

ROBERTO ADRIAN MARKARIAN

**BIOMECÂNICA DA TRANSMISSÃO DE CARGAS A IMPLANTES
UNITÁRIOS EM FUNÇÃO DOS MATERIAIS PROTÉTICOS - ANÁLISE
FOTOELÁSTICA E DINÂMICA**

São Paulo

2005

ROBERTO ADRIAN MARKARIAN

**BIOMECÂNICA DA TRANSMISSÃO DE CARGAS A IMPLANTES
UNITÁRIOS EM FUNÇÃO DOS MATERIAIS PROTÉTICOS - ANÁLISE
FOTOELÁSTICA E DINÂMICA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Claudio Luiz Sendyk

São Paulo

2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Markarian, RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos - Análise fotoelástica e dinâmica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, / /2005

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **ROBERTO E GLÓRIA**, por todo apoio, amor e carinho que me dedicam. Pelo constante incentivo aos meus estudos e à minha profissão.

Pela coragem de terem deixado seu país, em busca de melhores horizontes.

A minha irmã **NA** pela amizade, carinho e por sempre ter uma palavra de incentivo.

A meus familiares residentes no **URUGUAY**, com toda saudade.

DEDICO ESTE TRABALHO.

AGRADECIMENTOS

A **DEUS** por oferecer esta conquista em minha vida e guiar meu caminho

Ao meu amigo e orientador **Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk**, agradeço os contínuos votos de confiança em mim depositados ao longo dos anos. Agradeço também pela oportunidade de tê-lo como orientador, pois a convivência com ele sempre brinda a oportunidade de um aprendizado. Trata-se de um verdadeiro mestre na Odontologia, pelo seu vasto conhecimento, pela capacidade de comunicação e pela sabedoria com que lida com as relações humanas.

Ao **Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima**, da **Escola Politécnica da USP**, co-orientador deste trabalho, que apesar de lidar com assuntos de grande complexidade, sempre encontrou tempo e paciência para ensinar a um cirurgião-dentista os conceitos mais básicos de engenharia. Além disso, idealizou e realizou uma grande parte do trabalho aqui presente.

AGRADECIMENTOS

Existem pessoas, **os Mestres**, que tem um impacto profundo sobre nossas vidas. Nos ensinam a vislumbrar a essência das coisas, nos inspiram a cultivar um amor duradouro por determinado assunto, e nos inserem ideais que nos acompanharão pelo restante de nossas vidas. Tive particularmente a sorte de ter mestres assim influentes em minha vida, pelos quais reconheço os sentimentos de amor e gratidão que suas lembranças evocam, pois me ensinaram a ser a pessoa que quero ser. Ainda, existem aqueles amigos, professores, colegas, que contribuíram de forma determinante para a minha formação. Sua existência modificou a minha vida e me tornou uma pessoa melhor e a eles tenho uma eterna gratidão.

Aos **pacientes**, razão da existência deste estudo e da minha formação profissional.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo**, na pessoa de seu diretor o **Prof. Dr. Ney Soares de Araújo**.

Ao **Departamento de Prótese da FOUSP**, na pessoa do **Prof Dr. Carlos Gil**, chefe do departamento.

Ao **Prof. Dr. Roberto Martins de Souza** do **Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da USP**, co-autor deste trabalho, pela constante ajuda com a sua idealização e com as inúmeras dúvidas que surgiram durante a sua elaboração.

Ao **Prof. Dr. Edmir Matson** do **Departamento de Dentística da FOUSP**, pelos constantes incentivos a meu ingresso na carreira acadêmica.

Ao **Prof. Dr. Rafael Yague Ballester** do **Departamento de Materiais Dentários da FOU SP**, que me aceitou como seu aluno de iniciação científica, sendo meu orientador durante o período de graduação por alguns anos. Devo a ele o aprendizado sobre a metodologia e o rigor científico.

Ao **Prof. Dr. Matsuyoshi Mori** por ser um de meus maiores exemplos como Mestre, como cientista, como Cirurgião-Dentista e como pessoa. O admiro e tento seguir seus ensinamentos.

Ao **Prof Dr. Carlos Eduardo Francci** do **Departamento de Materiais Dentários da FOU SP**, pela amizade, pela confiança e pelo enorme incentivo à minha carreira profissional e de pesquisador.

Ao **Departamento de Materiais Dentários da FOU SP**, na pessoa de seu chefe **Prof. Dr. Leonardo Eloy Rodrigues Filho**.

Aos colegas de turma **Thiago Riccioppo** e **Alberto Zimbres**, pela amizade e por todos os momentos que passamos juntos, que jamais esquecerei.

Aos colegas de Pós Graduação, **Emerson Nakao**, **Carla Rumi**, **Marcio Lisboa**, **Marcelo Gomes**, **Lílian Nakamura**, **Denise Rennó**, **Rogério Sonoki**, **Vicente Muratore**, **Eduardo Inada**, **Dino Kon**,

Ao **Prof Dr. José Antonio Lupi da Veiga**, pela amizade e pelo incentivo à docência e à carreira acadêmica.

Aos **Profs Drs Tomie Nakakuki de Campos**, **Pedro Tortamano Neto**, **Fernando da Cunha Ribeiro**, **Ivo Contin** e **Hideki Yoshida** da **Disciplina de Prótese Fixa da FOU SP**.

À **Profa Dra. Maria Cecília Milluzzi Yamada** do **Departamento de Prótese da FOU SP**.

Aos **Profs Drs Nemitala Added, Márcia de Almeida Rizzutto e Manfredo Harri Tabacknicks** do Instituto de Física da USP.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP** por conceder a verba de auxílio à pesquisa em processo nº **03/06702-5** que possibilitou a construção do Polariscópio Circular que foi alocado no Departamento de Prótese da FOU SP.

Ao Laboratório **ERO Prótese**, na pessoa do Sr. **Elias**, que coordenou os trabalhos laboratoriais com uma enorme dedicação e presteza.

À **Conexão Sistemas de Próteses**, na pessoa do Sr. Rodolfo e do Sr. João Vaiano, pelo incentivo à realização desta pesquisa.

Às secretárias do Departamento de Prótese da FOU SP **Coraci, Regina, Sandra e Valdinéa**, pelo auxílio constante com as tarefas do dia a dia.

Ao **IPT**, na pessoa do físico Mestre **Antonio Gentil**, que auxiliou no projeto do Polariscópio.

Aos amigos da **Unicamp**, **Poliana, Claudia**, e os **Profs Drs Mauro Nóbilo e Guilherme Henriques** pois aprendemos juntos com as dificuldades na elaboração dos trabalhos em fotoelasticidade.

À **CAPES** pela bolsa de Mestrado no programa Demanda Social.

À **Karen** pelo apoio, amizade e pelo auxílio com a impressão deste documento.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho e também na minha formação pessoal e profissional,

MEUS MAIS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

*Melhor ser um ser humano insatisfeito do que um porco satisfeito;
melhor ser Sócrates insatisfeito do que um tolo satisfeito.
E se o tolo, ou o porco for de outra opinião,
é que conhece apenas o seu lado da questão.
A outra parte na comparação conhece ambos*

John Stuart Mill

*Evitemos la muerte en suaves cuotas,
recordando siempre que estar vivo
exige un esfuerzo mucho mayor
que el simple hecho de respirar.
Solamente la ardiente paciencia hará que conquistemos
una espléndida felicidad.*

Pablo Neruda

*A descoberta consiste em ver o que todos viram e em
pensar no que ninguém pensou*

Albert Von Szent-Gyorgyi

Markarian RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos - análise fotoelástica e dinâmica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.

RESUMO

Em próteses sobre implantes, o recobrimento oclusal com materiais pouco rígidos como os acrílicos, é por vezes utilizado por supostamente reduzir a carga transmitida ao osso, entretanto não existe um consenso na literatura sobre a sua efetividade. O objetivo deste trabalho foi comparar, por análise fotoelástica e dinâmica, a transmissão de forças após a ação de cargas sobre próteses unitárias sobre implantes em função dos materiais protéticos.

Confeccionou-se um modelo em resina fotoelástica com anatomia semelhante à região de pré-molares inferiores, contendo um implante de hexágono interno de 3,75 x 11,5 mm. Foram elaboradas três tipos de próteses em materiais com rigidez decrescente: 1- Metálica (alta rigidez); 2- Resina composta (rigidez moderada), 3- Com um disco de EVA interposto com $h=2,5$ mm (baixa rigidez). Por meio de um polariscópio circular, observou-se qualitativamente a tensão gerada no modelo durante a aplicação de forças axiais de 100 N, em regime compressivo, sobre cada tipo de prótese. Para a análise dinâmica, realizou-se um modelamento físico de cada um dos três sistemas implante-prótese com modelos de Voigt. A partir daí, uma representação matemática dos sistemas foi deduzida e resolvida, levando em consideração as propriedades mecânicas dos diferentes materiais testados, como o módulo de elasticidade (E), o coeficiente elástico (k) e a constante de amortecimento

(c). Para representar uma carga mastigatória fisiológica, foi aplicado um pulso de força senoidal com duração de 0,25 s e intensidade máxima de 100 N, segundo a expressão $f(t) = 50 - 50 \cdot \cos(8\pi t)$.

Observou-se na análise fotoelástica que após a aplicação de 100N, surgiram tensões na região apical e na cervical dos implantes, com intensidade e localização similares entre os três tipos de prótese. A análise dinâmica mostrou que a força de 100N aplicada na prótese é totalmente transmitida ao implante instantaneamente. Os resultados das análises concordam entre si e mostram que não é possível amortecer as forças mastigatórias por meio dos materiais oclusais.

Palavras-Chave: Implantes osseointegrados – Prótese dentária – Análise dinâmica– Fotoelasticidade – Biomecânica – materiais oclusais – prótese

Markarian RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos - análise fotoelástica e dinâmica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.

ABSTRACT

Less rigid occlusal materials such as acrylic resins are often used in prosthesis over implants because they are supposed to diminish the loads transferred to the bone; however there is no scientific evidence to support this theory.

The objective of this work was to compare by photoelastic and dynamic analysis the load transfer after occlusal loads over single prosthesis over implants, varying the occlusal materials.

A photoelastic model was created, with an anatomy similar to an inferior premolar region. An internal hexagon implant (3,75 x 11,5 mm) was put in this model. Three different types of prosthesis were constructed with decrescent stiffness: 1- Metallic (higher stiffness); 2- Composite resin (moderate stiffness); 3- With an EVA disc interposed (fewer stiffness). By means of a circular polariscope, the stress generated in the model with a compressive axial load of 100 N, was observed for each prosthesis. For the dynamic analysis, a physical modeling of each implant-prosthesis was carried out with Voigt models. After that, a mathematical representation of the systems was deduced and solved, taking into account the mechanic properties of the different materials, like the elastic modulus (E), the elastic coefficient (k) and the damping constant (c). To represent a physiologic masticatory load, a senoidal force

was applied, during 0,25 s and maximum load of 100 N, by the expression

$$f(t) = 50 - 50 \cdot \cos(8\pi t).$$

With the photoelastic analysis, it was observed that stresses were generated at the apical and cervical regions of implants, with similar intensity and patterns between the three types of prosthesis. The dynamic analysis, showed that the loads applied over the prosthesis are transferred to the implant instantaneously. The results of both analyses are in agreement that it is not possible to damp masticatory loads by means of occlusal materials.

Keywords: Osseointegrated implants – Dental Prosthesis – dynamic analysis – photoelasticity – biomechanics – occlusal materials – prosthesis

LISTA DE QUADROS

- Quadro 4.1 Módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson dos materiais utilizados neste estudo. *Foram incluídos como parâmetros de comparação.....64
- Quadro 4.2 Algumas propriedades físicas e mecânicas do Ethyl-vinil-etileno (EVA) Disponível em: URL: http://www.planetaplastico.com.br/litera/prop_fisicas.php.64
- Quadro 4.3 Prótese Metálica- Parâmetros considerados nos cálculos. A massa e dimensões foram obtidas diretamente do Corpo de Provas.....71
- Quadro 4.4 Prótese em Resina - Parâmetros considerados nos cálculos. As massas e dimensões foram obtidos diretamente do Corpo de Provas.73
- Quadro 4.5 Prótese em EVA - Parâmetros considerados nos cálculos. As massas e dimensões foram obtidos diretamente do Corpo de Provas.75
- Quadro 5.1 Resultados obtidos por meio da análise dinâmica.....87
- Quadro 6.1 Estudos comparativos entre as propriedades biomecânicas de materiais oclusais utilizados em implantodontia. (*) melhor resultado biomecânico, (**) pior resultado biomecânico, (S) com diferenças biomecânicas, (N) sem diferenças biomecânicas, (I) Forças de impacto, (E) forças estáticas, (O) oclusão, (-) não especificado, (IV) in vivo, (IVT) in vitro, (S) simulação computacional, (FEM) método dos elementos finitos.95

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1	Comportamento da força pelo tempo, de acordo com o material oclusal, segundo Skalak (1983).....	34
Figura 2.2	Corpo sob compressão axial.....	50
Figura 2.3	Sistema massa-mola	51
Figura 2.4	Modelo de Voigt.	52
Figura 4.1	Arranjo dos filtros e suas respectivas angulações, para um polarizador circular ajustado em campo escuro (Adaptado de Ferreira Jr (2003)).....	57
Figura 4.2	A – Máquina de ensaios universais, B – Corpo de prova, C – Filtros polarizadores, D – Fonte de luz, E – filmadora digital, F – Aquário contendo óleo mineral.	58
Figura 4.3	Modelo em gesso contendo um análogo de implante com hexágono interno	58
Figura 4.4	Resina fotoelástica (PL-2, Vishay Measurements group)	58
Figura 4.5	Resina fotoelástica vertida em um Becker, sendo espatulada com um bastão de vidro	59
Figura 4.6	Bomba a vácuo utilizada para remover as bolhas da resina fotoelástica líquida	59
Figura 4.7	Modelo fotoelástico contendo um análogo de implante com hexágono interno	59
Figura 4.8	Próteses com alta (A), média (B) ou baixa (C) rigidez, posicionadas sobre o modelo fotoelástico	60
Figura 4.9	Representação e funcionamento mecânico e do sistema com baixa rigidez em repouso (A), com ação de uma força vertical (B).....	60
Figura 4.10	Disco de metálico em liga de CuAl que foi posicionado sobre o corpo de prova a ser testado	60
Figura 4.11	Ordem de resolução da análise dinâmica.....	67
Figura 4.12	Modelo representando a prótese metálica. K_1 = constante elástica do metal; F = força solicitante; m_1 = massa do metal; x_1 = deslocamento que ocorre ao longo do tempo.....	68

Figura 4.13	Modelo representando com uma base metálica e uma cobertura oclusal de resina composta. O corpo 1 representa a cobertura em resina e o corpo 2 representa a base em metal. K = constante elástica; F = força solicitante; m = massa; x = deslocamento que ocorre ao longo do tempo	69
Figura 4.14	Sistema correspondente à prótese com baixa rigidez. O corpo 1 representa a cobertura em resina, o corpo 2 é a camada de elastômero e o corpo 3 representa a base em metal. K = constante elástica; F = força solicitante; m = massa; x = deslocamento que ocorre ao longo do tempo; C = constante de amortecimento	69
Gráfico 4.1	Força aplicada aos sistemas modelados pelo tempo.	76
Figura 5.1 –	Padrão de franjas fotoelásticas obtidas obtido com a aplicação de 100 N sobre uma prótese metálica	79
Figura 5.2	Padrão de franjas fotoelásticas obtidas obtido com a aplicação de 100 N sobre uma prótese em resina	79
Figura 5.3	Padrão de franjas fotoelásticas obtidas obtido com a aplicação de 100 N sobre uma prótese em EVA	79
Gráfico 5.1	Deformação induzida em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese metálica ($m \times ms$)	80
Gráfico 5.2	Comportamento da força pelo tempo, na base, após a aplicação do pulso de força na prótese metálica	81
Gráfico 5.3	Deformação induzida à massa 1 (camada de resina), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em resina	81
Gráfico 5.4	Deformação induzida à massa 2 (camada de metal), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em resina	82
Gráfico 5.5	Comportamento da força pelo tempo, na base, após a aplicação do pulso de força na prótese em resina	82
Gráfico 5.6	Deformação induzida à massa 1 (camada de resina), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em EVA.....	84

Gráfico 5.7	Deformação induzida à massa 2 (camada de elastômero), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em EVA.....	84
Gráfico 5.8	Deformação induzida à massa 3 (camada de metal), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em EVA.....	85
Gráfico 5.9	Comportamento da força pelo tempo, na base, após a aplicação do pulso de força na prótese em EVA	86
Gráfico 5.10	Forças de inércia	87

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

a	aceleração
c	constante de amortecimento
cm	centímetro
CuAl	cobre-alumínio
E	módulo de elasticidade
EDO	equação diferencial ordinária
F	força
G	giga (10^9)
gr	grama
h	hora
h	altura
IME	componente intramóvel
J	joule
k	constante elástica
Kg	quilograma
Lb	libra
M	mega (10^6)
m	metro
m	massa
min	minuto

mm	milímetros
ms	milisegundo
N	Newton
NiCr	níquel-cromo
Pa	pascal
rad	radianos
s	segundo
t	tempo
u	força aplicada
x	deslocamento

LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}$	graus angulares
c_c	constante de amortecimento crítico
c	constante de amortecimento viscoso
%	porcentagem
ϕ	diâmetro
l	comprimento
ν	coeficiente de Poisson
η	razão de rigidez
π	uma constante (3,1416...)
ω	frequência angular
μ	micro (10^{-6})
σ	tensão
ε	deformação
ζ	fator de amortecimento crítico

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	24
2 REVISÃO DA LITERATURA	27
2.1 Materiais oclusais utilizados em próteses sobre implantes.....	27
2.2 Utilização de barreiras em materiais com baixa rigidez sobre implantes .	34
2.3 Carga progressiva.....	39
2.4 Biomecânica em implantes	40
2.5 Biomecânica do ligamento periodontal	42
2.6 Dinâmica da oclusão e movimentos mastigatórios	43
2.7 Materiais utilizados no estudo	44
2.8 Polarização da luz e Fotoelasticidade	45
2.9 Propriedades mecânicas dos materiais	46
2.10 Metodologia de análise dinâmica	50
3 PROPOSIÇÃO	53
4 MATERIAL E MÉTODOS	54
4.1 Material.....	54
4.2 Metodologia	55
5 RESULTADOS	78
5.1 Fotoelasticidade	78
5.2 Análise Dinâmica.....	78
6 DISCUSSÃO	89
7 CONCLUSÕES	99
REFERÊNCIAS	100
ANEXOS	105

1 INTRODUÇÃO

Após a instalação cirúrgica de um implante de titânio endósseo, inicia-se um processo de reparação que pode levar à uma união biológica entre o metal e o osso, por meio de um fenômeno denominado osseointegração, descrito pela primeira vez por Branemark et al. (1969). Uma vez alcançada a osseointegração, acredita-se que nem o osso, nem o implante deveriam ser mecanicamente sobrecarregados, pois podem haver perdas ósseas ou fraturas nos componentes.

O comportamento biomecânico de implantes osseointegrados difere daquele de dentes naturais, pois por serem mais rígidos e não possuírem ligamento periodontal, acabam transmitindo maiores cargas ao osso adjacente (BIDEZ; MISCH, 1992), entretanto, não é possível quantificar a intensidade de força que pode levar a uma sobrecarga, pois a capacidade óssea individual de suportar forças apresenta uma grande variabilidade.

Por outro lado, o efeito prejudicial de sobrecargas oclusais é conhecido, pois pode causar perdas ósseas cervicais (BRUNSKI, 1999), fratura de implantes e soltura de componentes (BIDEZ; MISCH, 1992).

Dessa forma, alternativas para minimizar as forças transmitidas por implantes vêm sendo estudadas, entre elas, variações na disposição dos implantes, na sua forma e tamanho, na forma das próteses, nos requisitos oclusais, nos componentes protéticos e nos materiais das próteses sobre implantes (SKALAK, 1983; PAPAVALIOU et al., 1996; BRUNSKI, 1999; SPIEKERMANN, 2001).

