



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



ANTONIO GIORDANI

**ESTUDO "IN VIVO" DO COMPORTAMENTO DAS FORÇAS
OCLUSAIS EM FUNÇÃO DO DESENHO DA PRÓTESE
PARCIAL REMOVÍVEL MANDIBULAR DE CLASSE I DE
KENNEDY.**

**Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do Título de Doutor
em Clínica Odontológica, Área de Prótese .**

**PIRACICABA-SP
1999**





UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



ANTONIO GIORDANI

**ESTUDO "IN VIVO" DO COMPORTAMENTO DAS FORÇAS
OCLUSAIS EM FUNÇÃO DO DESENHO DA PRÓTESE
PARCIAL REMOVÍVEL MANDIBULAR DE CLASSE I DE
KENNEDY.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do Título de Doutor
em Clínica Odontológica, Área de Prótese .

Orientador:

Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva

FOP-UNICAMP

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG 09/09/95


Assinatura do Orientador

**PIRACICABA-SP
1999**

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	UNICAMP
Ex.	80/38670
	229/99
	<input type="checkbox"/> D <input checked="" type="checkbox"/> X
P.º CO	85/11.00
DATA	04/09/99
N.º CPD	

CM-00134257-4

Ficha Catalográfica

G293e Giordani, Antonio.
 Estudo "in vivo" do comportamento das forças oclusais em função do desenho da prótese parcial removível mandibular de classe I de Kennedy. / Antonio Giordani. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 1999.
 182p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva.
 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Instrumentação. 2. Prótese dentária parcial removível. 3. Oclusão (Odontologia). I. Silva, Frederico Andrade e. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha Catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB / 8 – 6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 19 de Março de 1999, considerou o candidato ANTONIO GIORDANI aprovado.

1. Prof. Dr. FREDERICO ANDRADE E SILVA

2. Prof. Dr. KRUNISLAVE ANTONIO NÓBILO

3. Prof. Dr. ITAMAR FERREIRA

4. Prof. Dr. ARNALDO POMÍLIO

5. Prof. Dr. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA

Dedico o fruto deste trabalho

a Maria José, minha doce companheira, aos meus filhos, Frederico, Enrico, Benito, Endrigo e aos meus netos Carolina e Juninho, com todo o amor;

aos meus irmãos pelo sacrifício que fizeram por mim.

Aos meus pais, Affonso e Júlia, com minha gratidão pelo exemplo de vida;

ao mano Pascoal, pela coragem vivida e altivez com que enfrentou o derradeiro golpe;

a todos aqueles que ousaram desafiar a tirania, a violência e a tortura na defesa da dignidade humana;

Minha singela **homenagem**, pois,

"Quando orientas a proa visionária em direção a uma estrela, e desdobras as asas para atingir tal excelsitude inacessível, ansioso de perfeição rebelde à mediocridade, levas em ti o impulso misterioso de um IDEAL. É áscua sagrada, capaz de te preparar para grandes ações. Cuida-a bem; se a deixares escapar, jamais ela se reacenderá. E se ela morrer em ti, ficarás inerte: fria basófia humana."

José Ingenieros

AGRADECIMENTOS

Agradeço:

De maneira especial ao Prof. Dr. Frederico de Andrade e Silva, pela orientação segura, pelo alento permanente e, sobretudo, pelo respeito que dedicou à liberdade de criação deste seu orientado;

Ao Prof. Dr. Krunislave Antonio Nóbilo, pelo estímulo constante e pela mão sempre estendida, generosamente;

Ao Prof. Dr. Itamar Ferreira pelo afeto do amigo traduzido em pacientes lições do grande professor de Engenharia Mecânica, dispensadas nas discussões, durante a supervisão dos aspectos mecânicos envolvidos neste trabalho;

Aos professores e funcionários do Curso de Pós Graduação a nível de Doutorado em Clínica Odontológica da FOP-Unicamp, pela dedicação à causa do ensino;

Ao meu grande amigo Arnaldo Pomilio, "compañero" de tanta luta, pela solidariedade inesgotável e, sobretudo, ... pela lição de humildade;

Ao Prof. Dr. Thomaz Wassal pelo apoio e pelo empenho em favor da superação dos nossos obstáculos profissionais de "percurso", enquanto Diretor da FO-PUCCAMP;

Ao amigo e colega Walter M. de Campos Jr. pela gentil hospitalidade do ambiente clínico oferecido para os nossos experimentos;

Aos amigos e colaboradores: Prof. Dr. Sérgio Button, da Faculdade de Engenharia Mecânica da Unicamp, Profa. Dra. Sonia Vieira, da FOP-Unicamp, Caio S. de Paula e Antônio M.C. Melônio, estatísticos, Prêntice de Andrade e Paula, técnico em Prótese Dental, José Luiz Lisboa, técnico de laboratório de Ensaaios Mecânicos, Antônio G. Marangoni, projetista mecânico, Enrico J. Giordani, eng. mecânico, Benito T. Giordani, analista de sistemas, Endrigo E. Giordani, estudante de Medicina, Haroldo Matiazzi, M. Isabel Cardoso e Edna C. Ramos pelo indispensável apoio técnico;

Às alunas Gabriela Caruzo e Kátia Moraes pela dedicação no acompanhamento do tratamento das pacientes;

Às funcionárias Luzia B. S. Rodrigues, da Biblioteca da FOP-Unicamp, Ana Laura M. Pessa e Maria José B. Galvão, da FO- PUCCamp, pela eficiência e gentileza da colaboração e orientação no campo da pesquisa bibliográfica;

Ao amigo e colega Jair Cavalieri e à secretária Maria José Cardoso, pelo estímulo sempre animador e pela paciência com que toleraram os meus desabafos;

Às pacientes d. Zélia e d. Luiza pela humildade e resignação com que prestaram anonimamente sua preciosa colaboração;

Aqueles, de cujos nomes eu posa ter-me esquecido;

Com todo o meu coração.

SUMÁRIO

	página
Listas.....	1
Lista de figuras.....	3
Lista de tabelas	6
Lista de gráficos	8
Lista de quadros	10
Lista de anexos	11
Lista de abreviaturas e significados.....	13
Resumo e Abstract.....	17
1- Introdução	23
1.1- Problemática da PPR a grampo convencional.....	25
1.2- Importância e problemática do estudo das forças orais funcionais.....	29
1.3- Considerações finais e proposição.....	34
2- Revisão da literatura	37
3- Material e Métodos	71
3.1 - Sujeitos.....	73
3.2 - PPR experimental: planejamento, desenho e confecção.....	74
3.2.1- Obtenção dos Modelos de trabalho.....	74
3.2.2- Características do desenho da PPR experimental	75
3.2.3- Confecção das bases acrílicas e montagem dos dentes	78
3.3 - Particularidades na construção dos transdutores de força.....	82
3.3.1- Fundamentos teóricos.....	82
3.3.2- Construção do transdutor de força mastigatória.....	83
3.3.3- Transdutor de força máxima de mordida	89
3.3.4- Esquemas de ligação dos extensômetros nos transdutores	90
3.4 - Instalação da PPR experimental para uso temporário.....	90
3.5 - Experimentos.....	92
3.5.1- Procedimentos preparatórios para a experimentação	92

	página
3.5.2- Experimento propriamente dito: considerações gerais	93
3.5.3- Experimentos sobre força de mastigação	94
3.5.4- Experimentos sobre força máxima de mordida	96
3.6 – Esquema de conexão entre os aparelhos de medição e os transdutores.....	98
3.7 – Registros.....	99
3.8 - Procedimentos para a calibração dos transdutores.....	100
3.8.1- Calibração dos transdutores de força de mastigação	100
3.8.2- Calibração do transdutor de força máxima de mordida.....	103
3.8.3- Curvas de calibração	104
3.9 - Tratamento dos dados dos registros experimentais e obtenção das forças equivalentes	105
3.10 - Experimentos com modificações no desenho das selas.....	106
3.10.1- Medidas das áreas da superfície basal das selas.....	107
3.11 - Critérios para a análise e interpretação dos dados dos registros e cálculo das forças de mastigação e força máxima de mordida.....	108
3.12- Ensaio complementares de esforços sobre os alimentos.....	111
3.13- Tratamento estatístico dos dados.....	111
4- Resultados	113
5- Discussão dos Resultados.....	127
5.1- Considerações iniciais	129
5.2- Critérios de abordagem dos resultados.....	130
5.3- Força máxima de mordida.....	131
5.4- Força de mastigação	138
5.5- Considerações finais	146
6- Conclusões.....	153
7- Referências Bibliográficas.....	157
8 Anexos.....	171

LISTAS

LISTA DE FIGURAS

página

Figura 1. Vista frontal (esq.) e lateral (dir.) dos modelos de estudo montados em articulador.	74
Figura 2. Desenho do conector maior do tipo barra bipartida, proposto por Kœeller, segundo Rebossio ¹⁰² (esq.). Rompe-forças com barra alongada (dir.)	75
Figura 3. Desenho proposto para o conector maior, com dupla barra (esq.). Colunas de sustentação do transdutor de força de mastigação com encaixe anterior para a lâmina (dir.).	77
Figura 4. Componentes da PPR experimental (esq.). Lâmina do Tfmst com a faceta oclusal, fixada em posição pelo parafuso, na base acrílica (dir.).	78
Figura 5. Guia de posicionamento oclusal – GPO, com a barra transversal em posição (esq.). Gabaritos de gesso e parafusos de fixação sobre o modelo (dir.).	81
Figura 6. Dispositivo proposto para o nivelamento das colunas de sustentação da plataforma do transdutor de força de mastigação (esq.). Modelo e PPR em posição para a operação de fresagem das bordas das colunas (dir.).	85
Figura 7. Lâmina do transdutor em posição para a construção das facetas oclusais (esq.). Face inferior da lâmina com a respectiva faceta oclusal e marcas de referência (dir.).	86

Figura 8. Facetas oclusais depois de serem destacadas das lâminas, com marcas para o reposicionamento (esq.). Lâmina e faceta em posição depois de polidas (dir.).....	87
Figura 9. Extensômetros colados às respectivas lâminas nos transdutores de força de mastigação, previamente à operação de soldagem dos fios condutores (esq.). Aparelho com controle de temperatura, usado na soldagem dos condutores aos extensômetros (dir.).	88
Figura 10. Extensômetros soldados aos fios condutores, no transdutor de forma de mastigação (esq.) e no transdutor de força máxima de mordida (centro). À direita, esquemas de associação entre os “strain gages” no Tfmst em (a) e no Tfmrd em (b).....	89
Figura 11. Segmento com dentes artificiais para uso temporário com o vedamento em silicone (esq.). PPR com o transdutor de força de mastigação preparado para o experimento (dir.).	91
Figura 12. Ponte e registrador utilizados para a obtenção dos registros (esq.). O monitoramento dos aparelhos sendo feito atrás da paciente (dir.).	94
Figura 13. Transdutor de força de mastigação instalado na PPR, com o conector já modificado (esq.). Transdutores de força máxima de mordida, de mastigação e acessórios. (dir.).	97
Figura 14. Transdutor de força de mastigação (esq.) e de força máxima de mordida (dir.), em posição durante a tomada dos registros.	97

Figura 15. Esquema de conexão entre os componentes elétricos do sistema de medição de forças de mastigação e máxima de mordida	98
Figura 16. Registros obtidos durante a mastigação de cenoura (esq.), de carne (dir.) e aplicação da força máxima de mordida em um e outro lado (centro).	99
Figura 17. Modelo com a PPR sobre a mesa posicionadora preparado para a calibração do Tfmst (esq.) e do Tfmrd (dir.). Pontas aplicadoras de cargas usadas na calibração (esq. e dir.).	103

LISTA DE TABELAS

página

Tabela 4.1.1. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida (kgf) da paciente "L", nos diferentes desenhos da PPR (conector maior), para o lado ativo e para o inativo.	115
Tabela 4.1.2. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida (kgf) da paciente "L", nos diferentes desenhos da PPR (sela), para o lado ativo e para o inativo.	116
Tabela 4.1.3. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida (kgf) da paciente "Z", nos diferentes desenhos da PPR (conector maior), para o lado ativo e para o inativo.....	116
Tabela 4.1.4. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida (kgf) da paciente "Z", nos diferentes desenhos da PPR (sela), para o lado ativo e para o inativo.	116
Tabela 4.2.1. Estatísticas descritivas da força de mastigação (kgf), para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior) – paciente "L".	119
Tabela 4.2.2. Estatísticas descritivas da força de mastigação (kgf) para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (sela) – paciente "L".....	119
Tabela 4.2.3. Estatísticas descritivas da força de mastigação (kgf), para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior) – paciente "Z".	120

Tabela 4.2.4. Estatísticas descritivas da força de mastigação (kgf), para a cenoura e para a carne nos diferentes desenhos da PPR (sela) – paciente “Z”.	120
Tabela 4.3.1. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida por unidade de área (kgf/cm^2) da base da sela da PPR, para o lado ativo e para o inativo - paciente “L”.	123
Tabela 4.3.2. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida por unidade de área (kgf/cm^2) da base da sela da PPR, para o lado ativo e para o inativo. - paciente “Z”.	123
Tabela 4.4.1 Estatísticas descritivas da força de mastigação por unidade de área (kgf/cm^2) da base da sela da PPR, para a cenoura e para a carne – paciente “L”.	125
Tabela 4.4.2. Estatísticas descritivas da força de mastigação por unidade de área (kgf/cm^2) da base da sela da PPR, para a cenoura e para a carne – paciente “Z”.	125

LISTA DE GRÁFICOS

página

Gráfico 1 e 2. Curvas de calibração dos transdutores de força de mastigação da paciente "Z" (1) e da paciente "L" (2).	104
Gráfico 3. Curva de calibração do transdutor de força máxima de mordida.	105
Gráficos 4 e 5. Plotagem dos registros das forças equivalentes medidas durante uma sequência, na mastigação de carne (4) e de cenoura (5).....	106
Gráfico 4.1.1. Médias da força máxima de mordida, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior), para o lado ativo e para o inativo- paciente "L".	118
Gráfico 4.1.2. Médias da força máxima de mordida, nos diferentes desenhos da PPR (sela), para o lado ativo e para o inativo – paciente "L".	118
Gráfico 4.1.3. Médias da força máxima de mordida, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior), para o lado ativo e para o inativo- paciente "Z".	118
Gráfico 4.1.4. Médias da força máxima de mordida, nos diferentes desenhos da PPR (sela), para o lado ativo e inativo- paciente "Z".....	119
Gráfico 4.2.1. Médias da força de mastigação, para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior) – paciente "L".	121

Gráfico 4.2.2. Médias da força de mastigação, nos diferentes desenhos da PPR (sela) – paciente “L”	122
Gráfico 4.2.3.- Médias da força de mastigação, para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior) – paciente “Z”.	122
Gráfico 4.2.4. Médias da força de mastigação, nos diferentes desenhos da PPR (sela) paciente “Z”.	122
Gráfico 4.3.1 Médias da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela da PPR, para o lado ativo e para o inativo – paciente “L”.	124
Gráfico 4.3.2. Médias da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela da PPR, para o lado ativo e para o inativo – paciente “Z”.	124
Gráfico 4.4.1. Médias da força de mastigação por unidade de área da base da sela da PPR, para a cenoura e para a carne – paciente “L”	126
Gráfico 4.4.2. Médias da força de mastigação por unidade de área da base da sela da PPR, para a cenoura e para a carne. – paciente “Z”	126

LISTA DE QUADROS

	página
Quadro 3.1. Convenção adotada para a nomenclatura das condições experimentais da PPR.	95
Quadro 3.2-. Esquema elucidativo para a comparação entre o processo de aplicação das cargas durante a calibração do transdutor na máquina de ensaios MTS e a mastigação dos alimentos.....	109
Quadro 3.3- Características físicas do elemento sensível mecânico dos transdutores de força de mastigação (lâmina de aço): dimensões, módulo de elasticidade do material e o momento de inércia da secção transversal.	110
Quadro 3.4- Comparação entre a força de mastigação (distribuída) e a força de calibração da célula de carga (concentrada).	111
Quadro 4.1. Análise de Variância e Teste de Tukey para a força máxima de mordida para a paciente "L" e para a paciente "Z".	117
Quadro 4.2. Análise de Variância e Teste de Tukey para a força de mastigação de carne e de cenoura para a paciente "L" e para a paciente "Z".	121
Quadro 4.3. Análise de Variância e Teste de Tukey para a força máxima de mordida por unidade de área da base da sela da PPR, para a paciente "L" e para a paciente "Z".	123
Quadro 4.4. Análise de Variância e Teste de Tukey para a força de mastigação por unidade de área da base da sela da PPR, para a paciente "L" e para a paciente "Z".....	126

LISTA DOS ANEXOS

	página
ANEXO 1- Termo de consentimento.....	173
ANEXO 2	
Tabela A1: Estatísticas descritivas da Fmst (kgf) de cenoura pela paciente "L", segundo o desenho da barra da PPR (Sup.:1 ^o .dia Inf.: 2 ^o .dia).	174
ANEXO 3	
Tabela A2 : Estatísticas descritivas da Fmst (kgf) de carne pela paciente "L", segundo o desenho da barra da PPR . (Sup.:1 ^o .dia Inf.: 2 ^o .dia).	175
ANEXO 4	
Tabela A3 : Estatísticas descritivas da Fmst (kgf) de cenoura pela paciente "Z", segundo o desenho da barra da PPR . (Sup.:1 ^o .dia Inf.: 2 ^o .dia).	176
ANEXO 5	
Tabela A4 : Estatísticas descritivas da Fmst (kgf) de carne pela paciente "Z", segundo o desenho da barra da PPR. (Sup.:1 ^o .dia Inf.: 2 ^o .dia).	177
ANEXO 6	
Tabela A5 : Estatísticas descritivas da Fmrd (kgf) da paciente "L", segundo o desenho da barra da PPR. (lado ativo e lado inativo).....	178
Tabela A6 : Estatísticas descritivas da Fmrd (kgf) da paciente "Z", segundo o desenho da barra da PPR (lado ativo e lado inativo).....	178

ANEXO 7

Tabela A7: Estatísticas descritivas da Fmrd (kgf) e Fmrd/ unid. de área da base da sela (kgf/cm ²) na paciente "L". (lado ativo e lado inativo).....	179
Tabela A8 : Estatísticas descritivas da Fmrd (kgf) e Fmrd/ unid. de área da base da sela (kgf/cm ²) na paciente "Z". (lado ativo e lado inativo).....	179

ANEXO 8

Tabela A9 : Estatísticas descritivas da Fmst/área (kgf/cm ²) – cenoura/ sela - paciente - "L".(Sup.:1.dia Inf.: 2 ^o .dia).	180
Tabela A10 : Estatísticas descritivas da Fmst/área (kgf/cm ²) - carne/ sela - paciente "L"(Sup.:1 ^o .dia Inf.: 2 ^o .dia).....	180

ANEXO 9

Tabela A11 : Estatísticas descritivas da Fmst/área (kgf/cm ²) – cenoura/ sela - paciente "Z" (Sup.:1 ^o .dia Inf.: 2 ^o .dia).....	181
Tabela A12 : Estatísticas descritivas da Fmst / área (kgf/cm ²)- carne/ sela-paciente "Z" (Sup.:1.dia Inf.: 2.dia).	181

ANEXO 10

Tabela A13: Forças aplicadas à cenoura e à carne, em testes preliminares de laboratório.	182
Gráfico A1: Cargas necessárias para romper a cenoura em experimentos de laboratório	182
Gráfico A2 : Cargas aplicadas à carne em laboratório, sem deflexão da curva da força em função do deslocamento.	182

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGNIFICADOS

Apud.em
$^{\circ}\text{C}$grau Celsius
cm.centímetro
cm^2centímetro ao quadrado
Com.comércio
dir.direita
DCLDentária Campineira Ltda.
DVdimensão vertical
DVOdimensão vertical de oclusão
DVRdimensão vertical de repouso
e.tensão elétrica (saída)
ed.edição
esq.esquerda
et al.e outros
Fmrdforça máxima de mordida
Fmstforça de mastigação
Fforça equivalente concentrada (obtida na calibração)
FMfrequência modulada
GPOguia de posicionamento oclusal
GPagigapascal
Imomento de inércia
Ind.indústria
Inf.inferior
kfator de sensibilidade do extensômetro
kgquilograma
kgfquilograma força
kgf/cm^2quilograma força por centímetro ao quadrado
Linicial de Luiza
Lcomprimento

LA	lado ativo
LI	lado inativo
lb.....	libra
lb/pol ²	libra por polegada ao quadrado
lbf.....	libra força
lbf/pol ²	libra força por polegada ao quadrado
Ltda.	limitada
m	mínimo
M	máximo
Ms	molares superiores
min.	minuto
mm	milímetro
mm ²	milímetro ao quadrado
MTS	Material Test System
1M	primeiro molar
1Ms	primeiros molares
mV.....	milivolt
N	newton
pol ²	polegada ao quadrado
p.....	página
p.....	nível de significância
1P	1 ^o premolar
2P.....	2 ^o premolar
PPF.....	prótese parcial fixa
PPFs.....	próteses parciais fixas
PPR.....	prótese parcial removível
PPRE	prótese parcial removível experimental
PPREL.....	prótese parcial removível de extremo livre
PPRs.....	próteses parciais removíveis
PT.....	prótese total
PTs.....	próteses totais

PTC.....	prótese total completa (dupla)
PTCs	próteses totais completas
PTS.....	prótese total superior
PTSs	próteses totais superiores
R	resistência elétrica
RAAQ	resina acrílica ativada quimicamente
RAAT	resina acrílica ativada termicamente
SAS.....	Statistical Analysis System
S_d	desvio padrão
s	segundo (tempo)
sup.	superior
Tfmr.....	transdutor de força de mordida
Tfmst.....	transdutor de força de mastigação
unid.	unidade
V	volt
V	tensão elétrica (de alimentação)
Z	inicial de Zélia
Ω	ohm (unidade de resistência elétrica)
w	força distribuída, por unidade de comprimento
ρ	resistividade
ε	deformação por unidade de comprimento
Δe	diferencial de tensão elétrica
ΔR	diferencial de resistência elétrica

RESUMO e ABSTRACT

GIORDANI, A. Estudo "in vivo" do comportamento das forças oclusais em função do desenho da prótese parcial removível mandibular de classe I de Kennedy.

RESUMO

Este trabalho teve por objetivo estudar, clinicamente, a variação da intensidade da componente vertical da força mastigatória e da força máxima de mordida voluntária, unilateralmente aplicadas sobre o extremo livre de uma prótese parcial removível mandibular (PPR) de Classe I de Kennedy, em função do desenho da prótese, considerado em 2 aspectos: variação da flexibilidade do extremo livre do conector maior e variação da área da sua base mucoso-suportada. Uma metodologia foi proposta para o desenho da PPR experimental, no qual, diferentes graus de flexibilidade do conector maior foram conseguidos, sem alterar a sua forma geral. Dois transdutores de força com extensômetros elétricos foram projetados e construídos, sendo um para medir a força de mastigação, inserido na prótese e outro para medir a força máxima de mordida. As PPRs experimentais foram instaladas em duas pacientes do sexo feminino, com idades de 42 e 54 anos, portadoras de prótese total superior. Durante os experimentos as pacientes mastigaram cenoura crua e carne frita. Os transdutores de força foram conectados a uma ponte de frequência portadora e a um registrador. Os procedimentos de calibração dos transdutores de força foram feitos em laboratório com o auxílio de uma máquina servo-hidráulica para ensaios mecânicos MTS (Mod. Teststar II). Foi feita a análise de variância dos resultados e as médias comparadas por meio do teste de Tukey aplicado a um nível de significância $p=0,05$. Os resultados sugerem que: 1) os valores da força máxima de mordida e de mastigação, para ambos os alimentos testados, aproximaram-se daqueles encontrados na literatura quando obtidos em condições experimentais semelhantes; 2) o desenho da PPR, no que se refere às variações nos graus de flexibilidade do conector maior, não influenciou no comportamento dos valores da força máxima de mordida vertical; 3) a redução na área da base da sela da PPR em contacto com a fibromucosa fez reduzir os valores da força máxima de mordida vertical sobre os dentes artificiais da mesma; 4) a redução da área da base da sela da PPR fez aumentar o valor da força máxima de mordida vertical e de

mastigação, por unidade de área da base da mesma, em contacto com a mucosa do rebordo residual; 5) as forças de mastigação verticais exercidas para triturar os alimentos pareceram depender mais de suas propriedades mecânicas de resistência à ruptura do que do desenho do conector maior quanto à flexibilidade, ou da sela quanto à área da interface base-mucosa; 6) as forças verticais usadas para mastigar os alimentos foram menores do que as forças determinadas em laboratório, em testes de ruptura complementares; 7) foram sugeridos instrumentos e uma metodologia para o estudo das forças exercidas sobre o extremo livre mucoso-suportado da PPR.

PALAVRAS-CHAVE:

Forças Oclusais, Instrumentação, Desenho da Prótese Parcial Removível.

GIORDANI, A. Occlusal force variation as a function of the mandibular Kennedy's Class I removable partial denture design. An "in vivo" study.

ABSTRACT

This paper aims at clinically studying the intensity variation of the vertical chewing force and of the maximum voluntary biting force unilaterally applied to the far free end of a lower removable partial denture. The trials were aimed at relating the variations of the forces to the flexibility of the major connector, as well as to the extent of the tissue born base area of the denture. For this purpose, two types of strain gage force transducers and a split bar major connector were specially designed and used. Two female patients, aging 42 and 54 years, wearing full upper and partial lower dentures, chewed carrot and meat for the mastication force measurements. During the performance of the clinical tests, the transducer were connected to a carrier frequency bridge and to a register so as to record the force values. The calibration procedure of the transducers in the laboratory included the use of a MST Teststar II machine. After analysing the variance of the mean values, the results were grouped by means of the Tukey's test at $p=0.05$ level of significance. Based on these findings it is reasonable to state that: 1) the vertical chewing and maximum bite force values were similar to the ones found in bibliography, under similar experimental conditions; 2) the maximum vertical biting force values did not depend on the RPD major connector flexibility degree; 3) the maximum vertical biting force values decreased on the reduction of the RPD saddle base extension; 4) both the chewing and maximum biting force per unit of the saddle base area increased on the reduction in the RPD saddle base extension; 5) the chewing force values seemed to depend on the mechanical resistance of the food more than on the major connector flexibility degree or on the RPD saddle base extension; 6) the food breaking forces, at the laboratory trials seemed to be greater; 7) in spite of the few number of patients made use of in the trial, however, instruments and a method for studying occlusal forces on a RPD mucous-supported base have been proposed.

Key Words:

Occlusal Forces, Instrumentation, Partial Denture Design.

1- INTRODUÇÃO

1- INTRODUÇÃO

1.1. Problemática da prótese parcial removível a grampo convencional

Conceito, importância e "status"

Para REBÓSSIO¹⁰² (1955), a Prótese Parcial Removível (PPR) é a parte da Prótese Odontológica que trata de resolver o problema do paciente parcialmente desdentado por meio de um dispositivo que o paciente pode remover da boca, à vontade, sem a sua deterioração ou alteração.

A maioria dos autores parece estar de acordo com a necessidade de reposição dos dentes perdidos, por meio de próteses e da sua importância para o desempenho da função oral. Observam que, para manter o seu estado de saúde, o dente e o osso maxilar necessitam do estímulo das cargas e que prótese parcial contribui para a saúde do periodonto evitando a migração dentária, estabelecendo a eficácia mastigatória e estabilizando os dentes com mobilidade (REBÓSSIO¹⁰², 1955); a principal função das próteses parciais removíveis (PPRs) é distribuir a carga da oclusão sobre a maior área de superfície, reduzindo, dessa forma, a sobrecarga sobre os dentes remanescentes e sobre o seu periodonto, resultando em saúde prolongada e manutenção do aparelho oral e outras áreas relacionadas do sistema estomatognático (CAPUTO²⁰, 1987). Análises longitudinais sugerem que a perda de dentes pode levar a mudanças prejudiciais na dieta alimentar (JOSHIPURA⁴⁸ et al. (1996).

Apesar da importância da reposição dos dentes sugerida pelos autores parece não haver consenso no que diz respeito aos benefícios ou a necessidade de uso das PPRs.

DeVAN²⁷ (1952), procurando demonstrar a insatisfação de pacientes com algumas PPRs, reproduz, uma definição de um leigo experiente de que " uma prótese parcial é um dispositivo para se perder os dentes lentamente, dolorosamente e expensivamente". Muitos pacientes acham a PPR mandibular difícil de tolerar (Mac ENTEE⁷³, 1993). Contudo, os resultados de pesquisa longitudinal de COWAN et al.²⁵ (1991) não suportam a visão pessimista de que a PPR é algo que

deva ser evitado, mas, pelo contrário, adicionam suporte para o valor, a longo tempo, de se restaurar os pacientes desdentados parcialmente, com PPRs. MAZURAT⁷⁷ (1992), afirma que é difícil de comparar os estudos sobre a longevidade das PPRs devido ao escasso número de publicações e das diferenças entre os parâmetros adotados pelos autores. Estima, com base na literatura, um tempo de vida útil de 10 anos para as PPRs. WONG et al.¹²¹ (1993), acreditaram que a PPR é uma modalidade de tratamento viável e efetivo com uma história provada de sucesso. KAPUR et al.⁵³ (1994), concluem que uma PPR bem construída, com suporte favorável e com programa regular de controle, oferece uma modalidade de tratamento satisfatória. No que diz respeito à demanda pelas PPRs, segundo HENDERSON & STEFFEL⁴³ (1979), as PPRs a grampo são ainda as mais amplamente usadas e elas permitem tratar de um maior número de pacientes através do emprego de uma reabilitação fisiologicamente sadia, atendendo assim, economicamente, aos interesses da maioria dos pacientes; BUDTZ-JORGENSEN & ISIDOR¹⁹ (1990), observaram que estudos epidemiológicos tem demonstrado que os dentes anteriores mandibulares são retidos por períodos longos de tempo, que os caninos são os mais persistentes e que a dentição anterior e um ou dois premolares está presente em 20 a 30 % dos pacientes mais idosos, concluindo que, o tratamento para eles com dentaduras maxilares e PPRs mandibulares é um tratamento protético comum. DRAKE & BECK³⁰ (1993) asseguram que as PPRs são um dos meios de reposição de dentes mais amplamente aceitos. LEAKE et al.⁶⁵ (1994), esclarecem que entre os adultos velhos a proporção de edentulismo está declinando, mas os molares permanecem mais vulneráveis à perda prematura e que, por isso, é provável que no futuro muito mais adultos terão dentes posteriores e serão candidatos à terapia de PPRs.

Natureza do suporte da PPR

Para McGEE⁷⁸ (1949), REBÓSSIO¹⁰² (1955), HENDERSON & STEFFEL⁴³ (1979), JOHNSON & STRATTON⁴⁷ (1988), há 2 tipos básicos de PPRs: as dento-suportadas, nas quais a força mastigatória é transferida para o osso através dos

suportes dentais remanescentes e as dento-mucoso-suportadas, nas quais essa força se transfere ao osso através dos dentes e também da fibromucosa.

Problemática da PPR de extremo livre

A média da capacidade de cedência da mucosa do rebordo residual gira em torno de 0,4 a 4,0 mm (TODESCAN et al.¹¹², 1996). As duas estruturas que suportam uma PPR mandibular de extensão distal diferem marcadamente no que diz respeito à sua resposta à carga e o diferencial entre 500 micrometros de resiliência dos tecidos do rebordo residual e de 20 micrometros do dente permitido pelo ligamento periodontal, apresenta uma disparidade que está em contraste com o suporte uniforme de uma PPR dento suportada, daí resultando a tendência de giro da prótese em torno do seu suporte mais distal, causando tensões torsionais pesadas sobre ele e possível traumatismo dos rebordos MONTEITH⁸², 1984).

Este fato tem sérias implicações no planejamento e desenho das PPRs de extensão distal ou PPRs de extremo livre, também denominadas de dentaduras parciais como foi observado. A complexidade implícita no desenho de tais tipos de prótese foi manifestada várias vezes na literatura. "Uma das situações que ocorrem com o dentista, que é mais interessante e provocadora da imaginação, é quando o tratamento requer uma reposição protética rígida e que seja compatível com duas espécies diferentes de suporte. Esta situação existe no tratamento de PPRs com extensão distal" (KRATOCHVIL⁵⁶, 1963). "Por causa da sua duplicidade de natureza de suporte disponível o tratamento com dentadura parcial (PPRs com extremo livre) apresenta um intrigante desafio ao dentista" (HOLMES⁴⁴, 1965). "Por isso os problemas associados a esse tipo de suporte são muito mais abrangentes do que o são aqueles relacionados com as próteses inteiramente dento-suportadas ou tecido suportadas" (LEUPOLD⁶⁶, 1966).

Soluções propostas

A literatura também registra uma grande quantidade de sugestões que foram propostas no sentido de dar resposta à problemática das PPRs de Classe I e II de KENNEDY (PPRs de extremo livre, bilaterais e unilaterais, respectivamente). Três filosofias básicas foram apontadas, para o controle das tensões nas PPRs de

extremo livre : a do embasamento fisiológico ("fisiologic basing"), a dos rompe-forças e a da distribuição extensiva das tensões (STEFFEL¹⁰⁸,1951). Contudo, nenhum dos princípios e técnicas usadas tanto em próteses totais (PTs) como em PPRs de extremo livre, para solucionar o problema tiveram o pleno sucesso (PARKER⁹³,1966). Entre as soluções propostas estão o desenvolvimento de uma oclusão balanceada recíproca, o reembase funcional das selas, o uso de uma camada de resina resiliente entre os dentes e a base da dentadura, o uso de reembase resiliente, o uso de rompe-forças e a judiciosa seleção dos retentores (SHOHET¹⁰⁷,1969). Em todos os artigos revistos não há evidências substanciais em favor de quaisquer das teorias e, na literatura dos 50 anos anteriores a 1984 foi observado, também, não haver unanimidade no que diz respeito a qual seria o melhor método de se resolver os problema das PPRs dento-mucoso-suportadas.... O conceito de rompe-forças ("stressbreakers"), aclamado por uns e desacreditado por outros, provê um meio de se interpor uma conexão flexível entre a porção dento-suportada do retentor de uma PPR e sua base suportada por tecido e embora muitos tipos de rompe-forças têm estado disponíveis, o princípio comum, subjacente ao seu uso, objetiva assegurar que todas as forças que caiam sobre a base da prótese sejam dirigidas através do rebordo residual, para, assim, proteger os dentes de possíveis movimentos de torsão (MONTEITH⁸² 1984).

Questionamento sobre as conexões elásticas

As opiniões a respeito do emprego das conexões elásticas não são concordantes, como se pode verificar.

Uma barra lingual rígida é mais desejável do que uma flexível, uma vez que esta mostrou-se incapaz de resistir a forças horizontais, induzindo movimentos marcantes do 2º (2º premolar) direito, segundo KAIRES⁵⁰ (1956). A conexão maior deve ser rígida, para que os esforços aplicados em qualquer parte da prótese possam ser eficientemente distribuídos por toda a área de sustentação, incluindo os dentes de suporte e a área de sustentação subjacente (HENDERSON & STEFFEL⁴³, 1979). Embora um conector mais flexível pudesse, teoricamente, aliviar o dente suporte das cargas que recaem sobre a base da prótese e distribuí-la mais

uniformemente entre os suportes e a fibromucosa , na prática não se pode garantir a segunda premissa em função da impossibilidade de se estabelecer um padrão de flexibilidade dos conectores diante da variedade de situações possíveis (TODESCAN et al.¹¹² 1996).

Contudo, Mc GEE⁷⁸ (1949), acreditava que todas as PPRs com suporte combinado deveriam de alguma forma ser providas de algum tipo de rompe-forças. DEMER²⁸ (1976) argumentou que, uma estrutura que permita uma ligeira movimentação na direção do rebordo residual desdentado é uma importante consideração no desenho de PPR com base em extensão, principalmente para aquelas do arco mandibular, mas que, o comprometimento deste princípio é, às vezes, necessário para satisfazer outros requisitos de desenho. Segundo Mac GREGOR & MILLER⁷¹ (1980), há alguma evidência de que a distribuição da carga é mais uniforme com o conector do tipo flexível, do que com outros tipos de desenho por eles experimentados. Uma indicação primordial para a aplicação do rompe-forças seria o caso onde o dente pilar está inerentemente enfraquecido (um incisivo lateral) e o paciente possui cristas residuais bem formadas e um fator ósseo positivo (MILLER & GRASSO⁸¹, 1990). Foi demonstrado que a condição de apoio sobre incisivo central ligado a um sistema de barra flexível resultou em redução vertical e horizontal da carga quando comparada com a de apoio solidamente conectado à estrutura da prótese e evita sobrecarga periodontal (KRAFT⁵⁵, 1997).

1.2. Importância e problemática do estudo das forças orais funcionais

O conhecimento das forças que podem ocorrer durante o exercício das funções orais tais como mastigação, deglutição, mordida voluntária, fonação e expressão facial, têm sido considerado como de grande importância para a Odontologia, seja nos indivíduos com dentição normal, ou naqueles total ou parcialmente desdentados, com ou sem as suas próteses. KLAFFENBACH⁵⁴ (1936) definiu a *Gnatodinâmica* como sendo o estudo das forças físicas usadas na mastigação. A literatura tem confirmado o interesse dos estudiosos pelas relações entre as forças orais em vários aspectos.

Aspectos biológicos gerais e protéticos

Foi estudada a relação entre a força de mordida isométrica e a compleição física em indivíduos humanos (LINDERHOLM & WENNSTRÖM⁶⁹, 1970) e verificada a correlação relativamente íntima entre a força dos dedos e a força de mordida (HELKIMO et al.⁴² 1975). Foi demonstrado que padrão de forças oclusais durante a mastigação e mordida (magnitude, duração, frequência e distribuição) reflete importante aspecto da atividade funcional da dentição (LUNDGREN & LAURELL⁷⁰, 1984) e que a avaliação da força de mordida é relevante para os aspectos funcionais da displasia crânio-facial, em adultos (PROFFIT et al.⁹⁸, 1983) e em crianças (PROFFIT & FIELDS⁹⁹, 1983). Fisiologistas têm mostrado interesse nas relações entre a força de mordida, problemas oclusais e seu tratamento, segundo LASSILA et al.⁶² 1985.

Estudos de pesquisadores mostraram que os indivíduos normais, mordem duas ou 3 vezes mais forte do que adultos de longa face, e que tais diferenças refletem os arranjos geométricos do sistema de alavancas da mandíbula entre os dois grupos (PROMBONAS et al.¹⁰⁰, 1994). A medida da força de mordida foi também sugerida como parâmetro para a avaliação da eficiência de analgésicos no alívio da dor pós operatória na remoção de um terceiro molar (NORHOLT et al.⁸⁵, 1998).

Clínicos, desde longa data, têm mostrado interesse na influência potencial da força de mordida no desenvolvimento do complexo mastigatório e na erupção dental, e ortodontistas, na previsão e no controle da força de mordida para aplicação no tratamento da maloclusão (BRAUN et al.¹⁷, 1995). Estudos foram feitos também no sentido de verificar em que extensão a magnitude das forças de mastigação e mordida, em dentições restauradas com próteses parciais fixas, são correlacionadas com as áreas do ligamento periodontal suportante dos dentes pilares (LAURELL & LANDGREN,⁶⁴ 1985). Dentes com superfícies oclusais providas de trajetórias de escape em próteses totais reduziram a força aplicada sobre a superfície suportante da mucosa durante a mastigação, quando comparados com aqueles privados daquelas características (WATANABE, K. & MIZOKAMI, T.¹¹⁹, 1997).

Experimentos com ratos mostraram que forças oclusais excessivas podem estar relacionadas com alterações na polpa tais como hiperemia, pulpite, calcificações e rupturas de vasos periapicais (LANDAY et al.⁶¹, 1971)

Desde cedo, contudo, a medição das forças que ocorrem em decorrência das funções orais despertou o interesse dos pesquisadores na área da Prótese Dental.

KLAFFENBACH⁵⁴, já em 1936, lembrava que com um maior entendimento da gnatodinâmica relacionado ao conhecimento da resistência dos materiais, é possível desenhar e construir próteses mais eficientes. BOOS¹⁶ (1940), criou o Bimetro para medir aquelas forças e reconheceu que há um ponto crítico na distância entre a origem e inserção do músculo, na qual ele exerce a maior força de contração.

REBÓSSIO¹⁰² (1955) observou que o estudo das forças sobre os órgãos ou aparelhos tende fundamentalmente a melhorar a orientação da terapêutica protética, uma vez que se pode saber sobre suas ações e consequências. KYDD⁵⁹ & MULLINS (1963), estudaram a magnitude dos esforços exercidos pela língua sobre as próteses totais. Referindo-se à importância do assunto, observam CAPUTO & STANDLEE²⁰ (1987) que comparação entre os desenhos de prótese, no que tange aos seus efeitos sobre os suportes seria de grande utilidade para o clínico em selecionar o desenho para prover o melhor prognóstico para a longevidade do tratamento. GAY et al.³⁶ (1994) enfatizaram que o conhecimento da força necessária para incisar diferentes alimentos, é importante para os investigadores interessados na biomecânica do sistema motor mastigatório e para ortodontistas e protesistas que projetam e fabricam dispositivos que necessitam resistir a tais forças. Quando se planejam próteses removíveis, a força oclusal deve ser controlada adequadamente de tal maneira a evitar destruição dos tecidos orais o máximo possível OGATA et al.⁸⁹ (1993). VALLITU et al.¹¹⁶ (1993) constataram em estudos realizados em populações da Finlândia que tensões mecânicas nas próteses removíveis são causados pela mastigação e pela força de mordida.

