

## ANÁLISE BIDIMENSIONAL COMPARATIVA DAS TENSÕES EM UMA PRÓTESE PARCIAL FIXA NO PLANO VERTICAL

Claudia M. Mattos<sup>a</sup>, Ítalo G. Dutra<sup>b</sup>, Estevam B. Las Casas<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Aluna do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGMEC), Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 30161-970, Belo Horizonte, Brazil, [cmamattos@terra.com.br](mailto:cmamattos@terra.com.br), [http://www.demec.ufmg.br/port/p\\_grad/](http://www.demec.ufmg.br/port/p_grad/)

<sup>b</sup> Aluno do Curso de Graduação em Engenharia Civil, Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 30161-970, Belo Horizonte, Brazil, [italo@dees.ufmg.br](mailto:italo@dees.ufmg.br), <http://www.eng.ufmg.br/grad.php>

<sup>c</sup> Professor do PPGMEC e do Curso de Graduação em Engenharia de Estruturas, Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antônio Carlos, 6627, CEP 30161-970, Belo Horizonte, Brazil, [estevam@dees.ufmg.br](mailto:estevam@dees.ufmg.br), [http://www.demec.ufmg.br/port/p\\_grad/](http://www.demec.ufmg.br/port/p_grad/)

**Palavras Chave:** Dente Suporte, Prótese Parcial Fixa.

**Resumo.** A prótese parcial fixa repõe dentes ausentes através de um dente artificial (pôntico) suspenso em coroas (retentores) fixadas nos dentes pilares, como uma viga. A carga é transmitida aos pilares através do pôntico, conectores e retentores. Teoricamente, o ligamento periodontal dos dentes pilares é capaz de suportar um dente ausente de igual superfície radicular, ou o dobro da carga dirigida a ele, normas que contra-indicam próteses fixas para substituir três ou mais dentes posteriores. Este estudo teve como objetivo verificar a validade destes conceitos, investigando o comportamento biomecânico de uma prótese fixa posterior extensa. Uma análise numérica de um modelo simplificado representando uma prótese parcial fixa de 5 elementos foi realizada através do software INSANE (*Interactive Structural Analysis Environment*). O modelo buscou captar os aspectos básicos requeridos para aproximar a distribuição dos esforços nos diferentes elementos da estrutura. Uma carga de 0,14 kN foi aplicada, uniformemente distribuída sobre a superfície dos dentes da prótese. Os resultados da análise pelo método dos elementos finitos foram utilizados para o cálculo dos esforços internos na estrutura da prótese e no ligamento periodontal dos dentes pilares. As reações verticais nos dentes suporte foram de 0,370 e 0,331 kN, para o canino e o molar respectivamente. Considerando as reações obtidas, calculou-se uma tensão de 1,36 MPa no ligamento periodontal do canino e de 0,77 MPa no molar, ambas ultrapassando a tensão limite destes dentes. A tensão de flexão máxima (68,83MPa) encontrada no molar foi atribuída à maior rigidez deste dente. De acordo com os resultados, concluiu-se que a prótese analisada é contra-indicada, por contrariar as normas de planejamento da próteses fixas, apresentando uma tensão 32% maior que a tensão tida como limite para o canino e 18% maior que a tensão limite para o segundo molar.

## 1 INTRODUÇÃO

Apesar dos grandes avanços alcançados com as próteses sobre implantes, a prótese parcial fixa (PPF) é ainda uma boa solução para repor dentes ausentes (Jokstad, 2010). Seu desenho básico consiste em restaurações, normalmente coroas, fixadas em dois dentes na extremidade do espaço edêntulo, que funcionam como pilares, colunas que sustentam o dente artificial repostado (pôntico), o qual corresponde a uma estrutura suspensa, ou viga (Mezzomo and Mezzomo, 2006). Em uma prótese parcial fixa, as forças que normalmente seriam dirigidas ao dente ausente, são transmitidas aos dentes-suporte (pilares) através do pôntico, conectores e retentores (Shillingburg et al., 1997)(Fig. 01). Por esta razão, os dentes-suporte têm um papel importante no sucesso das próteses parciais fixas, pois têm que suportar as forças mastigatórias normalmente dirigidas a eles próprios, e também aquelas dirigidas aos dentes ausentes.

