade padrão, foi realizada uma compensação para que existisse uma correspondência entre eles.



**Figura 47.** Grade dos pontos utilizada para análise fotoelástica. Grupo GC.

O posicionamento espacial dos pontos foram transformados em números através dos eixos “x” e “y” e enviados para um arquivo “grade.dat”, carregado pelo programa Fringes (FEMEC, Uberlândia – MG, BR) em ambiente Matlab (Matlab, The MathWorks, Inc., Natick – MA, EUA). Este arquivo continha a dimensão real da foto, já que o recorte das margens da foto era oferecido pela margem interna de um dispositivo inserido na frente do modelo fotoelástico. Assim, todas as imagens capturadas por uma filmadora (Sony Handycam DCR-PJR, Sony Brasil, São Paulo-SP, BR) foram recortadas com as dimensões internas da “janela”. Na figura 48 é apresentado o dispositivo que serviu como guia para a confecção da grade e análise das franjas fotoelásticas. Para melhorar a visualização da sua margem, o quadro foi pintado com tinta preta permanente (Pilot Pen do Brasil S.A, São Paulo – SP, BR) e sua superfície envolta por papel cartão preto.



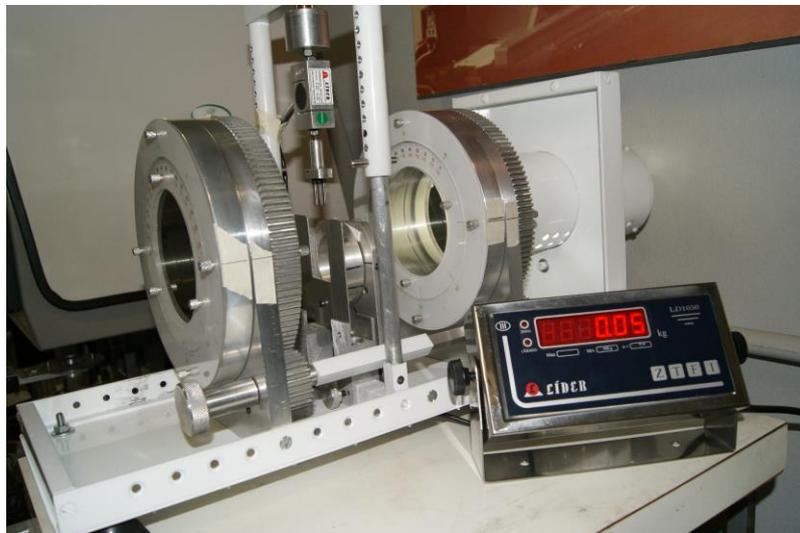
**Figura 48.** Quadro sustentado por tripé. Este dispositivo auxiliou o dimensionamento e inserção dos pontos a serem avaliados.

Foram determinadas para cada ponto de leitura as direções das tensões principais (isoclínicas) e as ordens de franjas (isocromáticas). As ordens de franjas fracionais foram determinadas pelo método de compensação de Tardy (Dally & Rilely, 2005; Bernardes *et al.*, 2004).

Utilizando a constante óptica do material – fornecida pela calibração da resina (item 4.5.2.6) – os valores medidos das ordens de franja e a espessura do modelo foram lançados na equação (1), gerando a tensão cisalhante ( $\tau$ ) nos pontos desejados.

Os modelos fotoelásticos utilizados são complexos, não apresentando uma espessura completamente idêntica em todos os pontos. Logo, foram escolhidos dois pontos próximos da área a ser analisada e feita uma média. Estabeleceu-se a espessura dos modelos angulados em 9,5 mm e do modelo reto em 10 mm.

A lei de Brewster (Dally & Rilely, 2005) determina que a mudança no índice de refração é proporcional à diferença entre as deformações principais. O polariscópio é o equipamento responsável para a verificação e análise dos parâmetros fotoelásticos (Figura 49).



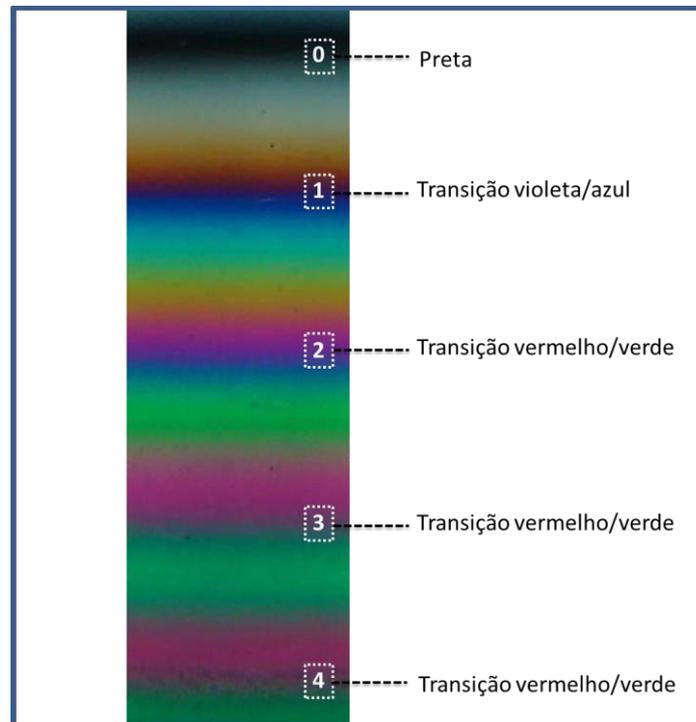
**Figura 49.** Polariscópio.

De acordo com o tipo de polarização da luz, dois parâmetros fotoelásticos podem ser mensurados:

a) Isoclínicas: franjas negras observadas coincidentes das tensões principais. São necessárias, pois o local indica a direção das tensões principais (Figura 41).

b) Isocromáticas: franjas multicolores observadas no local onde a diferença das tensões principais é um múltiplo do componente de onda do espectro da luz visível. Este parâmetro é obtido utilizando o método de compensação de Tardy. Por meio de uma fonte luminosa

branca e através do carregamento do modelo, as isocromáticas são formadas por faixas de diferentes colorações, onde N representa as ordens de franja, conforme a figura 50.



**Figura 50.** Barra de calibração da ordem de franja (n).

#### 4.5.2.9. Organização dos resultados

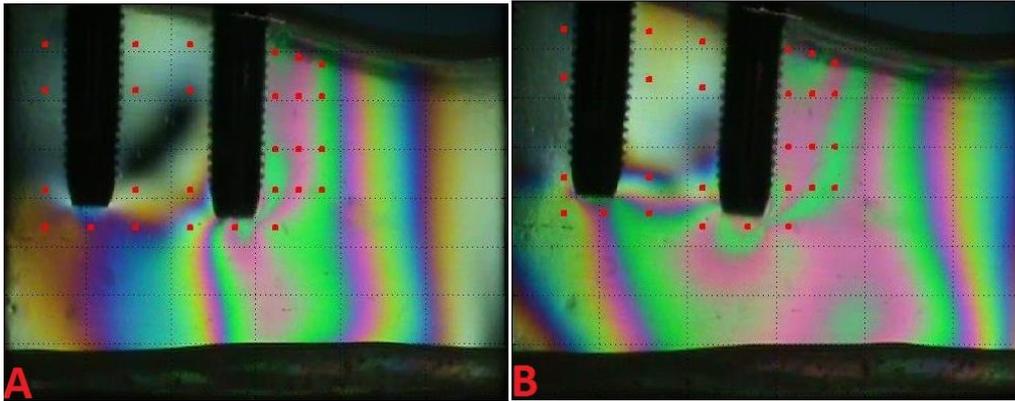
Com o intuito de facilitar a apresentação e avaliação dos resultados colhidos por este trabalho, nomenclaturas foram definidas para cada grupo e tipo de carregamento, conforme a tabela 3.

**Tabela 3.** Nomenclaturas dos modelos de ensaio.

<b>Grupo</b>	<b>Carregamento</b>	<b>Nomenclatura</b>
<b>GC</b> (05 implantes paralelos, <i>micro-unit</i> reto)	Posterior	GC-CP
	Anterior	GC-CA
<b>G17R</b> (04 implantes - distais angulados a 17°, <i>micro-unit</i> reto)	Posterior	G17R-CP
	Anterior	G17R-CA
<b>G17A</b> (04 implantes, - distais angulados a 17°, <i>micro-unit</i> angulado 17°)	Posterior	G17A-CP
	Anterior	G17A-CA
<b>G30R</b> (04 implantes – distais angulados a 30°, <i>micro-unit</i> reto)	Único	G30R-CU
	Posterior	G30A-CP
<b>G30A</b> (04 implantes, - distais angulados a 30°, <i>micro-unit</i> angulado 30°)	Anterior	G30A-CA

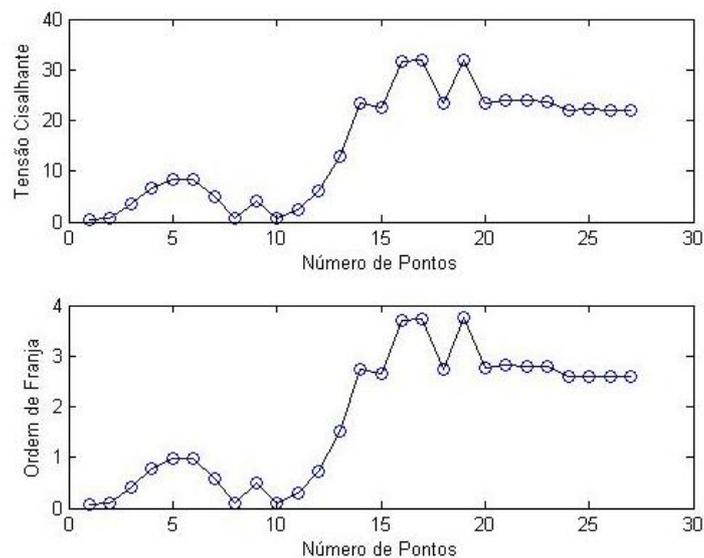
Cada modelo recebeu 20 carregamentos, dez na região anterior (CA) e dez na região posterior (CP), (n=10), sendo os resultados fotografados e enviados para um computador para análise. O programa Fringes (FEMEC, Uberlândia – MG, BR), rodado em ambiente Matlab (Matlab, The MathWorks, Inc., Natick – MA, USA), determina as tensões cisalhantes ( $\tau$ ) de cada um dos 27 pontos através do emprego da lei óptica das tensões (item 4.5.2.6) (Bernardes *et al.*, 2004; Torres, 2005; Barbosa *et al.*, 2007; Simamoto *et al.*, 2008).

A figura 51 mostra um exemplo das imagens obtidas para o GC-CA e GC-CP.



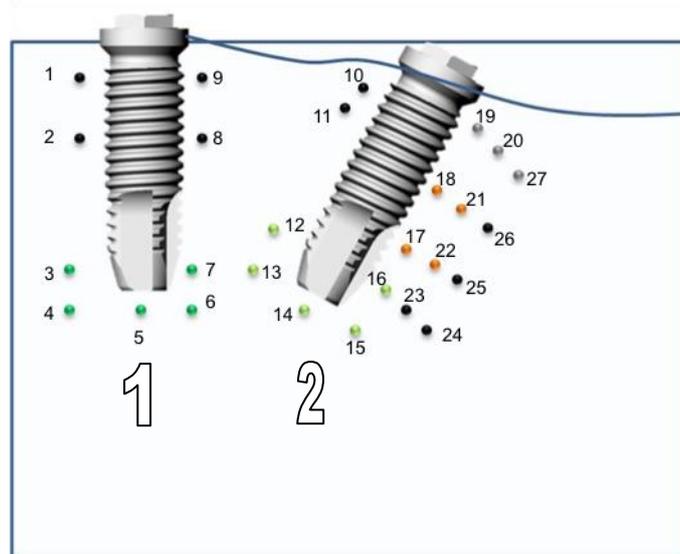
**Figura 51.** A. Carregamento Anterior; B. Carregamento Posterior.

A imagem de cada carregamento foi analisada três vezes. Justifica-se este procedimento pela pequena alteração oriunda do recorte da imagem, onde leve movimentação pôde ser observada. Sendo assim, a média desta análise serviu como resultado final para o carregamento. Nos apêndices 1 a 9 estão os exemplos destes carregamentos. Utilizando os dados fornecidos por estas tabelas, foram determinados gráficos de cada grupo. A figura 52 apresenta um gráfico do grupo GC - CA1A.



**Figura 52.** Gráfico exemplificando os valores obtidos por um carregamento.

A nomenclatura utilizada no exemplo anterior significa que o gráfico utilizado é do modelo de cinco implantes – carregamento anterior - primeiro carregamento - primeiro corte. As médias adquiridas de cada ponto da tensão cisalhante ( $\tau$ ) e da ordem de franja foram inseridas em tabelas. Para facilitar a análise estatística dividiu-se a região periimplantar conforme a figura 53.



**Figura 53.** Regiões escolhidas para análise estatística.

Os pontos pretos foram excluídos da análise estatística por não oferecem valores que modificariam o resultado final. As regiões analisadas foram assim determinadas:

- Ápice do implante 1 (medial) (pontos verde-escuros);
- Ápice do implante 2 (distal) (pontos verde-claros);
- Região lateral do implante 2 (distal)(pontos alaranjados);
- Região cervical do implante 2 (distal) (pontos cinzas).

A tabela 4 informa a região e os pontos responsáveis que a caracterizam.

**Tabela 4.** Descrição dos pontos utilizados para compor as regiões analisadas.

<b>Região</b>	<b>Pontos</b>
Apical do implante 1	3, 4, 5, 6, 7
Apical do implante 2	12, 13, 14, 15, 16
Lateral do implante 2	17, 18, 21, 22
Cervical do implante 2	19, 20, 27

*“Quando o homem começa com certezas,  
termina com dúvidas, mas se ele se contenta  
em começar com dúvidas, terminará com a  
certeza.”*

**Francis Bacon**

## **5. Resultados**

Os dados foram submetidos ao teste de análise de variância (ANOVA) para verificar a existência de diferença significativa entre as médias e se os fatores exercem influência em alguma variável dependente. Após a confirmação da significância, foi aplicado o Teste de Tukey para a comparação das médias. As tabelas da análise de variância podem ser visualizadas no Apêndice 13.

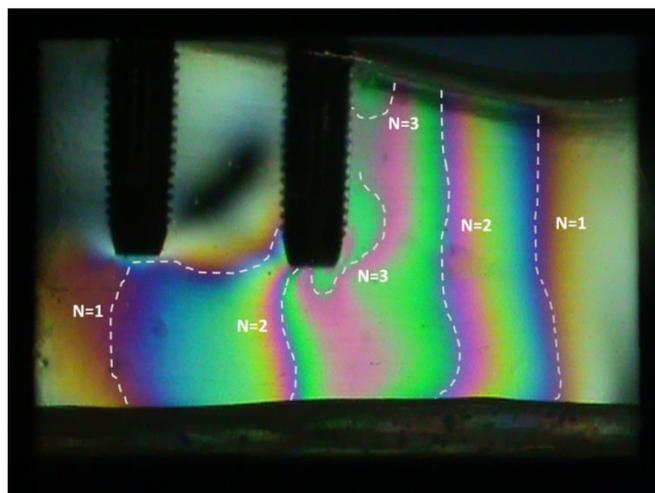
Todas as fotografias dos carregamentos, assim como os gráficos gerados pelo programa Fringes (FEMEC, Uberlândia – MG, BR) em ambiente Matlab (Matlab, The MathWorks, Inc., Natick – MA, USA) encontram-se nos anexos. Uma breve análise qualitativa será mostrada para cada grupo e carregamento. Posteriormente serão inseridos os gráficos com as médias das regiões analisadas.

## **5.1. Análise qualitativa dos grupos**

### **5.1.1. Grupo Controle (GC) (cinco implantes)**

#### **5.1.1.1. Carregamento anterior**

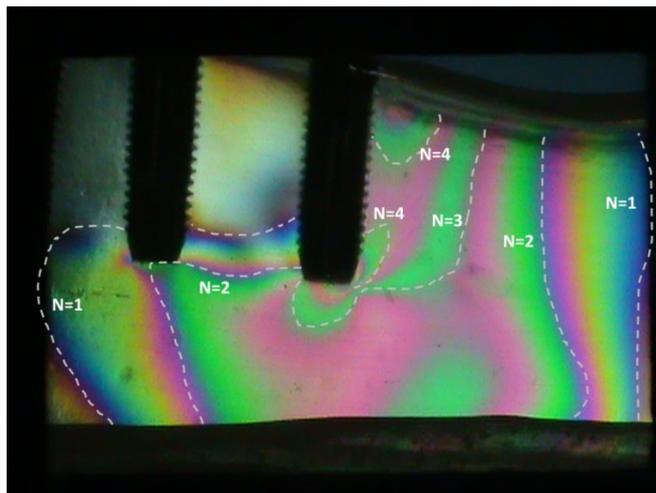
O carregamento anterior realizado no grupo GC mostrou, por meio da análise qualitativa, que as ordens de franjas seguiram de maneira paralela ao implante com pequena tensão no implante 1. No lado oposto à carga percebe-se que a tensão periimplantar é quase nula. A região apical e cervical do implante 2 receberam os maiores valores de ordem de franja,  $n=3$  (Figura 54).



**Figura 54.** Ordens de franja apresentadas após carregamento anterior. Grupo GC-CA.

#### 5.1.1.2. Carregamento posterior

A figura do carregamento posterior para o grupo GC apresenta grande mudança no padrão das ordens de franjas. Pode-se notar que existe maior tensão na região apical do implante 1, quando comparado com o carregamento anterior para o mesmo modelo. A ordem de franja máxima é a de  $n=4$ , também na região apical e cervical do implante 2. O lado oposto da aplicação de carga permanece sem tensão significativa para a análise. (Figura 55).

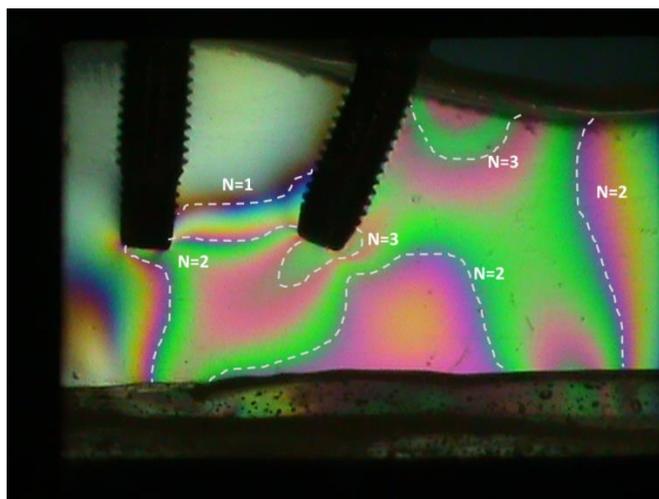


**Figura 55.** Ordens de franja apresentadas após carregamento posterior. GC-CP.

### 5.1.2. Grupo G17R (modelo com implante distal angulado em 17° e pilar reto)

#### 5.1.2.1. Carregamento anterior

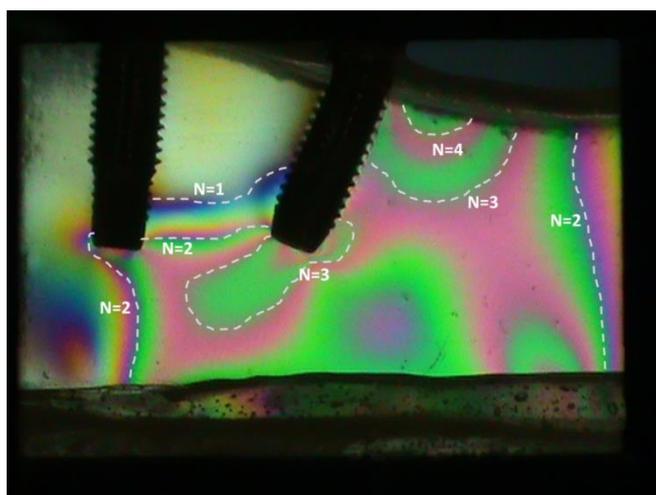
O padrão de franjas para o grupo angulado modifica quando comparado ao grupo de implantes retos. Neste caso, observa-se maior sollicitação da parte mais posterior da resina fotoelástica, indicando que as tensões devem propagar para a área de corpo mandibular, apesar de ser uma franja de ordem  $n=1$ , o que fornece baixo nível de tensão. Além disso, as tensões tendem a se localizar no ápice e na parte cervical do lado onde se aplicou o carregamento (Figura 56).