Postulou-se na literatura que a biomecânica dos implantes seria aperfeiçoada se houvesse uma mobilidade semelhante à permitida pelo ligamento

periodontal (RICHTER, 1989; AKPINAR; ANIL; PARNAS, 2000), já que o dente se desloca com um comportamento viscoelástico não linear, devido à presença do ligamento periodontal (YOSHIDA et al., 2001) enquanto que o deslocamento do implante ocorre às custas da deformação óssea e do próprio material no qual o implante foi confeccionado, com um comportamento linear e elástico.

Foram feitas tentativas nesse sentido com a utilização de materiais com baixa rigidez entre os componentes protéticos e como revestimento oclusal (GAGGL; SCHULTES, 2001). Kirsch (1983) propôs a utilização de um sistema de implantes contendo um componente intermediário plástico, que imitaria as propriedades do ligamento periodontal. Algumas pesquisas que estudaram esse sistema não foram capazes de demonstrar benefícios na sua utilização (MCGLUMPHY; CAMPAGNI; PETERSON, 1989; VAN ROSSEN et al., 1990).

Foi proposto por Skalak (1983) que a utilização de próteses em resina contribuiria para dissipar parte significativa das forças de impacto da mastigação, devido à baixa rigidez do material. Anusavice (1998) afirma também que a resina acrílica age como um sólido borrachóide apresentando um comportamento resiliente, ou seja, com capacidade de absorver impacto e parte da energia quando recebe tensões aquém do que seu limite de proporcionalidade, sendo que o mesmo não ocorre para uma porcelana que é rígida.

Baseado nesses conceitos, o emprego de superfícies oclusais em resina vem sendo preconizado em protocolos clínicos de implantodontia, como o de carregamento progressivo do osso (MISCH, 1993). Entretanto, a literatura não é definitiva na comprovação dos benefícios de resinas como recobrimento oclusal de próteses sobre implantes (SENDYK, 1998; INAN; KESIN, 1999). O hiato existente entre as teorias clássicas a respeito dos materiais protéticos e os achados

experimentais, dá margem a questionamentos sobre as reais implicações biomecânicas dos procedimentos clínicos atuais.

A análise fotoelástica tem sido amplamente utilizada em odontologia para estudar a distribuição de tensões ao redor de dentes naturais pilares de próteses parciais removíveis e de próteses parciais fixas (DEINES et al., 1993; UEDA et al., 2004); ou ao redor de implantes osseointegrados sob sobredentaduras; (FEDERICK; CAPUTO, 1996). O modelo fotoelástico é uma massa plástica homogênea diferente do osso humano que é constituído de osso cortical e osso esponjoso. Sendo assim, a magnitude do stress do osso real pode ser diferente do modelo fotoelástico, contudo a localização e padrão geral de stress são semelhantes. Esta técnica propicia uma visão bidimensional, dando informação relativa da magnitude e concentração de stress (INAN; KESIN, 1999).

A dinâmica lida com o movimento dos corpos sob a ação das forças (CREDE, 1972). Seus princípios estão fundamentados em dois pré-requisitos. O corpo deve ter grande massa e ser movimentado em alta velocidade. Além disso, pela aplicação da força por um período curto de tempo, são produzidas acelerações consideráveis e também deformações nos corpos. Não existe um consenso na literatura se o carregamento exercido pela mastigação sobre os dentes apresentar natureza dinâmica ou estática. Spiekerman (2001) e Davis, Rimrott e Zarb (1988) acreditam que existem forças estáticas, pois a velocidade de fechamento da boca no momento do toque entre os dentes é muito reduzida para caracterizar um impacto. Skalak (1983), entretanto, afirma que há forças dinâmicas envolvidas, pois acredita que o encontro dos dentes representa um impacto.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Dada a abrangência dos tópicos relacionados a este estudo, optou-se dividir a revisão da literatura em 10 capítulos, sendo eles: 1- avaliação dos materiais oclusais utilizados em próteses em próteses sobre implantes; 2- Utilização de barreiras em materiais com baixa rigidez sobre implantes; 3- Carga Progressiva; 4- Biomecânica em implantes; 5- Biomecânica do Ligamento Periodontal; 6- Dinâmica da oclusão e movimentos mastigatórios; 7- Materiais utilizados no estudo; 8- Polarização da luz e Fotoelasticidade; 9- Propriedades mecânicas dos materiais; 10- Metodologia de análise dinâmica.

2.1 Avaliação dos materiais oclusais utilizados em próteses sobre implantes

Bassit, Lindstrom e Rangert (2002) utilizaram extensômetros para medir a força transferida a um implante após a aplicação de um choque in vivo e in vitro, sobre coroas em dois tipos de materiais para revestimento oclusal como resina e porcelana. Houve uma diferença entre o tempo de transmissão da força nos modelos in vivo e in vitro, com intervalos até a força máxima de 0,1 s e 3×10^{-3} s respectivamente. A diferença se deve provavelmente à resiliência do dente antagonista, do osso alveolar e pela ação muscular. Observaram que os diferentes materiais oclusais não levaram a diferenças nos resultados entre os pacientes. Afirmaram que a diferença entre a resiliência da resina acrílica e da cerâmica não seria suficiente para causar uma modificação clínica significativa na transmissão de

forças por próteses. Sugere-se ainda a criação de um modelo in vitro com menor resiliência para demonstrar esse fenômeno. Dessa forma, os autores afirmaram que o material oclusal não é um fator que interfere sobre a transmissão de forças aos implantes.

Çiftçi e Canay (2001) avaliaram pelo método dos elementos finitos a distribuição de tensões em sobreestruturas sobre implantes induzidas com diferentes materiais de revestimento oclusal. Foram utilizados uma porcelana, uma resina acrílica, uma resina composta com micropartículas e um cerômero. As maiores tensões foram verificadas nos modelos com menor módulo de elasticidade, provavelmente devido ao fato de que os materiais de revestimento tiveram que absorver a maior parte da deformação e deslocamento. As tensões permaneceram concentradas na região marginal da prótese. O maior deslocamento ocorreu com a resina acrílica, o que gerou também regiões com maiores tensões nas sobreestruturas.

Çiftçi e Canay (2000) investigaram os efeitos de vários materiais na fabricação de próteses fixas sobre implantes pelo método dos elementos finitos. Os materiais estudados foram uma porcelana, uma liga de ouro, uma resina composta, uma resina composta reforçada e uma resina acrílica. As próteses foram carregadas com uma força estática de 500 N. As tensões se concentraram na cortical ao redor da cervical dos implantes, principalmente pelo lado lingual. A porcelana e a liga de ouro produziram as maiores tensões. As tensões geradas pela resina acrílica e pela resina composta reforçada foram 25 % e 15 % menores, respectivamente, do que para a porcelana e o ouro.

Duyck et al. (2000) investigaram a influência dos materiais protéticos na carga de implantes invivo por meio de extensômetros. Próteses em metal e em

resina acrílica foram instaladas nos pacientes, sendo submetidas a cargas controladas de 50 N em diversas posições ao longo da superfície oclusal, e durante a mordida em máxima intercuspidação. Os resultados mostraram uma melhor distribuição de momentos nas próteses metálicas em comparação com as acrílicas. Nenhuma alteração nas cargas foi verificada.

Mericske-Stern et al. (2000) realizaram medidas *in vivo* das forças transmitidas por uma prótese fixa com oclusais em cerâmica, e uma *overdenture*, totalmente em resina, retida sobre 5 implantes. Como metodologia utilizou transdutores piezoelétricos que permitiram registros de força em 3 dimensões. Verificaram que os padrões mastigatórios foram similares e que a transmissão de forças para os implantes foi semelhante para ambos os tipos de próteses.

Soumeire e Dejou (1999) verificaram a capacidade de uma resina composta, de uma liga de ouro e uma cerâmica absorverem tensões quando aplicados sobre uma prótese sobre implante. Os autores mediram a amplitude máxima da força transmitida e o tempo para atingir o pico de força, após a aplicação de uma carga de impacto de 100 N. A liga de ouro transmitiu a maior força no menor tempo. A resina composta não reduziu a amplitude da força de impacto quando comparada à cerâmica. Entretanto, o tempo para o pico de força foi mais longo para a resina do que para a cerâmica.

Inan e Kesin (1999) avaliaram os efeitos dos materiais utilizados nas superfícies oclusais na distribuição de tensões por próteses sobre implantes. Foi utilizado um modelo mandibular fotoelástico no qual foram inseridos dois implantes. As superestruturas foram confeccionadas em Ni-Cr e revestidas por cinco materiais diferentes: acrílico, porcelana, duas resinas compostas fotoativadas e a própria liga de Ni-Cr. Houve aplicação de cargas verticais e oblíquas que induziram diferentes

resultados. A maior concentração de stress foi verificada com a prótese em porcelana, seguida pela em acrílico. As resinas compostas apresentaram comportamento equivalente, enquanto que o menor stress foi verificado com a prótese em Ni-Cr. Os autores concluem que as próteses sobre implantes deveriam ser construídas com as oclusais metálicas ou em resina composta fotoativada.

Stegaroiu et al. (1998) avaliaram os efeitos dos materiais protéticos na distribuição de tensões no osso, nos implantes e componentes protéticos quando uma liga de ouro, porcelana ou resina acrílica é utilizada em próteses sobre implantes de 3 elementos, sem a utilização de supraestrutura metálica. Pelo ensaio em elementos finitos verificou-se que na maioria dos componentes estudados, as tensões no modelo com resina acrílica foram similares ou maiores do que para os outros dois materiais, existindo uma maior concentração de tensões na região entre o implante e o abutment. Os autores concluem que a capacidade de amortecimento de cargas pelas resinas acrílicas não pôde ser demonstrada.

Sendyk (1998) realizou um estudo em elementos finitos no qual verificou que não há diferenças na magnitude da transferência de tensões ao osso, quando comparados porcelana e resina como materiais de cobertura oclusal.

Sertgoz (1997) realizou um estudo por elementos finitos, do efeito dos materiais da supra-estrutura na distribuição de stress em uma prótese fixa sobre seis implantes. Utilizou como variáveis três materiais oclusais: resina, resina composta e porcelana; e quatro materiais para a supra-estrutura: ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio. Observou após a aplicação de 172 N que a utilização de supra-estruturas com módulos de elasticidade mais baixos não levou a diferenças substanciais no padrão de tensões e concentrou as tensões nos parafusos das

próteses. Afirma que o uso da resina acrílica como material absorvedor de tensões, conforme postulado por Skalak (1983), não deve ser válido.

Papavasiliou et al. (1996) estudaram, pelo método dos elementos finitos, a possibilidade de as cargas oclusais causarem microfraturas no osso. Introduziram fatores de variação, como diferentes tipos de mandíbulas, materiais de revestimento oclusal, a ausência de osso cortical, diferentes elementos intramóveis, direção de carregamento e níveis de carregamento. Não foram verificadas diferenças entre os materiais oclusais, e a ausência de osso cortical aumentou as tensões da interface. O uso de elementos intramóveis diminuiu as tensões. As tensões aumentam nas menores mandíbulas. As cargas oblíquas aumentaram as tensões em 15 vezes. Concluíram que as condições que favorecem as microfraturas são as cargas oblíquas, altas magnitudes de tensões oclusais e a ausência de osso cortical.

Cibirka et al. (1992) compararam a transmissão de forças ao osso humano de cadáver por superfícies oclusais de próteses em ouro, porcelana e resina em próteses sobre implantes unitárias. Foram instalados 3 extensores no implante posicionado na mandíbula do cadáver, sendo que a força foi aplicada por uma máquina de ensaios universais. Não foram encontradas diferenças na absorção de forças entre os materiais testados.

Hobkirk e Psarros (1992) mediram as forças mastigatórias em indivíduos portadores de próteses parciais fixas sobre implantes. Os pacientes realizaram ciclos de mastigação com uma prótese com dentes em porcelana e em seguida outra com dentes em resina. Foram utilizados diferentes alimentos como cenoura, pão e nozes. Não foram encontradas diferenças nas forças mastigatórias, nem no padrão de mastigação, em função do material oclusal.

Naert et al. (1992) acompanharam 146 pacientes nos quais foram instalados 509 implantes dentários, sendo que 217 próteses fixas parciais foram planejadas. Houve 3,9 e 1,4 % de perdas de implantes para a maxila e mandíbula respectivamente. O uso de porcelana ou de resina como revestimento oclusal não influenciou a perda óssea marginal ao redor dos implantes. Houve dificuldades técnicas de acordo com os materiais utilizados, sendo que a fratura da resina oclusal foi comum, ocorrendo em 20 % dos pacientes. O uso de porcelanas dentárias prejudica a passividade de adaptação das próteses. Os autores afirmam que o uso de porcelana como revestimento oclusal é recomendado por permitir uma maior longevidade, estética e menores complicações clínicas.

Gracis et al. (1991) analisaram o efeito de amortecimento de cinco materiais restauradores utilizados em próteses sobre implantes, quando submetidos a forças de impacto. Esses materiais foram utilizados em próteses sobre um implante unitário, sendo eles liga de ouro, liga nobre para metalocerâmica, porcelana, resina fotoativada, resina polimerizada por calor e pressão. Os autores verificaram que as duas resinas reduziram as forças de impacto em 50% quando comparadas às porcelana ou às ligas.

Davis, Rimrott e Zarb (1988) verificaram pelo método de elementos finitos, que a resina acrílica é benéfica por reduzir as tensões em situações de impacto, que podem ocorrer quando o paciente oclui sobre um corpo estranho inadvertidamente, ou em decorrência de um trauma mecânico. A resina absorve parte do impacto aplicado e apresenta maior deslocamento. Foram utilizados os seguintes parâmetros: velocidade de 133 mm/s (no ensaio de impacto), peso de 20 Kg. Os autores também verificaram que a porcelana foi superior sob cargas estáticas, pois reduziu as tensões na estrutura e nos implantes. Os efeitos do amortecimento dentro

dos materiais não foram levados em consideração para calcular os resultados de impacto. Os efeitos de impacto entre duas estruturas depende da velocidade, da massa e do módulo de elasticidade das estruturas. Afirmam que um impacto à velocidade de 133 mm/s é considerado muito lento para cálculos de engenharia, porém está próximo da média populacional.

Skalak (1983) afirma que em próteses sobre implantes, a distribuição de cargas depende da rigidez dos vários componentes envolvidos, da sua geometria e do seu arranjo. Uma análise completa desse sistema mecânico deveria levar em consideração não só as equações de mecânica estática, mas também as deformações da prótese e do tecido ósseo sob torção e dobramento. Entretanto, análises com suposições simplificadas irão ser úteis para realizar simulações biomecânicas. Grandes cargas de impacto podem ser geradas durante a mastigação, se um objeto for inadvertidamente encontrado. O autor afirma que uma prótese totalmente metálica funciona como um corpo único e rígido, e irá promover a transmissão de uma grande força, em um período longo de tempo. Entretanto, se existir um revestimento plástico na superfície oclusal de um dente, haveria um aumento no tempo de transmissão de uma força aplicada, com redução de seu pico (Figura 2.1). Esse fenômeno de absorção de impactos seria causado pelo menor módulo de elasticidade, e, conseqüentemente, menor rigidez das resinas. O autor afirma ser essencial que nem os implantes ou o osso sejam sobrecarregados além da sua capacidade de fadiga em longo prazo.

O sistema Branemark (Nobelpharma USA, Chicago, Ill) inicialmente preconizou que as faces oclusais das próteses sobre implantes deveriam ser em resina. O principal suporte para esse conceito seria que as superfícies oclusais em

acrílico amorteceriam as forças de mastigação, o que levaria a uma carga relativamente fisiológica da interface osso-implante (ADELL et al., 1981).

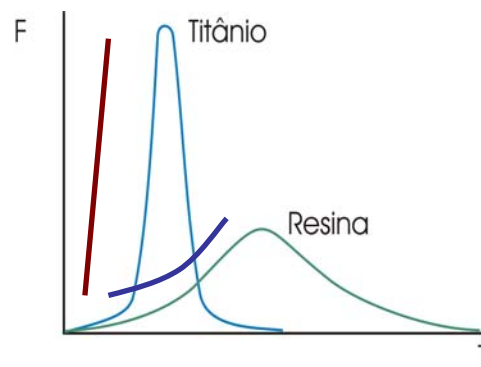


Figura 2.1 – Comportamento da força pelo tempo, de acordo com o material oclusal, segundo Skalak (1983)

2.2 Utilização de barreiras em materiais com baixa rigidez sobre implantes

Carvalho, Vaz e Simões (2003) realizaram uma investigação sobre as tensões geradas por cargas de impacto sobre implantes em uma mandíbula cadavérica. Foi utilizado um sistema de implantes não convencional, no qual posicionou uma barreira de elastômero na oclusal do dente. Os autores concluem que a utilização da barreira de elastômero seria benéfica, pois se verificou que no sistema de implante não convencional houve a diminuição dos picos de força.

Carvalho et al. (2002) realizaram um estudo por elementos finitos para comparar um sistema de implante dentário, no qual foi interposto um elastômero na interface do dente com o implante, com um sistema convencional. A colocação desse material teve como objetivo atenuar a intensidade das tensões que são transferidas para o tecido ósseo circundante. Verificou-se que a camada de elastômero gerou padrões de distribuição de tensões semelhantes para ambas as situações, porém causou a atenuação das tensões transmitidas ao osso em algumas regiões do implante.

Gaggi e Schultes (2001) apresentaram um modelo de implante contendo anéis de silicone que ficam presos dentro da cabeça do implante pela instalação de um parafuso de fixação. Segundo os autores, o implante apresentou flexibilidade similar aos dentes humanos e deveria evitar danos periimplantares causados por forças de stress.

Akpinar, Anil e Parnas (2000) realizaram um estudo em elementos finitos para verificar as tensões formadas ao redor de um implante e um dente natural antagonista sob função. Observaram uma menor intensidade de stress no implante que continha um pilar intramóvel. Porém o antagonista apresentou maior stress.

Sheets e Earthman (1993) afirmam que as forças mastigatórias aplicadas a uma prótese geram uma onda de tensões que se propagam no corpo. Essa energia é atenuada enquanto ela se propaga por uma pequena distância em um material de baixa rigidez. Entretanto, as ondas se propagam rapidamente em materiais mais rígidos, antes que ocorra alguma absorção de energia. Dessa forma, a aplicação de um material com alta absorção de energia em uma prótese sobre implante unido a um dente natural poderia evitar a intrusão do dente natural que é observada em alguns casos. Utilizaram o encurtamento do pilar do implante para criar uma camada

mais espessa de cimento na união dente-implante, na tentativa de promover uma estrutura que amortecesse as cargas sobre o sistema.

Van Rossen et al. (1990) analisaram a distribuição de tensões no osso ao redor do implante com e sem elementos de polioximetileno absorvedores de tensões em implantes unitários e implantes unidos à dentes naturais. Por meio de análise de elementos finitos variou-se o módulo de elasticidade de um componente interno entre 0,15 GPa, imitando uma estrutura com comportamento resiliente, e 110 GPa, imitando uma estrutura de titânio. Quando uma carga de 500 N foi aplicada sobre o implante unitário, os resultados encontrados mostraram que a distribuição de tensões ao redor do implante com o componente menos rígido é semelhante à que ocorre quando existe um componente interno metálico. Quando foi simulada a união entre dente e implante por meio de uma prótese parcial fixa, as maiores tensões foram encontradas na região do pescoço do implante ao lado do pântico. Entretanto quando se utilizou o componente resiliente, as tensões geradas foram mais homogêneas e com menores picos.

McGlumphy, Campagni e Peterson (1989) estudaram a transmissão de tensões no osso quando aplicado um deslocamento de 1 mm em extensões tipo cantilever em implantes (IMZ) e Screw-Vent, com e sem elementos resilientes de polioximetileno, por meio de análise fotoelástica. Concluíram que a instalação de um componente interno resiliente não alterou o padrão de tensões geradas. Verificaram ainda que uma mesma força de 5 lb foi necessária para deslocar o cantilever nas duas situações.