História e problemática das medições de força na boca

KLAFFENBACH⁵⁴ (1936), referindo-se aos problemas relacionados com a medição de esforços na boca disse que a idéia de se medir forças da mastigação não era uma idéia nova e que, dispositivos mais ou menos inexatos ou toscos para esse propósito datavam além de um século atrás, manifestando a opinião de G.V.BLACK¹³ (1893), de que: "Até onde eu conheço, nós não temos aparato para medir a força de mordida e, em um sentido científico, esse fator permanece desconhecido..". KLAFFENBACH⁵⁴ (1936) transcreveu o relato pessoal de J. R. Patrick que, após observar porcos alimentando-se de três tipos de nozes, quebrou-as em laboratório, a fim de calcular as forças mastigatórias envolvidas. G.V. BLACK¹⁵ (1895) criou o seu gnatodinamômetro. BOOS¹⁶ (1940) também idealizou um gnatodinamômetro de funcionamento mecânico. HOWELL & MANLY⁴⁵ (1948), descreveram o desenvolvimento de um gnatodinamômetro munido de um dispositivo eletrônico ("strain gage") para medir forças orais. SCOTT & ASH, Jr.¹⁰⁶ (1966) usaram rádio transmissores miniaturizados incrustados em próteses para medir forças oclusais. CAPUTO & STANDLEE²⁰ (1987) classificaram em dois grandes grupos as técnicas de análise de tensão: teóricas (formulações matemáticas e elementos finitos) e técnicas experimentais (extensometria, análise fotoelástica). FRY³³ (1977) desenvolveu um transdutor piezoelétrico de força produzido graças à descoberta de polímeros piezoelétricos os quais poderiam ser produzidos em forma de lâmina de fluoreto de vinilidina até 0,5mm de espessura. PRYPUTNIEWICZ et al.⁹⁷ (1978) introduziram uma técnica de holografia a laser, como uma alternativa não invasiva para registro dos deslocamentos dos dentes sob a ação de forças. PEZZOLI et al.⁹⁵ (1993) , relacionaram várias técnicas de análise de tensão usadas no intuito de avaliar os diferentes tipos de desenho de PPR classificando-as em: a) abordagens fotoelásticas, b) modelos mecânicos c) equações matemáticas e e) holografia. Salientaram, porém, que todas essas técnicas apresentam algumas vantagens e algumas desvantagens. BRAUN et al.¹⁷ (1995) idealizaram um pressotransdutor munido de um tubo de borracha pressurizado para medir força de mordida e apontaram as causas das diferenças nos resultados encontradas pelos vários autores como sendo: diferenças no desenho, tamanho e técnicas dos instrumentos,

local de medidas (unilateral-bilateral), grau de abertura da mandíbula, tolerância individual tecidual, conforto, limiar de dor, ansiedade, atitude mental, postura da cabeça, e condições próprias dos testes. Alterações nas áreas suportantes nos dentes pilares e nas áreas da fundação da prótese removível causadas por impactos em diferentes pontos foram estudadas através de um sistema analisador de tensão dinâmica (Spate 9000) pelo qual, mudanças de temperatura da ordem de $0,001^{\circ}\text{C}$ decorrentes da conversão da energia termodinâmica repetidamente induzida, eram detectadas e analisadas (TOYODA et al.¹¹³, 1995). Miniaturas de transdutores piezoelétricos recentemente desenvolvidos foram aplicadas no estudo de medidas tridimensionais de força em "overdentures" inferiores (MERICSKE-STERN⁷⁹, 1998).

Uma reflexão mais aprofundada sobre a problemática das PPRs de extremo livre associada à da medição dos esforços desenvolvidos durante as funções do sistema estomatognático, certamente nos conduz à conclusão de que ela ainda não foi resolvida.

Na tentativa de obter medidas esforços em PPRs, muitas dificuldades foram encontradas: grande variedade de desenhos, extensão das PPRs, número limitado de casos comparáveis e fraturas, tudo isso associado à complexidade do problema (KLAFFENBACH⁵⁴, 1936). O desenho da dentadura parcial (PPR de extremo livre) é o ponto de divergência para a maioria das escolas de pensamento (KAIRES⁵⁰, 1956).

A maior premissa no tratamento com PPR é que a força de grande interesse é a força oclusal ou força de mordida (KRATOCHVIL & CAPUTO⁵⁷, 1974). Planejamentos inteligentes de uma PPR deveriam incluir uma completa consideração das forças que podem ser produzidas enquanto a prótese está em funcionamento (KYDD et al.⁶⁰, 1964). O desenho da PPR de extremo livre pode bem ser o enigma da Prótese Odontológica, possivelmente pelo fato de que, apesar das numerosas soluções propostas para esse perplexo problema, poucas pesquisas para suportá-las podem ser encontradas (CECCONI et al.²¹, 1971).

Um dos objetivos da PPR deve ser o de preservar as estruturas de suporte. Entretanto, o desenho da PPR que melhor o faz, ainda não foi conclusivamente

demonstrado e a medida acurada das forças aplicadas às estruturas e a sua distribuição por vários desenhos é essencial para determinação de qual desenho é mais aceitável e, até o presente, a informação necessária para determinar o desenho mais aceitável de PPR está indisponível (MAXFIELD et al.⁷⁶1979). Numerosos estudos tem sido conduzidos para testar o funcionamento das PPRs de extensão distal, mas infelizmente muito pouco tem sido desenvolvido "in vivo" e os estudos de laboratórios enquanto sejam mais controlados são conflitantes e não conclusivos e constituem-se em um meio não confiável para se testar os desenhos de PPRs, concluem MAXFIELD et al.⁷⁶ (1979). Um medidor de força de mordida pode ser um considerável valor assessório para se avaliar o nível de desempenho das próteses removíveis RALPH¹⁰¹ (1979). Muitos dos desenhos de PPRs e de próteses fixas (PFs) evoluíram através dos anos de uma mistura de teorias de engenharia, experiências clínicas e julgamentos empíricos (Mac GREGOR et al.⁷²,1983),

Estudos clínicos prospectivos bem controlados sobre a eficiência das PPRs e seus desenhos são quase inexistentes (KAPUR et al.⁵³ , 1994). Um dos critérios para se avaliar o sucesso de uma prótese é a habilidade do paciente em reproduzir a capacidade mastigatória dos seus dentes naturais e para fazer esse julgamento é necessário conhecer a magnitude das forças usadas na função normal (NEIL et al.⁸⁴1989). Para o planejamento inteligente das PPRs é muito importante que informações sejam disponíveis sobre as forças exercidas "in vivo" sobre os dentes suportes (OGATA & SHIMIZU⁹⁰, 1991).

1.3. Considerações finais e proposição

A força oclusal intensa sobre as dentaduras (próteses totais e próteses parciais de extremo livre) têm sido responsabilizadas como sendo a causa dos danos às mesmas (VALLITU et al.¹¹⁶ 1993).

As observações expressas pelos estudiosos revelam aspectos importantes para a Odontologia e, mais especificamente, para o campo da Prótese Parcial Removível, sobre a evolução e o estado em que se encontra o conhecimento científico nessa área. Pela opinião da maioria dos autores ficou claro, no que tange

à PPR de extremo livre (Classe I e II de Kennedy) ou dentadura parcial removível que: é importante o conhecimento das forças desenvolvidas pelo sistema mastigatório em suas funções; estas forças ou a maneira como interagem com a prótese e as estruturas que a suportam, constituem-se em um enigma a ser desvendado; estas forças variam em função do método de medição empregado e do desenho da prótese além de outros parâmetros; e que há escassez de estudos na área, notadamente estudos clínicos.

Contudo, não obstante o significado e a importância do que foi exposto, não foi encontrado, entre os relatos analisados, nenhum trabalho clínico relacionado à questão específica do comportamento dos esforços mastigatório ou de mordida em função do comprimento do segmento distal do conector maior. Com base nas considerações apresentadas, foi proposto o presente estudo cujo objetivo foi o de avaliar "in vivo":

1º - a intensidade da componente vertical da força de mastigação e da força máxima de mordida voluntária, exercidas unilateralmente sobre a superfície oclusal dos dentes artificiais que compõem o extremo livre da prótese parcial removível mandibular, de Classe I de Kennedy;

2º - o comportamento dessas forças, em função do desenho da prótese parcial removível, quanto à variação do comprimento do segmento flexível do conector maior e, conseqüentemente, da sua flexibilidade;

3º - o comportamento dessas forças em função do desenho da PPR, quanto a variação na extensão da base da prótese na interface com a fibromucosa do rebordo residual;

4º - a viabilidade da aplicação de um método de medição de esforços sobre as PPRs, quando em funcionamento.

2- REVISÃO DA LITERATURA

2- REVISÃO DA LITERATURA

GYSI⁴⁰ (1921) determinou a média de esforços dos músculos mastigatórios individuais, medindo a área do tecido muscular na parte mais ampla de sua secção transversal. Ele estimou que a força média do músculo temporal era de 60lbf, a do masseter de 52lbf e a do pterigoideo, de 32lbf. O poder de mordida variava em diferentes pessoas, de acordo com o desenvolvimento muscular e a habilidade dos tecidos para resistir as tensões.

KLAFFENBACH⁵⁴ (1936), no seu estudo de Gnatodinâmica fez um relato histórico das tentativas feitas no intuito de se avaliar as forças desenvolvidas no esforço de mordida voluntária ou durante a mastigação, em indivíduos com dentições normais, e em indivíduos utilizando diferentes tipos de próteses. Observou que, no caso de pacientes com próteses parciais removíveis (PPRs), muitas dificuldades foram encontradas: grande variedade de desenhos; extensão da PPR; número limitado de casos comparáveis e fraturas das próteses, aliados à complexidade do problema. Em 100 casos selecionados, mais ou menos comparáveis, com idade entre 17e 65 anos, média de 26 anos, verificou que a mais alta força de mordida exercida foi de 53lbf, a mais baixa 15lbf e a média 26lbf. Observou que esses dados mostravam um decréscimo marcante na força de mordida quando comparados com aqueles verificados sobre a dentição natural e próteses parciais fixas (PPFs). Considerou que, embora esses resultados fossem mais ou menos relativos, tinham grande valor e significado no que diz respeito à eficiência desses dois tipos de restauração - próteses parciais removíveis e fixas.

BOOS¹⁶ (1940) fez um estudo em mais ou menos 300 pacientes desdentados. Por meio de um gnatodinamômetro mecânico efetuou medidas de força de mordida em várias dimensões verticais. Constatou que em todos os pacientes, havia na dimensão vertical, um ponto de máximo valor da força de

mordida. Medindo a força de mordida exercida por diferentes pacientes em diferentes dimensões verticais ele encontrou que a máxima força realizada variava de 13 até 100lbf. A média encontrada para os homens foi de 60-65lbf enquanto que para mulheres foi de 25-30lbf. Observou que um importante aspecto da função muscular é que há um ponto crítico na distância entre sua origem e inserção- a dimensão vertical de oclusão- , na qual o músculo pode exercer a máxima força de contração.

HOWELL & MANLY⁴⁵ (1948) desenvolveram um extensômetro eletrônico para medir forças orais o qual faz uso do princípio na mudança na indutância de uma bobina quando uma placa de prata se aproxima da mesma. A deflexão desta placa é proporcional à força aplicada e a deflexão produz uma variação na indutância. A bobina é parte de um circuito sintonizado o qual é acoplado a um oscilador de rádio frequência. A força aplicada à espiral muda a indutância e sintoniza o circuito externo, alterando a frequência do circuito oscilador. Isto possibilita aumentar a oscilação, e a magnitude da corrente da rede é usada como medida para a força de mordida.

O' ROURKE⁸⁷ (1949) afirmou que, sob condições normais, a força de mordida usada na mastigação é limitada, não pelo poder muscular, mas pela dor ou pelo medo de dor ou injúria. Os músculos da mastigação têm maior potência do que é geralmente requerido na mastigação. Quando a força mastigatória é aplicada gradualmente, três tipos de sensação são experimentadas: senso tátil, sensação de pressão profunda e dor. Nos testes de força de mordida os sujeitos geralmente param em algum ponto da faixa de pressão profunda, na qual ele torna-se alertado pela antecipação da injúria ou da dor. Na mastigação ordinária, forças mais baixas provavelmente são usadas. O esforço mastigatório é conduzido em um nível no qual ele está livre de ansiedade. Muitos alimentos essenciais para a nutrição apresentam dificuldades na mastigação, para uma pessoa com baixa tolerância às tensões de mordida. Ela irá tentar fazer adaptações para essa deficiência, mas

infelizmente as compensações mais comuns são passíveis de serem prejudiciais. Elas abrangem a deglutição de massas alimentares maiores e mais duras e a escolha de alimentos mais macios. Essas mudanças podem conduzir à má nutrição, especialmente entre as pessoas mais velhas.

BRUDEVOLD¹⁸(1951) fez medições de forças mastigatórias em dois premolares esquerdos superiores e no 1º molar (1M) de usuário de dentadura usando extensômetros ("strain gages") inseridos nesses três dentes da prótese. Foram testados 19 tipos de alimento. Forças totais (somas captadas nos três elementos) requeridas para mastigar uma boca plena variaram de 72kgf (abrilicot seco) até 271kgf (cenoura) na mastigação unilateral. O maior total das forças foi produzido mais graças a um aumento do número de mordidas do que da força de mordida unitária. A força média de uma mastigação esteve na faixa de 0,6-1,5kgf no primeiro molar (1M) e no segundo premolar (2P) com a magnitude menor no primeiro premolar (1P) . Usando gnatodinamômetro encontrou forças máximas de mordida iguais a 4,0 , 6,8 e 9,0kgf respectivamente no 1P , 2P e 1M. Quanto aos esforços de mastigação, concluiu ser provável que a mesma tenha sido feita com esforço lateral da mandíbula uma vez que dados provenientes de experimentos mecânicos anteriores indicavam que tais forças foram muito pequenas para produzir a trituração de certos alimentos comparadas com aquelas obtidas através de um movimento de articulação plano.

STEFFEL¹⁰⁸ (1951) classificou em três grupos os autores dos artigos publicados a respeito da construção das próteses parciais removíveis: 1) os que acreditam que o suporte dental e mucoso devem ser equalizados pelo uso de rompe forças ou através de equalizadores resilientes; 2) aqueles que insistem em realizar a equalização do suporte da base fisiológica conseguida através de uma moldagem dos tecidos sob pressão ou pelo reembase da dentadura sob tensão de mordida; e 3) aqueles que defendem a idéia da extensiva distribuição de tensão para o propósito de reduzi-la.

YURKSTAS & CURBY¹²² (1953) fizeram um estudo em 4 pacientes com próteses totais (PTs) e próteses parciais removíveis (PPRs) sobre a distribuição de forças verticais durante a mastigação. Usaram extensômetros ("strain gages") estrategicamente colocados em 3 dentes destas próteses. Concluíram que relativamente pequenas forças foram requeridas para a mastigação de muitos alimentos característicos da dieta comum. As forças máximas mais freqüentes requeridas para a mastigação de alguns alimentos como "rolls" e alguns pães variaram entre 6 a 8 kgf. A maioria dos alimentos requereu uma força média que variou de 0,3 a 1,8 kgf para a mastigação. Embora a média da força máxima que os portadores de dentadura foram capazes de exercer fosse de 12kgf, eles ainda possuíam uma adequada capacidade de força para mastigar a grande variedade de alimentos ocorrentes na dieta. Portadores de prótese total (PT) e PPRs utilizaram forças semelhantes durante a mastigação.

JAMES⁴⁶ (1954) fez afirmações nas quais criticava os tipos de rompe - esforços ("stressbreakers") mais comuns e propôs o uso de um, no qual uma parte é rigidamente ligada aos dentes anteriores. Nesta parte é adaptado um fio flexível n. 10, na sua porção inferior. Argumentava que a base desse princípio era a auto recuperação da forma inicial do rompe esforços ao invés de sua volta em posição em decorrência da resiliência da mucosa suportante da mesma. As selas de extensão distal são independentemente flexionadas de tal forma que, as tensões aplicadas em um lado, não resultam em conseqüente deslocamento ou tendência ao deslocamento do outro lado.

FRECHETTE³⁴ (1955) fez um estudo em pacientes usando próteses totais completas (PTCs) para verificar os esforços mastigatórios, sobre os tecidos de sustentação associados à utilização de 3 tipos de dentes de porcelana com diferentes inclinações de cúspides (0, 20 e 30 graus), durante a mastigação de alimentos tais como carne, amendoim torrado e cenoura. Aplicou sob as bases de

uma prótese total dupla, dispositivos munidos de extensômetros, num total de 12, distribuídos nas regiões correspondentes às vertentes e cristas dos rebordos superior e inferior, sendo 3 para cada hemiarco. Os resultados mostraram que as pressões exercidas nas diferentes áreas do rebordo foram diferentes, de acordo com a angulação das cúspides dos dentes artificiais.

STROMBERG¹¹⁰ (1955) estudou um processo de medir os esforços que a PT exerce sobre os tecidos de sustentação, na esperança de compreender os problemas que envolvem a prótese total. O paciente mastigou alimentos tais como passas, amendoim e côco sobre dentes com diferentes graus de inclinação entre as cúspides (0° e anatômicos). Utilizou-se de extensômetros elétricos acoplados a pequenas áreas da superfície vestibular de uma PT sobre a qual ele abriu pequenas janelas quadradas de 2,5mm de largura. Tampões de acrílico “vedavam” estas janelas, entrando em contacto com o dispositivo preparado para receber e medir as forças. O autor concluiu ter proposto um método para medir pressões exercidas sobre os tecidos de suporte, por regiões da base da dentadura sem delinear conclusões em virtude da complexidade do problema

FRECHETTE³⁵ (1955) usou um dispositivo feito com extensômetros aplicados em 6 áreas superiores ao nível dos primeiros molares (1Ms) nas flanges bucal e palatina e na região correspondente à crista do rebordo de PTs cujos dentes foram montados em oclusão balanceada e não balanceada. Foram feitos registros das pressões exercidas aos tecidos subjacentes à prótese por dentaduras balanceadas e não balanceadas durante a mastigação. Análises desses registros demonstraram que a estabilidade da dentadura e a distribuição de forças eram mais favoráveis durante a mastigação bilateral do que durante a mastigação unilateral em quaisquer dos lados. Finalmente, observou que as vantagens da oclusão balanceada não parecem ter sido estabelecidas e que os registros indicaram que a mastigação bilateral contribuía muito mais para a estabilidade da dentadura do que o fazia a oclusão balanceada.

KYDD⁵⁸ (1956) realizou um experimento com o propósito de desenvolver uma técnica para determinar o quanto de força a língua poderia exercer sobre uma dentadura inferior numa direção anterior, na área dos dentes inferiores anteriores e em uma direção lateral, sobre a região do 2P e 1M. Os resultados mostraram que a máxima força que o sujeito conseguiu exercer com a língua, fora de 5,2lbf anteriormente, 2,6lbf lateralmente para a direita e 2,3lbf para a esquerda, sobre aqueles dentes.

KAIRES⁵⁰ (1956), para estudar o efeito do desenho de uma PPR na distribuição bilateral de forças, montou um dispositivo utilizando-se de um articulador para aplicar forças exercidas por pesos de 5lbf, 10lbf e 15lbf, bilateralmente sobre uma prótese parcial removível de extremo livre (PPREL) construída sobre um modelo preparado para simular condições bucais. Movimentos da prótese foram analisados, a partir de registros obtidos de projeções dos mesmos quando a prótese era submetida às cargas decorrentes da aplicação dos pesos mencionados, prévia e posteriormente à realização de 8 tipos de modificações na forma da mesma, entre as quais: remoção do reforço vestibular do grampo em anel, modificação da placa lingual em barra lingual, remoção de um retentor contínuo, remoção de retentores indiretos, transformação de uma barra lingual rígida em flexível e a redução da área da base mucoso suportada da prótese. Concluiu que as modificações no desenho da prótese resultaram em mudanças nos padrões de movimentação da prótese e que uma barra lingual rígida é mais desejável do que uma flexível para suportar as forças horizontais. A redução da sela direita resultou em grandes alterações em diferentes locais de medida.

ANDERSON³ (1956a) mediu esforços mastigatórios em 4 sujeitos com dentição completa ou quase completa usando extensômetros inseridos em "inlays" de molares inferiores. Em um dos 4 sujeitos constatou pressão extraordinariamente maior do que nos outros sujeitos com 3 materiais testados para a mastigação: carne,

biscoito e cenoura. Nenhum padrão de tratamento consistente emergiu, no que diz respeito às pressões. Quando os números dos movimentos mastigatórios registrados foram examinados, entretanto, a variação, de sujeito para sujeito, foi muito menos marcada com o biscoito do que com os outros materiais. Os resultados obtidos indicaram que as diferenças entre os materiais escolhidos não foram suficientemente grandes para requerer obviamente diferentes tratamentos como mostraram a máxima pressão por sequência, a pressão total e o número de mastigações empregadas. Verificou que os padrões registrados mostraram alguma individualidade, mas a quantidade de dados disponíveis, não revelou quanto essa individualidade depende do alimento ou quanto daquele que desempenha a função.

ANDERSON ⁴ (1956b), em experimentos com dois sujeitos mastigando três tipos de alimentos obteve valores para a força de mastigação que variaram entre 7,2- 14,9 kgf.

WATT et al¹²⁰ (1958) usaram um gnatodinamômetro de barra de torsão e encontraram que a média de força de mordida era de 21,7kgf entre os dentes naturais, 11,2kgf em selas curtas dento suportadas e 7,4kgf em PPRs de extremo livre. Em estudos com dentições naturais a faixa de força produzida em todos os dentes estava entre 3,0-64kgf. A máxima carga sendo produzida nos 1Ms. Eles não acharam nenhuma correlação entre força de mordida e a estatura e o peso dos indivíduos adultos .

KYDD & MULLINS⁵⁹ (1963) propuseram um sistema de telemetria para medições de pressões intra orais o qual consistia de um pequeno transmissor (5/16 x 5/16 x 1/4 de polegada) cuja frequência básica era alterada por um transdutor de pressão e recebida por um receptor FM (frequência modulada) e então registrada. Este transmissor era inserido em uma prótese dento suportada.

KYDD et al.⁶⁰ (1964) utilizaram em 5 pacientes homens com idade entre 21-58 anos portadores de próteses parciais removíveis mandibulares, classe I de Kennedy e próteses totais superiores (PTSs) um método usando extensômetros elétricos para medir forças laterais horizontais aplicadas aos dentes suportes pela prótese parcial durante as funções de mastigação e deglutição de alimentos. Para a mastigação usou algodão, cenoura e amendoim. Foram feitos dois tipos de testes: mastigação aleatória de bolos constituídos de fatias de rolo algodão, de cenoura, amendoim e deglutição de saliva na ausência do bolo. As forças foram avaliadas no que diz respeito a sua amplitude, frequência e duração por aplicação. Relataram não ter havido diferenças entre as forças totais produzidas durante a mastigação dos três tipos de materiais (126,0 libras força/segundo/dia) e também durante a deglutição (269,7 libras força/segundo/ dia) e que, as forças exercidas sobre o dente pilar durante a deglutição, neste estudo, foram cerca de quase duas vezes aquelas exercidas durante a mastigação quando computadas em uma base diária.

HOLMES⁴⁴ (1965), estudando a influência do método de impressão na movimentação de próteses parciais removíveis sob carregamento chegou às seguintes conclusões: 1) o movimento da PPR decorrente das cargas está relacionado com a técnica de impressão e com o material usado para tal. 2) a técnica do modelo alterado ("altered cast") produziu menor quantidade de movimentação em 11 ou 12 próteses feitas a partir dessa técnica.

SCOTT & ASH Jr.¹⁰⁶ (1966) propuseram o uso de um transmissor de rádio frequência para o estudo das forças desenvolvidas durante as funções orais. Tais transmissores de dimensões 0,4 x 0,3 x 0,2 de polegada são colocados em pânticos de próteses removíveis providas de encaixes de precisão, nos quais os elementos detectores são sensores de força de estado sólido estrategicamente distribuídos sob a superfície oclusal dos referidos pânticos. Tais sensores requerem alterações físicas moleculares para exibirem mudanças de resistência. Observam que os problemas encontrados no desenvolvimento de transmissores intraorais complexos são difíceis de resolver devido aos requisitos de dimensões e potência associados à

miniaturização, à ausência de demanda comercial por pacotes de circuitos integrados do tamanho e tipo requeridos, e ao fato de que o seu desenvolvimento dentro de limites de custo e possibilidade tecnológica de execução, requerer equipamento eletrônico e pessoal especial.

PARKER⁹³ (1966) fez um estudo no sentido de verificar a da redução do impacto traumático da carga mastigatória, pela sua distribuição sobre o rebordo desdentado através da interposição de uma camada de resina resiliente menor do que 4mm de espessura dentro da base da PT e da PPR de extremo livre. Concluiu que essa camada age como um "absorvedor de choque" e um distribuidor de esforços sobre as áreas suportantes das cargas funcionais, durante a função mastigatória com redução do trauma sobre o sítio basal e que, nas PPRs de extensão distal, os dentes pilares devido ao reduzido movimento da estrutura, ficam menos sujeitos à movimentação.

PLOTNICK⁹⁶ (1967) descreveu um método de construção de prótese removível no qual a magnitude das forças transmitidas podia ser reduzida de 20 a 60% baseado na aplicação de uma camada de silicone entre a superfície oclusal dos dentes e a superfície contactante da base com a mucosa em uma PPR de extensão distal. O autor concluiu que ocorre uma significativa redução na magnitude da força exercida sobre as estruturas de suporte durante a função com o uso desse regulador de tensões .

ATKINSONS & SHEPHERD⁸ (1967) fizeram estudos em dois pacientes, um com PT superior oposta a arcos naturais inferiores e outro com dentaduras superiores e PPR inferior como antagonista com o objetivo de relacionar as posições dos dentes e os esforços aplicados sobre as próteses durante os movimentos da mastigação. Usaram extensômetros inseridos em determinados dentes da dentadura associados a um osciloscópio para indicar as forças durante a mastigação. A posição da mandíbula e dos dentes era, a cada instante, registrada por meio de

fotografia de um minúsculo globo de luz elétrica fixo ao centro do mento atrás de um retículo. O sujeito e o osciloscópio eram fotografados conjuntamente com a lâmpada indicadora e o traço da força em um mesmo filme. Dez mil quadros foram analisados com o uso de um projetor. Os resultados mostraram que forças significativas não eram desenvolvidas senão quando os dentes estavam quase em contacto e que depois do contacto, as forças aumentavam sem que um movimento posterior fosse detectado. Foi encontrado no paciente 1 um registro de força máxima de mordida de 13kgf e o paciente 2, com dentadura total superior e inferior registrou a máxima força de 7kgf ocluindo sobre borracha dura. Não houve diferenças entre as forças exercidas em um ou outro lado da boca, no segundo paciente.

NYQVIST & ÖWALL³⁸ (1967) e GRAFF et al.³⁹ (1974), relataram o desenvolvimento de transdutores de força do tipo piezoelétrico que poderiam ser colocado em coroas dentais.

AHLGREN & ÖWAL¹ (1970) desenvolveram um método poligráfico para estudar as relações entre a atividade eletromiográfica, movimentos mandibulares e a força de mordida. Os autores utilizaram-se de 3 indivíduos com ligeiras maloclusões. Os pacientes mastigaram amendoim e goma. A atividade eletromiográfica dos músculos masseter e o temporal e os movimentos mandibulares captados através de um arranjo no qual uma célula fotoelétrica recebia as variações na intensidade de uma fonte de luz que se movimentava juntamente com a mandíbula foram registrados simultaneamente. Verificaram que a máxima força de mordida foi desenvolvida durante a fase oclusal do ciclo mastigatório e concluíram que eletromiografia integrada pode ser usada como um índice confiável para ambas: força de mastigação quando o bolo é homogêneo e também, para a força de mordida.

LINDERHOLM & WENNSTRÖM⁶⁹ (1970) propuseram um aparelho e um método para medir a força de mordida isométrica. A força de mordida de homens

(n=58) e mulheres (n=14) jovens saudáveis e a sua relação com dados antropométricos e força isométrica muscular de alguns grupos de músculo foi estudada. Constataram não haver correlação estatisticamente significativa no material entre a força de mordida e a força muscular geral, a estatura, peso e dimensão esquelética. A máxima força de mordida foi aproximadamente a mesma para homens e mulheres. Encontraram uma forte correlação positiva entre a máxima e sub máxima força de mordida obtidas quando os sujeitos foram instruídos a produzir uma forte ou uma muito forte força de mordida.

CECCONI et al.²² (1971) desenvolveram um estudo "in vitro" para observar o efeito da inclinação sagital do rebordo residual, do carregamento uni e bilateral, e o movimento do lado carregado e não carregado, sobre o movimento dos dentes pilares em PPRs. Os resultados indicaram que a angulação da inclinação sagital do rebordo residual altera a direção e magnitude do movimento do dente pilar; que um dente pilar mostrou maior movimento enquanto era do lado oposto do carregamento, quando comparado com o seu movimento quando era do mesmo lado do carregamento; e que a carga bilateral em uma PPR é mais favorável do que o carregamento unilateral no que diz respeito ao movimento do dente pilar.

CHRISTIDOU et al.²³ (1973) descreveram um método de medir a mobilidade clínica do dente causada por PPR de extremidade livre com diferentes desenhos o qual emprega um pequeno transdutor, suficientemente sensível para registrar pequenos movimentos quando submetidas a esforços. Os experimentos feitos inicialmente "in vitro", em dois diferentes modelos e subsequentemente, clinicamente, em 14 pacientes (7 homens e 7 mulheres com idades entre 33-68 anos) para os quais foram feitos 4 tipos de PPRs de extremo livre, com variações entre outras, no desenho e no material dos grampos usados. A variabilidade da mobilidade clínica do dente em função da variação do desenho das PPRs foi confirmada.

BEARN¹² (1973), medindo forças de mastigação entre dentes artificiais com diferentes perfis oclusais e a base da dentadura com um sistema hidráulico verificou que quanto maior a área de contacto dos dentes, maior era a força que poderia ser aplicada. A média dos picos de força dos ciclos mastigatórios foram registrados, com biscoito, maçã e goma de mascar e com 3 tamanhos de plataformas oclusais (ampla, estreita e em "lâmina de faca"), e abrangeram valores entre 3,92- 23,23 N ou seja 0,4 -2,5 kgf . Ele concluiu que, o alimento, ao invés do sujeito, dava ao traçado da força as suas características.

BATES et al.¹¹ (1975), em uma revisão bibliográfica sobre os estudos realizados no sentido de se avaliar as forças desenvolvidas durante a mastigação constataram que as medições de força na cavidade oral evoluíram do uso de rudes métodos de colocação de dispositivos de medida entre os dentes para maior sofisticação com o uso dos extensômetros e posteriormente para métodos de radiotelemetria para evitar os fios emergentes da boca. Classificaram os estudos, quanto à posição dos dispositivos de medida das forças em: a) com dispositivos entre os dentes; b) com transdutores em restaurações; c) com transdutores nas próteses, na interface entre a prótese e a mucosa. Observaram que: a potência muscular inata que qualquer dado sujeito pode produzir; o limite de dor do sujeito e, no caso das dentaduras a retenção e a estabilidade da aplicação são fatores limitantes e que podem ser responsáveis pelas variações nos valores das forças demonstradas por muitos pesquisadores. Os métodos usados para medir estas forças também impõem limitações na facilidade e na exatidão dos resultados. Por exemplo, alguns dos dispositivos de medidas colocados entre os dentes impõem diferentes graus de abertura que afetam os resultados pelo fato de que diferentes forças podem ser registradas com diferentes graus de separação das arcadas e alguns sistemas de medições são tão complicados e tão embaraçosos que eles impõem restrições ao livre movimento da mandíbula. Estes sistemas de medidas podem impor tais condições artificiais sobre os testes que se torna irrealístico senão impossível tirar conclusões significativas .

HELKIMO et al.⁴² (1975) estudaram a variação da força de mordida em 30 pacientes (24 homens e 6 mulheres), com idades entre 17 - 70 anos tratados por problemas de disfunção do sistema mastigatório no departamento de Fisiologia e Estomatologia da Universidade de Gothenburg, antes e depois do tratamento da disfunção, comparando-a com a de um grupo de controle de 36 indivíduos normais. A força de mordida foi medida entre os 1Ms de cada lado e entre os incisivos centrais. A força dos dedos foi também registrada. A força de mordida no grupo de pacientes foi menor do que no grupo de controle no 1o. registro e aumentaram com a diminuição dos sintomas durante o tratamento. Não houve diferenças significativas na força entre o lado afetado e o lado não afetado.

THOMPSON et al.¹¹¹ (1977) realizaram estudos "in vitro" utilizando-se de modelos fotoelásticos cujo propósito foi o de comparar forças exercidas sobre as estruturas de suportes dos dentes pilares em 7 diferentes desenhos de PPR. Os desenhos consistiram de combinações de 4 tipos de retentores diretos e duas posições de apoios oclusais em PPRs classe I de Kennedy. Concluíram que a extensão e direção dos movimentos de uma PPR são influenciadas pela natureza das estruturas suportantes e pelo desenho da prótese. Uma vez que as forças são transmitidas aos dentes pilares pelos apoios, planos guias e retentores diretos durante os movimentos funcionais o ótimo desenho baseado nos melhores dados de pesquisa disponíveis preservarão a saúde dos dentes pilares e suas estruturas suportantes.

De BOEVER et al.²⁶ (1978) estudaram as forças oclusais desenvolvidas durante funções tais como repouso, mastigação de vários alimentos, deglutição de água e outras, através de uma montagem telemétrica utilizando-se de transmissores de 8 canais inseridos em pânticos removíveis em 3 sujeitos selecionados da Clínica de Coroas e Pontes da Universidade de Michigan. Foram feitos registros eletromiográficos da atividade do músculo temporal anterior do lado do aparelho, do

masseter direito e esquerdo e digástrico anterior. Verificaram que na mastigação normal, as forças exercidas sobre as superfícies oclusais raramente excederam 10-15 libras força (4,5-6,8 kgf) . Noventa e cinco por cento das forças foram menores que 3,5 libras força para A; 2.0 libras força para os sujeito B e 10 libras força para o sujeito C. Houve uma variação dia a dia notável e estatisticamente significativa nos valores das forças, as quais também variaram com os alimentos. Concluíram que as forças de mastigação funcionais são pequenas quando comparadas com as forças isométricas de fechamento estáticas que o sistema estomatognático pode exercer e são variáveis de sessão para sessão, com a consistência e a viscosidade do alimento.

MAXFIELD et al.⁷⁶ (1979), com o propósito de desenvolver um meio de medir clinicamente as forças aplicadas aos dentes pilares por uma PPR, realizaram um estudo envolvendo 2 Pacientes do sexo masculino (46- 51 anos) usando PT maxilar e PPRs bilateral mandibular de extensão distal. Construíram uma fixação ("splint") em prata ajustada aos dentes remanescentes. Em uma extensão distal da mesma adequadamente preparada para receber apoios de uma PPR experimental inseriram 4 extensômetros. Foram fabricadas as PPRs fundidas em cromo-cobalto de tal forma que o apoio sobre o dente suporte pudesse ser deslocado para distal ou mesial da mesma e fixado à estrutura por meio parafusos. Foram feitos registros durante a mastigação, pelo paciente, de amendoim torrado. Verificaram que há variações na magnitude das forças sobre os dentes suportes de um para outro paciente, de ciclo para ciclo mastigatório e que as forças transmitidas variam quando diferentes tipos de desenho são usados.

LEVIN ⁶⁷ (1979) propôs um tipo de rompe forças para as próteses parciais removíveis mandibulares de extremo livre, no qual um fio de cromo preso apenas na região anterior lingual de uma estrutura fundida, permitia o movimento da base na região posterior, na direção do rebordo residual. Observou que, em 87 situações

clínicas, na California School of Dentistry, durante um período de 7 anos, apenas um reparo fora feito.

GLANTZ & STTAFORD³⁸ (1980), estudaram, em um paciente portador de PT superior e PPR inferior o efeito de alguns componentes sobre a rigidez das PPRs bilaterais de extremo livre. Utilizaram-se de próteses com diferentes tipos de barras linguais, nas quais foram acoplados extensômetros do tipo roseta colocados na linha média do conector maior. Foram testados três tipos de conectores linguais: placa lingual, barra sublingual com barra secundária associada, e barra lingual alargada, quando esforços de fechamento eram aplicados durante 2 segundos seguidos de relaxamento. Mostraram que a base da PPR associada à barra secundária alargada exibiu mais deformação do que os outros dois tipos de base. A remoção da barra secundária, não aumentou substancialmente a deformação da PPR também equipada com uma barra sublingual e também não o fez a remoção do apoio oclusal. Concluíram que o estudo de padrões de deformação funcional das PPRs devem ser feitos apenas clinicamente.

Mac GREGOR & MILLER⁷¹ (1980) fizeram análise "in vitro" das tensões em 6 desenhos de próteses parciais removíveis, sendo 4 com extremo livre e 2 tendo selas com apoios extremos. Cada uma das próteses foi submetida a dois tipos de carregamento. Concluíram que, durante a aplicação da carga unilateral, o conector longo produziu maior distribuição de tensões, exceto na parte anterior da sela, área imediatamente distal ao pilar extremo. Neste sentido, o rompe-forças curto produziu uma redução generalizada da tensão, o que foi uma medida da sua relativa rigidez sob carga bilateral. O rompe-esforços longo pareceu distribuir a tensão mais uniformemente, anterior e posteriormente. Em geral, o rompe-forças longo tendeu a igualar as tensões na área de suporte. Isto é, os valores altos foram ligeiramente menores e os baixos, levemente mais altos. Essa tendência suporta a idéia de se chamar o conector de distribuidor de esforços ao invés de rompe-esforços.

AYDINLIK & AKAY.⁹ (1980) estudaram através da análise bidimensional de elementos finitos aplicada em um modelo simulando uma mandíbula com a falta de dentes posteriores, os efeitos de uma força vertical concentrada, de 25 kgf aplicada primeiramente sobre uma PPR de extensão distal simulada sobre a mandíbula. Posteriormente, numa 2a. análise foi simulada uma PPR de extensão distal mandibular, na qual foi aplicada uma camada resiliente entre os dentes e o acento basal. Os resultados indicaram que uma camada resiliente dentro da base da prótese pode agir como efetivo “absorvedor de choque” e pode reduzir a velocidade de reabsorção do rebordo. Os resultados indicaram que a distribuição das tensões durante o carregamento oclusal foi mais uniforme com uso da camada resiliente. O deslocamento vertical do rebordo alveolar sob a base da prótese com uma camada resiliente foi muito menor do que aquele da base da dentadura convencional.

GIBBS et al.³⁷ (1981) usaram um sistema de transmissão de som através do qual uma vibração sinusoidal era introduzida na testa dos sujeitos e conduzida ao queixo através dos dentes, músculos e dos trajetos da ATM. Quanto maior a força maior era a amplitude da vibração recebida por um acelerômetro instalado ao nível do queixo do paciente. Em 20 sujeitos com boa oclusão (13 homens e 7 mulheres), com idades entre 17-55 anos, foram medidas as forças oclusais desenvolvidas durante a mastigação de alimentos de diferentes consistências. Concluíram que as forças foram surpreendentemente altas durante a mastigação. As forças eram maiores no momento em que os dentes estavam na posição de intercuspidação (26,7kgf); consideravelmente menor (8,3 kgf), durante o fechamento e o mínimo (5,7 kgf), durante a abertura e foram afetadas pela consistência dos alimentos. Os autores apregoam que a vantagem do sistema proposto é de que a medida das forças pode ser realizada sem a utilização de dispositivos intra orais.

PROFFIT et al.⁹⁸ (1983) usaram transdutores de quartzo em folha e de cristais de quartzo para estudar as forças atuantes durante a deglutição, mastigação simulada e máximo esforço em 21 indivíduos normais e 19 de face longa em

distâncias inter oclusais de 2,5mm e 6mm de separação ao nível de molar, respectivamente. Os indivíduos de face longa mostraram menos força oclusal durante a máxima força, mastigação simulada e deglutição, do que indivíduos com dimensão vertical facial normal.

PROFFIT & FIELDS⁹⁹ (1983) constataram em crianças com idades que variavam entre 6 e 12 anos que forças oriundas da oclusão dental durante a deglutição, mastigação simulada e mordida forte são semelhantes para indivíduos normais e em indivíduos de longa face. Forças em crianças normais e de longa face são similares aquelas em adultos de longa face e são aproximadamente a metade daquelas forças em adultos normais. Parece, na opinião dos autores, que, indivíduos com face longa têm dificuldade em desenvolver esforços nos músculos elevadores da mandíbula.

