

Universidade Federal de Minas Gerais
Faculdade de Odontologia

Adriana Vieira Martins

**BIOMECÂNICA DA UNIÃO DENTE-IMPLANTE COM PLATAFORMA
RESTAURADORA REDUZIDA, SISTEMA DE RETENÇÃO TIPO CONE MORSE E
ROSCAS QUADRADAS:
UMA ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS**

Belo Horizonte
2016

Universidade Federal de Minas Gerais
Faculdade de Odontologia

Adriana Vieira Martins *

**BIOMECÂNICA DA UNIÃO DENTE-IMPLANTE COM PLATAFORMA
RESTAURADORA REDUZIDA, SISTEMA DE RETENÇÃO TIPO CONE MORSE E
ROSCAS QUADRADAS:
UMA ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia - PPGO da Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG, como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutora em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Odontológica.

Linha de Pesquisa: Propriedades Químicas, Físicas e Biológicas dos Materiais Restauradores.

Orientador: Prof. Dr. Nelson Renato F. A. Silva

Coorientador: Prof. Dr. Wellington Márcio dos S. Rocha

Professores Colaboradores:

- Prof. Dr. Rodrigo de Castro Albuquerque
- Prof. Dr. Henrique Preti
- Prof. Dr. Jánes Landre Júnior (PUC Minas)
- Prof. Alysson Lucas Vieira (PUC Minas)

Belo Horizonte
2016

* Graduada em Odontologia (PUC/MG). Especialista em Dentística (ABO/MG). Especialista em Prótese Dental (UFMG). Especialista em Implantodontia (ABO/SL). Mestre em Dentística (UFMG). Doutoranda em Clínica Odontológica (UFMG). Aperfeiçoamento em Prótese sobre Implante, Implante, Oclusão e Periodontia. Diretora Científica e Coordenadora do Aperfeiçoamento em Dentística da ABO/MG - Regional Sete Lagoas. R. Princesa Isabel, 246/102, Chácara do Paiva, Sete Lagoas/MG. adrianavieiramartins@uol.com.br

Ficha Catalográfica

M386b Martins, Adriana Vieira.
2016 Biomecânica da união dente-implante com plataforma restauradora reduzida, sistema de retenção tipo Cone Morse e roscas quadradas: uma análise por Elementos Finitos / Adriana Vieira Martins. -- 2016.

T

90 f. : il.

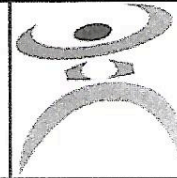
Orientador: Nelson Renato F. A. Silva.

Coorientador: Wellington Márcio dos Santos Rocha.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Implantação dentária endo-óssea. 2. Prótese dentária fixada por implante. 3. Análise de elementos finitos. I. Silva, Nelson Renato F. A.. II. Rocha, Wellington Márcio dos Santos. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047



ATA DA DEFESA DE TESE DA ALUNA ADRIANA VIEIRA MARTINS

Aos 14 dias de dezembro de 2016, às 14:00 horas, na sala 3418 da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, reuniu-se a Comissão Examinadora composta pelos professores Nelson Renato França Alves da Silva (Orientador) – FO/UFGM, Wellington Márcio dos Santos Rocha (Coorientador) – FO/UFGM, Rodrigo Richard da Silveira – FO/UFGM, Rodrigo Castro Albuquerque – UFGM, Wellington Antônio Soares – CDTN e José Mondelli – FOB-USP, para julgamento da tese de Doutorado em Odontologia, área de concentração em Clínica Odontológica, intitulada: **Biomecânica da união dente-implante com plataforma switching, sistema de retenção tipo cone morse e roscas quadradas: uma análise por elementos finitos.** O Presidente, Prof. Nelson Renato França Alves da Silva abriu os trabalhos e apresentou a Comissão Examinadora.

Após a exposição oral do trabalho pela aluna e arguição pelos membros da Comissão Examinadora, a candidata foi considerada:

) Aprovada

) Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrou-se a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos demais membros da Comissão. Belo Horizonte, 14 de dezembro de 2016.

Prof(a). Nelson Renato França Alves da Silva

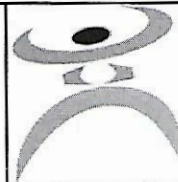
Prof(a). Wellington Márcio dos Santos Rocha

Prof(a). Rodrigo Richard da Silveira

Prof(a). Rodrigo Castro Albuquerque

Prof(a). Wellington Antônio Soares

Prof(a). José Mondelli



FOLHA DE APROVAÇÃO

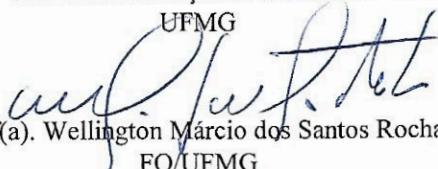
**BIOMECÂNICA DA UNIÃO DENTE-IMPLANTE COM PLATAFORMA SWITCHING,
SISTEMA DE RETENÇÃO TIPO CONE MORSE E ROSCAS QUADRADAS:
UMA ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS**

ADRIANA VIEIRA MARTINS

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, como requisito para obtenção do grau de Doutor em Odontologia, área de concentração Clínica Odontológica.

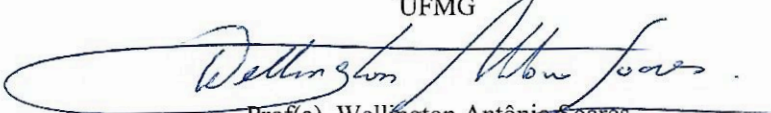
Aprovada em 14 de dezembro de 2016, pela banca constituída pelos membros:



Prof(a). Nelson Renato França Alves da Silva - Orientador
UFMG


Prof(a). Wellington Márcio dos Santos Rocha
FO/UFMG


Prof(a). Rodrigo Richard da Silveira
FO/UFMG


Prof(a). Rodrigo Castro Albuquerque
UFMG


Prof(a). Wellington Antônio Soares
CDTN


Prof(a). José Mondelli
FOB-USP

Belo Horizonte, 14 de dezembro de 2016.

Dedico este trabalho aos meus filhos, **Maria Clara e Marcus Augusto**,
e ao meu querido esposo, **Marcus Augusto**,
os quais me permitiram conduzir todas as etapas de forma tranquila e muito feliz.

Aos meus pais, **Edson e Imaculada**,
exemplos de simplicidade, luta e fé, o que me orgulha e me inspira.

A Deus,
pela luz, força, saúde, felicidade e tranquilidade que me facultou.

AGRADECIMENTOS

Ao meu Orientador **Prof. Dr. Nelson Renato França Alves Silva**,
pela atenção, confiança, valorização do meu trabalho
e por disponibilizar seus conhecimentos a qualquer tempo e hora.

Ao **Prof. Dr. Wellington Márcio dos Santos Rocha**, coorientador e
idealizador desta pesquisa, agradeço pela capacidade e toda a ajuda prestada.

Ao nosso colaborador **Prof. Dr. Wellington Antonio Soares (CDTN)**,
agradeço novamente pela dedicação e conhecimento a mim disponibilizados.
Foi essencial a sua colaboração para que esta pesquisa fosse concretizada.

Aos colaboradores **Prof. Dr. Jânes Landre Júnior**, perito incontestável do Método
dos Elementos Finitos, e **Prof. Allyson Vieira**, de igual competência, os quais
contribuíram de forma direta para viabilizar a execução desta pesquisa.

Ao mestre **Prof. Henrique Preti**. Sua disponibilidade, simpatia e conhecimento
vieram ao encontro das necessidades encontradas no início desta longa perquisição.

Ao **Prof. Dr. Rodrigo de Castro Albuquerque**, agradeço pela enorme colaboração
e também por saber que sempre posso contar com os seus ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Rodrigo Richard da Silveira**, agradeço pelo acolhimento e parceria,
os quais foram fundamentais para que eu pudesse concluir esta etapa tão almejada.

Aos colaboradores do CDTN **Dr. Tânius Rodrigues Mansur** e **Dr. Luiz Leite da Silva**,
e também ao **Vlamiir Caio Estanislau de Almeida** e **Nirlando Antônio Rocha**,
os quais se envolveram com esta pesquisa,
assegurando a obtenção de dados essenciais para este estudo.

À amiga **Mônica de Las-Casas Tavares**, responsável pela ajuda final,
agradeço pela paciência, esforço, capacidade e dedicação.

Ao **Colegiado de Pós-graduação**, pela oportunidade.

Aos mestres **Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira**,
Profra. Dra. Cláudia Silami Magalhães e **Profra. Dra Mônica Yamauti**,
grandes guias que nos honram em poder conviver ao seu lado.

Aos **colegas do doutorado**, pela força e pelos grandes momentos,
ainda que poucos, de celebração da vida.

A todos vocês, minha imensa e sincera gratidão.
Sem cada um de vocês, nada aqui concluído seria possível.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 OBJETIVOS	17
2.1 Objetivo geral	17
2.2 Objetivos específicos	17
2.3 Hipótese nula	17
3 REVISÃO DA LITERATURA	18
4 MATERIAIS E MÉTODOS	35
4.1 Descrição dos modelos físicos a serem analisados	35
4.1.1 COMPOSIÇÃO DOS MODELOS A SEREM UTILIZADOS - ELEMENTOS CONSTITUINTES DAS PRÓTESES E ESTRUTURA DE FIXAÇÃO	35
4.1.2 TIPOS DE MODELOS FÍSICOS A SEREM ANALISADOS	36
4.2 Propriedades dos materiais utilizados	38
4.2.1 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS CONSTITUINTES DAS PRÓTESES E PILARES	38
4.2.2 AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO ISOTRÓPICO DA RESINA SIMULADORA DO SUPORTE ALVEOLAR	39
4.2.3 ANÁLISE DO COMPORTAMENTO ELÁSTICO-LINEAR DA RESINA	40
4.2.4 DETERMINAÇÃO EXPERIMENTAL DO MÓDULO DE ELASTICIDADE E DO COEFICIENTE DE POISSON DA RESINA	41
4.3 Descrição do método de análise numérica a ser utilizado	42
4.4 Implementação da simulação via elementos finitos	43
4.4.1 DEFINIÇÃO DA GEOMETRIA DOS MODELOS	43
4.4.2 DISCRETIZAÇÃO DOS MODELOS	47
4.4.3 DETERMINAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO (CARREGAMENTO E RESTRIÇÕES)	48
4.4.4 PROCESSAMENTO DAS ANÁLISES (<i>SOLVER</i>)	49
4.4.5 PÓS-PROCESSAMENTO (VISUALIZAÇÃO DE RESULTADOS)	49
4.4.6 ANÁLISE DOS RESULTADOS	49
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	59
5.1 Método dos Elementos Finitos (MEF)	59
5.1.1 ANÁLISE NUMÉRICA DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES	59
5.1.2 QUANTIFICAÇÃO DE TENSÕES MÁXIMAS NOS MODELOS	59
5.2 Análise de resultados via elementos finitos com resultados experimentais por fotoelasticidade	60
6 CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS	78
APÊNDICE	81

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	– Modelos dos cinco implantes analisados	27
Figura 2	– Modelos fotoelásticos pré-existentes	36 -38
Figura 3	– Ensaio fotoelástico do bloco em Resina Fotoelástica	40
Figura 4	– Imagem dos quatro corpos de prova, numerados de 1 a 4	41
Figura 5	– Corpo de prova retangular com suas dimensões	42
Figura 6	– Obtenção das dimensões e ângulos externos dos implantes e pilares	43 -44
Figura 7	– Dentes humanos selecionados para a pesquisa	44
Figura 8	– Próteses adaptadas aos respectivos pilares	45
Figura 9	– Modelos fotoelásticos	45
Figura 10	– Camada de poliéter (Impregum Soft - 3M ESPE, Seefeld, Alemanha), simulando o ligamento periodontal	46
Figura 11	– Modelos sólidos	46 -47
Figura 12	– Pré-processamento dos modelos e malhas de EF (Hipermesh® - Versão 12)	47
Figura 13	– Ilustração do tipo de carga aplicada	48
Figura 14	– Travamento na base da resina	48
Figura 15	– Restrições nos modelos	48
Figura 16	– Referencial de faixa de valores de tensões e áreas de análise	49
Figura 17	– Mapa de tensões para MT1	50 -51
Figura 18	– Mapa de tensões para MC1	52 -53
Figura 19	– Mapa de tensões para MT2	54 -56
Figura 20	– Mapa de tensões para MC2	57 -58
Figura 21	– Achados matemáticos e fotoelásticos relativos ao MT1	60 -61
Figura 22	– Achados matemáticos e fotoelásticos relativos ao MC1	62
Figura 23	– Achados matemáticos e fotoelásticos relativos ao MT2	63 -64
Figura 24	– Achados matemáticos e fotoelásticos relativos ao MC2	65 -66
Figura 25	– Corpos de prova cilíndricos	81
Figura 26	– Modelos fotoelásticos pré-existentes, já com sua sessão longitudinal removida	82
Figura 27	– Corpos de prova visualizados ao Polariscópio Circular de Campo Escuro, sob luz branca, previamente ao ensaio mecânico	82
Figura 28	– Arsenal para ensaio de tração em corpo de prova retangular	83
Figura 29	– Corpos de prova visualizados ao Polariscópio Circular de Campo Escuro, sob luz branca, pós ensaio de tração	87
Figura 30	– Corpo de prova retangular com suas dimensões	87
Figura 31	– Arsenal para determinação do Coeficiente de Poisson	88
Figura 32	– Arsenal para ensaio de tração com dois extensômetros	88
Figura 33	– Fórmula utilizada para cálculo do Coeficiente de Poisson	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	– Modelos e marcas comerciais dos implantes pesquisados	27
Tabela 2	– Propriedades dos materiais constituintes dos modelos analisados ...	39
Tabela 3	– Número de elementos e nós para cada um dos quatro modelos analisados	48
Tabela 4	– Tensão máxima ($\sigma_{\text{máx}}$) no suporte alveolar	59
Tabela 5	– Informações sobre os corpos de prova cilíndricos utilizados no ensaio de tração	82
Tabela 6	– Leitura das deformações, em microvolts, nas direções z e x (Coeficiente de Poisson)	89

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Tensão <i>versus</i> Deformação <i>versus</i> Força para CP2	41 e 84
Gráfico 2 – Trecho ampliado para cálculo do Módulo de Elasticidade do CP2	84
Gráfico 3 – Ajuste linear para CP2	85
Gráfico 4 – Tensão <i>versus</i> Deformação <i>versus</i> Força para CP3	85
Gráfico 5 – Trecho ampliado para cálculo do Módulo de Elasticidade do CP3	86
Gráfico 6 – Regressão Linear para CP3	86
Gráfico 7 – Obtenção do Coeficiente de Poisson	89

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensionais ou duas dimensões
3D	Tridimensionais ou três dimensões
ABO	Associação Brasileira de Odontologia
BIC	Bone-implant contact (Contato Osso-Implante)
CAD-CAM	Abreviaturas em inglês (EUA) para <i>Computer-Aided Desing</i> (desenho assistido por computador) e <i>Computer-Aided Manufacturing</i> (manufatura assistida por computador). Na área de odontologia, consiste na computação gráfica aplicada para fornecer clareza de diagnósticos e modelos digitais para a fabricação precisa de próteses e implantes.
CDTN	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
CP	Corpos de prova
EF	Elementos Finitos
<i>et al.</i>	Expressão em latim, corresponde à abreviatura de <i>et alii</i> (e outros)
FO	Faculdade de Odontologia
GBPD	Grupo Brasileiro de Professores de Dentística
LP	Ligamento periodontal
MD	Mobilidade dentária
MEF	Método dos Elementos Finitos
MR	Micro roscas
PC	Plataforma restauradora convencional
PF	Prótese fixa
PPF	Prótese parcial fixa
PS	Plataforma <i>Switching</i>
SL	Superfície lisa
SPN	Suporte periodontal normal
SPR	Suporte periodontal reduzido
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

LISTA DE SÍMBOLOS

°	graus
%	por cento
µm	Micrômetro
$\sigma_{m\acute{a}x}$	Tensão principal máxima (MPa)
$\sigma_{m\acute{i}n}$	Tensão principal mínima (MPa)
Cr-Co	Liga de Cromo-Cobalto
E	Módulo de Elasticidade
mm	Milímetro
MPa	Mega Pascal
ms	Milissegundo
MT1	Modelo Teste 1
MT2	Modelo de Teste 2
MC1	Modelo Controle 1
MC2	Modelo Controle 2
N	Newton
N	Ordem de Franja
Ni-Cr	Liga de Níquel-Cromo
p	Valor-p ou probabilidade de significância. De um modo geral, na área médica, considera-se que valor-p menor ou igual a 0,05 indica que há diferenças significativas entre os grupos comparados.
s	segundos

RESUMO

Objetivou-se, a partir do Método dos Elementos Finitos, avaliar a biomecânica da união dente-implante e implante-implante, além de estabelecer uma análise qualitativa com achados fotoelásticos prévios. Foram planejados quatro modelos tridimensionais: dois Modelos Teste (dentes unidos a implantes) e dois Modelos Controle (a mesma condição, porém implante suportada). Os implantes (ANKYLOS® - Dentsply) apresentaram conexão cônica, roscas quadradas e pilares *Switching*. Suas dimensões, ângulos externos e pilares protéticos foram obtidos a partir de um projetor de perfil. Já, dentes e próteses, a partir da visão direta, tiveram suas formas externas construídas em plataforma CAD (SOLIDWORKS). O suporte alveolar foi configurado como um retângulo (68/30/15 mm). Todos os pilares foram posicionados no suporte alveolar, conforme os modelos físicos pré-existentes, gerando modelos sólidos. O ligamento periodontal consistiu de uma camada de 0,25 mm de espessura em poliéter (Impregum Soft, 3M Espe). Os modelos de dentes foram produzidos em dentina, pilares e implantes em titânio puro, próteses em liga Níquel-Cromo (Ni-Cr), e o suporte alveolar em resina fotoelástica (Araldite® - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil). As propriedades da resina foram obtidas por meio de ensaio de tração. Carga pontual, vertical e estática, de 150 N, foi aplicada. Os resultados destes ensaios evidenciaram menor concentração de tensão no aspecto cervical de implantes do grupo teste. Ao se confrontar tais achados com os fotoelásticos anteriormente obtidos, foi possível estabelecer uma relação direta entre as áreas mais solicitadas para os modelos de prótese fixa (PF) de três elementos. Concluiu-se que, para as condições estudadas – conexão cônica, roscas quadradas e restauração com Plataforma *Switching* –, unir dentes a implantes parece ser uma terapia clínica viável, sugerindo, inclusive, ser mais favorável que a união de implantes entre si. Além disso, a partir da afinidade positiva entre os achados das duas técnicas, pôde-se considerar validados os modelos matemáticos de prótese fixa de três elementos.

Palavras-chave: União dente-implante. Método dos Elementos Finitos. Cone Morse. Roscas Quadradas. Plataforma *Switching*.

ABSTRACT

The goal of this study was to evaluate, from the Finite Element Method, the biomechanics of implant-tooth union and implant-implant and to establish a qualitative analysis with previous photoelastic findings. Four three-dimensional models were planned: two Test Models (teeth attached to implants) and two Control Models (the same condition, however implant supported). The implants (ANKYLOS[®] - Dentsply) showed conical connection, square threads and Platform Switching pillars. Their dimensions, external angles and abutments were obtained from a profile projector. Already, teeth and dentures, from direct view, had their external forms built in CAD platform (SOLIDWORKS). Alveolar support was configured as a rectangle (68/30/15 mm). All the pillars were placed in the alveolar support, as the pre-existing physical models, generating solid models. The periodontal ligament consists of a layer of 0.25 mm thick in polyether (Impregum Soft, 3M Espe). The models of teeth trumped up of dentin, abutments and implants of pure titanium, prosthetics of Nickel-Chrome (Ni-Cr) alloy and alveolar support in photoelastic resin (Araldite[®] - Chemicals Ciba S/A of Brazil). The resin properties were obtained by traction tests. Punctual and vertical static load of 150 N was applied. The results of these tests showed lower concentration of tension in the cervical aspect of the test group implants. When comparing these findings with the photoelastic previously found, it was possible to establish a direct relation between the areas most requested for fixed prosthesis (FP) models of three elements. It was concluded that, for the studied conditions – tapered connection, square threads and Platform Switching restoration –, joining teeth implants seems to be a viable clinical therapy, suggesting, inclusive, to be more favorable than to join implants each other. Moreover, from the positive affinity between the findings of the two techniques, it was possible to consider validated the mathematical models of fixed prosthesis of three elements.

Keywords: Tooth-Implant Connection. Finite Element Method. Morse Taper. Square Thread. Platform Switching.

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral por meio de implantes osseointegrados é uma proposta de terapia fundamentada, seja nos casos de implantes unitários ou múltiplos (STEIGENGA *et al.*, 2004; SRINIVASAN; PADMANABAN, 2005; LIN *et al.*, 2006; BAGGI *et al.*, 2008; PESQUEIRA *et al.*, 2014).

Quando próteses fixas são necessárias ao planejamento reabilitador, estas podem ser exclusivamente suportadas por dentes, por implantes, como também podem apresentar pilares naturais associados a implantes (WEINSBERG *et al.*, 1994; DALKIZ *et al.*, 2002; MENICCUCCI *et al.*, 2002; LIN *et al.*, 2008; MOSTAFA *et al.*, 2015). O planejamento restaurador irá depender, principalmente, da quantidade e disposição dos dentes remanescentes, da área de inserção periodontal, quantidade de estrutura dental remanescente, custo, expectativa do paciente, disponibilidade óssea para os implantes, além de fatores relacionados à vontade do paciente em submeter-se a procedimentos de enxerto ósseo (DALKIZ *et al.*, 2009). Na ausência das condições acima, a união de dentes e implantes pode ser uma opção para viabilizar a reabilitação fixa.

Alguns estudos, no entanto, confirmaram a elevada concentração de tensões ao redor de implantes rigidamente espiantados a dentes naturais, quando submetidos a uma carga, além de intrusão dental (DALKIZ *et al.*, 2002; MENICCUCCI *et al.*, 2002). Já, outros, entenderam que unir dentes a implantes é mais favorável que unir implantes, exclusivamente (GROSS; LAUFER, 1997). Embora diferentes métodos de análise de tensão possibilitem a compreensão do comportamento biomecânico de tal planejamento restaurador, a união de dentes a implantes necessita ser melhor compreendida.

Vale lembrar que as diferentes formas com que dentes e implantes se ancoram ao suporte ósseo e, por consequência, a diferença de mobilidade e os mecanismos distintos de absorção e dissipação das tensões ao osso alveolar são os pontos críticos deste tipo de planejamento (MÜHLEMANN; ZANDER, 1954; RICHTER, 1989). Como forma de favorecer a biomecânica da união de dentes e implantes, a configuração do implante poderá somar benefícios àquele planejamento, na medida em que esta configuração apresenta um efeito no nível de distribuição das tensões ao osso alveolar (WEINBERG; KRUGER, 1994).

A concentração de tensão ao redor da interface osso-implante torna a área onde se localizam as primeiras roscas de um implante osseointegrado mais susceptível à

reabsorção óssea (GROSS; LAUFER, 1997). Esta alteração é comumente observada após o implante ser colocado em função. Maeda *et al.* (2007) mostraram uma redução vertical da crista óssea de 1,5 a 2,0 mm a partir da junção pilar/implante após os implantes entrarem em função. Porém, em se tratando de próteses unitárias, esta reabsorção poderá mostrar-se diminuída ou até mesmo inexistente quando o pilar selecionado apresentar uma plataforma reduzida em relação à plataforma do implante. Trata-se, portanto, do conceito de Plataforma *Switching*, que se caracteriza por esta diferença circunferencial entre componente protético e plataforma do implante. Acompanhamentos radiográficos de mais de 13 anos mostraram menor alteração vertical na altura da crista óssea onde foram selecionados pilares de diâmetros menores àqueles dos implantes. Este fato foi associado a ganhos na espessura dos tecidos circunjacentes à região de crista óssea, o que favoreceu a homeostasia dos tecidos de suporte periodontal (LAZZARA; PORTER, 2006).

Neste mesmo caminho, a conexão protética do tipo interna vem mostrando-se mais favorável na dissipação dos esforços ao osso alveolar, tanto para cargas laterais quanto para cargas horizontais, já que o centro de atuação da força para este tipo de conexão encontra-se melhor posicionado quando comparado à conexão do tipo externa (MAEDA *et al.*, 2006).

O desenho das roscas também participa do mecanismo de transferência das cargas e, por consequência, a longevidade desta terapia também é influenciada pela mesma. Especialmente às formas quadradas, quando comparadas a outras formas de roscas sob a condição compressiva, são atribuídas melhores condições de dissipação das tensões ao osso alveolar, (STEIGENGA *et al.*, 2004; CHOWDHARY *et al.*, 2013).

Deste modo, para que a perda óssea ao redor dos implantes esteja dentro dos padrões clinicamente aceitáveis – 0,4 a 1,6 mm no primeiro ano (média de 0,9 mm) e nos anos seguintes, 0 a 0,2 mm (média de 0,1 mm anual) –, o planejamento protético é de fundamental importância.

Para se conhecer, portanto, o nível da remodelação óssea perimplantar, quando implantes e dentes encontram-se unidos por meio de uma prótese fixa, necessário se faz conhecer o nível de tensão atuante. Esta informação, em última análise, indicará os locais mais sobrecarregados. Neste caminho, o Método dos Elementos Finitos (MEF), além da fotoelasticidade, poderá oferecer informações indicativas daquelas áreas, tanto do ponto de vista de localização, quanto do ponto de vista de intensidade.

O MEF, por sua vez, pode ser definido como uma ferramenta que se propõe a discretizar um meio contínuo em elementos menores, conhecidos por Elementos Finitos, mantendo as mesmas propriedades do meio original (Lotti *et al.*, 2006).

Existe, no entanto, uma incongruência de achados em relação às análises a partir do Método dos Elementos Finitos (MEF) e/ou fotoelásticos, especialmente quanto à biomecânica de dentes e implantes unidos. De um lado, manifestam-se aqueles contrários à técnica, visto a grande concentração de tensão ao redor de implantes rigidamente esplintados a dentes naturais (DALKIZ *et al.*, 2002; GREENSTEIN *et al.*, 2009). De outro, a presença de acompanhamentos a longo prazo e investigações laboratoriais demonstraram os benefícios em se unir um dente a um implante por meio de uma prótese fixa (GROSS; LAUFER, 1997; SRINIVASAN; PADMANABHAN, 2005; DAVIS *et al.*, 2014). Sendo assim, apesar dos inúmeros trabalhos disponíveis, ainda não há um consenso, a ponto de se embasar as extrapolações de resultados a uma condição clínica para assim fundamentar a técnica de união de dentes e implantes.

Considerando os benefícios inerentes à configuração do implante e plataforma protética, o objetivo deste trabalho é avaliar, a partir do Método dos Elementos Finitos, o comportamento biomecânico de implante/implante e implante/dente unidos, estes implantes apresentando Plataforma *Switching*, sistema de retenção tipo Cone Morse e roscas quadradas. Além disso, pretende-se ainda estabelecer uma análise qualitativa com achados fotoelásticos prévios.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar, a partir do Método dos Elementos Finitos, o comportamento biomecânico de próteses fixas suportadas por dentes e implantes, comparadas àquelas suportadas exclusivamente por implantes.

2.2 Objetivos específicos

Analisar a distribuição das tensões máximas no sistema implante/dente e nos modelos implanto suportados para compará-las. Confrontar, qualitativamente, os resultados da análise matemática com os achados fotoelásticos, encontrados em pesquisa prévia.

2.3 Hipótese nula

A hipótese nula a ser testada neste estudo assumirá que haverá relação direta entre as áreas de tensão máxima encontradas nos modelos matemáticos, com aquelas relacionadas aos mais altos valores de Ordem de Franja, relativas ao ensaio fotoelástico. Além disso, assume-se também que haverá uma similaridade na distribuição das tensões ao suporte alveolar, para ambos os métodos.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Em 1954, Mühlemann e Zander avaliaram a mobilidade dentária (MD) a partir de um estudo, *in vivo*, em macacos Rhesus. O deslocamento intra-alveolar foi comparado à correspondente excursão coronária, durante o registro das MD. A posição da coroa foi registrada antes e após aplicação de várias cargas (de zero a 300 libras). Neste momento, os macacos foram sacrificados, sua maxila separada do esqueleto e imersa em Zenkerformol. Os dentes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual e tingidos com substância apropriada. Curvas de mobilidade foram construídas a partir da espessura da membrana periodontal e da correspondente força aplicada, estando o indicador no terço apical da coroa. Posteriormente, a posição do indicador foi alterada de tal forma que ficasse em contato direto com o osso alveolar e novamente a coroa foi submetida a cargas conhecidas. Os resultados mostraram que as excursões coronárias na região incisal são maiores que na região cervical, sugerindo um movimento ao redor de um eixo de rotação localizado apicalmente ao colo cervical, podendo mudar nas seguintes circunstâncias: entre os vários tipos de dentes; mediante forças de diferentes intensidades; na presença ou ausência de contato proximal; dentes em atividade ou não; *in vivo* ou *pós-mortem*; e até mesmo de acordo com o tipo de arranjo das fibras periodontais. Os resultados também mostraram que, numa condição linear, a excursão coronária não aumenta na proporção do aumento da intensidade da força, permitindo uma separação da MD em primária e secundária – esta última atribuída à diferença na resistência dos tecidos. De acordo com a metodologia empregada e com os resultados obtidos, os autores concluíram que cargas entre 50 e 100 libras são suficientes para deixar a membrana periodontal em estado de prontidão funcional a partir de uma orientação intra-alveolar dos seus feixes de fibras (MD inicial). E, quando as cargas são superiores a 100 libras, os feixes de fibras do lado tensionado não mais permitem o deslocamento intra-alveolar da raiz, passando agora para um segundo estágio de MD, a MD secundária, onde todo o periodonto sofrerá uma compressão incluindo distorção óssea e compressão dos tecidos moles.

Richter (1989) enfatizou que a maior mobilidade dos dentes em relação aos implantes se deve à presença do ligamento periodontal (LP), devendo esta diferença de ancoragem ser considerada no momento de se esplintar dentes e implantes. Nos dentes, o movimento inicial é rápido e ocorre pela ativação das fibras do ligamento periodontal mediante um carregamento. Já o segundo estágio do movimento é mais lento e se

manifesta às expensas da deformação das paredes do alvéolo. Este segundo estágio se assemelha ao padrão de movimentação de um implante osseointegrado.

Em 1993, Kiliaridis *et al.* se propuseram a investigar a relação entre força de mordida e morfologia facial, em distintas fases do crescimento, além, inclusive, de considerar estatura e outras variáveis. A força de mordida foi registrada para cada um dos grupos considerados. Os resultados encontrados foram condizentes com a carga mastigatória na região de molares, com valores próximos de 150 N, mas não relacionados às características faciais, e sim, associados à estatura.

Weinberg e Kruger (1994) lembraram que um sistema de suporte de prótese fixa (PF) pode ter seus elementos verticais sob forma de implantes, dentes ou combinação de ambos. Sendo assim, a rigidez/flexibilidade dos componentes irá influenciar a distribuição das tensões. Na medida em que a rigidez daquele elemento vertical vai diminuindo, as tensões vão sendo distribuídas aos outros componentes verticais e estruturas de suporte. Numa condição implanto suportada com elementos verticais e meio de suporte rígidos, uma força aplicada resultará em uma máxima concentração de tensão do lado do carregamento e mínima distribuição aos outros componentes do sistema. Por outro lado, numa condição de elementos verticais flexíveis, as tensões passam a ser distribuídas ao meio de suporte de todos os outros elementos verticais. Unindo-se rigidamente dentes e implantes, a diferença de mobilidade de 5:1 faz com que o implante suporte todo o carregamento. Assim, as tensões ficarão concentradas no implante e, por consequência, na região de crista óssea.

Korioth e Versluis (1997) conceituaram o MEF como uma ferramenta de análise de tensões e deformações que considera a geometria e as propriedades dos materiais, indiferentemente da complexidade relacionada às estruturas dos objetos pesquisados. Numa escala finita, estas estruturas são divididas em partes muito menores, nomeadas elementos, cujo comportamento é representado pelo deslocamento entre os pontos que os unem, denominados nós. O problema é solucionado a partir de um conjunto de equações, de tal forma a predizer o comportamento final da estrutura analisada.

Em 1997, Gross e Laufer revisaram a literatura no que tange ao comportamento clínico e laboratorial de dentes e implantes esplintados. Estudos laboratoriais considerados nesta revisão identificaram alta concentração de tensão na região de crista óssea perimplantar. *In vivo*, esta tendência não se mostrou para os casos de próteses fixas de pequena extensão. Apesar do pequeno período de acompanhamento, os estudos clínicos trouxeram evidências positivas do ponto de vista de preservação

de crista óssea perimplantar. Já, o tipo de conexão, se rígida ou não, permanece não atestada. No entanto, de acordo com as conclusões por eles apresentadas, a intrusão dental foi associada à conexão não rígida.

Chai *et al.* (1998) investigaram as propriedades mecânicas de alguns materiais destinados à moldagem em odontologia. Numa ordem decrescente de rigidez, os materiais investigados assim se comportaram: polivinilsiloxano, poliéter e polissulfetos. Para o poliéter (Impregum Penta), foi encontrado o valor de 4,21 MPa em seu Módulo de Elasticidade (E).

Dalkiz *et al.* (2002) analisaram os efeitos ao tecido de suporte dos diferentes movimentos apresentados por dentes e implantes, quando esplintados, por meio de uma prótese fixa. Foram construídos modelos matemáticos 3D de mandíbula humana dentada até canino do lado direito, uma área edêntula até segundo molar direito, sendo que na região do segundo molar foi instalado um implante de 13 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro. Foram construídos três modelos de prótese fixa dento-implanto suportada de cinco, seis e sete elementos, tendo como pilar o implante na região distal dos três modelos, com 4 mm de diâmetro e 6 mm de altura, e como pilares naturais: canino (modelo A); canino e incisivo lateral (modelo B); e canino, incisivo lateral e incisivo central (modelo C). Todos os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos. Para aplicação das cargas, foram considerados os três eixos, sendo que o eixo X foi perpendicular à secção mandibular, o eixo Y, paralelo, e o eixo Z, dirigido para o centro da superfície oclusal da prótese fixa. Ao longo do eixo Z, foram aplicadas cargas de 720 N, 600 N e 450 N, respectivamente para o primeiro molar, segundo molar e primeiro pré-molar. Ao mesmo tempo, cargas de 360 N e 260 N foram aplicadas respectivamente nos caninos e incisivos, no sentido vestibulo-lingual com 30° de inclinação em relação ao eixo vertical dos pilares. De modo geral, as tensões ao redor das raízes dos pilares naturais foram mais elevadas que as ocorridas ao redor do implante e em outras partes da mandíbula, e o canino mostrou-se o mais solicitado dos pilares naturais. Além disso, o canino apresentou mais esforço no modelo A, em relação aos dois outros modelos. No modelo C, as tensões no canino e implante foram distribuídas de maneira similar. Em todos os três modelos, os maiores valores de tensão foram registrados para a carga localizada no pântico de primeiro molar. Ao comparar os modelos A e B, valores maiores de tensão se localizaram no incisivo lateral, e comparando-se os modelos A, B e C, o incisivo central foi o mais solicitado. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que a primeira escolha para a restauração de áreas edêntulas deve ser a

partir de prótese implanto suportada. Caso isto não seja possível e o profissional opte pela união dente-implante, um planejamento criterioso deve anteceder a execução deste tipo de terapia, na tentativa de se minimizar os riscos inerentes.

