

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE PILARES DE PRÓTESES FIXAS
RESTAURADOS COM NÚCLEO DIRETO E INDIRETO EM
MANDÍBULAS DE SUÍNOS**

Débora Chiele Palma

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Mestrado, área de
concentração em Odontologia, da Universidade Federal de Santa Maria
(UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de **Mestre em
Ciências Odontológicas – ênfase em Prótese Dentária.**

Orientador: Prof^o. Dr. Paulo Afonso Burmann

Santa Maria, RS, Brasil

2012

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Ciências da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,
aprova a Dissertação de Mestrado

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE PILARES DE PRÓTESES FIXAS
RESTAURADOS COM NÚCLEO DIRETO E INDIRETO EM
MANDÍBULAS DE SUÍNOS**

elaborada por
Débora Chiele Palma

como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Ciências Odontológicas – ênfase em Prótese Dentária

COMISSÃO EXAMINADORA:

Paulo Afonso Burmann, Dr.
(Presidente/Orientador)

Paulo Eduardo Capel Cardoso, Dr. (USP)

Liliana Gressler May, Dr^a. (UFSM)

Santa Maria, 09 de março de 2012.

DEDICATÓRIA

“Uma mãe entende mesmo o que um filho não diz.”

Provérbio Judeu

A ti minha mãe Neusa, meu ídolo, minha heroína, que há 25 anos pensa em mim em 1º lugar, que abdicou de sonhos para tornar realidade os meus sonhos e que sempre acreditou no meu potencial. À ti minha mãe, que continua me apoiando e aceitando minhas decisões profissionais, criando rugas de preocupação com o meu futuro, confiando nas minhas decisões. Não se preocupe, tudo vai dar certo, pois tenho você como referência. Obrigada por me passar teu gene de garra e luta e por me ensinar a ser guerreira! Agradeço a Deus todos os dias por ter você como mãe. Te amo e te amarei sempre!

"Um pai tem a sabedoria de um mestre e a sinceridade de um amigo."

Autor desconhecido

À ti meu pai Antonio, meu muito obrigada pela ajuda de todo dia, pelo amor incondicional que há 25 anos me enche de alegria. Suas palavras sempre sábias estarão sempre em meus pensamentos. Obrigada por ter me passado teu gene de tranquilidade, calma e paciência, pelas palavras de sabedoria, pelo dia-a-dia que você tornou mais fácil, pelas infundáveis caronas, quebra-galhos, pela parceria, pelo sorriso leve de todo dia! Agradeço a Deus todos os dias por ter me dado você como pai. Te amo e te amarei sempre!

“O verdadeiro companheiro está amando todo o tempo e é um irmão nascido para quando há aflição.”

Provérbio 17:17 escrituras sagradas

À ti meu irmão Bruno, meu querido companheiro. Obrigada por tornar meus dias mais especiais, facilitar o cuidado com o nosso “véio”, ser essa pessoa bondosa e verdadeira. Não imagino como seria minha vida sem você, não teria graça. Você me faz ter a certeza que ter apenas um filho (a) é permitir o absurdo de não desfrutar de um amor tão grande, sem tamanho, inexplicável. Sou muito feliz, pois vejo em você a esperança de amor até o final da minha vida, quando nossos pais não estiverem mais aqui. Você é a semente que continuará germinando até o final da minha vida! Te amo!

“Vós, que sofreis porque amais, amai ainda mais. Morrer de amor é viver dele.”

Victor Hugo

À ti, meu bem amado Émerson, meu amor, meu companheiro, que há anos me escuta, me acalma, me apóia. Obrigada pela ajuda em todos os momentos, por facilitar minha vida com a sua maneira prática de lidar com as coisas. Obrigada por me motivar a seguir em frente, a realizar meus sonhos, por acreditar no meu potencial. Obrigada por repetir diversas vezes que não é preciso ter medo! Só faço o que faço por que tenho 4 apoios e você é um deles. Obrigada pelo amor e carinho de sempre. Te amo!

Um cão não se importa se você é rico ou pobre, inteligente ou burro. Se você lhe der seu coração, ele lhe dará o dele.”

John Grogan

Meu Tedy não sabe ler, não sabe falar, muito menos saberá o que significa esse momento para mim. Mas ele soube, durante esse tempo todo, me alegrar quando eu chegava em casa cansada do laboratório, ele soube quando eu estava estressada e me desarmou com sua “cara de pão”, ele soube acarinhar com suas lambidas e resmungos quando eu estive triste, ele simplesmente esteve do meu lado em todos os momentos.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**, por colocar no meu caminho pessoas maravilhosas, às quais pude contar e conviver de maneira muito feliz, pelas oportunidades e vitórias, por me guiar todos os dias pelo caminho correto e pela saúde minha e da minha família que são meus apoios para tudo na vida;

Ao meu orientador, **Profº. Dr. Paulo Afonso Burmann**, por ter me proporcionado dois anos de convivência e amizade os quais nunca mais me esquecerei. Não foste apenas meu orientador, foste meu amigo, me mostrou o melhor caminho, me deu valiosos conselhos, me ajudou quando eu precisei. Obrigada por ter apostado em mim mesmo sem a certeza se teria o retorno esperado, obrigada por ter acreditado em mim e na minha capacidade, por ter me motivado em todos os momentos, pelas críticas sempre sutis. O senhor é um exemplo que carrego para toda minha vida, de ética, de respeito, de profissionalismo, de amizade, de quem ama aquilo que faz, um exemplo de MESTRE. Obrigada por ter se empenhado em passar o seu conhecimento técnico na área da Prótese Dentária para alguém como eu, que ainda tem muito a aprender, mas que levará sempre em mente os seus ensinamentos para um dia chegar próximo da sua didática, da sua capacidade técnica. Meu muito obrigada por tudo, querido orientador!

Ao meu “co-orientador”, **Profº. Dr. Carlos Heitor Cunha Moreira**, que não oficialmente, mas que praticamente me co-orientou nestes 2 anos. Nunca me esqueci durante este tempo de mestrado, por nenhum segundo, a frase que o senhor me disse durante a entrevista na seleção: “Eu espero que você seja mestre com M maiúsculo!”. E eu espero ter correspondido suas expectativas. Sou muito grata por ter convivido de perto com um professor tão dedicado e excelente quanto o senhor, que sempre demonstrou amor pelo que faz, sempre incentivando para que sejamos profissionais corretos e dedicados. Obrigada por toda a ajuda com as atividades do mestrado, mas principalmente por ter me aberto as portas e juntamente com meu orientador, ter acreditado em mim. Junto com o exemplo do meu orientador, está o senhor, que serve

de exemplo para todos aqueles que almejam um dia ser docentes e pesquisadores. Obrigada por tudo!

Às professoras **Dr^a. Katia Olmedo Braun** e **Dr^a. Beatriz Unfer**, que desde de 2006 tenho o prazer de conviver bem de perto e desfrutar da maravilhosa companhia e sabedoria. Obrigada pelos abraços de incentivo, obrigada pelas palavras, obrigada pelos sorrisos. Vocês tornaram minha vida acadêmica mais leve e feliz, além de ter me compartilhado um amplo conhecido relacionado à Odontologia.

Aos professores **Me. Gilmar Vogel** e **Dr. Moacir Eckhardt** da Engenharia Mecânica e Colégio Técnico Industrial, pela ajuda com o dispositivo para a máquina de ensaio universal, sem a ajuda de vocês a realização desta pesquisa ficaria comprometida. Em especial ao **prof^o. Me. Gilmar**, que sempre muito atencioso, amigo, compartilhou seu conhecimento comigo e abriu portas para futuras parcerias de trabalho. Meus sinceros agradecimentos.

A todos aqueles que de fora da Odontologia, torceram por mim em pensamento e em palavras de motivação, madrinha, tias, amigos e sogros.

Às minhas queridas “fofoletes” (em ordem alfabética), **Aline, Ana Carolina, Carine, Deise, Gabriele e Manuela**. Há 7 anos convivo de perto com vocês, que são as flores do meu jardim, alegam minha vida e me ajudam a seguir em frente com a amizade que nos une. Obrigada por tornarem esse período do mestrado mais leve e alegre na companhia de sempre.

Aos meus colegas de mestrado, em especial **Estefanie, Lizandra, Héllen e Vinícius**, que foram parceiros de laboratório até altas horas, “surtamos” juntos na 706 e 707. Obrigada pelos momentos de reflexão, de amizade e companheirismo.

Ao senhor **José Pascoal Marquezan**, por ter prestado uma valiosa ajuda com as mandíbulas suínas. Obrigada pela doação, pela ajuda, sem sua bondade a realização deste estudo ficaria comprometida.

Ao cirurgião-dentista **Vinícius Roberto Granich/Centro Odontológico de Radiologia**, por ter se disposto a realizar as tomografias computadorizadas e por ter facilitado a realização deste trabalho com a sua contribuição.

À **prof^a Dr^a Martha Bohrer Adaime**, por ter fornecido espaço e infraestrutura para a confecção da solução conservadora utilizada neste estudo.

À amiga **Luciane Noal**, pelas palavras de incentivo e motivação que sempre são ditas quando nos falamos.

Ao amigo e quase colega **Jaime Aramburú**, pela ajuda inicial com o projeto piloto, com as soluções de conservação e com as mandíbulas suínas.

Ao funcionário **Dilceu** pela ajuda, pelo sorriso e pelas palavras sempre muito queridas. À funcionária **Jéssica**, que sempre foi muito gentil e esclareceu muitas dúvidas em momentos de estresse.

AGRADECIMENTOS

À **Universidade Federal de Santa Maria**, ao **Curso de Odontologia** e ao **Centro de Ciências da Saúde**, entidades que proporcionaram minha formação em Odontologia com qualidade, das quais tenho muito orgulho.

À coordenação do programa de pós-graduação em Ciências Odontológicas nas pessoas do **Profº. Dr. Paulo Afonso Burmann** e **Profª. Drª. Roselaine Terezinha Pozzobon**, que trabalham muito pelo desenvolvimento e crescimento deste curso.

À atual Comissão Administrativa **Profª. Drª. Roselaine Terezinha Pozzobon**, **Profº. Dr. Luiz Felipe Valandro**, **Profº. Dr. Thiago Machado Ardenghi** e **Profº. Dr. Carlos Heitor Cunha Moreira**.

À **Capes (Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior)**, pela concessão da bolsa de Mestrado, o que possibilitou a realização deste trabalho de maneira focada e dedicada exclusivamente.

EPÍGRAFE

O que faz você ser bom em algo?

É a dedicação, trabalho duro, é fazer isso com a direção correta.

Então, de qualquer jeito, você será bom! Não é talento! Não é habilidade!

Simplesmente se resume a: “Quanta fome você tem?”

“O que você esta disposto a fazer para alcançar seus sonhos?”

Ninguém nunca disse que ser bem sucedido seria fácil!

Mas eu te falo uma coisa! Pode ter certeza de que vale a pena.

Você é o seu próprio criador nesse mundo. Você só precisa falar pra si mesmo:

“Não deu dessa vez, não comigo, mas eu vou tentar de novo, de novo, e de novo”.

E eu vou olhar para a dificuldade, diretamente nos olhos, e eu vou falar que eu estou disposto a fazer todo e qualquer esforço para alcançar meus objetivos.

Porque sem esforço, nunca haverá nenhum progresso.

Texto adaptado do site www.motivacaobodybuilding.com

RESUMO

Dissertação de Mestrado
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas
Universidade Federal de Santa Maria

RESISTÊNCIA À FRATURA DE PILARES DE PRÓTESES FIXAS RESTAURADOS COM NÚCLEO DIRETO E INDIRETO EM MANDÍBULAS DE SUÍNOS

AUTORA: DÉBORA CHIELE PALMA

ORIENTADOR: PAULO AFONSO BURMANN

Data e local de defesa: Santa Maria, 09 de março de 2012.

