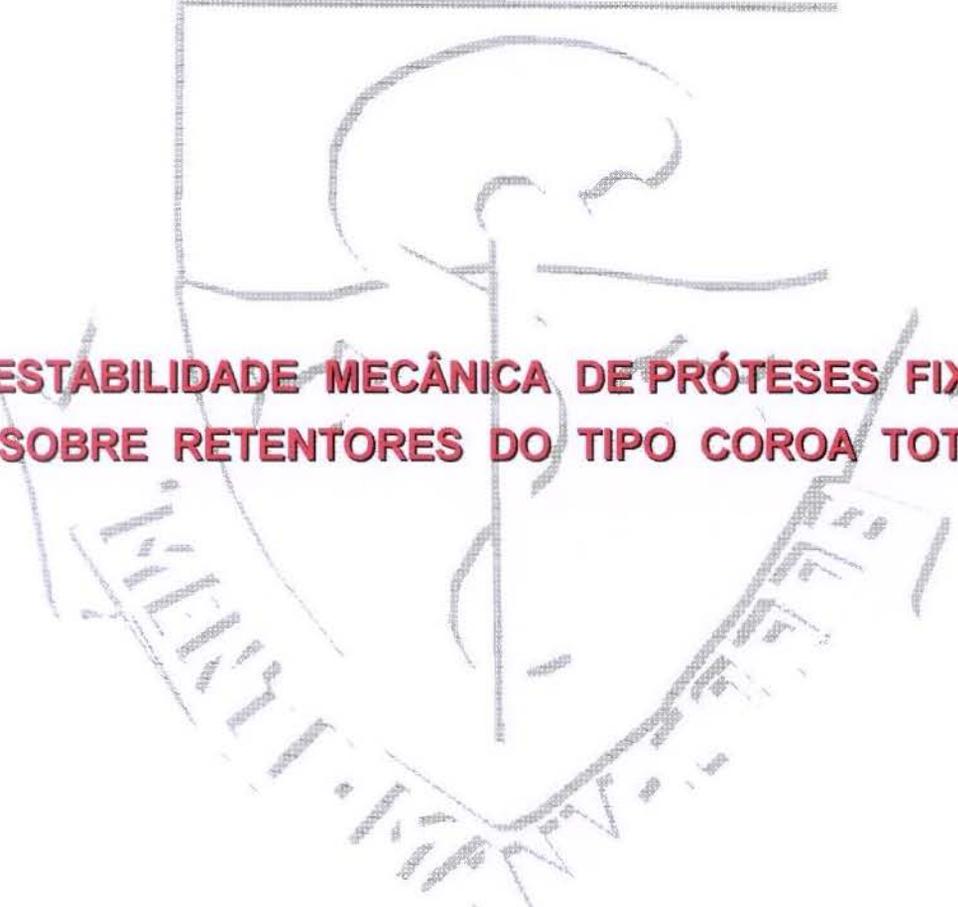


*Este exemplar foi declarado
concluído conforme ato
CC 06/036/83.
Piracicaba 20/11/96
[Assinatura]*

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Wilkens Aurélio Buarque e Silva
CIRURGIÃO DENTISTA



**ESTABILIDADE MECÂNICA DE PRÓTESES FIXAS
SOBRE RETENTORES DO TIPO COROA TOTAL**

TESE APRESENTADA À FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
DOUTOR EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
ÁREA DE PRÓTESE DENTAL

PIRACICABA - SP
1996

Si38e

29477/BC

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Wilkens Aurélio Buarque e Silva [†]
CIRURGIÃO DENTISTA

ESTABILIDADE MECÂNICA DE PRÓTESES FIXAS SOBRE RETENTORES DO TIPO COROA TOTAL

ORIENTADOR : PROF. DR. FREDERICO ANDRADE E SILVA
FOP/UNICAMP

TESE APRESENTADA À FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR
EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
ÁREA DE PRÓTESE DENTAL.

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

S38e	<p>Silva, Wilkens Aurélio Buarque e. Estabilidade mecânica de próteses fixas sobre retentores do tipo coroa total / Wilkens Aurélio Buarque e Silva. - Piracicaba: [s.n.], 1996. f. il. Orientador: Frederico Andrade e Silva. Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Prótese dentária. 2. Preparo - Cavidade dentária. 3. Odontologia operatória. I. Silva, Frederico Andrade e. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p>19.CDD - 617.692 - 617.672</p>
------	---

Índices para o Catálogo Sistemático

- | | |
|--------------------------------------|---------|
| 1. Dentaduras, coroas e pontes | 617.692 |
| 2. Preparo de cavidades e tratamento | 617.672 |



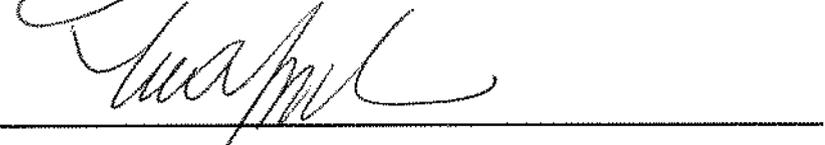
A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Doutorado**, em sessão pública realizada em 14/11/96, considerou o candidato aprovado.

1. Frederico Andrade e Silva 

2. Saide Sarckis Domitti 

3. Altair A. Del Bel Cury 

4. Sérgio Russi 

5. Matsuyoshi Mori 

Dedico este trabalho a:

*Lisandra, esposa e companheira,
que nos momentos críticos soube amar e
compreender.*

*Henrique, meu filho,
motivo de minha vida.*

*Meus pais, Frederico e Maria das Graças,
pelo exemplo e dedicação, que tornaram-se
metas em minha vida.*

Meus agradecimentos especiais,

*A meu orientador Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva,
sempre presente, pela paciência e confiança
na minha formação acadêmica.*

Meus sinceros agradecimentos:

*Ao Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti,
Professor Titular da Área de Prótese Total
da FOP-UNICAMP, grande incetivador
à carreira universitária.*

*Ao Prof. Dr. Antonio Wilson Sallum,
Professor Titular da Área de Periodontia
da FOP-UNICAMP, pela presteza
e simplicidade.*

*A Profa. Dra. Altair A. Del-Bel Cury,
coordenadora do Curso de Pós-Graduação
em Clínica Odontológica.*

*Profa. Dra. Marinéia de Lara Hadad,
do Departamento de Entomologia da
Escola Superior de Agricultura Luis de Queiróz - USP,
pela análise estatística dos resultados.*

*Aos meus colegas professores do Departamento
de Prótese e Periodontia, Guilherme, Mauro,
Marcelo e Enilson, pelas valiosas sugestões
a este trabalho.*

*A Sra. Maria Cecília Gregório Gomes,
pela dedicação e auxílio nas atividades
laboratoriais.*

*Ao Sr. Pedro Justino,
dedicado amigo, pelo auxílio na obtenção
do material fotográfico.*

*A Sra. Ana Maria Cossa,
grande amiga,
pela competência e dedicação no exercício
de suas atividades na CPG - FOP*

*A todos que contribuíram
direta ou indiretamente para a realização
deste trabalho.*

Sumário.

Capítulo 1 - Listas.	- pg. 1.
I - Listas de Quadros e Tabelas.	- pg. 2.
II - Lista de Figuras.	- pg. 5.
III - Lista de Abreviaturas e Siglas.	- pg. 7.
Capítulo 2 - Resumo.	- pg. 10.
Capítulo 3 - Introdução.	- pg. 12.
Capítulo 4 - Revista Bibliográfica.	- pg. 16.
A - Próteses Fixas Unitárias.	- pg. 17.
B - Próteses Fixas do tipo Pontes.	- pg. 36.
Capítulo 5 - Proposição.	- pg. 47.
Capítulo 6 - Metodologia.	- pg. 49.
A - Materiais.	- pg. 50.
B - Métodos.	- pg. 51.
- B.1 - Confeção dos preparos:	- pg. 51.
- B.1.a - Obtenção dos dentes suportes.	- pg. 51.
- B.1.b - Relacionamento entre os dentes suportes.	- pg. 52.
- B.1.c - Preparo dos dentes suportes.	- pg. 53.
- B.2 - Confeção dos corpos de prova:	- pg. 59.
- B.2.a - Obtenção do padrão.	- pg. 59.
- B.2.b - Obtenção da matriz.	- pg. 62.
- B.2.c - Obtenção dos corpos de prova.	- pg. 63.
- B.3 - Ensaio de Forma de Resistência.	- pg. 65.
Capítulo 7 - Resultados.	- pg. 68.
Capítulo 8 - Discussão dos Resultados.	- pg. 77.
Capítulo 9 - Conclusões.	- pg. 82.
Capítulo 10 - Apêndice.	- pg. 84.

A - Quadros de coleta de dados.	- pg. 85.
B - Análise estatística dos resultados.	- pg. 91.
Capítulo 11 - Summary.	- pg. 104.
Capítulo 12 - Referências Bibliográficas.	- pg. 106.

Capítulo 1.

Listas.

Listas.

I - LISTAS DE QUADROS E TABELAS.

I.a - Lista de Quadros.

- **Quadro I** - Materiais utilizados no estudo. - pg. 50.
- **Quadro II** - Coleta de dados, grupo I. - pg. 85.
- **Quadro III** - Coleta de dados, grupo II. - pg. 86.
- **Quadro IV** - Coleta de dados, grupo III. - pg. 87.
- **Quadro V** - Coleta de dados, grupo IV. - pg. 88.
- **Quadro VI** - Coleta de dados, grupo V. - pg. 89.
- **Quadro VII** - Coleta de dados, grupo VI. - pg. 90.

I.b - Lista de Tabelas.

- **Tabela I** - Constituição dos grupos. - pg. 59.
- **Tabela II** - Comparação entre níveis de força nos grupos I, II e III; pelo Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas. - pg. 69.
- **Tabela III** - Comparação entre níveis de força nos grupos IV, V e VI; pelo Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas. - pg. 71.
- **Tabela IV** - Comparação entre as médias de deslocamento ocorridos nos grupos, em função da intensidade da força. - pg. 72.
- **Tabela V** - Comparação entre os locais de aplicação da força compressiva, nos grupos I, II e III; pelo Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas. - pg. 73.

- **Tabela VI** - Comparação entre os locais de aplicação da força - pg. 75.
compressiva, nos grupos IV, V e VI; pelo Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas.
- **Tabela VII** - Comparação entre as médias de deslocamento - pg. 76.
ocorridos nos grupos, em função dos locais de aplicação das forças.
- **Tabela VIII** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 91.
(com assimetria à esquerda), para o fator A, grupo I.
- **Tabela IX** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 92.
(com assimetria à esquerda), para o fator B, grupo I.
- **Tabela X** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 93.
(com assimetria à esquerda), para o fator A, grupo II.
- **Tabela XI** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 94.
(com assimetria à esquerda), para o fator B, grupo II.
- **Tabela XII** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 95.
(com assimetria à esquerda), para o fator A, grupo III.
- **Tabela XIII** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 96.
(com assimetria à esquerda), para o fator B, grupo III.
- **Tabela XIV** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 97.
(com assimetria à esquerda), para o fator A, grupo IV.
- **Tabela XV** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 98.
(com assimetria à esquerda), para o fator B, grupo IV.
- **Tabela XVI** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 99.
(com assimetria à esquerda), para o fator A, grupo V.
- **Tabela XVII** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 100.
(com assimetria à esquerda), para o fator B, grupo V.
- **Tabela XVIII** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 101.
(com assimetria à esquerda), para o fator A, grupo VI.

- **Tabela XIX** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 102.
(com assimetria à esquerda), para o fator B, grupo VI.
- **Tabela XX** - Teste Não-Paramétrico de Comparações Múltiplas - pg. 103.
(com assimetria à esquerda), para a comparação entre os deslocamentos ocorridos nos grupos em função da intensidade da força compressiva, em todo o ensaio.

II - LISTA DE FIGURAS.

- **Figura 1** - Desenho esquemático do conjunto dente-cilindro de resina. - pg. 51.
- **Figura 2** - Suporte para o relacionamento entre o molar e o pré-molar. - pg. 52.
- **Figura 3** - Transferidor e compasso adaptados à haste vertical móvel do delineador. - pg. 53.
- **Figura 4** - Peça-de-mão de alta rotação adaptada à haste vertical móvel do segundo delineador, através de uma braçadeira. - pg. 54.
- **Figura 5** - Presilha adaptada à platina do delineador. - pg. 54.
- **Figura 6** - Platina inclinada em 8 graus. - pg. 55.
- **Figura 7** - Suporte estabilizador da angulação da platina. - pg. 55.
- **Figura 8** - Cilindros de resina fixos na platina e posicionados no delineador, durante a confecção dos preparos. - pg. 56.
- **Figura 9** - Cilindros de resina fixados na base estabilizadora. - pg. 57.
- **Figura 10** - Preparos sem canaletas. - pg. 58.
- **Figura 11** - Preparos com canaletas. - pg. 58.
- **Figura 12** - Padrão adaptado ao preparo (pré-molar). - pg. 60.
- **Figura 13** - Lupa utilizada para a observação do padrão. - pg. 60.
- **Figura 14** - Padrão adaptado ao preparo (molar). - pg. 61.
- **Figura 15** - Padrão concluído. - pg. 61.
- **Figura 16** - Aspecto externo da matriz. - pg. 62.
- **Figura 17** - Matriz adaptada à base estabilizadora. - pg. 63.
- **Figura 18** - Confecção dos corpos de prova (pré-molares). - pg. 64.
- **Figura 19** - Confecção dos corpos de prova (molares). - pg. 64.
- **Figura 20** - Corpo de prova concluído. - pg. 65.

- **Figura 21** - Vista panorâmica do corpo de prova adaptado na base da máquina de ensaio universal. - pg. 66.
- **Figura 22** - Locais de aplicação da força compressiva. - pg. 67.
- **Figura 23** - Ponto E de aplicação da força compressiva. - pg. 67.
- **Figura 24** - Corpos de prova deslocados nos grupos I, II e III em função da variação da intensidade da força. - pg. 70.
- **Figura 25** - Corpos de prova deslocados nos grupos IV, V e VI em função da variação da intensidade da força. - pg. 71.
- **Figura 26** - Corpos de prova deslocados durante todo o ensaio em função da variação da intensidade da força. - pg. 72.
- **Figura 27** - Corpos de prova deslocados nos grupos I, II e III em função da variação do local de aplicação da força. - pg. 74.
- **Figura 28** - Corpos de prova deslocados nos grupos IV, V e VI em função da variação do local de aplicação da força. - pg. 75.
- **Figura 29** - Corpos de prova deslocados durante todo o ensaio em função da variação do local de aplicação da força. - pg. 76.

III - LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.

- a.C.	- antes de Cristo.
- °	- grau.
- %	- por cento.
- mm	- milímetro.
- kg	- kilograma.
- MOD	- méso-ocluso-distal.
- MO	- méso-oclusal.
- DO	- disto-oclusal.
- 3/4	- três quartos.
- 4/5	- quatro quintos.
- '	- minuto.
- lbs/mm ²	- libras por milímetro quadrado.
- 1:4	- um para quatro.
- ADA	- American Dental Association.
- cm	- centímetros.
- µm	- micrometros.
- LTDA	- Limitada.
- Ind. e Com.	- Indústria e Comércio.
- Ind. Bras.	- Indústria Brasileira.
- KY	- Kentucky.
- S.A.	- Sociedade Anônima.
- Co.	- Corporation.
- Ind. e Com. LTDA	- Indústria e Comércio LTDA.
- 1 ^º	- primeiro.

- 2 ^a	- segundo.
- Cu	- Cobre.
- Al	- Alumínio.
- Ag	- Prata.
- mod.	- modelo.
- ref.	- referência.
- PVC	- poli-vinil-cloreto.
- ½ pol.	- meia polegada.
- °C	- grau Celcius.
- Fig.	- figura.
- n ^o	- número.
- mm/min.	- milímetro por minuto.
- s/ can.	- sem canaletas.
- c/ can.	- com canaletas.
- A	- cúspide vestibular do primeiro pré-molar.
- B	- cúspide lingual do primeiro pré-molar.
- C	- cúspide vestibular do segundo pré-molar.
- D	- cúspide lingual do segundo pré-molar.
- E	- cúspide médio-vestibular do primeiro molar.
- F	- cúspide mesio-lingual do primeiro molar.
- G	- cúspide mesio-vestibular do segundo molar.
- H	- cúspide mesio-lingual do segundo molar.
- S	- ocorrência de deslocamento.
- N	- ausência de deslocamento.
- Q	- valor calculado da estatística.
- v.	- volume.

- n. - número.
- ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas.
- NBR - norma brasileira.
- J. Am. dent. Ass. - Journal of American Dental Association.
- Missouri dent. J. - Missouri Dental Journal.
- J. dent. Res. - Journal of Dental Research.
- J. prosth. Dent. - Journal of Prosthetic Dentistry.
- Quintessence Int. - Quintessence International.
- Scand. J. dent. Res. - Scandinavian Journal of Dental Research.
- J. oral. Rehabil. - Journal of Oral Rehabilitation.
- Acta odont. Scand. - Acta Odontologica Scandinavica.
- Gen. Dent. - General Dentistry.
- Calif. dent. Ass. J. - Californian Dental Association Journal.
- Br. dent. J. - British Dental Journal.
- Tex. dent. J. - Texas Dental Journal.
- Int. J. Prosthodont. - International Journal of Prosthodontics.

Capitulo 2

Resumo

Resumo.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a estabilidade mecânica de pontes fixas, através da variação de forças compressivas verticais, de sentido ocluso-cervical, aplicadas nas vertentes oclusais internas dos retentores e pânticos; sendo os corpos de prova adaptados em preparos do tipo coroa total, com e sem canaletas axiais proximais e variando-se a convergência das paredes axiais.

Os preparos com 5mm de altura cervico-oclusal e ombro maior que 90°, foram confeccionados com as seguintes convergências: 16°, 24° e 32° de convergência total, com e sem canaletas axiais proximais (0,7mm de profundidade e 4mm de altura). Para cada hemi-arco foi confeccionado um corpo de prova com características morfofuncionais de uma ponte fixa, cujos retentores foram o 2º molar e o 2º pré-molar, e pânticos o 1º molar e o 1º pré-molar (pântico em “cantilever”).

Para avaliação da estabilidade mecânica, os corpos de prova adaptados em seus respectivos preparos, foram submetidos à cargas verticais de intensidade 3kg, 5kg, 10kg, 15kg e 20kg em uma máquina de ensaio universal, com velocidade constante em 1mm/min. O registro dos resultados consistiu em observar a ocorrência ou não de deslocamento dos corpos de prova.

Os resultados obtidos revelaram que: a) Os retentores adaptados sobre preparos com 12° e 16° em cada parede axial, sem canaletas axiais proximais, obtiveram médias de deslocamento significativamente superiores aos adaptados em preparos com 8°; b) O aumento na intensidade das forças compressivas diminuiu a estabilidade dos corpos de prova. c) As forças induzidas no “cantilever”, proporcionaram as maiores médias de deslocamento; d) As canaletas axiais proximais reduziram significativamente as médias de deslocamentos dos corpos de prova nos grupos com 12° e 16° de convergência em cada parede axial; e) As canaletas axiais proximais não foram devidamente efetivas em antagonizar as forças induzidas no “cantilever”.

Capítulo 3:

Introdução.

Introdução.

A preocupação em reparar perdas dentárias através de próteses fixas, remonta ao século VII a.C. Os etruscos construíam próteses, empregando bandas de ouro para a fixação dos dentes artificiais aos suportes; sendo que estes eram substituídos por dentes de animais. Na antiga Roma, os dentes artificiais eram esculpidos em osso ou em marfim. Os métodos utilizados por estes povos, indicam que a execução dos trabalhos protéticos era realizada por artífices especializados, demonstrando um notório desenvolvimento técnico no manuseio dos materiais. Entretanto, os poucos recursos técnicos forneciam aparelhos protéticos limitados; os conhecimentos de anatomia, histologia e fisiologia, praticamente não existiam e a maioria dos trabalhos fracassavam por razões biológicas e mecânicas.

Uma das primeiras contribuições a influenciar profundamente a odontologia restauradora, foi introduzida por BLACK² em 1869. Este autor, determinou os princípios mecânicos do preparo cavitário, com o objetivo de permitir, que um dente recebesse uma restauração que devolvesse com resistência e estabilidade, a sua forma original e impedisse a reincidência de cáries.

Com o objetivo de estudar o comportamento das próteses fixas, frente às forças mastigatórias; assim como, sua adaptação aos suportes preparados, inúmeros pesquisadores desenvolveram trabalhos, cujos resultados apresentaram-se de forma controversa, devido à variedade de fatores a serem considerados.

A longevidade da reabilitação por meio de próteses fixas, depende da consideração de alguns aspectos. Segundo KLAFFENBACH²⁰ em 1940, ROBERTS³⁵ em 1970 e GOLDFLOEGEL & LAMBERT⁹ em 1985; estas considerações não devem ser limitadas apenas ao elemento dental, mas sim, incluir todos os órgãos responsáveis pela função mastigatória; desta forma, a seleção do tipo de retentor, o equilíbrio oclusal e o respeito aos tecidos periodontais, são os requisitos mais críticos para a obtenção desta longevidade.

No que concerne ao tipo de retentor mais indicado para próteses fixas, THOM⁴¹ em 1950 e WRIGHT⁴⁸ em 1986, ressaltaram que os do tipo coroa total possuíam melhores qualidades mecânicas devido ao envolvimento total do dente suporte, proporcionando também, proteção as paredes enfraquecidas por cárie e a confecção com

segurança de próteses fixas unitárias e multiunitárias, inclusive com pânticos em “cantilever”.

A observação dos princípios de retenção e forma de resistência em um preparo dental, é dependente da situação clínica individual. Uma vez que a convergência preconizada como ideal nos livros textos, não é encontrada com frequência em clínica, o conhecimento de fatores e princípios básicos de mecânica é obrigatório para o sucesso de preparos para restaurações extra-coronárias. De acordo com GILBOE & TETERUCK⁸ em 1974, MACK²⁶ em 1980 e DODGE⁵ em 1985, todos os tipos de preparos necessitam a incorporação de requisitos que previnam o deslocamento das restaurações por forças funcionais. A retenção se opõe a esforços de tensão direcionados verticalmente com sentido cérvico-oclusal e, a forma de resistência as forças de compressão direcionadas horizontalmente ou obliquamente, com sentido méso-distal ou vestibulo-lingual, produzidas nas paredes axiais, na interface preparo-restauração, entretanto, para propósitos práticos, estes fatores devem ser considerados em conjunto.

Quando o nível de integridade ou as dimensões do dente forem impedimentos para a confecção de preparos mecanicamente estáveis, deve-se fazer uso de canaletas axiais para aumentar a área superficial e conseqüentemente o grau de retenção e a forma de resistência. A inclusão de canaletas axiais no preparo, pode aumentar a forma de resistência, uma vez que se adicionam paredes que antagonizam o deslocamento induzido pelas forças funcionais méso-distais e vestibulo-linguais e, porque também ocorre um aumento da superfície do preparo em contato com a prótese. GUYER¹² em 1970, propôs que para um efeito máximo na forma de resistência, deveríamos posicionar as canaletas nas superfícies proximais, onde obteremos um efeito completo de antagonização aos componentes buco-linguais e méso-distais das forças funcionais; pois, as canaletas posicionadas nas faces vestibulares e linguais podem permitir um pequeno grau de movimentação no sentido vestibulo-lingual, o que levaria ao fracasso da restauração. Neste sentido, EWING⁷ em 1957 e WEED & BAEZ⁴⁴ em 1984, também preconizaram o posicionamento das canaletas axiais nas faces proximais dos preparos, em próteses fixas unitárias ou multiunitárias, com o objetivo de antagonizar as resultantes das forças mastigatórias direcionadas horizontalmente e obliquamente no sentido vestibulo-lingual, quando o dente suporte possuir reduzida dimensão cérvico-oclusal.

Alguns autores pesquisaram a respeito dos fracassos ocorridos na confecção de próteses fixas extensas e, verificaram que 34% destes, eram devidos à falhas técnicas; sendo que, a maioria deles ocorriam em próteses fixas com pânticos em “cantilever”³³. Neste sentido, SHWEITZER et al.³⁶ em 1968, HOCHMAN et al.¹⁶ em 1987 e HIMMEL¹⁵ em 1992, afirmaram que as forças oclusais concentradas nos pânticos em “cantilever”, poderiam causar alteração de posição e movimentos rotatórios nos dentes suportes. Sugeriram que, para um melhor prognóstico deste tipo de prótese o equilíbrio oclusal deve ser criterioso, assim como, o número dos dentes suportes deveria ser aumentado e a dimensão dos pânticos diminuída.

HENDERSON et al.¹⁴ em 1970, estudaram o comportamento de próteses fixas com pânticos em “cantilever”, quando estes eram submetidos a forças compressivas de diversas direções e sentidos; concluíram que em todas as condições verificadas, a resultante de força observada nos suportes, foi maior do que as forças aplicadas no pântico e o suporte mais próximo ao pântico foi responsável pela absorção de mais de 50% da força aplicada.

MEZZOMO³⁰ em 1994, criticou alguns autores que afirmavam que as forças desenvolvidas em pânticos em “cantilever” eram menores do que aquelas desenvolvidas sobre pontes fixas com pilar distal, devido à deformação elástica no sentido apical que sofre o segmento suspenso submetido a carga. Afirmou que quando um pântico suspenso é confeccionado em regiões posteriores, há um risco maior de fratura e perda de retenção, devido ao aumento da força de alavanca a qual serão submetidos os suportes; desta forma, uma leve infra-oclusão dos pânticos, juntamente com preparos altamente retentivos e dimensões adequadas da prótese, permitem soluções clínicas mais confiáveis.

O comportamento de próteses fixas frente às forças mastigatórias, constitui-se ainda em motivo de diversos trabalhos de pesquisas, cujos resultados buscam estabelecer com exatidão as indicações e limites desta terapêutica. Desta forma, acreditamos que a aplicação de forças em diferentes pontos da mesa oclusal, assim como a variação de intensidade das mesmas, contribuirá para esclarecer o comportamento das pontes fixas frente as forças mastigatórias.