Menicucci *et al.* (2002) investigaram, com o auxílio do MEF, a distribuição das tensões ao osso alveolar para próteses com dentes e implantes rigidamente conectados, tanto para uma condição de carregamento estático, como também para uma condição dinâmica. Excluindo o ligamento periodontal, onde seu comportamento visco-elástico não linear foi considerado, os demais materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Foram construídos um modelo 2D e um modelo 3D. O modelo 3D consistiu de uma mandíbula dentada a partir do incisivo central inferior esquerdo até primeiro pré-molar esquerdo, sendo este último o pilar mesial de uma prótese fixa de três elementos. O pilar distal consistia de implante na região de primeiro molar. O modelo 2D compreendeu, de forma bastante simplificada, um dente rigidamente unido a um implante, nas mesmas condições do modelo 3D. Apesar dos autores não descreverem o tipo de plataforma restauradora, os desenhos sugerem uma plataforma convencional. Dessa forma, foi construída uma prótese fixa de três elementos em liga de ouro. O carregamento foi de 50 N, vertical, variando apenas o tempo de aplicação do mesmo em 10s e 5 ms. Foi observado no modelo 2D, sob carga estática localizada no dente, áreas de altas concentrações de tensão (70 a 150 N) no colo do implante e áreas de baixas tensões (10 a 30 N) ao longo de todo o comprimento do implante. Valores baixos (30 a 50 N) também foram observados circundando o pilar natural e no seu ápice. Mediante o carregamento por 5 ms, os maiores valores (21 N) concentraram-se na crista óssea do implante e em torno da raiz do pilar natural. Valores mais baixos (6 a 12 N) foram encontrados ao longo de todo o implante. Para o modelo 3D, sob carregamento estático, áreas de concentrações de tensões na crista perimplantar e na crista óssea do implante foram observadas. Já para o carregamento de 5 ms, os locais de concentração das tensões se mantiveram como no modelo anterior, porém, com intensidades cerca de 50% menores. As conclusões indicaram uma distribuição de tensões em dentes e implantes rigidamente esplintados mais associada ao tempo do que à intensidade do carregamento. Além disso, a crista óssea perimplantar foi altamente solicitada numa condição de carregamento estático, de acordo com as observações no modelo 3D. Por fim, concluiu-se que as propriedades visco-elásticas do ligamento periodontal são relevantes no comportamento biomecânico de dentes e implantes conectados.

Steigenga *et al.* (2004) analisaram as distintas formas das roscas dos implantes quanto à porcentagem e qualidade de osseointegração, além da resistência oferecida ao torque reverso. Para tal, 72 implantes de titânio comercialmente puro com 3,25 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento foram instalados na tíbia de 12 coelhos, sendo que, em cada área receptora, foram instalados três implantes com roscas distintas, a saber: em forma de “V”, quadrada e transversal reversa. A única variação entre os implantes foi o desenho de rosca. Os coelhos foram sacrificados decorridas 12 semanas do pós-operatório. O lado direito foi submetido à análise do contato osso-implante (BIC), análises histológica e histomorfométrica, além da densidade radiográfica do osso circundante. O lado esquerdo foi submetido ao teste do torque reverso. Comparando-se os tipos de roscas, os resultados evidenciaram maior BIC e maior torque reverso para aqueles sítios com desenho de roscas quadradas. A resistência ao torque reverso não mostrou diferença estatisticamente significativa para as formas “V” e transversal reversa. Quanto à densidade radiográfica, nenhuma diferença foi observada para os diferentes tipos de rosca. Concluiu-se que, para roscas de implantes osseointegrados, o desenho quadrado é a forma mais efetiva do ponto de vista da resistência ao toque reverso e porcentagem de contato osso-implante.

Srinivasan e Padmanabhan (2005) usaram o método fotoelástico para analisar as tensões transmitidas por prótese parcial fixa aos tecidos de suporte, a partir de circunstâncias distintas: apoiada sobre dentes, sobre implantes e combinando dentes e implantes. Além disso, variaram os tipos de conexão, rígida e semirrígida, além de considerarem pilares com suporte periodontal reduzido. A condição foi simulada para edentulismo de primeiro molar inferior esquerdo. O conjunto inicial de simulações consistiu de modelos cujos pilares eram um segundo pré-molar com raiz de 12 mm de comprimento e um segundo molar com raiz única. No segundo conjunto de modelos, o segundo molar foi substituído por um implante de 4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (EZ - Sistemas de Implantes). Já no terceiro conjunto de modelos, ambos os pilares eram implantes e, em todas as condições, o espaço edêntulo foi padronizado em 9 mm. Em todos os três conjuntos de modelos, simulou-se as condições de suporte periodontal: normal – 0% de perda óssea, tendo a resina fotoelástica cobrindo a raiz a partir de 2 mm da junção cimento-esmalte; grau I – 20% de perda óssea e resina fotoelástica 4 mm apical em relação à junção cimento-esmalte; e grau II – 35% de perda óssea e a resina cobrindo a raiz, a partir de 5,5 mm da junção cimento-esmalte. Para os implantes, as condições de perda óssea foram reproduzidas cobrindo-se o

implante de três distintas formas: para a condição normal, até o nível do parafuso de cobertura; para as condições grau I e grau II, respectivamente 2,0 mm e 3,5 mm apical ao parafuso de cobertura. Os dentes receberam preparos para coroa total metálica e as próteses foram convencionalmente construídas sobre modelos de gesso, com liga NiCr, tendo sua superfície oclusal plana. Cada modelo recebeu duas próteses com diferentes tipos de conexão, rígida e semirrígida (semiprecisão do tipo conector móvel, localizado entre o pilar anterior e o pântico). Os dentes foram duplicados a partir de resina fotoelástica (Araldite[®] - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil), dando origem a dentes coloridos de resina. O ligamento periodontal foi reproduzido com espessura de 3 mm em material de moldagem de consistência leve (Speedex, Coltene) e foi utilizado um adesivo para viabilizar a aderência do material à superfície radicular. Utilizou-se resina fotoelástica (Araldite[®] - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil) para construir o tecido ósseo e cimento fosfato de zinco para cimentar as restaurações. O carregamento foi localizado no centro de cada pilar e pântico, numa direção vertical e com intensidade de 2,2 N e 444,8 N. A partir dos registros fotográficos, observou-se que, ao carregar o pilar anterior na condição de conector rígido, as ordens de franja desse pilar aumentavam na medida em que o suporte periodontal reduzia. Observou-se condição semelhante para a conexão semirrígida, com ligeiro aumento das ordens de franja no pilar anterior. Ao carregar o pântico, as conexões rígida e semirrígida mostraram-se semelhantes nos pilares anterior e posterior. Ao reduzir o suporte periodontal, mais franjas se formaram no pilar anterior e o contrário foi observado no pilar posterior. Quando alterou-se o carregamento para o pilar distal, as ordens de franja aumentaram na região do pilar anterior na medida em que se reduzia o suporte periodontal, indiferente do tipo de conexão. E na região do pilar posterior, as imagens mostraram-se constantes para as distintas condições de suporte periodontal. A distribuição das franjas, neste caso, foi semelhante, indiferente do tipo de pilar. No entanto, a magnitude das tensões para as próteses implanto suportada e dento-implanto suportada foi superior na condição de suporte reduzido. Os autores concluíram que: (i) A conexão rígida é mais benéfica em relação à distribuição das tensões aos pilares da prótese fixa, além de auxiliar na estabilização de pilares comprometidos periodontalmente; (ii) A união de dentes e implantes é melhor do que a condição de prótese implanto suportada; (iii) Nos casos de suporte periodontal reduzido, a conexão semirrígida fica contraindicada; e, por fim, (iv) Dentes com suporte periodontal reduzido unidos a implantes, além de ser uma opção conservadora de tratamento, podem ser uma situação benéfica por um curto período de tempo.

Lin *et al.* (2006) estudaram pelo MEF as interações biomecânicas entre dentes e implantes, a partir de uma análise não-linear. As condições de carga e tipos de conector foram analisados a fim de compreender a distribuição das tensões ao suporte alveolar, prótese e implantes. Com a proposta de validar os achados matemáticos, um ensaio experimental foi conduzido. Um implante com um pilar aparafusado foi inserido em um bloco de resina fotoelástica e uma barra em NiCr de 26 mm de extensão foi fixada ao pilar. Posteriormente, este conjunto foi adaptado a uma máquina de teste e uma carga vertical foi aplicada à extremidade oposta do implante (18 mm do centro do implante) até que a deflexão da barra fosse registrada na condição de imposição de carga no valor de 100 N. Este processo foi proposto para representar a flexibilidade e características mecânicas do implante e barra, quando um dente está conectado a um implante por meio de prótese fixa de três elementos. As formas geométricas foram criadas a partir de um programa de processamento de imagens digitais, sendo que, para o implante, suas formas foram importadas do programa ANSYS. A construção dos modelos sólidos foi desenvolvida em programa de elementos finitos (ANSYS, Rel. 8.0; ANSYS Inc., Houston, TX, USA). Um segundo pré-molar foi inserido no bloco de resina, a 1 mm da junção cimento-esmalte, e recebeu um preparo para coroa total. Este conjunto foi fatiado (0,508 mm) até expor a região paralela ao conjunto pilar/prótese e, em seguida, escaneado, a fim de dar origem aos modelos matemáticos. O ligamento periodontal também foi considerado, além de osso cortical, esponjoso, e um conector não-rígido para o pilar natural. Um implante com as mesmas configurações do implante físico foi aplicado na região de segundo molar. Implante, resina, dente, ligamento periodontal e infraestrutura de Ni-Cr foram considerados como homogêneos, isotrópicos e lineares. As condições de conexão rígida e não rígida foram analisadas para seis distintas formas de carregamento: 100 N pontual/vertical, múltiplo/vertical, pontual/oblíquo, múltiplo/oblíquo e oblíquo no pré-molar, além de 200 N no molar e 40 N na região de pântico. Confrontando-se os resultados da condição experimental com a análise Elementos Finitos (EF), a discrepância entre o deslocamento da barra foi de 83%. Quando elementos de contato não lineares foram aplicados, aquela discrepância reduziu-se para 13%. De modo geral, indiferente do conector analisado, maiores valores de tensão foram observados para a condição de carregamento oblíquo. Ao se levar em conta a mesma condição de carregamento para os distintos conectores, nenhuma diferença significativa foi observada. Somente quando a carga foi localizada no pilar natural, conexão não rígida, houve alívio significativo das tensões impostas

a este pilar. Sendo assim, os autores concluíram que uma análise não linear poderá simular a circunstância pretendida de forma mais real e que, independente do tipo de conector, cargas laterais impõem valores maiores de tensão ao sistema. E, por fim, quando dentes e implantes estiverem unidos, o ajuste oclusal deve ser considerado de forma criteriosa a fim de reduzir o efeito cantiléver.

Maeda e Sogo (2006) avaliaram as diferenças das conexões do tipo interna e externa quanto à distribuição de tensão ao osso alveolar. Para tal, três implantes de 13 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro, com conexões interna e externa, foram posicionados em resina acrílica autopolimerizável e, posteriormente, um pilar de 7 mm de altura foi conectado, recebendo um torque de 20 N. Calibradores de força foram instalados em três posições distintas: na superfície do pilar e sobre a resina acrílica, tanto na cervical do implante quanto na sua porção apical. O pilar recebeu carga lateral e ao longo do seu eixo, ambas de 30 N. Para a conexão externa, evidenciou-se maior concentração de tensão na região cervical, tanto para as cargas verticais quanto para o carregamento lateral. Já a conexão interna mostrou-se mais favorável à dissipação de tais esforços, de modo que as tensões foram menos concentradas. Sendo assim, os autores concluíram que a conexão do tipo interna é melhor para distribuir as tensões ao osso alveolar.

Lazzara e Porter (2006) encontraram evidências de preservação de crista óssea ao redor de implantes restaurados a partir do conceito de plataforma *Switching*. Esta reabsorção mostrou-se diminuída ou até mesmo inexistente quando o pilar selecionado apresentou plataforma reduzida em relação à plataforma do implante. Acompanhamentos radiográficos por mais de 13 anos mostraram menor alteração vertical na altura da crista óssea onde foram selecionados pilares de diâmetros menores àqueles dos implantes. Este fato foi associado a ganhos na espessura dos tecidos circunjacentes à região de crista óssea, o que favoreceu a homeostasia dos tecidos de suporte periodontal. Estas observações, no entanto, tratavam-se de próteses unitárias.

Em 2007, Maeda *et al.* avaliaram a distribuição das tensões para a Plataforma *Switching*, a partir do MEF 3D. Foram simulados dois tipos de plataforma restauradoras conectadas em implante de 4 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento: a convencional (PC), com pilar de 4 mm de diâmetro, e a reduzida (PS), com pilar de 3,25 mm. Foram aplicados 10 N de carga vertical aos pilares. Os resultados mostraram diferenças no padrão de distribuição das tensões ao osso alveolar. No implante para a PC, altos

valores de tensão foram observados em torno da região de crista óssea e na região lateral. Já para o modelo PS, esta área de altas tensões deslocou para o centro do implante. O estudo permitiu concluir que a plataforma restauradora reduzida apresenta vantagens biomecânicas em relação à plataforma convencional, já que concentrou os maiores valores de tensão à distância da crista óssea.

A partir do MEF não linear, Lin *et al.* (2008) analisaram a biomecânica de dentes e implantes esplintados, levando em conta a variação da área de inserção periodontal para dois distintos sistemas de implantes. Foi construído um modelo com dois dentes naturais (primeiro e segundo pré-molares), um pântico (primeiro molar) e um implante (segundo molar). Após incluídos em um bloco de resina epóxica, estes pilares foram restaurados por meio de uma prótese fixa de quatro elementos em liga de ouro. Para a construção dos modelos sólidos, foram providenciadas micro tomografias da prótese já cimentada e dos dentes pilares. Já para o suporte alveolar, uma mandíbula posterior de cadáver desdentada (ossos cortical e esponjoso) foi submetida à tomada tomográfica. O ligamento periodontal (0,3 mm) foi construído de acordo com a literatura. As imagens processadas permitiram a identificação de cada ponto dos contornos daquelas estruturas que, em seguida, foram convertidas em entidades matemáticas e deram entrada no programa de EF. Os implantes variaram em relação ao número de peças (sistema de uma e duas peças). A fim de determinar a influência da área de inserção periodontal na dissipação das tensões para cada um dos sistemas de implantes, foi considerado um modelo com suporte periodontal normal (SPN - proporção coroa/raiz de 1:2) e outro com suporte periodontal reduzido (SPR - proporção coroa/raiz 1:1). Além disso, os modelos apresentavam um ou dois dentes esplintados. O carregamento consistiu tanto de cargas uniformes múltiplas axiais (carregamento 1) quanto oblíquas (carregamento 2), de 200N, sobre cada um dos pânticos e pilares. Foi analisado um total de 16 modelos com distintas combinações e, quando se levou em conta os valores das tensões para as duas condições de carga, as diferenças foram estatisticamente significantes. Cargas oblíquas geraram maiores valores no implante, no osso e na prótese, em relação àquelas axiais. O sistema de implante com duas peças influenciou a sobrecarga no osso e beneficiou a prótese, comparado ao sistema de uma peça. Ao se levar em conta o nível do suporte periodontal, a condição SPR gerou ligeiro aumento dos valores das tensões para o implante e osso, em comparação com a condição SPN. Por fim, ao se considerar um dente a mais, não houve influência significativa nos valores de tensão. Sendo assim, os autores concluíram que, em próteses e implantes, o principal fator que

influenciou a dissipação das tensões ao suporte alveolar na condição de carregamento.

LEGENDA:

- L = comprimento total
- ℓ = comprimento da interface óssea
- d = diâmetro máximo do implante
- p = passo médio de rosca
- t = profundidade média de rosca

Baggi *et al.* (2008), a partir de modelos 3D em EF, compararam os mecanismos de transmissão de carga ao osso perimplantar de cinco marcas comerciais de implantes disponíveis no mercado. Foram avaliados os tipos de conexão protética, incluindo a Plataforma *Switching*, além da influência exercida pelo local cirúrgico, como por exemplo, na região da maxila e mandíbula. Foram testados: dois implantes ITI Standard (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), dois sistemas de implantes Nobel Biocare (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) e um implante Ankylos (Dentsply Friadent, Mannheim, Germany), conforme ilustração que se segue (Fig. 1). As medidas de cada uma das configurações foram relacionadas na Tabela 1.

Figura 1 – Modelos dos cinco implantes analisados

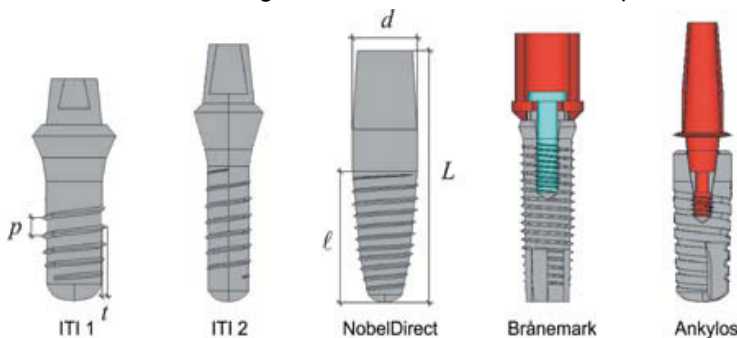


Tabela 1 – Modelos e marcas comerciais dos implantes pesquisados

IMPLANTE	DIMENSÕES (mm)					FABRICANTE
	L	l	d	p	t	
ITI Standart	16	7,5	4,10	1,5	0,24	Institut Straumann AG, Basel, Switzerland
ITI Standart	17	9,0	3,30	0,98	0,20	Institut Straumann AG, Basel, Switzerland
Nobel Direct	16	9,0	4,50	0,73	0,21	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden
Branemark System	14	12,0	3,75	0,60	0,27	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden
Ankylos	11	11,0	4,5	1,06	0,20	Dentsply Friadent, Mannheim, Germany

FONTE: A AUTORA, 2015

A forma das roscas analisadas foi trapezoidal para o implante Ankylos e triangular para todos os outros. Os modelos ósseos consideraram os parâmetros fisiológicos tanto para o osso cortical, com 2 mm de espessura, quanto para o osso esponjoso. Os tecidos moles não foram modelados. Em relação ao modelo da crista óssea, esta foi desenhada de forma semelhante à sua manifestação radiográfica, para cada um dos sistemas. Os

modelos foram gerados a partir de elementos tetraédricos com dez nós e três graus de liberdade por nó. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Os modelos foram carregados de forma estática, vertical (250 N) e angulada 22° em relação ao eixo vertical (100 N). Considerando o local de implantação e a forma dos implantes, foram bastante variados os comportamentos biomecânicos indicados pelos resultados. Os picos de tensão para o osso maxilar foram cerca de 140% superiores àqueles picos para o osso mandibular, o que pode justificar o maior índice de falhas de implantes maxilares. As dimensões do implante – comprimento e diâmetro – exerceram influência direta no mecanismo de transmissão das cargas, sendo a influência do diâmetro mais expressiva quando um remodelamento ósseo estava presente na região de crista óssea. Considerando a semelhança dos diâmetros dos implantes, a sobrecarga foi observada nos casos onde houve remodelação cônica da crista óssea. Na configuração da Plataforma *Switching*, foi verificado melhor desempenho para o osso compacto e medular, e os valores de tensão foram considerados aceitáveis. As regiões de crista óssea foram muito solicitadas, na medida em que uma sobrecarga nesta região pôde ser observada em todos os modelos. Os autores concluíram que: (i) o implante Ankylos, baseado no conceito de PS é capaz de conter a sobrecarga na região de crista óssea perimplantar; (ii) o comprimento e diâmetro do implante relacionam-se diretamente com a biomecânica dos implantes osseointegrados; e (iii) os implantes maxilares apresentam maior risco em relação aos mandibulares.

Canay e Akça (2009) avaliaram numericamente a distribuição das tensões nos implantes e nos tecidos circunvizinhos, quando restaurados com Plataforma *Switching*. A simulação foi executada em modelos tridimensionais a partir do MEF. Um implante cilíndrico de diâmetro 4 mm e 12 mm de comprimento foi modelado para receber oito pilares protéticos de plataforma restauradora reduzida (PS) e um pilar com plataforma convencional (PC). Para a Plataforma *Switching*, foram consideradas três variáveis: (i) distância horizontal entre a extremidade do implante e o pilar (modelos 1 a 4 com 0,5 mm; 5 a 8 com 0,75 mm); (ii) ângulo de emergência do pilar em relação ao implante (modelos 3, 4, 7 e 8 angulados e 1, 2, 5 e 6 em ângulo reto); e (iii) altura da plataforma (modelos 1, 3, 5, 7 de 1,5 mm e 2, 4, 6, 8 de 2 mm). Partiu-se de uma condição em que todos os componentes dos modelos apresentavam homogeneidade, isotropia e comportamento elástico linear. Os modelos foram submetidos à carga de 150 N, tanto no sentido vertical como inclinado em 30° ao eixo do implante. Para fins didáticos, a

análise dos resultados considerou separadamente o osso alveolar de todos os outros componentes. De modo geral, o carregamento oblíquo gerou altos valores de tensão, indiferente do modelo. No caso dos modelos de PS, as cargas oblíquas mostraram distribuição de tensões semelhante entre os mesmos, excluindo o modelo PS6 (0,75 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência reto e 2 mm de altura da plataforma), o qual apresentou altos valores de tensão, sendo superado apenas pelo modelo PC. Por outro lado, o modelo PS4 (0,5 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência não reto e 2 mm de altura da plataforma), mostrou os menores valores. Quanto às tensões de tração, o carregamento vertical também mostrou valores semelhantes entre os modelos e os maiores valores foram apresentados pelo modelo PS5 (0,75 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência reto e 1,5 mm de altura da plataforma) e, mais uma vez, pelo PC. Os modelos que evidenciaram os menores valores foram o PS7 (0,75 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência não reto e 1,5 mm de altura da plataforma) e o PS8 (0,75 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência não reto e 2 mm de altura da plataforma). Já as tensões de compressão variaram entre os modelos.

Cunha *et al.* (2012), também a partir da análise matemática (MEF), objetivaram compreender a distribuição das tensões à crista alveolar sob influência de micro roscas (MR) associadas a implantes com Plataforma *Switching*, restaurados por meio de pilares angulados. Os autores justificaram tal objetivo a partir do momento em que, “até a presente data, somente implantes bem posicionados foram analisados”. E na condição de implantes mal posicionados, que por sua vez necessitem de pilares angulados, nenhum estudo fora realizado. Tomografias computadorizadas de maxilares foram obtidas de indivíduos, o que viabilizou a construção de quatro modelos geométricos da maxila anterior. Modelos geométricos dos implantes e componentes protéticos também foram gerados por meio de outros métodos. Os pilares eram angulados, até 15° em relação ao implante, e coroas feldspáticas foram cimentadas. A porção cervical dos implantes se mostrava ou com micro roscas (Replace™ Tapered Groovy, Nobel Biocare, Goteborg, Sweden), ou superfície lisa (SL) (Replace™ Select Tapered, Nobel Biocare, Goteborg, Sweden). Tanto implantes de plataforma convencional (PC) como *Switching* (PS) foram analisados. Assim, os modelos analisados consideravam PC-MR, PC-SL, PS-MR e PS-SL. Nenhum tipo de movimento foi considerado entre o pilar e o

implante. Os resultados mostraram que as tensões se localizaram na crista óssea em todos os modelos, e que os maiores valores estavam associados com os implantes restaurados convencionalmente, tanto com MR quanto com SL. No entanto, em todos os parâmetros, o modelo PC-MR superou todos os resultados. Quando comparados os modelos PS-MR e PS-SL, o modelo com MR apresentou maiores valores de tensão. De modo geral, os modelos de implantes com MR demonstraram maior concentração de tensão, especialmente no osso cortical, o que gerou um incremento de 15% nos valores daquelas tensões para os modelos PC e 12% para os modelos PS. Pode-se dizer ainda que, independentemente do tipo de plataforma, micro roscas aumentaram os valores de tensão. A partir desta análise, foi possível concluir que a presença da Plataforma *Switching* reduziu os valores das tensões ao osso cortical.

Gabbert *et al.* (2012) propuseram-se a analisar o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas (PPF) em Zircônia Y-TZP, de três e quatro elementos, apoiadas sobre dente e implante. Diante da crescente utilização de restaurações estéticas “nos últimos anos”, o estudo foi justificado por entenderem que a conexão entre dentes e implantes deve ser rígida. Um modelo de segundo pré-molar mandibular recebeu preparo tipo *inlay* (2x2x2x1mm) e foi duplicado, dando origem a réplicas em liga Cromo Cobalto (Cr-Co). O ligamento periodontal foi reproduzido. Um implante com superfície Straumann SLA[®] (Sandblasted, Large grit, Acid-Etched), restaurado com pilar sólido (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), também foi utilizado como pilar protético, estando a 11 mm (PPF de três elementos) e a 18 mm (PPF de quatro elementos) do pilar natural. As infraestruturas foram confeccionadas pelo processo CAD/CAM e cobertas por cerâmica convencional. Ambas as próteses foram cimentadas por meio de cimento resinoso de cura dual. As próteses foram submetidas à ciclagem térmica pré-estabelecida. Ambas resistiram às forças impostas. Sendo assim, puderam concluir que infraestrutura em Zircônia poderá funcionar de maneira a resistir a cargas fisiológicas que incidem na região posterior, sobre PF apoiadas em dentes e implantes.

Chowdhary *et al.* (2013) objetivaram pesquisar a melhor configuração de roscas dos implantes osseointegráveis, a fim de reduzir as tensões no osso, tanto na condição de carregamento imediato quanto tardio. O MEF foi escolhido e modelos matemáticos de diferentes desenhos de roscas foram modelados na seguinte ordem: modelo 1 - roscas quadradas; modelo 2 - roscas em “V” com extremidades quadradas; modelo 3 - rosca triangular; modelo 4 - rosca trapezoidal; modelo 5 - rosca trapezoidal reversa; modelo 6 - rosca com ranhura vertical; modelo 7 - rosca espiral; e modelo 8 - rosca

arredondada. Todos os modelos tinham configuração externa com 4 mm de diâmetro e 12 mm de comprimento. Em um primeiro estágio, a transferência das tensões ao osso alveolar foi avaliada tanto para a condição de carregamento imediato, quanto para carregamento tardio sob carga axial. Para tal, oito modelos 2D foram providenciados e as porções apical e coronal dos implantes foram removidas, de tal modo que somente a forma das roscas interferisse na distribuição das tensões. A simulação de carregamento imediato e tardio foi providenciada respectivamente a partir de uma menor proximidade de contato osso-implante e de um contato íntimo. Todos os implantes foram inseridos na malha do osso alveolar, atentando-se ainda a uma espessura óssea suficiente de modo a não interferir na distribuição das tensões. Os modelos foram posicionados e submetidos a um carregamento vertical de 100 N. Num segundo estágio, modelos 3D de todo o corpo do implante foram analisados. Tanto carga vertical quanto oblíqua (45°) foram aplicadas. A malha de EF se formou a partir de elementos tetraédricos, com quatro nós. Nos modelos 2D, foi observado que, na condição de carregamento tardio, as distintas formas das roscas distribuíram as tensões de maneira particular. A forma triangular gerou os menores níveis de tensão ao osso perimplantar (14 MPa), ao passo que as formas quadradas, espiral e trapezoidal atingiram entre 22 a 26 MPa. O modelo com ranhura vertical gerou altos valores de tensão, cerca de 80 MPa, mas o maior valor foi associado à rosca trapezoidal reversa, que atingiu um pico de 107 MPa. A análise dos modelos 3D evidenciou interferência direta da forma do implante na distribuição das tensões ao osso alveolar. As formas trapezoidal e espiral, sob carregamento vertical, mostraram os menores picos de tensão, entre 8 e 5 MPa, respectivamente. Os picos mais elevados foram gerados pela rosca em “V” com extremidade quadrada. Sob carga oblíqua, a forma espiral comportou-se da melhor forma (13 MPa) e a Power Acme gerou os maiores níveis de tensão (57 MPa). Selecionou-se o modelo com ranhura vertical sob a hipótese de que a dissipação das tensões seria melhor e haveria menor concentração de tensão na crista óssea. Este estudo evidenciou uma melhor dissipação das tensões para as roscas em forma de “V”. Os autores concluíram que a forma das roscas interfere mais efetivamente numa condição de carregamento imediato e que as distintas formas relacionam-se a variadas respostas biomecânicas. E, por fim, os maiores valores de tensão foram observados na crista óssea perimplantar.

Tiossi *et al.* (2013) construíram um modelo em resina fotoelástica para análise experimental e submeteram-no ao carregamento de 250 N. Além disso, foi construído um modelo matemático tridimensional, para análise a partir do MEF. A intenção dos

autores foi comparar, qualitativa e quantitativamente, as áreas mais solicitadas do ponto de vista biomecânico, para validar o método analítico. Para tal, realizaram a correlação das imagens digitais relativas ao modelo experimental fotoelástico. Os altos valores de tensão encontrados nos modelos de EF não corresponderam com os achados digitais. Este fato foi associado ao baixo Módulo de Elasticidade (210 MPa) da resina epóxica (PL2) utilizada nos modelos fotoelásticos, em contraste com o alto valor para o osso esponjoso (13.700 MPa). Os modelos matemáticos mostraram-se mais flexíveis em relação ao modelo experimental. Ao se elevar o Módulo de Elasticidade para 700 MPa no ensaio matemático, houve melhor concordância com os valores experimentais. No entanto, uma correlação qualitativa entre as áreas mais solicitadas do ponto de vista biomecânico pôde ser estabelecida, o que torna a análise de imagens digitais uma ferramenta viável e eficaz para validação de modelos matemáticos.

Pesqueira *et al.* (2014), a partir de uma revisão da literatura, perceberam que, para avaliar o comportamento biomecânico de implantes dentários, inúmeras pesquisas têm utilizado modelos experimentais, analíticos e computacionais, tais como o MEF, fotoelasticidade, medição dos esforços inclusive *in vivo* e associações entre os mesmos. Quanto ao MEF, este tem sido muito utilizado para avaliar recentes configurações, materiais e formas dos implantes osseointegráveis. Já quanto ao método experimental fotoelástico, a grande vantagem que o torna cada vez mais requisitado tem sido sua capacidade de visualizar as tensões nas estruturas complexas, tais como os tecidos bucais, permitindo inclusive localizar e quantificar a magnitude dessas tensões. Tem-se ainda os extensômetros que permitem avaliar, *in vivo*, os esforços aos quais dentes, próteses e implantes estão submetidos. Alguns autores, inclusive, confrontam a técnica de avaliação *in vivo* com os achados fotoelásticos e matemáticos, identificando, em suas conclusões, a ampla aplicação que este tipo de avaliação apresenta em Odontologia, principalmente no campo da pesquisa, prevendo ainda algumas desvantagens e racionalização do tempo clínico.

Tiozzi *et al.* (2014) compararam a correlação dos achados fotoelásticos e imagens digitalizadas, a fim de caracterizar a transferência de carga de restaurações implanto suportadas. Os diferentes métodos permitiram encontrar resultados similares, os quais indicaram, no mesmo sentido, as áreas de maior concentração de tensão. No entanto, observaram que, apesar da análise digital mostrar-se menos sensível em relação à fotoelasticidade, aquela não está restrita ao uso de materiais birrefringentes.

Também em 2014, Rossi *et al.* se propuseram a confrontar a distribuição das

tensões ao corpo mandibular, a partir da análise fotoelástica e do MEF. Para o ensaio experimental, foi considerada uma réplica de mandíbula humana (região compreendida entre primeiro pré-molar e segundo molar, ambos do lado esquerdo) moldada em resina fotoelástica (Araldite® - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil). Réplica dos dentes antagonistas foram produzidas para simular a condição de carregamento oclusal. A análise fotoelástica evidenciou a localização, qualidade e distribuição das tensões ao suporte alveolar. Uma câmera fotográfica registrou cada franja colorida (isocromática) correspondente a diferentes intensidades de tensões. Para este método, somente a análise qualitativa foi considerada. Microtomografias do corpo da mandíbula foram realizadas com 0,25 mm de espessura dos cortes para a construção dos modelos em EF. Em um dos modelos de EF, foram consideradas as propriedades mecânicas da resina fornecidas pelo fabricante – Módulo de Elasticidade 3.102,6 MPa, Módulo de Poisson 0,30. O outro modelo matemático considerou as propriedades do osso alveolar. Ao confrontar os resultados dos dois métodos, independente de se levar em conta as propriedades da resina ou do osso alveolar nos modelos matemáticos, foi alcançada alta reprodutibilidade entre os métodos ($p < 0,0001$). As tensões de Von Mises mostraram sua distribuição de forma semelhante em ambos os modelos, seja considerada a resina ou o osso alveolar. Entretanto, o modelo apresentando as propriedades de osso alveolar manifestou valores de tensão mais baixas, já que seu Módulo de Elasticidade é maior que o da resina. Apesar da diferença entre as propriedades da resina e do osso alveolar, foi possível concluir que a dissipação das tensões foi semelhante para os dois modelos de EF e para o modelo fotoelástico.

Davis *et al.* (2014) revisaram a literatura com o propósito de apresentar os riscos e benefícios relacionados a dentes e implantes esplintados. Percepção tátil melhorada e consequente conforto no ato da mastigação, manutenção de estruturas naturais, menor custo, menor necessidade de enxertos ósseos e melhor aceitação por parte do paciente foram as vantagens relacionadas. Em relação às desvantagens, a intrusão foi a mais comentada. Cinco teorias tentaram explicar o fato: (i) atrofia do ligamento periodontal por desuso, ou seja, o ligamento se atrofia pelo fato do dente esplintado ao implante movimentar-se menos; (ii) atividade osteoclástica em função da maior sobrecarga ao dente natural, visto a rigidez do pilar de implante; (iii) flexão da mandíbula no ato dos movimentos mandibulares; (iv) flexão da prótese; (v) pressão sobre o pilar natural, causando perda da elasticidade do ligamento e impactação de alimentos. Além disso, complicações biomecânicas do tipo falha dos parafusos protéticos, decimentação,

perda de retenção, fratura dental, cárie, perda do pilar natural e perda óssea puderam ser encontradas. No caso das próteses dento-implanto suportadas, a sua permanência sem alterações, no período observado (sobrevida), variou em 5 e 10 anos entre 68,2 - 100% e 77,8 - 85%, respectivamente. Para as próteses implanto-implanto suportadas, foi observada sobrevivência de 82,6 - 100% em 5 anos e 80 - 86,7% em 10 anos. Por fim, concluíram os autores que a taxa de sucesso em longo prazo para próteses que fazem uso de pilares naturais unidos a implantes ainda é uma incógnita na literatura. Embora tenham percebido que há respaldo científico para indicar esta modalidade de terapia, alertaram para um planejamento criterioso e que considere uma oclusão mutuamente protegida, pilares naturais saudáveis e qualidade de higienização oral.