**Figura 56.** Ordens de franja apresentadas após carregamento anterior. Grupo G17R-CA.

#### 5.1.2.2. Carregamento posterior

O padrão da ordem de franjas ( $n$ ) segue os resultados oriundos do carregamento anterior deste grupo. Há, portanto, a necessidade de direcionar a atenção para a ordem de franja  $n=4$  na região cervical do implante 2, do lado carregado e do aumento da ordem de franja  $n=3$  na região apical do implante 2 (Figura 57).

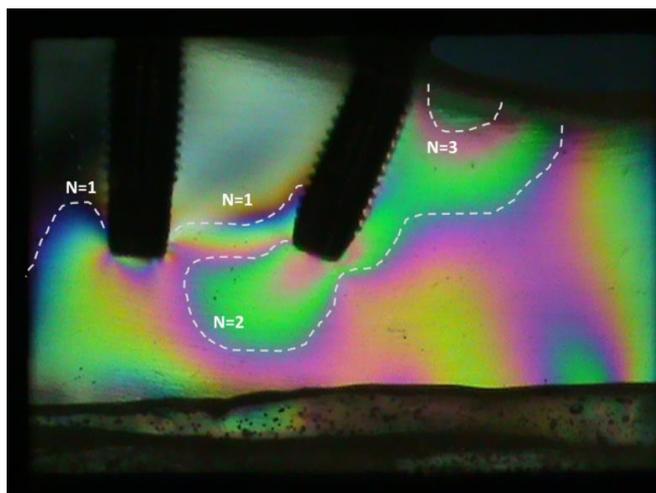


**Figura 57.** Ordens de franja apresentadas após carregamento posterior. Grupo G17R-CP.

### 5.1.3 Grupo G17A (modelo com implante distal angulado em 17° e pilar angulado a 17°)

#### 5.1.3.1. Carregamento anterior

O carregamento anterior utilizando implantes inclinados em 17° com micro-units angulados a 17°, demonstra pela análise qualitativa que existe menor tensão neste modelo do que com o seu homólogo. Novamente visualiza-se área de tensão do lado cervical do carregamento e que o lado anterior não é solicitado. Neste modelo a ordem de franja máxima é a de N=2 localizada no ápice do implante 2 (Figura 58).

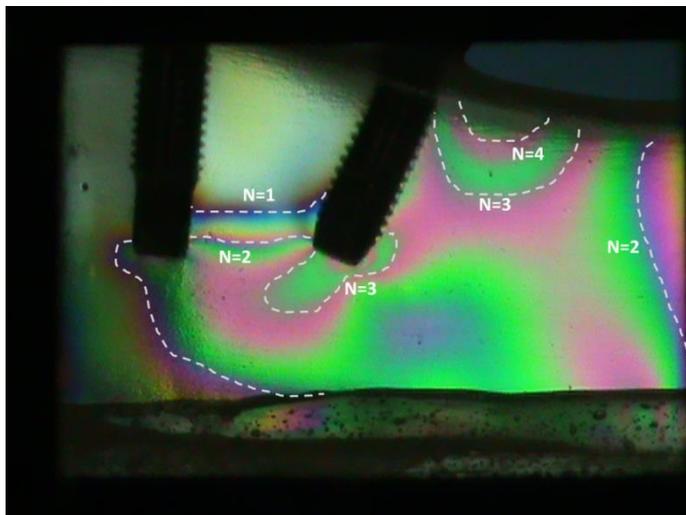


**Figura 58.** Ordens de franja apresentadas após carregamento anterior. Grupo G17A-CA.

#### 5.1.3.2 Carregamento posterior

No carregamento posterior, visualiza-se o mesmo padrão seguido pelos carregamentos prévios. Existe concentração de tensão ao redor da área

cervical do implante 2 e na região apical do mesmo. Na parte contrária à aplicação do carregamento, não existe ordem de franja (Figura 59).



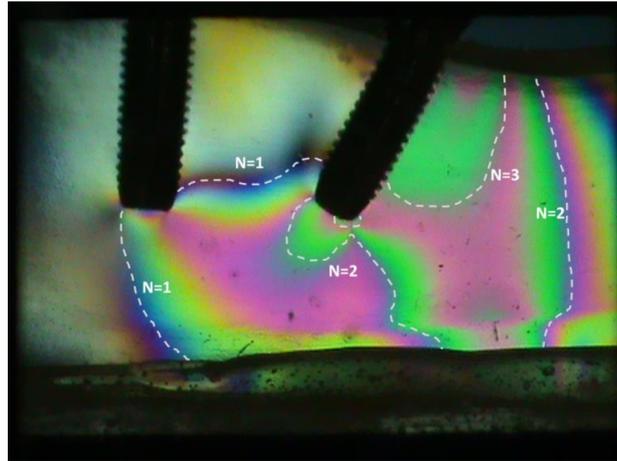
**Figura 59.** Ordens de franja apresentadas após carregamento posterior. Grupo G17A-CP.

#### **5.1.4. Grupo G30R (modelo com implante distal inclinado em 30° e *micro-unit* reto)**

##### **5.1.4.1. Carregamento único**

O grupo G30R teve somente um tipo de carregamento, classificado como CU (carregamento único). O uso de *micro-unit* reto com implantes inclinados a 30° diminuiu significativamente o cantiléver, por isso o carregamento anterior e posterior foram aplicados no mesmo ponto.

Pôde-se observar neste carregamento, que existe menor ordem de franja (n) em comparação com o carregamento posterior dos modelos G17° **(5.1.2.2) (5.1.3.2)**. A parte medial do implante 1 quase não é solicitada. No entanto, neste grupo surge tensão de tração no lado medial do implante 2 (o que não ocorria nos outros grupos) (Figura 60).

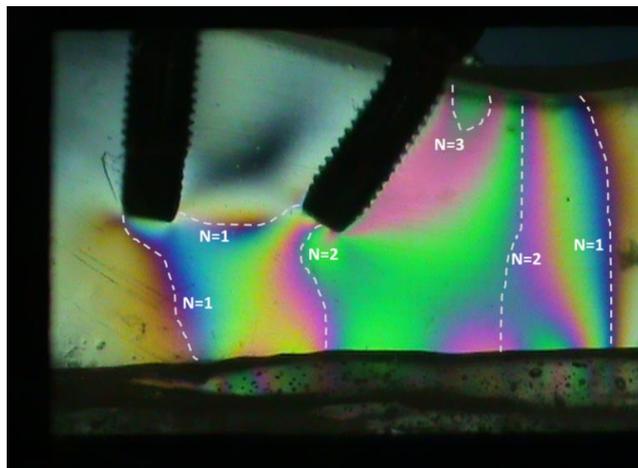


**Figura 60.** Ordens de franja apresentadas após carregamento único. Grupo G30R-CU.

#### 5.1.5. Grupo G30A (modelo com implante inclinado em 30° e *micro-unit* angulado a 30°)

##### 5.1.5.1. Carregamento anterior

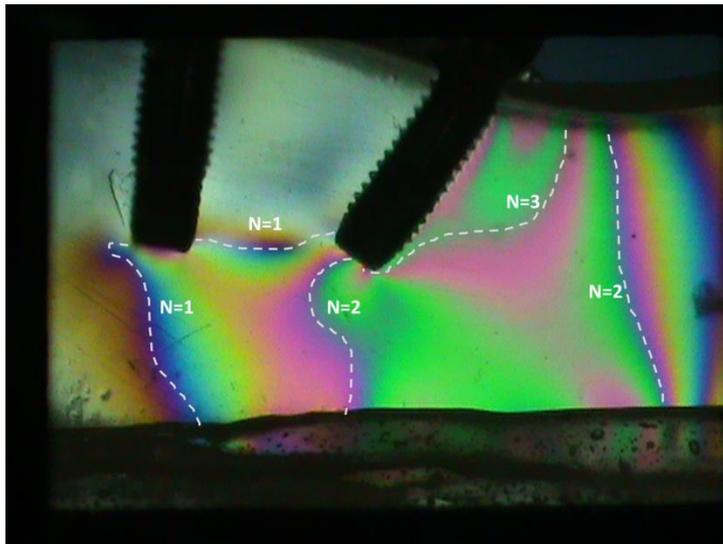
O grupo G30A-CA apresentou mínima sollicitação do implante 1. A maior ordem de franja foi a  $n=3$ , que ocorreu na região cervical do implante 2 (Figura 61).



**Figura 61.** Ordens de franja apresentadas após carregamento anterior. Grupo C30A-CA.

### 5.1.5.2 Carregamento posterior

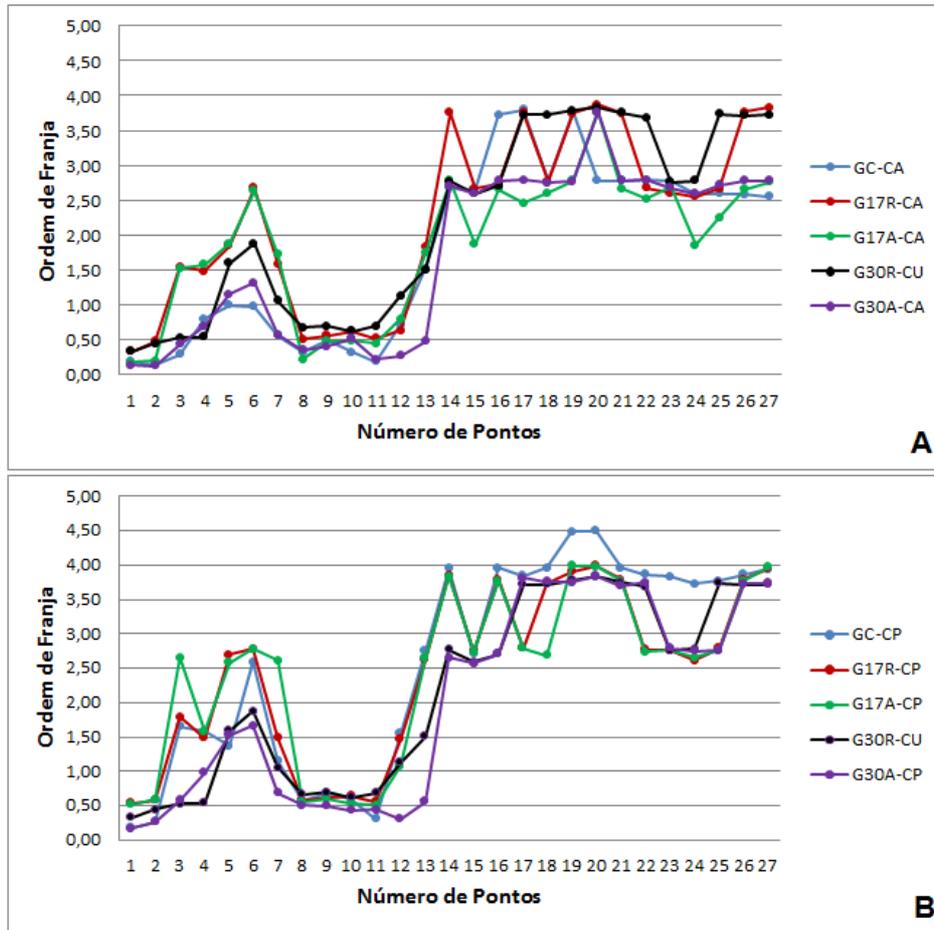
O grupo G30A-CP, apresenta na região cervical do implante 2 a maior ordem de franja  $n=3$ . O implante 1 é pouco solicitado, sendo apenas a sua região apical sujeita às tensões (Figura 62).



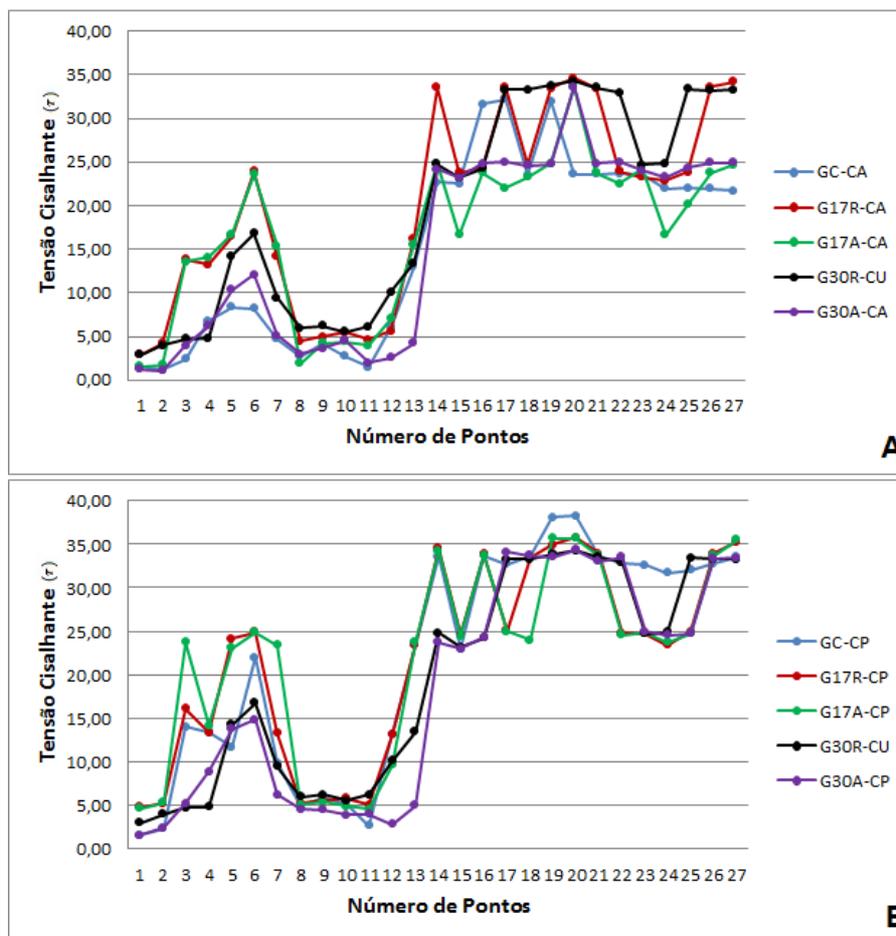
**Figura 62.** Ordens de franja apresentadas após carregamento posterior. Grupo G30A-CP.

### 5.2. Média de ordem de franja e tensão cisalhante dos grupos em relação aos 27 pontos.

As figuras 63 e 64 demonstram, respectivamente, a média de ordem de franja e tensão cisalhante dos grupos GC, G17R, G17A, G30R, G30A. A partir desta análise e de acordo com o especificado no item 4.5.2.9 realizou-se a organização dos resultados através das áreas determinadas. Para análise estatística empregou-se os valores das médias e desvios padrões dos pontos selecionados a partir das informações dos apêndices 10 a 12.



**Figura 63.** Média das ordens de franja; A. Carregamento anterior; B. Carregamento posterior.

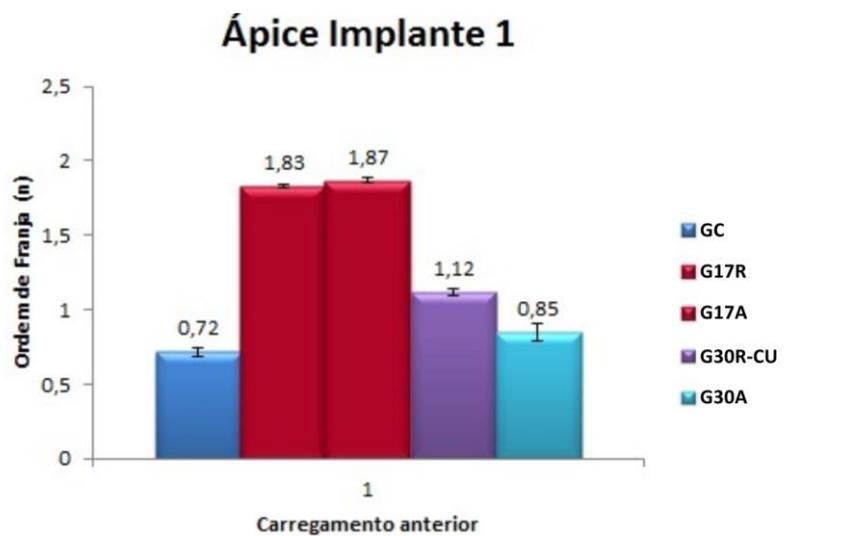


**Figura 64.** Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ); A. Carregamento anterior; B. Carregamento posterior.

O grupo GC teve um padrão retilíneo de franjas com maior solicitação do implante 1, quando comparado com outros grupos. Os demais tiveram um padrão característico concentrando gradiente maior de tensão na região cervical e apical do implante 2. Existe uma tendência do modelo com o intermediário angulado possuir tensões menores do que o modelo com o intermediário reto. Nos carregamentos posteriores, o grupo G30 apresentou melhores resultados, exceto para a região lateral do implante 2, onde o grupo G17 sobressaiu. O grupo G30 ainda teve a menor taxa de tensão na região apical do implante 2. Nessa região, o uso do intermediário reto no carregamento anterior mostrou os maiores níveis de tensão, mesmo com a angulação de 30° e 17°. O grupo GC apresentou menor resultado na região apical do implante 1 e na região cervical distal no carregamento anterior.

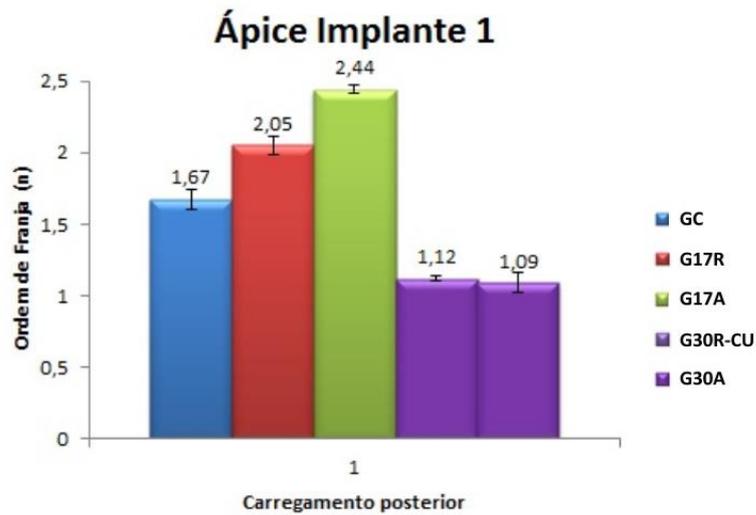
Os resultados do estudo estão expostos nas figuras 65 a 80.