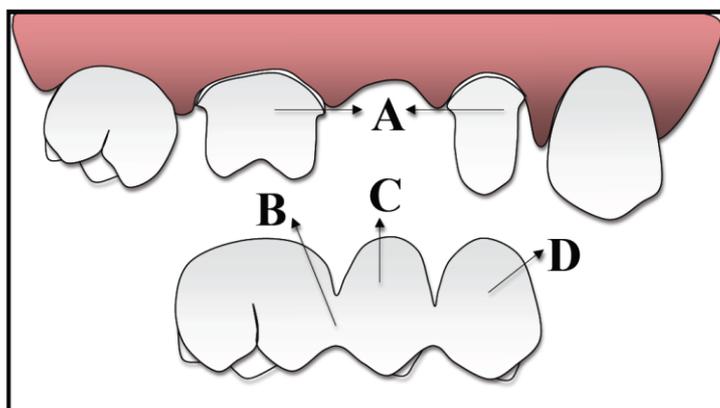


Figura 01: A prótese fixa e seus componentes: pilares (A), conectores (B), pônticos (C) e retentores (D)

Alguns fatores devem ser considerados no planejamento da prótese: extensão do espaço protético, tipo de oclusão do paciente e a condição anatômica dos possíveis dentes pilares (proporção coroa-raiz, configuração da raiz e área da superfície periodontal) (Yang et al., 1999). O sucesso também depende a quantidade de osso presente e da saúde periodontal dos dentes-suporte (Rajkiran, 2005).

Ao planejar o número de pilares para uma PPF, normalmente, considera-se que o ligamento periodontal dos dentes pilares é capaz de suportar um dente ausente de igual superfície radicular (Shillingburg et al., 1997). Se a área das raízes dos dentes que vão ser substituídos por pônticos é maior que a dos pilares, teoricamente, cria-se uma situação de risco. Esta norma, conhecida como "lei de Ante" (Ante, 1926), vem sendo adotada como um modelo de conceito terapêutico para reconstruções com próteses fixas por décadas, até os dias atuais (Lulic et al., 2007). Seguindo o mesmo raciocínio da lei de Ante, Tylman (Tylman, 1970) relata que cada dente é capaz de receber o dobro da carga a ele direcionada, ou seja, cada pilar pode suportar apenas

um pêntico. Sendo assim, próteses fixas para substituir três ou mais dentes posteriores são contra-indicadas, pois sobrecarregam os ligamentos periodontais dos dentes-suporte. Além disso, têm o inconveniente de serem menos rígidas que as de vãos menores. Entretanto, [Shillingburg et al. \(1997\)](#) afirmam que na arcada superior, se todas as outras condições forem ideais, podem-se realizar pontes de canino a segundo molar ([Fig. 02](#)), lembrando que próteses extensas geralmente demandam maior habilidade do dentista, maior resistência dos retentores, dos pilares e de seu suporte periodontal.

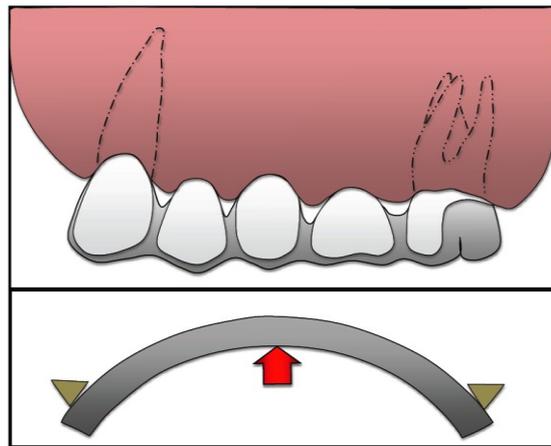


Figura 02: O comportamento das próteses fixas extensas durante a função.

Apesar do reconhecido sucesso dos tratamentos com implantes nos casos de perdas múltiplas ([Jemt and Johansson, 2006](#)), sua fixação requer um tratamento cirúrgico e, além do risco inerente, alguns requisitos são necessários, como boa saúde geral, espessura óssea adequada e tempo demandado para osseointegração. Por esta razão, para alguns pacientes, a prótese fixa pode ser o tratamento mais apropriado.

Inúmeros estudos clínicos têm sido realizados no sentido de avaliar o comportamento e a longevidade das próteses parciais fixas ([Yamashita et al., 1997](#); [Bragger et al., 2001](#); [Walton, 2002](#); [Pjetursson et al., 2004](#); [Eliasson et al., 2007](#); [Pjetursson et al., 2007](#); [Sailer et al., 2007](#); [Jokstad, 2010](#)), constatando o sucesso de seu desempenho a longo prazo. Seu comportamento biomecânico também tem sido analisado numericamente através do método dos elementos finitos (MEF) ([Farah et al., 1989](#); [Yang et al., 1999](#); [Motta et al., 2007](#); [Naveau et al., 2009](#); [Poiate et al., 2009](#)). Este método vem se revelando uma excelente ferramenta para a análise da distribuição de tensões entre os dentes e suas estruturas de suporte. Entretanto, programas com recursos sofisticados de análise tridimensional e visualização gráfica dos resultados exigem modelagens e soluções complexas que, embora extremamente úteis, algumas vezes são desnecessárias quando se deseja observar fenômenos mais simples.

O programa INSANE (*Interactive Structural Analysis Environment*) é um sistema computacional para modelos discretos, de análise estrutural bidimensional por meio do MEF, desenvolvido pelo Departamento de Engenharia de Estruturas da Universidade Federal de Minas Gerais - Brasil.