LAURELL & LUNDGREN⁶³ (1984) propuseram um programa para avaliar padrões de força oclusal, durante mastigação e mordida, em pacientes proteticamente restaurados nos quais transdutores com "strain gages" foram uniformemente distribuídos sobre o arco dental restaurado. O programa foi testado em um sujeito com uma prótese fixa bilateral no maxilar e com dentes, na mandíbula. O estudo envolveu mastigação de alimentos como amendoim, salada de rosbife com batata, mordida com máxima força na oclusão habitual e mordida máxima sobre uma área de contacto limitado. Constataram que a magnitude das forças desenvolvidas durante a mastigação e a deglutição eram bem mais baixas do que todas as forças de mordida. A magnitude das forças totais agindo sobre a dentição inteira quando mordendo em máxima força em oclusão habitual, não pareceu estar limitada por reações dos dentes ou dos tecidos periodontais, mas aparentemente, pela capacidade dos músculos fechadores da mandíbula, por si só. A magnitude da força de mordida local sobre uma área limitada de contacto foi muito menor do que aquela a qual os músculos fechadores da mandíbula foram capazes de desenvolver. Isto indica que mecanismo de "feedback" no tecido periodontal e ou da articulação

temporomandibular foram os fatores limitantes para estas forças. A média da força local para a mastigação para 5 seqüências do começo da mastigação até a deglutição quando mastigando amendoim em oclusão normal foi de 7N, 13N 4N, e 2N (0,7kgf, 1,33kf e 0,2kgf), respectivamente no transdutor posterior direito, no anterior direito, 4N no anterior esquerdo e no posterior esquerdo. Mastigando salada de rosbife com batatas, os valores correspondentes foram de 8N,10N, 7N e 4N. A máxima força de mordida local sobre uma área com um ponto de contacto (de uma esfera) foi de magnitude de 144N, 228N, 200N e 180 N respectivamente naquelas posições.

MONTEITH ⁸² (1984) enfatizou que a reação viscoelástica da mucosa do rebordo e dos dentes pilares, em virtude dos ligamentos periodontais é uma dimensão necessária na avaliação dos conceitos de desenhos para PPRs para pacientes com rebordos em extremo livre. O diferencial entre a resiliência de 500 micrometros do rebordo residual e a de 20 micrometros do ligamento periodontal apresentam uma disparidade de suporte em contraste com as PPRs dento suportadas. Daí a tendência da prótese em girar sobre o seu mais distal suporte induzindo pesados esforços tensionais sobre ele e o rebordo residual.

O movimento vertical da base da prótese, semelhante ao permitido por uma dobradiça no plano sagital é tal que a porção da base da prótese, de fato, se torna uma viga que sob carregamento comporta-se como o raio de um círculo em movimento. A extremidade distal da base, descreverá um arco e, pelo fato de ela estar mais longe do seu centro de movimento, na articulação, irá desenvolver maior amplitude de movimento do que qualquer outro ponto da base da prótese. Pelo fato de estarem sujeitos a princípios geométricos, o comprimento dos arcos descritos por todos os pontos da base da dentadura vai refletir um gradiente que é governado por um diferencial estritamente linear. O autor continua explicando que esforços para reduzir o diferencial de arco para um gradiente menos carregado de tensão, resultaram em desenhos de "raio longo" ("long radius design") tal como o de LEVIN⁶⁷ (1979). Este desenho procura aumentar o raio ativo do sistema pelo deslocamento

da junta flexível o mais anteriormente possível. Assim o aumento do raio de giro da barra, seria capaz de reduzir o arco para um gradiente mais compatível com a inerente capacidade de deslocamento dos tecidos do rebordo. Para conseguir esse efeito o autor explica que foram usados conectores em forma de barra bipartida.

CORRUCCINI et al.²⁴ (1985), usando extensômetros, avaliaram a força máxima de mordida sobre o 1M inferior direito, em amostras transversais estratificadas em escolas rurais e urbanas do Norte da Índia, estrategicamente escolhidas. Todos os sujeitos tinham idade entre 12-16 anos com os dentes permanentes erupcionados (com exceção dos terceiros molares). As forças de mordida encontradas foram significativamente mais altas nos jovens rurais. Sua mastigação habitualmente mais dura pode ter ajudado a produzir o seu melhor desenvolvimento oclusal.

LASSILA et al.⁶² (1985) mediram a força de mordida em 89 pacientes portadores de próteses, do Institute of Dentistry da Universidade de TURKU. Tais pacientes formavam três diferentes grupos: 1) Dentaduras completas; 2) totais superiores e parciais mandibulares e 3) dentes naturais ou próteses parciais removíveis maxilares e PPR mandibular. Os sujeitos compunham 3 grupos de idades: maior ou igual a 70, 60-69, e menor ou igual a 59. A força máxima de mordida foi registrada em 7 diferentes pontos, colocando-se um garfo de mordida munido de dispositivo piezoelétrico entre dentes antagonistas enquanto, ao mesmo tempo a mordida era estabilizada contralateralmente, com um tubo plástico. A máxima força de mordida mostrou uma correlação com a idade e sexo. No grupo com próteses parciais a força de mordida teve uma correlação positiva com a fratura das dentaduras. Pacientes satisfeitos tiveram maiores forças de mordida do que os insatisfeitos. Quando havia distúrbios de oclusão, a força foi menor, especialmente nos grupos com dentaduras totais. Portadores de dentaduras totais também tiveram boa força de mordida, mas a melhor área de mordida estava localizada mais posteriormente do que em pacientes que tinham alguns dentes naturais

remanescentes em ambos os maxilares. Alterações na mucosa de sustentação das dentaduras em pacientes com dentaduras completas e altura negativa do processo alveolar mandibular, tinham a força de mordida decrescida levemente.

LAURELL & LUNDGREN⁶⁴ (1985) fizeram um estudo com o objetivo de verificar em qual extensão, as forças de mastigação e mordida, em dentições restauradas com próteses parciais fixas (PPFs) bilaterais com apoio extremo, são correlacionadas com as áreas do ligamento periodontal suportantes dos dentes pilares. Doze sujeitos cujas dentições tinham sido periodontalmente tratadas, e proteticamente restauradas, foram usados neste estudo. Foram analisadas a mastigação e a força de mordida em várias posições, assim como sobre a dentição toda, com a utilização de 4 transdutores fixos bilateralmente em pânticos de 1M 2P (1º molar e 2º pré) e em dentes anteriores. As áreas dos ligamentos periodontais foram calculadas e foi utilizado um novo índice de suporte periodontal. Com base nos resultados, concluíram que em dentições restauradas com próteses bilaterais com suportes terminais, a magnitude das forças de mastigação é positivamente relacionada com a área do ligamento periodontal dos dentes que suportam a prótese, enquanto que as áreas do ligamento periodontal não tiveram influência nas forças de mordida comparativamente maiores. Os autores apresentaram à discussão um novo índice de suporte periodontal.

FIELDS et al.³² (1986), fizeram estudos usando transdutores piezoelétricos para determinar se a extensão da abertura vertical da boca, o uso de suporte contralateral e a postura da cabeça influenciavam a força vertical durante a deglutição, mastigação simulada e força máxima de mordida em crianças, adolescentes e adultos. Verificou que em aberturas variando entre 2,5 e 6mm em crianças, não houve variação na força máxima de mordida. Nos adultos, neste grau de abertura também não houve diferenças na força de mastigação e na força de mordida. Para incrementos maiores na abertura, houve um aumento de força máxima até 20mm, seguido de um decréscimo e novo acréscimo em torno de 40mm

de abertura em adultos jovens. O uso de suporte contralateral não influenciou a força vertical da mesma forma que a postura de cabeça (normal, fletida, ou estendida) da cabeça, em ambas as pequenas aberturas consideradas.

PAMIR & KALIPCILAR ⁹² (1988) realizaram um estudo em 8 pacientes (4 homens e 4 mulheres) no qual foram determinados os valores de forças funcionais agindo sobre próteses totais maxilares durante a mastigação e a deglutição através da instalação de extensômetros em três diferentes pontos estrategicamente escolhidos sobre as próteses. Verificaram que forças funcionais causadas pela deglutição e mastigação (média máxima de 2,670 kgf na deglutição e 4,780 kgf para a mastigação sob o contacto entre o 1M e 2M, unilateralmente) são significativas a ponto de poder causar deformação da base da prótese resultando em forças indesejáveis nos tecidos de suporte

SASAKI et al. ¹⁰³ (1989) no intuito de avaliar o papel da dimensão da secção transversal dos músculos e os braços de alavanca (músculos e força) na produção da força de mordida relacionaram em 11 sujeitos adultos saudáveis, imagens coronais e axiais obtidas por ressonância magnética combinadas com cefalogramas laterais e modelos dentais para reconstruir a morfologia crânio mandibular de cada sujeito. Mediram a secção transversal do masseter e do pterigoideo medial direito, seus braços de alavanca e também o braço de alavanca da força de mordida no ponto considerado a partir daquelas construções. Usando extensômetros, fizeram registros fisiológicos da força de mordida na região dos 1Ms direitos por meio de um transdutor alinhado perpendicularmente ao plano oclusal funcional. Calcularam a média força de mordida da amostra como um todo (189 ± 78 N). Verificaram não haver uma correlação significativa entre o tamanho (área) da secção transversal do masseter e do pterigoideo medial; entre a secção transversal de cada músculo e a força de mordida; entre o braço de alavanca dos músculos e a força de mordida; entre o braço de alavanca dos músculos e o braço de alavanca do ponto de mordida, ou entre o braço de alavanca do ponto de mordida e a força de mordida.

Concluíram, finalmente, que a despeito do fato de que a morfologia crânio facial possa diferir entre os sujeitos, o tamanho da musculatura da mastigação, por si só, parece explicar a maior parte da variação da força de mordida.

NEILL et al.⁸⁴ (1989) descreveram um método onde a atividade elétrica nos masséteres é usada como um índice de força de mastigação. Usando um cinesiógrafo foi possível determinar a interrelação das fases do ciclo mastigatório e medir a duração de cada fase. Com base em um estudo piloto de 10 sujeitos dentados e 2 usuários de dentaduras completas. Verificaram que, embora a magnitude das cargas mastigatórias seja reduzida nas PTs, isto até certo ponto, é compensado por um aumento no tempo no qual elas são aplicadas. Os resultados sugeriram que uma grande força é aplicada ao suporte mucoperióstico quando dentes de cúspides invertidas são usados na construção de dentaduras.

ANDERSEN et al.² (1991) estudaram os perfis de tensões dentro do ligamento periodontal de dentes, após a aplicação de cargas decorrentes de diferentes tipos de esforços tais como o de inclinação, translação e movimentos de raízes. Usaram modelos de elementos finitos baseados em secções obtidas de autópsias de cadáveres. Forças mastigatórias sozinhas produziram padrões de tensões quase idênticos aqueles decorrentes da força mastigatórias em combinação com forças ortodônticas.

Van EIJDEN ¹¹⁸ (1991) fez uma análise tridimensional da magnitude e do momento das forças em três diferentes posições de mordida unilaterais e antero posteriores sobre os dentes canino, 2P e 2M em 7 sujeitos humanos dentados ou com algumas falhas na dentição natural. Para cada posição a magnitude da força de mordida foi registrada em 17 direções definidas usando um transdutor de força de três componentes e um método de "feed-back". Para avaliar a eficiência da transferência da força de mordida do músculo, no plano sagital, o componente do braço do momento foi determinado e o momento da força produzida foi calculado. Os

resultados mostraram que a maior força de mordida não foi produzida em uma direção perpendicular ao plano oclusal. O momento combinado produzido pelos músculos da mastigação foi máximo para mordidas verticais, mínimo para mordidas posteriormente dirigidas e intermediário para mordidas anteriormente dirigidas.

ANGULO & ECHEVERRY ⁵ (1991) observam que a magnitude das forças transmitidas aos dentes pilares varia de acordo com o tipo de desenho de PPR utilizado, em um mesmo paciente e de um para outro paciente. A extrapolação de dados com respeito às forças oclusais e seu efeito no periodonto, os efeitos de distintos de desenhos de PPR sobre o estado oral e o efeito da PPR sobre os dentes com suporte diminuído, indicam que há uma falta de documentação científica, como também de estudos longitudinais bem controlados a respeito dos efeitos da PPR sobre os tecidos periodontais de suporte. Ponderam que interpretação dos resultados por tal razão, deve ser cuidadosa e analisada de acordo com seu verdadeiro valor.

OGATA & SHIMIZU ⁹⁰ (1991) fizeram um estudo longitudinal das forças transmitidas através da base das PPRs de extensão distal, sobre retentores do tipo Aker em 2 pacientes (65-75 anos) possuindo dentes na maxila e PPR mandibular acompanhados por um período de 4 meses, utilizando-se de transdutores com extensômetros especialmente projetados e inseridos nas referidas PPRs. Obtiveram, como resultado da mastigação de alimentos como amendoim torrado, três pedaços de cenoura (6x6x6mm), passas, salsichas (10x10 x10mm), que: 1) o máximo valor da média força vertical transmitida pela base aos retentores decresceu a partir de 1 semana e aumentou, em seguida e depois nivelou em torno de 10 N, 4 - 6 semanas depois de inserida as PPRs; 2) houve muitas diferenças na força máxima média da força lateral entre os dois sujeitos.

TZAKIS et al. ¹¹⁵ (1992) estudaram em 17 indivíduos saudáveis os efeitos da mastigação intensa sobre parâmetros da função mastigatória. Fizeram registros dos

movimentos mandibulares, velocidade e eficiência mastigatória, força oclusal máxima medida a uma distância interincisal de 11mm com um transdutor munido de "strain gages", tempo de tolerância sob força oclusal, antes e depois da mastigação de goma por 30 minutos. Concluíram que depois do estímulo: houve substancial diminuição da duração do ciclo mastigatório, decréscimo na duração da fase oclusal; diminuição da eficiência mastigatória e diminuição da força oclusal máxima na região de incisivo como também a tolerância da força oclusal a um nível mais baixo do que a força oclusal máxima, foi diminuída.

OGATA⁸⁸ (1993) fez um estudo em 5 indivíduos tendo como propósito examinar as mudanças longitudinais no torque sobre o eixo sagital em PPRs de extremo livre. Usando um transdutor de força inserido nas próteses, o torque foi medido em diversas ocasiões a partir da sua inserção, até 2 meses após. Os pacientes usando tipos de PPR diferentes, mastigaram diversos tipos de alimento. Concluíram que o torque ao redor do eixo sagital pode ser diminuído até um valor negligenciável, pelo arranjo apropriado dos dentes artificiais usados na confecção da PPR. O torque foi reduzido ao longo do tempo, em 2 indivíduos, mostrando a tendência de adaptação dos tecidos. Próteses construídas dentro dos princípios estabelecidos, expressos na maioria dos livros texto publicados produziram um torque relativamente pequeno ao redor do eixo sagital nas PPRs de extensão distal.

OGATA & WATANABE⁹¹ (1993), fizeram um estudo do torque transmitido ao dente suporte de um paciente usando uma PPR de extensão distal com um sistema com coroa telescópica para um retentor direto. O torque sobre o eixo vertical e lateral foi medido durante a mastigação de alimentos, na inserção da PPR e durante três meses após. Concluíram que em uma PPR com sistema telescópico a tensão aplicada sobre o pilar é distribuída sobre uma extensão relativamente ampla do rebordo residual.

OGATA et al.⁸⁹ (1993) estudaram em 2 sujeitos (55-66 anos) a distribuição de cargas sobre retentores de PPRs inferiores de extremo livre classe I de Kennedy. Aplicaram esforço de 20 N de força em diferentes posições (1P, 2P, 1M e 2M) uma prótese na qual foram estrategicamente aplicados transdutores de força. As cargas distribuídas sobre os retentores foram avaliadas em várias ocasiões durante um período de três meses. Concluíram que: 1) quanto mais posterior eram aplicadas as cargas, menor era a porcentagem de esforços sobre os dentes suportes; quando as cargas foram aplicadas ao mais anterior dente artificial a relação na distribuição variou de 65-100% da força oclusal; 2) na medida em que o uso da prótese prosseguia, a relação diminuía.

Mac ENTEE,⁷³ (1993), relacionou os riscos à saúde associados ao uso das PPRs e apresentou argumentos biológicos contra a expansão da atividade do prático para um tipo de tratamento que, na opinião do autor, repetidamente testa o conhecimento e a astúcia dos mais experientes dentistas.

PROMBONAS et. al.¹⁰⁰ (1994) estudaram a relação entre a dimensão vertical de oclusão (DVO) e a força de mordida em 6 homens e 7 mulheres desdentados, com auxílio de um gnatodinamômetro munido de extensômetros. As forças de mordida foram avaliadas em três posições da dimensão vertical, respectivamente, maior, menor que e igual à DVO. Os registros das forças foram estatisticamente diferentes para todos os indivíduos. Todos os sujeitos exerceram significativamente maior força de mordida quando a dimensão vertical na mordida era maior que a DVO. O homem exerceu maior força que a mulher, mas esta diferença não foi estatisticamente significativa.

GAY et al.³⁶ (1994) fizeram um estudo no intuito de avaliar a força de mordida incisal a partir de registros da função eletromiograma / força de mordida. Utilizaram-se de 10 pacientes adultos com dentição normal e idades variando entre 24 e 52 anos. Foram feitos registros eletromiográficos dos músculos masseter e temporal

anterior de ambos os lados. Em seguida os pacientes foram solicitados a morder, em duas dimensões verticais incisais diferentes (15 e 30mm de afastamento interincisal) sobre um transdutor de força de quartzo, com a máxima força. Os dados foram registrados e associados com os registros eletromiográficos. Em seguida os pacientes morderam sobre vários alimentos como cenoura, "pretzel", chocolate e "toffee". Os registros foram analisados. Encontraram valores para a máxima força de mordida que variaram de 2,5 a 40,0kgf enquanto que as forças incisais sobre os alimentos variaram entre 3,5 a 5,5kgf, de uma maneira geral, e independeram da máxima força de mordida dos indivíduos. Concluíram os autores que, as forças necessárias para incisar os diferentes alimentos, provavelmente, dependam mais deles do que da capacidade de morder, dos sujeitos.

MAO & OSBORN ⁷⁴ (1994) relacionaram a direção da força de mordida com padrões de atividade muscular utilizando-se de transdutor de força munido de um extensômetro tipo roseta aplicado a 5 sujeitos (2 homens e 3 mulheres). Seis magnitudes de força de mordida foram aplicadas em 5 direções enquanto eram realizados os registros eletromiográficos do masseter e temporal de ambos os lados. Concluíram que a direção, e não a magnitude de uma força de mordida, determina o padrão de atividade dos músculos fechadores da mandíbula e que padrões partilhados de ativação dos músculos, podem ser o resultado de otimizações subconscientes das forças musculares da mastigação, para melhorar a eficiência.

BRAUN et al.¹⁷ (1995) lembraram que, clínicos, desde longa data, têm estado interessados na influência potencial da força de mordida no desenvolvimento do complexo mastigatório, e investigadores, especulando sobre a relação entre a força oclusal e erupção dental, teorizaram que a super erupção dos dentes posteriores provoca mordida aberta dimensão vertical anormal através de um movimento rotacional horário da mandíbula. Notaram também os autores o interesse dos ortodontistas no estudo da força de mordida uma vez que forças verticais são freqüentemente produzidas no processo de tratamento da maloclusão, como no uso

de elásticos ou bandas “tip-back”. Às vezes há interesse em que as forças de mordida neutralizem as forças ortodônticas. Também seria vantajoso ser capaz de prever forças verticais de mordida no paciente que vai se submeter a um tratamento ortodôntico e avaliar a compatibilidade delas com o tratamento ou com as novas posições dos dentes.

TOYODA et al.¹¹³ (1995) pesquisaram “in vitro” as alterações nas áreas de suporte no dente pilar e nas áreas suportantes de uma PPR de extremo livre maxilar causada pelo impacto de forças em diferentes pontos utilizando-se de um analisador de tensão dinâmica (SPATE 9000), o qual é capaz de medir cargas dinâmicas através de um método sem contacto. Cargas dinâmicas, supostas como forças oclusais foram aplicadas às áreas de apoio dos dentes suportes e do rebordo alveolar por um sistema de impacto associado a um sistema analista receptor munido de um detector de infravermelho de alta sensibilidade capaz de detectar variações de temperatura da ordem de $0,001^{\circ}\text{C}$ que ocorre nas amostras como resultado da conversão da energia termo dinâmica quando submetidas a tensões de tração e compressão, repetidamente induzidas. Concluíram que: 1) nas PPRs dento-muco-suportadas, quanto mais próximo do dente suporte é a pressão, maior é a tensão no dente suporte. 2) a tensão concentrou-se no terminal do grampo. Isto sugere que a força de retenção da prótese foi concentrada na porção retentiva do dente pilar ; 3) no teste de impacto por grupos a faixa de distribuição estendeu-se uniformemente para o osso alveolar, sugerindo a importância do ajuste oclusal entre os dentes oponentes, na prática clínica.

SATO & HATATE¹⁰⁴ (1995) estudaram a influência da configuração oclusal da prótese na trituração dos alimentos, no que tange às diferenças entre dentes anatômicos e dentes em lâmina para oclusão lingualizada. Testaram 4 tipos de alimentos: cenoura, bolo de peixe, amendoim e picles de rabanete. Concluíram que: a média da força máxima vertical aplicada foi menor sobre os dentes em lâmina do que quando os de 30° foram usados; uma diferença estatisticamente significativa na

força vertical entre os dentes anatômicos e os não anatômicos e diferenças nos esforços horizontais dependentes da direção das forças.

JOSHIPURA et al.⁴⁸ (1996) coletaram dados dietéticos a respeito do consumo de alimentos e nutrientes de 49.501 profissionais da área da saúde, do sexo masculino, 58% dos quais eram dentistas. Verificaram que participantes desdentados, consumiam menos vegetais, menos fibras e caroteno e mais colesterol, gorduras saturadas e calorias do que participantes com 25 ou mais dentes na boca. Observaram que esses fatores poderiam aumentar os riscos de câncer e doenças cardiovasculares. A diferença média em consumo variou de 2 a 13 % independentemente de idade, uso de cigarro, exercício ou profissão. As análises longitudinais sugerem que a perda de dentes pode levar a mudanças prejudiciais na dieta. Os autores observaram que há carência de estudos que avaliem o papel de diferentes tipos de prótese em favorecer o consumo de vários tipos de alimentos.

ELLIS III et al.³¹ (1996) compararam parâmetros morfológicos e a força de mordida voluntária medida através de um transdutor de força, entre controles e uma amostra de 24 pacientes com prognatismo mandibular, antes da correção cirúrgica e durante 3 anos após a cirurgia de retro posicionamento mandibular. Concluíram que houve um aumento significativo na força de mordida.

KRAFT⁵⁵ (1997) examinou a carga e o movimento de pilares e da PPR de extremo livre maxilar em uma situação de perda unilateral de um canino e um rebordo curvo, simuladamente, em laboratório, onde medidas foram feitas sobre modelo adaptado às condições intraorais. Observou, nesta simulação, que PPRs suportadas por incisivos podem resultar em fracasso. Concluiu que em arcos parcialmente desdentados com rebordos curvos, próteses removíveis com apoios rígidos causam substancial excursão dos incisivos, de tal forma que danos periodontais ou sobrecarga material à interface dente prótese podem resultar. Para proteger ambos, o tecido e o material da prótese, na interface, um suporte “em mola”

parece ser mais apropriado na situação de rebordo desdentado curvo. Observa ainda que um importante objetivo da restauração protética dos arcos parcialmente desdentados é proteger e preservar os tecidos de suporte e otimizar a distribuição da carga funcional aos pilares e rebordo desdentado.

PELLIZZER⁹⁴ (1997) estudou forças de mordida relacionadas a PPRs inferiores em 73 indivíduos com PPRs inferiores de classes I, II e III e arco superior com vários tipos de próteses. Utilizou-se de um gnatodinamômetro com célula de carga e concluiu que: 1) as forças de mordida determinadas com uma semana de diferença não se reproduziram em cerca de metade dos indivíduos e três determinações em uma mesma sessão mostraram grande variabilidade entre elas; 2) as selas de extremidades livres em suas posições distantes conduziram as forças de mordidas muito baixas; 3) sendo o arco antagonista uma PT as forças de mordida conduziram os valores baixos em todos os casos; 4) pacientes do sexo masculino apresentaram maior força de mordida do que pacientes do sexo feminino; 5) quando a PPR inferior era de classe III, os dentes naturais molares e premolares conduziram a valores maiores do que nas de classes I e II.

WATANABE & MIZOKAMI¹¹⁹ (1997), estudaram o efeito de trajetórias de escape em dentes posteriores artificiais de dentaduras na redução da pressão mastigatória sobre a mucosa basal em pacientes edêntulos. Usaram dois tipos de dentaduras sendo uma com dentes com trajetórias de escape na mesa oclusal e a outra sem essas características em 5 sujeitos usando dentaduras completas e mastigando diferentes tipos de alimentos teste. Os resultados mostraram que o tempo de mastigação e o número de mordidas não foram afetados pela existência dos trajetos de escape. Entretanto a força mastigatória dos dentes artificiais com as trajetórias de escape foram levemente menores do que aquelas dos dentes artificiais sem as mesmas.

NAGASHIMA et al.⁸³ (1997), estudaram a magnitude da velocidade de impacto depois de um súbito descarregamento, a partir de várias forças de mordida iniciais, vários graus de abertura da boca e distância de trajeto. A velocidade dos dentes inferiores no impacto foi calculada imediatamente antes da parada, em 4 diferentes forças de mordida. Concluíram que o rápido declínio na força de mordida associado com limitação da velocidade do impacto é devida à propriedades de força e velocidade dos músculos ativos da mastigação e não é causada por controle neural.

TRULSSON & GUNNE¹¹⁴ (1998), analisaram o comportamento da capacidade de preensão e mordida dos alimentos em sujeitos humanos com falta de receptores periodontais. Os autores compararam desempenho de três grupos de pacientes nos quais diferia a integridade do aparelho sensorial periodontal (pacientes usuários de dentaduras completas, pacientes com implantes e pacientes com dentição natural). Cada paciente foi solicitado a manter a metade de um amendoim entre os incisivos centrais e depois quebra-lo. A força aplicada foi continuamente monitorada por uma barra equipada com um transdutor. Enquanto o alimento estava sendo segurado, a força gerada pelos sujeitos nos grupos de implante e dentaduras foi em média 4 vezes aquela gerada pelos sujeitos com dentes naturais. Os resultados mostraram um distúrbio marcante no controle das baixas forças de mordida precisamente dirigidas em sujeitos com perda de receptores periodontais e sugeriram que os receptores periodontais desempenham um papel significativo na especificação do nível, direção e ponto de ataque das forças usadas para segurar e manipular os alimentos entre os dentes anteriores. Além disso, outros tipos de mecano-receptores não podem compensar plenamente a perda dos receptores periodontais.

KTSUGA et al.⁵² (1998), avaliaram por meio de um questionário, exames clínicos e registros de força de mordida, a relação entre a auto avaliada capacidade mastigatória, o estado dental e a força de mordida, em 160 pessoas com 80 anos de idade entre homens e mulheres. Concluíram que a máxima força de mordida variou muito e exibiu significativa correlação quanto ao número de dentes remanescentes e

o estado dental. Concluíram também que muitos sujeitos com poucos ou nenhum dente remanescentes ou com próteses parciais removíveis tiveram somente poucas queixas a respeito da função mastigatória debilitada e demonstraram uma boa adaptação à um estado dental abalado e também uma pequena força máxima de mordida.

3 - MATERIAL E MÉTODOS

3- MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Sujeitos

Participaram deste estudo duas pacientes da Clínica de Prótese Parcial Fixa Removível e Oclusão da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Campinas-PUC Campinas, no ano de 1997, com idades de 42 anos (paciente "Z") e 54 anos (paciente "L"). Ambas foram escolhidas mediante critérios compatíveis com as necessidades metodológicas da pesquisa tais como: necessidades protéticas, condições de saúde, disponibilidade de tempo, local de moradia e possibilidade de locomoção e condições orais específicas tais como existência de espaço inter-oclusal para acomodação dos dispositivos de medida e acessórios. Após explicações detalhadas sobre os objetivos e a natureza deste estudo, foi solicitada a sua participação como sujeitos. Ambas concordaram em participar e deram plena autorização e consentimento, confirmados através de documentos, por elas assinados (ANEXO 1).

Durante o exame clínico, as pacientes relataram estar bem quanto ao estado de saúde geral embora sentissem ligeiras dores faciais e zumbido nos ouvidos. Eram portadoras de próteses totais superiores e, quanto às condições da arcada dentária inferior foram classificadas como pertencentes à classe I de Kennedy. Os dentes inferiores remanescentes presentes que na paciente Z eram: 34, 33, 32, 31, 41, 42, 43 e 45 e na paciente L: 35, 33, 32, 31, 41, 42, 44, e 45, apresentavam-se em boas condições periodontais, necessitando apenas de tratamento de dentística restauradora, bem como, raspagem supra gengival e polimento coronário. Em seguida ao exame clínico foram confeccionados modelos de estudo superior e inferior e realizados os registros necessários para a montagem dos mesmos em um articulador semi-ajustável (GA -Gnatus Ind. Com. de Articuladores Ltda.) (Fig.1).

Os sintomas relacionados à alterações funcionais do Sistema Estomatognático, foram associados à falta dos dentes inferiores posteriores em ambos os casos. Após o diagnóstico, com indicação para prótese parcial removível, foi realizado o tratamento periodontal supra gengival e a execução da dentística



restauradora nos dentes remanescentes, bem como a regularização do plano oclusal e os ajustes necessários nas próteses totais de ambas as pacientes.



Figura 1. Vista frontal (esq.) e lateral (dir.) dos modelos de estudo montados em articulador.

3.2. PPR experimental: planejamento, desenho e confecção

Após realizado o tratamento pré-protético, novos modelos foram obtidos e, através dos registros das posições de relação cêntrica, lateralidades direita e esquerda, foram montados em articulador semi-ajustável (GA-Gnatus Ind.e Com. de Articuladores Ltda), para o planejamento e desenho da PPR os quais seguiram os parâmetros convencionais, de uma maneira geral. Porém, para satisfazer os objetivos deste estudo, foram a eles incorporados detalhes inerentes à metodologia adotada. Para a execução do desenho da infra-estrutura da prótese removível foram planejados a confecção de planos guias, nichos e a adequação dos equadores protéticos. Após a realização clínica desses procedimentos, sobre o modelo, foram obtidas moldeiras individuais em resina acrílica quimicamente ativada (RAAQ) (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.), as quais foram perfuradas na região correspondente aos dentes remanescentes.

3.2.1. Obtenção dos modelos de trabalho

As moldeiras foram ajustadas ao rebordo e à área correspondente aos dentes, de maneira a se aliviar as inserções musculares. Em seguida foi realizado o selamento periférico com godiva de baixa fusão (Kerr MFG Co.), captando-se a anatomia do sulcos gengivo-geniano e gengivo-labial. A moldagem das áreas desdentadas e da área com a presença dos dentes foi feita utilizando-se a técnica

de moldagem mista, isto é, primeiramente o emprego da pasta zinco-eugenólica (Lyzanda Prod. Odont. Ltda.), na área edêntula e em seguida o de hidrocolóide irreversível (Jeltrate-Dentsply Ind. Com. Ltda.), para a região contendo dentes . Os modelos foram obtidos em gesso pedra rosa do tipo IV (Kerr Dumont Prod. Odont. Ltda).

3.2.2. Características do desenho da PPR experimental

Conector maior

O desenho do conector maior da PPR experimental foi baseado no conceito do “raio longo” (“long radius design”) que, segundo MONTEITH⁸² (1984), foi usado por muito tempo para solucionar os problemas advindos da duplicidade de natureza de suportes que ocorrem nas PPRs de extremo livre (Classes I e II de Kennedy). O desenho de raio longo, procura aumentar o raio ativo do sistema assegurando que a junta flexível seja deslocada o mais anteriormente possível. Isso, freqüentemente, envolve o uso de um conector maior dividido (barra bipartida), isto é, duas barras linguais separadas na sua extensão, mas, unidas anteriormente, de modo a permitir



Figura 2. Desenho do conector maior do tipo barra bipartida, proposto por Köeller, segundo Rebóssio¹⁰² (esq). Rompe-forças com barra alongada (dir.).

um certo grau de flexibilidade para a base da prótese (Fig.2). O conector assim confeccionado poderia reduzir o diferencial de arco para um gradiente mais compatível com a inerente capacidade de deslocamento dos tecidos do rebordo.

Pode-se concluir que uma das variáveis implicadas no deslocamento da infraestrutura, está relacionada ao planejamento do conector maior e, particularmente à extensão da barra bipartida com a variação no comprimento do seu braço flexível.

Para estudar a variação das forças oclusais em função da flexibilidade do conector maior de uma PPR de extremo livre foi proposto um desenho de PPR com um conector maior análogo à barra bipartida que possibilitasse, com uma única infraestrutura, variar o comprimento do seu braço flexível, gradativamente, de acordo com o desenvolvimento das fases do experimento, sem que houvesse a necessidade de construção de várias próteses com desenhos diferentes, racionalizando dessa forma a quantidade de amostras confeccionadas. O conector maior foi planejado com duas barras linguais horizontalmente dispostas, sendo uma localizada superiormente e a outra inferiormente, separadas por uma distância de aproximadamente 2mm. Em intervalos de aproximadamente 5mm ambos os segmentos foram conectados através de pequenos elementos de ligação, com aproximadamente 2mm de largura, em toda a sua extensão entre os suportes distais da arcada dentária. Daí até o seu extremo distal, o conector maior foi elaborado em forma de uma única barra (Fig.3, esq.). Como a distância entre os suportes distais variou de uma para a outra paciente, variou também o número de elementos de ligação entre os segmentos superior e inferior dos conectores maiores. Assim sendo, foram feitas 4 ligações na paciente “Z” e cinco na paciente “L”.

Como pressuposto, foi admitido que o seccionamento ordenado de cada um dos elementos de ligação a partir de um dos seus extremos fazia aumentar a flexibilidade do conector maior do mesmo lado, por aumento do comprimento do seu “raio”, em consonância com o princípio do “raio longo”, relatado por MONTEITH⁸² (1984).

Selas e dentes.

Em relação às selas, para o posicionamento dos dentes, o lado da prótese onde foram medidas as cargas mastigatórias foi denominado de lado ativo (LA) e o oposto, de lado inativo (LI). O conjunto sela dentes no lado inativo da prótese foi confeccionado, da maneira usual do ponto de vista da sua forma.

Contudo, no lado ativo, houve a necessidade de se adaptar a forma da sela de modo a satisfazer a duas circunstâncias, ou seja, prover espaço e meios de sustentação e fixação do dispositivo de medição de cargas- transdutor de força mastigatória (Tfmst), durante os experimentos, bem como um alojamento preparado para receber um segmento com dentes artificiais para uso durante a mastigação normal, nos períodos extra-experimentais.

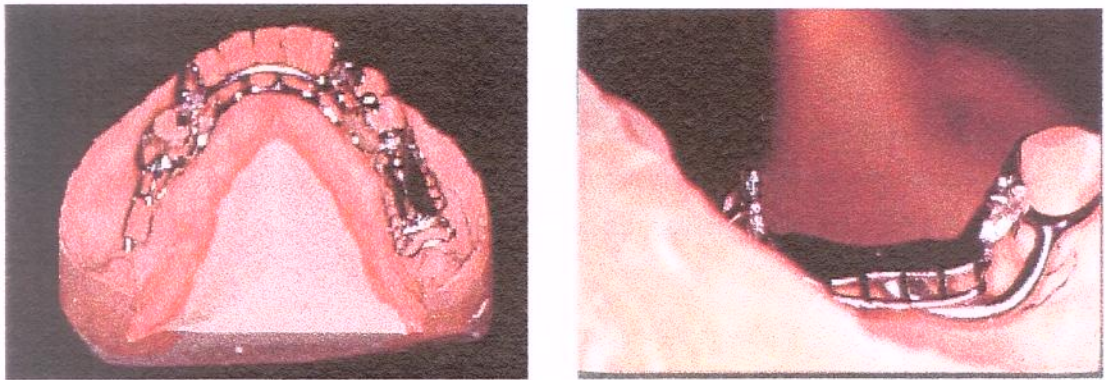


Figura 3 : Desenho proposto para o conector maior, com dupla barra (esq.). Colunas de sustentação do transdutor de força de mastigação com encaixe anterior para a lâmina (dir.).

A estrutura metálica da base da PPR, no lado ativo (lado do transdutor), era provida de duas elevações em forma de colunas, dispostas a 15,5mm de distância uma da outra, com 6,3mm de largura e altura variável, uma posterior e outra anteriormente posicionada em relação ao espaço protético, de modo que a anterior estava associada ao plano guia do pilar distal. A função destas colunas era a de servir de sustentação para o transdutor. Um encaixe na coluna anterior, próximo ao plano oclusal, impedia o movimento do transdutor, na direção vestibulo-lingual, durante a mastigação (Fig. 3, dir.).

Como elemento sensível para a medição das cargas durante a mastigação, foi idealizado um transdutor de força mastigatória composto basicamente de uma lâmina de aço sobre a qual foi colada uma faceta de resina acrílica, réplica da superfície oclusal dos dentes artificiais posteriores da PPR. A lâmina de aço, ou plataforma, teve por função, transmitir os esforços mastigatórios incidentes sobre a

faceta a um sensor elétrico - o extensômetro ("strain gage"), colado na sua face inferior. Um orifício de 1,2 mm de espessura, na extremidade posterior da lâmina

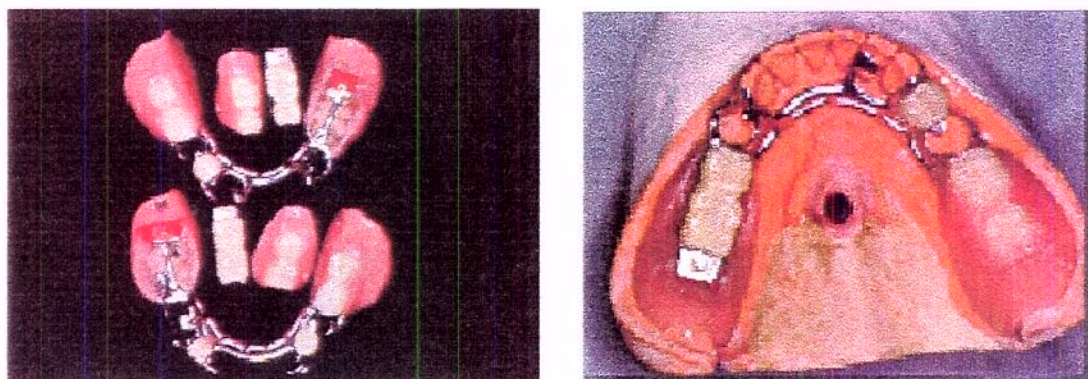


Figura 4. Componentes da PPR experimental (esq.). Lâmina do Tfmst com a faceta oclusal, fixada em posição pelo parafuso, na base acrílica (dir.).

permitia a sua fixação à base acrílica da prótese, durante as medições, através de um pequeno parafuso (detalhes no item 3.3.2).

Durante as sessões de testes experimentais, o transdutor de força era fixado em posição e removido, após os testes. No espaço, era fixado, por meio de parafusos o segmento com os dentes e gengiva artificiais correspondentes, de forma a recompor a sua anatomia. A figura 4, à esquerda, mostra o conjunto dos componentes da PPR experimental e à direita a lâmina e a respectiva faceta oclusal em posição.

3.2.3. Confeção das bases acrílicas e montagem dos dentes

Após o planejamento das PPRs, os modelos foram encaminhados ao laboratório, para a confecção das infra-estruturas em liga de cromo-cobalto (Remanium GM 380-Dentaurum).

Confeccionada a estrutura metálica, a mesma foi provada na boca, verificada a sua adaptação e, principalmente, a existência de espaço interoclusal, para acomodação do transdutor de força mastigatória (Tfmst). Com o auxílio de uma base provisória de resina acrílica ativada quimicamente (Artigos Odontológicos Clássico Ltda) foram feitos os registros intermaxilares em oclusão cêntrica e lateralidades direita e esquerda.

Como decorrência da metodologia empregada nesta pesquisa houve a necessidade de absoluto controle sobre a posição da superfície oclusal da prótese. E, neste sentido, a remontagem da PPR sobre o modelo foi fundamental para a construção do elemento removível com os dentes e, principalmente para a construção de vários transdutores, tendo em vista a necessidade de reposição e de eventuais reparos.

Usualmente, as bases das próteses parciais removíveis em resina acrílica, são confeccionadas utilizando-se a resina acrílica ativada termicamente (RAAT).