Richter, Orschall e Jovanovic (1990) verificaram se a biomecânica da união entre dente e implante poderia ser beneficiada pela incorporação de um elemento

com menor rigidez. Observaram uma redução de 20 vezes nas tensões no modelo com esse elemento sob cargas axiais.

Richter (1989) afirmou que existe a necessidade de romper forças aplicadas aos implantes por meio de elementos integrados de absorção de impactos para evitar a sobrecarga e acúmulo de tensões nos implantes osseointegrados. Afirma que a rigidez de um implante é da ordem de 10.000 N/mm, sendo, portanto entre 10 e 100 vezes menor que a de dentes. O autor realiza várias simulações biomecânicas, obtendo conclusões como: em uma dentição natural, os dentes se intruem até 30 micrômetros, quando os dentes se contactam com uma transmissão de 5 N aproximadamente. Em um caso contendo um dente natural se opondo a um implante, o maxilar precisa exercer uma força de 16 N para deslocar o implante pelos mesmos 30 micrômetros. Isto significa que os implantes são sujeitos a forças muito maiores do que a dentição natural, e que provavelmente o dente antagonista provavelmente compensaria o menor de deslocamento existente no implante. O autor enumera algumas possibilidades de diminuir a força sobre os implantes: 1 - a eliminação dos contatos oclusais, o que deveria promover um espaçamento de ao mínimo 10 micrometros entre o implante e o dente antagonista. Essa situação promoveria uma redução parcial das cargas transmitidas e não modificaria o conceito do implante; 2 - a integração de um coxim, que agiria como uma mola e modificaria a biomecânica do implante de modo a se assemelhar à fase secundária (elástica) do deslocamento de um dente; 3 - a integração de um elemento que apresente uma deformação em duas fases, conforme ocorre em um dente natural (fases viscoelástica e elástica). Entre as três situações a mais favorável ocorreria na última.

Horshaw e Brunski (1988) estudaram a rigidez de quatro sistemas de implantes, Driskell Bioengineering, Branemark, Flexiroot e IMZ, sendo que os dois últimos continham elementos intramóveis. Aplicou-se uma carga compressiva sobre os implantes acoplados aos pilares, com pico de compressão de 150 N por 2 s. O comportamento das cargas foi linear para todas as situações estudadas. Os valores medidos foram IMZ: 2,57 N/ μm ; Flexiroot: 4,11 N/ μm ; Branemark 4,55 N/ μm ; Db Precision 5,50 N/ μm . As deformações totais foram: IMZ: 58,4 μm , Flexiroot: 36,5 μm , Branemark 33 μm e Db Precision 27,3 μm . Verificou-se que a rigidez dependeu da extensão da montagem de componentes. Os valores diminuíram entre 20 a 30 % para os implantes sem componentes. O teste verificou diminuição pequena na rigidez para os sistemas IMZ e Flexiroot, quando comparados aos sistemas metálicos.

Lill et al. (1988) estudaram a capacidade de um elemento intramóvel (IMZ) imitar a mobilidade dentária. Foram construídos corpos de prova contendo ou não o elemento intramóvel, sobre os quais encaixaram-se coroas de plástico, ouro ou cerâmica. Sobre cada uma dessas coroas foi aplicada uma força axial de 100 N, com ciclo de 30 s, totalizando 4 ciclos. A deformação de coroas plásticas foi sempre maior do que a de cerâmica ou a metálica. O comportamento das cerâmicas e dos metais foi semelhante. O uso do elemento intramóvel aumentou a deformação entre 9 e 18 μm em todos os casos.

Segundo Brunski (1988), o papel da rigidez dos elementos componentes na biomecânica dos implantes não estaria bem definido. A rigidez em uma direção, por exemplo, a axial, poderia se assemelhar a uma “constante elástica (k)”, mantendo a proporcionalidade entre a carga na mola durante a sua deflexão. O autor afirma que a rigidez axial existente em um implante depende das propriedades do implante e do

tecido. O deslocamento apical total do implante frente a uma força seria, portanto, a soma da deformação do implante, componentes e do osso.

Kirsch (1983) descreveu o funcionamento de um sistema de implantes (IMZ), ao qual foi incorporada uma peça de polioximetileno entre o implante e o intermediário que possuiria, em princípio capacidade de absorver os esforços aplicados à prótese, denominado intramóvel.

2.3 Carga Progressiva

Em um estudo clínico Rotter, Blackwell e Dalton (1996) acompanharam a estabilidade secundária de implantes osseointegrados que receberam carga progressiva no momento da sua reabertura. Verificaram após 2 anos uma melhor estabilidade nesses implantes em relação àqueles que não receberam qualquer carga.

Na implantodontia, o termo carga progressiva do tecido ósseo foi inicialmente proposto por Misch (1993), a fim de diminuir a perda óssea da crista do rebordo (região cervical do implante) e a falha prematura do implante. O autor apresentou um protocolo para carregamento progressivo do implante que incluía: tempo, dieta, material oclusal, oclusão e desenho da prótese. Segundo esse protocolo (MISCH, 1993; MISCH, 2000) a densidade óssea observada na cirurgia de colocação dos implantes determinava o intervalo de tempo entre as cinco fases de confecção da prótese. No osso com densidade do tipo I, o intervalo necessário entre as fases de confecção da prótese era de uma semana, no osso do tipo II, duas

semanas. Nos ossos do tipo III e IV, o intervalo necessário era de três e quatro semanas respectivamente. Com relação à dieta do paciente, o protocolo recomendava um aumento gradativo da carga sobre a interface osso/implante. Iniciava-se com alimentação macia e, após a segunda e a terceira fase protética, o paciente poderia incluir alimentos do tipo: massa, arroz e peixe. Após a quarta fase protética, a carne poderia ser incluída na dieta. Após a instalação da prótese final, o paciente incluiria todos os tipos de alimento. Como o material da superfície oclusal poderia reduzir a força de impacto sobre a interface óssea do implante, as próteses provisórias durante a fase de carga progressiva eram confeccionadas em acrílico.

2.4 Biomecânica em implantes

Ueda et al. (2004) avaliaram por fotoelasticidade, a transmissão de forças que ocorre quando da aplicação de uma força em uma sobreestrutura fixa sobre três implantes, sendo que, em uma das situações o implante central foi posicionado paralelamente aos demais, e em outra situação com 30° de inclinação. Verificou-se que houve indução de tensões nos modelos após o apertamento dos parafusos de fixação das próteses. Essas tensões foram agravadas após a aplicação de cargas axiais. Houve um menor número de franjas ao redor do implante angulado, e as tensões se localizaram principalmente ao redor dos implantes laterais. As forças foram transmitidas axialmente nos implantes paralelos.

Spiekermann (2001) afirma que as propriedades mecânicas de um sistema biomecânico podem ser analisadas por princípios de estática ou dinâmica.

Entretanto, os efeitos dinâmicos estão vinculados a dois requisitos: o corpo deve ser movimentado com alta velocidade e deve ter uma grande massa. Como regra geral, essa situação não ocorre no sistema mastigatório, no qual a mandíbula se move de forma relativamente lenta e sofre uma desaceleração quando os dentes se aproximam. Por esse motivo o carregamento sobre os dentes, implantes e o osso alveolar podem ser encaradas como um evento quase estático. A aplicação dos princípios de estática simplificaria a análise dos fenômenos.

Durante o período de reparação óssea, a interface osso-implante parece ser sensível à ação de interferências externas, principalmente no que diz respeito às sobrecargas, que podem levar à formação de um encapsulamento fibroso ou fibrocartilaginoso ao seu redor (BRUNSKI, 1999).

Federick e Caputo (1996) realizaram um estudo fotoelástico a respeito da transmissão de tensões geradas por overdentures com implantes paralelos e angulados. Verificaram que uma distribuição mais uniforme de tensões ocorreu quando os implantes foram posicionados paralelamente.

A obtenção de resultados científicos in vivo é extremamente dificultada devido à inabilidade em medir variáveis biológicas, pelas profundas diferenças quantitativas de movimento do implante osseointegrado com o dente natural.

Segundo Deines et al. (1993) fatores como a concentração e magnitude do stress estão sujeitos a algumas variáveis, como o dente antagonista, força oclusal, número de implantes para distribuir a carga, posição do implante, rigidez da prótese e geometria do implante.

A oclusão é um fator importante na determinação da direção de carga. Forças compressivas devem ser as predominantes na oclusão da prótese sobre

implantes, pois são menos nocivas que as forças de tensão. O osso cortical é mais resistente à compressão (BIDEZ; MISCH, 1992).

Branemark et al. (1969) descreveram os resultados obtidos em seus primeiros experimentos envolvendo a osseointegração. Foram descritos os eventos biológicos que ocorrem na osseointegração, bem como a técnica cirúrgica, protética, componentes e instrumentos cirúrgicos utilizados.

2.5 Biomecânica do Ligamento Periodontal

Yoshida et al. (2001) realizaram uma medida in vivo do módulo de elasticidade do ligamento periodontal humano, por meio de medidas de deslocamento em função de uma força aplicada. Afirmam que o ligamento periodontal funciona como um absorvedor de choques durante a mastigação, além de fornecer reações celulares para o remodelamento ósseo. A relação tensão-deformação obtida não foi linear e o módulo de elasticidade variou, portanto, de acordo com os incrementos de carga. Os valores obtidos foram de 0,12 MPa para cargas entre 0 e 0,5 N; 0,25 MPa para cargas entre 0,5-1; 0,44 MPa para cargas entre 1-1,5 N; de 0,69 a 0,96 MPa para cargas entre 1,5-2 N.

Moxham e Berkovitz (1982) realizaram uma revisão de literatura na qual afirmam que o comportamento mecânico do ligamento periodontal apresenta uma relação entre força e deslocamento que não obedece à lei de Hooke, que se assemelha a um comportamento viscoelástico. Seu comportamento poderia ser

representado para a finalidade de estudo por um modelamento utilizando elementos de Maxwell-Voigt.

Segundo Noyes e Solt (1972) quando uma força é aplicada em um dente natural, o limite de movimento é alcançado em uma distância muito pequena e em um tempo também muito pequeno, tornando difícil a medida da velocidade de deslocamento do dente. Afirmam ainda que existem estruturas anatômicas dentárias que possuem as funções de mola e amortecedores das forças aplicadas. As fibras colágenas do ligamento periodontal seriam as responsáveis pelo comportamento de mola, enquanto que o sangue e linfa participariam como amortecedores hidráulicos.

2.6 Dinâmica da oclusão e movimentos mastigatórios

Segundo Bates, Stafford e Harrison (1976) a velocidade do movimento da mandíbula varia conforme ela se aproxima ou se distancia da maxila. O movimento da mandíbula é mais rápido durante a fase de abertura do ciclo mastigatório e diminui no momento antes do fechamento, conforme os dentes se aproximam. O contato dos dentes com o bolo alimentar causará uma diminuição ainda maior da velocidade. Os valores médios de velocidade de fechamento podem ser estimados entre 64 e 135 mm/s.

Harrison e Lewis (1975) realizaram um estudo da dinâmica da mastigação com o objetivo de determinar as características necessárias para a montagem de uma máquina que realize testes de abrasão para materiais dentários. Afirmaram que em um movimento de mastigação, a mandíbula se move da posição aberta, em

seguida para cima, enquanto que a velocidade de fechamento diminui. O movimento fica ainda mais lento enquanto o bolo alimentar é esmagado, e deve haver uma pausa de aproximadamente 0,2 s no topo do ciclo. A mandíbula então se abaixa e há uma diminuição gradual da velocidade até a máxima abertura. A velocidade máxima de abertura pode atingir um máximo de 140 mm/s. Uma velocidade de 5 mm/s pode ser esperada próxima à abertura e fechamento máximos.

2.7 Materiais utilizados no estudo

Segundo Tjan et al. (1991) o aumento nos custos do ouro incentivou a busca de ligas dentárias alternativas economicamente viáveis, dentre elas as ligas a base de CuAl. Os autores verificaram que as coroas com CuAl apresentam fundição mais limpa e melhor adaptação marginal do que as ligas de NiCr, entretanto, a liga de ouro apresentou uma melhor adaptação marginal.

Carvalho (1986) analisou pelo método dos elementos finitos a distribuição de tensões que ocorrem em restaurações metálicas fundidas com preparos cavitários do tipo MOD, sobre um dente molar inferior. Verificou que o comportamento mecânico das ligas de cobre-alumínio e de ouro foi semelhante.

As resinas reforçadas por cargas vítreas foram desenvolvidas na tentativa de eliminar as desvantagens das resinas compostas e acrílicas. Esses materiais proporcionam uma resistência ao desgaste similar ao esmalte dentário, suas micropartículas de carga inorgânica, que aumentam a sua rigidez e a resistência à

fratura. Outras vantagens são a da facilidade de aplicação sobre estruturas metálicas, além de ajuste e de trabalho em boca (ÇİFTÇİ; CANAY, 2000).

Segundo Wei e Kukureka (2000), uma camada de EVA (etil-vinil-acetileno) é utilizada com a finalidade de amortecer vibrações no interior de cabos para telecomunicações, devido a suas propriedades viscoelásticas.

2.8 Polarização da luz e Fotoelasticidade

Ferreira Jr (2003) realizou um estudo, pelo qual desenvolveu um método de análise automática de tensões para modelos fotoelásticos, que pode ser utilizado com um polarizador circular.

Segundo Vuolo (1998) a polarização da luz é definida pela direção de oscilação do campo elétrico da onda eletromagnética. Se o campo elétrico varia rapidamente e de maneira aleatória, a luz é chamada não polarizada. A luz proveniente de fontes luminosas comuns é essencialmente não polarizada, entretanto pode-se obter luz polarizada por meio de filtros ópticos.

French et al. (1989) realizaram uma comparação das tensões geradas por quatro marcas comerciais de implantes, pelo método de fotoelasticidade. Utilizaram como critério de avaliação que cada franja representa um nível de tensão, sendo que quanto maior o número de franjas, maior a magnitude da tensão e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de tensões. Observaram que houve diferenças para os resultados entre as marcas, entretanto não houve um

implante que eliminasse a concentração de tensões. O componente intramóvel da marca comercial IMZ fraturou-se após carregamento inferior a 20 N.

2.9 Propriedades mecânicas dos materiais

Segundo Anusavice (1998), as propriedades mecânicas são aquelas definidas pelas leis da mecânica, que é a ciência que lida com as interações entre energia e forças entre os corpos. Uma propriedade importante em próteses é a resistência, que se refere à capacidade de um material resistir a forças aplicadas, sem fraturas ou deformações excessivas. Uma deformação excessiva pode ocorrer quando a tensão (força x área) é excessiva, ou quando há uma rigidez inadequada (baixo módulo de elasticidade). A resistência também pode ser conceituada como o nível médio de tensões no qual um material exhibe certa quantidade de deformação plástica, ou no qual ocorre a fratura em muitos corpos de prova com o mesmo tamanho e forma. A tensão é a força por unidade de área agindo nos átomos de um plano ou material. Quando uma força externa age em um corpo, uma reação ocorre para se opor a essa força com igual magnitude e direção oposta. A força aplicada dividida pela área na qual atua é chamada de tensão. Sempre que uma tensão está presente, há uma deformação induzida. A deformação pode ser elástica ou plástica ou uma combinação de ambas. A deformação elástica é reversível e desaparece quando a força é removida. Já uma deformação plástica representa uma deformação permanente do material, que não se recupera após a remoção da força. Pode-se obter também um dado de alongação que é uma razão entre a deformação causada

pela força no material e a sua dimensão inicial. É uma medida adimensional expressa em porcentagem. A rigidez é uma grandeza relacionada à capacidade de um material resistir à deformação. Pode ser quantificada em $N/\mu m$. O módulo de elasticidade descreve a rigidez relativa de um material. No gráfico tensão x deformação, corresponde à inclinação da região na qual existe o regime elástico. Quanto maior o seu valor, maior a tensão necessária para que exista uma deformação no material. O coeficiente de Poisson indica o quanto um corpo será deformado tridimensionalmente (eixos y e z), após receber uma carga axial (eixo x). Popularmente a resiliência é relacionada a um material pouco rígido. Entretanto a sua correta definição é a quantidade de energia absorvida por uma estrutura até que ela atinja o seu limite de proporcionalidade.

Um comportamento **viscoelástico** ocorre quando a relação tensão x deformação muda conforme varia o carregamento. Como o próprio nome indica esse comportamento é intermediário entre um estado sólido elástico e um líquido viscoso. Um sólido elástico pode ser visto como uma mola, que se deforma instantaneamente e com uma extensão definida quando se aplica uma carga definida. A deformação será totalmente recuperada com a remoção da carga. Por outro lado, um líquido viscoso se comporta como um amortecedor, que não responde instantaneamente a nenhuma força externa repentina, mas apresentará uma deformação enquanto a força age com o tempo. O amortecedor continuará a se deformar até que a força seja removida. Pode-se demonstrar o comportamento viscoelástico considerando um modelo mecânico simples contendo molas e amortecedores em arranjos compatíveis com o material que se quer analisar. O modelo mais simples é o de **Maxwell-Voigt**, que consiste em uma mola e um amortecedor em série e um segundo conjunto em paralelo. Em se tratando de Polímeros, a carga de tração seria responsável por

desenrolar, destorcer e retificar as cadeias moleculares na direção de sua aplicação, retornando o corpo à forma macroscópica original quando esta cessasse (ANUSAVICE, 1998).

Quando uma força é aplicada sobre um corpo durante um período de tempo muito curto, dizemos que esse corpo recebe um **impulso**, cuja grandeza é o Newton-segundo (N.s). Se um corpo está parado e recebe um impulso, ele irá se movimentar, ou seja, sua velocidade vai mudar de zero para algum outro valor. São dois os fatores que contribuem para descrever o estado de movimento de um corpo: a massa e a velocidade. Esta grandeza se denomina **quantidade de movimento**, medida em Kg.(m/s). A **inércia** é a tendência que um objeto tem de resistir à mudança no seu estado de movimento. As **forças de inércia**, também denominadas de forças de amortecimento viscosos, são aquelas que surgem como uma resistência à mudança do estado de movimento dos corpos (RAMALHO; FERRARO; SOARES, 1995).

Todo esforço sobre um corpo é acompanhado de deformações, entretanto se a carga for aplicada apenas em uma pequena área haverá modificação na distribuição de esforços. Este fato é observado porque deve haver uma continuidade física das moléculas para que seja obtida uma distribuição homogênea (COSTA, 1974).

Uma maneira de determinar o ponto no qual um material sofre uma deformação plástica é pela análise do gráfico tensão x deformação. Se um material obedecer à **lei de Hooke**, a tensão elástica será proporcional à deformação elástica, o que corresponde a uma linha reta. Nessas condições de carregamento, a remoção da tensão faz com que o material retorne a sua forma e tamanho originais. Se um material for deformado por uma tensão acima do limite de proporcionalidade, a

remoção da força aplicada reduzirá a tensão a zero, porém a deformação não será eliminada, pois existiu uma deformação plástica (COSTA, 1974).

O termo **impacto** é utilizado para descrever a colisão de um objeto em movimento com outro estacionário, o que ocorre em um curto período de tempo e com uma grande aceleração (COSTA, 1974). Durante um impacto, as tensões e as forças envolvidas mudam rapidamente e propriedades estáticas, como os limites de proporcionalidade, não são úteis para prever as deformações resultantes. Considera-se que no instante em que o corpo móvel pára, sua energia cinética é completamente transformada em energia de deformação do sistema resistente. Nesse momento dá-se a máxima deformação do sistema resistente e começam as vibrações. Caso o objeto estacionário não seja deformado, ele armazena a energia da colisão de forma elástica. Esta habilidade está refletida pela resiliência do material. Um material com baixo módulo de elasticidade e uma alta resistência à tração é mais resistente a impactos. Entretanto, um baixo módulo de elasticidade e uma baixa resistência à tração sugerem uma menor resistência ao impacto. A resistência ao impacto pode ser definida como a energia necessária para fraturar um material sob uma força de impacto.