Capítulo 4:

Revista
Bibliográfica.

Revista Bibliográfica.

A - Próteses fixas unitárias.

JORGENSEN¹⁷ em 1956, realizou estudo com o objetivo de avaliar o relacionamento entre retenção e ângulo de convergência em coroas cimentadas do tipo veneer. Em relação ao preparo, era amplamente conhecido que, quanto menor o ângulo de convergência entre as superfícies opostas do preparo, maior seria o grau de retenção da coroa cimentada sobre ele. Entretanto, a relação entre estes dois fatores, convergência e grau de retenção ainda não havia sido analisada em testes laboratoriais. A análise da relação esperada num eixo de coordenadas, poder-se-ia prever que a curva demonstrativa da retenção das coroas, decresceria consideravelmente com o desvio do paralelismo entre as superfícies opostas de um preparo. O relacionamento entre estas duas variáveis foi demonstrado utilizando-se preparações do tipo coroa total em metal, com dimensões de diâmetro e altura padronizadas em 8 mm, variando-se o grau de convergência total em 5°, 10°, 15°, 20°, 25°, 35° e 45°. As coroas foram perfuradas lateralmente para permitir um escape do cimento durante o procedimento de cimentação. Os testes de tração foram feitos 24 horas após a cimentação numa máquina de testes Losenhausen com uma carga máxima de 1000 kg. Variando-se a carga de cimentação, foram obtidos valores de retenção diferentes para uma mesma angulação, e a medida em que se aumentava o ângulo de convergência com uma carga de cimentação constante, a média destes valores decrescia. Foi observado também, a influência da rugosidade interna das coroas em relação a retenção. Os valores de retenção encontrados nas coroas com um grau maior de rugosidade interna, foram muito maiores do que os encontrados para as coroas com um grau menor de rugosidade; entretanto, os resultados não foram conclusivos, uma vez que o grau de rugosidade superficial interna das coroas, apesar de suave, não foi controlado.

LEWIS & OWEN²³ em 1959, propuzeram uma solução matemática para as dificuldades encontradas na preparação de um suporte do tipo coroa total. Afirmam que a utilização de conceitos elementares de geometria e mecânica podem ser aplicados na resolução destas dificuldades. O problema específico considerado foi: que tipo de preparo para a confecção de coroas totais tem a melhor forma de resistência

e retenção? Foi necessário fazer algumas suposições: o preparo que é clinicamente tridimensional, deveria ser analisado como uma figura geométrica plana de forma trapezoidal, a coroa também deve ser analisada e exposta como uma figura geométrica plana, intimamente adaptada a superfície do preparo. Não foi considerada a presença da película de cimento entre o preparo e a coroa. Numa análise geométrica, são possíveis dois tipos de movimento da coroa sobre o preparo; movimentos rotacionais decorrentes de forças de compressão verticais, horizontais e oblíquas e, movimentos decorrentes de forças de tensão direcionadas verticalmente no sentido coronário. Para que os movimentos rotacionais sejam impedidos, é necessário que as paredes axiais do preparo tenham altura e inclinação satisfatórias, ou seja; considerando-se um ponto de fulcro na base do preparo, traça-se uma reta que se origine deste ponto e intersecte a parede axial oposta perpendicularmente. Caso esta condição não seja atendida, por excesso de inclinação ou carência de altura nas paredes axiais, o preparo não terá condições de impedir o deslocamento da coroa por forças rotacionais. Em relação as forças de tensão direcionadas verticalmente com sentido coronário, a eficiência do preparo em impedir o deslocamento é diretamente proporcional ao paralelismo e altura de suas paredes axiais e, a adaptabilidade do retentor em sua área superficial. Atendendo a estas condições, um preparo com altura satisfatória e cujas paredes axiais tendem ao paralelismo promoverá uma maior tensão friccional entre sua superfície e a superfície interna da coroa, o que impedirá o deslocamento.

CHABERNEAU³ em 1958, verificou o efeito de algumas variáveis impostas pela técnica de fundição sobre a adaptação cervical e a retenção de restaurações metálicas fundidas e coroas totais. Com relação a rugosidade interna das restaurações, observou que era afetada principalmente pelo tipo de revestimento utilizado. Cortes seccionados de coroas fundidas em liga de ouro corretamente adaptadas, cimentadas ou não, demonstraram que superfícies internas lisas resultam em melhor adaptação do que coroas com superfície interna rugosa. A presença de cimento afeta a facilidade de adaptação principalmente em restaurações do tipo Classe I e coroas totais. Foi observado ainda que melhores níveis de adaptação foram obtidos para as coroas totais, quando utilizada a técnica de inclusão por expansão higroscópica do revestimento. Quanto a capacidade retentiva, em próteses fixas cimentadas, níveis maiores de retenção foram observados para as de superfície interna rugosa.

KAUFMAN, COELHO, COLIN¹⁸ e KAUFMANN et al.¹⁹ em 1961 e 1966 respectivamente, observaram a retenção de coroas totais em preparos cônicos. Inicialmente, as coroas adaptadas em seus respectivos preparos com 4, 7 e 10mm de altura e 1º, 5º, 10º, 15º e 20º de convergência sem cimentação, foram submetidas a uma força vertical compressiva de 15,89kg por dez minutos através de uma máquina de teste universal Instron. Imediatamente após, uma força de tensão foi aplicada e os valores onde ocorreram o desassentamento das coroas foram registrados. Posteriormente foram cimentadas com a mesma força vertical compressiva e, após 48 horas, foram submetidas ao teste de tensão. Não houve correlação entre o desassentamento antes e após a cimentação. Esta falta de correlação entre a retenção das coroas não cimentadas e das cimentadas pode ser interpretada, levando em consideração que fatores como, um grau de convergência ótimo das paredes axiais, uma altura do preparo adequada e, uma correta adaptação cervical e interna das coroas são mais significativos em termos de retenção do que propriamente o embricamento mecânico do cimento entre a superfície interna da coroa e a externa do preparo.

GRAY¹⁰ em 1968, observou a retentividade de preparações para prótese fixa testando por tração dez variações de preparos. Em molares: coroa total cônicos com e sem canaletas proximais, MOD com e sem canaletas proximais, MO com canaletas similares às preparações MOD e um preparo oclusal. Em pré-molares: coroa total cônicos, preparo 4/5 com canaletas proximais, preparo 4/5 com canaletas proximais e dois pinos oclusais. Em caninos: coroa total cônicos, preparo 3/4 com canaletas proximais e preparo 3/4 com canaletas proximais e um pino no cíngulo. Em todos os preparos, o diâmetro e a altura foram padronizados, o ângulo de convergência total foi estabelecido em 8º. Os valores médios de força aplicada para deslocar a coroa da respectiva preparação foram comparados, revelando diferenças estatisticamente significantes. Os preparos em molares do tipo coroa total foram os mais retentivos, seguidos pelas preparações em pré-molares do tipo coroa total e 4/5 com canaletas proximais e dois pinos oclusais. As reduções em caninos, tipo coroas 3/4 com pino no cíngulo, caixas MOD e MO em molares ambas com canaletas proximais e MOD sem canaletas também em molares, tiveram os menores valores de forças necessárias para o deslocamento.

LOREY & MYERS²⁴ em 1968, estudaram os níveis de retenção de alguns tipos de preparos utilizados em prótese fixa, através de forças de tensão

verticais coincidentes ao eixo de inserção da coroa. A intensidade da força requerida para romper a película de cimento e deslocar as fundições de seus respectivos preparos, foi utilizada como meio de comparação. Cinco tipos de preparo foram confeccionados: preparo tipo coroa total cônicos e com definição de ângulos axo-proximais com ombro cervical em 90° , preparo tipo 3/4 com canaletas proximais e ombro cervical, preparo tipo 3/4 similar ao anterior com um pino cônico posicionado no cingulo, preparo tipo 3/4 com ombro cervical e dois pinos cônicos na borda incisal e um no cingulo, e, preparo tipo 3/4 sem preparação de cingulo, com término cervical em bisel e três pinos paralelos na mesma localização descrita anteriormente. Esses preparos foram confeccionados em caninos, adaptados à base de um delineador do tipo Ney, com uma convergência total de 5° e $36'$ e 6 mm de altura. As capacidades retentivas destes preparos foram comparadas entre si e com os preparos do tipo coroa total cônicos. Não foi encontrada nenhuma relação entre os valores de retenção com e sem cimento. Em alguns casos, os valores de retenção para coroas totais desadaptadas foram maiores do que para as coroas desadaptadas que foram desgastadas internamente. Isso demonstra que, a adaptação cervical das coroas não é critério para se avaliar uma boa retenção, e, provavelmente coroas desgastadas internamente tem uma redução em sua tensão friccional com a superfície do preparo, reduzindo os valores de retenção. Uma coroa adaptada uniformemente além de proporcionar um espaço mais uniforme para a película de cimento, adquire altos valores de retenção. Os preparos do tipo coroa total cônicos obtiveram os maiores valores de retenção, em relação aos outros tipos de preparos.

EL-EBRASHI, et al.⁶ em 1969, estudando o "stress" produzido nas paredes axiais de preparos do tipo coroa total cônicos, deram ênfase ao conceito de paralelismo, afirmando que o mesmo é muito importante na retenção de coroas totais. Concluíram que o "stress" produzido nas paredes axiais é decorrente de esforços de compressão desenvolvidos durante a mastigação funcional e o aumento do ângulo de convergência entre estas paredes proporciona um aumento de concentração do fator "stress". Foram estudados preparos com 0° , 5° , 10° , 15° e 20° de convergência total, verificando-se que o stress aumenta muito pouco quando o ângulo de convergência varia de 0° até 15° e que este aumento é maior quando a convergência entre as paredes axiais altera de 15° para 20° . Aumentando-se o ângulo de convergência entre as paredes axiais de um preparo do tipo coroa total, aumenta-se também a possibilidade da coroa ser deslocada quando submetida a esforços mastigatórios funcionais.

GUYER¹² em 1970, estudando os tipos de preparos com definição de ângulos axo-proximais utilizados como retentores de próteses fixas, verificou que existem três elementos fundamentais, os quais influenciam na estabilidade mecânica: a redução oclusal, a redução axial e os níveis de retenção e forma de resistência. A redução oclusal e a axial estão intimamente relacionadas com os níveis de retenção e forma de resistência do preparo, sendo por isso, os primeiros passos a serem realizados no procedimento clínico. Níveis aceitáveis de retenção e forma de resistência podem ser conseguidos através da quantidade de redução oclusal, da convergência de paredes axiais opostas, da confecção de canaletas axiais ou outros artifícios para retenção adicional e, através da combinação entre estes procedimentos. A redução oclusal e o grau de convergência das paredes axiais determinam a retenção e a forma de resistência das preparações. A retenção e forma de resistência otimizadas são conseguidas entre 2º a 5º de convergência e com uma redução oclusal que leve em consideração o tipo de material restaurador e a dimensão total do dente a ser preparado. Com relação às canaletas axiais, deve-se posicioná-las num local que satisfaça o fator de resistência ao deslocamento por forças funcionais, levando em consideração o direcionamento destas forças e seu posicionamento em relação ao término cervical. Devem ainda sempre ser direcionadas paralelamente às paredes axiais do preparo.

GILBOE & TETERUCK⁸ em 1974, analisaram os fundamentos mecânicos dos preparos cônicos do tipo coroa total, dando ênfase à retenção e a forma de resistência. Advertiram que a observação dos princípios de retenção e forma de resistência no preparo dental, é dependente da situação clínica. A convergência entre as paredes axiais de um preparo preconizada como ideal nos livros textos, não é encontrada com frequência em clínica, assim, o conhecimento de princípios básicos de mecânica é obrigatório para o sucesso de preparos para coroas totais. Afirmaram também que, todos os tipos de preparos necessitam a incorporação de requisitos que previnam o deslocamento das restaurações por forças mastigatórias funcionais. A retenção se opõe a esforços de tensão direcionados verticalmente com sentido cérvico-oclusal e, a forma de resistência, as forças de compressão direcionadas horizontalmente ou obliquamente, com sentido méso-distal ou vestibulo-lingual, produzidas nas paredes axiais, na interface preparo-restauração, entretanto, para propósitos práticos, estes fatores devem ser considerados em conjunto. Em relação a forma de resistência, há uma altura e convergência exatas onde o preparo passa de possuir forma de resistência, para não

possuí-la, não importando a intensidade da força aplicada. Em relação a retenção, observaram que é diretamente proporcional a altura do preparo e inversamente proporcional ao grau de convergência entre suas paredes e, que sempre haverá uma força que deslocará a restauração do preparo decrescendo gradativamente a medida que o ângulo de convergência entre as paredes axiais aumentar e a altura do preparo diminuir; ou seja sempre haverá uma capacidade retentiva, mesmo que seja mínima. Uma parede axial de 2º a 5º de convergência promove uma ótima retenção e forma de resistência, esta aproximação ao paralelismo entre ambas as paredes produz uma oposição ao deslocamento que é substancialmente mais efetiva do que qualquer outro fator. Aumentando-se a altura das paredes axiais, a retenção e a forma de resistência também aumentam. Na redução oclusal, a reprodução dos planos inclinados é o primeiro fator a afetar este objetivo. Existe um relacionamento direto entre a área superficial do preparo e os níveis de retenção e forma de resistência, desta forma quanto maior for a área do preparo, maior será o potencial de resistência ao deslocamento do retentor. Caso estes fatores sejam insuficientes para determinar a estabilidade mecânica, devemos adicionar recursos técnicos ao preparo, tais como, canaletas, caixas e pinos.

REISBICK & SHILLINGBURG³⁴ em 1975, averiguaram os aspectos geométricos de preparo do tipo MOD "onlay" e "inlay", 3/4, 4/5 e cônicos do tipo coroa total. Mostraram a necessidade de, numa análise mecânica considerar a forma de resistência e retenção não somente através de forças de tração direcionadas verticalmente, mas também considerar forças direcionadas horizontalmente e obliquamente, que comumente ocorrem durante a mastigação funcional. Observaram o deslocamento provocado por estas forças, por meio de uma máquina de fadiga, comparando este deslocamento ao obtido por forças de tração direcionadas verticalmente e no sentido do longo eixo dos dentes. Não houveram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos submetidos à forças de tração e aos submetidos a esforços de fadiga. Os preparos do tipo coroa total obtiveram as maiores médias de retenção e forma de resistência, pois, aumentando-se a altura das paredes axiais e confeccionando-se canaletas nestas paredes, observou-se um aumento evidente na retenção e forma de resistência.

WILLEY⁴⁵ em 1976, avaliou a estabilidade de preparos visando determinar a quantidade de retenção necessária para uma restauração do tipo coroa total manter-se estável e as possíveis modificações no desenho do preparo. Ressalta que as

primeiras variáveis que alteram a retenção são o grau de convergência e a área superficial das faces axiais, e que a retenção é inversamente proporcional ao grau de convergência e diretamente proporcional à área superficial, assim, tipos de preparações com reduzida área superficial, tais como as coroas parciais, têm um potencial de retenção reduzido. Para se determinar uma quantidade ótima de retenção é necessário fazer uma análise matemática das variáveis contidas nas dimensões do preparo, ou seja, o grau de convergência, a extensão da superfície preparada que inclui a altura e a extensão oclusal do preparo, e uma fórmula matemática, para obter um número puro que é o índice de retenção expresso em lbs/mm^2 . Outros fatores afetam a retenção: o tipo de cimento utilizado entre a restauração e o dente, a rugosidade superficial do preparo, o espaço entre a restauração e o dente, disponível para o cimento e, a magnitude e direção das forças exercidas na restauração. Experiências clínicas revelam que as condições para obter-se retenção e estabilidade adequadas são difíceis, pois, dentes que tenham tido redução oclusal excessiva, dentes cónicos, "onlays" que possuam uma superfície oclusal e altura reduzida, perda da superfície axial por cárie e molares com grande superfície oclusal e reduzida altura cérvico-oclusal, não apresentam condições satisfatórias para uma adequada estabilidade mecânica da restauração, estando fadados a instabilidade mecânica. Propõe que a convergência das paredes axiais seja expressa em porcentagem e denominada razão de convergência. A razão de convergência é obtida posicionando-se uma sonda periodontal ao lado de uma das paredes axiais do preparo direcionando-a paralelamente ao longo eixo do dente, para medir-se a altura do preparo, por exemplo 4mm. Traça-se uma linha originada no vértice do ângulo axo-oclusal da mesma superfície axial que deve intersectar perpendicularmente a sonda na altura determinada anteriormente; mede-se a extensão desta linha, por exemplo 1mm. Estes dois números darão uma razão de 1 : 4, ou uma razão de convergência de 25%. O autor fez medidas das dimensões de vários preparos do tipo coroa total, enviados à um laboratório de prótese para se determinar a altura cérvico-oclusal e a razão de convergência necessária para um índice de retenção ótimo. Para este tipo de preparo 30% de convergência requer 3mm de altura na parede axial e 20% requer 2,5mm. Para obter preparos mais retentivos e estáveis, sugeri: diminuir a convergência das paredes axiais; incluir superfícies axiais adicionais, como canaletas; promover um aprofundamento do preparo no sentido apical; diminuir a redução axial no sentido cérvico-oclusal; e utilizar pinos e retenções intraradiculares

HEGDAHL & SILNESS¹³ em 1977, objetivaram verificar como as áreas de um preparo tipo coroa total se opõem a ação de deslocamento induzida por forças não paralelas ao eixo de inserção, em coroas cimentadas. Alguns valores de diâmetro, altura e ângulo de convergência, foram testados em preparos cônicos e piramidais. Os preparos piramidais possuem ângulos axo-proximais, áreas de definição, as quais se opõem mais adequadamente ao deslocamento, quando comparados aos preparos cônicos, para todas as combinações de diâmetro, ângulo de convergência e altura. Surgeriram evitar arredondamento excessivo dos ângulos axiais do preparo, pois a utilização de ângulos de convergência maiores, resulta numa diminuição linear das áreas de oposição ao deslocamento. Afirmam ainda que o paralelismo das paredes axiais resulta em dificuldades técnicas para adaptação da restauração e escoamento do cimento; o aumento na altura do preparo reduz a diferença relativa de deslocamento entre preparações cônicas e piramidais e, o agente cimentante, pode antagonizar às forças exercidas nas áreas de oposição, contanto que a força não exeda os limites de resistência do cimento.

OHM & SILNESS³¹ em 1978, estudaram se os ângulos de convergência propostos nos livros textos de prótese fixa são aplicáveis clinicamente. Foram analisados 190 preparos do tipo coroa total com definição de ângulos axo-proximais, 93 preparos em dentes vitalizados e 97 em dentes tratados endodonticamente com a presença de núcleo. Todos os dentes foram preparados com um término cervical vestibular e proximal em ombro biselado e, por lingual em bisel. O resultado das medidas destes preparos mostraram que para dentes vitalizados o padrão médio do ângulo de convergência total variou em aproximadamente 19° e 27°, para dentes com tratamento endodôntico e núcleo o valor médio variou entre 12° e 37°. Ambos os valores para dentes vitalizados e com tratamento endodôntico, são consideravelmente maiores do que aqueles usualmente recomendados nos livros textos. Os valores obtidos, visaram analisar os fatores influentes na retenção e forma de resistência das coroas. A utilização de ângulos de convergência altos, tem a vantagem de proporcionar um melhor assentamento das coroas e facilitar o escoamento de cimento durante o procedimento de cimentação; entretanto, a utilização de ângulos de convergência muito elevados reduz a resistência ao deslocamento das coroas por forças horizontais, oblíquas e axiais.

DE BOEVER, et al.⁴ também em 1978, estudaram as forças oclusais funcionais por meio de telemetria, em três pacientes portadores de próteses parciais fixas com pânticos removíveis confeccionados exclusivamente para o estudo. Noventa e cinco por cento das forças foram menores do que 1,59kg, para o indivíduo A; 0,91kg para o indivíduo B e 4,54kg para o indivíduo C. A frequência mastigatória e a posição da inserção da força (cúspide cêntrica do primeiro molar superior direito e fossa central do primeiro molar inferior direito), foram relativamente constantes. Concluíram que no ciclo mastigatório normal, as forças exercidas na superfície oclusal dos dentes raramente excedem 4,54 a 6,81kg. As forças funcionais de mastigação são pequenas se comparadas as forças de fechamento isométricas estáticas que o Sistema Estomatognático pode exercer. Além disso, são variáveis de sessão para sessão e alteram com a consistência e viscosidade do alimento. Na mastigação unilateral os valores registrados no lado de trabalho, são significativamente maiores do que no lado de balanceio.

WOOLSEY & MATICH⁴⁷ ainda em 1978, avaliaram o efeito de canaletas axiais na forma de resistência de preparos cônicos do tipo coroa total. Para isto confeccionaram preparos com 5°, 10° e 15° de convergência total e alturas de 3, 4, 6, 8, e 10mm para cada grau de convergência. A superfície oclusal das coroas consistia de uma rampa vestibulo-lingual contínua de 45° de inclinação, para simular a inclinação cuspídea e o vetor resultante das forças horizontais e verticais do ciclo mastigatório. Cada coroa foi submetida a uma carga de compressão vertical por meio de um pino cônico que se adaptava no ponto mais alto da rampa oclusal alinhado à parede axial do preparo. A primeira fase dos testes consistiu em se determinar quais as coroas que poderiam se deslocar dos seus preparos. A segunda e terceira fases testaram apenas as coroas que foram deslocadas durante a primeira fase. Assim sendo, na segunda fase as coroas e os preparos foram modificados incluindo-se uma canaleta de 1mm de profundidade, 1mm de largura e 1mm mais curta do que o término cervical do preparo, em ambas as superfícies proximais. Na terceira fase as coroas e os preparos foram modificados com as mesmas canaletas descritas anteriormente, só que posicionadas nas superfícies vestibulares e linguais. Na primeira fase apenas as coroas com 10° de convergência total com 3 e 4mm de altura e as com 15° de convergência total com 3 e 4mm de altura deslocaram-se de seus respectivos preparos. Na segunda fase nenhum deslocamento foi observado, mas na terceira fase um pequeno deslocamento inicial foi

detectado. Concluíram que, a inclusão de canaletas vestibulares e linguais no preparo pode aumentar a retenção, pois aumentam as superfícies do preparo em contacto com a coroa, todavia não foram suficientes para neutralizar os componentes vestibulo-linguais das forças mastigatórias. Este efeito de resistência máxima pode ser obtido quando estas canaletas são posicionadas nas superfícies proximais.

WEED⁴³ também em 1980, fez uma avaliação do grau de convergência de preparações para coroas totais sugerido por vários autores. Observa que retenção e forma de resistência são dois fatores distintos que influenciam a estabilidade mecânica dos preparos tipo coroa total e qualquer alteração em um deles afetará o outro. Os preparos possuem três fatores fundamentais, a altura, o ângulo de convergência e o diâmetro da base. Segundo os conceitos clássicos, uma convergência total ideal estaria em torno de 2° a 5° , e isto praticamente não é encontrado clinicamente. OHM & SILNESS³¹ em 1978, encontraram uma média de convergência para dentes vitalizados em torno de 19° a 20° e para dentes não vitalizados entre 12° a 37°. Estes autores, dizem que: "uma vez que o deslocamento de coroas não é um fato muito comum em clínica, os ângulos de convergência utilizados são aparentemente de um padrão suficiente para assegurar uma adequada estabilidade mecânica". WOOLSEY & MATICH⁴⁷ também em 1978, verificaram que coroas curtas com alto grau de convergência podem ser deslocadas, coroas mais altas e/ou menos convergentes exibem níveis maiores de retenção e forma de resistência.

O referido autor diz também que, a convergência de cada parede do preparo deve ser avaliada separadamente para verificar se os fatores envolvidos na estabilidade mecânica estão sendo corretamente utilizados. A retenção em um preparo do tipo coroa total é proporcionada pelas superfícies axiais quando o ângulo de convergência entre elas tender ao paralelismo, pois quando o ângulo de convergência aumenta a área superficial diminui e perde-se retenção. Entretanto, a forma de resistência pode não ser efetivamente alterada, uma vez que a coroa pode ter forma de resistência ao deslocamento lateral mas não ser retentiva. Concluiu que preparos do tipo coroa total com adequada retenção e forma de resistência devam ter no mínimo 3,5mm de altura e não mais do que 16° de convergência total.

UETI & MATSON⁴² em 1984, preconizaram a confecção de canaletas ou sulcos axiais nas faces proximais de um preparo do tipo coroa total que apresentam definição de ângulos axo-proximais, para se aumentar a retenção e oferecer

um travamento contra o deslocamento da prótese por forças direcionadas horizontalmente e obliquamente em relação ao longo eixo do dente. A altura destes preparos é fator de eficiência na forma de resistência e retenção das coroas. O posicionamento destas canaletas deve levar em consideração a direção das forças mastigatórias em relação a coroa, ou seja, quando a força atuar no sentido vestibulo-lingual, as canaletas tornam-se mais efetivas se posicionadas nas faces proximais; já uma força atuante no sentido disto-mesial será antagonizada por canaletas posicionadas nas faces vestibulares e linguais. Quanto menor o grau de conicidade de um preparo, maior o efeito de retenção e estabilidade. O ideal seriam 60° de convergência total para próteses fixas unitárias e pontes de pequena extensão e, de até 90° para próteses fixas extensas. Entretanto, é importante uma avaliação clínica do grau de conicidade do preparo pelo profissional. O aumento na convergência e uma diminuição na altura de um preparo diminui o potencial de resistência ao deslocamento da coroa. A variação da largura da base pouco influi nas áreas de resistência; um preparo largo e baixo não apresenta estas áreas, porém, se adicionarmos um sulco na face vestibular, lingual ou em ambas, obteremos estas áreas.

