Este exemplar foi devidamente corrigido conforme Resolução CCPG/036/83

Piracicaba, 22/08/1997

UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

MARCOS ANDRÉ KALABAIDE VAZ

Cirurgião-Dentista

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES PRODUZIDA NA MANDÍBULA PELA SIMULAÇÃO DO ESFORÇO MASTIGATÓRIO EM SOBREDENTADURAS MUCO-DENTO-SUPORTADAS E PRÓTESE TOTAL.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica - Área de Prótese Dental.

PIRACICABA

1997

MARCOS ANDRÉ KALABAIDE VAZ

Cirurgião-Dentista

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES PRODUZIDA NA MANDÍBULA PELA SIMULAÇÃO DO ESFORÇO MASTIGATÓRIO EM SOBREDENTADURAS MUCO-DENTO-SUPORTADAS E PRÓTESE TOTAL.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica - Área de Prótese Dental.

Orientadora: Profª. Drª. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY

FOP-UNICAMP

PIRACICABA

1997

UNICAMP BC
N.º CHAMADA:
T
V477a
V. Ex.
TOMBO BC/ 31697
PROC. 281/97
C [ ] D [x]
PREÇO R$ 11,00
DATA 18/09/97
N.º CPD

CM-00101095-4

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

V477a

Vaz, Marcos André Kalabaide.
Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzida na mandíbula pela simulação do esforço mastigatório em sobredentaduras muco-dento-suportadas e prótese total / Marcos André Kalabaide Vaz. - Piracicaba : [s.n.], 1997.
85f. : il.
Orientador : Altair Antoninha Del Bel Cury.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
1. Fotoelasticidade. 2. Tensão - Concentração. 3. Força. I. Del Bel Cury, Altair Antoninha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
19.CDD - 617.69
- 620.11295

Índices para o Catálogo Sistemático

1. Prótese dental	617.69
2. Propriedades óticas	620.11295

UNICAMP

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Mestrado**, em sessão pública realizada em 19/08/97, considerou o candidato aprovado.

1.Altair A. Del Bel Cury _____

2.Célia Marisa Rizzatti Barbosa _____

3.Wellington Cardoso Bonachela _____

DEDICO ESTE TRABALHO

A **DEUS**, pela força interior
que nos faz levantar e ir adiante
cada vez que caímos.

À **SÔNIA,** luz da minha existência,
incentivadora incansável desta trajetória,
companheira fiel de todas as horas.

Aos meus pais, **NEWTON** e **LEONIDA**,
que souberam compreender a importância desta batalha,
sendo sempre exemplo de garra e determinação.

À Profª. Drª. **ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY**

pela amizade, respeito e carinho sempre presente,

e sobretudo pela orientação firme e segura.

AGRADECIMENTOS

- À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, representada por seu diretor, Prof. Dr. *José Ranali.*
- À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - *FAPESP*, (processo nº 95/1678-0) pelo apoio científico e financeiro durante a execução deste trabalho.
- Ao engenheiro *José Ricardo Lenzi Mariolani* do Centro de Tecnologia da Universidade Estadual de Campinas, pela dedição, apoio e colaboração durante a fase experimental deste trabalho.
- Ao prof. *Jaime A. Cury* da Área de Bioquímica Oral da Faculdade de Odontologia de Piracicaba e aos técnicos *Mariza de Jesus Carlos Soares* e *Waldomiro Vieira Filho* pela utilização do laboratório de Bioquímica.
- Aos professores de Prótese Parcial Removível, Prótese Total e Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP, pelos ensinamentos que me foram transmitidos.
- Aos técnicos em prótese dental do Laboratório de Produção pelo auxílio na montagem de dentes e no processamento das próteses.
- Aos irmãos do Curso de Periodontia; *Fernando, Vinicius e Getúlio* por terem deixado os longos dias mais curtos.
- Aos meus grandes amigos João, Vinicius e Fábio por terem sido por muito tempo minha família.
- Ao funcionário *Pedro Justino* pelo auxílio fotográfico.

SUMÁRIO

1. LISTA DE ILUSTRAÇÕES ..... *f.* 2

Abreviaturas ..... *f.* 5

2. RESUMO ..... *f.* 7

3. INTRODUÇÃO ..... *f.* 9

4. REVISÃO DA LITERATURA

I - Sobredentaduras ..... *f.* 14

II - Fotoelasticidade ..... *f.* 17

5. PROPOSIÇÃO ..... *f.* 36

6. MATERIAL E MÉTODOS ..... *f.* 38

1) Obtenção dos moldes das mandíbulas ..... *f.* 38

2) Obtenção dos moldes dos dentes ..... *f.* 39

3) Obtenção dos dentes em resina fotoelástica ..... *f.* 41

4) Obtenção dos dentes em silicona (alvéolos dentais) ..... *f.* 41

5) Padronização na disposição radicular das mandíbulas ..... *f.* 42

6) Obtenção das peças fotoelásticas ..... *f.* 45

7)Acabamento e polimento ..... *f.* 48

8) Preparo das mandíbulas ..... *f.* 48

9) Montagem no articulador ..... *f.* 50

10) Aplicação do carregamento ..... *f.* 53

11) Análise das tensões ..... *f.* 55

12) Obtenção dos dados ..... *f.* 56

7. RESULTADOS ..... *f.* 59

8. DISCUSSÃO ..... *f.* 73

9. CONCLUSÃO ..... *f.* 78

10. SUMMARY ..... *f.* 80

11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ..... *f.* 82

1 - LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1 - LISTA DE ILUSTRAÇÕES

A - FIGURAS:

Figura 1 - Mandíbula humana desdentada, moldeira metálica e molde em silicona de adição. *f. 39*

Figura 2 - Dentes preparados proteticamente e fixados em hastes com cera pegajosa. *f. 40*

Figura 3 - Dente de silicona (com espessura radicular maior que o dente original) e dente natural. *f. 42*

Figura 4 - Padronização da posição das raízes. *f. 43*

Figura 5 - Dente preso na haste móvel, posicionado dentro do molde da mandíbula. *f. 44*

Figura 6 - Fixação do dente de silicona no molde. *f. 44*

Figura 7 - Embalagem da resina fotoelástica PLM-4 (Photolastic Inc, Raleigh, USA) *f. 45*

Figura 8 - Motor rotatório sobre o forno, haste móvel agitando o material dentro do forno. *f. 46*

Figura 9 - Vertendo a resina PLM-4 no interior do molde. *f. 47*

Figura 10 - Dente posicionado em seu nicho. *f. 49*

Figura 11 - Material utilizado para simulação do ligamento periodontal. *f. 50*

Figura 12 - Registro intermaxilar em resina acrílica termopolimerizável. *f. 51*

Figura 13 - Montagem da peça fotoelástica em articulador semi-ajustável, apoiada sobre uma base em silicona de adição. *f. 52*

Figura 14 - Padronização do carregamento através de uma célula de carga *f. 54*

Figura 15 - Peças fotoelásticas cortadas na região anterior. *f. 55*

Figura 16 - Vista do polariscópio (Photolastic Inc., Raleigh, USA) *f. 56*

Figura 17 - Esquema do corte anterior e das marcações dos pontos de onde foram retirados os dados. *f. 57*

Figura 18 - Padrão das franjas fotelásticas da mandíbula do grupo I (desdentada total). *f. 61*

Figura 19 - Padrão da franjas fotoelásticas na mandíbula do grupo II, com maior ordem no ápice dos caninos. *f. 63*

Figura 20 - Padrão das franjas fotoelásticas na mandíbula do grupo III, com disposição unilateral das raízes na arcada dental. *f. 64*

B - QUADROS:

Quadro I - Ciclo de resfriamento das peças fotoelásticas *f. 48*

Quadro II - Valores dos ângulos β e Ordem de franja, respectivamente obtidos a 5 mm da base da mandíbula para cada grupo. *f. 60*

Quadro III - Valores dos ângulos β e Ordem de franja, respectivamente obtidos a 10 mm da base da mandíbula para cada grupo. *f. 66*

Quadro IV - Valores dos ângulos β e Ordem de franja, respectivamente obtidos a 15 mm da base da mandíbula para cada grupo. *f. 69*

C - GRÁFICOS:

Gráfico 1 - Valores obtidos a 5 mm da base da mandíbula (grupo I) *f. 61*

Gráfico 2 - Valores obtidos a 5 mm da base da mandíbula (grupo II) *f. 62*

Gráfico 3 - Valores obtidos a 5 mm da base da mandíbula (grupo III) *f. 64*

Gráfico 4 - Comparação das tensões obtidas entre os 3 grupos a 5 mm da base da mandíbula *f. 65*

Gráfico 5 - Valores obtidos a 10 mm da base da mandíbula (grupo I) *f. 67*

Gráfico 6 - Valores obtidos a 10 mm da base da mandíbula (grupo II) *f. 67*

Gráfico 7 - Valores obtidos a 10 mm da base da mandíbula (grupo III) *f. 68*

Gráfico 8 - Comparação das tensões obtidas entre os 3 grupos a 10 mm da base da mandíbula *f. 68*

Gráfico 9 - Valores obtidos a 15 mm da base da mandíbula (grupo I) *f. 70*

Gráfico 10 - Valores obtidos a 15 mm da base da mandíbula (grupo II) *f. 70*

Gráfico 11 - Valores obtidos a 15 mm da base da mandíbula (grupo III) *f. 71*

Gráfico 12 - Comparação das tensões obtidas entre os 3 grupos a 15 mm da base da mandíbula *f. 71*

ABREVIATURAS

f.	- folha
N	- Ordem de franja
N	- Newton
psi	- "pound square inch"
min.	- minuto
mm	- milímetro
cm	- centímetro
°C	- grau Celsius
°	- grau
et al.	- et alli
%	- por cento
kg	- quilograma
nº	- número
β	- letra beta
gm	- grama massa
gf	- grama força
rpm	- rotação por minuto
tº	- temperatura
PVC	- Poli Vinil Cloreto
Br.	- Brasil
Ltda.	- Limitada
S. A.	- Sociedade Anônima

2 - RESUMO

2 - RESUMO

Este estudo verificou a distribuição dos esforços mastigatórios em mandíbulas sob próteses do tipo sobredentaduras e prótese total. Foram confeccionadas 3 mandíbulas em material fotoelástico, obtidas pela moldagem de uma mandíbula humana desdentada pela técnica da dupla impressão. Os moldes foram preenchidos com resina fotoelástica PLM-4 (Photolastic Inc., Raleigh, USA) na fase fluída, no interior de um forno à uma temperatura de 105°C, onde após o processo de polimerização foram obtidas as peças fotoelásticas. Variou-se a disposição dos pilares radiculares nas mandíbulas, dividindo-as em 3 grupos: grupo I, a mandíbula não apresentava raízes suportes, sendo este o grupo controle; grupo II, raízes dispostas bilateralmente na arcada dentária correspondendo as raízes dos dois caninos; e grupo III, raiz de um canino e de um molar dispostos no mesmo hemi-arco, de maneira unilateral. Foram confeccionadas prótese total convencional e sobredentaduras, respectivamente sobre estas mandíbulas as quais ocluíam em um modelo padrão de resina acrílica termopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, SP) montado em articulador semi-ajustável para a aplicação do carregamento (20 N). Após o congelamento das tensões, as peças foram cortadas em sua linha mediana e analisadas em um polariscópio de transmissão (Série 060, Photolastic Inc., Raleigh, USA). A leitura dos resultados foi realizada no polariscópio de transmissão pela análise das franjas fotoelásticas, obtendo-se valores numéricos de Ordem de Franja para cada ponto marcado previamente nas peças. Concluiu-se que: 1) Os três modelos fotoelásticos testados apresentaram diferentes padrões de distribuição de tensão. 2) A mandíbula do grupo I concentrou mais tensões na região de rebordo. 3) A mandíbula do grupo II apresentou a melhor distribuição das tensões quando comparado com os outros grupos. Pois, além de concentrar a tensão no ápice dos dentes pilares, minimizou sua concentração por toda região desdentada da arcada. 4) No grupo III houve uma maior concentração dos esforços tanto nos ápices radiculares como na região intermediária desdentada.

Palavras-chave: Força, Fotoelasticidade e Tensão - Concentração

3 - INTRODUÇÃO

3 - INTRODUÇÃO

O processo mastigatório tem como principal objetivo a aplicação de forças às substâncias sólidas nutritivas que são colocadas no interior da boca, causando conseqüentemente uma redução no seu tamanho (MAHLER & PEYTON[19], 1955). O sistema estomatognático é o responsável pela aplicação destas forças, porém este sistema é considerado por muitos profissionais como entidade desconhecida e de difícil compreensão, haja vista que parte dos cirurgiões-dentistas analisam o elemento dental isoladamente, desconsiderando toda sua plenitude de funções.

Este tipo de comportamento por parte dos profissionais, também procede na eliminação de dentes passíveis de receberem algum tipo de trabalho protético, se esquecendo que este dente perdido é parte integrante de um sistema maior, podendo resultar em deficiências no complexo sistema mastigatório. KAIRES[12] em 1958 afirmou que a remoção desnecessária de dentes, muitas vezes causa problemas de maloclusão, gerando deficiências mastigatórias; e estas deficiências as vezes são compensadas por mudanças nos hábitos alimentares e de mastigação, podendo levar até a deficiências nutricionais no indivíduo. A perda da eficiência de trituração dos alimentos provavelmente acarretará em danos ao sistema gastrointestinal.

A preservação do elemento dental ou pelo menos parte do mesmo, vem reforçar o conceito de manutenção dos dentes (TALLGREN[28], 1972; GOMES & RENNER[9], 1990). A manutenção de raízes como suporte de próteses totais e parciais, no caso de sobredentaduras, não é uma concepção nova, considerando que os primeiros relatos são datados da metade do século XIX, segundo citações de MAHLER & PEYTON[19], 1955 e KAIRES[12], 1958. Atualmente, são de grande aceitação e indicação (CRUM & ROONEY[7], 1978), sendo uma

alternativa clínica no planejamento protético, além da grande utilização em implantodontia principalmente nos casos de sobredentaduras implanto-suportadas (LANGER & LANGER[15], 1991).

Geralmente, o efeito das forças aplicadas aos corpos é manifestado com desenvolvimento de uma tensão interna que é distribuída de acordo com: a direção e a forma com que o corpo é sustentado. Dependendo da magnitude, esta tensão pode ser acompanhada de uma deformação do corpo, levando a uma deformação permanente, podendo até ocorrer fratura. Logicamente, as estruturas dentárias não são exceções a estas regras. O arcabouço natural de um dente permite que o mesmo suporte o efeito das forças mastigatórias (MAHLER & PEYTON[19], 1955). Por outro lado, a capacidade estrutural de uma mandíbula desdentada em resistir as forças mastigatórias geradas pela função é extremamente menor (LOPUCK et al.[17], 1978), sendo este um motivo a mais para se preservar os elementos dentais.

A avaliação das tensões internas e a análise da distribuição dos esforços mastigatórios são critérios para o sucesso do planejamento, no que tange a morfologia e a remodelação óssea constante do organismo como um todo. É do conhecimento que a morfologia óssea é determinada pela distribuição dos esforços mastigatórios sobre suas estruturas, pela quantidade destes esforços, e pelos picos de esforços. Forças deletérias podem causar problemas aos dentes pilares assim como ao osso. Estas forças que ultrapassam o limiar da resposta biológica do osso alveolar causarão inevitavelmente reabsorções ósseas, e poderão levar a uma degeneração do rebordo alveolar, o qual é de fundamental importância para a retenção dos aparelhos protéticos totais (LAVELLE[16], 1993).

Quando menciona-se a manutenção de pilares naturais ou colocação de pilares artificiais (implantes), para suporte e/ou retenção de próteses totais, no caso específico das sobredentaduras, não se pode deixar de falar na distribuição de esforços; pois os pilares

naturais apresentam o ligamento periodontal que transfere uniformemente a tensão ao osso alveolar adjacente (GLICKMAN et al.[8], 1970; RODRIGUEZ & ARRECHEA[27], 1973; RISSIN et al.[26], 1978; WHITE[32], 1978), o que é mais fisiológico; enquanto os pilares artificiais distribuem-no cervicalmente (LAVELLE[16], 1993; JACOBS & VAN STEENBERGHE[11], 1993, MERICSKE-STERN et al.[22], 1993).

As considerações a respeito do planejamento de próteses dentais não são conceitos novos. A maioria destas eram resultantes de deduções da teoria da elasticidade aplicadas à estruturas uniformemente planas, e que deixam muito a desejar quando confrontadas com as estruturas irregulares dos dentes. Regras empíricas ou critérios, desenvolvidos através dos anos com base na evidência clínica serviram para evitar os efeitos deletérios da magnitude das tensões internas às estruturas de suporte.

Uma das técnicas experimentais que permite prever a resposta mecânica de uma estrutura simulada mediante um esforço, é a fotoelasticidade. Este é um método experimental "in vitro", que propicia uma avaliação da distribuição das cargas mastigatórias e a responsabilidade da tensão nas fraturas das estruturas através dos corpos em uma simulação de laboratório (MAHLER & PEYTON[19], 1955; MAC GREGOR et al.[18], 1978; CAMPOS JÚNIOR et al.[4], 1989; ABDU & GOMIDE[1], 1995). Esta técnica é baseada nas propriedades que os materiais transparentes têm de exibir padrões coloridos quando visualizados com luz polarizada e estes diferentes padrões são desenvolvidos pela distribuição das tensões internas e são denominados de efeitos fotoelásticos (CARDOSO et al.[6], 1988).

O principal desiderato desta investigação científica, foi a análise "in vitro" da distribuição de tensões formada nas estruturas internas das mandíbulas com suporte de próteses do tipo muco e muco-dento-suportadas, uma vez que há a necessidade de maior número de pesquisas biológicas em relação a este assunto, pois estas permitirão uma solução

apropriada na determinação do planejamento protético mais adequado (MAHLER & PEYTON[19], 1955; LAVELLE[16], 1993).