Mostafa, El-Sheikh e Fattah (2015) apresentaram um acompanhamento clínico e radiográfico, de dois anos, comparando os resultados entre próteses fixas suportadas por dentes e implante e por implantes, exclusivamente. Fizeram parte deste estudo 20 pacientes desdentados unilateral posterior, na região de mandíbula, divididos em dois grupos, e reabilitados por meio de próteses implanto suportadas (Grupo 1) e dento-implanto suportadas (Grupo 2). O Grupo 1 recebeu dois implantes (TSV Zimmer Dental) com plataforma restauradora convencional, um na região de primeiro pré-molar e outro na região de primeiro molar, restaurados por meio de uma prótese fixa de três elementos, aparafusada. O Grupo 2 recebeu implante na região de primeiro molar, o primeiro pré-molar recebeu um preparo para coroa total e, dessa forma, o Grupo 2 foi reabilitado por meio de uma prótese fixa dento-implanto suportada de três elementos, tendo uma coroa telescópica cimentada provisoriamente sobre um *coping* metálico. Foram realizadas tomadas tomográficas periapicais e panorâmicas, no ato da inserção da prótese e também decorridos 6, 12 e 24 meses daquela consulta. Como referência para acompanhamento do nível de inserção óssea para os dentes, foi levado em conta a região cervical dos *copings* e, para os implantes, a interface pilar-implante. Os resultados não evidenciaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) entre os dois grupos, dentro do período de acompanhamento, ao se considerar o índice de sangramento, profundidade de sondagem e nível da crista óssea. Sendo assim, concluíram que a reabilitação protética por meio de próteses fixas unindo dentes e implantes é uma terapia viável na clínica odontológica.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para viabilizar este trabalho, foi proposta análise matemática representada pelo Método dos Elementos Finitos (MEF). A metodologia dos Elementos Finitos (EF) foi conduzida pelas etapas que se seguem.

4.1 Descrição dos modelos físicos a serem analisados

Modelos matemáticos bi e tridimensionais (2D e 3D) foram planejados, de acordo com os modelos fotoelásticos pré-existentis (Figura 2).

4.1.1 COMPOSIÇÃO DOS MODELOS A SEREM UTILIZADOS

- ELEMENTOS CONSTITUINTES DAS PRÓTESES E ESTRUTURA DE FIXAÇÃO

Os elementos individualizados, constituintes dos futuros modelos matemáticos, em conformidade com aqueles fotoelásticos, além dos conceitos aplicados, são relacionados e explicados abaixo:

- **Prótese Fixa:** trabalho restaurador que apresenta como finalidade repor ausências dentárias.
- **Pilar:** elemento de suporte de uma prótese fixa. No caso dos modelos aqui descritos, tanto dentes naturais quanto implantes representaram os pilares das próteses fixas consideradas.
- **Pôntico:** elemento dental a ser substituído.
- **Implante:** suporte metálico (Titânio), designado para substituir as raízes dentárias perdidas, e sobre os quais, são instalados pilares protéticos que, por sua vez, suportarão as próteses dentárias.
- **Pilar protético:** componente protético, também conhecido por intermediário, o qual promove a união entre o implante e a coroa.
- **Plataforma *Switching*:** trata-se de um tipo de filosofia relacionada ao pilar protético, onde sua plataforma restauradora é menor em relação à plataforma restauradora do implante.
- **Sistema de retenção tipo Cone Morse:** sistema de conexão protética cônica, onde a porção interna cônica do implante se adapta hermeticamente à extremidade externa, também cônica do pilar protético.

- **Roscas quadradas:** determinado tipo de desenho (quadrado) para as roscas dos implantes aqui considerados.
- **Ligamento periodontal:** fina camada de tecido conjuntivo, na condição “*in-vivo*”, com espessura variando em torno de 0,25 mm, que recobre toda a superfície radicular dos dentes naturais.
- **Suporte alveolar:** parte do osso maxilar ou mandibular, responsável pela sustentação dos dentes, juntamente com outras estruturas.

4.1.2 TIPOS DE MODELOS FÍSICOS A SEREM ANALISADOS

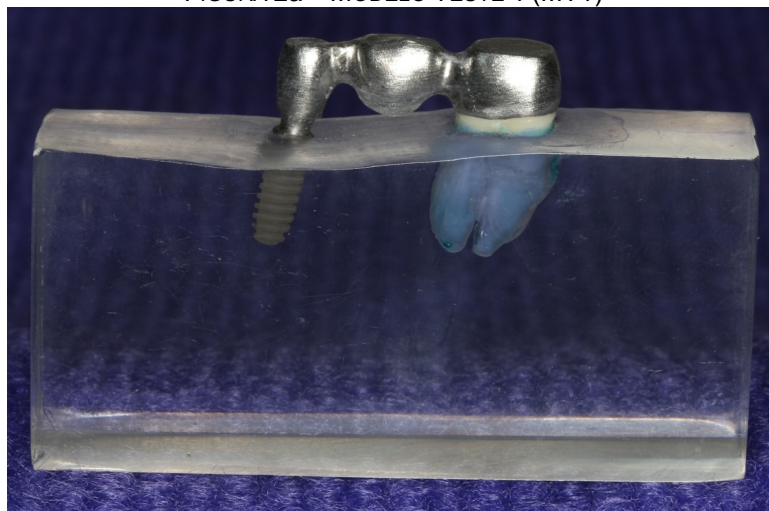
Para efeito de distinção entre os vários modelos utilizados, foram denominadas duas categorias de modelo, onde os Modelos de Teste (MT) foram aqueles, cujos pilares eram dentes e implantes, unidos entre si, a partir de uma Prótese Fixa de três (MT1) ou cinco elementos (MT2). E os Modelos Controle (MC), aqueles, cujos pilares eram implantes, exclusivamente, unidos entre si, a partir de uma Prótese Fixa de três (MC1) ou cinco elementos (MC2).

Modelos de Teste

Modelo Teste 1 (MT1): é a simulação de uma prótese fixa de três elementos, em área mandibular, cujos pilares são um implante (ANKYLOS[®] - Dentsply) de 3,5 mm de diâmetro e 9,5 mm de comprimento na região de 1^o pré-molar, restaurado com pilar Standard (ANKYLOS[®] - Dentsply) de 5 mm de altura e 3 mm de diâmetro, e sistema de retenção tipo Cone Morse e roscas quadradas, além de um dente na região de 1^o molar inferior esquerdo (#36) (Fig. 2a).

Figura 2 – Modelos fotoelásticos pré-existent

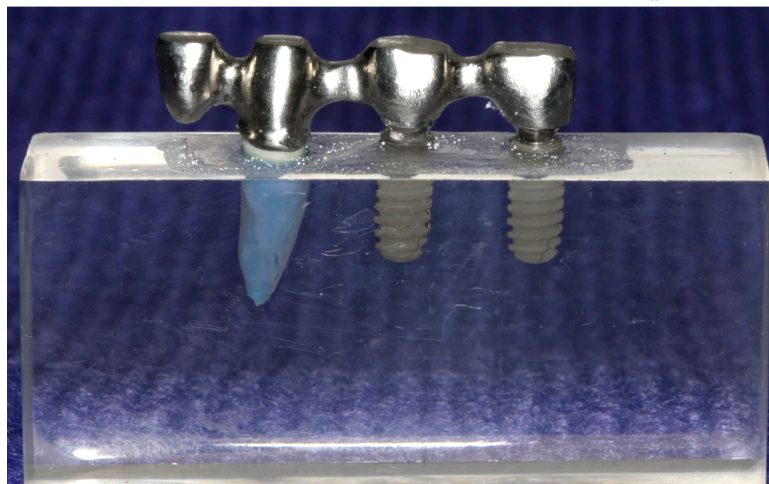
FIGURA 2a – MODELO TESTE 1 (MT1)



FONTE: PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Modelo Teste 2 (MT2): é a simulação de uma prótese fixa de quatro elementos, em área mandibular, cujos pilares são um dente na região de 2º pré-molar inferior esquerdo (#35), dois implantes na região de 1º e 2º molares (ANKYLOS® - Dentsply) de 4,5 mm de diâmetro e 9,5 mm de comprimento, ambos restaurados com pilar Standard (ANKYLOS® - Dentsply) de 4 mm de altura e 4 mm de diâmetro, sistema de retenção tipo Cone Morse e roscas quadradas, além de um balanço (cantiléver) mesial na região de 1º pré-molar (Fig. 2b).

FIGURA 2b – MODELO TESTE 2 (MT2)

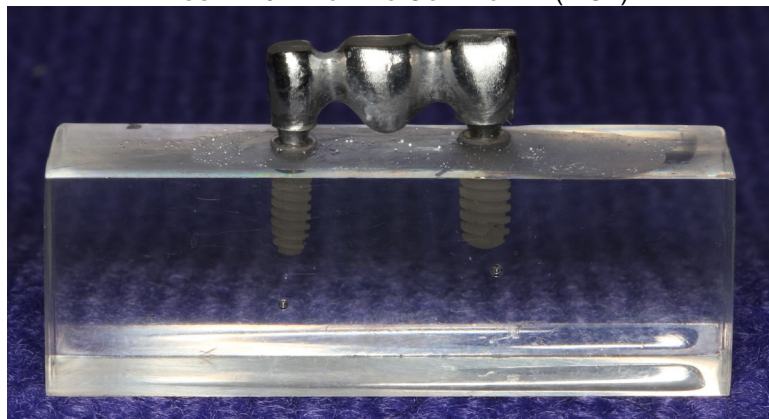


FONTE: PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Modelos Controle

Modelo Controle 1 (MC1): é a simulação de uma prótese fixa de três elementos, em área mandibular, cujos pilares são dois implantes (ANKYLOS® - Dentsply) na região de 1º pré-molar e 1º molar, de 3,5 mm de diâmetro e 9,5 mm de comprimento e 4,5 mm de diâmetro e 9,5 mm de comprimento, ambos restaurados com pilar Standard (ANKYLOS® - Dentsply) de 5 mm de altura e 3 mm de diâmetro e 4 mm de altura e 4 mm de diâmetro, respectivamente, além de sistema de retenção tipo Cone Morse e roscas quadradas (Fig. 2c).

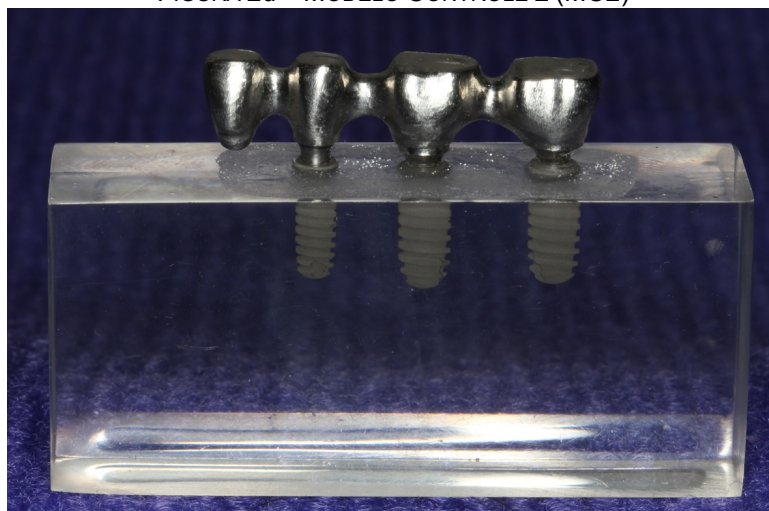
FIGURA 2c – MODELO CONTROLE 1 (MC1)



FONTE: PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Modelo Controle 2 (MC2): é a simulação de uma prótese fixa de quatro elementos, em área mandibular, cujos pilares são três implantes (ANKYLOS® - Dentsply) na região de 2º pré-molar inferior esquerdo, 1º e 2º molares: implante de pré-molar de 3,5 mm de diâmetro e 9,5 mm de comprimento e molares de 4,5 mm de diâmetro e 9,5 mm de comprimento, todos restaurados com pilar Standard (ANKYLOS® - Dentsply), de 5 mm de altura e 3 mm de diâmetro para o implante de 2º pré-molar e 4 mm de altura e de diâmetro para os implantes de 1º e 2º molares. Todos os implantes dotados de sistema de retenção tipo Cone Morse e roscas quadradas, além de um balanço (cantiléver) mesial na região de 1º pré-molar (Fig. 2d).

FIGURA 2d – MODELO CONTROLE 2 (MC2)



Fonte: produção da própria autora, 2013

4.2 Propriedades dos materiais utilizados

4.2.1 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS CONSTITUINTES DAS PRÓTESES E PILARES

Na Tabela 2, são apresentadas as propriedades dos materiais utilizados na simulação por meio de Elementos Finitos. Foi empregado dentina nos modelos dos dentes, poliéter (Impregum Soft - 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) no ligamento periodontal, liga Ni-Cr nas próteses fixas e Titânio puro (grau 4) nos implantes e pilares. Exceto para o suporte alveolar, as propriedades utilizadas se basearam em valores encontrados na literatura pertinente. Já, para o suporte alveolar, suas propriedades foram obtidas experimentalmente, conforme descrito no Apêndice. Para tal, foram consideradas as propriedades da resina fotoelástica utilizada nos modelos físicos (Araldite® - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil).

Foi empregado dentina nos modelos dos dentes, poliéter (Impregum Soft - 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) no ligamento periodontal, liga Ni-Cr nas próteses fixas e Titânio puro (grau 4) nos implantes e pilares.

Tabela 2 – Propriedades dos materiais constituintes dos modelos analisados

ESTRUTURAS	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIAS CONSIDERADAS
PRÓTESE FIXA (LIGA Ni-Cr)	204.000	0,30	www.matweb.com
DENTINA	18.600	0,31	MENICCUCCI <i>et al.</i> , 2002; LIN <i>et al.</i> , 2010; WANG <i>et al.</i> , 2010; TIOSSI <i>et al.</i> , 2014
LIGAMENTO PERIODONTAL (Impregum Soft)	4,21	0,04	CHAI <i>et al.</i> , 1998
IMPLANTES E PILARES (Titânio)	110.000	0,40	WANG <i>et al.</i> , 2010; TIOSSI <i>et al.</i> , 2014
SUPORTE ALVEOLAR (Resina fotoelástica)	?	?	Detalhe dos cálculos apresentados no Apêndice

FONTES: INDICADA NA PRÓPRIA TABELA

Os materiais constituintes dos modelos foram considerados homogêneos, isotrópicos e comportamento linear-elásticos.

4.2.2 AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO ISOTRÓPICO DA RESINA SIMULADORA DO SUPORTE ALVEOLAR

Foi feita também uma determinação experimental para analisar a isotropia da resina utilizada como suporte alveolar. Um bloco da resina fotoelástica empregada foi observado, sob luz branca, em um Polariscópio Circular de campo escuro do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) com a finalidade de analisar o comportamento das franjas isocromáticas em diferentes direções. Foram aplicadas, isoladamente, cargas concentradas estáticas, com o valor de 150 N, nos três planos distintos do bloco, ilustrados na Figura 3. As imagens foram capturadas por uma câmera fotográfica digital (T2i – Canon). De acordo com as franjas isocromáticas, foi possível observar um comportamento similar nas distintas faces analisadas, sugerindo um comportamento isotrópico (Fig. 3).

Figura 3 – Ensaio fotoelástico do bloco em Resina Fotoelástica

FIG. 3a – RESPOSTA FOTOELÁSTICA DO CARREGAMENTO NA FACE FRONTAL DO BLOCO

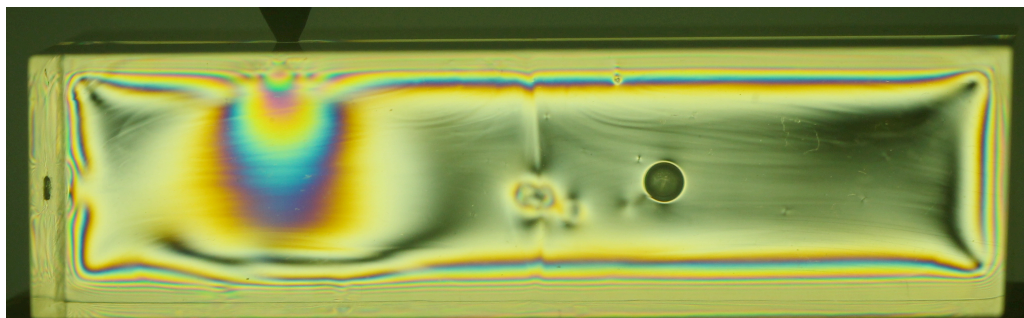


FIG. 3b – RESPOSTA FOTOELÁSTICA DO CARREGAMENTO NA FACE POSTERIOR DO BLOCO

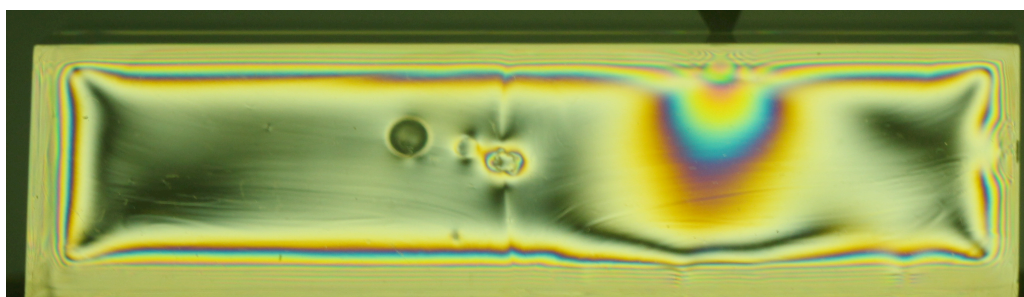


FIG. 3c – RESPOSTA FOTOELÁSTICA DO CARREGAMENTO NA FACE SUPERIOR DO BLOCO

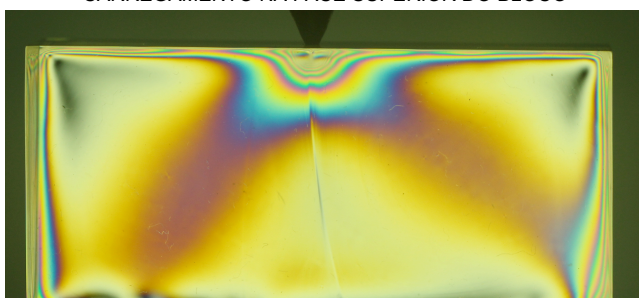
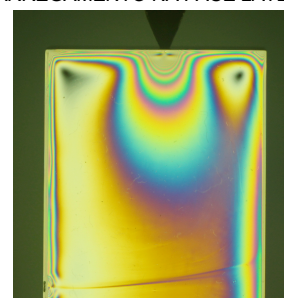


FIG. 3d – RESPOSTA FOTOELÁSTICA DO CARREGAMENTO NA FACE LATERAL



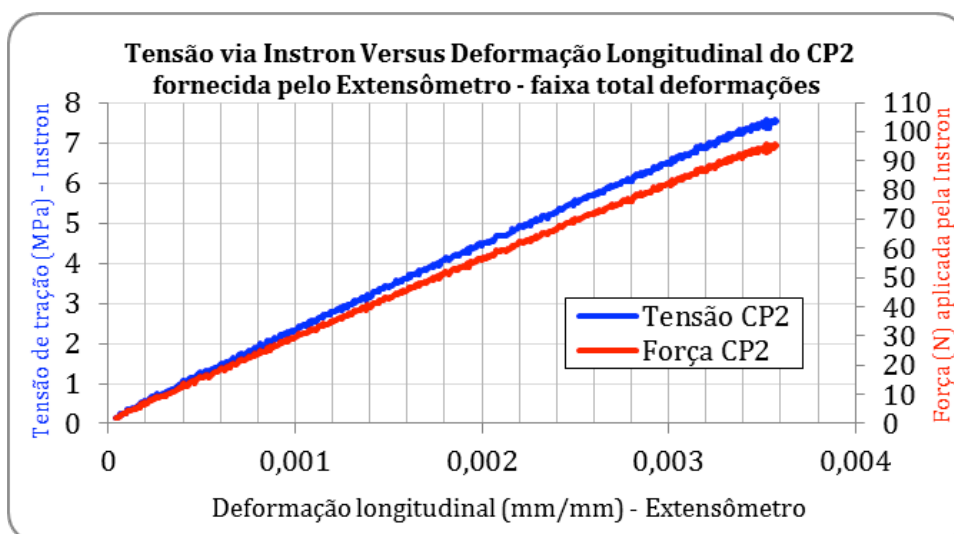
FONTE: PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2015

De acordo com o comportamento fotoelástico do material resinoso, este foi considerado isotrópico e também linear elástico e homogêneo, para fins da análise pelo MEF.

4.2.3 ANÁLISE DO COMPORTAMENTO ELÁSTICO-LINEAR DA RESINA

Os cálculos foram feitos tendo como base a carga de 150 N, relatada na literatura como representativa da carga de mastigação. Ensaio preliminar do corpo cilíndrico submetido a ensaio de tração, conforme ilustrado no Gráfico 1, mostra que o corpo de prova permaneceu no regime elástico-linear na faixa de 0 a 150 N. Não foi observada deformação residual relevante após submissão do corpo de prova ao ensaio de tração nessa faixa de força aplicada.

Gráfico 1 – Tensão versus Deformação versus Força para CP2



FONTE: DADOS ANALISADOS E ADAPTADOS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN

4.2.4 DETERMINAÇÃO EXPERIMENTAL DO MÓDULO DE ELASTICIDADE E DO COEFICIENTE DE POISSON DA RESINA

As propriedades elásticas da resina simuladora do suporte alveolar foram determinadas experimentalmente em laboratórios de Ensaios Mecânicos do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) e do Curso de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica da UFMG. O coeficiente de Poisson foi determinado no CDTN e o Módulo de Elasticidade na UFMG. Detalhes sobre os experimentos são descritos no Apêndice.

O Módulo de Elasticidade foi determinado a partir de pequenos corpos de prova cilíndricos, ilustrados na Figura 4, extraídos dos mesmos blocos de resina submetidos ao ensaio fotoelástico.

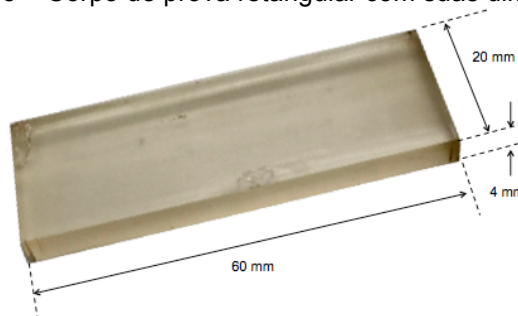
Figura 4 – Imagem dos quatro corpos de prova, numerados de 1 a 4



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELO PROF. DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN

Já, o coeficiente de Poisson foi determinado utilizando-se também uma chapa da resina, ilustrada na Figura 5. Esta chapa foi confeccionada no mesmo momento da construção dos modelos fotoelásticos aqui considerados, com a mesma resina. Foram utilizando dois *strain gages*, colados perpendicularmente entre si.

Figura 5 – Corpo de prova retangular com suas dimensões



FONTE: IMAGEM OBTIDA E GENTILMENTE CEDIDA PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN

4.3 Descrição do método de análise numérica a ser utilizado

De forma resumida, o Método dos Elementos Finitos propõe discretizar um meio contínuo, ou seja, dividir este meio em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Dessa forma, o método resolve um problema complexo, redefinindo-o em problemas mais simples, conforme lembraram Lotti *et al.* (2006).

O SolidWorks® (SolidWorks Corporation) foi o software utilizado para obtenção das geometrias. Para gerar a malha de Elementos Finitos, foi utilizado o HiperMesh® (Altair Engeneering). Já na fase de pós-processamento, o Abaqus® (Smicicale) permitiu a visualização dos resultados.

O tipo de tensão utilizada como valor de referência nas análises dos esforços internos dos vários tipos de modelos analisados foi a Tensão de Von Mises. O conceito para Tensão de Von Mises pode ser melhor compreendido partindo-se do princípio de que tensão é pontual e considerando um ponto carregado de um corpo em equilíbrio. Ao extrair esse ponto de dentro corpo, com base nos eixos das coordenadas, o MEF calcula as tensões principais e computa os seis elementos de tensão, em um único número. Portanto, Tensão de Von Mises é uma tensão equivalente, ou calculada a partir de α_1 (sigma 1) e α_2 (sigma 2), expressa em um único número. Ou ainda, segundo Lotti *et al.* (2006), a Tensão de Von Mises representa “a média das tensões em todas as direções”. A partir desse conceito, pode-se afirmar que a Tensão de Von Mises fornece um valor maior do que o valor das tensões normais máximas.

4.4 Implementação da simulação via elementos finitos

Para implementação do cálculo das tensões por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF), foram seguidas as seguintes etapas de trabalho:

- i) Definição da geometria dos modelos;
- ii) Discretização dos modelos;
- iii) Determinação das condições de contorno (carregamento e restrições);
- iv) Processamento das análises (Solver);
- v) Análise e discussão dos resultados.

4.4.1 DEFINIÇÃO DA GEOMETRIA DOS MODELOS

A obtenção das formas geométricas dos objetos analisados partiu da reprodução das estruturas unitárias de interesse – implantes, pilares de implantes e próteses fixas –, que compuseram os modelos fotoelásticos previamente à confecção destes últimos.

Para viabilizar a construção das geometrias das estruturas analisadas, duas condutas foram propostas, conforme explicado a seguir.

Desenhos a partir de um projetor de perfil

Implantes e Pilares: para a obtenção dos desenhos gráficos de implantes e pilares Standard (ANKYLOS[®] - Dentsply), ambas as peças foram expostas, separadamente, em um projetor de perfil (WERTH) (Fig. 6) viabilizando, dessa maneira, a reprodução das formas externas dos futuros modelos virtuais. Foram reproduzidas as dimensões e ângulos externos, além da distância entre pontos de interesse.

Figura 6 – Obtenção das dimensões e ângulos externos dos implantes e pilares

FIG. 6a – PROJETO DE PERFIL (WERTH)



FIG. 6b – VISTA APROXIMADA DO PROJETO DE PERFIL

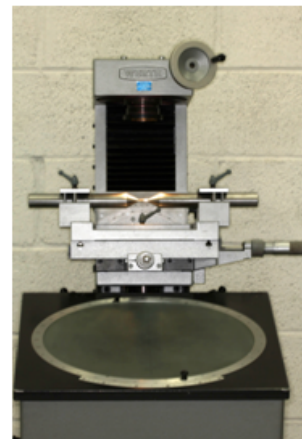


FIG. 6c – IMPLANTE POSICIONADO PARA PROJEÇÃO



FIG. 6e – IMAGEM OBTIDA DO IMPLANTE



FIG. 6d – PILAR POSICIONADO PARA PROJEÇÃO

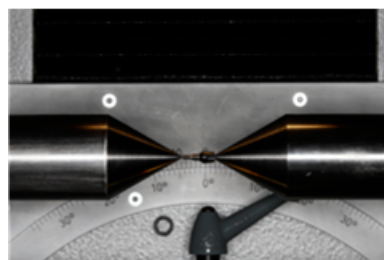


FIG. 6f – IMAGEM OBTIDA DO PILAR



PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Todas as medidas foram realizadas por um único operador e, em seguida, os modelos foram concebidos em plataforma CAD 3D (Computer Aided Design), programa SolidsWorks®.

Desenhos em plataforma CAD 3D

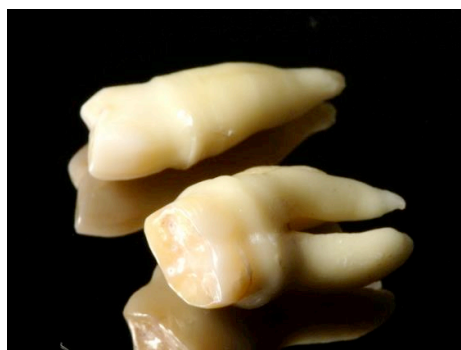
Dentes: Os dentes humanos desidratados (Banco de dentes - UFMG COEP **CAAE 07908912.3.0000.5149**), já com preparo para coroa total metálica (#35 e #36), tiveram suas formas externas geradas em plataforma CAD 3D, no programa SolidsWorks® (Fig. 7).

Figura 7 – Dentes humanos selecionados para a pesquisa

FIG. 7a – DENTES SELECIONADOS



FIG. 7b – DENTES PREPARADOS PARA COROA TOTAL METÁLICA



FONTE: BANCO DE DENTES - UFMG COEP CAAE 07908912.3.0000.5149, 2013

Próteses: Para as próteses, de forma semelhante aos dentes naturais, suas formas externas também foram geradas em plataforma CAD 3D, programa SolidsWorks® (Fig. 8).

Figura 8 – Próteses adaptadas aos respectivos pilares

FIG. 8a – PRÓTESES DE TRÊS ELEMENTOS



FIG. 8b – PRÓTESES DE QUATRO ELEMENTOS



PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Suporte Alveolar: Para o suporte ósseo alveolar, modelou-se um retângulo tridimensional, também em plataforma CAD 3D, de 68x30x15 mm, respectivamente de comprimento, altura e espessura, de acordo com os modelos físicos (Fig. 9).

Figura 9 – Modelos fotoelásticos

FIG. 9a – MT1

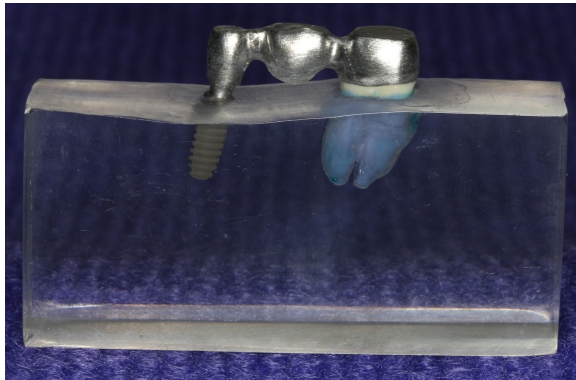


FIG. 9b – MT2

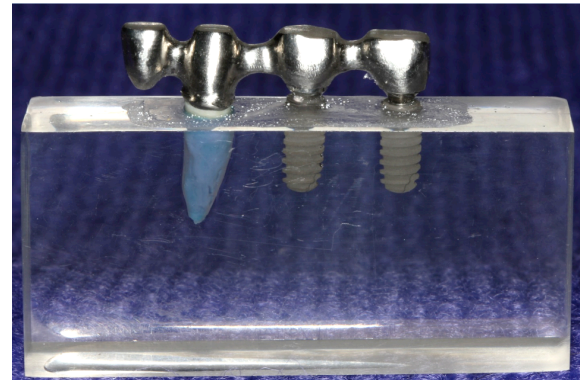


FIG. 9c – MC1

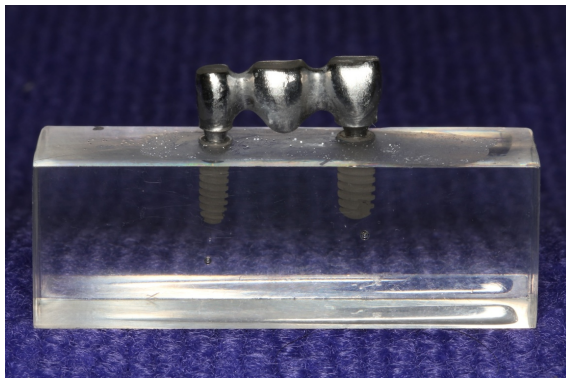
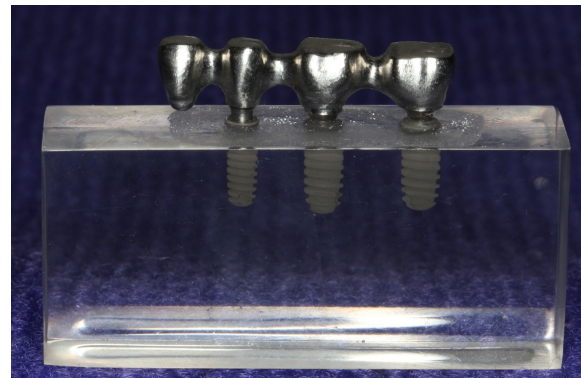


FIG. 9d – MC2



PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Ligamento periodontal: Quando da construção dos modelos matemáticos, uma fina camada de poliéster (Impregum Soft - 3M ESPE, Seefeld, Alemanha), com espessura de 0,25 mm, faceou toda a superfície radicular dos dentes naturais. A Figura 10 ilustra a condição física que apresentava a camada de poliéster cobrindo toda a superfície radicular, 1 mm aquém da junção amelodentinária.

Figura 10 – Camada de poliéster (Impregum Soft - 3M ESPE, Seefeld, Alemanha), simulando o ligamento periodontal



PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Todos os modelos foram processados no mesmo software, de tal modo a identificar os diferentes contornos de cada um deles, para que, na sequência, pudessem ser convertidos em entidades matemáticas.

Após o desenho de todas as estruturas em plataforma CAD 3D, dentes, ligamento periodontal, implantes e próteses foram posicionados no suporte alveolar. A distância entre estes pilares partiu das mesmas distâncias entre os pilares dos modelos fotoelásticos. Além disso, o osso alveolar cobriu toda a extensão do implante, coincidente com a sua superfície tratada. Já os dentes tiveram sua porção radicular inserida no suporte alveolar, há 1 mm da junção amelo-dentinária. Todos os pilares foram centralizados ao osso alveolar em relação à espessura do modelo.

Dessa forma, os modelos sólidos foram finalizados (Fig. 11).