O objetivo deste estudo foi comparar a resistência à fratura de pilares de próteses parciais fixas (PPFS) restaurados com núcleo em dentina, com pino de fibra de vidro e resina composta e com núcleo metálico fundido; analisar o tipo de fratura (reparável ou irreparável) e verificar a sua relação com o tipo de núcleo utilizado. Foram utilizados 15 blocos ósseos extraídos da mandíbula de suínos adultos, com 1º, 2º e 3º molares, que constituíram os pilares para a PPF. Os espécimes foram divididos em 3 grupos (GR) experimentais: GR I - (controle) núcleo em dentina, GR II - núcleo metálico fundido (NMF) em liga não preciosa Cu-Al (NPG, Aalbadent, USA) e GR III - pino de fibra de vidro - PFV (White post DC, FGM, BRA) e resina composta - RC (Opallis, FGM, BRA). A padronização coronária dos núcleos foi realizada através de uma matriz de acetato obtida a partir do preparo do GR I. A cimentação dos retentores intrarradiculares foi realizada com cimento resinoso autoadesivo dual (Relyx U100, 3MESPE, USA). Infraestruturas para PPFs de 4 elementos foram enceradas, a partir de uma matriz de acetato para padronização de dimensão e formato, fundidas em liga não preciosa Ni-Cr (Wironia light, Wilcos, BRA) e cimentadas com cimento resinoso autoadesivo dual (Relyx U100, 3MESPE, USA). Posteriormente, os blocos ósseos foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável e submetidos ao ensaio de compressão em máquina de ensaio universal até a fratura. As fraturas foram classificadas como reparáveis (acima ou ao nível da crista óssea) ou irreparáveis (abaixo da crista óssea), após análise por estereomicroscópio e tomografias computadorizadas. Foram aplicados os testes Análise de Variância e Teste Exato de Fisher ($p < 0,05$) para análise estatística. Para a variável resistência à fratura, não foi observada diferença estatística entre os núcleos testados ($p = 0,113$), tanto no GR I quanto no GR III, 100% das fraturas foram reparáveis e no GR II, 80% das fraturas foram irreparáveis. Foi verificada associação entre tipo de fratura e o tipo de núcleo utilizado ($p = 0,011$). Concluiu-se que o tipo de núcleo utilizado não influencia a resistência à fratura dos dentes pilares, entretanto influencia o tipo de fratura gerado.

Palavras-chave: Prótese parcial fixa. Núcleo metálico fundido. Pino de fibra. Mandíbula de suíno.

ABSTRACT

Master Dissertation
MSD Program in Oral Science
Federal University of Santa Maria

FRACTURE STRENGTH OF FIXED PARTIAL DENTURES ABUTMENTS RESTORED WITH DIRECT AND INDIRECT CORE IN SWINE JAW

AUTHOR: DÉBORA CHIELE PALMA

ADVISOR: PAULO AFONSO BURMANN

Date and defense place: Santa Maria, March 09th, 2012.

The aim of this study was to compare the fracture strength of abutment teeth, under fixed partial denture (FPD), restored with direct and indirect core, to analyze the type of fracture and to verify its relation to the type of core used. A total of 15 bone blocks taken from the jaw of adult swine, with at least 1th and 3rd molars, that were the abutment teeth for the FPD. The specimens were divided into 3 experimental groups (GR): GR I - (control) dentine core, GR II - cast metallic core in non-precious Cu-Al alloy (NPG, Aalbadent, USA) and GR III - glass fiber post (White post DC, FGM, BRA) and composite resin (Opallis, FGM, BRA). The standardization of coronary core was performed by a matrix of acetate obtained from the preparation of the GR I. The cementation of intraradicular retainers was performed with dual self-adhesive resin cement (RelyX U100, 3MESPE, USA). Infrastructures for FPDs of four elements were waxed, from acetate matrix to standardize the size and shape, casted with non-precious Ni-Cr alloy (Wironia light, Wilcos, USA) and cemented with dual self-adhesive resin cement (RelyX U100, 3MESPE, USA). The bone blocks were embedded in acrylic resin and subjected to compression test by universal testing machine, until fracture. The fractures were classified as repairable (upper or to the bone level) or irreparable (beyond the bone level), after analysis by stereomicroscope and tomography computed. Tests Analysis of variance and Fisher's exact test ($p < 0.05$) were applied for statistical analysis. For the variable fracture strength, there were no statistical differences among the cores tested ($p = 0.113$), both GR I and the GR III, 100% of the fractures were repairable and GR II, 80% of the fractures were irreparable. There is evidence of association between fracture type and the core type used ($p = 0.011$). It was possible to conclude that: 1. The type of core used did not influence the fracture strength of the abutment teeth. 2. The type of fracture occurred in the abutments was predominantly repairable, when restored with direct core, and irreparable when restored with indirect core. 3. There is association between core type and the fracture type occurred.

Key-words: Post and core technique. Denture partial fixed. Dental abutments. Swine Jaw. Biomechanics. Tooth fractures.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Dimensionamento da unidade experimental (bloco ósseo) e seus componentes (mm).....	46
Tabela 2. Cargas (N) necessárias para a ocorrência de fratura nos espécimes ($\bar{X} \pm DP$).....	47
Tabela 3. Distribuição do tipo de fratura após análise por estereomicroscópio (F1) e tomografia computadorizada (F2).....	48

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Bloco ósseo extraído da mandíbula de suíno adulto.....	49
Figura 2. Espécimes preparados para receber tratamento com núcleo direto ou indireto.	50
Figura 3. Teste de resistência à fratura.....	51
Figura 4. Gráfico Box plot: mediana e distância interquartis.	52
Figura 5. Fraturas radiculares observadas em estereomicroscópio	53
Figura 6. Fraturas radiculares observadas em tomografia computadorizada.....	54

LISTA DE REDUÇÕES

Al	Alumínio
cm	Centímetro
Cu	Cobre
Cr	Cromo
DP	Desvio padrão
E	Módulo de elasticidade
Fe	Ferro
GPa	Gigapascal
GR	Grupo
min	Minuto
Mn	Manganês
mm	Milímetros
MPa	Megapascal
n	Número de espécimes por grupo
N	Newton
Ni	Níquel
NMF	Núcleo metálico fundido
PFV	Pino de fibra de vidro
PPF	Prótese parcial fixa
RC	Resina composta
RF	Resistência à fratura
\bar{x}	Média
Zn	Zinco
%	Por cento
°C	Graus Celsius

LISTA DE ANEXOS

Anexo A – Carta de Aprovação enviada pelo Comitê de Ética e Bem – estar animal da Universidade Federal de Santa Maria.....	61
Anexo B – Normas para submissão ao periódico Journal of Oral Rehabilitation...	62

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	17
PROPOSIÇÕES E HIPÓTESES	24
ARTIGO - TÍTULO	25
Resumo	26
Abstract.....	27
Introdução.....	28
Material e métodos.....	31
Resultados	37
Discussão	38
Conclusão.....	41
Referências bibliográficas.....	42
Agradecimentos	45
Tabela - 1	46
Tabela - 2.....	47
Tabela - 3.....	48
Figura - 1	49
Figura - 2	50
Figura - 3	51
Figura - 4	52
Figura - 5	53
Figura - 6	54
Lista de legendas de figuras	55
REFERÊNCIAS	56
ANEXOS	61
Anexo A.....	61
Anexo B.....	62

1 INTRODUÇÃO

O planejamento do tratamento restaurador de dentes tratados endodonticamente envolve diversos fatores. O tipo de dente, a qualidade e a quantidade do remanescente, o comprimento radicular, a relação intermaxilar, a localização e a intensidade de carga durante a função exercem um importante papel na qualidade do tratamento e considerável influência sobre a taxa de sobrevivência das restaurações (MENTINK *et al.*, 1993).

Em próteses parciais fixas (PPF), os fatores mecânicos relativos ao número e tipo de núcleo coronoradicular dos pilares e número de pânticos, também devem ser considerados (WALTON, 2003). Dessa forma, é possível minimizar a ocorrência de falhas e complicações que podem comprometer a longevidade das próteses parciais fixas. Revisões sistemáticas têm publicado resultados favoráveis, com taxas de sucesso elevadas e informações sobre as falhas que este tipo de prótese apresenta com maior incidência.

Em 2004, Tan *et al.*, com o objetivo de observar o sucesso e a sobrevivência de PPFs, além da sua taxa de falha, publicaram uma revisão sistemática com resultados favoráveis. A metanálise indicou que 89,1% das próteses parciais fixas sobreviveram após 10 anos. A taxa de 2,1% para perda da prótese por fratura do dente pilar foi considerada baixa. A complicação técnica mais comum foi a perda de retenção da prótese e dentre as complicações biológicas, a cárie e a perda de vitalidade foram prevalentes, o que confirmou as taxas de sucesso publicadas em metanálises anteriores de 90% e 92%, para Creugers *et al.* (1994) e Scurrya *et al.* (1998), respectivamente.

Goodacre *et al.*, em 2003, verificou a incidência de complicações clínicas em diversos tipos de próteses. A complicação mais comum associada à PPF foi cárie, seguida pela necessidade de tratamento endodôntico, perda de retenção, complicações estéticas, doença periodontal, fratura radicular e fratura da prótese. Quando analisados pinos e núcleos, o deslocamento do pino teve maior incidência, seguido de fratura radicular, cárie e doença periodontal.

Após examinar 516 próteses fixas confeccionadas sobre pino e núcleo metálico fundido, Mentink *et al.* (1993), identificaram boa taxa de sobrevivência. Pré-molares e molares com coroas unitárias apresentaram uma elevada taxa de sobrevivência. Para dentes anteriores, após 10 anos, 82% dos pinos e núcleos metálicos fundidos não apresentaram falhas. Quando foram comparados dentes pilares com dentes com coroas unitárias, os pré-molares e molares, que serviram de pilar para próteses parciais fixas, mostraram inferior taxa de sobrevivência comparados àqueles com coroas unitárias. Os autores explicam este achado pelo fato de que dentes pilares estão expostos a cargas maiores e mais complexas, o que influenciaria a taxa de sobrevivência.

Walton (2003), com o objetivo de relatar as falhas e a influência de várias características clínicas nos resultados de 515 PPFs, empregando pino e NMF como ancoragem intrarradicular, realizou um estudo longitudinal com pacientes avaliados após 15 anos de confecção das próteses. O autor identificou 92% de taxa de sobrevivência para as próteses parciais fixas e não foram observadas diferenças estatisticamente significantes quando núcleos metálicos fundidos e pinos pré-fabricados de aço inoxidável foram utilizados, com exceção para dentes pilares posteriores.

No planejamento de uma PPF, a escolha dos dentes pilares e o planejamento dos retentores são fundamentais, considerando que as forças que normalmente seriam absorvidas pelo dente ausente serão transmitidas aos pilares, através do pântico, dos retentores e conectores. Estudos abordando os fatores biomecânicos que afetam os resultados do tratamento restaurador de dentes estruturalmente comprometidos usados como pilares de PPF são pouco frequentes na literatura, principalmente envolvendo dentes posteriores (SHILLINGBURG *et al.*, 2007).

As próteses parciais fixas sob a ação de cargas sofrem flexão diretamente proporcional ao cubo do seu comprimento e inversamente proporcional ao cubo da espessura oclusogengival dos pânticos. Esta flexão incidirá sobre a estrutura da PPF e será transmitida aos pilares gerando cargas de tração e cisalhamento importantes, especialmente nos casos em que os pilares foram restaurados com núcleos intrarradiculares (MEZZOMO e SUZUKI, 2007; SEATON, 1994; SHILLINGBURG *et al.*, 2007).

Seaton, em 1994, estudou a biomecânica e identificou as possíveis localizações de estresse em PPF posterior. Após observar a complexidade da estrutura, verificou que o estresse nos retentores é causado pela interação de várias forças, que, basicamente, consistem na carga oclusal aplicada e na resposta do ligamento periodontal dos dentes pilares aos movimentos resultantes da estrutura. Estresses de tensão e cisalhamento são gerados nos retentores após movimentos de rotação da PPF no eixo mesiodistal, torção do pântico e flexão no plano sagital.