Segundo a óptica da engenharia, um material amortecedor é aquele que diminui a transmissibilidade de forças após um impacto. Essa dissipação de força ocorre por histérese dentro do material, resultando em uma liberação mais lenta da energia ao meio, à custa de deformações no material amortecedor (SHEETS; EARTHMAN, 1993). Na prática um amortecedor se opõe às mudanças de velocidade, gerando uma força proporcional à mudança de velocidade (NOYES; SOLT, 1972), podendo assim reduzir os picos de tensões ao longo do tempo. O amortecimento pode ser obtido com materiais ou dispositivos isolantes. A principal

grandeza mecânica relacionada à capacidade de um material resistir à deformação é a rigidez. Dessa forma, durante a escolha de um material amortecedor para uma determinada aplicação a sua rigidez deve ser considerada (DEN HARTOG, 1972).

2.10 Metodologia de análise dinâmica

Segundo Brunski (1988) pode haver três modelos teóricos para simular cargas axiais em implantes. O mais simples consideraria o osso e a sobreestrutura como corpos rígidos e os pilares como molas. O segundo consideraria o osso como sendo rígido e a prótese deformável e os pilares como molas. No terceiro e mais complexo, o osso e a prótese são deformáveis e os pilares podem apresentar comportamento viscoelástico com sistemas de massa-mola-amortecedor.

Segundo Den Hartog (1972), consideremos um corpo de seção transversal constante, composto por um único material e submetido a um pulso de compressão (Figura 2.1).



Figura 2.2 – Corpo sob compressão axial

Com a aplicação de \vec{F} , os átomos do metal serão deslocados de suas posições de equilíbrio, resultando numa deformação macroscópica do corpo. Este comportamento elástico da matéria, será simplificadaamente representado, supondo toda massa do material interligada a uma base fixa através de uma mola de Constante Elástica K (Figura 2.2).

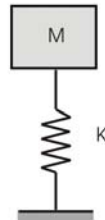


Figura 2.3 – Sistema massa-mola

Com o fim da força aplicada, cada átomo é levado em direção ao seu sítio inicial. Porém, devido à inércia da matéria, estes acabam passando do mesmo, provocando assim uma oscilação em torno das posições iniciais de equilíbrio, por período indefinido. Porém devido a forças de atrito internas no material, haverá uma redução gradual na amplitude do movimento.

Este comportamento dissipativo será representado, supondo que existe também um amortecedor com Constante de Amortecimento C quando necessário, constituindo assim o chamado modelo de Voigt (ANUSAVICE, 1998)(Figura 2.3).

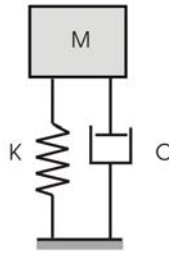


Figura 2.4 – Modelo de Voigt

Devido ao fator de amortecimento e à constante elástica dos materiais surgem forças de reação denominadas **forças inerciais**. Essas forças são as que tendem a se permanecer atuando após o término da ação da força incidente. As ações sobre as estruturas são em geral dinâmicas, devendo ser consideradas as forças de inércia associadas às acelerações a que cada um dos seus componentes fica sujeito. Por este motivo, seria de se esperar que a análise de uma estrutura tivesse obrigatoriamente que levar em consideração os efeitos dinâmicos. Contudo, em muitas situações é razoável considerar que as ações são aplicadas de um modo suficientemente lento, tornando desprezáveis as forças de inércia. Nestes casos a análise designa-se estática (CREDE, 1972).

Um carregamento estático é aquele que ocorre de forma relativamente lenta e que permanece por um longo período de tempo. Assim sendo, as acelerações produzidas na estrutura nos corpos são baixas e, conseqüentemente, as forças de inércia podem se desprezadas, pois a aceleração que a força impõe é irrelevante (COSTA, 1974).

3 PROPOSIÇÃO

A presente pesquisa tem como objetivo:

Verificar o comportamento biomecânico da transmissão de cargas em implantes unitários, alterando os materiais utilizados na coroa protética.

Para tanto foram testadas variações na rigidez da coroa protética em três níveis: alta, média e baixa.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Material	Qtd	Fabricante
Polariscópio Circular		Eikonal Instrumentos Ópticos
Lâmpada Photoflood		General Electric, Monterrey, México
Implante de hexágono interno 3.75 x 11,5mm, 513711	1	Conexão, São Paulo - SP
Pilares UCLA com base de ouro, 056072	3	Conexão, São Paulo - SP
Análogo de laboratório, 013070	1	Conexão, São Paulo - SP
Transferente para moldagem, 125071	1	Conexão, São Paulo - SP
Torquímetro progressivo, 400000	1	Conexão, São Paulo- SP
Óleo mineral branco		Campestre, São B. do Campo - SP
Resina Fotoelástica, PL-2		Measurements Group, Raleigh, NC, EUA
Máquina de ensaios universais, Versatest		Mecmesin, Slinfold, Inglaterra
Software do dinamômetro, Mecmesin Dataplot		Mecmesin, Slinfold, Inglaterra
Câmera fotográfica digital, FD-717		Sony, Orange, CA, EUA
Gesso especial		Dentsply, Petrópolis - RJ
Borracha de silicone, Silibor		Clássico, São Paulo - SP
Cera rosa nº 7, Horus		Herpo, Rio de Janeiro - RJ
Liga de Cobre-alumínio, NPG, NPG +		NPG, NPG +2, Aalba Dent Inc., Watt Drive, Cordelia, California, EUA
Resina Composta, Sinfony		3M, St. Paul, MN, EUA
Lamina de E.V.A com 2,5 mm de espessura		Kreateva, Timbó- SC
Adesivo de cianoacrilato, Super bonder		Loctite, Barueri -SP
Esmalte incolor, Colorama		Cosbra cosméticos, São Paulo-SP
Software para resolução dos problemas matemáticos		GNU Octave for Windows v.2.1.50, Free Software Foundation, Boston, MA

4.2 Metodologia

4.2.1 Análise Fotoelástica

4.2.1.1 *Polariscópio*

A análise de stress fotoelástico é baseada na habilidade de certos materiais transparentes exibirem padrões coloridos quando submetidos a cargas e que são visualizadas com luz polarizada. Os padrões coloridos são chamados de franjas isocromáticas. Quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de stress; e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de stress (FRENCH et al., 1989).

Um polariscópio circular é composto por uma fonte luminosa, um difusor de luz e quatro filtros ópticos, sendo eles um filtro polarizador, dois filtros de $\frac{1}{4}$ de onda e um filtro analisador. O sistema contém ainda um mecanismo de aplicação de forças e um aquário contendo óleo mineral (Figuras 4.1 e 4.2).

O filtro polarizador seleciona as ondas da luz provenientes da lâmpada, permitindo a passagem de impulsos com apenas plano de orientação. A seguir, a luz atravessa um filtro de $\frac{1}{4}$ de onda, que retarda a transmissão da luz e torna a polarização circular. Ao passar pelo corpo de prova, a luz pode sofrer modificações em sua trajetória, caso houver tensões sendo aplicadas no modelo. Em seguida, a luz passa pelo segundo filtro de $\frac{1}{4}$ de onda. Este segundo filtro neutraliza a circularização da luz obtida pelo primeiro filtro de $\frac{1}{4}$ de onda, resultando em uma luz

linearmente polarizada. O último filtro analisador é responsável pela extinção da luz (FERREIRA JR, 2003).

Na configuração de campo escuro o polarizador e o analisador são angulados em 90°, o que extingue a transmissão da luz, tornando escuro o fundo da imagem obtida. Na configuração de campo claro, os filtros polarizadores são orientados paralelamente, o que torna o fundo claro. Neste experimento foi utilizada a polarização de fundo escuro.

A metodologia de polarização circular difere da polarização linear da luz, que não utiliza os filtros de $\frac{1}{4}$ de onda. A principal vantagem do polariscópio circular é a eliminação das franjas isoclínicas (acinzentadas e negras), que se sobrepõem às isocromáticas (coloridas), resultando em uma imagem mais clara e livre de interferências. Durante o experimento, o modelo permaneceu imerso em óleo mineral, o que aumentou a sua translucidez e melhorou a observação dos resultados (FEDERICK; CAPUTO, 1996).

4.2.1.2 *Modelo Fotoelástico*

Foi confeccionado um modelo fotoelástico inspirado em uma secção de mandíbula na região de pré-molares com 25 mm de comprimento, contendo um implante de hexágono interno na região da crista óssea.

Uma secção de mandíbula posterior na região de pré-molares, com 25 mm de comprimento, foi obtida em gesso comum, a partir de um modelo didático da

disciplina de Prótese Parcial Fixa da FOU.SP. Foi anexada uma base com secção triangular para estabilizar o modelo.

Com um motor acoplado a um paralelômetro foi realizada uma perfuração de 15 mm de profundidade, com uma broca helicoidal de 4,35 mm (933435, Conexão, São Paulo - SP). Nessa perfuração, foi posicionado, com cianoacrilato e gesso tipo IV, um análogo de implante de hexágono interno (013070, Conexão, São Paulo - SP). Sobre o gesso foi aplicada uma camada de esmalte incolor (Colorama, Cosbra cosméticos, São Paulo-SP), que forneceu uma superfície lisa e polida. Este modelo foi então considerado como o modelo de trabalho final, servindo de padrão para a elaboração do modelo fotoelástico (Figura 4.3).

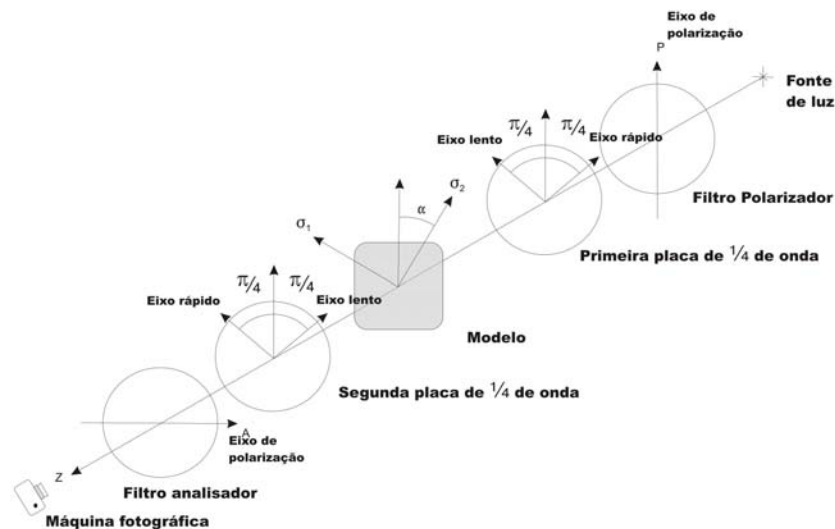


Figura 4.1 - Arranjo dos filtros e suas respectivas angulações, para um polarizador circular ajustado em campo escuro - Adaptado de Ferreira Jr (2003)

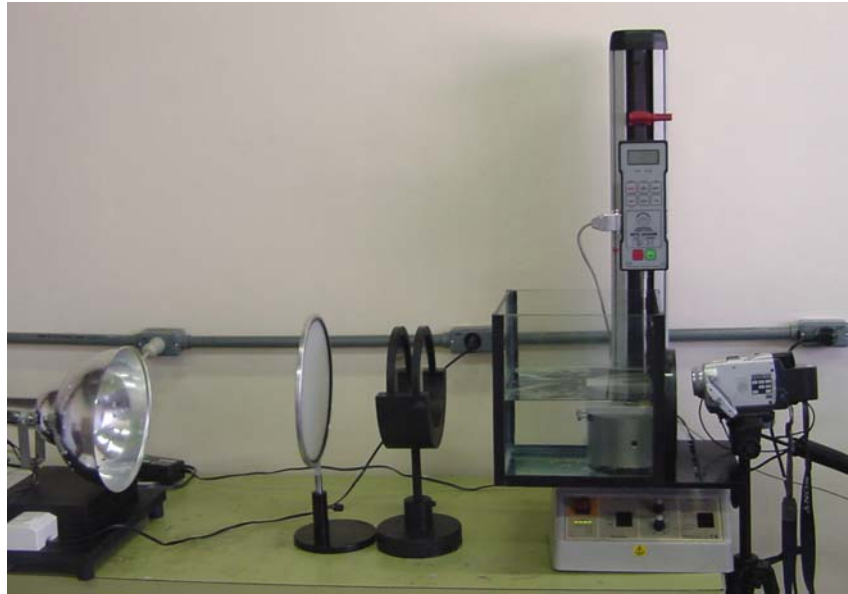


Figura 4.2 - A – Máquina de ensaios universais, B – Corpo de prova, C – Filtros polarizadores, D – Fonte de luz, E – filmadora digital, F – Aquário contendo óleo mineral

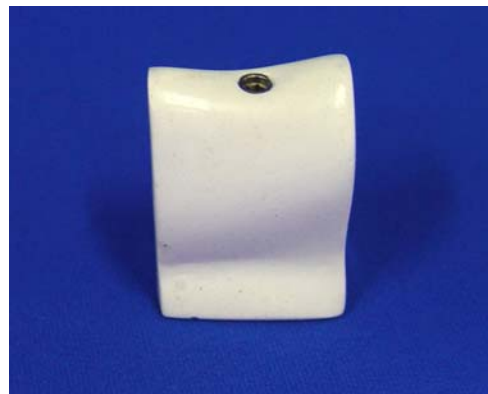


Figura 4.3 – Modelo em gesso contendo um análogo de implante com hexágono interno



Figura 4.4 – Resina fotoelástica (PL-2, Vishay Measurements group)



Figura 4.5 – Resina fotoelástica vertida em um Becker, sendo espalada com um bastão de vidro



Figura 4.6 – Bomba a vácuo utilizada para remover as bolhas da resina fotoelástica líquida

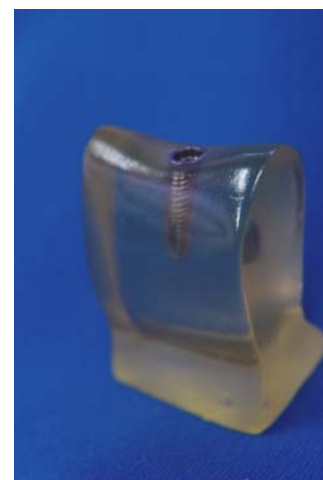


Figura 4.7 – Modelo fotoelástico contendo um análogo de implante com hexágono interno

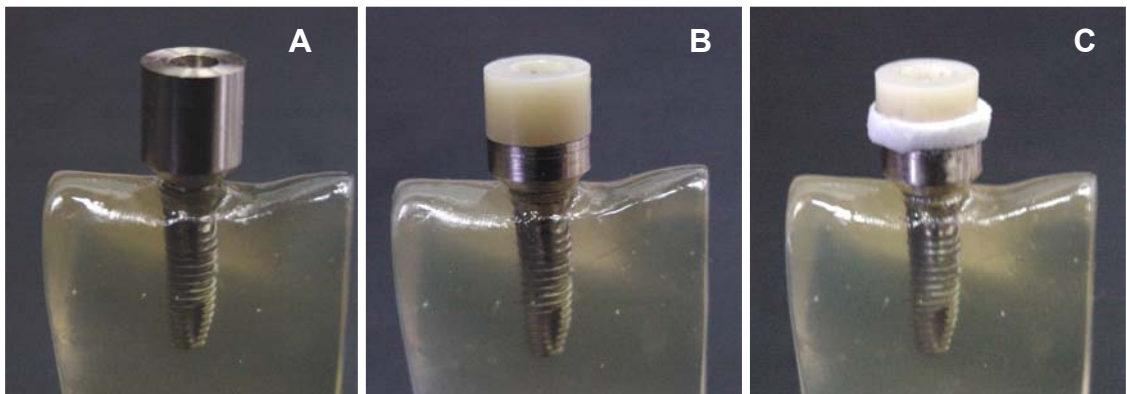


Figura 4.8 – Próteses com alta (A), média (B) ou baixa (C) rigidez, posicionadas sobre o modelo fotoelástico

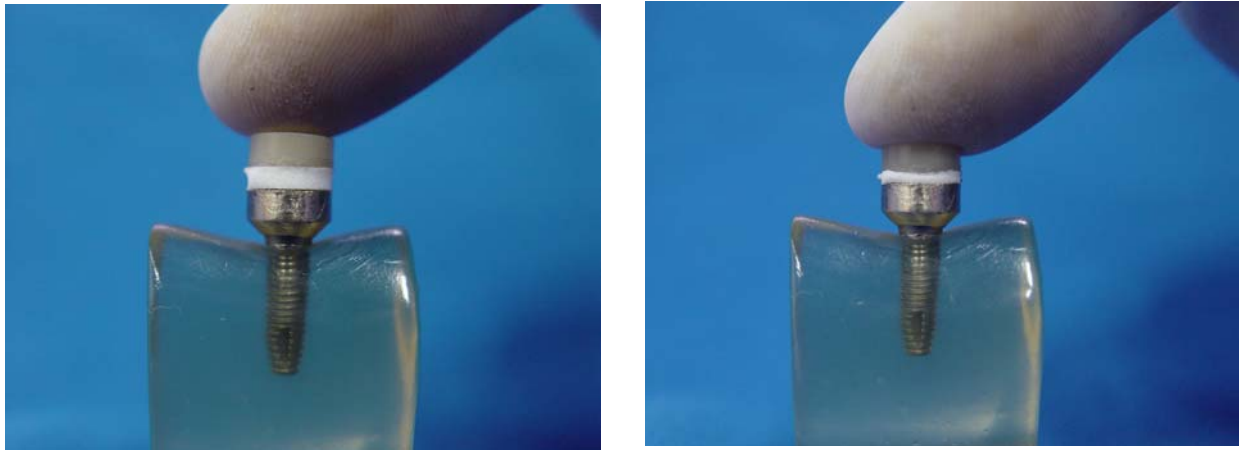


Figura 4.9 - Representação e funcionamento mecânico e do sistema com baixa rigidez em repouso (A), com ação de uma força vertical (B)



Figura 4.10 – Disco de metálico em liga de CuAl que foi posicionado sobre o corpo de prova a ser testado

Sobre o análogo foi posicionado um pilar para transferência da posição do implante. O conjunto foi então moldado com um silicone de duplicação (Silibor, Clássico, São Paulo-SP) de modelos em uma moldeira individualizada e permaneceu em repouso por 24 h.

Após a polimerização do silicone e remoção do modelo em gesso, um implante de hexágono interno de 11,5 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro foi parafusado no transferente preso na moldagem de silicone.

Seguindo a proporção 1:1, 50 ml de cada um dos componentes da resina fotoelástica (Figura 4.4) foram inseridos em um Becker, sendo manipulados com bastão de vidro por 5 minutos em movimentos circulares, de forma a obter uma mistura de coloração homogênea (Figura 4.5). O recipiente foi então levado a uma câmara de vácuo (Fast Vac, JB, Brasil), na qual permaneceu por quinze minutos, de forma a eliminar inclusões de ar à resina (Figura 4.6). A resina nesse momento apresentou-se translúcida, com coloração amarelada, sendo então vertida para a obtenção de um modelo fotoelástico com o implante. O conjunto foi colocado por mais 15 minutos na câmara de vácuo e permaneceu em repouso por 24 h.

Após o período de polimerização, o parafuso do poste de moldagem foi solto e o modelo foi liberado (Figura 4.7). Em uma avaliação fotoelástica preliminar, o modelo foi considerado livre de tensões residuais, estando pronto para o início dos testes.

4.2.1.3 *Corpos de prova*

Foram confeccionadas 3 próteses unitárias para os testes, sendo uma prótese metálica, uma prótese acrílica e uma prótese experimental em EVA, sendo consideradas como de alta, média ou baixa rigidez.

Para a escolha dos materiais utilizados na composição dos corpos de prova, levaram-se em conta as propriedades mecânicas individuais, notadamente o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (Quadro 4.1).

4.2.1.3.1 *prótese com alta rigidez*

Para a realização da prótese metálica, foi posicionado sobre o análogo preso no modelo de gesso um pilar UCLA com base em ouro (056072, Conexão, São Paulo - SP). Foi realizado um enceramento da sobreestrutura com forma cilíndrica e 7,5 mm de largura e 10 mm de altura, preservando o eixo de inserção do parafuso. Procedeu-se à fundição da sobreestrutura com a metodologia convencional de fundição e polimento para uma liga não nobre de cobre-alumínio (NPG, NPG +, Aalba dental, EUA) (Figura 4.8a).

