



Analysys of Different Forms Connectors of Estetic Fixed Dentures

Análise de Diferentes Formas de Conectores Para Próteses Fixas Sem Metal

INTRODUÇÃO

A evolução da odontologia tanto na ciência dos materiais como nas técnicas restauradoras é sempre acompanhada pelo estudo de princípios físicos e da interpretação de fenômenos mecânicos que ocorrem em função da inter-relação dos tratamentos realizados, das restaurações e próteses, com os componentes do sistema mastigatório, dentes, ligamentos, ossos, fibro-mucosas, músculos e articulações. Podemos observar tal fato desde o estudo das propriedades dos materiais dentários (PHILLIPS, 1982)¹⁶, evoluindo para a interpretação de princípios biomecânicos do sistema mastigatório (TYLMAN, 1949)²³ e posteriormente aplicação dos métodos de pesquisas científicas da Fotoelasticidade e dos Elementos Finitos, para estudo de estruturas anatômicas, restaurações dentais, próteses fixas, próteses removíveis, e atualmente implantes dentários como formas mais avançadas de opções reabilitadoras (NOONAM, 1949¹⁵; HUANG e LEDLEY, 1969⁵; FARAH, et al., 1973³; HOOD, et al., 1975)⁴.

Com o atual desenvolvimento da odontologia estética, novos materiais surgiram como alternativas às coroas ocas de porcelana e às coroas e Próteses Parciais Fixas metalo-cerâmicas, conciliando propriedades estéticas, menor desgaste de estrutura dental e alta resistência, podendo ser usados para confecções de Próteses Parciais Fixas de até três elementos (LACERDA, 1999)¹³. Porém a friabilidade de materiais cerâmicos seria justamente o ponto crítico de Próteses Parciais Fixas sem metal para região posterior frente à alta incidência de cargas mastigatórias, resultando em altas concentrações de tensões no interior da prótese, como consequência dos esforços de flexão originados.

Dentre os novos materiais estéticos destinados à confecção de próteses fixas sem metal a porcelana alumínica In-Ceram destacou-se em diversas pesquisas científicas por apresentar alta resistência mecânica, estando indicado para confecção de próteses unitárias, próteses fixas anteriores de três elementos e próteses fixas de três elementos para região posterior (ZYL, et al., 1995²⁵; CLAUS, 1990²; SEGUI, et al., 1995¹⁹; HÜLS, 1995⁶; WAGNER e CHU, 1996)²⁴.

A ausência de comprovações clínicas garantidas pelo uso dos novos materiais ao longo do tempo motiva diversos trabalhos de estudo e pesquisa na busca do conhecimento das reais propriedades e comportamento biomecânico de tais opções restauradoras frente à interação com o sistema mastigatório. Para tanto observamos a associação de princípios físicos, químicos e biológicos enunciados por outros autores consagrados como Skinner (PHILLIPS, 1982)¹⁶ e Tylman a métodos de pesquisa muito utilizados na odontologia recentemente, como a Fotoelasticidade e a Análise de Elementos Finitos (NOONAM, 1949¹⁵; HUANG e LEDLEY, 1969⁵; KELLY, et al. 1996)¹⁰.

Somando tais princípios que identificam a região de conectores das Próteses Parciais Fixas como áreas de maior fragilidade mecânica, por serem a região de menores proporções da viga, as conclusões de trabalhos com análise fotoelástica, realizados por KAMAL et al. (1970)⁸ em que observaram diferentes concentrações de tensões em Próteses Parciais Fixas com conectores de geometrias diferentes, de HOOD, J. A. A. et al. (1975)⁴ em que a variação da forma de pânticos com a criação de maior espaço na região de ameia interdental para possibilitar maior higienização, resultou

- **Marcelo Faria Souza Ávila**
Mestre em Odontopediatria pelo C.P.O. São Leopoldo Mandic/Campinas-SP
- **Carlos E. da Silveira Bueno**
- **Milton Edson Miranda**
- **Roberta Tarkany Basting Höfling**
- **Sandra Kalil Bussadori**
- **Artêmio Luiz Zanetti**
Professores Doutores do Programa de Mestrado pelo C.P.O. São Leopoldo Mandic/Campinas-SP

Os AA analisam o comportamento de tensões em conectores de próteses fixas, de (3 formas diferentes), com e sem metal

em redução de tensões acumuladas na área de conexão e menor deflexão da prótese, à metodologia utilizada por KAMPOSIORA et al. (1996)⁹ para análise de tensões na região de conectores de uma Prótese Parcial Fixa confeccionada puramente em material estético, desenvolvemos uma pesquisa, através do método dos Elementos Finitos bidimensional, que estudou o comportamento biomecânico de Próteses Parciais Fixas sem metal, observando as variações de tensões acumuladas em função de mudanças na forma dos conectores e comparando seus efeitos também em próteses metalo-cerâmicas.