Naveau *et al.*, em 2009, através de elementos finitos descreveram a distribuição do estresse em PPF posteriores cimentada em dentes vitais. Após aplicação de carga vertical ao centro do pântico, foi observado elevado estresse localizado nos conectores, no dente pilar mais enfraquecido, na região apical e na margem cervical, especialmente nos extremos dos pilares. De acordo com os autores, estas regiões são consideradas as mais enfraquecidas da PPF, com maior potencial para fratura. Resultados semelhantes também foram encontrados por Rommed *et al.*, em 2004.

A biomecânica de uma prótese parcial fixa torna-se ainda mais complexa quando os dentes pilares necessitam reconstrução com retentores intrarradiculares, pois nesta situação os pilares estão ainda mais fragilizados. A literatura mostra que há um considerável argumento científico para a utilização de pinos de fibra ou NMF em dentes anteriores, mas não se percebe a mesma consistência em estudos com dentes posteriores (AKMAN *et al.*, 2011; CLAVIJO *et al.*, 2009; GIOVANI *et al.*, 2009; MEIRA *et al.*, 2009; SANTOS *et al.*, 2010).

Vários são os fatores que influenciam na escolha do tipo de pino a ser utilizado na reconstrução protética. De acordo com Fernandes, Shetty e Coutinho (2003), um sistema de pinos ideal teria características como propriedade física similar à da dentina, máxima retenção com pouca remoção de tecido dentinário, distribuição do estresse funcional ao longo da superfície radicular, compatibilidade estética com a restauração e tecidos ao redor, resistência ao deslocamento, boa retenção do núcleo, de fácil uso e seguro. Os mesmos autores indicam a máxima conservação possível do remanescente dental durante o preparo do espaço destinado ao pino, utilização de NMF quando a perda de estrutura dentária for de moderada a severa e pinos pré-fabricados para canais com perda leve de estrutura.

Devido à estabilidade e à precisa relação com a morfologia do conduto, o NMF se apresentava como procedimento padrão para reconstrução de dentes tratados endodonticamente até a década de 80. Contudo, com frequência estava associado a fraturas radiculares irreparáveis, devido ao efeito cunha exercido por estes núcleos. (MORGANO, 1996; SCOTTI e FERRARI, 2003; STOCKTON, 1999).

Uma alternativa mais recente para a reconstrução coronária mais conservadora é a utilização de pinos pré-fabricados reforçados por fibra. Apesar da recente introdução no mercado e das limitações dos estudos quanto ao tempo de acompanhamento, dentre outras, baixo número de insucesso e fratura são evidenciados (FERRARI, VICHI, GARCIA-GODOI, 2000).

No geral, diversos autores apontam que a resistência à fratura do dente restaurado com NMF é maior do que aquele restaurado com pino de fibra. Entretanto, a maioria dos estudos indica que as falhas ocorridas em dentes com NMF são classificadas como irreparáveis, enquanto que as falhas que ocorrem nos dentes restaurados com pino de fibra têm prognóstico mais favorável (CLAVIJO *et al.*, 2009; GIOVANI *et al.*, 2009; MACCARI *et al.*, 2003; TAN *et al.*, 2004; TORABI e FATTAHI, 2009; OKADA *et al.*, 2008; YAMAMOTO *et al.*, 2009).

Falhas como fraturas dentais coronorradiculares e radiculares parecem estar mais frequentemente associadas a dentes tratados endodonticamente e com pino e núcleo metálico (WALTON, 2003). Vários estudos indicam que, em situações nas quais o tratamento restaurador envolve núcleos metálicos, as falhas são predominantemente catastróficas. Por outro lado, as falhas que ocorrem com núcleos sobre pinos de fibra raramente comprometem a continuidade do dente em função, o que parece estar ligado ao módulo de elasticidade e à transmissão da carga mastigatória para a estrutura dental (AKKAYAN e GULMEZ, 2002; FOKKINGA *et al.*, 2004; GRANDINI *et al.*, 2005; MACCARI *et al.*, 2007; MONTICELLI *et al.*, 2003; SANTOS *et al.*, 2009; SCHIMITTER *et al.*, 2007; TORABI e FATTAHI, 2009).

Estudos *in vitro* têm apontado vantagens biomecânicas dos pinos de fibra, tais como: módulo de elasticidade, resistência à flexão e resistência à fadiga (AKKAYAN e GULMEZ, 2002; CHELEUX e SHARROCK, 2009; MACCARI *et al.*, 2003). Os sistemas de pinos de fibra pré-fabricados, além das suas propriedades biomecânicas favoráveis,

simplificam o procedimento restaurador, já que os passos necessários para chegar ao resultado podem ser completados no próprio consultório (FERNANDES, SHETTY e COUTINHO, 2003; TORBJORNER e FRANSSON, 2004).

Monticelli *et al.*, em 2003, examinaram 225 pacientes que receberam pino de fibra e coroa total em pré-molar, após 6, 12 e 24 meses e não identificaram nenhuma fratura. As falhas encontradas constituíram apenas 6,2% e foram por recorrência de lesão periapical ou por deslocamento do pino, o que os autores discutiram como sendo o tipo de falha mais comum em restaurações com este tipo de pino.

No estudo realizado por Pereira *et al.* (2009), utilizando caninos humanos restaurados com núcleo metálico fundido, pino de fibra pré-fabricado e núcleo em resina composta e núcleo de resina composta apenas, encontrou uma resistência a fratura significativamente maior nos grupos restaurados com NMF em comparação com os outros materiais testados. Dentre as falhas ocorridas, as fraturas dentais foram as mais comuns, subdivididas em coronaradiculares e radiculares e, adicionalmente, encontraram-se mais associadas a dentes tratados endodonticamente e com pino e núcleo metálico fundido.

Está claro que os dentes reconstruídos com NMF sofrem mais com fraturas, sobretudo com fraturas irreparáveis (fratura radicular vertical). Para Tan *et al.* (2004), a remoção da estrutura dental durante o acesso endodôntico e o preparo para o núcleo, com um desgaste maior que para pinos pré-fabricados, contribui para a ocorrência de fraturas.

Adicionalmente, Ho *et al.* (1994) e Kishen, Kumar e Chen (2004) afirmaram que a concentração de estresse na dentina devido ao desenho ou alto módulo de elasticidade do pino também é fator que influencia na ocorrência de fraturas. Meira *et al.* (2009), através de elementos finitos, aplicaram carga de 100N em 0°, 45° e 90°, em relação ao longo eixo do dente, na raiz de um incisivo central, sobre pino com três diferentes tipos de material (módulo de elasticidade 37, 100 e 200 GPa).

Os autores afirmaram que o efeito do módulo de elasticidade na magnitude e distribuição do estresse na raiz depende da direção da carga, e isto depende do posicionamento do dente na arcada dentária. Para dentes posteriores, onde a carga tende a ser aplicada longitudinalmente, um pino com módulo de elasticidade mais baixo

parece ser o mais adequado, já que a 0° o estresse maior ocorreu com pinos rígidos e na região apical.

Ainda é controversa a comparação entre núcleos diretos e indiretos, devido a fatores como módulo de elasticidade, resistência e os possíveis modos de falha. Os diferentes resultados de pesquisas com diferentes enfoques e métodos, apesar de mostrarem uma tendência, indicam não haver consenso em relação ao tratamento (tipo de núcleo) a ser escolhido, principalmente pela grande variedade de desenhos experimentais usados nos estudos científicos e a falta de estudos clínicos comparativos (CREUGERS *et al.*, 2005; TORBJORNER e FRANSSON, 2004).

Na tentativa de esclarecer estas dúvidas, estudos *in vitro* têm sido realizados sobre dentes restaurados isoladamente e embutidos em base de resina acrílica com pouca ou nenhuma semelhança mecânica ao que ocorre clinicamente, limitando a sua extrapolação para cenários clínicos mais complexos. Além disso, as cargas incidentes sobre uma restauração unitária parecem exigir menos da restauração quando comparadas àquelas aplicadas sobre o centro de uma PPF, onde o fulcro está distante do ponto de aplicação (NAVEAU *et al.*, 2009; ROMMED *et al.*, 2004; SEATON, 1994; SHILLINGBURG *et al.*, 2007; TORBJORNER e FRANSSON, 2004).

Em função da dificuldade em obter material humano para pesquisas laboratoriais como dentes e tecido ósseo, têm sido utilizados dentes anteriores bovinos nos estudos avaliando resistência à fratura (CLAVIJO *et al.*, 2009; ROSA *et al.*, 2012). Entretanto, para estudos envolvendo área posterior, os dentes bovinos se mostram muito diferentes dos humanos em forma e tamanho, o que não ocorre com os dentes suínos, especialmente quanto à forma radicular e tamanho. Entretanto, sua utilização ainda é limitada (LOPES *et al.*, 2006; ZIEGLER *et al.*, 2005).

Lopes *et al.* (2006) realizaram uma análise de esmalte e dentina humanos e suínos para comparar o efeito do ataque ácido sobre estas estruturas. Após análise por microscopia eletrônica de varredura, foi possível concluir que os dentes suínos podem substituir os humanos em estudos *in vitro* por possuírem muitas similaridades na estrutura de esmalte e dentina.

Ziegler *et al.* (2005) investigou as propriedades elásticas de dentes multiradiculares de *minipigs* e as comparou com as propriedades já estudadas em

humanos. No final, os autores concluíram que o ligamento periodontal suíno é comparável com o humano, podendo inclusive ser utilizado para estudos na área de Ortodontia. Apesar destes dois estudos elucidarem conclusões importantes, nenhum estudo até o momento utilizou estruturas ósseas (suínas ou humanas) contendo dentes e ligamento periodontal conservados, dispensando a necessidade de simulação destas estruturas anatômicas com materiais odontológicos para testes de resistência, o que reforça a originalidade do presente trabalho.

Adicionalmente, se a literatura apresenta evidências científicas quanto ao uso e propriedades mecânicas dos núcleos diretos e indiretos em dentes anteriores isolados, poucos estudos avaliam núcleos em dentes posteriores e menos ainda em dentes pilares de PPFs nesta região. Não foram encontrados estudos envolvendo próteses parciais fixas com dentes pilares posteriores tratados endodonticamente e com pino e núcleo. Isto, associado ao fato de que esta metodologia não foi identificada na literatura vigente, constitui justificativa importante para a realização desta investigação.

Assim, o propósito deste estudo *in vitro* foi comparar a resistência à fratura de pilares de próteses parciais fixas restaurados com núcleo direto e indireto, analisar o tipo de fratura ocorrido nos pilares e verificar a sua relação com o tipo de núcleo utilizado.

2 PROPOSIÇÕES E HIPÓTESES

- Comparar a resistência à fratura de pilares de próteses parciais fixas restaurados com núcleo em dentina, com pino de fibra de vidro e resina composta e com núcleo metálico fundido;
- Analisar o tipo de fratura, se reparável ou irreparável, ocorrido nos pilares e verificar a sua relação com o tipo de núcleo.

As seguintes hipóteses nulas foram testadas:

- O tipo de núcleo utilizado não influencia a resistência à fratura dos pilares da prótese parcial fixa;
- O tipo de núcleo utilizado não influencia o tipo de fratura gerado nos pilares.

3 ARTIGO

3.1 Página de Título

Resistência à fratura e tipo de falha de pilares de PPFs restaurados com núcleo direto e indireto em mandíbulas de suínos.¹

Débora Chiele Palma¹, Paulo Afonso Burmann²

1. Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil

2. Departamento de Odontologia Restauradora, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil

Resistência à fratura e tipo de falha em PPFs

Palavras – chave: Prótese parcial fixa; Dente pilar; Mandíbula de suíno; Biomecânica, Fratura dental.

Key – words: Post and core technique; Denture partial fixed; Dental abutments; Swine Jaw; Biomechanics; Tooth fractures.

Autor Correspondente

Débora Chiele Palma

Daltro Filho, 325. Apt 101. Nossa Senhora de Fátima. Santa Maria, RS, Brasil.

Telefone: 55.55.3223 16 59

Email: debspalma@gmail.com

9 de março de 2012

¹ O artigo foi formatado segundo as normas do periódico *Journal of Oral Rehabilitation*.