4 - REVISÃO DA LITERATURA

4 - REVISÃO DA LITERATURA

I - SOBREDENTADURAS ("OVERDENTURES")

As sobredentaduras oferecem várias vantagens que não são observadas com próteses totais convencionais, principalmente nos casos de rebordos inferiores (LOPUCK et al.[17], 1978; RISSIN et al.[26], 1978; THAYER & CAPUTO[30], 1979; CARDOSO et al.[6], 1988). A manutenção das raízes sob as próteses é de suma importância no que tange a preservação do rebordo alveolar remanescente (THAYER & CAPUTO[29], 1977; RISSIN et al.[26], 1978; THAYER & CAPUTO[30], 1979; CARDOSO et al.[6], 1988; LANGER & LANGER[15], 1991; KALK[13], 1997). CRUM & ROONEY[7], em 1978 estudando as sobredentaduras, puderam concluir que em pacientes usuários deste tipo de prótese apenas 0,6 mm da altura vertical foi perdida da região anterior da mandíbula, enquanto que em pacientes usuários de próteses convencionais perderam 5,2 mm. Os resultados obtidos permitiram concluir que as raízes mantidas no osso não só preservam-no em regiões vizinhas, mas também em regiões adjacentes.

TALLGREN[28], em 1972 em um estudo longitudinal de 25 anos observou que a redução média da altura da crista anterior inferior foi de 9 a 10 mm ao passo que no superior apenas 2,5 a 3,0 mm foram perdidos. Por isso, que a grande maioria dos pacientes apresentam problemas na prótese total inferior. Problemas estes que tendem a agravar-se com a idade (KALK[13], 1997).

O aumento da retenção e da estabilidade lateral deste tipo de prótese e a possibilidade do uso de encaixes (THAYER & CAPUTO[29], 1977; RISSIN et al.[26], 1978; THAYER & CAPUTO[30], 1979; THAYER & CAPUTO[31], 1980; CARDOSO et al.[6], 1988;

LANGER & LANGER[15], 1991) são vantagens marcantes em relação as próteses convencionais. Além de causar menos trauma aos tecidos moles de suporte que contactam com a área basal da prótese (RISSIN et al.[26], 1978).

Também a manutenção das raízes é importante em função da preservação do sistema proprioceptivo, localizado no ligamento periodontal, mais especificamente nos corpúsculos de Paccini e Meissner, responsáveis pela sensação táctil, permitindo aos pacientes usuários de sobredentaduras, poderem utilizar-se deste sistema de proteção ao aparato mastigatório de maneira superior aos desdentados totais (CARDOSO et al.[6], 1988; JACOBS & VAN STEENBERGHE[11], 1993; LANGER & LANGER[15], 1991, MERICSKE-STERN et al.[22], 1993), sobretudo, há a manutenção de um importante componente do complexo nervoso mio-facial (GOMES & RENNER[9], 1990).

Por outro lado, BASKER et al.[3] em 1991 mostraram que a preservação do osso alveolar é uma vantagem facilmente observada, enquanto que estas no que diz respeito a resposta sensorial em função da manutenção do ligamento periodontal são menos óbvias, isto porque não existem meios de se realizar esta mensuração. A influência da resposta sensorial dos dentes em relação ao Sistema Estomatognático provavelmente se baseia na: colaboração no controle da força mastigatória; colaboração no reconhecimento do tamanho e textura dos objetos colocados entre os dentes e colaboração na monitorização da posição maxilo-mandibular durante o desempenho de suas funções (RISSIN et al.[26], 1978; BASKER et al.[3], 1991; MERICSKE-STERN et al.[22], 1993). Os proprioceptores do ligamento periodontal atuam na estereognose e na percepção sensorial táctil às forças mastigatórias (GOMES & RENNER[9], 1990). Ainda, RISSIN et al.[26] em 1978, mostraram que pacientes usuários de sobredentaduras mastigavam mais eficientemente, e com menos esforço muscular quando comparados com os usuários de próteses convencionais.

O inadequado entendimento da resposta biomecânica aos esforços mastigatórios no osso alveolar acabam levando muitas próteses ao insucesso. A excessiva preocupação do planejamento com espaço desdentado, volume alveolar, dentes pilares remanescentes, anatomia das estruturas adjacentes, como o seio maxilar e canal mandibular; torna o planejamento limitado em função da falta de análise aos esforços mastigatórios e sua distribuição no rebordo residual (LAVELLE[16], 1993).

CAPUTO & STANDLEE[5] em 1987, enfatizaram que com a redução da porção coronária do dente pilar da sobredentadura, ocorre a mudança da região do fulcro para uma posição mais apical, diminuindo o braço de alavanca e conseqüentemente permitindo que a raiz sustente melhor as forças aplicadas a ela, e que a área de ação de forças laterais e horizontais seja reduzida.

KALK[13], em 1997 foi enfático ao afirmar que a manutenção dos dentes caninos como pilares de sobredentaduras significa preservar o processo alveolar. Afirmou também que a extração dos dentes caninos inferiores deve ser vista como uma iatrogenia, mesmo em pacientes com higiene oral deficiente.

No que tange a distribuição das forças mastigatórias aos dentes pilares e às estruturas de suporte, através da base de prótese total, ainda permanecem alguns questionamentos no que se refere, a manutenção dos dentes pilares para sobredentaduras e principalmente a disposição destes pilares ao longo do rebordo alveolar.

II - "FOTOELASTICIDADE"

Este tipo de análise fotoelástica de tensões foi introduzida na odontologia, por NOONAN[24] em 1949, que usou uma análise fotoelástica bidimensional para avaliar restaurações de amálgama e desenho cavitário. A partir deste trabalho, a análise de tensão através da fotoelasticidade recebeu uma atenção maior no campo da odontologia restauradora.

MAHLER & PEYTON[19] em 1955, estudaram a aplicabilidade do método fotoelástico para análise de tensões em estruturas dentais. Confeccionaram modelos de dentes com material fotoelasticamente sensível (Catalin 61-893). Os dentes foram fixados com material de moldagem numa base de alumínio com a forma aproximada do osso. O carregamento foi aplicado através de um pino arredondado simulando a cúspide do dente antagonista. Os autores demonstraram a distribuição das tensões em: dentes hígidos, em dentes restaurados na face oclusal com amálgama e com restauração em ouro tipo inlay. Utilizaram um polariscópio para leitura dos padrões fotoelásticos. Puderam concluir que a colocação de uma restauração aumenta significativamente a concentração de tensão e ainda que este aumento da tensão depende do desenho desta cavidade. Concluíram também que o método fotoelástico pode ser aplicável às pesquisas odontológicas em função da forma irregular que as estruturas dentais apresentam.

Já em 1970, GLICKMAN et al.[8] avaliaram a aplicabilidade da análise fotoelástica na mensuração da tensão produzida no periodonto através das forças oclusais. Confeccionaram modelos experimentais de dentes molares inferiores. Incluíram os mesmos em blocos da resina birrefringente Sylgard 182 (Dow Corning, Mioland, USA) e aplicaram um

carregamento axial na superfície oclusal dos dentes através de um modelo antagônico. Esta carga foi calibrada através de um dinamômetro, que posteriormente foi colocado entre as lentes colimadoras do aparelho de fotoelasticidade. Estudaram comparativamente o padrão de tensão interna na região circunvizinha ao espaço desdentado, antes e depois de tornarem-se pilares de próteses fixas. Verificaram a correspondência existente entre a destruição óssea angular na mesial do molar vizinho ao espaço desdentado na mandíbula humana e a concentração de tensão no dente do modelo experimental no mesmo ponto. Concluíram que ocorria uma melhor distribuição das tensões provenientes da mastigação, após os dentes tornarem-se pilares de próteses fixas. Pois havia um melhor direcionamento das forças segundo o longo eixo dos dentes pilares.

RODRIGUEZ & ARRECHEA[27], em 1973 estudaram a distribuição das forças oclusais no periodonto em modelos experimentais através da fotoelasticidade. Simularam o osso alveolar através da resina birrefringente Sylgard 182 (Dow Corning, USA) e fixaram em seu interior dentes naturais. Variaram o ponto de aplicação do carregamento axial na face oclusal dos dentes. Com os resultados obtidos sugeriram uma relação estreita entre o trauma oclusal e alterações periodontais e pulpares. Concluíram em sua investigação que qualquer variação na direção da força aplicada sobre a coroa do dente muda a distribuição da tensão interna ao redor da raiz.

KRATOCHVIL & CAPUTO[14] em 1974, estudaram através de análise fotoelástica a pressão nos dentes e osso de suporte nas prótese parciais removíveis. Tendo como ponto de partida que a direção da força deve ser aplicada no sentido do longo eixo do dente para maior eficiência do ligamento periodontal. Sua investigação teve como objetivos: 1)

Comparar a direção das forças aplicadas nos dentes e osso, pela estrututra metálica da prótese parcial removível de extremo livre, durante a função mastigatória, antes e depois de se ajustar a armação metálica. 2) Determinar se a armação metálica da prótese parcial removível é a responsável pela transmissão da força à arcada dental. 3) Registrar a direção e posição da força nos dentes e osso quando a prótese parcial removível é totalmente dento-suportada. Para utilizar o método fotoelástico, foi confeccionada uma mandíbula de paciente parcialmente desdentado em resina PL-2 (Photolastic, Inc., Malvern, PA), os dentes foram feitos com a resina PL-1 e a membrana periodontal com Solithane (Thiokol Chemical Corp., Trenton, NJ). A parte desdentada posterior foi coberta com uma fina camada uniforme de 2 mm de material de moldagem a base de silicona, para simular a resiliência da mucosa oral. O modelo fotoelástico foi montado no centro de um aparelho de esforço que era permitido girar 360°. A luz era conduzida por um cabo de fibra ótica posicionado a 45° em relação aos dentes e podia ser direcionado para visualização ou fotografia dos mesmos enquanto o carregamento era aplicado. Do lado oposto à fonte de luz e no mesmo nível, foram colocados a câmara fotográfica e os polarizadores de luz em posições fixas para registrar os resultados. A carga podia ser medida em 5 diferentes direções: 90° oclusal ou 45° em direção anterior, posterior, vestibular e lingual. Uma carga de 25 libras foi utilizada. Os testes foram feitos em duas situações: a) Sem ajuste da estrutura, e b) Após os ajustes da estrutura metálica. Concluíram que o ajuste da estrutura de prótese parcial removível de extremo livre, diretamente na boca do paciente tem grande influência na direção das forças exercidas sobre o dente pilar, membrana periodontal e osso de suporte. Uma estrutura mal adaptada exerce ação de inclinação e torque nos dentes e no osso suporte. A estrutura metálica ajustada mantém a linha de força direcionada ao longo eixo do dente. Forças laterais em prótese parciais removíveis são distribuídas por todo os dentes da arcada que estão contatando com a estrutura. Mais força é

transmitida aos dentes do lado oposto da arcada quando forças anteriores e posteriores são aplicadas. Há uma coincidência na direção da força transmitida sobre as raízes e osso alveolar abaixo de uma parcial removível dento-suportada e a direção da carga oclusal aplicada.

RALPH & CAPUTO[25] em 1975, analisaram o padrão de tensão na mandíbula humana. Partindo do pressuposto que a forma e estrutura de qualquer osso estão relacionados com sua função e com a força que atua sobre ele. Confeccionaram 3 réplicas de mandíbula humana, através de um molde de silicona (RTV, Dow Corning, Midland, USA) e com a resina epóxi PLM-4 (Photolastic Inc., Malvern, PA) obtiveram os modelos fotoelásticos. Construíram uma estrutura suporte na qual as 3 mandíbulas foram suspensas simulando o posicionamento muscular e o apoio da cavidade glenóide. Em seguida, submeteram os modelos à uma massa de 500 gm bilateralmente na região de 1º e 2º molar, na mandíbula I; 500 gm na região dos incisivos, na mandíbula II; e 500 gm unilateralmente na região do 1º e 2º molar direito, na mandíbula III. Com base nos resultados, descreveram as trajetórias das tensões nos corpos das mandíbulas. Na mandíbula I, a trajetória descrita foi: partiu do bordo inferior da mandíbula, contornou seu ângulo e subiu no ramo em direção vertical ao côndilo; obliquamente através do corpo para o ramo; abaixo dos molares em direção ao côndilo; abaixo dos molares para a região anterior do ramo e ao processo coronóide; e marginalmente a incisura mandibular e processo coronóide. Na mandíbula II, que teve aplicação de carga anterior, as trajetórias seguiram as mesmas trajetórias anteriores, porém com menor intensidade. Na mandíbula III, com cargas unilaterais, do lado direito, formaram-se duas trajetórias distintas: uma ao longo da borda inferior e posterior em direção do côndilo; e outra abaixo dos molares da região da borda anterior para o ramo ascendente. Do lado esquerdo uma única trajetória predominou, a que partia de baixo dos dentes, e dirigia-se obliquamente através do corpo e ramo em direção

ao côndilo da mandíbula. Concluíram sua investigação, definindo que as duas primeiras mandíbulas mostraram padrões simétricos na formação das franjas, com maior concentração na primeira, que apresentava maior carregamento. O terceiro modelo mostrou uma clara diferença na formação das franjas do lado com e outro sem carregamento, indicando provavelmente que a aplicação de cargas unilaterais causaram algum grau de torque na estrutura dos modelos. Este modelo também demonstrou um maior desenvolvimento de franjas na região condilar, donde concluíram que maior quantidade de tensão é transmitido ao côndilo quando este tipo de carga é aplicado.

Também MEHTA et al.[21], no mesmo ano, desenvolveram modelos fotoelásticos para a análise de tensões sob forças oclusais. Através de uma réplica de dente humano, fixada num bloco de resina foi desenvolvido uma conexão adesiva entre estas estruturas, simulando a resiliência do ligamento periodontal. A análise tridimensional em modelos fotoelásticos permitiu determinar o padrão de tensão no osso simulado e a influência do ligamento periodontal nesta distribuição de esforços. A preparação do modelo fotoelástico foi iniciada colocando uma fina camada de resina nº 184 (Dow Corning, Midland, Mich.) ao redor da raiz, até o limite amelo-dentinário, e aguardando a reação de cura a 100 °C. Os dentes e a fina camada foram suspensos em um aparato fixo, numa caixa plástica dentro da qual foi vertido um material a base de uretano (Scotchcast 221, 3M Co., St. Paul, Minn.). Após a presa do material, o dente e a camada de silicona foram removidas do bloco de uretano. A camada de silicona foi removida e dispensada. Foi aplicado na superfície da raiz e nas paredes da cavidade do uretano, o Primer Sylgard (Dow Corning, Midland, Mich.), para assegurar união eficiente do ligamento de silicona em ambas. A cavidade obtida foi parcialmente preenchida com silicona nº 184 e o dente foi adaptado na mesma com o mesmo aparato posicionador.

Comprovaram que o módulo de elasticidade dos materiais utilizados para simulação do osso alveolar e do ligamento periodontal é de 100-200 psi e 50 psi, respectivamente. E que isto tem concordância com os valores dos módulos de elasticidade reais do osso cortical e do ligamento periodontal que são de aproximadamente 0,5 x 10^6 e 0,2 x 10^6 psi, respectivamente. Este tipo de modelo foi usado para estudar a distribuição de tensões nas estruturas de suporte, criadas pela força que simulam o contato prematuro nos dentes. Suas conclusões indicaram que a inclinação dos dentes não varia apenas com o ângulo de aplicação da força, mas também na localização da aplicação na superficie oclusal.

THAYER & CAPUTO[29] em 1977, estudaram o efeito das sobredentaduras sobre as estruturas orais remanescentes. Salientaram em seu trabalho científico, as vantagens das sobredentaduras em relação as próteses convencionais. Utilizaram os princípios da fotoelasticidade, confeccionando um modelo fotoelástico de mandíbula desdentada parcial, com dois caninos remanescentes, simulando a situação clínica mais comumente encontrada. O objetivo do trabalho foi comparar as forças aplicadas sobre as estruturas adjacentes de suporte e nos dentes pilares resultantes de sobredentaduras com encaixes internos e sobredentaduras com encaixe tipo barra. Foram confeccionados para esta investigação, dentes em material fotoelástico PLM-1Z (Photolastic, Malvern, PA), membrana periodontal simulada pelo Solithane (Thiokol Chemical Corp., Trenton, N. J.) e para simular a conformação do rebordo residual, o PL-2 (Photolastic, Malvern, PA). Dois tipos de desenhos de sobredentaduras foram considerados e em ambos a superficie radicular foi reduzida a 2,0 mm acima da margem gengival. No primeiro, foram cimentados os encaixes internos nas raízes remanescentes, encaixes Zest. No segundo desenho, usaram uma barra de Dolder, de secção sagital, em forma de pera. Um espaçador de aproximadamente 1,0 mm de espessura foi colocado entre a barra e

a luva de retenção friccional para minimizar a tensão nos caninos. Foram confeccionadas próteses totais do tipo sobredentadura para ambas as mandíbulas, de maneira similar. Com a finalidade de simular a resiliência da mucosa oral, um alívio de 2,0 mm de espessura de cera foi realizado nos modelos, que posteriormente foi substituídos por material de impressão a base de silicona. Os modelos fotoelásticos foram montados no centro de um aparelho de esforço, permitindo ao modelo girar 360°. Uma fonte de luz polarizada foi conduzida por uma cabo de fibra ótica, permitindo que a luz cruzasse a mandíbula, propiciando a leitura fotoelástica em várias posições. Sobre os modelos fotoelásticos, vários tipos de cargas foram aplicadas: anterior, posterior, vestibular, lingual e vertical; com auxílio de um dispositivo de forma piramidal. Concluíram em sua investigação científica que:

- As barras Dolder dissiparam melhor as forças oclusais ao longo do arco, entre os pilares e as estruturas de suporte, do que os encaixes tipo Zest.
- As regiões desdentadas posteriores recebem alguma estimulação fisiológica com a barra Dolder, por isso distribuíram mais tensão nesta região do que os encaixes tipo Zest.
- As forças aplicadas na barra Dolder produzem tensão dirigidas mais apicalmente que as do tipo Zest. Desde que as forças verticais são melhor toleradas, o uso da barra Dolder pode ser indicado para os dentes pilares curtos com pouco suporte ósseo.
- A maior concentração de tensão circundando a raiz do dente pilar com encaixes tipo Zest são indicativos de seu uso em dentes periodontalmente sadios e com uma longa raiz, bem implantada nas estruturas de suporte.