Devido a sua modelagem simplificada, o INSANE parece ser o programa ideal quando se quer observar o comportamento biomecânico de sistemas estruturais simples como próteses fixas sobre dentes e implantes, apresentando um processamento muito rápido (aproximadamente 1 seg.) e fornecendo valores numéricos e diagramas das reações de apoio, dos esforços internos (normal, cortante e momento fletor) e da configuração deformada do modelo (Fonseca et al., 2006). Para tal é necessário um modelo que capture o essencial do comportamento da estrutura, incorporando os fatores mais importantes que o influenciam.

As normas biomecânicas que regem o planejamento das próteses fixas são conceitos clássicos, que datam das décadas de 60, 70 ou menos (Ante, 1926; Tylman, 1950; Smyd, 1952; Tylman, 1970). Com o objetivo de verificar a validade destes conceitos, este estudo realizou uma análise numérica de um modelo representativo de uma prótese parcial fixa extensa de 5 elementos através do software INSANE. Os resultados da análise pelo MEF foram utilizados para o cálculo dos esforços internos na estrutura da prótese e no ligamento periodontal dos dentes pilares, de forma a investigar o comportamento biomecânico das próteses fixas posteriores extensas, confrontando-os com as normas tradicionais.

## 2 METODOLOGIA

O software INSANE, versão 1.1, disponível em português e inglês (<http://www.dees.ufmg.br/insane>), foi utilizado para modelagem, processamento e visualização dos resultados.

Conhecendo-se os prováveis deslocamentos, as propriedades das estruturas dentais e periodontais e dos materiais utilizados, bem como a magnitude e a direção das forças mastigatórias, foi construído um modelo geométrico, simulando uma prótese fixa extensa sem pilar intermediário, repondo os dois premolares e o primeiro molar superior. O segundo molar e o canino foi utilizados como pilares.

A prótese foi representada pelo modelo geométrico de uma viga contínua, discretizada em 10 elementos, onde cada par de elementos representa um dente, e o eixo de cada dente está localizado nos nós de numeração par (Fig. 03). Desta forma tem-se:

- Ponto 2: Canino (0,8 cm – 2 segmentos de 0,4cm cada)
- Pontos 4 e 6: Pré-molares (0,7cm – 2 segmentos de 0,35cm cada)
- Ponto 8: Primeiro Molar (1,0 cm – 2 segmentos de 0,5cm cada)
- Ponto 10: Segundo Molar (0,9cm – 2 segmentos de 0,45cm cada)

A viga foi modelada com seção transversal quadrada (0,5x0,5cm), com área de 0,25 cm<sup>2</sup>. Foi calculado um momento de inércia à flexão  $I_z$  de  $5,208 \times 10^{-3} \text{cm}^4$ .

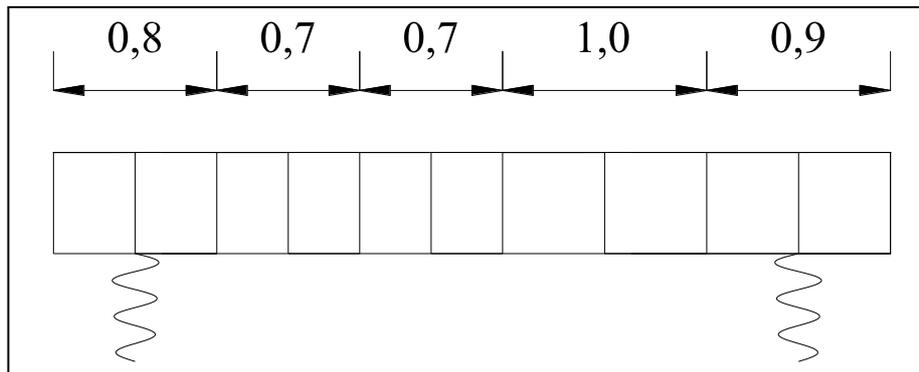


Figura 03 – Esquema apresentando as dimensões dos elementos e a localização dos apoios elásticos.

O modelo bidimensional foi confeccionado somente no plano vertical, composto pelas coordenadas cartesianas XY, simulando uma vista vestibular da prótese. Da mesma forma, a força mastigatória foi também simulada somente no plano vertical ( $F_y$ ), e distribuída por todo o comprimento da prótese (retentores e pânticos). Embora as forças mastigatórias atuem em todas as direções, este foi um modelo simplificado, para analisar o comportamento da prótese somente no plano vertical.

Uma carga de 0,14kN foi aplicada a cada dente (Cimini Jr et al., 2000), considerando a posição na prótese. Considerando a largura méso-distal de cada dente (Wheeler, 1969), tem-se uma carga uniformemente distribuída equivalente a 0,175 kN/cm para o canino, 0,200kN/cm para os pré-molares, 0,140kN/cm para o primeiro molar e 0,156 kN/cm para o segundo molar (Fig. 04).