4.2.1.3.2 *prótese com média rigidez*

Para a realização das próteses em resina acrílica, foi empregada a mesma metodologia da prótese metálica, porém a sobreestrutura era menor em altura (5 mm e 7,5 mm de largura). Sobre essa base de metal, foi aplicada uma camada de resina composta com 5 mm de altura (Figura 4.8b).

4.2.1.3.3 *prótese com baixa rigidez - EVA*

Para a confecção da prótese com baixa rigidez, foi idealizada a colocação de uma camada de material com baixa rigidez no interior da prótese. O material escolhido para esse fim foi o EVA por apresentar um baixo módulo de elasticidade e um alto coeficiente de Poisson. Outras propriedades do EVA estão discriminadas no Quadro 4.2.

O EVA foi adquirido sob a forma de laminas de 400 x 500 mm e 2,5 mm de espessura (KREATEVA, Brasil). Recortou-se um disco com 7,5 mm de diâmetro, esse disco foi então fixado à base de metal ($h = 5$ mm) por meio de uma fina camada de adesivo de cianoacrilato. Sobre o EVA foi também colocado um disco de resina composta fotopolimerizável (Sinfony, 3M) com 2,5 mm de altura (Figura 4.8c).

Segundo Anusavice (1998), quando um líquido viscoso ocupa o espaço entre duas placas de metal, sendo a placa inferior fixa e a superior móvel, a ação de

uma força move a placa superior, enquanto o líquido viscoso acompanha o movimento. Por analogia, a placa rígida superior corresponde à cobertura oclusal, a placa inferior corresponde à base cervical e o líquido viscoso ocupa o lugar do material com baixa rigidez. Dessa forma, o material que compõe o coxim, permite o deslocamento vertical e lateral da porção acrílica oclusal, sob cargas (Figura 4.9).

	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Autor
Liga de CuAl	110	0.33	(CARVALHO, 1986)
Resina Composta	20	0.28	(STEGAROIU et al., 1998)
EVA	0,05 a 0,2	0.49	(CARVALHO et al., 2002; CORNELIUSSEN, 2005)
Titânio	110	0.33	(RICHTER; ORSCHALL; JOVANOVIC, 1990)
Resina fotoelástica	0,21	0,42	(VISHAY, 2002)
Porcelana*	68,9	0,28	(SERTGOZ, 1997)
Resina Acrílica*	2,26	0,35	(ÇIFTÇI; CANAY, 2000)
Ligamento Periodontal*	0,07	0.45	(AKPINAR; ANIL, 2000)
Osso medular*	1,37	0.30	(ÇIFTÇI; CANAY, 2000)
Osso cortical*	13,7	0.30	(ÇIFTÇI; CANAY, 2000)

Quadro 4.1 – Módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson dos materiais utilizados neste estudo
*Foram incluídos como parâmetros de comparação

EVA – Propriedades	Valor
Peso Específico (g/cm^3) ASTM D 792	0,625 – 0,95
Resistência ao impacto IZOD (J/m) ASTM D 256	Não quebra
Resistência à tração (MPa) ASTM D 638	10 – 18
Elongação sob tração (%) ASTM D 638	750 – 900
Resistência à flexão (Mpa) ASTM D 790	20 – 26
Dureza Shore D (ShD) ASTM D 2240	ShD 27 – 36
Fator de dissipação a 10^6 Hz ASTM D 150	0,03 – 0,05
Desempenho a baixa temperatura	Muito bom
Odor	Nenhum
Moldabilidade	Bom

Quadro 4.2 – Algumas propriedades físicas e mecânicas do Ethyl-vinil-etileno (EVA) Disponível em:
URL: http://www.planetaplastico.com.br/litera/prop_fisicas.php

4.2.1.4 Ensaio de Fotoelasticidade

Durante a instalação das próteses sobre os modelos fotoelásticos, foi usado um torquímetro de 20 N.cm (400000, Conexão, São Paulo - SP) para o aperto dos parafusos. A adaptação das próteses sobre o modelo de trabalho foi verificada com o auxílio de um microscópio, sendo que a fenda marginal não deveria ser maior do que 10 μm .

Antes da aplicação de carga foi instalado sobre as próteses um disco metálico que continha nicho para aplicação de carga, com o intuito de permitir a transmissão da força de forma uniforme sobre toda a superfície do modelo (Figura 10). Realizaram-se registros fotográficos das tensões nos modelos fotoelásticos em dois momentos: no inicial e após a aplicação de carga oclusal de 100 N. A observação das imagens obtidas foi feita sob ampliação de 500 vezes no monitor de um computador pessoal (Processador Pentium 4, 256 Mb RAM, Sistema operacional Windows XP).

Após cada teste, os modelos passaram por tratamento térmico para eliminação de eventuais tensões residuais, que consistiu na imersão em água a 55°C por 5 minutos. A condição livre de stress é observada pela ausência de franjas na resina fotoelástica.

4.2.1.5 Análise de resultados

Os registros fotográficos das amostras foram analisados também qualitativamente por dois observadores, que verificaram a direção de propagação e intensidade do stress, conforme French et al. (1989). 1. Quanto maior o número de franjas, maior a magnitude do stress; 2. quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de stress.

4.2.2 análise dinâmica

O carregamento do corpo de prova durante o ensaio de fotoelasticidade foi realizado com cargas aplicadas com velocidade de descida baixa e constante, entretanto, este processo não condiz com a dinâmica que ocorre durante um ciclo mastigatório fisiológico.

Dado que os processos que ocorrem na boca durante um carregamento mastigatório têm grandezas diminutas, a obtenção de medidas precisas de força, tempo, deslocamentos e velocidades, são muito difíceis de serem avaliadas (NOYES; SOLT, 1972). Dessa forma, foram utilizadas ferramentas de engenharia mecânica para a previsão do comportamento mecânico.

Inspirado nos eventos fisiológicos, e com algumas simplificações que serão indicadas, realizou-se o modelamento do sistema osso-implante-prótese durante um carregamento em um ciclo mastigatório, variando-se a rigidez da prótese protética.

Os resultados esperados neste ensaio seriam: 1. a quantificação da deformação dos componentes ao longo do tempo; 2. o tempo de transmissão das

forças através dos componentes e 3. a verificação da possibilidade de absorção de forças no interior dos componentes.

A resolução dos problemas depende de uma metodologia que parte dos parâmetros reais do modelo biológico de mastigação, em seguida passa para uma transformação em um modelo físico, correspondente aos modelos de Voigt, citados anteriormente. Os modelos de Voigt são então transformados em modelos matemáticos, que após a sua resolução fornecem os resultados que seriam esperados nos modelos biológicos (Figura 4.11) (DEN HARTOG, 1972).

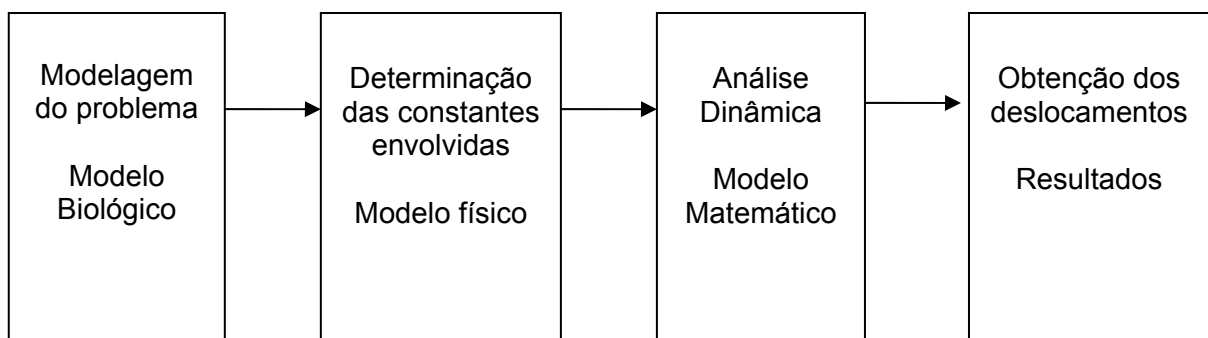


Figura 4.11 – Ordem de resolução da análise dinâmica

4.2.2.1 Representação Física dos Sistemas

Segundo os princípios de mecânica, foram modelados três sistemas considerando as diferentes propriedades mecânicas das próteses, utilizando modelos de Voigt (ANUSAVICE, 1998).

Neste modelo, a descontinuidade dos meios causada pela união de componentes e pelos orifícios de passagem de parafusos não foram considerados. Além disso, entende-se que a osseointegração resulta numa unidade estrutural entre o osso e o implante, motivo pelo qual o titânio será tido como uma base estável e muito rígida, e o osso não será modelado na análise. Como os coeficientes de amortecimento da liga metálica de CuAl (TJAN et al., 1991) e da resina composta são muito menores que o do elastômero, não foram considerados na análise.

A força solicitadora foi aplicada pontualmente no centro da face oclusal da prótese, no sentido do seu longo eixo.

Os modelos correspondentes à modelagem física das próteses encontram-se ilustrados nas Figuras 4.12, 4.13 e 4.14, nos quais se pode notar a existência de massas, molas, a deformação, constantes elásticas e de amortecimento, além da força aplicada.

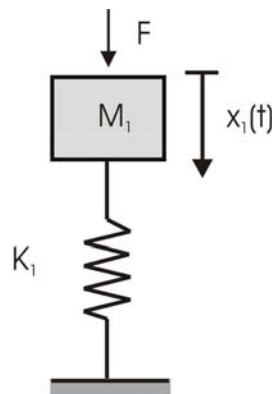


Figura 4.12 – Modelo representando a prótese metálica. K_1 = constante elástica do metal; F = força solicitante; m_1 = massa do metal; x_1 = deslocamento que ocorre ao longo do tempo

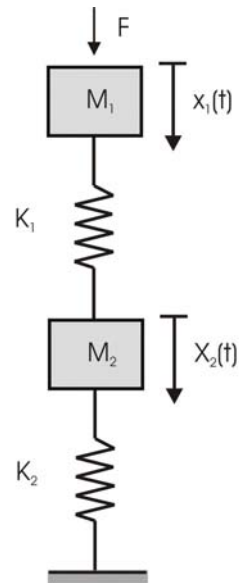


Figura 4.13 – Modelo representando com uma base metálica e uma cobertura oclusal de resina composta. O corpo 1 representa a cobertura em resina e o corpo 2 representa a base em metal. K = constante elástica; F = força solicitante; m = massa; x = deslocamento que ocorre ao longo do tempo

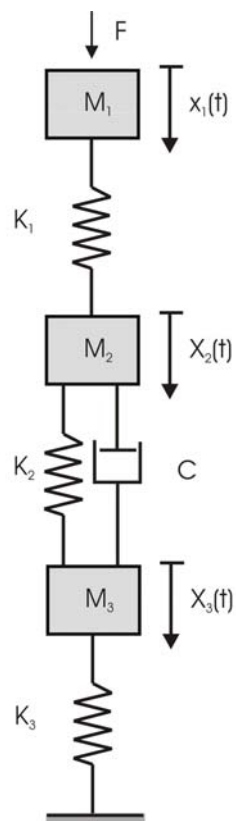


Figura 4.14 - Sistema correspondente à prótese com baixa rigidez. O corpo 1 representa a cobertura em resina, o corpo 2 é a camada de elastômero e o corpo 3 representa a base em metal. K = constante elástica; F = força solicitante; m = massa; x = deslocamento que ocorre ao longo do tempo; C = constante de amortecimento

4.2.2.2 representação matemática dos sistemas

A partir da representação física dos corpos, é possível a obtenção da sua correspondência matemática, conforme é demonstrado a seguir:

4.2.2.2.1 prótese metálica

Aplicando a segunda lei de Newton à massa (RAMALHO; FERRARO, 1995), temos:

$$\left\{ m_1 \ddot{x}_1 + k_1 x_1 = u \right.$$

Onde k é a rigidez equivalente, u é a força aplicada e x é a deformação ou alongação.

Transformando a equação para a forma matricial, temos:

$$\left\{ \begin{array}{c} \dot{x}_1 \\ \ddot{x}_1 \end{array} \right\} = \left[\begin{array}{cc} 0 & 1 \\ \frac{-k_1}{m_1} & 0 \end{array} \right] \left\{ \begin{array}{c} x_1 \\ \dot{x}_1 \end{array} \right\} + \left\{ \begin{array}{c} 0 \\ \frac{1}{m_1} \end{array} \right\}$$

4.2.2.2.2 Cálculo das constantes elásticas dos materiais (k)

Sabemos que num corpo submetido à compressão axial, tensão (σ) e deformação (ε) se relacionam através do módulo de elasticidade (E),

$$\sigma = E\varepsilon \Rightarrow \frac{F}{A} = E \frac{x}{l_0} \Rightarrow \frac{F}{x} = E \frac{A}{l_0} \quad (1)$$

Por outro lado, no modelo massa-mola já apresentado, a relação entre força e alongação é dada pela lei de Hooke e permite definir a rigidez k .

$$F = kx \Rightarrow \frac{F}{x} = k \quad (2)$$

Então, igualando 1 e 2, resulta:

$$k = \frac{EA}{l_0} = \frac{\pi \cdot \phi^2 E}{4l_0}$$

Material	Massa (Kg)	Diâmetro (ϕ) (m)	Altura (h) (m)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Constante Elástica (10^6 N/m)
Liga CuAl	$2,78 \cdot 10^{-3}$	$7,5 \cdot 10^{-3}$	$10 \cdot 10^{-3}$	110	486,0

Quadro 4.3 - Prótese Metálica- Parâmetros considerados nos cálculos. A massa e dimensões foram obtidas diretamente do Corpo de Provas

4.2.2.2.3 prótese em resina

Aplicando a segunda lei de Newton às massas, temos:

$$\begin{cases} m_1 \ddot{x}_1 + k(x_1 - x_2) = u \\ m_2 \ddot{x}_2 + k_1(x_2 - x_1) + k_2 x_2 = 0 \end{cases}$$

Transformando as equações para a forma matricial,

$$\begin{bmatrix} m_1 & 0 \\ 0 & m_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{x}_2 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} k_1 & -k_1 \\ -k_1 & k_1 + k_2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 1 \\ 0 \end{Bmatrix} u$$

Este sistema de equações diferenciais de segunda ordem pode ser transformado em um sistema de equações diferenciais de primeira ordem com o auxílio de uma escolha do vetor estado η , o sistema passa para a forma de espaço de estado.

$$\eta = \begin{Bmatrix} x_1 \\ \dot{x}_1 \\ x_2 \\ \dot{x}_2 \end{Bmatrix}$$

$$\begin{Bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \dot{x}_1 \\ x_1 \\ \ddot{x}_2 \\ \dot{x}_2 \\ x_2 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -k_1 & 0 & k_1 & 0 \\ m_1 & 0 & m_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ k_1 & 0 & -(k_1 + k_2) & 0 \\ m_2 & 0 & m_2 & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x_1 \\ \dot{x}_1 \\ x_1 \\ x_2 \\ \dot{x}_2 \\ x_2 \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} u$$

Material	Massa (Kg)	Diâmetro (ϕ) (m)	Altura (h) (m)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Constante Elástica (10^6 N/m)
Resina Composta	$0,29 \cdot 10^{-3}$	$7,5 \cdot 10^{-3}$	$5,0 \cdot 10^{-3}$	20	176,7
Liga CuAl	$1,32 \cdot 10^{-3}$	$7,5 \cdot 10^{-3}$	$5,0 \cdot 10^{-3}$	110	971,9

Quadro 4.4 - Prótese em Resina - Parâmetros considerados nos cálculos. As massas e dimensões foram obtidas diretamente do Corpo de Provas

4.2.2.2.4 prótese em EVA

Aplicando a segunda lei de Newton a cada uma das massas, temos

$$\begin{cases} m_1 \ddot{x}_1 + k(x_1 - x_2) = u \\ m_2 \ddot{x}_2 + k_1(x_2 - x_1) + k_2(x_2 - x_3) + c(x_2 - x_3) = 0 \\ m_3 \ddot{x}_3 + k_2(x_3 - x_2) + k_3 x_3 + c(x_3 - x_2) = 0 \end{cases}$$

Transformando as equações para o espaço de estados,

$$\begin{Bmatrix} \dot{x}_1 \\ x_1 \\ \dot{x}_1 \\ x_2 \\ \dot{x}_2 \\ x_2 \\ \dot{x}_3 \\ x_3 \\ \dot{x}_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{k_1}{m_1} & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ \frac{k_1}{m_1} & 0 & -\left(\frac{k_1+k_2}{m_2}\right) & \frac{-c}{m_2} & \frac{k_2}{m_2} & \frac{c}{m_2} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & \frac{k_2}{m_3} & \frac{c}{m_3} & -\left(\frac{k_2+k_3}{m_3}\right) & -\frac{c}{m_3} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} x_1 \\ \dot{x}_1 \\ x_2 \\ \dot{x}_2 \\ x_3 \\ \dot{x}_3 \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} 0 \\ \frac{1}{m_1} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \mathbf{u}$$

4.2.2.2.5 cálculo do fator de amortecimento (C)

Devido à presença do elastômero, a existência de um fator de amortecimento foi calculada da seguinte forma:

Do estudo da histérese por Crede (1972), sabemos que o fator de amortecimento crítico (ζ) é dado pela expressão:

$$\zeta = \frac{c}{c_c}$$

Onde c_c é a constante de amortecimento crítico e c é a constante de amortecimento do material. Em particular para elastômeros temos que:

$$\zeta = \frac{c}{c_c} \cong 0,05$$

Sabendo-se que o amortecimento crítico é obtido por:

$$c_c = 2\sqrt{m.k}$$

Para o EVA temos que:

$$c_c = 2\sqrt{1.10^{-5}.1,8.10^6} = 8,48 \frac{N.s}{m}$$

Portanto,

$$c = \zeta.c_c = 0,05.8,48 = 0,424$$

Material	Massa (Kg)	Diâmetro (ϕ) (m)	Altura (h) (m)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Constante Elástica (10^6 N/m)	Constante de Amortecimento (10^6 Ns/m)
Resina Composta	$0,14.10^{-3}$	$7,5.10^{-3}$	2,5	20,0	353,4	-
Polímero EVA	$0,01.10^{-3}$	$7,5.10^{-3}$	2,5	0,1	1,8	0,424
Liga CuAl	$1,29.10^{-3}$	$7,5.10^{-3}$	5,0	110,0	971,9	-

Quadro 4.5 - Prótese em EVA - Parâmetros considerados nos cálculos. As massas e dimensões foram obtidas diretamente do Corpo de Provas

4.2.2.2.6 representação do ciclo mastigatório

Segundo Brunski (1988), a componente vertical da força de mastigação em próteses sobre implantes, em indivíduos adultos, apresenta frequência entre 68 a 80 ciclos/min, e a duração do contato dentário durante um ciclo varia entre 0.2 a 0.3s.

Para o presente estudo a duração do contato dentário foi considerada como sendo de 0,25s.

A intensidade da força máxima aplicada durante o ciclo mastigatório será considerada como 100 N (SOUMEIRE; DEJOU, 1999).

A forma que F assume no tempo consiste numa força que apresenta um período de aplicação não desprezível em relação a sua frequência. Partindo dos pressupostos acima, a função $f(t)$, será considerada como um pulso senoidal (Gráfico 4.1).