Este procedimento pode ser realizado de duas maneiras, ambas as quais requerem a inclusão e demuflagem do aparelho protético. No primeiro procedimento a prensagem da RAAT é feita diretamente sobre a sela da infra-estrutura da prótese que está adaptada sobre o modelo de trabalho. Na segunda opção a prensagem da RAAT é realizada livremente, sem o auxílio do modelo de trabalho. No primeiro procedimento o modelo é perdido por mutilação, durante a demuflagem e, na segunda opção, após a acrilização e desmontagem, a sobre estrutura em RAAT, não mais se adapta sobre o modelo de trabalho em decorrência de retenções naturais do rebordo e da rigidez da resina, após a polimerização. Estes requisitos induziram-nos a confeccionar a sobre-estrutura da PPR experimental em resina acrílica quimicamente ativada (RAAQ).

Desta maneira, após a montagem dos modelos e registros dos movimentos látero- protrusivos e posição cêntrica do articulador, foram demarcados os limites da área chapeável, em toda a extensão do espaço protético. As retenções existentes no rebordo foram aliviadas com cera rosa, nº.7 (DCL-Dentária Campineira Ltda), os modelos isolados com isolante para resina acrílica (Al-Cote-Dentsply Ind. Com. Ltda.) e a estrutura metálica foi rigorosamente reposicionada em posição. Em seguida foi aplicado a RAAQ (Artigos Odontológicos Clássico Ltda), de coloração rosa, na fase plástica, sobre a grade da estrutura metálica e modelo, nas regiões correspondentes à "gengiva", tomando-se o cuidado de não ultrapassar o limite da área chapeável demarcada e de deixar livre as colunas de sustentação do transdutor.

Após a polimerização da resina acrílica, as bases e infra-estruturas foram cuidadosamente removidas do modelo, esculpidas e polidas. No lado inativo da PPR, os dentes foram montados em cera, da maneira usual. No lado ativo, porém, houve a necessidade de que o segmento com dentes posteriores fosse passível de remoção da base, para dar lugar à fixação do transdutor durante os experimentos, e ser recolocado para o uso normal da prótese, fora das sessões de teste. Este lado, portanto, contém, além das colunas de sustentação do transdutor, na infra-estrutura, o alojamento para o segmento removível dos dentes com entalhes ou guias para o seu posicionamento adequado, (Fig.4, esq.). Dentes de resina acrílica (New-Dent Ruthinium-Arg) foram então devidamente recortados para se ajustarem às colunas e à oclusão com os superiores e montados com cera. A “gengiva”, foi esculpida e a PPR foi assim, provada e ajustada à boca da paciente.

A disposição do extensômetro utilizada na construção dos transdutores determinou que a força a ser medida fosse a componente vertical (perpendicular ao plano oclusal) da força mastigatória ou da força máxima de mordida. Tal pressuposto, atribui uma importância relevante ao fato de que, uma vez estabelecido o plano oclusal, a sua posição deveria permanecer constante e fosse reproduzível para permitir, não só, a confecção do segmento removível com dentes artificiais para uso temporário da PPR, como também, a confecção padronizada de vários transdutores de força de mastigação iguais, para uso nos ensaios ou para eventual reposição, em caso de danos. Para satisfazer esses requisitos, foi construído o Dispositivo Guia de Posicionamento Oclusal (GPO).

Este dispositivo é composto de uma barra de alumínio de dimensões aproximadas de 50mm x 20mm x 3mm, montada, sobre uma coluna de RAAQ (Duralay-Reliance Dental MFG. Co.) fixada por meio de um parafuso verticalmente posicionado, no centro geométrico do modelo (Fig.5,esq.). As barras mantinham presos em suas extremidades, à altura das superfícies oclusais dos dentes de acrílico, gabaritos feitos em gesso tipo V (Exadur - Polidental Ind. Com. Ltda) os quais eram cópias, negativas das superfícies oclusais dos dentes de acrílico de ambos os lados (Fig.5 dir.). O Dispositivo Guia de Posicionamento Oclusal (GPO)

era passível de ser retirado e recolocado em posição de maneira exata, sempre que necessário. Os gabaritos através da fixação da barra ao modelo, permitiam que os dentes que preenchessem os espaços protéticos, sempre fossem adaptados na mesma posição, desde sua montagem e quando fosse necessário.

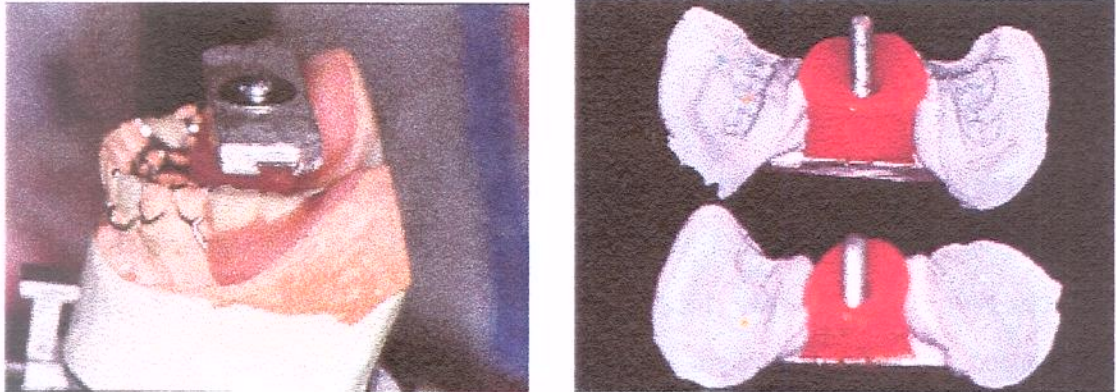


Figura 5 . Guia de posicionamento oclusal – GPO, com a barra transversal em posição (esq.).
Gabaritos de gesso e parafusos de fixação sobre o modelo (dir.).

Construído o GPO procedeu-se à acrilização dos dentes. Após a remoção da cera do modelo, de ambos os lados, a infra-estrutura com a respectiva base foi então reposicionada no modelo. A base, no lado ativo, foi cuidadosamente lubrificada com vaselina sólida, na região preparada para receber o segmento removível contendo os dentes. As superfícies oclusais dos dentes de ambos os lados foram colocadas nas respectivas posições no gabarito de gesso do GPO, presas com cera nº 7 (DCL- Dentária Campineira Ltda) e o mesmo fixado ao modelo. Em seguida, pequenas porções de RAAQ (Duralay Reliance Dental MFG Co.), foram colocadas entre os dentes e as bases para uní-los. Em seguida, a “gengiva” foi completada com RAAQ (Artigos Odontológicos Clássico Ltda), na cor rosa, também em pequenas porções, a fim de reduzir a possibilidade de contração da resina durante a polimerização.

No lado inativo, os dentes ficaram definitivamente unidos à base. No lado ativo, o segmento removível foi destacado, procedendo-se em seguida o acabamento e o polimento de toda a prótese.

3.3. Particularidades na construção dos transdutores de força.

3.3.1. Fundamentos teóricos (*)

Sabe-se que resistência elétrica de um fio varia, quando aumentamos o seu comprimento. O extensômetro mede a deformação de um fio (ou lâmina) através da variação na sua resistência elétrica. A resistência elétrica de um fio é dada pela equação (3.1):

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (3.1)$$

onde A é a área da secção transversal do fio, ρ é a resistividade do material do fio e L o seu comprimento. Um fio fino de um extensômetro de comprimento inicial L e resistência elétrica R quando submetido a uma determinada força de tração sofre uma variação de comprimento e, conseqüentemente, uma variação de resistência elétrica. A deformação linear do fio, devido à aplicação da força de tração, é dada pela equação (3.2). Pode-se demonstrar que a variação da resistência elétrica (ΔR) é diretamente proporcional à variação do comprimento (ΔL) (equação 3.3).

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (3.2.)$$

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \frac{\Delta L}{L} = k \cdot \varepsilon \quad (3.3)$$

onde k é uma constante de proporcionalidade e é chamado de sensibilidade à deformação ("strain sensivity") e depende do metal de que é feito o fio ou lâmina eletricamente sensível do extensômetro. O elemento sensível do extensômetro é arranjado na forma de um reticulado de material resistivo ou em forma de lâmina produzida por foto gravação. As mudanças na resistência elétrica causadas pela deformação de um extensômetro são muito pequenas, ou seja, da ordem de $10^{-3} \Omega$ a $10^{-6} \Omega$ (ohms).

Um circuito em ponte de Wheatstone, simplesmente denominado *ponte*, é usado para medir essas alterações na resistência elétrica. Um circuito em ponte de Wheatstone consiste de 4 resistências elétricas, R_1 , R_2 , R_3 e R_4 , conectadas entre si e dispostas como os lados de um quadrilátero. A tensão de excitação elétrica V da

ponte é aplicada a dois vértices opostos entre si. A tensão resultante entre os outros dois vértices é a tensão de saída e . Demonstra-se que, se os valores das resistências nos ramos da *ponte* satisfazem a condição: $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$ ou $R_1 \times R_3 = R_2 \times R_4$, a tensão elétrica de saída e é igual a zero, independentemente do valor da excitação V . Neste caso, a ponte está balanceada. Supondo-se que as resistências elétricas da *ponte* sejam extensômetros de resistência elétrica conhecida, variações no comprimento dos mesmos, produzidas por exemplo pela aplicação de uma força de tração, produzirão variações nas respectivas resistências. Conseqüentemente, a tensão de saída e sofrerá uma variação Δe , proporcional àquela variação na resistência, antes mencionada, porém dependente da combinação dos valores das resistências nos braços da ponte. Supondo-se que as quatro resistências elétricas da *ponte*, R_1 , R_2 , R_3 e R_4 , sejam extensômetros iguais, com um fator k idêntico e que diferentes deformações sejam aplicadas a eles, a tensão elétrica de saída da *ponte*, e , será dada pela equação (3.4).

$$e = \frac{k}{4} \cdot (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \cdot V \quad (3.4)$$

Observa-se, na equação (3.4), que a tensão de saída, e , varia com a polaridade da deformação detectada pelo extensômetro. Assim, o incremento das saídas, torna-se possível utilizando-se essas características.

Para a medida das forças de mastigação e força máxima de mordida, admitiu-se, como base de raciocínio, que tais esforços podem ser avaliados, se, uma vez aplicados sobre lâminas metálicas flexíveis, forem capazes de deformar extensômetros a elas convenientemente associados, alterando a sua resistência.

3.3.2. Construção do transdutor de força mastigatória

Para a medição das cargas exercidas durante a mastigação dos alimentos, foi projetado um transdutor de força mastigatória com as seguintes características: uma lâmina de aço (Aço inox. 440), ou plataforma, com espessura de 0,56mm, largura de 6,3mm, comprimento ativo igual a 15,5mm e comprimento total igual a 18,5mm. Sob a superfície inferior da plataforma foi colado um extensômetro (CEA- 06-062-UW-

(*) ¹⁰⁹ Strain Gage Instruction Manual. 1st edn. KYOWA Electr. Instr. Co. Ltda. Tokyo. Japan. 1986 .

350-Micro Measurements Division), conectado a fios condutores dos impulsos elétricos “gerados” durante o carregamento; sobre a superfície superior foram fixadas facetas oclusais, réplicas das superfícies oclusais dos dentes posteriores inferiores da PPR, confeccionadas em RAAQ (Duralay - Reliance Dental MFG. Co.), para possibilitar a mastigação dos alimentos selecionados.

A lâmina de aço (plataforma), consistiu-se, no elemento mecânico capaz de sofrer a deformação no momento de aplicação das cargas as quais eram detectadas pelo elemento sensível elétrico - o extensômetro. Portanto, sua posição, teve que ser rigorosamente paralela ao plano oclusal para que também o fosse a do plano do extensômetro. Como consequência, o plano determinado pelas bordas superiores das colunas de sustentação da lâmina teve que ser único e coincidente com o plano da lâmina, para evitar que a mesma sofresse torções indesejáveis para o processo de medição, durante a mastigação.

Para se obter este requisito, foram tomadas as seguintes providências: registro da posição do plano oclusal dos dentes posteriores do lado ativo (LA) e aplanamento das bordas superiores das colunas de apoio da plataforma, de modo a torná-las paralelas ao plano oclusal dos dentes posteriores do lado ativo, previamente estabelecido.

Para o registro do plano oclusal dos dentes artificiais, do lado ativo, a PPR foi posicionada sobre o modelo e, três pontos representativos do plano oclusal, situados o mais distante possível, foram assinalados a tinta sobre a sua superfície.

O modelo, com a PPR sobre ele foi solto do articulador e, em seguida posicionado e fixado sobre a mesa controladora de posição do modelo de um delineador DCL (Dentária Campineira Ltda.).

Solto o parafuso da sua junta universal, a mesa foi então movimentada até que, os três pontos ficassem a uma mesma altura da base do delineador, definida pela posição da extremidade de uma ponta indicadora presa ao mandril da haste vertical do delineador. O parafuso da junta universal foi então apertado. Nesta posição foi possível admitir que o plano oclusal dos dentes no lado ativo definido pelos três pontos estava, paralelo à base do delineador.

O aplanamento das bordas das colunas de sustentação da lâmina do transdutor foi realizado através de desgastes sucessivos com uma pedra em forma de roda, de dióxido de alumínio presa ao mandril de uma peça de mão conectada a uma fresadora manual tipo chicote (Dremel s.232 - Dremel MFG Division). Para que a posição da peça de mão e conseqüentemente a da pedra pudesse manter-se constante durante o desgaste foi idealizado um dispositivo de posicionamento e preensão da peça de mão para mantê-la fixa à haste do delineador e possibilitar o ajuste necessário (Fig.6). Depois de aplanado o "acento" da lâmina, a mesma foi colocada em posição, juntamente com o seu parafuso de fixação rosqueado à uma bucha, a qual, foi, em seguida, fixada à base da prótese com RAAQ (Duralay-Reliance Dental MFG Co.), atrás da coluna posterior de sustentação da lâmina, de



Figura 6. Dispositivo proposto para o nivelamento das colunas de sustentação da plataforma do transdutor de força de mastigação (esq.). Modelo e PPR em posição para a operação de fresagem das bordas das colunas (dir.).

tal forma que um parafuso de 3mm de comprimento e 1mm de diâmetro, uma vez apertado contra a mesma, pudesse mantê-la firmemente na posição desejada,

guiada anteriormente, por um entalhe nela preparado e posteriormente, guiada e fixada pelo parafuso (Fig. 7).

A construção do transdutor de força mastigatória envolveu as seguintes etapas: construção das facetas oclusais dos dentes; colagem das facetas sobre a lâmina de aço; colagem dos extensômetros e soldagem dos fios condutores.

Uma vez fixada a lâmina em posição através do parafuso (Fig.7,esq.), foram isoladas as impressões oclusais do gabarito de gesso do GPO, no lado correspondente ao lado ativo da prótese com isolante para acrílico (Al-cote-Dentsply Ind. Com. Ltda).

Em seguida foram aplicadas sobre as impressões, pequenas porções de resina acrílica quimicamente ativada (Duralay Reliance MFG Co.) de cor branca, na fase plástica com a finalidade de reproduzir a forma da superfície oclusal dos dentes artificiais, comprimindo-as suavemente com os dedos, tomando-se o cuidado de evitar a formação de bolhas. O GPO foi então fixado em posição apertando-se lentamente o parafuso vertical. O acrílico, ainda na fase plástica era assim paulatinamente comprimido contra a lâmina de forma que ao fluir sobre suas bordas,

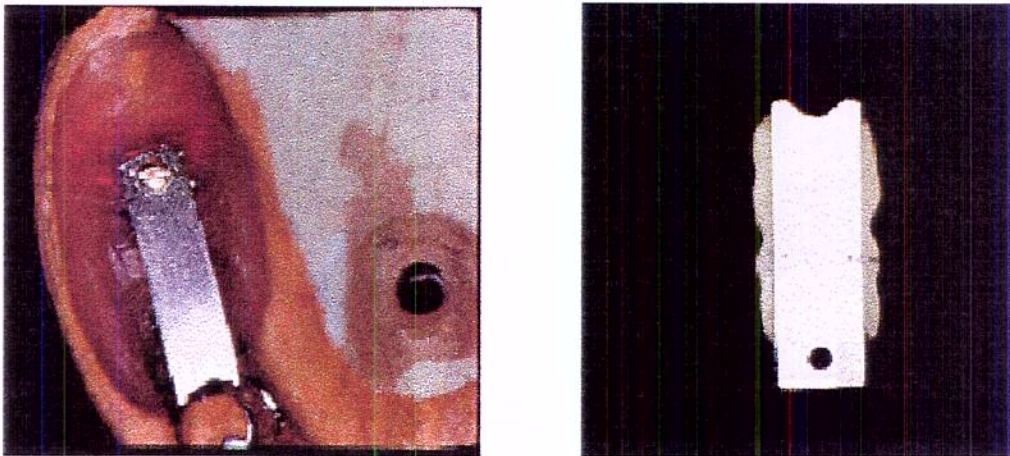


Figura 7. Lâmina do transdutor em posição para a construção das facetas oclusais (esq.)
Face inferior da lâmina com a respectiva faceta oclusal e as marcas de referência (dir.).

o excesso era acomodado com o auxílio de um pincel macio no sentido de envolvê-las, ultrapassando ligeiramente suas arestas inferiores, vestibular e lingualmente.

Após a polimerização do acrílico, o parafuso de fixação do GPO foi desapertado e o GPO, separado do modelo. A lâmina, presa à respectiva faceta oclusal foi removida da base, desapertando-se o seu parafuso de fixação. Os excessos de acrílico foram removidos e aparados, mantendo-se uma pequena faixa (0,8 - 1mm), para vestibular e para lingual, das bordas da lâmina, rente com sua face inferior, em um único plano. Com um ponteiro de aço, um traço foi então gravado, abrangendo a lâmina e as bordas de acrílico, para marcar rigorosamente a posição entre a lâmina e a correspondente faceta oclusal, com o objetivo de reposicionamento da faceta no ato da sua colagem à lâmina (Fig. 7, dir.). Com um movimento horizontal, na direção do seu comprimento, cada faceta foi então separada da respectiva lâmina (Fig. 8 esq.). Em seguida a faceta e a respectiva lâmina foram marcadas com um mesmo número. Assim foi feito para diversos transdutores. Depois de marcadas, as superfícies contactantes de ambas, foram rigorosamente lavadas com acetona pura (Jand Química Ind.Com.Ltda). A superfície oclusal da lâmina, depois de limpa foi jateada

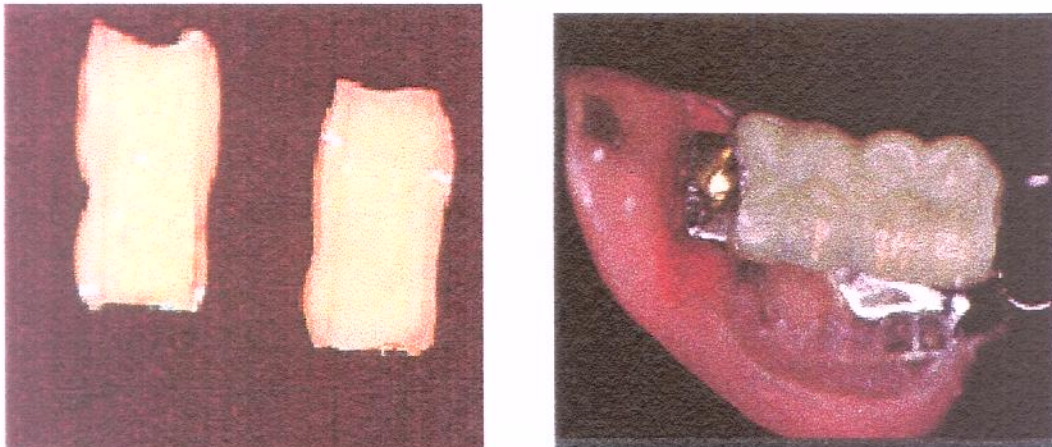


Figura 8. Facetas oclusais depois de serem destacadas das lâminas, com marcas para o reposicionamento (esq.). Lâmina e faceta em posição depois de polidas (dir.)

com dióxido de alumínio em um jateador (Trijato - Labordental). Em seguida foi colada a ela, a faceta de RAAQ correspondente, utilizando-se um adesivo epóxico (Araldite - CIBA Specialty Chemicals Ltd.), e obedecendo-se a posição referida pelos traços. Ambas, lâmina e faceta foram mantidas justapostas, sob compressão, por um período de 24 horas. Após esse período de tempo, foram feitas a remoção

dos excessos, o acabamento e polimento do conjunto lâmina-faceta do transdutor (Fig.8.dir.).

Posteriormente, na superfície inferior de cada uma das lâminas, foi colado um extensômetro do tipo CEA-06-062-UW-350 (Micro measurements Group, Inc.), seguindo-se as instruções do fabricante. A colagem foi feita de modo a se

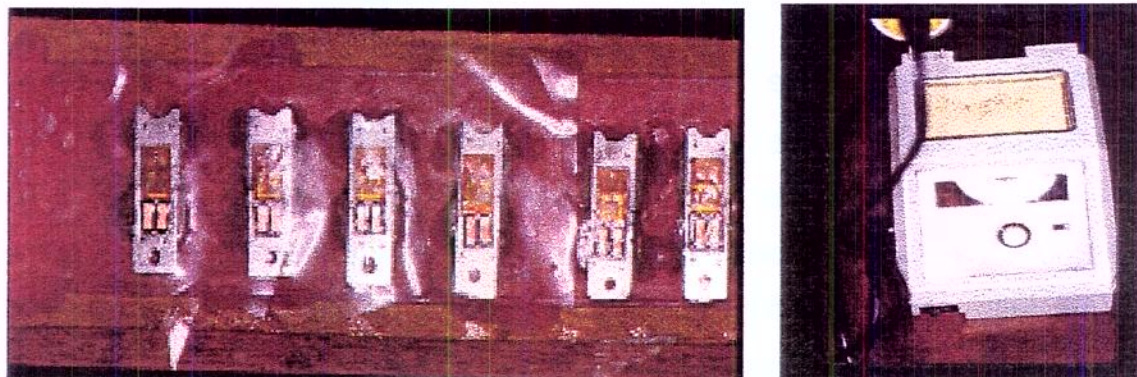


Figura 9. Extensômetros colados às respectivas lâminas nos transdutores de força de mastigação, previamente à operação de soldagem dos fios condutores (esq.). Aparelho com controle de temperatura, usado na soldagem dos condutores aos extensômetros (dir.).

fazer coincidir, simetricamente, o eixo transversal do extensômetro com a linha média vestibulo-lingual da distância entre as colunas de sustentação da lâmina. Dessa maneira foram produzidos vários elementos sensíveis, de maneira a satisfazer as necessidades já apontadas (Fig. 9, esq.).

Utilizando-se de uma estação de solda de temperatura controlada (HIKARI Mod-SL-30) (Fig.9,dir.), dois fios condutores foram soldados aos terminais dos extensômetro (Fig. 10, esq.) para posterior conexão com os aparelhos. Cada um destes extensômetros, quando em uso o transdutor, foi associado a três outros iguais de maneira a formar os ramos de uma ponte de Wheatstone completa. A associação foi feita de modo a obter-se o máximo rendimento possível dos efeitos elétricos das deformações da lâmina sob esforço de mordida (Fig.10, dir. a), em concordância com a equação (3.4).

Esforços mastigatórios aplicados sobre os dentes posteriores do lado ativo, durante a mastigação, ao defletir a lâmina, eram transmitidos ao extensômetro, fazendo variar a sua resistência e produzindo um desbalanceamento potenciométrico da ponte de Wheatstone, o qual era então graficamente registrado.

3.3.3. Transdutor de força máxima de mordida

Para medir a força máxima de mordida foi projetado um transdutor (Tfmr) constituído de duas lâminas de aço (Aço 4340, temperado e revenido), com 2mm de espessura por 8,5mm de largura, separadas a uma distância de 2,8 mm por uma outra de aço inoxidável (lâmina intermediária), todas as três presas entre si por dois parafusos de tal forma que as duas lâminas externas em uma extensão de 38 mm, ficavam em balanço, livres para fletir, sob a ação da força de mordida quando apertadas, uma contra a outra, entre os dentes da paciente. Dois extensômetros ativos (CEA-06-062-UW-350. Micro Measurements Group Inc.) foram colados, um em cada uma das faces externas das lâminas de aço.

Ambos os extensômetros foram devidamente associados a outros dois inativos idênticos a eles e dispostos de maneira a formar os ramos de uma ponte de Wheatstone e se obter o máximo rendimento possível dos efeitos elétricos das deformações das lâminas sob esforço de mordida (Fig.10, dir. b). Um tubo plástico

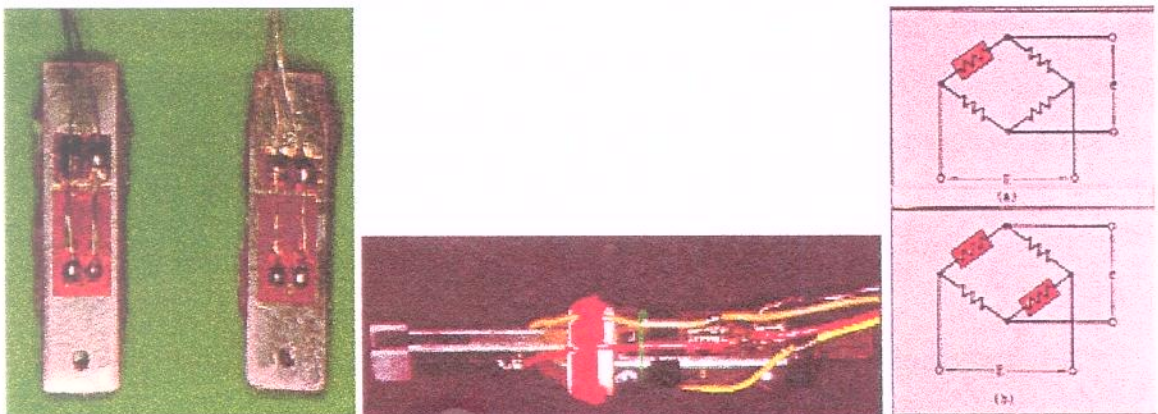


Figura 10. Extensômetros soldados aos fios condutores, no transdutor de forma de mastigação (esq.) e no transdutor de força máxima de mordida (centro). À direita, esquemas de associação entre os "strain gages" no Tfmrst em (a) e no Tfmr em (b).

foi posteriormente adaptado de maneira a envolver as partes não ativas das lâminas, para proteger os contactos e servir como cabo para o manejo do instrumento.

As extremidades das pontas ativas do transdutor foram cobertas por uma “almofada” plástica de 1mm de espessura em uma extensão de 12mm, para proteger os dentes e propiciar maior conforto no ato da aplicação do esforço. (Fig. 10, centro).

No ato das medições, tanto da força mastigatória como da força máxima de mordida, os terminais das associações entre os extensômetros ativos e os inativos (pontes de Wheatstone) foram conectados aos terminais de uma ponte de frequência portadora (Carrier Frequency Bridge-PR, 9307-PHILLIPS), acoplada a um registrador (RB-201, série 9302010-ECB- Equipamentos Científicos do Brasil).

3.3.4. Esquemas de ligação dos extensômetros nos transdutores

As ligações em ponte são feitas, substituindo seus braços pelos extensômetros e os valores da tensão de saída do circuito diferem conforme o valor e a polaridade (tração ou compressão) da deformação detectada pelo extensômetro. Extensômetros, quando sujeitos a deformações a serem medidas são denominados de ativos e aqueles usados apenas para completar a ponte, são denominados de inativos (“dummy gages”).¹⁰⁹

Neste estudo, para ambos os tipos de transdutores idealizados, os quatro ramos da ponte (ligação em ponte completa), foram ocupados por extensômetros idênticos (CEA-06-062-UW-350. Micro Measurements Group, Inc.) e conectados entre si de maneira a se obter o máximo sinal de saída possível (Fig. 10 dir.), com base na equação:

$$e = \frac{k}{4} \cdot (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \cdot V$$

3.4. Instalação da PPR experimental para uso temporário

Houve a necessidade de uso da prótese parcial removível experimental, durante um período de tempo para adaptação ao exercício das funções normais, bem como nos períodos entre os testes para que fossem realizados em condições

de máximo conforto e funcionalidade. Confeccionados os detalhes da PPR, o segmento dental destacável foi fixado em posição por meio de parafusos aplicados

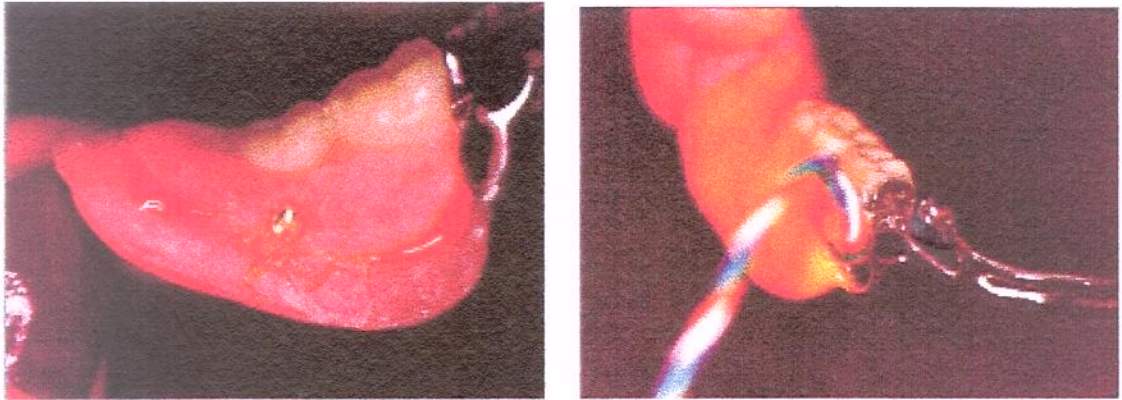


Figura 11. Segmento com dentes artificiais para uso temporário com o vedamento em silicone (esq.). PPR com o transdutor de força de mastigação preparado para o experimento (dir.).

respectivamente na face vestibular e lingual da base acrílica, previamente preparada para tal finalidade. A prova foi então feita e realizados os ajustes basal e oclusal. Também, nesta sessão, após imersão em uma solução desinfetante com Cidex 28 (Johnson & Johnson Prod. Profissionais Ltda) por 30 minutos foram fixados em posição e igualmente ajustados um por um, todos os transdutores confeccionados (1 para teste e 3 sobressalentes, para cada paciente).

Depois de feita a limpeza do segmento dental destacável da PPR e do seu alojamento, foi aplicada sobre sua superfície de contacto com a base, uma película de silicone de condensação (Oranwash - Zhermack Sp.A) e, imediatamente, o mesmo foi levado em posição e fixado por meio de dois parafusos um na face vestibular e outro na face lingual da base acrílica da prótese (Fig.11,esq.). Os excessos de silicone foram removidos e as cabeças dos parafusos foram recobertas com RAAQ (Artigos Odontológicos Clássico Ltda).

Após realizados o acabamento e o polimento a prótese foi instalada na boca e recomendações foram então feitas às pacientes quanto aos cuidados de manutenção, higiene e a necessidade de retornos (no mínimo semanais), para controle, reparos eventuais ou ajustes. Foi recomendado à cada uma das pacientes

que mastigasse, com ambos os lados, os alimentos a serem testados, na forma de unidades de dimensões aproximadas às previamente estabelecidas.

Os testes de força máxima de mordida, e a 1^a e 2^a sessões de testes de força de mastigação, foram realizados depois de 4, 6 e 9 semanas da instalação da PPR, respectivamente.

3.5. Experimentos

3.5.1. Procedimentos preparatórios para a experimentação

No ato da sua recepção, terminado o período de uso funcional para adaptação, era solicitado à paciente que se sentasse comodamente na cadeira e procurasse relaxar durante 10 minutos. Enquanto isso, era feita uma explanação geral sobre os aspectos fundamentais do experimento, tais como: posicionamento do alimento na boca, número e tipo de unidades a serem mastigadas, início e término de cada seqüência e intervalos de descanso.

Em seguida a essa fase inicial, a posição da cadeira era ajustada de tal maneira que o plano oclusal dos dentes ficasse aproximadamente paralelo ao solo e, o dorso e o pescoço da paciente ficassem em linha reta, na medida do máximo conforto possível. Um exame da PPR era então realizado e também eram solicitadas informações sobre seu desempenho. As queixas quanto à adaptação, eficiência e comodidade no ato da mastigação eram registradas.

A PPR era então removida da boca, devidamente lavada e eventuais correções eram então realizadas. O segmento dental destacável, no lado experimental era então removido e o alojamento para o transdutor de carga era rigorosamente escovado e lavado. O transdutor após permanecer 30 minutos em solução antisséptica, Cidex, era então devidamente fixado em posição. O espaço vazio, entre a face inferior da lâmina do transdutor e as paredes circundantes do seu alojamento era preenchido, neste momento, com silicona Oranwash, de modo a envolver os fios condutores, para dificultar a sua movimentação e infiltração de saliva e resíduos alimentares. Com o auxílio dos dedos lubrificados com vaselina, a silicona era então acomodada de maneira a reproduzir, aproximadamente, o contorno da “gengiva” normal, para propiciar o máximo de conforto para a paciente,

durante o teste (Fig.11 dir.) A PPR era testada na boca novamente e pequenos ajustes, se eventualmente necessários, eram finalmente realizados.

Para se evitar que fatores de ordem psicológica pudessem interferir nos resultados, considerou-se importante que a paciente não visse os registros. Para tanto decidiu-se pela colocação dos aparelhos de medição e registro em uma posição atrás da cadeira (Fig.12 dir.).

Os cabos provenientes do transdutor eram conectados à ponte de frequência portadora e esta ao registrador. Os ajustes numéricos da ponte portadora eram feitos de maneira a estabelecer o equilíbrio do potencial elétrico do sistema. Uma unidade do alimento era mastigada pela paciente afim de se proceder aos ajustes da sensibilidade e da tensão, mais convenientes para os registros.

3.5.2. Experimento propriamente dito - considerações gerais

Os experimentos consistiram, basicamente, em se efetuar as alterações programadas na PPR (variando o seu desenho, portanto) sucessivamente e em se registrar os efeitos elétricos das forças sobre os transdutores, nas condições decorrentes daquelas modificações. As modificações propositadamente produzidas na PPR consistiram em: 1) modificações no conector maior; e 2) modificações na extensão da sela.

As modificações propostas para o conector maior consistiram no aumento gradativo da flexibilidade do seu extremo distal, por aumento do seu comprimento, através do seccionamento gradual dos elementos de união entre o segmento inferior e o superior do conector. As modificações propostas para a sela foram as reduções, em um lado e no outro, da área de sua superfície basal.

A cada condição da PPR decorrente dessas alterações foi dada uma denominação, composta de uma letra maiúscula seguida de um índice. Para as condições do conector maior usou-se a letra B (barra) acompanhada de um índice numérico (0,1,2,...), indicando a ordem da referida modificação. Para as condições da sela, usou-se a letra S (sela) seguida de um índice \bar{i} ou \bar{r} indicativo das condições intacta (\bar{i}) ou reduzida (\bar{r}). É necessário lembrar que os experimentos envolvendo-a

extensão da sela foram feitos na condição de maior flexibilidade das barras (B_3 para a paciente Z e B_5 para a paciente L). O quadro 3.1 esclarece a convenção adotada.

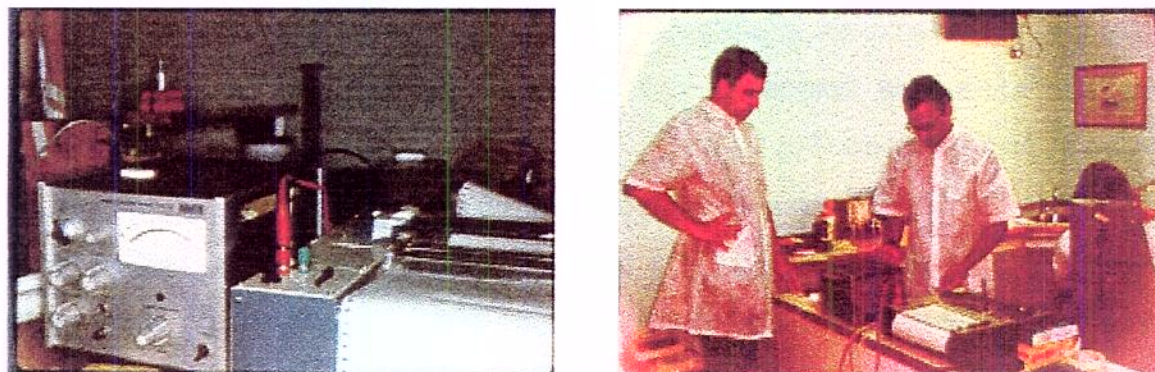


Figura 12. Ponte e registrador utilizados para a obtenção dos registros (esq.). O monitoramento dos aparelhos sendo feito atrás da paciente (dir.).

As modificações no conector maior (cortes sucessivos nas uniões entre os segmentos superior e inferior) e as reduções na sela eram feitas durante os experimentos, usando-se convenientemente, discos de óxido de alumínio (Faskuttm 8-Dentsply/York Division), discos de lixa Ruwa (How Medical International Ltda. DFL), brocas Maxi Cut. Para o polimento da prótese usou-se borracha abrasiva pedra pomes e branco de Hespanha (Odonto Com. e Imp. Ltda.).

3.5.3. Experimentos sobre forças de mastigação

Os alimentos usados nos testes foram a carne e cenoura, recém- adquiridos e preparados no dia anterior à realização dos testes. Os testes consistiram na mastigação de unidades de cenoura crua com dimensões aproximadamente iguais a 10mm x 10mm x 15mm, e de carne frita, na forma de bifes, cortados em unidades de dimensões aproximadamente iguais 15mm x 10mm x 5mm.

A mastigação dos alimentos foi feita unilateralmente, e avaliada apenas no lado experimental, ou seja aquele onde foi inserido o transdutor de força de mastigação ou lado ativo (LA). Previamente ao início de cada sessão de experimentos, as próteses totais superiores das pacientes eram removidas, lavadas e, sobre a superfície de sua base era então aplicada uma camada de fixador para dentaduras (Denture adhesive cream-.Fay's Quality.Liverpool. NY).

Para regulagem e ajuste dos aparelhos foram feitos testes preliminares tanto para a força de mastigação como para a força máxima de mordida. Em seguida eram dadas às pacientes as orientações necessárias (lado, disposição do alimento, início, fim, pausas). Depois, os testes eram iniciados, oferecendo-se uma após a outra, cada uma das unidades do alimento, para ser mastigado.

Quadro 3.1. Convenção adotada para a nomenclatura das condições experimentais da PPR

Nomenclatura da condição experimental da PPR	
Notação	Condição da Barra/ Sela
B ₀	Conector maior – condição inicial
B ₁	Conector maior – 1 ^a modificação
B ₂	Conector maior – 2 ^a modificação
B ₃	Conector maior – 3 ^a modificação
B ₄	Conector maior – 4 ^a modificação
B ₅	Conector maior – 5 ^a modificação
B ₃ S _i	Conector maior - 3 ^a modificação c/ sela intacta
B ₃ S _r	Conector maior - 3 ^a modificação c/ sela reduzida
B ₅ S _i	Conector maior - 5 ^a modificação c/ sela intacta
B ₅ S _r	Conector maior - 5 ^a modificação c/ sela reduzida

Ao iniciar cada seqüência mastigatória (mastigação de uma unidade até a deglutição) solicitava-se à paciente que posicionasse o alimento sobre a superfície oclusal dos dentes artificiais do extremo livre da PPR de maneira que o longo eixo de cada unidade do alimento ficasse disposto antero-posteriormente em relação a ela. Após constatada essa condição, mediante um sinal previamente convencionado era iniciada a mastigação de cada unidade do alimento. Dez segundos após a deglutição, nova unidade era posicionada iniciando-se assim, uma nova seqüência mastigatória. Na maioria das vezes o número de seqüências foi em torno de 3 para cada alimento. Após 3 seqüências (1série) com determinado alimento, era feito um bochecho com água para a limpeza dos resíduos do alimento, e, em seguida mudava-se o alimento e uma nova seqüência era iniciada. Para cada condição da PPR (barra ou sela), foram feitas, na maioria das vezes, 3 seqüências mastigatórias,

com cada tipo de alimento. Depois de cada modificação no desenho nova série (3 ou mais seqüências para cada alimento) era iniciada, alternando-se os alimentos.

Os registros gráficos das variações de tensão elétrica decorrentes da aplicação dos esforços foram feitos concomitantemente com a mastigação. Diante de qualquer suspeita de equívocos ou falhas, repetia-se a seqüência e um novo registro era feito.

Os testes de mastigação foram feitos em duas sessões para cada uma das pacientes, em ocasiões distintas separadas entre si por um período de 3 semanas. Após a sessão final de testes, a PPR era retirada (Fig. 13 esq.) para a calibração do transdutor.

3.5.4. Experimentos sobre Força máxima de mordida

Os testes de força máxima de mordida foram feitos em uma única sessão, especialmente marcada para esta finalidade. Os testes visaram a avaliar a força máxima de mordida voluntária das pacientes utilizando-se do transdutor projetado para esta finalidade- transdutor de força máxima de mordida (Fig.13 dir.). O objetivo foi o de avaliar a força máxima de mordida unilateralmente aplicada sobre a porção média da superfície oclusal dos dentes artificiais do extremo livre da PPR em um e depois no outro lado da arcada inferior, separadamente.