Como a prótese está fixa nos dentes canino (ponto 2) e segundo molar (ponto 10), situados nas extremidades, neles foram considerados os apoios. A utilização de apoios elásticos nestes dentes foi realizada com o objetivo de reproduzir, de maneira aproximada, a resistência ao deslocamento na vertical dos dentes, simulando a função das fibras no ligamento periodontal neste plano. Os valores de constante de mola ( $K$ ) para cada um dos dentes pilares foram calculados como  $K=E.A/L$ , sendo ( $E$ ) o módulo de elasticidade do ligamento periodontal ( $6,9 \text{ kN/cm}^2$ ) (Ko et al., 1992), ( $A$ ) a área da raiz do dente pilar (canino= $2,73\text{cm}^2$  e molar= $4,31\text{cm}^2$ ) (Jepsen, 1963) e  $L$  a espessura do ligamento periodontal ( $0,03\text{cm}$ ) (Jeon et al., 2001; Rees, 2001). Os valores de constante de mola obtidos foram  $K_2 = 627,90\text{kN/cm}$  e  $K_{10} = 991,30\text{kN/cm}$ . Nestes apoios, realizou-se também a restrição à rotação em torno do eixo "z" fazendo com que os dentes apresentassem rigidez à rotação.

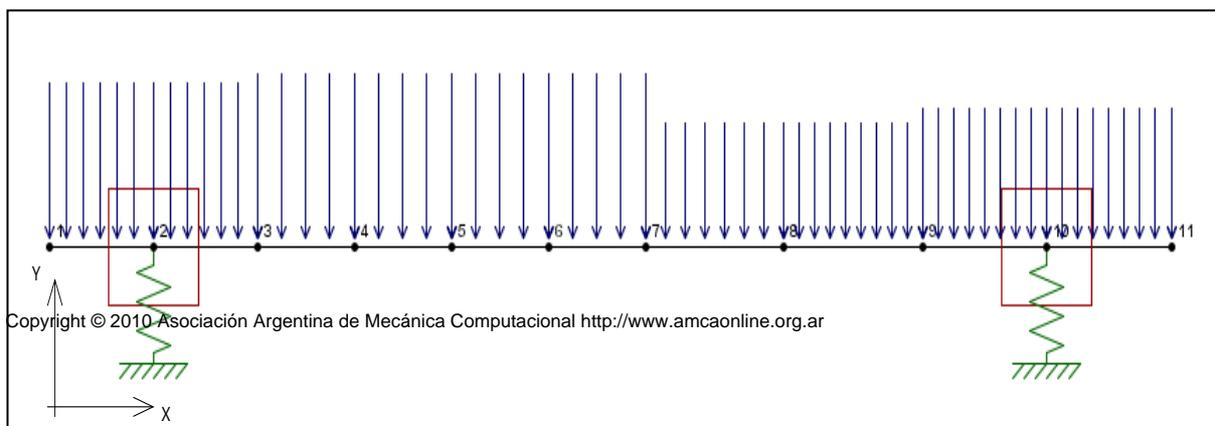


Figura 04 – Esquema representando as a carga distribuída sobre a viga (PPF)

Embora se saiba que as próteses fixas, por razões estéticas, são atualmente confeccionadas em sua maioria por coroas metalocerâmicas, a prótese representada no modelo foi confeccionada em ouro ( $E = 9,93 \times 10^3 \text{ kN/cm}^2$ , e  $\nu = 0,33$ ) (Craig et al., 1961; O'Brien, 1997), uma vez que inclusão de vários materiais na viga poderia modificar seu comportamento e interferir com a interpretação dos resultados. O longo eixo dos dentes encontra-se sempre no nó de numeração par, o que faz com que os dentes pilares apresentem uma porção suspensa na extremidade da prótese. Para evitar que a deformação da porção suspensa interferisse com o comportamento do modelo, nos segmentos em balanço 1–2 e 10–11, o ouro foi caracterizado com uma rigidez de ordem de grandeza  $10^6$  vezes maior do que o restante da viga ( $E = 9,93 \times 10^9 \text{ kN/cm}^2$ ).

A flexibilidade dos tecidos duros dentários não foi computada no cálculo da rigidez, por não ser considerada significativa em relação ao comportamento do ligamento periodontal, no que diz respeito ao deslocamento do dente.

### 3 RESULTADOS

As tabelas 01, 02 e 03 mostram os dados obtidos após a análise. As figuras 05, 06, 07 e 08 ilustram, respectivamente, os diagramas de deslocamentos verticais, reações nos apoios, forças cortantes e momento fletor resultantes na viga após o carregamento.

Considerando a área da raiz dos dentes pilares (Shillingburg et al., 1997) e da carga que é transmitida a eles pelo sistema, a tensão no ligamento periodontal em cada um dos dentes pilares pode ser calculada, através da Eq. (1):

$$\sigma_r = \frac{\text{Reação}}{\text{ÁreaRaiz}} \quad (1)$$

De posse das reações obtidas ( $R_2 = 0,370\text{kN}$  e  $R_{10} = 0,331\text{kN}$ ), tem-se uma tensão de 1,36 MPa para o canino e de 0,77 MPa para o molar.