Figura 11 – Modelos sólidos

FIG. 11a – MODELO TESTE 1 (MT1)

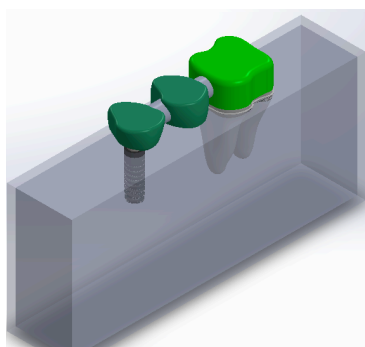


FIG. 11b – MODELO CONTROLE 1 (MC1)

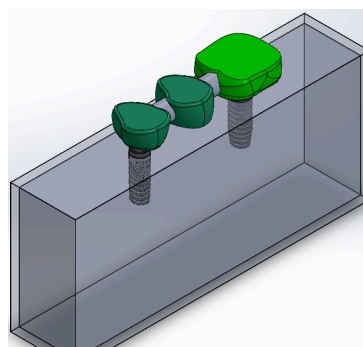


FIG. 11c – MODELO DE TESTE 2 (MT2)

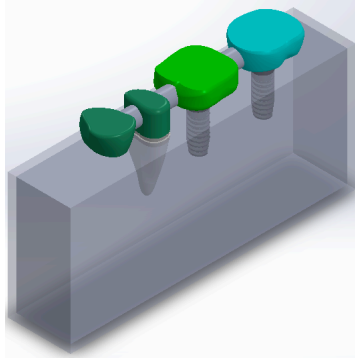
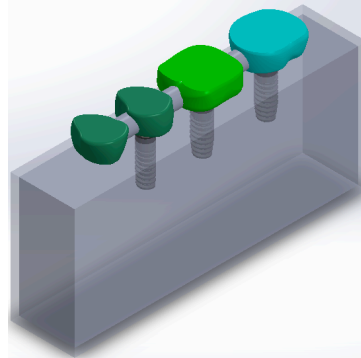


FIG. 11d – MODELO CONTROLE 2 (MC2)

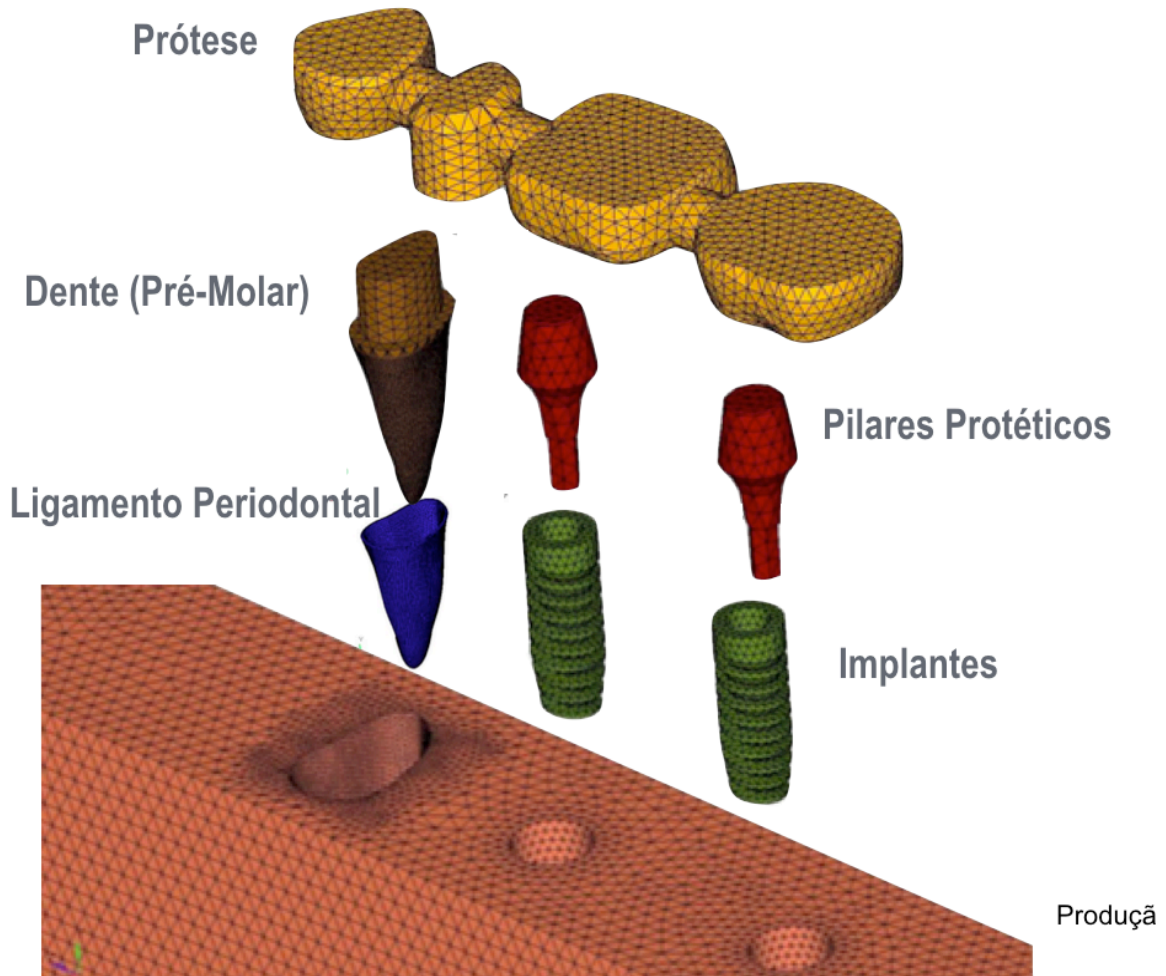


FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS PROFS. DR. JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016

4.4.2 DISCRETIZAÇÃO DOS MODELOS

Na sequência, os modelos sólidos 3D foram importados para o software de pré-processamento de EF (Hipermesh® - Versão 12) e a malha foi gerada para cada um daqueles modelos (Fig. 12).

Figura 12 – Pré-processamento dos modelos e malhas de EF (Hipermesh® - Versão 12)



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS PROFS. DR. JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016

Todos os quatro modelos gerados apresentaram, em sua maioria, elementos sólidos tetraédricos de primeira ordem, visto a geometria de tais estruturas. O número de elementos e nós, para cada modelo, encontra-se relacionado na Tabela 3.

Tabela 3 – Número de elementos e nós para cada um dos quatro modelos analisados

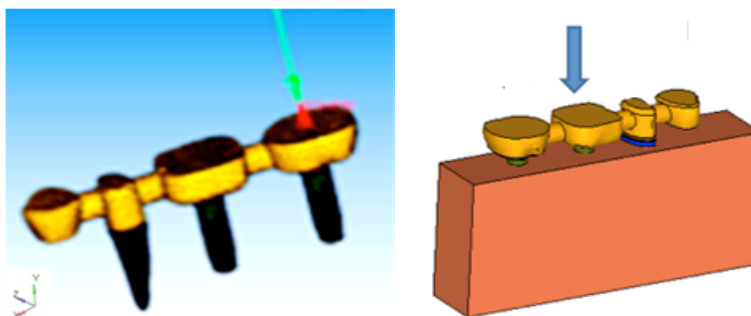
MODELOS	MT1	MT2	MC1	MC2
Número de elementos	381.648	221.046	98.965	109.728
Número de nós	68.900	45.827	21.307	24.069

FONTE: PROF. ALYSSON VIEIRA, 2016

4.4.3 DETERMINAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO (CARREGAMENTO E RESTRIÇÕES)

Foi aplicada uma carga vertical, concentrada e estática, com intensidade de 150 N, no centro de cada pilar e pântico (Fig. 13).

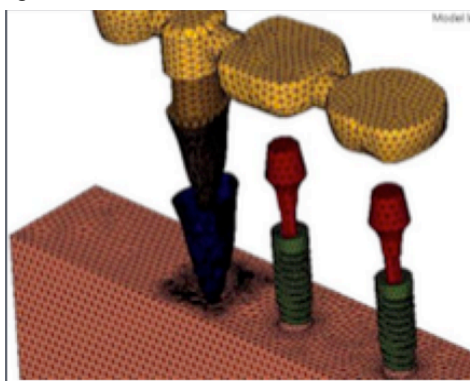
Figura 13 – Ilustração do tipo de carga aplicada



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS PROFS. DR JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016

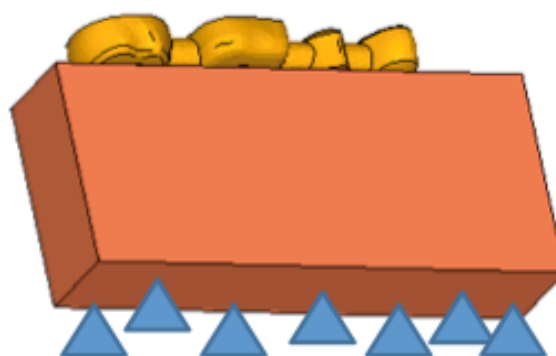
O assentamento das próteses sobre os pilares de implantes e dentes naturais, bem como o assentamento dos pilares aos implantes, foram considerados como uma superfície contínua, impedindo assim qualquer tipo de movimento entre eles (Fig. 14). Todos os quatro modelos foram travados na base da resina, de modo a impedir qualquer tipo de movimento nos eixos XYZ (Fig. 15). Por fim, foram produzidos 14 modelos em EF, visto as distintas condições de carregamento.

Figura 14 – Travamento na base da resina



Assentamento das próteses e dos pilares

Figura 15 – Restrições nos modelos



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS PROFS. DR JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016

4.4.4 PROCESSAMENTO DAS ANÁLISES (SOLVER)

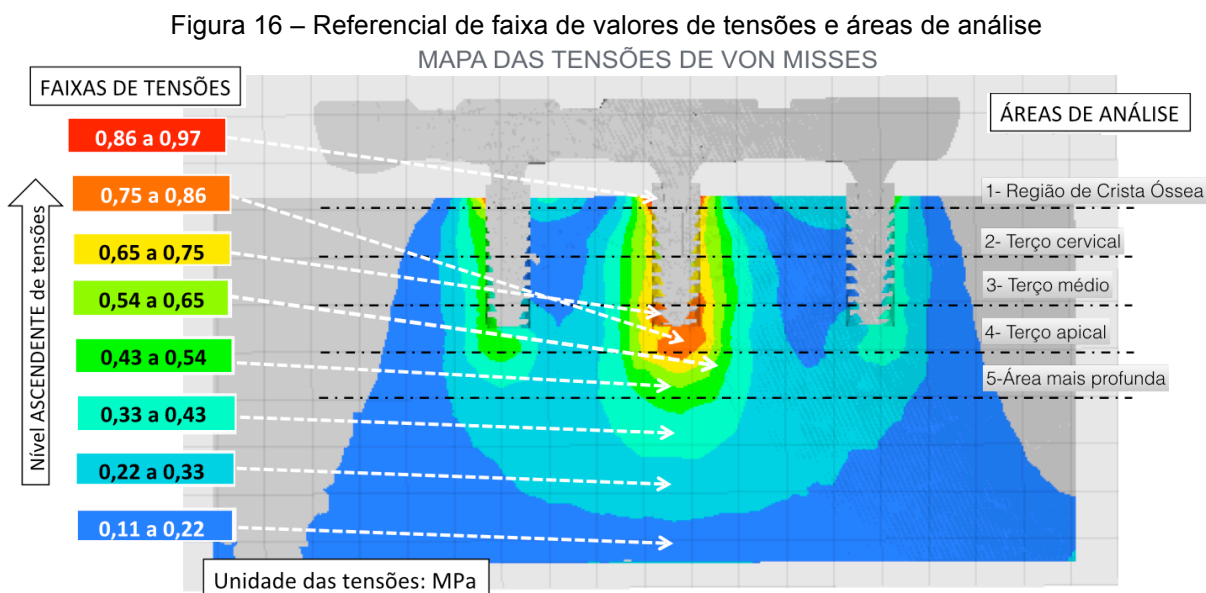
Na fase de pós-processamento, a partir do Abaqus (Smiscale[®]), software que processou o comportamento das estruturas, foi possível extrair os mapas de tensões dos 14 modelos analisados, frente ao carregamento imposto.

4.4.5 PÓS-PROCESSAMENTO (VISUALIZAÇÃO DE RESULTADOS)

Os modelos matemáticos 3D são apresentados fatiados no seu plano médio, e isto foi o que possibilitou gerar uma vista bidimensional dos mesmos.

Foi analisado um total de 14 modelos, com distintas combinações de configurações e locais de aplicação de carga. Cada uma das cores apresentadas nos mapas de tensões se refere a uma faixa de tensão. Quanto mais próximo da cor vermelha, maior o gradiente de tensão apresentado.

Para fins didáticos, cada pilar foi dividido, ao longo do seu eixo, em quatro (para os implantes) ou cinco áreas (para os dentes) quadrangulares, classificadas e nomeadas como: 1 - região de crista óssea; 2 - terço cervical; 3 - terço médio; 4 - terço apical; e 5 - área mais profunda (Fig. 16).



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS PROFS. DR. JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016

4.4.6 ANÁLISE DOS RESULTADOS

As figuras 17, 18, 19 e 20 ilustram os valores das tensões, em megapascal (MPa), e também a sua distribuição, para cada uma das cinco áreas consideradas nos pilares da PF de três e quatro elementos.

MT1

Foi possível notar, ao se levar em conta o carregamento no pilar de implante (Fig. 17a), que os maiores valores das tensões máximas de Von Mises ($\sigma_1 \text{ máx}$) se localizaram na região 5 do pilar de implante, correspondente à área mais profunda, na ordem de 2.757 MPa. Além disso, tensões de magnitude compreendida entre 0.000 a 2.451 MPa permearam todo o comprimento daquele pilar. Na região do pilar natural, não se concentraram tensões de ordem significativa. Ao aplicar o carregamento na região de pântico (Fig. 17b), os maiores valores de $\sigma_1 \text{ máx}$ permaneceram na área 5, além da área 2, correspondente ao terço cervical, por distal, da ordem de 1.583 MPa. Ao mesmo tempo, toda a extensão mesial da raiz distal foi solicitada com magnitude entre 0,352 e 0,528 MPa. Para este ponto de carregamento, a faixa dos valores das tensões ficou entre 0.000 a 1.583 MPa. Ao distalizar totalmente o ponto de aplicação de carga (Fig. 17c), $\sigma_1 \text{ máx}$ para a área mais solicitada foi de 0.918 MPa, localizado nas áreas 3 e 4 da raiz distal do pilar natural e área 2 do pilar de implante. A faixa de tensões variou entre 0.000 a 0.918 MPa.

Figura 17 – Mapa de tensões para MT1

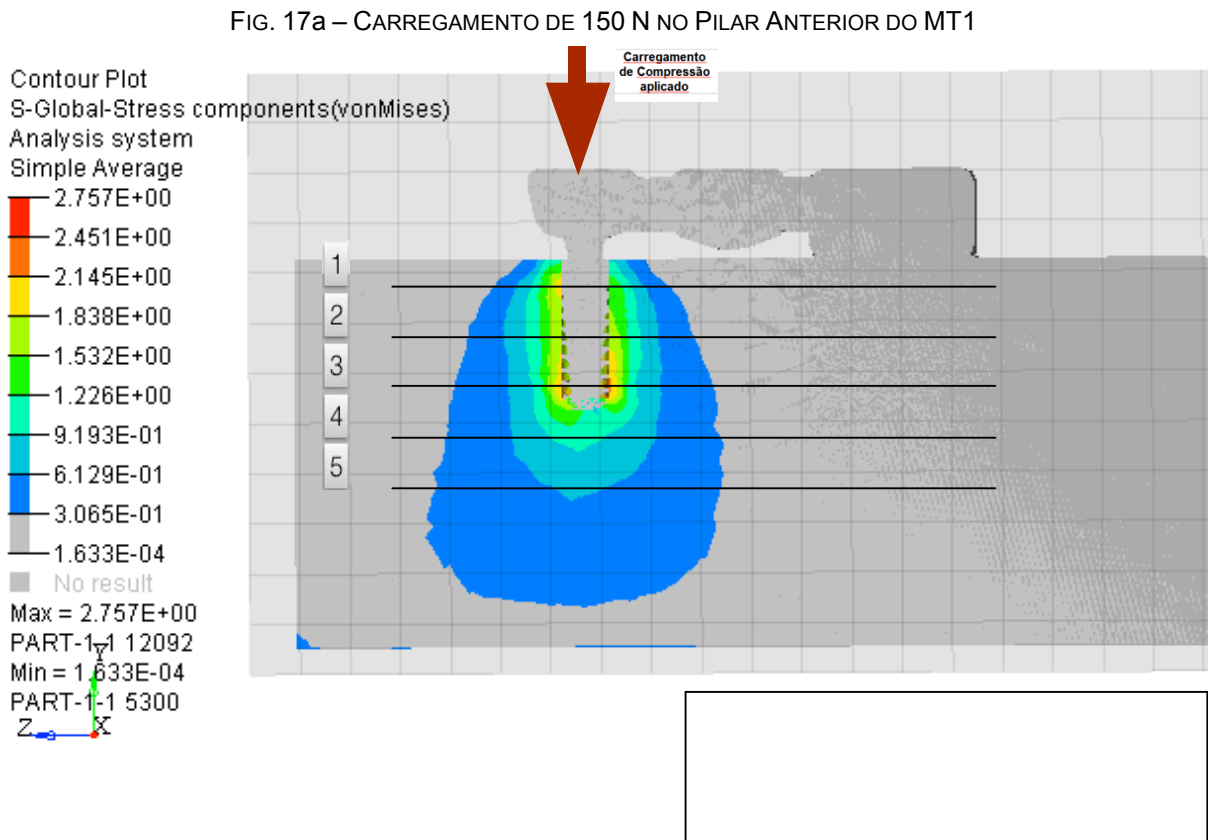


FIG. 17b – CARREGAMENTO DE 150 N NO CENTRO DO PÔNTICO DO MT1

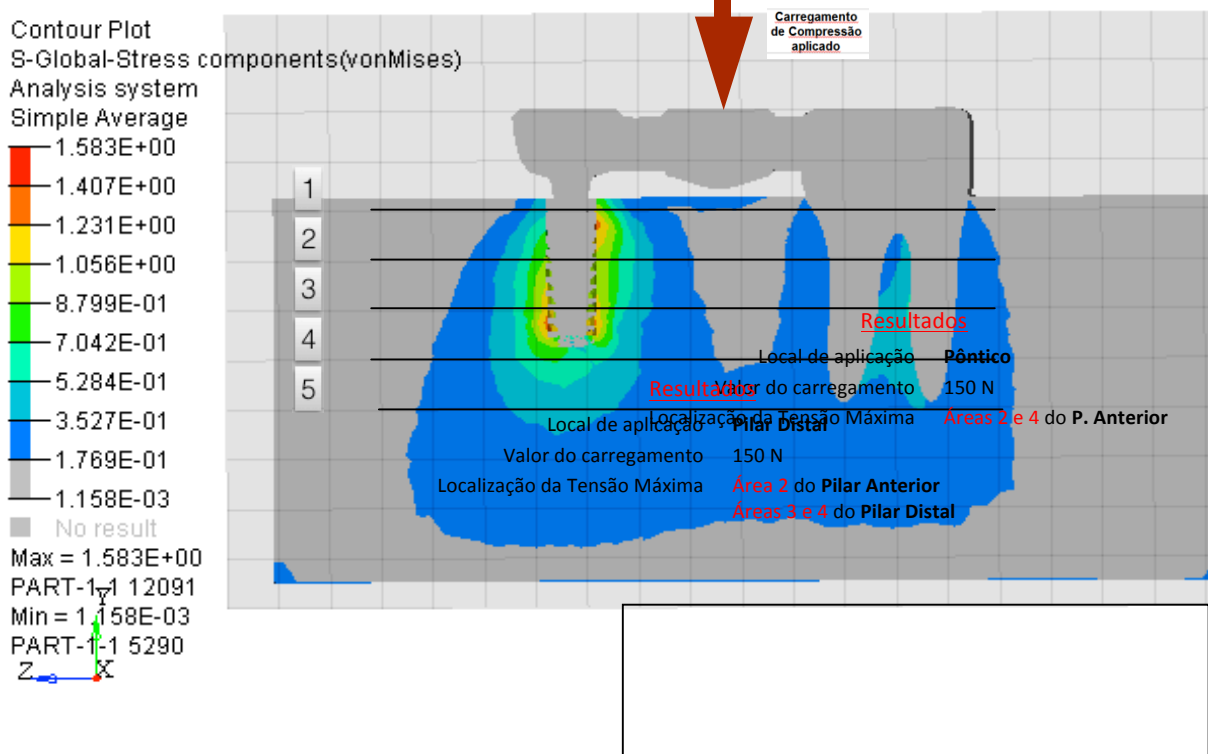
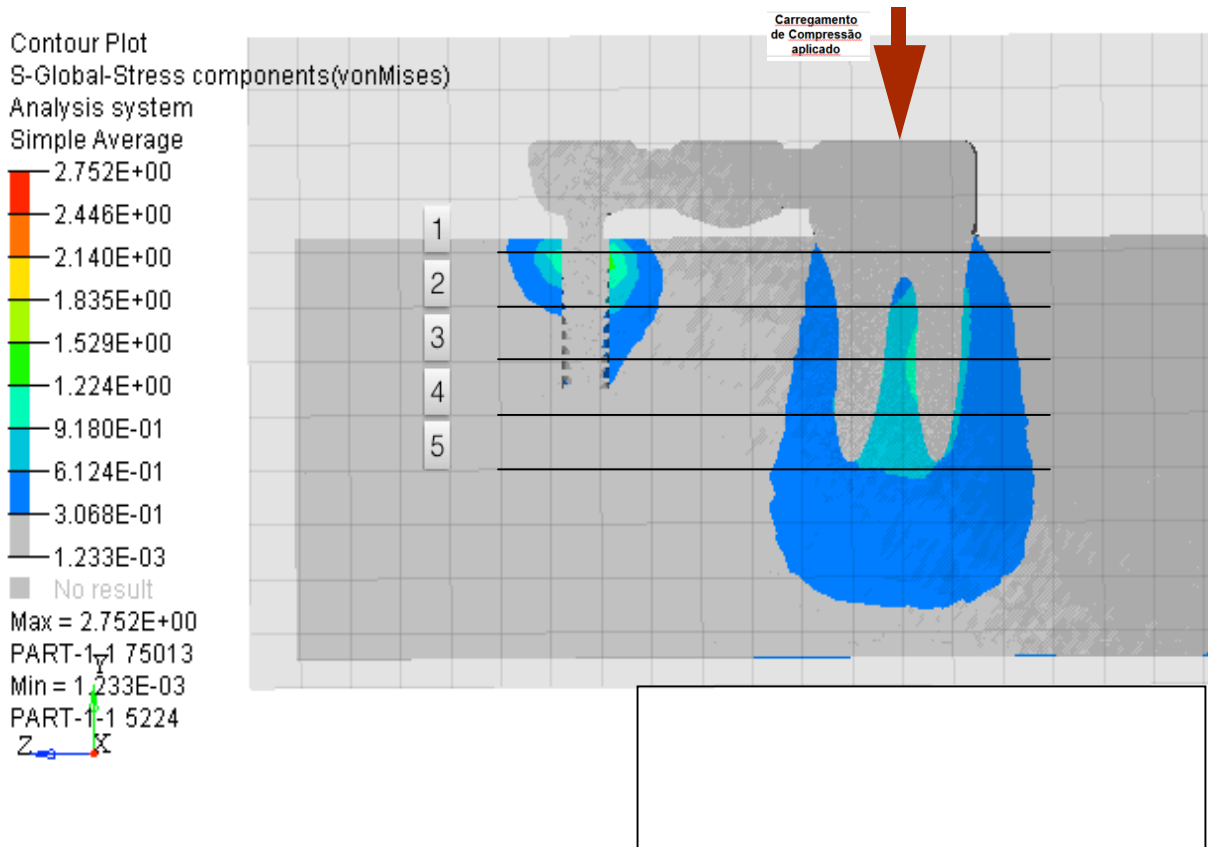


FIG. 17c – CARREGAMENTO DE 150 N NO PILAR POSTERIOR DO MT1



MC1

Ao aplicar o carregamento no pilar de implante anterior (Fig. 18a), os maiores valores das tensões máximas de Von Mises se localizaram na região de crista (área 1), por mesial, na ordem de 2.775 MPa. Além disso, a faixa de tensões variou de 0.000 a 2.467 MPa se distribuíram ao longo do comprimento daquele pilar. Para o pilar de implante distal, concentraram-se tensões da ordem de 0.208 MPa na região de crista óssea, por distal (área 1). Do ponto de vista de distribuição, ao aplicar carga na região de pântico (Fig. 18b), as tensões para o pilar anterior se mostraram equivalentes, conforme anteriormente. Para o pilar de implante distal, este foi requerido ao longo de todo o seu comprimento, na faixa de valores compreendidos entre 0.193 a 0.576 MPa. Ao distalizar totalmente o ponto de aplicação de carga (Fig. 18c), a $\sigma_{\text{máx}}$ para a área mais solicitada foi de 2.265 MPa, localizada na área 1, por distal do pilar de implante distal. Já o pilar anterior concentrou suas tensões na região de crista óssea (área 1), por mesial, da ordem de 0.251 MPa.

Figura 18 – Mapa de tensões para MC1

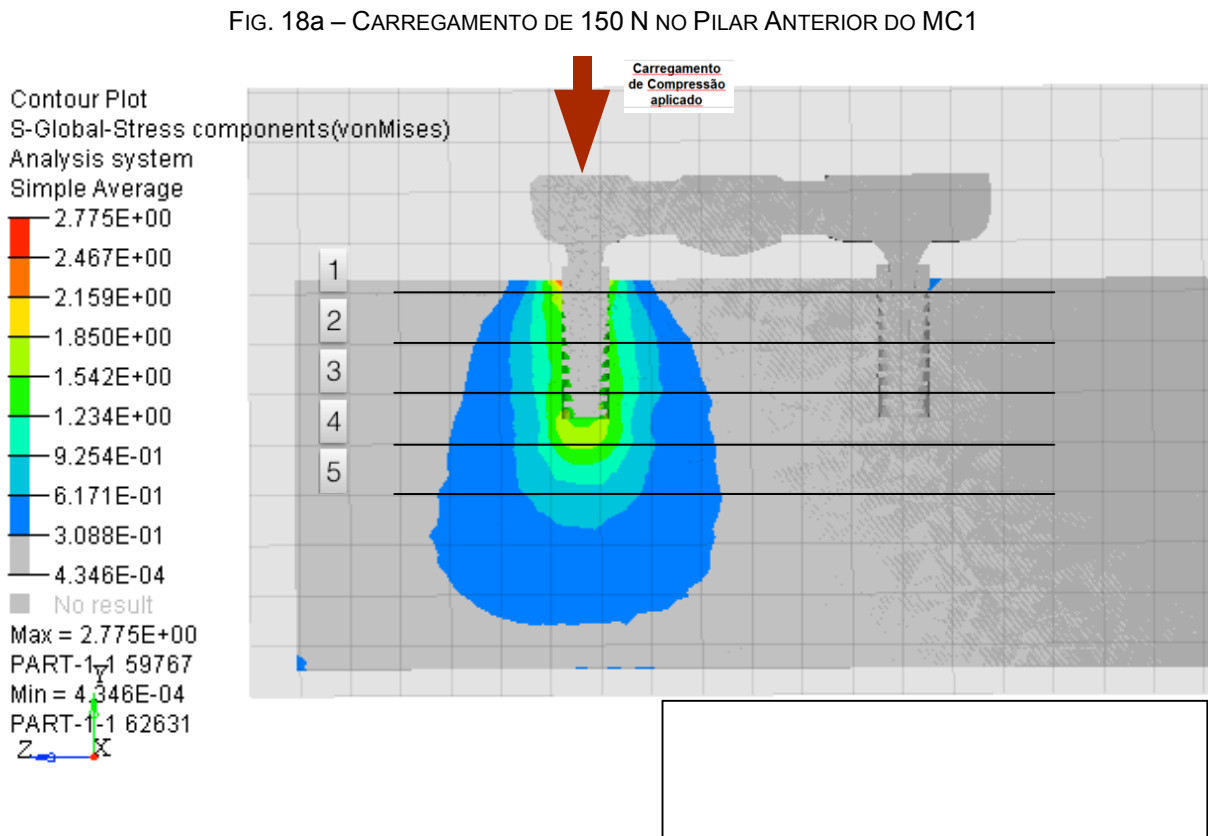


FIG. 18b – CARREGAMENTO DE 150 N NO PILAR INTERMEDIÁRIO DO MC1

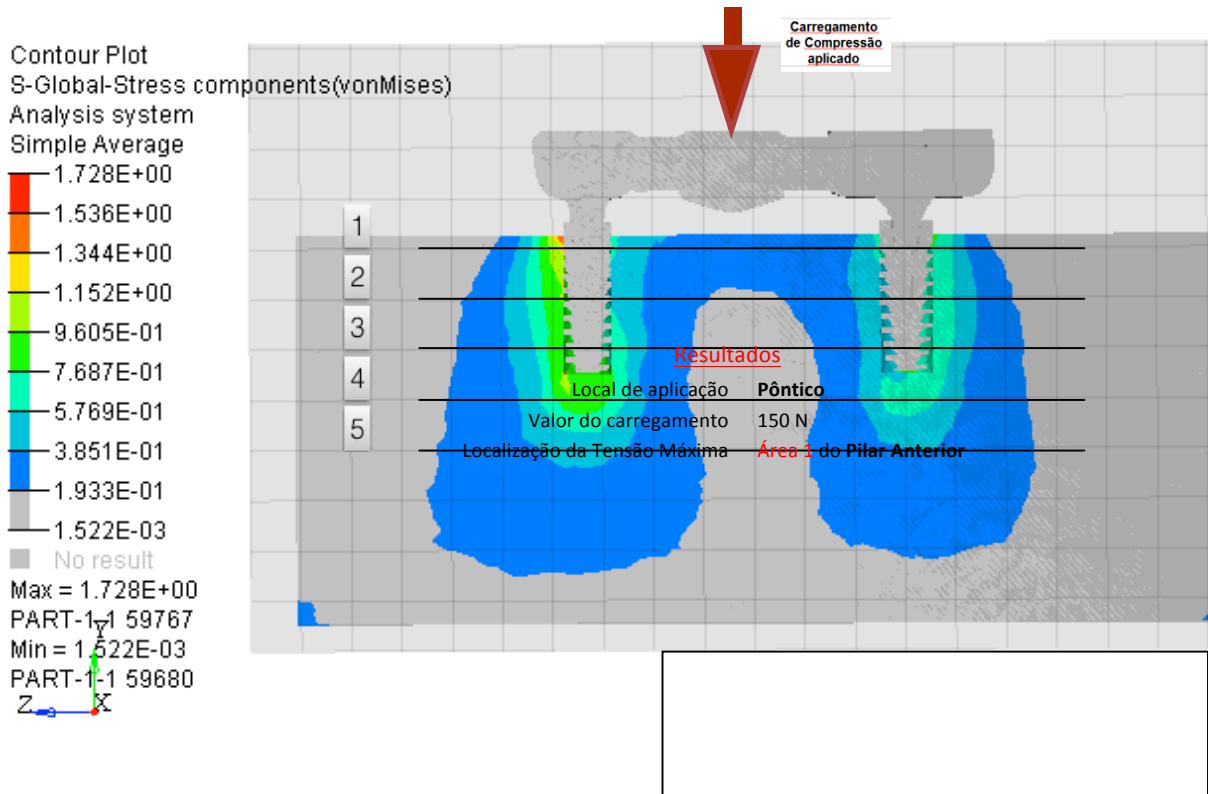
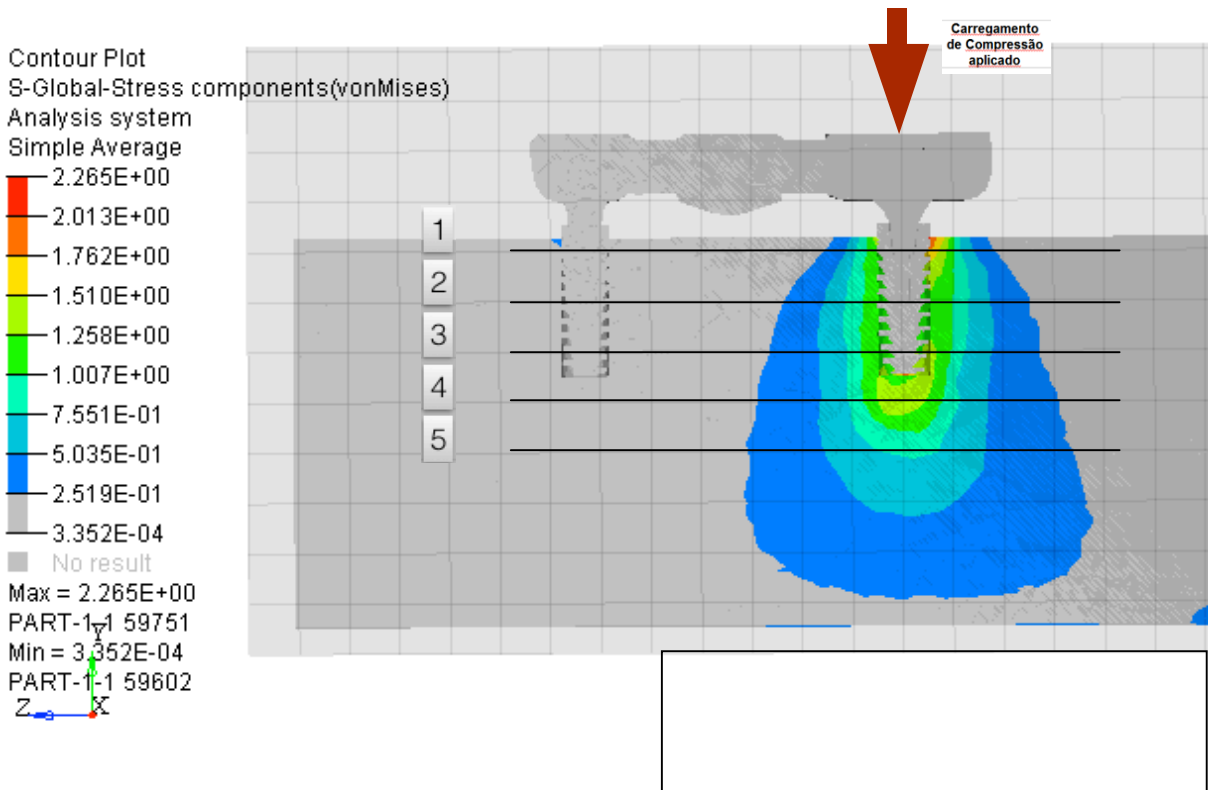


FIG. 18c – CARREGAMENTO DE 150 N NO PILAR POSTERIOR DO MC1



MT2

Iniciando as observações pela posição de carregamento sobre o centro do cantiléver (Fig. 19a), especialmente o pilar de implante central teve sua crista óssea, por mesial da área 1, caracterizada pelo maior valor de $\sigma_{\text{máx}}$ (7.647 MPa). Ao mesmo tempo, o pilar de implante distal foi requerido ao longo de toda a sua extensão, tal como o pilar central, excluindo sua região de crista, onde puderam ser percebidos valores mais baixos de tensão (2.549 MPa) no aspecto distal, em relação ao pilar central. O pilar natural apresentou seu pico máximo de $\sigma_{\text{máx}}$ na região de crista óssea (0.850 MPa), manifestado de forma bastante discreta. Com o carregamento aplicado no pilar anterior (Fig. 19b), a distribuição das tensões se comportou de forma similar à anterior, mas foi beneficiada por menores picos de $\sigma_{\text{máx}}$ (5.603 MPa). Ao carregar o pilar central (Fig. 19c), o pico máximo de $\sigma_{\text{máx}}$ reduziu para 3.017 MPa, localizado, conforme anteriormente, na crista óssea mesial do pilar central. O pilar natural e o pilar distal praticamente nada manifestaram neste momento. Quando da aplicação do carregamento no centro do pilar distal (Fig. 19d), foi possível notar que os maiores valores de tensão concentraram-se na região de crista óssea (área 1) deste pilar, principalmente por distal. Para este pilar, foi possível também perceber uma maior solicitação biomecânica em toda a sua extensão. Além disso, ainda que em menor intensidade, a $\sigma_{\text{máx}}$ para o pilar central continuou manifestando-se na região 1, por mesial, além do seu ápice.

