

Victor da Mota Martins

Influência de diferentes retentores intraradiculares na deformação de dentes tratados endodonticamente frente ao teste de impacto.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia em Odontologia, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada.
Orientador: Prof. Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho

Uberlândia, 2016

Victor da Mota Martins

Influência de diferentes retentores intraradiculares na deformação de dentes tratados endodonticamente frente ao teste de impacto.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada.
Prof. Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho - UFU
Prof. Dr. Murilo de Sousa Menezes - UFU
Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca - UFG

Uberlândia, 2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

M386i
2016

Martins, Victor da Mota, 1991
Influência de diferentes retentores intra- radiculares na deformação
de dentes tratados endodonticamente frente ao teste de impacto / Victor
da Mota Martins. - 2016.
61 f. : il.

Orientador: Paulo César de Freitas Santos Filho.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Pinos dentários - Teses. 3. Dentina -
Teses. 4. Endodontia - Tratamento - Teses. I. Santos Filho, Paulo César
de Freitas. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº 283 – COPOD

Data: 01/02/2016

Disciente: Victor da Mota Martins, Matrícula: 11412ODO019

Título do Trabalho: Influência de diferentes retentores intra-radiculares no comportamento mecânico de dentes tratados endodonticamente frente ao teste de impacto.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica aplicada à Odontologia.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica aplicada à Odontologia.

As quatorze horas do dia **primeiro de fevereiro do ano de 2016** no Anfiteatro Bloco 4L, Anexo A, Sala 23, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2016, assim composta: Professores Doutores: Murilo de Sousa Menezes (UFU); Rodrigo Borges Fonseca (UFG); e Paulo César Freitas Santos Filho (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Victor da Mota Martins**.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadore (a)s, que passaram a arguir o (a) candidato (a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o (a) candidato(a) Aprovado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 17 horas e 00 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

Prof. Dr. Murilo de Sousa Menezes – UFU

Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca – UFG

Prof. Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho – UFU
Orientador (a)

DEDICATÓRIA

À Deus,

Sempre em primeiro lugar, por permitir que eu caminhasse sempre amparado por Tuas mãos, por orientar a seguir Tuas palavras praticando a caridade, a justiça e o amor.

Aos meus pais,

Por sempre me incentivar a buscar o melhor e me preocupar com meu futuro, plantando, semeando e cultivando para colher os frutos de todo esforço exigido até aqui.

Aos meus irmãos,

Pelo apoio incondicional, puxões de orelha e companheirismo.

A minha Família,

Que não mediram esforços para que eu continuasse esta travessia e estiveram sempre presentes ativamente em todas as minhas escolhas.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Paulo César de Freitas Santos Filho,

Pela receptividade, onde, com braços abertos, me acolheu e permitiu que eu me sentisse em casa. Muito obrigado PC, você é um grande exemplo de pessoa e professor com quem eu tenho o prazer e orgulho de trabalhar!

Aos Professores da banca,

Que aceitaram o convite e me presenteiam com a oportunidade de engrandecer este trabalho.

À amiga Camila Ferreira Silva,

Você foi fundamental para a realização deste trabalho minha amiga. Saiba que tenho você como uma irmã e estarei sempre aqui para o que precisar. Muito obrigado.

Aos Amigos e Professores do Mestrado,

Pelas alegrias de tê-los todos os dias dessa caminhada, num almoço, num café, num cochilo depois da aula, num congresso, nas aflições das apresentações de trabalho, na montagem de aulas, confecção de materiais didáticos, muito obrigado, à vocês, que tornaram essa caminhada menos árdua.

À Equipe do Laboratório de Prótese e Dentística da FOUFU,

Pelas risadas e companheirismo mútuo; como sou feliz em ter conhecido
vocês.

À Equipe da Escola Técnica de Saúde – ESTES/UFU,

Agradeço pela colaboração e disponibilidade para sempre ajudar.