Segundo Tylman (Tylman, 1970), a Tensão Limite para o canino ( $\sigma_{Lcan}$ ) pode ser calculada como o dobro da tensão original em um dente isolado, ou seja, ( $2 \times \sigma_{Lcan}$ ) (Eq. (2)):

$$\sigma_{Lcan} = \frac{0,140}{2,73} = 0,051\text{kN/cm}^2 = 0,51\text{MPa}$$

(2)

$$2 \times \sigma_{Lcan} = 2 \times 0,51 = 1,02 MPa$$

Da mesma forma, a Tensão Limite para o 2º Molar ( $\sigma_{L2Molar}$ ) pode ser calculada como o dobro de  $\sigma_{L2Molar}$  (Eq. (3)):

$$\sigma_{L2molar} = \frac{0,140}{4,31} = 0,032 kN/cm^2 = 0,32 MPa$$

(3)

$$2 \times \sigma_{L2molar} = 2 \times 0,32 = 0,64 MPa$$

Nó	Dy (cm)
1	$-5,885 \times 10^{-4}$
2	$-5,885 \times 10^{-4}$
3	$-7,456 \times 10^{-4}$
4	$-1,031 \times 10^{-3}$
5	$-1,287 \times 10^{-3}$
6	$-1,412 \times 10^{-3}$
7	$-1,361 \times 10^{-3}$
8	$-1,020 \times 10^{-3}$
9	$-5,544 \times 10^{-4}$
10	$-3,340 \times 10^{-4}$
11	$-3,340 \times 10^{-4}$

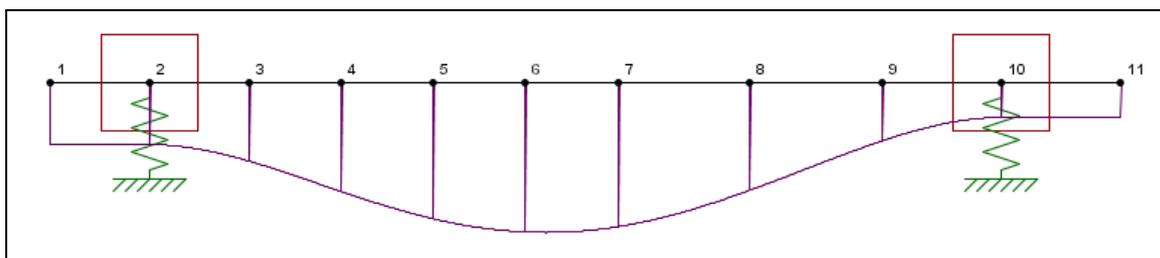
Tabela 01: Deslocamentos verticais (cm)

Nó	Fy (kN)
2	0.370
10	0.331

Tabela 02: Reações Verticais nos dentes pilares (kN)

	Mz (kN.cm)
2	0.139
10	-0.135

Tabela 03: Momentos Fletores nos dentes pilares (kN.cm)



Figuras 05 – Diagrama dos deslocamentos verticais

Figuras 06 – Diagrama das reações nos apoios.

Figura 07 – Diagrama de força cortante da viga em estudo.

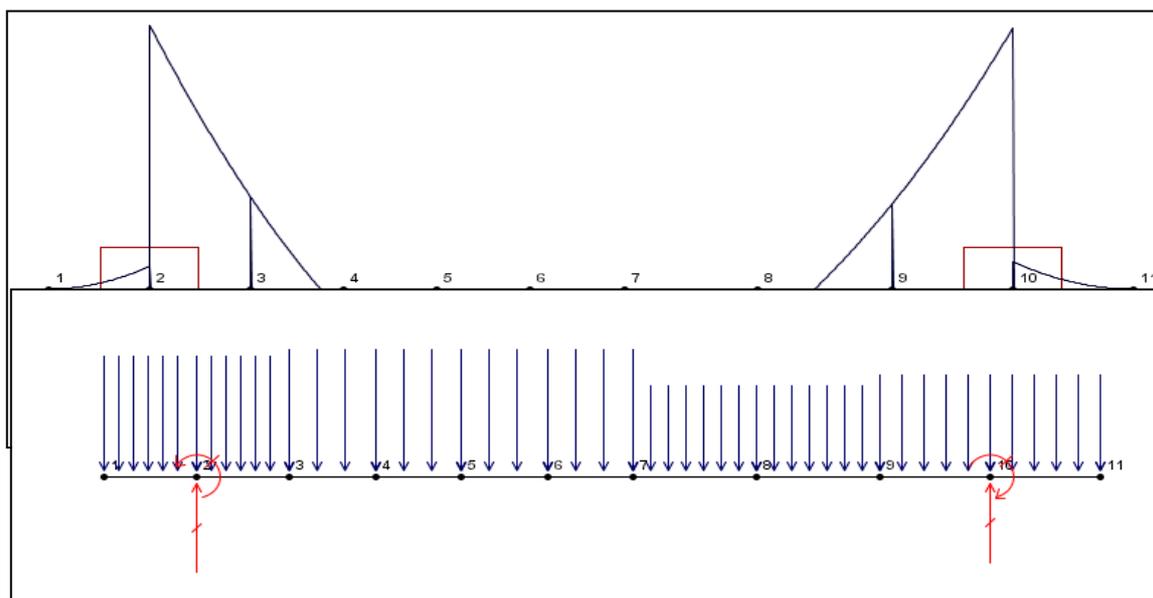


Figura 08 – Diagrama de momento fletor.