A paciente era posicionada na cadeira, confortavelmente de maneira que o plano oclusal dos dentes ficasse ligeiramente paralelo ao solo (Fig.14) . Em seguida era feita uma explanação a respeito das características e dos objetivos dos testes. Os cabos condutores dos impulsos elétricos provenientes do transdutor de força de mordida eram conectados aos aparelhos de medição.

Feitos os testes preliminares para ajuste da tensão de entrada, da sensibilidade e regulação da velocidade do papel da registradora, o transdutor de força máxima de mordida (Tfmrdr), após imersão por 30 minutos em uma solução antisséptica (Cidex), era, então envolto por um dedo de luva de borracha esterilizada (Safeskin Corp.) e posicionado na boca, de maneira que as duas extremidades de sua ponta ativa ficassem entre os dentes superiores e inferiores, no ato da aplicação da força. Nesta posição, o centro da almofada protetora, na extremidade das lâminas

do transdutor, coincidia com uma marca previamente feita no centro da superfície oclusal dos dentes posteriores artificiais da PPR e o longo eixo do cabo permanecia

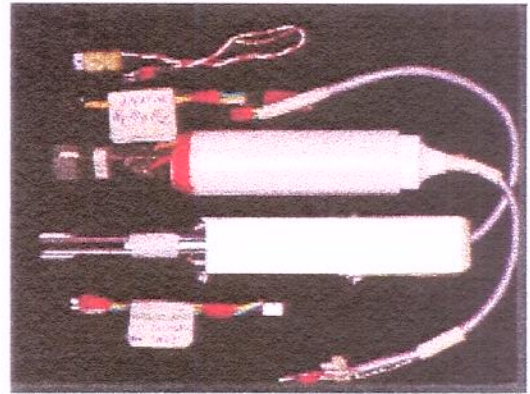


Figura 13. Transdutor de força de mastigação instalado na PPR, com o conector já modificado. (esq.). Transdutores de força máxima de mordida, de mastigação e acessórios. (dir.).



Figura 14. Transdutor de força de mastigação (esq.) e de força máxima de mordida (dir.), em posição durante a tomada dos registros.

paralelo à superfície oclusal e perpendicular à superfície vestibular dos dentes artificiais posteriores inferiores. Nesta situação, obviamente, os arcos superiores e inferiores ficavam separados entre si por uma distância de aproximadamente 9mm. Enquanto um operador segurava o instrumento pelo cabo, levemente, de maneira a sustentar-lhe apenas o peso, era solicitado à paciente que mordesse a extremidade do transdutor com a máxima força possível, um número de vezes no qual ela julgasse capaz de exercer a máxima força de mordida (Fig. 14 dir.). Este número variou em torno de 10 vezes, em média, para ambas as pacientes. Depois de cada

seqüência, a paciente descansava por aproximadamente 20 segundos. Em seguida, o teste era repetido no lado oposto. Desta maneira foram feitos testes de um lado e de outro dos arcos dentais, separada e alternadamente.

Os registros foram feitos concomitantemente com as seqüências de aplicação das forças de mordida. Depois de realizada cada uma das seqüências de mordida para ambos os lados, a PPR era retirada. Solicitava-se à paciente que descansasse durante o tempo necessário para que fossem feitas as modificações previstas na PPR (aproximadamente 5 minutos, em média).

Depois de cada sessão (força de mastigação ou força máxima de mordida) a PPR era restaurada, procedendo-se a religação dos pontos seccionados dos conectores por meio de solda apropriada para liga de cromo cobalto (Vera PD - Aalba Dent Inc) e a reconformação da base acrílica da sela. Em seguida era feito o acabamento e polimento da PPR e a sua reinstalação na boca para prosseguimento do uso normal, até a próxima sessão de testes.

3.6. Esquema de conexão entre os aparelhos de medição e os transdutores

Imediatamente antes do início de cada sessão de testes de força de mastigação ou de mordida, os cabos emergentes dos transdutores eram conectados através de tomadas, aos terminais de uma ponte de frequência portadora (Carrier Frequency Bridge PR-9307- PHILLIPS) ligada à tomada. Os cabos de saída do aparelho, eram conectados à um registrador (RB-201, série 9302010-ECB Equipamentos Científicos do Brasil), de acordo com o esquema exposto na figura 15

Em seguida, eram feitos na ponte os ajustes adequados na tensão elétrica V ,



Figura 15. Esquema de conexão entre os componentes elétricos do sistema de medição de forças de mastigação e máxima de mordida.

de alimentação (1V a 5V), na sensibilidade (1mV a 5mV) e finalmente o balanceamento potenciométrico do circuito ($e=0$). No registrador, esses valores eram devidamente combinados com os valores de fundo de escala (100 mV, e 2000 mV),

de tal forma a se obter registros gráficos compatíveis com a máxima clareza possível na leitura, facilidade de medição e menor interferência elétrica externa. Foram utilizadas velocidades do papel do registrador, de 10 e de 20 cm/min, para a maioria dos registros.

3.7. Registros

Após a realização de cada um dos registros, eram feitas, sobre a folha, todas as anotações necessárias para caracterizar as diferentes variáveis envolvidas nos eventos experimentais tais como: data, nome da paciente, nome do evento (força de mastigação-fmst ou força de mordida-fmrd), lado, tipo de modificação da PPR, tensão de entrada, sensibilidade do aparelho, fundo de escala e velocidade do papel do registrador.

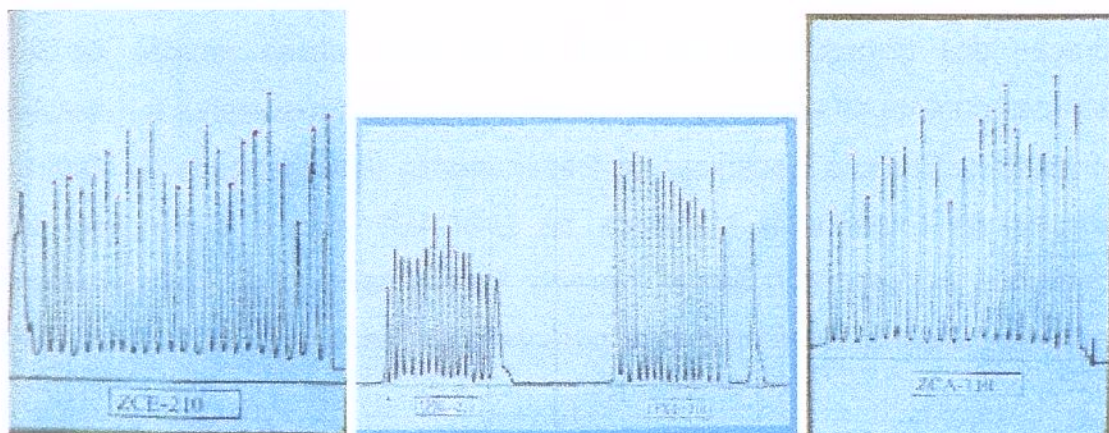


Figura 16. Registros obtidos durante a mastigação de cenoura (esq.), de carne (dir) e aplicação da força máxima de mordida em um e outro lado (centro) ,

A estratégia básica usada para o tratamento dos dados dos registros gráficos consistiu em se calcular os valores das forças correspondentes a cada um dos “picos” dos registros das tensões de saída resultantes das mordidas aplicadas sobre o alimento, durante a mastigação, ou sobre o transdutor de força máxima de mordida voluntária (Fig.16).

Para isto, com base no valor do fundo de escala adotado para os registros

(100mV e 2000mV), foram calculados os valores da tensão de saída (e) em mV, correspondentes as quotas dos registros das mordidas. Os valores foram anotados em uma coluna de uma planilha para serem utilizados, posteriormente no cálculo dos valores das cargas correspondentes a eles. Os valores destas cargas foram calculados aplicando-se a cada um deles a equação da reta obtida por regressão linear da “curva” de calibração dos transdutores (Gráficos 1, 2, 3, e 4). Os valores obtidos foram dispostos em outra coluna, da mesma planilha.

3.8. Procedimento para a calibração dos transdutores

O processo de calibração dos transdutores consistiu, basicamente, em se determinar a relação existente entre valores de cargas conhecidas, aplicadas sobre eles em laboratório e as tensões elétricas resultantes. Uma vez estabelecida esta relação, foi possível conhecer o valor das forças medidas na boca durante a mastigação e a mordida máxima, *equivalentes* àquelas exercidas durante a calibração dos transdutores, mediante a aplicação dessa relação às tensões registradas durante os experimentos. A calibração dos transdutores foi realizada no Laboratório de Ensaios Mecânicos do Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP sob a supervisão de seu coordenador, professor Dr. Itamar Ferreira. Para a calibração dos transdutores foi usada uma máquina servo-hidráulica para ensaios mecânicos (MTS -mod. Teststar II).

3.8.1. Calibração dos transdutores de força de mastigação

Após a realização dos testes clínicos, a prótese era retirada da boca e lavada. Em seguida era removido o transdutor e em seu lugar colocado o segmento dental destacável. A PPR era instalada novamente na boca. Mediante a tomada de uma moldagem com hidrocolóide irreversível (Jeltrate- Dentsply Ind. Com. Ltda), a prótese era removida da boca, inclusa no material de moldagem. Depois de lavado e seco o molde, era vazado o gesso pedra (Herodent-Vigodent) sobre o conjunto prótese-molde. Após a presa do gesso, o modelo junto com a prótese experimental era retirado do molde e recortado.

Para posicionar o modelo de maneira que as forças pudessem ser aplicadas perpendicularmente ao seu plano oclusal de acordo com a metodologia estabelecida, foi necessário construir um dispositivo que permitisse regular convenientemente a posição do plano oclusal, relativamente à ponta aplicadora de forças da máquina servo-hidráulica, e mantê-la estável e constante durante a calibração. Para essa finalidade foi construída uma mesa de aço inoxidável apoiada sobre 4 parafusos de tal forma que colocando-se o modelo sobre ela, o plano oclusal da prótese podia ser convenientemente posicionado pela regulação dos parafusos. A posição desejada era mantida fixa e constante mediante o aperto de quatro porcas rosqueadas nos respectivos parafusos. Uma camada de massa plástica (Car-Plast-Ind. Bras. de Massas Plásticas Ltda) de aproximadamente 2,5cm de espessura foi previamente aplicada em toda a superfície da mesa e firmemente retida a ela por meio de parafusos. No centro dessa camada foi deixada uma depressão com contorno facetado em forma hexagonal, com dimensões aproximadamente iguais às do modelo e paredes externas expulsivas entre si. Simetricamente posicionada no centro da mesa, serviu de receptáculo para o gesso a fim de prender o modelo. O modelo era fixado à mesa com gesso pedra aplicado dentro dessa depressão após sua prévia lubrificação com vaselina sólida (Indafarma-Ind. e Com. de Prod. Quim. Ltda) para possibilitar a sua posterior remoção e a substituição do modelo de uma paciente pelo da outra. Para garantia da resistência e rigidez do conjunto, o gesso era acomodado ao redor do modelo, ultrapassando os seus limites em aproximadamente 2 centímetros. Antes da calibração, o segmento destacável dos dentes artificiais era retirado e após limpa e seca a prótese, o transdutor de força de mastigação era fixado em posição. A mesa com o modelo preso a ela era colocada sobre a plataforma da máquina de testes. A posição do plano oclusal era então regulada mediante o manejo conveniente dos parafusos, de maneira que o plano oclusal dos dentes do lado ativo ficasse perpendicularmente posicionado em relação ao longo eixo da ponta aplicadora de cargas (Fig. 17) Esta posição, era firmemente mantida pelo aperto subsequente das porcas dos parafusos de sustentação da mesa .

Para a aplicação das cargas na calibração dos transdutores de força foram usados dispositivos aplicadores presos por meio de parafuso a um adaptador construído especialmente para ajustar-se ao mandril da haste vertical da máquina MTS. No caso da calibração dos transdutores de mastigação esses aplicadores tinham a forma de uma ponta cônica (Fig.17, esq.). No caso dos transdutores de força máxima de mordida, tinham a forma da superfície dos dentes antagonistas aos dentes inferiores do lado ativo (Fig. 17.dir.). Em ambas as situações eram fabricados em metal.

Uma vez determinada e rigorosamente fixada a posição do plano oclusal do transdutor de força de mastigação, os cabos condutores, dele emergentes, eram conectados aos aparelhos (ponte e registrador). Em seguida, a mesa era movimentada sobre a plataforma da máquina de ensaios de forma a coincidir a ponta aplicadora de força com um ponto marcado sobre o centro da superfície oclusal do transdutor de mastigação, na linha média da distância entre as colunas de sustentação da lâmina de aço (Fig. 17. esq.). Os valores da tensão, sensibilidade, fundo de escala e velocidade do papel do registrador eram então regulados de tal forma que ficassem idênticos aqueles utilizados na fase clínica do experimento. Após a realização de alguns testes preliminares era feito o balanceamento da ponte ($e = 0$) e iniciada, então a aplicação controlada de forças, para calibração do transdutor. Foram aplicadas cargas cujas intensidades eram progressivamente aumentadas dentro de um intervalo de variação capaz de produzir tensões elétricas de saída e (em mV) semelhantes aquelas produzidas no ato de mastigação durante os testes clínicos.

O registro era feito, então, simultaneamente, para cada carga e durante o tempo em que era aplicada. Como resultado, vários patamares foram gravados, correspondendo, cada um, à variação em mV no potencial de saída, decorrente da aplicação da força correspondente sobre o transdutor. Sobre a folha de registros eram anotados o nome da paciente, os valores da tensão de entrada, sensibilidade, fundo de escala, o tipo e as características do transdutor e a configuração (condição do desenho) da PPR experimental.

3.8.2. Calibração do transdutor de força máxima de mordida

Os procedimentos foram semelhantes aqueles usados para a calibração dos transdutores de força de mastigação. Estabelecida a posição do plano oclusal, a ponta aplicadora cônica foi substituída por uma outra cujo formato era uma réplica, em metal, da superfície oclusal dos dentes antagonistas da paciente.

O transdutor de força de mordida foi posicionado sobre a superfície oclusal do modelo, no lado ativo, de tal forma que o centro da almofada de plástico na extremidade ativa do transdutor deveria coincidir com o centro da superfície oclusal, previamente assinalado sobre ela. O cabo do dispositivo era segurado por um operador e mantido em uma posição tal que o seu longo eixo permanecia paralelo à superfície oclusal da PPR e perpendicular à superfície vestibular dos dentes inferiores superiores (Fig. 17 dir.) Os valores da tensão, sensibilidade fundo de escala e velocidade do papel, nos aparelhos eram ajustados da mesma maneira que

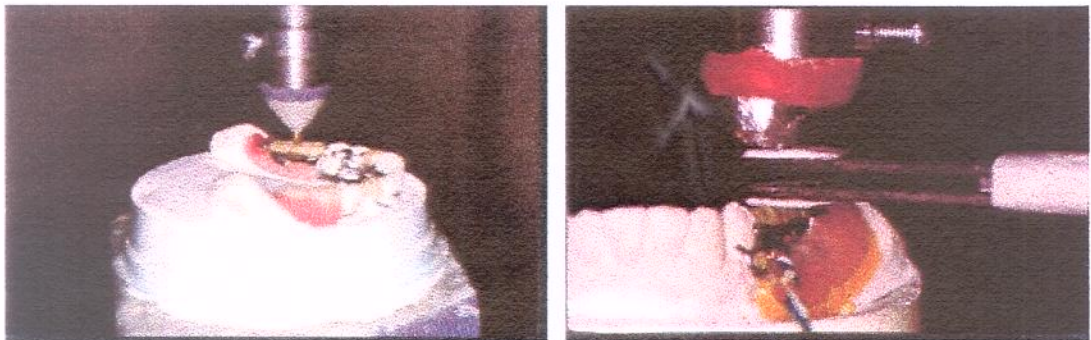


Figura 17. Modelo com a PPR sobre a mesa posicionadora preparado para a calibração do Tfmst (esq) e do Tfmrd (dir.). Pontas aplicadoras de cargas usadas na calibração (esq. e dir.)

para a calibração dos transdutores de força mastigatória. O intervalo dos valores da intensidade das forças máximas de mordida foi estabelecido usando-se o mesmo critério, feita a ressalva de que as forças máximas de mordida produziram variações muito maiores na tensão de saída. Juntamente com a aplicação de forças, gradativamente aumentadas, eram registradas na folha os patamares dos diferenciais de tensão correspondentes. Depois de feitos os registros, as anotações

pertinentes (data, nome da paciente, transdutor, parâmetros dos instrumentos de medida), eram feitas ao lado, nas respectivas folhas.

3.8.3. Curvas de calibração dos transdutores

Em ambos os casos, força de mastigação e máxima de mordida adotou-se a mesma metodologia para a obtenção das curvas de calibração dos transdutores. As quotas dos patamares do registro gráfico das cargas aplicadas na calibração dos transdutores foram medidas e os diferenciais de tensão em mV correspondentes, foram então calculados.

Os valores dos diferenciais de tensão e os das cargas correspondentes foram dispostos em colunas de uma mesma planilha. Utilizando-se do aplicativo GRAPHER (Grapher Version 1,28. 2D – Graphing System; Golden Software Inc.), foi possível obter a curva representativa das relações entre aqueles valores e, por regressão linear, a equação da reta ou *curva de calibração* do respectivo transdutor. A curva de calibração foi assim obtida para os transdutores de força de mastigação (Gráficos 1 e 2) e para os transdutores de força máxima de mordida (Gráfico 3)

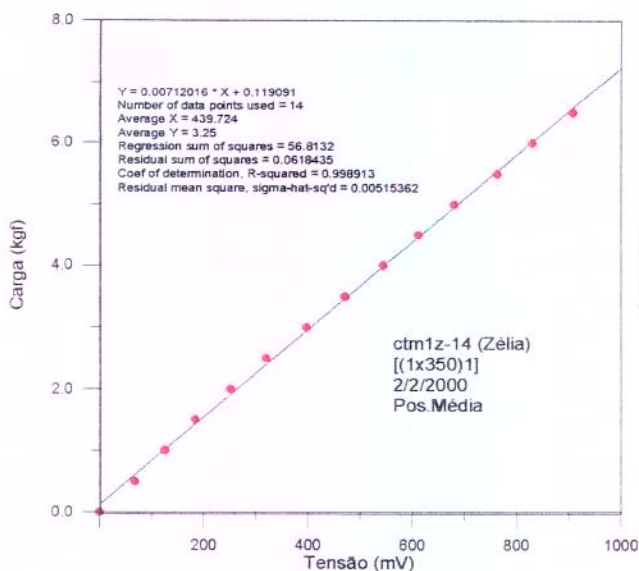


Gráfico 1

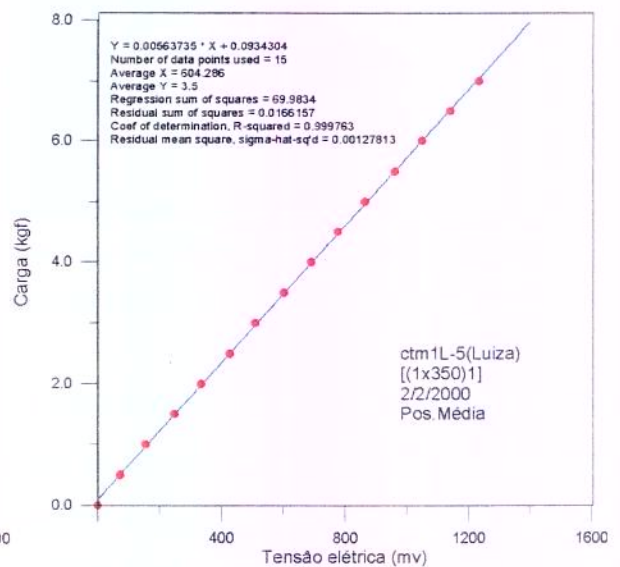


Gráfico 2

Curvas de calibração dos transdutores de força de mastigação da paciente "Z" (gráfico 1) e da paciente "L" (gráfico 2)

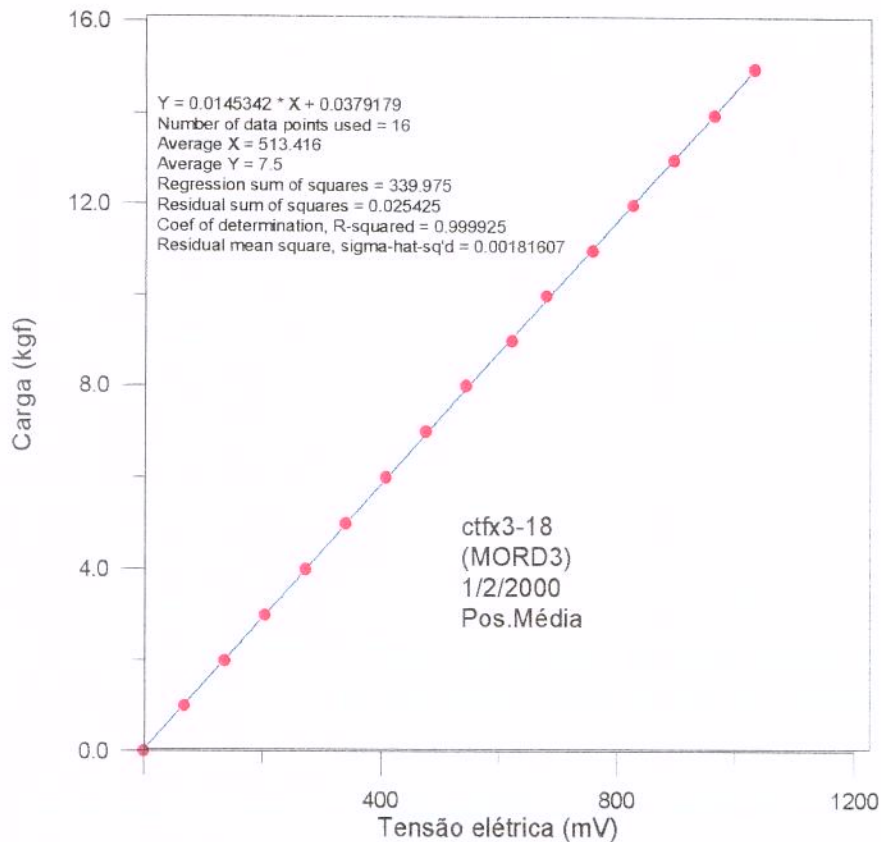


Gráfico 3

Curva de calibração do transdutor de força máxima de mordida (gráfico 3).

3.9. Tratamento dos dados dos registros experimentais e obtenção das forças equivalentes

Utilizando-se do aplicativo Grapher as equações obtidas por regressão linear da curva de calibração, foram aplicadas a todos os valores (e) registrados durante os experimentos. Dessa forma foram calculados os valores das forças equivalentes, correspondentes a cada mordida nos testes de mastigação ou de força máxima de mordida. Em seguida, foram obtidos os valores das forças médias, máximas, e mínimas medidas durante as seqüências, bem como os desvios padrão. Os gráficos 4 e 5 mostram a disposição dos pontos correspondentes aos valores das forças equivalentes aplicadas durante uma seqüência, na mastigação de carne e de cenoura.

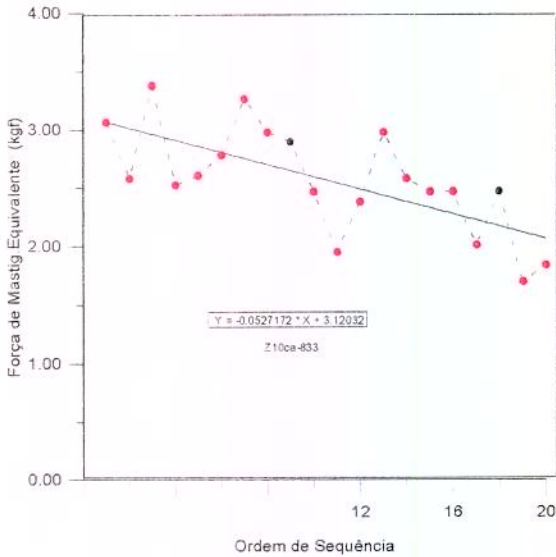


Gráfico 4

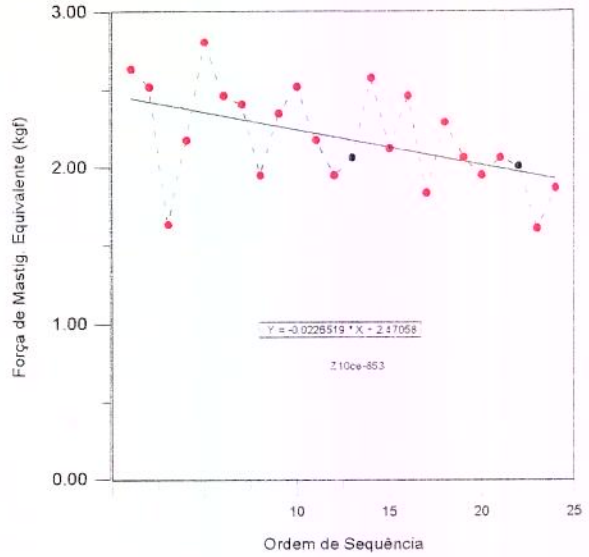


Gráfico 5

Plotagem dos registros das forças equivalentes medidas durante uma sequência, na mastigação de carne (gráfico 4) e de cenoura (gráfico 5) por uma das pacientes.

3.10. Experimentos com modificações no desenho das selas.

Foram feitas experiências no sentido de se verificar a possível variação da força de mastigação ou da força máxima de mordida sobre a sela em função da área da sua superfície basal. Após realizadas as últimas modificações nas barras (condição B₃, na paciente "Z" e B₅, na paciente "L"), foram feitos desgastes nos contornos das selas com a finalidade de reduzir as respectivas superfícies basais. Depois de feitos o acabamento e o polimento daquelas superfícies, foram realizados os testes de mastigação e de força de mordida da forma já explicada.

Os testes de mastigação não foram realizados no lado inativo da PPR pelo motivo óbvio da ausência do transdutor. Mas os experimentos relacionando força máxima de mordida e desenho (área) da sela foram feitos também neste lado. Depois de cada sessão de teste, eram feitos os reparos necessários na PPR experimental. A forma original da sela era reconstruída, reposicionando-se a PPR sobre o modelo original e procedendo-se a aplicação cuidadosa de RAAQ sobre a base desgastada, respeitando-se os limites da área chapeável, previamente demarcados nos modelos funcionais. Depois, eram feitos o acabamento e o polimento das selas.

Os experimentos clínicos envolvendo alterações nas selas foram feitos nas mesmas sessões dos experimentos com o conector maior. Os registros foram obtidos e tratados igualmente.

3.10.1. Medidas das áreas da superfície basal das selas

Para relacionar esforços (f_{mrd} e f_{mst}) com a área da superfície basal das próteses, tornou-se necessário dimensionar sua área, antes e depois de efetuados os desgastes para reduzi-las. Pelo fato de ser irregular o “relevo” das bases da sela em contacto com a mucosa, o cálculo das áreas dessas superfícies tornou-se difícil pelos meios usuais de cálculo disponíveis.

Para fazer face a esta dificuldade foi sugerido um método de medição das áreas baseado no seguinte princípio: duas lâminas de mesmo material e mesma espessura, têm os seus pesos diretamente proporcionais à área de suas superfícies, se o material de que são feitas for homogêneo e se for uniforme a sua espessura. Considerou-se que, se uma das lâminas tiver forma regular e a outra for a “cópia” da superfície do rebordo, é possível calcular a área aproximada da segunda, relacionando o peso de ambas com a área da primeira analiticamente calculada.

Para esta finalidade foram feitos moldes das superfícies basais da PPR, em silicona de condensação (Oranwash), antes e depois de realizados os desgastes para reduzi-las. A partir destes moldes, foram obtidos modelos em gesso pedra (Soli-Rock Herodent-Vigodent), para reproduzir a forma das referidas superfícies. Com a finalidade de copiar a forma dessas superfícies, lâminas de chumbo de Rx periapicais de 31mm X 41mm (KODAK) foram adaptadas sobre a superfície “basal” desses modelos pressionando-as suavemente com auxílio de uma borracha e de um bastão de madeira macia, para que adquirissem a sua forma, o mais aproximado possível. Os excessos foram aparados, recortando-as, com tesoura de ponta curva nos limites da área chapeável. Tais limites foram previamente delineados com lápis e o traço protegido pela aplicação de uma fina camada de cola de ciano-acrilato de metila (Super-Bonder, Loctite Brasil Ltda) sobre eles. Com base no princípio anunciado acima, as áreas de cada uma das superfícies basais das selas pôde ser aproximadamente calculada, antes e depois de reduzidas. As forças de mastigação

e força máxima foram relacionadas com as respectivas áreas antes e depois de reduzidas pelo desgaste e os dados foram dispostos em tabelas e analisados estatisticamente.

3.11. Critério para a análise e interpretação dos dados dos registros e cálculo das forças de mastigação e força máxima de mordida

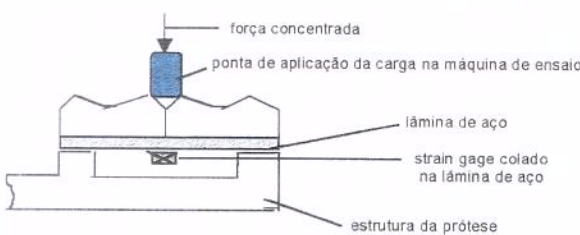
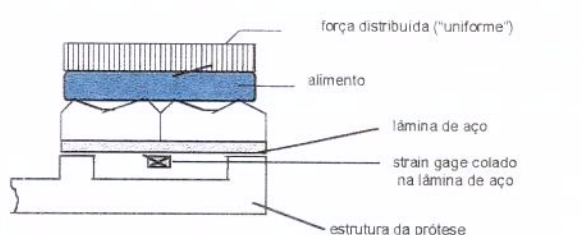
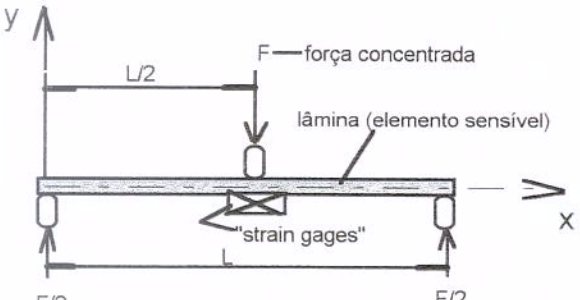
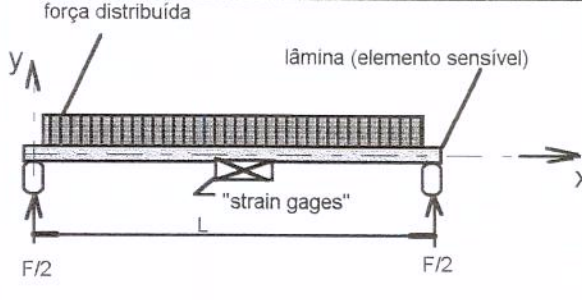
O processo de medição da força de mastigação e da força máxima de mordida consistiu, basicamente, em se comparar os registros dessas cargas (forças) realizados durante os testes clínicos com os registros realizados durante a calibração dos transdutores na máquina servo-hidráulica (MTS Mod. 812).

Contudo, as condições em que foram aplicadas as forças de mastigação sobre os transdutores, durante os testes clínicos foram diferentes daquela dos testes de laboratório.

Presume-se que, durante o fenômeno da mastigação, as forças aplicadas sobre os alimentos e, portanto, sobre o transdutor, foram forças *distribuídas* sobre a extensão dentada, ou em condições próximas a essa, uma vez que a língua, depois de cada ciclo reposiciona o alimento por sobre os dentes para que se efetive um novo ciclo e assim sucessivamente, até a sua deglutição. No caso da calibração dos transdutores de força de mastigação, em laboratório, as forças foram aplicadas de maneira *concentrada*, pontualmente, no centro da superfície oclusal do mesmo. Daí decorre que, para dois registros gráficos de mesmo valor, mas obtidos cada um em uma das condições referidas acima, não se pode afirmar que as cargas que lhes deram origem sejam iguais. As forças medidas na boca foram *forças equivalentes* àquelas obtidas na calibração porque, embora em condições mecânicas diferentes foram capazes de produzir o mesmo efeito (deflexão da lâmina e do extensômetro), e, conseqüentemente, o mesmo fenômeno elétrico e igual registro. Por isso, para o cálculo do valor das forças aplicadas durante a mastigação, adotou-se um critério analítico, exposto no quadro 3.2. No caso dos transdutores de força de mordida, as condições de aplicação das forças foram as mesmas, tanto nos testes clínicos quanto na calibração, em laboratório. Portanto, o cálculo do valor destas forças dispensou aquela ressalva.

Assim, o quadro 3.2 mostra os esquemas comparativos das duas condições em que se deu o carregamento dos transdutores, durante a mastigação dos alimentos e aquele durante a sua calibração, em laboratório.

Quadro 3.2- Esquema elucidativo para a comparação entre o processo de aplicação das cargas durante a calibração do transdutor na máquina de ensaios MTS e a mastigação dos alimentos.

Prótese com a célula de carga na máquina de ensaios MTS	Prótese com a célula de carga na boca da paciente
<p>Esquema da calibração da célula de carga</p>  <p>força concentrada ponta de aplicação da carga na máquina de ensaio lâmina de aço strain gage colado na lâmina de aço estrutura da prótese</p>	<p>Esquema do alimento na célula de carga</p>  <p>força distribuída ("uniforme") alimento lâmina de aço strain gage colado na lâmina de aço estrutura da prótese</p>
Esquema da aplicação da carga	
 <p>y L/2 F — força concentrada lâmina (elemento sensível) "strain gages" F/2 x</p>	 <p>força distribuída y lâmina (elemento sensível) "strain gages" F/2 x</p>
Equações da linha elástica para carga concentrada e distribuída*	
$\delta = \frac{Fx}{12EI} \left(\frac{3L^2}{4} - x^2 \right), \text{ para } 0 \leq x \leq L/2$ $\delta_{max} = \frac{PL^3}{48 \cdot EI} \text{ (no centro da lâmina)}$	$\delta = \frac{wx}{24EI} (L^3 - 2Lx^2 + x^3)$ $\delta_{max} = \frac{5wL^4}{384 \cdot EI} \text{ (no centro da lâmina)}$
<p>Onde δ é a flecha (deslocamento da linha de centro da lâmina na direção de y), F a força concentrada, L é distância entre os apoios, w é a força distribuída (força por unidade de comprimento da lâmina), E é o módulo de elasticidade do material da lâmina utilizado, I é o momento de inércia da seção transversal da lâmina ($I = b \cdot h^3 / 12$) e b e h são respectivamente a largura e a espessura da lâmina.</p>	

* ⁴⁹ JUVINAL, R. C. & MARSHEK, K. M. Fundamentals of machine design. John Wiley & Sons, 2nd, Edition, 1991, p. 786-787.

O quadro 3.3 mostra as dimensões da lâmina dos transdutores utilizados e os respectivos momentos de inércia da sua seção transversal. Como decorrência das diferenças entre as condições em que se deu o carregamento dos transdutores na mastigação e na calibração, considerou-se que seria conveniente chamar a força medida dessa forma, de *força de mastigação equivalente* (F), ou seja, a força aplicada sobre os alimentos é de natureza distribuída e foi avaliada por comparação com uma força concentrada utilizada na calibração da célula de carga na máquina de ensaios MTS, conforme ilustrado no quadro 3.2.

Quadro 3.3- Características físicas do elemento sensível mecânico dos transdutores de força de mastigação (lâmina de aço): dimensões, módulo de elasticidade do material e o momento de inércia da seção transversal.

Dimensões da lâmina:
Distância entre apoios: $L = 15,5\text{mm}$ para todas as células de cargas. Espessura da lâmina: $h = 0,56\text{ mm}$ Largura da lâmina: $b = 6,3\text{ mm}$
Módulo de elasticidade do material da lâmina*: $E = 207\text{GPa} = 21.100\text{kgf} / \text{mm}^2$.
Momento de inércia da seção transversal da lâmina: $I = \frac{6,3 \cdot 0,56^3}{12} = 9,22 \cdot 10^{-2} \text{ mm}^4$

* ⁴⁹ JUVINAL, R. C. & MARSHEK, K. M. Fundamentals of machine design. John Wiley & Sons, 2nd, Edition, 1991, p. 757.

O critério utilizado para a comparação das forças distribuídas (wL), aplicadas na mastigação, com a força concentrada na calibração do transdutor de força de mastigação (F), realizada na máquina de ensaios, foi o da igualdade das flechas (deflexões) máximas. O quadro 3.4 mostra a comparação das flechas máximas dadas no quadro 3.2.

Observa-se, no quadro 3.4, que a resultante da força distribuída, dada por wL , é 60% maior que a força concentrada ($wL = 1,6 F$), considerando que a força aplicada na boca está uniformemente distribuída ao longo da distância entre os apoios da lâmina/elemento sensível (quadro 3.2) Tendo em vista que $L = 15,5\text{ mm}$ (quadro 3.3) obteve-se $w = 0,1 F$, com F em kgf e w em kgf/mm.

Quadro 3.4- Comparação entre a força de mastigação (distribuída) e a força de calibração da célula de carga (concentrada).

Força concentrada	Força distribuída
$\delta_{max} = \frac{FL^3}{48 \cdot EI}$	$\delta_{max} = \frac{5wL^4}{384 \cdot EI}$
Igualando as flechas obtém-se:	
$\frac{FL^3}{48 \cdot EI} = \frac{5wL^4}{384 \cdot EI}$	
$F = 0,625 \cdot (wL) \quad \text{ou} \quad wL = 1,6 \cdot F$	

3.12. Ensaios complementares de esforços sobre os alimentos

Como recurso auxiliar para a interpretação dos resultados dos testes clínicos sobre a mastigação dos alimentos, foram feito ensaios complementares de laboratório, nos quais eles foram submetidos a testes de força em função do deslocamento. Utilizando-se da máquina servo-hidráulica (MTS-Mod Teststar II) foram aplicadas cargas sobre unidades dos alimentos semelhantes àquelas utilizadas durante a mastigação. Nos testes com a cenoura a aplicação dos esforços foi interrompida tão logo foi notada a sua ruptura (deflexão brusca na curva força/deslocamento). Nos testes com a carne, por não ter sido notada a deflexão da curva mesmo com esforços bem maiores do que aqueles verificados na mastigação não foram aplicadas cargas maiores, para não pôr em risco a integridade da PPR experimental ou dos modelos. (tabela A13, ANEXO 10)

3.13. Tratamento estatístico dos dados .

Sobre as médias das forças mastigatória e máxima de mordida (Tabela A1, ANEXO 2 até a TABELA A12, ANEXO 9), foram aplicados a Análise de Variância e o Teste de Tukey ao nível de significância $p=0,05$ utilizando-se do “software” SAS (Statistical Analysis System). Os resultados foram então discutidos.

4-RESULTADOS

4-RESULTADOS

Os resultados aqui apresentados estão dispostos na forma de tabelas quadros e gráficos. As tabelas contém as estatísticas descritivas das forças estudadas e os quadros contém os resumos dos dados da análise de variância e os grupamentos das médias segundo o teste de Tukey. Os símbolos usados seguem o quadro 3.1.

Os resultados da análise de variância e do teste de Tukey foram obtidos através do software SAS (Statistical Analysis System) aplicados sobre os resultados das médias das forças estudadas nas diferentes condições experimentais. A distribuição geral desta apresentação segue a seguinte ordem: 1) resultados sobre a força máxima de mordida - fmrd (paciente, conector maior, sela e lado) e força de mastigação - fmst (paciente, alimento, conector maior e sela), consideradas sobre toda a base da sela da PPR; 2) força máxima de mordida (paciente, conector maior, sela e lado) e de mastigação (paciente, alimento, conector maior e sela), consideradas relativamente à área da base da sela, ou seja, como força por unidade de área. Para a análise estatística dos resultados admitiu-se como h_0 , a hipótese de que os vários tipos de desenho propostos para o conector maior, quanto aos graus de flexibilidade, ou para a sela, quanto à área de sua base, separadamente consideradas, não tiveram influência no valor das médias das forças aplicadas sobre as próteses experimentais, o que vale dizer que as mesmas foram iguais.

Tabela 4.1.1. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida (kgf) da paciente "L", nos diferentes desenhos da PPR (conector maior), para o lado ativo e para o inativo.

Desenho da PPR	L. ATIVO					L. INATIVO				
Conector maior	N	Média	Sd	M	M	N	Média	Sd	M	M
B ₀	11	16,082	1,073	14,624	17,632	11	7,776	0,686	6,891	8,896
B ₁	11	15,640	1,307	13,622	17,488	14	9,561	1,141	7,750	12,333
B ₂	21	15,913	0,921	13,765	17,488	16	9,084	0,904	7,464	10,614
B ₃	15	14,767	1,750	11,617	17,059	15	9,325	1,448	6,891	12,619
B ₄	12	16,235	0,669	15,483	17,345	17	8,154	1,144	6,604	11,187
B ₅	16	11,142	0,848	8,609	12,046	30	6,700	0,985	4,886	8,609

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M= máximo

Tabela 4.1.2. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida (kgf) da paciente "L", nos diferentes desenhos da PPR (sela), para o lado ativo e para o inativo.