Figura 19 – Mapa de tensões para MT2

FIG. 19a – CARREGAMENTO DE 150 N NO CENTRO DO CANTILÉVER DO MT2

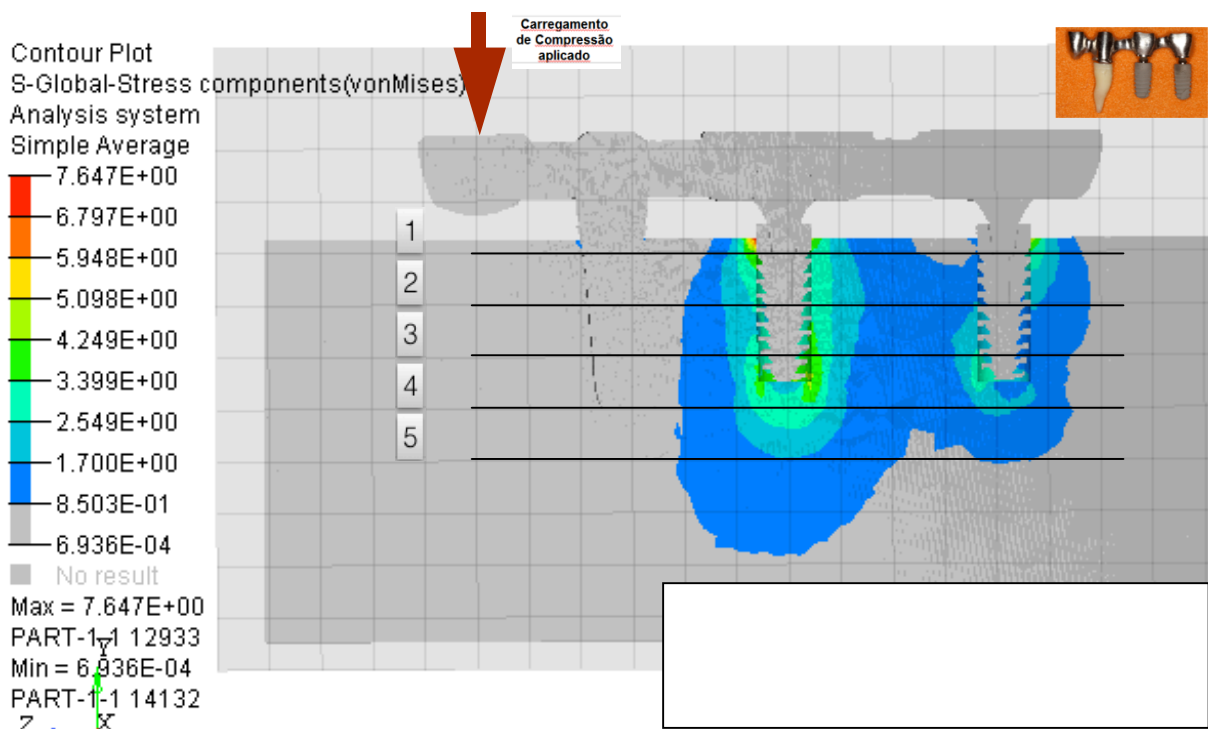


FIG. 19b – CARREGAMENTO DE 150 N NO CENTRO DO PILAR ANTERIOR DO MT2

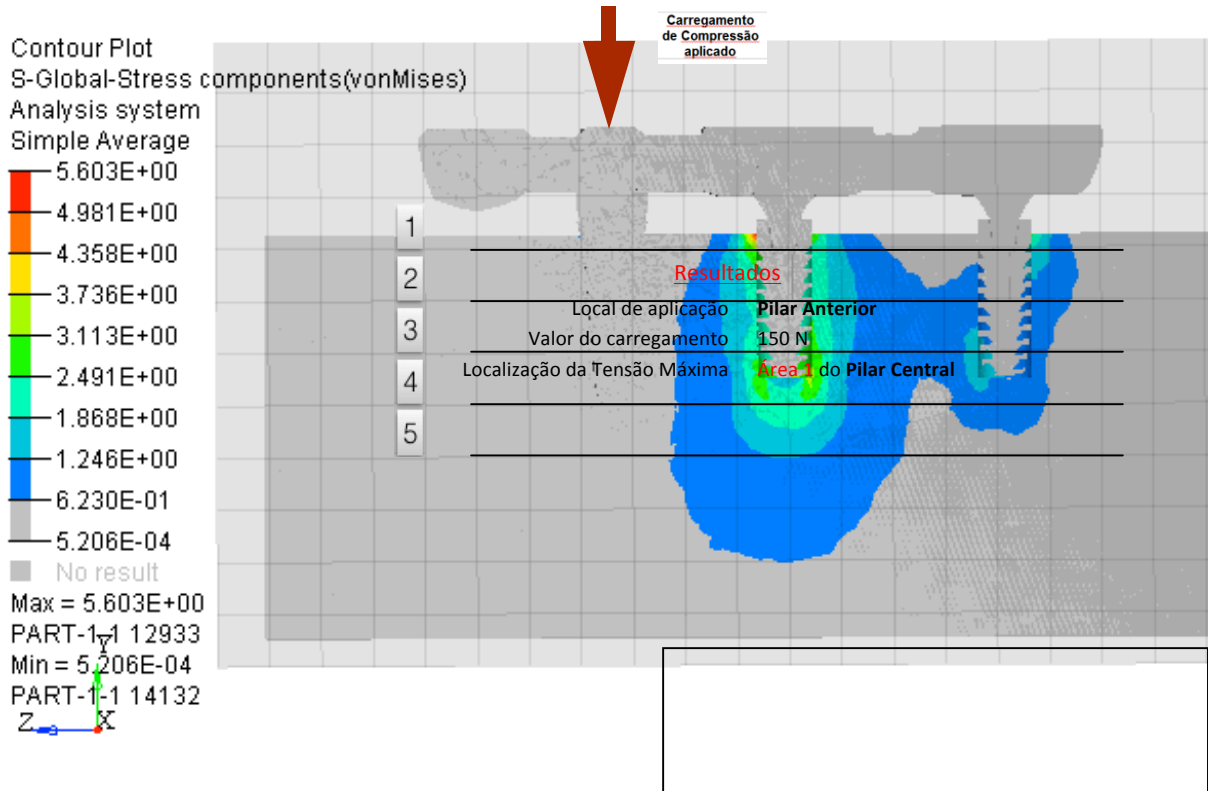


FIG. 19c – CARREGAMENTO DE 150 N NO CENTRO DO PILAR CENTRAL DO MT2

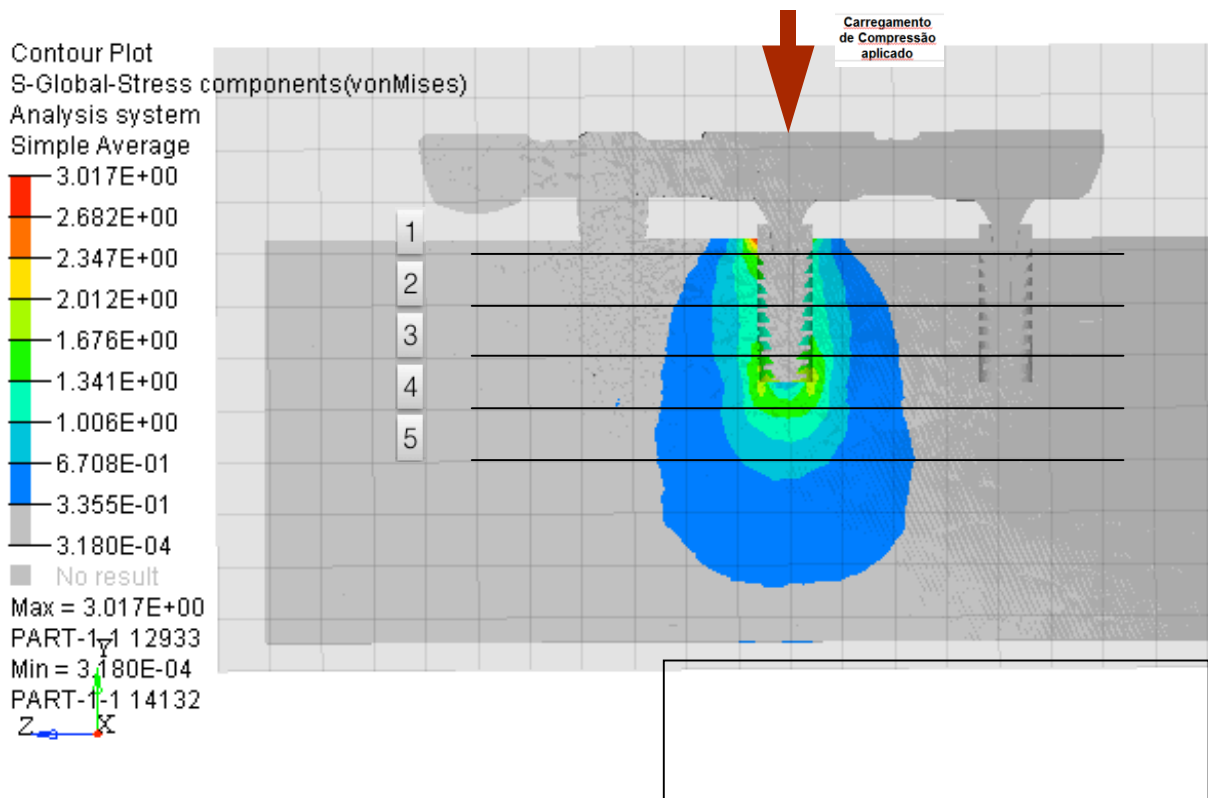
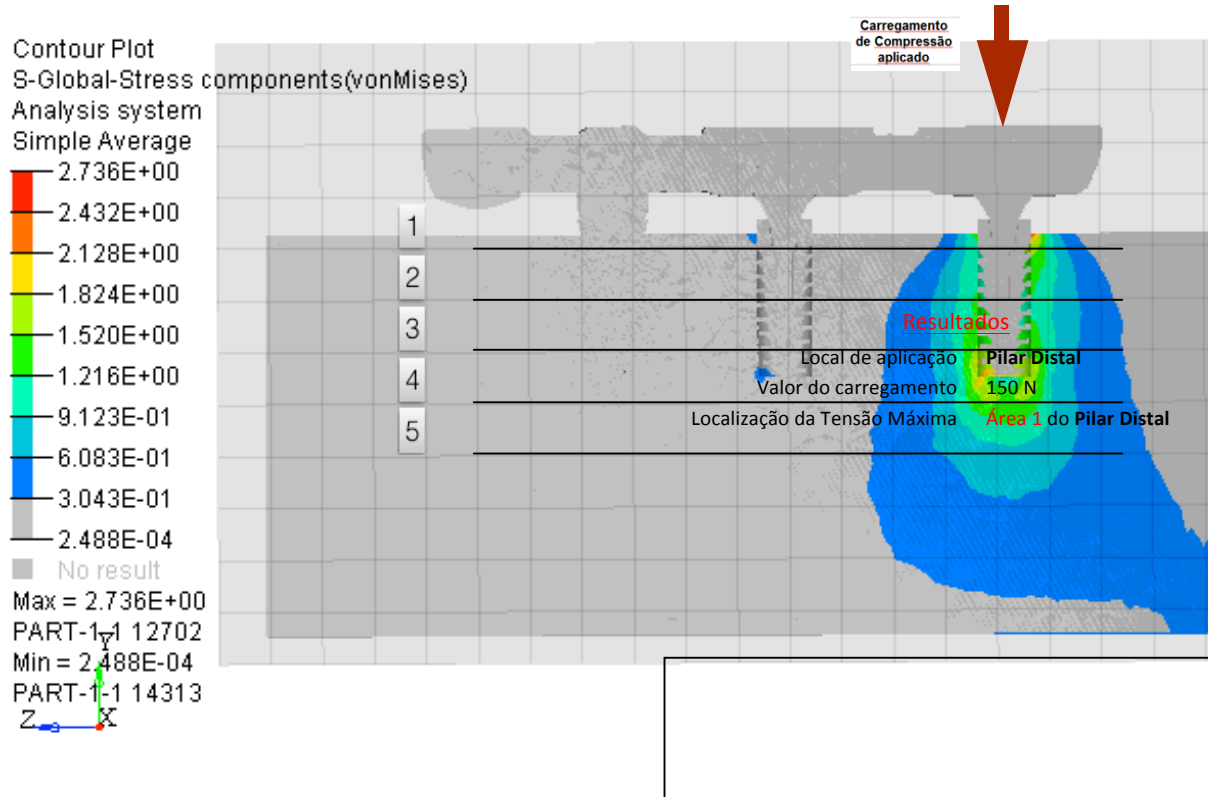


FIG. 19d – CARREGAMENTO DE 150 N NO CENTRO DO PILAR DISTAL DO MT2



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS PROFS. DR. JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016

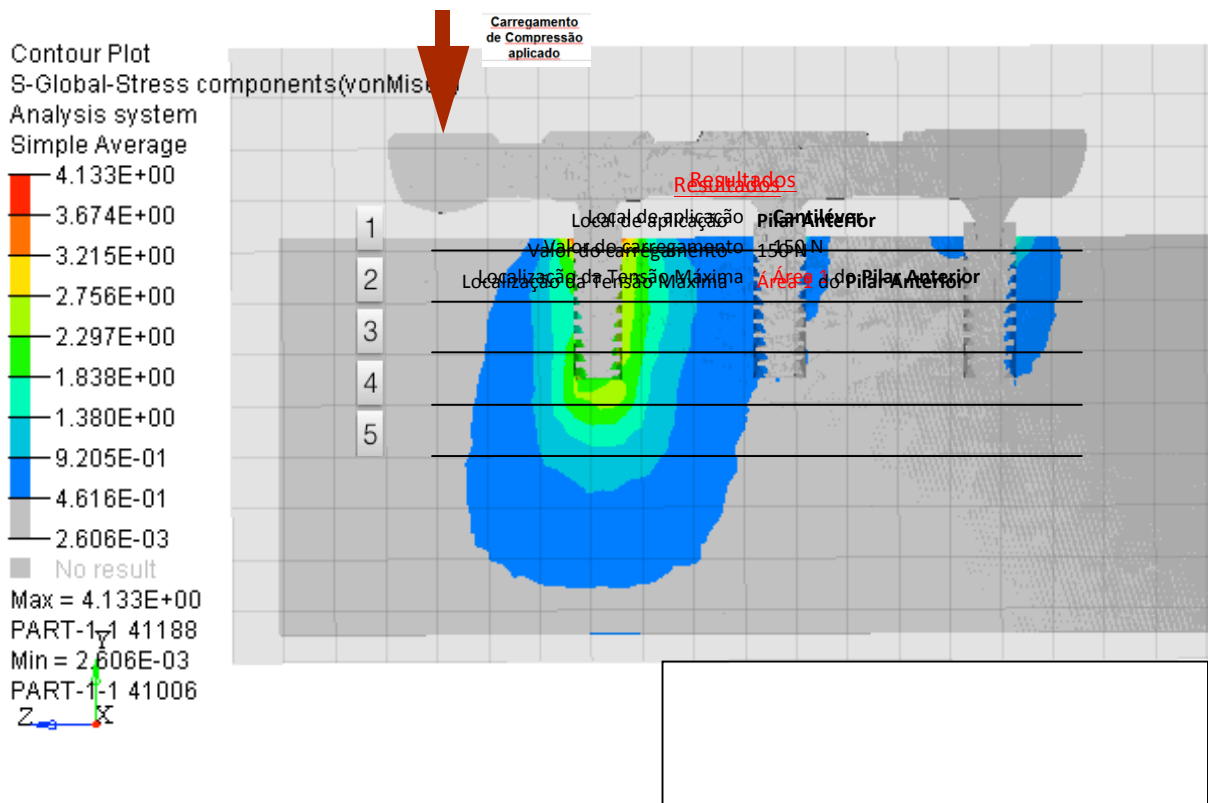
MC2

Mediante aplicação da carga no cantiléver (Fig. 20a), o pilar anterior teve sua crista óssea caracterizada pela $\sigma_{\text{máx}}$ de 4.133 MPa, por mesial. Ao mesmo tempo, o pilar de implante distal foi requerido ao longo de toda a sua extensão, sendo que, por distal, a $\sigma_{\text{máx}}$ foi de 1.380 MPa para este local. Quando da aplicação de carga no pilar de implante anterior (Fig. 20b), a mesma tendência se manteve para o pilar anterior. O pilar distal concentrou seus maiores valores na região 1 e 2, por distal, da ordem de 0.297 MPa. Ao distalizar o carregamento para o pilar de implante central (Fig. 20c), todos os três pilares foram solicitados ao longo dos seus eixos, além da crista óssea (área 1) do pilar anterior e do pilar central, inclusive o ápice deste (áreas 1 e 4, respectivamente), as quais manifestaram os valores mais altos para $\sigma_{\text{máx}}$ da ordem de 0.969 MPa. Por fim, ao concentrar a carga no centro do pilar distal (Fig. 20d), foram requeridas a área

de crista (2.367 MPa), por distal deste, além de todo seu longo eixo (0,000 a 2.104 MPa), e também a área 1 do pilar anterior, por mesial (0.526 MPa).

Figura 20 – Mapa de tensões para MC2

FIG. 20a – CARREGAMENTO DE 150 N NO CENTRO DO CANTILÉVER DO MC2



continua)

FIG. 20b – CARREGAMENTO DE 150 N NO CENTRO DO PILAR ANTERIOR DO MC2

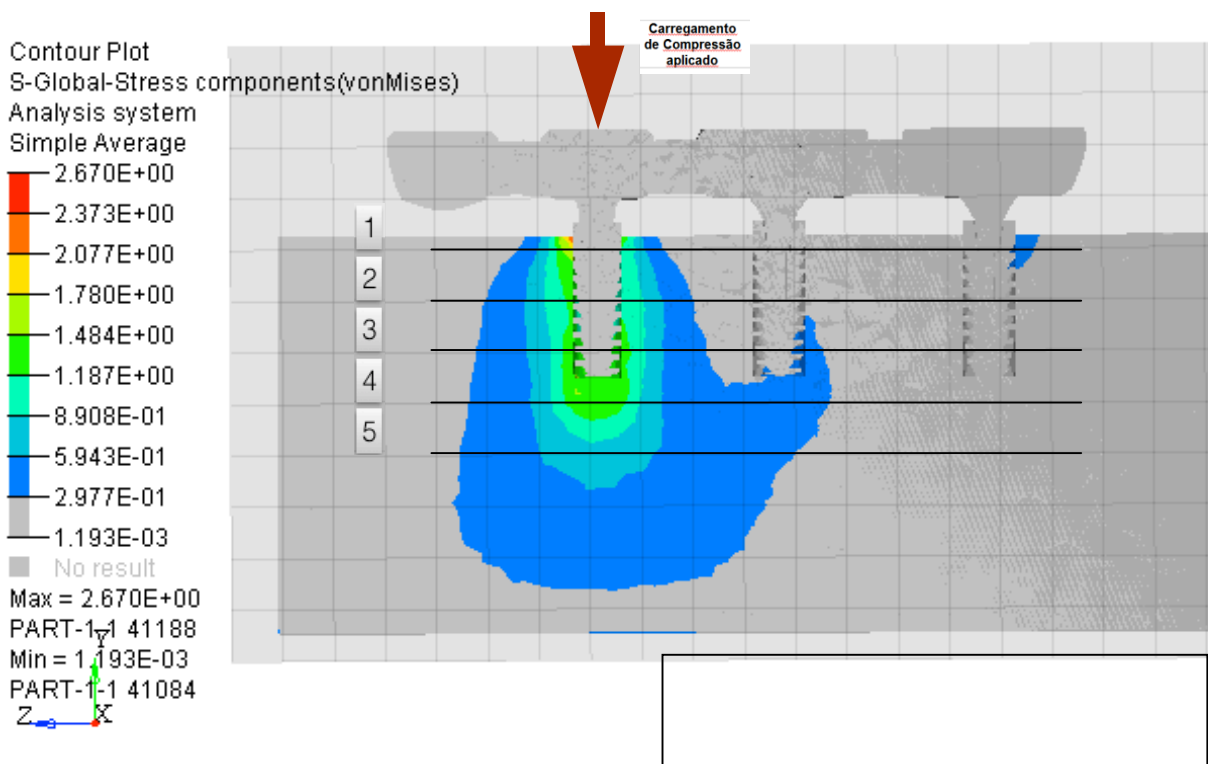


FIG. 20c – CARREGAMENTO DE 150 N NO CENTRO DO PILAR CENTRAL DO MC2

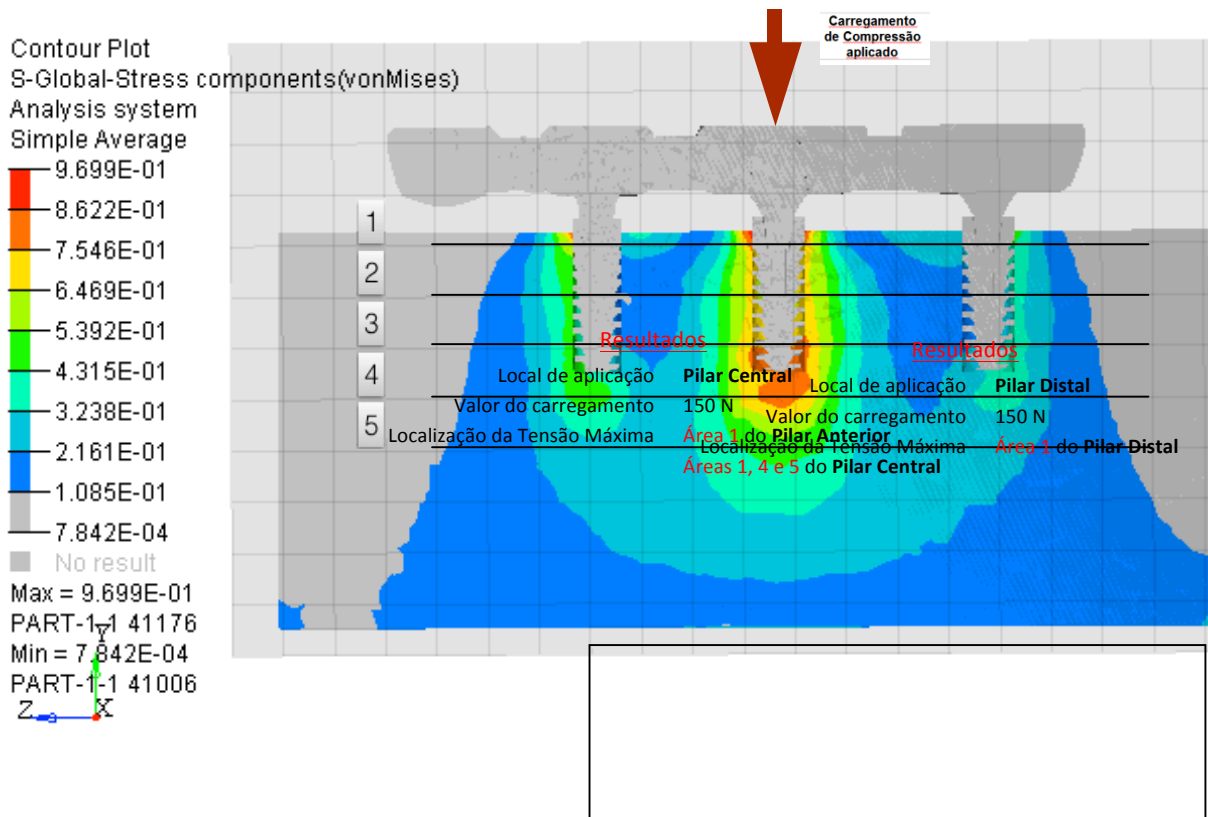
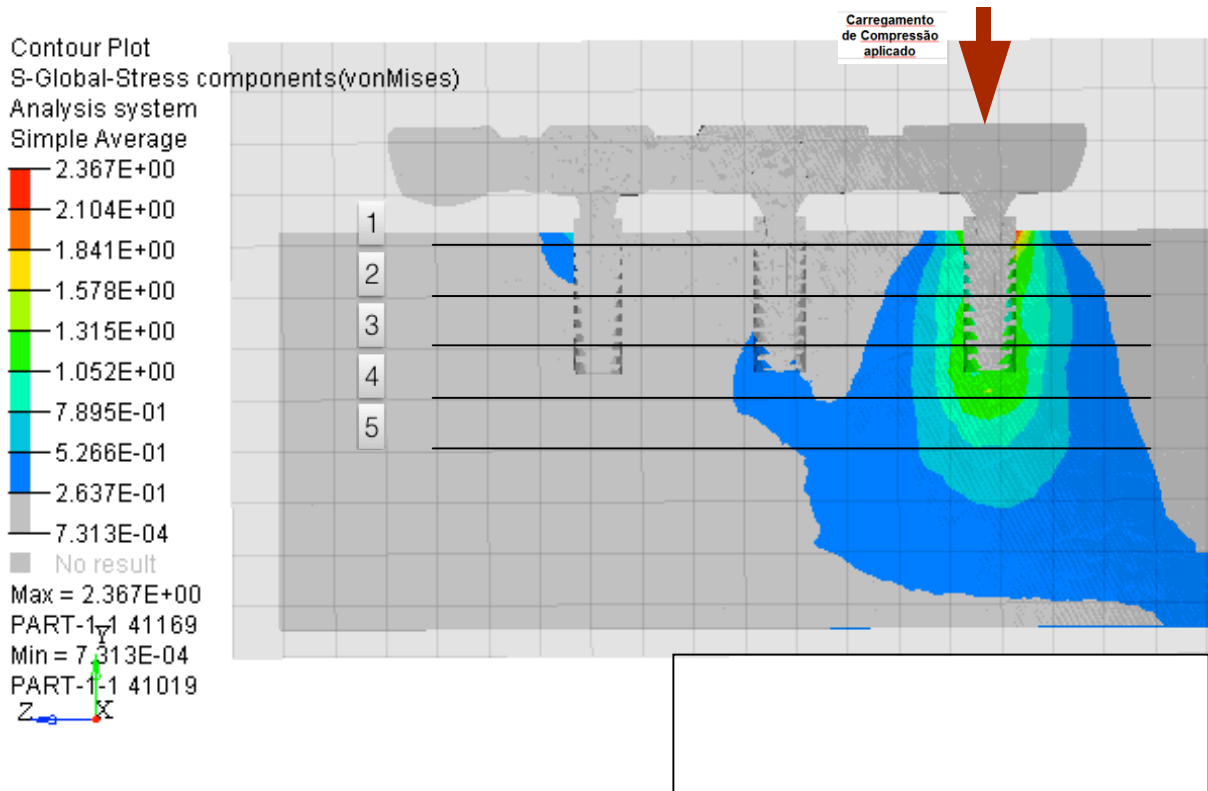


FIG. 20d – CARREGAMENTO DE 150 N NO CENTRO DO PILAR DISTAL DO MC2



5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para fins de análise, as informações obtidas para os 16 modelos de próteses fixas, a partir do Método dos Elementos Finitos (MEF), serão comparadas às análises fotoelásticas previamente conduzidas.

5.1 Método dos Elementos Finitos (MEF)

A partir do MEF, os resultados foram avaliados conforme a Distribuição de Tensão de Von Mises, tanto do ponto de vista numérico, quanto de acordo com a codificação, em cores, em cada uma das posições do carregamento proposto.

5.1.1 ANÁLISE NUMÉRICA DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES

A fim de compreender a influência de dentes naturais na distribuição de tensões ao suporte periodontal, no conjunto de próteses fixas suportadas por dente/implante e implante/implante, os resultados entre modelos teste e modelos controle foram interpretados isoladamente e confrontados entre si (Tabela 4).

Tabela 4 – Tensão máxima ($\sigma_{\text{máx}}$) no suporte alveolar

TABELA 4a - $\sigma_{\text{máx}}$ DE ACORDO COM A POSIÇÃO DE CARREGAMENTO



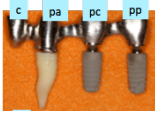
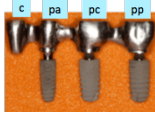
Modelos	Local de aplicação da carga	Tensão (MPa)	
		$\sigma_{\text{máx}}$ encontrada	$\sigma_{\text{máx}}$ na Área 1
	pa	2,757	0,919
	p	1,583	0,704
	pp	2,752	0,612
	pa	2,775	2,775
	p	1,728	1,728
	pp	2,265	2,265
	c	7,647	7,647
	pa	5,603	5,603
	p	3,017	3,017
	pp	2,736	2,736
	c	4,133	4,133
	pa	2,670	2,670
	p	0,969	1,969
	pp	2,367	2,367

TABELA 4b - MAIOR VALOR DA $\sigma_{\text{máx}}$

Modelos	$\sigma_{\text{máx}}$ (MPa) encontrada	Local de aplicação da carga
MT1	2,757	pa
MC1	2,775	pa
MT2	7,647	c
MC2	4,133	c

FONTE: A AUTORA, 2015

5.1.2 QUANTIFICAÇÃO DE TENSÕES MÁXIMAS NOS MODELOS

Ao se confrontar os valores de $\sigma_{\text{máx}}$ para a Área 1 (região de crista óssea) do MT1 com os valores relativos às áreas mais solicitadas, percebe-se que os mesmos sempre se mantiveram mais baixos àqueles valores (0,919 x 2,757; 0,704 x 1,583;

0,612 x 2,752 MPa). Para MC1 e para a condição de PF de quatro elementos (MT2 e MC2), estes valores se mantiveram sempre iguais.

Faixa de 0,919 a 1,532 MPa
1,583 MPa (máx)
Ao associar apenas implantes na configuração da prótese fixa de três elementos (MC1), foi possível notar que o maior valor para $\sigma_{máx}$ localizou-se na região de crista óssea de ambos pilares, independentemente da localização do carregamento.

5.2 Análise de resultados via elementos finitos com resultados experimentais por fotoelasticidade

Os achados relativos às áreas de maior concentração de tensão, e também, sua distribuição, a partir do MEF, foram comparados, qualitativamente, com aqueles achados fotoelásticos, obtidos em ensaio anterior.

A análise fotoelástica foi conduzida a partir da leitura das ordens de franja e também, sua localização e distribuição. As figuras 21, 22, 23 e 24 que se seguem apresentam os resultados, facilitando a comparação.

MT1

Figura 21 – Achados matemáticos e fotoelásticos relativos ao MT1

FIG. 21a – MAPA DE TENSÕES DE MT1 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR ANTERIOR.

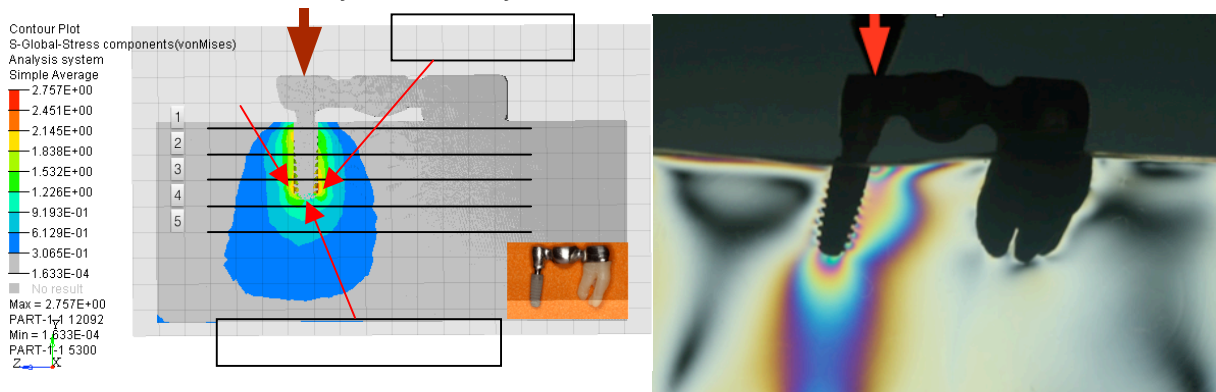


FIG. 21b – MAPA DE TENSÕES DE MT1 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PÔNTICO.

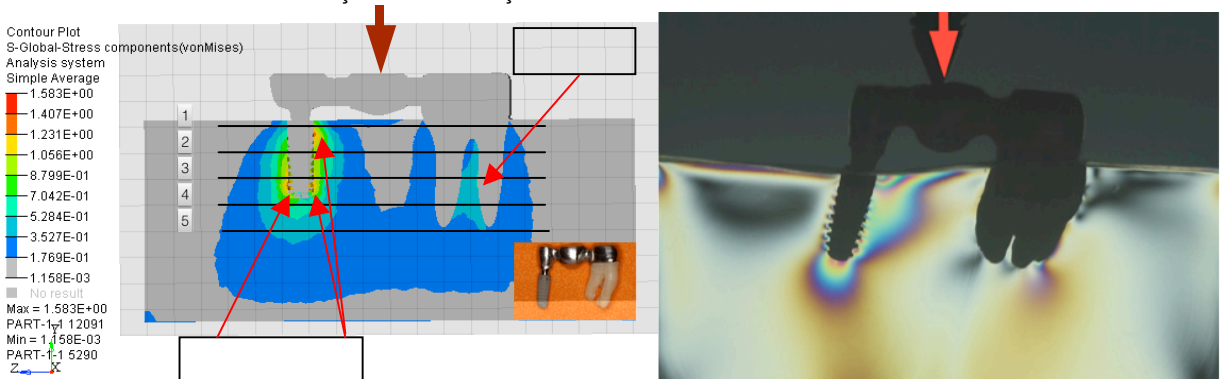
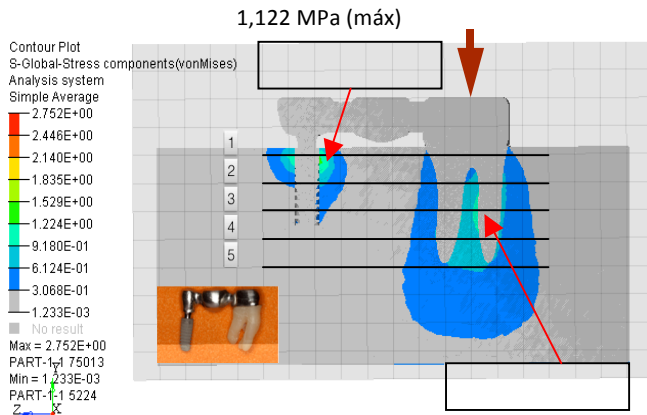
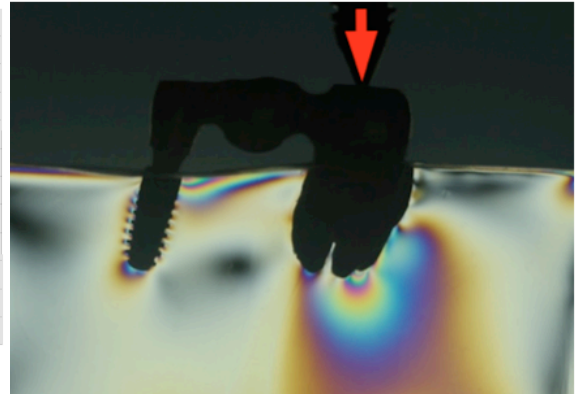


FIG. 21c – MAPA DE TENSÕES DE MT1 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR NATURAL.