#### 4 DISCUSSÃO

De acordo com Yamashita et al. (Yamashita et al. 1997), o comportamento intra-oral de uma prótese parcial fixa (PPF) não poderia ser representado por uma viga com extremidades fixas, pois o dente encontra-se inserido no osso através do ligamento periodontal, que é um estrutura visco-elástica heterogênea. Além disso, a distribuição das tensões e das deformações na estrutura da prótese seria difícil de ser determinada, devido a sua forma complexa. O modelo adotado neste estudo utilizou o recurso de molas para simular de maneira simplificada a deformação do ligamento periodontal, embora não seja capaz de simular seu comportamento visco-elástico. Da mesma forma, a anatomia complexa da PPF não foi detalhada no modelo, uma vez que o maior interesse do estudo estava focado nos dentes-suporte da prótese.

As afirmações de Tylman (Tylman, 1970) consideram a carga aplicada na face oclusal de um dente, que é transmitida apicalmente e gera tensões distribuídas na superfície das raízes, indiretamente. Na verdade, Tylman seguiu o mesmo raciocínio da lei de Ante (Ante, 1926), na qual o ligamento periodontal dos dentes pilares é capaz de suportar tensões excedentes que equivalem a um dente ausente de igual superfície radicular, ou seja, o dobro da tensão original. As reações nos apoios elásticos, ou seja, a carga vertical transmitida pelo sistema ao ligamento periodontal dos dentes pilares, apresentou valores de 0,370kN para o canino e 0,331kN para o 2º

molar, contrariando, simultaneamente a lei de Ante e a orientação de Tylman, segundo a qual os esforços que os dentes pilares são capazes de suportar não devem exceder o dobro da força normalmente a ele aplicada, ou seja, o valor limite de 0,280kN para o molar e para o canino.

Para os dentes pilares, após a colocação da PPF, verificou-se a ocorrência de uma tensão 32% maior que aquela correspondente ao dobro da verificada no canino isolado, e 18% maior que a tensão limite no segundo molar. O canino, por ser um dente com menor rigidez, alcançou os maiores valores de deslocamentos verticais, devido à sua maior mobilidade.

As restrições nos apoios elásticos impedem a rotação em torno do eixo Z, quando a prótese está flexionada, nos mesmos pontos em que estão localizados dos apoios elásticos. Esta restrição imposta nos nós correspondentes aos apoios teve como objetivo tornar o modelo mais compatível com a realidade, pois simula a retenção que os pilares promovem à prótese. Assim, a rigidez à rotação em torno do eixo "z" permitiu o surgimento de um momento fletor nos dentes-pilares. O momento obtido como reação a essa restrição apresentou valores de 0,139kN.cm para o canino e - 0,135kN.cm para o 2º molar. Este momento é um dos possíveis responsáveis pelo descolamento da prótese, normalmente no pilar de menor retenção friccional, ou seja, o canino, pois tende a tracionar o retentor deslocando-o do dente.

Além de transmitirem maior carga ao ligamento periodontal, as PPFs extensas são menos rígidas (Shillingburg et al., 1997). De acordo com Naveau et al. (Naveau et al., 2009), numa análise tridimensional por elementos finitos descrevendo a distribuição de tensões em PPFs posteriores, o menor comprimento da "viga" correspondente aos pânticos está associado a menor deflexão.

Segundo Smyd (Smyd, 1952), devido às forças aplicadas pelos pânticos aos dentes-suporte, as tensões na estrutura dos retentores são diferentes daquelas geradas em coroas unitárias, em magnitude e direção. Estas tensões tendem a agir numa direção méso-distal, gerando uma maior concentração de tensões nos conectores e na região cervical da raiz, próxima à crista óssea (Yang et al., 1999). Farah et al., (Farah et al., 1989), em um estudo com elementos finitos, detectaram o aparecimento de tensões de tração na região da crista óssea interdental dos pilares das PPS, que podem teoricamente resultar em deposição óssea nesta região. Estas tensões de tração são provavelmente resultantes da flexão da prótese no vão central, pela ação do momento fletor.

Como pode ser percebido nesta simulação, a lei de Ante tem alguma validade como uma diretriz inicial. Próteses parciais fixas com vãos menores têm normalmente um melhor prognóstico (Yamashita et al., 1997). Entretanto, os resultados desta análise concordam com as afirmações Shillingburg et al. (Shillingburg et al., 1997), no sentido de que falhas devidas a tensões anormais podem ser também atribuídas a uma ação de alavanca ou torque. Atribuir as possíveis falhas unicamente à sobrecarga do ligamento periodontal seria uma simplificação excessiva.