Ao Grupo de Dança do “Dançando da UFU”

Que alegrava minhas noites, confortando me com o calor de uma boa dança

Aos Amigos e Professores da Graduação/FPM,

Pelas palavras de apoio que me impulsionaram e me trouxeram até aqui,
exigindo sempre que eu desse o melhor, para diferenciar-me no mercado de
trabalho, com competência e responsabilidade.

Aos amigos,

Que a vida me deu sem pedir nada em troca.

**À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia
(FOUFU)**

Ao Programa de Pós-Graduação (PPGO)

Pela oportunidade de participar e contribuir com o programa de forma direta e
indireta, sempre aparando-me frente qualquer dificuldade

Às empresas **FGM** e **3M** pela doação de materiais indispensáveis para esta pesquisa.

A vocês, dedico este trabalho.

“Diz-se que o começo é mais que metade do todo.”

Aristóteles

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	10
RESUMO	11
ABSTRACT	13
1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO	15
2. PROPOSIÇÃO	24
3. MATERIAIS E MÉTODOS	26
3.1. Coleta e Seleção das Amostras	27
3.1.1. Preparo dos Canais Radiculares	28
3.1.2. Inclusão e Simulação do Ligamento Periodontal	29
3.1.3. Confecção dos Núcleos Metálicos	30
3.1.4. Cimentação dos Núcleos Metálicos Fundidos	31
3.1.5. Cimentação dos pinos de fibra de Vidro e Confecção do Núcleo de Preenchimento	32
3.1.6. Confecção do Término Cervical	36
3.1.7. Confecção e Cimentação das Coroas Metálicas	37
3.2. Método de Extensometria	40
3.3. Ensaio Mecânico de Impacto	42
3.4. Padrão de Falha	43
4. RESULTADOS	45
5. DISCUSSÃO	48
6. CONCLUSÃO	53
REFERÊNCIAS	55

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

% - Porcentagem

Fig. – Figura

GPa - força / área (Giga Pascal)

MPa - força / área (Mega Pascal)

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

min – minutos

seg - segundos

mW/cm²- Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

N - Unidade de pressão - carga aplicada (Newton)

n/nº - Número

º - unidade de angulação (grau)

ºC – Unidade de temperatura

PFV – Pino de fibra de vidro

NMF – Núcleo metálico fundido

Ni-Cr – Níquel cromo

α- Nível de confiabilidade

P - Probabilidade

Ω – ohms (Unidade de resistência elétrica)

μs – Unidade de deformação (Microdeformação)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes retentores intra-radiculares na deformação de dentes tratados endodonticamente frente ao ensaio mecânico de impacto. Quarenta raízes de incisivos bovinos com 15 mm de comprimento foram selecionados, tratados endodonticamente e incluídos em cilindros de resina com simulação do ligamento periodontal. As raízes foram divididas aleatoriamente em dois grupos ($n=20$) de acordo com o tipo de retentor intra-radicular a ser restaurado: Núcleo Metálico Fundido (NMF) e Pino de fibra de vidro (PFV). Após restaurados, as raízes foram armazenadas sob refrigeração constante e em seguida, a porção coronal dos retentores foram moldadas para confecção de coroas fabricadas em liga de Ni-Cr. Medidores de deformação foram fixados na face vestibular da porção radicular e submetido ao teste de impacto. Um dispositivo pendular semelhante ao teste de impacto convencional de Charpy foi usado, onde foram realizados testes utilizando 2 diferentes ângulos: 90° e 45° ($n = 10$) direcionados no centro vestibular da coroa. A deformação foi calculada e os dados foram analisados com a two-way ANOVA ($\alpha = 0,05$). O resultado mostrou não haver uma diferença estatisticamente significativa ($P = 0,151$) para tipos de pino utilizados (NMF e PFV). Da mesma forma, que não há uma diferença estatisticamente significativa ($P = 0,268$) para os tipos de ângulos utilizados no estudo (90° e 45°). Não houve uma interação estatisticamente significativa entre o uso dos pinos e o ângulo do teste de impacto ($P = 0,478$). Em conclusão, não houve diferença significativa no padrão de deformação entre os diferentes retentores e os ângulos do teste.