No ano seguinte, WHITE[32] estudou a tensão nos pilares de sobredentaduras através do método fotoelástico, e visualizou e registrou a tensão produzida nas estruturas dento-suportáveis das próteses totais. Com esta finalidade confeccionou modelos de mandíbula

com extrema perda óssea na região desdentada posterior e somente dois caninos remanescentes, periodontalmente sadios. Através da resina epóxi PL-1, PL-2 e PL-3 (Photolastic Inc, Malvern, PA), simulou a estrutura dental, o osso alveolar e o ligamento periodontal respectivamente. Confeccionou a sobredentadura na técnica convencional com dentes de 30^0 de inclinação cuspídea; usando durante toda a investigação a mesma prótese, para permitir aplicação uniforme das cargas. Forças de 25 e 35 libras foram aplicadas nos elementos 34, 36, 44 e 46, na mesial e na fossa central, respectivamente. Cinco tipos de retentores foram investigados, condições de dentes vitais e não vitais foram simuladas. O padrão de tensão produzido no ápice das raízes, variou de acordo com a forma anatômica do ápice radicular. Todos os tipos de próteses e todos os tipos de retentores, tenderam ao deslocamento no lado oposto da aplicação da força. Concluiu que os sistemas retentivos pesquisados, que permitem contato entre a base da prótese e o pilar tem comportamento similar. Também que o uso de um sistema "rompe-força" vertical pode reduzir a concentração de tensão relacionada com o pilar. E ainda, que a ação deste sistema, tem pouca ou nenhuma efetividade na distribuição de tensões abaixo da superfície da base da prótese.

Também em 1978, LOPUCK et al.[17] compararam pelo método fotoelástico a oclusão dos dentes na região posterior das próteses. Utilizaram um arco mandibular simplificado de forma e tamanho médio, facilitando a metodologia de interpretação das franjas fotoelásticas. Construíram os modelos em resina fotoelástica PL-2 (Photolastic Inc, Malvern, PA). Sobre os quais confeccionaram próteses totais e montaram o conjunto num articulador Hanau H, usando um jig para manter a posição cêntrica. Fabricaram nichos idênticos para as próteses e usaram dentes de acrílico e de porcelana, planos e outros com inclinação cuspídea de 33°. Montaram os dentes de maneira a não se tocarem na região anterior, ou seja, somente

oclusão posterior. Após a polimerização os dentes foram ajustados no articulador, com o intuito de eliminar problemas de processamento e alguma alteração dimensional. Um espaçador de 2 mm de material de moldagem à base de mercaptana foi colocado entre o modelo e a prótese para simular a resiliência da mucosa. Para análise do padrão fotoelástico, os modelos foram montados num dispositivo semelhante ao utilizado em trabalho citado anteriormente (THAYER & CAPUTO[29], 1977) com cargas de 11, 22, 33 e 44 libras respectivamente, que representam valores clinicamente aceitáveis. Puderam observar que as características do padrão de tensão obtidas variam em função do material que o dente é confeccionado. Dentes de acrílico transmitem menos carga que os de porcelana. Dentes com cúspides induzem a regiões de concentração de esforços em contraste com a distribuição uniforme obtida com os dentes planos. Chamam a atenção para que os dentistas se preocupem com os problemas biomecânicos associados com a oclusão dos dentes posteriores em relação ao rebordo alveolar residual.

A análise da distribuição de tensão em próteses parciais removíveis, estudada por MAC GREGOR et al.[18] em 1978, comprova a efetividade do método fotoelástico. Selecionaram um modelo de gesso da arcada inferior, classe I de Kennedy (até 1º PM de ambos os lados). Moldaram-no com silicona (Silastic RTV n. G, Dow Corning, Midland, Mich.) e confeccionaram três modelos fotoelásticos utilizando a resina epóxi Epon 828 (Shell Co., Plastic and Resin Div., New York), colocando-os no forno a 60°C por 30 minutos. Confeccionaram uma prótese parcial removível, e entre esta e o modelo fotoelástico colocaram uma camada de 2 mm de silicona (Citricon, Kerr Mfg Co., Romulus, Mich.) para simular a resiliência da mucosa oral. Carregaram os modelos com peso de 5 kg e levaram ao processo de congelamento das tensões. Testaram a eficiência de três diferentes tipos de rompe-forças. Na

primeira prótese os pinos moviam-se livremente nos encaixes e portanto a sela assumia um apoio mucoso. Na segunda prótese não havia movimentação na junção dos encaixes, conseqüentemente ocorria um apoio dento-suportado. No terceiro havia ajuste do encaixe de maneira que quando os dentes posteriores eram pressionados, os pinos contactavam nos encaixes, determinando um apoio dento-muco-suportado. Em sua investigação puderam concluir que quando uma prótese é muco-suportada, a tensão no ápice do dente é baixo e quando a prótese é dento-suportada, a tensão é maior neste local. Em uma prótese dento-muco-suportada os resultados mostraram que os dentes anteriores suportam a menor parte da carga enquanto que a mucosa suporta a maior. Nas próteses dento-suportadas existe menos tensão nas áreas desdentadas e mais nos dentes pilares, enquanto que nas muco-suportadas onde os encaixes moviam-se livremente houve mais tensão na área desdentada e menos nos dentes pilares. Há uma maior concentração de esforços nos últimos pilares presentes no arcada dental.

Ainda em 1978, RISSIN et al.[26] compararam clinicamente a eficiência mastigatória e a atividade eletromiográfica dos pacientes portadores de prótese total, sobredentaduras e dentes naturais. Salientaram em sua pesquisa que a preservação das raízes abaixo das próteses permite retardar a perda do osso alveolar e manter a proprioceptividade periodontal. Selecionaram 29 pacientes e dividiram em 3 grupos. Grupo I, 10 pacientes dentados, com idade entre 46 e 58 anos, e que tivessem pelo menos 28 dentes com a superficie oclusal íntegra. No grupo II, 10 pacientes desdentados, de 43 à 69 anos, usuários de par de prótese total convencional. E grupo III, 9 pacientes parcialmente desdentados, com idade entre 46 e 62 anos, usuários de prótese total convencional superior e sobredentaduras na arcada inferior. Foi testada a eficiência mastigatória, mastigando 3 gramas de cenoura por 40 vezes, e

posteriormente cuspindo o conteúdo em um conjunto de peneiras, desta forma foi avaliada a capacidade de trituração dos alimentos. Para que a análise eletromiográfica fosse realizada simultaneamente ao teste mastigatório, eletrôdos de 1 cm de diâmetro foram adaptados em ambos os lados da face, na região do músculo masseter. Concluíram que os pacientes com dentição natural tiveram o melhor desempenho (90%), seguido pelos usuários de sobredentaduras (79%), e o pior resultado os portadores de próteses convencionais (59%). Comparativamente o grupo dos usuários de sobredentadura apresentaram 1/3 a mais de eficiência mastigatória do que os de prótese total. Ainda, segundo a análise eletromiográfica, a mais baixa atividade foi registrada nos pacientes com sobredentaduras, enquanto a mais alta nos pacientes com dentes naturais, ficando os usuários de prótese total entre as duas leituras. Concluíram que com um esforço muscular equivalente os usuários de sobredentaduras comparados com os desdentados totais, mastigaram mais lenta e eficientemente, evidenciando melhor eficiência mastigatória dos primeiros. Este fato, justifica o aumento do custo e tempo envolvidos na sua confecção, tidos como desvantagens. Além do que, a redução da eficiência mastigatória, faz com que o paciente mude a preferência alimentar, alterando a dieta, que muitas vezes causam deficiências nutricionais.

MC DOWELL[20] no mesmo ano, estudou a transmissão de forças pelos retentores indiretos durante a aplicação de cargas unilaterais, além de avaliar a eficiência do método fotoelástico. A partir de um espécime de mandíbula humana seca, obteve 12 réplicas para testes fotoelásticos, com o material Epon 828. Dividiu-as em 2 grupos: um com ausência dos retentores indiretos e outro grupo com a presença dos retentores. Examinou os modelos no polariscópio após a aplicação das cargas e obteve as seguintes conclusões:

- A tensão no ápice do alvéolo do dente pilar com o retentor indireto no lado do carregamento é duas vezes maior quando o retentor indireto está presente.
- A presença do retentor indireto reduz bilateralmente a tensão no ápice do alvéolo do dente pilar primário tanto quanto na crista do rebordo alveolar do lado sem carregamento.
- A presença do retentor indireto reduz bilateralmente a tensão na parede lingual do rebordo alveolar e também na parede lingual adjacente ao dente pilar primário no lado sem carregamento.
- O método experimental fotoelástico é válido.

THAYER & CAPUTO[30] em 1979, utilizaram um modelo de resina fotoelástica para examinar as características da transmissão das cargas oclusais de vários tipos de encaixes para sobredentaduras. Utilizaram a mesma metodologia do trabalho anteriormente publicado (THAYER & CAPUTO[29], 1977), para a confecção dos modelos. Compararam a tensão produzida entre as barras do tipo: Hader e King; e encaixes extracoronários, do tipo Rotherman, Gerber e Ancrofix. Simularam a mucosa oral com o uso de uma camada de 2 mm de material de moldagem a base de silicona. Os modelos plásticos fotoelásticos foram montados no centro de uma mesa giratória numa máquina para aplicação dos carregamentos. A luz foi direcionada através de um cabo de fibra ótica, para todas as direções da arcada dental. Uma pirâmide de metal com 4 lados e angulação de 45° foi colocado sobre o elemento 46, de maneira que cargas unilaterais podiam ser aplicadas sobre a sobredentadura, em 5 direções: anterior, posterior, lingual, vestibular e vertical. Verificaram que a tensão é dividida entre a mucosa oral e o dente, dependendo da capacidade retentiva de cada encaixe. Concluíram que:

- Quanto mais retentivo o sistema de encaixe maior é a concentração de tensão.

- A barra Hader produziu menos torque nos dentes pilares quando comparada com as outras barras.
- O encaixe extracoronário Ancrofix demonstrou distribuir mais eficientemente as forças da oclusão entre os dentes pilares e a região desdentada posterior.
- Outros fatores devem ser considerados no momento da escolha de um encaixe para sobredentadura, tais como: o critério do planejamento do cirurgião-dentista, o fator econômico e uma avaliação laboratorial prévia.

Os mesmos autores[31] acima, em 1980 estudaram a tensão nos encaixes para sobredentaduras, através da análise fotoelástica. Confeccionaram modelos fotoelásticos em arcadas de mandíbulas simplificados com somente dois caninos remanescentes, simulando osso, ligamento periodontal e dentes, aplicando as cargas oclusais em 5 diferentes inclinações, da mesma maneira que em publicações anteriores (THAYER & CAPUTO[29], 1977; THAYER & CAPUTO[30], 1979). Revisaram publicações onde foram testados dentes pilares de desenhos convencionais, com sua porção coronária podendo ser restaurada com amálgama, com coping e pino intracanal em ouro e ainda com coping de ouro mais uma parada oclusal. Além de trabalhos com encaixes pré-fabricados do tipo Bischof-Dosenbach e Ceka, e também Rotherman, Gerber e Ancrofix. Ainda os encaixes tipo barra Hader, King e Dolder. Enfatizaram que é melhor ter as forças oclusais dirigidas ao longo eixo dos dentes pilares do que produzindo torque na região desdentada. A característica de transmissão dos esforços tem que ser considerada no momento da seleção do encaixe para as sobredentaduras.

Concluíram em sua investigação científica que:

- O melhor desenho em termos de distribuição uniforme das tensões nas estruturas remanescentes foi o tipo convencional, particularmente o pilar restaurado com amálgama.

Porém, é o que promove menor retenção e estabilidade quando comparado com os outros tipos.

- No grupo dos encaixes pré-fabricados tipo botão, o tipo Ancrofix transferiu a tensão de maneira mais favorável às estruturas remanescentes na cavidade bucal quando comparados com os outros do mesmo grupo.
- A barra tipo Hader obteve os efeitos mais desejáveis nos pilares e estruturas remanescentes que os outros tipos de barras testadas.
- O objetivo principal na escolha de um encaixe para sobredentadura deveria ser as considerações de como a tensão é transferida destes encaixes aos dentes pilares e estruturas de suporte e não somente a retenção e a estabilidade que eles propiciam.

CARDOSO et al.[6] em 1988, estudaram a transmissão de forças às estruturas de suporte em prótese parcial removível de extremidade livre. Foram confeccionados dez corpos de prova, simulando uma arcada inferior, possuindo extremidade livre do lado direito. Esta arcada foi feita em duas partes: hemi-arco direito em silicona fotoelástica Sylgard 184 (Dow Corning, Mioland, USA) e hemi-arco esquerdo em resina acrílica ativada quimicamente. Sobre os quais foram confeccionadas as armações das prótese parciais removíveis. Para transmitir as cargas às mesmas, utilizaram um delineador com uma plataforma de acrílico adaptada na porção de sua haste vertical móvel, para possibilitar a colocação de pesos. Através da fundição de pinos metálicos, aplicaram os seguintes tipos de cargas: I - carga uniformemente distribuída; II - carga concentrada nos dentes artificiais; III - carga concentrada no último dente artificial. Os testes foram aplicados em seis grupos de dez corpos de prova, sendo que os três primeiros apresentavam sela extensa e os demais sela curta, variando o número de dentes artificiais. Puderam concluir que as próteses montadas somente até o segundo pré-molar, são

insuficientes para a distribuição das forças mastigatórias. O ideal em termos de distribuição equilibrada é a presença de até primeiro molar. Uma vez que com a colocação do segundo molar na sela aumenta significativamente o braço de potência, havendo sobrecarga no rebordo e dentes pilares. Ainda, que a sela ideal deve ter a extensão mais abrangente possível sobre toda área basal do rebordo alveolar.

O padrão das franjas fotoelásticas foi analisado por MYERS & MITCHELL[23] em 1989, onde realizaram um estudo da tensão produzida em diferentes desenhos de armações metálicas de próteses parciais removíveis em uma maxila com resecção parcial do palato. Como o objetivo deste tipo de trabalho protético é preservar as estruturas remanescentes, foi feita a análise fotoelástica nos dentes e região palatina de quatro desenhos de armações metálicas mais comumente usados. Foi utilizado um modelo Typodont (Columbia Dentoform Corp., New York, N.Y.) modificado para simular a resecção da maxila. O modelo foi aliviado em 1,5 mm para posteriormente simular a espessura da mucosa oral. Quatro moldes foram obtidos (RTV Silicone, Dow Corning Corp., Midland, Mich.) para se confeccionar 4 modelos análogos em resina epóxi (PLM-4, Measurements Group, Inc., Raleigh, N.C.). Os dentes análogos foram obtidos de modelos pré-fabricados (Columbia Dentoform Corp.), através de fundição em metal (Ticonium Premium 100, Ticonium Co., Albany, N.Y.) e posicionados nos modelos. O ligamento periodontal foi simulado mergulhando as raízes destes dentes na resina Solithane 113 (Morton Thiokol, Trenton, N.J.) deixando uma camada de 0,25 mm de espessura. A resina epóxi foi curada num forno modelo P-2301 (Measurement Group Inc.). Uma camada de 1,5 mm de material de impressão foi colocada sob os modelos para simular a resiliência da mucosa. Quatro desenhos foram planejados e executados, um em cada modelo individualmente em liga de Cromo (Ticonium Premium 100, Ticonium Co.) Foi aplicada uma

carga de 500 gm na porção anterior de cada armação metálica adaptada sobre os modelos. As tensões foram congeladas e em seguida os modelos foram analisados e fotografados no polariscópio (modelo 061, Measurement Group, Inc.). As imagens obtidas foram projetados simultaneamente em telas para a comparação do padrão de tensão. Os resultados demonstraram que:

1. Todas as armações apresentaram algum tipo de tensão na região do palato.
2. A estrutura metálica com grampo de retenção circunferencial vestibular e palatino de reciprocidade apresentaram a melhor distribuição de tensão por todo o palato residual.
3. A estrutura metálica com grampo de retenção vestibular circunferencial e placa palatina e a armação com grampo de retenção circunferencial vestibular e palatino de reciprocidade tiveram a menor tensão na área do incisivo central ao 1º pré-molar.
4. As estruturas metálicas com grampo duplo e placa palatina, e a armação com grampo vestibular circunferencial de reciprocidade e barra palatina em "I" demonstraram a maior tensão em todos os dentes.

Também em 1989, CAMPOS JÚNIOR et al.[4] testaram através da fotoelasticidade a influência da base apical de sustentação das raízes. Para isto utilizaram 30 modelos, divididos segundo a forma das raízes em 3 grupos: I - forma paralela, II - forma convergente de cervical para apical e III - convergente de apical para cervical. Todos os protótipos possuíam a mesma área superficial. Duplicaram os padrões originais de cada grupo através da silicona Sylastic (Dow Corning, USA). As raízes obtidas foram incluídas em resina fotoelástica e levadas ao polariscópio. As peças foram carregadas através de um paralelômetro adaptado e em seguida fotografados. Obtiveram como resultados diferentes padrões de distribuição de tensão sob cada raiz. No grupo I e II seguiram a trajetória do longo eixo do

dente, se concentrando mais na região apical. Já o grupo III apresentou concentração lateral e apical, em função da forma cônica destas raízes. Concluíram que a padronização dos modelos é condição fundamental para a análise fotoelástica. Também, que além da força axial que age sobre a raiz, a própria convergência influi na magnitude da força aplicada com participação da área apical. As extrapolações clínicas devem ser observadas com rigor, pois neste experimento não foi simulado o papel do ligamento periodontal.