MATERIAL E MÉTODOS

Para execução do trabalho foram utilizados um microcomputador pessoal com um processador Pentium 133 Mhz/48 Mb de memória, disco rígido C de 1.6 Gb e D de 2.1 Gb, monitor de 14", placa de vídeo 1Mb e uma impressora a jato de tinta marca Hewlett Packard modelo Deskjet 692 C,

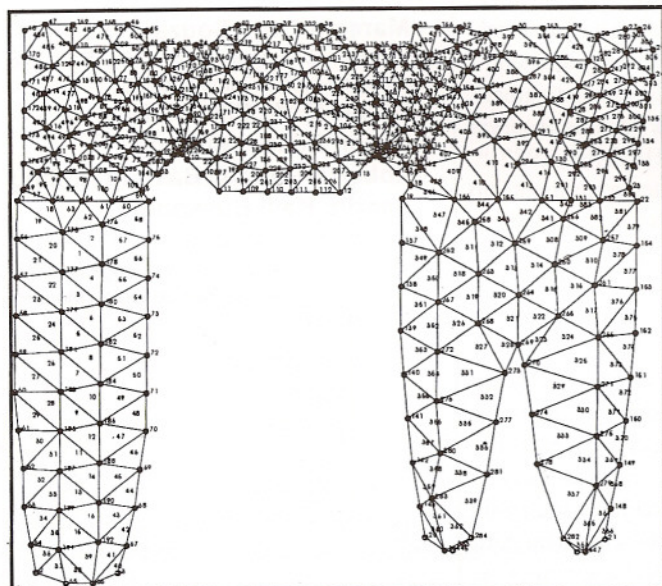


Fig. 1 - Modelos subestrutura M1 e E1 (conectores em forma de ângulo agudo).

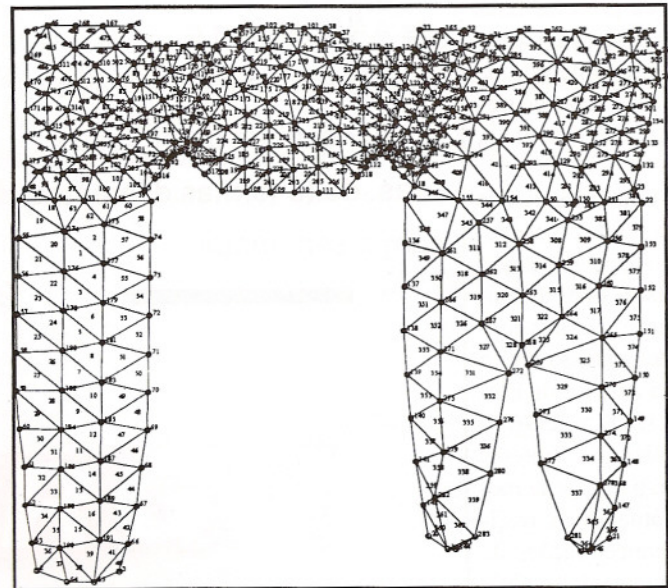


Fig. 2 - Modelos subestrutura M2 e E2 (conectores em forma de arco suave).

Quadro 1
Dimensão média, em milímetros, dos dentes utilizados para compor o modelo

	Comprimento Total	Altura da Coroa Cervico Oclusal	Dimensão Mésio-Distal da Coroa	Dimensão (M-D) do Colo	Comprimento da Raiz
1º Pré-Molar Inferior	22,3	7,9	6,9	4,8	14,5
2º Pré-Molar Inferior	—	8,0	7,15	4,8	—
1º Molar Inferior	21,0	7,7	11,2	8,5	13,3

Quadro 2
Propriedades dos materiais que compõem os modelos

MATERIAL	Módulo de Elasticidade (E) (Gpa)	Coefficiente de Poisson (U)
Dentina	18,6	0,31
In-Ceram	364,0	0,33
Níquel/Cromo	185,0	0,35

com recursos para impressão de fotos. Programas utilizados no decorrer do trabalho: Windows 98; Microsoft Word, Excel; Adobe Photoshop 4.0; CorelDraw 7.0; Photo-Paint 7; AutoCAD 14, sistema operacional Linux Red Hat 6.1, em que foi utilizado o programa de análise de Elementos Finitos - Felt e os seus aplicativos Velvet, Corduroy e o programa de visualização de Postscript Ghostview.