WEED & BAEZ⁴⁴ também em 1984, estudaram o efeito do grau de convergência e da confecção de canaletas axiais na forma de resistência de preparos do tipo coroa total, enfatizando que a anatomia dental impõe limites na modificação da altura e do diâmetro no preparo e, desta forma, o grau de convergência das paredes axiais deve ser utilizado com o objetivo de se obter uma estabilidade mecânica ótima. Confeccionaram preparos cônicos com 10° , 13° , 16° , 19° e 22° de convergência total com a presença ou não de canaletas axiais, cujas superfícies oclusais consistiam de uma plataforma horizontal com uma rampa inclinada em 30° simulando a inclinação das vertentes cuspídicadas. O conjunto preparo-coroa foi posicionado na base horizontal de uma máquina de teste Instron, numa inclinação de aproximadamente 60° para que a vertente inclinada da rampa oclusal permanecesse perpendicular à direção da força vertical aplicada pela máquina. Deste modo o conjunto foi submetido à esforços de compressão. A medida em que o ângulo de convergência aumentava a resistência ao deslocamento diminuía, porque as forças de deslocamento são inversamente proporcionais ao ângulo de convergência. A força foi aplicada até os corpos de prova serem deslocados, entretanto, as coroas adaptadas em preparos com ângulo de convergência de 10° , 13° , 16° e 19° deslocaram-se porque sofreram deformações,

devido a magnitude da força compressiva. As únicas coroas que não foram deformadas durante o experimento foram as assentadas sob preparos com 22° de convergência, levando-os a conclusão de que esta angulação não oferecia uma adequada antagonização às forças de deslocamento. Uma forma de resistência ótima é obtida apenas quando a altura e o diâmetro do dente a ser preparado assim o permitir e, a inclusão de canaletas axiais para aumentar a forma de resistência, deve levar em consideração a direção da força incidente na coroa.

DODGE, et al.⁵ em 1985, compararam a variação do ângulo de convergência na retenção e forma de resistência em preparos do tipo coroa total cônicos. Utilizaram preparos com 10° , 16° e 22° de convergência total, cada um com 10mm de diâmetro e 3,5mm de altura. As coroas utilizadas para os testes foram fabricadas com uma superfície oclusal em forma de rampa com 30° de inclinação e, cimentadas em seus respectivos preparos com cimento a base de fosfato de zinco. Foi realizado um teste de retenção utilizando-se forças de tração direcionadas verticalmente no sentido cérvico-oclusal, coincidentes ao plano de inserção da coroa e, um teste de forma de resistência através de forças de compressão direcionadas verticalmente com sentido ocluso-cervical, aplicadas na porção mais alta da rampa oclusal. Todas as coroas deslocaram-se dos seus respectivos preparos durante o teste de retenção e, a medida em que se aumentava o ângulo de convergência os valores da força necessária para deslocar as coroas decresciam. Durante o teste de forma de resistência, as únicas coroas a se deslocarem foram as cimentadas sob preparos com 22° de convergência. Concluíram que 16° constitui-se num ângulo de convergência ótimo, pois, com 22° obteve-se uma forma de resistência inadequada e com 10° não foi observado um aumento significativo nos valores de retenção comparados aos valores obtidos para 16° , além do que, os preparos com 10° de convergência total são difíceis de serem realizados clinicamente. Afirmaram que as forças de tração direcionadas verticalmente com sentido cérvico-oclusal raramente ocorrem clinicamente em coroas unitárias ou em próteses fixas e, quando ocorrem, certamente não devem ser comparadas às forças funcionais da mastigação. Comentaram que se houvesse uma vantagem clinicamente significativa em realizar preparos com graus de convergência tão próximos ao paralelismo como tradicionalmente é ensinado, teríamos que admitir que a reposição de coroas deslocadas de seus respectivos preparos é um dos procedimentos realizados mais frequentemente em clínica.

SHILLINGBURG, et al.³⁸ em 1986, questionaram a existência de um cimento que seja totalmente compatível com as estruturas vivas do dente, com o meio biológico bucal e que possua propriedades adesivas para manter uma restauração estável; assim, necessita-se de um preparo que disponha de um contorno geométrico que assegure uma forma de resistência e retenção adequada. Um ângulo de convergência total de 6° entre as paredes opostas de um preparo é considerado excelente, pois é clinicamente fácil de se realizar e não há grande perda de capacidade retentiva, além disso, encontra-se dentro de uma variação de convergência total ótima, 2,5° a 6,5°; que é o suficiente para a diminuição do "stress" desenvolvido nas paredes axiais do preparo durante a mastigação. Tudo que pudermos fazer para limitar a liberdade de movimento das restaurações, submetidas a forças de torção ou rotação direcionadas obliquamente ou horizontalmente, aumentará a sua forma de resistência. Um sulco, canaleta ou caixa, confeccionado no preparo, deve exibir uma parede perpendicular ao direcionamento da força, com um ângulo bem definido, para que fique limitada a liberdade de deslocamento da coroa e seja conseguida a forma de resistência adequada. A altura ocluso-gengival do preparo é um fator importante, tanto para retenção como para a forma de resistência. Um preparo mais longo terá maior área superficial e, portanto, melhor retenção.

MAXWELL, et al.²⁸ em 1990, avaliaram o efeito da variação de altura em preparos do tipo coroa total na retenção e na forma de resistência, com o objetivo de se determinar a altura mínima necessária para uma estabilidade- mecânica ótima em coroas cimentadas com cimento a base de fosfato de zinco. Utilizaram alturas de 1, 2, 3 e 5mm, ângulo de convergência de 6° e diâmetros vestibulo-lingual e mésio-distal de 4mm e 5mm, respectivamente. Os preparos foram confeccionados em um delineador do tipo Ney, onde uma peça-de-mão de alta rotação foi montada na haste vertical e o dente, incluído em um cilindro de resina, foi adaptado à um suporte posicionado na base. Os resultados indicaram que 3mm é a altura mínima necessária à uma adequada retenção e forma de resistência. A resistência ao deslocamento aumentou significativamente quando a altura aumentou de 2 para 3mm, e este aumento na forma de resistência resultou em fraturas de todas as amostras de 3 e 5mm; entretanto, não ocorreram fraturas quando os preparos tinham 2 ou 1mm, sugerindo que 3mm de altura permite uma adequada resistência ao desassentamento durante a função mastigatória.

ZUCKERMAN⁴⁹ também em 1990, analisou a forma de resistência e a retenção de próteses do tipo coroa total. Em relação ao meio cimentante, verificou que o cimento deve ser utilizado para selar a interface entre o preparo e o retentor; assim, deve ser considerado como um recurso secundário na retenção e resistência ao deslocamento de uma prótese. As forças aplicadas sobre os retentores de uma prótese fixa transmitem stress à película de cimento, e este se desenvolverá ao longo das paredes axiais. O efeito cíclico do "stress" durante a função mastigatória, produzirá uma ruptura da união do cimento e, o retentor que não possuir uma estabilidade mecânica otimizada se deslocará de seu respectivo preparo. Segundo a AMERICAN DENTAL ASSOCIATION¹ em 1978, todos os cimentos possuem altos valores para forças de compressão; entretanto, são as forças de tensão que representam critérios mais reais para se avaliar a efetividade do cimento em resistir ao stress produzido durante a função mastigatória.

O referido autor, afirma também que todos os cimentos odontológicos possuem altos valores de resistência à compressão, entretanto, é a resistência ao cisalhamento induzida por forças de tensão que apresenta critérios mais reais para se avaliar a efetividade do cimento em resistir ao stress produzido durante a função mastigatória e; todos os valores obtidos para a resistência ao cisalhamento destes cimentos são bem menores do que os valores obtidos para esforços de compressão, deste modo, o efeito cíclico do stress durante a função mastigatória produzirá uma ruptura na união do cimento, e como consequência, a prótese sem estabilidade mecânica adequada se deslocará. Em relação a estabilidade mecânica, é necessário que o cirurgião dentista conheça a natureza das forças funcionais que agirão sobre a prótese. As forças funcionais tendem a assentar retentores do tipo coroa total, entretanto, durante o ciclo mastigatório, contactos excêntricos produzem um componente horizontal destas forças que desenvolvem uma tendência rotacional do retentor sobre seu suporte e, se o suporte não for preparado com uma adequada forma de resistência, a restauração irá deslocar-se. Para uma estabilidade mecânica adequada é necessário que durante o preparo observemos o grau de convergência e a altura das paredes axiais, os diâmetros méso-distal e vestibulo-lingual e também o relacionamento oclusal durante a função mastigatória.

MALONE, et al.²⁷ ainda em 1990, preconizaram que as paredes axiais de um preparo do tipo coroa total devem ter uma convergência total de 5° a 10°

em relação ao longo eixo do dente, para que a coroa cimentada sobre o preparo tenha uma forma de resistência e retenção adequadas. Um aumento excessivo do ângulo de convergência reduz esta estabilidade mecânica. A retenção também é influenciada pela redução ocluso-cervical do preparo que deve ser em média 2mm, quando esta redução for excessiva ou quando a altura do dente for reduzida pode-se fazer uso de métodos adicionais de retenção, como canaletas axiais, caixas e pinos. As faces vestibulares e linguais devem ter um grau de convergência mais acentuado a partir de seu terço oclusal, para além de permitir um estreitamento da superfície oclusal, possibilitar um espaço mais adequado para o material restaurador da coroa.

PARKER, et al.³² em 1991, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a forma de resistência de preparos do tipo coroa total enviados a um grande laboratório de prótese dental. Verificaram que uma pequena força é necessária para deslocar uma restauração sem adequada forma de resistência, assim, medidas de magnitude das forças não são necessárias para se determinar quando um preparo possui forma de resistência ou não, apenas um simples "sim" ou "não" em relação à questão, "a coroa resiste a rotação ?", supre a avaliação requerida. A forma de resistência é uma função descontínua para as variáveis de convergência, altura e diâmetro, ao contrário da retenção, ou seja; há uma altura exata onde o preparo passa de estável em forma de resistência para sem forma de resistência. Uma vez que uma força mínima é requerida para deslocar uma restauração não cimentada e sem forma de resistência, as avaliações foram conduzidas tentando-se remover a coroa não cimentada posicionada em seu respectivo preparo com pressão digital. Seus resultados demonstraram que 96% dos incisivos, 92% dos caninos, 81% dos pré-molares e apenas 46% dos molares estudados tinham forma de resistência. Concluíram que as dificuldades encontradas durante o preparo dos molares podem ser atribuídas ao acesso restrito a esses dentes na cavidade oral, e que, a confecção de canaletas axiais em preparos sem forma de resistência devem ser consideradas como uma forma rotineira de aumentar a estabilidade mecânica destes preparos.

GUNDLER et al.¹¹ em 1993, avaliaram a retenção de preparações do tipo coroa total cônicas por meio de ensaios de fadiga. Confeccionaram cinquenta preparos: vinte com 20° de convergência total, sendo dez com superfícies rugosas (preparos confeccionados com pontas diamantadas) e dez com superfície lisa (preparos confeccionados com pontas diamantadas e acabados com pontas de aço); vinte com 40°

de convergência total, sendo dez com superfícies rugosas e dez com superfícies lisas e, dez com 60° de convergência total e superfícies lisas. Para cada preparo foi confeccionada uma coroa. As coroas foram cimentadas com cimento a base de fosfato de zinco numa máquina de compressão com carga constante de 5,1kg durante 10 minutos. Imediatamente após a cimentação dez preparos foram adaptados de uma só vez em uma máquina de fadiga alimentada por ar comprimido. Durante o ensaio, o movimento vertical para baixo dos suportes da máquina foi transferido para as coroas por meio de molas. Quando a máquina atingia a carga máxima estipulada para as coroas (71,4kg), a direção da pressão do ar era revertida através de um diafragma de dupla ação e, o suporte passava a se movimentar verticalmente para cima com uma carga mínima de 5,1kg. Novamente a carga atingia o valor máximo estipulado para as coroas e a direção do movimento novamente se invertia. Este ciclo foi repetido duas vezes por segundo até as coroas serem deslocadas ou até o valor máximo de mil ciclos ter sido alcançado. Os autores observaram que nenhuma coroa deslocou-se de seu respectivo preparo quando estes possuíam ângulos de convergência de 20°, independentemente se a superfície do preparo era rugosa ou lisa. Com 40° de convergência sete coroas foram deslocadas no grupo com superfícies rugosas e sete no grupo com superfícies lisas. Todas as coroas cimentadas em preparos com 60° de convergência foram deslocadas. Concluíram que as diferenças na capacidade retentiva entre os ângulos de convergência testados foram significantes, entretanto, não houveram diferenças entre os grupos de preparos com superfície lisa ou rugosa. Enfatizaram a necessidade de se avaliar a retenção de coroas totais não somente através de testes de tensão, uma vez que este tipo de força raramente ocorre durante a mastigação. O teste de fadiga pode produzir resultados mais interessantes, já que além de puxar a coroa, pressiona-a contra o preparo, fato este observado com mais frequência durante os movimentos mastigatórios funcionais.

SILVA³⁹ em 1993, adverte que as coroas ocas apresentarão movimento de rotação sobre os suportes quando os preparos forem cilíndricos ou cônicos, não apresentando definição entre as paredes axiais, que devem possuir ângulos suavemente arredondados. As forças horizontais méso-distais ou vestibulo-linguais devem ser anuladas em parte pelos ângulos axo-proximais, quando as paredes axiais do preparo forem paralelas entre si ou apresentarem convergência total de até 10°, além de apresentarem uma dimensão cérvico-oclusal suficiente. Para que os ângulos axo-proximais dos preparos impeçam o movimento de translação da coroa, é necessário que

os diâmetros méso-distal e vestibulo-lingual na região cervical dos preparos, sejam menores ou iguais às medidas cervico-oclusais em todas as faces do dente. As forças verticais ocluso-gengivais têm pouca possibilidade de deslocar uma coroa total, tendo em vista ser o retentor confeccionado de forma a cobrir totalmente o preparo, porém poderá provocar o deslocamento em movimentos de translação, quando o preparo for sem ombro ou degrau cervical e suas paredes axiais demasiadamente convergentes para a oclusal, ou ainda na hipótese do preparo possuir reduzida dimensão ocluso-cervical. Quando não for possível obtermos uma altura e ângulo de convergência adequados à uma boa forma de resistência, devemos lançar mão da confecção de canaletas axiais vestibulares e linguais nos preparos. Os preparos do tipo coroa total são por motivos mecânicos, biológicos e estéticos os mais indicados para retentores de próteses fixas, além de muito mais simples de serem confeccionados.

MEZZOMO et al.²⁹ em 1994, afirmam que a unidade básica de retenção de um preparo do tipo coroa total é o conjunto formado por duas superfícies opostas e está na dependência do grau de paralelismo, da área da superfície preparada e da obtenção de uma única via de inserção. Assim sendo, quanto maior o paralelismo e a intimidade de contato entre o preparo e a coroa, maior será a retenção obtida. É preciso considerar que, por maior que seja a retenção mecânica há a necessidade, secundariamente, de que uma película de cimento seja interposta entre o preparo e a restauração, ocupando as irregularidades das superfícies e proporcionando, juntamente com a retenção mecânica, a estabilidade da peça durante a função mastigatória. Devido a isto o paralelismo exato, além de dificilmente ser alcançado clinicamente, também não é desejado pois não permitiria a inserção da peça, em razão da tensão friccional, dificultando também o escoamento do cimento. Se faz necessário uma certa convergência para um melhor escoamento do cimento e conseqüente espessura mínima de película, principalmente na superfície oclusal, porque ela é determinante na qualidade de ajuste cervical e, para facilitar as condutas clínicas de provas e ajustes. Admite-se convergências totais de 6° até 20°. A altura do preparo também influencia na retenção, assim, preparos mais longos admitem uma convergência maior. A área da superfície preparada é determinante na retenção, uma vez que, a área total do preparo é influenciada pelo volume e altura do dente, pela extensão de cobertura da restauração e, por outras características como canaletas ou caixas adicionadas às superfícies do preparo. Assim, um preparo parcial tem menor retenção que um preparo de cobertura

total, ambos efetuados no mesmo dente. Admitem que retenção e forma de resistência embora conceituadas separadamente, são propriedades interdependentes, cuja diferença está relacionada com a direção das forças exercidas na restauração, porém tem um significado clínico comum de deslocamento da restauração.

SILVA⁴⁰ em 1995, avaliou a forma de resistência, em preparos para coroas totais, com preservação dos ângulos axo-proximais, variando-se a convergência entre as paredes axiais, com e sem canaletas proximais e, sem a interposição de um meio cimentante. Para a realização do estudo, confeccionaram oitenta preparos do tipo coroa total com ângulos axo-proximais em dentes naturais; quarenta com canaletas axiais e quarenta sem canaletas. Os preparos com término cervical em ombro maior que 90°, foram executados com as seguintes convergências: 6°, 8°, 12° e 16° em cada uma das paredes axiais; as canaletas quando presentes possuíam 0,7mm de profundidade e 4 mm de altura. A altura cérvico-oclusal dos preparos foi de 5mm e as dimensões méso-distais e vestibulo-linguais em 10mm e 7mm, respectivamente. Para avaliação de resistência ao deslocamento, os corpos de prova adaptados em seus respectivos preparos, foram submetidos à cargas verticais de intensidade 3kg, 5kg, 10kg, 15kg em uma máquina de ensaio universal, com velocidade constante de 0,5mm/min., aplicadas nas vertentes internas das cúspides méso-linguais e médio-vestibulares. O registro dos resultados consistiu em visualizar a ocorrência ou não de deslocamento dos corpos de prova. Os resultados obtidos revelaram que: o aumento do ângulo de convergência entre as paredes axiais promove uma diminuição da estabilidade mecânica das coroas; com 6° e 8° de convergência em cada uma das paredes axiais, ocorreu uma estabilidade mecânica ótima nas preparações sem canaletas; em 12° e 16° de convergência foi observada falta de estabilidade mecânica nas preparações sem canaletas e a utilização de canaletas axiais proximais constituiu-se num efetivo meio para otimizar a estabilidade mecânica.

WISKOTT et al.⁴⁶ em 1996, avaliaram o relacionamento entre o ângulo de convergência total e a retenção de coroas totais cimentadas, submetidas a esforços de fadiga laterais. As coroas foram cimentadas em seus respectivos preparos com cimentos a base de óxido de zinco e eugenol, fosfato de zinco, ionômero de vidro e um cimento resinoso. Para a realização do estudo confeccionaram preparos metálicos cônicos com convergências totais de 2,5°, 5°, 10°, 15°, 20°, 30° e 40° e dez corpos de prova para cada nível de convergência. Os ensaios consistiram em submeter os corpos de

prova a ciclos de forças de compressão e tração de intensidade 2 kg; 2,2 kg; 2,4 kg; 2,6 kg; 2,8 kg e 3 kg, sendo que o limite máximo estipulado para os ensaios foram de 10^6 ciclos. Os resultados observados revelaram que para todos os tipos de cimento utilizados, a força necessária para a remoção dos corpos de prova de seus respectivos preparos diminuía linearmente a medida em que o ângulo de convergência aumentava. A força necessária para o deslocamento foi menor para o cimento a base de óxido de zinco eugenol, seguido pelo cimento a base de fosfato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso respectivamente. Os autores sugeriram que ensaios de fadiga podem ser úteis na observação da estabilidade de coroas cimentadas, assim como, na quantificação da interface de cimento.

B - Próteses fixas do tipo pontes.

KLAFFENBACH²⁰ em 1940, considerou alguns aspectos importantes na indicação e confecção de próteses fixas, relacionando-os a longevidade das mesmas. Propôs que estas considerações não deveriam ser limitadas apenas ao elemento dental, mas sim, incluir todos os órgãos responsáveis pela função mastigatória: as estruturas ósseas, os tecidos moles, a articulação temporomandibular, os músculos envolvidos nesta atividade, língua, lábios e bochechas. A seleção do tipo de retentor, a oclusão e os tecidos periodontais, são os requisitos mais críticos para o comportamento e longevidade de uma prótese fixa. Observações clínicas e estudos de longevidade deste tipo de prótese, mostraram que os retentores do tipo "inlay" eram ineficientes; pois não possuíam requisitos adequados para retenção e estabilidade, os quais são essenciais. Os do tipo coroa total foram os que promoveram em maior grau estes requisitos; até mesmo quando os elementos suportes possuíam um alto grau de destruição. A anatomia oclusal dos pânticos e retentores, deve reproduzir os dentes que estão sendo substituídos; entretanto, era comum a observação de superfícies oclusais planas, sem cúspides, vertentes ou sulcos. Esta morfologia propicia além de uma trituração mais adequada do bolo alimentar, caminhos, por onde as cúspides dos dentes antagônicos deslizam durante os movimentos excursivos. Sem elas, além do surgimento de interferências, as forças mastigatórias não seriam balanceadas e direcionadas ao longo eixo dos suportes, gerando resultantes que aumentariam a possibilidade de deslocamento do retentor.

THOM⁴¹ em 1950, estudou os diversos tipos de retentores utilizados em prótese fixa, com o objetivo de determinar o mais indicado para restaurações unitárias e em ponte. Concluiu que os do tipo coroa total, eram os que possuíam melhores qualidades mecânicas, devido ao envolvimento total do dente suporte. Este envolvimento total, proporcionava proteção às paredes enfraquecidas por cárie, propiciando uma maior confiabilidade ao elemento suporte e a própria prótese. Por outro lado, retentores do tipo "inlay", dependiam quase que exclusivamente, da integridade do remanescente dentário, para propiciar um grau aceitável de estabilidade. Os do tipo três-quartos, por sua vez; não proporcionavam um envolvimento total da superfície do suporte, tendo portanto, um potencial de estabilidade reduzido. Os limites cervicais destes dois últimos tipos, eram mais susceptíveis a deformações, sob esforços excessivos e, em consequência disto, a microfratura da película de cimento poderia

causar o desenvolvimento de cáries e/ou deslocamento da prótese. Os retentores do tipo coroa total, mostraram-se mais resistentes a estas distorções, protegendo inclusive a película de cimento.

EWING⁷ em 1957, avaliou os princípios seguidos para a indicação e confecção de próteses fixas com pânticos em "cantilever". Afirmou que, até aquela época, muito pouco havia sido publicado no que concerne as indicações deste tipo de prótese. Era fato comum, o fracasso da reabilitação, por colapso periodontal, fratura dos elementos suportes e deslocamento dos retentores. Propôs que, a decisão de se utilizar este tipo de prótese, fosse baseada em algumas condições clínicas, tais como, suporte e saúde periodontal favoráveis, contatos interoclusais devidamente distribuídos, dimensões radiculares e altura cérvico-oclusal do preparo adequadas. Justificou estas propostas, afirmando que a membrana periodontal era talvez o mais importante dos tecidos peridentais e que, a avaliação clínica e radiográfica de sua estrutura se tornava imprescindível na indicação de próteses fixas com pânticos em "cantilever". A altura e integridade do osso alveolar também, se constituíam em requisitos básicos para que um suporte fosse selecionado para receber um pântico deste tipo. A distribuição dos contatos interoclusais em oclusão cêntrica, se constitui num fator de vital importância para o prognóstico da prótese; uma vez que, interferências poderiam gerar forças de alavanca danosas à estabilidade mecânica. Dentes com dimensões coronárias reduzidas, não deveriam ser selecionados como suportes, pois oferecem limitações para o preparo. No que concerne ao tipo de retentor a ser utilizado, afirmou que, os do tipo coroa total eram os mais confiáveis, pois ofereciam proteção total ao suporte preparado, maior tensão friccional entre o retentor e o preparo e estabilidade mecânica adequada. O preparo para este tipo de retentor, necessita de paredes axiais paralelas, principalmente as proximais; pois, antagonizam as forças resultantes de contatos nos pânticos em "cantilever". Em situações onde o preparo for confeccionado com convergência acentuada ou o dente suporte possuir reduzida dimensão cérvico-oclusal, deve-se fazer uso de canaletas axiais proximais, pois aumentam a superfície do preparo e criam paredes que antagonizam o deslocamento do retentor.

SCHWEITZER et al.³⁶ em 1968, fizeram um relato de suas observações, sobre próteses fixas com pânticos em "cantilever". Afirmaram que este tipo de prótese, protege as estruturas periodontais enfraquecidas, através da fixação dos elementos dentais com falta de suporte e distribuição da carga mastigatória. Entretanto, a

seleção de dentes suportes adequados, é de suma importância para o sucesso deste tipo de prótese; coroas parcialmente destruídas devem possuir núcleos ou pinos metálicos, para prevenir possíveis fraturas. As forças mastigatórias verticais que atuam no pântico em "cantilever", causam um movimento rotatório da prótese; desta maneira, deverá haver uma força que antagonize este movimento. Esta força antagônica deveria ser originada pela altura e inclinação das paredes axiais dos suportes preparados. Quando este tipo de prótese está sujeito a cargas verticais concentradas no pântico, o eixo de rotação da mesma, se encontrará no dente suporte mais próximo ao pântico; assim, este deverá possuir suporte periodontal adequado, pois estará sujeito à esforços rotatórios e compressivos. Também haverá uma tendência a elevação do suporte mais distante do pântico; para que esta ação seja antagonizada, há a necessidade de um denso trabeculado ósseo e de estruturas periodontais híginas. Quando os pânticos em "cantilever" são antagonizados durante a mastigação, por próteses removíveis de extremo livre ou por próteses totais, as forças exercidas na infraestrutura da prótese, serão de menor intensidade, aumentando a durabilidade da mesma.