Num levantamento sobre as complicações das próteses fixas, Goodacre et al.

(Goodacre et al., 2003) detectaram que as três falhas mais comuns são cáries (18%), necessidade de tratamento endodôntico (11% dos dentes-suporte) e perda de retenção (7% das próteses) A intrusão dos pilares sob carregamento pode levar a falha entre o retentor e seu respectivo dente-suporte. A coroa frouxa leva à infiltração marginal e cárie. Os resultados deste estudo mostraram que a maior intrusão aconteceu no canino, dente de menor rigidez e, portanto, maior deslocamento.

Os resultados de Standlee e Caputo (Standlee and Caputo, 1988), numa análise fotoelástica das tensões e deslocamentos em uma prótese fixa, indicaram que o "movimento" da prótese se refere mais à deformação da estrutura da prótese do que à intrusão do conjunto pilares/prótese, sugerindo que a tensão entre os retentores e seus respectivos pilares é o mecanismo de falha das próteses. Para Shillingburg et al. (Shillingburg et al., 1997), como uma alternativa para minimizar a flexão causada por vãos longos, os pânticos devem apresentar uma maior altura ocluso-gengival. A prótese pode ainda ser fabricada com ligas com maior resistência ao escoamento, como as ligas de Niquel-Cromo (Yang et al., 1999). Entretanto, todas as próteses fixas, longas ou curtas, tendem a flexionar em alguma extensão. Aumentar a rigidez da estrutura da prótese para impedir sua deformação por flexão poderia criar uma sobrecarga vertical nos dentes, aumentando mais ainda a tensão sobre o ligamento periodontal.

Fatores biomecânicos referentes aos dentes e falhas do material podem desempenhar um importante papel no insucesso de uma prótese fixa extensa. Por esta razão, este estudo avaliou a tensão interna gerada pela flexão na estrutura metálica da prótese. A tensão devida à flexão em um dado ponto da viga pode ser calculada quando se dispõe do momento fletor ( $M_z$ ) naquele ponto, do momento de inércia da seção transversal ( $I$ ) e da distância  $y$  entre o centro de gravidade e a face da seção. O maior momento fletor ocorreu no ponto 10, que corresponde ao longo eixo do molar, devido à menor rigidez da mola em relação ao canino, embora a maior tendência à deformação aconteça entre os pontos 5 e 7, ou seja, região central da viga, correspondente ao segundo PM (pântico intermediário) (Fig. 05). Desta forma, o cálculo da tensão máxima devida à flexão ( $\sigma_f$ ) (Eq. (4)) foi realizado tomando-se o ponto 10:

$$\sigma_f = \frac{M_z \times y}{I} = 66,83 \text{ MPa} \quad (4)$$

O valor encontrado de tensão máxima para a prótese não ultrapassa a resistência à tração do ouro ( $\sigma_{Au} = 689 \text{ MPa}$ ) (Givan, 2007), nem seu limite de escoamento (300 MPa) (Givan, 2007), não representando risco de ruptura ou deformação permanente da prótese durante a função. Porém, uma análise específica seria necessária para analisar próteses cerâmicas ou metalocerâmicas.

Apesar da aparente resistência da estrutura das PPFs extensas, a interpretação dos resultados deste estudo coincide com os resultados da literatura (Yamashita et al., 1997), sugerindo que estas próteses podem levar a problemas relacionados a

sobrecarga e deformação excessivas. As tensões resultantes podem afetar a integridade das estruturas periodontais. Entretanto, apesar das evidências contrárias, algumas dessas próteses podem vir a funcionar em um ambiente favorável. Uma melhor compreensão do comportamento biomecânico do ligamento periodontal pode vir a esclarecer suas possíveis reações biológicas sob condições fisiológicas e traumáticas (Poiate, 2009).

## 5 CONCLUSÃO

Com os resultados obtidos nesta análise, pode-se concluir que as normas biomecânicas que orientam o planejamento protético são válidas, pois se fundamentam no real comportamento das próteses, no que diz respeito a suas estruturas mecânicas e biológicas. Sendo assim, embora sua estrutura metálica seja suficientemente resistente, próteses parciais fixas posteriores extensas, apoiadas em apenas dois dentes-suporte (pilares) não atendem satisfatoriamente às normas biomecânicas, sobrecarregando os dentes-suporte, estando, portanto, contraindicadas.