ABDU & GOMIDE[1] analisaram em 1995, a distribuição das tensões na mandíbula humana usando fotoelasticidade tridimensional. Determinaram como região crítica, a região dos dentes molares, por ser esta uma região onde os níveis de tensão são mais elevados, baseados em uma análise plana da mandíbula (GOMIDE & CERNOSECK[10], 1975), obtida através da projeção do perfil do osso real, usando técnicas de fotoelasticidade e elementos finitos. A simulação do carregamento de 1 kg, foi feita através de um atuador na região dos dentes incisivos, formando um ângulo de 15^0 em relação à reta perpendicular ao Plano de Frankfurt, apoio em base de borracha simulando a ação do músculo masseter e reação da articulação temporo-mandibular. O modelo fotoelástico para a análise foi feito utilizando o material a base de resina epóxi CY-205 (Ciba-Geigy, Araldite). A análise das tensões foi obtida através do fatiamento do modelo após o congelamento das tensões. Com base no sistema de coordenadas definido para esta análise e na "Lei Ótica das Tensões", a leitura fotoelástica pôde ser feita. Desta análise, fica evidenciado que os músculos da mandíbula tem como principal função propiciar a sua movimentação e não absorver cargas.

Já em 1996, ASSIF et al.[2] estudaram simultaneamente a transmissão de cargas e a distribuição de tensões através da colocação de implantes ósseo-integrados na mandíbula,

para suporte de uma prótese fixa com pôntico em balanço bilateral, utilizando a fotoelasticidade e extensiômetros. Neste estudo, a mandíbula foi representada por um modelo fotoelástico PLM-4B (Vishay Measurement Group Inc., Raleigh, N.C.). Cinco perfurações foram feitas na mandíbula para colocação das réplicas dos implantes (Nobel-pharma, Nobel Industries, Göteborg, Sweden), que foram definidas pela correlação com 46 casos clínicos, e posteriormente as réplicas foram cimentadas nestas cavidades. Uma supra-estrutura foi fundida unindo os implantes apresentando pôntico em balanço bilateral. Sobre esta estrutura foram fixados os extensiômetros em número de 7. Uma força vertical foi aplicada sobre a cabeça de cada implante e também no pôntico em balanço, com carga de 7,5 kg, através de um aparelho mecânico. O modelo experimental deste estudo mostrou que a máxima tensão na supraestrutura metálica ficou concentrada na área do pôntico em balanço, na região distal do último pilar. Concluíram seu trabalho, mostrando que existe uma correlação direta entre a distribuição da tensão na supraestrutura metálica com as estruturas de suporte ao redor do implante. A carga transferida e a distribuição da tensão têm relação direta com a distância dos componentes da restauração do ponto de aplicação da carga, para cada carga isoladamente. A maior distorção foi registrada nos 2 extensiômetros próximos ao ponto de aplicação da carga e ao redor dos dois implantes correspondentes.

Como pode se observar, por esta revista da literatura, muitas pesquisas ainda são necessárias com a finalidade de elucidar alguns pontos até o momento dúbios. Há a necessidade de uma comprovação mesmo que laboratorial, de uma equação geométrica quanto a disposição espacial dos pilares de sobredentaduras.

5 - PROPOSIÇÃO

5 - PROPOSIÇÃO

Foi propósito deste trabalho verificar e comparar laboratorialmente através da análise fotoelástica, a distribuição das tensões em mandíbulas sob próteses do tipo sobredentaduras, sustentadas por raízes naturais com disposição uni e bilateral na arcada dental, e compará-las a uma prótese total.

6 - MATERIAL E MÉTODOS

6 - MATERIAL E MÉTODOS

A análise fotoelástica é muito útil em odontologia para a avaliação das características de tensões de alguns sistemas complexos, como é o caso das estruturas dentais. Para realização dos testes fotoelásticos, foram necessárias réplicas de mandíbula humana. As réplicas obtidas foram divididas em 03 grupos (MAHLER & PEYTON[19], 1955; RALPH & CAPUTO[25], 1975; MAC GREGOR et al.[18], 1978; MYERS & MITCHELL[23], 1989):

* Grupo I, uma peça totalmente desdentada (grupo controle).
* Grupo II, uma peça com remanescentes radiculares dispostos bilateralmente na região correspondente aos caninos (direito e esquerdo). Este padrão de distribuição radicular é a situação clínica encontrada mais freqüentemente.
* Grupo III, uma peça com remanescentes radiculares dispostos unilateralmente no arco esquerdo (raiz de canino e raiz de $1^{\underline{o}}$ molar).

1) OBTENÇÃO DOS MOLDES DAS MANDÍBULAS:

Foi selecionada uma mandíbula humana seca, totalmente desdentada, de proporções médias (RALPH & CAPUTO[25], 1975; MC DOWEL et al.[20], 1978) . Confeccionou-se uma moldeira metálica feita em latão, em forma da letra "U", de tamanho a conter a referida mandíbula com espaço suficiente para o material de moldagem. Foram obtidos 03 moldes idênticos pela técnica da dupla impressão, com material de moldagem a base de silicona de adição, de consistência pesada (PROVIL - P - Bayer S.A.) e de consistência média (PROVIL - M -Bayer S. A.). Foi moldada a região do corpo, ângulo e terço inferior do ramo ascendente da mandíbula. (Figura 1).

Após a polimerização do molde, a mandíbula foi removida cuidadosamente através de um corte único com lâmina de bisturi nº 10.

Figura 1 - Mandíbula humana desdentada, moldeira metálica e molde em silicona de adição.

2) OBTENÇÃO DOS MOLDES DOS DENTES:

Foram realizados dois conjuntos de moldes dos dentes; o primeiro de dentes compostos de material fotoelástico, para a futura análise fotoelástica; e o segundo de dentes compostos de silicona de adição, que servirão de alvéolos dentários, quando fixados internamente ao molde da mandíbula. Ambos processos de moldagem, foram feitos com a silicona 3110 RTV (Dow Corning, Midland, USA).

2-A) MOLDES PARA OS DENTES EM RESINA FOTOELÁSTICA:

Foram selecionados dentes naturais, 01 canino inferior direito, 01 canino inferior esquerdo e 01 molar inferior esquerdo. Desgastou-se os mesmos de maneira a tornarem-se

pilares de sobredentadura, apresentando margens protéticas regulares e lisas na forma de um "dedal" e estabelecidas aproximadamente 2 mm acima do limite amelo-dentinário (GLICKMAN et al.[8], 1970; THAYER & CAPUTO[29], 1977; THAYER & CAPUTO[31], 1980; BASKER et al.[3], 1991). Após a realização dos preparos protéticos os mesmos foram fixados com cera pegajosa em hastes verticais (Figura 2), através das quais foram levados à haste móvel de um delineador (Bio-art, P-1000, São Carlos, Br).

Figura 2 - Dentes preparados proteticamente e fixados em hastes com cera pegajosa.

As moldeiras individuais para os dentes foram confeccionadas a partir de um cilindro de PVC. Abaixando-se a haste do delineador na qual os dentes encontravam-se presos, mergulhou-se os mesmos no interior dos tubos plásticos onde o material de moldagem 3110 RTV (Dow Corning, Midland, USA) fôra depositado previamente, permanecendo imóveis nesta posição por 24 horas, tempo necessário para a polimerização deste material.

Decorrido o tempo, os dentes naturais foram cuidadosamente removidos do molde para que posteriormente estas cavidades fossem preenchidas com material fotoelástico PLM-4 (Photolastic Inc., Malvern, PA.)(RALPH & CAPUTO[25], 1975; MYERS & MITCHELL[23], 1989, ASSIF et al.[2], 1996).

2-B) MOLDES DOS DENTES PARA SILICONA DE ADIÇÃO:

Para a obtenção dos alvéolos dentários era necessário que a porção radicular dos dentes a serem duplicados, apresentassem seu diâmetro levemente superior (aproximadamente 0,1 mm) aos dentes naturais. Pois, posteriormente, estes dentes proporcionariam espaço para o ligamento periodontal e o dente em resina fotoelástica (MEHTA et al.[21], 1975).

Portanto, antes de realizar a moldagem, as raízes dos dentes naturais foram mergulhadas em banho de cera nº 7 fundida, dando um acréscimo em sua espessura, porém não superior a 0,1 mm, conferido em paquímetro digital (Mauser Junior). Em seguida foram fixados na haste do delineador e moldados de maneira idêntica a descrita anteriormente no item 2-A.

3) OBTENÇÃO DOS DENTES EM RESINA FOTOELÁSTICA:

Os dentes foram obtidos vertendo-se a resina PLM-4 aquecida à temperatura de 105°C, ainda na fase fluída no interior dos moldes, obtidos no item 2-A.

4) OBTENÇÃO DOS DENTES EM SILICONA (ALVÉOLOS DENTAIS):

As cavidades dos moldes descritos no item 2-B, foram preenchidas com silicona de adição PROVIL - M (Bayer S.A., Br.), com auxílio de uma seringa plástica de moldagem. Após a polimerização deste material, as raízes compostas de silicona foram separadas dos

respectivos moldes de 3110 RTV, de maneira que foi obtido um pequeno aumento na espessura em sua porção radicular. (Figura 3).

Figura 3 - Dente de silicona (com espessura radicular maior que dente original) e dente natural.

5) PADRONIZAÇÃO NA DISPOSIÇÃO RADICULAR NAS MANDÍBULAS:

Estas raízes compostas de silicona foram posicionadas no interior dos moldes das mandíbulas (obtidos no item 1), através de cavidades feitas com bisturi utilizando uma lâmina nº 10, em regiões específicas de acordo com a disposição radicular de cada grupo mandibular. Através destas perfurações transpassou-se os dentes de silicona.

Para se padronizar o posicionamento das raízes foram utilizados dois delineadores (Bio-Art, P-1000, São Carlos, BR), de maneira que a fixação das raízes em sua haste móvel, permitiu a repetição do local onde as raízes eram "implantadas" e a seguir coladas

no interior do molde das mandíbulas com o mesmo material de moldagem, que foi criteriosamente depositado com seringa de moldagem. (Figuras 4, 5 e 6).

Figura 4 - Padronização da posição das raízes.

Figura 5 - Dente preso na haste móvel, posicionado dentro do molde da mandíbula.

Figura 6 - Fixação do dente de silicona no molde.

6) OBTENÇÃO DAS PEÇAS FOTOELÁSTICAS:

O processo de obtenção das peças fotoelásticas seguiu criteriosamente o protocolo do fabricante. Foi utilizado o material fotoelástico PLM-4 (Photolastic Inc., Malvern, PA.). (Figura 7).

Figura 7 - Embalagem da resina fotoelástica PLM-4 (Photolastic Inc, Raleigh, USA)

Calculou-se o volume final necessário para a obtenção das peças e pesou-se as frações do material (base fluida + endurecedor). Além das 3 mandíbulas e dos 4 dentes a serem obtidos, houve a necessidade de se confeccionar um cilindro de 4 cm de altura por 5 cm de diâmetro, que serviu para a calibração do material fotoelástico. Colocou-se as porções do material em 02 frascos Becker (Pyrex, Santa Marina, Br.) separadamente, os quais foram levados ao forno a uma temperatura de 105 °C, onde permaneceram no seu interior por 12 horas, de modo a permitir a completa desumidificação do mesmo.

A mistura dos dois componentes foi realizada, vertendo-se lentamente o endurecedor (na forma de flocos) dentro do recipiente contendo a base (resina fluida), com auxílio de luvas de amianto, uma vez que a temperatura dos frascos permanecia elevada. Para não haver a introdução de bolhas de ar no interior da mistura, houve a necessidade de uma espatulação lenta de 6 horas a uma temperatura constante de 105 °C. Desta forma, foi utilizado um aparelho rotatório lento sob a qual foi confeccionada e adaptada uma haste de aço inoxidável. Através de uma abertura no teto do forno, introduziu-se a referida haste em seu interior, ficando o aparelho rotatório fixado no lado externo superior do forno. A mistura permaneceu agitando no interior do forno por 6 horas, na mesma temperatura, até a completa homogeneização da resina. (Figura 8).

Figura 8 - Motor rotatório sobre o forno, haste móvel agitando o material dentro do forno.

Para que a resina pudesse ser vertida no interior dos moldes (das mandíbulas, dos dentes e do cilindro de calibração), foi necessário que estes estivessem a uma temperatura de 110 °C, desta maneira os moldes foram pré-aquecidos em estufa, separadamente ao forno, pois este permanecia a 105 °C. Após aquecimento, os moldes foram rapidamente levados ao forno, e a resina foi imediata e lentamente vertida em seu interior para evitar a introdução de bolhas de ar. (Figura 9). Os conjuntos permaneceram no interior do forno, a uma temperatura de 100 °C por 48 horas para que se completasse a reação de polimerização. A temperatura do forno foi aumentada para 127 °C numa relação de 3 a 5 °C por hora, mantendo-se a temperatura constante por aproximadamente 12 horas.

Figura 9 - Vertendo a resina PLM-4 no interior do molde.

Para que não houvesse um resfriamento brusco nas peças fotoelásticas e conseqüentemente trincas, elas foram desmoldadas na "boca do forno". Após a desmoldagem as mesmas foram colocadas sobre uma placa de vidro contendo uma camada fina e uniforme de

talco comum em sua superfície, permitindo desta forma que as contrações e expansões térmicas das peças ocorressem com liberdade.

A temperatura foi aumentada de 127 °C para 138 °C numa relação de 2 a 3 °C por hora e mantida constante por 72 horas. A finalização de todo o processo de obtenção das peças foi conseguido por um processo lento de resfriamento até a temperatura ambiente (Quadro I).

Quadro I - Ciclo de resfriamento das peças fotoelásticas.

Limite de temperatura	***Velocidade de resfriamento graus por hora.***
138 à 93 °C	1°C
93 à 60 °C	1,5 °C
60 à 38 °C	3 °C
38 °C à temperatura ambiente	O forno foi desligado e as peças permaneceram no seu interior até alcançar a temperatura ambiente.

7) ACABAMENTO E POLIMENTO DAS PEÇAS:

O acabamento foi realizado com fresas do tipo Maxicut e o polimento em torno de bancada utilizando o jogo de escovas e pedra-pomes convencionalmente utilizadas para acabamento e polimento de resina acrílica.

8) PREPARO DAS MANDÍBULAS:

Os dentes compostos de material fotoelástico PLM-4 (Photolastic Inc., Raleigh, USA), foram posicionados nos respectivos nichos deixados nas mandíbulas dentadas pelos dentes de silicona, (Figura 10) e seqüencialmente fixados nestas posições com o uso do

material Sylgard 184 (Dow Corning, Midland, USA), com o intuito de simular a resiliência do ligamento periodontal (MEHTA et al.[21], 1975). (Figura 11).

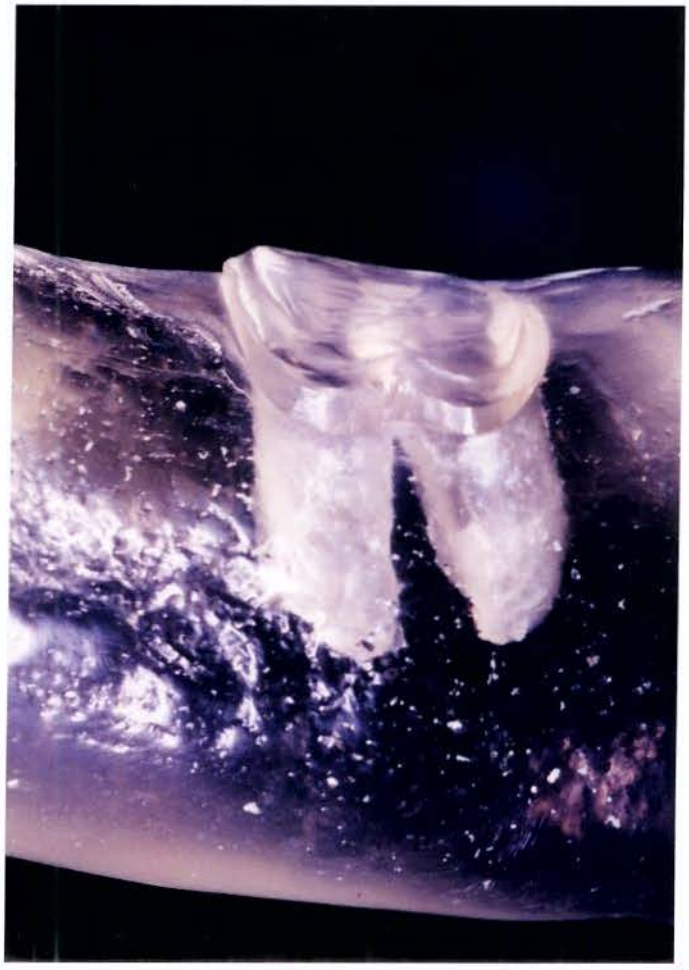

Figura 10 - Dente posicionado em seu nicho.

Figura 11 - Material utilizado para simulação do ligamento periodontal.