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS
PROFS. DR. JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016



FONTE: A AUTORA, 2013

Na condição de aplicação do carregamento no pilar anterior, houve formação de franjas ao longo de toda a superfície do implante e também no seu ápice, sendo que na região de crista óssea distal, houve concentração de tensões, além de maiores valores para esta região, pois podem ser observadas franjas de ordem 4 (Fig. 21a). Já, o pilar natural, este praticamente não foi solicitado nesta circunstância, conforme os achados matemáticos. Ao transferir o carregamento para o centro do pântico (Fig. 21b), as tensões aliviaram no ápice do pilar de implante. O pilar natural passou a ser solicitado, já que houve discreta formação de franjas no seu ápice por distal. No implante, a franja de ordem 2 ($N=2$) desapareceu do seu ápice e aumentou no terço apical, por distal, do pilar natural, o que pode ser visualizado pela coloração esverdeada em formação. A mesma tendência foi notada nos achados matemáticos, na medida em que se formaram imagens relativas a nível de tensões mais altas em relação à condição do carregamento anterior, especialmente na raiz distal do pilar natural. Ao mudar o carregamento para o primeiro molar (Fig. 21c), o implante foi bastante aliviado, já que restou menos concentração das franjas na sua crista óssea distal, além de discreta imagem no seu ápice, caracterizando a franja de ordem 1 ($N=1$). Já, o pilar natural mostrou-se com maior concentração de tensões no terço apical por distal, além da intensidade aumentada, já que a Ordem de Franja máxima formada foi $N=3$, tendência também notada nos achados matemáticos.

MC1

Figura 22 – Achados matemáticos e fotoelásticos relativos ao MC1

FIG. 22a – MAPA DE TENSÕES DE MC1 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR ANTERIOR.

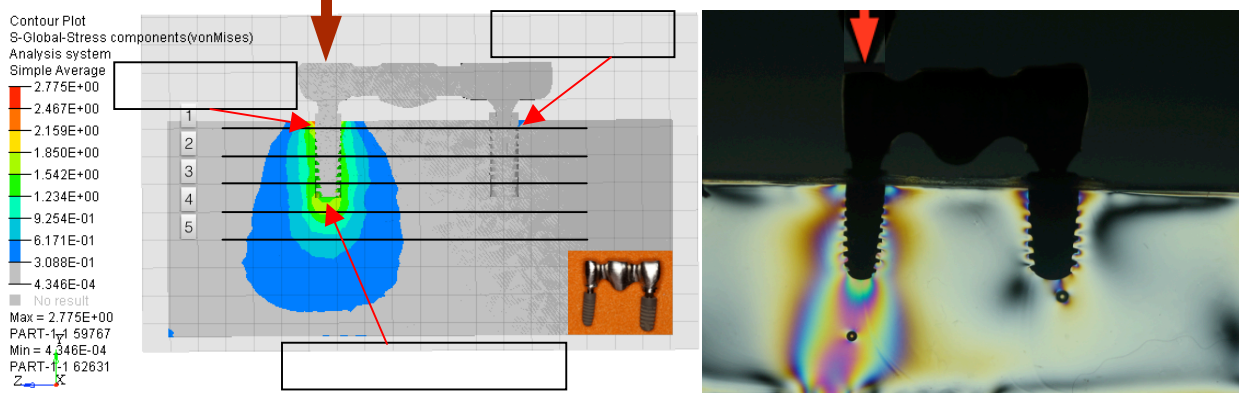


FIG. 22b – MAPA DE TENSÕES DE MC1 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PÔNTICO.

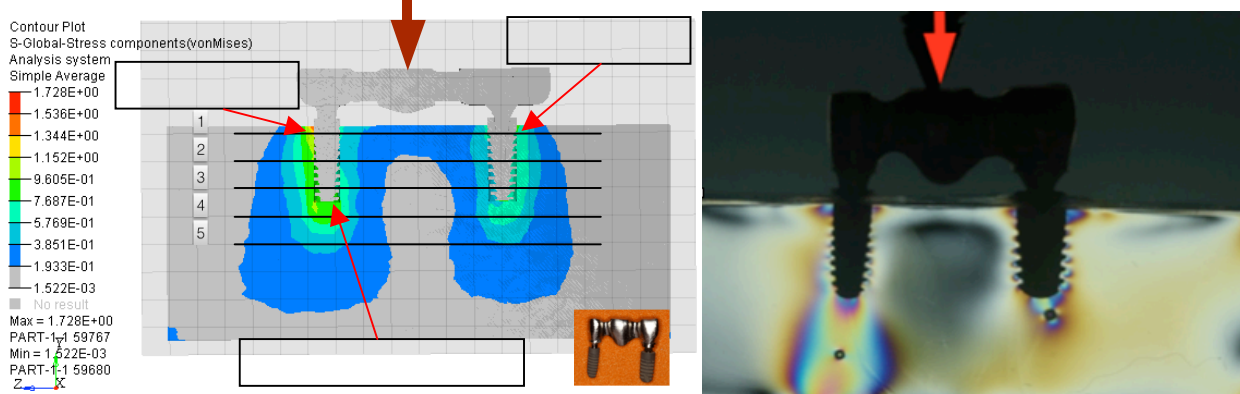
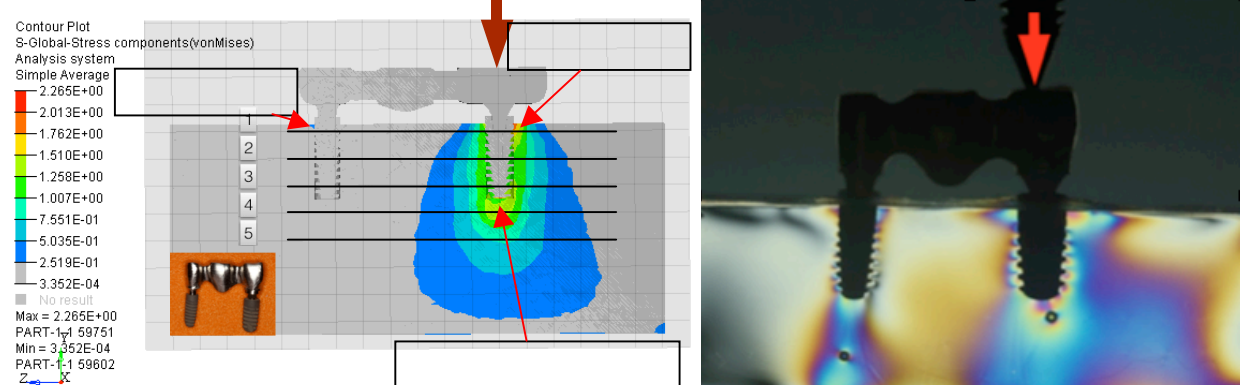


FIG. 22c – MAPA DE TENSÕES DE MC1 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR DE IMPLANTE DISTAL.



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS PROFS. DR. JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016

FONTE: A AUTORA, 2013

Ao concentrar a carga no implante anterior (Fig. 22a), maior concentração e intensidade de tensões foi evidenciada na crista óssea mesial e distal deste pilar, e em seu ápice, onde a coloração rosa esverdeado caracteriza a passagem da franja N=1 para N=2 em ambos os lugares. No pilar distal, formaram-se franjas também na

crista óssea mesial e distal e no seu ápice, porém, com valor $N=1$. Quando a carga foi aplicada no centro do pântico (Fig. 22b), ambos os pilares foram solicitados, tanto na Faixa de 1,70E+01 MPa, quanto no seu ápice, da mesma forma que observado no mapa de tensão dos EF. Ao distalizar o ponto de carregamento para o centro do pilar posterior (Fig. 22c), as tensões se concentraram nas cristas ósseas de ambos os pilares, sendo que na crista óssea distal do pilar posterior pode-se perceber a tonalidade de passagem (vermelho) da Ordem de Franja 1 para $N=2$, caracterizando maiores valores de tensão. Exatamente a mesma observação aplica-se aos achados matemáticos, em relação ao maior valor ($\sigma_{máx}$) e sua localização. Ao distalizar totalmente o ponto de aplicação de carga, novamente se observa franjas isocromáticas de tom avermelhado ($N=3$), indicando sobrecarga na região de crista óssea distal do pilar distal e por mesial do pilar de implante anterior, em semelhança aos achados matemáticos.

MT2

Figura 23 – Achados matemáticos e fotoelásticos relativos ao MT2

FIG. 23a – MAPA DE TENSÕES DE MT2 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO CANTILÉVER.

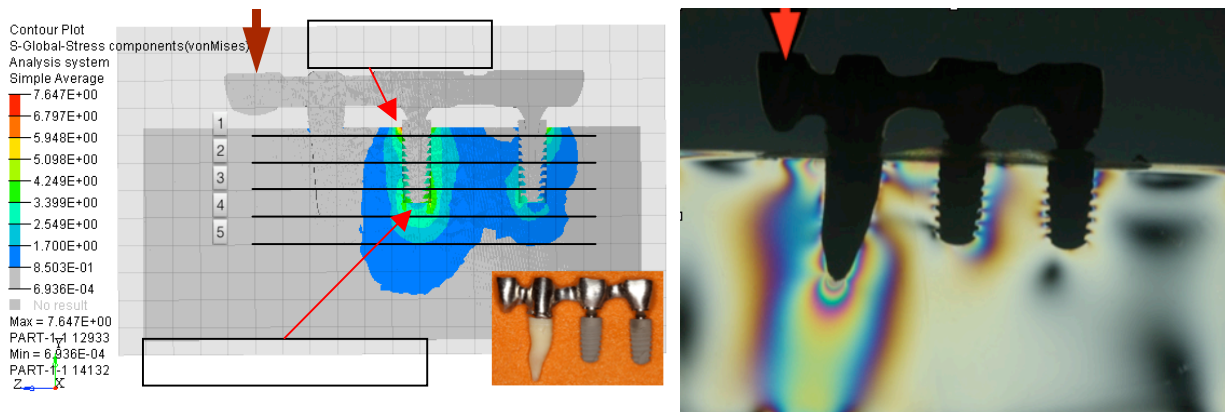


FIG. 23b – MAPA DE TENSÕES DE MT2 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR NATURAL.

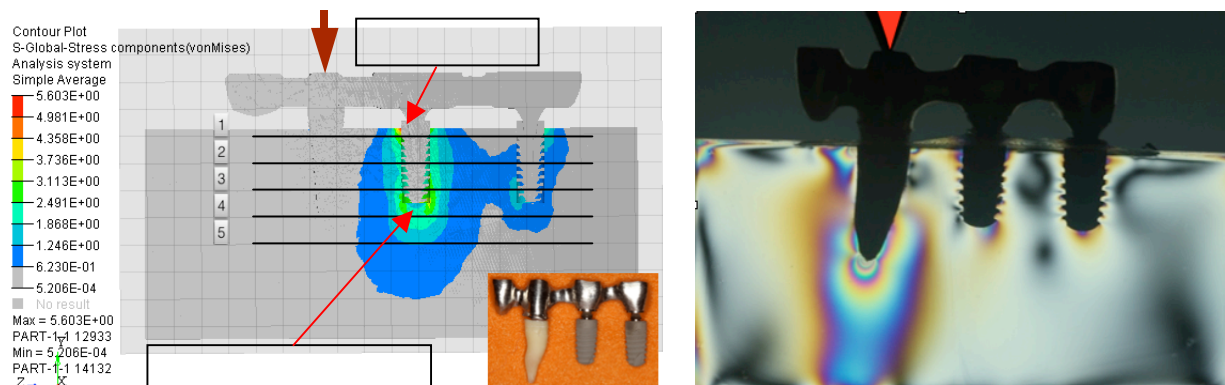


FIG. 23c – MAPA DE TENSÕES DE MT2 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR DE IMPLANTE CENTRAL.

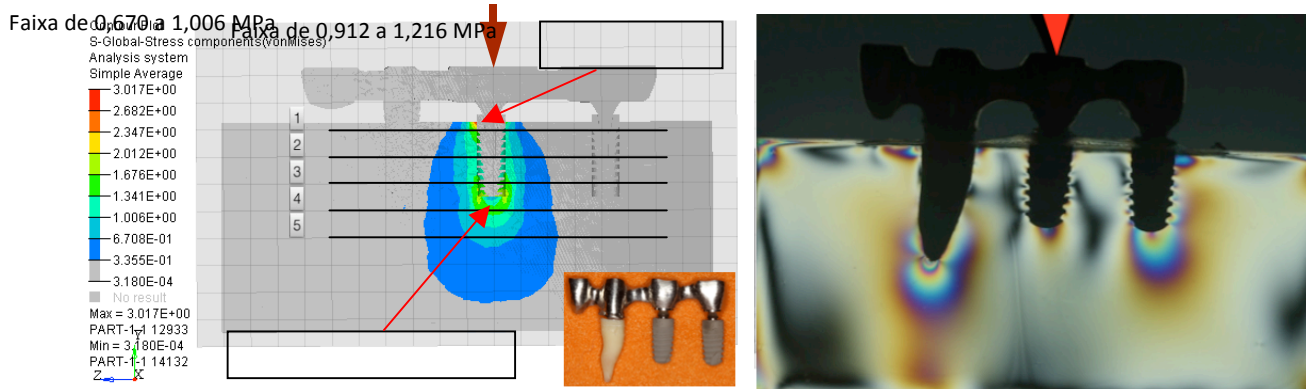
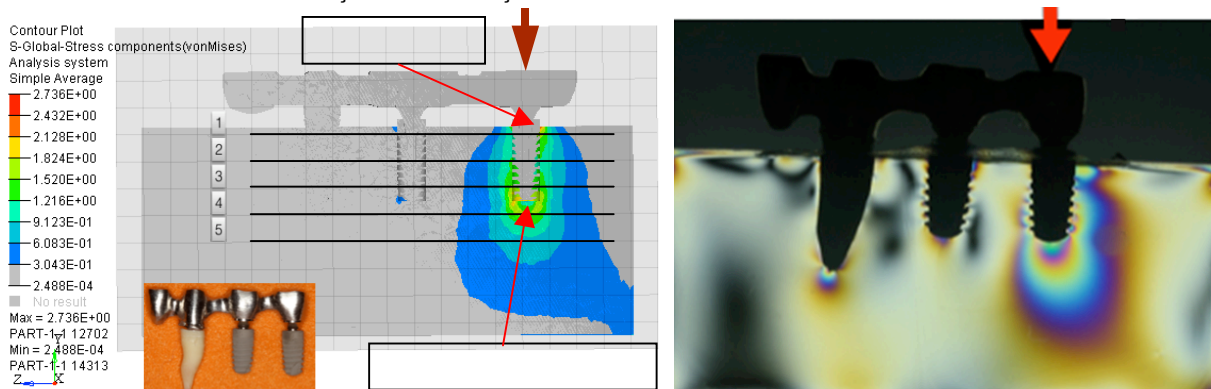


FIG. 23d – MAPA DE TENSÕES DE MT2 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR DISTAL.



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS PROFS. DR. JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016

FONTE: A AUTORA, 2013

Ao carregar o elemento suspenso – cantiléver (Fig. 23a), franjas de ordem 5 ($N=5$) apareceram tanto no ápice do pilar natural quanto na sua crista marginal mesial, áreas consideradas mais tensionadas tanto do ponto de vista qualitativo, quanto quantitativo. Foi possível perceber que, em se tratando do pilar natural, esta distribuição das franjas não se assemelhou ao MEF, excluindo o aspecto mesial da crista óssea deste pilar natural, onde se pode notar que foi o único local de concentração de tensão na análise matemática. Em relação ao pilar central, especialmente para sua crista óssea mesial e na crista distal, formaram-se franjas vermelhas, caracterizando ordens de franja $N=2$. Toda a superfície distal também foi solicitada. Para o pilar de implante distal, houve discreta formação de imagem na região de crista óssea distal. Neste ponto de carregamento, excluindo a condição do pilar natural, houve uma associação entre os dois métodos. Quando o carregamento passou para o pilar natural (Fig. 23b), as tensões praticamente desapareceram da crista óssea dos implantes e começaram a se formar no ápice destes. O pilar natural manteve a mesma distribuição das tensões na região de ápice e de crista óssea mesial, no entanto, menos intensa na crista. Isto não foi

observado para os achados matemáticos, os quais se mantiveram praticamente como na análise anterior. Transportando o carregamento para o pilar central de implante (Fig. 23c), as tensões no pilar natural aliviaram-se tanto na região de crista óssea mesial quanto no ápice, e desapareceram da crista óssea do pilar de implante central, mantendo-se apenas no seu ápice. Já o pilar de implante distal teve o seu ápice mais solicitado, iniciando a passagem da franja de ordem 1 para a $N=2$, e em sua crista distal foi visto franja $N=1$. Ao localizar a carga no ponto central do pilar mais distal (Fig. 23d), a área tensionada deste implante foi seu ápice, onde se formaram franjas de ordem 2 em toda sua porção distal e, inclusive, na região de crista óssea. As franjas da crista marginal mesial do pilar natural diminuíram. O pilar central de implante manteve-se, como antes, livre de tensões nas cristas ósseas, e aliviaram-se as cristas ósseas do pilar natural, onde as franjas desapareceram, restando poucas imagens no seu ápice, de ordem $N=1$. Novamente, os achados relativos ao ensaio experimental divergiram-se daqueles matemáticos.

MC2

Figura 24 – Achados matemáticos e fotoelásticos relativos ao MC2

FIG. 24a – MAPA DE TENSÕES DE MC2 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO CANTILÉVER.

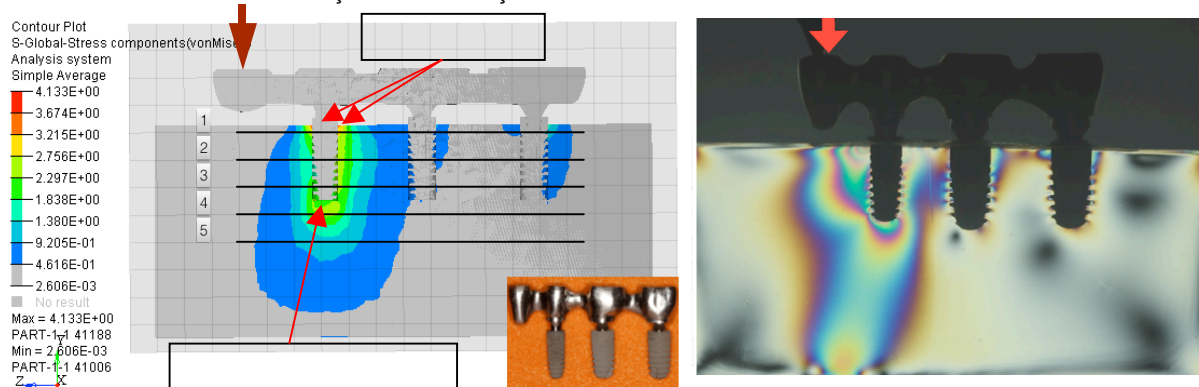


FIG. 24b – MAPA DE TENSÕES DE MC2 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR NATURAL.

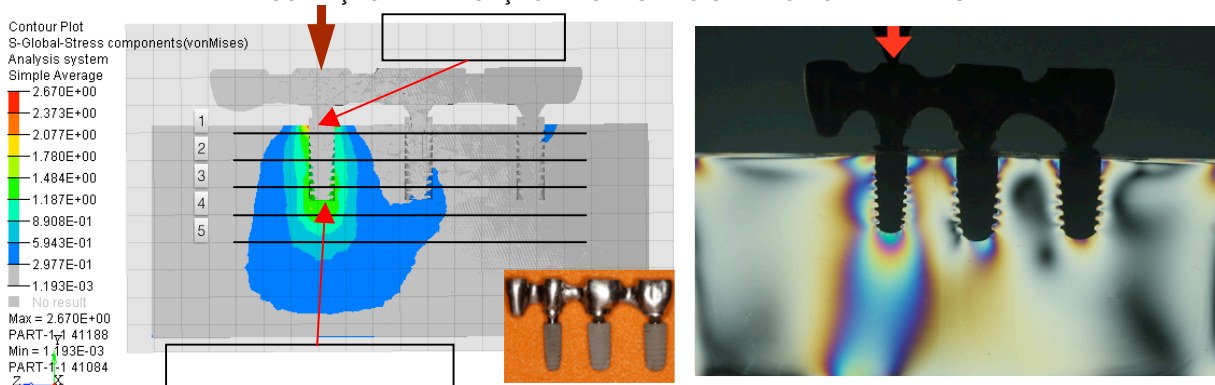


FIG. 24c – MAPA DE TENSÕES DE MC2 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR DE IMPLANTE CENTRAL.

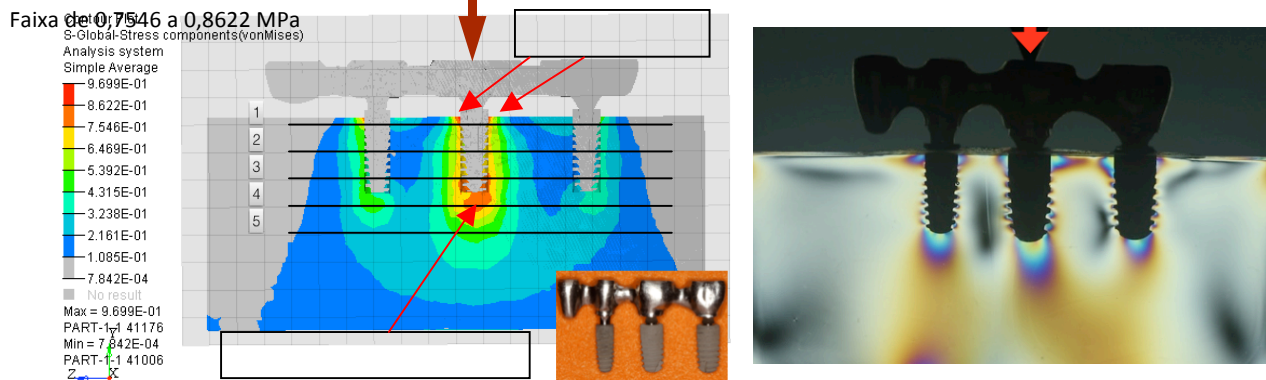
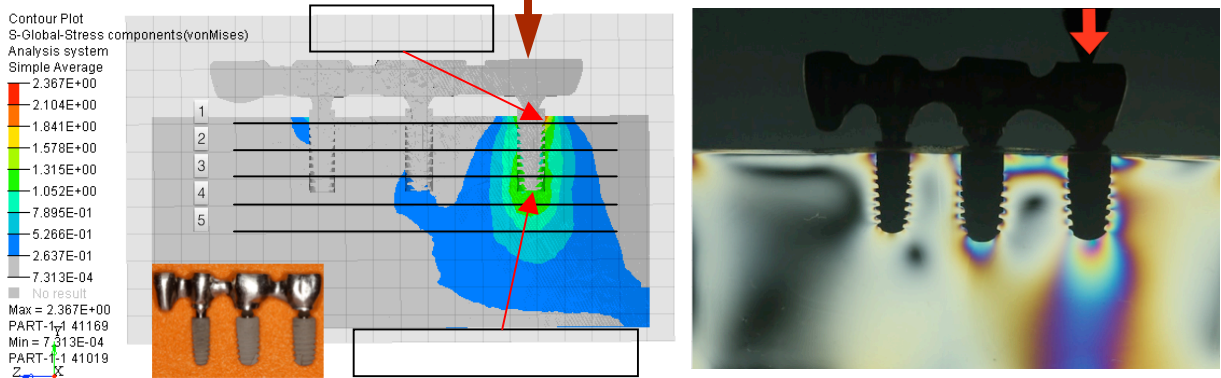


FIG. 24d – MAPA DE TENSÕES DE MC2 CONFRONTADO COM OS RESULTADOS DA FOTOELASTICIDADE, PARA A CONDIÇÃO DE APLICAÇÃO DE CARGA NO CENTRO DO PILAR DISTAL.



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELOS PROFS. DR. JÁNES LANDRE JÚNIOR E ALYSSON VIEIRA, 2016

FONTE: A AUTORA, 2013

O carregamento foi iniciado na porção suspensa (cantiléver) e visualizaram-se franjas de ordem 2 ($N=2$) no ápice e de ordem 5 ($N=5$) na crista marginal mesial do pilar anterior (Fig. 24a). No pilar de implante central, tanto no seu terço coronário quanto no médio, foram visualizadas franjas de ordem 1. Ambas as cristas ósseas do pilar de implante distal também mostraram tensões em formação. Até aqui, percebe-se uma resposta semelhante entre as duas técnicas relativas aos pilares de implante anterior e distal. Para a condição de carregamento sobre o pilar anterior de implante (Fig. 24b), as tensões aliviaram-se por toda porção mesial, mas ainda se manifestaram na região de crista óssea. Pouca alteração foi observada para os dois outros pilares de implante, o que não se assemelhou à análise matemática. Ao carregar o implante central (Fig. 24c), o ápice do pilar anterior foi aliviado, mas manteve franjas $N=1$, além de a mesma imagem ter sido formada em todos os outros ápices. Para as cristas ósseas, as tensões praticamente desapareceram por mesial e distal do pilar anterior e por mesial do pilar central, mas intensificaram por distal deste e por mesial e distal do pilar posterior. O mesmo não foi notado no modelo matemático. Por fim, ao se deslocar o carregamento

para o pilar mais distal (Fig. 24d), todas as franjas do pilar mesial desapareceram, o pilar central manteve-se como antes mas com maior intensidade de franja na crista óssea distal, e o pilar posterior passou a ser mais solicitado, já que seu ápice e ambas as cristas tiveram suas cores aumentadas e intensificadas. Com o carregamento nesta posição, excluindo o mapa de tensões dos EF relativo ao pilar posterior, todas as outras condições divergiram da análise matemática.

O planejamento de próteses suportadas por dentes e implantes apresenta, como principais vantagens, questões relacionadas a fatores econômicos, além de se tratar de uma modalidade de terapia racional em algumas circunstâncias (LIN *et al.*, 2006; MOSTAFA *et al.*, 2015). A presença do pilar natural irá colaborar com maior percepção tátil, sendo esta 8,8 vezes maior em relação aos pilares de implante (Davis *et al.*, 2013).

Dentes em posição desfavorável para suportar uma prótese parcial fixa (PPF), ferulização de dentes com mobilidade, defeitos ósseos que inviabilizem a instalação de implantes em posições favoráveis, limitações financeiras, recusa por parte do paciente em se submeter a cirurgias adicionais para aumentos ósseos (GABBERT *et al.*, 2012) são as principais circunstâncias que recomendam a instalação de próteses suportadas por dentes e implantes.

Por outro lado, esta terapia também apresenta desvantagens biomecânicas, relatadas em inúmeros trabalhos, as quais devem ser consideradas (DALKIZ *et al.*, 2002; LIN *et al.*, 2006; MOSTAFA *et al.*, 2015). Afrouxamento de parafusos protéticos, sobrecarga aos componentes, fratura de componentes das próteses e dos implantes, perda óssea perimplantar, falhas na cimentação e a conseqüente recidiva de lesão cariosa nos pilares naturais são as principais complicações relatadas na literatura (DALKIZ *et al.*, 2002; LIN *et al.*, 2006; GREENSTEIN *et al.*, 2009; DAVIS *et al.*, 2013). Intrusão dental também é uma desvantagem consensual, sendo que esta complicação – presente em 20% dos casos, aproximadamente – até os dias atuais não apresenta uma justificativa (DAVIS *et al.*, 2013).

Com respaldo na literatura pertinente, nota-se que esta modalidade de terapia apresenta divergências (DAVIS *et al.*, 2014). Há quem evidencie benefícios ao se unir dentes a implantes ou ao se unir implantes, exclusivamente (GROSS; LAUFER, 1997; SRINIVASAN; PADMANABHAN, 2005; DAVIS *et al.*, 2014). Já, outros, ao identificar as complicações, contraindicam a técnica (DALKIZ *et al.*, 2002; GREENSTEIN *et al.*, 2009). Há também outros estudiosos, os quais não diagnosticaram diferenças entre unir dentes e implantes ou implantes, exclusivamente (MOSTAFA *et al.*, 2015).

As complicações relacionadas à terapia baseiam-se principalmente na diferença de mobilidade entre dentes e implantes. Ao se levar em conta uma carga de 0,1 N,

um pilar natural sofre um deslocamento de 50 a 200 μ m, às expensas do ligamento periodontal (mobilidade primária) e também às expensas da compressão dos tecidos de suporte (mobilidade secundária), conforme observaram Müllemann e Zander (1954). Já o padrão de movimento dos implantes é restrito exclusivamente à deformação das paredes do alvéolo, semelhante ao segundo estágio da mobilidade dentária (RICHTER, 1989). Sendo assim, ao se conectar um pilar natural a um implante ossoeintegrado, tem-se uma condição de cantiléver (MENICUCCI *et al.*, 2002). As tensões, além de se concentrarem no implante, por consequência, concentram-se na região de crista óssea (WEINBERG; KRUGER, 1994).

Na tentativa de se compensar esta diferença de mobilidade, quando um dente está associado a um implante por meio de uma prótese fixa, há relatos da utilização de conexão não rígida (SRINIVASAN; PADMANABHAN, 2005; LIN *et al.*, 2006; GABBERT *et al.*, 2012). No entanto, sua eficácia não foi cientificamente comprovada, além de ter sido associada à intrusão dental (LIN *et al.*, 2006). A maior parte dos trabalhos investigam a união de dentes a implantes conectados rigidamente (WEINBERG; KRUGER, 1994; DALKIZ *et al.*, 2002; MENICUCCI *et al.*, 2002; SRINIVASAN; PADMANABHAN, 2005).

Por se tratar de uma terapia que se apresenta como uma modalidade indicada a alguns casos, e que ainda não há um consenso por parte da literatura, este trabalho objetivou investigar, a partir do Método dos Elementos Finitos (MEF), a dissipação das tensões ao suporte alveolar para dentes e implantes unidos entre si, por meio de uma prótese fixa, comparando à mesma condição implanto suportada. Lembrando também que a configuração dos implantes apresentou roscas quadradas, conexão cônica e foram restaurados por meio de Plataforma *Switching*.

Em se tratando do planejamento dos modelos analisados, pelo fato do primeiro molar inferior ser o primeiro dente permanente posterior a se irromper na cavidade bucal, sua perda precoce é bastante evidenciada. Desta forma, a análise aqui proposta partiu da construção e investigação de dois modelos de PF (MT1 e MC1) em área mandibular, simulando área edêntula relativa ao dente #36, no caso dos modelos de PF de três elementos. Já os modelos de PF de quatro elementos (MT2 e MC2), sua construção foi pensada a partir de um caso clínico, o qual veio a falhar. Foi aplicada uma carga vertical, pontual e estática, de 150 N, condizente com a força mastigatória na região de primeiro molar. Além disso, a superfície da prótese foi modelada de forma plana, assim como nos modelos físicos, a fim de garantir que as inclinações das vertentes não interferissem nos resultados. Esta combinação culminou com a construção dos 14 modelos ilustrados nas figuras 21 a 24.

Conforme dito anteriormente, para fins de interpretação dos resultados, o longo eixo dos pilares foi dividido didaticamente e classificado em cinco regiões quadrangulares. Atenção especial foi dada neste momento, ao considerar uma menor área para a região 1, nomeada como região de crista óssea. Isto se deve ao fato de que a região mais analisada é a das primeiras roscas dos implantes, tanto do ponto de vista biológico, quanto do ponto de vista mecânico. Por consequência, aqueles primeiros milímetros de tecido ósseo se tornam fundamentais para colaborar com a homeostasia promovida pelos tecidos perimplantares.

Levando-se em conta os modelos de prótese fixa de três elementos, quando a carga foi aplicada no pilar anterior, o maior valor da tensão principal máxima observada no MT1 (Fig. 22a, fl. 61), ainda que praticamente idêntica em relação ao MC1 (Fig. 23a, fl. 62), não se mostrou localizado em área crítica (região de crista óssea). Já no caso da mesma configuração de PF suportada exclusivamente por implantes (Fig. 25, fls. 59/60), este ponto de maior pico de tensão se concentrou exatamente na região de crista óssea (Área 1). Ao localizar o carregamento na região de pântico, ambos os pilares de MC1 apresentaram os maiores valores de $\sigma_{\text{máx}}$ também localizados na região de crista. Diferentemente, para o pilar de implante do MT1, os maiores valores de $\sigma_{\text{máx}}$ foram registrados na região logo abaixo da crista, classificada como terço cervical (Área 2), e em toda extensão da raiz distal do pilar natural, excluindo a região de crista. No MC1, esta tendência também se manteve ao distalizar o ponto de aplicação de carga, ao se perceber um pico de tensão no aspecto distal da área 1 do pilar distal, sendo que, para MT1, estes picos de tensão se localizaram nas áreas mais profundas da raiz do pilar natural e também da área 2 do pilar anterior. Diante do exposto e trazendo estas observações para o cenário clínico, pode-se dizer que unir dois implantes entre si demandou maior esforço da região de crista óssea perimplantar, o que não se observou na mesma configuração de PF dente/implante. Estes fatos justificam o processo de reabsorção óssea no aspecto cervical de implantes esplintados e atestam os benefícios de se unir um dente a um implante.

Mas, de acordo com Greenstein *et al.* (2009), devido à diferença de mobilidade entre dentes e implantes, quando estes distintos pilares encontram-se unidos por meio de uma prótese fixa, há um aumento no movimento de flexão sobre o implante. Esta condição, por sua vez, dita a favor do planejamento de prótese implanto suportada, em vez de se unir dentes a implantes, segundo recomendaram aqueles autores. Por outro lado, Lin *et al.* (2008), ao levarem em conta a área de inserção periodontal de próteses fixas suportadas por dentes e implantes, encontraram menores valores de tensão

na região de crista óssea perimplantar para a condição de maior área de ligamento periodontal, comparada ao modelo com suporte periodontal reduzido.