Os modelos foram desenvolvidos inicialmente em um aplicativo AutoCad R14 (Windows98), em que as características geométricas e anatômicas foram simuladas, as dimensões foram conferidas, e posteriormente, transportadas através de coordenadas cartesianas para o sistema operacional Linux e então inserido no aplicativo Corduroy do programa Felt. Definido o contorno das estruturas, utilizamos o aplicativo Velvet para obter os gráficos das deformadas, das tensões geradas e seus valores numéricos em cada elemento constituinte dos modelos sob aplicação de carga. O critério de von Mises foi introduzido na rotina dos elementos triangulares de tensão plana do Felt, através

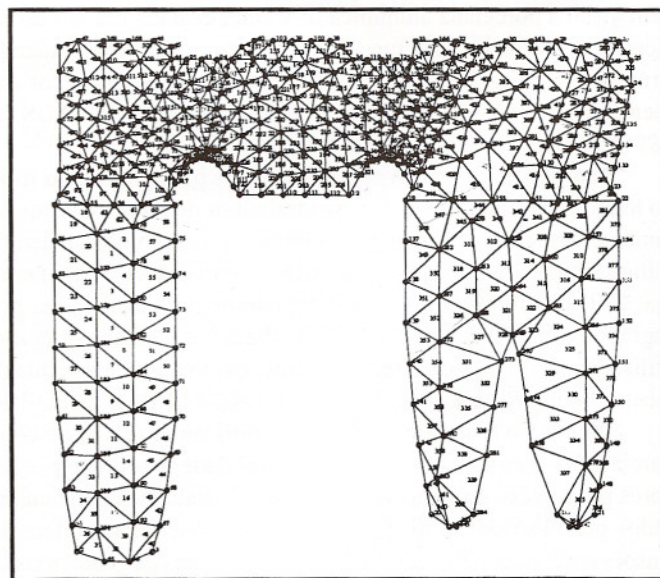


Fig. 3 - Modelos subestrutura M3 e E3 (conectores em forma de arco aberto).

do sistema operacional Linux, tornando os dados compatíveis com aqueles obtidos em trabalhos anteriores.

Os modelos bidimensionais utilizados na pesquisa simulavam a infra-estrutura de uma Prótese Parcial Fixa de três elementos de primeiro pré-molar inferior a primeiro molar inferior, as raízes dos dentes pilares e o elemento suspenso.

Foram seguidas as dimensões anatômicas médias de altura e largura dadas pelos autores BLACK (B) & MARSELLIER (M) citados por VELLINI & SERRA (1976)²³, para desenho dos dentes envolvidos na prótese.

Desenhou-se a infra-estrutura da Prótese Parcial Fixa considerando-se as dimensões aproximadas para confecção de uma Prótese Metal-Cerâmica preconizadas por SHILLINBUR/HOBO/WHITSETT (1983)²¹. Seguimos as dimensões médias de conectores com 4,0 mm usados por KAMPOSITORA et al. (1996)⁹.

Foram desenvolvidos modelos que simulassem a situação clínica estudada, considerando as raízes dos dentes pilares e a subestrutura de uma Prótese Parcial Fixa de três elementos, variando-se a forma geométrica dos conectores e o material em que foram confeccionadas as próteses. Os materiais adotados nos modelos foram e suas propriedades mecânicas (LACERDA, 1999¹³ e KAMPOSITORA, et al. 1996)⁹ estão expressos no Quadro 2.

Os modelos foram testados sob aplicação de uma carga concentrada localizada na região central da Prótese Parcial Fixa para a indução de máximo esforço de flexão. Aplicou-se um carregamento vertical igual a 100N na região correspondente à ponta da cúspide do elemento suspenso; este valor foi escolhido por ser considerado fisiológico (MEIJER, 1992¹⁴; ZYL et al., 1995²⁵; CHEN et al., 1999¹ e LACERDA, 1999)¹³.

MODELOS CONFECCIONADOS

Foram confeccionadas duas seqüências de modelos com variação da forma dos conectores. Cada seqüência continha um modelo de prótese fixa em Níquel/Cromo e um modelo de prótese fixa em In-Ceram. Todos os modelos apresentavam as seguintes características comuns:

- conector com 4mm de altura,
- modelos representativos de uma Prótese Parcial Fixa de três elementos, com geometria adaptada para simulação de contornos anatômicos, reproduzindo as raízes dos dentes pilares e a subestrutura de uma Prótese,
- 507 elementos triangulares,
- 316 nós ou pontos nodais,
- carga de 100N vertical aplicada no nó 39, ponto central do elemento suspenso esquemático,
- condições de contorno: pontos fixos = nós 2,3,20,21,65,66,144 a 147,282 a 284, correspondentes a base ou ápices das raízes.