3.2 Resumo

O objetivo deste estudo foi comparar a resistência à fratura de pilares de próteses parciais fixas restaurados com núcleo em dentina, com pino de fibra de vidro e resina composta e com núcleo metálico fundido, analisar o tipo de fratura, se reparável ou irreparável, e verificar a sua relação com o tipo de núcleo. Foram utilizados 15 blocos ósseos extraídos da mandíbula de suínos adultos, com 1º, 2º e 3º molares permanentes, ligamento periodontal e tecido ósseo. O 1º e o 3º molares foram preparados como dentes pilares para a prótese parcial fixa. Os blocos ósseos foram divididos em 3 grupos (n=5) de acordo com o tratamento realizado: I (controle) - núcleo em dentina; II - núcleo metálico fundido (Cu-Al) e III - pino de fibra de vidro e resina composta. Infraestruturas padronizadas para próteses parciais fixas de 4 elementos foram confeccionadas em liga Ni-Cr. A cimentação dos núcleos e das próteses foi realizada com cimento resinoso autoadesivo dual. Após 48 horas a 37°C, foi aplicada carga de compressão sobre o centro da prótese parcial fixa, em máquina de ensaio universal, até a fratura. Os valores (N) e o tipo de fratura ocorrida (reparável e irreparável) foram registrados. Análise de Variância e Teste Exato de Fisher ($p < 0,05$) foram utilizados para análise estatística. Não foi observada diferença estatisticamente significativa para resistência à fratura ($p = 0,113$). Nos grupos I e III, 100% das fraturas foram reparáveis e no grupo II, 80% foram irreparáveis. Foi observada diferença estatisticamente significativa para o tipo de fratura, bem como associação entre o tipo de fratura e o tipo de núcleo ($p = 0,011$). Concluiu-se que o tipo de núcleo utilizado não influencia a resistência à fratura dos pilares, entretanto influencia o tipo de fratura gerado.

3.3 Abstract

The aim of this study was to compare the fracture strength of abutments under fixed partial denture, to analyze the type of fracture and to verify its relation to the type of core used. It was taken 15 bone blocks from the jaw of adult swine, with at least 1th and 3rd molars, which were the abutment teeth for the fixed partial denture. The specimens were divided into 3 groups (n=5): I - (control) dentine core; II - cast metallic core and III - glass fiber post and composite resin. Standardized infrastructures for fixed partial denture of four elements were made. The cementation of intraradicular retainers and of the denture was performed with dual self-adhesive resin cement. After 48 hours at 37°C, it was applied compression load by universal testing machine until fracture. The values (N) and the type of fracture occurred (reparable and irreparable) were recorded. The Analysis of variance and Fisher's exact test ($p < 0.05$) were used to statistical analysis. For the variable fracture strength, there were no statistical differences among the cores tested ($p = 0.113$), both GR I and the GR III, 100% of the fractures were repairable and GR II, 80% of the fractures were irreparable. There is association between fracture type and the core type used ($p = 0.011$). It was possible to conclude that the type of core used did not influence the fracture strength. The type of fracture occurred in the abutments was predominantly repairable to direct core and irreparable to indirect core. There is association between core type and the fracture type occurred.

3.4 Introdução

O planejamento do tratamento restaurador de dentes tratados endodonticamente envolve diversos fatores que exercem influência sobre a qualidade do tratamento e a taxa de sobrevivência das restaurações (MENTINK *et al.*, 1993). Em próteses parciais fixas (PPFs), o número de pilares e de pânticos e o tipo de núcleo coronorradicular utilizado podem influenciar na ocorrência de falhas e complicações (WALTON, 2003).

Durante a mastigação, os retentores de uma PPF posterior passam constantemente por tensões complexas após movimentos de rotação da PPF no eixo mesiodistal, torção do pântico e flexão no plano sagital, especialmente nos casos em que os pilares foram restaurados com retentores intrarradiculares. Estes fenômenos são causados pela interação de várias forças que consistem na carga oclusal aplicada e na resposta do ligamento periodontal dos dentes pilares aos movimentos resultantes da estrutura (MEZZOMO e SUZUKI, 2007; SEATON, 1994; SHILLINGBURG e HERBERT, 2007).

Embora a utilização dos retentores intrarradiculares em dentes tratados endodonticamente seja ampla, ainda é controversa a comparação entre os núcleos diretos e indiretos, devido a fatores como módulo de elasticidade, resistência e os possíveis modos de falha (CREUGERS *et al.*, 2005; TORBJORNER e FRANSSON, 2004). Diversos autores apontam que a resistência à fratura (RF) do dente restaurado com núcleo metálico fundido (NMF) é maior do que aquele restaurado com pino de fibra de vidro (PFV). Contudo, a maioria das falhas ocorridas em dentes com NMF é classificada como irreparável, enquanto que aquelas que ocorrem nos dentes restaurados com PFV têm prognóstico mais favorável (CLAVIJO *et al.*, 2009; GIOVANI *et al.*, 2009; MACCARI, CONCEIÇÃO e NUNES, 2003; MACCARI *et al.*, 2007; TAN *et al.*, 2004; TORABI e FATTAHI, 2009; OKADA *et al.*, 2008; YAMAMOTO *et al.*, 2009).

A explicação encontra-se no módulo de elasticidade. Pinos de fibra de vidro possuem módulo de elasticidade próximo ao da dentina, ao contrário dos NMFs que são mais rígidos. Quando submetido à carga compressiva, o PFV absorve melhor as forças concentradas ao longo da raiz o que diminui a probabilidade de fratura nos

terços médio e apical, ao contrário do NMF que exerce o denominado efeito cunha na região apical, em função do módulo de elasticidade mais elevado (MEIRA *et al.*, 2009; KISHEN, KUMAR e CHEN, 2004). Além disso, a diminuição da integridade da estrutura dental durante o acesso endodôntico e o preparo para o NMF, com um desgaste maior que para pinos pré-fabricados, são outros fatores que contribuem para a ocorrência de fraturas irreparáveis com núcleos metálicos fundidos (TAN *et al.*, 2004). Este conceito se aplica normalmente para restaurações unitárias, no entanto para dentes posteriores pilares de pontes fixas, parece não estar suficientemente consolidado.

Em função da dificuldade em obter material humano para pesquisas laboratoriais como dentes e tecido ósseo, têm sido utilizados dentes anteriores bovinos nos estudos avaliando resistência à fratura (CLAVIJO *et al.*, 2009; ROSA *et al.*, 2012). Entretanto, para estudos envolvendo área posterior, os dentes bovinos se mostram muito diferentes dos humanos em forma e tamanho, o que não ocorre com os dentes suínos, especialmente quanto à forma radicular e tamanho. Entretanto, sua utilização ainda é pouco limitada (LOPES *et al.*, 2006; ZIEGLER *et al.*, 2005).

Lopes *et al.* (2006) realizaram uma análise de esmalte e dentina humanos e suínos para comparar o efeito do ataque ácido sobre estas estruturas. Após análise por microscopia eletrônica de varredura, foi possível concluir que os dentes suínos podem substituir os humanos em estudos *in vitro* por possuírem muitas similaridades na estrutura de esmalte e dentina.

Ziegler *et al.* (2005) investigou as propriedades elásticas de dentes multiradiculares de *minipigs* e as comparou com as propriedades já estudadas em humanos. No final, os autores concluíram que o ligamento periodontal suíno é comparável com o humano, podendo inclusive ser utilizado para estudos na área de Ortodontia. Apesar destes dois estudos elucidarem conclusões importantes, nenhum estudo até o momento utilizou estruturas ósseas (suínas ou humanas) contendo dentes e ligamento periodontal conservados, dispensando a necessidade de simulação destas estruturas anatômicas com materiais odontológicos para testes de resistência, o que reforça a originalidade do presente trabalho.

Se a literatura apresenta evidências científicas quanto ao uso e propriedades mecânicas dos núcleos diretos e indiretos em dentes anteriores isolados, poucos

estudos avaliam núcleos em dentes posteriores e menos ainda em dentes pilares de PPFs nesta região. Não foram encontrados estudos envolvendo próteses parciais fixas com dentes pilares posteriores tratados endodonticamente e com pino e núcleo. Isto, associado ao fato de que esta metodologia não foi identificada na literatura vigente, constitui justificativa importante para a realização desta investigação.

Assim, o propósito deste estudo *in vitro* foi comparar a resistência à fratura de pilares de próteses parciais fixas restaurados com núcleo em dentina, pino de fibra de vidro e resina composta e núcleo metálico fundido; analisar o tipo de fratura ocorrido nos pilares, se reparável ou irreparável; e verificar a sua relação com o tipo de núcleo utilizado. Foram testadas as hipóteses nulas de que o tipo de núcleo utilizado não influencia a resistência à fratura dos pilares da prótese parcial fixa e nem sobre o tipo de fratura gerado.

3.5 Material e Métodos

3.5.1 Desenho do estudo

Esta investigação caracteriza-se como um estudo *in vitro*, realizado no laboratório de pesquisa do curso de pós-graduação em Ciências Odontológicas da UFSM (Santa Maria, RS, BRA). A amostra foi constituída de 15 blocos ósseos extraídos da mandíbula de suínos adultos, com 1^{os}, 2^{os} e 3^{os} molares hígidos, contendo raízes com ápice completamente fechado, retilíneas e com conduto radicular livre de nódulos ou calcificações. Informações adicionais a respeito da amostra podem ser encontradas na tabela e figura 1.

3.5.2 Considerações Éticas

Este estudo foi submetido e aprovado pelo comitê de ética e bem-estar animal da UFSM (Santa Maria, RS, BRA-anexo A). Não foram necessárias medidas para minimização de dor e desconforto em função das mandíbulas utilizadas pertencerem a animais já abatidos por produtores da região.

3.5.3 Tamanho da amostra

Cálculo amostral foi realizado, através do software PS (Power and Sample Size Calculation, USA), baseado em parâmetros estimados de um estudo piloto, que utilizou 3 espécimes por grupo e resultou em uma diferença significativa entre as médias de 598, 85N e um desvio-padrão de 314,0. Baseado nestes parâmetros, em um nível de significância de 5% e um poder de 80%, foram determinados 2 espécimes por grupo para esta investigação. Em função da possibilidade da ocorrência de perdas, foram determinados 5 espécimes por grupo.

3.5.4 Preparo da amostra

Para a obtenção dos blocos ósseos, assim que os suínos foram abatidos, as mandíbulas foram imediatamente armazenadas sob refrigeração constante. Não foi necessário congelamento, pois um dia após o abatimento, os blocos ósseos foram serrados manualmente, preparados e imersos em solução para conservação.

A conservação dos tecidos foi obtida por imersão em 420ml (5 vezes o volume de cada bloco ósseo) de solução de Laskowski (RODRIGUES, 1998), composta por glicerina líquida, álcool 70° Gl, ácido fênico e ácido bórico. De acordo com Rodrigues (1998), esta composição mantém a coloração e impede o enrijecimento dos tecidos.

O preparo dos blocos iniciou com a remoção das inserções de tecidos e cálculo periodontal com cureta periodontal e posteriormente, radiografias periapicais foram realizadas para análise da porção intraóssea. O 1º e o 3º molar suínos foram utilizados como pilares para a PPF de 4 elementos, já que a proposta do estudo foi simular a situação clínica de uma prótese parcial fixa com ancoragem mesial no primeiro pré-molar e ancoragem distal no segundo molar, com primeiro molar e segundo pré-molar ausentes.

Com esta finalidade, a coroa do 2º molar e a metade distal da coroa do 1º molar suíno foram removidas com ponta diamantada nº 2200 (KG Sorensen, Barueri, SP, BRA). O 1º molar teve suas raízes totalmente separadas e, juntamente com as raízes do 2º molar, a raiz distal do 1º molar foi sepultada, pois a extração fragilizaria a estrutura óssea. O tecido ósseo foi reanatomizado com broca carbide para osso, através de aumento de coroa clínica, a fim de manter 3,0 mm supraósseos referentes ao espaço biológico e padronizar o comprimento radicular, confirmados através de radiografias periapicais. A porção coronária teve suas paredes padronizadas em 1,5 mm de espessura e enquanto não manipuladas, foram mantidas recobertas com obturador provisório (Technew Indústria, RJ, BRA), para reduzir a influência da solução de armazenagem e conservação sobre a dentina.