Ou seja,

$$F = 50 - 50 \cdot \cos(8\pi t)$$

Onde a velocidade de aplicação da força é:

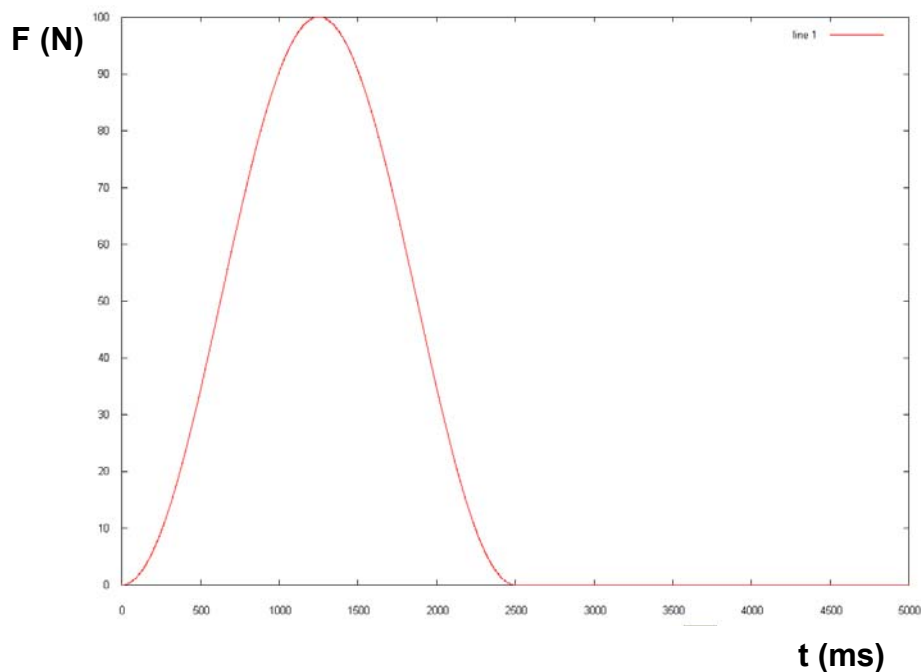


Gráfico 4.1 – Força aplicada aos sistemas modelados pelo tempo.

4.2.2.3 Resolução dos problemas

Através da Análise Modal descrita em Den Hartog (1972), foi possível obter para cada prótese, um sistema de Equações diferenciais ordinárias (EDOs), equivalente ao sistema obtido na etapa de modelamento, porém composto por equações desacopladas. A metodologia de resolução dos sistemas está apresentada nos anexos A, B e C. A solução numérica foi implementada por um programa de cálculo (GNU Octave for Windows v.2.1.50).

4.2.2.4 Análise das forças de inércia

A análise das forças de inércia existentes durante o evento de carregamento permite verificar se o evento é dinâmico ou estático. Se as forças de inércia forem desprezíveis, trata-se de um evento estático.

Para a realização desta análise utilizou-se o modelamento para a prótese metálica, sendo que o cálculo da força de inércia foi obtido pela expressão:

$$F_{inercial} = -m.a$$

A força de inercia é negativa, pois tem direção oposta à velocidade de aplicação da força. A resolução numérica do problema foi executada pelo programa de cálculo GNU Octave for Windows v.2.1.50, conforme comandos indicados no anexo A.

5 RESULTADOS

5.1 Fotoelasticidade

Na Figura 5.1 podem ser observadas as tensões geradas com a prótese metálica. Nota-se a concentração de tensões ao redor do corpo do implante e na região apical. Nas Figuras 5.2 e 5.3, observa-se o resultado obtido com as próteses em resina e em EVA, respectivamente.

Comparando as Figuras 5.1, 5.2 e 5.3, nota-se que houve uma semelhança entre as tensões geradas, tanto em número de franjas quanto ao padrão de cores e a sua localização, obtidos com as próteses de baixa, media e alta rigidez. Estas tensões permaneceram concentradas principalmente entre o terço médio até a porção apical dos implantes, dando a impressão que a força foi transmitida diretamente no sentido axial do implante.

5.2 Análise Dinâmica

Os Gráficos decorrentes da resolução das matrizes citadas no capítulo de materiais e métodos, são apresentados abaixo.

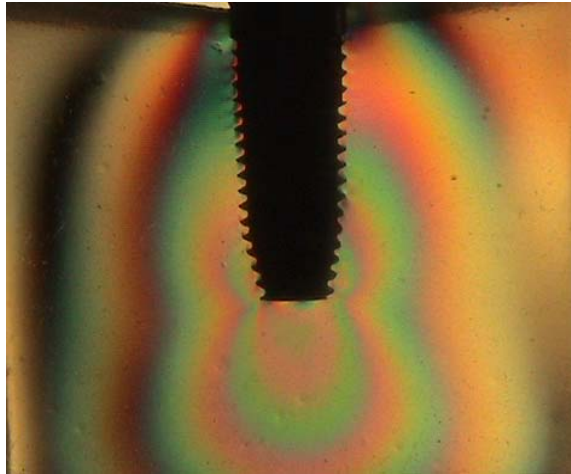


Figura 5.1 – Padrão de franjas fotoelásticas obtidas obtido com a aplicação de 100 N sobre uma prótese metálica

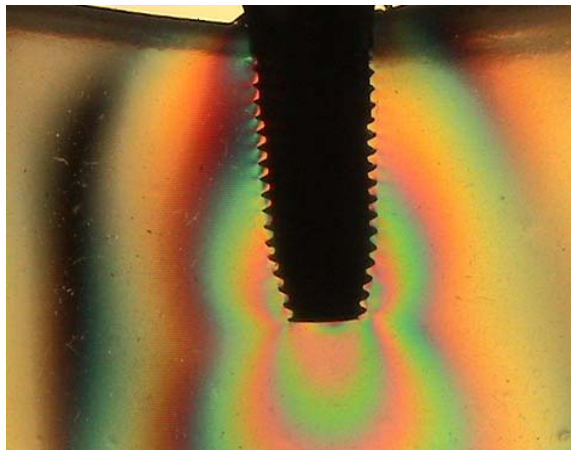


Figura 5.2 – Padrão de franjas fotoelásticas obtidas obtido com a aplicação de 100 N sobre uma prótese em resina

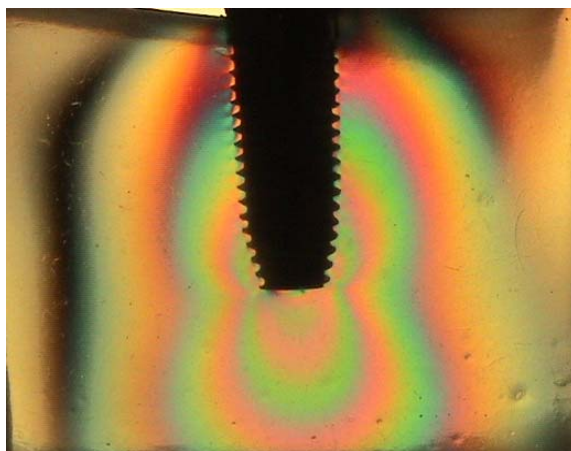


Figura 5.3 – Padrão de franjas fotoelásticas obtidas obtido com a aplicação de 100 N sobre uma prótese em EVA

5.2.1 prótese metálica

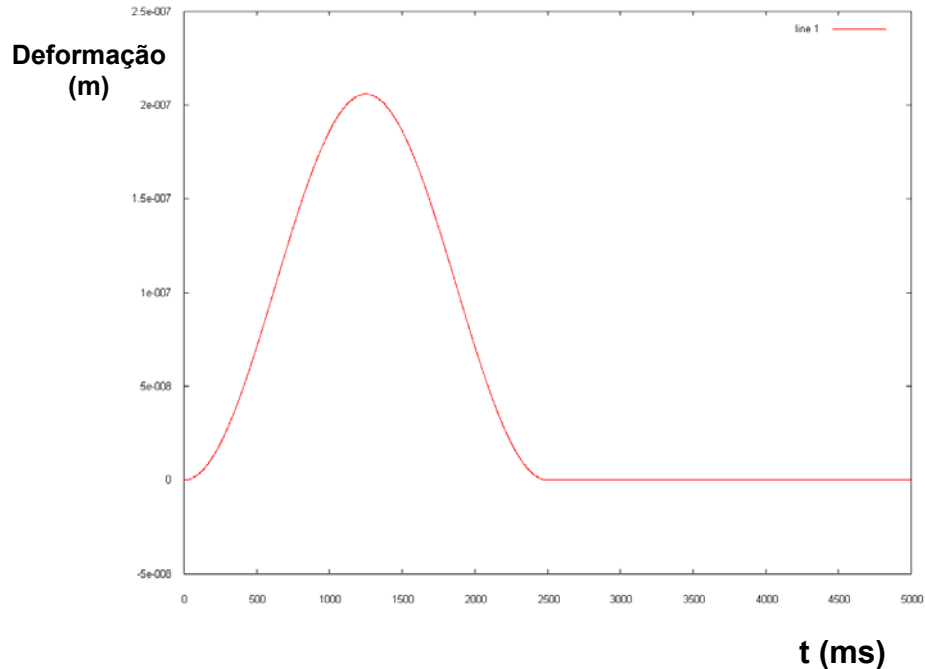


Gráfico 5.1 – Deformação induzida em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese metálica (m x ms)

Observou-se no Gráfico 5.1 que durante o impacto da mastigação sobre o dente metálico a sua deformação máxima foi de $2,1 \times 10^{-7}$ m, ou seja, 0,2 μ m. A força máxima transmitida ao implante foi de 100 N (Gráfico 5.2).

A máxima elongação pode ser calculada por:

$$\varepsilon_1 = \frac{x_1}{h_1} = \frac{2,1 \cdot 10^{-7}}{1 \cdot 10^{-2}} = 2,1 \cdot 10^{-5} \cong 0,002\%$$

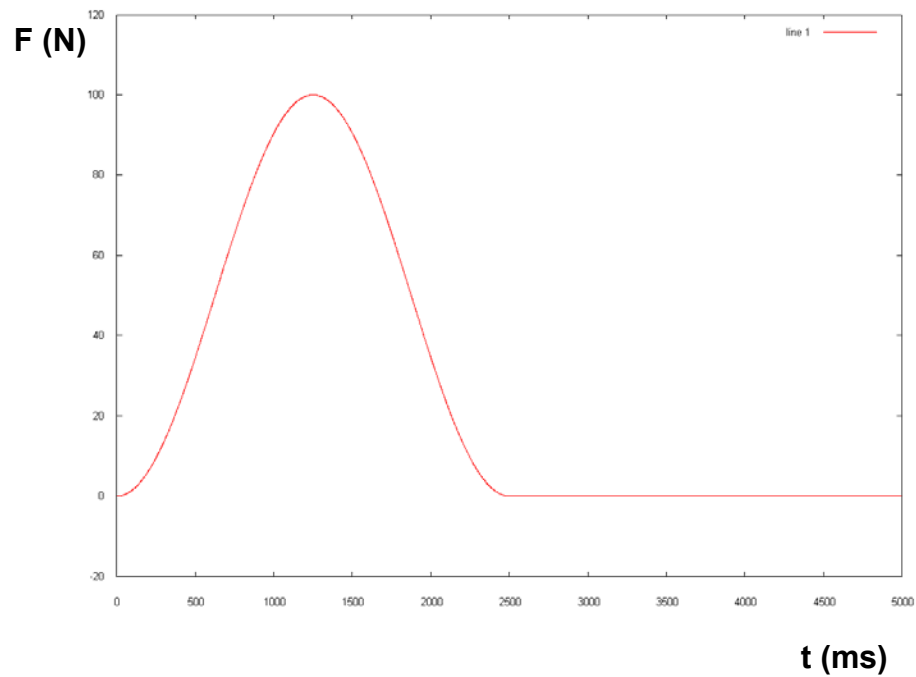


Gráfico 5.2 – Comportamento da força pelo tempo, na base, após a aplicação do pulso de força na prótese metálica

5.2.2 prótese em resina

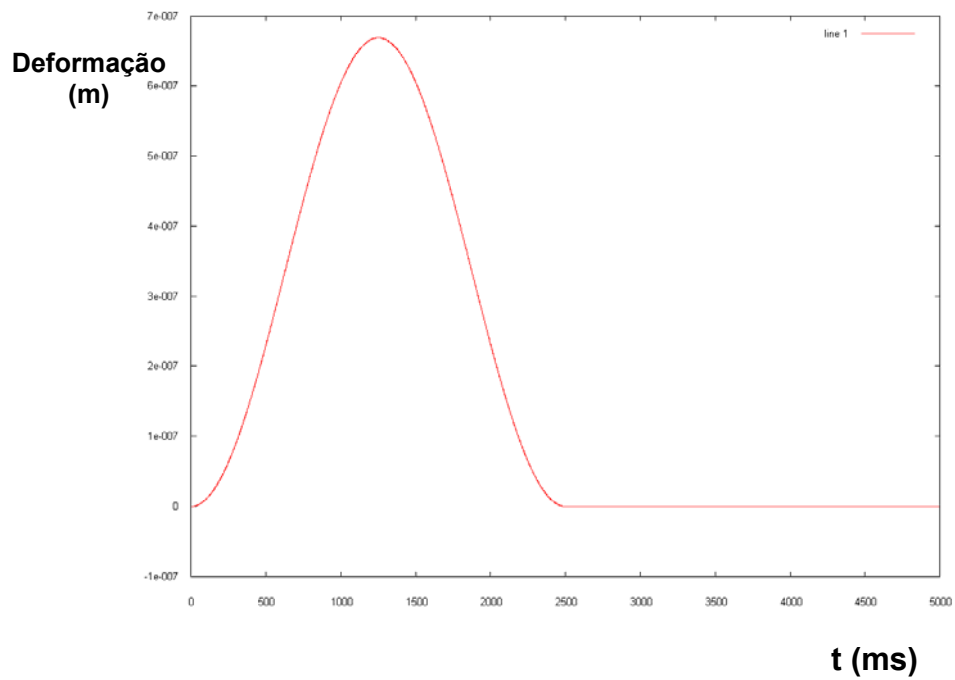


Gráfico 5.3 – Deformação induzida à massa 1 (camada de resina), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em resina

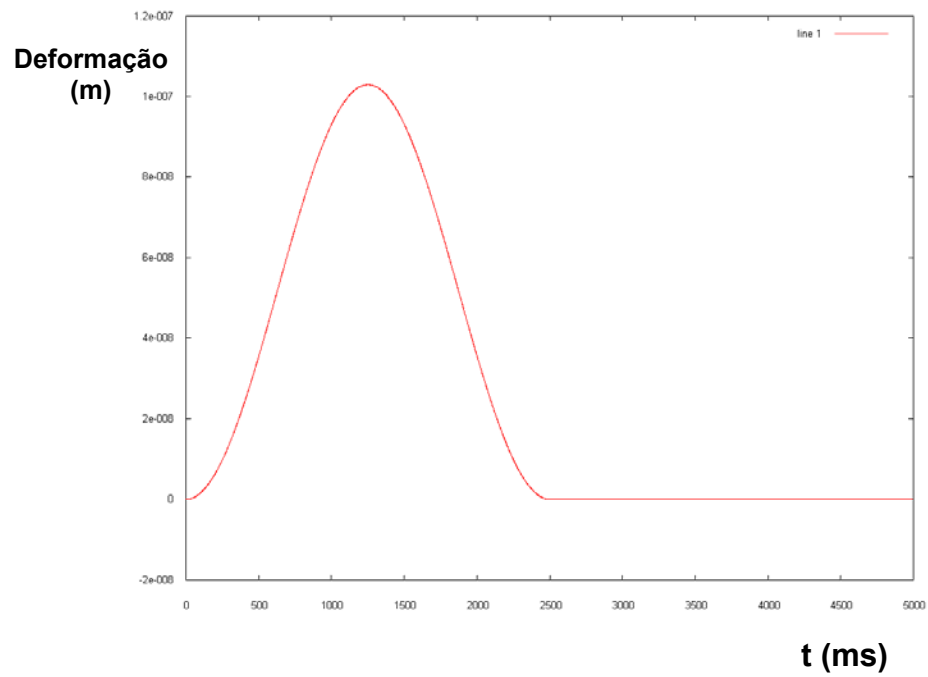


Gráfico 5.4– Deformação induzida à massa 2 (camada de metal), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em resina

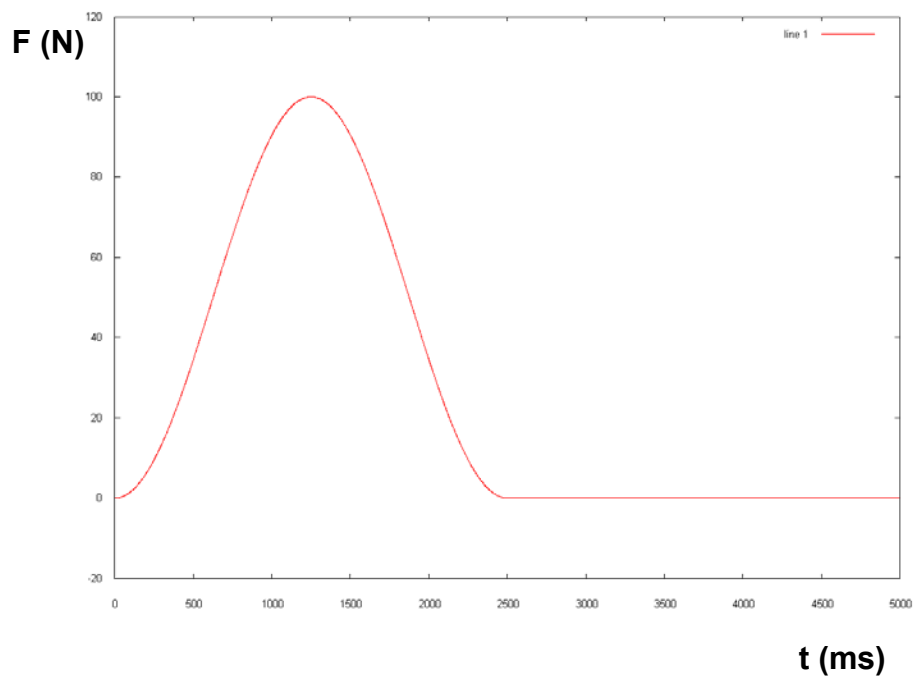


Gráfico 5.5 – Comportamento da força pelo tempo, na base, após a aplicação do pulso de força na prótese em resina

Observou-se nos Gráficos 5 e 6 que durante o impacto da mastigação sobre a prótese em resina, a sua deformação máxima foi de $6,7 \times 10^{-7}$ m, sendo $5,6 \times 10^{-7}$ m e $1,0289 \times 10^{-7}$ m correspondendo às camadas de resina e metal respectivamente (Gráficos 5.3 e 5.4). A força máxima transmitida ao implante foi de 100 N (Gráfico 5.5), igual ao carregamento estático.