Depreendeu-se da análise da região de ápice do implante 1 que, para o carregamento anterior (CA), o grupo GC obteve a menor ordem de franja, seguido pelos grupos: G30A, G30R, G17A, G17R. Os grupos G17R e G17A não apresentaram diferenças estatísticas significantes. (Figura 65)



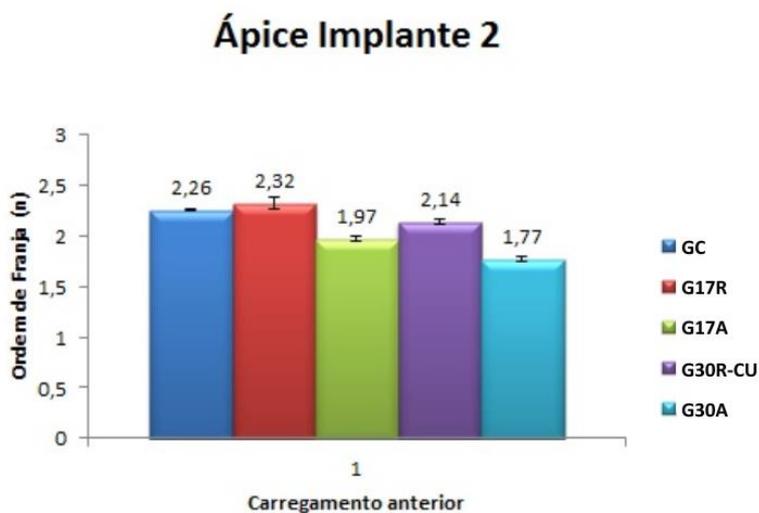
**Figura 65.** Média das ordens de franja no ápice do implante 1 - CA.

No carregamento posterior (CP) verificou-se que os grupos G30A e G30R produziram os menores valores, sem distinção estatística, seguidos pelos grupos: GC, G17R e G17A (Figura 66).



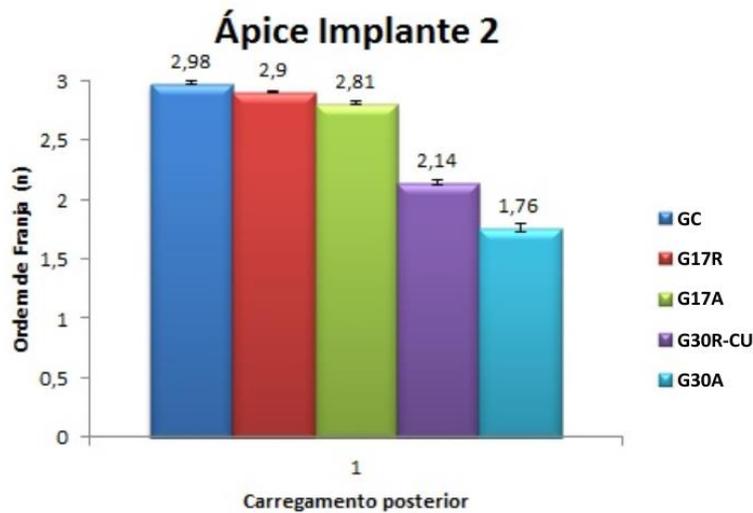
**Figura 66.** Média das ordens de franja no ápice do implante 1 - CP.

A análise dos resultados do carregamento anterior na região de ápice do implante 2, informou a diferença de estatística existente entre todos os grupos. A classificação crescente dos dados da ordem de franja indica: G30A, G17A, G30R, GC e G17R. (Figura 67)



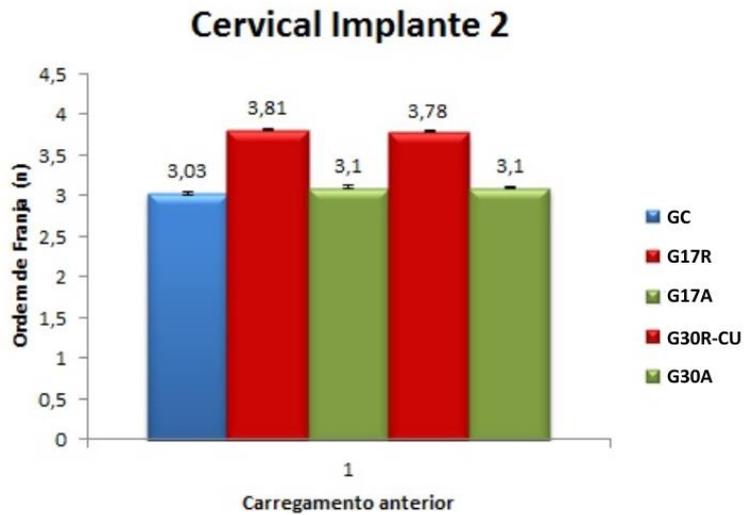
**Figura 67.** Média das ordens de franja no ápice do implante 2 - CA.

Assim como no carregamento anterior, todos os grupos foram estatisticamente diferentes. Classificando-os do menor ao maior valor, têm-se os grupos: G30A, G30R, G17A, G17R, GC (Figura 68).



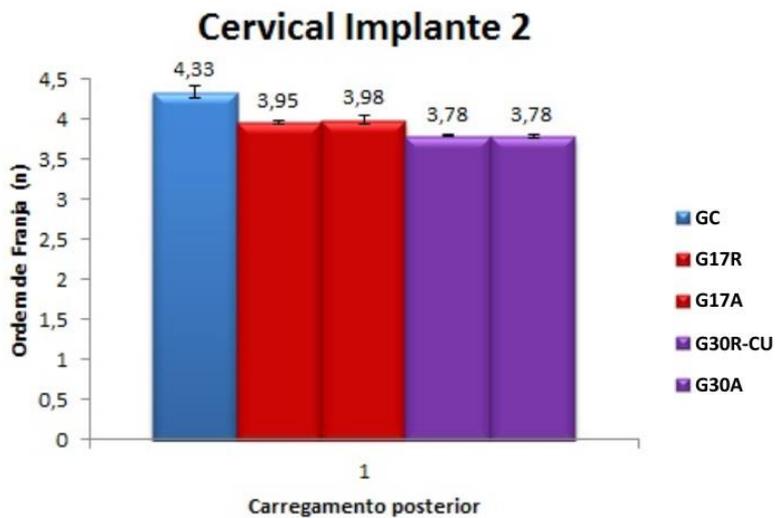
**Figura 68.** Média das ordens de franja no ápice do implante 2 - CP.

A análise na região periimplantar cervical do implante 2 gerou os seguintes resultados: O grupo GC obteve a menor ordem de franja enquanto os demais grupos foram estatisticamente idênticos (Figura 69).



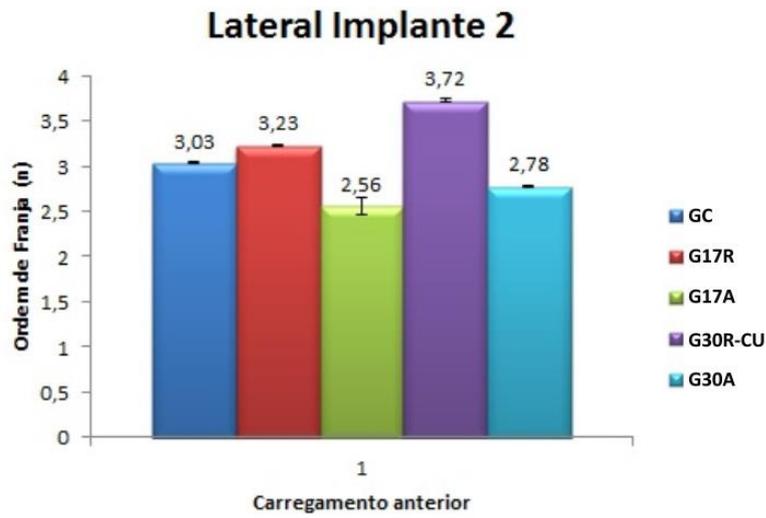
**Figura 69.** Média das ordens de franja na cervical do implante 2 - CA.

Em relação ao carregamento posterior, os grupos G30A, G30R-CU e G17R possuíram o menor valor, produzindo estatísticas semelhantes. Os grupos G17A e GC são estatisticamente diferentes (Figura 70).



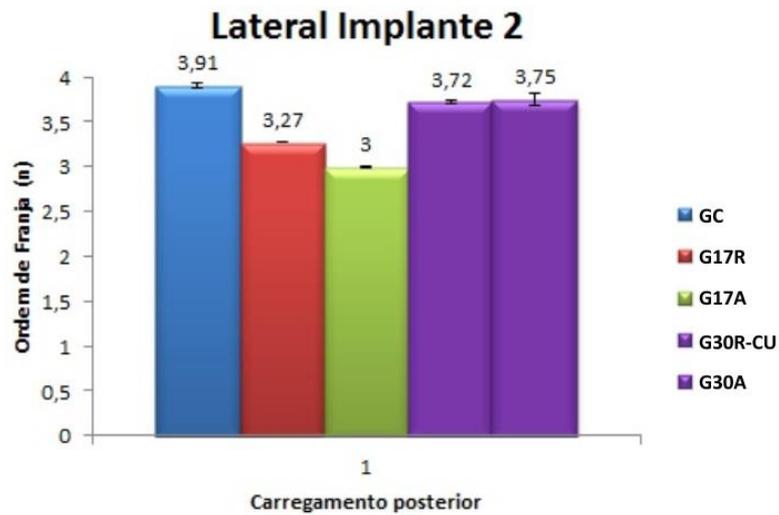
**Figura 70.** Média das ordens de franja na cervical do implante 2 - CP.

Considerando o carregamento anterior na região lateral do implante 2 (Figura 71), todos os grupos tiveram diferenças estatísticas significantes, sendo que a sequência em valores crescentes foi assim determinada: G17A, G30A, GC, G17R e G30R.



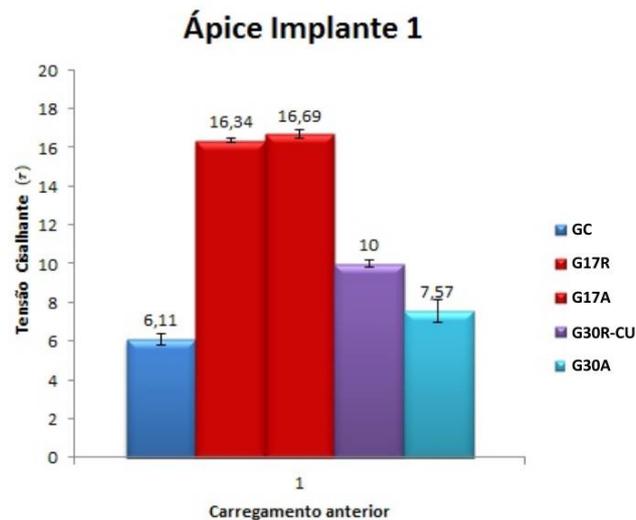
**Figura 71.** Média das ordens de franja na lateral do implante 2 - CA.

No carregamento posterior a ordem de franja cresce no sentido: G17A, G17R, G30R, G30A, GC. Os modelos G30R e G30A não possuem diferenças estatísticas relevantes (Figura 72).



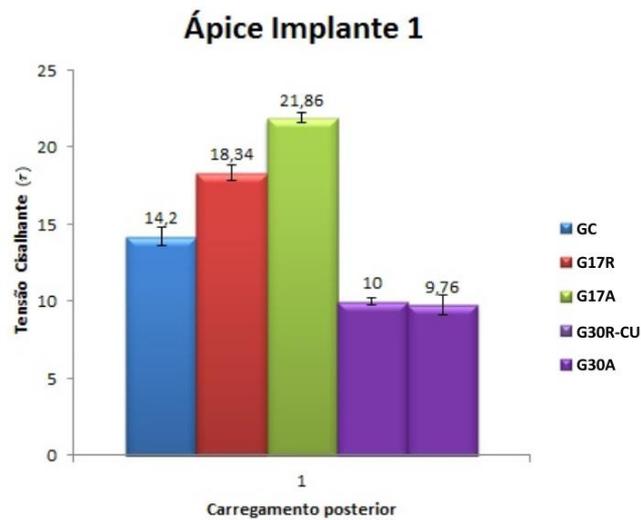
**Figura 72.** Média das ordens de franja na lateral do implante 2 – CP.

Os resultados obtidos através da análise do carregamento anterior na região do ápice do implante 1 (Figura 73), informam que o grupo GC apresentou os menores valores, seguido pelos modelos G30A, G30R, G17R e G17A. Os dois últimos grupos produziram estatísticas semelhantes.



**Figura 73.** Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) no ápice do implante 1 – CA.

No carregamento posterior, os grupos G30A e G30R comportaram-se de maneira idêntica e exibiram os menores valores, seguidos do grupo GC, G17R e G17A, conforme a figura 74.



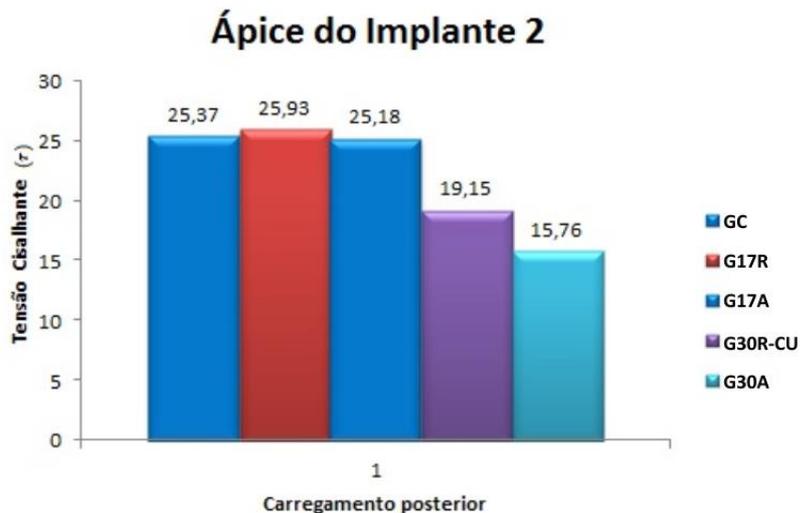
**Figura 74.** Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) no ápice do implante 1 – CP.

Para o carregamento anterior avaliado na região de ápice do implante 2, o grupo G30A obteve o menor valor de tensão cisalhante, seguido pelo grupo G17A. Os modelos G30R e GC produziram estatísticas idênticas e o grupo G17R apresentou o maior valor de tensão (Figura 75).



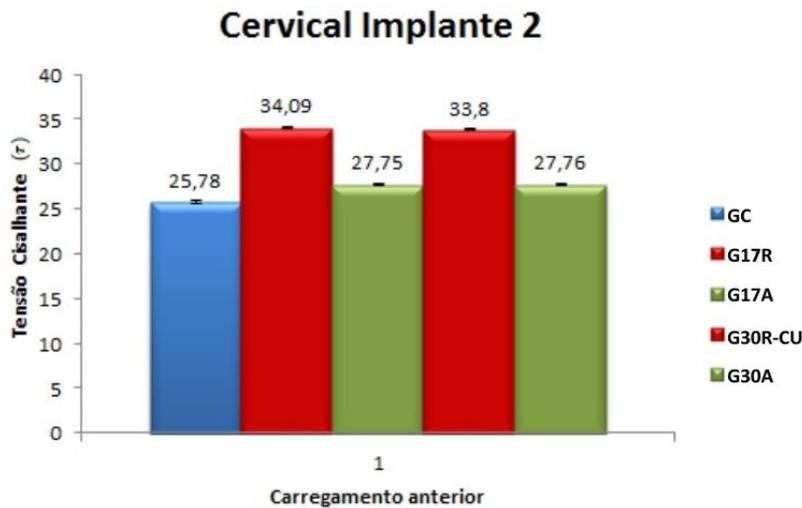
**Figura 75.** Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) no ápice do implante 2 – CA.

O carregamento posterior induziu tensão menor no grupo G30A, seguidos pelos grupos G30R, G17A e GC que se comportaram de maneira semelhante, e o modelo G17R exibiu o maior número de tensão (Figura 76).



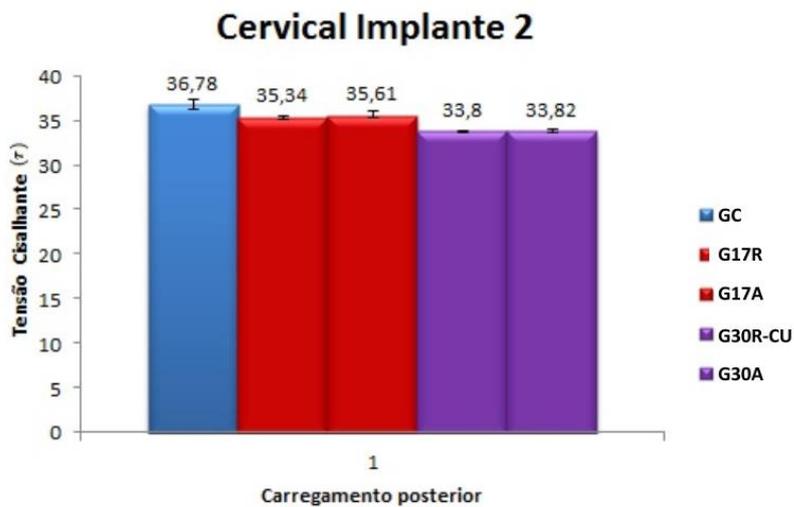
**Figura 76.** Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) no ápice do implante 2 – CP.

O carregamento anterior na região cervical induziu menor tensão de cisalhamento para o grupo GC (Figura 77). A classificação crescente indica: GC, grupos G17A e G30A (estatisticamente semelhantes) e grupos G30R e G17R (valores análogos).



**Figura 77.** Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) na cervical do implante 2 – CA.

O carregamento posterior proporcionou os menores resultados para os grupos G30R e G30A, modelos com estatísticas similares. Os valores de tensão crescem no sentido: G30R e G30A, G17R e G17A (estatísticas similares) e GC, de acordo com a figura 78.