Os modelos possuem a seguinte seqüência (Figuras 1, 2 e 3):

1ª Seqüência de Modelos: Subestrutura M1 e E1:

Conectores em forma de ângulo agudo.

Materiais: Dentina = Raízes,

Níquel/Cromo = Subestrutura da prótese M1,

In-Ceram = Subestrutura da prótese E1.

2ª Seqüência de Modelos: Subestrutura M2 e E2:

Conectores em forma de arco suave.

Materiais: Dentina = Raízes,

Níquel/Cromo = Subestrutura da prótese M2,

In-Ceram = Subestrutura da prótese E2.

3ª Seqüência Modelos Subestrutura M3 e E3:

Conectores em forma de arco aberto.

Materiais: Dentina = Raízes,

Níquel/Cromo = Subestrutura da prótese M3,

In-Ceram = Subestrutura da prótese E3.

RESULTADOS

Os resultados observados nos gráficos das tensões de von Mises (Figuras 4, 5, 6) demonstram grandes concentrações de tensões nas regiões de ponto de aplicação de carga e na região de conectores, (setas). As elevadas tensões observadas no ponto de aplicação da carga decorrem de uma modelagem simplificada. Não foi levado em consideração na confecção dos modelos, o fato de que a área de contato aumenta na medida em que a carga é aplicada, pois nosso interesse nesse trabalho não é o de modelar com precisão esta região da estrutura. Considerando que a uma certa distância do ponto de aplicação da carga, tudo se passa da mesma forma como se a aplicação da carga fosse modelada corretamente, o detalhe na região de aplicação da carga não influenciará nas tensões geradas nos conectores.

As maiores tensões observadas na região de conectores localizaram-se ao redor dos ângulos cervicais, formados pelas paredes proximais de retentores e pântico. Tal região foi determinada por sete elementos triangulares no conector mesial, e sete elementos triangulares no conector distal, em todos os modelos.

As variações de tensões máximas ocorridas nos elementos citados acima estão expressos nos quadros adiante.

Comparando os valores numéricos das tensões concentradas nos elementos situados na região de ângulos cervicais dos conectores, observamos que as tensões máximas ocorridas foram maiores para os modelos de Subestrutura Estética do que para os modelos de Subestrutura Metálica, ocorrendo o mesmo padrão de variação de tensões máximas em função da alteração de forma dos conectores, tanto para as Próteses parciais Fixas confeccionadas com subestrutura metálica como para as confeccionadas em In-Ceram.

Observando os valores numéricos das tensões máximas ocorridas, notamos que, aumentando o raio de curvatura dos conectores, as tensões máximas concentradas nesta região diminuíram. Esta variação das concentrações de tensões em função da forma dos conectores pode ser facilmente observada através dos gráficos expressos nos Quadros 1, 2 e 3.

DISCUSSÃO

Através da análise dos resultados obtidos, podemos observar nos gráficos em cores das tensões de von Mises, que em todos os modelos as maiores concentrações de tensões ocorreram sempre nas mesmas regiões das Próteses Parciais Fixas.

As máximas tensões se localizaram sempre na região de aplicação de carga, devido à própria reação à carga aplicada, e nas regiões de conectores, por serem na Prótese Parcial Fixa, a área de menor altura da viga, confirmando afirmações de

GRÁFICOS DAS TENSÕES DE VON MISES (REGIÕES DE CONCENTRAÇÃO ↑):

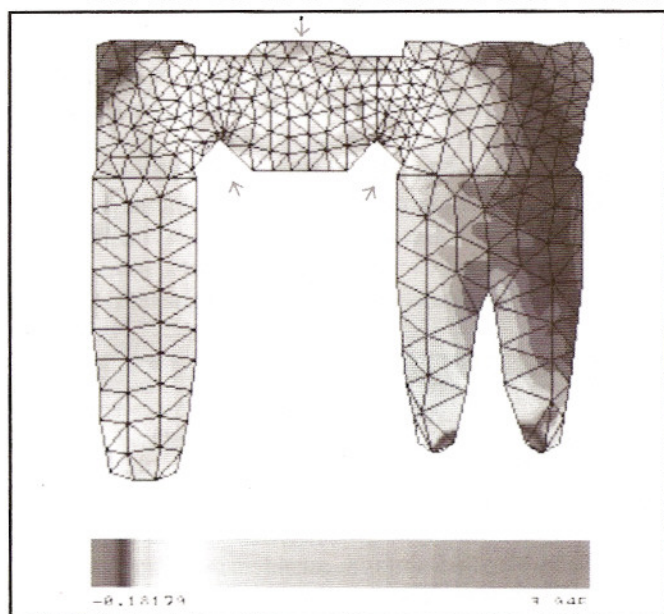


Fig.4 - Subestrutura M1 e E1.