3.5.5 Procedimentos Operacionais

Após passar por randomização pelo software Randon Allocation (M. Saghaei, Department of Anesthesia, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, IRN), os espécimes foram distribuídos em 3 grupos experimentais de acordo com o tipo de núcleo: grupo I (controle) com núcleo em dentina, grupo II com núcleo metálico fundido e grupo III com pino de fibra de vidro e resina composta.

Os espécimes referentes ao grupo II e III tiveram as coroas dos pilares removidas a 3,0 mm acima da crista óssea, com disco diamantado dupla face (KG Sorensen, Barueri, SP, BRA). Após este período, os blocos ósseos dos 3 grupos foram alinhados de acordo com o longo eixo dos pilares e embutidos em resina acrílica autopolimerizável (Dencril, Pirassununga, SP, BRA) para adequado encaixe em suporte adaptável à máquina de ensaios universal DL-1000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, BRA).

Os canais radiculares dos blocos ósseos dos grupos II e III foram instrumentados com lima tipo K-file 1ª série e brocas Gates Glidden nº 2 e 3, no comprimento de trabalho de 13,0 mm e obturados com cones de guta-percha (Dentsply, Petrópolis, RJ,

BRA) e cimento obturador livre de eugenol (Dentsply, Petrópolis, RJ, BRA). Posteriormente, foram armazenados à 37°C e com 100% de umidade por 36 horas, correspondendo ao tempo de presa do cimento obturador.

No grupo I, as coroas híbridas foram preparadas para coroa total metalocerâmica, com núcleo em dentina, que tem $E=18,5$ GPa (MEIRA *et al.*, 2009), respeitando os princípios biomecânicos (SHILLINGBURG e HERBERT, 2007). Para este procedimento, foram utilizadas pontas diamantadas esféricas, tronco-cônicas e cilíndricas (1014, 3216, 4138), sob refrigeração constante. As dimensões do núcleo foram padronizadas em 5,0 mm de altura, comprimento mesiodistal cervical de 3,0 mm para o pré-molar e 13,0 mm para o molar, comprimento vestibulolingual cervical de 4,0 mm para o pré-molar e 7,5 mm para o molar. Com a finalidade de padronizar a inclinação do preparo, as dimensões nos terços médio e oclusal também foram padronizadas para todos os espécimes. O término cervical foi realizado em chanfro e localizou-se a 3,0 mm acima da crista óssea (Figura 2). O preparo foi mantido cônico e com ângulos arredondados a fim de facilitar procedimentos de colocação, remoção e adaptação da prótese (PEGORARO *et al.*, 2004).

No grupo II, os condutos foram desobturados com broca de baixa rotação Largo (KG Sorensen, Barueri, SP, BRA) nº 2 em 2/3 do comprimento radicular e preparados para a confecção de NMF, com broca nº 1 do sistema de pinos (SHILLINGBURG e HERBERT, 2007; SCOTTI e FERRARI, 2003). Em seguida, foram modelados padrões em resina acrílica autopolimerizável vermelha (Polidental, Cotia, SP, BRA), com auxílio de dispositivo de plástico.

Para padronizar o núcleo coronário foi utilizada uma matriz de acetato obtida a partir dos preparos do grupo I. Após a fundição em liga não preciosa NPG (Aalbadent, Fairfield, CA, USA), (Cu 80,7%, Al 7,8%, Ni 4,3%, Fe 3%, Zn 2,7% e Mn 1,7%), com $E=207$ MPa, conforme fabricante. Os núcleos foram cimentados com cimento resinoso autoadesivo dual U100 (3MESPE, St.Paul, MN, USA), mantidos sob carga constante de 5 Kg por 3 minutos.

No grupo III, os condutos foram desobturados com brocas de baixa rotação Largo ^{yy11} nº 2 em 2/3 do comprimento radicular e preparados com broca de baixa rotação do sistema de pinos nº 1 (FGM, Joinville, SC, BRA), (SCOTTI e FERRARI,

2003). Os pinos de fibra de vidro com $E=37$ GPa (MEIRA *et al.*, 2009) foram padronizados em 15,0 mm de comprimento, limpos com algodão embebido de álcool 70°Gl e silanizados com 1 camada de agente silano (FGM, Joinvile, SC, BRA). Em seguida foram cimentados igualmente ao grupo II.

Após a fotopolimerização das margens e remoção dos excessos, foram realizados os procedimentos para reconstrução do núcleo coronário com condicionamento ácido (FGM, Joinvile, SC, BRA), aplicação de adesivo (3MESPE, St.Paul, MN, USA) e resina composta microhíbrida (FGM, Joinvile, SC, BRA), inserida com auxílio da matriz de acetato, a mesma usada para o grupo II.

Nesta etapa, os núcleos coronários dos 3 grupos foram conferidos e ajustados buscando a melhor padronização de forma e volume, se necessário. A seguir, foram enceradas as infraestruturas para PPF metalocerâmica, a partir de uma matriz de acetato previamente confeccionada, também com a finalidade de padronizar dimensões e formato da prótese parcial fixa.

A distância interpilares foi padronizada em 23,0 mm, o diâmetro da conexão em 3,0 mm, o comprimento mesiodistal dos pânticos em 5,0 mm para o pré-molar e 8,0 mm para o molar, o comprimento vestibulolingual de cada pântico permaneceu 5,0 mm e a espessura da infraestrutura em 1,0 mm.

Após a padronização, as PPFs foram fundidas em liga não preciosa (Ni-Cr) (Wilcos do Brasil, Petrópolis, RJ, BRA), ($E= 200,0$ GPa – conforme fabricante) e usinadas, com um nicho circular de 3,0 mm de diâmetro, localizado a 11,5 mm de distância dos pilares, correspondente ao diâmetro da ponta do dispositivo da máquina de ensaio universal. As infraestruturas das PPFs foram cimentadas com cimento resinoso autoadesivo dual U100 (3MESPE, St.Paul, MN, USA), seguindo as recomendações do fabricante e mantidas sob carga constante de 5 kg por 3 minutos.

A linha de cimentação foi protegida com esmalte incolor e os espécimes foram armazenados por 48 horas (100% de umidade/ 37°C), e posteriormente submetidos ao ensaio de compressão em máquina de ensaio universal DL-1000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, BRA), (0,05 cm/min), sobre o nicho criado (Figura 3), até a fratura.

3.5.6 Análise de fratura

A carga requerida para a falha foi registrada em Newton e as fraturas foram classificadas como reparáveis (F1: trincas ou fraturas radiculares localizadas acima ou ao nível da crista óssea) ou irreparáveis (F2: trincas ou fraturas radiculares propagadas abaixo da crista óssea).

Após a imersão dos espécimes testados em corante Azul de Metileno, foi realizada análise visual, auxiliada por estereomicroscópio (Carl Zeiss, Jena, DEU), em 10X e 20X de aumento. Para análise da região intraóssea e verificação da ocorrência de F2, foram realizadas tomografias computadorizadas (I-CAT, Hatfield, PA, USA) e posterior registro das fraturas.

3.5.7 Análise Estatística

Após análise descritiva dos dados, os resultados passaram por teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk ($p > 0,05$) sendo considerados normais. Para verificação da homogeneidade da variância, o teste de Levene foi aplicado e demonstrou igualdade de variâncias entre os três grupos ($p = 0,546$). As diferenças entre as médias para a variável resistência à fratura foram comparadas através da Análise de Variância One-way e para testar o tipo de fratura, foi utilizado Teste Exato de Fisher. O nível de significância foi 5%.

3.6 Resultados

Parâmetros descritivos para resistência à fratura podem ser visualizados na tabela 2. Os valores relacionados à mediana da ocorrência de fratura foram 2085,3, 2101,1 e 1601,9 (N) para os grupos I, II e III, respectivamente (Figura 4). Ao comparar a resistência à fratura, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os núcleos testados ($p=0,113$). Contudo, quanto ao tipo de fratura, que diferenciou estatisticamente ($p=0,011$), foi observada uma associação entre o tipo de fratura e o tipo de núcleo utilizado. O núcleo em dentina e o PFV com RC estiveram associados às fraturas reparáveis e o NMF associado a fraturas irreparáveis.

A tabela 3 registra os tipos de fratura, com frequência e percentual de fraturas reparáveis e irreparáveis, dividido por grupos. No grupo I (controle), 100% das fraturas ocorridas foram horizontais, localizadas acima ou ao nível da crista óssea, na região de término cervical. No grupo III (PFV), 100% das fraturas se localizaram acima ou ao nível da crista marginal, com direção horizontal e oblíqua. Entretanto, estas fraturas demonstraram menor gravidade, caracterizando-se como trincas, diferente do grupo com núcleo em dentina (Figura 5). No grupo II (NMF), verificou-se o predomínio de fraturas abaixo da crista marginal (irreparáveis). Estas fraturas foram predominantemente oblíquas, estendendo-se para os terços médio e apical, como pode ser visualizado na figura 6. Apenas 1 espécime deste grupo teve fratura acima do nível ósseo limitada ao terço cervical.

3.7 Discussão

De acordo com os resultados do estudo, pilares restaurados com núcleo em dentina, pino de fibra de vidro e resina composta ou núcleo metálico fundido são similares entre si quanto a resistência à fratura, em próteses parciais fixas de quatro elementos. Foi obtido um poder para o estudo de 87%, a partir da diferença entre as médias de 864, 58N e um desvio-padrão de 387,0, com base em um nível de significância de 5%. Dessa forma, a hipótese nula de que o tipo de núcleo utilizado não influencia a resistência à fratura não pode ser rejeitada.

Este mesmo achado foi encontrado por Akman *et al.*, em 2011, ao comparar a resistência à fratura e o modo de falha de pilares monorradiculares (caninos e pré-molares) hígidos, tratados endodonticamente e com tratamento endodôntico e pino de fibra, em PPFs de 3 elementos. Os autores não explicaram o que levou a tal resultado.

A literatura avaliando a resistência à fratura de dentes unirradiculares restaurados com NMF ou PFV e coroas unitárias suporta as respostas para as variáveis estudadas, entretanto não são encontrados estudos envolvendo PPF posterior sustentada por pilares multirradiculares fragilizados e restaurados com retentores intrarradiculares (GIOVANI *et al.*, 2009; KISHEN, KUMAR E CHEN, 2004; MACCARI, CONCEIÇÃO E NUNES, 2003; OKADA *et al.*, 2008). Além disso, a inovação metodológica do estudo, que utilizou um modelo experimental complexo até então não publicado, limita a comparação direta com outros estudos.

Quanto à variável tipo de fratura, a hipótese testada que o tipo de núcleo utilizado não influencia o tipo de fratura gerado nos pilares foi rejeitada. Foi observada uma associação entre o tipo de núcleo escolhido para restaurar e o tipo de fratura ocorrida nos pilares. Isso pode ser atribuído à biomecânica da PPF e ao módulo de elasticidade de cada material utilizado para núcleo (AKMAN *et al.*, 2011; MEIRA *et al.*, 2009; SEATON, 1994).

Os pilares com núcleo em dentina fraturaram nos pré-molares (pilar mais fragilizado), horizontalmente e a nível de término cervical. O mesmo foi observado por Akman *et al.*, em 2011, que atribui este tipo de fratura ao elevado torque ocorrido nos

pilares em função da PPF. De acordo com Seaton, em 1994, ao aplicar uma carga oclusal em 90° no centro de uma prótese com 4 elementos, outras forças são geradas pelo ligamento periodontal com igual intensidade, mas em direção oposta. Conseqüentemente, o pântico flexiona e força cada pilar a rotacionar ao redor de um eixo vestibulolingual. Desta forma, pares de forças são gerados dentro dos retentores e atuam aplicando compressão na camada de cimento mais próxima do pântico e tensão na mais distante. Esse movimento gerado poderia levar à falha do núcleo e ou da raiz.

De acordo com Naveau *et al*, em 2009, este tipo de fratura também pode estar associada à concentração de tensões na região. Os autores explicaram que há maior concentração de tensões na região cervical da dentina e apical da raiz ao aplicar uma carga no centro de uma prótese parcial fixa de 4 elementos, o que poderia conduzir à sobrecarga do núcleo e à fratura, como foi observado no presente estudo.