HENDERSON et al.¹⁴ em 1970, elaboraram um estudo laboratorial objetivando estudar o comportamento de próteses fixas com pânticos em "cantilever", submetidas a forças compressivas de diversas direções e sentidos. Afirmaram que, a relação entre o ponto de aplicação da força e a região onde provavelmente ocorreria o deslocamento, ou onde a concentração de "stress" fosse mais crítica, seria de extrema importância no planejamento e indicação deste tipo de prótese. Para a realização do estudo confeccionaram um modelo, simulando próteses fixas inferiores ancoradas em um, dois e três suportes: canino, primeiro e segundo pré-molares; em um manequim plástico do tipo "Ivoryne". A região radicular de cada suporte, foi envolvida com um material de impressão borrachóide, simulando o ligamento periodontal. O tipo de preparo executado em cada suporte, foi do tipo 3/4. O modelo foi adaptado em um dispositivo pneumático, capaz de induzir forças verticais, horizontais e oblíquas e; os resultados foram registrados através de um polígrafo de Beckman. Com o objetivo de registrar a resultante de força total exercida nos suportes, assim como, a distribuição desta resultante em cada suporte isoladamente, quando a prótese estivesse sob ação das forças compressivas, foi adaptado um eletrôdo nas superfícies radiculares dos mesmos. Quando uma força vertical de 6,81 kg foi aplicada no pântico das próteses com três suportes, a resultante total foi de 8,17 kg, sendo que o canino foi responsável

por apenas 2%, o primeiro pré-molar por 9% e o segundo pré-molar por 79%. Quando uma força oblíqua com 45° de inclinação, foi aplicada nas mesmas condições, a resultante total foi de 10,21 kg; sendo o canino responsável por 12%, o primeiro pré-molar por 43,5% e o segundo pré-molar por 44,5%. Para as forças horizontais a resposta dos suportes foram semelhantes estatisticamente. Verificaram também, que sob as mesmas condições, em níveis de força de 4,99 kg e 4,54 kg, os suportes comportaram-se estatisticamente da mesma maneira. Quando o ensaio foi repetido para as próteses com dois suportes, a resultante total média esteve em 17,52 kg, sendo o primeiro pré-molar responsável por 45% e o segundo por 55% dela. Para as próteses com apenas um suporte a resultante esteve em 10,44 kg. Desta forma, puderam concluir que, em todas as condições verificadas, a resultante de força observada nos suportes, foi maior do que as forças aplicadas no pântico; o suporte mais próximo ao pântico foi responsável pela absorção de mais de 50% da força aplicada; entretanto, a utilização de um número maior de suportes poderia proporcionar uma distribuição mais adequada destas forças; e que a indicação deste tipo de prótese fixa deve se fundamentar em critérios extremamente cuidadosos.

ROBERTS³⁵ em 1970, analisou longitudinalmente mil e quarenta e seis (1046) próteses fixas confeccionadas por professores assistentes e estudantes do Instituto de Cirurgia Dental do Hospital Dental de Eastman em Londres, considerando os tipos e integridade dos retentores, doze anos após a cimentação definitiva. Préviamente a cimentação foram colhidas informações a respeito das condições periodontais dos suportes, experiência de cárie e higiene oral, "design" da prótese, tipo de retentores e pânticos, adaptação friccional das fundições, padrão oclusal, mobilidade e profundidade de bolsa de cada suporte. Todas as próteses foram cimentadas com cimento a base de fosfato de zinco e reexaminadas anualmente. Os resultados foram obtidos calculando-se a porcentagem de próteses perdidas a cada ano. Os critérios estabelecidos para estas perdas foram: falhas no procedimento de cimentação, cáries recorrentes, colapso periodontal, fraturas na infraestrutura e deslocamento dos retentores. Concluiu que a maior porcentagem de falhas estavam relacionadas a indicação do tipo de retentor, e que os do tipo coroa total devem ser os de escolha em qualquer caso, haja visto que, em próteses anteriores obtiveram uma porcentagem anual de falhas de 2,7% e em próteses posteriores 0,5%. Os retentores do tipo quatro quintos obtiveram médias de 3,49% quando em próteses anteriores e 5,56% quando em

posteriores, seguidos pelos do tipo MOD com 4,47% e os do tipo MO ou DO com 7,98%.

MACK²⁶ em 1980, comparou o grau de convergência de preparos para próteses fixas do tipo coroa total realizados em clínica, com a convergência preconizada como ideal por diversos autores. Verificou que não havia concordância na literatura, no que concerne à convergência ideal dos preparos; pois, encontrou sugestões variando entre 3° e 13°. Afirmou que em clínica, é muito difícil avaliar com exatidão, a inclinação das paredes axiais dos preparos. Assim, conduziu seu estudo fazendo três investigações: uma comparação teórica, com o objetivo de determinar se era possível ao profissional visualizar clinicamente uma convergência de 5°; uma simulação clínica para determinar se na prática, o operador era capaz de avaliar exatamente a convergência de um preparo para coroa total e, um estudo clínico para se verificar a convergência média de preparos do tipo coroa total. Em sua comparação teórica, verificou que a visão monocular proporcionava melhores resultados do que a visão binocular e que, a distância ideal para a observação deveria ser entre 25 e 35 cm. Verificou em sua simulação clínica, que, era muito difícil o operador determinar com exatidão a convergência de seus preparos. Concluiu que, a convergência média dos preparos observada em clínica, aproximadamente 17°, não possui nenhuma semelhança com a convergência preconizada como ideal na literatura.

GOLDFLOGEL & LAMBERT⁹ em 1985, publicaram um caso clínico, demonstrando a confecção de uma prótese fixa de dois elementos, que substituiu um incisivo lateral superior, utilizando apenas o canino do mesmo lado como suporte. Justificaram sua conduta afirmando que, o canino é um dente que possui dimensões coronárias, volume e comprimento radicular adequados. O incisivo central não foi incluído na prótese, devido a apresentar-se hígido. Entretanto, o pântico em "cantilever" deveria estar livre de qualquer tipo de contato com seu antagonico, tanto em oclusão cêntrica, como nos movimentos excursivos. Na situação descrita, o retentor estaria sujeito a movimentos rotatórios devido a sua morfologia coronária e as forças mastigatórias, principalmente durante os movimentos lateroprotrusivos. Assim, executaram uma modificação no "design" do preparo, de maneira a incluir duas canaletas axiais proximais. Concluíram que, se o paciente for criterioso no que concerne a higiene oral, o prognóstico da prótese eram muito bom.

LUNDGREEN & LAURELL²⁵ em 1986, estudaram a intensidade das forças mastigatórias direcionadas perpendicularmente ao plano oclusal. O estudo foi realizado em pacientes tratados periodontalmente e reabilitados proteticamente com próteses fixas totais superiores, possuindo dois pânticos posteriores em "cantilever" unilateralmente, representando o primeiro e segundo prés-molares. Afirmaram que alguns autores preconizavam, que durante a confecção de próteses fixas, as forças oclusais aplicadas em pânticos de extremidade livre deveriam ser evitadas, devido a induzirem "stress" lateral e a movimentos de bascula. Consequentemente, a utilização de "cantilevers" em prótese fixa deveria ser considerada perigosa, devido a força de alavanca a que os dentes suportes poderiam ser submetidos; podendo resultar em destruição traumática dos tecidos periodontais e/ou fratura dos mesmos. Foram selecionados doze pacientes com idade entre 43 e 63 anos. A intensidade das forças mastigatórias foi medida através de quatro transistores calibradores de força, "strain-gauges", adaptados um em cada limite posterior da prótese, bilateralmente e dois na região anterior correspondente aos dois incisivos laterais. As aferições foram realizadas, durante a mastigação de amendoins e rosbife com salada de batatas. Os resultados demonstraram que, o "cantilever" foi submetido a forças significativamente menores, do que a metade dos valores observados para o lado oposto da prótese, que possuía um suporte terminal. Afirmaram que o fato ocorreu devido a maior deflexão do segmento em "cantilever". A média dos valores das forças mastigatórias registradas durante todo o ensaio esteve em 5,1 kg. Foi verificado também, que estes valores representaram apenas 26% da capacidade máxima de contração muscular voluntária, registrada em seu pico máximo por outros autores em 26,92 kg.

RANDOW³³ et al. em 1986, realizaram um estudo epidemiológico com o objetivo de verificar quais as causas dos fracassos observados em próteses fixas, um ano após a cimentação. Para a realização do estudo, os pacientes foram divididos em três grupos, de acordo com o tipo de prótese fixa: próteses com suportes terminais, próteses fixas com um elemento em "cantilever" e próteses fixas com dois elementos em "cantilever". Os resultados demonstraram uma alta porcentagem de fracassos, decorrentes de falhas técnicas (34%); sendo que, a maioria deles ocorreram nos casos com pânticos em "cantilever". A maioria das falhas observadas nas próteses com extremo livre, ocorreram na forma de fraturas ou deslocamento da mesma. No caso das fraturas, foram mais frequentes no conector mesial ao suporte distal da prótese e, os

deslocamentos foram observados em maior número, nos casos onde o equilíbrio oclusal não foi satisfatório e onde os dentes suportes não possuíam altura cérvico-oclusal e convergência das paredes axiais adequadas.

WRIGHT⁴⁸ em 1986, discutiu os fatores que determinavam o sucesso de próteses fixas com pânticos em "cantilever". Afirmou que muitos profissionais, em decorrência da elevada porcentagem de fracasso deste tipo de prótese, eram relutantes em indicá-lo. Entretanto, propôs que se determinados critérios forem observados, este tipo de prótese se constituía em uma opção válida para a reabilitação oral. Os fracassos observados por estes profissionais, se originavam em grande parte de uma avaliação clínica precipitada. O sucesso da reabilitação com próteses fixas com pânticos em "cantilever", depende basicamente da saúde periodontal, da extensão do segmento em "cantilever", do volume coronário, da morfologia e implantação radicular e, da distribuição das forças mastigatórias sobre toda a extensão do aparelho protético. No que concerne a extensão do segmento com extremo livre, sugeriu que seja limitado a apenas um elemento e esteja ancorado em no mínimo dois dentes suportes. As forças mastigatórias verticais são mais intensas na região posterior, assim, em casos de "cantilevers" posteriores, a necessidade de inclusão de mais suportes deve ser avaliada. Os retentores do tipo coroa total são os mais indicados, pois propiciam indiscutivelmente, maior estabilidade mecânica; caixas e canaletas axiais devem ser utilizadas para otimizar esta estabilidade. As dimensões mesio-distais e vestibulo-linguais dos pânticos devem ser reduzidas, objetivando diminuir a intensidade do "stress", o qual serão submetidos os suportes. O tipo de oclusão mais favorável a este tipo de prótese, ocorre quando os elementos antagônicos, são próteses muco ou dento-muco suportadas. Finalizando, afirmou que sem métodos de controle de placa e a colaboração do paciente, torna-se muito difícil o sucesso deste, como o de qualquer outro tipo de prótese fixa.

HOCHMAN, et al.¹⁶ em 1987, realizaram um estudo com o objetivo verificar, a integridade de próteses fixas com pânticos em "cantilever", dez anos após a cimentação final. Examinaram vinte e sete pacientes e concluíram que, nenhum dos pacientes examinados, mostraram alterações no que concerne à integridade periodontal, mobilidade dental, infiltração marginal e deslocamento da prótese. Afirmaram que, a decisão de se utilizar em reabilitação oral, pânticos em "cantilever", deve ser tomada em função de determinados pré-requisitos, tais como; adequado nível ósseo dos elementos suportes, higiene oral criteriosa, correto balanceamento oclusal e

adequada altura cérvico-oclusal dos preparos. Enfatizaram que, um contato interoclusal prematuro nos pânticos, tanto em oclusão cêntrica como em movimentos excursivos, podem induzir "stress" excessivo nos retentores da prótese, causando deslocamento da mesma ou fratura do retentor.

LAURELL & LUNDGREN²² também em 1987, avaliaram de que maneira uma interferência oclusal induzida sobre pânticos em "cantilever", influenciaria na magnitude e distribuição das forças mastigatórias sobre a prótese. Selecionaram seis pacientes do sexo masculino, portadores de próteses fixas superiores extensas, com pânticos unilaterais suspensos em "cantilever". Estes pânticos foram confeccionados com o objetivo de substituir os dois pré-molares ou o segundo pré-molar e o primeiro molar. As interferências oclusais foram simuladas utilizando-se "strain-gauges" adaptados no pântico em "cantilever" em sua unidade mais distal, com 80µm de supra-oclusão. As aferições foram obtidas fazendo-se com que os pacientes mastigassem amendoins e rosbife. Os resultados observados demonstraram que, a introdução de uma interferência oclusal no segmento em "cantilever", alterou o padrão de distribuição de força na prótese consideravelmente, aumentando a concentração desta no segmento suspenso, variando de 1,02 kg sem a interferência para 3,57 kg com a interferência. Concluíram que, na presença de uma interferência oclusal, o segmento em cantilever, pode ser submetido a forças que podem exceder a resistência dos conectores e/ou comprometer a estabilidade mecânica da prótese e dos dentes suportes. Do ponto de vista clínico, os resultados deste estudo demonstraram que, quando utilizamos pânticos posteriores em "cantilever", devemos ter extremo cuidado com o equilíbrio oclusal; é aconselhável que este segmento permaneça em infra-oclusão, para que esta forças não atuem como possíveis agentes etiológicos e comprometam a longevidade da prótese e/ou dos dentes pilares.

HIMMEL, et al.¹⁵ em 1992, publicaram uma revista da literatura sobre próteses fixas com pânticos em "cantilever". Concluíram que, as forças transmitidas através destes pânticos, poderiam causar alteração de posição e movimentos rotacionais nos dentes suportes. Em próteses fixas de extensão total com pânticos em "cantilever" unilaterais, o lado com extremo livre é submetido comparativamente a uma quantidade menor de força, do que o suporte terminal do lado oposto. A falta de um suporte terminal, também poderia causar o aparecimento de forças de torção, que ativam reações periféricas de "feedback" no periodonto e/ou mecanorreceptores temporomandibulares.

Sugeriram que, para se melhorar o prognóstico destas próteses, o número de dentes suportes deveria ser aumentado e o número e dimensão dos pônicos diminuído; considerando que os suportes deveriam possuir raízes longas e bem implantadas. No que concerne a estabilidade mecânica das próteses verificaram que, os requisitos mecânicos das preparações devem estar corretamente executados, dando-se ênfase a altura das paredes axiais e a convergência entre elas. Uma oclusão harmônicamente equilibrada e uma higiene oral criteriosa, também se constituem em requisitos básicos para o sucesso deste tipo de prótese. Para um bom prognóstico, a prótese fixa com um pônico em "cantilever", deve possuir no mínimo dois elementos suportes; apesar de terem sido registrados, casos clínicos de reposição de incisivos laterais superiores, com apenas o canino adjacente como suporte. Verificaram também que, uma alternativa a este tipo de prótese, é a utilização de implantes ósseos integrados.

LAURELL & LUNDGREEN²¹ também em 1992, avaliaram as forças mastigatórias funcionais em seis pacientes do sexo masculino, com arcos dentários superiores restaurados com próteses fixas totais, que possuíam dois elementos posteriores bilaterais em "cantilever", na região correspondente ao primeiro e segundo pré-molares; através de transistores em miniatura. As aferições foram realizadas em seis regiões distintas de contato, simultaneamente: incisivos centrais direito e esquerdo e em cada um dos quatro elementos em "cantilever" e; com três tipos diferentes de arranjos oclusais: em máxima intercuspidação, com os "cantilevers" distais em infra-occlusão de 80 µm e em supra-occlusão de 80 µm. Concluíram que, em máxima intercuspidação e com os "cantilevers" distais em infra-occlusão, a intensidade das forças mastigatórias diminuía significativamente na direção distal através da extensão do segmento do "cantilever", de 4,38 kg no primeiro pré-molar para 1,42 kg no segundo pré-molar, resultando numa menor força de alavanca na prótese. Entretanto, a supra-occlusão resultou em uma distribuição de força inversa sobre a extensão do "cantilever", com um aumento significativo em direção distal, de 2,04 kg para 3,57 kg. Afirmaram ainda, que embora aumente o risco de fratura ou deslocamento da prótese, dois elementos posteriores em "cantilever" não se constituem necessariamente em perigo se a distribuição dos contatos interoclusais e os requisitos mecânicos dos preparos forem corretamente observados.

MEZZOMO, et al.³⁰ em 1994, afirmaram que a incorporação de pônicos suspensos em prótese fixa era desencorajada, pois se acredita que as forças desenvolvidas sobre a prótese podem por em risco os dentes pilares. A colocação de um

pôntico suspenso é mais aceita e desejável por razões psicológicas estéticas e funcionais. Mais de uma unidade de pôntico suspenso, sobretudo em molares e pré-molares, é usualmente rejeitada pela grandeza das forças desenvolvidas na região posterior dos arcos dentais, o que comprometeria os diferentes componentes da prótese, com risco de fratura, principalmente em mesial do pilar distal. Discutiram que, levantamentos estatísticos mostraram fracassos de próteses com um segmento suspenso, executadas por clínicos generalistas, na ordem de até 44% após 7 anos de cimentação, por razões diversas como fratura do dente pilar extremo, perda de retenção e rompimento das áreas de solda; entretanto, as causas que estão na base dessas falhas como, oclusão, retenção, dimensão da prótese, fundição e técnica de soldagem, não haviam sido analisadas. As forças desenvolvidas sobre os pônticos suspensos, são menores do que aquelas desenvolvidas sobre próteses com pilar distal, desde que não estejam em supra-occlusão. As forças são também menores sobre o segundo pôntico suspenso do que sobre o primeiro. Esta diminuição progressiva, é consequência da deformação elástica no sentido apical que sofre o segmento suspenso submetido à carga, comportando-se como um alcochoamento para melhor absorvê-la e evitando efeitos nocivos sobre o dente pilar. Quando um pôntico suspenso for colocado em regiões posteriores, há um risco maior de fratura e perda de retenção; entretanto, uma leve infraocclusão dos pônticos, juntamente com preparos altamente retentivos e dimensões adequadas da prótese, permitem soluções clínicas confiáveis.

SEATON³⁷ em 1994, analisou o "stress" causado pela aplicação de forças mastigatórias em uma prótese parcial fixa. Afirmou que podem ocorrer falhas na estabilidade mecânica destas próteses, apesar da seleção de retentores do tipo coroa total, aceitos como os mais estáveis. Afirmou que estas falhas eram decorrentes de repetidas aplicações de forças de tensão e compressão na película de cimento, durante o ciclo mastigatório. Quando um dos retentores terminais de uma prótese fixa é submetido a uma força compressiva vertical ou oblíqua, faz com que o elemento suporte pressione uma das paredes do alvéolo, o que tende a movimentar o toda a prótese; o suporte terminal oposto auxilia na oposição a este movimento através de forças antagônicas originadas em sua membrana periodontal. Caso as mesmas não forem suficientemente sadias para antagonizar estas forças, a estabilidade da prótese estará comprometida por carência de estabilidade do próprio suporte. Quando a prótese possuir um extremo livre e considerarmos a ocorrência destas forças nesta região, as condições descritas tornam-

se mais críticas, devido ao aumento da força de alavanca. A estabilidade de uma prótese fixa depende também de fatores intrínsecos à sua estrutura e a morfologia dos preparos. A intensidade do "stress" gerado nas paredes axiais do preparo é diminuída com o aumento da altura cérvico-oclusal e, diminuição do ângulo de convergência entre elas. A magnitude deste "stress" também depende da morfologia das superfícies oclusais; superfícies com ângulos muito íngremes proporcionam resultantes horizontais mais intensas, assim como, podem originar resultantes não coincidentes com o longo eixo do suporte. O "stress" induzido nas paredes axiais dos preparos é em sua maior parte originado pela rotação da prótese em torno de um eixo méso-distal, durante a ocorrência de forças oclusais com grandes componentes horizontais; assim, a altura e a convergência adequadas das paredes axiais são de grande importância no que concerne à antagonização deste movimento rotatório, do mesmo modo que e a confecção de canaletas axiais proximais, como recursos adicionais de estabilidade. O pântico por sua vez, pode induzir forças rotacionais aos retentores, desta maneira a morfologia dos preparos não pode ser circular ou cônica. O autor concluiu que, a longevidade e a estabilidade de uma prótese fixa depende em grande parte da análise e conhecimento das forças funcionais incidentes e do "stress" produzido por elas na infra-estrutura e retentores, independentemente do tipo de cimento utilizado para cimentação definitiva.

Capítulo 5:

Proposição.

Proposição.

Em vista do exposto, propusemo-nos a estudar a estabilidade mecânica de pontes fixas com pânticos em “cantilever”, adaptadas em preparos do tipo coroa total, com convergência oclusal variável, com e sem canaletas axiais proximais e submetidas a diversas intensidades de forças de sentido ocluso-cervical, aplicadas em diferentes pontos das mesas oclusais.

Capítulo 6:

Metodología.

Metodologia.

A - MATERIAIS.

Para a realização deste estudo os seguintes materiais foram utilizados (Quadro I):

Quadro I - Materiais utilizados no estudo.

MATERIAIS	FABRICANTE
Cera laminada nº 7.	Artigos Odontológicos Clássico LTDA.
Cera para incrustações tipo C - classe III.	Sybron Kerr Ind. e Com.
Delineador modificado.	Eletro Auri Ind. Bras.
Dentes plásticos (33° de inclinação cuspídea):	Tribyte-Biotone - Dentsply.
- 1ª e 2ª molares inferiores.	
- 1ª e 2ª pré-molares inferiores.	
Fundente para liga de solda de baixa fusão.	Goldent L.A. Ind. e Com.
Inclisor à vácuo.	Whip-Mix Corporation - Louisville, KY.
Liga metálica à base de CuAl - "Duracast MS".	Odonto Comercial Importadora LTDA.
Liga de solda para baixa fusão à base de Ag.	Denissolder Ind. e Com.
Lupa com aumento de 8 vezes - mod. 7550	Waltex - Hong Kong.
Máquina de ensaio universal - "Losenhausenwerk".	Düsseldorfer Maschinenbau AG. - Germany.
Peça-de-mão de alta rotação.	Dabi Atlante S.A.
Ponta diamantada - ref. 4123.	KG Sorensen.
Ponta diamantada - ref. 4102.	KG Sorensen.
Resina acrílica ativada quimicamente.	Artigos Odontológicos Clássico LTDA.
Resina acrílica ativada quimicamente. - "Duralay".	Dental Mfg. Co. - Illinois.
Revestimento para alta fusão aglutinado por fosfato-mono-amônico. - "Precise".	Dentsply Ind. e Com. LTDA.
Revestimento para baixa fusão aglutinado por sulfato de cálcio. - "Cristobalite".	Dentsply Ind. e Com. LTDA.

B - MÉTODOS.

B.1 - Confeção dos preparos.

B.1.a - Obtenção dos dentes suportes.

Foram selecionados sessenta segundos prés-molares inferiores e sessenta segundos molares inferiores recém extraídos, com dimensões aproximadas de 9mm em diâmetro méso-distal e 6mm em diâmetro vestibulo-lingual nos molares e, 5mm e 7mm de diâmetros méso-distal e vestibulo-lingual respectivamente nos prés-molares. Suas porções radiculares foram centralizadas e incluídas em anéis de PVC de ½ pol., com resina acrílica ativada quimicamente, até aproximadamente 2mm aquém do limite cimento-esmalte. O procedimento de inclusão foi realizado de forma que a base do anel de PVC permanecesse perpendicular em relação ao longo eixo dos dentes. Com o objetivo de controlar a posição dos dentes até o término do ciclo de polimerização da resina, o anel foi posicionado na base de um delineador (Eletro Auri Ind. Bras.) e o dente fixado com cera utilidade na haste vertical móvel do mesmo; de maneira que, o longo eixo do dente permanecesse paralelo ao longo eixo da haste.

Após a polimerização final da resina, os anéis foram removidos e os cilindros submetidos à torneamento, adquirindo as dimensões de 21mm de altura por 14mm de diâmetro (Fig. 1).

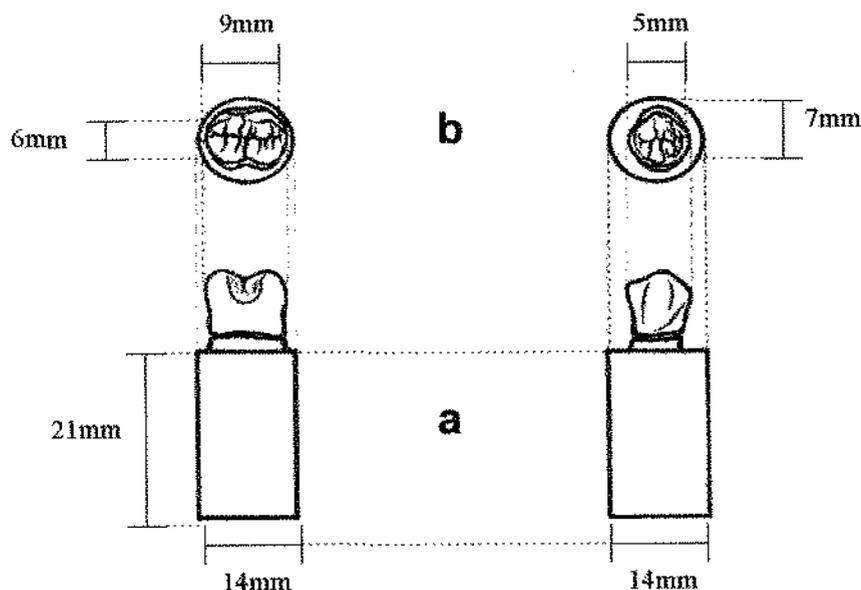


Fig. 1 - Desenho esquemático do conjunto dente-cilindro de resina: a - corte sagital; b - oclusal.

Os conjuntos dente-cilindros de resina foram armazenados em um ambiente à 100% de umidade relativa e à temperatura constante de 37°C.

Objetivando obter padronização das dimensões dos preparos e dos corpos de prova, foram confeccionados alguns dispositivos adaptados às necessidades do estudo.

B.1.b - Relacionamento entre os dentes suportes.

Foi confeccionado um suporte para o relacionamento entre os cilindros contendo o segundo pré-molar e o segundo molar; de modo a simular um hemiarco posterior parcialmente desdentado; estando o primeiro pré-molar e o primeiro molar ausentes. Este suporte confeccionado em liga metálica a base de CuAl, possuía 36mm de largura méso-distal por 11mm de altura cérvico-oclusal e mantinha os cilindros paralelos e afastados entre si em 5mm. Este dispositivo se prestou também a fixação dos cilindros na platina do delineador para a confecção dos preparos (Fig. 2).