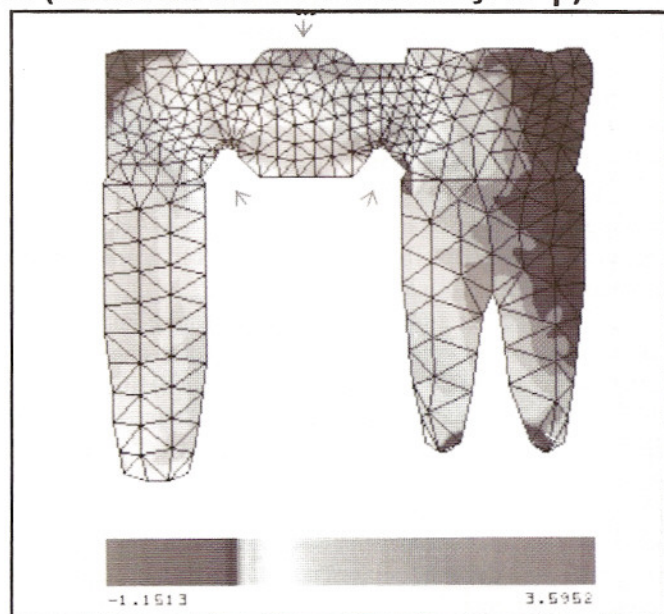


Fig.5 - Subestrutura M2 e E2.

TYLMAN (1949)²² KAMAL et al. (1970)⁸, e KAMPOSIORA, et al. (1996)⁹.

Em todos os modelos estudados, a variação de forma dos conectores confeccionados na subestrutura das próteses analisadas, variando o raio de curvatura do ângulo cervical formado pelas paredes proximais de retentores e pântico, provocou alterações nos valores das tensões máximas ocorridas naquelas regiões, confirmando conclusões do trabalho de KAMAL et al. (1970)⁸ em que analisaram, através do método fotoelástico, os efeitos da variação da forma de conectores de uma Prótese Parcial Fixa, em "V" e em "U", na concentração de tensões, observando que com ângulo mais suave menores eram as tensões.

Observamos que tanto nas subestrutura de Próteses Parciais Fixas metalo-cerâmicas como nas confeccionadas sem metal (In-Ceram), quanto maior o raio de curvatura dos conectores, menores as tensões máximas ocorridas.

Em todos os modelos estudados, as Próteses Parciais Fixas confeccionadas em In-Ceram, demonstraram maiores valores numéricos de tensões concentradas nas regiões de conectores, do que nas suas correspondentes confeccionadas com subestrutura em liga de Níquel/Cromo, fato que vem justificar as preocupações com o prognóstico de Próteses Parciais Fixas sem metal para dentes posteriores e ressaltar a necessidade de pesquisas laboratoriais e clínicas para investigação das características físicas e mecânicas dos novos materiais utilizados para estes tipos de tratamentos, como observado nos trabalhos de PRÖBSTER (1993)¹⁸; KERN (1994)¹¹ SEGUI & ROSENSTIEL (1995)¹⁹; PRÖBSTER (1996)¹⁷; WAGNER & CHU (1996)²⁴ SEOW (1999)²⁰ JUNG (1999)⁷ e KOUTAYAS (2000)¹².

A diminuição das tensões máximas acumuladas nos conectores, em função do aumento de seu raio de curvatura, se repetiu nas séries de modelos Subestrutura Metálica em Níquel/Cromo e Subestrutura Estética em In-Ceram, demonstrando que tanto em uma Prótese Parcial Fixa com metal ou em In-Ceram, o formato geométrico do conector pode contribuir para uma maior dissipação de tensões e um aumento da vida útil da prótese, chamando atenção do clínico para a importância do