Os pilares restaurados com NMF fraturaram quase que em sua totalidade verticalmente, com a fratura se propagando para a região intraóssea, impossibilitando a recuperação do pilar. O elevado módulo de elasticidade da liga usada pode ser o responsável pelo aparecimento deste tipo de fratura. Devido ao núcleo metálico ser constituído de um material bastante rígido, torna-se mais resistente à flexão. Dessa forma, sofre menor deformação quando submetido à carga longitudinal e conseqüentemente gera um efeito cunha na região apical mais pronunciado, com maior potencial para fratura vertical do pilar (CLAVIJO *et al.*, 2009; GIOVANI *et al.*, 2009; MACCARI, CONCEIÇÃO E NUNES, 2003).

Outro padrão de fratura foi observado no grupo III. Os pilares restaurados com pino de fibra de vidro e resina composta fraturaram, em direção horizontal e oblíqua, acima do nível ósseo, mas com menor gravidade (trincas). O pino de fibra de vidro por possuir um módulo de elasticidade similar ao da dentina, e conseqüentemente demonstrar-se mais flexível, facilita a dissipação do estresse ao receber a carga oclusal longitudinal. Dessa forma, quando o núcleo falha, ou ele fratura com menor gravidade e acima do nível ósseo ou o pino é deslocado do interior do conduto (MEIRA *et al.*, 2009; SANTOS *et al.*, 2010).

Este estudo confeccionou infraestruturas totalmente em liga metálica não-preciosa, sem aplicação de cerâmica, com a finalidade de diminuir custo, evitar falhas

inesperadas em cerâmica e observar mais facilmente as fraturas ocorridas nos pilares. Entretanto, a liga em Ni-Cr possui elevado módulo de elasticidade, transferindo elevado estresse aos núcleos o que pode agravar o tipo de fratura ocorrido, principalmente no grupo II (AKMAN *et al.*, 2011).

Para Ziegler *et al.* (2005), o ligamento periodontal de dentes suínos e unirradiculares humanos são comparáveis. Em função disso, a metodologia empregada pode representar uma situação mais próxima da realidade e oferecer respostas mais confiáveis às questões originadas na terapêutica restauradora. Por conseguinte, o modelo experimental utilizado pode substituir o convencional embutimento de dentes extraídos em resina acrílica e uso de silicone para simulação de ligamento periodontal, por blocos de mandíbula suína com dentes, ligamento periodontal e tecido ósseo preservados, sendo uma alternativa viável para tornar o cenário mais próximo da realidade clínica.

Adicionalmente, este modelo proporcionou a padronização nas dimensões das raízes e coroas dos pilares, dimensões das PPFs e de núcleo, o que foi decisivo para os baixos valores de desvio-padrão encontrados e reforça ainda mais os aspectos positivos alcançados com o método.

No entanto, é importante ressaltar que o estudo possui limitações inerentes aos estudos laboratoriais. Foram obtidos resultados positivos com as mandíbulas suínas, entretanto estes animais possuem estrutura biológica diferentes dos humanos e não foram consideradas questões relativas à fadiga do espécime. Outras metodologias podem ser aplicadas com a finalidade de confirmar os achados do estudo como a simulação por meio de elementos finitos e análise por fotoelasticidade, que são metodologias que avaliam concentrações de tensões, e outros estudos que considerem a fadiga do espécime. Posteriormente, estudos clínicos são necessários a fim de consolidar os achados dos estudos laboratoriais.

3.8 Conclusão

Dentro das limitações do estudo, foi possível concluir que:

1. Os diferentes tipos de núcleos testados não influenciam a resistência à fratura de pilares de PPFs de 4 elementos restaurados com núcleo em dentina, pino de fibra de vidro e resina composta e núcleo metálico fundido;
2. Os diferentes tipos de núcleos testados influenciam o tipo de fratura ocorrido nos pilares de PPFs de 4 elementos, determinando se esta será reparável ou irreparável.

3.9 Referências bibliográficas

AKMAN, S. et al. The use of endodontically treated and/or fiber post retained teeth as abutments for fixed partial dentures. **Clinical Oral Investigation**, Heidelberg, v. 15, nov. 2011.

CLAVIJO, V. G. R. et al. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intrarradicular posts. **Journal Applied of Oral Science**, Bauru, v. 17, n. 6, p. 574-578, jul. 2009.

CREUGERS, N. H. J. et al. 5-year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 18, n.1, p. 34-39, jan-feb. 2005.

GIOVANI, A. R. et al. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 101, n. 3, p. 183-188, mar. 2009.

KISHEN, A.; KUMAR, G. V.; CHEN, N. N. Stress strain response in human dentine: Rethinking fracture predilection in post-core restored teeth. **Dental Traumatology**, Malden, v. 20, n. 2, p. 90-100, apr. 2004.

MACCARI, P. C. A.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES, M. F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **Journal Esthetic Restorative Dentistry**, Chapel Hill, v. 15, n.1, p. 25-31, 2003.

MACCARI, P. C. et al. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. **Journal Esthetic Restorative Dentistry**, Chapel Hill, v. 19, n.1, p. 30-37, 2007.

MEIRA, J. B. C. et al. Elastic modulus of post and the risk of root fracture. **Dental Traumatology**, Malden, v. 25, n. 4, p. 394-398, aug. 2009.

MENTINK, A. G. B. et al. Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration. **Journal of Oral Rehabilitation**, Arhus, v. 20, n. 5, p. 455-461, sep. 1993.

MEZZOMO, E.; SUZUKI, R. **Reabilitação Oral Contemporânea**. São Paulo: Santos, 2007. 873p.

NAVEAU, A. et al. Biomechanical behavior of tooth-supported fixed partial dentures by 3d FEA. **European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry**, Suffolk, v. 17, n. 4, p. 1-7, dec. 2009.

OKADA, D. et al. Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composit resin. **Dental Materials Journal**, Tóquio, v. 27, n. 4, p. 605-611, jul. 2008.

PEGORARO L, et al. **Prótese Fixa**. São Paulo: Artes Médicas, 2004.

RODRIGUES, H. **Técnicas Anatômicas**. Espírito Santo. 1998. 222 p.

ROSA, R. et al. Fracture strength of endodontically treated teeth restored with different strategies after mechanical cycling. **General Dentistry**. v. 60, n. 02, p. 62-68, mar-apr. 2012.

SANTOS, A. et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **Journal Dental Research**, Ann Arbor, v. 89, n. 6, p. 587-591, jun. 2010.

SCOTTI, R.; FERRARI, M. **Pinos de fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas**. São Paulo: artes médicas, 2003. 140p.

SEATON, P. Mechanics of tensile and shear stress generation in fixed partial denture retainers. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 71, n. 3, p. 237-244, mar. 1994.

SHILLINGBURG, H.; HERBERT, T. **Fundamentos de Prótese Fixa**. São Paulo: Quintessence, 2007. 472p.

TAN, K. et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after and observation period of at least 5 years III. Conventional FPDs. **Clinical Oral Implants Research**, Oxford, v. 15, n. 6, p. 654-666, dec. 2004.

TORABI, K.; FATTAHI, F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored by different FRC posts: An *in vitro* study. **Indian Journal of Dental Research**, Mumbai, v. 20, n.3, p. 282 – 287, jul-sep. 2009.

TORBJORNER, A.; FRANSSON, B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 17, n.3, p. 369-376, may-jun. 2004.

ZIEGLER, A. et al. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. **European Journal of Orthodontics**, Oxford, v. 27, n. 4, p. 333-339, aug. 2005.

WALTON, T. R. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 16, n. 2, p. 177-182, mar-apr. 2003.

YAMAMOTO, M. et al. Photoelastic stress analysis of different post and core restoration methods. **Dental Materials Journal**, Tóquio, v. 28, n. 2, p. 204-211, mar. 2009.

3.10 Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio dos professores Dr. Carlos Heitor Cunha Moreira, pelo auxílio na orientação e na análise estatística e Dr^a Martha Bohrer Adaime, pela ajuda com a manipulação da solução de Laskowski. Agradecemos ao cirurgião-dentista Vinícius Roberto Granich/Centro Odontológico de Radiologia, pela realização das tomografias computadorizadas e ao senhor José Pascoal Marquezan, pela doação das mandíbulas suínas utilizadas no estudo, às empresas FGM, 3MESPE e Dencril produtos odontológicos pela doação dos materiais utilizados nesta pesquisa.

3.11 Tabelas

Tabela 1. Dimensionamento da unidade experimental (bloco ósseo) e seus componentes (mm).

	R	CR	CMD	CVL	A	E	L
1º MS	2	RM: 13,5 RD: 12,5	11,0	5,5	9,0	-	-
3º MS	3	RM: 19,0 RDV: 13,5 RDL: 13,0	13,5	8,0	9,0	-	-
TO	-	-	-	-	20,0	13,0	45,0

MS, molar suíno; TO, tecido ósseo; R, nº de raízes; CR, comprimento radicular; CMD, comprimento mesiodistal; CVL, comprimento vestibulolingual; A, altura; E, espessura; L, largura; RM, raiz mesial; RD, raiz distal; RDV, raiz distovestibular; RDL, raiz distolingual.

Tabela 2. Cargas (N) necessárias para a ocorrência de fratura nos espécimes ($\bar{x} \pm DP$).

	n	Média (N)	Desvio - padrão
Dentina	5	2148,76	287,79
NMF	5	2124,42	387,91
PFV	5	1738,15	262,85
Total	15	2003,78	352,56

Tabela 3. Distribuição do tipo de fratura após análise por estereomicroscópio (F1) e tomografia computadorizada (F2).

Grupos	Tipo de Fratura	Frequência	Percentual
Grupo I (Dentina)	(F1)-Reparável	5	100,0
	Total	5	100,0
Grupo II (NMF)	(F1)-Reparável	1	20,0
	(F2)-Irreparável	4	80,0
	Total	5	100,0
Grupo III (PFV)	(F1)-Reparável	5	100,0

3.12 Figuras

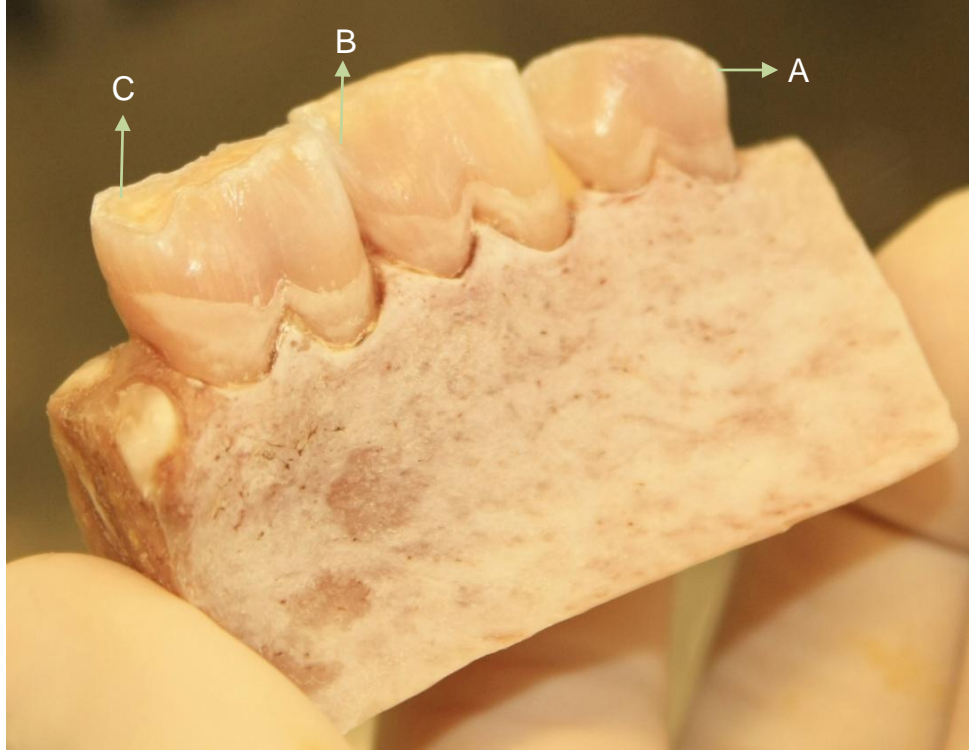


Figura 1. Bloco ósseo extraído da mandíbula de suíno adulto.
(a) 1º Molar suíno, (b) 2º Molar suíno, (c) 3º Molar suíno.