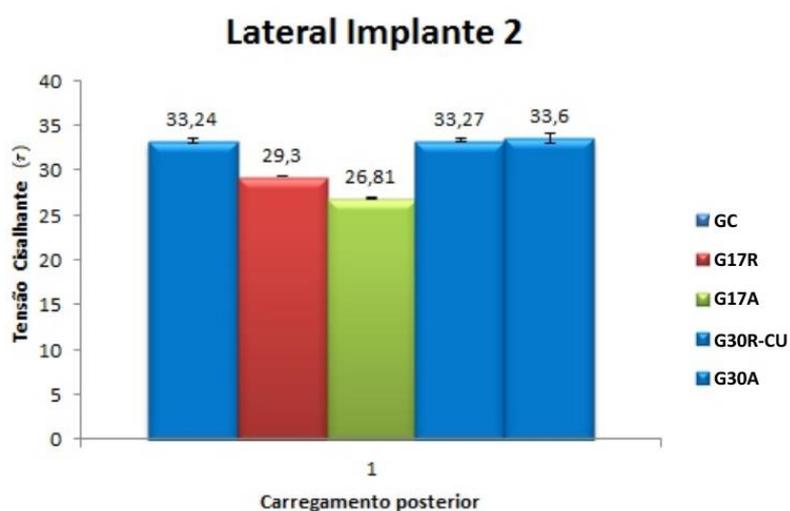
**Figura 78.** Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) na cervical do implante 2 – CP.

O menor resultado encontrado no carregamento anterior na região lateral do implante 2 foi o do grupo G17A, seguido pelo G30A e GC. Os grupos G17R e G30R obtiveram piores resultados. Todos os grupos apresentaram diferenças estatísticas entre si (Figura 79).



**Figura 79.** Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) na lateral do implante 2 – CA.

O carregamento posterior proporcionou os seguintes valores, em ordem crescente: grupo G17A, G17R, GC, G30R e G30A. Os três últimos grupos são idênticos entre si (Figura 80).



**Figura 80.** Média da tensão cisalhante ( $\tau$ ) na lateral do implante 2 – CP.

*"As convicções são mais inimigas da verdade  
que as mentiras."  
Nietzsche*

## **6. Discussão**

Em todas as reabilitações do aparelho estomatognático torna-se essencial o estudo da biomecânica para prolongar o resultado satisfatório de um tratamento, oferecendo assim boa longevidade. Os autores deste trabalho concordam com Assunção et al., (2009), quando estes citam que a aplicação de conhecimentos de engenharia na odontologia tem ajudado a entender os aspectos biomecânicos relativos à osseointegração.

A técnica da fotoelasticidade foi escolhida para a realização desta pesquisa pelo fato de ser comumente utilizada nos casos em que os métodos matemáticos tornam-se muito trabalhosos. Ao contrário dos métodos analíticos de determinações de tensão, a fotoelasticidade fornece imagens bastante precisas da distribuição de tensão. O método serve ainda, como importante ferramenta para determinar os pontos críticos de tensão no material e é frequentemente usado para determinar fatores de concentração em geometrias irregulares (Cloud, 2008; Bernardes *et al.*, 2009).

Outra metodologia que poderia ser utilizada seria a análise por meio do método de elementos finitos, porém como citam Tada *et al.* (2003), Iplikçioğlu *et al.* (2003), Çehreli *et al.* (2004), o manufaturamento das imagens sofre simplificação, como por exemplo, as roscas dos implantes sendo desenhadas como anéis simétricos e não de forma helicoidal, resultando na modelação das mesmas como anéis independentes, sem relacionamento entre elas. Além disso, Iplikçioğlu *et al.* (2003), observaram diferenças nos resultados utilizando a técnica dos elementos finitos *versus* análise com extensômetros de um mesmo ensaio mecânico com implantes osseointegrados, demonstrando a dificuldade de representação das deformações sofridas.

As minúcias da junção pilar-implante dificilmente são conseguidas por meio da técnica de elementos finitos, havendo aproximação grosseira da geometria desta área quando aplicado o método. Esta afirmação pode ser respaldada por Zampelis *et al.* (2007), quando citam que a maioria dos estudos tridimensionais apresentam implantes como cilindros (sem roscas) para simplificar os procedimentos de modelagem. Talvez esta não seja uma boa

prática, já que alguns estudos demonstram que a diferença na morfologia do implante pode gerar diferentes tensões.

Como um dos objetivos do presente trabalho foi analisar a possível diferença de tensão oriunda da utilização de intermediários retos e angulados, escolheu-se a fotoelasticidade de transmissão plana como ferramenta para estudo. Logo, os modelos fotoelásticos seriam fabricados com exemplares fidedignos destas peças, tornando os resultados bem próximos da condição usual.

Uma dificuldade encontrada durante a execução da pesquisa foi o estabelecimento da altura padrão para os cantilêvers. Com este objetivo, foi criado um apoio em resina acrílica que provou ser inadequado para o estudo, já que não era regulável e sua fixação ao modelo, deficiente. Na figura 81 visualiza-se o apoio e nota-se o uso de cera para promover sua ancoragem.



**Figura 81.** Primeiro apoio utilizado para a confecção da solda. Provou ser inadequado para a pesquisa.

Assim, desenhou-se o projeto do modelo referido no item 4.5.2.3, que solucionou este problema. Outro fato que deve ser considerado é a inclinação do implante, tendo como fulcro a região apical; como demonstra a figura 82, a metodologia que utiliza este princípio torna-se errônea. Assim, foi

seguido os escritos de Jensen *et al* (2011) para contornar este problema, conforme o item 4.5.2.



**Figura 82.** Esta figura demonstra que se a rotação seguir o eixo apical do implante, certamente causará parestesia pela introdução do implante próximo ao forame mental.

Discorrendo ainda sobre a fabricação dos modelos, este estudo se orientou em Kinni *et al.* (1987), Ueda *et al.* (2004) que verteram a resina diretamente sobre os implantes, gerando assim condição biológica de completa osseointegração. Outra justificativa para realizar este procedimento é o fato de que a estrutura metálica permanece dentro do molde e é retirada juntamente com o modelo fotoelástico, evitando que a tensão proveniente do torque do aperto do parafuso seja transferida ao modelo, diminuindo assim, possíveis variáveis do estudo em questão. Mesmo após Waskwicz *et al.* (1994) demonstrarem que uma estrutura passiva não transmite tensão para o modelo fotoelástico, a metodologia utilizada preferiu remover a resina unida à estrutura metálica.

No entanto, mesmo utilizando estruturas reais para promover a análise das tensões, existe a limitação oriunda de toda pesquisa que é a realização da mesma em ambiente *in vitro*, porém não há motivos para acreditar que os achados deste estudo não se aplicam às situações clínicas. O

grande defeito deste estudo utilizando a técnica da fotoelasticidade é que o modelo fotoelástico se apresenta sem distinção do osso cortical e medular. Porém, Machado *et al* (2011) citam que por não existir essa diferenciação, a intensidade da concentração da tensão pode ser modificada *in vivo*, mas sua localização não altera substancialmente. Por esta razão, este estudo pode ser aplicado na comparação de diferentes tensões geradas nos variados tipos de desenhos de protocolos.

Duas análises foram realizadas neste estudo: quantitativa e qualitativa. Para a interpretação da distribuição das franjas isocromáticas o autor deste estudo concorda com Caputo & Standlee (1987), Kinni *et al.* (1987), Waskewicz *et al.* (1994), Begg *et al.* (2009) que citam que a análise é baseada no princípio de que quanto maior o número de franjas, maior a tensão, e quanto mais perto as franjas estão umas das outras, maior a concentração de tensão.

No presente estudo, as forças aplicadas foram verticais, sendo um carregamento anterior (CA) e um posterior (CP). O carregamento anterior possibilitou igualar todos os momentos, gerando análise teoricamente com o mesmo coeficiente de força; já o carregamento posterior, representa uma oclusão em um determinado ponto (*e.g.* molar) simulado pela interposição de alimento na mastigação, sendo assim, apenas o carregamento unilateral foi aplicado.

Em uma situação *in vivo*, as forças transversais e laterais também estão presentes, porém, neste trabalho foram analisadas apenas as tensões provenientes do carregamento vertical. Justifica-se esta conduta devido ao estudo publicado por Canay *et al.* (1996) onde demonstram que em condições clínicas, o carregamento vertical é mais relevante.

Destarte, o grupo G17 quando utilizou o intermediário reto (G17R) obteve as maiores tensões para a região apical do implante 2 em ambos os carregamentos. Na região apical do implante 1, o grupo G17 obteve os mesmos resultados. No entanto, para a região lateral do implante 2, em ambos

os carregamentos, o grupo G17A obteve as menores tensões. Este resultado iguala-se aos encontrados por Begg *et al.* (2009). A inclinação do implante pode determinar maior tensão de forças não axiais, conforme entendimento de Canay *et al.* (1996), Ueda *et al.* (2004), Kitamura *et al.* (2005). O grupo G30 ofereceu os menores níveis de tensão quando comparados com os demais grupos em relação ao número de regiões. A utilização de intermediários angulados favoreceu ainda mais a diminuição das tensões.

Independente da angulação do implante ou do pilar, a maior tensão foi realizada na face do implante onde estava o carregamento. Este resultado é corroborado por Caputo & Standlee (1987), White *et al.* (1994), Canay *et al.* (1996), Bellini *et al.* (2009a), Bellini *et al.* (2009b).

Forças não axiais resultam num remodelamento mais dinâmico que circunda o osso. Sinais de atividades osteoclásticas foram observados por Barbier & Schepers (1997) em experimento animal. Entretanto, é difícil quantificar a magnitude e direção das forças oclusais (Isidor, 2006), mas quando as forças oclusais excedem a capacidade mecânica e biológica do osso, isso pode causar a falha ou perda da osseointegração, sendo este fato classificado como sobrecarga. A quantidade de tensão direcionada ao osso depende da carga aplicada e da rigidez do osso. Assim, a mesma força pode atingir de diferentes maneiras o tecido ósseo.

Se as forças excedem a tolerância do osso alveolar pode haver reabsorção periimplantar (Canay *et al.*, 1996; Miyata *et al.*, 2000; Duyck *et al.*, 2000; Isidor, 2006).

Com o objetivo de diminuir as tensões, os implantes podem ser inclinados, possibilitando a redução do cantiléver. Krekmanov *et al.* (2000) citam que esta inclinação justifica-se no ponto de vista anatômico e biomecânico. Já Zampelis *et al.* (2007) relatam que a técnica de inclinação dos implantes é relativamente simples e que pode ser feita pelo cirurgião que não está familiarizado pela transposição do nervo mandibular, enxerto ósseo ou elevação do seio maxilar. Além disso, Maló *et al.* (2003), citam que a

configuração advinda da inclinação dos implantes posteriores, interforames, permite boa ancoragem implantar, comprimento de cantiléver curto e grande distância interimplantar.

Zampelis *et al.* (2007) citam ainda que a diminuição do braço do cantiléver, causada por angulação dos implantes distais, contribui para o aumento da longevidade do tratamento reabilitador, já que apresentou no seu estudo com método de elementos finitos, melhor distribuição. Este fato foi observado pela presente pesquisa. Já White *et al.* (1994), citam que pequena inclinação do implante tem importante influência na transferência das tensões ao osso e Naconecy (2006), cita que a inclinação permite melhor distribuição de força e momentos fletores, fato também observado nesta pesquisa.

O uso de pilares retos em implantes inclinados poderia, teoricamente, diminuir o cantiléver e melhorar o momento vetor pela ação física. O emprego clínico deste tipo de reabilitação revela algumas implicações, como o aumento da dificuldade ambulatorial e do tempo de trabalho. O acréscimo na dificuldade seria justificado se as tensões periimplantares se mostrassem reduzidas. No entanto, os resultados deste trabalho demonstraram que não existe diminuição da concentração de tensões com o uso de pilares retos já que, na maioria dos modelos, o uso destes intermediários proporcionou maiores valores de tensões. Assim, a utilização de pilares angulados mostra-se como alternativa clínica mais eficaz do que o uso dos pilares retos nas configurações analisadas.

O modelo do grupo GC apresenta diferença no carregamento posterior para a região lateral, entre a ordem de franja e a tensão cisalhante. Ou seja, na ordem de franja ele se apresenta estatisticamente diferente dos outros modelos enquanto que na tensão cisalhante, apresenta-se igual aos demais. Este fato pode ser explicado pela Lei óptica das tensões em conjunto com a configuração complexa do modelo. Como o modelo não possui espessura homogênea, foi necessária a adoção de uma média. Tal fato, justifica a pequena diferença encontrada, motivo pelo qual se realiza também a análise qualitativa dos dados.

O autor do presente trabalho concorda com Duyck *et al.* (2000), quando citam que o primeiro passo essencial para compreender as tensões que são transferidas para o osso, e que depois o afetam, é quantificar e qualificar as tensões aplicadas em implantes que suportam a prótese oral. Assim, o presente trabalho almeja contribuir para a evolução do conhecimento biomecânico das próteses implanto suportadas.

*“Eu sei que o meu trabalho é uma gota no oceano, mas sem ele o oceano seria menor.”*

***Madre Teresa de Calcutá***

## **7. Conclusão**

Baseado na metodologia utilizada, levando em consideração as limitações do estudo *in vitro* e de acordo com a análise e discussão dos resultados, as seguintes conclusões podem ser consideradas:

1. A inclinação do implante distal em 30° demonstrou menores tensões periimplantares, oferecendo assim vantagem biomecânica em relação aos demais grupos testados.
2. A utilização de *micro-units* angulados, na técnica *all-on-four*, ofereceu menores índices de tensões, sugerindo que seu emprego apresenta resultados biomecânicos mais satisfatórios quando comparado aos *micro-units* retos.

*"A única verdadeira viagem não seria viajar por centenas de diferentes países com o mesmo par de olhos... mas ver a mesma terra através de uma centena de diferentes olhos."*

**Proust**

## **Referências\***

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

Adell R, Hansson BO, Branemark PI, Breine U. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. II. Review of clinical approaches. **Scand J Plast Reconstr Surg.** 1970;4:19-34.

Agliardi E, Clericò M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. **Quintessence Int.** 2010;41(4):285-93.

Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg.** 2009;20(4):1173-1177.

Baboni CR. **Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de apertos de parafusos em infra-estrutura implanto suportadas.** [dissertação] Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1997;12(2):215-23.

Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Neves FD, Ribeiro RF. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. **Cienc Odontol Bras.** 2007;10(1):84-89.

Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress Patterns Around Distal Angled Implants in the All-on-four concept Configuration. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2009;24(4):663-671.

Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, *et al.* Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs

for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2009;24(3):511-517.

Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, et al. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. **Int J Prosthodont**. 2009;22(2):155-157.

Bernardes SR. **Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade**. [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2004.

Bernardes SR, de Araújo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2009;24(5):781-789.

Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. **J Prosthet Dent**. 2011;105(1):5-13.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg**. 1969;3(2):81-100.

Brånemark PI, Engstrand P, Ohrenell LO, Grondahl K, Nilsson P, Hagberg K, et al. Branemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res**. 1999;1:2-16.

Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996;27(9):591-8.

Caputo AA, Standlee JP. **Biomechanics in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 1987.

Cehreli MC, Akça K, İplikçioğlu H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. **Clin Oral Implants Res**. 2004;15(4):481-9.

Cloud, G. **Optical Methods in Experimental Mechanics**. Michigan:Experimental Techniques; 2007. p. 27-29.

Cloud, G. **Optical Methods in Experimental Mechanics**. Michigan:Experimental Techniques; 2008. p. 13-16.

Dally JW, Riley WF. **Experimental stress analysis**. 4<sup>a</sup> Ed. Knoxville: College House Enterprises LLC, 2005.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. **Clin Oral Implants Res**. 2000;11(5):465-475.

Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2011;26(4):752-9.

Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. **J Prosthet Dent.** 1996;76(6):624-32.

Habib F, Fleischmann LA, Gama SKC, Araujo TM. Obtenção de modelos ortodônticos. **R. Dental Press Ortodon Ortop Facial.** 2007;12(3):146-56.

Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent.** 2006; 96: 25-36.

Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. **J Prosthet Dent.** 1998;80(2):169-74.

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

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

Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Philips WR 3rd. The All on 4 Shelf: Mandible. **J Oral Maxillofac Surg.** 2011;69(1):175-81.

Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant devices. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1987;2(1):11-4.

Kitamura E, Stegaroiu R, Numura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around na implant - A three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:279-286.

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):405-14.

Lopuck S, Smith J, Caputo A. Photoelastic comparison of posterior denture occlusions. *J Prosthet Dent*. 1978;40(1):18-22.

Machado AC, Cardoso L, Brandt WC, Henriques GE, de Arruda Nóbilo MA. Photoelastic analysis of the distribution of stress in different systems of overdentures on osseous integrated implants. *J Craniofac Surg*. 2011;22(6):2332-6.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*.1955; 34(6): 831-838. *Apud* Simamoto PC, Jr. **Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações**. [tese] Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2008.

Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-four" immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(Suppl 1):2-9.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007;16(2):117-22.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15(3):425-31.

Naconecy MM. **Força e Momento Fletor em Pilares de Prótese tipo Protocolo Branemark em Função da Inclinação dos Implantes Distais e do Número de Pilares.** [tese] Rio Grande Sul: PUC/RS; 2006.

Orr JF, Shelton JC. **Optical measurement methods in biomechanics.** London: Chapman & Hall; 1997.

Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2010;12(2):105-13.

Simamoto PC, Jr. **Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações.** [tese] Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2008.

Sonnenburg M, Härtel J. [Biomechanical studies on various methods of osteosynthesis on a photoelastic model of the mandible]. **Stomatol DDR.** 1978;28(2):83-91.

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

Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. **J Prosthodont Res.** 2010;54(4):179-84.

Tanner AN. Factors affecting the design of photoelastic models for two-dimensional analysis. **J Prosthet Dent.** 1972;27(1):48-62.

Thayer HH, Caputo AA. Occlusal force transmission by overdenture attachments. **J Prosthet Dent.** 1979;41(3):266-271.

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.

Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. **J Craniofac Surg.** 2009;20(2):471-4.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CE, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation fixed prostheses. **Braz Oral Res.** 2004;18(1):45-52.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic Analysis of Stress Distribution Transmitted From a Fixed Prosthesis Attached to Osseointegrated Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994;9:405-411.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent.** 1994;71(5):493-9.

Zac B. Photoelastic analysis in der orthodontischen meehanik. **Oesterr Z Stomatol.** 1935;35:22-37. *Apud* Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry:

bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg.** 2009;20(4):1173-1177.

Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. **J Prosthet Dent.** 2007;97(Suppl 6):S35-43.