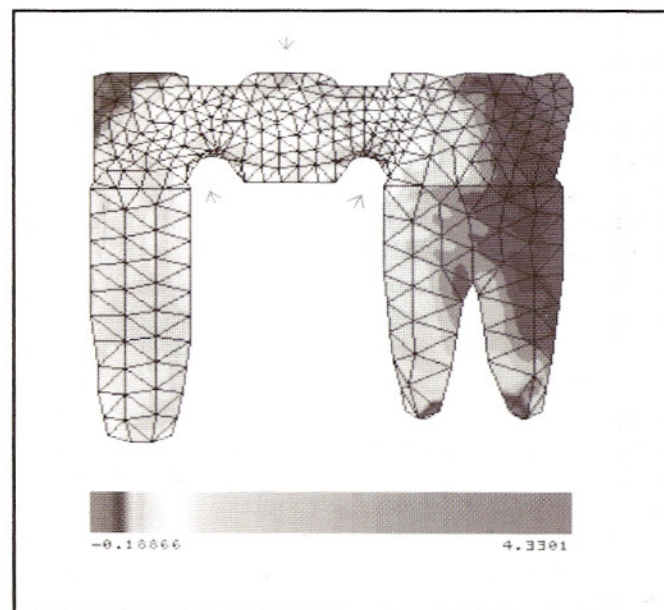


Fig.6 - Subestrutura M3 e E3.

detalhamento de forma da subestrutura da Prótese Parcial Fixa, especialmente na região de conectores, como forma de obter melhores propriedades mecânicas sem comprometimento estético, conservando a anatomia correta no material de recobrimento.

Tal relação entre forma e concentração de tensões observada neste estudo através de modelos bidimensionais de Elementos Finitos apesar de suas limitações, fato persistente em qualquer estudo in vitro, possibilitou razoável contribuição para a interpretação e a confirmação de fenômenos físico/mecânicos relatados por TYLMAN (1949)²², servindo ainda para alertar o clínico quanto a aprimoramentos de técnica para desenho e confecção de Próteses Parciais Fixas com melhores propriedades mecânicas, aplicáveis em opções convencionais como metalo-cerâmicas, ou em inovações tecnológicas como Próteses Parciais Fixas sem metal, em In-Ceram.

Quadro 1
Representação gráfica das variações de tensões máximas nos conectores da sequência de modelos subestrutura.

ANÁLISE NUMÉRICA DAS TENSÕES DE VON MISES N/m ²									
SUBESTRUTURA M1			SUBESTRUTURA M2			SUBESTRUTURA M3			
CONECTOR MESIAL			CONECTOR MESIAL			CONECTOR MESIAL			
ELEMENTOS	TEN		ELEMENTOS	TEN		ELEMENTOS	TEN		
108	0,75		108	0,81		108	1,17		
109	0,82		109	0,83		109	0,92		
130	2,2		130	1,75		130	1,59		
131	0,88		131	0,93		131	1		
167	2,44		167	2,33		167	2,12		
168	0,75		168	0,83		168	0,76		
225	1,03		225	1,88		225	2,02		
CONECTOR DISTAL			CONECTOR DISTAL			CONECTOR DISTAL			
ELEMENTOS	TEN		ELEMENTOS	TEN		ELEMENTOS	TEN		
210	2,06		210	2,21		210	2,44		
245	0,98		245	1,11		245	1,1		
244	2,94		244	2,47		244	2,34		
260	1,27		260	1,18		260	1,17		
261	2,59		261	2,02		261	1,94		
454	0,96		454	0,87		454	1,03		
455	1,4		455	1,18		455	1,45		

Quadro 2
Análise das tensões de von Mises - Modelos com subestrutura estética em In-Ceram.

ANÁLISE NUMÉRICA DAS TENSÕES DE VON MISES N/m ²									
SUBESTRUTURA E1			SUBESTRUTURA E2			SUBESTRUTURA E3			
CONECTOR MESIAL			CONECTOR MESIAL			CONECTOR MESIAL			
ELEMENTOS	TEN		ELEMENTOS	TEN		ELEMENTOS	TEN		
108	0,92		108	1,06		108	1,46		
109	0,91		109	0,95		109	1,04		
130	2,56		130	2,12		130	2		
131	0,96		131	1,02		131	1,08		
167	2,83		167	2,69		167	2,45		
168	0,85		168	0,95		168	0,92		
225	1,86		225	2,12		225	2,31		
CONECTOR DISTAL			CONECTOR DISTAL			CONECTOR DISTAL			
ELEMENTOS	TEN		ELEMENTOS	TEN		ELEMENTOS	TEN		
210	2,37		210	2,51		210	2,81		
245	1,11		245	1,26		245	1,25		
244	3,3		244	2,87		244	2,73		
260	1,42		260	1,34		260	1,35		
261	3,05		261	2,42		261	2,32		
454	1,09		454	1,01		454	1,22		
455	1,71		455	1,49		455	1,66		