Além do exposto do ponto de vista numérico, vale lembrar que, aos resultados encontrados nesta pesquisa, soma-se a necessidade de um planejamento criterioso e que considere uma oclusão mutuamente protegida, pilares naturais saudáveis e qualidade de higienização oral. Estes pontos devem ser observados de forma criteriosa quando dentes e implantes estiverem unidos, a fim de reduzir o efeito cantiléver, conforme lembraram Dalkiz *et al.* (2002), Lin *et al.* (2006) e Davis *et al.* (2014). A favor da filosofia de oclusão favorável e, por conseguinte, de modo a minimizar a sobrecarga sobre os pilares da PF, os resultados visualizados no mapa de tensões do MT1 foram positivos. Sugeriram que, na medida em que o carregamento vai sendo distalizado, as tensões se mostram aliviadas para a região de crista óssea, além de apresentarem uma melhor distribuição. O mesmo não foi observado na configuração implante/implante (MC1), onde foi possível notar que houve uma tendência em sobrecarregar cada pilar, em correspondência à localização do carregamento, se anterior ou posterior, além de, inclusive, incrementar os valores das tensões na região da crista óssea.

Em se tratando novamente do modelo de PF de três elementos, ao se confrontar os valores da $\sigma_{\text{máx}}$ para a Área 1 do MT1 (Tabela 4a) foi possível notar que, em qualquer ponto do carregamento, em nenhum momento estes valores superaram àqueles relativos às áreas mais solicitadas. Já, para a mesma configuração de PF suportada exclusivamente por implantes (MC1), estes valores se equivaleram. Significa, portanto, dizer que, para implantes esplintados, as tensões máximas se manifestaram na região de crista óssea, ao passo que na configuração dente/implante, estas tensões mais elevadas se localizaram logo abaixo da região de crista óssea. Pode-se explicar o fato lembrando que, toda vez que se restringe um movimento, gera-se tensão. A presença de pilares naturais, ao contrario de implantes osseointegrados, permite um certo grau de movimento, às expensas do espaço relativo ao ligamento periodontal. Sendo assim, a concentração de tensão torna-se minimizada quando comparada à condição de um suporte totalmente rígido, caso das PF suportadas exclusivamente por implantes.

Importante se faz saber que somente para casos unitários existem análises relativas à configuração dos implantes aqui proposta e, quando se trata da união de dentes e implantes, tem sido encontradas apenas variações no número de peças protéticas, nos tipos de conectores da prótese fixa, na área de inserção periodontal e também no número de dentes esplintados (SRINIVASAN; PADMANABHAN, 2005; LIN *et al.*, 2008).

A opção pelo sistema de retenção tipo Cone Morse se deveu à alta estabilidade biomecânica da conexão cônica (MAEDA; SOGO, 2006). Em se tratando do conceito de Plataforma *Switching*, o favorecimento da homeostasia dos tecidos moles por meio desta filosofia já está bem documentado, a partir da literatura pertinente. Além disso, nos últimos anos, vem sendo analisada a possível contribuição mecânica deste modelo de plataforma, na preservação da crista óssea alveolar. Os resultados têm apontado para menores valores de tensão na região perimplantar, quando comparados a implantes restaurados convencionalmente (BAGGI *et al.* 2008; FERRAZ *et al.*, 2012). A presença da Plataforma *Switching* reduziu os valores das tensões ao osso cortical, conforme observaram Ferraz *et al.* (2012). Outra justificativa para preservação da crista óssea é o fato da interseção pilar/implante, onde as tensões também se localizam, estar à distância da crista óssea (BAGGI *et al.*, 2008). Quanto ao desenho das roscas, a forma quadrada é o desenho que se mostrou mais efetivo. Do ponto de vista da resistência ao toque reverso e porcentagem de contato osso-implante, segundo Steigenga *et al.* (2004), as roscas quadradas foram mais favoráveis, quando comparadas às formas “V” e transversal reversa. No entanto, vale lembrar que todos estes achados se referem a implantes unitários.

Todos os estudos aqui considerados investigaram a união de dentes a implantes, avaliando implantes restaurados convencionalmente (DALKIZ *et al.*, 2002; MENICUCCI *et al.*, 2002; SRINIVASAN; PADMANABHAN 2005, LIN *et al.*, 2008; MOSTAFA *et al.*, 2015), diversamente do que foi analisado neste estudo.

Esta pesquisa, portanto, se justifica pelo fato de haver evidências claras de que o planejamento protético é fundamental para o prognóstico favorável da técnica (LIN *et al.*, 2006; DAVIS *et al.*, 2014). O próprio fato de ainda não se dispor de um protocolo bem estabelecido para se unir dentes a implantes valida a atual investigação sobre a provável contribuição da configuração dos implantes, quando unidos a pilares naturais, na distribuição das tensões ao suporte periodontal.

Rossi *et al.* (2014) lembraram, inclusive, que a compreensão da distribuição das tensões ao suporte alveolar, a partir das cargas oclusais e desenhos das próteses implanto suportadas, é fundamental para amenizar possíveis danos àquelas estruturas. Novamente, conhecendo que a configuração dos implantes interfere na dissipação das tensões ao suporte alveolar, pode-se inferir, a partir das observações até agora apresentadas, que pilares naturais associados a implantes, no lugar de implantes unidos entre si, poderão também colaborar com a dissipação favorecida das tensões para a região de crista óssea.

Necessário se faz saber que a proposta de análise do modelo, conforme MT2, foi em função de um caso clínico reabilitado desta forma, o qual falhou. A opção por unir dois implantes a um pilar natural foi feita devido à impossibilidade de instalação de implante na área edêntula correspondente ao primeiro pré-molar inferior do lado esquerdo. Para o desenho de PF de quatro elementos aqui proposto, quando a carga foi aplicada no centro do cantiléver e no pilar anterior, este pilar mostrou-se mais solicitado na condição de MC2 (Fig. 24a). Foi possível notar, neste caso, que o pilar natural manifestou condição mais favorável que o pilar de implante correspondente, o que colabora diretamente com a preservação da altura do tecido ósseo de dente/implante esplintados. Novamente, ao se observar a distribuição das tensões para a condição de PF de quatro elementos implante suportada (MC2) (Fig. 24), esta se manifestou conforme observações de Weinberg e Kruger (1994). Os autores notaram que, na condição de elementos verticais e meio de suporte rígidos, uma força aplicada resultará em máxima concentração de tensão do lado do carregamento, e mínima distribuição aos outros componentes do sistema.

Outro aspecto importante a se ponderar sobre o modelo MT2 de PF de quatro elementos, levando-se em conta a condição de carregamento no cantiléver, e no pilar anterior, foi a divergência notada nos resultados da análise matemática, conforme relatado anteriormente. Este aspecto pode estar relacionado a algum fator relacionado com a malha dos EF, visto ser mais plausível uma resposta semelhante ao mapa fotoelástico. Ou seja, as tensões se concentrarem em conformidade com o ponto de aplicação da carga.

Novamente, ao se confrontar os resultados entre os modelos MC2 e MT2, diferenças notórias puderam ser percebidas, tanto no aspecto relacionado aos valores das tensões, quanto à distribuição das mesmas. Conforme a Tabela 4, os valores de $\sigma_{\text{máx}}$ mostraram-se mais elevados quando havia dente natural compreendido no arranjo protético, comparados aos modelos com apenas pilares de implante. No entanto, para a distribuição das tensões, foi possível notar que o pilar natural (Fig. 23a) apresentou-se menos requerido em relação ao seu homólogo de implante (Fig. 24a). Este fato pode ser positivo quando se fala em intrusão dental para dentes e implantes esplintados. Na condição de carregamento no pilar central e na presença do pilar natural (Fig. 23c), foi possível notar também que tanto o pilar natural quanto o distal praticamente se mantiveram isentos das tensões, sendo o pico máximo de $\sigma_{\text{máx}}$ na faixa de 3,017 MPa. Por outro lado, ao se considerar só pilares de implante (Fig. 24c), estes dois pilares, além do central, foram sobrecarregados na condição de carregamento da aplicação

de carga no ponto mais distal. Levando em conta o carregamento no pilar mais distal, enquanto para MC2 a crista do pilar mais anterior foi também requerida, este mesmo pilar foi claramente menos solicitado no MT2. Sendo assim, pode-se afirmar que, em se tratando da distribuição analisada, a presença de um pilar natural, associado a implantes esplintados por meio de prótese, favoreceu de forma significativa a distribuição das tensões e, conseqüentemente, a preservação da crista óssea perimplantar.

O MEF, método de análise de tensões e deformações já analisado ao longo deste trabalho, é conhecido também por ser uma ferramenta complementar na análise biomecânica (LIN *et al.*, 2008). Por este motivo, o presente estudo também comparou os achados matemáticos com aqueles fotoelásticos, relativos ao ensaio experimental realizado em pesquisa prévia. O objetivo final foi, inclusive, a validação do modelo matemático, a fim de atestá-lo como método confiável na investigação da proposta restauradora aqui apresentada, uma vez que algumas inferências necessárias às investigações pelo MEF podem culminar com incongruência nos achados. Conforme observado pela literatura pertinente, suposições sobre os elementos em análise acabam por gerar análises impróprias a ponto de embasar extrapolações de resultados para um cenário clínico. Desta forma, a proposta foi confrontar os resultados do MEF com os fotoelásticos e clínicos, relacionados ao ensaio experimental dos protótipos que embasaram a construção dos modelos matemáticos.

A análise fotoelástica foi conduzida a partir da leitura das ordens de franja e examinou, também, a localização e distribuição das mesmas. Cada franja colorida (isocromática) corresponde a distintos graus de birrefringência, os quais, por sua vez, estão associados a diferentes gradientes de tensão. Pode-se dizer, portanto, que cada franja está associada a um número de ordem que, por sua vez, está relacionado a um determinado nível de tensão. Cores mais próximas dos tons vermelhos relacionam-se com áreas mais solicitadas do ponto de vista mecânico, e aquelas mais próximas da faixa de transição branca/preta correspondem a níveis mais baixos de tensão. Sendo assim, uma uniformidade de cor se traduz em homogeneidade de tensão. Outro indicador é o espaçamento entre as franjas. Se este espaçamento é pequeno, um alto índice de tensão está presente.

Ao confrontar os resultados de ambas as técnicas, foi encontrada semelhança na distribuição de tensão entre o MEF e ensaio experimental para os modelos de PF de três elementos (figuras 21 e 22). Já para os modelos de PF de quatro elementos, diferenças notórias puderam ser notadas (figuras 23 e 24). Estas divergências podem estar associadas especialmente com o maior número de estrutura dos modelos relativos

às PF de quatro elementos, visto que a geometria das próteses fixas foram obtidas a partir de desenhos manuais.

Também por entender que diferenças nas propriedades dos materiais podem influenciar na acurácia dos resultados, conforme lembraram Rossi *et al.* (2014) e Tiozzi *et al.* (2014), atenção foi dispensada para obtenção experimental das propriedades do material que simulou o suporte alveolar, além das condições de contorno e geometria dos modelos. Levando-se em conta as propriedades das resina fotoelástica, foi possível notar um comportamento linear da mesma no ensaio de tração para obtenção do seu Módulo de Elasticidade, até o limite de força de 150 N. Seu comportamento isotrópico também foi sugerido pela análise fotoelástica, ao aplicar uma carga de 150 N nas distintas faces de um bloco em resina Araldite. Diante dos fatos observados, pode-se afirmar que o nível de força considerado nesta pesquisa é compatível com a região bucal analisada, conforme sugeriram Kiliaridis *et al.* (1988), visto que valores próximos de 150 N condizem com a carga mastigatória na região de molares. E também que este mesmo nível de força é coerente com o material considerado, uma vez que não ultrapassou o seu regime linear.

A fim de viabilizar a geometria dos objetos analisados neste estudo, em se tratando dos implantes e pilares protéticos, este trabalho partiu de imagens criadas a partir de um projetor de perfil. Trata-se de uma estratégia que visa à aproximação das medidas do modelo virtual àquelas do modelo físico. Diferenças sutis nas dimensões foram desprezíveis nos achados finais. Este ponto é relevante, uma vez que a geometria daquelas estruturas pode ser obtida de forma fiel, o que favoreceu a confiabilidade nos resultados obtidos. Já para os dentes e próteses, suas formas externas foram geradas em plataforma CAD 3D, programa SolidsWorks®, a partir da visão direta e execução das medidas. Foi escolhida a forma retangular para o osso alveolar por dois motivos. O primeiro deles foi o fato de se objetivar uma confrontação qualitativa dos resultados entre o MEF e a análise fotoelástica. O segundo foi para que as formas sinuosas que uma mandíbula apresenta não interferissem nos resultados. O ligamento periodontal, configurado com as propriedades do poliéter para fins de ensaio matemático, foi considerado como uma camada de 0,25 mm de espessura, contornando toda a raiz dos pilares naturais. A mucosa oral foi desconsiderada, uma vez que os modelos fotoelásticos não contemplaram esta estrutura.

As propriedades da resina fotoelástica foram obtidas experimentalmente, com a finalidade de reprodução das mesmas condições do ensaio experimental. Os corpos

de prova submetidos à análise mecânica foram extraídos dos blocos submetidos ao ensaio fotoelástico. Teve-se por intenção favorecer a confrontação dos resultados matemáticos àqueles fotoelásticos, de forma a não incrementar possíveis vieses. No entanto, divergências puderam ser percebidas entre as duas análises aqui propostas, para a condição de PF de quatro elementos.

Em seguida aos resultados experimentais, foi realizada busca, na literatura pertinente, de possíveis valores de Módulo de Elasticidade de resinas fotoelásticas, na faixa de valores dos resultados encontrados. Apesar de vários artigos compararem módulos de elasticidade de tais materiais, observou-se a falta de dados para os valores encontrados. Rossi *et al.* (2014) fizeram uso da resina Araldite (Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil) e as propriedades mecânicas da resina fornecidas pelo fabricante informaram um $E = 3102,6$ MPa. Este valor divergiu daquele obtido experimentalmente aqui, onde foi encontrado 2200 MPa. Outro ponto que vale lembrar, novamente, são os achados de Rossi *et al.* (2014). Nesse estudo, foram criados três modelos de mandíbula, sendo um fotoelástico em resina Araldite e os outros dois modelos em EF, um deles configurado com propriedades da resina e o outro com propriedades do osso alveolar. As tensões de Von Mises mostraram sua distribuição de forma semelhante em ambos os modelos, seja considerada a resina ou o osso alveolar. Já, considerando os valores das tensões, estas foram mais baixas para o modelo de osso, pois seu Módulo de Elasticidade é maior que o da resina. Portanto, foi possível concluir que, apesar da diferença entre as propriedades da resina e osso alveolar, a dissipação das tensões foi semelhante nos dois modelos de EF e no modelo fotoelástico. Experimentos de Tiozzi *et al.* (2013) encontraram altos valores de tensão nos modelos de EF, em divergência aos achados digitais de modelos fotoelásticos. Este fato foi associado ao baixo E (210 MPa) da resina epóxica (PL2) utilizada nos modelos fotoelásticos, em contraste com o alto valor para o osso esponjoso (13.700 MPa). Em relação ao modelo experimental, os modelos matemáticos mostraram-se mais flexíveis. Ao se elevar o E para 700 MPa no ensaio matemático, houve melhor concordância com os valores experimentais.

A linearidade da resina fotoelástica foi outro aspecto também previamente investigado. O ensaio fotoelástico de um bloco, isento de implantes e carregado nos seus três planos distintos, teve por objetivo comparar o aspecto das franjas nas três direções investigadas. De acordo com imagens das franjas fotoelásticas (isocromáticas), foi possível observar um comportamento similar nas distintas faces analisadas, o que sugere um comportamento isotrópico. A vantagem em se considerar as propriedades

da resina para simular o osso alveolar é que a mesma pode ser tida como isotrópica, homogênea e linear elástica. Já o osso alveolar não pode ser assim considerado, uma vez que apresenta características anisotrópicas, não homogêneas e não lineares.

Diante do exposto, pode-se dizer que a resina fotoelástica utilizada em pesquisa anterior, e agora tendo os seus resultados matemáticos encontrados e confrontados ao ensaio experimental, mostrou-se adequada ao que se propôs a simular.

Vale ressaltar que os resultados obtidos a partir desta pesquisa tratam-se de uma condição indicativa daquilo que se apresenta na cavidade bucal quando dentes/implantes e implantes/implantes encontram-se esplintados naquelas condições de configuração e carregamento. Necessário se faz considerar as limitações encontradas nesta investigação.

O trabalho aqui apresentado constatou que a união de dentes a implantes se mostra como uma modalidade de terapia racional, indicada quando a instalação de implantes em posição favorável está impossibilitada. A partir da análise matemática do MEF, comprovou-se que, para preservar a crista óssea, tanto perimplantar quanto de pilares naturais, é mais favorável unir dentes a implantes que unir exclusivamente implantes. Pôde-se evidenciar que: a condição de implantes esplintados gera maior sobrecarga na região de crista óssea; a configuração dos implantes, especialmente na condição dente/implante, contribui diretamente para os resultados favoráveis em relação à dissipação das tensões ao suporte alveolar; visto as grandes divergências em relação às informações fornecidas pelo fabricante, as propriedades do material fotoelástico que irá simular o suporte alveolar deverão obrigatoriamente ser obtidas experimentalmente. Para o caso de PF de três elementos, os achados matemáticos mostraram-se em convergência com os achados fotoelásticos, ao contrário do caso dos modelos de PF de quatro elementos, quando não foi possível estabelecer uma relação entre os resultados encontrados pelos dois métodos (MEF e Fotoelasticidade).

6 CONCLUSÕES

A hipótese testada nesta pesquisa foi aceita quando se tratou dos modelos de PF de três elementos. E, diante do exposto, foi possível concluir que, nas condições testadas – conexão cônica, roscas quadradas e restauração com Plataforma *Switching* –, unir dentes a implantes parece ser uma terapia mais favorável que unir implantes entre si. Além disso, pôde-se considerar a validação dos modelos matemáticos de PF de três elementos, a partir da coerência entre os achados relativos às duas técnicas (MEF e Fotoelasticidade).

REFERÊNCIAS

1. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. Chicago: J Prosthet Dent, 2008 Jan; 100(6):423-31. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0. PubMed PMID: 19033026
2. Canay Ş, Akça K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. Baltimore: Implant Dent, 2009 Jun; 18(3):239-48. doi: 10.1097/ID.0b013e318198ffd1. PubMed PMID: 19509534.
3. Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. Int J Prosthodont, 1998 May-Jun; 11(3):219-23. ISSN 0893-2174. PubMed PMID: 9728115.
4. Chowdhary R, Halldin A, Jimbo R, Wennerberg A. Evaluation of stress pattern generated through various thread designs of dental implants loaded in a condition of immediately after placement and on osseointegration - an FEA study. Implant Dent, 2013; 2(1):91-6. doi: 10.1097/ID.0b013e31827daf55. PubMed PMID: 23287982.
5. Dalkiz M, Zor M, Aykul H, Toparli M, Aksoy S. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. Baltimore: Implant Dent, 2002; 11(3):293-300. PubMed PMID: 12271569.
6. Davis SM, Plonka AB, Wang HL. Risks and benefits of connecting an implant and natural tooth. Implant Dent, 2014 Jun; 23(3):253-7. ISSN 1056-6163. doi: 10.1097/ID.000000000000101. PubMed PMID: 24819813.
7. Ferraz CC, Anchieta RB, de Almeida EO, Freitas AC Jr, Ferraz FC, Machado LS, *et al.*. Influence of microthreads and platform switching on stress distribution in bone using angled abutments. J Prosthodont Res, 2012 Oct; 56(4):256-63. ISSN 1883-1958. doi: 10.1016/j.jpor.2012.02.002. Epub 2012 May 19. PubMed PMID: 22613956.
8. Gabbert O, Karatzogiannis E, Ohlmann B, Schmitter M, Karl J, Rammelsberg P. Fracture load of tooth-implant-retained zirconia ceramic fixed dental prostheses: effect of span length and preparation design. Clin Oral Implants Res, 2012 Jun; 23(6):719-25. ISSN 0905-7161. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02191.x. Epub 2011 Aug 3. PubMed PMID: 21812819.

9. Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil.*, 1997 Nov; 24(11):863-70.
10. Kiliaridis *et al.* The relationship between maximal bite force, bite force endurance and facial morphology during growth. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v. 51, p.323-331, 1993.
11. Koriath TWP, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1997 Feb; 8(1):90-104. ISSN 1045-4411. PubMed PMID: 9063627.
12. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006 Feb; 26(1):9-17.
13. Lin CL, Wang JC, Chang WJ. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*, 2008 Jan; 19(1):107-17. ISSN 0905-7161. Epub 2007 Oct 16. PubMed PMID: 17944965.
14. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech*, 2006; 39(3):453-63. ISSN 0021-9290. PubMed PMID: 16389085.
15. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Maringá: R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, 2006 mar/abr; 11(2): 35-43.
16. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant connections: a short communication. *Malden: J Oral Rehabil*, 2006; 33(1):75-8.
17. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Chicago: Clin Oral Implants Res*, 2007 Oct; 18(5):581-4. Epub 2007 Jun 30. PubMed PMID: 17608737.
18. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Chicago: Clin Oral Implants Res*, 2002 Jun; 13(3):334-41. PubMed PMID: 12010166.

19. Mostafa TM, El-Sheikh MM, El-Fattah F. Implant-connected versus tooth-connected implant-supported partial dentures: 2-year clinical and radiographic comparative evaluation. *Int J Periodont Rest*, 2015 May-Jun; 35(3):335-43. ISSN 0198-7569. doi: 10.11607/prd.2310. PubMed PMID: 12010166.
20. Mühlemann HR, Zander HA. Tooth Mobility (III): The mechanism of tooth mobility. Minneapolis: *J Periodontol*, 1954 Apr; 25(2):128-37. doi:10.1902/jop.1954.25.2.128.
21. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, *et al.*. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*, 2014 Apr; 40(2):217-28. ISSN 0160-6972. doi: 10.1563/AID-JOI-D-11-00066. PubMed PMID: 24779954.
22. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. Chicago: *J Prosthet Dent*, 1989 May; 61(5):602-9. PubMed PMID: 2664148.
23. Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Asprino L, Correr-Sobrinho L, Caria PHF. Photoelastic and finite element analyses of occlusal loads in mandibular body. [<http://dx.doi.org/10.1155/2014/174028>]. Cairo: Hindawi Pub. Corp, *Anat Re Int*, 2014. ID 174028, 9p.
24. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. Chicago: *J Periodontol*, 2004 Sep; 75(9):1233-41. PubMed PMID: 15515339.
25. Srinivasan M, Padmanabhan TV. Implant prosthodontics: an in-vitro photoelastic stress analysis. *J Indian Prosthodont Soc*, 2005 Dec; 5(4):193-9.
26. Tiozzi R, de Torres EM, Rodrigues RC, Conrad HJ, de Mattos Mda G, Fok AS, *et al.*. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*, 2014 Aug; 112(2):276-84. ISSN 0022-3913. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.029. Epub 2014 Jan 23. PubMed PMID: 24461947.
27. Tiozzi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, *et al.*. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater*, 2013 Jul; 29(7):788-96. ISSN 0109-5641. doi: 10.1016/j.dental.2013.04.010. Epub 2013 May 18. PubMed PMID: 23694844.
28. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. St. Louis (MO): *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1994 Jul; 78(1):22-7. PubMed PMID: 8078657.

APÊNDICE

Determinação das propriedades físicas e mecânicas das estruturas

SUPORTE ALVEOLAR

Quanto ao que se propôs para simular o suporte alveolar, foi levado em conta as propriedades da resina fotoelástica utilizada na construção dos modelos fotoelásticos. A determinação do Módulo de Elasticidade (E) e do Coeficiente de Poisson foi conduzida no Laboratório de Metalurgia da UFMG (Belo Horizonte – MG) e no Laboratório de Ensaio Mecânicos e Laboratório de Análise de Tensões do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), respectivamente.

Determinação do Módulo de Elasticidade

Corpos de prova (CP) cilíndricos foram extraídos de cada um dos quatro modelos pré-existent, em resina fotoelástica (Araldite® - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil). Naqueles modelos, dentes e implantes estavam incluídos, os quais foram submetidos a ensaio fotoelástico prévio.

Foram confeccionados, portanto, quatro corpos de prova (CP) cilíndricos de polímero transparente e birrefringentes, conforme imagens que se seguem (Responsável: Dr. Luiz Leite da Silva) (Fig. 25). As dimensões dos corpos são condicionadas ao bloco de resina disponível para extração dos corpos de prova e restringiram-se às dimensões máximas permitidas pelos protótipos iniciais (Tabela 5). Os modelos fotoelásticos com suas sessões longitudinais já removidas estão ilustrados na Figura 25.

Figura 25 – Corpos de prova cilíndricos

FIG. 25a – IMAGEM DOS QUATRO CORPOS DE PROVA, NUMERADOS DE 1 A 4



FIG. 25b – IMAGEM DE UM DOS CORPOS DE PROVA E SUAS RESPECTIVAS DIMENSÕES

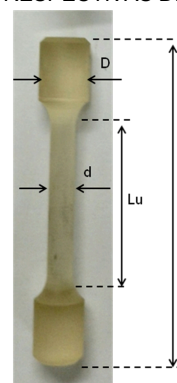
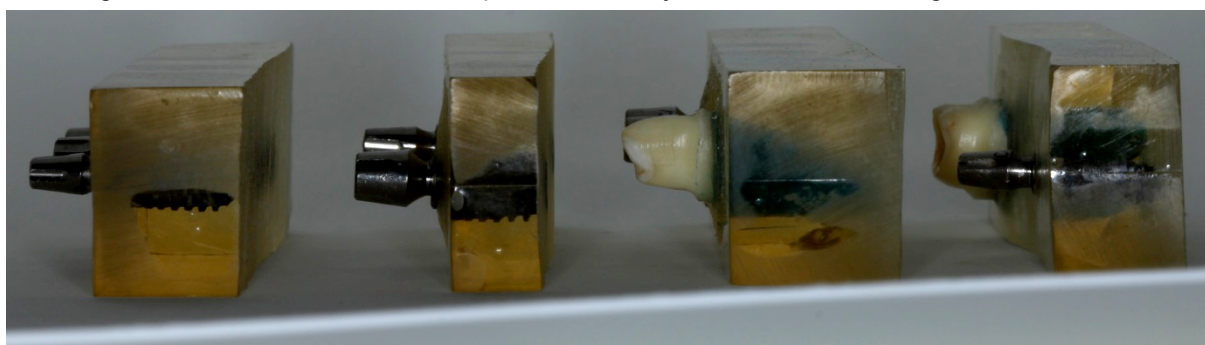


Tabela 5 – Informações sobre os corpos de prova cilíndricos utilizados no ensaio de tração

CORPO DE PROVA	DIÂMETRO CENTRAL (d) (mm)	COMPRIMENTO INICIAL TOTAL (L) (mm)	COMPRIMENTO ÚTIL (L _U) - INÍCIO CURVATURA (mm)	DIÂMETRO MAIOR (D) (mm)	ÁREA (mm ²)	CARGA MÁXIMA ATINGIDA EM ENSAIO ANTERIOR REALIZADO NO CDTN (N)
2	4,01	50,43	25,30	7,94	12,63	274
3	4,01	50,57	25,30	8,25	12,63	272

Figura 26 – Modelos fotoelásticos pré-existent, já com sua sessão longitudinal removida

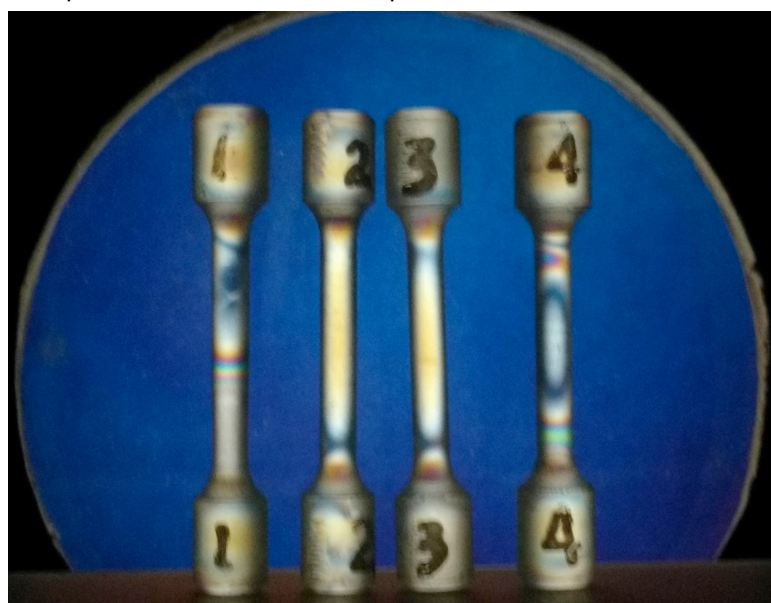


PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Previamente ao ensaio mecânico, os corpos de prova, classificados em 1, 2, 3 e 4, foram levados ao Polariscópio de Transmissão – Arranjo Circular de Campo Escuro, sob luz branca (CDTN), a fim de visualizar a possível presença de tensões residuais.

Conforme se pode notar (Fig. 27), o CP4 apresentou grande concentração de tensão em sua parte superior, e o CP1 também manifestou altas tensões residuais em uma das suas extremidades, fatos estes considerados no cálculo final do Módulo de Elasticidade. Dessa forma, os corpos de prova CP1 e CP4 foram excluídos da análise.

Figura 27 – Corpos de prova visualizados ao Polariscópio Circular de Campo Escuro, sob luz branca, previamente ao ensaio mecânico



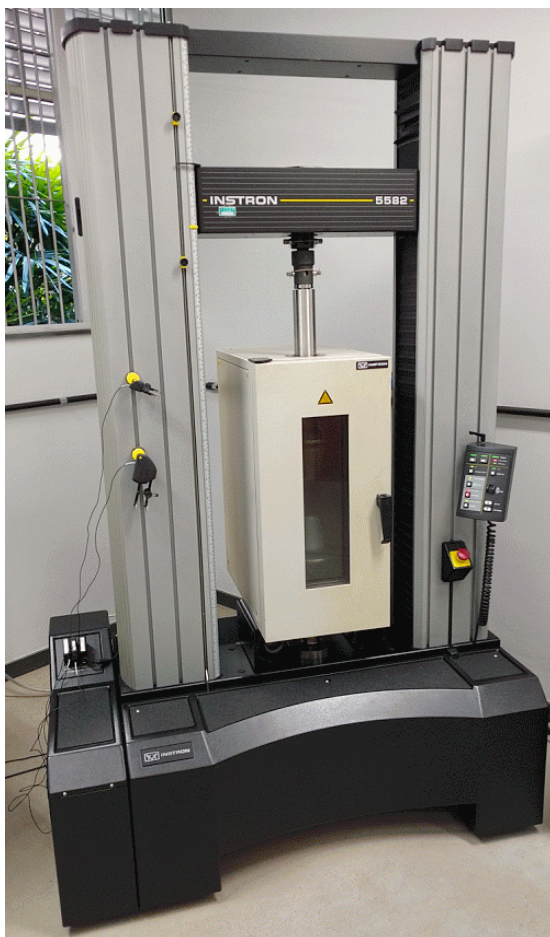
(Dr. Wellington Antônio Soares e Vlamir Caio Estanislau de Almeida)

FONTE: IMAGEM CEDIDA PELO PROF. DR. WELINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

Os ensaios foram realizados no Laboratório de Engenharia Metalúrgica da UFMG e processaram-se em máquina de teste universal Instron - Modelo 5582 (INSTRON Corp, Norwood, MA), acoplada com Software de registro de Deformações e Esforços (*Bluehill 3*) (Fig. 28). Para registrar as deformações longitudinais, utilizou-se um extensômetro do tipo *Clip-On extensometer (Clip Gage)*, adaptado em cada um dos corpos CP2 e CP3. As dimensões deste dispositivo são da ordem daquelas diminutas dimensões dos corpos de prova. O conjunto *Clip Gage* + corpo de prova foi instalado na máquina de teste. Todos os corpos foram instalados na máquina pelo mesmo operador.

Figura 28 – Arsenal para ensaio de tração em corpo de prova retangular

FIG. 28a – MÁQUINA UTILIZADA PARA REALIZAÇÃO DO ENSAIO DE TRAÇÃO (INSTRON 5582)



LABORATÓRIO DE METALURGIA DA UFMG

FIG. 28b – EXTENSÔMETRO (*CLIP-ON EXTENSOMETER*) UTILIZADO PARA MEDIR AS DEFORMAÇÕES LONGITUDINAIS



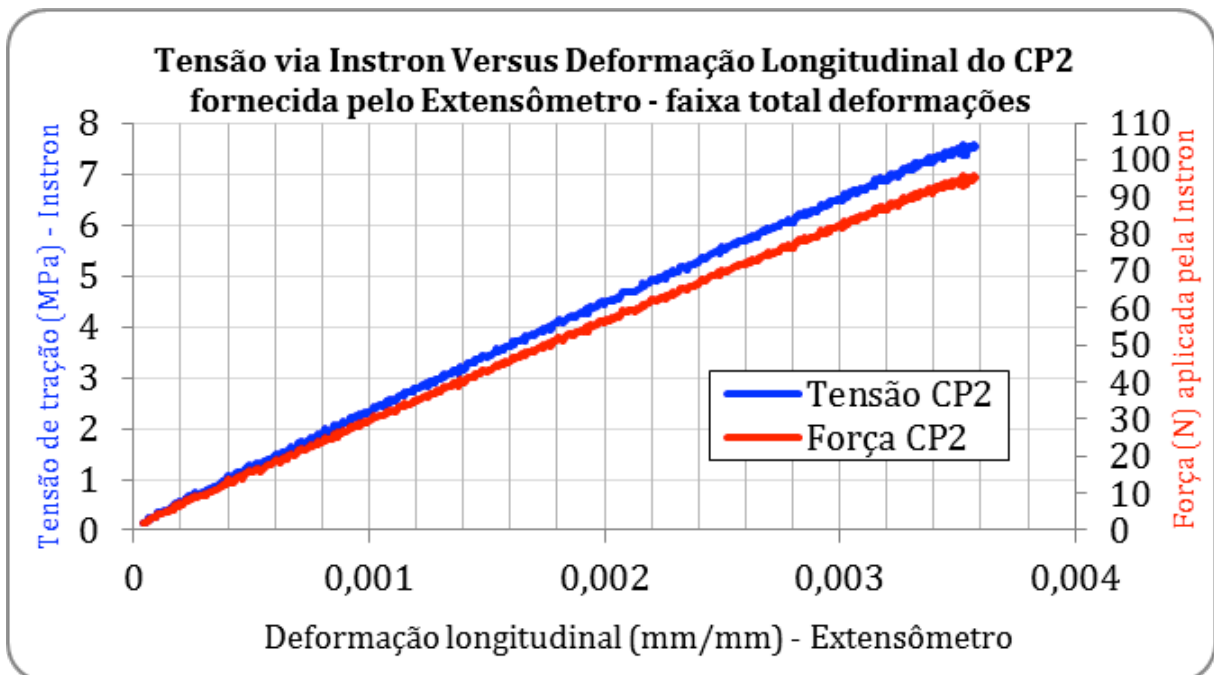
FIG. 28c – VISTA DO CONJUNTO CORPO DE PROVA + EXTENSÔMETRO MONTADO NA INSTRON



FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELO PROF. DR. WELINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

As deformações observadas no corpo de prova CP2 analisado são evidenciadas a seguir, a partir dos Gráficos 1, 2 e 3.