*"Não vês que somos viajantes?*

*E tu me perguntas:*

*Que é viajar?*

*Eu respondo com uma palavra: é avançar!*

*Experimentais isto em ti.*

*Que nunca te satisfaças com aquilo que és,  
para que sejas um dia aquilo que ainda não és.  
Avança sempre! Não fiques parado no caminho."*

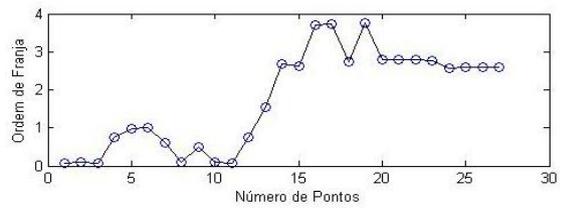
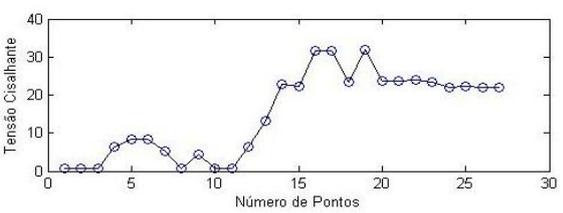
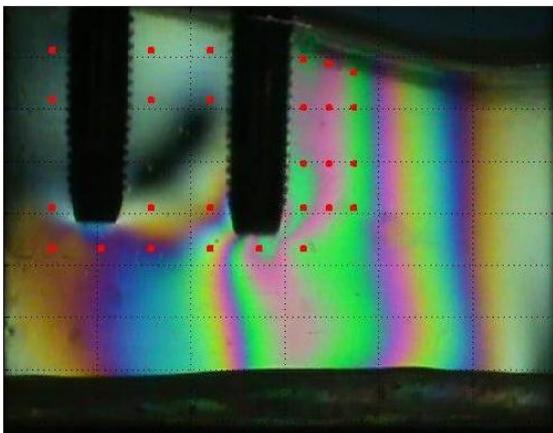
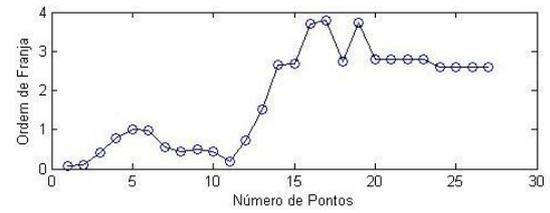
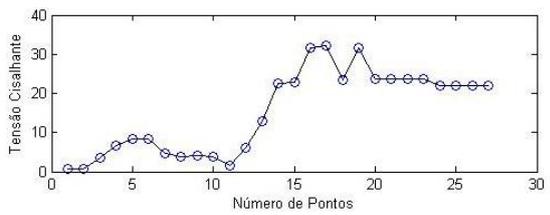
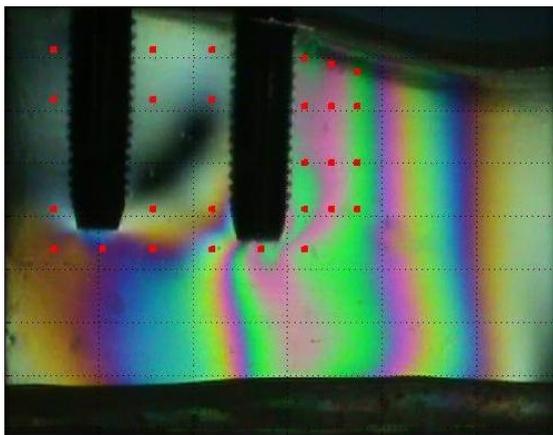
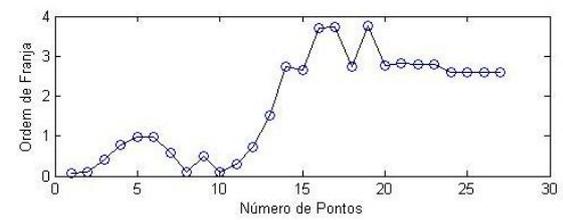
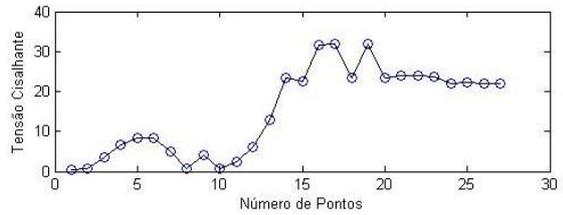
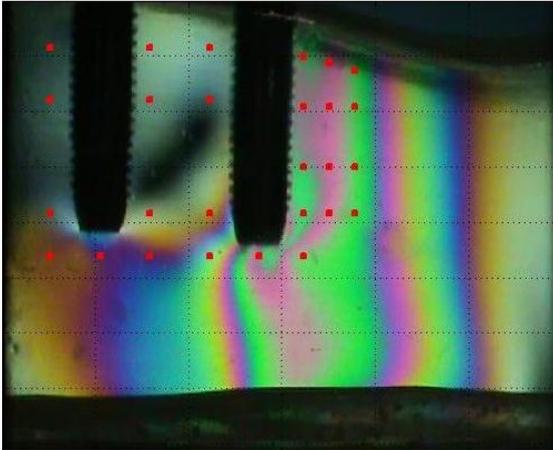
**Santo Agostinho**

**Apêndices**

# Apêndice 1

## Exemplo de carregamento anterior no Grupo GC

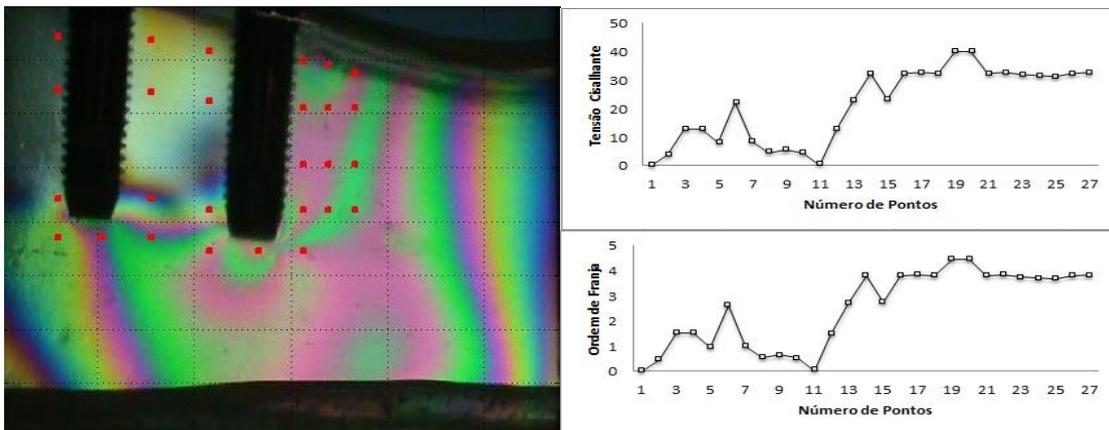
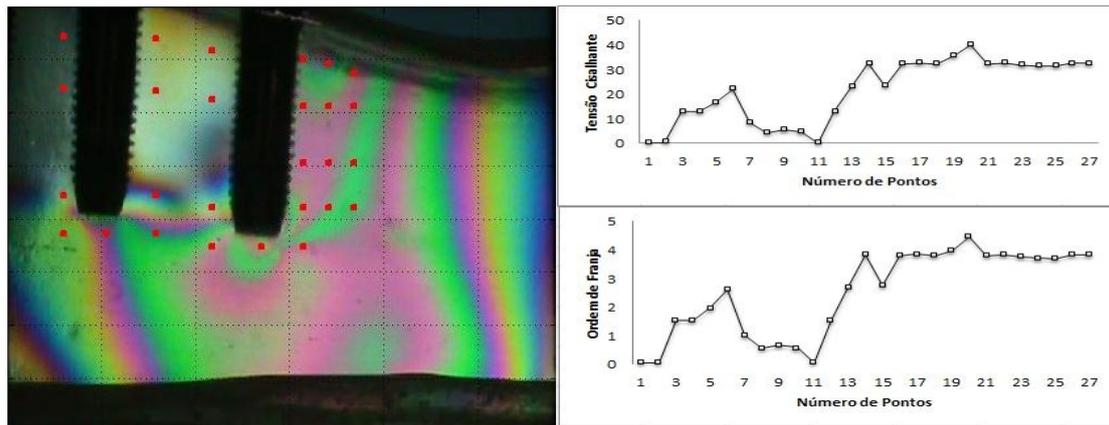
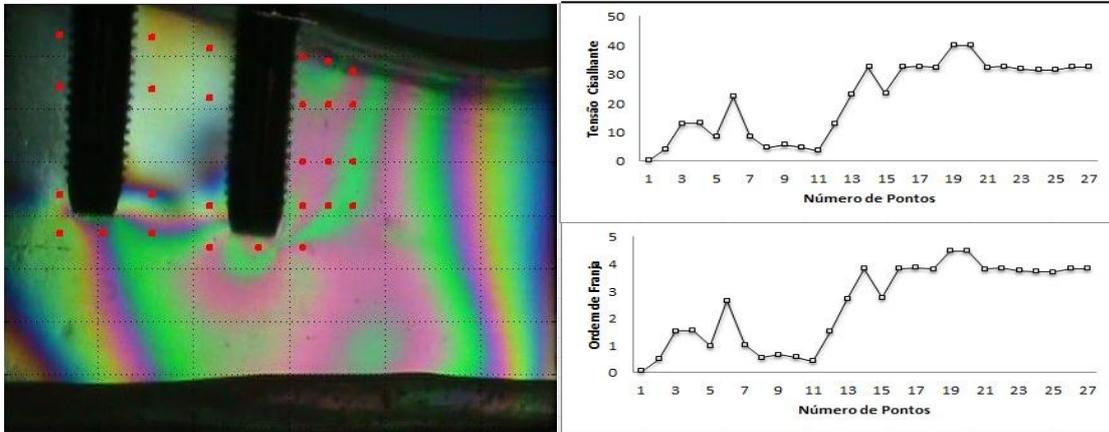
### Carregamento 1 (ABC)



## Apêndice 2

### Exemplo de carregamento posterior no Grupo GC

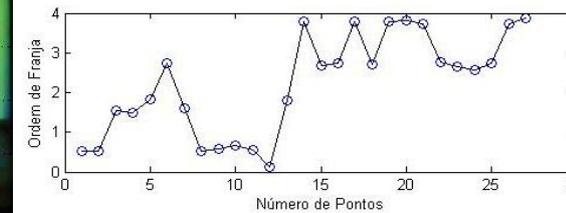
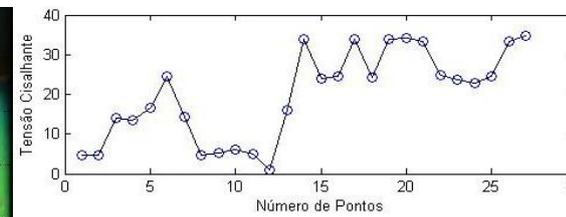
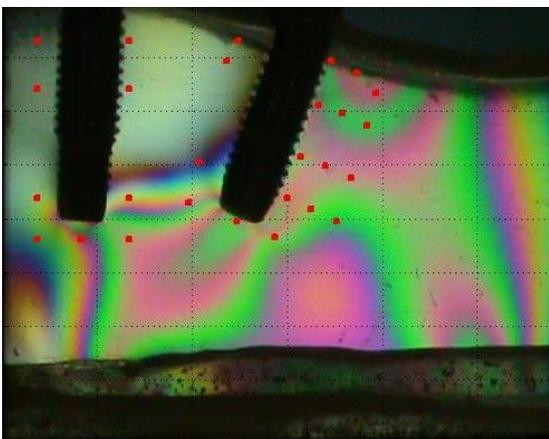
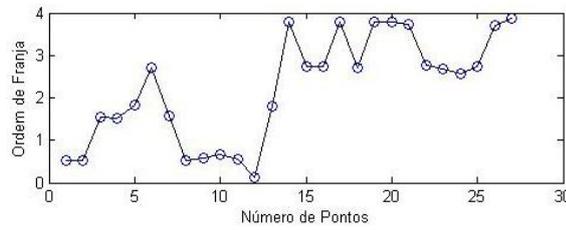
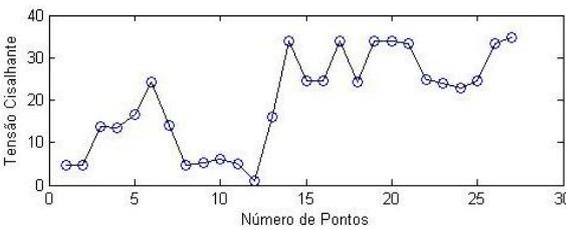
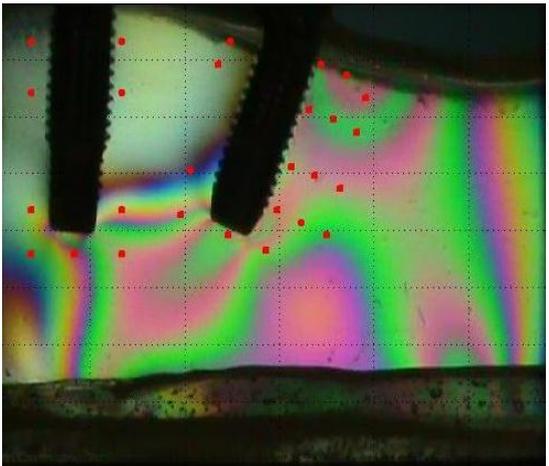
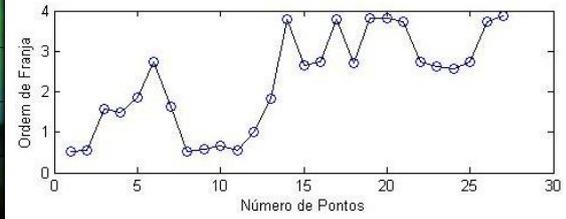
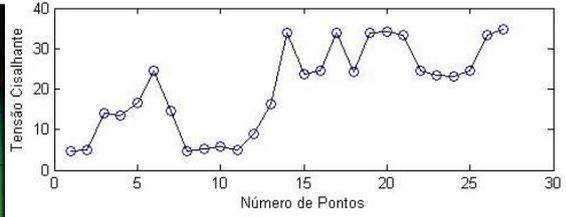
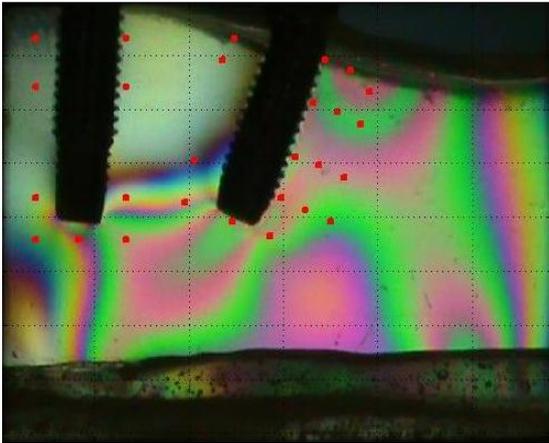
#### Carregamento 1 (ABC)



### Apêndice 3

### Exemplo de carregamento anterior no Grupo G17R

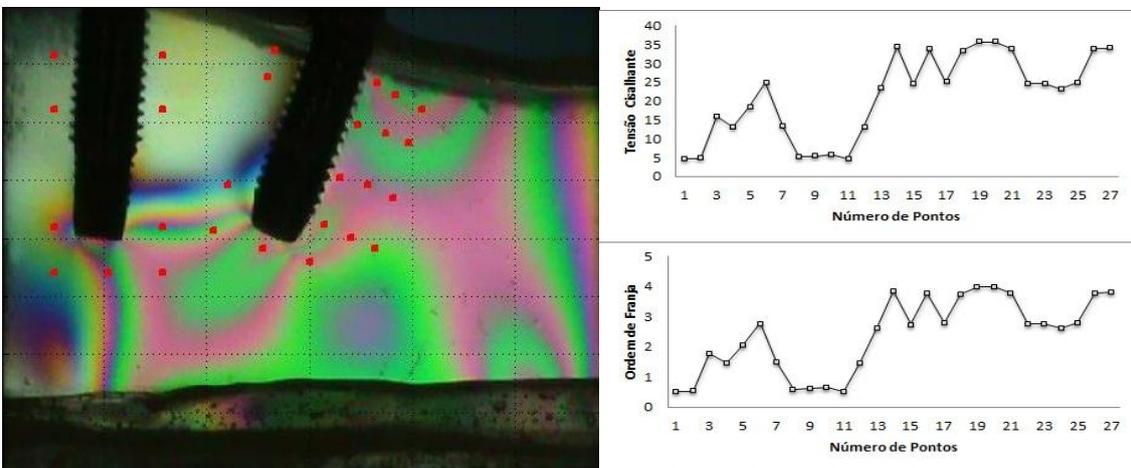
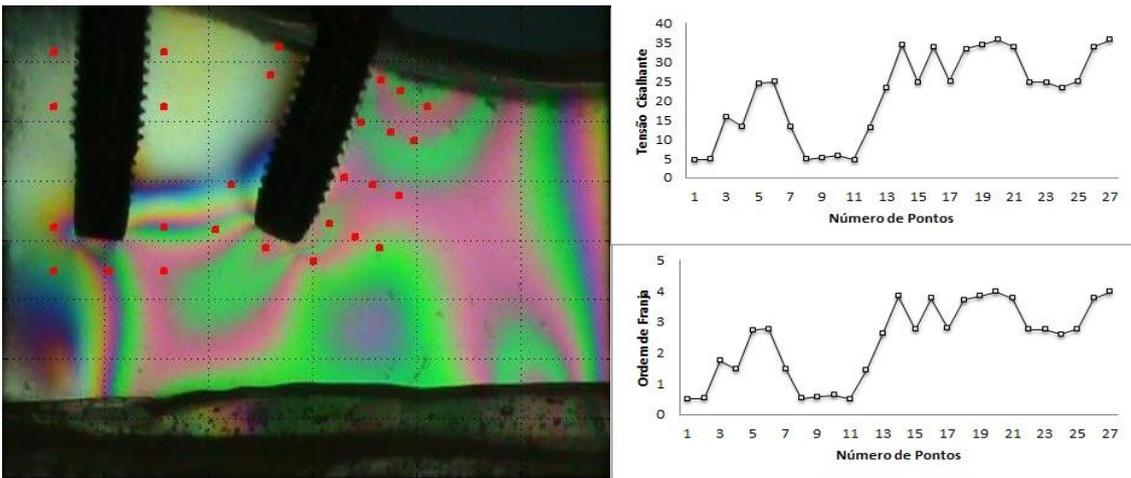
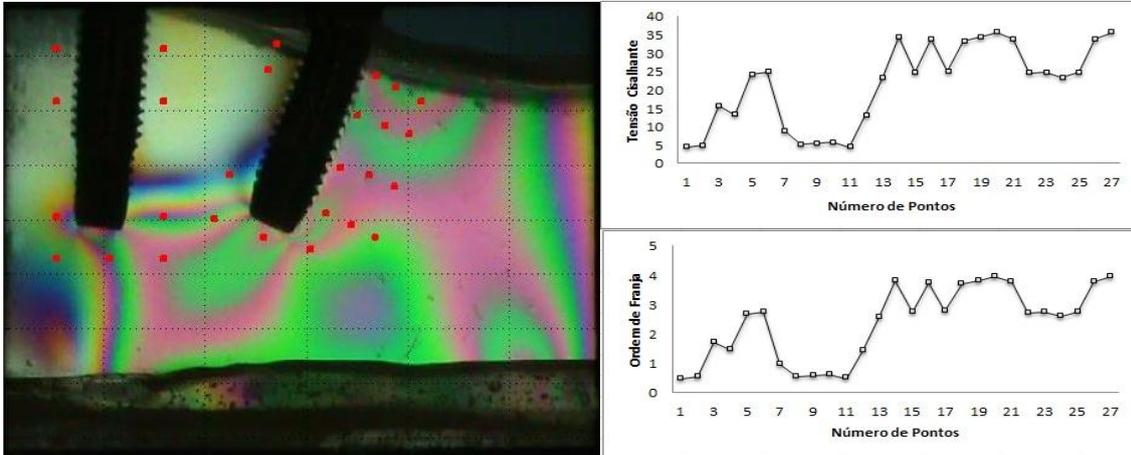
### Carregamento 1 (ABC)