Desenho da PPR	L. ATIVO					L. INATIVO				
	N	Média	Sd	m	M	N	Média	Sd	M	M
Sela										
B ₅ Si	16	11,142	0,848	8,609	12,046	30	6,700	0,985	4,886	8,609
B ₅ S _r	43	8,703	1,037	6,318	10,614	30	5,550	0,642	4,313	6,604

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M= máximo.

Tabela 4.1.3. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida (kgf) da paciente "Z", nos diferentes desenhos da PPR (conector maior), para o lado ativo e para o inativo.

Desenho da PPR	L. ATIVO					L. INATIVO				
	N	Média	Sd	m	M	N	Média	Sd	M	M
Conector maior										
B ₀	16	12,553	1,063	10,880	14,116	16	15,650	1,663	11,185	18,147
B ₁	9	13,558	1,662	9,509	15,233	9	15,233	1,753	12,022	17,327
B ₂	12	11,499	1,445	8,672	13,558	11	15,474	1,247	13,558	17,467
B ₃	26	11,584	1,321	9,230	14,456	43	14,916	1,599	11,803	17,327

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M= máximo.

Tabela 4.1.4. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida (kgf) da paciente "Z", nos diferentes desenhos da PPR (sela), para o lado ativo e para o inativo.

Desenho da PPR	L. ATIVO					L. INATIVO				
	N	Média	Sd	m	M	N	Média	Sd	M	M
Sela										
B3S _i	26	11,584	1,321	9,230	14,456	43	14,916	1,599	11,803	17,327
B ₃ S _r	41	11,385	1,310	8,689	14,456	26	13,736	1,838	8,631	16,878

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M= máximo.

O quadro 4.1 mostra os resultados da análise de variância e do teste de Tukey aplicados sobre os valores da força máxima de mordida (tabelas 4.1.1, 4.1.2, 4.1.3 e 4.1.4). Verifica-se que "valor p" das médias da força máxima de mordida aplicada sobre os diferentes desenhos da PPR experimental, no que se refere às condições de flexibilidade do conector maior (B₀, B₁, B₂, B₃,....) ou da área da base da sela (Si: sela intacta e Sr: sela reduzida), é baixo, para ambas as pacientes. Portanto, concluiu-se que houve diferenças significantes entre as médias da força máxima de mordida, nas condições experimentais propostas. O teste de Tukey permitiu a

comparação entre as médias das forças, nas situações experimentais estudadas. Como resultado desta comparação, foi possível reuni-las em grupos distintos (A,B,C...) formados por médias não estatisticamente diferentes. Os grupamentos estão expressos na última coluna, à direita do quadro 4.1. As médias correspondentes aos diferentes graus de flexibilidade do conector maior (B_0, B_1, B_2, \dots), e da extensão da sela (S_i e S_r) estão representadas por letras minúsculas (b_0, b_1, b_2, \dots) e (s_i, s_r), respectivamente, dispostas entre parênteses e, na ordem decrescente dos seus valores. As linhas da coluna com um traço (-) significam a inexistência de grupamentos diferentes, para aquelas condições experimentais. Os gráficos 4.1.1, 4.1.2, 4.1.3 e 4.1.4, possibilitam uma comparação visual entre as médias das forças consideradas.

Quadro 4.1. Análise de Variância e Teste de Tukey para a força máxima de mordida para a paciente "L" e para a paciente "Z"

Paciente	Lado	Objeto do Desenho da PPR	ANOVA (valor F;p)	Tukey (grupos)
"L"	Ativo	Conector maior	44,61 ; 0,0001(*)	A (b_4, b_0, b_2, b_1) B (b_2, b_1, b_3) C (b_5)
		Sela	70,75 ; 0,0001(*)	A (s_i) B (s_r)
	Inativo	Conector maior	21,93 ; 0,0001(*)	A (b, b_3, b_2) B (b_2, b_4) C (b_4, b_0) D (b_0, b_5)
		Sela	28,74 ; 0,0001(*)	A (s_i) B (s_r)
"Z"	Ativo	Conector maior	6,26 ; 0,0009(*)	A (b_1, b_0) B (b_0, b_3, b_2)
		Sela	0,37 ; 0,5477	-
	Inativo	Conector maior	0,99 ; 0,4008	-
		Sela	7,96 ; 0,0063(*)	A (s_i) B (s_r)

(b_0, b_1, b_2, \dots) = médias nas condições (B_0, B_1, B_2, \dots) do conector maior; s_i e s_r , = médias na condição S_i e S_r , da sela. (*) significativa a um nível de 5%.

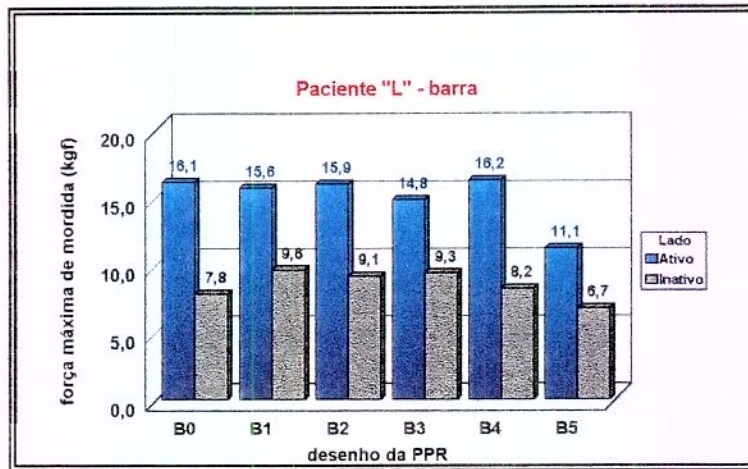


Gráfico 4.1.1. Médias da força máxima de mordida, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior), para o lado ativo e para o inativo- paciente "L".

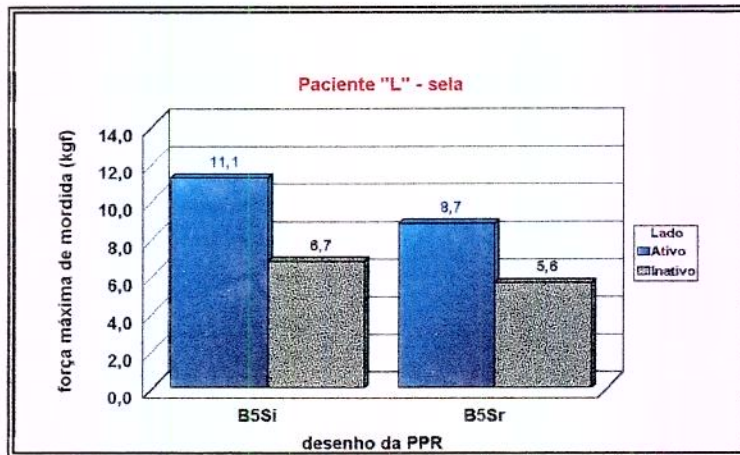


Gráfico 4.1.2. Médias da força máxima de mordida, nos diferentes desenhos da PPR (sela), para o lado ativo e para o inativo- paciente "L".

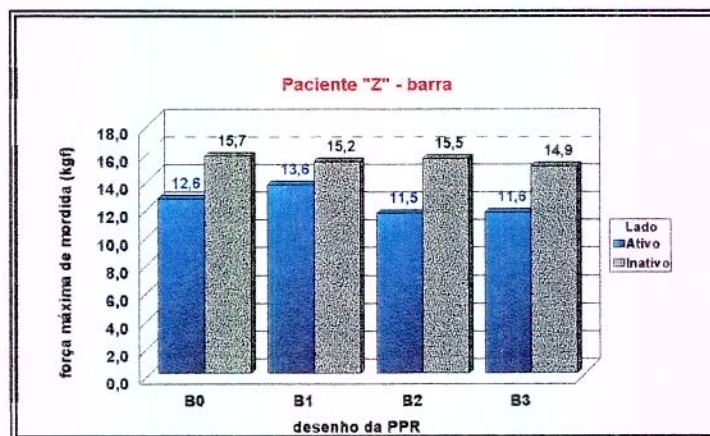


Gráfico 4.1.3. Médias da força máxima de mordida, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior), para o lado ativo e para o inativo- paciente "Z".

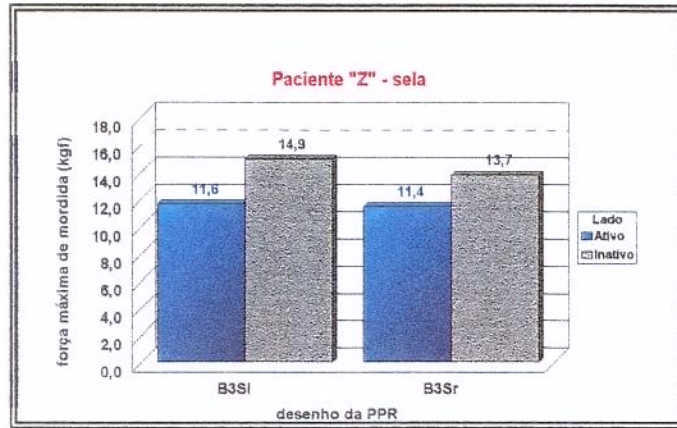


Gráfico 4.1.4. Médias da força máxima de mordida, nos diferentes desenhos da PPR (sela), para o lado ativo e inativo- paciente "Z".

Tabela 4.2.1. Estatísticas descritivas da força de mastigação (kgf), para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior) – paciente "L".

Desenho da PPR Conector maior	CENOURA					CARNE				
	N	Média	Sd	M	M	N	Média	Sd	m	M
B ₀	139	3,140	0,914	1,428	6,102	77	4,481	0,929	2,504	7,339
B ₁	73	3,830	1,037	2,178	7,555	64	4,351	0,732	2,802	5,800
B ₂	119	3,450	1,056	1,663	7,901	58	3,901	0,718	1,997	5,434
B ₃	77	3,608	0,907	1,816	7,319	57	4,616	0,661	3,192	6,380
B ₄	69	3,639	1,083	1,381	7,751	64	4,341	0,783	2,468	6,308
B ₅	66	3,263	1,044	1,781	8,119	53	3,999	0,554	3,156	5,221

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M= máximo.

Tabela 4.2.2. Estatísticas descritivas da força de mastigação (kgf) para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (sela) – paciente "L".

Desenho da PPR Sela	CENOURA					CARNE				
	N	Média	Sd	M	M	N	Média	Sd	m	M
B ₅ S _l	66	3,263	1,044	1,781	8,119	53	3,999	0,554	3,156	5,221
B ₅ S _r	66	3,541	1,164	1,454	7,280	98	3,764	0,739	2,106	5,728

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M = máximo.

Tabela 4.2.3. Estatísticas descritivas da força de mastigação (kgf), para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior) – paciente “Z”.

Desenho da PPR	CENOURA					CARNE				
	N	Média	Sd	M	M	N	Média	Sd	m	M
B ₀	187	3,695	0,879	1,703	8,106	118	4,552	0,932	2,601	6,932
B ₁	119	3,603	0,689	2,112	6,093	109	4,280	0,738	2,204	5,664
B ₂	131	3,638	0,720	2,284	6,615	114	3,592	0,709	1,838	5,083
B ₃	161	3,319	0,719	1,914	6,779	166	3,696	0,744	1,975	5,347

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M= máximo.

Tabela 4.2.4. Estatísticas descritivas da força de mastigação (kgf), para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (sela) – paciente “Z”

Desenho da PPR	CENOURA					CARNE				
	N	Média	Sd	M	M	N	Média	Sd	M	M
B ₃ S _i	161	3,319	0,719	1,914	6,779	166	3,696	0,744	1,975	5,347
B ₃ S _r	140	3,007	0,612	1,472	4,555	160	3,793	0,829	1,563	5,864

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M= máximo.

O quadro 4.2 mostra os resultados da análise de variância e do teste de Tukey aplicados sobre os valores das forças de mastigação (tabelas 4.2.1, 4.2.2, 4.2.3 e 4.2.4). Verifica-se que o “valor p” das médias da força de mastigação aplicada sobre os diferentes desenhos da PPR experimental, no que se refere às condições de flexibilidade do conector maior (B₀, B₁, B₂, B₃,....) ou da área da sela (S_i: sela intacta e S_r: sela reduzida), é baixo. Portanto, conclui-se que há diferenças estatisticamente significantes entre as médias da força de mastigação para cada alimento, para cada uma das pacientes. O teste de Tukey aplicado sobre as médias desses valores permitiu a comparação entre as mesmas, nas situações experimentais estudadas. Como resultado desta comparação, foi possível reuni-las em grupos distintos (A,B,C...) formados por médias não estatisticamente diferentes. Os grupamentos estão expressos na última coluna, à direita do quadro 4.2. As médias correspondentes aos diferentes graus de flexibilidade da barra (B₀, B₁, B₂,...), e da extensão da sela (S_i e S_r) estão representadas por letras minúsculas (b₀, b₁, b₂,...) e (s_i, s_r), respectivamente, dispostas entre parênteses e, na ordem decrescente dos

seus valores. As linhas da coluna com um traço (-) significam a inexistência de grupamentos diferentes. Os gráficos 4.2.1, 4.2.2, 4.2.3 e 4.2.4, possibilitam uma comparação visual entre as médias das forças consideradas.

Quadro 4.2. Análise de Variância e Teste de Tukey para a força de mastigação de carne e de cenoura para a paciente "L" e para a paciente "Z".

Paciente	Alimento	Objeto do Desenho da PPR	ANOVA (valor F;p)	Tukey (grupos)
"L"	Carne	Conector maior	7,88 ; 0,0001(*)	A (b_3, b_0, b_1, b_4) B (b_1, b_4, b_5) C (b_5, b_2)
		Sela	4,10 ; 0,0447(*)	A (s_i) B (s_r)
	Cenoura	Conector maior	6,11 ; 0,0001(*)	A (b_1, b_4, b_3, b_2) B (b_4, b_3, b_2, b_5) C (b_2, b_5, b_0)
		Sela	2,09 ; 0,1505	-
"Z"	Carne	Conector maior	42,83 ; 0,0001(*)	A (b_0) B (b_1) C (b_5, b_2)
		Sela	1,25 ; 0,2646	-
	Cenoura	Conector maior	7,80 ; 0,0001(*)	A (b_0, b_2, b_1) B (b_3)
		Sela	16,13 ; 0,0001(*)	A (s_i) B (s_r)

(b_0, b_1, b_2, \dots) = médias nas condições (B_0, B_1, B_2, \dots) da barra; (s_i) e (s_r) = médias na condição S_i e S_r , da sela. (*) significante a um nível de 5%. (*) significante a um nível de 5%

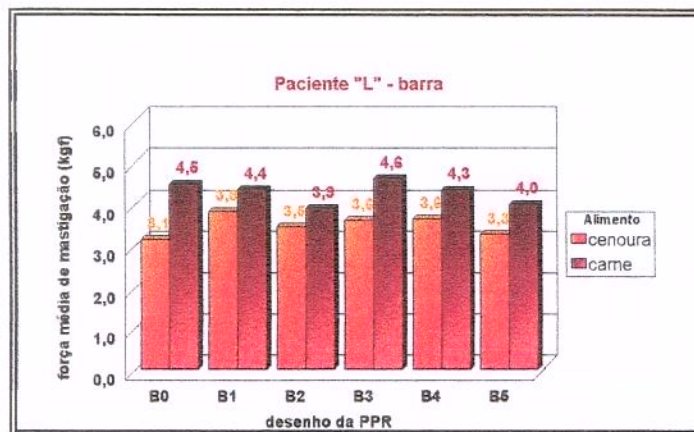


Gráfico 4.2.1. Médias da força de mastigação, para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior) – paciente "L".

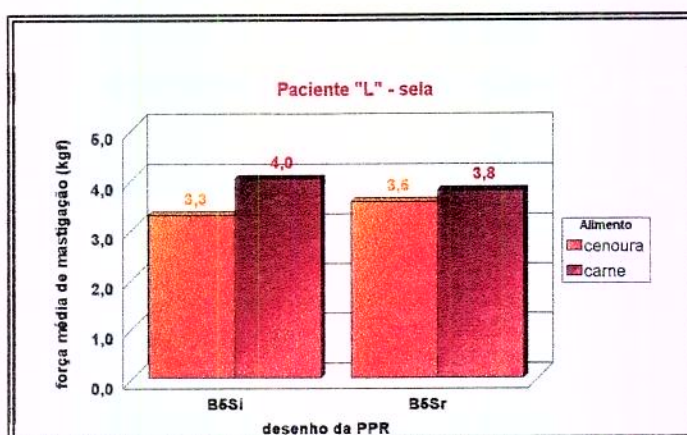


Gráfico 4.2.2. Médias da força de mastigação, nos diferentes desenhos da PPR (sela) – paciente "L".

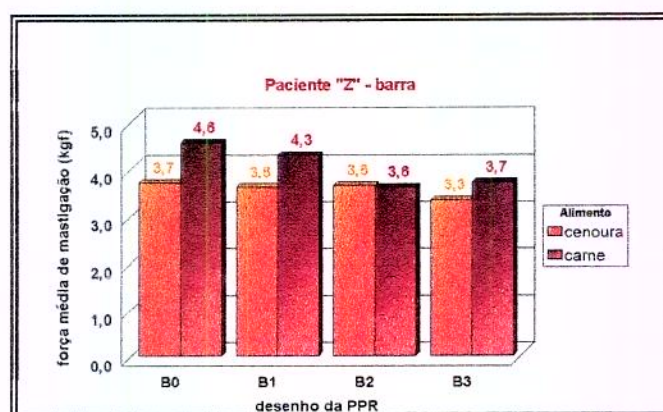


Gráfico 4.2.3.- Médias da força de mastigação, para a cenoura e para a carne, nos diferentes desenhos da PPR (conector maior) - paciente "Z".

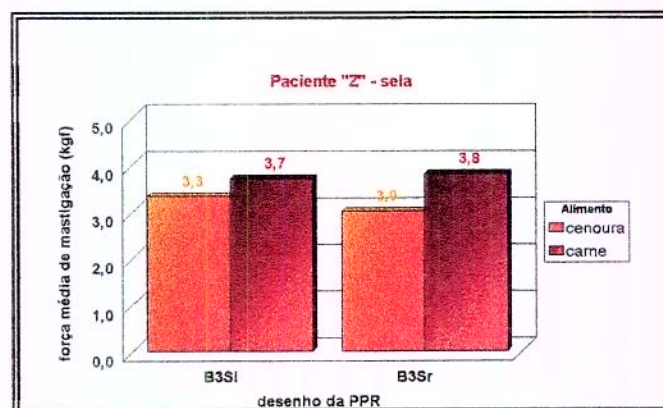


Gráfico 4.2.4. Médias da força de mastigação, nos diferentes desenhos da PPR (sela) paciente "Z".

Tabela 4.3.1. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida por unidade de área (kgf/cm^2) da base da sela da PPR, para o lado ativo e para o inativo- paciente "L".

Desenho da PPR	ATIVO					INATIVO				
	N	Média	Sd	M	M	N	Média	Sd	m	M
Sela										
B ₅ S _i	16	1,505	0,114	1,163	1,1627	30	1,155	0,169	0,842	1,484
B ₅ S _r	43	2,719	0,324	1,974	3,316	30	2,412	0,279	1,875	2,871

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M= máximo.

Tabela 4.3.2. Estatísticas descritivas da força máxima de mordida por unidade de área (kgf/cm^2) da base da sela da PPR, para o lado ativo e para o inativo. - paciente "Z"

Desenho da PPR	ATIVO					INATIVO				
	N	Média	Sd	M	M	N	Média	Sd	M	M
Sela										
B ₃ S _i	23	1,316	0,150	1,048	1,642	43	1,694	0,181	1,341	1,968
B ₃ S _r	41	2,570	0,295	1,961	3,261	26	4,429	0,592	2,784	5,444

N= número de mordidas, Sd = desvio padrão, m = mínimo, M = máximo.

Quadro 4.3. Análise de Variância e Teste de Tukey para a força máxima de mordida por unidade de área da base da sela da PPR, para a paciente "L" e para a paciente "Z".

Paciente	Alimento	Objeto do Desenho da PPR	ANOVA (valor F;p)	Tukey (grupos)
"L"	Ativo	Sela	212,60 ; 0,0001(*)	A (S _r) B (S _i)
	Inativo	Sela	444,51 ; 0,0001(*)	A (S _r) B (S _i)
"Z"	Ativo	Sela	400,22 ; 0,0001(*)	A (S _r) B (S _i)
	Inativo	Sela	797,95 ; 0,0001(*)	A (S _r) B (S _i)

(S_i) e (S_r) = médias na condição S_i e S_r, da sela. (*) significante a um nível de 5%. (*)

O quadro 4.3 mostra os resultados da análise de variância e do teste de Tukey aplicados sobre os valores da força máxima de mordida/área da base da sela (tabelas 4.3.1 e 4.3.2). Verifica-se que o "valor p" das médias da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela da PPR experimental (S_i: sela intacta e S_r: sela reduzida), é baixo, tanto na condição B₃ (paciente "z"), como na condição B₅

(paciente "L") de flexibilidade do conector maior. Conclui-se que houve diferenças significantes entre as médias dessas forças, antes e depois da redução na sela. O teste de Tukey aplicado sobre as médias da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela permitiu a comparação entre as mesmas, reunindo-as em dois grupos distintos (A,B) tanto para uma como para a outra paciente. Os grupamentos estão expressos na última coluna, à direita da tabela. As médias correspondentes à duas condições da extensão da sela, intacta ou reduzida (S_i e S_r) estão representadas por letras minúsculas (s_i , s_r), respectivamente, dispostas entre parênteses e, na ordem decrescente dos seus valores expressos numericamente, nas tabelas 4.3.1 e 4.3.2. Os gráficos 4.3.1 e 4.3.2, possibilitam uma comparação visual entre as médias das forças consideradas.

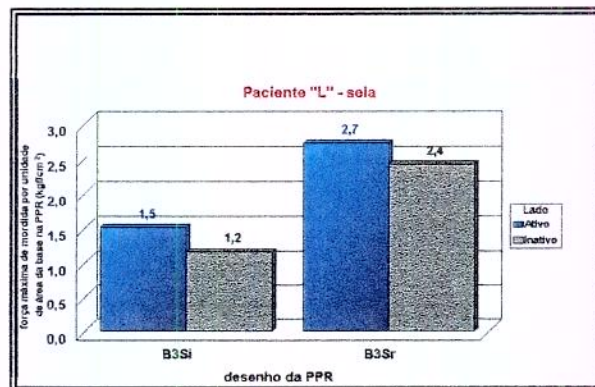


Gráfico 4.3.1 Médias da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela da PPR, para o lado ativo e para o inativo – paciente "L"

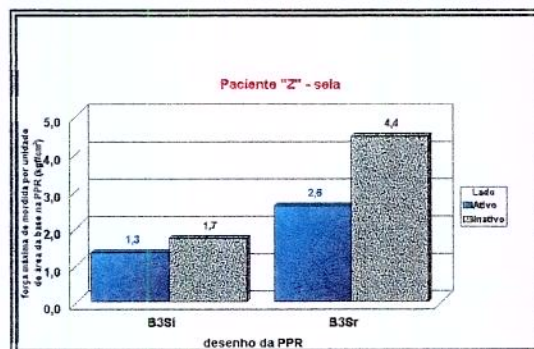


Gráfico 4.3.2. Médias da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela da PPR, para o lado ativo e para o inativo – paciente "Z".

O quadro 4.4 mostra os resultados da análise de variância e do teste de Tukey aplicados sobre os valores das forças de mastigação/área da base da sela (tabelas 4.4.1 e 4.4.2). Verifica-se que “valor p” das médias da força de mastigação aplicada sobre os diferentes desenhos da PPR experimental, no que se refere às condições da extensão da sela (S_i , sela intacta e S_r , sela reduzida), é baixo. Conclui-se que

Tabela 4.4.1 Estatísticas descritivas da força de mastigação por unidade de área (kgf/cm^2) da base da sela da PPR, para a cenoura e para a carne – paciente “L”.

Desenho da PPR	CENOURA					CARNE				
	N	Média	Sd	m	M	N	Média	Sd	M	M
B_5S_i	66	0,440	0,141	0,240	1,097	53	0,540	0,074	0,426	0,705
B_5S_r	66	1,180	0,388	0,484	2,426	98	1,254	0,246	0,701	1,909

N= número de mordidas, Sd= desvio padrão, m = mínimo, M= máximo.

as médias da força de mastigação foram diferentes nestas duas condições da sela, para ambas as pacientes. O teste de Tukey aplicado sobre as médias dessas forças, tanto para a paciente “L” como para a paciente “Z” permitiu a comparação entre as mesmas, nas situações experimentais estudadas. Foi possível, assim, reuni-las em grupos distintos (A e B) de médias significativamente diferentes. Os grupamentos estão expressos na última coluna, à direita do quadro 4.4. Os valores (s_i) e (s_r), em letra minúscula, representam os valores das médias correspondentes às duas.

Tabela 4.4.2. Estatísticas descritivas da força de mastigação por unidade de área (kgf/cm^2) da base da sela da PPR, para a cenoura e para a carne – paciente “Z”.

Desenho da PPR	CENOURA					CARNE				
	N	Média	Sd	m	M	N	Média	Sd	m	M
B_3S_i	161	0,377	0,081	0,217	0,770	166	0,419	0,084	0,224	0,607
B_3S_r	140	0,679	0,139	0,358	1,006	160	0,823	0,182	0,381	1,430

N= número de mordidas, Sd = desvio padrão, m = mínimo, M = máximo.

condições de extensão da sela e estão dispostos na ordem decrescente de sua grandeza, expressa em valores numéricos, nas tabelas 4.4.1 e 4.4.2. Os gráficos

4.4.1 e 4.4.2, possibilitam uma comparação visual entre as médias das forças consideradas.

Quadro 4.4. Análise de Variância e Teste de Tukey para a força de mastigação por unidade de área da base da sela da PPR, para a paciente "L" e para a paciente "Z".

Paciente	Alimento	Objeto do Desenho da PPR	ANOVA (valor F;p)	Tukey (grupos)
"L"	Carne	Sela	423,46 ; 0,0001(*)	A (s_r) ; B (s_i)
	Cenoura	Sela	211,67 ; 0,0001(*)	A (s_r) ; B (s_i)
"Z"	Carne	Sela	663,41 ; 0,0001(*)	A (s_r) ; B (s_i)
	Cenoura	Sela	540,46 ; 0,0001(*)	A (s_r) ; B (s_i)

(s_i) e (s_r) = médias nas condições S_i e S_r , da sela. (*) significante a um nível de 5%. (*)

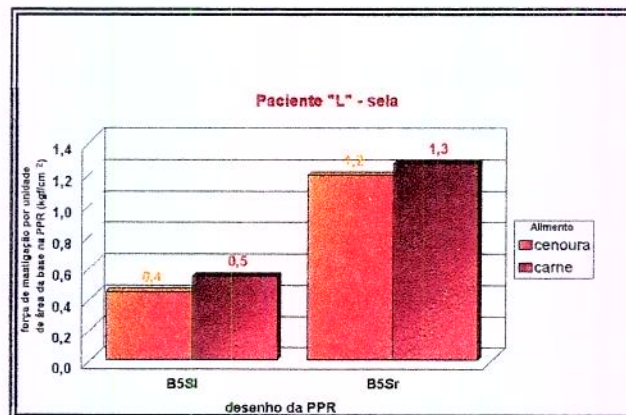


Gráfico 4.4.1. Médias da força de mastigação por unidade de área da base da sela da PPR, para a cenoura e para a carne – paciente "L".

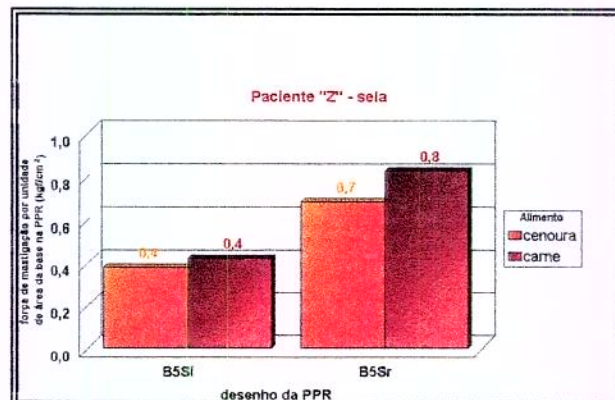


Gráfico 4.4.2. Médias da força de mastigação por unidade de área da base da sela da PPR, para a cenoura e para a carne – paciente "Z".

5 – DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

5- DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Para maior clareza no entendimento do conteúdo desta discussão foi adotada a seguinte organização dos tópicos a serem tratados: considerações iniciais, critérios de abordagem dos resultados, força máxima de mordida, força de mastigação e considerações finais (críticas e aspectos positivos) .

5.1- Considerações iniciais

O propósito desta pesquisa foi o de estudar o comportamento das forças oclusais mastigatória e máxima de mordida, sobre a prótese parcial removível (PPR), de extremo livre bilateral (classe I de Kennedy) relacionando-as com o desenho da prótese no que diz respeito a dois aspectos: 1) variação gradual no comprimento do extremo livre do conector maior e 2) variação na extensão da base da sela em contacto com a fibromucosa do rebordo residual.

LAURELL& LUNDGREN ⁶³ (1984), lembram que a medição de forças axialmente dirigidas pode ser uma limitação óbvia, quando se estudam forças oclusais. Entretanto, essas forças são claramente predominantes durante atividades funcionais como mordida, mastigação e deglutição.

Observando-se a literatura, verificou-se que o traço comum na opinião de todos aqueles que se preocuparam com a problemática da medição dos esforços desenvolvidos durante exercício das funções orais tais como: mastigação, deglutição, fonação e expressão facial, no homem, é que ela é extremamente complexa, seja em pacientes com dentes naturais seja em pacientes portadores de próteses.

Os fenômenos envolvidos na mastigação dos alimentos, por exemplo, não foram ainda satisfatoriamente explicados. Sabe-se que neles intervêm fatores de natureza mecânica, bioquímica, neuro-sensorial e psicológica, cujos mecanismos de interação e controle são complexos e em grande parte desconhecidos. KAIRE⁵⁰, em 1956, já apontava para a grande divergência de opinião entre as autoridades no assunto, e TZAKIS et al.¹¹⁵ (1992), observavam que a mastigação, "um ritmo alternado de contrações isométricas governadas por um gerador de padrão central", é uma função difícil de se examinar objetivamente com um método, porque ela está

sujeita a variações individuais. LINDERHOLM & WENNSTRÖM⁶⁹ (1970), observaram também que os resultados sobre força de mordida são difíceis de serem comparados em decorrência das diferenças nos tipos de aparelhos e nas condições experimentais. KLAFFENBACH⁵⁴ (1936) enumerou alguns dos fatores que têm influência nas medidas como sendo: a espécie do gnatodinamômetro usado e a técnica empregada, a sensibilidade e as condições da membrana periodontal, hábitos individuais de mastigação; fulcro anterior ou posterior, a estrutura óssea; o grau de aproximação entre os dentes opostos, condições patológicas e a cooperação do paciente. PROMBONAS et. al.¹⁰⁰ (1994) estabeleceram como parâmetros que afetam a medida da máxima força: a localização do ponto de mordida, o tipo histoquímico da fibra dos músculos da mastigação, a dimensão vertical da face e o grau de abertura da boca. BRAUN et al.¹⁷ (1995) apontaram as diferenças no desenho, tamanho e técnicas dos instrumentos, local de medidas, grau de abertura da mandíbula, tolerância tecidual individual, o conforto, o limiar de dor, a ansiedade, a atitude mental, a postura da cabeça, e as condições próprias dos testes, como fatores responsáveis pelas diferenças nos valores encontrados.

Some-se a essas dificuldades o fato de que é difícil, senão impossível, selecionar, para fins de experimento, duas bocas parcialmente desdentadas idênticas. HENDERSON & STEFFEL⁴³ (1979) lembraram que “há uma estimativa de que são possíveis 65.000 combinações de dentes e espaços desdentados, em um único arco”.

5.2- Critérios de abordagem dos resultados

Para comparar os dados obtidos nas diferentes condições de desenho da PPR experimental foi necessário estabelecer um critério de abordagem dos resultados, o qual se baseou nos seguintes pressupostos:

- a) Se as médias das forças aplicadas sobre os diferentes desenhos da prótese parcial removível experimental foram iguais entre si ou desordenadamente diferentes em relação aos graus das modificações realizadas, significou que o desenho não teve influência sobre elas;

b) Se as médias das forças aplicadas aos diferentes desenhos da prótese parcial removível foram diferentes entre si, porém ordenadas (crescente ou decrescentemente), de acordo com os graus das modificações realizadas, significou que os desenhos tiveram influência sobre aquelas forças.

5.3- Força máxima de mordida

a) Valores

O desenho proposto para a estrutura metálica das PPRs experimentais, de ambas as pacientes, na sua concepção original (antes das modificações no conector maior ou na extensão das selas), procurou seguir, no que diz respeito aos elementos constituintes, os padrões normalmente indicados para os casos de desdentados parciais de Classe I de Kennedy: apoios méso-oclusais nos últimos pilares, grampos tipo barra, conector maior rígido e placas associadas a planos guias distais, com a ressalva de que o seu formato ou desenho, foi adaptado às condições experimentais. Por associação ao termo "design", amplamente usado de uma maneira geral, denominou-se desenho da prótese parcial removível, a qualquer condição formal da mesma, fosse esta intacta ou modificada.

Admitiu-se, também, que os resultados dos testes de força máxima de mordida (fmr_d) e de mastigação (fms_t) obtidos com as próteses experimentais na sua condição inicial (conectores maiores e selas intactos), antes de serem iniciadas as modificações propostas de acordo com os objetivos deste estudo, foram realizados sobre PPRs com desenhos convencionais. Por isso, foram esses os resultados utilizados nas comparações com os achados da literatura, tanto para a força máxima de mordida como para a de mastigação.

As médias da força máxima de mordida, medida no ponto médio da superfície oclusal dos dentes artificiais (36-37 e 46-47, na paciente "L"; 35-36 e 46-47, na paciente "Z"), sobre a base da prótese parcial removível experimental (PPRE), na condição BoSi (conector maior barra e selas intactos) a uma distância interoclusal de aproximadamente 9mm (espessura do transdutor projetado para a medida da força máxima de mordida), foram:

a) 16,1 kgf (min.=14,6 kgf e máx.=17,6 kgf) no lado ativo (lado do transdutor de força de mastigação e onde foram feitas as modificações nos conectores maiores, e de 7,8 kgf (min.=6,91kgf e máx.= 8,9 kgf) no lado inativo (lado oposto), para a paciente "L" (tabela 4.1.1);

b) 12,6 kgf (min.= 10,9 e máx.= 14,1 kgf), no lado ativo e de 15,7 kgf (min.= 11,1 kgf e máx.= 18,1 kgf) no lado inativo, para a paciente "Z" (tabela 4.1.3).

A paciente "L" queixou-se de súbito desconforto ao morder sobre o instrumento de medida no lado inativo, onde se verificou a menor média na força máxima de mordida. Tal fato, possivelmente, explique a diferença razoável entre os valores registrados em um e em outro lado (ativo e inativo) .

LINDERHOLM & WENNSTRÖM⁶⁹ (1970), já chamavam a atenção para a dificuldade em se comparar os resultados das investigações sobre força máxima de mordida pelo fato das medidas terem sido feitas com diferentes tipos de aparelhos e em diferentes condições experimentais.

Embora as condições de medida da força máxima de mordida (fmr_d) descritas na literatura, em algum aspecto diferenciem das deste trabalho, quando analisamos os resultados publicados e obtidos em condições parecidas, como nos casos envolvendo próteses totais duplas ou completas (PTCs), próteses parciais removíveis (PPRs) nas quais as medidas foram tomadas ao nível de molares e premolares verificou-se que houve alguma semelhança entre os valores achados e os relatados pela literatura.

BLACK¹⁴ (1895), utilizando-se de um dinamômetro mecânico, encontrou valores máximos entre 9kgf e 14 kgf, em pacientes com próteses totais duplas (PTCs). KLAFFENBACH⁵⁴ (1936), encontrou valores em média iguais a 11,8 kgf, para a força máxima de mordida, na região de molares de próteses parciais removíveis (PPRs). BOOS¹⁶ (1940), usando instrumentos mecânicos, encontrou médias entre 11,4kgf e 13,6 kgf em pacientes mulheres. HOWELL & MANLY⁴⁵ (1948), usando pela primeira vez um extensômetro elétrico ("strain gage") encontraram, em pacientes dentados, forças máximas de mordida entre 41,3 kgf e 89,8 kgf para a região de molares e entre 13,0 kgf e 23,1kgf para a região de

incisivos. MANLY & VICTON⁷⁵(1951) obtiveram força máxima de mordida de 13,6 kgf, na região de molares de pacientes portadores de PTs completas. WATT et al¹²⁰ (1958) obtiveram forças de 21,7kgf em dentes naturais e 11,2kgf e 7,4kgf em PPRs com selas curtas e de extremo livre, respectivamente. LIM⁶⁸ (1966), usando transdutores com extensômetros obteve valores que variaram entre 3,9 kgf e 27,2kgf para a região de molares em PTs duplas. LASSILA et al.⁶² (1985) medindo forças máximas de mordida unilaterais na região de molares, com apoio contralateral sobre tubo de plástico encontraram, em pacientes usando PTs duplas e PPRs inferiores, valores entre 12,5kgf a 14,0kgf para mulheres e entre 15,0kgf e 18,0kgf para homens. PROMBONAS et al¹⁰⁰ (1994), com auxílio de extensômetros, encontrou médias entre 9,84kgf e 11,25kgf para homens trabalhando com pacientes desdentados.

a) Força máxima de mordida em função do desenho do conector maior

A análise de variância (quadro 4.1) dos valores das forças máximas de mordida aplicadas pela paciente "L" (tabela 4.1.1) e pela paciente "Z" (tabela 4.1.3) mostrou que, no caso da paciente "L" houve diferenças estatísticas entre as médias das forças máximas de mordida do lado ativo e no lado inativo, e que, no caso da paciente "Z", houve diferenças estatísticas no lado ativo e não houve, no lado inativo. O teste de Tukey feito ao nível de significância de 5% ($p=0,05$), comparou os valores dessas médias, reunindo aquelas que não foram estatisticamente diferentes (ver grupos à direita no quadro 4.1).

Comparando-se as forças no lado ativo com as correspondentes do lado e inativo, para a paciente "L", percebe-se que, no lado ativo elas foram muito maiores, numericamente, do que do lado inativo (tabela 4.1.1). Para a paciente "Z" (tabela 4.1.3) as forças no lado ativo foram numericamente menores do que no lado inativo, contudo, com pouca diferença. Tais diferenças nas médias das forças entre os lados opostos, para ambas as pacientes, talvez possam ser atribuídas a diferentes graus de sensibilidade da mucosa do rebordo ou tolerância à dor e ao desconforto diante das condições locais da PPR, ou mesmo, serem indicativas de que a potência muscular dos músculos elevadores da mandíbula, seja diferente, em ambos os

lados. Não obstante, convém lembrar que a paciente "L" relatou desconforto no lado inativo logo após o início dos testes. De qualquer forma estes dados mostram que em ambos os lados as forças são numericamente diferentes para ambas as pacientes.

Com base nos pressupostos estabelecidos para a interpretação dos resultados, pode-se afirmar que, no lado ativo (onde foram feitos os cortes sucessivos nos conectores maiores para aumento gradativo no seu grau de flexibilidade), não foi notada a influência da flexibilidade do conector maior no valor da força máxima de mordida, para ambas as pacientes, pois, as médias das forças máximas de mordida, quando estatisticamente diferentes, não o foram de maneira ordenada de acordo com os graus de flexibilidade dos conectores maiores (B_0, B_1, B_2, \dots). Além disso notou-se em ambas as pacientes, tanto no lado ativo, como no lado inativo, um número razoável de médias cujas diferenças não foram estatisticamente significantes (ver grupamentos à direita na quadro 4.1), considerados cada lado, separadamente. Este fato pode indicar que houve uma tendência em se igualarem as médias das forças máximas de mordida independentemente dos graus de flexibilidade das barras. Como a aplicação da força máxima de mordida é um ato consciente, efeitos eventuais devido à flexibilidade dos conectores teriam sido superados pela vontade das pacientes no intuito de apresentar um máximo desempenho na aplicação daquelas forças.

No lado inativo, as médias não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, para o caso da paciente "Z" (ver grupamentos à direita, no quadro 4.1), significando que os cortes feitos na barra no lado oposto (lado ativo) não influenciaram nos valores das mesmas. Este fato era esperado, uma vez que a flexibilidade do lado inativo manteve-se constante durante o experimento, contrariamente ao que se passou com o lado ativo, no qual foram feitas as modificações propostas (cortes).