9) MONTAGEM NO ARTICULADOR:

Foram utilizados 3 articuladores semi-ajustáveis da marca Bio-Art (Bio Art, São Carlos, Br.), para o posicionamento da carga oclusal. Foram confeccionados modelos acrílicos que ocluíam sobre as próteses construídas sobre cada mandíbula. Estes modelos superiores, feitos em resina acrílica incolor termopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Br.) foram obtidos de um modelo de gesso dentado padrão, através da inclusão em mufla com silicona ZETA-LABOR (Zhermack, Italy), que permitiu a repetição do processo de polimerização obtendo-se 3 modelos idênticos.

Para a padronização da montagem destes modelos no ramo superior do articulador, utilizou-se um par de placas de montagem arbitrária, onde foi feito um registro das edentações em resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Br.) de maneira que os 3 modelos superiores fossem montados em posição idêntica nos seus respectivos

articuladores. Os modelos foram ajustados e fixados na placa de montagem do ramo superior do articulador com resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Br.).

Das mandíbulas fotoelásticas foram obtidos modelos de gesso que foram levados ao aparelho plastificador à vácuo PLASTVAC P-5 (Bio-Art, São Carlos, Br.), plastificando sobre estes uma placa de acetato de 3 mm de espessura, no qual após a plastificação deixou uma película de 2 mm de espessura. Recortados os excessos, sobre esta placa foi confeccionado um rolete de cera, com 1 cm de altura na sua porção mais anterior e terminando próximo a zero na região posterior ao nível da papila piriforme. Com este plano-de-orientação, fez-se o registro da oclusão, fechando-se o articulador e obtendo-se as edentações do modelo superior na cera. Este plano de cera foi incluído em mufla e polimerizado em resina acrílica termopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Br.) para que fosse obtida a padronização do registro intermaxilar e por conseguinte da montagem dos dentes das próteses. (Figura 12).

Figura 12 - Registro intermaxilar em resina acrílica termopolimerizável.

Com o intuito de simular tônus muscular, as mandíbulas em resina fotoelástica foram posicionadas e fixadas nos ramos inferiores dos respectivos articuladores com silicona de adição de consistência pesada (ABDU & GOMIDE[1], 1995) onde no caso utilizou-se PROVIL - P (Bayer S. A.). Esta silicona foi dividida ao meio no momento da fixação da mandíbula de modo a permitir diferentes nuances de expansão de um lado e de outro da peça quando da aplicação do carregamento.

Sobre as 3 mandíbulas foram confeccionadas próteses muco, dento-muco-suportadas uni e bilaterais convencionais, para cada caso em específico. Observando contudo, a padronização na montagem dos dentes artificiais, utilizando modelo de dentes acrílicos idênticos DENTRON (3N = ântero-inferiores e 30L = póstero-inferiores), com inclinação cuspídea de 20°. (RODRIGUEZ & ARRECHEA[27], 1973). (Figura 13).

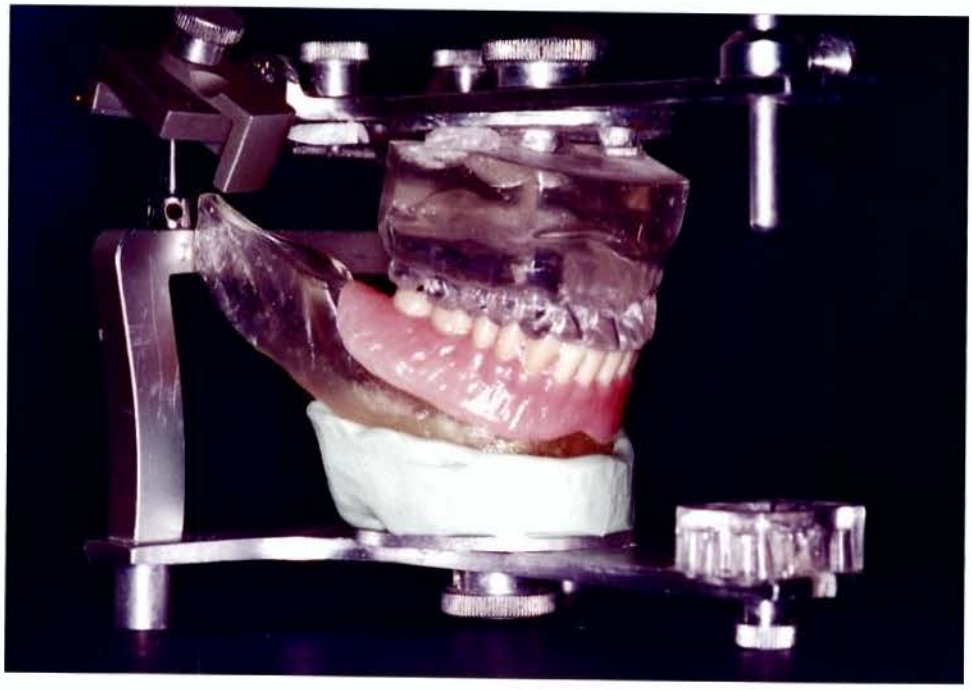

Figura 13 - Montagem da peça fotoelástica em articulador semi-ajustável, apoiada sobre uma base em silicona de adição.

A prótese total e as sobredentaduras foram confeccionadas com base resiliente EVER-SOFT (Myerson, USA). A espessura desta camada de 2 mm, foi controlada através placa de acetato, que serviu como um espaçador no momento da prensagem. O intuito da utilização desta camada macia uniformemente disposta sob as prótese foi simular a resiliência da mucosa oral (GLICKMAN et al.[8], 1970; RODRIGUEZ & ARRECHEA[27], 1973; KRATOCHVIL & CAPUTO[14], 1974; THAYER & CAPUTO[29], 1977; LOPUCK et al.[17], 1978; MAC GREGOR et al.[18], 1978; THAYER & CAPUTO[30], 1979), evitando resultados falso-positivo. Todavia, nos locais que coincidiam exatamente sobre os dentes pilares das sobredentaduras, não foi depositado resina resiliente, ficando a própria resina acrílica rígida apoiada sobre os mesmos.

O ciclo de termopolimerização utilizado para processar as próteses foi de 9 horas a temperatura de 72 °C, em seguida as mesmas foram remontadas no articulador ainda sob seus respectivos modelos para executar os devidos ajustes oclusais, ajustando para uma oclusão do tipo balanceada bilateral (LOPUCK et al.[17], 1978).

Os modelos de gesso das mandíbulas foram removidos do articulador e substituídos pelas peças fotoelásticas com seus suportes de silicona com consistência pesada.

10) APLICAÇÃO DO CARREGAMENTO:

Para se determinar o valor da massa a ser colocada sobre o ramo superior do articulador, de forma a se produzir uma carga de 20 N na prótese, procedeu-se a aferição do sistema, montando-se uma célula de carga no lugar da prótese e a partir daí obtendo-se a curva de calibração do sistema (massa colocada sobre o articulador versus força aplicada na prótese). A partir desta curva determinou-se o valor da massa necessária para produzir a carga de 20 N. Este procedimento foi repetido para os 3 articuladores utilizados, pois os mesmos

apresentavam pequenas diferenças construtivas e desejava-se garantir que a carga aplicada aos 3 modelos fosse igual (Figura 14).

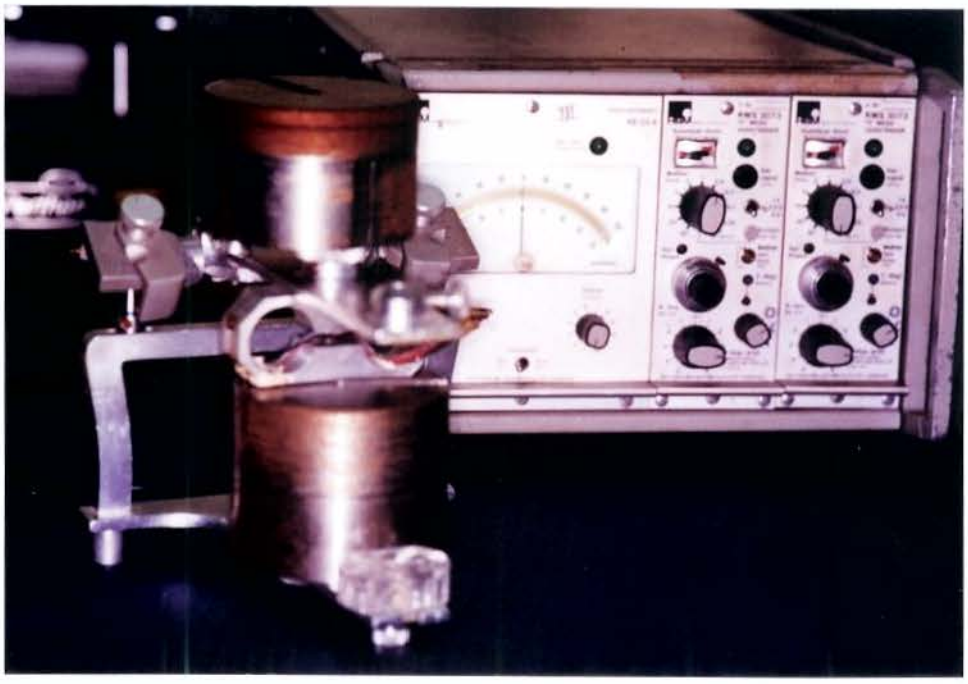

Figura 14 - Padronização do carregamento através de uma célula de carga.

Para se obter o congelamento das tensões internas nas mandíbulas, a temperatura do forno foi elevada para 127 °C, com os articuladores em seu interior. O carregamento foi aplicado sobre os articuladores aquecidos e o pino incisal foi removido para deixar a carga agir. A intensidade e a duração da aplicação do carregamento foi igual nos três casos. Aguardou-se que a temperatura do forno retornasse a 127 °C e a seguir o ciclo de resfriamento foi usado conforme anteriormente descrito no item 6. É válido lembrar que as peças ficaram carregadas durante todo o ciclo de temperatura.

11) ANÁLISE DAS TENSÕES:

As peças à temperatura ambiente, foram removidas dos articuladores. Desta forma, as tensões ficaram registradas ou "congeladas" em seu interior (ABDU & GOMIDE[1], 1995). As peças foram cortadas transversalmente na região anterior, dividindo as mandíbulas em duas hemi-arcadas de modo a permitir uma leitura mais adequada das franjas fotoelásticas. (Figura 15). Este corte foi realizado através de uma cortadeira elétrica ISOMET com discos diamantados girando a uma rotação de 300 rpm, e com uma força de 200 gf.

Figura 15 - Peças fotoelásticas cortadas na região anterior.

As hemi-arcadas esquerdas foram fixadas no interior do polariscópio de transmissão (Série 060, Photoelastic Inc.) em posição perpendicular ao feixe de luz polarizada, permitindo a observação das franjas coloridas que correspondem a distribuição tridimensional das tensões internas. (Figura 16). Foram feitos registros fotográficos, com filme para slides Ektachrome asa 100 (Kodak) e as imagens obtidas foram projetadas simultaneamente em 3 projetores de

slides Kodak para possibilitar a comparação dos padrões fotoelásticos em cada secção fotografada.

Figura 16 - Vista do polariscópio (Photolastic Inc., Raleigh, USA)

12) OBTENÇÃO DOS DADOS:

Para a obtenção dos valores numéricos correspondentes a Ordem de Franja (N) de cada segmento das peças fotoelásticas, foi necessária a marcação de três linhas paralelas entre si, distante 5, 10 e 15 mm da região basal da mandíbula, no sentido longitudinal das peças fotoelásticas. A partir do corte transversal anterior da mandíbula, foram feitas marcações de 5 em 5 mm, seguindo estas linhas paralelas descritas anteriormente. A Ordem de Franja de cada ponto marcado foi obtida através da obtenção do ângulo β, e posteriormente o próprio polariscópio forneceu o valor correspondente à Ordem da Franja de cada ponto individualmente (Figura 17).

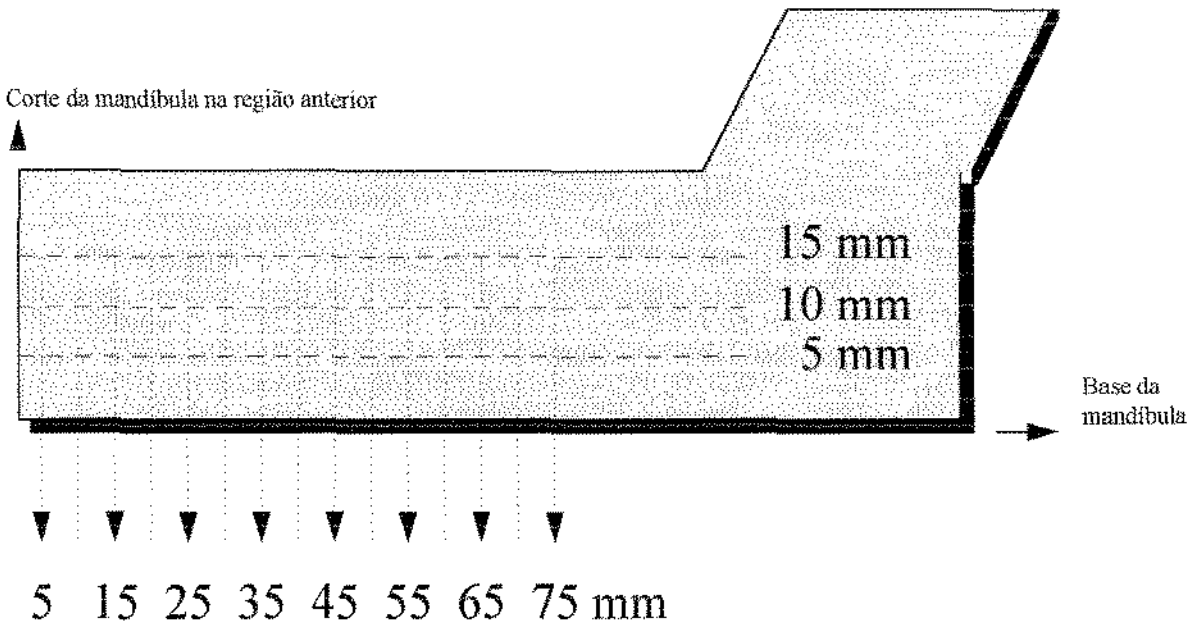

Figura 17 - Esquema do corte anterior e das marcações dos pontos de onde foram retirados os dados.

7 - RESULTADOS

7 - RESULTADOS

Os valores numéricos de cada ponto marcado no lado esquerdo das réplicas fotoelásticas foram obtidos através do feixe de luz polarizada que cruzava as mesmas no interior do polariscópio de transmissão. Para se determinar a Ordem de Franja (N), que é a quantidade de tensão concentrada em um determinado ponto, foi utilizado o Método de Tardy. Este método primeiramente determina o ângulo β, que significa o ângulo entre uma das tensões principais e o eixo polarizador. Determinando-se o ângulo β, gira-se a lente graduada do polariscópio e obtem-se o valor da Ordem de Franja (N). Os valores correspondentes para cada ponto marcado, foram dispostos em 3 quadros (II, III e IV, respectivamente). Cada quadro corresponde à uma linha longitudinal paralela à base da mandíbula distante 5, 10 e 15 mm da mesma. Em cada uma destas 3 linhas foram marcados pontos de 5 em 5 mm a partir do corte na região anterior das mandíbulas, de 5 a 75 mm, dispostos nos quadros II, III e IV.

Quadro II - Valores dos ângulos β e Ordem de franja, respectivamente obtidos a 5 mm da base da mandíbula para cada grupo.

Distâncias perpendiculares do corte (mm)	*Grupo I*		*Grupo II*		*Grupo III*	
	ângulo β	*N*	*ângulo β*	*N*	*ângulo β*	*N*
05	0^0	0,000	70^0	0,100	75^0	0,140
10	0^0	0,000	0^0	0,000	45^0	0,770
15	0^0	0,000	70^0	0,160	10^0	0,590
20	0^0	0,000	58^0	0,355	15^0	0,220
25	33^0	0,180	40^0	0,890	35^0	0,220
30	23^0	0,295	50^0	0,260	33^0	0,110
35	19^0	0,490	50^0	0,200	0^0	0,000
40	15^0	0,560	50^0	0,120	0^0	0,000
45	17^0	0,640	45^0	0,090	88^0	1,020
50	73^0	0,355	37^0	0,040	75^0	1,450
55	0^0	0,100	0^0	0,000	65^0	1,010
60	5^0	0,220	0^0	0,000	65^0	0,900
65	0^0	0,000	0^0	0,000	72^0	0,300
70	0^0	0,000	0^0	0,000	0^0	0,000
75	0^0	0,000	0^0	0,000	0^0	0,000

Os dados do quadro II acima foram dispostos nos gráficos 1, 2, 3 e 4, respectivamente; no eixo X, distribuiu-se os pontos marcados perpendicularmente à mandíbula de 5 em 5 mm; e no eixo Y o valor correspondente da Ordem de Franja (N).

No gráfico 1, os valores obtidos na linha paralela a 5 mm da base da mandíbula totalmente desdentada, grupo I, pôde-se observar um pico no valor da Ordem de Franja próximo à área distante 45 mm da região do corte anterior. Constatou-se que a aplicação do carregamento sobre a prótese total levou a uma maior concentração de esforços na região basal da mandíbula, próximo à área correspondente aos primeiros molares.