Fig. 2 - Suporte confeccionado para o relacionamento entre o molar e o pré-molar.

B.1.c - Preparo dos dentes suportes.

Na haste vertical móvel do delineador foram adaptados e fixados um transferidor e um compasso de ponta seca, de maneira que, a base do transferidor ficasse paralela ao longo eixo da haste e a ponta seca do compasso perpendicular à mesma (Fig. 3). Na haste vertical móvel de um segundo delineador do mesmo tipo, foi adaptada e fixada uma peça-de-mão de alta rotação; de maneira que, as pontas diamantadas com 1,5mm de diâmetro utilizadas na preparação dos dentes, permanecessem perpendiculares à base do delineador (MAXWELL et al.²⁸,1990) (Fig. 4).

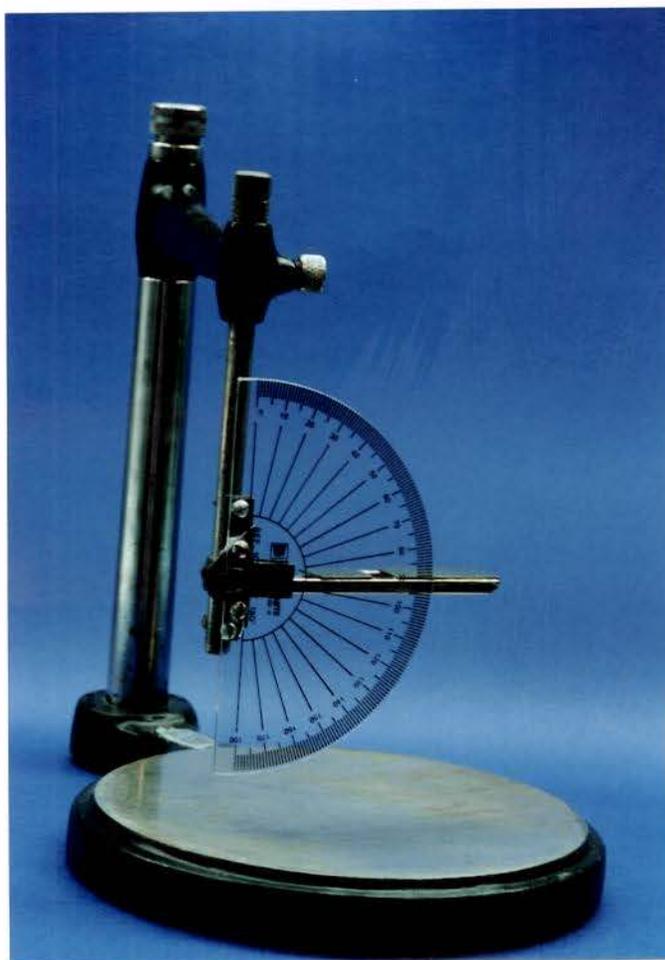


Fig. 3 - Transferidor e compasso adaptados à haste vertical móvel do delineador.

Visando adaptar e posicionar o conjuntos dente-cilindro, fixos ao suporte, nas angulagens pré-determinadas para os preparos, foi adaptado à platina do delineador, uma presilha (Fig. 5).



Fig. 4 - Peça-de-mão de alta-rotação adaptada à haste vertical móvel do segundo delineador através de uma braçadeira.



Fig. 5 - Presilha (seta) adaptada à platina do delineador.

Este arranjo se prestou para determinar as inclinações de 8°, 12° e 16° na platina (SILVA⁴⁰,1995) (Fig. 6).

Para cada grau de inclinação estabelecido, foi confeccionado um suporte rígido em resina acrílica ativada quimicamente, a fim de estabilizar a angulação durante o preparo dos dentes suportes, evitando deslocamento. Este dispositivo foi posicionado entre a barra receptora e a base da platina (Fig. 7).

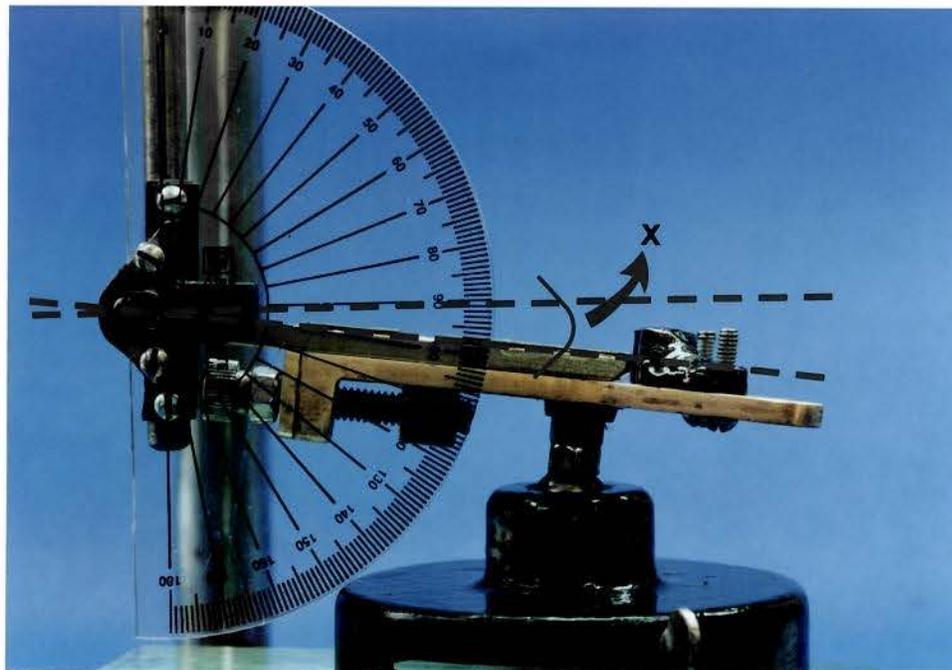


Fig. 6 - Platina inclinada em 8 graus. As linhas pontilhadas evidenciam a inclinação dada à platina pelo transferidor e compasso.



Fig. 7 - Suporte estabilizador da angulação da platina.

Com a platina na angulação desejada, o conjunto dente-cilindro adaptado ao suporte metálico, foi fixado a mesma e, transferido para a base do outro delineador, onde a peça-de-mão de alta rotação foi fixada para a confecção dos preparos (Fig. 8 e 9).

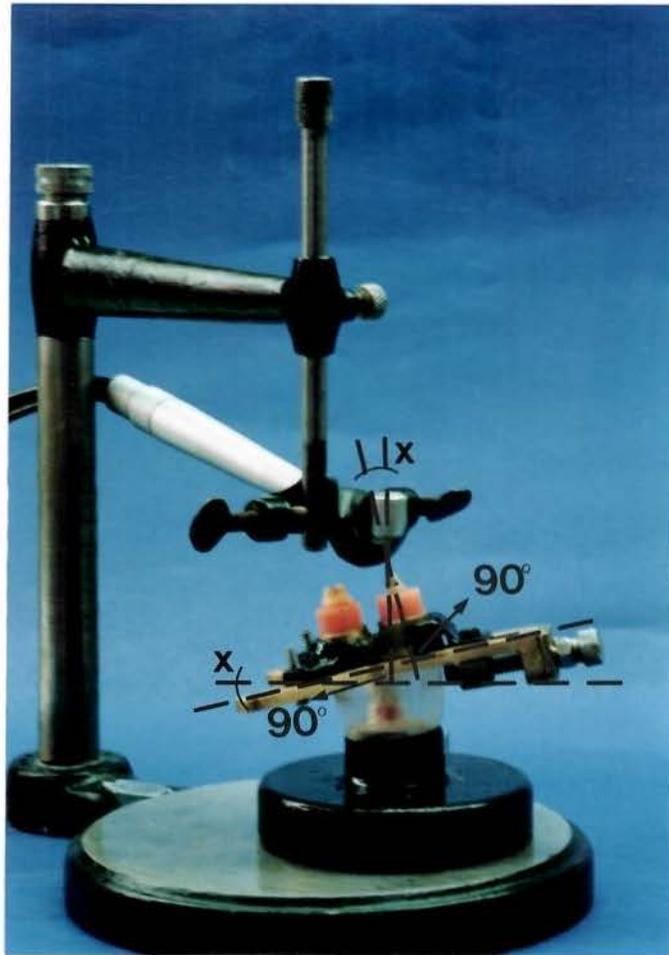


Fig. 8 - Cilindros de resina fixos na platina e posicionados no delineador, durante a confecção dos preparos. As linhas pontilhadas demonstram a transferência da angulagem dada à platina, para o longo eixo dos preparos.

A redução das faces axiais foi realizada através da movimentação manual da platina sobre a base do delineador. Todos os preparos confeccionados, foram do tipo coroa total, com 9mm e 6mm de tamanho méso-distal e vestibulo-lingual respectivamente para os molares e, 5mm e 7mm para os prés-molares. A altura cérvico-oclusal foi estabelecida em 5mm para os dois grupos de dentes (DODGE et al.⁵,1985). A morfologia do término cervical foi dada pelo formato da extremidade ativa da ponta diamantada de extremidade cônica, um ombro maior que 90°. A redução oclusal foi de 2mm de espessura em toda a sua superfície, obedecendo a forma anatômica das vertentes cuspidicas, inclusive o biselamento das cúspides funcionais; a redução total das faces vestibular, lingual e proximais foi de aproximadamente 1,5mm (Fig. 10).

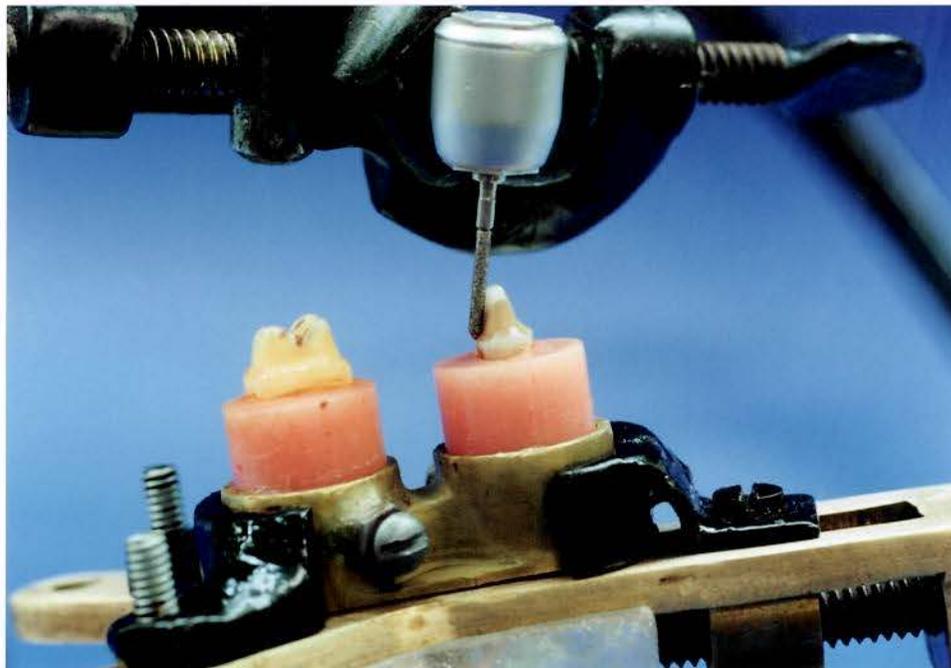


Fig. 9 - Cilindros de resina fixados na base estabilizadora e a mesma posicionada no delineador, durante a confecção dos preparos.

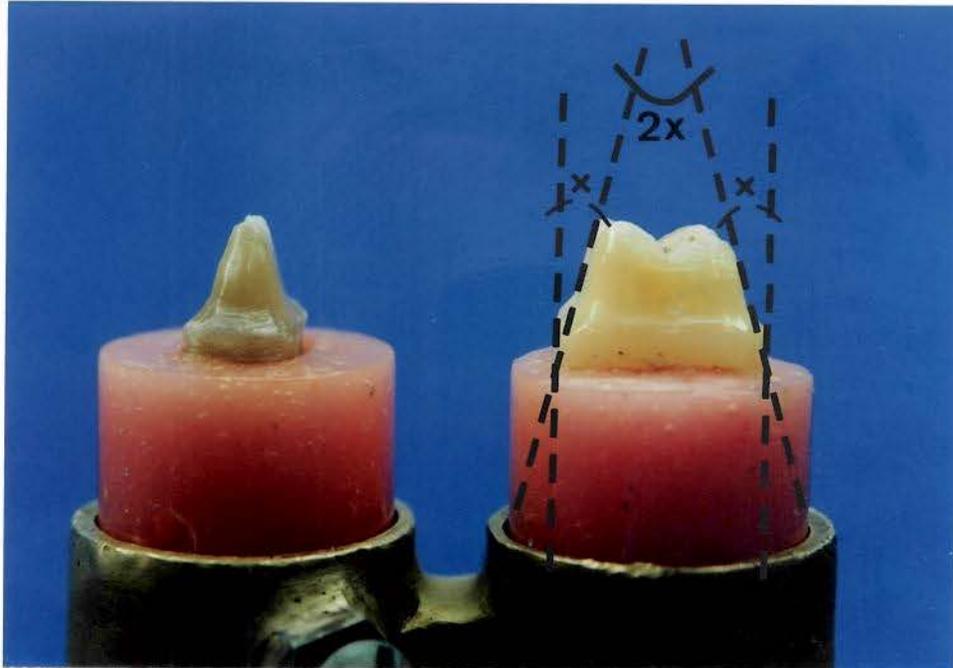


Fig. 10 - Preparos sem canaletas. As linhas tracejadas mostram a convergência de cada parede axial dos preparos (X), obtida através do transferidor e compasso.

Para cada grau de convergência estabelecido foram confeccionados vinte preparos sem canaletas axiais, sendo dez em prés-molares e dez em molares e, igualmente, vinte com canaletas axiais proximais, uma em cada. As canaletas possuíam aproximadamente 0,7mm de profundidade e 4mm de altura, sendo um milímetro menor que a altura cérvico-oclusal do preparo (Fig. 11).

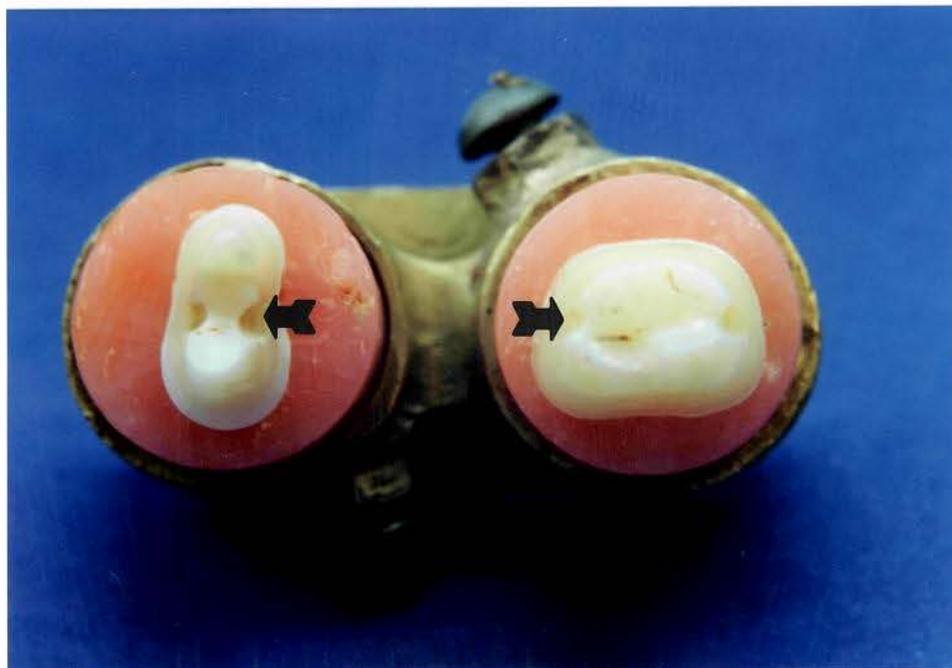


Fig. 11 - As setas mostram as canaletas proximais confeccionadas nos preparos.

O procedimento foi repetido até a obtenção de seis grupos. Cada grupo foi obtido de acordo com o grau de convergência de cada uma das paredes axiais, sendo cada um deles compostos por dez hemi-arcos preparados; ou seja, um pré-molar e um molar (Tabela I).

Tabela I - Constituição dos grupos.

GRUPOS	I	II	III	IV	V	VI
CONVERGÊNCIA	8°	12°	16°	8° *	12° *	16° *
Nº DE HEMI-ARCOS	10	10	10	10	10	10

* com canaletas axiais proximais.

B.2 - Confeção dos corpos de prova.

Com o objetivo de padronizar a forma e dimensões dos corpos de prova, foi necessário confeccionar um padrão e uma matriz.

B.2.a - Obtenção do padrão.

O padrão foi obtido selecionando-se um hemi-arco preparado aleatoriamente, e consistiu em adaptar somente a superfície oclusal de dentes de estoque (segundo pré-molar e segundo molar inferiores) com 33° de inclinação cuspídica, na superfície oclusal dos dentes suportes correspondentes e, posicionar o primeiro pré-molar e o primeiro molar nos espaços correspondentes. A espessura oclusal do padrão nos dentes suportes, foi padronizada através de um espessímetro em 2mm, sendo o contorno axial do mesmo esculpido em cêra, de modo a torná-lo harmônico ao dente natural.

O padrão foi confeccionado em duas fases; a primeira consistiu na obtenção do primeiro e segundo pré-molares. Após a confecção em cera e resina acrílica, foi confeccionado um nicho na crista marginal distal do segundo pré-molar, com o objetivo de orientar o procedimento de soldagem com o segundo segmento do padrão. Logo após, foi removido do preparo e incluído à vácuo em revestimento para baixa fusão aglutinado por sulfato de cálcio. A fundição foi realizada com liga à base de CuAl, tendo sido ambos os procedimentos, inclusão e fundição, realizados de acordo com as especificações dos fabricantes. Após a fundição, realizou-se o acabamento e polimento,

observando-se através de uma lupa com aumento de oito vezes e uma sonda clínica a adaptação cervical ao preparo (Figs. 12 e 13).



Fig. 12 - Padrão adaptado ao preparo (primeiro e segundo pré- molares). A seta mostra a área para soldagem.

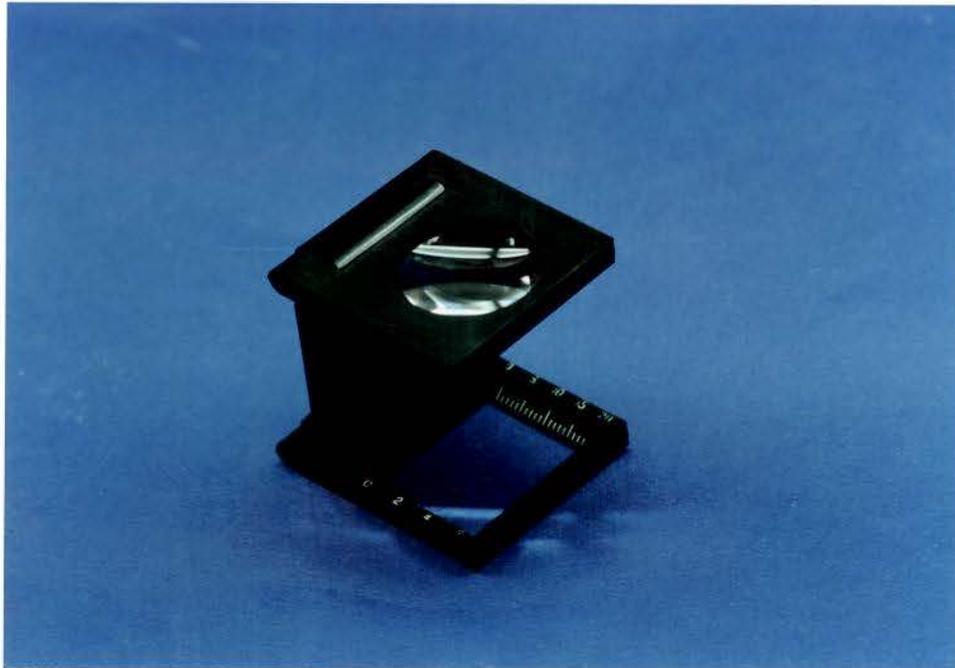


Fig. 13 - Lupa utilizada para a observação da adaptação do padrão.

A segunda fase para a obtenção do padrão, consistiu na adaptação do segmento já confeccionado em seu respectivo preparo e a confecção do primeiro e segundo molares seguindo a mesma sequência anterior (Fig. 14).



Fig. 14 - Padrão adaptado ao preparo (primeiro e segundo molares). A seta mostra a aleta alojada na área de soldagem.

Finalmente, as duas partes do padrão foram adaptadas em seus respectivos preparos e fixadas entre si com resina acrílica “Duralay”, para a realização do procedimento de soldagem, de acordo com as especificações dos fabricantes (Fig. 15).



Fig. 15 - Padrão concluído.

O procedimento de soldagem foi realizado com o objetivo de assegurarmos a adaptação do padrão nos preparos, em função das variáveis induzidas no procedimento de fundição.

B.2.b - Obtenção da matriz.

Em torno do padrão, foi confeccionada uma matriz, para que suas dimensões fossem transferidas à todos os corpos de prova. A matriz formada por três componentes (vestibular, lingual e oclusal), foi confeccionada com resina acrílica ativada quimicamente, “Duralay”. O componente vestibular assim esculpido, foi incluído à vácuo em revestimento à base de sulfato de cálcio e fundido com liga à base de CuAl. Após seu acabamento, polimento e adaptação no padrão assentado sobre o preparo; o segundo componente (lingual) foi construído obedecendo a mesma sequência anterior. Finalmente, o componente oclusal foi concluído da mesma maneira e adaptado sobre o padrão.

Os três componentes da matriz eram mantidos adaptados entre si através de parafusos e porcas. Suas dimensões finais ficaram estabelecidas em 45mm de largura méso-distal, 18mm de largura vestibulo-lingual e 17mm de altura cérvico-oclusal (Figs. 16 e 17).



Fig. 16 - Aspecto externo da matriz, para a reprodução do corpo de prova.



Fig. 17 - Matriz adaptada na base estabilizadora dos cilindros em resina e vista oclusal dos preparos.

B.2.c - Obtenção dos corpos de prova.

Para a obtenção propriamente dita dos corpos de prova, o padrão foi removido dos preparos e estes isolados com uma fina camada de vaselina sólida. Os componentes vestibular e lingual da matriz foram adaptados no hemi-arco preparado e, a junção destes dois componentes vedada com cera nº 7 liquefeita e o espaço correspondente ao padrão, preenchido com resina “Duralay” na fase fluída. Na obtenção dos corpos de prova, foram utilizados os mesmos materiais e obedecida a mesma sequência descrita para a obtenção do padrão: confecção dos prés-molares, adaptação destes nos respectivos preparos, confecção dos molares e soldagem das duas partes. Préviamente a fundição os corpos de prova em “Duralay”, permaneceram em seus respectivos preparos por um período de três horas.

Depois de soldados, os corpos de prova foram submetidos a limpeza com jatos de areia e acabamento externo com pedras montadas de óxido de alumínio e, novamente reavaliados no que concerne a lisura interna e adaptação cervical, através de uma lupa com oito vezes de aumento e uma sonda clínica (Figs. 18, 19 e 20).



Fig. 18 - Confecção dos corpos de prova (pré-molares).

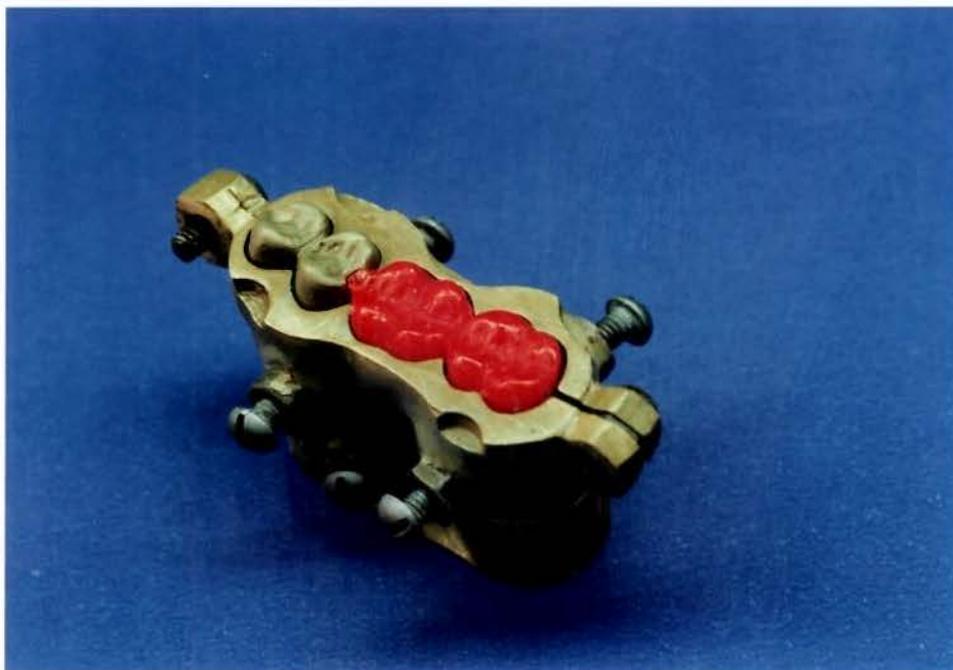


Fig. 19 - Confecção dos corpos de prova (molares).



Fig. 20 - Corpo de prova concluído.

B.3 - Ensaio de forma de resistência.