## 6 REFERÊNCIAS

- Ante, H., The fundamental principles of abutments. *Mich State Dent Soc Bul*, 8: 14-23, 1926.
- Bragger, U., Aeschlimann, S., Burgin, W., Hammerle, C. H. and Lang, N. P., Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res*, 12: 26-34, 2001.
- Cimini Jr, C., Gouvêa, P., Las Casas, E.B. and Cornachia, T.P.M., Loads in Teeth – A Critical Review. *METMBS*, 2000.
- Craig, R., Peyton, F. and Johnson, D.W., Compressive Properties of Enamel, Dental Cements, and Gold. *J Dent Res*, 40: 936-945, 1961.
- Eliasson, A., Arnelund, C.F. and Johansson, A., A clinical evaluation of cobalt-chromium metal-ceramic fixed partial dentures and crowns: A three- to seven-year retrospective study. *J Prosthet Dent*, 98: 6-16, 2007.
- Farah, J.W., Craig, R.G., and Meroueh, K.A., Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil*, 16: 603-611, 1989.
- Fonseca, F.T., Almeida, M.L., Gonçalves, M.B. and Pitangueira, R.L., Sistema gráfico interativo para modelos bidimensionais do método dos elementos finitos. *Anais das XXXII Jornadas Sulamericanas de Engenharia Estrutural*, 3261-3271, 2006.
- Givan, D. A. Precious metals in dentistry. *Dent Clin North Am*, 51: 591-601,v, 2007.
- Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. and Kan, J.Y., Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 90: 31-41, 2003.
- Jemt, T. and Johansson, J., Implant treatment in the edentulous maxillae: a 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*, 8: 61-69, 2006.

- Jeon, P.D., Turley, P.K. and Ting, K., Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119: 498-504, 2001.
- Jepsen, A., Root surface measurement and a method for x-ray determination of root surface area. *Acta Odontol Scand*, 21: 35-46, 1963.
- Jokstad, A., After 10 years seven out of ten fixed dental prostheses (FDP) remain intact and nine out of ten FDPs remain in function following biological and technical complications that have been repaired. *J Evid Based Dent Pract*, 10: 39-40, 2010.
- Ko, C.C., Chu, C.S., Chung, K.H. and Lee, M.C., Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*, 68: 421-427, 1992.
- Lulic, M., Bragger, U., Lang, N.P., Zwahlen, M. and Salvi, G.E., Ante's (1926) law revisited: a systematic review on survival rates and complications of fixed dental prostheses (FDPs) on severely reduced periodontal tissue support. *Clin Oral Implants Res*, 18(Suppl 3): 63-72, 2007.
- Mezzomo, E. and Mezzomo, G., Considerações biomecânicas em prótese parcial fixa. In: Mezzomo, E., Suzuki, R.M. and cols., *Reabilitação Oral Contemporânea*, Santos, 2006.
- Motta, A.B., Pereira, L.C. and da Cunha, A.R., All-ceramic and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2D finite element analyses. *J Appl Oral Sci*, 15: 399-405, 2007.
- Naveau, A., Chesneau, J., Barquins, M. and Pierrisnard, L., Biomechanical behavior of tooth-supported fixed partial dentures by 3D FEA. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 17: 157-163, 2007.
- O'Brien, W., Biomaterials properties database. Retrieved may,27, 2010, from [http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental\\_tables/intro.html](http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental_tables/intro.html), 1997.
- Pjetursson, B.E., Bragger, U., Lang, N.P. and Zwahlen, M., Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*, 18 (Suppl 3): 97-113, 2007.
- Pjetursson, B.E., Tan, K., Lang, N. P., Bragger, U., Egger, M. and Zwahlen, M., A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 15: 667-676, 2004.
- Poiate, I.A., de Vasconcellos, A.B., de Santana, R.B. and Poiate, E., Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *J Periodontol*, 80: 1859-1867, 2009.
- Rajkiran, C., Stress distribution in compromised abutments - a comparative study using three dimensional Finite Element Analysis. *Department of Prosthodontics, Tamil Nadu Dr. M.G.R. Medical University, (Master): 23, 2005.*

- Rees, J.S. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil*, 28: 425-432, 2001.
- Sailer, I., Pjetursson B.E., Zwahlen, M. and Hammerle, C.H., A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*, 18 (Suppl 3): 86-96, 2007.
- Shillingburg, H., Hobo, S., Whitset, L.D. and Bracket, S.E., *Fundamentals of fixed prosthodontics*, Quintessence Publishing Co., 1997.
- Smyd, E.S., The mechanics of dental structures. *J Am Dent Assoc*, 44: 187-193, 1952.
- Standlee, J.P. and Caputo, A.A., Load transfer by fixed partial dentures with three abutments. *Quintessence Int*, 19: 403-410, 1988.
- Tylman, S.D., Crowns and fixed partial dentures. *J Am Dent Assoc*, 40: 675-676, 1950.
- Tylman, S.D., *Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics (brigde)*, The C.V. Mosby Co, 1970.
- Walton, T.R., An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont*, 15: 439-445, 2002.
- Wheeler, R., *An atlas of tooth form*, Saunders Co, 1969.
- Yamashita, J., Shiozawa, I. and Takakuda, K., A comparison of in vivo and in vitro strain with posterior fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 77: 250-255, 1997.
- Yang, H.S., Lang, L.A., Felton, D.A., Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 81: 721-728, 1999.