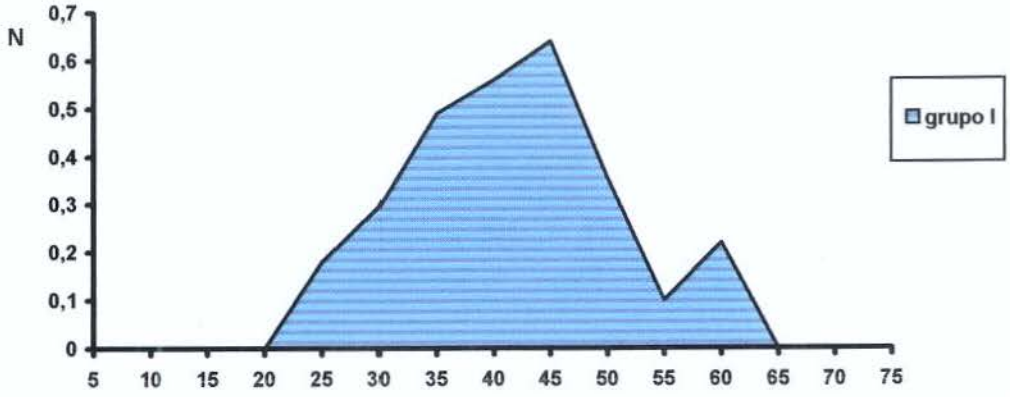

Gráfico 1- Valores obtidos a 5 mm da base da mandíbula

Pode-se observar na fotografia a seguir, figura 18, feita diretamente no campo do polariscópio de transmissão, o padrão das franjas coloridas correspondentes a distribuição dos esforços mastigatórios do grupo I (desdentado total).

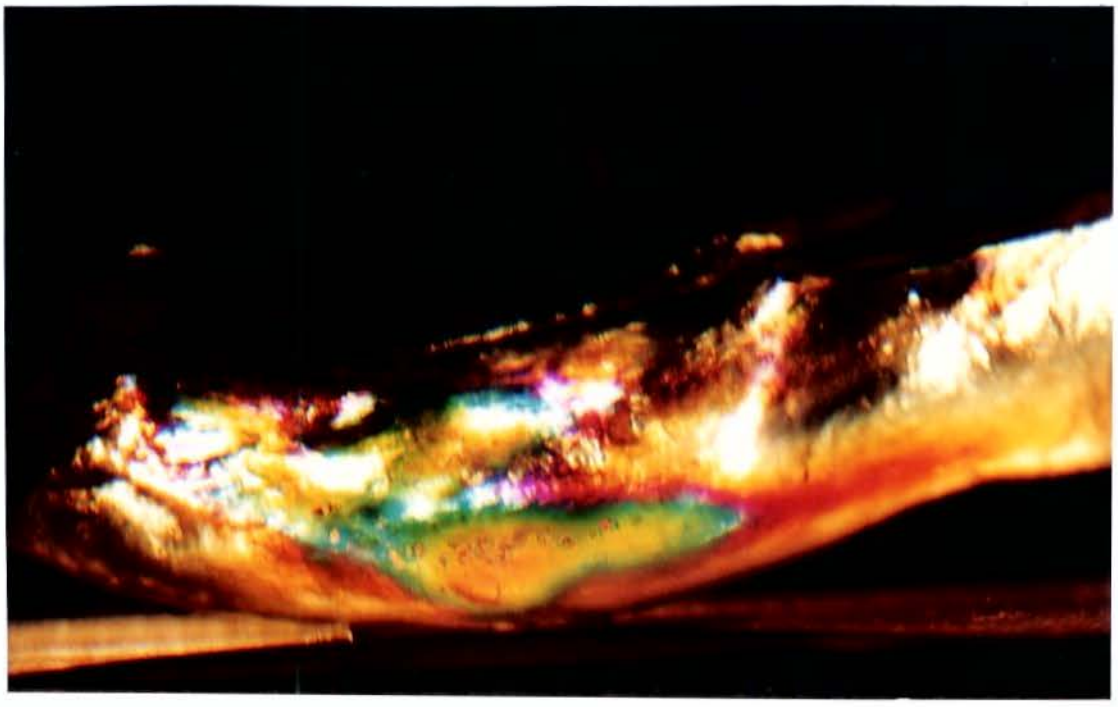

Figura 18 - Padrão das franjas fotelásticas da mandíbula do grupo I (desdentada total).

No gráfico 2, cujos valores foram obtidos do quadro II, a 5 mm da base da mandíbula do grupo II, observou-se um pico de concentração dos esforços próximo à área distante 25 mm da região do corte anterior. Esta área corresponde a posição dos ápices dos caninos, que apresentava a disposição radicular de maneira bilateral na arcada dental. Constatou-se que as sobredentaduras apoiadas sobre este tipo de rebordo, concentraram as tensões de forma mais evidente no ápice dos dentes pilares, e que a concentração de tensão na área desdentada foi menor.

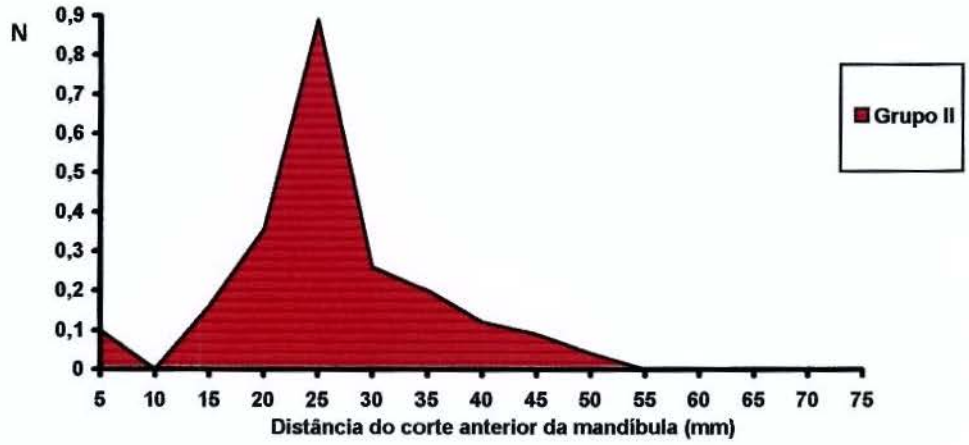

Gráfico 2 - Valores obtidos a 5 mm da base da mandíbula

Na figura 19 a seguir, pode-se identificar as franjas fotoelásticas de maior ordem pelo colorido mais intenso na região correspondente ao ápice do dente canino.

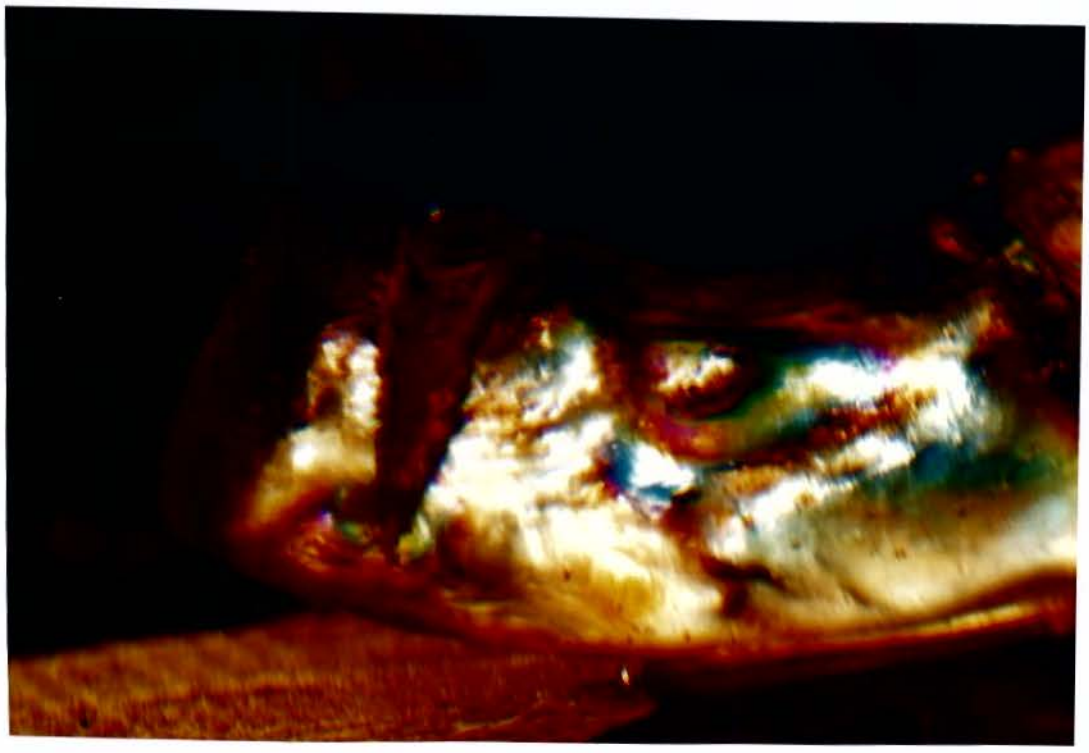

Figura 19 - Padrão da franjas fotoelásticas na mandíbula do grupo II, com maior ordem no ápice dos caninos.

No gráfico 3, com valores obtidos do quadro II, também a 5 mm da base da mandíbula, observou-se 2 picos de concentração de tensões, um correspondendo a região distante 10 mm do corte anterior, e outro distante 50 mm. Esta peça corresponde ao grupo III, com disposição unilateral das raízes na arcada dental. Pode-se observar que a maior concentração de tensões deu-se nos locais correspondentes aos ápices dos pilares da sobredentadura, ou seja, dente canino e molar. A região intermediária entre as raízes, correspondendo a área desdentada, apresentou menor concentração de tensão.

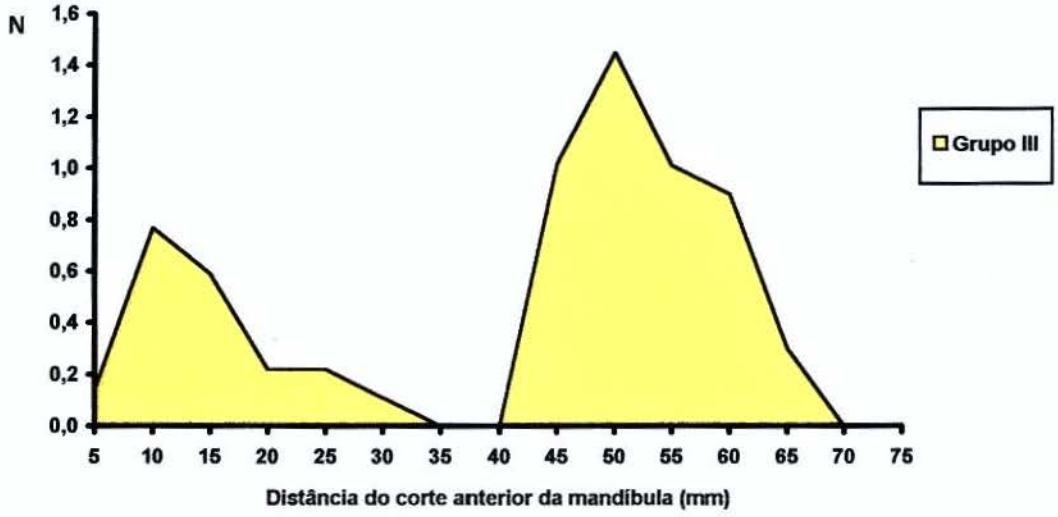

Gráfico 3 - Valores obtidos a 5 mm da base da mandíbula

Na figura 20 pode-se observar a mandíbula do grupo III, cuja maior concentração de esforços deu-se na região correspondente aos dentes pilares.

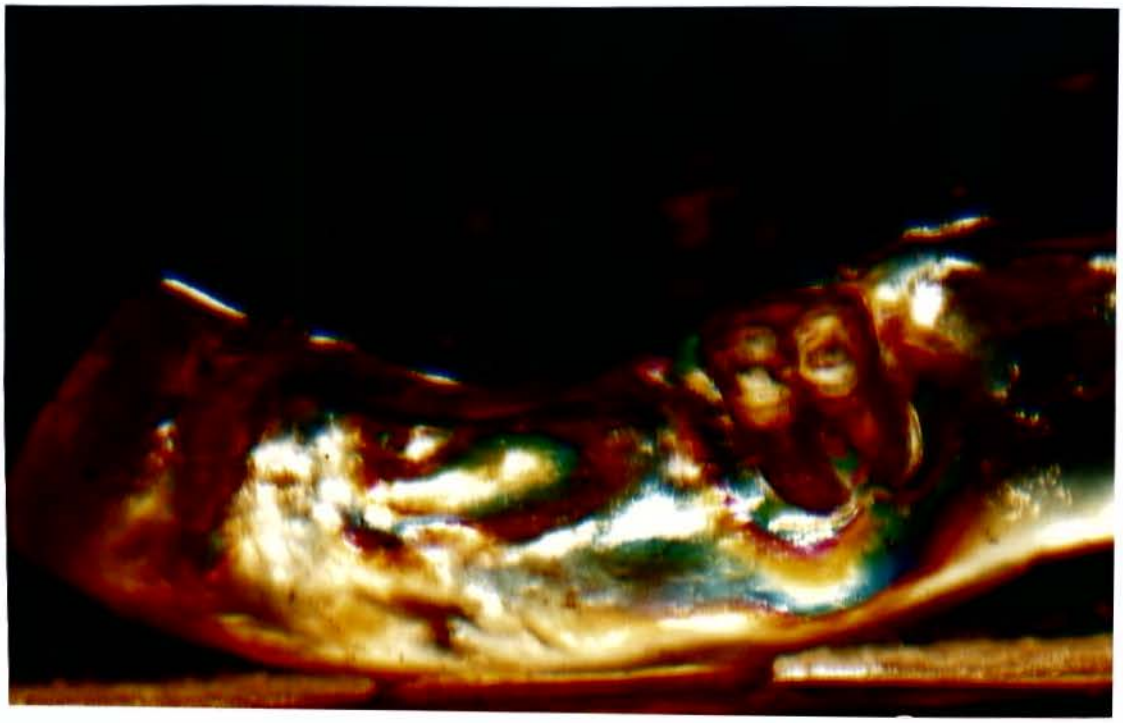

Figura 20 - Padrão das franjas fotoelásticas na mandíbula do grupo III, com disposição unilateral das raízes na arcada dental

No gráfico 4 foram dispostos os valores dos 3 gráficos obtidos acima (gráfico 1, 2 e 3) para que a comparação entre os grupos fique mais evidente. Os desenhos obtidos pelos gráficos de cada grupo podem ser comparados entre si, pois a espessura das 3 réplicas nesta linha estudada era igual.

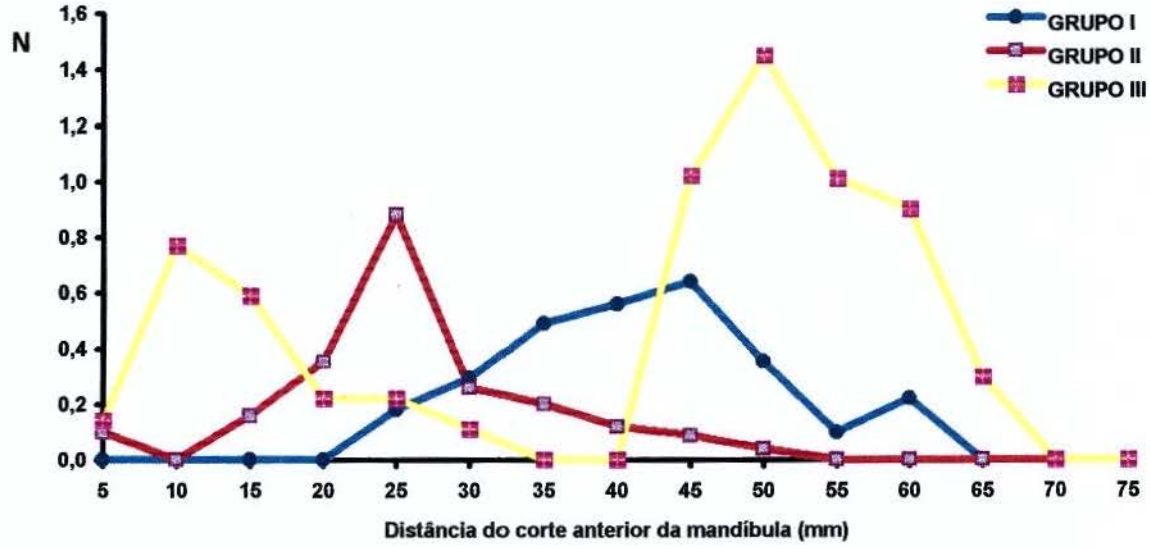

Gráfico 4 - Comparação das tensões obtidas entre os 3 grupos a 5 mm da base da mandíbula.

Quadro III - Valores dos ângulos β e Ordem de franja, respectivamente obtidos a 10 mm da base da mandíbula para cada grupo.

Distâncias perpendiculares do corte (mm)	*Grupo I*		*Grupo II*		*Grupo III*	
	ângulo β	*N*	*ângulo β*	*N*	*ângulo β*	*N*
05	---	0,000	57^0	0,785	---	0,000
10	8^0	0,360	70^0	1,380	---	---
15	15^0	1,080	16^0	1,440	---	0,000
20	68^0	1,050	49^0	0,650	---	0,000
25	26^0	1,020	35^0	0,190	-82^0	0,650
30	15^0	0,860	84^0	0,260	45^0	0,190
35	2^0	1,120	5^0	0,350	-80^0	0,680
40	3^0	1,190	12^0	0,210	70^0	0,250
45	57^0	1,240	0^0	0,130	52^0	1,170
50	7^0	1,070	80^0	0,080	12^0	2,050
55	-28^0	0,650	18^0	0,160	72^0	1,380
60	20^0	0,380	8^0	0,009	2^0	1,130
65	-7^0	0,210	---	0,000	16^0	0,020
70	---	0,000	---	0,000	---	0,000
75	---	0,000	---	0,000	---	0,000

Os dados obtidos no quadro III, foram dispostos nos gráficos 5, 6, 7 e 8, respectivamente. No gráfico 5, observa-se os valores correspondentes à marcação paralela a 10 mm da base da mandíbula. No grupo I, totalmente desdentado, constatou-se uma concentração intensa de esforços na maior parte da região pesquisada. Conseqüentemente, uma maior concentração de esforços em toda a região de rebordo remanescente.