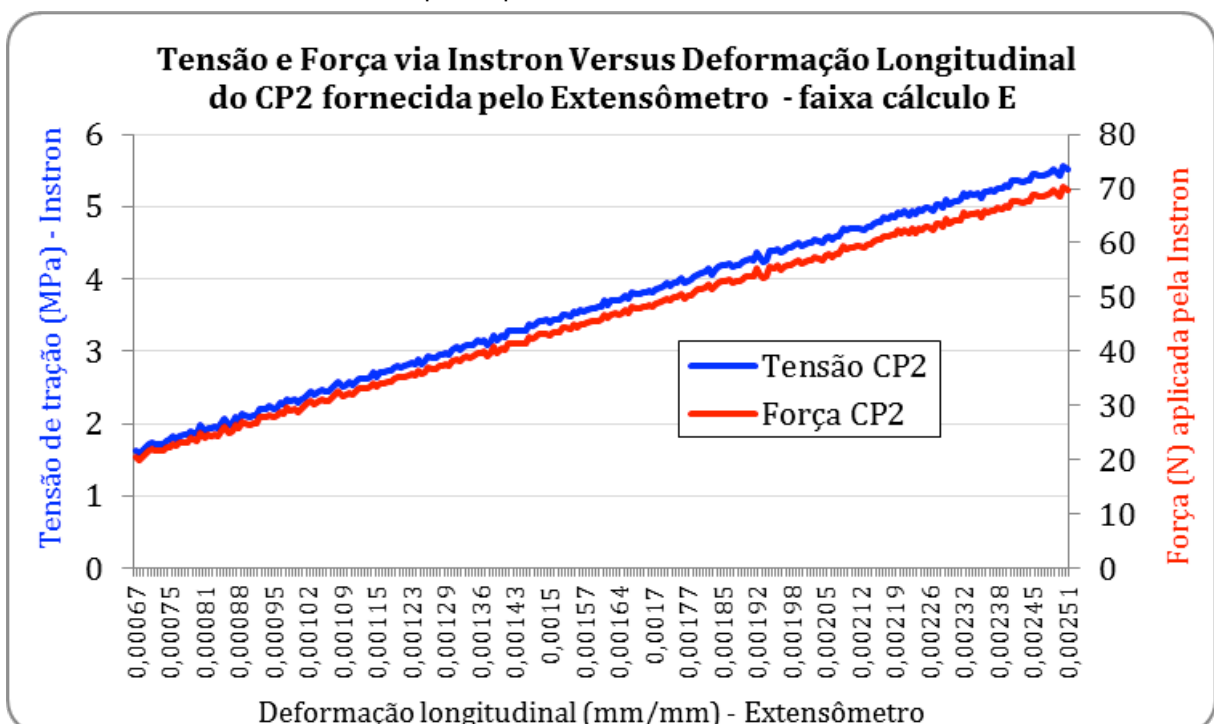
Gráfico 1 – Tensão versus Deformação versus Força para CP2



FONTE: DADOS ANALISADOS E ADAPTADOS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

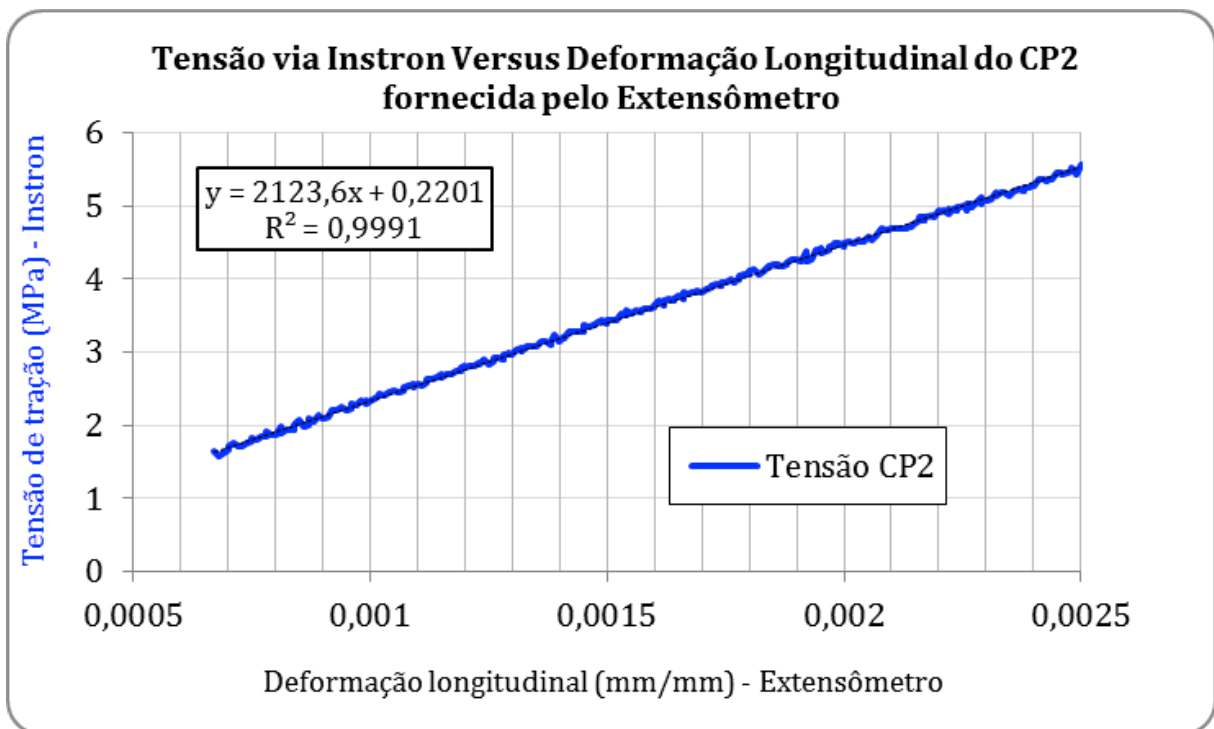
O ensaio foi conduzido considerando a força (F) proposta para a análise matemática, da ordem máxima de 150 N. Para este valor de F, as tensões pontuais corresponderam a 12,5 N. Além disso, foi possível observar um comportamento linear do CP2 para a faixa de F analisada.

Gráfico 2 – Trecho ampliado para cálculo do Módulo de Elasticidade do CP2



FONTE: DADOS ANALISADOS E ADAPTADOS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

Gráfico 3 – Ajuste linear para CP2

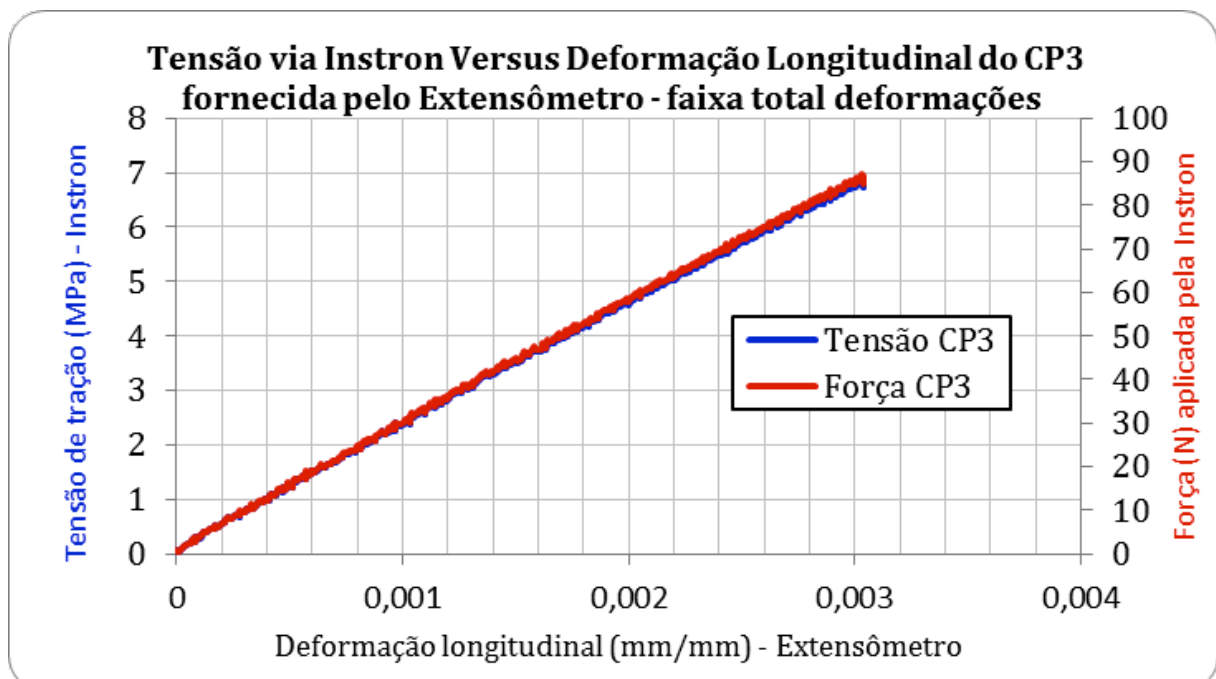


FONTE: DADOS ANALISADOS E ADAPTADOS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

Foi possível notar uma sobreposição dos trechos das curvas de tensão e força, para CP2, no intervalo de deformação evidenciado no Gráfico 2.

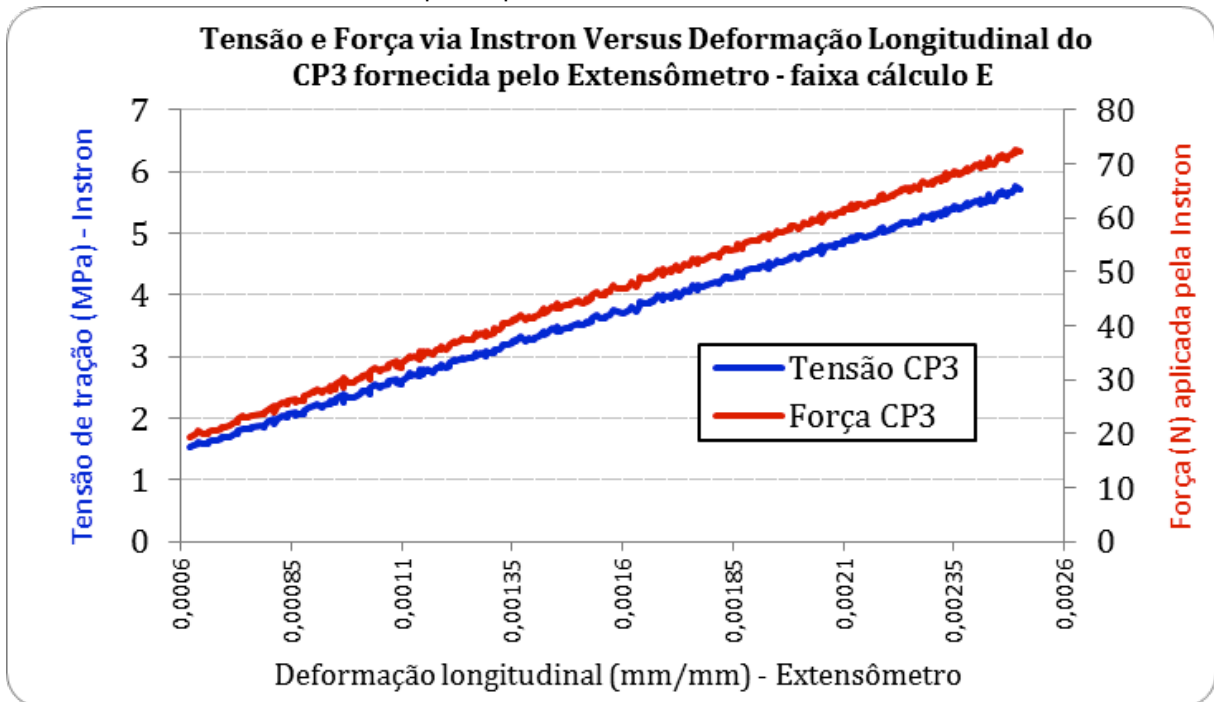
As deformações observadas no corpo de prova CP3 são evidenciadas a seguir, a partir dos Gráficos 4, 5 e 6.

Gráfico 4 – Tensão versus Deformação versus Força para CP3



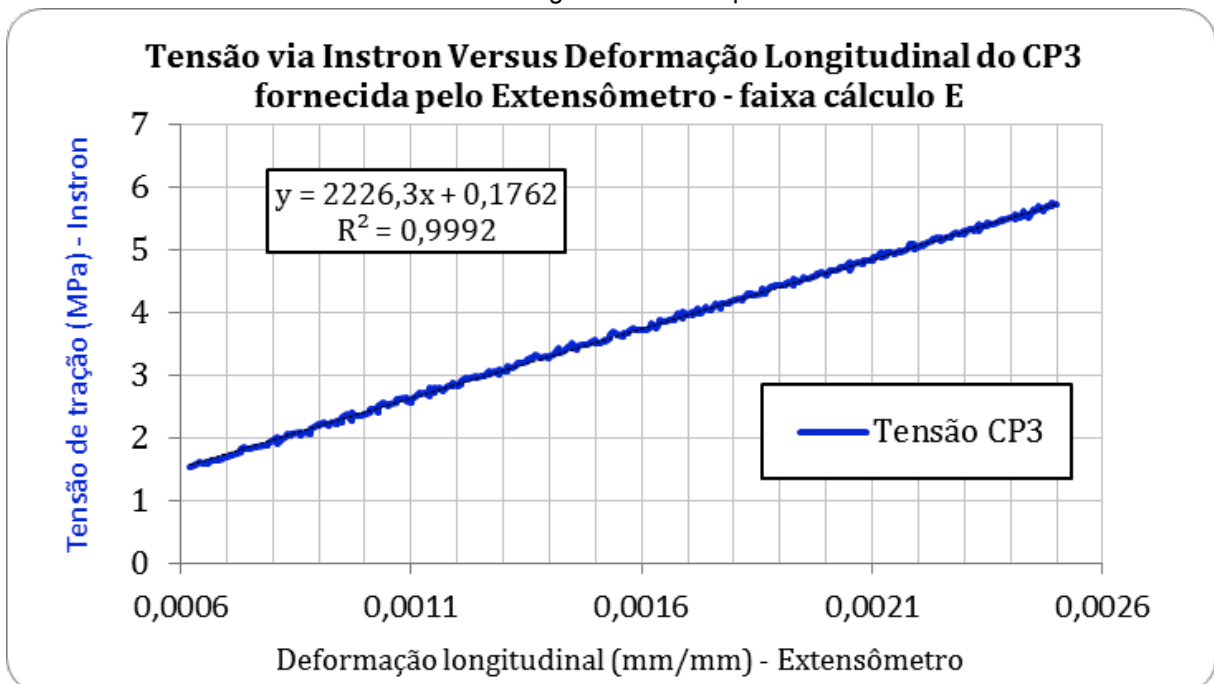
FONTE: DADOS ANALISADOS E ADAPTADOS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

Gráfico 5 – Trecho ampliado para cálculo do Módulo de Elasticidade do CP3



FONTE: DADOS ANALISADOS E ADAPTADOS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

Gráfico 6 – Regressão Linear para CP3

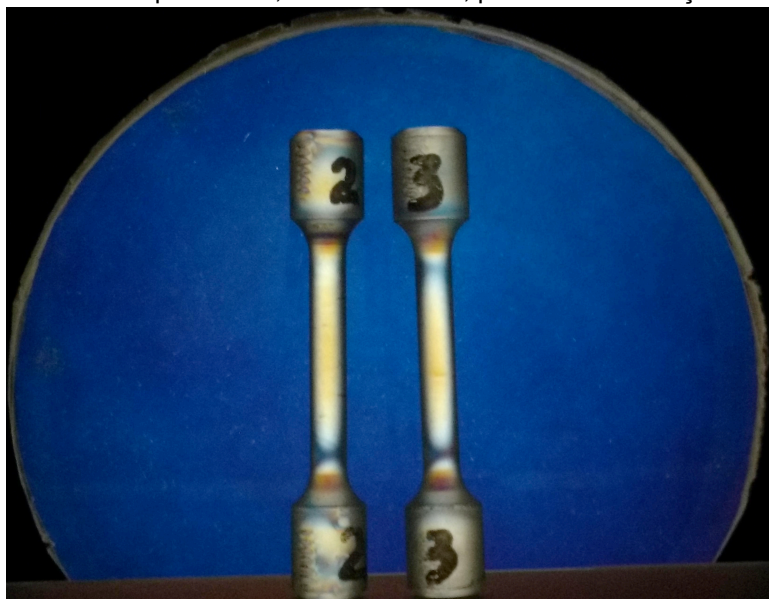


FONTE: DADOS ANALISADOS E ADAPTADOS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

Para fins de cálculo do Módulo de Elasticidade, foi considerada a média dos dois trechos das curvas Tensão/Deformação, de cada um dos corpos de prova considerados CP2 e CP3, compreendida entre as deformações de 0,0006 até 0,0026 mm, seguida da regressão linear. Os corpos CP1 e CP4 foram desconsiderados, como já mencionado. Foi encontrado o valor de **2200 MPa** para o E relativo aos corpos de prova cilíndricos.

Ao final do ensaio mecânico, os corpos CP2 e CP3 foram levados novamente ao polariscópio, a fim de visualizar o comportamento dos mesmos quanto à presença de tensões residuais. Conforme mostra a Figura 29, foi possível notar franjas coloridas (isocromáticas) que, à semelhança da condição prévia ao ensaio, evidenciam as áreas de tensões intrínsecas.

Figura 29 – Corpos de prova visualizados ao Polariscópio Circular de Campo Escuro, sob luz branca, pós ensaio de tração

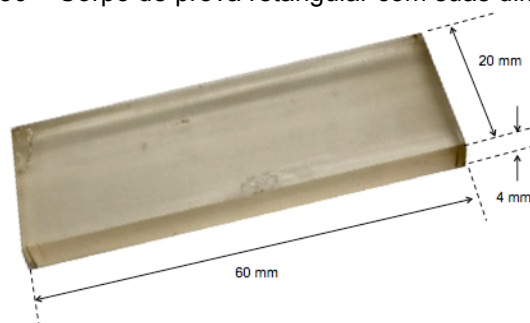


FONTE: IMAGEM OBTIDA E GENTILMENTE CEDIDA PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

Determinação do Coeficiente de Poisson (P)

Com o propósito de obter o Coeficiente de Poisson, foi proposto ensaio de tração com uma viga disponível do mesmo material fotoelástico, um protótipo retangular com 60 x 20 x 4 mm de comprimento, largura e espessura, respectivamente (Fig. 30).

Figura 30 – Corpo de prova retangular com suas dimensões



FONTE: IMAGEM OBTIDA E GENTILMENTE CEDIDA PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2016

Os ensaios processaram-se em máquina de teste universal Instron - Modelo 5882 (INSTRON Corp, Norwood, MA), acoplada com Software de registro de Deformações e Esforços (*Bluehill 3*) (Fig. 31).

Figura 31 – Arsenal para determinação do Coeficiente de Poisson

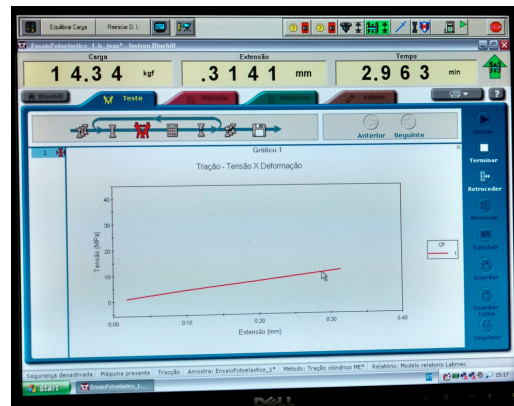
FIG. 31a – EQUIPAMENTO UTILIZADO NA DETERMINAÇÃO DE P (INSTRON 5882)



FIG. 31b – VISTA APROXIMADA DA MÁQUINA DE ENSAIO



FIG. 31c – SOFTWARE DE GESTÃO DOS DADOS DO ENSAIO: BLUEHILL 3



RESPONSÁVEIS: NIRLANDO ANTÔNIO ROCHA, VLAMIR CAIO ESTANISLAU DE ALMEIDA E JOSÉ ONÉSIMO GOMES JUNYOR (BOLSISTA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA)

FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2013

No entanto, a realização deste ensaio exigiu a utilização de dois extensômetros colados à resina e dispostos perpendicularmente entre si (Fig. 32).

Figura 32 – Arsenal para ensaio de tração com dois extensômetros

FIG.32a – MÁQUINA INSTRON QUE DETERMINOU O COEFICIENTE DE POISSON E CONFIRMOU O MÓDULO DE ELASTICIDADE

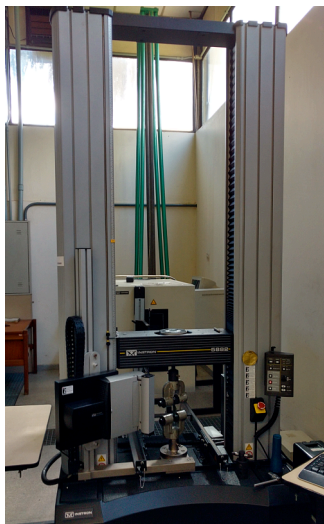


FIG. 32b – SISTEMA DE ANÁLISE DE INFORMAÇÕES DOS SINAIS ELÉTRICOS PROVENIENTES DOS STRAIN-GAGES

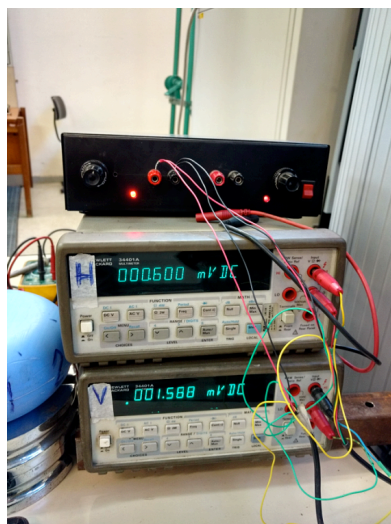


FIG. 32c – CP EM FORMA DE CHAPA, COM STRAIN-GAGES COLADOS AO CENTRO PARA AUXÍLIO NA DETERMINAÇÃO DO COEFICIENTE DE POISSON

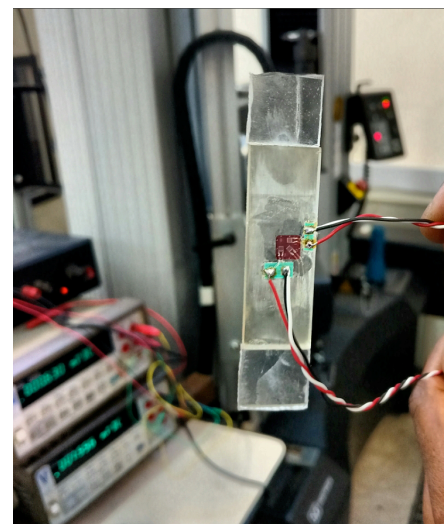


FIG. 32d – STRAIN GAUGES: REFERÊNCIA UTILIZADA
(FATOR GAUGE 2.1)

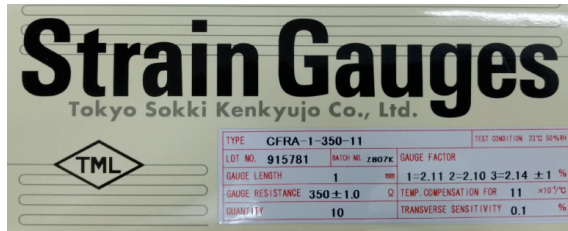
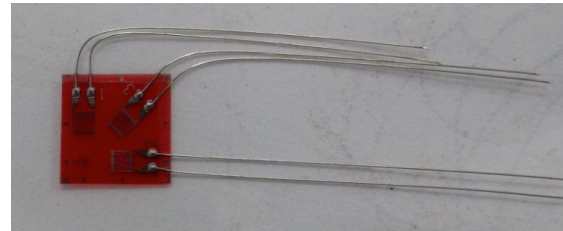


FIG. 32e – VISTA APROXIMADA DO DISPOSITIVO



RESPONSÁVEIS: DR. TÂNÍUS RODRIGUES MANSUR, NIRLANDO ANTÔNIO ROCHA, VLAMIR CAIO ESTANISLAU DE ALMEIDA E JOSÉ ONÉSIMO GOMES JUNYOR (BOLSISTA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA)

FONTE: IMAGENS OBTIDAS E GENTILMENTE CEDIDAS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2013

A leitura das deformações, em microvolts, reconhecidas pelos *strain-gages* nas direções z e x, foram registradas na Tabela 6 que se segue. Para fins de cálculo do Coeficiente de Poisson, cuja fórmula é apresentada na Figura 33, as voltagens iniciais V_{z0} e V_{x0} foram subtraídas das voltagens obtidas para cada momento de deformação em z e em x, conforme Gráfico 7.

Tabela 6 – Leitura das deformações, em microvolts, nas direções z e x (Coeficiente de Poisson)

$\frac{\Delta V_z}{V_z - V_{z0}}$	$\frac{\Delta V_x}{V_x - V_{x0}}$	$\frac{\Delta V_z - \Delta V_x}{(V_z - V_{z0}) / (V_x - V_{x0})}$
0	0	#DIV/0!
41	19	0,463414634
87	35	0,402298851
127	51	0,401574803
175	71	0,405714286
214	86	0,401869159
257	103	0,400778210
300	120	0,400000000
357	141	0,394957983
400	158	0,395000000
441	175	0,396825397
490	193	0,393877551
538	211	0,392193309
583	230	0,394511149
619	243	0,392568659
670	264	0,394029851
715	282	0,394405594
762	300	0,393700787
803	317	0,394769614
850	337	0,396470588
892	353	0,395739910
943	374	0,396606575
985	391	0,396954315
1032	412	0,399224806
1084	431	0,397601476
1122	446	0,397504456
1168	465	0,398116438
1219	487	0,399507793
1267	506	0,399368587
1309	524	0,400305577
1356	543	0,400442478

Com base na medida das deformações em direções transversais, o valor do Coeficiente de Poisson da resina fotopolimerizada é calculado pela seguinte fórmula:

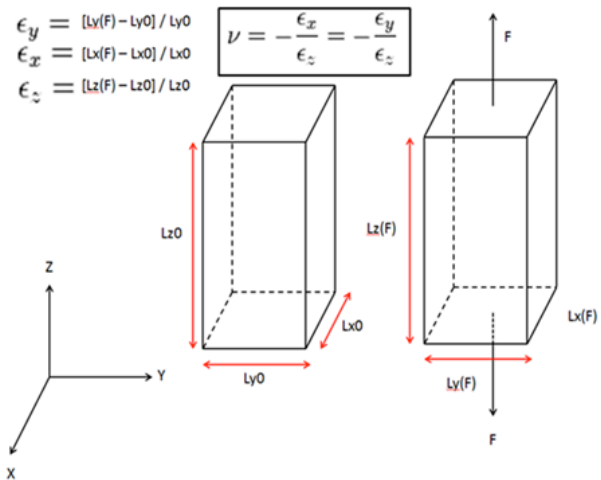
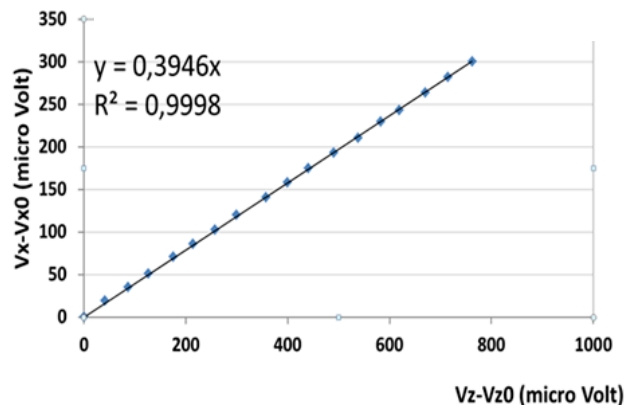


Gráfico 7 – Obtenção do Coeficiente de Poisson



FONTE: DADOS ANALISADOS E ADAPTADOS PELO DR. WELLINGTON ANTÔNIO SOARES – CDTN, 2013

PERSPECTIVAS FUTURAS

- 1- Preparar e submeter um artigo relativo aos resultados matemáticos referentes à tese de doutorado.
- 2- Preparar e submeter um artigo relativo aos resultados matemáticos referentes à tese de doutorado, confrontados aos achados fotoelásticos.
- 3- Apresentar os resultados em encontro científico de relevância na área odontológica.

ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O CURSO DE DOUTORADO

Cursos

Especialização em Implantodontia. Associação Brasileira de Odontologia - ABO/MG, Regional Sete Lagoas. 2014 mar 31 - 2016 mar 5.

Estágios

Faculdade de Odontologia da UFMG. Projeto Restauração de Dentes Traumatizados. Estágio voluntário, 4h/semana nos semestres: 1º/2º_2014, 1º/2º_2015, 1º_2016. Atividades principais: (i) acompanhar o atendimento clínico; (ii) ministrar aulas teóricas; (iii) *Hands on* aos alunos do 9º período da graduação em Odontologia.

Participação em eventos

33ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica - SBPqO. Campinas, SP, 2016 set. 7-10.
Um trabalho apresentado e publicado.

Semana do Conhecimento, Faculdade de Odontologia da UFMG - FO/UFMG. Belo Horizonte, 2015.
Trabalho apresentado: Reabilitação estética e funcional de paciente portador de lesão traumática nos dentes anteriores permanentes: relato de caso clínico. Autores: Oliveira BM, Martins AV, Cortes MIS, Pacheco RA, Bastos JV, Albuquerque RC.

92nd International Association for Dental Research - Cape Town, South Africa, 2014.
Um trabalho apresentado e publicado: *Stress distribution analysis of tooth to implant supported*.

Semana do Conhecimento, Faculdade de Odontologia da UFMG - FO/UFMG. Belo Horizonte, 2014.
Trabalho apresentado: Utilização de pinos anatômicos na reabilitação estética de pacientes portadores de dentes permanentes jovens traumatizados. Autores: Rates KG, Martins AV, Albuquerque RC, Alvim HH, Gon PVAJ, Morgan LFSA, *et al.*

30ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica - SBPqO. Águas de Lindóia, 2013 set. 5-8.
Um trabalho apresentado e publicado.

XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística - GBPD. São Paulo, 2013 maio 30 - jun. 1.

Três trabalhos apresentados e publicados, um deles premiado.

Publicações (Martins AV)

1- Artigos em periódicos

Morgan LFS, Martins AV, Albuquerque RC, Silveira RR, Silva NRFA, Moreira AN. *Mini fiberglass post for composite resin restorations: a clinical report. J Prosthet Dent. Forthcoming.* 2016. v. 115, M6, p. 654-7.

2- Artigos aprovados

Martins AV, Albuquerque RC, Lanza LD, Vilaça EL, Silva NRFA, Moreira NA, *et al.*. *Conservative treatment of a complicated crown-root fracture using adhesive fragment reattachment and composite resin restoration: 2 years follow-up.* Oper Dent. 2016.

3- Artigos de magazines e jornais de notícias

Martins AV, Albuquerque RC, Morgan LFS, Silva NRFA. Aliando estética e preservação dos tecidos dentais por meio de laminados de mínima espessura: relato de caso clínico. [<https://issuu.com/fgmprodutosodontologicos/docs/revista>] Joinville: FGM News, 2016 jan 1;18:148-9. ISSN 2958-8888.

Morgan LFS, Martins AV, Albuquerque RC. Laminado cerâmico minimamente invasivo: relato de caso clínico. [<http://www.youblisher.com/p/1014490-Jornal-Correio-ABO-296/>>] Belo Horizonte: Correio ABO, 2014 set.-dez.; 296:8-9.

Resumos publicados (Martins AV)

Martins AV, Soares WA, Albuquerque RC, Silva NRFA, Rocha WMS. Resina fotoelástica para estudos laboratoriais: fundamentos e possibilidades. *In: XII Encontro Científico da FO/UFMG, 2014 maio, Belo Horizonte. Apoio: CNPQ, CAPES e CDTN.* [<http://revodonto.bvsalud.org/pdf/aodo/v50s1/a01v50s1.pdf>]. Arquivos em Odontologia, 2014;50 (Supl. 1):19. PO201487.

Martins AV, Silva NRFA, Poletto LTA, Albuquerque RC, Miranda GLP, Rocha WMS. Relevância da resina fotoelástica para construção de modelos com dentes e/ou implantes sob carga mastigatória. *In: 30ª Reunião Anual da SBPqO, 2013 set 5-8, Águas de Lindóia.* [<http://www.sbpqo.org.br/resumos/RevistaSupl2013.pdf>]. Braz Oral Res, 2013;27(Supl. 1):46. AOc050.

Martins AV, Albuquerque RC, Morgan LFSA, Alvim HH, Miranda GLP, Lanza LD. Abordagem multidisciplinar do traumatismo dental. *In: XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística*, 2013 maio 30-jun 1, São Paulo. [<http://www.ufsm.br/dentisticaonline/2013.pdf>]. Anais GBPD, 2013;5. ID 30.

Miranda GLP, Martins AV, Morgan LFSA, Machado MBM, Albuquerque RC. Efeitos da preparação intra-radicular imediata e tardia na resistência de união de pinos de fibra de vidro. *In: XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística*, 2013 maio 30-jun 1, São Paulo. [<http://www.ufsm.br/dentisticaonline/2013.pdf>]. Anais GBPD, 2013:48. ID 46.

Morgan LFSA, Martins AV, Lourenço BF, Ferreira FM, Pinotti MB, Alvim HH, *et al.*. Transmissão de luz através de pinos de fibra: efeitos na microdureza e resistência adesiva do cimento. *In: XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística*, 2013 maio 30-jun 1, São Paulo. [<http://www.ufsm.br/dentisticaonline/2013.pdf>]. Anais GBPD, 2013:32. ID 18.

Prêmios

Prêmio Marcelo Galante. Abordagem multidisciplinar do traumatismo dental. 2º Lugar Categoria Casos Clínicos. *In: XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística*. [<http://www.acquaviva.com.br/gbpd2013/sessao-de-premiacao.asp>] Seção de premiação, 2013 jun 1.