CONCLUSÃO

Dentro das condições do estudo realizado, pudemos concluir que:

1. Próteses Parciais Fixas confeccionadas com subestrutura em In-Ceram e recobrimento em Porcelana Vitadur apresentaram concentrações de tensões em região de conectores mais altas do que Próteses Parciais Fixas metalo-cerâmicas confeccionadas com subestrutura em Níquel/Cromo e recobrimento em Porcelana Feldspática;

2. Variações na forma dos conectores, aumentando o raio do ângulo cervical do conector, diminuem as tensões concentradas nesta região, podendo contribuir para o aumento da vida útil da Prótese Parcial Fixa;

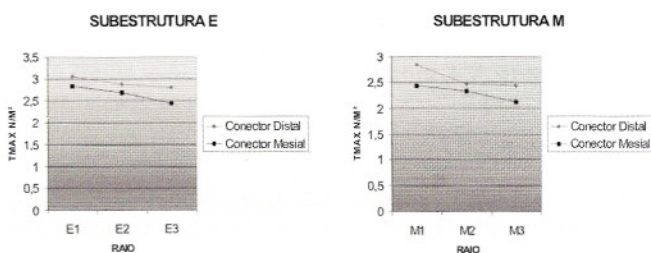
3. Aplicando os resultados obtidos ao planejamento e à confecção de uma Prótese Parcial Fixa metalo-cerâmica ou em In-Ceram, podemos sugerir que a confecção de uma subestrutura com conectores em forma de arco aberto acumularia menos tensões em suas regiões de fragilidade diminuindo a probabilidade de fraturas;

4. Relacionando os resultados obtidos ao uso de novos materiais estéticos para confecção de Próteses Parciais Fixas, a resistência à fratura de uma prótese sem metal poderia ser aumentada no desenho de sua subestrutura, indicando-se conectores com formato que favorecesse a dissipação de tensões, diminuindo os valores das tensões máximas concentradas em regiões de fragilidade da prótese.

RESUMO

Utilizando modelos de Próteses Parciais Fixas de três elementos confeccionados em metal e em In-Ceram, através do método bidimensional dos Elementos Finitos, analisou-se o comportamento das tensões de von Mises em conectores com três formas diferentes. Observou-se que quanto maior o raio de curvatura formado entre as faces proximais de pântico e retentores na região de conectores, menores as tensões máximas ocorridas com carregamento vertical. Em todas as seqüências de modelos, as Próteses Parciais Fixas confeccionadas em In-Ceram demonstraram maiores concentrações de tensões. Os resultados da pesquisa confirmam vários estudos biomecânicos realizados dentro da odontologia através do método dos Ele-

Quadro 3
Representação gráfica das variações de tensões máximas nos conectores da sequência de modelos subestrutura E.



mentos Finitos e também de Fotoelasticidade, que demonstram a relação entre variações de forma e concentrações de tensões, sugerindo possíveis alternativas técnicas para o aumento da vida útil de Próteses Parciais Fixas, podendo ser aplicadas para melhorar das propriedades mecânicas de Próteses Parciais Fixas sem metal.

SUMMARY

Through the use of Fixed Partial dentures of three elements built of metal and of In-Ceram, and by adopting the bi-dimensional method of Finite Elements, the behavior of von Mises Stresses was studied in connectors that had three different forms. It was verified that the wider of the curvature that is formed between the pontical proximal faces and retention elements in the region of the connectors the smaller the maximum tensions are. In all model sequences the fixed partial dentures made of In-Ceram showed to hold the greatest concentration of stress. The results of the study confirm several bio-mechanical studies carried out in dentistry through the use the of Finite Element method and also that of Photoelasticity that demonstrated the relation in variation of shape and stress, suggesting possible alternative techniques that would increase the life span of fixed partial dentures. These techniques could also be applied in the improvement of the mechanical properties of metal free fixed partial dentures have.



REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

1. CHEN, J.; ESTERLE, M.; ROBERTS, E. Mechanical response to functional loading around the threads of endosseous implants utilized

for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v. 14, n. 2, p. 282-289, 1999.

2. CLAUS, I. H. Vita In-Ceram, um novo procedimento para a fabricação de armazones oxido-cerâmicos para coronas e puentes. *Quintessence Dent. Technol.*, Lombard, v. 1, n. 1, p. 21-32, 1990.

3. FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; SIKARSKIE, D. L. Photoelastic and finite element stresses analysis of a restored axisymmetric first molar. *J. Biomech.*, Elmsford, v. 6, n. 5, p. 511-520, Sept. 1973.