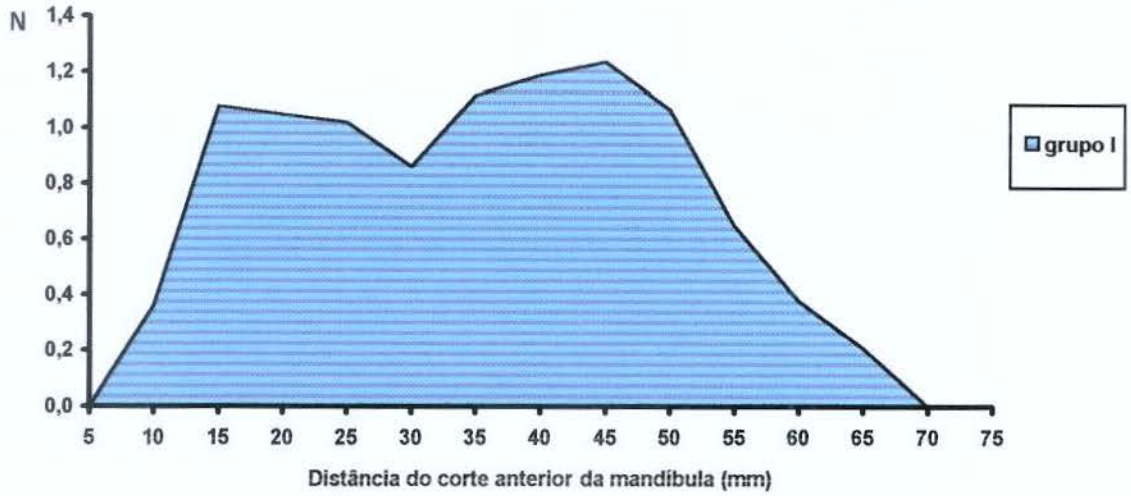

Gráfico 5 - Valores obtidos a 10 mm da base da mandíbula

No gráfico 6, os valores obtidos são também da linha situada a 10 mm da base da mandíbula do grupo II. Constatou-se maior concentração de esforços na região próxima ao pilar do dente canino, significando desta forma que os esforços seguiram através do longo eixo do dente pilar. Portanto, a região desdentada foi poupada da incidência de esforços.

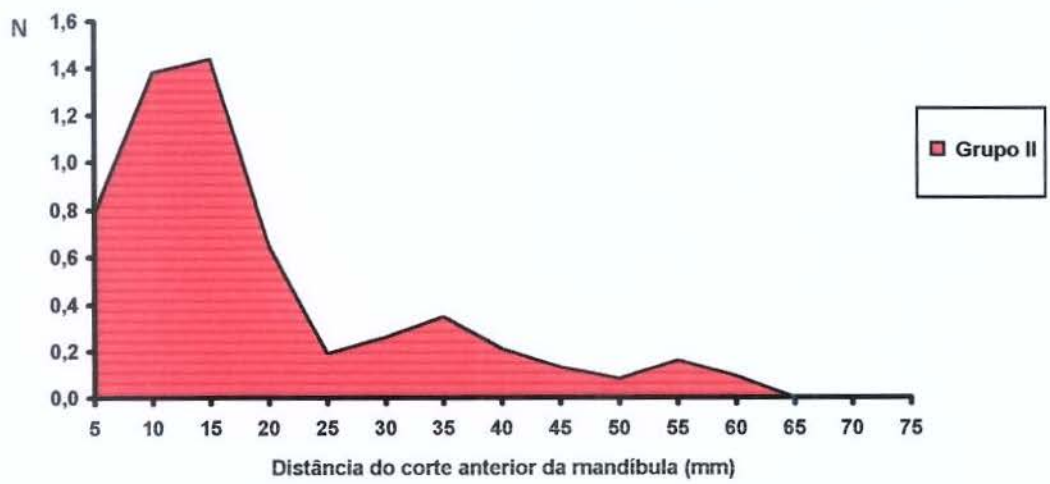

Gráfico 6 - Valores obtidos a 10 mm da base da mandíbula

No gráfico 7, com os valores ainda a 10 mm da base da mandíbula do grupo III, pode-se observar maior concentração de tensão na região correspondente ao ponto distante 50 mm do corte anterior, ou seja, na área do dente molar. Constatou-se ainda pouca concentração de tensões na região desdentada, concentrando mais ao longo do pilar molar.

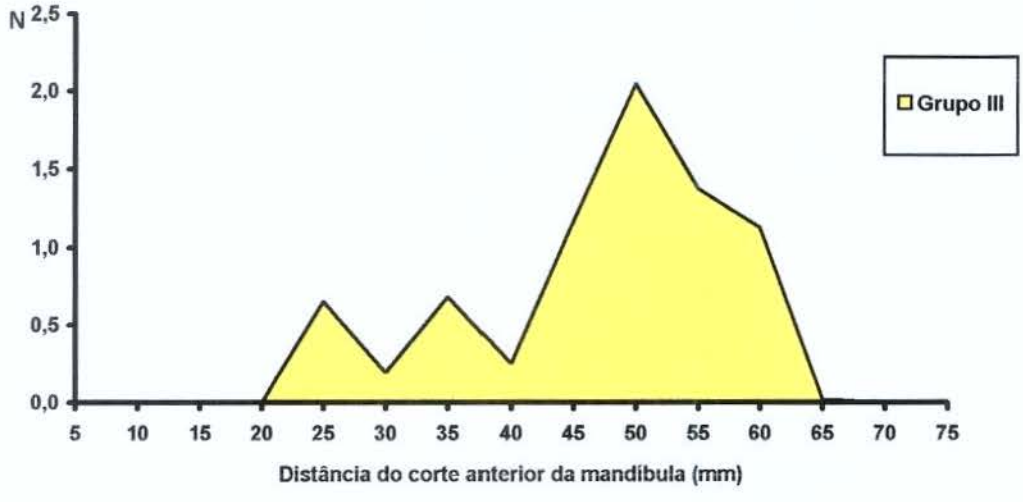

Gráfico 7 - Valores obtidos a 10 mm da base da mandíbula.

No gráfico 8 foram dispostos os dados dos 3 gráficos obtidos no Quadro III (gráfico 5, 6, e 7), para se poder analisar de maneira comparativa o desenho definido para cada grupo.

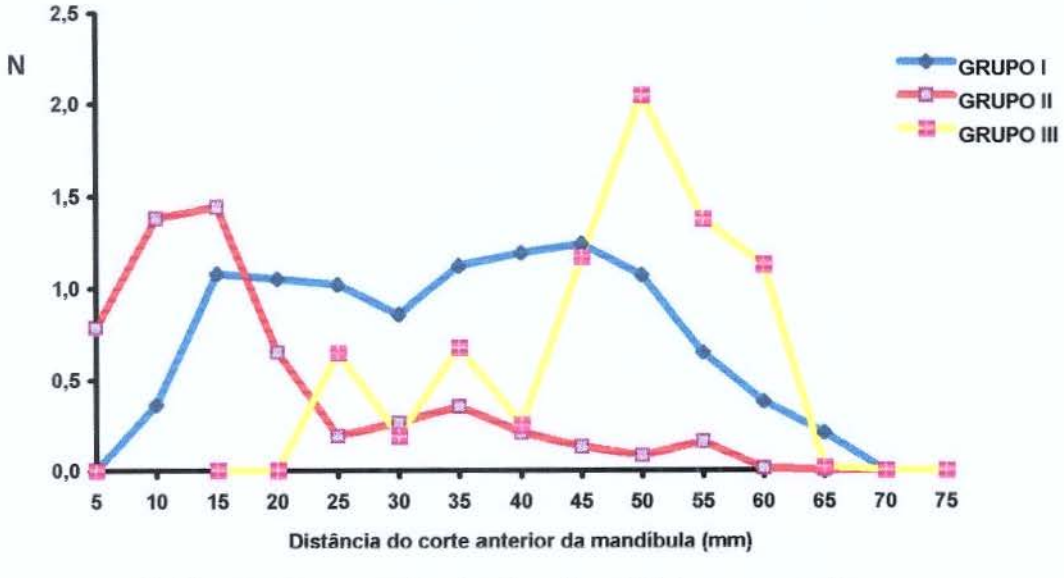

Gráfico 8 - Comparação das tensões obtidas entre os 3 grupos a 10 mm da base da mandíbula.

Quadro IV - *Valores dos ângulos β e Ordem de franja, respectivamente obtidos a 15 mm da base da mandíbula para cada grupo.*

Distâncias perpendiculares do corte (mm)	*Grupo I*		*Grupo II*		*Grupo III*	
	ângulo β	*N*	*ângulo β*	*N*	*ângulo β*	*N*
05	16^0	0,540	---	0,000	63^0	0,500
10	26^0	1,130	7^0	0,250	---	---
15	-57^0	0,880	---	---	5^0	0,310
20	-52^0	0,280	24^0	0,690	3^0	0,250
25	-11^0	0,730	23^0	0,280	5^0	0,650
30	85^0	1,400	90^0	0,680	77^0	1,170
35	82^0	1,460	2^0	1,300	67^0	1,420
40	15^0	1,150	-9^0	0,260	50^0	0,600
45	-6^0	0,780	-1^0	0,380	68^0	1,100
50	73^0	0,580	---	0,000	53^0	1,330
55	69^0	0,390	-22^0	0,260	---	---
60	67^0	0,290	30^0	0,050	-3^0	0,970
65	76^0	0,280	---	0,050	68^0	0,740
70	---	0,000	---	0,050	6^0	0,140
75	---	0,000	---	0,050	0^0	0,000

Os dados do quadro IV foram dispostos nos gráficos 9, 10, 11 e 12, respectivamente. No gráfico 9 têm-se dispostos os valores obtidos de uma linha paralela situada a 15 mm da base da mandíbula, conseqüentemente próxima a superfície do rebordo apoiada sob a prótese. Neste grupo I, desdentado total, observou-se grande concentração de esforços por toda superfície do rebordo, principalmente na região posterior, de 30 à 40 mm distante do corte da mandíbula onde a Ordem da Franja fotoelástica teve maior intensidade.

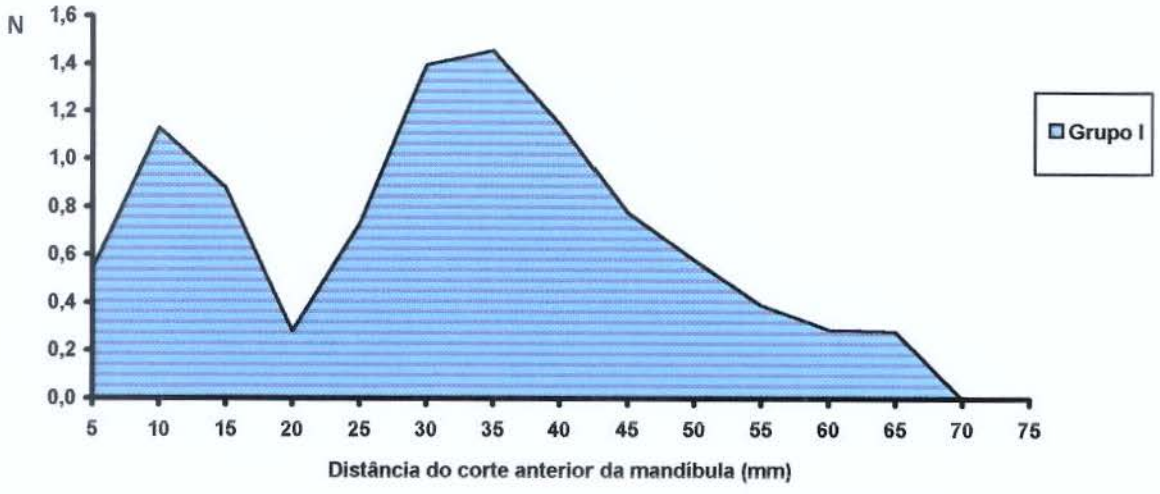

Gráfico 9 - Valores obtidos a 15 mm da base da mandíbula

No gráfico 10 observou-se que a 15 mm da base da mandíbula do grupo II, ou seja, próximo à superficie do rebordo, nota-se uma baixa intensidade de franjas na região correspondente aos caninos. Em contrapartida a região desdentada apresenta alta concentração de esforços, principalmente na região próxima ao ponto distante 35 mm do corte anterior.

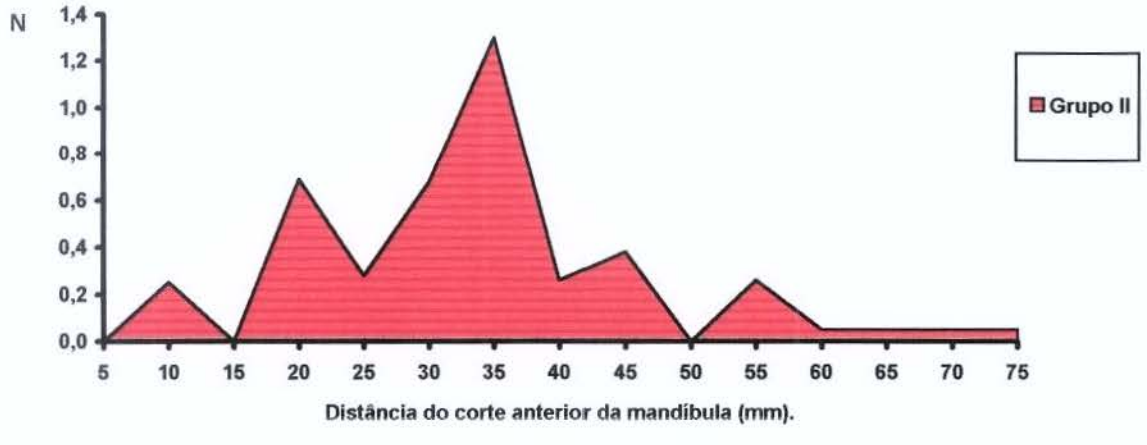

Gráfico 10 - Valores obtidos a 15 mm da base da mandíbula

No gráfico 11, o grupo III, de disposição unilateral da raízes, observa-se que na linha a 15 mm da base da mandíbula ocorreu uma alta intensidade nas Ordens de Franjas principalmente na região desdentada entre os pilares radiculares.

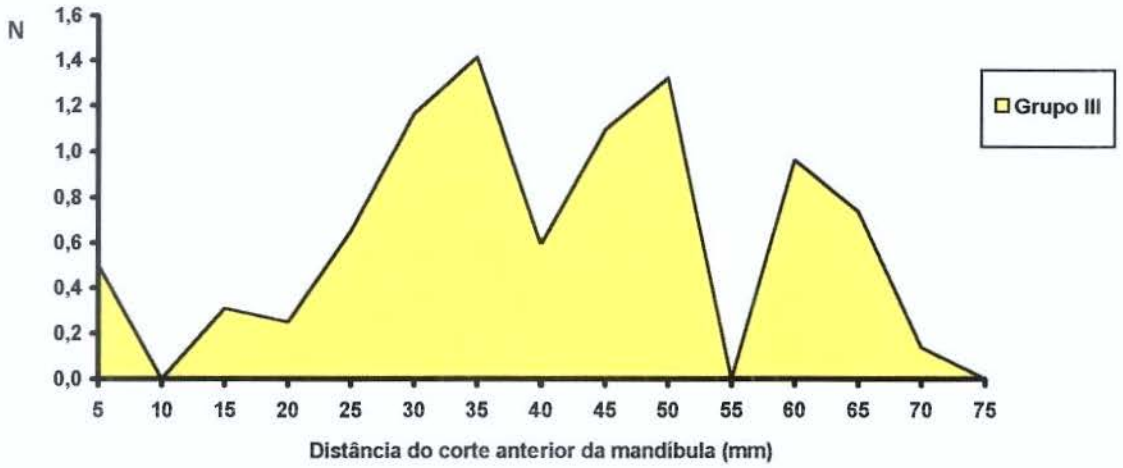

Gráfico 11- Valores obtidos a 15 mm da base da mandíbula

No gráfico 12 foram dispostos os valores dos 3 gráficos obtidos acima (gráfico 9, 10 e 11) para que a comparação entre os grupos fique mais evidente. Os desenhos obtidos pelos gráficos de cada grupo podem ser comparados entre si, pois a espessura das 3 réplicas nesta linha paralela a 15 mm da base era igual.

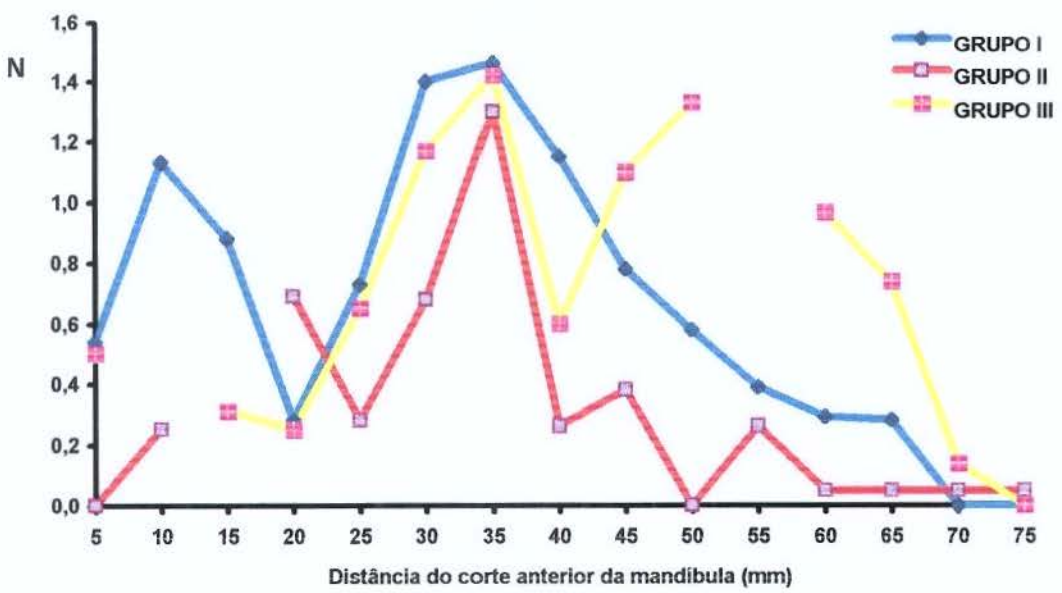

Gráfico 12 - Comparação das tensões obtidas entre os 3 grupos a 15 mm da base da mandíbula.