A forma de resistência dos preparos, foi avaliada em uma máquina de ensaio universal “Losenhausenwerk” através de forças de compressão. Foi confeccionado um suporte metálico para a fixação do hemi-arco preparado na base horizontal da máquina; de modo que, o longo eixo do conjunto ficasse paralelo à coluna vertical da mesma (Fig. 21).

A força compressiva foi aplicada verticalmente com sentido ocluso-cervical, através de uma ponta de formato cônico com aproximadamente 1,0mm de espessura na extremidade transmissora da força (WOOLSEY & MATICH⁴⁷,1978). Os locais de aplicação da força foram, nas vertentes oclusais internas das cúspides vestibulares e linguais dos prés-molares e nas méso-vestibulares e méso-linguais dos molares, no terço mais próximo ao vértice (Figs. 22 e 23).

O ensaio foi conduzido de maneira que, o corpo de prova fosse adaptado no hemi-arco preparado com pressão digital e posicionado abaixo da ponta cônica. A força compressiva foi aplicada em uma das vertentes oclusais das cúspides e quando o painel da máquina acusava o nível de força requerido, 3kg, 5kg, 10kg, 15kg ou 20kg, a carga era suprimida para se verificar a ocorrência ou não de deslocamento. Esta verificação foi realizada através de análise visual com auxílio de uma lupa com aumento

de oito vezes, sondagem e, compressão digital no lado oposto ao da aplicação de força, por um único examinador (PARKER et al.³²,1991).

O registro dos resultados consistiu em observar a ocorrência ou não de deslocamento dos corpos de prova. Após a verificação, os corpos de prova foram removidos do hemi-arco preparado, para a observação de possíveis deformações ou fraturas nos limites cervicais. Desta maneira, foram novamente adaptados e o ensaio repetido por mais duas vezes.

Os níveis de força aplicados foram de 3kg, 5kg, 10kg, 15kg e 20kg; a velocidade constante de 1 mm/min.

Após todos os corpos de prova serem submetidos ao ensaio, os resultados observados foram registrados, agrupados em tabelas e submetidos ao teste estatístico Não Paramétrico de Comparações Múltiplas.

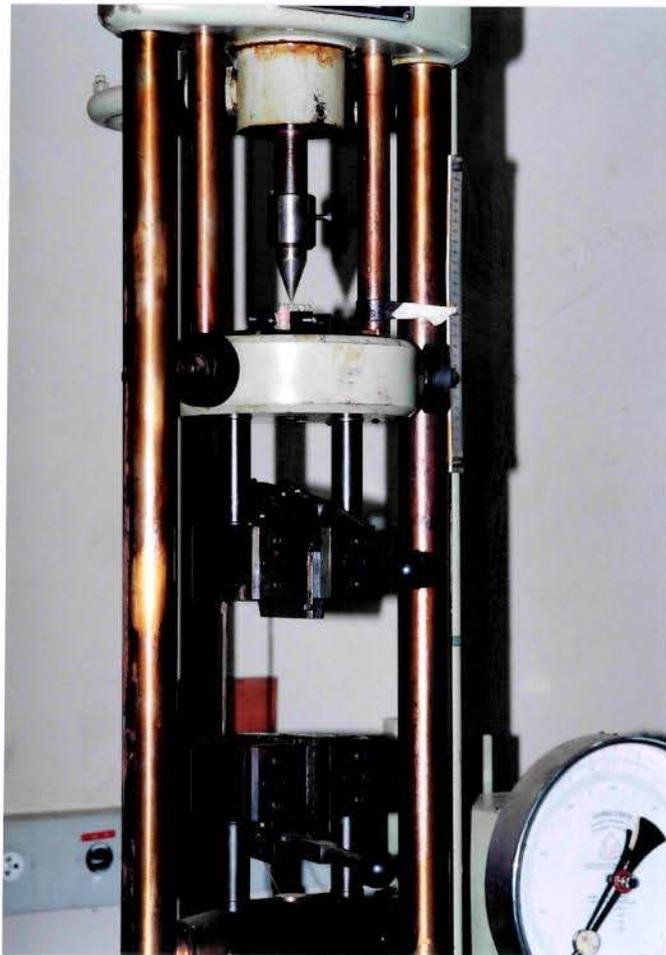


Fig. 21 - Vista panorâmica do corpo de prova, adaptado na base horizontal da máquina de ensaio universal.

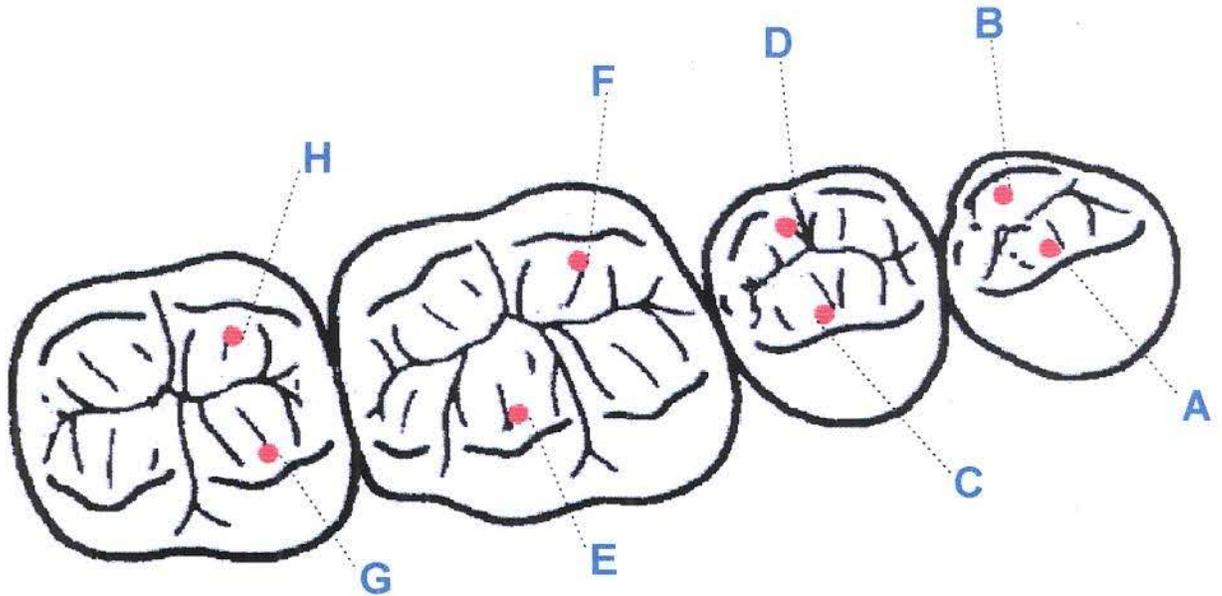


Fig. 22 - Locais de aplicação da força compressiva: A - cúspide vestibular do 1º pré-molar; B - cúspide lingual do 1º pré-molar; C - cúspide vestibular do 2º pré-molar; D - cúspide lingual do 2º pré-molar; E - cúspide médio-vestibular do 1º molar; F - cúspide méso-lingual do 1º molar; G - cúspide méso-vestibular do 2º molar; H - cúspide méso-lingual do 2º molar.

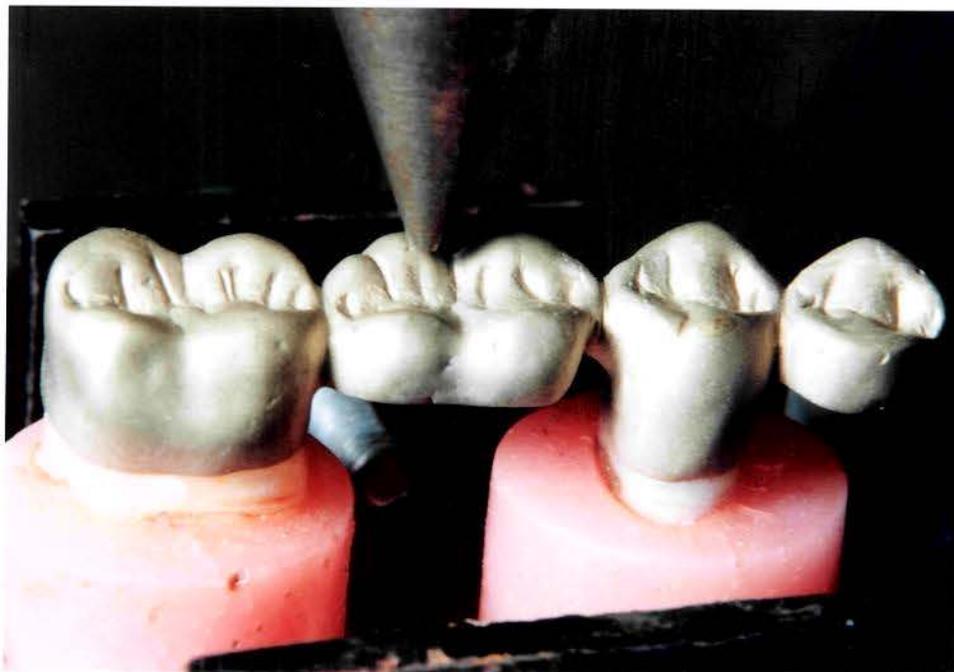


Fig. 23 - Ponto E de aplicação da força compressiva (cúspide médio-vestibular do 1º molar).

Capítulo 7:

Resultados.

Resultados.

Os dados colhidos foram agrupados em tabelas (Apêndice, pgs. 85 a 90). Para cada grupo, foi efetuada a comparação entre médias de deslocamentos nas diversas situações observadas, através do teste Não Paramétrico de Comparações Múltiplas, ao nível de 5% de probabilidade.

No grupo I (8° s/can.), ao considerar-se a média de corpos de prova deslocados, verificou-se que as mesmas com intensidade entre 20kg, 15kg e 10kg, apresentaram superioridade estatística em relação às de 5kg e 3kg. Para o grupo II (12° s/can.), as forças com intensidade 10kg, 15kg e 20kg, apresentaram superioridade em relação a de 3kg e, no grupo III (16° s/can.), não ocorreram diferenças estatisticamente significantes ao nível de 5% de probabilidade (Tabela II e Fig. 24).

Quando se considerou as médias de deslocamentos ocorridas em um mesmo nível de força, em função do aumento da convergência entre as paredes axiais dos preparos; verificou-se que os grupos II e III apresentaram médias de deslocamento estatisticamente superiores ao grupo I, nos níveis de força 10kg, 15kg e 20kg. Para os níveis de força 3kg e 5kg, os três grupos apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si, ao nível de 5% de probabilidade; sendo que, o grupo III obteve as maiores médias (Tabela II e Fig. 24).

Tabela II - Comparação entre níveis de força, nos grupos I, II e III.

FORÇA (kg)	DESLOCAMENTOS *		
	GRUPO I (8° s/can.)	GRUPO II (12° s/can.)	GRUPO III (16° s/can.)
3	3 b, D	32 c, C	52 a, A B
5	6 b, D	38 b, B C	65 a, A
10	18 a, D	52 a, b, A B	71 a, A
15	22 a, C	62 a, A B	75 a, A
20	29 a, C	67 a, A B	76 a, A

* Médias seguidas de mesma letra minúscula na coluna e maiúscula na linha, não diferem estatisticamente ao nível de 5% de probabilidade.

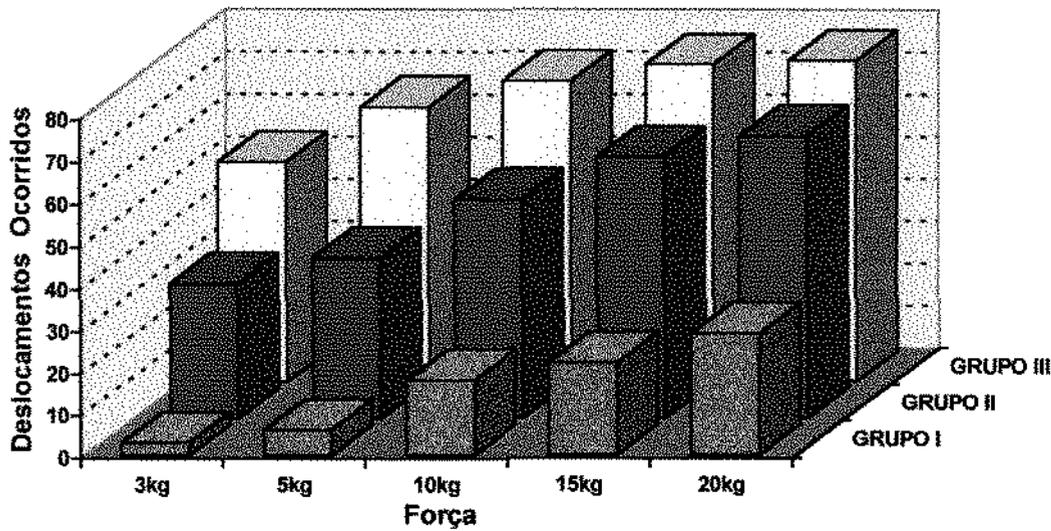


Fig. 24 - Corpos de prova deslocados nos grupos I, II, III; com variação da intensidade da força compressiva.

No grupo IV (8° c/can.), as médias de deslocamento observadas em função da variação da intensidade da força compressiva, foram superiores estatisticamente, ao nível de 5% de probabilidade, para os níveis de 20kg e 15kg em relação as de 3kg e 5kg. No grupo V (12° c/can.), houve superioridade estatística para as forças de 20kg, 15kg e 10kg, em relação as de 3kg; sendo que, a maior média de deslocamento ocorreu para as forças de 20kg. Para o grupo VI (16° c/can.), as forças com intensidade de 20kg e 15kg apresentaram médias de deslocamento superiores em relação as de 3kg, ao nível de 5% de probabilidade (Tabela III e Fig. 25).

As médias de deslocamento ocorridas nos níveis de força 5kg, 10kg, 15kg e 20kg, em função do aumento da convergência (grupos IV, V e VI), mostraram que não ocorreram diferenças estatísticas em cada nível de força, com exceção do observado no nível de força de 3kg (grupo VI), que apresentou superioridade estatística em relação ao grupo IV e V ao nível de 5% de probabilidade (Tabela III e Fig. 25).

Tabela III - Comparação entre níveis de força nos grupos IV, V e VI.

FORÇA (kg)	DESLOCAMENTOS *		
	GRUPO IV (8° c/can.)	GRUPO V (12° c/can.)	GRUPO VI (16° c/can.)
3	8 c, D	11 c, D	22 c, C
5	17 b, C	19 b, C	23 b, c, C
10	23 a, b, C	23 a, b, C	25 b, C
15	27 a, C	29 a, C	27 a, C
20	27 a, C	35 a,b, B C	27 a, C

* Médias seguidas de mesma letra minúscula na coluna e maiúscula na linha, não diferem estatisticamente ao nível de 5% de probabilidade.

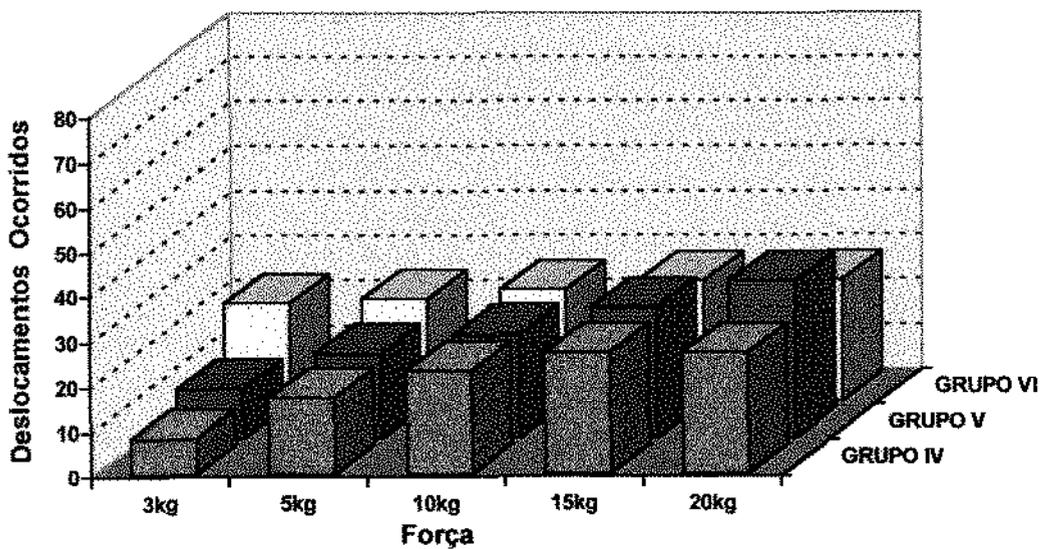


Fig. 25 - Corpos de prova deslocados nos grupos IV, V, VI; com variação da intensidade da força compressiva.

Foi comparado também as médias de deslocamento ocorridas nos grupos em função da variação da força compressiva. Observou-se que os maiores deslocamentos ocorreram nos grupos II e III, superioridade esta em relação ao grupo I, ao nível de 5% de probabilidade. Os grupos IV, V e VI não diferiram entre si estatisticamente ao nível de 5% de probabilidade (Tabela IV; Fig. 26).

Tabela IV - Comparação entre médias de deslocamentos ocorridos nos grupos, em função da variação da força compressiva.

GRUPO	MÉDIAS
III (16° s/can.)	67,8 a
II (12° s/can.)	50,2 a, b
VI (16° c/can.)	24,8 a, b, c
V (12° c/can.)	23,4 a, b, c
IV (8° c/can.)	20,4 b, c
I (8° s/can.)	15,6 c

* Médias seguidas de mesma letra na coluna não diferem estatisticamente, ao nível de 5% de probabilidade.

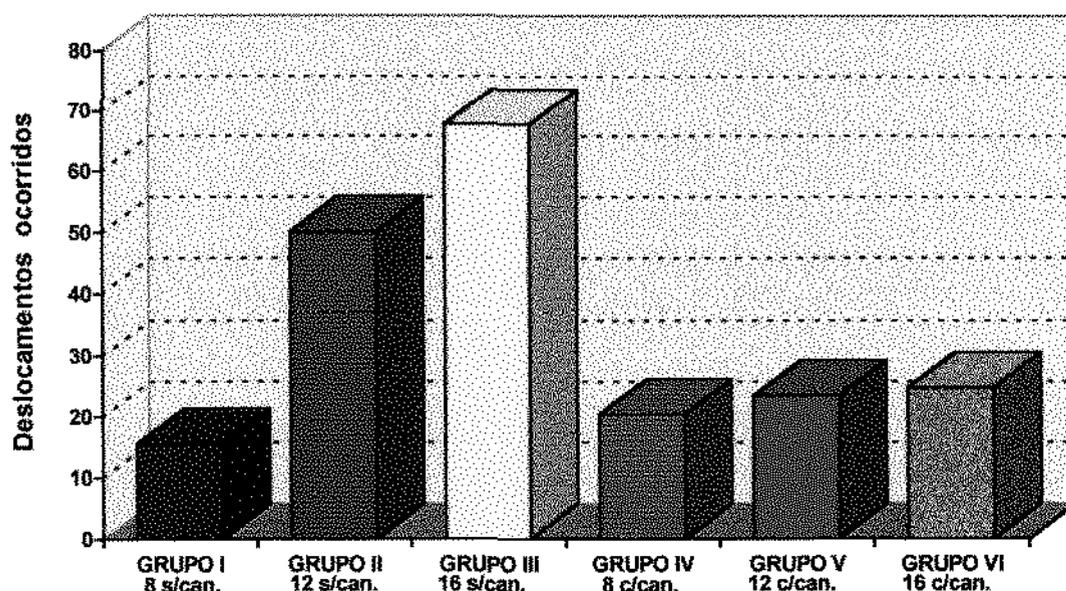


Fig. 26 - Corpos de prova deslocados, durante todo o ensaio com a variação da intensidade da força compressiva.

Para os mesmos grupos I e II, o teste demonstrou que as médias de deslocamento observadas, foram superiores estatisticamente quando as forças compressivas foram aplicadas nos locais A e B (cúspides vestibular e lingual do primeiro pré-molar respectivamente - "cantilever"); superioridade esta em relação aos locais C, D, E, F, G e H; ao nível de 5% de probabilidade. Para o grupo III, as forças aplicadas no local A, apresentaram superioridade estatística em relação ao local E (cúspide médio-vestibular do primeiro molar) (Tabela V e Fig. 27).

Quando analisou-se as médias de deslocamento ocorridas nos locais D, E, F, G e H, em função do aumento da convergência entre as paredes axiais dos preparos; verificou-se que os grupos I, II e III, diferiram estatisticamente entre si ao nível de 5% de probabilidade, sendo que, as maiores médias ocorreram para o grupo III. Para os locais A, B e C, os grupos II e III apresentaram superioridade estatisticamente significativa em relação ao grupo I, ao nível de 5% de probabilidade (Tabela V e Fig. 27).

Tabela V - Grupos I, II e III; comparação entre os locais de aplicação da força compressiva.

LOCAL	DESLOCAMENTOS*		
	GRUPO I (8° s/can.)	GRUPO II (12° s/can.)	GRUPO III (16° s/can.)
A	30 a, B	50 a, A	49 a, A
B	32 a, B	50 a, A	48 a, b, A
C	6 b, C	37 b, A	39 a, b, A
D	4 b, c, D	28 b, c, B	40 a, b, A
E	0 d, C	28 b, c, B	39 b, A
F	2 b, c, d, C	14 c, B	43 a, b, A
G	2 c, d, C	28 b, c, B	41 a, b, A
H	2 c, d, C	23 b, c, B	40 a, b, A

A - cúspide vestibular do 1º pré-molar; B - cúspide lingual do 1º pré-molar; C - cúspide vestibular do 2º pré-molar; D - cúspide lingual do 2º pré-molar; E - cúspide médio-vestibular do 1º molar; F - cúspide méso-lingual do 1º molar; G - cúspide méso-vestibular do 2º molar; H - cúspide méso-lingual do 2º molar. * Médias seguidas de mesma letra minúscula na coluna e maiúscula na linha não diferem estatisticamente, ao nível de 5% de probabilidade.

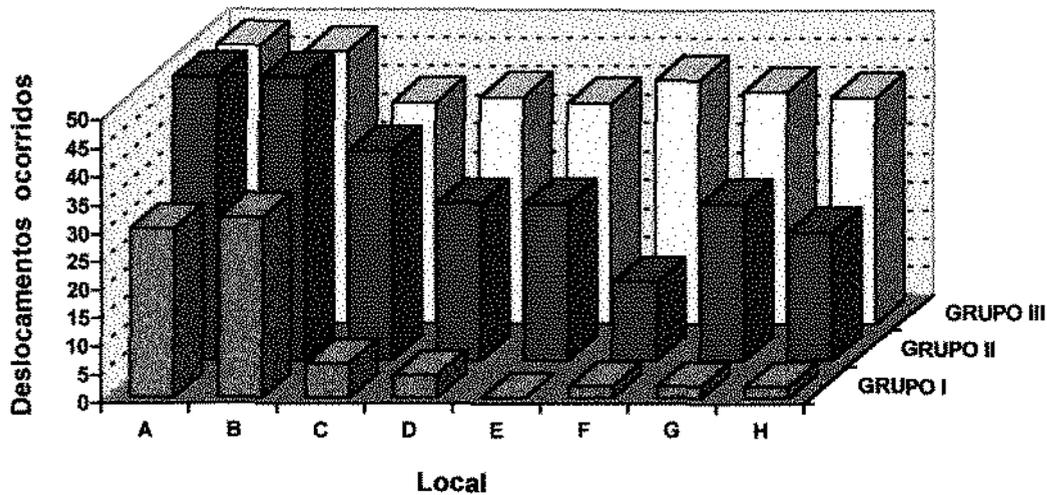


Fig. 27 - Corpos de prova deslocados nos grupos I, II e III, com variação do local de aplicação da força compressiva.

Nos mesmos grupos IV e VI, o teste demonstrou superioridade estatística quando as forças foram aplicadas nos locais A e B (cuspides vestibular e lingual do primeiro pré-molar, respectivamente - "cantlever"), em relação aos locais C, D, E, F, G e H, ao nível de 5% de probabilidade. Para o grupo V, o local a obteve médias de deslocamento estatisticamente superiores em relação aos locais D, E, F, G e H (Tabela VI; Fig. 28).

Quando analisou-se as médias de deslocamento ocorridas nos locais A, B, D, E, F, G e H em função do aumento da convergência entre as paredes axiais dos preparos, verificou-se que os grupos de preparos com canaletas axiais proximais, não diferiram estatisticamente entre si, ao nível de 5% de probabilidade. Para o local C, os deslocamentos ocorridos no grupo V apresentaram superioridade estatística aos ocorridos nos grupos IV e VI (Tabela VI e Fig. 28).

Tabela VI - Comparação entre os locais de aplicação da força compressiva, para os grupos IV, V e VI.

LOCAL	DESLOCAMENTOS*		
	GRUPO IV (6° o/cant.)	GRUPO V (12° o/cant.)	GRUPO VI (16° o/cant.)
A	40 a, A B	45 a, A	50 a, A
B	40 a, A B	37 a, b, A B	49 a, A
C	4 b, C	23 a, b, c, B	9 b, C
D	7 c, C D	5 c, d, C D	15 c, C
E	0 c, C	2 b, c, d, C	0 b, C
F	0 c, C	0 d, C	0 b, C
G	6 b, c, C	0 d, C	0 b, C
H	4 b, C	5 b, c, d, C	1 b, C

A - cúspide vestibular do 1º pré-molar; B - cúspide lingual do 1º pré-molar; C - cúspide vestibular do 2º pré-molar; D - cúspide lingual do 2º pré-molar; E - cúspide médio-vestibular do 1º molar; F - cúspide méso-lingual do 1º molar; G - cúspide méso-vestibular do 2º molar; H - cúspide méso-lingual do 2º molar. * Médias seguidas de mesma letra minúscula na coluna e maiúscula na linha não diferem estatisticamente, ao nível de 5% de probabilidade.