A camada de resina se deforma sobre a da liga metálica, apresentando assim uma elongação máxima maior que a do metal. Quanto à força transmitida ao implante, não se observa qualquer diferença em relação à prótese metálica. Seguem as respectivas elongações máximas:

Para a massa 1 (resina),

$$\varepsilon_1 = \frac{x_1 - x_2}{h_1} = \frac{6,6882 \cdot 10^{-7} - 1,0289 \cdot 10^{-7}}{5 \cdot 10^{-3}} = 1,31 \cdot 10^{-4} \cong 0,013\%$$

Para a massa 2 (metal),

$$\varepsilon_2 = \frac{x_2}{h_2} = \frac{1,0289 \cdot 10^{-7}}{5 \cdot 10^{-3}} = 0,21 \cdot 10^{-4} \cong 0,002\%$$

5.2.3 prótese em EVA

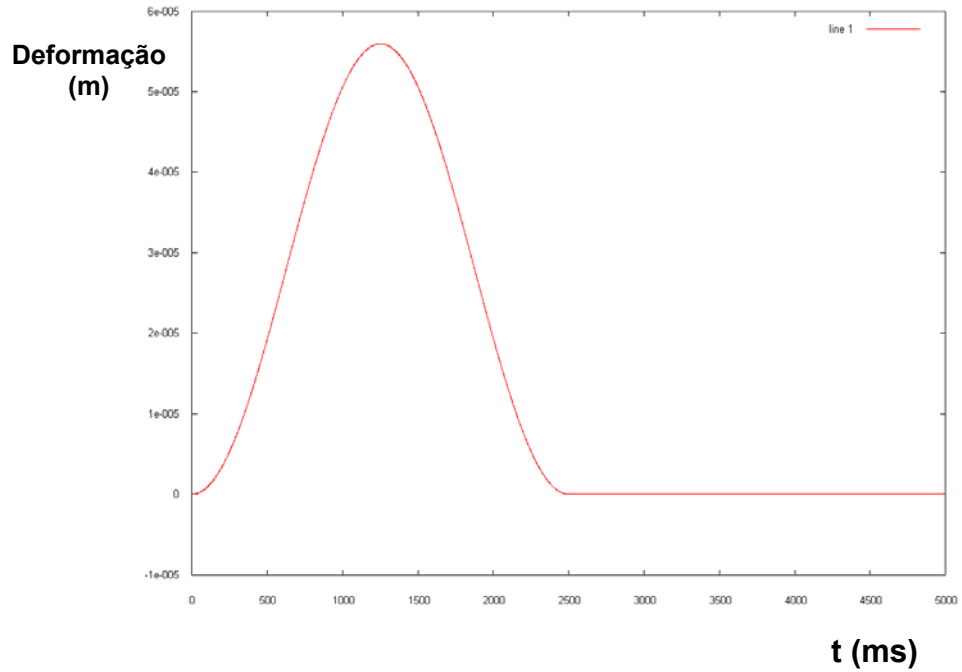


Gráfico 5.6 – Deformação induzida à massa 1 (camada de resina), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em EVA

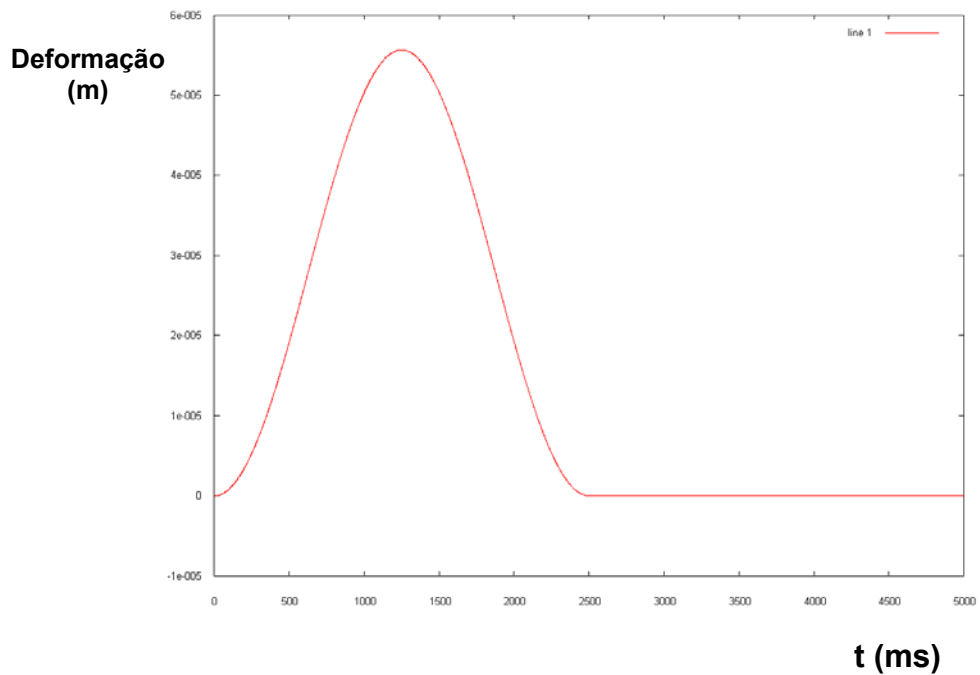


Gráfico 5.7 – Deformação induzida à massa 2 (camada de elastômero), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em EVA

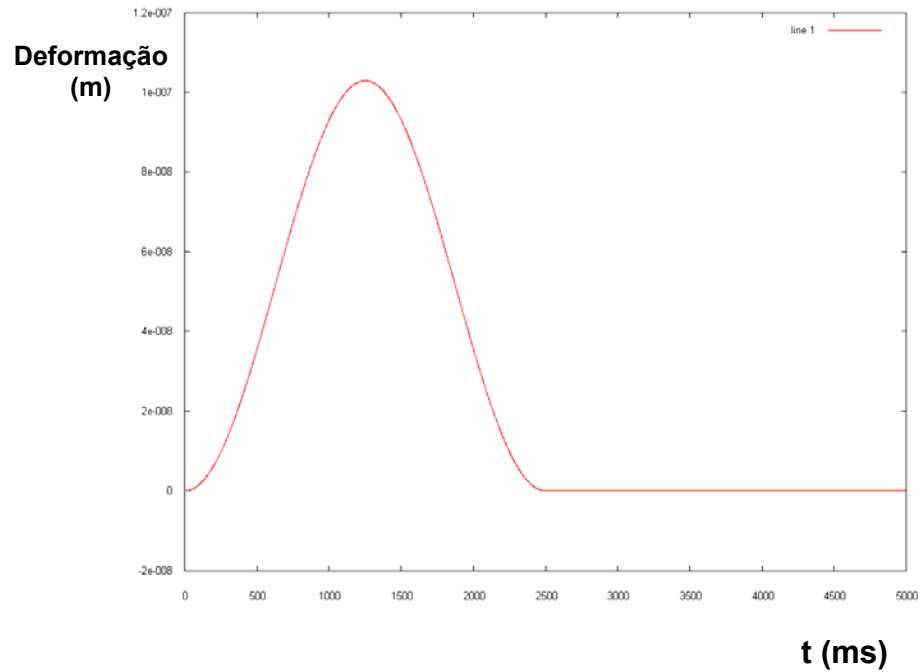


Gráfico 5.8 – Deformação induzida à massa 3 (camada de metal), em função do tempo, após a aplicação do pulso de força à prótese em EVA

As elongações máximas correspondentes a cada material são as seguintes:

Para a massa 1 (resina),

$$\varepsilon_1 = \frac{x_1 - x_2}{h_1} = \frac{5,5941 \cdot 10^{-5} - 5,5658 \cdot 10^{-5}}{2,5 \cdot 10^{-3}} = 0,011 \cdot 10^{-2} \cong 0,011\%$$

Para a massa 2 (EVA),

$$\varepsilon_2 = \frac{x_2 - x_3}{h_2} = \frac{5,5658 \cdot 10^{-5} - 1,0289 \cdot 10^{-7}}{2,5 \cdot 10^{-3}} = 2,22 \cdot 10^{-2} \cong 2,22\%$$

Para a massa 3 (metal),

$$\varepsilon_3 = \frac{x_3}{h_3} = \frac{1,0289 \cdot 10^{-7}}{5 \cdot 10^{-3}} = 0,21 \cdot 10^{-4} \cong 0,002\%$$

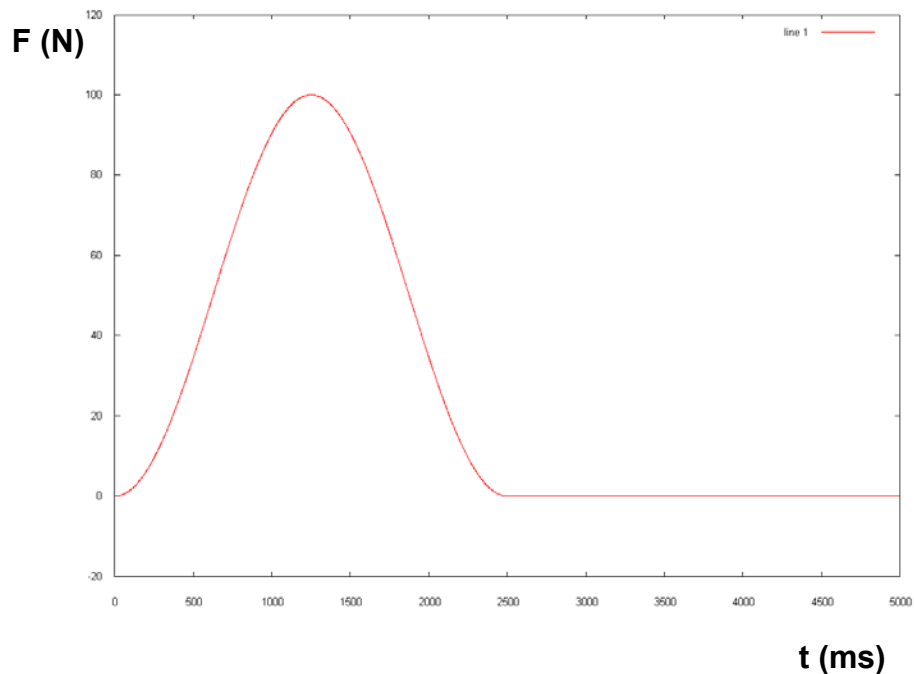


Gráfico 5.9 – Comportamento da força pelo tempo, na base, após a aplicação do pulso de força na prótese em EVA

Observou-se nos Gráficos 5.6, 5.7 e 5.8 que durante o impacto da mastigação sobre a prótese em EVA, houve uma deformação máxima de $5,59 \times 10^{-5}$ m, sendo $2,83 \times 10^{-7}$ m, $5,56 \times 10^{-5}$ m e $1,02 \times 10^{-7}$ m correspondendo às camadas de resina, EVA e metal respectivamente. A força máxima transmitida ao implante foi de 100 N. A forma do gráfico de força é a mesma do que nas demais situações (Gráfico 5.9).

Fica claro que a camada de resina comprime o EVA contra a liga metálica, apresentando assim uma elongação máxima maior que a dos demais materiais. Quanto à força transmitida ao implante, não se observou qualquer diferença.

Os resultados da análise dinâmica encontram-se no Quadro 5.1.

Prótese	Material	Deformação (μm)	Elongação (%)	Força transmitida à base (N)	Duração do Pulso (s)
Metálica	metal	0,2	0,002	100	0,25
Resina Composta	resina	0,6	0,013	100	0,25
	metal	0,1	0,002		
EVA	resina	0,3	0,011	100	0,25
	EVA	55,6	2,220		
	metal	0,1	0,002		

Quadro 5.1 – Resultados obtidos por meio da análise dinâmica

5.2.4 Análise das forças de inércia

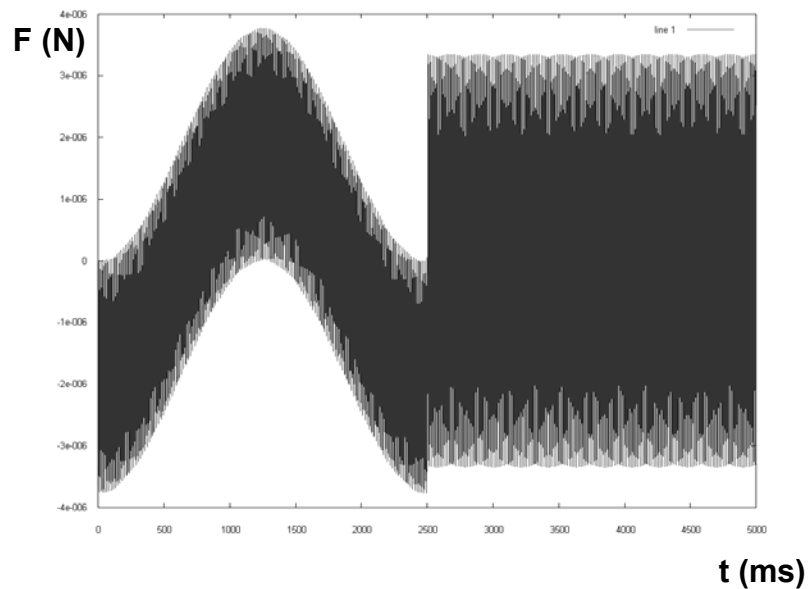


Gráfico 5.10 – Forças de inércia

Como resultado da análise inercial, obteve-se o gráfico 5.10, onde é retratado que as forças inerciais ($m\ddot{x}$) são muito menores do que as forças elásticas (Kx), tipicamente,

$$\frac{F_{inercial}}{F_{transmitida}} = \frac{4 \cdot 10^{-6} N}{100 N} = 4 \cdot 10^{-8}$$

Ou seja, as forças inerciais no modelo de prótese metálica foram cem milhões de vezes menores do que as elásticas.

6 DISCUSSÃO

Neste estudo foi possível analisar como ocorre o carregamento de próteses unitárias sobre implante, dependendo da rigidez dos materiais protéticos. Os dois ensaios utilizados (análise fotoelástica e dinâmica) forneceram informações complementares.

A análise fotoelástica permitiu comparar a distribuição de tensões na região adjacente ao implante, geradas após a aplicação de uma carga de 100 N. O método fotoelástico apresenta como vantagem, a obtenção de informações visuais diretas sobre o padrão de tensões que ocorrem em um modelo após a aplicação de cargas. Desenvolveu-se um modelo com forma muito semelhante à conformação óssea na região de pré-molares inferiores, pois inclusive as propriedades mecânicas da resina fotoelástica utilizada se aproximam às do osso humano (Quadro 4.1). Estes cuidados visaram à obtenção de resultados que se aproximassem, ao máximo, do que ocorre em uma situação clínica. Para que a escolha do material para compor os corpos de prova fosse representativa dos diferentes tipos de materiais odontológicos, levou-se em consideração apenas a rigidez dos materiais, por meio das propriedades de módulo de elasticidade e do coeficiente de Poisson. Dessa forma, não se tornou necessário realizar um teste com uma prótese em cerâmica, ou em outros materiais, pois as suas propriedades se assemelhariam àquelas dos materiais já selecionados.

A semelhança no padrão de tensões obtida, entre os modelos, pode ser justificada pela terceira lei de Newton (lei da ação e reação), a qual enuncia que para uma força aplicada sobre um corpo surge uma força de reação com a mesma

intensidade entre ambos (RAMALHO; FERRARO; SOARES 1995). Dessa forma, como a força aplicada pela máquina de ensaios foi fixada em 100 N, torna-se natural que as tensões induzidas ao modelo pelos diferentes tipos de prótese sejam também semelhantes, correspondentes à carga de 100 N. Em outras palavras, as propriedades mecânicas do corpo de prova não mudaram as tensões na base, pois a força de ação e reação serão sempre as mesmas, para uma mesma força aplicada sobre uma prótese unitária. McGlumphy, Campagni e Peterson (1989) chegaram a essa mesma conclusão quando aplicaram uma força sobre um implante que continha ou não um elemento intramóvel. Por meio de uma análise fotoelástica verificaram que o padrão de tensões foi o mesmo para as duas situações experimentais.

A presente análise desconsidera, entretanto, o comportamento mecânico do corpo de prova **durante** um evento de carregamento, como o tempo e a deformação necessária para atingir a carga final. Para determinar esse comportamento, obteve-se um gráfico de tensão-deformação, conforme descrito no ensaio de carregamento dinâmico.

A maioria dos estudos sobre o comportamento biomecânico de próteses sobre implantes frente a cargas oclusais foi realizado por meio de análises em elementos finitos (DAVIS; RIMROTT; ZARB, 1988; SERTGOZ, 1997; SENDYK, 1998; STEGAROIU et al., 1998; AKPINAR; ANIL; PARNAS, 2000) ou testes mecânicos (GRACIS et al., 1991; CIBIRKA et al., 1992). Um único trabalho comparativo entre materiais oclusais foi realizado pelo método de fotoelasticidade por Inan e Kessin (1999), segundo o qual uma prótese com superfície oclusal em porcelana ou resina gerou uma menor magnitude de tensões, quando comparada ao metal. Esses resultados foram obtidos em próteses fixas do tipo protocolo, o que

limita uma extrapolação para os resultados destes estudos, no qual foram utilizadas próteses unitárias. Em uma prótese fixa de maior extensão há outros fatores que interferem nos resultados biomecânicos como a rigidez e o material da estrutura protética (SERTGOZ, 1997; DUYCK et al., 2000). Contudo, os resultados do presente estudo se aproximam daqueles de Cibirka et al. (1992), que verificaram que as forças máximas transmitidas ao osso, foram semelhantes para próteses em metal, resina acrílica e porcelana, sob carregamento estático.

Sendo uma própria limitação do método fotoelástico, não foi possível a obtenção de informações quantitativas a respeito da resposta mecânica sobre as tensões no modelo e no interior dos componentes protéticos. Foi confeccionado um único modelo fotoelástico para o estudo, conforme metodologia empregada em outros trabalhos (INAN; KESIN, 1999).

Por meio da análise dinâmica, foi possível realizar uma estimativa do comportamento mecânico dos corpos de prova, caso eles fossem submetidos a um pulso de força com características similares às que ocorrem durante um ciclo mastigatório. A análise da intensidade da força aplicada na prótese sobre implante, da força transmitida, e das deformações que ocorreriam no interior dos materiais ao longo do tempo, permitiu a comparação entre o modelamento dos corpos de prova. O modelamento não levou em consideração, entretanto, as deformações que ocorreriam no implante ou no osso, de modo que apenas os materiais da prótese foram analisados. Com base nas propriedades mecânicas do osso, pode-se imaginar que ele apresentaria deformações pela aplicação do pulso de força.

A força transmitida ao implante apresentou a mesma intensidade máxima nos três modelos. A forma do gráfico e o tempo de transferência de força também foram iguais. Da mesma forma com que ocorreu no ensaio fotoelástico, a

semelhança entre as forças transmitidas pelos modelos pode ser explicada pela terceira lei de Newton (lei da ação e reação). Assim, a força aplicada sobre a estrutura protética sempre foi totalmente transmitida ao implante.

Segundo Skalak (1983), o comportamento viscoelástico de uma resina acrílica para revestimento oclusal seria suficiente para retardar a transmissão da força e diminuir o seu pico (Figura 2.1). Entretanto, a resina composta utilizada neste estudo não provocou qualquer alteração na transmissão da força. Poderia-se presumir então, que a resina composta seria muito rígida para evidenciar esse fenômeno, e que se deveria utilizar um material com uma menor rigidez para observá-lo, como o EVA. Todavia, nem a magnitude nem o tempo de transmissão da força foram alterados pela utilização do EVA, que apresentou uma grande deformação, em comparação aos demais materiais, para poder dissipar a força sobre ele aplicada.

Os resultados deste estudo vão de encontro aos de Van Rossen et al. (1990), que determinaram pelo método dos elementos finitos que a variação do módulo de elasticidade de um pilar intermediário protético entre 0,15 (IME) e 110 GPa (titânio) não induziu a diferentes tensões após a aplicação de uma força sobre um implante osseointegrado. Contrariando esses resultados, Richter (1989) propôs que a interposição de um material menos rígido na prótese aproximaria a biomecânica dos implantes à dos dentes. Confirmou essa teoria em um estudo posterior, no qual verificou uma redução de 20 vezes nas tensões geradas em um modelo sob cargas axiais (RICHTER; ORSCHALL, 1990). Carvalho et al. (2002), que simularam os efeitos da interposição de um elastômero sobre um implante unitário pelo método de elementos finitos, verificaram um padrão de distribuição de tensões semelhante ao sistema convencional, porém com atenuações em algumas regiões

do implante. Em estudo subsequente, Carvalho, Vaz e Simões (2003) verificaram por meio de um ensaio de impacto sobre implantes instalados em uma mandíbula humana que houve uma diminuição nos picos de força transmitida

Aplicando os princípios de amortecimento utilizados em engenharia, para que um material de revestimento oclusal promova um amortecimento, deve apresentar uma rigidez tal que permita certa mobilidade quando existir uma solicitação mecânica (DEN HARTOG, 1972). Entretanto, apesar do EVA permitir uma deformação significativa após a aplicação de uma força e tendo sido inserido um fator de amortecimento para o material, este não modificou a força transmitida. Atentamos ao fato de que as forças de amortecimento são muito baixas na boca, por serem proporcionais à velocidade de deformação dos materiais, conforme visto na análise inercial, o que justificaria o resultado obtido.