Contudo, no caso da paciente "L", no lado inativo, foram detectados quatro grupos de valores diferentes de média (quadro 4.1), contrariamente ao que se poderia esperar, uma vez que o comprimento do extremo livre do conector maior,

deste lado não foi afetado pelas modificações realizadas na PPR. Possivelmente, eventuais diferenças no posicionamento do transdutor de força máxima no ato da medida, como também a sensibilidade momentânea da mucosa podem ter contribuído para as discrepâncias notadas nos resultados.

O'ROURKE⁸⁷, em 1949, salientou que os fatores que controlam a aplicação das forças de mordida em pessoas com dentaduras artificiais (PTs e PPRs de extremo livre) são os mesmos que em pessoas com dentições naturais. e o fator de maior influência, de um ponto de vista sensorial, é a tolerância dos tecidos de suporte das próteses, o qual é por sua vez, influenciado pelas características da superfície dos materiais da base em contacto com os tecidos e pela extensão na qual as forças estão distribuídas através dos dentes suportes. Segundo o autor, é provável que pacientes com dentaduras experimentem dor em níveis comparativamente baixos de força de mordida e, em adição ao medo da dor eles tenham receio de que a dentadura possa ser deslocada se as forças aumentam. BATES et al.¹¹ (1975), também concordam que a retenção e a estabilidade da prótese são fatores limitantes para a eficiência na aplicação da força. Prevendo esta possibilidade, para minimizar o efeito potencial de deslocamento das próteses totais superiores (PTs) das pacientes foi aplicado um agente fixador sobre a sua base imediatamente ao início das sessões de testes de força. Os registros das forças foram feitos, contudo, sem que houvesse o deslocamento das próteses em ambas as pacientes.

c) Valores da força máxima de mordida por unidade de área da base

O principal suporte de uma prótese de extremo livre é o tecido do rebordo subjacente a sua base, por isso, a base suportante deve cobrir a máxima área possível do rebordo para que haja redução do trabalho por unidade de área do tecido; a redução do torque ou forças de alavanca transferidas para os dentes suportes dependerá da qualidade do suporte da base, assim como da sua área de cobertura (APPLEGATE⁶, 1951) e APPLEGATE⁷ (1955).

KAIRES⁵⁰ (1956) estudando o efeito do desenho "design" da dentadura parcial (PPR de extremo livre) na distribuição da força oclusal, também concordou

em que a máxima cobertura da área suportante da prótese é de extrema importância para resistir esforços verticais e laterais. METTY⁸⁰(1958) enfatizou que a carga total sobre a base não é importante e sim a carga por unidade de área é que deve ser considerada.

Para cada uma das pacientes foram comparadas as forças máxima de mordida e de mastigação para duas situações de desenho da sela: uma com a sela intacta (Si) e outra após a redução da sua área (Sr) por desgaste. Em ambas as situações o desenho da barra foi o desenho de maior flexão da sua extensão distal (B₃ para a paciente "Z" e B₅ para a paciente "L")

A média da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela, para a paciente "L", na condição B₅ (conector maior com 5 cortes) variou de 1,5kgf/cm², antes da redução da sela, para 2,7kgf/cm², após a redução da sela, no lado ativo; de 1,2 kgf/cm², antes da redução da sela, para 2,4Kgf/cm², após a redução da sela no lado inativo, para a paciente "L" (tabela 4.3.1.).

A média da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela na condição B₃ (barra com 3 cortes) variou de 1,3kgf/cm², antes da redução da sela para 2,6 kgf/cm², no lado ativo, e de 1,7kgf/cm², antes da redução da sela para 4,4kgf/cm², após a redução da mesma, no lado inativo, para a paciente "Z" (tabela 4.3.2.).

Na literatura consultada não foram encontrados valores da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela da PPR, nas condições semelhantes às deste experimento. A análise de variância das médias das forças máximas de mordida por unidade de área da base da sela (quadro 4.3) mostrou que, para ambas as pacientes essas médias foram estatisticamente diferentes, consideradas antes e depois da sua redução. O teste de Tukey aplicado ao nível de 5% sobre essas médias mostrou que houve um aumento significativo da força máxima de mordida por unidade de área da base da sela nos dois lados após a redução na extensão das selas, para ambas as pacientes. O teste de Tukey comparou os valores das forças máximas de mordida antes (grupo A) e depois (grupo B) de reduzidas as selas, sendo as médias dos valores de A significantemente maiores

que os de B. Para a paciente "Z", no lado ativo este aumento, provavelmente, foi decorrência mais do efeito numérico da redução da área da sela do que propriamente de um aumento na força de mordida, uma vez que os valores da força de mordida sobre as selas antes e depois de reduzidas (11,6kgf e 11,4kgf; tabela 4.1.4), não apresentaram diferenças estatísticas significantes (quadro 4.1).

No lado oposto, ou inativo, contudo, apesar do aumento da força por unidade de área houve uma redução (de 14,9kgf para 13,7kgf; tabela 4.1.4) na força máxima de mordida com a redução da área da sela, a qual não foi estatisticamente significativa (quadro 4.1)

Para a paciente "L" (tabela 4.1.2), no lado inativo, também houve uma redução no valor da força máxima de mordida estatisticamente significativa (de 6,7kgf para 5,6kgf), depois da redução da sela, como no caso da paciente "Z", embora os valores correspondentes tenham sido bem menores. Contudo, no lado ativo (lado onde se efetuaram os cortes no conector maior) observou-se na paciente "L" uma redução considerável (11,1 kgf para 8,7kgf) no valor da força máxima de mordida (tabela 4.1.2), embora tenha havido um aumento do valor da força máxima de mordida por unidade de área da base, após a redução da sela (de 1,5kgf/cm² para 2,7kgf/cm² (tabela 4.3.1).

Essas comparações permitem concluir que o aumento da força de mordida por unidade de área da sela, após a redução de sua área foi uma consequência numérica dessa redução sobre a relação $fmrd / \text{área}$, uma vez que a redução no valor da área foi seguida, também de uma redução numérica no valor da força de mordida ($fmord$), para as duas pacientes, em ambos os lados. Também foi possível verificar que as pacientes produziram forças máximas de mordida numericamente menores, após a redução das selas de suas PPRs, ainda que, no caso da paciente "Z", no lado ativo, esta diferença não tenha se mostrado estatisticamente significativa. Embora sejam pequenos o número de eventos experimentais e de pacientes envolvidos nos testes os resultados parecem apontar para a importância da área da base da PPR de extremo livre na sua eficiência funcional.

MONTEITH⁸² (1984) explicou que a alteração da aplicação da força em relação à unidade de área tem um peso definido na quantidade de deslocamento de tecido que ocorre como consequência. Pode-se esperar, por exemplo, que reduzindo a área coberta por uma base da dentadura de 150mm² para 75mm², vamos ter um efeito aritmético de dobrar a quantidade de deslocamento sob a mesma carga. Surpreendentemente, salienta o autor, os estudos demonstram que dividindo-se ao meio a área de suporte, dessa maneira, resulta não um aumento igual a duas vezes, mas, a um aumento geométrico de 4 vezes no deslocamento de tecido. DONAHUE²⁹ (1988) esclarece que, embora a mucosa oral não seja efetiva como o ligamento periodontal em aceitar a tensão, a máxima extensão da base propicia um efeito geométrico em termos de deslocamento da Prótese. A variação geométrica no deslocamento dos tecidos assim demonstrada talvez explique a influência da redução na área da base da PPR de extremo livre, na diminuição do valor da força máxima de mordida sobre a sela.

5.4- Força de mastigação

a) valores

As médias dos valores das forças de mastigação aplicadas unilateralmente (lado ativo) sobre a superfície oclusal dos dentes artificiais da prótese parcial removível experimental (PPRE), na sua condição inicial de desenho BoSi (barra e sela intactas), foram:

a) 3,14kgf (min.=1,43, máx.= 6,10kgf) para a cenoura e de 4,48kgf (min=2,50 kgf, máx = 7,34 kgf) para a carne pela paciente "L" (tabela 4.2.1);

b) 3,69kgf (mín.=1,70 kgf, máx.=8,10kgf), para a cenoura e de 4,55kgf (min=2,60kgf, máx.= 6,93kgf) para a carne, pela paciente "Z" (tabela 4.2.3);

Os resultados apresentados pela literatura sobre medidas de força de mastigação, parecem ser mais escassos e mais desencontrados do que aqueles sobre força máxima de mordida voluntária.

Para o estudo dessa função "in vivo", é necessária a colocação de dispositivos dentro da cavidade oral embutidos dentro de elementos ou regiões de próteses fixas (PFs) ou próteses removíveis (PRs), na maioria das vezes. A

construção de tais dispositivos envolve o uso de sensores elétricos ou eletrônicos como os extensômetros ("strain gages") ou de piezo elementos, cujo custo, dificuldade de aquisição e manejo tornam restrita a sua utilização a uma grande maioria de pesquisadores. Este fato pode explicar o pequeno número de pesquisas relatadas na literatura consultada, sobre forças mastigatórias e o pequeno número de sujeitos envolvidos, na maioria das vezes, nas pesquisas realizadas. Essas restrições associadas à grande variedade de alimentos utilizada, às dificuldades inerentes à sua padronização e outras mais, talvez contribuam para a notória disparidade encontrada nos resultados apresentados. BRUDEVOLD¹⁸ (1951) pesquisou esforços mastigatórios desenvolvidos por 1 sujeito portador de PT em três dentes: primeiro e segundo premolares e primeiro molar (1P, 2P e 1M), nos quais inseriu "strain gages". Testou 19 tipos de alimentos e encontrou médias de 5,0kgf para a cenoura e de 4,0kgf a 6,0kgf para a carne. YURKSTAS & CURBY¹²² (1953), em estudos realizados com "strain gages" aplicados à PPRs, encontraram valores médios de força de mastigação entre 0,3kgf e 1,8kgf e máximos entre 6,0kgf e 8,0kgf para vários alimentos. ANDERSON⁴ (1956 b), usando um transdutor inserido em uma restauração de um dente inferior natural encontrou médias de máximas forças de mastigação iguais a 7,2kgf para a cenoura e 13,7kgf para a carne em um paciente e de 11,6kgf para a cenoura e 12,0kgf para a carne, em um segundo paciente. ATKINSON & SHEPHERD⁶ (1967), em estudos feitos em 2 indivíduos encontraram máximos de 13kgf de força de mastigação sobre o 2º premolar (2P) de PTs ocluindo contra dentes naturais inferiores e máximo de 7,0kgf em 1º molar (1M) e 1º pré (1P) de uma PPR ocluindo contra uma prótese total superior (PTS), na mastigação de borracha dura. De BOEVER et al²⁶ (1978), instalaram rádio transmissores em pânticos removíveis de próteses parciais em 3 pacientes e encontrou forças variando entre 4,5kgf e 6,8kgf na mastigação de pão, amendoim, goma e parafina. NEIL et al.⁸⁴ (1989) utilizaram-se do traçado eletromiográfico da atividade dos músculos da mastigação para calcular o valor de forças desenvolvidas na trituração de alimentos em 12 pacientes entre os quais havia dentados e usuários de próteses totais. Entre os pacientes dentados do sexo masculino, esses autores

encontraram uma média de 8,6kgf para a mastigação de bife e 8,1kgf para a mastigação de cenoura. Entre os dentados do sexo feminino encontraram médias de 6,5kgf para a mastigação de bife e 6,0kgf para a mastigação de cenoura. Homens usando próteses totais (PTs) aplicaram forças em média de 4,9kgf e 4,7kgf e mulheres usando PTs, aplicaram 3,53kgf e 3,41kgf , respectivamente para a mastigação de bife e para a de cenoura. GAY et al³⁶ (1994) pesquisaram valores de forças necessárias para incisar alimentos a partir do traçado eletromiográfico da atividade dos músculos da mastigação associado a registros piezoelétricos da força de mordida e encontrou médias de 3,5kgf e 5,5kgf para incisar porções pequenas e porções grandes de cenoura, respectivamente.

Notou-se que, como se não bastasse a diversidade de tipos, tamanhos ou porções de alimentos usados nas pesquisas, uma das grandes dificuldades observadas na comparação dos valores anunciados pelos autores decorre do uso de diferentes critérios de análise dos registros. Alguns autores analisam as forças aplicadas por mordida ("stroke") sobre o alimento sobre um único elemento dental ou região estudada. Outros o fazem levando em conta a soma dos valores das forças aplicadas a vários dentes durante uma mordida e outros expressaram os valores em termos da soma total das cargas aplicadas durante uma sequência de mordidas.

O amplo espectro de resultados encontrados pode ser o reflexo das diferentes condições experimentais (tipos de paciente, alimentos, locais de medida, tipos de prótese) e metodológicas usadas no desenvolvimento dos experimentos. Contudo, autores tem enfatizado a necessidade de mais estudos "in vivo" sobre essa função.

Um fato curioso revelado pelos dados é que os valores das forças usadas na boca para triturar os alimentos durante a mastigação, foram consideravelmente menores do que aqueles necessários para quebrá-los durante os testes preliminares de laboratório. A tabela A13 (ANEXO 10) mostra resultados de testes de "ruptura" realizados em laboratório com os alimentos utilizados. Os gráficos A1 e A2 (ANEXO 10) permitem uma comparação visual entre aqueles valores. A forma do traçado, no gráfico da força de compressão em função do "deslocamento", de um determinado alimento reflete uma característica da sua natureza. Verificou-se que, no caso da

carne, não se pôde detectar uma “ruptura” mesmo sob esforços bem maiores do que aqueles praticados no ato da mastigação. Os traçados obtidos durante os testes de compressão da carne, dentro dos limites de carga utilizados, foram sempre contínuos, e não mostraram uma deflexão brusca na curva, característica da “ruptura” do alimento. Valores maiores não foram aplicados para não por em risco a integridade da prótese experimental, durante os testes de laboratório. Já, no caso da cenoura, pôde-se perceber nitidamente a sua ruptura caracterizada por uma deflexão brusca no traçado da referida curva. Verificou-se que ela se deu em níveis de carga bem maiores do que aqueles praticados durante a mastigação, na boca das pacientes. Uma possível explicação que tem sido dada para esse fato pelos pesquisadores é que, durante a mastigação, componentes de força horizontais são introduzidas pelo sistema mastigatório, para cisalhar os alimentos, no intuito de reduzir, dessa maneira, a intensidade das cargas oclusais verticais. O mecanismo pelo qual o sistema mastigatório reduz a força vertical necessária para a trituração dos alimentos, usando forças laterais pode ser um mecanismo de proteção para evitar a sobrecarga das estruturas biológicas do sistema.

BRUDEVOLD¹⁸ (1951) notou esse fato em experimentos sobre mastigação em pacientes com dentaduras e acreditou ser provável que a mastigação tenha sido feita com a participação de esforço lateral da mandíbula uma vez que dados provenientes de experimentos mecânicos, segundo o autor, indicavam que as forças da mastigação foram muito pequenas para produzir a trituração de certos alimentos com um movimento de articulação plano. HEAD⁴¹ (1906) e SCHROEDER¹⁰⁵ (1925), usaram uma abordagem experimental semelhante. Constataram que forças menores eram solicitadas quando a moedura era feita com forças de cisalhamento do que quando executadas por uma compressão reta usando movimentos semelhantes ao de uma articulação plana.

b) Comparações entre força de mordida e força de mastigação

Uma observação dos valores médios encontrados para a força máxima de mordida e de mastigação mostra que estas foram significativamente maiores do que

aquelas, mesmo considerando a condição de desconforto, de um lado, relatada pela paciente "L", durante os testes.

O' ROURKE⁸⁷ (1949) observou que o homem, e, mesmo o homem urbano moderno, tem muito maior poder nos músculos mastigatórios do que é geralmente requerido para a mastigação e que extrema expressão dessa força é vista somente em condições experimentais, durante anestesia, analgesia e estados emocionais. Sob condições normais, elas são inibidas por dor ou por medo de dor ou de injúria. Salientou ainda que, especificamente, os fatores limitantes da força são os mecanismos sensoriais dos tecidos de suporte, e, principalmente, a membrana periodontal e reações de ansiedade baseadas em prévias experiências dolorosas. A mastigação, é suposta ser uma atividade confortável e prazerosa e mastigação sob condições de relaxamento é estimulante para a 1ª. fase, chamada de cefálica, da secreção gástrica. É natural, continua o autor, que um paciente com dentadura, o qual, sob condições testes expressa uma força de 9 kgf, use de 4kgf a 5kgf durante a mastigação. Por essas razões uma interpretação muito liberal dos achados dos testes para esforços de mordida deveria ser evitada, conclui O'ROURKE⁸⁷ (1949). KLATSKY⁵¹ (1936) observou que forças de mastigação foram cerca de 1/4 das forças de mordida aplicadas sobre gnatodinamômetros. Uma observação dos dados encontrados, nos dá conta de que as proporções entre as médias das forças de mastigação e máxima de mordida assemelharam-se, na maioria das vezes àquela relatada pelo autor citado.

b) Força de mastigação em função do desenho do conector maior

Uma revisão da literatura não revelou a preocupação dos autores em estabelecer "in vivo", relações entre as forças de mastigação ou de mordida com a flexibilidade do conector maior das PPRs de extremo livre, nos termos especificamente descritos nos objetivos deste estudo. Os valores das médias das forças de mastigação de cenoura e de carne pela paciente "L" e pela paciente "Z", expressos na tabelas 4.2.1 e na tabela 4.2.3, respectivamente, foram aplicados sobre diferentes tipos de desenhos de PPRs os quais diferenciavam-se entre si, apenas pelo grau de flexibilidade do conector maior, no lado denominado de lado

ativo, onde foi instalado o instrumento de medida, ou transdutor de força mastigatória.

A análise de variância dessas médias (quadro 4.2) mostrou que existem diferenças estatisticamente significantes entre elas. Através do teste de Tukey aplicado ao nível de 5% foi possível reunir as médias em conjuntos (A,B,C...) diferentes, constituídos, cada um deles de médias cujas diferenças não foram estatisticamente significantes e ordenadas decrescentemente segundo o seu valor numérico (quadro 4.2). Verificou-se que essa ordenação (direta ou inversamente considerada), não correspondeu à ordenação, direta ou indiretamente considerada dos correspondentes graus de flexibilidade (B_0 , B_1 , B_2 , B_3) atribuídos aos respectivos desenhos propostos para o conector maior das PPRs experimentais, neste estudo. A constatação decorrente da análise de variância e do teste de Tukey, permitem afirmar, à luz dos pressupostos estabelecidos para a abordagem dos resultados, que os desenhos das barras não influenciaram o comportamento das médias das forças usadas na mastigação da carne ou da cenoura, para ambas as pacientes. Uma análise dos grupamentos resultantes da aplicação do teste de Tukey permite constatar, também, o seguinte: 1) embora os conjuntos de médias sejam diferentes (A,B,C...), eles contém, uns mais, outros menos, um número considerável de médias estatisticamente não diferentes, em quase todos os grupos, com exceção, no caso das médias referentes à mastigação de cenoura pela paciente "Z", onde o conjunto C contém duas médias iguais, apenas (b_3 e b_2); 2) os conjuntos (ou grupos) de médias, não raro se interceptam, ou seja, têm elementos (médias) comuns; 3) os valores numéricos das médias são semelhantes, para a grande maioria das médias, considerados cada um dos alimentos. Esse argumento, isoladamente poderia parecer inócuo diante de um rigor estatístico. No entanto, quando se comparam as médias das forças necessárias para quebrar unidades de cenoura (tabela A13, ANEXO 10), em laboratório, onde as condições foram mais uniformes e mais controladas, verifica-se que há mais diferenças entre estas forças do que aquelas originadas durante a mastigação do alimento.

Essas observações parecem indicar que há uma tendência à igualdade das médias na mastigação de cada um dos alimentos, independentemente dos tipos de desenho considerados, no que se refere ao conector maior e que, possivelmente, as variações ocorridas devam-se a diferenças existentes na consistência de uma ou de outra unidade do alimento usado nos testes de mastigação, inerentes à sua própria natureza ou às dificuldades existentes no processo de padronização dos mesmos. Por exemplo, não se pode afirmar que dois “cubos” de cenoura ou de carne de mesma forma e tamanho tenham sempre a mesma resistência à trituração ainda que tenham a mesma origem e o mesmo tratamento. Uma prova da veracidade desta afirmação são as diferenças entre os valores das cargas de “ruptura” da cenoura, por exemplo, obtidos nos testes preliminares de laboratório. A tabela A13 (ANEXO 10) mostra onze valores diferentes de cargas de ruptura produzidos sobre unidades de cenoura, presumidamente padronizadas, nos moldes daquelas usadas para os experimentos sobre forças de mastigação.

Uma reflexão sobre os aspectos levantados na discussão dos resultados parece indicar que a consistência do alimento, ou sua resistência mecânica à “deformação” ou à “ruptura” associada a um nível individual de “trituração” necessário para prepará-lo para a deglutição, determina o valor da média das forças aplicadas na sua mastigação, independentemente do tipo de desenho da barra da PPR aqui estudado. BEARN¹² (1973) já havia notado que o alimento, ao invés do sujeito, imprimia as características do traçado das forças, em estudos sobre mastigação com PTs.

GIBBS et al.³⁷ (1981), estudando a relação entre o esforço de mordida e a consistência dos alimentos verificaram que, durante a fase de fechamento, na mastigação, havia pouca diferença nas forças utilizadas para prepará-los e concluiu que essas forças pareciam estar limitadas pela sua consistência.

GAY et al.³⁶ (1994) verificaram que a máxima força exigida para incisar determinados alimentos provavelmente dependia mais do alimento do que da capacidade de morder dos indivíduos.

d) Força de mastigação por unidade de área da base da sela da PPR .

Para cada uma das pacientes foram comparadas tanto as forças máxima de mordida como as de mastigação, em duas situações do desenho (referente à área) da sela: uma com a sela intacta (Si) e outra após a sua redução por desgaste. Em ambas as situações o desenho da barra foi o de maior grau de flexão na sua extensão distal (B_3 para a paciente "Z" e B_5 para a paciente "L").

Na opinião de METTY⁸⁰ (1958), a carga bruta sobre a base da prótese parcial removível, não é importante e sim a carga por unidade de área é que deve ser considerada. Este valor, naturalmente, é determinado dividindo-se a carga bruta pelas unidades de área, explica o autor.

Contudo, valores de esforços mastigatórios relacionados com área da base da sela nas condições deste experimento não foram encontrados na literatura consultada. FRECHETTE³⁵, em 1955, instalando transdutores em várias regiões na interface base-mucosa de próteses totais, estudou a variação das pressões exercidas por essas próteses sobre diferentes regiões da fibromucosa do rebordo, em função da forma da superfície oclusal dos seus dentes, durante a mastigação de alguns alimentos. Encontrou valores em torno de 25 a 35 lbs/pol², na mastigação de cenoura, e de 20 a 28 lbs/pol² para a mastigação de rosbife, na região da crista do rebordo.

A tabela 4.4.1 (paciente "L") e 4.4.2 (paciente "Z") mostram os valores médios das forças por unidade de área da sela em contacto com a fibromucosa, resultantes da mastigação de ambos os alimentos, nas condições experimentais de máxima flexibilidade da barra (B_5 para a paciente "L" e B_3 para a paciente "Z") e para duas dimensões na extensão da área da sela (Si: sela intacta e Sr: sela reduzida). A análise de variância dos valores dessas (quadro 4.2) mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os valores correspondentes, antes e depois da redução na extensão da sela. O teste de Tukey, aplicado a um nível de significância de 5%, mostrou que houve um aumento estatisticamente significativo na carga mastigatória por unidade de área da sela com a redução da sua extensão, para ambas as pacientes, tanto na mastigação de cenoura quanto na mastigação de carne. (quadro 4.4)

Os valores absolutos (independentes da área da sela) das médias forças usadas na mastigação dos alimentos, antes e depois da redução das selas constam das tabelas 4.2.2 e 4.2.4. A análise de variância (quadro 4.2) mostrou que as diferenças entre as médias dessas forças não foram estatisticamente significantes na mastigação de cenoura pela paciente "L" (3,26kgf e 3,54kgf, tabela 4.2.2), e na mastigação de carne pela paciente "Z" (3,70kgf e 3,79kgf, tabela 4.2.4) quando comparadas as duas condições de extensão da sela (Si- intacta e Sr- reduzida). Por outro lado, verificou-se também que, embora a análise estatística tenha apresentado os valores das forças de mastigação sobre as selas, de carne pela paciente "L" (3,99kgf e 3,76kgf, tabela 4.2.2) e de cenoura pela paciente "Z" (3,31kgf e 3,00kgf, tabela 4.2.4), antes e depois de reduzidas as respectivas selas, como estatisticamente diferentes, pode-se pela simples observação dos valores numéricos das forças, verificar que a redução da sela foi seguida de uma redução de 6 e 10 % na média da força de mastigação da paciente "L" e da paciente "Z", respectivamente. Essas observações parecem indicar que o aumento da carga por unidade de área da sela tenha sido ocasionado mais pela redução numérica da área da sela do que por aumento no valor da força de mastigação sobre o alimento, em si. Também parecem indicar que as médias dos valores das forças de mastigação usadas para a preparação de cada alimento, independem da extensão da sela.

5.5- Considerações finais

Uma reflexão sobre a metodologia empregada neste estudo, as condições experimentais em que foi realizado e suas eventuais consequências para os resultados, bem como sobre outros aspectos do conhecimento ou da pesquisa suscitados pelo seu desenvolvimento, parecem indicar a necessidade de se fazer alguns comentários sobre ele.

O pequeno número de pacientes e de repetições dos eventos estudados, aliados à dificuldades na padronização dos alimentos e a inconstâncias nas reações orgânicas dos pacientes, são fatores que de certa forma dificultam a definição das conclusões. Contudo, a literatura revela que não são raras as pesquisas nesse

campo envolvendo um pequeno número de pacientes, dadas as dificuldades encontradas e já mencionadas anteriormente.

STROMBERG¹¹⁰ (1955), estudou em apenas 1 sujeito, a influência de diferentes tipos de dentes na força mastigatória exercida por PTs sobre a mucosa. ANDERSON⁴ (1956 b), utilizou 2 sujeitos para analisar as tensões resultantes da mastigação sobre dentes munidos de transdutores de força. De BOEVER et al.²⁶ (1978) usou a telemetria em 3 pacientes para o estudo de forças oclusais e atribuiu o número reduzido de pacientes ao longo e penoso tempo para a montagem do transmissor, ao trabalho extensivo e ao alto custo dos circuitos eletrônicos. MAXFIELD et al.⁷⁶ (1979) usaram 2 pacientes para estudar as forças transmitidas aos suportes das PPRs. GLANTZ & STTAFFORD³⁸ (1980) utilizaram-se de 1 paciente para verificar a influência de componentes nas deformações da PPR. GIBBS et al.³⁷ (1981) estudaram forças mastigatórias usando telemetria em 3 sujeitos. OGATA et al.⁸⁹ (1993) usaram 2 pacientes para estudar a distribuição de cargas sobre os retentores de PPRs de extremo livre

Dificuldades relacionadas ao custo, montagem, adequação às próteses e aplicação dos transdutores, bem como a disponibilidade de equipamentos foram alguns dos fatores que limitaram o número de pacientes usados na realização deste trabalho. As dificuldades existentes na padronização dos alimentos como se pôde constatar pela revisão da literatura foram apontadas por grande número de pesquisadores dos fenômenos relacionados com a mastigação e parecem constituir-se em um problema ainda não resolvido, no consenso da maioria dos pesquisadores.

É necessário observar que, embora fosse pequeno o número de sujeitos envolvidos neste estudo, a análise estatística não foi usada para medir a variabilidade "entre" pacientes, como é usual. Neste estudo utilizou-se a análise de variância "intra" pacientes, de acordo com BARLOW & HERSEN¹⁰ (1984).

A posição da cabeça utilizada seguiu a posição adotada pela maioria dos autores que estudaram o assunto. MAO & OSBORN⁷⁴ (1994) pesquisando a relação entre padrões de atividade muscular e a direção de força de mordida usaram uma

posição na qual o paciente ficava sentado, com uma postura ereta e com o plano oclusal aproximadamente horizontal. FIELDS et al.³²(1986), por outro lado, não encontraram influência da postura da cabeça do paciente na intensidade da força máxima de mordida para dimensões verticais de 2,5 e 6,0mm.

A aplicação de fixador sobre a superfície basal das próteses totais superiores (PTs) das pacientes, previamente ao início das sessões de teste, pode significar, à primeira vista, um fator de “erro” nos resultados, considerando que o seu uso não era habitual entre as pacientes. Contudo, se atentarmos para a observação de O’ROURKE⁸⁷ (1949) de que o medo ou a ansiedade de desestabilização das próteses diante da aplicação experimental de esforços pode levar o paciente a apresentar um desempenho aquém das suas reais possibilidades na aplicação de esforços e a de BATES et al.¹¹ (1975), de que a retenção e estabilidade são fatores influentes na eficiência na aplicação da força, concluímos, que o procedimento adotado pareceu ser adequado.

Tem sido afirmado também que a força máxima de mordida depende, além de outros fatores, da distância interoclusal na qual ela é medida.

No que diz respeito à distância interoclusal de tomada das medidas de força máxima de mordida, é preciso ressaltar, que também não há consenso entre os estudiosos do assunto a respeito de qual seja a distância interoclusal de máximo desempenho da força muscular. Os registros das forças máximas de mordida foram feitos a uma distância de abertura interoclusal de aproximadamente de 9mm, ao nível da região de primeiros molares, distância esta decorrente das dimensões da extremidade sensível do instrumento de medida as quais foram determinadas por circunstâncias de natureza técnica, como por exemplo a adequação de sua espessura, flexibilidade e distância entre as lâminas aos limites da capacidade de aplicação das forças de mordida pelas pacientes, sem que as lâminas se tocassem. Contudo, o papel da dimensão vertical, como fator de influência na força máxima de mordida ainda permanece obscuro. BOOS¹⁶ (1940) acreditava que a máxima força de mordida se verificava ao nível da dimensão vertical de oclusão. Van EIJDEN¹¹⁷(1990) usou distâncias de 16mm \pm 2,3mm de abertura interincisal para

estudar forças de mordida. PROMBONAS et al.¹⁰⁰ (1994) verificaram que havia um aumento na força de mordida quando a abertura da boca cresce acima de 9mm da dimensão vertical de oclusão.

Os testes de mastigação foram realizados em duas ocasiões separadas por um espaço de tempo de 3 semanas. Esse fato pode sugerir o argumento de que as condições bio-psíquicas das pacientes não fossem as mesmas nessas duas ocasiões, embora pareça difícil, senão impossível afirmar que se o intervalo de tempo entre as sessões de teste fosse menor, as condições bio-psíquicas das pacientes seriam menos diferentes. PELLIZER⁹⁴ (1997) verificou que metade dos 73 pacientes portadores de PPRs não foram capazes de reproduzir forças de mordida em 3 determinações em uma mesma sessão. Tentativas de fazer todos os testes de mastigação em uma única sessão mostraram-se ineficazes diante do desconforto e cansaço relatados pelas pacientes. TZAKIS et al.¹¹⁵ (1992) demonstraram que a mastigação intensa previamente à medida, foi capaz de reduzir o valor da força de mordida.

Como houve a necessidade de se fazer os reparos posteriores aos testes e possibilitar a readaptação das pacientes ao uso da prótese, o intervalo de tempo adotado foi considerado apropriado.

Um maior número de sessões de testes em momentos distintos também tornou-se inviável diante de impossibilidades impostas pelas condições sócio-econômicas das pacientes.

Apesar dos aspectos críticos aqui apontados nestas reflexões, acredita-se ser razoável considerar alguns aspectos positivos originados dentro do contexto deste estudo.

MAXFIELD et al.⁷⁶ (1979) afirmaram que numerosos estudos tem sido conduzidos para testar o funcionamento das PPRs de extensão distal, mas infelizmente muito pouco tem sido desenvolvido "in vivo" e que os estudos de laboratórios enquanto sejam mais controlados do que os estudos clínicos, podem não propiciar resultados acurados devido a dificuldades de reproduzir a fisiologia do sistema mastigatório. Os resultados conflitantes e não conclusivos dos estudos

de laboratório, na opinião dos autores, indicam que eles podem ser um meio não confiável para se testar os desenhos de PPRs.

Para a realização desta pesquisa, dois transdutores foram especialmente projetados e construídos, os quais podem ser utilizados para futuros estudos sobre força de mastigação "in vivo", em humanos. Também foi sugerida uma metodologia para o estudo da problemática do rompe-força utilizando-se de um desenho de prótese experimental de extremo livre com barra dupla, capaz de variar a flexibilidade do conector maior sem os inconvenientes acarretados pela construção de várias próteses parciais removíveis, como tem sido feito usualmente.

O autor aponta para a possibilidade do surgimento de linhas de pesquisa decorrentes desse estudo, como por exemplo a padronização de testes de retenção de próteses totais com a utilização do transdutor de força máxima de mordida projetado.

A figura 16 mostra o aspecto das curvas de registro obtidas durante a mastigação de uma unidade do alimento (cenoura, carne) e aplicação da força máxima de mordida. Em virtude da velocidade utilizada para folha de papel da registradora (10-20mm/min) ter sido relativamente lenta, os traçados das curvas correspondentes aos diferentes ciclos (mordidas) permaneceram muito próximos uns dos outros, prejudicando qualquer tentativa de análise da variação das forças em função do tempo de duração das mesmas. NEILL et al.⁸⁴ (1989) referindo-se ao estudo de forças na mastigação, salientaram que há duas variáveis para se examinar: a magnitude da carga e o tempo durante o qual ela é aplicada. O autor deste trabalho concorda com essas observações e acrescenta que dada a natureza do objeto deste estudo, onde analisa a variação na intensidade de forças sobre um sistema elástico de flexibilidade crescente, como no desenho de PPR experimental proposto, relacionar forças, tempo de duração e graus de flexibilidade do sistema durante a mastigação de diferentes tipos de alimentos seria de grande importância para a compreensão de aspectos mecânicos da mastigação sobre PPRs de extremo livre, pouco ou ainda não explorados. O conhecimento sobre esses aspectos associados ao do comportamento mecânico dos diferentes alimentos, do ligamento

periodontal e da fibromucosa do rebordo residual, possibilitaria a construção de modelos teóricos da mastigação sobre os dispositivos propostos para solucionar o problema decorrente da dupla natureza de suporte dos desdentados parciais de classe I de Kennedy e avaliar os seus efeitos potenciais, por antecipação, sobre as estruturas orgânicas de suporte.

6 - CONCLUSÕES

6-CONCLUSÕES

Consideradas a complexidade inerente à natureza do objeto do presente estudo e as limitações de carácter metodológico, o autor acredita ser razoável afirmar que:

1- Os valores médios da força máxima de mordida e de mastigação encontrados aproximaram-se daqueles difundidos pela literatura quando obtidos em condições experimentais semelhantes e estão entre 7,80kgf e 16,10kgf para a força máxima de mordida, entre 3,14kgf e 3,70kgf para a cenoura e entre 4,50kgf e 4,60kgf para a carne;

2- O desenho da PPR, no que se refere às variações nos graus de flexibilidade do conector maior, não influenciou o comportamento dos valores da força máxima de mordida vertical;

3- A redução na área da base da sela da PPR em contacto com a fibromucosa fez reduzir os valores da força máxima de mordida vertical sobre os dentes artificiais da mesma;

4- A redução da área da base da sela da PPR fez aumentar o valor da força máxima de mordida e de mastigação verticais, por unidade de área da base da mesma em contacto com a mucosa do rebordo residual;

5- As forças de mastigação verticais exercidas para triturar os alimentos pareceram depender mais de suas propriedades mecânicas de resistência à ruptura do que do desenho da PPR quanto à flexibilidade do conector maior ou quanto à extensão da sela;

6- As forças verticais usadas para mastigar os alimentos foram menores do que as forças determinadas em laboratório, em testes complementares de ruptura;

7- Apesar do pequeno número de pacientes envolvidos, entretanto, foram propostos instrumentos e uma metodologia para o estudo das forças exercidas sobre o extremo livre mucoso-suportado da PPR.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*¹

001. AHLGREN, J., ÖWALL, B. Muscular activity and chewing force: A polygraphic study of mandibular movements. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.15, p. 271-80, 1970
002. ANDERSEN, K.L., PEDERSEN, E.H., MELSEN, B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. **Am.J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St Louis, v. 99, n.5, p. 427-40, May, 1991.
003. ANDERSON, D.J. Measurement of stress in mastigation. I. **J. Dent. Res.**, Washington, v.35, n.5, p. 664-70, Oct. 1956 a
004. ANDERSON, D.J. Measurements of stress in mastigation II. **J.Dent. Res.**, Washington, v.35, n.5, p. 671-3, Oct. 1956 b
005. ANGULO, E.A., ECHEVERRI, M. Prostodoncia Parcial Removible y su efecto sobre el periodonto. **Universitas Odontologica**, Bogota, 1er. sem., n.1, p. 37-43. 1991.
006. APPLGATE, O.C. Keeping the partial denture in harmony with biologic limitations. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 43, n. 4, p. 409-19, Oct. 1951.
007. APPLGATE, O.C. The partial denture base. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.5, n.5, p.636-48, Sep. 1955.
008. ATKINSON, H.F., SHEPHERD, R.W. Masticatory movments and resulting forces. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.12, p.195-202, 1967.
009. AYDINLIK, E., AKAY, H.U. Effect of a resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible. **J. Prosth. Dent.**, v.44, n.1, p.17-20, July, 1980.
010. BARLOW, D.H. & HERSEN, M. **Single case experimental designs**. New York. Pergamon Press.1984.
011. BATES, J. F., STTAFORD, G.D., HARRISON, A. Masticatory function - a review of the literature (II). Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.2, p.349-61, 1975.

¹. * De acordo com a NBR-6023, de agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT)..
 2. Abreviatura dos nomes dos periódicos de acordo com o World List of Scientific Periodicals

012. BEARN, E.M. Effect of different occlusal profiles on the masticatory forces transmitted by dentures. **Br. Dent. J.**, London, v.134, p. 7.1973.
013. BLACK, G.V. Anchorage of proximate fillings in bicuspid and molars. **Tr.Iowa D.Soc.** 1893. *Apud.* KLAFFENBACH, A.O. Gnathodynamics. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.23, p. 371-82, March, 1936.
014. BLACK, G.V. The force exerted in the closure of the jaws. **Dent. Cosmos**, v. 37, p.469, June, 1895. *Apud.* O'ROURKE, J.T. Significance of tests for biting strength. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.38, p. 627-33, May, 1949.
015. BLACK, G.V. Physical characters of the human teeth. **Dent. Cosmos**, v. 37, 353 (May), 469 (June), 353 (July), 637 (Aug.), 737 (sept), 1895. *Apud.* KLAFFENBACH, A.O. Gnathodynamics. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.23, p. 371-82, March, 1936.
016. BOOS, R.H. Intermaxillary Relation established by biting power. **J.Am.Dent.Ass.**, v.27, p.1192-99. August, 1940.
017. BRAUN, S., BANTLEON, H.P., HNAT, W.P., FREUDENTHALER, J.W., MARCOTTE, M.R., JOHNSON, B. E. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. **Angle Orthod.**, Appletown, v.65, n.5, p. 367-372, 1995.
018. BRUDEVOLD, F. A basic study of chewing forces of a denture wearer. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago. v. 43, p. 45-51. July, 1951.
019. BUDTZ-JORGENSEN, E., ISIDOR, F. A 5-years longitudinal study of cantilevered fixed partial dentures compared with removable partial dentures in a geriatric population. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v.64, n.1, p. 42-7. July, 1990.
020. CAPUTO, A.A., STANDLEE, J.E. **Biomechanics in Clinical Dentistry**, 1a. ed. Chicago. Quintessence, 1987. 224pgs.
021. CECCONI, B.T., ASGAR, K., DOOTZ, E. The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.25, n.1, p.44-56, Jan., 1971.
022. CECCONI, B.T., ASGAR, K., DOOTZ, E. Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.25, n.4, p.375-81, April, 1971.

023. CHRISTIDOU, L., OSBORNE, J., CHAMBERLAIN, J.B. The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth. **Br. Dent. J.**, London, v.135, p.9-18, July, 1973.
024. CORRUCINI, R.S., HENDERSON, A.M., KAUL, S.S. Bite-force variation related to occlusal variation in rural and urban Punjabis (North India). **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.30, 1, p 65-9.1985.
025. COWAN, R.D., GILBERT, J.A., ELLEDGE, D.A., McGLYNN, F.D. Patient use of removable partial dentures: Two -and four-year telephone interviews. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v. 65, n.5, p. 668-70, May, 1991.
026. De BOEVER, J.A., McCALL Jr., W.D., HOLDEN, S., ASH Jr., M.M. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.40, n.3, p.326-33, Sep., 1978.
027. De VAN, M.M. The Nature of the partial denture foundation: Suggestion for its preservation. **J.Prosth.Dent.**, St. Louis, v.2, n.2, p.210-18, March, 1952.
028. DEMER, W.J. An analysis of mesial rest-I-bar clasp design. **J. Prosth. Dent.**, St.Louis, v.36, n.3, p.243-53, Sept., 1976.
029. DONAHUE, T.J. Factors that augment the role of direct retainers in mandibular distal-extension removable partial dentures. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.60, n.6, p.696-99. Dec., 1988.
030. DRAKE, C.W., BECK, J.D. The oral status of elderly removable partial denture wearers. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v.20, n.1, p.53-60, Jan. 1993.
031. ELLIS III, E., THROCKMORTON, G. S., SINN, D.P. Bite forces before and after surgical correction of mandibular prognathism **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v.54, p. 176-81. 1996.
032. FIELDS, H.W., PROFFIT, W.R., CASE, J.C., VIG, K.W. Variables affecting measurements of vertical occlusal force. **J Dent Res.**, Washington DC, v.65, n.2, p 135-8, Feb.1986.
033. FRY, R. **The development of a new occlusal force transducer utilizing thin piezoelectric foil as the transducer.** Unpublished M.S.Thesis . Univ. of North Caroline. Chapel Hill, N.C. 1977. *Apud*. PROFFIT, W.R.; FIELDS, H.W.; NIXON, W.L. Occlusal forces in normal- and long-face adults. **J Dent. Res.**, Washington DC, v.62, n.5, p.566-70, May, 1983.