## Apêndice 4

### Exemplo de carregamento posterior no Grupo G17R

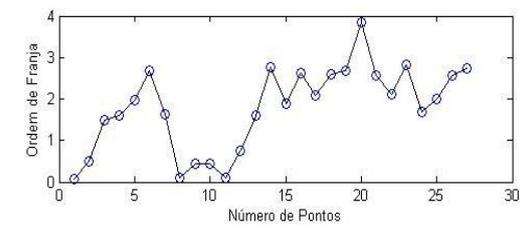
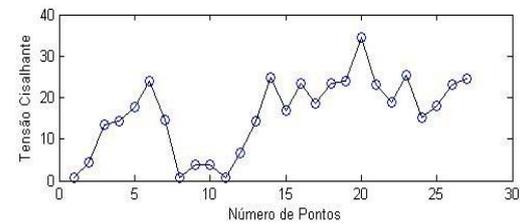
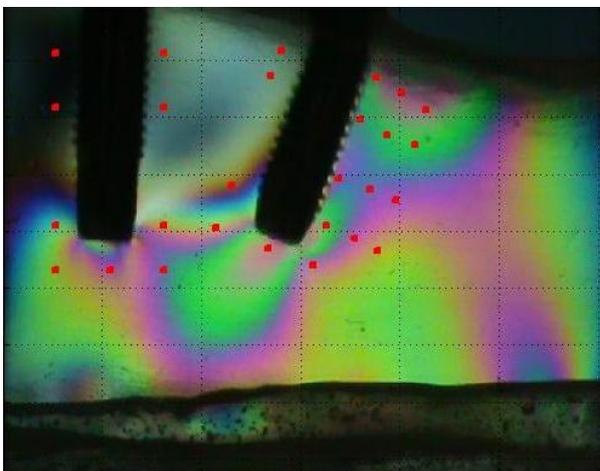
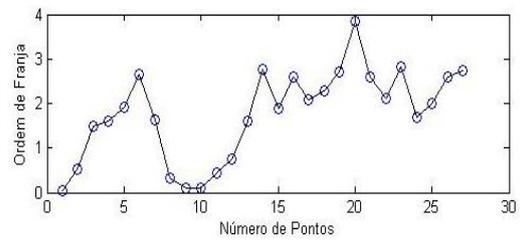
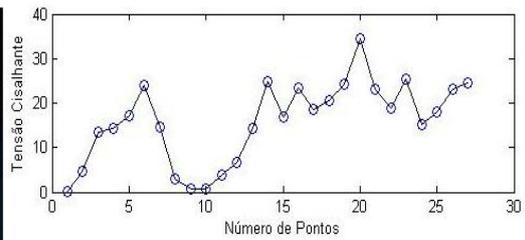
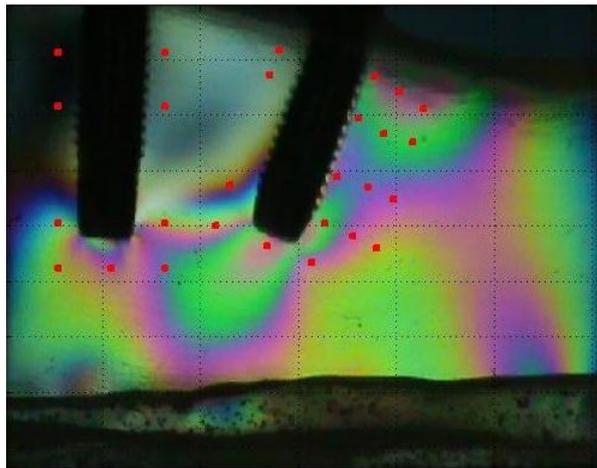
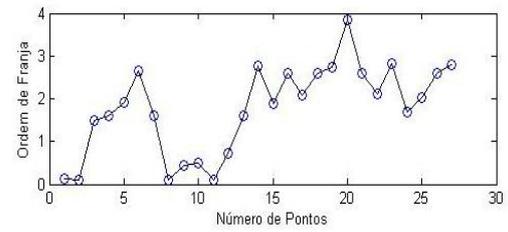
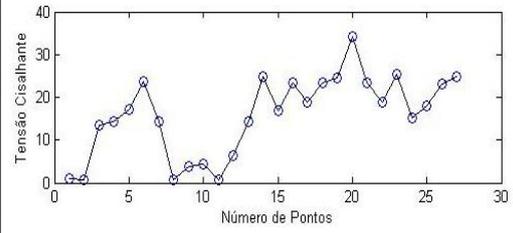
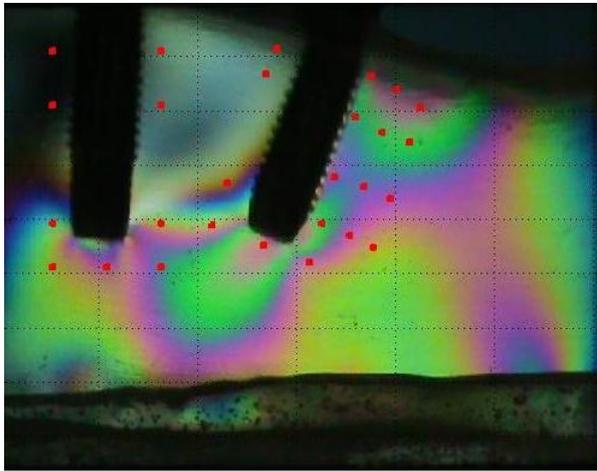
#### Carregamento 1 (ABC)



## Apêndice 5

### Exemplo de carregamento anterior no Grupo G17A

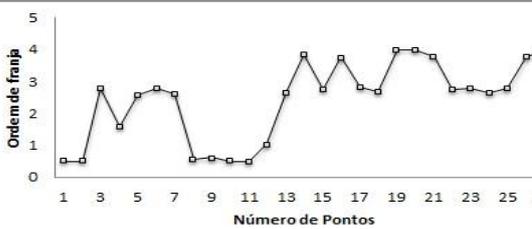
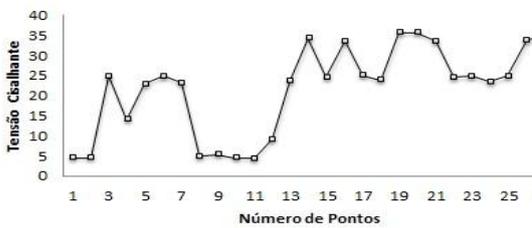
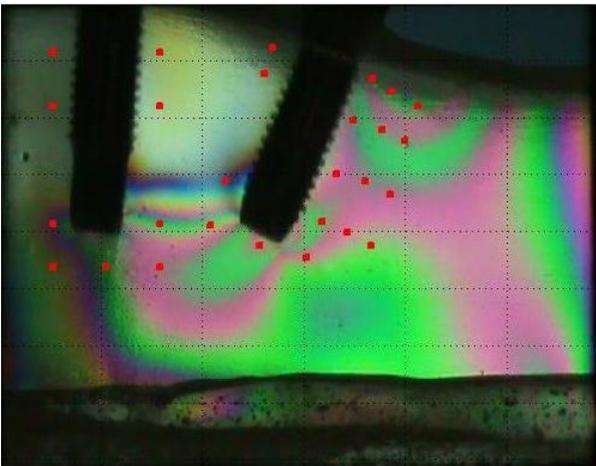
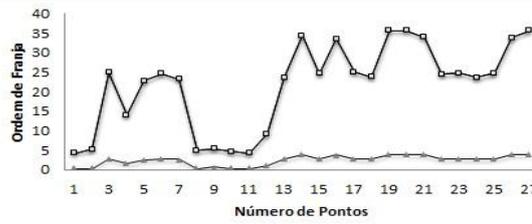
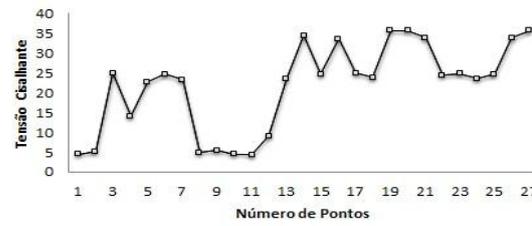
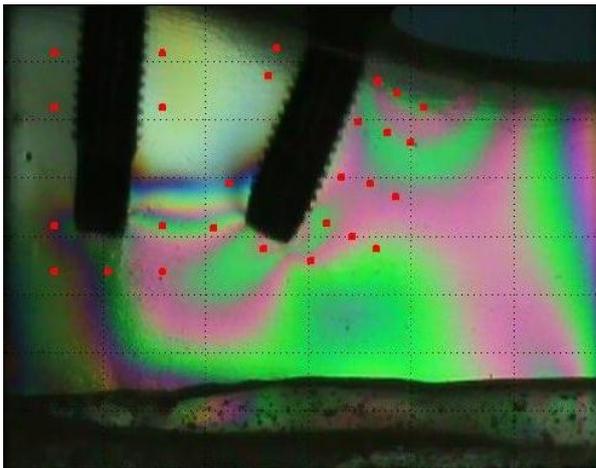
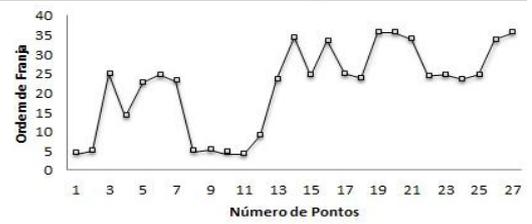
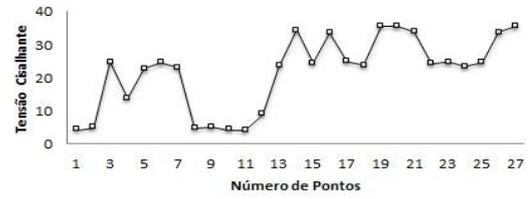
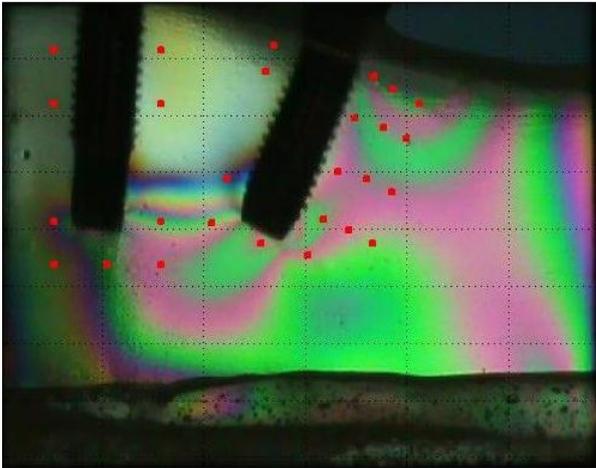
#### Carregamento 1 (ABC)



## Apêndice 6

### Exemplo de carregamento posterior no Grupo G17A

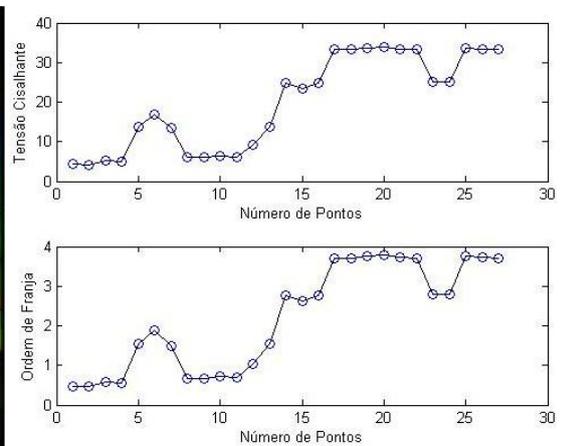
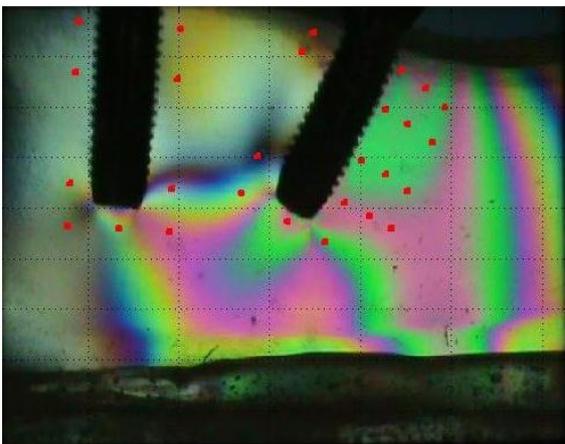
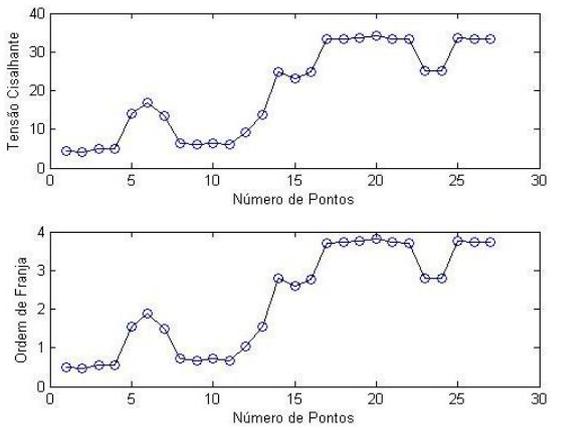
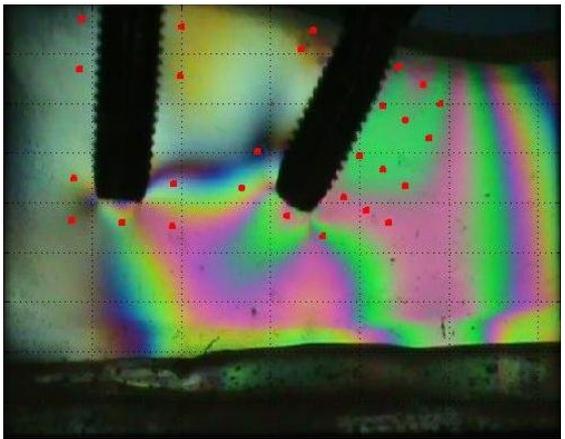
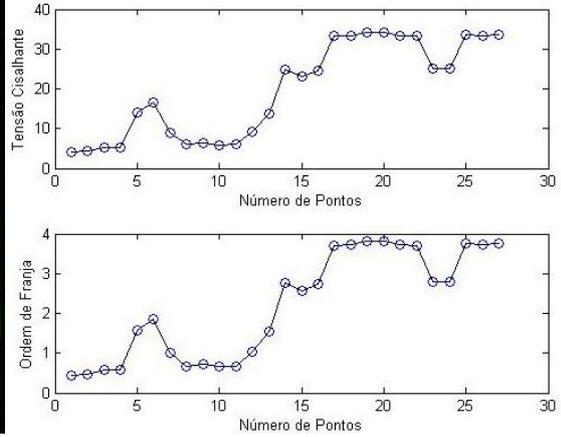
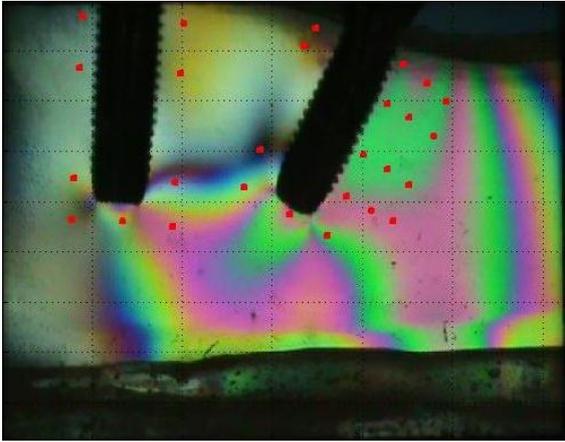
#### Carregamento 1 (ABC)



## Apêndice 7

### Exemplo de carregamento único no Grupo G30R

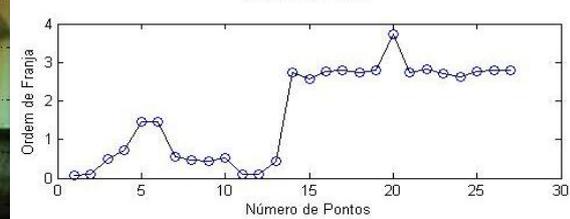
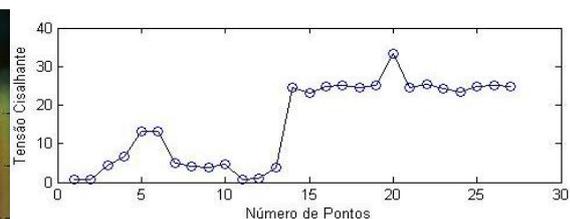
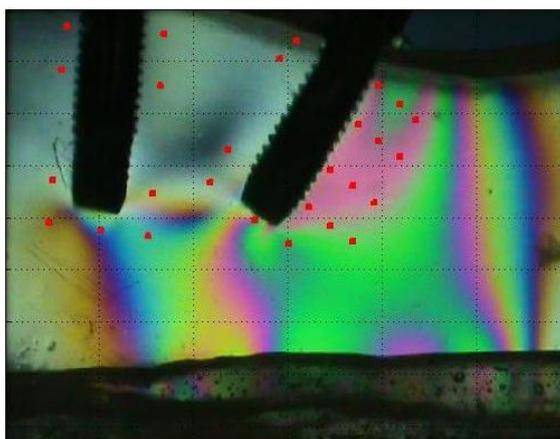
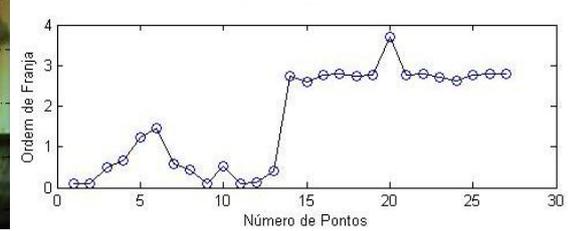
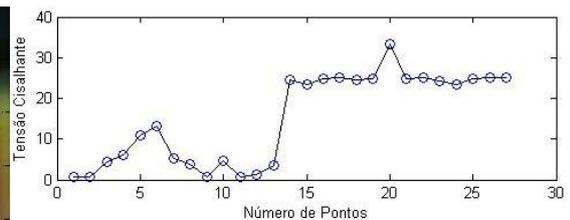
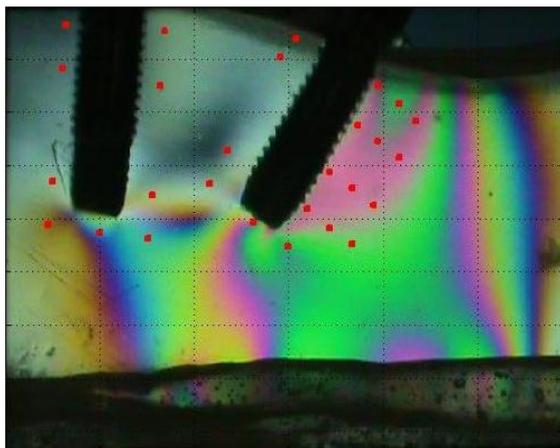
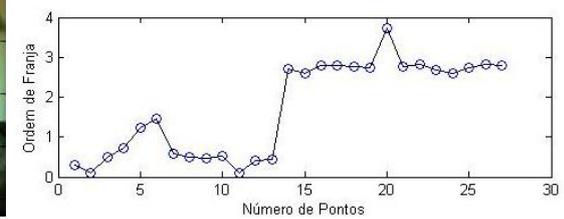
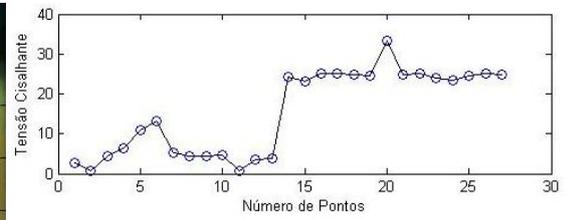
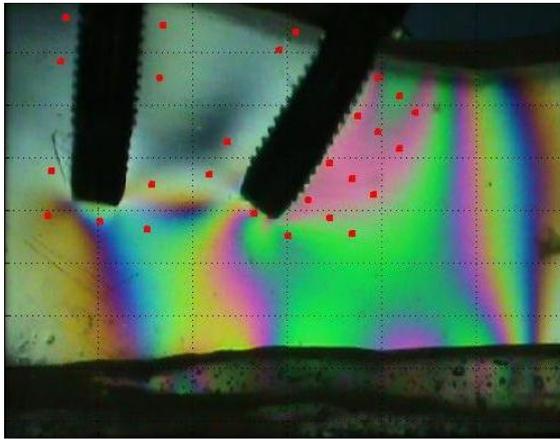
#### Carregamento 1 (ABC)