Hipoteticamente em uma situação clínica, dentes naturais e/ou próteses vizinhas a um espaço protético podem limitar o deslocamento da prótese àquele que ocorre devido à compressão do ligamento periodontal sob cargas - 0,025 mm aproximadamente - (MOXHAM; BERKOVITZ, 1982). Considerando o resultado do ensaio dinâmico, poderia haver uma redução na força transmitida utilizando-se uma prótese com baixa rigidez, admitindo uma alimentação líquida ou pastosa que não comprimiria a prótese protética. Sabendo-se que foi necessária uma deformação de 56 μm para transmitir 100 N, com uma deformação de 25 μm teríamos um carregamento máximo de 55 N, ou seja, uma redução de 45 %. A prótese em EVA carregaria o implante com 100 N somente quando fosse comprimida por um alimento suficientemente sólido. Entretanto, esse fenômeno apresenta magnitudes de deformação muito pequenas e deveria ser confirmado por experimentos futuros. Por ser dependente da limitação de deslocamento por dentes vizinhos, esse mecanismo

de diminuição de forças transmitidas não existiria em próteses fixas mais extensas, nas quais o material protético se deformaria livremente. Sabendo-se que a rigidez de outros materiais protéticos não permite deformações como as do EVA, pode-se inferir que essa vantagem biomecânica não ocorra nas próteses confeccionadas com os materiais utilizados atualmente na odontologia. De fato, analisando dados obtidos de corpos de prova e de pacientes, Bassit, Lindstrom e Rangert (2002) concluíram que se existe uma diferença na resiliência entre as cerâmicas e as resinas, esta provavelmente não apresenta relevância clínica.

Por analogia, a interposição do elastômero na prótese experimental em EVA, pode ser comparada aos pilares intermediários, denominados elementos intramóveis, que foram propostos na implantodontia, com a intenção de reproduzir o comportamento biomecânico do ligamento periodontal (KIRSCH, 1983). Apesar de apresentar uma menor rigidez do que os demais materiais protéticos (LILL et al., 1988; VAN ROSSEN et al. 1990), esta seria maior do que a de um elastômero. Provavelmente por essa razão, o benefício biomecânico do pilar protético denominado IME (Intra-mobile element – IMZ, EUA), nunca foi verificado de forma conclusiva (HORSHAW; BRUNSKI, 1988).

Verifica-se que neste estudo, a deformação dos materiais ocorreu de forma coerente com a sua rigidez, dada indiretamente pelo módulo de elasticidade dos materiais, ou seja, o EVA se deformou mais que os demais materiais, seguido da resina composta e do metal. Ao contrário do que afirmou Skalak (1983), esta propriedade não influenciou na transmissão de cargas. Este achado vai de encontro aos resultados de Çiftçi e Canay (2001) que verificaram por meio de uma análise por elementos finitos que a maioria das deformações em próteses sobre implantes

ocorre nos materiais oclusais com menor rigidez, que induzem tensões proporcionais nas estruturas metálicas.

Pela análise do Quadro 6.1, observa-se que os benefícios biomecânicos das resinas nem sempre foram comprovados pela literatura, sendo que em muitos estudos, outros materiais se mostraram mais eficientes. Aparentemente não existe uma razão óbvia para essa diversidade de resultados, porém a falta de consenso entre os autores denota que os resultados não são conclusivos. Uma das razões poderia ser a diversidade de metodologias e a falta de padronização entre elas.

Alguns relatos na literatura sobre as propriedades de amortecimento das resinas são baseados em parâmetros subjetivos, ou manifestações pessoais sem comprovações científicas correspondentes. De fato isto pode ser notado nas afirmações de Spiekermann (2001), Misch (2000), Sheets e Earthman (1993) e Skalak (1983).

Autor	metodologia		Carga	Diferenças	Materiais Testados
Bassit, Lindstrom e Rangert (2002)	iv	extensômetro	O	N	P, RA
Duyck et al. (2000)	iv	extensômetro	O	N	M, RA
Mericske-Stern (2000)	lv	transdutor	O	N	R, P
Soumeire e Dejou (1999)	ivt	transdutor	I	N	M, P, RCM
Sendyk (1998)	s	fem	-	N	P, C
Papavasiliou et al. (1996)	s	fem	-	N	M, P, RA
Cibirka e Razzoog (1992)	ivt	extensômetro	E	N	M, P, RA
Hobkirk e Psarros (1992)	iv	transdutor	O	N	P, RA
Çiftçi, Canay, (2000)	s	fem	-	S	M**, P**, RA*, RC, RCM, C
Inan e Kessin (1999)	ivt	fotoelasticidade	E	S	M*, P**, RA, RC, C
Stegaroiu e Kusakari (1998)	s	fem	E	S	M, P, RA**, RC
Sertgoz (1997)	s	fem	-	S	P*, RA, RC
Gracis e Nicholls (1991)	ivt	transdutor	I	S	M, P, RA*, RCM*
Davis e Rimrott (1988)	s	fem	I	S	P, RA*
Davis e Rimrott (1988)	s	fem	E	S	P*, RA

Quadro 6.1 – Estudos comparativos entre as propriedades biomecânicas de materiais oclusais utilizados em implantodontia. (*) melhor resultado biomecânico, (**) pior resultado biomecânico, (S) com diferenças biomecânicas, (N) sem diferenças biomecânicas, (I) Forças de impacto, (E) forças estáticas, (O) oclusão, (-) não especificado, (IV) in vivo, (IVT) in vitro, (S) simulação computacional, (FEM) método dos elementos finitos

A utilização de próteses em resina durante o período inicial de carregamento de implantes faz parte do protocolo de cargas progressivas proposto por Misch (2000). Um único trabalho a respeito da eficácia desse protocolo foi encontrado, no qual Rotter, Blackwell e Dalton (1996) verificaram um aumento da estabilidade secundária de implantes submetidos a carregamento progressivo, por meio de um aparelho Periotest. Porém como nesse estudo foram utilizadas apenas próteses em resina acrílica, não foi possível avaliar a influência do material oclusal. Considerando os resultados do presente estudo, o material oclusal provavelmente não interferiria no resultado, restando como parâmetros válidos para a carga progressiva a oclusão, a dieta do paciente, o tempo e o desenho da prótese. Corroborando ainda com os resultados deste estudo, é interessante notar que entre os estudos realizados in vivo, não foi possível detectar diferenças entre as forças transmitidas por próteses em resina acrílica e outros materiais como metal ou porcelana (HOBKIRK; PSARROS, 1992; DUYCK et al. 2000; MERICSKE-STERN et al., 2000; BASSIT; LINDSTROM; RANGERT, 2002). Ainda, um acompanhamento clínico prospectivo de 509 pacientes implantados, demonstrou também não haver uma correlação entre a incidência de falhas clínicas de implantes osseointegrados e os materiais oclusais (NAERT et al., 1992).

As forças de inércia geradas com o carregamento da prótese metálica foram ínfimas, pois as velocidades e acelerações existentes no interior dos materiais apresentaram uma grandeza reduzida, o que permite afirmar que as forças que atuam durante o ciclo mastigatório têm natureza estática. Este fato pôde ser verificado na análise dinâmica pela correlação entre os gráficos de força e de deformação pelo tempo, que são semelhantes, ou seja, a força induz à deformação dos materiais protéticos quase instantaneamente.

Portanto, para prever o comportamento biomecânico que ocorre na boca, um modelamento utilizando princípios de estática simplificaria a análise dos fenômenos, conforme afirmações de Spiekermann (2001) e Skalak (1983), e os resultados seriam muito fiéis ao que ocorre na boca. Isto seria aplicado por exemplo a estudos de elementos finitos que modelam um pulso de aplicação de força com base no ciclo mastigatório.

Dessa forma pode-se afirmar também que não existe durante a mastigação um evento de impacto, segundo a sua definição, pois não existem grandes acelerações durante o evento (Gráfico 5.1) (STEGAROIU et al. 1998). De fato, sabe-se que a velocidade de fechamento da mandíbula durante a fase final de mastigação é bastante diminuída, o que minimizaria a existência de eventos dinâmicos (HARRISON; LEWIS, 1975; BATES; STAFFORD; HARRISON, 1976). Segundo Davis e Rimrott (1988), a existência de forças de impacto sobre os dentes ficaria restrita a um choque traumático ou a uma mastigação inadvertida de um corpo estranho rígido.

Em materiais poliméricos, o amortecimento (c) é causado principalmente pela viscoelasticidade (WEI; KUKUREKA, 2000). A partir do modelamento dinâmico realizado para a prótese em EVA, realizou-se um exercício simples, aumentando o valor do fator de amortecimento em 10.000 vezes, o que não causou qualquer alteração na força transmitida, no tempo de transmissão e nas deformações da prótese. Dessa forma pode-se concluir que esse fator parece não ter influenciado na transmissão de cargas em próteses sobre implantes.

A partir dos resultados deste estudo, verificou-se que os materiais utilizados clinicamente não possibilitam uma redução da carga transmitida a implantes. Este resultado, entretanto, não contra-indica a utilização de nenhum

deles, pois não existe um material único e ideal, e cada um apresenta um balanço de propriedades que lhe conferem vantagens e desvantagens.

A única forma teórica de reduzir cargas transmitidas a um implante seria utilizar uma camada de um elastômero no interior da prótese, que ainda assim deveria ser de pequena extensão e com dentes vizinhos ao espedro protético. Entretanto esta hipótese é questionável já que acredita-se que o equilíbrio entre a interface osso-implante é mantido pelas propriedades elásticas do osso circundante ao implante e que a adição de sistemas de absorção de tensões não são necessários (HOBKIRK; PSARROS, 1992).

Apesar de ter sido utilizada uma metodologia de rotina em engenharia para projetos industriais, a simplificação do modelo utilizado na análise dinâmica não permite determinar tensões ou deformações espaciais, somente o total de forças e deformações em determinado eixo. Um modelamento do mesmo sistema pelo método dos elementos finitos poderia fornecer informações mais precisas sobre o comportamento das tensões no interior dos componentes, entretanto as conclusões finais do trabalho seriam as mesmas para as duas metodologias. Um indicativo desse fato é o resultado obtido por Sendyk (1998), que obteve uma correspondência entre as tensões geradas em um modelo de implante unitário com próteses metalocerâmicas ou metaloplásticas.

Possivelmente a realização de testes clínicos com próteses em baixa rigidez por meio de metodologias que permitam avaliar a transmissão de forças pelo tempo, como ocorre com transdutores ou extensômetros trariam informações complementares relevantes a este estudo.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste estudo, pode-se concluir que:

7.1 O material que compõe a coroa protética, o qual confere o grau de rigidez, não interferiu no padrão de tensões geradas ao redor de implantes após a aplicação de carga em implantes unitários.

7.2 A utilização de materiais protéticos com menor rigidez não foi capaz de amortecer as forças transmitidas a implantes unitários, ou de retardar a sua transmissão pelo tempo.

7.3 A deformação e a transmissão das forças através dos componentes implante/prótese de suporte, ocorreu quase instantaneamente após a aplicação da força, o que caracteriza um carregamento estático.

REFERÊNCIAS¹

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
- Akpinar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J Oral Rehabil* 2000;27(6):538-45.
- Anusavice KJ. *Materiais dentários*. 10^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1998.
- Bassit R, Lindstrom H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *The Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(1):17-23.
- Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil* 1976;3(1):57-67.
- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18(3):264-74.
- Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraósseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3(2):81-100.
- Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999;13:99-119.
- Brunski JB. Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ* 1988;52(12):775-87.
- Carvalho L, Vaz MA, Simões JA. Determination of strains due to impact loads on an implant cadaveric mandible. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2003;4(suppl 1):801-802.
- Carvalho L, Pereira JA, Ramos A, Simões JA. Sistema de implante dentário não convencional: um estudo numérico preliminar. In: Goicolea JM, editor. *Métodos numéricos en ingeniería V*. España: Semni; 2002.
- Carvalho RCL. Contribuição para o estudo das tensões que ocorrem em dentes restaurados, utilizando ligas de ouro e de cobre-alumínio, sob ação de força distribuída - método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 1986.

¹ De acordo com o estilo de Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo a base de dados MEDLINE.

Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992;67(3):361-4.

Çiftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001;14(5):406-411.

Çiftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-82.

Corneliussen RD. Maro Polymer links. Elastic Modulus Values: Banco de dados. Disponível em: URL: http://www.maropolymeronline.com/Properties/modulus_values.asp [2005 Abr. 14].

Costa EV. Curso de resistência dos materiais - com elementos de grafostática e de energia de deformação. São Paulo: Biblioteca universitária; 1974.

Crede CE. Choque e vibração nos projetos de engenharia. Rio de Janeiro: Ao livro técnico; 1972.

Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(4):275-80.

Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13(6):540-9.

Den Hartog JP. Vibrações nos sistemas mecânicos. São Paulo: Edgard Blucher; 1972.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Sloten JV, De Cooman M, Naert I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: In vivo study. *Clin Impl Dent Relat Res* 2000;2(2):100-9.

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

Ferreira Jr AFG. Desenvolvimento de um sistema para análise automática do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas [Tese de Mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2003.

French AA, Bowles CQ, Parham PL, Eick JD, Killoy WJ, Cobb CM. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989;9(3):221-30.

Gaggl A, Schultes G. Biomechanical properties in titanium implants with integrated maintenance free shock absorbing elements. *Biomaterials* 2001;22:3061-6.

- Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991;4(3):282-91.
- Harrison A, Lewis TT. The development of an abrasion testing machine for dental materials. *J Biomed Mater Res* 1975;9(3):341-53.
- Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):345-52.
- Horshaw SJ, Brunski JB. Mechanical testing of dental Implants with and without intramobile elements. *Journal of Dental Research* 1988;67(special issue):314.
- Inan O, Kesin B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent* 1999;8(3):311-6.
- Kirsch A. The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J Oral Implantol* 1983;11(2):197-210.
- Lill W, Matejka M, Rambousek K, Watzek G. The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(4):281-6.
- McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):586-93.
- Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrlander F, Burgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2000;84(5):535-47.
- Misch CE. Progressive loading of bone with implant prostheses. *J Dent Symp* 1993;1:50-3.
- Misch CE. Carregamento progressivo do osso. In: *Misch CE Implantes Dentários Contemporâneos*. São Paulo: Editora Santos; 2000. cap 20. p. 595-608.
- Moxham BJ, Berkovitz BKB. The effects of external forces on the periodontal ligament - the response to axial loads. In: Berkovitz BKB, Moxham BJ, Newman HN, editors. *The periodontal ligament in health and disease*. New York: Pergamon Press; 1982. p. 249-268.
- Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67(2):236-45.
- Noyes DH, Solt CW. Relationship between "tooth mobility" and "mechanical mobility of teeth". *J Periodontol* 1972;43(5):301-3.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76(6):633-640.

Ramalho F, Ferraro NG, Soares PAT. *Os Fundamentos da Física*. 6ª ed. São Paulo: Editora Moderna; 1995.

Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989;61(5):602-9.

Richter EJ, Orschall B, Jovanovic SA. Dental implant abutment resembling the two phase tooth mobility. *J Biomech*;4:297-306 1990.

Rotter BE, Blackwell R, Dalton G. Testing progressive loading of endosteal implants with the Periotesr: a pilot study. *Implant Dent* 1996;5(1):28-32

Sendyk CL. Distribuição de tensões nos implantes osseointegrados - Análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética [Tese de Doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 1998.

Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10(1):19-27.

Sheets CG, Earthman JC. Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: Evidence and a hypothesis for the occurrence. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1993;70:513-20.

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

Soumeire J, Dejou J. Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *J Oral Rehabil* 1999;26:394-401.

Spiekermann H. *Atlas colorido de implantologia*. Porto Alegre: Artes Médicas; 2001.

Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(6):781-90.

Tjan AH, Li T, Logan GI, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J Prosthet Dent* 1991;66(2):157-64.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lagana DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Pesqui Odontol Bras* 2004;18(1):45-52.

van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990;64(2):198-205.

Vishay Measurements Group. PL-2 Photoelastic resin. Raleigh, EUA; 2002. [Instruction Bulletin IB-234-3].

Vuolo JH. Polarização da luz e displays PN. In: Introductory course on liquid Crystal Displays. Madrid; 1998. p. 1-19.

Wei CY, Kukureka N. Evaluation of damping and elastic properties of composite structures by the resonance technique. *Journal of Materials Science* 2000;35:3785-3792.

Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys* 2001;23(8):567-72.

ANEXO A - Programação realizada para a resolução do modelo com a prótese metálica

```

massa=2.786e-3;
amortec=0;
rigidez=486e6;

A=[0 1;-rigidez/massa -amortec/massa];
B=[0;1/massa];
C=[1 0; 0 1];

sys = ss2sys(A,B,C,[],0,2,0);
sysd=c2d(sys,0.0001);
[a,b,c,d]=sys2ss(sysd)

% definição da força
for i=1:2500
    u(i)=50-50*cos(8*3.1416*(i-1)*0.0001);
end
for i=2501:16000
    u(i)=0;
end

% integração das equações
x=[0 ;0];
for i=1:16000
    x=a*x+b*u(i);
    desl(i)=x(1);
    f_base(i)=rigidez*x(1);
end

% imprime em arquivo resultado
fp=fopen("deslocamento1.txt","w");
for i=1:16000
    fprintf(fp,"%g\t %g\t %g\t %g\n", (i-1)*0.0001, desl(i), u(i), f_base(i));
end

```

ANEXO B - Programação realizada para a resolução do modelo com a prótese em resina composta

```

massa1=2.94e-3;
massa2=13.26e-3;
amortec=0;
rigidez1=176.7e6;
rigidez2=971.9e6;

A=[0 1 0 0;
   -rigidez1/massa1 0 rigidez1/massa1 0;
   0 0 0 1;
   rigidez1/massa2 0 -(rigidez1+rigidez2)/massa2 0];

B=[0;1/massa1; 0; 0];
C=[1 0 0 0; 0 1 0 0; 0 0 1 0; 0 0 0 1];

sys = ss2sys(A,B,C,[],0,4,0);
sysd=c2d(sys,0.0001);
[a,b,c,d]=sys2ss(sysd)

% definição da força
for i=1:2500
    u(i)=50-50*cos(8*3.1416*(i-1)*0.0001);
end
for i=2501:16000
    u(i)=0;
end

% integracao das equacoes
x=[0 ;0 ; 0; 0];
for i=1:16000
    x=a*x+b*u(i);
    desl1(i)=x(1);
    desl2(i)=x(3);
    f_base(i)=rigidez2*x(3);
end

% imprime em arquivo resultado
fp=fopen("deslocamento2.txt","w");
for i=1:16000
    fprintf(fp,"%g\t %g\t %g\t %g\t %g\n", (i-1)*0.0001, desl1(i), desl2(i), u(i), f_base(i));
end

```

ANEXO C - Programação realizada para a resolução do modelo com a prótese em EVA

```

massa1=0.14e-3;
massa2=0.013e-3;
massa3=1.29e-3
amortec=3.58;
rigidez1=353.4e6;
rigidez2=1.8e6;
rigidez3=971.9e6;

A=[0 1 0 0 0 0;
  -rigidez1/massa1 0 rigidez1/massa1 0 0 0;
  0 0 0 1 0 0 ;
  rigidez1/massa2 0 -(rigidez1+rigidez2)/massa2 -amortec/massa2 rigidez2/massa2
  amortec/massa2;
  0 0 0 0 0 1;
  0 0 rigidez2/massa3 amortec/massa3 -(rigidez2+rigidez3)/massa3 -amortec/massa3];

B=[0;1/massa1; 0; 0; 0 ; 0];
C=[1 0 0 0 0 0; 0 1 0 0 0 0; 0 0 1 0 0 0; 0 0 0 1 0 0; 0 0 0 0 1 0; 0 0 0 0 0 1];

% transformacao de modelo continuo em discreto
sys = ss2sys(A,B,C,[],0,6,0);
sysd=c2d(sys,0.0001);
[a,b,c,d]=sys2ss(sysd)

% definição da força
for i=1:2500
    u(i)=50-50*cos(8*3.1416*(i-1)*0.0001);
end
for i=2501:16000
    u(i)=0;
end

% integracao das equacoes
x=[0 ;0 ; 0; 0; 0; 0];
for i=1:16000
    x=a*x+b*u(i);
    desl1(i)=x(1);
    desl2(i)=x(3);
    desl3(i)=x(5);
    f_base(i)=rigidez3*x(5);
end

% imprime em arquivo resultado
fp=fopen("deslocamento3.txt","w");
for i=1:16000
    fprintf(fp,"%g\t %g\t %g\t %g\t %g\t %g\n",(i-1)*0.0001,desl1(i),desl2(i),desl3(i),u(i),f_base(i));
end

```