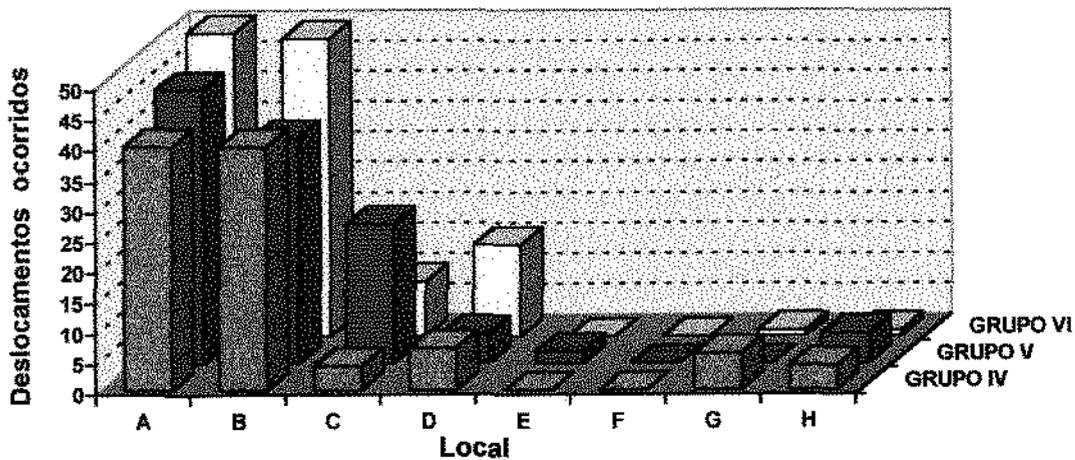


Fig. 28 - Corpos de prova deslocados nos grupos IV, V e VI, com variação do local de aplicação da força compressiva.

A comparação entre as médias de deslocamento ocorridos durante todo o ensaio nos locais de aplicação das forças compressivas, em função do aumento da convergência entre as paredes axiais dos preparos; revelou que as maiores médias de deslocamento ocorreram nos locais A e B (pôntico em “cantilever”), superioridade esta, em relação aos locais C, D, E, F, G e H, ao nível de 5% de probabilidade; sendo que estes, não diferiram estatisticamente entre si (Tabela VII e Fig. 29).

Tabela VII - Comparação entre médias de deslocamentos ocorridos nos locais, em função da variação da convergência.

LOCAIS	MÉDIAS
A	44 a
B	42,6 b
C	19,6 b, c
D	16,5 b, c
E	11,5 c, d
F	9,8 c, d
G	12,8 c
H	12,5 c

* Médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente, ao nível de 5% de probabilidade.

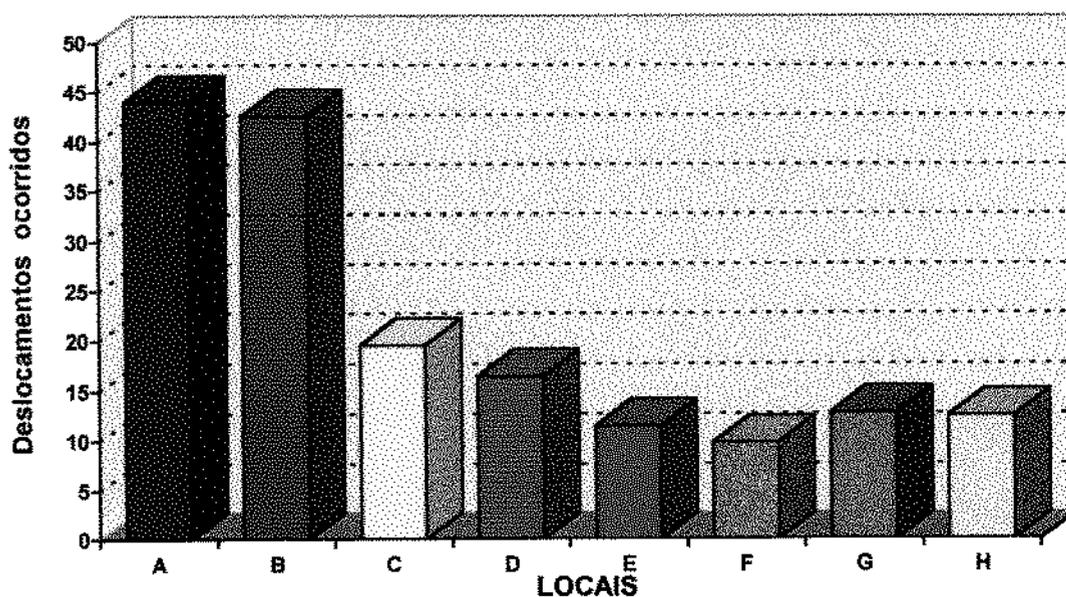


Fig. 29 - Corpos de prova deslocados, durante todo o ensaio com a variação do local de aplicação da força compressiva.

Capítulo 8:

Discussão dos
Resultados.

Discussão dos Resultados.

Inúmeros pesquisadores têm conduzido seus estudos, objetivando estudar o comportamento de próteses fixas frente às forças mastigatórias; assim como, os fatores que determinam a longevidade deste tipo de restauração (CHABERNEAU³, 1958; LEWIS & OWEN²³, 1959; EL-EBRASHI, et. al.⁶, 1969; MALONE, et.al.²⁷, 1990; GUNDLER, et. al.¹¹, 1993; MEZZOMO²⁹, 1993).

É de aceitação corrente que, entre esses fatores, os requisitos mecânicos deste tipo de prótese são de fundamental importância, quando sobre elas incidem as forças mastigatórias; quer sejam relacionadas ao tipo de preparo, à técnica de fundição, ao tipo de metal, as características internas dos retentores, ao tipo de cimento utilizado para a cimentação definitiva, ao equilíbrio oclusal e aos tecidos periodontais (KLAFFENBACH²⁰, 1940; THOM⁴¹, 1950; JORGENSEN¹⁷, 1956; KAUFMANN et al.¹⁹, 1966; ROBERTS³⁵, 1970; WILLEY⁴⁵, 1976; GOLDFLOGEL & LAMBERT⁹, 1985; WRIGHT⁴⁸, 1986), entre outros.

Alguns autores preocupados em anular clinicamente possíveis movimentos rotatórios de um retentor do tipo coroa total, sobre o suporte preparado, condenaram a confecção de preparos cônicos e preconizaram a manutenção dos ângulos axo-proximais arredondados para que não ocorresse uma diminuição linear das áreas de oposição e manter oposição ao deslocamento (HEGDAHL & SILNESS¹³, 1977; UETI & MATSON⁴², 1984; SILVA³⁹, 1993; SILVA⁴⁰, 1995).

A literatura sugere que, além desta, outras variáveis devam ser consideradas quando são analisados os requisitos mecânicos de um preparo dental: a convergência das paredes axiais, a intensidade e direção das forças que são submetidos os retentores durante a mastigação e a altura das preparações.

De acordo com WEED⁴³ e MACK²⁶ em 1980 e SILVA⁴⁰ em 1995, é extremamente raro encontrarmos preparos com convergência total nos parâmetros classicamente estabelecidos, entre 2° e 5°. Estes autores observaram em seus estudos que, convergências totais em torno de 16° a 17°, em preparos com no mínimo 3,5mm de altura cervico-oclusal, proporcionam níveis de estabilidade mecânica adequados. Nossos resultados parecem confirmar a opinião destes autores, pois demonstraram que em preparações com 8° de convergência em cada parede axial; ou

seja, 16° de convergência total, com 5mm de altura cervico-oclusal; as médias de deslocamento foram significativamente menores do que em convergências maiores, quando os retentores foram submetidos à forças compressivas de 3kg, 5kg, 10kg, 15kg e 20kg. Em vista disto, quando consideramos a realização de preparos do tipo coroa total para próteses fixas do tipo ponte, a execução de convergências totais entre 2° e 5° graus, além de ser de difícil execução clínica, torna a obtenção do plano de inserção muito crítica.

Estudos em preparos com dimensões constantes e variação do grau de convergência entre as paredes axiais, revelaram que o aumento desta última diminui a estabilidade mecânica, inclusive demonstrando, que não há correlação entre retentores cimentados ou não (KAUFMANN, et al.^{18, 19}, 1961 e 1966; REISBICK et al.³⁴, 1975; LOREY & MYERS²⁴ e SHILLINGBURG, et al.³⁸, 1986; PARQUER et al.³², 1991; SEATON³⁷, 1994; WISKOTT⁴⁶, 1996); e que a variação da convergência em relação à estabilidade mecânica, não demonstra uma correlação funcional, pois esta última deixa de existir abruptamente com a variação da convergência total (GILBOE & TETERUCK⁸, 1974). Neste sentido, nossos resultados demonstraram que, o aumento da convergência entre as paredes axiais dos preparos, aumentou significativamente as médias de deslocamento dos corpos de prova quando utilizamos ângulos de convergência crescentes, a partir de 8° em cada parede axial, em preparos sem canaletas axiais proximais.

OHM & SILNESS³¹ em 1978 e MACK²⁶ em 1980, sugerem como normais clinicamente, convergências totais entre 12° a 37° e 17°, respectivamente; nossos resultados projetaram a expectativa de pouca estabilidade para a variação de 12° e 16° de convergência em cada parede axial, ou seja, 24° e 32° de convergência total respectivamente, com níveis de força de até 20kg, em preparos sem canaletas.

Em vista disto, uma outra variável deve ser considerada, que é a alteração da intensidade da força incidente nos corpos de prova. DE BOEVER et al.⁴, em 1978 e LUNDGREEN & LAURELL²⁵, em 1986, observaram em seus estudos que a intensidade dos esforços mastigatórios variava entre 4,54kg e 6,81kg. Nossos resultados demonstraram que com intensidade de força acima desta média, ocorreu um aumento nos valores das médias de deslocamento em todas as situações observadas. Como acreditamos que dependendo do tipo de alimento, ocorra uma grande variação na intensidade das forças mastigatórias e, considerando que durante o ensaio de estabilidade

mecânica, a variação de forças induzidas nos corpos de prova foram concentradas em apenas um ponto específico por vez; nossos resultados levam-nos à concordar com os de KLAFFENBACH²⁰ em 1940, ROBERTS³⁵ em 1970, GOLDFLOGEL & LAMBERT⁹ em 1985 e SEATON³⁷ em 1994; que afirmaram que a estabilidade de uma prótese fixa é altamente dependente do equilíbrio oclusal; uma vez que, contatos oclusais simultâneos parecem anular as resultantes responsáveis pela translação da prótese, sendo absorvidas pelos elementos suportes.

Quando incluímos em nossas preparações recursos adicionais de estabilidade, tais como canaletas axiais proximais, nossas observações mostraram que as médias de deslocamento reduziram-se significativamente, para os grupos de preparos com 12° e 16° de convergência em cada parede axial, em todos os níveis de intensidade de força observados. A confecção destes recursos adicionais de estabilidade foi recomendada por EWING⁷ em 1957, por WOOLSEY & MATICH⁴⁷ em 1978; por GOLDFLOGEL & LAMBERT⁹ em 1985 e por SILVA⁴⁰ em 1995, para fornecer estabilidade aos suportes com reduzida dimensão cérvico-oclusal ou convergência acentuada, uma vez que aumenta a superfície do preparo em contato com o retentor e criam paredes que antagonizam o deslocamento, otimizando a estabilidade mecânica. Nossos resultados sugerem que convergências totais em 2° e 5° (GUYER¹², 1970), 6° (UETI & MATSON⁴², 1984) e 8° (GRAY¹⁰, 1968; ZUCKERMAN⁴⁹, 1990) são do ponto de vista mecânico desnecessárias e clinicamente mais difíceis de serem confeccionadas, quando realizadas em preparos com 5mm de altura e com canaletas axiais proximais; haja visto que as médias de deslocamento dos corpos de prova permaneceram reduzidas em preparos de até 16° de convergência em cada face axial, ou seja, 32° de convergência total e, sob forças compressivas de até 20kg.

Foi observado também, que os corpos de prova adaptados sobre preparos com 8° com canaletas, obtiveram médias de deslocamento discretamente superiores aos corpos de prova adaptados sobre preparos com a mesma convergência e sem canaletas. O fato demonstrou que para este grau de convergência, não há correlação entre preparos com e sem canaletas; uma vez que, nos grupos em questão os corpos de prova mantiveram-se em sua maior parte estáveis, inclusive não apresentando diferenças estatisticamente significantes entre si, no que concerne as médias de deslocamento.

No que concerne a localização destas canaletas, deve-se levar em consideração a direção da força incidente (UETI & MATSON⁴², 1984; WEED &

BAEZ⁴⁴, 1984; SILVA³⁹, 1993). SEATON³⁷, em 1994, afirmou que grande parte do “stress” gerado nas paredes axiais dos preparos, é induzido pela translação da prótese em torno de um eixo méso-distal; neste sentido, nossos resultados foram concordes, e demonstraram que quando confeccionamos canaletas axiais nas paredes proximais de preparos do tipo coroa total, conseguimos antagonizar significativamente as forças incidentes nas cúspides vestibulares e linguais dos corpos de prova.

Nossas observações também sugeriram que, ao haver mudanças nos pontos de contato interoclusal, ocorram significativas alterações nos resultados observados. As maiores médias de deslocamento foram observadas quando a força compressiva foi aplicada nas cúspides do pântico em “cantilever” quando comparadas as médias observadas nas outras cúspides dos corpos de prova. Neste sentido, nossos resultados foram concordes aos de HANDERSON, et al.¹⁴, em 1970; WRIGHT⁴⁸, em 1986; HOCHMAN, et al.¹⁶, em 1987; LAURELL & LUNDGREEN^{21, 22} em 1992 e 1987, respectivamente, e SEATON³⁷, em 1994; os quais afirmaram que as forças induzidas no pântico em “cantilever” geram uma força de alavanca significativamente maior nos suportes, aumentando a possibilidade de deslocamento do retentor ou fratura dos suportes.

Foi observado também, que as canaletas axiais proximais não foram efetivas em antagonizar o deslocamento dos corpos de prova, quando estes foram submetidos a forças concentradas no pântico em “cantilever”. Isto ocorreu provavelmente porque, como as forças induzidas ocorreram nas cúspides vestibulares e linguais da superfície oclusal, provocando um deslocamento simultâneo no sentido distomesial e vestibulo-lingual ou linguo-vestibular; o posicionamento das canaletas nas paredes proximais não conseguiu impedir o deslocamento dos corpos de prova quando submetidos aos esforços concentrados no “cantilever”. Este fato nos permite sugerir que maior estabilidade, provavelmente deva ser obtida, se além das canaletas proximais forem confeccionadas canaletas nas paredes vestibular e lingual dos preparos.

Capítulo 9:

Conclusões.

Conclusões.

A metodologia empregada e os resultados obtidos, levaram-nos a concluir que:

- 1 - Os retentores adaptados sobre preparos com 12° e 16° de convergência, em cada parede axial, obtiveram médias de deslocamento significativamente superiores, em relação aos adaptados em preparos com 8° de convergência.
- 2 - O aumento na intensidade das forças compressivas, diminuiu a estabilidade dos corpos de prova.
- 3 - As forças induzidas nos pânticos em “cantilever”, proporcionaram maiores médias de deslocamento, quando comparadas as induzidas nos outros locais específicos.
- 4 - A confecção de canaletas axiais proximais nas preparações, reduziu significativamente as médias de deslocamento dos corpos de prova, nos grupos de preparos com 12° e 16° de convergência em cada parede axial.
- 5 - As canaletas axiais proximais, não foram devidamente efetivas em antagonizar as forças induzidas no pântico em “cantilever”.

Capitulo 10:

Apêndice.

Apêndice.

A - QUADROS DE COLETA DE DADOS.

Quadro II - Grupo I: 8º sem canaletas.

Corpo de prova		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Força aplicada											
3 kg	A	N	N	N	S	N	N	N	N	S	N
	B	N	N	N	S	N	N	N	N	N	N
	C	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
5 kg	A	N	N	S	N	S	N	N	N	N	S
	B	N	N	N	S	N	S	S	N	N	N
	C	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
10 kg	A	S	N	S	S	S	N	S	S	N	S
	B	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S
	C	N	S	N	S	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	S	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
15 Kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S
	B	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S
	C	N	S	N	S	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	N	N	N	N	N	N	S	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	S	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
20 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	N	S	N	S	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	S	N	N	N	N	S	S	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	S	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	S	N	N	N	N	S	N	N
	H	N	N	S	N	N	N	N	S	N	N

- A - Cúspide vestibular do 1º pré-molar.
- B - Cúspide lingual do 1º pré-molar.
- C - Cúspide vestibular do 2º pré-molar.
- D - Cúspide lingual do 2º pré-molar.
- E - Cúspide médio-vestibular do 1º molar.
- F - Cúspide méso-lingual do 1º molar.
- G - Cúspide méso-vestibular do 2º molar.
- H - Cúspide méso-lingual do 2º molar.

- N - Ausência de deslocamento.
- S - Ocorrência de deslocamento.

Quadro III - Grupo II: 12º sem canaletas.

Corpo de prova		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Força aplicada											
3 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	N	N	S	N	S	N	N	S
	D	N	N	N	S	N	N	N	S	N	N
	E	N	N	S	N	S	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	S
	H	N	N	N	S	N	N	N	N	S	N
5 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	N	N	S	N	S	N	N	S
	D	N	N	N	S	N	N	S	S	N	N
	E	N	N	S	S	S	S	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	S	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	S	N	S
	H	N	N	N	S	N	S	N	N	S	N
10 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	N	N	S	S	S	N	S	S
	D	S	S	N	S	N	S	N	S	S	N
	E	N	N	S	S	S	S	S	N	S	N
	F	N	N	N	S	S	S	S	N	N	N
	G	N	N	S	N	N	S	N	S	N	S
	H	N	N	S	S	S	S	N	N	S	N
15 Kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	D	S	S	S	S	N	S	S	S	S	N
	E	N	N	S	S	S	S	S	S	S	S
	F	N	N	N	S	S	S	S	N	N	N
	G	N	N	S	N	S	S	N	S	S	S
	H	S	N	S	S	S	S	N	N	S	N
20 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	D	S	S	S	S	N	S	S	S	S	S
	E	N	N	S	S	S	S	S	S	S	S
	F	N	S	N	S	S	S	S	N	N	N
	G	N	N	S	S	S	S	N	S	S	S
	H	S	S	S	S	S	S	N	N	S	N

A - Cúspide vestibular do 1º pré-molar.

B - Cúspide lingual do 1º pré-molar.

C - Cúspide vestibular do 2º pré-molar.

D - Cúspide lingual do 2º pré-molar.

E - Cúspide médio-vestibular do 1º molar.

F - Cúspide méso-lingual do 1º molar.

G - Cúspide méso-vestibular do 2º molar.

H - Cúspide méso-lingual do 2º molar.

N - Ausência de deslocamento.

S - Ocorrência de deslocamento.

Quadro IV - Grupo III: 16º sem canaletas.

Corpo de prova		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
3 kg	Força aplicada										
	A	S	S	S	S	S	S	N	S	S	S
	B	S	S	N	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	N	N	S	S	N	S	S	N
	D	N	S	N	S	S	N	S	S	N	N
	E	N	S	N	S	N	N	S	S	N	N
	F	N	S	S	S	N	S	N	S	S	S
	G	S	S	N	S	S	N	S	S	S	N
5 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	N	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	N	N	S	S	S	S	S	N
	D	S	S	S	S	S	S	S	S	N	N
	E	S	S	S	S	S	N	S	S	N	S
	F	N	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	G	S	S	N	S	S	N	S	S	S	N
	H	S	N	S	S	S	N	N	S	S	S
10 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	N	S	S	S	S	S	S	N
	D	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N
	E	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S
	F	N	S	S	S	S	S	S	S	N	S
	G	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N
	H	S	N	S	S	S	S	N	S	S	S
15 Kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N
	D	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N
	E	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S
	F	N	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	G	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N
	H	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
20 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N
	D	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N
	E	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S
	F	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	G	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N
	H	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S

A - Cúspide vestibular do 1º pré-molar.

B - Cúspide lingual do 1º pré-molar.

C - Cúspide vestibular do 2º pré-molar.

D - Cúspide lingual do 2º pré-molar.

E - Cúspide médio-vestibular do 1º molar.

F - Cúspide mesio-lingual do 1º molar.

G - Cúspide mesio-vestibular do 2º molar.

H - Cúspide mesio-lingual do 2º molar.

N - Ausência de deslocamento.

S - Ocorrência de deslocamento.

Quadro V - Grupo IV: 8^o com canaletas.

Corpo de prova		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Força aplicada											
3 kg	A	S	N	N	S	N	N	N	N	S	N
	B	S	N	N	N	S	S	N	N	S	N
	C	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	S	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
5 kg	A	S	S	S	S	N	N	N	S	S	S
	B	S	N	S	S	S	S	S	N	S	N
	C	S	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	S	N	N	N	N	N
	H	N	N	S	N	N	N	N	N	N	N
10 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	N
	C	S	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	N	S	N	N	N	N	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	S	N	N	N	N	N
	H	N	N	S	N	N	N	N	N	N	N
15 Kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	D	S	N	N	S	N	N	N	N	S	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	S	N	N	N	N	N
	H	N	N	S	N	N	N	N	N	N	N
20 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	S	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	D	S	N	N	S	N	N	N	N	S	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	S	S	N	N	N	N
	H	N	N	S	N	N	N	N	N	N	N

A - Cúspide vestibular do 1^o pré-molar.

B - Cúspide lingual do 1^o pré-molar.

C - Cúspide vestibular do 2^o pré-molar.

D - Cúspide lingual do 2^o pré-molar.

E - Cúspide médio-vestibular do 1^o molar.

F - Cúspide mesio-lingual do 1^o molar.

G - Cúspide mesio-vestibular do 2^o molar.

H - Cúspide mesio-lingual do 2^o molar.

N - Ausência de deslocamento.

S - Ocorrência de deslocamento.

Quadro VI - Grupo V: 12° com canaletas.

Corpo de prova		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Força aplicada											
3 kg	A	S	N	N	N	S	S	S	S	S	S
	B	N	N	S	S	N	N	S	S	N	N
	C	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
5 kg	A	S	S	N	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	N	S	S	N	S	S	S	N	S
	C	S	N	N	N	N	N	N	S	N	S
	D	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
10 kg	A	S	S	N	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	N	S	S	S	N	S
	C	S	N	N	N	N	S	S	S	N	S
	D	N	N	N	N	N	N	N	S	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
15 Kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S
	C	S	S	S	N	N	S	S	S	N	S
	D	N	N	N	N	N	N	N	N	N	S
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	S	N	N	S	N	N	N	N	N
20 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	N	S
	C	S	S	S	N	S	S	S	S	N	S
	D	N	N	N	N	S	N	N	S	N	S
	E	N	N	N	S	N	N	S	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	S	S	N	S	N	N	N	N	N

A - Cúspide vestibular do 1º pré-molar.

B - Cúspide lingual do 1º pré-molar.

C - Cúspide vestibular do 2º pré-molar.

D - Cúspide lingual do 2º pré-molar.

E - Cúspide médio-vestibular do 1º molar.

F - Cúspide méso-lingual do 1º molar.

G - Cúspide méso-vestibular do 2º molar.

H - Cúspide méso-lingual do 2º molar.

N - Ausência de deslocamento.

S - Ocorrência de deslocamento.

Quadro VII - Grupo VI: 16^o com canaletas.

Corpo de prova		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Força aplicada											
3 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	N	S	S	S	S
	C	N	N	N	N	S	N	N	N	N	N
	D	N	S	N	N	N	N	N	N	N	S
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
5 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	N	N	N	S	N	N	N	N	N	N
	D	N	N	N	N	N	S	N	N	S	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
10 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	N	N	N	S	N	N	N	S	N	N
	D	S	N	N	N	N	S	N	S	S	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
15 Kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	N	S	N	N	N	N	S	N	S	N
	D	N	N	N	S	N	S	S	S	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
20 kg	A	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	B	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
	C	N	N	N	N	N	S	N	S	N	N
	D	S	S	N	N	S	N	S	N	N	N
	E	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	F	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	G	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	H	N	N	N	N	N	N	N	N	N	S

A - Cúspide vestibular do 1^o pré-molar.

B - Cúspide lingual do 1^o pré-molar.

C - Cúspide vestibular do 2^o pré-molar.

D - Cúspide lingual do 2^o pré-molar.

E - Cúspide médio-vestibular do 1^o molar.

F - Cúspide méso-lingual do 1^o molar.

G - Cúspide méso-vestibular do 2^o molar.

H - Cúspide méso-lingual do 2^o molar.

N - Ausência de deslocamento.

S - Ocorrência de deslocamento.

B - ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS.

B.2 - Teste Não Paramétrico de Comparações Múltiplas (assimetria à esquerda).

B.2.a - Grupo I: 8° sem canaletas.

B.2.a₁ - Estatísticas para o fator força compressiva (Fator A).

- Soma de quadrados = 2.8434463;
- Variância = 0.0258212;
- Valor calculado da estatística (Q) para o fator A = 110.12058779;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 4 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela VIII -Comparações Múltiplas para os níveis do Fator A.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	NS	NS	NS	0.0161315
1	3	*	*	*	0.1348815
1	4	*	*	*	0.1934383
1	5	*	*	*	0.1941241
2	3	*	*	*	0.1187500
2	4	*	*	*	0.1773067
2	5	*	*	*	0.1779925
3	4	NS	NS	NS	0.0585567
3	5	NS	NS	NS	0.0592425
4	5	NS	NS	NS	0.0006858

- Valores críticos: 0.0707182 0.0781292 0.0926782

- 1 - 3kg; 2 - 5kg; 3 - 10kg; 4 - 15kg; 5 - 20kg.

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.a₂ - Estatísticas para o fator local de incidência da força (B).