## Apêndice 8

### Exemplo de carregamento anterior no Grupo G30A

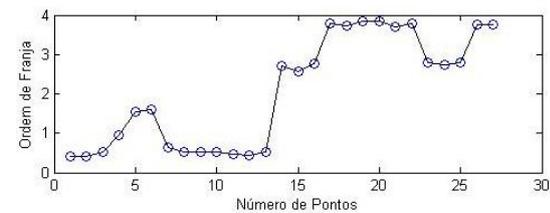
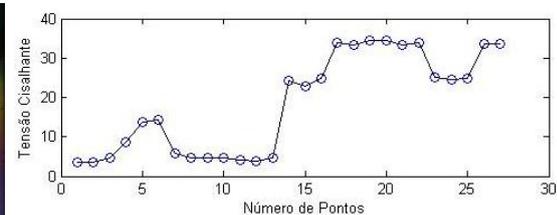
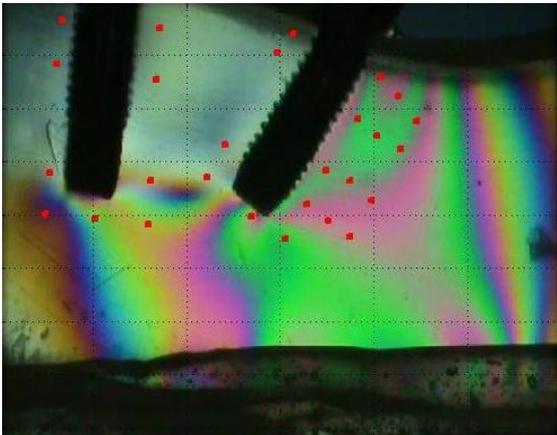
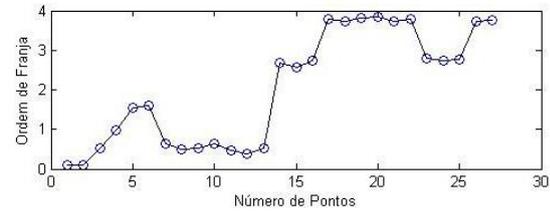
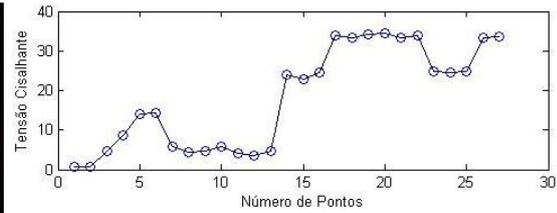
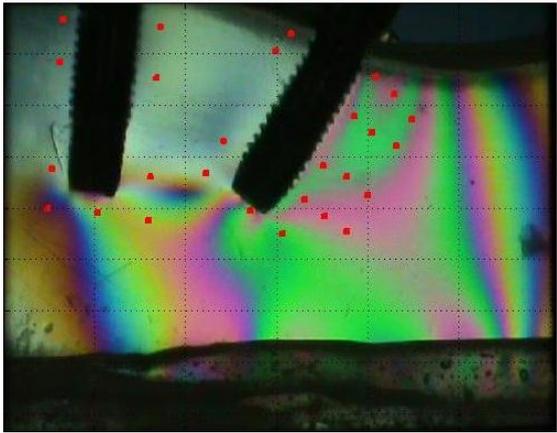
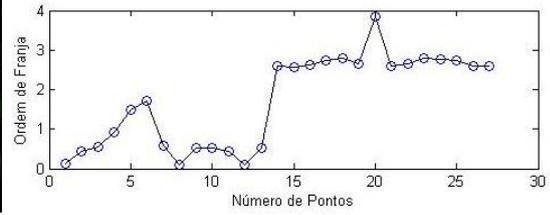
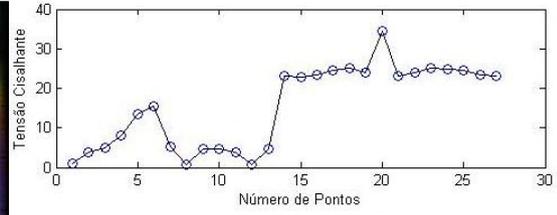
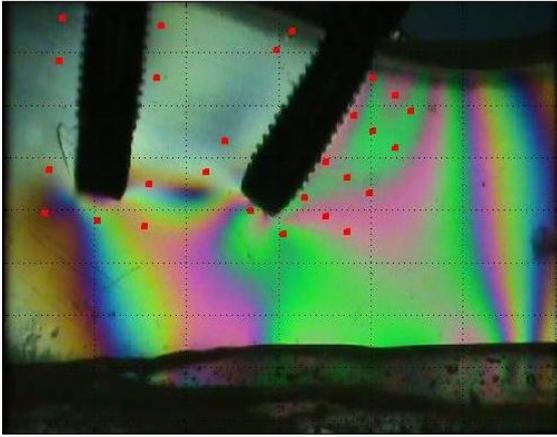
#### Carregamento 1 (ABC)



## Apêndice 9

### Exemplo de carregamento posterior no Grupo G30A

#### Carregamento 1 (ABC)



## Apêndice 10

Valores médios (desvio-padrão) de Ordem de Franja para os pontos avaliados em relação aos grupos de estudo.

Ponto	Grupo			
	GC-CA	GC-CP	G17R-CA	G17R-CP
1	0,18(0,13)	0,19(0,13)	0,33(0,19)	0,54(0,02)
2	0,14(0,07)	0,27(0,12)	0,47(0,14)	0,58(0,02)
3	0,28(0,12)	1,65(0,31)	1,54(0,01)	1,80(0,02)
4	0,80(0,07)	1,58(0,01)	1,48(0,01)	1,49(0,01)
5	0,99(0,01)	1,38(0,13)	1,84(0,01)	2,69(0,08)
6	0,97(0,03)	2,59(0,05)	2,68(0,02)	2,78(0,01)
7	0,56(0,02)	1,15(0,15)	1,58(0,02)	1,48(0,25)
8	0,32(0,14)	0,58(0,01)	0,50(0,02)	0,58(0,01)
9	0,50(0,01)	0,69(0,02)	0,55(0,04)	0,61(0,01)
10	0,32(0,15)	0,60(0,03)	0,62(0,04)	0,64(0,02)
11	0,18(0,06)	0,31(0,13)	0,52(0,03)	0,56(0,02)
12	0,72(0,02)	1,55(0,03)	0,63(0,30)	1,46(0,03)
13	1,53(0,01)	2,75(0,01)	1,82(0,01)	2,63(0,01)
14	2,67(0,04)	3,95(0,07)	3,75(0,02)	3,86(0,02)
15	2,65(0,01)	2,70(0,05)	2,66(0,03)	2,75(0,01)
16	3,72(0,01)	3,96(0,06)	2,73(0,01)	3,79(0,00)
17	3,79(0,04)	3,85(0,01)	3,75(0,02)	2,80(0,01)
18	2,77(0,04)	3,96(0,08)	2,76(0,03)	3,74(0,01)
19	3,76(0,06)	4,48(0,05)	3,74(0,03)	3,91(0,04)
20	2,78(0,04)	4,50(0,00)	3,87(0,04)	3,99(0,02)
21	2,78(0,03)	3,96(0,07)	3,74(0,02)	3,79(0,02)
22	2,79(0,02)	3,87(0,01)	2,68(0,04)	2,77(0,02)
23	2,77(0,02)	3,83(0,03)	2,60(0,03)	2,76(0,01)
24	2,58(0,01)	3,73(0,03)	2,55(0,20)	2,61(0,02)
25	2,59(0,03)	3,77(0,02)	2,66(0,04)	2,79(0,02)
26	2,58(0,03)	3,86(0,01)	3,76(0,03)	3,79(0,02)
27	2,55(0,05)	3,94(0,08)	3,82(0,04)	3,95(0,04)

**CA=** Controle Anterior

**CP =** Controle Posterior

Valores médios (desvio-padrão) de Ordem de Franja para os pontos avaliados em relação aos grupos de estudo.

<b>Ponto</b>	<b>Grupo</b>				
	<b>G17A-CA</b>	<b>G17A-CP</b>	<b>G30R-CU</b>	<b>G30A-CA</b>	<b>G30A-CP</b>
<b>1</b>	0,18(0,13)	0,52(0,03)	0,33(0,09)	0,13(0,08)	0,18(0,11)
<b>2</b>	0,20(0,11)	0,59(0,03)	0,44(0,04)	0,12(0,05)	0,27(0,15)
<b>3</b>	1,52(0,01)	2,65(0,17)	0,53(0,01)	0,44(0,06)	0,58(0,13)
<b>4</b>	1,58(0,01)	1,59(0,02)	0,54(0,02)	0,69(0,03)	0,99(0,09)
<b>5</b>	1,87(0,04)	2,58(0,02)	1,59(0,03)	1,15(0,10)	1,53(0,06)
<b>6</b>	2,63(0,05)	2,78(0,02)	1,88(0,03)	1,31(0,20)	1,66(0,11)
<b>7</b>	1,72(0,07)	2,61(0,02)	1,05(0,08)	0,56(0,02)	0,69(0,09)
<b>8</b>	0,21(0,12)	0,56(0,02)	0,67(0,01)	0,35(0,13)	0,50(0,02)
<b>9</b>	0,48(0,05)	0,60(0,02)	0,69(0,02)	0,40(0,12)	0,50(0,05)
<b>10</b>	0,49(0,07)	0,54(0,07)	0,62(0,05)	0,51(0,03)	0,43(0,15)
<b>11</b>	0,44(0,10)	0,51(0,01)	0,69(0,02)	0,21(0,11)	0,44(0,04)
<b>12</b>	0,79(0,09)	1,08(0,06)	1,13(0,08)	0,26(0,13)	0,31(0,08)
<b>13</b>	1,74(0,06)	2,65(0,03)	1,50(0,01)	0,47(0,02)	0,56(0,05)
<b>14</b>	2,77(0,01)	3,83(0,03)	2,77(0,01)	2,71(0,04)	2,66(0,11)
<b>15</b>	1,86(0,07)	2,74(0,02)	2,59(0,01)	2,59(0,04)	2,57(0,01)
<b>16</b>	2,65(0,03)	3,77(0,04)	2,71(0,04)	2,78(0,01)	2,71(0,03)
<b>17</b>	2,46(0,19)	2,79(0,02)	3,72(0,01)	2,79(0,02)	3,81(0,02)
<b>18</b>	2,60(0,04)	2,68(0,03)	3,72(0,01)	2,74(0,03)	3,76(0,15)
<b>19</b>	2,77(0,03)	3,99(0,04)	3,78(0,02)	2,76(0,02)	3,75(0,05)
<b>20</b>	3,77(0,03)	3,98(0,05)	3,83(0,02)	3,77(0,04)	3,84(0,02)
<b>21</b>	2,66(0,03)	3,77(0,04)	3,75(0,02)	2,78(0,03)	3,70(0,05)
<b>22</b>	2,52(0,15)	2,74(0,07)	3,68(0,07)	2,79(0,03)	3,75(0,11)
<b>23</b>	2,70(0,08)	2,77(0,06)	2,76(0,03)	2,68(0,04)	2,79(0,01)
<b>24</b>	1,86(0,07)	2,65(0,06)	2,78(0,03)	2,59(0,02)	2,75(0,02)
<b>25</b>	2,25(0,25)	2,76(0,06)	3,73(0,01)	2,71(0,04)	2,76(0,02)
<b>26</b>	2,66(0,04)	3,77(0,05)	3,72(0,01)	2,78(0,03)	3,73(0,01)
<b>27</b>	2,76(0,03)	3,97(0,06)	3,72(0,01)	2,78(0,02)	3,74(0,02)

**CA=** Controle Anterior

**CP =** Controle Posterior

**CU=** Carregamento Único

## Apêndice 11

Valores médios (desvio-padrão) de Tensão Cisalhante ( $\sigma$ ) para os pontos avaliados em relação aos grupos de estudo.

Ponto	Grupo			
	GC-CA	GC-CP	G17R-CA	G17R-CP
1	1,51(1,15)	1,58(1,09)	2,94(1,74)	4,80(0,15)
2	1,19(0,57)	2,28(1,04)	4,20(1,22)	5,23(0,14)
3	2,41(1,03)	14,04(2,65)	13,81(0,09)	16,07(0,22)
4	6,79(0,57)	13,44(0,11)	13,25(0,13)	13,34(0,11)
5	8,40(0,10)	11,70(1,14)	16,50(0,08)	24,11(0,69)
6	8,22(0,23)	22,02(0,41)	23,96(0,21)	24,91(0,07)
7	4,72(0,21)	9,82(1,25)	14,16(0,14)	13,27(2,21)
8	2,74(1,15)	4,89(0,07)	4,49(0,21)	5,18(0,08)
9	4,22(0,11)	5,88(0,15)	4,95(0,32)	5,49(0,10)
10	2,71(1,25)	5,14(0,22)	5,51(0,35)	5,76(0,20)
11	1,53(0,52)	2,66(1,08)	4,64(0,27)	5,02(0,17)
12	6,08(0,16)	13,19(0,24)	5,62(2,71)	13,09(0,23)
13	12,97(0,07)	23,41(0,09)	16,28(0,10)	23,49(0,06)
14	22,70(0,33)	33,58(0,56)	33,59(0,14)	34,52(0,16)
15	22,54(0,12)	22,99(0,44)	23,81(0,23)	24,65(0,08)
16	31,66(0,06)	33,69(0,47)	24,44(0,12)	33,89(0,03)
17	32,24(0,33)	32,72(0,10)	33,57(0,18)	25,02(0,09)
18	23,54(0,36)	33,68(0,67)	24,73(0,26)	33,42(0,06)
19	32,00(0,48)	38,11(0,45)	33,46(0,30)	34,98(0,36)
20	23,65(0,36)	38,25(0,00)	34,60(0,37)	35,73(0,18)
21	23,60(0,22)	33,68(0,56)	33,50(0,15)	33,95(0,20)
22	23,67(0,14)	32,87(0,07)	23,97(0,35)	24,81(0,19)
23	23,52(0,20)	32,58(0,25)	23,27(0,24)	24,74(0,09)
24	21,92(0,11)	31,71(0,26)	22,84(1,79)	23,37(0,15)
25	22,01(0,22)	32,03(0,20)	23,82(0,38)	24,98(0,13)
26	21,95(0,26)	32,82(0,10)	33,67(0,26)	33,92(0,19)
27	21,69(0,43)	33,52(0,66)	34,21(0,37)	35,27(0,38)

**CA** = Controle Anterior

**CP** = Controle Posterior

Valores médios (desvio-padrão) de Tensão Cisalhante ( $\sigma$ ) para os pontos avaliados em relação aos grupos de estudo.

Ponto	Grupo				
	G17A-CA	G17A-CP	G30R-CU	G30A-CA	G30A-CP
1	1,59(1,12)	4,62(0,30)	2,92(0,80)	1,26(0,72)	1,57(0,97)
2	1,77(1,00)	5,26(0,31)	3,97(0,33)	1,11(0,48)	2,41(1,30)
3	13,60(0,12)	23,73(1,54)	4,70(0,09)	3,98(0,55)	5,20(1,15)
4	14,12(0,12)	14,19(0,19)	4,83(0,15)	6,24(0,23)	8,83(0,78)
5	16,74(0,34)	23,08(0,15)	14,25(0,23)	10,39(0,87)	13,72(0,50)
6	23,57(0,43)	24,92(0,19)	16,79(0,25)	12,12(1,64)	14,88(0,97)
7	15,40(0,61)	23,36(0,20)	9,43(0,71)	5,11(0,21)	6,17(0,80)
8	1,90(1,03)	5,01(0,17)	5,99(0,10)	2,95(1,14)	4,51(0,21)
9	4,27(0,49)	5,40(0,18)	6,20(0,19)	3,62(1,06)	4,48(0,42)
10	4,36(0,66)	4,85(0,60)	5,56(0,44)	4,59(0,27)	3,85(1,38)
11	3,98(0,86)	4,58(0,13)	6,17(0,19)	2,03(1,00)	3,98(0,35)
12	7,09(0,83)	9,64(0,57)	10,09(0,72)	2,58(1,14)	2,77(0,69)
13	15,61(0,55)	23,70(0,25)	13,46(0,08)	4,24(0,16)	4,98(0,45)
14	24,83(0,07)	34,28(0,25)	24,78(0,09)	24,16(0,32)	23,76(0,96)
15	16,66(0,65)	24,51(0,22)	23,16(0,08)	23,16(0,31)	23,02(0,06)
16	23,73(0,28)	33,75(0,35)	24,25(0,32)	24,86(0,12)	24,27(0,27)
17	22,03(1,73)	24,99(0,18)	33,29(0,12)	24,99(0,19)	34,09(0,17)
18	23,30(0,34)	24,01(0,27)	33,28(0,05)	24,62(0,25)	33,68(1,31)
19	24,82(0,23)	35,69(0,33)	33,83(0,15)	24,75(0,17)	33,57(0,40)
20	33,73(0,29)	35,65(0,44)	34,28(0,17)	33,62(0,36)	34,40(0,15)
21	23,81(0,28)	33,70(0,36)	33,56(0,19)	24,84(0,21)	33,06(0,48)
22	22,56(1,32)	24,54(0,64)	32,94(0,63)	25,04(0,23)	33,56(0,99)
23	24,16(0,70)	24,78(0,26)	24,71(0,31)	24,02(0,36)	24,98(0,12)
24	16,63(0,59)	23,73(0,54)	24,86(0,26)	23,26(0,20)	24,59(0,15)
25	20,12(2,28)	24,71(0,51)	33,42(0,12)	24,36(0,38)	24,72(0,17)
26	23,78(0,32)	33,74(0,43)	33,25(0,05)	24,91(0,27)	33,38(0,13)
27	24,70(0,25)	35,49(0,54)	33,29(0,05)	24,97(0,18)	33,48(0,20)

**CA=** Controle Anterior

**CP=** Controle Posterior

**CU=** Carregamento Único

## Apêndice 12

Média das regiões apicais de ambos os implantes, lateral e cervical do implante 2. A tabela contém as dez repetições de cada grupo. Grupo GC, carregamento anterior e posterior.