4. HOOD, J. A.; FARAH, J. W.; CRAIG, R. G. Stress and deflection of three different pontic designs. *J. Prosth. Dent.*, Chicago, v. 33, p. 54, 1975.

5. HUANG, H. K.; LEDLEY, R. S. Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 48, n. 1, p. 32-37, Jan.-Fev. 1969.

6. HÜLS, A. Prótese cerâmica sin metal en In-Ceram: 6 años de trabajos clínicos prácticos. Alemanha: Gotinga, 1995. (Compêndio)

7. JUNG, Y. G. et al Contact damage resistance and strength degradation of glass-infiltrated alumina and spinel ceramics. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 77, n. 3, p. 804-814, March, 1999.

8. KAMAL, M. E. E.; CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Experimental stress analysis of dental restorations. * Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v. 23, n. 13, p. 177-186, 1970.

9. KAMPOSITORA, P. et al. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int.*, Berlin, v. 27, n. 10, p. 701-706, 1996.

10. KELLY, J. R.; NASHIMURA, I.; CAMPBELL, S. T. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J. Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v. 75, n. 1, p. 18-32, Jan. 1996.

11. KERN, M.; FECHTIG, T.; STRUB, J. R. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v. 71, n. 3, p. 251-256, Mar. 1994.

12. KOUTAYAS, S. O. et al. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: An in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J. Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v. 83, n. 5, p. 540-547, May, 2000.

13. LACERDA, T. S. P. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal. São Paulo, 1999. 150 f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia Universidade de São Paulo.

14. MEIJER, H. J. A.; STARMANS, F. J. M.; STEEN, W. H. A. BOSMAN, F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in edentulous human mandible. *Arch. Oral Biol.*, Oxford, v. 38, n. 6, p. 491-496, June 1993.

15. NOONAN, M. A. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *ASCD J. Dent. Child.*, Chicago, v. 16, n. 4, p. 24-28, 1949.

16. PHILLIPS, R. W.: Skinner's science of dental materials. 8. ed. Philadelphia, Saunders C.o., 1982.

17. PRÖBSTER, L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 23, p. 147-151, Mar. 1996. (Supplement).

18. PRÖBSTER, L. Survival rate of In-Ceram restorations. *Int. J. Prosthodont.*, Lombard, v. 6, p. 259-63, May/Jun., 1993. (Supplement.)

19. SEGHI, R. R.; DENRY, I. L.; ROSENSTIAL, S. F. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, Chicago, v. 74, n. 8, p. 145-150, Aug. 1995.

20. SEOW, L. L.; WICKENS, J. L. Comparison of the flexural strengths of IPS-Empress and In-Ceram. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 78, n. 2856, p. 462, 1999. (IADR Abstracts)

21. SHILLINGBURG, H. T. J.; HOBBS, D. D. S. S.; WHITSETT, L. D. Fundamentos de prótese fixa. São Paulo: Santos/Quintessence, 1983.

22. TYLMAN, S. D.: Protesis de coronas y puentes. 2. ed. México: UTEHA, 1949.

23. VELLINI, F. F.; SERRA, O. D. Anatomia dental. 2. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1976, 318 p.

24. WAGNER, W. C.; CHU, T. M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v. 76, n. 2, p. 140-144, 1996.

25. ZYL, P. P. et al. Tree-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int. Oral J. Maxillofac. Implants*, v. 10, n. 1, p. 51-57, Jan.-Fev. 1995.

COMO ANUNCIAR NA RGO

A revista RGO possibilita várias alternativas publicitárias para quem deseja se comunicar com os assinantes e participantes dos seus cursos, como também utilizar seu conteúdo para distribuição.



ESPAÇOS PUBLICITÁRIOS

Sua chance para alcançar dentistas com poder diferenciado de consumo e opinião

REPRINTS DOS ARTIGOS

Reimpressão de matérias ou artigos específicos, com possibilidade de anexar anúncios.

LOTES DE ASSINATURAS

Adquira assinaturas com preços diferenciados para distribuir para seus colegas, indicadores, clientes...

CURSOS PROMOCIONAIS

Desenvolvemos os mais diversos cursos: pessoal, de terceiros, no exterior...

CONTEÚDO PARA USO

A RGO pode fornecer o conteúdo editorial que necessita para sites, jornais, malas-diretas e outras publicações.

PARA ANUNCIAR:



FONE: (51) 32-48-57-55



FAX: (51) 32-48-32-48



CELULAR: (51) 99-13-95-96



E-MAIL: rgo@rgo.com.br