- Soma de quadrados = 5.9456009;
- Variância = 0.0258674;
- Valor calculado da estatística (Q) para o fator B = 229.84960550;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 7 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela IX - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator B.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	NS	NS	NS	0.0193267
1	3	*	*	*	0.1770823
1	4	*	*	*	0.1949377
1	5	*	*	*	0.3119451
1	6	*	*	*	0.2538155
1	7	*	*	*	0.2898005
1	8	*	*	*	0.2898005
2	3	*	*	*	0.1964090
2	4	*	*	*	0.2142643
2	5	*	*	*	0.3312718
2	6	*	*	*	0.2731421
2	7	*	*	*	0.3091272
2	8	*	*	*	0.3091272
3	4	NS	NS	NS	0.0178554
3	5	*	*	NS	0.1348628
3	6	NS	NS	NS	0.0767332
3	7	*	NS	NS	0.1127182
3	8	*	NS	NS	0.1127182
4	5	*	NS	NS	0.1170075
4	6	NS	NS	NS	0.0588778
4	7	NS	NS	NS	0.0948628
4	8	NS	NS	NS	0.0948628
5	6	NS	NS	NS	0.0581297
5	7	NS	NS	NS	0.0221446
5	8	NS	NS	NS	0.0221446
6	7	NS	NS	NS	0.0359850
6	8	NS	NS	NS	0.0359850
7	8	NS	NS	NS	0.0000000

- Valores críticos: 0.1113974 0.1205578 0.1383790

- 1 - A; 2 - B; 3 - C; 4 - D; 5 - E; 6 - F; 7 - G; 8 - H

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.b - GrupoII: 12º sem canaletas.

B.2.b₁ - Estatísticas para o fator força compressiva (Fator A).

- Soma de quadrados = 1.1053767;
- Variância = 0.0258743;
- Valor calculado da estatística (Q) para o fator A = 42.72095557;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 4 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela X - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator A.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	NS	NS	NS	0.0309539
1	3	*	*	NS	0.0870636
1	4	*	*	*	0.1098504
1	5	*	*	*	0.1449501
2	3	NS	NS	NS	0.0561097
2	4	*	*	NS	0.0788965
2	5	*	*	*	0.1139963
3	4	NS	NS	NS	0.0227868
3	5	NS	NS	NS	0.0578865
4	5	NS	NS	NS	0.0350998

- Valores críticos: 0.0707910 0.0782095 0.0927735

- 1 - 3kg; 2 - 5kg; 3 - 10kg; 4 - 15kg; 5 - 20kg.

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.b₂ - Estatísticas para o fator local de incidência da força (B).

- Soma de quadrados = 3.4981353;
- Variância = 0.0244906;
- Valor calculado da estatística (Q) para o Fator B = 142.83572425;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 7 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela XI - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator B.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	NS	NS	NS	0.0000000
1	3	*	*	*	0.1264090
1	4	*	*	*	0.2112823
1	5	*	*	*	0.2036119
1	6	*	*	*	0.2479302
1	7	*	*	*	0.2195761
1	8	*	*	*	0.2081482
2	3	*	*	NS	0.1264090
2	4	*	*	*	0.2112823
2	5	*	*	*	0.2036119
2	6	*	*	*	0.2479302
2	7	*	*	*	0.2195761
2	8	*	*	*	0.2081482
3	4	NS	NS	NS	0.0848733
3	5	NS	NS	NS	0.0772030
3	6	*	*	NS	0.1215212
3	7	NS	NS	NS	0.0931671
3	8	NS	NS	NS	0.0817392
4	5	NS	NS	NS	0.0076703
4	6	NS	NS	NS	0.0366479
4	7	NS	NS	NS	0.0082938
4	8	NS	NS	NS	0.0031341
5	6	NS	NS	NS	0.0443182
5	7	NS	NS	NS	0.0159641
5	8	NS	NS	NS	0.0045362
6	7	NS	NS	NS	0.0283541
6	8	NS	NS	NS	0.0397820
7	8	NS	NS	NS	0.0114279

- Valores críticos: 0.1083924 0.1173057 0.1346462

- 1 - A; 2 - B; 3 - C; 4 - D; 5 - E; 6 - F; 7 - G; 8 - H

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.C - Grupo III: 16º sem canaletas.

B.2.c₁ - Estatísticas para o fator força compressiva (Fator A).

- Soma de quadrados = 0.0815432;
- Variância = 0.0256942;
- Valor calculado da estatística (Q) para o fator A = 3.17360533;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 4 graus de liberdade;
- Não significativo ao nível alfa = 10%.

Tabela XII - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator A.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	NS	NS	NS	0.0306675
1	3	NS	NS	NS	0.0279244
1	4	NS	NS	NS	0.0001501
1	5	NS	NS	NS	0.0289005
2	3	NS	NS	NS	0.0027431
2	4	NS	NS	NS	0.0305175
2	5	NS	NS	NS	0.0017670
3	4	NS	NS	NS	0.0277743
3	5	NS	NS	NS	0.0009761
4	5	NS	NS	NS	0.0287505

- Valores críticos: 0.0705441 0.0779368 0.0924500

- 1 - 3kg; 2 - 5kg; 3 - 10kg; 4 - 15kg; 5 - 20kg.

- Contrastes assinalados com “*” apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.c₂ - Estatísticas para o fator local de incidência da força (B).

- Soma de quadrados = 0.5213291;
- Variância = 0.0255934;
- Valor calculado da estatística (Q) para o Fator B = 20.36967743;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 7 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela XIII - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator B.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	NS	NS	NS	0.0633791
1	3	NS	NS	NS	0.0649377
1	4	NS	NS	NS	0.1079800
1	5	*	*	NS	0.1304738
1	6	NS	NS	NS	0.0721072
1	7	NS	NS	NS	0.0803990
1	8	NS	NS	NS	0.0536908
2	3	NS	NS	NS	0.0015586
2	4	NS	NS	NS	0.0446010
2	5	NS	NS	NS	0.0670948
2	6	NS	NS	NS	0.0087282
2	7	NS	NS	NS	0.0170200
2	8	NS	NS	NS	0.0096883
3	4	NS	NS	NS	0.0430424
3	5	NS	NS	NS	0.0655362
3	6	NS	NS	NS	0.0071696
3	7	NS	NS	NS	0.0154613
3	8	NS	NS	NS	0.0112469
4	5	NS	NS	NS	0.0224938
4	6	NS	NS	NS	0.0358728
4	7	NS	NS	NS	0.0275810
4	8	NS	NS	NS	0.0542893
5	6	NS	NS	NS	0.0583666
5	7	NS	NS	NS	0.0500748
5	8	NS	NS	NS	0.0767830
6	7	NS	NS	NS	0.0082918
6	8	NS	NS	NS	0.0184165
7	8	NS	NS	NS	0.0267082

- Valores críticos: 0.1108059 0.1199176 0.1376442.

- 1 - A; 2 - B; 3 - C; 4 - D; 5 - E; 6 - F; 7 - G; 8 - H

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.D - Grupo IV: 8º com canaletas.

B.2.d₁ - Estatísticas para o fator força compressiva (Fator A).

- Soma de quadrados = 4.7360614;
- Variância = 0.0260016;
- Valor calculado da estatística (Q) para o fator A = 182.14482443;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 4 graus de liberdade;
- Não significativo ao nível alfa = 10%.

Tabela XIV - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator A.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	*	*	*	0.1958385
1	3	*	*	*	0.2648223
1	4	*	*	*	0.2952774
1	5	*	*	*	0.2783510
2	3	NS	NS	NS	0.0689838
2	4	*	*	*	0.0994389
2	5	*	*	NS	0.0825125
3	4	NS	NS	NS	0.0303551
3	5	NS	NS	NS	0.0135287
4	5	NS	NS	NS	0.0169264

- Valores críticos: 0.0709649 0.0784016 0.0930014

- 1 - 3kg; 2 - 5kg; 3 - 10kg; 4 - 15kg; 5 - 20kg.

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.d₂ - Estatísticas para o fator local de incidência da força (B).

- Soma de quadrados = 3.2988263;
- Variância = 0.0245013;
- Valor calculado da estatística (Q) para o Fator B = 134.63872732;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 7 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela XV - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator B.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	NS	NS	NS	0.0093017
1	3	*	*	*	0.2549626
1	4	*	*	*	0.1354613
1	5	*	*	*	0.1396509
1	6	*	*	*	0.1396509
1	7	NS	NS	NS	0.0734913
1	8	*	*	*	0.2549626
2	3	*	*	*	0.2456608
2	4	*	*	NS	0.1261596
2	5	*	*	NS	0.1303491
2	6	*	*	NS	0.1303491
2	7	NS	NS	NS	0.0641895
2	8	*	*	*	0.2456608
3	4	*	*	NS	0.1195012
3	5	*	NS	NS	0.1153117
3	6	*	NS	NS	0.1153117
3	7	*	*	*	0.1814713
3	8	NS	NS	NS	0.0000000
4	5	NS	NS	NS	0.0041895
4	6	NS	NS	NS	0.0041895
4	7	NS	NS	NS	0.0619701
4	8	*	*	NS	0.1195012
5	6	NS	NS	NS	0.0000000
5	7	NS	NS	NS	0.0661596
5	8	*	NS	NS	0.1153117
6	7	NS	NS	NS	0.0661596
6	8	*	NS	NS	0.1153117
7	8	*	*	*	0.1814713

- Valores críticos: 0.1084161 0.1173313 0.1346756.

- 1 - A; 2 - B; 3 - C; 4 - D; 5 - E; 6 - F; 7 - G; 8 - H

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.E - Grupo V: 12º com canaletas.

B.2.e₁ - Estatísticas para o fator força compressiva (Fator A).

- Soma de quadrados = 3.1182921;
- Variância = 0.0255045;
- Valor calculado da estatística (Q) para o fator A = 122.26423585;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 4 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela XVI - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator A.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	*	*	*	0.1608011
1	3	*	*	*	0.2246415
1	4	*	*	*	0.2447007
1	5	*	*	*	0.2081515
2	3	NS	NS	NS	0.0638404
2	4	*	*	NS	0.0838996
2	5	NS	NS	NS	0.0473504
3	4	NS	NS	NS	0.0200592
3	5	NS	NS	NS	0.0164900
4	5	NS	NS	NS	0.0365493

- Valores críticos: 0.0702832 0.0776486 0.0921081

- 1 - 3kg; 2 - 5kg; 3 - 10kg; 4 - 15kg; 5 - 20kg.

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.e₂ - Estatísticas para o fator local de incidência da força (B).

- Soma de quadrados = 2.5565529;
- Variância = 0.0239464;
- Valor calculado da estatística (Q) para o Fator B = 106.76126636;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 7 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela XVII - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator B.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	NS	NS	NS	0.0266195
1	3	NS	NS	NS	0.0796010
1	4	*	*	*	0.1433925
1	5	NS	NS	NS	0.0926822
1	6	*	*	*	0.2322195
1	7	*	*	*	0.2322195
1	8	*	*	NS	0.1233416
2	3	NS	NS	NS	0.0529815
2	4	*	*	NS	0.1167720
2	5	NS	NS	NS	0.0660628
2	6	*	*	*	0.2056000
2	7	*	*	*	0.2056000
2	8	NS	NS	NS	0.0967221
3	4	NS	NS	NS	0.0637905
3	5	NS	NS	NS	0.0130813
3	6	*	*	*	0,1526185
3	7	*	*	*	0.1526185
3	8	NS	NS	NS	0.0437406
4	5	NS	NS	NS	0.0507093
4	6	NS	NS	NS	0.0888279
4	7	NS	NS	NS	0.0888279
4	8	NS	NS	NS	0.0200499
5	6	*	*	*	0.1395372
5	7	*	*	*	0.1395372
5	8	NS	NS	NS	0.0306594
6	7	NS	NS	NS	0.0000000
6	8	*	NS	NS	0.1088778
7	8	*	NS	NS	0.1088778

- Valores críticos: 0.1071814 0.1159951 0.1331419.

- 1 - A; 2 - B; 3 - C; 4 - D; 5 - E; 6 - F; 7 - G; 8 - H

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.F - Grupo VI: 16° com canaletas.

B.2.f₁ - Estatísticas para o fator força compressiva (Fator A).

- Soma de quadrados = 7.1766928;
- Variância = 0.0255232;
- Valor calculado da estatística (Q) para o fator A = 281.18297326;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 4 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela XVIII - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator A.

S médios		10%	5%	1%	D(1ck')
1	2	NS	NS	NS	0.0637781
1	3	NS	NS	NS	0.0555019
1	4	*	*	NS	0.0875312
1	5	*	*	*	0.2753897
2	3	NS	NS	NS	0.0082762
2	4	NS	NS	NS	0.0237531
2	5	*	*	*	0.3391677
3	4	NS	NS	NS	0.0320293
3	5	*	*	*	0.3308915
4	5	*	*	*	0.3629208

- Valores críticos: 0.0703090 0.0776770 0.0921419

- 1 - 3kg; 2 - 5kg; 3 - 10kg; 4 - 15kg; 5 - 20kg.

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.2.f₂ - Estatísticas para o fator local de incidência da força (B).

- Soma de quadrados = 5.5123987;
- Variância = 0.0258237;
- Valor calculado da estatística (Q) para o Fator B = 213.46287828;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 7 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa = 1%.

Tabela XIX - Comparações Múltiplas para os níveis do Fator B.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	NS	NS	NS	0.0086534
1	3	*	*	*	0.2413217
1	4	*	*	*	0.2291521
1	5	NS	NS	NS	0.0152618
1	6	NS	NS	NS	0.0152618
1	7	*	*	*	0.2799002
1	8	*	*	*	0.2179302
2	3	*	*	*	0.2326683
2	4	*	*	*	0.2204988
2	5	NS	NS	NS	0.0066085
2	6	NS	NS	NS	0.0066085
2	7	*	*	*	0.2712469
2	8	*	*	*	0.2092768
3	4	NS	NS	NS	0.0121696
3	5	*	*	*	0.2260599
3	6	*	*	*	0.2260599
3	7	NS	NS	NS	0.0385786
3	8	NS	NS	NS	0.0233915
4	5	*	*	*	0.2138903
4	6	*	*	*	0.2138903
4	7	NS	NS	NS	0.0507481
4	8	NS	NS	NS	0.0112219
5	6	NS	NS	NS	0.0000000
5	7	*	*	*	0.2646384
5	8	*	*	*	0.2026683
6	7	*	*	*	0.2646384
6	8	*	*	*	0.2026683
7	8	NS	NS	NS	0.0619701

- Valores críticos: 0.1113033 0.1204560 0.1382621.

- 1 - A; 2 - B; 3 - C; 4 - D; 5 - E; 6 - F; 7 - G; 8 - H

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

B.3 - Teste Não Paramétrico de Comparações Múltiplas (assimetria à esquerda).

- Comparação entre os deslocamentos dos grupos, em relação à força aplicada.

- Soma de quadrados = 23.1475023;
- Variância = 0.7981897;
- Valor calculado da estatística Q para o fator = 29.00000000;
- Q tem distribuição Chi-quadrado com 5 graus de liberdade;
- Significativo ao nível alfa 1%.

Tabela XX - Comparações múltiplas para os níveis do fator.

S médios		10%	5%	1%	D(kk')
1	2	*	*	NS	2.0133418
1	3	*	*	*	2.7147300
1	4	NS	NS	NS	0.7013882
1	5	NS	NS	NS	1.1524139
1	6	NS	NS	NS	1.5623161
2	3	NS	NS	NS	0.7013882
2	4	NS	NS	NS	1.3119536
2	5	NS	NS	NS	0.8609279
2	6	NS	NS	NS	0.4510257
3	4	*	*	NS	2.0133418
3	5	NS	NS	NS	1.5623161
3	6	NS	NS	NS	1.1524139
4	5	NS	NS	NS	0.4510257
4	6	NS	NS	NS	0.8609279
5	6	NS	NS	NS	0.1099022

- Valores críticos: 1.714.5907 1.8777822 2.1969352

- Contrastes assinalados com "*" apresentam diferença estatística significativa ao nível de significância indicado.

Capitolo II:

Summary.

Summary.

The purpose of this research, was to evaluate the mechanical stability of full crown preparations, over vertical compressive forces, applied in the occlusal surfaces of the pontics and retainers of fixed partial prosthesis, with or without the presence of proximal axial grooves, changing the convergence of the axial walls.

The preparations with shoulder larger than 90° , were made with the following convergences: 8° , 12° and 16° in each of the axial walls, with or without proximal axial grooves, of 0,7mm deep and 4mm length. The cervico-occlusal height of the preparations was 0,5mm. For each hemi-arch, was made a pattern like a four elements fixed partial denture: 2nd molar (retainer), 1st molar (pontic), 2nd pre-molar (retainer) and the 1st pre-molar (cantilever).

To evaluate the resistance form of the preparations, the patterns adjusted in yours respective preparations, were submitted to vertical forces of intensity 3kg, 5kg, 10kg, 15kg and 20kg in a universal testing machine, with speed in 1mm/min. The record of the results was to observe the occurrence of dislodgement of the patterns.

The obtained results shows: a) the retainers adjusted in 12° and 16° preparations, had statistically higher average of dislocation to the adjusted in 8° ; b) The increase of vertical force, decreased the the stability; c) The vertical force induced in the cantilever, provides the higher averages of dislocation; d) The proximal axial grooves decreased the average of dislocation, in 12° and 16° preparations groups; e) The proximal axial grooves, were not completely effective in provides stability, on cantilever pontics.

Capítulo 12:

Referências
Bibliográficas.

* Referências Bibliográficas.

- 1 - AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials and Devices. Status Report on the Glass Ionomer Cements. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.99, n.2, p.221-226, Aug. 1979. Apud ZUCKERMAN, G.D. op. cit. Ref. 49.
- 2 - BLACK, G.V. A method of grafting artificial crowns on roots of teeth. **Missouri dent. J.**, St. Louis, v.1, p.233-236, 1869. Apud SILVA, F.A. op. cit. Ref. 39.
- 3 - CHABERNEAU, G.T. Some effects of cavity roughness on adaptation of gold castings. **J. dent. Res.**, Chicago, v.37, n.1, p.95, 1958. [Abstract, M28]
- 4 - DE BOEVER, J.A. et al. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.40, n.3, p.326-333, Sept. 1978.
- 5 - DODGE, W.W. et al. The effect of convergence angle on retention and resistance form. **Quintessence Int.**, Berlin, v.16, n.3, p.191-194, Mar. 1985.
- 6 - EL-EBRASHI, M.K., CRAIG, R.G., PEYTON, F.A. Experimental stress analysis of dental restorations. Part IV. The concept of paralelism of axial walls. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.22, n.3, p.346-353, Sept. 1969.
- 7 - EWING, J.E. Re-evaluation of the cantilever principle. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.7, n.1, p.78-92, Jan. 1957.
- 8 - GILBOE, D.B., TETERUCK, W.R. Fundamentals of extracoronal tooth preparations. Part. 1: retention and resistance form. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.32, n.4, p.651-656, Dec. 1974.

* De acordo com a NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) de 1989. Abreviatura dos periódicos conforme WORLD LIST OF SCIENTIFC PERIODICALS.

- 9 - GOLDFLOGEL, M.H., LAMBERT, R.L. Cantilever fixed prosthesis replacing the maxillary lateral incisor: design consideration. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.54, n.4, p.477-478, Oct. 1985.
- 10 - GRAY, H.S. Retentiveness of bridge retainers. **J. dent. Res.**, Chicago, v.47, n.6, p.1030, July, 1968. [Abstract, 6]
- 11 - GUNDLER, A., LOCKOWANDT, P., ERHARDSON, S. Crown retention and cyclic loading (in vitro). **Scand. J. dent. Res.**, Copenhagen, v.101, n.4, p.252-256, Aug. 1993.
- 12 - GUYER, S.E. Multiple preparation for fixed prosthodontics. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.23, n.5, p.529-553, May, 1970.
- 13 - HEGDAHL, T., SILNESS, J. Preparation areas resisting displacement of artificial crowns. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.4, n.3, p.201-207, July, 1977.
- 14 - HENDERSON, D. et al. The cantilever type of posterior fixed partial dentures: a laboratory study. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.24, n.1, p.47-67, July, 1970.
- 15 - HIMMEL, R. et al. The cantilever fixed partial denture - a literature review. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.67, n.4, p.484-487, Apr. 1992.
- 16 - HOCHMAN, N. et al. The cantilever fixed partial denture: a 10-year follow-up. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.58, n.5, p.542-545, Nov., 1987.
- 17 - JORGENSEN, K.D. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. **Acta odont. scand.**, Oslo, v.13, n.6, p.35-40, Oct. 1956.

- 18 - KAUFMANN, E.G., COELHO, D.A., COLIN, L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.10, n.3, p.487-502, May/June, 1961.
- 19 - _____, et al. Factors influencing the retention of cemented gold castings: the cementing medium. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.16, n.4, p.731-739, July/Aug. 1966.
- 20 - KLAFFENBACH, A.O. Some important aspects of fixed bridge restorations. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.27, n.5, p.738-750, May, 1940.
- 21 - LAURELL, L., LUNDGREEN, D. Influence of occlusion on posterior cantilevers. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.67, n.5, p.645-652, May, 1992.
- 22 - _____, _____. Interfering occlusal contacts and distribution of chewing and biting forces in dentitions with fixed cantilever protheses. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.58, n.5, p.626-632, Nov., 1987.
- 23 - LEWIS, R.M., OWEN, M.M. A mathematical solution of a problem in full crown construction. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.59, n.12, p.943-947, Nov. 1959.
- 24 - LOREY, R.E., MYERS, G.E. The retentive qualities of a bridge retainers. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.76, n.2, p.568-572, Mar. 1968.
- 25 - LUNDGREEN, D., LAURELL, L. Occlusal force patern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.13, n.2, p.191-203, Mar. 1986.
- 26 - MACK, P.J. A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.7, n.3, p.255-265, May, 1980.

- 27 - MALONE, W.F.P. et al. Biomecânica do preparo dental. In: _____. **Teoria e prática de prótese fixa de Tylman.** 8ed. São Paulo: Artes Médicas, 1990. cap.5, p.125-157.
- 28 - MAXWELL, A.N., BLANK, L.W., PELLEU JÚNIOR, G.B. Effect of crown preparation height on the retention and resistance of gold castings. **Gen. Dent.**, New York, v.38, n.3, p.200-202, May/ June, 1990.
- 29 - MEZZOMO, E. Preparos protéticos. In: _____. **Reabilitação oral para o clínico.** São Paulo: Editora Santos, 1994. cap.9, p.261-330.
- 30 - _____. Reabilitação protética em pacientes com perda avançada de inserção. In: _____. **Reabilitação oral para o clínico.** São Paulo: Editora Santos, 1994. cap. 15, p.548-549.
- 31 - OHM, E., SILNESS, J. The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns. **J. oral Rehabil.**, Oxford, v.5, n.6, p.371-375, June, 1978.
- 32 - PARQUER, M.A. et al. Evaluation of resistance form for prepared teeth. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.66, n.6, p.730-733, Dec. 1991.
- 33 - RANDOW, K. et al. Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. **Acta odont. scand.**, Oslo, v.44, n.4, p.241-245, Aug. 1986.
- 34 - REISBICK, M.H., SHILLINGBURG JÚNIOR, H.T.. Geometry of teeth preparations. **Calif. dent. Ass. J.**, Los Angeles, v.3, n.4, p.51-58, Mar. 1975.
- 35 - ROBERTS D.H. The failure of retainers in bridge prostheses: an analysis of 2000 retainers. **Br. dent. J.**, Oxford, v.128, n.3, p.117-124, Feb. 1970.
- 36 - SCHWEITZER, J.M., et al. Free-end pontics used on fixed partial dentures **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.20, n.2, p.120-138, Aug. 1968.

- 37 - SEATON, P. Mechanics of tensile and shear stress generation in fixed partial denture retainers. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.71, n.3, p.237-244, Mar. 1994.
- 38 - SHILLINGBURG JÚNIOR, H.T., HOBO, S., WHITSETT, L.D. Princípios de preparo. In: _____, _____, _____. **Fundamentos de prótese fixa.** São Paulo: Editora Santos, 1986. cap.3, p.67-82.
- 39 - SILVA, F.A. Aplicação de princípios mecânicos nas P.P.F. In: _____. **Pontes parciais fixas e o sistema estomatognático.** São Paulo: Editora Santos, 1993. cap.5, p.37-68.
- 40 - SILVA, W.A.B. **Estabilidade mecânica de retentores do tipo coroa total.** Tese (Mestrado em Clínica Odontológica - Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995. p.56-58.
- 41 - THOM, L.W. Principles of cavity preparation in crown and bridge prothesis. I. The full crown. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.41, n.3, p.284-289, Sept. 1950.
- 42 - UETI, M., MATSON, E. Princípios aplicados aos preparos. In: _____, _____. **Preparos dentários para prótese fixa.** São Paulo: Panamed, 1984. cap.4, p.51-69.
- 43 - WEED, R.M. Determining adequate crown convergence. **Tex. dent. J.**, Dallas, v.98, n.5, p.14-16, May, 1980.
- 44 - _____, BAEZ, R.J. A method for determining adequate resistance form of complete cast crown preparation. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.52, n.3, p.330-334, Sept. 1984.
- 45 - WILLEY, R.L. Retention in the preparation of teeth for cast restorations. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.35, n.5, p.526-531, May, 1976.

- 46 - WISKOTT, H.W.A. et al. The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. **Int. J. Prosthodont.**, New York, v.9, n.2, p.117-130, Mar/Apr. 1996.
- 47 - WOOLSEY, G.D., MATICH, J.A. The effect of axial grooves on the resistance form of cast restoration. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.97, n.12, p.978-980, Dec. 1978.
- 48 - WRIGHT, W.E. Success with the cantilever fixed partial denture. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.55, n.5, p.537-539, May, 1986.
- 49 - ZUCKERMAN, G.R. Analysis of resistance and retention of complete veneer crowns retainers. **Quintessence Int.**, Berlin, v.21, n.8, p.629-635, Aug. 1990.