8 - DISCUSSÃO

8 - DISCUSSÃO

A preservação dos dentes naturais para suportar sobredentaduras tornou-se um procedimento amplamente utilizado durante os últimos 50 anos. Esta preocupação demonstra ser uma atitude de profissionais de visão abrangente no sentido da preservação da integridade do sistema estomatognático. Em se tratando das vantagens desta manutenção, inúmeras são descritas na literatura, assim como retenção da prótese, propriocepção e eficiência mastigatória (RISSIN et al.[26], 1978; THAYER & CAPUTO[29], 1979; THAYER & CAPUTO[31], 1980; LANGER & LANGER[15], 1991) quando comparados com outro tipo de resolução clínica, como por exemplo a confecção de próteses totais convencionais.

Deve-se considerar que este tipo de resolução protética apresenta duas estruturas de suporte distintas; o dente suporte, com resiliência em torno de 0,1 mm, e a mucosa oral com aproximadamente 1,3 mm. A inobservância deste fator pode levar a consequências desastrosas para o sistema estomatognático. Os dentes são fixados no interior dos alvéolos dentais pelas fibras do ligamento periodontal, sendo que 80% delas são do tipo oblíquas, principais responsáveis pelo suporte das cargas mastigatórias; por outro lado o rebordo residual não apresenta qualquer estrutura para suportar estas cargas, contudo ele é freqüentemente utilizado para tal fim. O que se observa clinicamente é que o rebordo residual, sob a base de próteses removíveis muco-dento-suportáveis, sofre constante e progressiva reabsorção. Esta reabsorção torna-se acentuada quando há excessiva concentração de cargas oclusais e estas não são distribuídas de maneira regular e homogênea por toda extensão do rebordo remanescente (CARDOSO et al.[6], 1988).

Pois segundo LAVELLE[16], em 1993 o inadequado entendimento da resposta biológica frente aos esforços mastigatórios no rebordo residual é um dos fatores determinantes do insucesso de uma prótese. Para se avaliar a distribuição dos esforços mastigatórios na mandíbula foi utilizado o método da fotoelasticidade, por tratar-se de um meio comprovadamente efetivo na mensuração de estruturas irregulares, como é o caso das estruturas dentais em questão (MAHLER & PEYTON[19], 1955; MC DOWELL[20], 1978).

Este tipo de análise, comprovadamente válido (MC DOWELL[20], 1978) consiste na duplicação de um objeto em resina fotoelástica, a exposição deste a um tipo de carga, e a análise fotográfica dos padrões de tensão desenvolvidos neste, através de filtros polarizadores especiais (GLICKMAN[8], 1970; RODRIGUEZ & ARRECHEA[27], 1973; RALPH &

CAPUTO[25], 1975; CAPUTO & STANDLEE[5], 1987). Todavia, para que o trabalho tenha validade no sentido comparativo com a realidade, a magnitude e a direção das forças aplicadas no modelo devem ser coincidentes com as forças aplicadas na mastigação, e também a forma do modelo deve imitar a realidade para que a distribuição de tensões siga a mesma trajetória (NOONAN[24], 1949).

Os resultados foram obtidos diretamente no polariscópio de transmissão, e em seguida foram comparados entre grupos. No gráfico 4, pode-se observar esta comparação, no grupo I, cuja mandíbula era desdentada total, ocorreu uma maior concentração de esforços na região posterior correspondente a posição do primeiro molar na arcada dental. Este fato é condizente com o que ocorre fisiologicamente no sistema estomatognático, onde a maior incidência de cargas se dá neste ponto; em função de sua posição estratégica na arcada dental, sua constituição estrutural e de seu posicionamento em relação ao músculo masséter (CAPUTO & STANDLEE[5], 1987, ABDU & GOMIDE[1], 1995). No grupo II, pode ser observado uma maior concentração de tensão na região apical do canino, correspondendo ao ponto marcado em 25 mm; e na região mais posterior observa-se uma menor concentração das tensões. Este padrão de distribuição dos esforços permite concluir que a orientação tomada pelo carregamento correspondeu ao sentido do longo eixo dos dentes, em concordância com KRATOCHVIL & CAPUTO[14], 1974; com isso menor intensidade de esforços foi transmitido ao rebordo residual.

Comparando os resultados numéricos obtidos nos grupos I e II pode-se supor uma melhora na absorção dos esforços mastigatórios distribuídos ao longo da réplica de mandíbula, quando mantêm-se os dentes como pilares de próteses do tipo sobredentaduras. Estas conclusões estão em concordância com os autores que defendem a preservação de pilares remanescentes por indicação de fatores mecânicos, principalmente CRUM & ROONEY[7] em 1978, CAPUTO & STANDLEE[5] em 1987 e KALK[13] em 1997. Além de RISSIN et al.[26], 1978 que afirmaram que as sobredentaduras causam menos trauma aos tecidos moles de suporte que contactam com a área basal da prótese.

Ainda no gráfico 4, observando o grupo III, nota-se uma maior concentração de tensões nos locais correspondentes ao ápice das raízes. Isto é condizente com as conclusões de GLICKMAN et al.[8], em 1970 onde afirmaram que a carga vinda dos esforços da mastigação seguem uma trajetória segundo o longo eixo dos dentes, independentemente da disposição destes nas arcadas dentais. Observando o padrão das franjas fotoelásticas dos dois dentes

pilares desta réplica de mandíbula, pode-se constatar a influência da base apical de sustentação na distribuição dos esforços mastigatórios, estando os resultados condizentes com o estudo realizado por CAMPOS JÚNIOR et al.[4], 1989.

No gráfico 8, observa-se que no grupo I houve uma distribuição de tensões por toda a extensão do rebordo residual remanescente, caracterizando grande concentração de esforços mastigatórios em toda a réplica. Isto evidencia que clinicamente uma prótese total apoiada sobre um rebordo desdentado tem grande potencial para reabsorção óssea (CARDOSO et al.[6], 1988). No grupo II um pico de concentração de tensões pode ser visualizado exatamente no ápice do canino, reforçando o conceito de que a manutenção de dentes como pilares de sobredentaduras preserva o rebordo residual da concentração irregular de esforços provenientes da mastigação. No grupo III observa-se uma maior incidência de tensões na região correspondente ao pilar molar, isto em função de sua forma radicular ser ligeiramente cônica, o que distribui as tensões não apenas seguindo seu longo eixo, mas também ao redor de todo o dente (CAMPOS JÚNIOR et al.[4], 1989).

No gráfico12 foram agrupados os valores correspondentes a linha paralela a 15 mm da base das réplicas, ou seja, são os valores mais próximos da superfície. Os três grupos apresentaram um comportamento similar na região dos pontos distantes 30 e 35 mm do corte anterior. O grupo I concentrou tensões de forma bem expressiva também na região anterior quando comparado com os outros grupos, o que evidencia um potencial para reabsorção óssea também nesta região. O grupo III apresentou alta intensidade de Ordem de Franja, principalmente na região situada entre os dois dentes pilares da réplica. Portanto, supõe-se que este tipo de disposição radicular unilateral, clinicamente contribui para um grande potencial de reabsorção óssea do rebordo. Estes resultados estão em concordância com o trabalho de RALPH & CAPUTO[25], em 1975, onde afirmaram que os modelos fotoelásticos testados unilateralmente apresentaram uma componente de torque, aumentando de sobremaneira a tensão interna das peças. Analisando-se a área do gráfico correspondente ao grupo II verifica-se que esta é a menor área, isto significa que menos tensões foram concentradas ao longo deste rebordo residual e que esta é a situação mais desejada clinicamente.

A análise comparativa dos gráficos 4, 8 e 12 somente pode ser feita neste sentido que foi estudada. Não se pode afirmar por exemplo, que quanto maior a intensidade da Ordem de Franja maior a tensão naquele ponto, pois esta intensidade é diretamente proporcional à espessura do material exatamente no ponto.

Dentre os 3 grupos estudados o que apresentou o melhor padrão de distribuição da simulação dos esforços mastigatórios foi indubitavelmente o grupo II, onde os dois dentes pilares encontravam-se dispostos bilateralmente na arcada dental. A maior concentração deu-se nos ápices dos caninos, preservando a área de rebordo desdentada. Donde é válido afirmar que a preservação de dentes como pilares de sobredentaduras em situações bilaterais é mais desejável do que em situações unilaterais. Estes resultados são condizentes com KALK[13], que em 1997 afirmou que a localização dos dentes pilares são condição fundamental no planejamento protético, sendo que para isso deve haver uma disposição simétrica dos dentes na arcada dental. Além de autores como BASKER et al[3], 1991 que também concordam com este princípio.

Todos os grupos testados apresentaram uma concentração de esforços expressiva na região basal posterior inferior, em ambos os lados das mandíbulas, coincidindo com a região dos primeiros molares.

Outro aspecto importante a ser discutido é o desenvolvimento de uma metodologia de trabalho, e da validade deste método experimental para análise de estruturas complexas como o caso estudado. Este trabalho abre campo para muitos trabalhos experimentais haja vista o grande número de publicações internacionais sobre o assunto. Este estudo torna-se comprovadamente útil no sentido de enfatizar a utilização de pilares sob próteses e de evidenciar a necessidade de pesquisas nesta área para vislumbrar uma odontologia mais ampla no verdadeiro sentido da palavra.

9 - CONCLUSÃO

9 - CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos, sob as condições deste experimento, e considerando-se os fatores biomecânicos da distribuição das cargas oclusais sobre os rebordos residuais, é válido concluir que:

1. Os três modelos fotoelásticos testados apresentaram diferentes padrões de distribuição de tensão.

2. A mandíbula do grupo I concentrou mais tensões na região de rebordo que os outros grupos.

3. A mandíbula do grupo II apresentou a melhor distribuição de tensões quando comparado com os outros grupos. Pois, além de concentrar a tensão no ápice dos dentes pilares, minimizou a concentração da mesma por toda a região desdentada da arcada.

4. No grupo III houve uma maior concentração dos esforços tanto nos ápices radiculares como na região intermediária desdentada.

10 - SUMMARY

10 - SUMMARY

The aim of this study was to verify the distribution of masticatory efforts on jaws under overdentures and complete denture. Three jaws of photoelastic material were made from double impression modelling technique of a edentulous human jaw. The molds were poured with photoelastic resin PLM-4 (Photolastic Inc., Raleigh, USA) in a fluid fase inside an oven by 105 °C, where after a long cure process the photoelastic models were obtained. A variation of roots disposition were made on jaws, separating them in three groups; group I, without roots, it was the control group; group II, bilateral disposition of roots in the dental arch corresponding of two canines; group III, one canine and a molar root disposed at the same hemi-arch, in a unilateral situation. Conventional complete denture and overdentures were made over these jaws and it ocluded to a acrilic cast fixed in a semi-adjustable articulator for the loading aplication (20 N). After the "stress freezing", the models were cutted off in its median line and analised on a transmission polariscope (Photolastic Inc., Raleigh, USA).

Thoughout the photoelastic franjes analysis in previous marqued points on the parts, it can be concluded: 1) All the photoelastic models (group I, II and III) showed different patterns of stress distribution. 2) Group I showed a great concentration of stress in all over the residual ridge. 3) Group II were the best in distribution of stress, when compared with the other groups. The high concentration of stress at the root apex, decreased its concentration for all edentulous region of the arch. 4) In group III a greater effort concentration was observed at the roots apex and also in the edentulous region.

KEY-WORDS: Photoelasticity,
Stress - Concentration,
Force.

11 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

11 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

01. ABDU, A.T., GOMIDE, H.A. Distribuição das tensões na mandíbula humana usando fotoelasticidade tridimensional. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA MECÂNICA, 13. São Paulo, 1995. São Paulo: s. L. p. 1995. (CD-ROM).

02. ASSIF, D., MARSHAK, B., HOROWITZ, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.75, n.3, p.285-91, Mar. 1996.

03. BASKER, R.M. et al. Sobredentaduras (overdentures) prática dentária geral. São Paulo: Editora Santos 1991. 84 p.

04. CAMPOS JÚNIOR, A. et al. A fotoelasticidade em odontologia. II - influência da base apical de sustentação. *Rvta Odont. Univ. S Paulo*, São Paulo, v.3, n.4, p.470-75, out./dez. 1989.

05. CAPUTO, A.A., STANDLEE, J.P. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence, 1987. 224p.

06. CARDOSO, A.C et al. Estudo da transmissão de forças às estruturas de suporte, em prótese parcial removível (p.p.r.) de extremidade livre. *Rvta Odont. Univ. S Paulo*, São Paulo, v.2, n.3, p.161-6, jul./set. 1988.

07. CRUM, R.J., ROONEY, G.E. Alveolar bone loss in overdenture : a five year study. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.40, n.6, p.610-613, Dec. 1978.

* De acordo com a NBR 6023 de agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviaturas dos Periódicos de conformidade com "Word List of Scientific Periodicals".

08. GLICKMAN, I. et al. Photoelastic analysis of internal stresses in periodontium created by occlusal forces. *J. Periodont.* Chicago, v.41, n.1, p.30-5, Jan. 1970.

09. GOMES, B.C., RENNER, R.P. Periodontal considerations of removable parcial overdenture. *Dent. clin. N. Am.* Philadelphia, v.34, n.4, p.653-668, Oct. 1990.

10. GOMIDE, H.A., CERNOSECK, J. Desenvolvimento de um material para fotoelasticidade tridimensional. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA MECÂNICA, 3, p.27-45, São Paulo, 1975. (CD-ROM) *Apud Op. cit. ref. 1.*

11. JACOBS, R., VAN STEENBERGHE, D. Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *Int. J. oral maxillofac. Implants,* Lombard, v.8, n.5, p.549-54, 1993.

12. KAIRES, A.K. A study of partial denture design and masticatory presures in a mandibular bilateral distal extension case. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.8, n.2, p.340-350, 1958.

13. KALK, W. O paciente pré-edêntulo. In: OWALL, B., KAYSER, A.F., CARLSSON, G.E. Prótese dentária: princípio e condutas estratégicas. São Paulo: Artes Médicas, 1997. Cap. 4. p. 49-64.

14. KRATOCHVIL, F.J., CAPUTO, A.A. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.32, n.1, p.52-61, July, 1974.

15. LANGER, Y., LANGER, A. Root-retained overdentures: part-I. Biomechanical and clinical aspects. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.66, n.6, p.784-89, Dec. 1991.

16. LAVELLE, C.L. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses. *Int. J. oral maxillofac. Implants,* Lombard, v.8, n.2, p.179-85, 1993.

17. LOPUCK, S., SMITH J., CAPUTO A.A. Photolastic comparison of posterior denture oclusions. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.40, n.1, p.18-22, July, 1978.

18. MAC GREGOR, A.R., MILLER, T.P.G., FARAH, J.W. Stress analysis of partial dentures. *J. Dent.* Oxford, v.6, n.2, p.125-32, June, 1978.

19. MAHLER, D.B., PEYTON F.A. Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures. *J. dent. Res.* Washington, v.34, n.6, p.831-838, Dec. 1955.

20. MC DOWELL, G.C. Force transmission by indirect retainers during unilateral loading. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.39, n.6, p.616-21, June, 1978.

21. MEHTA, N.R., et al. Photoelastic model for oclusal force analysis. *J. dent. Res.* Washington, v.54, n.6, p.1243, Nov/Dec. 1975.

22. MERICSKE-STERN, R. et al. In vivo measurements of maximal occlusal force and minimal pressure threshold on overdentures supported by implants or natural roots: a comparative study, part 1. *Int. J. Oral maxillofac. Implants,* Lombard, v.8, n.6, p.641-649, 1993.

23. MYERS, R.E., MITCHELL, D.L.A photoelastic study of stress induced by framework design in a maxillary resection. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.61, n.5, p.590-4, May, 1989.

24. NOONAN, M.A. Use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J. Dent. Child.* Chicago, v.16, p.24-8, 1949.

25. RALPH, J.P., CAPUTO, A.A. Analysis of stress patterns in the human mandible. *J. dent. Res.* Washington, v.54, n.4, p.814-21, July/Aug. 1975.

26. RISSIN, L., et al. Clinical comparison of masticatory performance and eletromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures, and natural teeth. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.39, n.5, p.508-511, May, 1978.

27. RODRIGUEZ, C.A., ARRECHEA, G. Periodontal distribution of oclusal forces. Photoelastic Study. *J. Periodont.* Chicago, v.44, n.8, p.485-8, Aug. 1973.

28. TALLGREN, A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.27, n.2, p.120-132, Feb. 1972. *Apud Op. cit. ref. 4.*

29. THAYER, H.H., CAPUTO, A.A. Effects of overdentures upon remaining oral structures. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.37, n.4, p.374-381, Apr. 1977.

30. _____., _____. Occlusal force transmission by overdenture attachments. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.41, n.3 , p.266-71, Mar. 1979.

31. _____., _____. Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.43, n.6, p.611-17, June, 1980.

32. WHITE, J.T. Abutment stress in overdenture. *J. prosth. Dent.* Saint Louis, v.40, n.1, p.13-17, July, 1978.