034. FRECHETTE, A. Comparison of balanced and nonbalanced occlusion of artificial dentures based upon distribution of masticatory force. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.5, n.6, p. 801-10, Nov. 1955.
035. FRECHETTE, A.R. Masticatory forces associated with the use of various types of artificial teeth. A preliminary report. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.5, n. 2, p. 252-68, March, 1955.
036. GAY, T., RENDELL, J., MAJOUREAU, A., MALONEY, F.T. Estimating human incisal bite forces from the electromyogram/bite-force function. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 39, n. 2, p. 111-5. Feb., 1994
037. GIBBS, C.H., MAHAN, P.E., LUNDEEN, H.C., BRENNAN, K., WALSH, E.K., SINKEWIZ, S.L., GINSBERG, S.B. Occlusal forces during chewing - Influences of biting strength and food consistency. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.46, n.5, p.561-7, Nov., 1981.
038. GLANTZ, P.O., STAFFORD, G.D. The effect of some components on the rigidity of mandibular bilateral free end saddle dentures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.7, n.6, p.423-33, Nov.,1980.
039. GRAFF, H., GRASSL, H., AEBERHARD, H.J. A method of measurement of occlusal forces in three directions. **Helvetia odontologica acta**, v.18, p. 7, 1974. *Apud*. BATES, J. F., STAFFORD, G.D., HARRISON, A. Masticatory function - a review of the literature (II). Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.2, p.349-61, 1975.
040. GYSI, A. Study on leverage problems of mandible. **D. Digest**, v.27, p.203, April; 143, March. 1921. *Apud*. BOOS, R.H. Intermaxillary Relation established by biting power. **J.Am.Dent.Ass.**, v.27, p.1192-99. August, 1940.
041. HEAD, J. The human skull used as a gnathodynamometer to determine the value of trituration in mastication of food. **Dent Cosmos** v. 48, p. 189, 1906. *Apud*. BRUDEVOLD, F. A basic study of chewing forces of a denture wearer. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago. v. 43, p. 45-51. July, 1951.
042. HELKIMO, E., CARLSSON, G.E., CARMELI, Y. Bite force in patients with functional disturbances of the masticatory system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.2, p.397-406, 1975.
043. HENDERSON, D., STEFFEL, V.L. **Prótese Parcial Removível de Mc Cracken**. Tradução de Joel Médici. 5. ed. São Paulo. Ed. Artes Médicas Ltda.1979.

044. HOLMES, J.B. Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v. 15, n.3, p.474-81, May-June, 1965.
045. HOWELL, A.H., MANLY, R.S. An electronic strain gauge for measuring oral forces. **J. Dent. Res.**, Washington, v.27, n.6, p.705-712. 1948
046. JAMES, A.G. Stress breakers which automatically return the saddle to rest position following displacement. Mandibular distal extension partial dentures **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.4, n.1, p.73-81, Jan. 1954.
047. JOHNSON, D.L., STRATTON, R. **Fundamentos da Prótese Parcial Removível**. Tradução de Patrícia Resende, 1a. ed. São Paulo, Ed. Quintessence. 1988. 501 p.
048. JOSHIPURA, K.J., WILLET, W.C., DOUGLAS, C.W. The impact of edentulousness on food and nutrient intake. **J.Am.Dent.Ass.**, Chicago, v. 127, p.459-67, April 1996.
049. JUVINAL, R.C., MARSHEK, K.M. **Fundamentals of Machine Design**, 2nd. Edition. John Willey & Sons. 1991, 757 p.
050. KAIREN, A.K. Effect of partial denture design on bilateral force distribution. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.6, n.3, p.373-85. May, 1956.
051. KLATSKY, M. Food and food mastication as external environmental factors in the causation and prevention of dental caries. **Den. Cosmos**, v. 78, p. 814 (Aug.), 1936. *Apud*. BRUDEVOLD, F. A basic study of chewing forces of a denture wearer. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago. v. 43, p. 45-51. July, 1951.
052. KTSUGA, K., CARLSSON, G.E., ÖSTERBERG, T., KARLSON, S. Self-assessed masticatory ability in relation to maximal bite force and dental state in 80-year-old subjects. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.25, p.117-124, 1998.
053. KAPUR, K.K., DEUPREE, R., DENT, R.J., HASSE, A.L. A randomized clinical trial of two basic removable partial denture designs. Part I : comparisons of five-years success rates and periodontal health. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v. 72, n.3, p. 268-82., Sep. 1994
054. KLAFFENBACH, A.O. Gnathodynamics. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.23, p. 371-82, March, 1936.

055. KRAFT, J. Support of removable partial dentures in situations with a unilaterally missing canine and curved edentulous ridge. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 1, p.86-9, jan. 1997.
056. KRATOCHVIL, F. J. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v 13, n.1, p. 114-24. Jan-Feb. 1963
057. KRATOCHVIL, F.J., CAPUTO, A.A. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.32, n.1, p.52-61, Jul. 1974.
058. KYDD, W.L. Quantitative analysis of forces of the tongue. **J.Dent.Res.**, Washington DC, v.35, n.2, p.171-4, April, 1956.
059. KYDD, W.L., MULLINS, G. A telemetry system for intraoral pressures. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.8, p.235-6, 1963.
060. KYDD, W. L., DUTTON, D.A., SMITH, D.W. Lateral forces exerted on abutment teeth by partial dentures. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.68, p.859-63, June, 1964.
061. LANDAY, M.A., NAZIMOV, H., SELTZER, S. The effects of excessive occlusal force on the pulp. **Oral Surg. Oral Oral Med. Oral Pathol.**, v.32, n.4, p. 623-28, oct. 1971.
062. LASSILA, V. HOLMLUND, I., KOIVUMAA, K.K. Bite force and its correlations in different denture types. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.43, n.3, p. 127-32, Jul., 1985.
063. LAURELL, L., LUNDGREN, D. A standardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.11, n.1, p 39-44, Jan. 1984
064. LAURELL, L., LUNDGREN, D. Periodontal ligament areas and occlusal forces in dentitions restored with cross-arch bilateral end abutment bridges. **J. Clin. Periodontol.**, Copenhagen, v.12, n.10, p.850-60, Nov. 1985.
065. LEAKE, J.L., HAWKINS, R., LOCKER, D. Social and functional impact of reduced posterior dental units in older adults. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, 21(1). P 1-10. 1994 Jan
066. LEUPOLD, R.J. A comparative study of impression procedures for distal extension removable partial dentures. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.16,n.4, p.708-20, July-Aug. 1966.

067. LEVIN, B. Stressbreakers: A practical approach. *Dent. Clin. North Am. Philadelphia*, v. 23, n.1, Jan. 1979.
068. LIM, K.A. Biting forces in edentulous patients. **Malay Dental Journal** , v.6, p.1,1966. *Apud.* BATES, J. F., STTAFORD, G.D., HARRISON, A. Masticatory function - a review of the literature (II). Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.2, p.349-61, 1975.
069. LINDERHOLM, H., WENNSTRÖM, A. Isometric bite force and it's relation to general muscle force and body build. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 28, p.679, 1970.
070. LUNDGREN, D., LAURELL, L. Occlusal forces in prosthetically restored dentitions: a methodological study. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v.11, n.1, P 29-37, Jan 1984.
071. Mac GREGOR, A.R., MILLER, T.P.G. Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free end saddles . **J. Dent.**, Guildford, , v.8, n.1, p. 27-34, Mar, 1980.
072. Mac GREGOR, A.R., MILLER, T.P., FARAH, J.W. The support of bounded saddles. **J Dent.**, Guildford, v.11, n.2, p.139-50, Jun., 1983.
073. MacENTEE, M.I. Biologic sequelae of tooth replacement with removable partial dentures: A case for caution. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v. 70, n.2, p.132-4. Aug. 1993.
074. MAO, J., OSBORN, J.W. Direction of a bite force determines the pattern of activity in jaw-closing muscles. **J. Dent. Res.**, Washington, v.73, n.5, p.1112-1120, May, 1994.
075. MANLY, R.S., VICTON, P. A survey of the chewing ability of denture wearers. **Jr Dent. Res.**, Washington, v. 30, p. 314. 1951
076. MAXFIELD, J.B., NICHOLLS, J.I., SMITH, D.E. The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. **J. Prosth. Dent.** v.41, n.2, p.134-42, Feb., 1979.
077. MAZURAT, R.D. Longevity of partial, complete and fixed prostheses: A literature review. *J. Can. Dent. Assoc.*, Ottawa, v.58, n.6, p.500-4, Jun, 1992.
078. Mc GEE, G.F. The use of stress breakers in tissue born partial dentures. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 39. n.4, p. 387-92. Oct. 1949.

079. MERICSKE-STERN, R. Three dimensional force measurements with mandibular dentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.13, n.1, p.36-43, Jan. 1998.
080. METTY, A. Obtaining efficient soft tissues support for the partial denture base. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 56, p. 679-88. May, 1958.
081. MILLER, E.L., GRASSO, J.E. **Prótese Parcial Removível**. Tradução de Fernando L.B. Montenegro e Gisele Sant'Ana. 2.d. São Paulo: Ed. Santos, 1990. 432 pgs.
082. MONTEITH, B.D. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: Evaluation of concepts for design. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.52, n.5, p 673-81, Nov., 1984.
083. NAGASHIMA, T., SLAGER, G.E., OTTEN, E., BROEKHUIJSEN, M.L., van WILLIGEN, J.D. Impact velocities of the teeth after a sudden unloading at various initial bite forces, degrees of mouth opening, and distances of travel. **J. Dent. Res**, Washington, v.76, n.11, p.1751-59, Nov. 1997.
084. NEILL, D.J., KYDD, W.L., NAIRN, R.I, WILSON, J. Functional loading of the dentition during mastication. **J. Prosth. Dent.**, v.62, n.2, p.218-28, Aug., 1989.
085. NORHOLT, S.E., AAGAARD, E., SVENSSON, P., SINDET-PEDERSEN, S. Evaluation of trismus, bite force, and pressure algometry after third molar surgery: a placebo controlled study of ibuprofen. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v.56, n.4, p. 420-427, Apr, 1998.
086. NYQUIST, G., OWALL, B. Masticatory loads registration during function. **Odontologisk Revy**, v. 19, p.45. 1967. *Apud*. BATES, J. F., STTAFORD, G.D., HARRISON, A. Masticatory function - a review of the literature (II). Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.2, p.349-61, 1975.
087. O'ROURKE, J.T. Significance of tests for biting strength. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.38, p. 627-33, May, 1949.
088. OGATA, K. Longitudinal study on torque around the sagittal axis in lower distal-extension removable partial dentures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.20, n.2, p.203-11, Mar., 1993.

089. OGATA, K., ISHII, A., SHIMIZU, K., WATANABE, N. Longitudinal study on occlusal force distribution in lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v.20, n.4, p.385-92, Jul. 1993.
090. OGATA, K., SHIMIZU, K. Longitudinal study on forces transmitted from denture base to retainers of lower free-end saddle dentures with Aker's clasps. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.18, n.5, p.471-80, Sept. 1991.
091. OGATA, K., WATANABE, N. Longitudinal study on torque transmitted from denture base to an abutment tooth of lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.20, p.3, p.341-8, May, 1993.
092. PAMIR, A.D., KALIPCILAR, B. Functional forces on complete dentures during swallowing and mastication. **J. Nihon Univ. Sch. Dent.**, Tokyo, v.30, p.44-49, 1988.
093. PARKER, H.M. Impact reduction in complete and partial dentures, a pilot study. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.16, n.2, p.227-45, March- April, 1966.
094. PELLIZER, E.P. **Forças de mordida relacionadas à Próteses parciais removíveis inferiores.** Tese (Doutorado)- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1997. 118 p.
095. PEZZOLI, M., APPENDINO, P., CALCAGNO, L., CELASCO, M., MODICA, R. Load transmission evaluation by removable distal-extension partial dentures using holographic interferometry. **J Dent.**, v.21, n.5, p.312-6, Oct.1993.
096. PLOTNICK, I.J. Stress regulator for complete and partial dentures. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.17, n.2, p.166-71, Feb, 1967.
097. PRIPUTNIEWICZ, R.J., BURSTONE, C.J., BOWLEY, W.W. Determination of arbitrary tooth displacement. **J.Dent. Res.** Washington , v.57, p. 663-74. 1978.
098. PROFFIT, W.R. FIELDS, H.W., NIXON, W.L. Occlusal forces in normal- and long-face adults. **J Dent. Res.**, Washington DC, v.62, n.5, p.566-70, May, 1983.
099. PROFFIT, W.R., FIELDS, H.W. Occlusal forces in normal- and long-face children. **J Dent Res.**, Washington DC, v.62, n 5, p 571-4, May, 1983

100. PROMBONAS, A., VLISSIDIS, D., MOLYVDAS, P. The effect of altering the vertical dimension of occlusion on biting force **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v. 71, n.2, p. 139-43. Feb., 1994.
101. RALPH, W.J. The effect of dental treatment on biting force. **J. Prosth. Dent.**, v.41, n.2,p.143-5, Feb.,1979.
102. REBÓSSIO, A.D. **Prótesis Parcial Removible**. ____ ed. Buenos Aires: Ed. Mundi, 1955. 6o6 p.
103. SASAKI, K., HANNAM, A.G., WOOD, W.W. Relationships between the size, position, and angulation of human jaw muscles and unilateral first molar bite force. **J Dent Res.**, Washington, v.68, n.3, p 499-503, Mar.1989.
104. SATO, T., HATATE, S. The influence of the occlusal configuration on food crushing - The effect of bladed teeth, for lingualized occlusion. **J. Jpn.Prostodont. Soc.**, v.39, n.1, p.84-96,1995. v
105. SCHROEDER, H. **Lehrbuch der Technischen Zahnheil-Kunde**, Band I. Berlin : Herman Meusser, 1925, p.226. *Apud* . BRUDEVOLD, F. A basic study of cheewing forces of a denture wearer. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago. v. 43, p. 45-51. July, 1951.
106. SCOTT, I, ASH Jr., M.M. A six-channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.16, n.1, p.56-61. Jan-Feb, 1966.
107. SHOHET, H. Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.21, n.3, p.267-82, March, 1969.
108. STEFFEL, V.L. . Fundamental principles involved in partial denture design. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 42, p. 535-44, May, 1951.
109. STRAIN GAGE INSTRUCTION MANUAL. 1st edn. Kyowa Electronic Instruments Co. Ltda. Japan. 1986
110. STROMBERG, W.R. A methods of measuring forces of denture bases against supporting tissues. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.5, n.2, p. 268-88, March, 1955.
111. THOMPSON, W.D., KRATOCHVIL, F.J., CAPUTO, A. Evaluation of photoelastic patterns produced by various designs of bilateral distal extension removable partial dentures. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.38, n. 3, p. 261-73, Sept., 1977.

112. TODESCAN, R., SILVA, E.E.B., SILVA, O.J. **Atlas de Prótese Parcial Removível**, 1.ed. São.Paulo : Ed. Santos, 1996. 345 p.
113. TOYODA, M., KASORI T., HAMA, A., WADA, C., OTSU, H., YAMAUCHI, I., MATSUO, E. Changes of stress bearing areas in abutment teeth and denture-foundation areas caused by application of impact to different points. **Bull. Kanagawa Dent. Col.**, Kanagawa, v.23, n.2, p.87-92, Sep. 1995.
114. TRULSSON, M., GUNNE,H.S. Food- holding and- biting behavior in humam subjects lacking periodontal receptors. **J.Dent. Res.**, Washington, v.77, n.4, p.574-582, Apr., 1998.
115. TZAKIS, M.G., KARLSSON, S., CARLSSON, G.E. Effects of intense chewing on some parameters of masticatory function. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.67, n.3, p.405-9, Mar., 1992.
116. VALLITTU, P.K., LASSILA, V.P., LAPPALAINEN, R. Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.51, n.6, p. 363-9, Dec.,1993.
117. Van EIJDEN, T.M. Jaw muscle activity in relation to the direction and point of application of bite force. **J. Dent. Res.** Washington, 1990 Mar. 69(3). P 901-5.
118. Van EIJDEN, T.M G.J. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.36, n.7, p. 535-9,. 1991.
119. WATANABE, K., MIZOKAMI, T. Studies on the effects of the spill-way on occlusal table of complete dentures upon the bearing of masticatory forces. **Bull. Tokyo Dent. Coll.**, Tokyo, v. 38, n. 2, p. 77-86, May, 1997.
- 120 WATT, D.M., Mac GREGOR, A.R., GEDDES, M., COCKBURN, A. & BOYD, J.L. A preliminary investigation of the support of partial dentures and it's relation to vertical loads. **Dent.Pract. and Dent. Record** v.9, n.1, 1958. *Apud.* BATES, J. F., STTAFORD, G.D., HARRISON, A. Masticatory function - a review of the literature (II). Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.2, p.349-61, 1975.
121. WONG, M.T., CALVERLEY, M.J., NAGY, W.W. Removable partial denture framework try-in. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.69, n.4, p.363-8, Apr., 1993.
122. YURKSTAS, A., CURBY, W.A. Force Analysis of prosthetic appliances during function. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.3, n.1, p 82-7, Jan. 1953.

ANEXOS

ANEXO 1

TERMO DE CONSENTIMENTO

Pelo presente consinto e autorizo minha participação voluntária como sujeito no experimento que pretende estudar "**A variação das forças de mastigação e de mordida sobre próteses parciais removíveis de extremo livre em função do desenho das mesmas**", a ser realizado pelo C.D. Antonio Giordani (RG: 2696052; CIC 014742788 /68), aluno do curso de Doutorado em Clínicas Odontológicas da FOP-UNICAMP. Para tanto, declaro estar ciente de que:

terei que usar uma prótese parcial removível especialmente desenhada e preparada, por um período de adaptação de quatro semanas. Após este período submeter-me-ei a testes de avaliação de esforços produzidos durante a mastigação e a aplicação da força máxima de mordida;

para a avaliação dos esforços mastigatórios acima mencionados será necessário substituir, oportunamente, uma parte da prótese por um dispositivo com extensômetros comumente usados em trabalhos científicos do gênero, os quais se utilizam de variações de voltagem pequenas, da ordem de milivolts (mV);

a condição acima mencionada não acarretará riscos de espécie alguma à minha saúde física, nem danos morais, constrangimentos de qualquer espécie ou custos financeiros à minha pessoa;

poderei, a qualquer instante deixar de participar do experimento sem que venha pesar sobre minha pessoa qualquer espécie de responsabilidade;

poderei, a qualquer momento recorrer ao CONSELHO DE ÉTICA PARA PESQUISAS EM SERES HUMANOS da Faculdade de Odontologia de PIRACICABA da UNICAMP, em defesa de direitos da minha pessoa que, eventualmente, julgue violados em circunstâncias do evento experimental.

Sendo só o que consta para o momento, reafirmo o presente consentimento:

Assinatura
Campinas, 7 de Julho de 1997

ANEXO 2

Tabela A1: Estatísticas descritivas da Frnst (kgf) de cenoura pela paciente "L", segundo o desenho da barra da PPR (Sup.:1.dia Inf.: 2.dia)

Desenho	N	X	Sd	m	M
Bo	18	2,906	0,750	1,427	4,707
Bo	16	2,797	0,947	1,781	6,062
Bo	15	3,008	0,909	1,664	5,238
Bo	19	2,898	0,741	1,467	4,726
Bo	16	2,773	0,952	1,781	6,102
Bo	15	2,966	0,912	1,584	5,198
B1	14	3,842	1,435	2,350	7,555
B1	13	4,016	1,096	2,645	7,163
B1	13	3,498	0,811	2,331	4,688
B2	9	2,894	0,902	1,938	4,413
B2	10	2,960	0,877	1,664	4,570
B2	10	2,896	0,502	1,978	3,824
B3	11	3,474	0,859	2,213	4,766
B3	9	3,347	0,866	2,094	5,002
B3	14	3,720	1,253	2,331	7,318
B4	9	4,832	2,002	2,253	7,750
B4	9	3,790	0,774	2,880	5,277
B4	10	3,594	0,742	2,526	5,158
B5	7	3,155	1,243	2,291	5,747
B5	10	3,254	1,592	1,781	7,397
B5	9	3,173	0,694	2,350	4,373
Desenho	N	X	Sd	m	M
Bo	12	3,838	0,747	2,830	5,330
Bo	15	4,062	0,782	2,178	5,510
Bo	13	3,339	0,646	1,888	4,206
B1	12	3,778	1,205	2,178	6,851
B1	11	4,101	0,882	2,395	5,330
B1	10	3,768	0,445	3,192	4,424
B2	15	3,186	0,566	2,251	4,461
B2	12	3,587	0,914	1,960	4,568
B2	12	4,254	1,434	2,757	7,901
B2	15	3,144	0,566	2,178	4,424
B2	13	3,443	0,915	1,960	4,496
B2	12	4,200	1,422	2,757	7,829
B2	11	3,795	1,269	2,613	7,358
B3	16	3,203	0,530	2,685	4,352
B3	14	3,934	0,592	3,120	5,438
B3	13	3,925	1,061	1,816	5,330
B4	15	3,117	0,638	1,526	4,062
B4	13	3,267	0,741	1,381	4,243
B4	13	3,718	0,744	2,432	4,859
B5	12	3,205	0,574	2,467	4,496
B5	13	3,109	0,446	2,467	3,954
B5	15	3,556	1,392	2,685	8,118

N=n. de mordidas, X=média, Sd=desv.padrão, m=mínimos, M=máximos

ANEXO 3

Tabela A2 : Estatísticas descritivas da Fmst (kgf) de carne pela paciente "L", segundo o desenho da barra da PPR. (Sup.:1.dia Inf.: 2.dia)

Desenho	N	X	Sd	m	M
Bo	15	5,115	1,125	3,784	7,339
Bo	13	4,218	0,576	3,430	5,042
Bo	12	4,602	1,091	3,117	6,378
B1	10	4,237	0,800	2,802	5,630
B1	12	4,680	0,739	3,155	5,709
B1	11	3,909	0,440	2,802	4,334
B2	7	3,910	0,826	2,979	5,120
B2	8	3,958	0,555	3,195	4,885
B2	10	3,859	0,872	3,038	5,434
B3	8	4,830	0,330	4,491	5,277
B3	10	4,282	0,318	3,902	4,883
B3	9	5,002	0,470	4,550	5,944
B4	7	4,186	0,685	3,312	5,355
B4	10	4,128	0,618	3,352	5,158
B4	9	4,269	0,766	2,880	5,336
B5	8	3,954	0,486	3,234	4,610
B5	7	4,131	0,558	3,371	5,080
B5	8	4,189	0,438	3,450	4,845
Desenho	N	X	Sd	m	M
Bo	12	4,224	0,830	2,504	5,184
Bo	13	4,229	0,576	3,120	5,149
Bo	12	4,379	0,973	3,120	5,800
B1	10	4,229	0,730	3,120	5,582
B1	11	4,629	0,707	3,192	5,438
B1	10	4,373	0,798	3,192	5,800
B2	9	3,731	0,722	2,830	4,859
B2	12	3,986	0,790	1,997	4,966
B2	12	3,954	0,662	2,722	5,112
B3	9	5,059	0,907	3,699	6,379
B3	11	4,306	0,496	3,845	5,656
B3	10	4,373	0,798	3,192	5,800
B4	14	4,562	0,837	3,338	6,307
B4	11	4,206	0,907	2,467	5,438
B4	13	4,515	0,838	3,264	5,946
B5	12	3,672	0,406	3,229	4,533
B5	9	4,427	0,578	3,555	5,221
B5	9	3,771	0,586	3,157	4,714

N=n. de mordidas, X=média, Sd=desv.padrão, m= mínimos, M=máximos

ANEXO 4

Tabela A3 : Estatísticas descritivas da Fmst (kgf) de cenoura pela paciente "Z", segundo o desenho da barra da PPR . (Sup.:1.dia Inf.: 2.dia)

Desenho	N	X	Sd	m	M
Bo	33	3,166	0,674	1,726	5,392
Bo	23	3,054	0,470	2,099	3,851
Bo	33	3,784	0,800	1,702	5,558
B1	28	3,390	0,766	2,285	5,136
B1	19	3,491	0,682	2,338	4,978
B1	19	3,568	0,533	2,654	5,030
B2	22	3,686	0,886	2,338	5,611
B2	22	3,464	0,557	2,602	4,528
B2	27	3,632	0,826	2,285	6,614
B3	31	3,130	0,573	2,125	4,450
B3	24	3,549	0,541	2,443	4,344
B3	23	2,997	0,973	1,914	5,400

Desenho	N	X	Sd	m	M
Bo	22	3,771	0,701	2,845	5,589
Bo	23	3,766	0,669	2,432	5,131
Bo	28	4,501	1,070	3,027	8,106
Bo	21	3,950	0,742	2,478	5,222
B1	19	3,747	0,859	2,112	6,093
B1	17	3,666	0,555	2,936	4,858
B1	17	3,894	0,558	2,752	4,720
B2	21	3,987	0,800	2,570	5,773
B2	15	3,568	0,544	2,936	4,720
B2	24	3,499	0,509	2,570	4,491
B3	32	3,342	0,861	2,112	6,779
B3	26	3,462	0,590	2,387	4,949
B3	25	3,451	0,570	2,294	4,354

N=n. de mordidas, X=média, Sd=desv.padrão, m=mínimos, M=máximos

ANEXO 5

Tabela A4 : Estatísticas descritivas da Fmst (kgf) de carne pela paciente "Z", segundo o desenho da barra da PPR. (Sup.:1.dia Inf.: 2.dia)

Desenho	N	X	Sd	m	M
Bo	19	4,981	0,814	3,314	6,773
Bo	22	4,731	0,894	2,602	6,034
Bo	23	5,219	0,925	2,654	6,931
B1	21	4,435	0,805	2,680	5,558
B1	21	4,859	0,482	3,816	5,664
B1	19	4,005	0,536	2,707	4,819
B2	27	3,698	0,610	2,602	4,819
B2	18	3,848	0,798	2,443	4,987
B2	15	3,886	0,714	2,338	4,978
B3	17	4,002	0,800	2,602	5,347
B3	18	3,715	0,738	2,602	4,978
B3	18	4,077	0,861	2,338	5,242
B3	23	3,963	0,659	2,496	5,030
B3	21	3,987	0,613	2,443	4,925
Desenho	N	X	Sd	m	M
Bo	18	3,843	0,819	2,661	5,406
Bo	16	3,928	0,499	3,074	4,582
Bo	20	4,317	0,656	2,936	5,498
B1	20	4,107	0,731	2,707	5,406
B1	11	3,576	0,648	2,203	4,491
B1	17	4,341	0,640	2,798	5,498
B2	16	3,597	0,635	2,294	4,629
B2	21	3,294	0,634	2,021	4,491
B2	17	3,259	0,730	1,837	4,582
B3	18	3,363	0,704	2,203	4,309
B3	17	3,269	0,621	1,974	4,171
B3	15	3,424	0,752	2,203	4,674
B3	20	3,246	0,475	2,112	4,309

N=n. de mordidas, X=média, Sd=desv.padrão, m=mínimos, M=máximos

ANEXO 6

Tabela A5 : Estatísticas descritivas da Fmrd (kgf) da paciente "L", segundo o desenho da barra da PPR. (lado ativo e lado inativo)

Lado	Desenho	N	X	Sd	m	M
Ativo	Bo	11	16,082	1,073	14,624	17,632
Ativo	B1	11	15,640	1,307	13,622	17,488
Ativo	B2	21	15,913	0,921	13,765	17,488
Ativo	B3	15	14,767	1,750	11,617	17,059
Ativo	B4	12	16,235	0,669	15,483	17,345
Ativo	B5	16	11,142	0,848	8,609	12,046
Inativo	Bo	11	7,776	0,686	6,891	8,896
Inativo	B1	14	9,561	1,141	7,750	12,333
Inativo	B2	16	9,084	0,904	7,464	10,614
Inativo	B3	15	9,325	1,448	6,891	12,619
Inativo	B4	17	8,154	1,144	6,604	11,187
Inativo	B5	14	7,331	0,910	6,032	8,609
Inativo	B5	16	6,148	0,678	4,886	7,464

N=n. de mordidas, X=média, Sd=desv.padrão, m= mínimos, M=máximos

Tabela A6 : Estatísticas descritivas da Fmrd (kgf) da paciente "Z", segundo o desenho da barra da PPR. (lado ativo e lado inativo)

Lado	Desenho	N	X	Sd	m	M
Ativo	Bo	7	11,918	0,606	10,880	12,610
Ativo	Bo	9	13,046	1,104	11,185	14,116
Ativo	B1	9	13,558	1,662	9,509	15,233
Ativo	B2	12	11,499	1,445	8,672	13,558
Ativo	B3	12	11,022	1,159	9,230	13,697
Ativo	B3	14	12,067	1,295	10,188	14,456
Inativ.	Bo	7	16,186	1,302	14,456	18,147
Inativ.	Bo	9	15,233	1,862	11,185	17,606
Inativ.	B1	9	15,233	1,753	12,022	17,327
Inativ.	B2	11	15,474	1,247	13,558	17,466
Inativ.	B3	13	15,920	1,173	12,860	17,327
Inativ.	B3	12	15,143	1,218	12,783	16,936
Inativ.	B3	18	14,039	1,662	11,803	17,051

N=n. de mordidas, X=média, Sd=desv.padrão, m= mínimos, M=máximos

ANEXO 7

Tabela A7: Estatísticas descritivas da Fmrd (kgf) e Fmrd/ unid. de área da base da sela (kgf/cm²) na paciente "L". (lado ativo e lado inativo)

Lado	Desenho	N	X	Sd	m	M	Área Base	F/área
Ativo	Intacta	16	11,142	0,848	8,609	12,046	7,40	1,506
Ativo	Reduzid.	13	8,819	1,144	6,891	10,328	3,20	2,756
Ativo	Reduzid.	15	8,628	0,600	7,607	9,755	3,20	2,696
Ativo	Reduzid.	15	8,676	1,313	6,318	10,614	3,20	2,711

Lado	Desenh.	N	X	Sd	m	M	Área Base	F/área
Inativo	Intacta	14	7,331	0,910	6,032	8,609	5,80	1,264
Inativo	Intacta	16	6,148	0,678	4,886	7,464	5,80	1,060
Inativo	Reduzid	16	5,808	0,627	4,313	6,604	2,30	2,525
Inativo	Reduzid	14	5,254	0,538	4,313	6,032	2,30	2,284

N=n. de mordidas, X=média, Sd=desv.padrão, m=mínimos, M=máximos

Tabela A8 : Estatísticas descritivas da Fmrd (kgf) e Fmrd/ unid. de área da base da sela (kgf/cm²) na paciente "Z". (lado ativo e lado inativo)

Lado	Desenh	N	X	Sd	m	M	ÁreaBase	F/área
Ativo	Intacta	12	11,022	1,159	9,230	13,697	8,80	1,253
Ativo	Intacta	14	12,067	1,295	10,188	14,456	8,80	1,371
Ativo	Reduz.	18	10,746	1,095	8,689	12,956	4,43	2,426
Ativo	Reduz.	11	11,588	1,192	10,188	13,591	4,43	2,616
Ativo	Reduz.	12	12,159	1,316	9,900	14,456	4,43	2,745

Lado	Desenh	No. mord.	X	Sd	m	M	ÁreaBase	F/área
Inativ	Intactal	13	15,920	1,173	12,860	17,327	8,00	1,990
Inativ	Intacta	12	15,143	1,218	12,783	16,936	8,00	1,893
Inativ	Intacta	18	14,039	1,662	11,803	17,051	8,00	1,755
Inativ	Reduzid.	12	14,009	2,194	8,631	16,878	3,10	4,519
Inativ	Reduzid.	14	13,492	1,513	9,957	15,379	3,10	4,352

N=n. de mordidas, X=média, Sd=desv.padrão, m=mínimos, M=máximos

ANEXO 8

Tabela A9 : Estatísticas descritivas da Fmst/área (kgf/cm²)- cenoura/ sela-paciente - "L".
(Sup.:1.dia Inf.: 2.dia)

Des.Sela	N	X	S	m	M	Área Base	F/área
Intacta	7	3,155	1,243	2,291	5,747	7,40	0,426
Intacta	10	3,254	1,592	1,781	7,397	7,40	0,440
Intacta	9	3,173	0,694	2,350	4,373	7,40	0,429
Reduzida	12	2,939	1,181	1,546	5,944	3,00	0,980
Reduzida	8	4,277	1,299	3,430	7,280	3,00	1,426
Reduzida	10	3,917	1,264	2,115	6,022	3,00	1,306

Des.Sela	N	X	S	m	M	Área Base	F/área
Intacta	12	3,205	0,574	2,467	4,496	7,40	0,433
Intacta	13	3,109	0,446	2,467	3,954	7,40	0,420
Intacta	15	3,556	1,392	2,685	8,118	7,40	0,480
Reduzida	11	3,630	0,933	1,598	5,003	3,00	1,210
Reduzida	13	3,899	0,952	1,744	5,510	3,00	1,300
Reduzida	12	2,869	0,941	1,453	4,134	3,00	0,956

N=n. de mordidas, X=média, S=desv.padrão, m=mínimos, M=máximos

Tabela A10 : Estatísticas descritivas da Fmst/área (kgf/cm²)- carne/ sela-paciente "L"
(Sup.:1.dia Inf.: 2.dia)

Des.Sela	No. Mord	X	S	m	M	Área Base	F/área
Intacta	8	3,954	0,486	3,234	4,610	7,40	0,534
Intacta	7	4,131	0,558	3,371	5,080	7,40	0,558
Intacta	8	4,189	0,438	3,450	4,845	7,40	0,566
Reduzida	8	4,088	0,395	3,274	4,570	3,00	1,363
Reduzida	7	4,048	0,766	2,763	5,296	3,00	1,349
Reduzida	9	3,970	0,595	3,234	4,805	3,00	1,323

Des.Sela	N	X	S	m	M	Área Base	F/área
Intacta	12	3,672	0,406	3,229	4,533	7,40	0,496
Intacta	9	4,427	0,578	3,555	5,221	7,40	0,598
Intacta	9	3,771	0,586	3,157	4,714	7,40	0,510
Reduzida	14	4,027	0,811	2,902	5,728	3,00	1,342
Reduzida	12	3,376	0,656	2,178	4,315	3,00	1,125
Reduzida	13	3,883	0,778	2,757	4,859	3,00	1,294
Reduzida	12	3,310	0,650	2,106	4,243	3,00	1,103
Reduzida	13	3,830	0,778	2,685	4,786	3,00	1,277
Reduzida	10	3,518	0,758	2,541	4,714	3,00	1,106

N=n. de mordidas, X=média, S=desv.padrão, m=mínimos, M=máximos

ANEXO 9

Tabela A11 : Estatísticas descritivas da Fmst/área (kgf/cm²)- cenoura/ sela-paciente "Z"
(Sup.:1.dia Inf.: 2.dia)

Des.Sela	N	X	S	m	M	Área Base	F/área
Intacta	31	3,130	0,573	2,125	4,450	8,80	0,356
Intacta	24	3,549	0,541	2,443	4,344	8,80	0,403
Intacta	23	2,997	0,973	1,914	5,400	8,80	0,341
Reduzida	23	3,120	0,562	2,099	4,133	4,90	0,637
Reduzida	19	3,107	0,536	2,125	4,291	4,90	0,634
Reduzida	18	3,269	0,672	2,258	4,555	4,90	0,667

Des.Sela	N	X	S	m	M	Área Base	F/área
Intacta	32	3,342	0,861	2,112	6,779	8,80	0,380
Intacta	26	3,462	0,590	2,387	4,949	8,80	0,393
Intacta	25	3,451	0,570	2,294	4,354	8,80	0,392
Reduzida	26	3,080	0,680	1,472	4,125	4,10	0,751
Reduzida	30	2,667	0,582	1,563	3,758	4,10	0,651
Reduzida	24	2,970	0,493	2,021	3,851	4,10	0,724

N=n. de mordidas, X=média, S=desv.padrão, m= mínimos, M=máximos

Tabela A12 : Estatísticas descritivas da Fmst / área (kgf/cm²)- carne/ sela-paciente "Z"
(Sup.:1.dia Inf.: 2.dia)

Des.Sela	N	X	S	m	M	Área Base	F/área
Intacta	17	4,002	0,800	2,602	5,347	8,80	0,455
Intacta	18	3,715	0,738	2,602	4,978	8,80	0,422
Intacta	18	4,077	0,861	2,338	5,242	8,80	0,463
Intacta	23	3,963	0,659	2,496	5,030	8,80	0,450
Intacta	21	3,987	0,613	2,443	4,925	8,80	0,453
Reduzida	21	4,238	0,846	2,443	5,506	4,90	0,865
Reduzida	18	3,678	0,632	2,390	4,899	4,90	0,751
Reduzida	22	4,128	0,554	2,866	5,005	4,90	0,842
Reduzida	18	3,843	0,642	2,602	4,978	4,90	0,784
Reduzida	24	3,810	0,648	2,443	5,136	4,90	0,777

Des.Sela	N	X	S	m	M	Área Base	F/área
Intacta	18	3,363	0,704	2,203	4,309	8,80	0,382
Intacta	17	3,269	0,621	1,974	4,171	8,80	0,371
Intacta	15	3,424	0,752	2,203	4,674	8,80	0,389
Intacta	20	3,246	0,475	2,112	4,309	8,80	0,369
Reduzida	24	3,456	0,813	1,746	4,858	4,10	0,843
Reduzida	17	3,837	0,995	2,294	5,864	4,10	0,936
Reduzida	16	3,256	1,146	1,563	5,222	4,10	0,794

N=n. de mordidas, X=média, S=desv.padrão, m= mínimos, M=máximos

ANEXO 10

Tabela A13: Forças aplicadas à cenoura e à carne, em testes preliminares de laboratório

Forças aplicadas à cenoura (kgf)	Forças aplicadas à carne (kgf)
Com deflexão na curva (F vs. desl.)	Sem deflexão na curva (F vs. desl.)
9,161	21,531
11,694	30,553
8,845	26,468
12,054	25,494
10,479	24,491
9,063	-
10,062	-
10,673	-
11,116	-
8,873	-
10,338	-

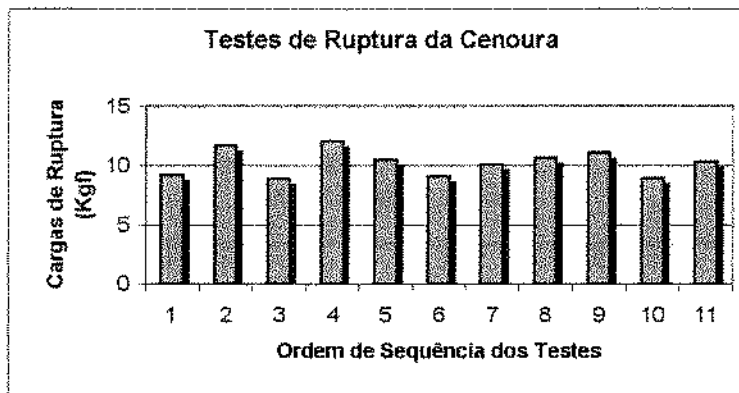


Gráfico A1: Cargas necessárias para romper a cenoura em experimentos de laboratório .

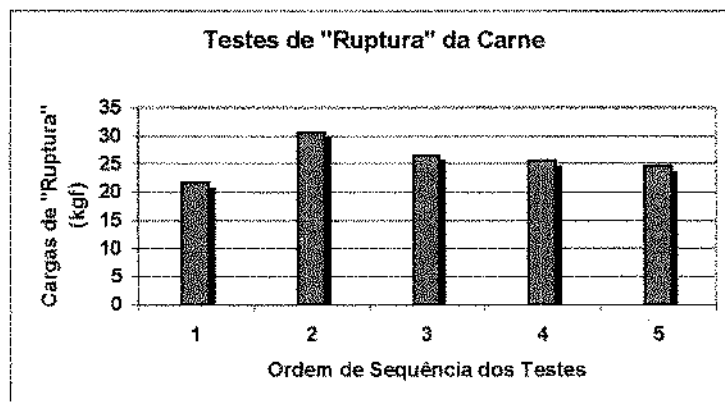


Gráfico A2 : Cargas aplicadas à carne em laboratório. (Obs.: sem deflexão da curva da força em função do deslocamento).