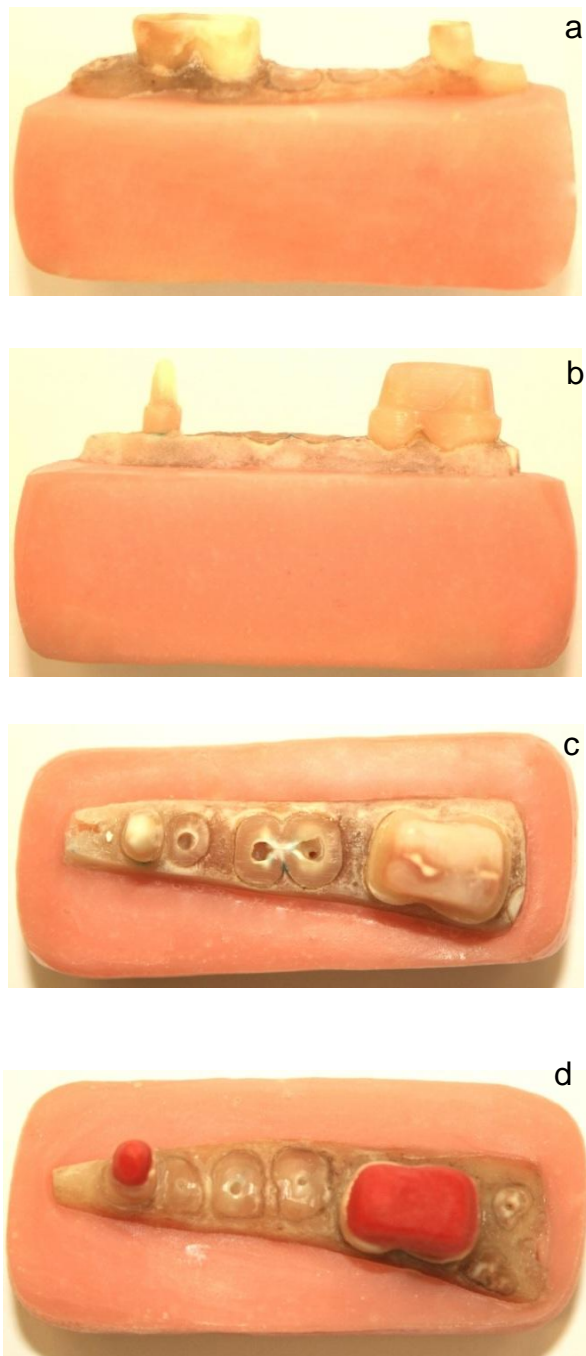


Figura 2. Espécimes preparados para receber tratamento com núcleo direto ou indireto. (a) Pilares cortados a 3,0 mm acima do nível ósseo; (b) Pilares com núcleo em dentina (vista lateral) e (c) vista superior; (d) NMF modelado em resina acrílica.

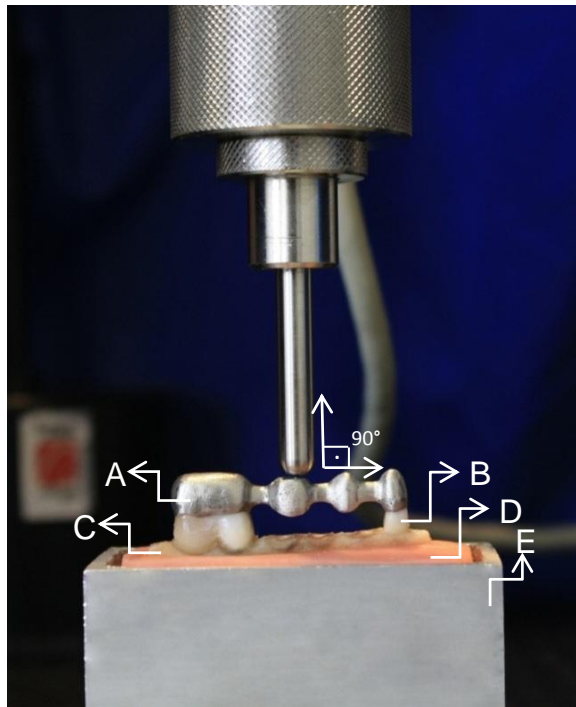


Figura 3. Teste de resistência à fratura. (A) Prótese parcial fixa; (B) Dente pilar; (C) Tecido ósseo; (D) Resina acrílica e (E) Dispositivo metálico.

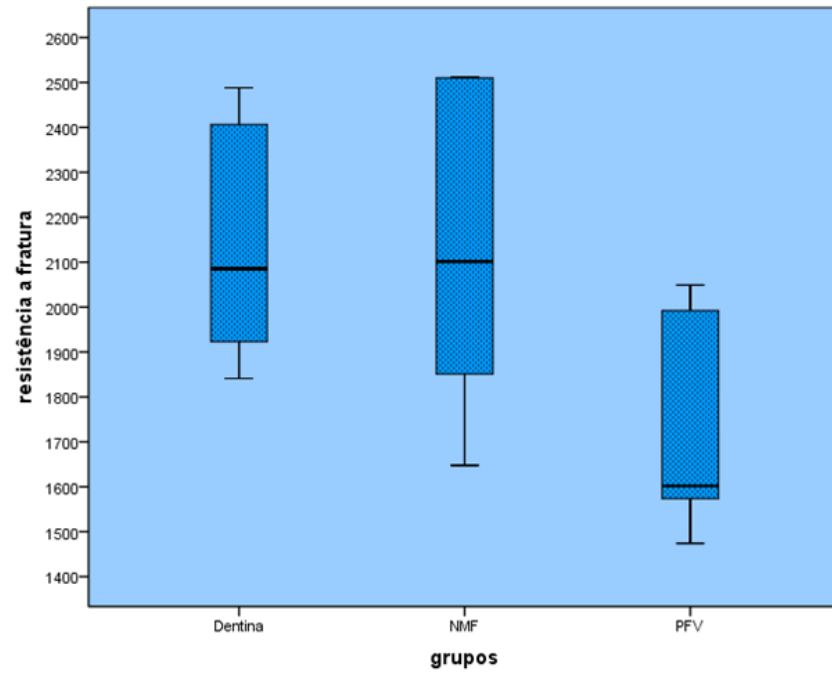


Figura 4. Gráfico Box plot: mediana e distância interquartis.

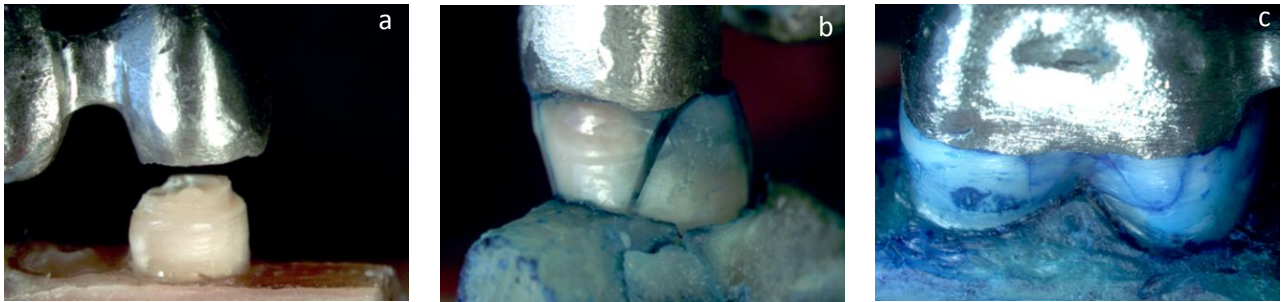


Figura 5. Fraturas radiculares observadas em estereomicroscópio. (a) F1 horizontal cervical - núcleo em dentina; (b) F1 vertical - núcleo metálico fundido; (c) F1 vertical e horizontal - pino de fibra de vidro e resina composta.

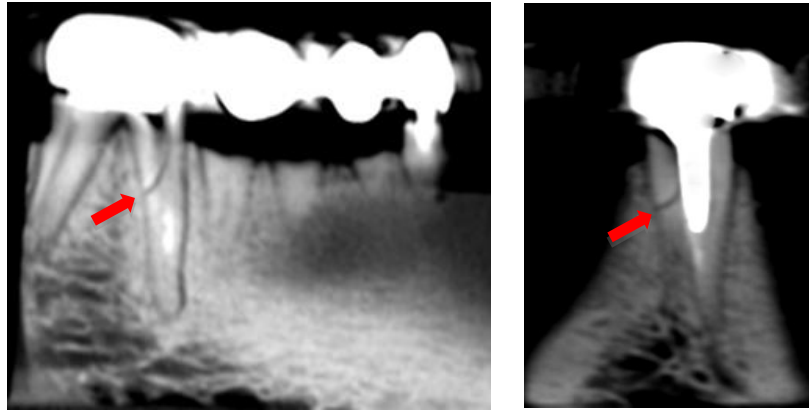


Figura 6. Fraturas radiculares observadas em tomografia computadorizada. F2 em terço médio de dente pilar restaurado com núcleo metálico fundido.

3.13 Lista de legendas de figuras

Figura 1. Bloco ósseo extraído da mandíbula de suíno adulto.

Figura 2. Espécimes preparados para receber tratamento com núcleo direto ou indireto.

(a) Pilares cortados a 3,0 mm acima do nível ósseo; (b) Pilares com núcleo em dentina (vista lateral) e (c) vista superior; (d) NMF modelado em resina acrílica.

Figura 3. Teste de resistência à fratura. (A) Prótese parcial fixa; (B) Dente pilar; (C) Tecido ósseo; (D) Resina acrílica e (E) Dispositivo metálico.

Figura 4. Gráfico Box plot: mediana e distância interquartis.

Figura 5. Fraturas radiculares observadas em estereomicroscópio. (a) F1 horizontal cervical - núcleo em dentina; (b) F1 vertical - núcleo metálico fundido; (c) F1 vertical e horizontal - pino de fibra de vidro e resina composta.

Figura 6. Fraturas radiculares observadas em tomografia computadorizada. F2 em terço médio de dente pilar restaurado com núcleo metálico fundido.

REFERÊNCIAS

AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post system. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 87, n. 4, p. 431-437, apr. 2002.

AKMAN, S. et al. The use of endodontically treated and/or fiber post retained teeth as abutments for fixed partial dentures. **Clinical Oral Investigation**, Heidelberg, v. 15, nov. 2011.

CHELEUX, N.; SHARROCK, P. J. Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts. **Acta Biomaterialia**, Pittsburgh, v. 5, n. 8, p. 3224-3230, oct. 2009.

CLAVIJO, V. G. R. et al. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. **Journal Applied of Oral Science**, Bauru, v. 17, n. 6, p. 574-578, jul. 2009.

CREUGERS, N. H.; KAYSER, A. F.; HOLF, M. A. V. A meta-analisis of durability data on conventional fixed bridges. **Community Dentistry and Oral Epidemiology**, Oxford, v. 22, n. 6, p. 448-452, dec. 1994.

CREUGERS, N. H. J. et al. 5-year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 18, n.1, p. 34-39, jan-feb. 2005.

FERNANDES, A. F.; SHETTY, S.; COUTINHO, I. Factors determining post selection: A literature review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 90, n. 6, p. 556-562, dec. 2003.

FERRARI, M.; VICHI, A.; GARCIA-GODOI, F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast posts and core. **American Journal of Dentistry**, Córdoba, v. 13, spec n., p. 15b-18b, may. 2000.

FOKKINGA, W. et al. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal and ceramic post-and-core systems. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 17, n. 4, p. 476-482, jul-ago. 2004.

GIOVANI, A. R. et al. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 101, n. 3, p. 183-188, mar. 2009.