Grupo	Repetição	Ápice 2		Ápice 1		Cervical		Lateral	
		Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento
<b>GC-CA</b>	1	0,72516469	6,163899868	2,26455863	19,24874835	3,03381643	25,78743961	3,02700922	25,72957839
<b>GC-CA</b>	2	0,76100132	6,468511199	2,26455863	19,24874835	3,01976285	25,66798419	3,01646904	25,63998682
<b>GC-CA</b>	3	0,76258235	6,481949934	2,26350461	19,2397892	2,98726394	25,39174352	3,00527009	25,54479578
<b>GC-CA</b>	4	0,6571805	5,586034256	2,25454545	19,16363636	3,06192358	26,02635046	3,03491436	25,79677207
<b>GC-CA</b>	5	0,74202899	6,307246377	2,25665349	19,18155468	3,02064119	25,67545015	3,04150198	25,8527668
<b>GC-CA</b>	6	0,69828722	5,93544137	2,25612648	19,1770751	3,04523496	25,88449715	3,04347826	25,86956522
<b>GC-CA</b>	7	0,70250329	5,971277997	2,25296443	19,15019763	3,04259991	25,86209925	3,0342556	25,7911726
<b>GC-CA</b>	8	0,68880105	5,854808959	2,24822134	19,10988142	3,06016689	26,01141853	3,03162055	25,7687747
<b>GC-CA</b>	9	0,72042161	6,123583663	2,25507246	19,16811594	3,02415459	25,70531401	3,04347826	25,86956522
<b>GC-CA</b>	10	0,72779974	6,18629776	2,26139657	19,22187088	3,03469477	25,79490558	3,03096179	25,76317523
<b>GC-CP</b>	1	1,62213439	13,78814229	2,94176548	25,00500659	4,22507686	35,91315327	3,8458498	32,68972332
<b>GC-CP</b>	2	1,67852437	14,26745718	2,98603426	25,38129117	4,33333333	36,83333333	3,9314888	33,41765481
<b>GC-CP</b>	3	1,84993412	15,72444005	2,99288538	25,43952569	4,5	38,25	3,92687747	33,3784585
<b>GC-CP</b>	4	1,60368906	13,63135705	2,98498024	25,37233202	4,33333333	36,83333333	3,93280632	33,42885375
<b>GC-CP</b>	5	1,62951252	13,85085639	2,9886693	25,40368906	4,33333333	36,83333333	3,92885375	33,39525692
<b>GC-CP</b>	6	1,66166008	14,12411067	2,98445323	25,36785244	4,26833553	36,280852	3,92424242	33,35606061
<b>GC-CP</b>	7	1,66693017	14,16890646	2,98708827	25,39025033	4,33333333	36,83333333	3,92160738	33,33366271
<b>GC-CP</b>	8	1,62793149	13,83741765	2,99341238	25,44400527	4,31752306	36,69894598	3,91304348	33,26086957
<b>GC-CP</b>	9	1,66640316	14,16442688	3,01501976	25,62766798	4,33333333	36,83333333	3,93017128	33,40645586
<b>GC-CP</b>	10	1,70434783	14,48695652	2,97444005	25,28274045	4,29732104	36,52722881	3,84716733	32,70092227

Média das regiões apicais de ambos os implantes, lateral e cervical do implante 2. A tabela contém as dez repetições de cada grupo. Grupo G17R, carregamento anterior e posterior.

Grupo	Repetição	Ápice 2		Ápice 1		Cervical		Lateral	
		Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento
<b>G17R-CA</b>	1	1,84822134	16,53671729	2,28722003	20,46460024	3,82960035	34,26484525	3,24176548	29,00527009
<b>G17R-CA</b>	2	1,81765481	16,26322724	2,33306983	20,87483531	3,82345191	34,20983288	3,23715415	28,96401082
<b>G17R-CA</b>	3	1,81923584	16,27737328	2,34940711	21,02101103	3,7944664	33,95048887	3,2312253	28,91096318
<b>G17R-CA</b>	4	1,80974967	16,19249705	2,26719368	20,2854171	3,7997365	33,99764233	3,22661397	28,8697039
<b>G17R-CA</b>	5	1,82134387	16,29623466	2,26719368	20,2854171	3,81027668	34,09194924	3,22990777	28,89917481
<b>G17R-CA</b>	6	1,81870883	16,27265793	2,38945982	21,3793773	3,78392622	33,85618196	3,23254282	28,92275154
<b>G17R-CA</b>	7	1,82819499	16,35753415	2,38735178	21,36051591	3,81291173	34,11552597	3,23517787	28,94632827
<b>G17R-CA</b>	8	1,83557312	16,42354899	2,25876153	20,20997157	3,80851998	34,07623142	3,23847167	28,97579918
<b>G17R-CA</b>	9	1,82503294	16,32924208	2,39209486	21,40295403	3,81818182	34,16267943	3,2312253	28,91096318
<b>G17R-CA</b>	10	1,83346509	16,40468761	2,25665349	20,19111019	3,81993852	34,17839724	3,24176548	29,00527009
<b>G17R-CP</b>	1	1,97312253	17,65425421	2,89960474	25,94383191	3,94729908	35,31793866	3,27338603	29,28819083
<b>G17R-CP</b>	2	2,10487484	18,83309063	2,89907773	25,93911657	3,94027229	35,25506746	3,27009223	29,25871992
<b>G17R-CP</b>	3	2,05375494	18,3757021	2,90750988	26,0145621	3,96047431	35,43582223	3,2740448	29,29408501
<b>G17R-CP</b>	4	1,95783926	17,51750919	2,89064559	25,86367104	3,90338164	34,92499342	3,27865613	29,33534429
<b>G17R-CP</b>	5	2,03214756	18,18237293	2,89907773	25,93911657	3,97101449	35,53012914	3,28129117	29,35892102
<b>G17R-CP</b>	6	2,06587615	18,48415505	2,8969697	25,92025518	3,94378568	35,2865031	3,2740448	29,29408501
<b>G17R-CP</b>	7	2,10434783	18,82837529	2,90698287	26,00984675	4	35,789473	3,27602108	29,31176756
<b>G17R-CP</b>	8	2,10540185	18,83780598	2,88695652	25,83066362	3,94817743	35,32579757	3,2740448	29,29408501
<b>G17R-CP</b>	9	2,00948617	17,97961306	2,90171278	25,96269329	3,94554238	35,30222084	3,27272727	29,28229665
<b>G17R-CP</b>	10	2,0916996	18,71520699	2,88906456	25,849525	3,9332455	35,19219619	3,27470356	29,2999792

Média das regiões apicais de ambos os implantes, lateral e cervical do implante 2. A tabela contém as dez repetições de cada grupo. Grupo G17A, carregamento anterior e posterior.

Grupo	Repetição	Ápice 2		Ápice 1		Cervical		Lateral	
		Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento
G17A-CA	1	1,8629776	16,66874697	1,92094862	17,18743499	3,10496267	27,78124494	2,31752306	20,73573261
G17A-CA	2	1,88036891	16,82435337	1,95889328	17,52693988	3,08124726	27,56905439	2,59222661	23,19360655
G17A-CA	3	1,88300395	16,8479301	2,04426877	18,29082588	3,09969258	27,73409149	2,60342556	23,29380764
G17A-CA	4	1,86192358	16,65931627	1,94782609	17,42791762	3,10496267	27,78124494	2,61198946	23,37043201
G17A-CA	5	1,87299078	16,75833853	1,97628459	17,68254629	3,10496267	27,78124494	2,52964427	22,63365925
G17A-CA	6	1,80816864	16,17835102	1,93833992	17,3430414	3,11550285	27,87555186	2,61198946	23,37043201
G17A-CA	7	1,87720685	16,7960613	1,96996047	17,62596214	3,11286781	27,85197513	2,61528327	23,39990292
G17A-CA	8	1,87615283	16,78663061	1,95731225	17,51279384	3,11462451	27,86769295	2,60935441	23,34685528
G17A-CA	9	1,86455863	16,682893	1,94729908	17,42320227	3,11023276	27,8283984	2,51449275	22,49809306
G17A-CA	10	1,86245059	16,66403162	1,99104084	17,81457597	3,06895037	27,45902966	2,61330698	23,38222037
G17A-CP	1	2,46482213	22,05367173	2,81212121	25,16108453	4	35,789473	3,00461133	26,88336454
G17A-CP	2	2,47167325	22,11497122	2,77681159	24,84515637	3,96486605	35,47511677	3,00461133	26,88336454
G17A-CP	3	2,43162055	21,75660495	2,83162055	25,33555232	4	35,789473	2,97826087	26,64759725
G17A-CP	4	2,41317523	21,59156785	2,81791831	25,21295333	4	35,789473	2,97826087	26,64759725
G17A-CP	5	2,47536232	22,14797864	2,80737813	25,11864642	3,97891963	35,60085925	3,00658762	26,90104708
G17A-CP	6	2,47272727	22,12440191	2,79789196	25,0337702	4	35,789473	3,00527009	26,88925872
G17A-CP	7	2,46218709	22,030095	2,8173913	25,20823799	4	35,789473	3,00461133	26,88336454
G17A-CP	8	2,40895916	21,55384509	2,80685112	25,11393107	4	35,789473	2,9743083	26,61223216
G17A-CP	9	2,45217391	21,94050343	2,82793149	25,3025449	3,85243742	34,46917674	3,01251647	26,95409472
G17A-CP	10	2,37364954	21,23791693	2,84374177	25,44400527	4	35,789473	2,99472991	26,79495181

Média das regiões apicais de ambos os implantes, lateral e cervical do implante 2. A tabela contém as dez repetições de cada grupo. Grupo G30R, carregamento único.

Grupo	Repetição	Ápice 2		Ápice 1		Cervical		Lateral	
		Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento
<b>G30-CU</b>	1	1,10250329	9,864503155	2,15072464	19,24332571	3,78743961	33,88761759	3,70289855	33,13119756
<b>G30-CU</b>	2	1,10197629	9,859787809	2,16706192	19,38950142	3,76811594	33,71472159	3,67325428	32,86595936
<b>G30-CU</b>	3	1,09776021	9,822065044	2,11910408	18,96040496	3,77250769	33,75401613	3,71936759	33,27855211
<b>G30-CU</b>	4	1,13359684	10,14270855	2,12964427	19,05471188	3,77162934	33,74615722	3,71936759	33,27855211
<b>G30-CU</b>	5	1,10777339	9,911656612	2,14387352	19,18202621	3,78304787	33,84832305	3,72529644	33,33159975
<b>G30-CU</b>	6	1,11304348	9,958810069	2,14703557	19,21031829	3,76811594	33,71472159	3,7226614	33,30802302
<b>G30-CU</b>	7	1,13675889	10,17100062	2,13544137	19,10658068	3,77514273	33,77759286	3,71870883	33,27265793
<b>G30-CU</b>	8	1,17206851	10,48692878	2,15230567	19,25747174	3,7962231	33,96620669	3,75296443	33,5791554
<b>G30-CU</b>	9	1,10513834	9,888079884	2,114361	18,91796685	3,78919631	33,90333541	3,72529644	33,33159975
<b>G30-CU</b>	10	1,10461133	9,883364538	2,14071146	19,15373414	3,76460255	33,68328595	3,71936759	33,27855211

Média das regiões apicais de ambos os implantes, lateral e cervical do implante 2. A tabela contém as dez repetições de cada grupo. Grupo G30A, carregamento anterior e posterior.

Grupo	Repetição	Ápice 2		Ápice 1		Cervical		Lateral	
		Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento	Franja	Cisalhamento
G30A-CA	1	0,89907773	8,044379724	1,79130435	16,02745995	3,085639	27,60834894	2,77997365	24,87344844
G30A-CA	2	0,73886693	6,610914638	1,76442688	15,78697732	3,11462451	27,86769295	2,75230567	24,6258928
G30A-CA	3	0,7884058	7,054157132	1,76337286	15,77754663	3,11023276	27,8283984	2,78656127	24,93239026
G30A-CA	4	0,87378129	7,818043132	1,76337286	15,77754663	3,085639	27,60834894	2,78656127	24,93239026
G30A-CA	5	0,87220026	7,803897095	1,78023715	15,9284377	3,11286781	27,85197513	2,79578393	25,01490881
G30A-CA	6	0,88642951	7,931211428	1,73754941	15,5464947	3,11374616	27,85983404	2,78656127	24,93239026
G30A-CA	7	0,89011858	7,964218848	1,73175231	15,49462589	3,09530083	27,69479694	2,78458498	24,91470772
G30A-CA	8	0,74044796	6,625060675	1,7602108	15,74925456	3,11198946	27,84411622	2,75757576	24,67304625
G30A-CA	9	0,87483531	7,827473823	1,7886693	16,00388323	3,10144928	27,74980931	2,78129117	24,88523681
G30A-CA	10	0,89275362	7,987795576	1,77971014	15,92372235	3,09881423	27,72623258	2,78722003	24,93828445
G30A-CA	1	1,29275362	11,56674294	1,84716733	16,5272866	3,75142732	33,56540231	3,58234519	32,05256224
G30A-CA	2	1,0629776	9,510852229	1,76969697	15,83413078	3,76899429	33,7225805	3,79710145	33,9740656
G30A-CA	3	1,06192358	9,501421538	1,74967062	15,65494765	3,80939833	34,08409033	3,76350461	33,67346231
G30A-CA	4	1,06982872	9,572151723	1,76758893	15,8152694	3,78831796	33,8954765	3,76943347	33,72650995
G30A-CA	5	1,06824769	9,558005686	1,74756258	15,63608626	3,78568292	33,87189978	3,74374177	33,49663685
G30A-CA	6	1,06561265	9,534428958	1,77812912	15,90957631	3,78831796	33,8954765	3,7944664	33,95048887
G30A-CA	7	1,06350461	9,515567575	1,74071146	15,57478677	3,78304787	33,84832305	3,76943347	33,72650995
G30A-CA	8	1,08036891	9,666458637	1,75757576	15,72567783	3,78041282	33,82474632	3,77009223	33,73240413
G30A-CA	9	1,07351779	9,605159143	1,73807642	15,55121004	3,77075099	33,73829831	3,77602108	33,78545177
G30A-CA	10	1,06930171	9,567436378	1,7201581	15,39088829	3,76899429	33,7225805	3,78392622	33,85618196

### Apêndice 13

Valores de média de Ordem de Franja. Ápice implante 1.

Letras diferentes indicam diferença significativa ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

<b>Grupo</b>	<b>Média (desvio-padrão)</b>
GC (CA)	0,72 (0,03) A
GC (CP)	1,67 (0,07) D
G17R (CA)	1,83 (0,01) E
G17R (CP)	2,05 (0,06) F
G17A (CA)	1,87 (0,02) E
G17A (CP)	2,44 (0,03) G
G30R (CU)	1,12 (0,02) C
G30A (CA)	0,85 (0,06) B
G30A (CP)	1,09 (0,07) C

Valores de média de Ordem de Franja. Ápice implante 2.

Letras diferentes indicam diferença significativa ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

<b>Grupo</b>	<b>Média (desvio-padrão)</b>
GC (CA)	2.26 (0,01) D
GC (CP)	2.98 (0,02) H
G17R (CA)	2.32 (0,06) E
G17R (CP)	2.90 (0,01) G
G17A (CA)	1.97 (0,03) B
G17A (CP)	2.81 (0,02) F
G30R (CU)	2.14 (0,02) C
G30A (CA)	1.77 (0,02) A
G30A (CP)	1.76 (0,03) A

Valores de média de Ordem de Franja.  
Cervical implante 2.  
Letras diferentes indicam diferença  
significativa ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

<b>Grupo</b>	<b>Média (desvio-padrão)</b>
GC (CA)	3.03 (0,02) A
GC (CP)	4.33 (0,07) E
G17R (CA)	3.81 (0,01) C
G17R (CP)	3.95 (0,03) D
G17A (CA)	3.10 (0,02) B
G17A (CP)	3.98 (0,05) D
G30R (CU)	3.78 (0,01) C
G30A (CA)	3.10 (0,01) B
G30A (CP)	3.78 (0,02) C

Valores de média de Ordem de Franja.  
Lateral implante 2.  
Letras diferentes indicam diferença  
significativa ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

<b>Grupo</b>	<b>Média (desvio-padrão)</b>
GC (CA)	3.03 (0,01) C
GC (CP)	3.91 (0,03) F
G17R (CA)	3.23 (0,01) D
G17R (CP)	3.27 (0,00) D
G17A (CA)	2.56 (0,09) A
G17A (CP)	3.00(0,01) C
G30R (CU)	3.72 (0,02) E
G30A (CA)	2.78 (0,01) B
G30A (CP)	3.75 (0,06) E

Valores de média de Tensão de Cisalhamento. Ápice implante 1.  
 Letras diferentes indicam diferença significativa ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

<b>Grupo</b>	<b>Média (desvio-padrão)</b>
GC (CA)	6.11 (0,28) A
GC (CP)	14.20 (0,59)D
G17R (CA)	16.34 (0,10) E
G17R (CP)	18.34 (0,49)F
G17A (CA)	16.69 (0,19) E
G17A (CP)	21.86 (0,31)G
G30R (CU)	10,00 (0,21)C
G30A (CA)	7.57 (0,57)B
G30A (CP)	9.76 (0,64)C

Valores de média de Tensão de Cisalhamento. Ápice implante 2.  
 Letras diferentes indicam diferença significativa ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

<b>Grupo</b>	<b>Média (desvio-padrão)</b>
GC (CA)	19.19 (0,05)C
GC (CP)	25.37 (0,16) E
G17R (CA)	20.75 (0,52)D
G17R (CP)	25.93 (0,06)F
G17A (CA)	17.58 (0,31)B
G17A (CP)	25.18 (0,17) E
G30R (CU)	19.15 (0,14)C
G30A (CA)	15.80 (0,18) A
G30A (CP)	15.76 (0,31) A

Valores de média de Tensão de Cisalhamento. Cervical implante 2.  
 Letras diferentes indicam diferença significativa ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

Grupo	Média (desvio-padrão)
GC (CA)	25.78 (0,19) A
GC (CP)	36.78 (0,60) E
G17R (CA)	34.09 (0,13)C
G17R (CP)	35.34 (0,22)D
G17A (CA)	27.75 (0,14)B
G17A (CP)	35.61 (0,41)D
G30R (CU)	33.80 (0,10)C
G30A (CA)	27.76 (0,10)B
G30A (CP)	33.82 (0,14)C

Valores de média de Tensão de Cisalhamento. Lateral implante 2.  
 Letras diferentes indicam diferença significativa ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ )

Grupo	Média (desvio-padrão)
GC (CA)	25.76 (0,10)C
GC (CP)	33.24 (0,29)F
G17R (CA)	28.94 (0,05) E
G17R (CP)	29.30 (0,03) E
G17A (CA)	22.92 (0,83) A
G17A (CP)	26.81 (0,13)D
G30R (CU)	33.27 (0,18)F
G30A (CA)	24.87 (0,12)B
G30A (CP)	33.60 (0,56)F