Palavras-Chave: Núcleo metálico fundido, Pinos de fibra de vidro, Teste de impacto, Dentina radicular, Deformação

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of different post in a strain behavior of endodontically treated teeth on impact test. Forty bovine incisor roots with 15 mm in length were selected, treated endodontically and included in resin cylinders with simulated periodontal ligaments. The roots were randomly divided into two groups ($n = 20$) according to the type of post to be restored: Cast post and core (Cpc) and Glass fiber post (Gfp). Once restored, the roots were stored under constant refrigeration and then the coronal portion of post were molded for making crowns made of Ni-Cr alloy. Strain gauges were attached at the buccal surface of the root portion and subjected to the impact test. A pendulum device similar to the conventional Charpy impact test was used, it were performed using two different angles: 90° and 45° ($n = 10$) at the center of the buccal crown. The strain was calculated and data were analyzed with 2-way ANOVA ($\alpha = 0.05$). The results showed no statistically significant difference ($P = 0.151$) used to post (Cpc and Gfp). There was not a statistically significant difference ($P = 0.268$) for the types of angles used in the study (90° and 45°). There was not a statistically significant interaction between post and use the angle of the impact test ($P = 0.478$). In conclusion, there was no substantial difference in peak strains among the different post and impact angles.

Key Words: Cast post and core, Glass fiber post, Impact test, Root dentin, Strain

INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Dentes tratados endodonticamente são altamente acometidos por falha biomecânica e têm sido tema de diversos estudos (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Soares et al. 2007; Santos-Filho et al. 2008) que buscam compreender as diferentes propriedades mecânicas entre dentes vitais e tratados endodonticamente, e assim indicar um complexo restaurador mais próximo das propriedades mecânicas de um dente hígido. A resistência de um dente tratado endodonticamente está diretamente relacionada à quantidade e qualidade da estrutura dental remanescente sendo um fator determinante na longevidade da restauração do elemento dental (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Kishen et al. 2004; Santos-Filho et al. 2014). Na realidade, o preparo do conduto acarreta, internamente, maior desgaste dentinário enfraquecendo ainda mais a raiz, que representa perda significativa de estrutura dental, não compensada pelo uso de pino, pois o mesmo não aumenta a resistência do conjunto dente-restauração (Trope et al., 1985).

Outro aspecto importante a ser considerado na reabilitação de dentes tratados endodonticamente é o tipo de opção restauradora, sendo que esta escolha está relacionada diretamente a perda de estrutura coronária. Pinos intraradiculares são opções para dentes com perda substancial de estrutura coronária e tem como função principal fornecer retenção ao núcleo de preenchimento, e por consequência, da coroa protética.

Diversos materiais são utilizados como retentor intra-radicular, dentre eles os núcleos metálicos e fundidos (NMF) e os pinos pré-fabricados metálicos e não metálicos. Theodosopoulou et al., (2009) em revisão sistemática da literatura, buscou determinar quais sistemas de pinos e núcleos são mais bem sucedidos para restaurar dentes tratados endodonticamente. De acordo com trabalhos com altos níveis de evidência clínica, os autores concluíram que os pinos de carbono são significativamente melhores do que pinos fundidos com ligas metálicas para restaurar dentes tratados endodonticamente. Pinos de fibra de vidro (PFV) são significativamente melhores do que pinos metálicos

rosqueáveis e moderadamente melhores do que pinos com fibra de quartzo. Pinos de fibra de carbono são significativamente piores do que pinos metálicos com ligas preciosas.