GOODACRE, C. J. et al. Clinical complications in fixed prosthodontics. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 90, n. 1, p. 31-41, jul. 2003.

GRANDINI, S. et al. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 18, n. 5, p. 399-404, sep-oct. 2005.

HO, M. H. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 72, n. 4, p.367-372, oct. 1994.

KISHEN, A.; KUMAR, G. V.; CHEN, N. N. Stress strain response in human dentine: Rethinking fracture predilection in post-core restored teeth. **Dental Traumatology**, Malden, v. 20, n. 2, p. 90-100, apr. 2004.

MACCARI, P. C. A.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES, M. F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **Journal Esthetic Restorative Dentistry**, Chapel Hill, v. 15, n.1, p. 25-31, 2003.

MACCARI, P. C. et al. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. **Journal Esthetic Restorative Dentistry**, Chapel Hill, v. 19, n.1, p. 30-37, 2007.

MEIRA, J. B. C. et al. Elastic modulus of post and the risk of root fracture. **Dental Traumatology**, Malden, v. 25, n. 4, p. 394-398, aug. 2009.

MENTINK, A. G. B. et al. Survival rate and failure characteristics of the all metal post and core restoration. **Journal of Oral Rehabilitation**, Arhus, v. 20, n. 5, p. 455-461, sep. 1993.

MEZZOMO, E.; SUZUKI, R. **Reabilitação Oral Contemporânea**. São Paulo: Santos, 2007. 873p.

MONTICELLI, F. et al. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v.16, n. 6, p. 593-596, nov-dec. 2003.

MORGANO, S. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 75, n. 4, p. 375-380, apr. 1996.

NAVEAU, A. et al. Biomechanical behavior of tooth-supported fixed partial dentures by 3d FEA. **European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry**, Suffolk, v. 17, n. 4, p. 1-7, dec. 2009.

OKADA, D. et al. Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composit resin. **Dental Materials Journal**, Tóquio, v. 27, n. 4, p. 605-611, jul. 2008.

PEGORARO L, et al. **Prótese Fixa**. São Paulo: Artes Médicas, 2004.

PEREIRA, J. R. et al. Influence of intraradicular post and crown ferrule on the fracture strength of endodontically treated teeth. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 20, n. 4, p. 297-302, 2009.

RODRIGUES, H. **Técnicas Anatômicas**. Espírito Santo. 1998. 222 p.

ROMMED, S. A.; FOK, S. L.; WILSON, N. H. F. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 31, n. 12, p. 1208-1217, dec. 2004.

ROSA, R. et al. Fracture strength of endodontically treated teeth restored with different strategies after mechanical cycling. **General Dentistry**. v. 60, n. 02, p. 62-68, mar-apr. 2012.

SANTOS, A. et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **Journal Dental Research**, Ann Arbor, v. 89, n. 6, p. 587-591, jun. 2010.

SANTOS, A. F. V. et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontics posts: Finite Element Analysis. **Journal of Endodontics**, San Antonio, v. 35, n. 1, p. 117-120, jan. 2009.

SCHMITTER, M. et al. Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: A randomized clinical trial. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 20, n. 2, p. 173-178, mar-apr. 2007.

SCOTTI, R.; FERRARI, M. **Pinos de fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas**. São Paulo: artes médicas, 2003. 140p.

SCURRIA, M. S.; BADER, J. D.; SHUGARS, D. A. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 79, n. 4, p. 459-464, apr. 1998.

SEATON, P. Mechanics of tensile and shear stress generation in fixed partial denture retainers. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 71, n. 3, p. 237-244, mar. 1994.

SHILLINGBURG, H.; HERBERT, T. **Fundamentos de Prótese Fixa**. São Paulo: Quintessence, 2007. 472p.

STOCKTON, L. W. Factor affecting retention of post systems: A literature review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 81, n. 4, p. 380-385, apr. 1999.

TAN, K. et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after and observation period of at least 5 years III. Conventional FPDs. **Clinical Oral Implants Research**, Oxford, v. 15, n. 6, p. 654-666, dec. 2004.

TORABI, K.; FATTAHI, F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored by different FRC posts: An *in vitro* study. **Indian Journal of Dental Research**, Mumbai, v. 20, n.3, p. 282 – 287, jul-sep. 2009.

TORBJORNER, A.; FRANSSON, B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 17, n.3, p. 369-376, may-jun. 2004.

ZIEGLER, A. et al. Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. **European Journal of Orthodontics**, Oxford, v. 27, n. 4, p. 333-339, aug. 2005.

WALTON, T. R. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. **International Journal of Prosthodontics**, Hanover Park, v. 16, n. 2, p. 177-182, mar-apr. 2003.

YAMAMOTO, M. et al. Photoelastic stress analysis of different post and core restoration methods. **Dental Materials Journal**, Tóquio, v. 28, n. 2, p. 204-211, mar. 2009.

ANEXOS

Anexo A – Carta de Aprovação enviada pelo Comitê de Ética e Bem-estar animal da Universidade Federal de Santa Maria.


UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
COMITÊ INTERNO DE ÉTICA EM EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL-UFSM

CARTA DE APROVAÇÃO

O Comitê Interno de Ética em Experimentação Animal-UFSM, analisou o protocolo de pesquisa:

Título do Projeto: "Avaliação da resistência de pilares de pontes fixas cimentadas sobre núcleos diretos e indiretos em mandíbulas de suínos"

Numero do Parecer: 70/2010

Pesquisador Responsável: Paulo Afonso Burmann

Este projeto foi **APROVADO** em seus aspectos éticos e metodológicos. Toda e qualquer alteração do Projeto, assim como os eventos adversos graves, deverão ser comunicados imediatamente a este Comitê.

Os membros da CIETEA-UFSM não participaram do processo de avaliação dos projetos onde constam como pesquisadores.

DATA DA REUNIÃO DE APROVAÇÃO:

Santa Maria, 04 de outubro de 2010.


Marta Lizandra do Rêgo Leal
Coordenador do Comitê Interno de Ética em Experimentação
Animal-UFSM

Comitê Interno de Ética em Experimentação Animal - UFSM - Av. Roraima, 1000 – Prédio da Reitoria - 2º andar - Campus Universitário 97105-900 – Santa Maria – RS - - Tel: 0 xx 55 3220 9362

ANEXO B – Normas para submissão ao periódico Journal of Oral Rehabilitation.

1 – Diretrizes éticas

Todos os estudos que utilizam seres humanos ou animais devem incluir uma declaração explícita na seção Material e Métodos e identificar a aprovação do comitê de ética para cada estudo. Editores se reservam o direito de rejeitar trabalhos se houver dúvida quanto aos procedimentos que foram utilizados.

2 – Conflito de interesse e fonte de financiamento

O periódico exige que todas as fontes de apoio financeiro institucional, privada ou corporativa para a pesquisa devem ser plenamente reconhecidas, e nenhum conflito de interesse pode ser observado. Estas informações devem ser incluídas em “Agradecimentos”.

2 – Formato e estrutura do manuscrito para submissão

Formato

O idioma da publicação é Inglês Britânico. Autores que possuem o Inglês como segunda língua devem ter seu manuscrito editado por um profissional na língua inglesa antes do envio, para garantir que o Inglês seja de alta qualidade.

Abreviaturas, símbolos e nomenclatura: o periódico adere às convenções descritas em “Units, Symbols and Abbreviations: A Guide for Medical and Scientific Editors”. Abreviaturas não padronizadas devem ser usadas três ou mais vezes no texto e escritas por extenso quando usadas pela primeira vez.

Estrutura

Todos os manuscritos devem incluir: **página de título, resumo, texto principal, agradecimentos, referências, tabelas, figuras e legendas de figuras.**

Título: deve ser conciso e conter no máximo 100 caracteres incluindo espaços.

Página de título: deve incluir um “Running Title” de no máximo 50 caracteres; 5-10 palavras-chave, nomes completos das instituições de cada autor, bem como o nome, endereço, número de telefone, fax e e-mail para o autor correspondente. A página de título deve incluir também a data de submissão.

Resumo: 250 palavras e não conter abreviações. Referências devem ser citados na íntegra.

Texto principal: deve incluir Introdução, Material e Métodos, Resultados e Discussões.

* **Introdução:** deve ser focada, delineando as origens históricas ou lógicas do estudo e não resumir resultados; revisões de literatura exaustivas não são adequadas.

* **Materiais e Métodos:** devem conter informações suficientes de forma que, em combinação com as referências citadas, todas as experiências relatadas possam ser totalmente reproduzidas. Fornecedores de materiais devem ser nomeados e, com exceção de fornecedores conhecidos, tais como Straumann, Colgate e Biocare, a sua localização (cidade, estado / município, país) deve ser incluída.

* **Resultados:** devem apresentar as observações com referência mínima à literatura anterior ou a possíveis interpretações.

* **Discussão:** pode ser útil começar com um breve resumo das principais conclusões, mas a repetição de partes do resumo ou da seção de resultados deve ser evitada.

Agradecimentos: deve seguir as referências, ser breve e não deve incluir graças aos revisores anônimos e editores.

Referências: devem ser numeradas consecutivamente na ordem em que são mencionadas pela primeira vez no texto. Identificar as referências no texto, tabelas e legendas por números arábicos entre parênteses. As referências citadas somente em tabelas ou legendas de figuras devem ser numeradas de acordo com a sequência estabelecida pela primeira identificação no texto da tabela ou figura. Deve-se usar o estilo dos exemplos abaixo, que são baseados nos formatos usados pela NLM em Index Medicus. Os títulos dos periódicos devem ser abreviados de acordo com o estilo usado no Index Medicus.

Periódicos:

Ex. Lobbezoo F, Van der Zaag J, Naeije M. Bruxismo: suas múltiplas causas e seus efeitos sobre os implantes dentários - uma revisão atualizada. J Oral Rehabil. 2006; 33: 293-300.

Se mais de seis autores, listar os primeiros seis autores seguido por et al.: Takata Y, T Ansai, Awano S, M Fukuhara, Sonoki K, Wakisaka M et al. Capacidade de mastigar e qualidade de vida em uma população de 80 anos de idade. J Oral Rehabil. 2006; 33: 330-334.

Livros: Fejerskov O, Kidd E. (eds) A cárie dentária: a doença e sua conduta clínica. Copenhagen: Blackwell Munksgaard, 2003.

Tabelas, Figuras e legendas de figuras:

Tabelas: devem ser em espaço duplo, sem linhas verticais, com uma única linha em negrito abaixo do título da coluna. Unidades de medida devem ser incluídas no título da coluna.

Figuras: Todas as figuras devem ser planejadas para se adaptar dentro da largura de 1 coluna (8,0 cm), 1,5 colunas (13,0 cm) ou 2 colunas (17,0 cm). Títulos devem ser claros, fonte sans serif (por exemplo, Helvética), se possível, o mesmo tipo de letra deve ser usado para todas as figuras no mesmo manuscrito. Em geral, figuras em múltiplas partes devem ser organizadas como eles aparecem na versão final. Figuras desnecessárias e painéis de valores devem ser evitados. Dados apresentados em tabelas pequenas ou histogramas, por exemplo, podem ser geralmente indicados

brevemente no texto. Figuras divididas em partes devem ser classificadas com letra minúscula, em negrito, romana, a, b, e assim por diante, no mesmo tamanho de letra utilizado em qualquer outra parte da figura. Títulos das figuras devem ser em letras minúsculas com a primeira letra maiúscula. As unidades devem ter um único espaço entre o número e a unidade, e seguir SI nomenclatura ou a nomenclatura comum para um campo específico. Milhares devem ser separados por finos espaços (1 000). Unidades não usuais ou abreviaturas devem ser especificadas na íntegra ou definidas na legenda. Em geral, os sinais visuais (nas próprias figuras) são preferíveis às explicações verbais na legenda.

Preparação eletrônica das figuras para publicação: Enviar arquivos em EPS ou TIFF somente. MS PowerPoint e gráficos do Word são inadequados para fotos impressas.

Legendas das figuras: deve estar em uma seção separada, começar com um título breve para toda a figura e continuar com uma breve descrição dos símbolos utilizados, não devem conter quaisquer pormenores sobre os métodos.