Em revisão de literatura, Abdullah & Mohamed (1974), demonstraram que o pino deveria possuir o comprimento da coroa ou 2/3 do comprimento da raiz. Para Mckerracher (1981), quanto maior o comprimento do pino, maior será a retenção e consequentemente melhor será a distribuição de tensões, que reduz o risco de fratura radicular. Todas estas condutas foram definidas para o núcleo metálico fundido que apresenta alto módulo de elasticidade, sendo retido no canal radicular exclusivamente por retenção friccional e transferidas estas mesmas condutas aos pinos pré-fabricados não metálicos sem levar em consideração as diferentes propriedades físicas e mecânicas destes retentores, bem como a adesão à estrutura dental obtidas nestes procedimentos. Porém Santos-Filho et al (2008), demonstrou que para pinos de fibra de vidro a deformação e a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente não são influenciadas pela redução da extensão do pino, já para núcleo moldado e fundido esta premissa é verdadeira. Sendo reafirmada por Santos-Filho (2014) por meio de uma análise por ensaio computacional de Elementos Finitos – MEF, onde um incisivo central com raiz fragilizada foi gerado em um modelo computacional e modelos criados reproduzindo as estruturas dentais, onde foram reabilitados com Núcleos Metálicos Fundidos (NMF) e Pinos de Fibra de Vidro (PFV) com comprimentos de 12mm e 7 mm, com ausência de férula em um grupo e presença de 2mm de férula em outro. Os modelos foram submetidos a um teste de fadiga com carga constante de 100N no sentido oblíquo, na superfície palatina e os resultados avaliados por critério de von Misses e distribuição máxima de tensões, onde mostraram maiores níveis de tensão para os NMF dentro do canal radicular independente da presença da férula enquanto PFV demonstraram resultados semelhantes. Assim os autores concluíram que o comprimento do retentor influencia na distribuição de tensão e sugerem evitar o uso do NMF quando deparamos com raízes fragilizadas (Santos-Filho et al., 2014).

Em outra revisão de literatura realizada por Soares et al. (2012), estudos foram revisados no período de 20 anos procurando relação com às taxa de sobrevivência de restaurações e as falhas mais prevalentes. A literatura mostrou que vários fatores biológicos, mecânicos e estéticos estão envolvidos na taxa de sobrevivência de procedimentos restauradores em dentes tratados endodonticamente e a seleção do retentor deve cumprir e otimizar estes fatores. Uma seleção adequada dos dentes e retentores deve ser realizada e a quantidade mínima de substância dentária remanescente deve ser removida se necessária. A férula deve estar presente para garantir a previsibilidade dos pinos de fibra. PFV têm demonstrado boa sobrevida em estudos clínicos, com desempenho semelhante aos NMF. Pinos metálicos têm boa sobrevida clínica, mas as falhas associadas são na sua maioria irreversíveis ou catastróficas, ao contrário do que acontece com os pinos de fibra de vidro (Soares et al., 2012).

Na revisão realizada por Goracci & Ferrari (2011), relatam as evidências mais recentes e confiáveis sobre retentores. A pesquisa foi limitada a artigos de revisão publicados nos últimos 10 anos em periódicos odontológicos com alto fator de impacto. Preservação de tecido dentário, a presença de férula e adesão são considerados como as condições mais eficazes para o sucesso a longo prazo de restaurações com retentores. PFV com cimentação adesiva demonstraram taxas de sobrevivência satisfatórios durante períodos relativamente longos de acompanhamento. A eficácia clínica de tais restaurações tem sido atribuída principalmente ao comportamento mais biomimético de PFV, que reduz o risco de fraturas verticais da raiz. O tipo mais comum de falha ao usar pinos de fibra é o descolamento que é geralmente relacionado a adesão à dentina radicular onde é mais desafiador do que a dentina coronal. Vários fatores relacionados ao tratamento endodôntico, forma de canal radicular, tratamento do retentor, translucidez, manipulação de cimento e tempo de presa pode ter influência sobre o resultado do processo de fixação. Os resultados mais confiáveis em PFV quanto a cimentação são obtidos por meio de adesivos convencionais em associação com cimentos resinosos duais autoadesivos.. A simplificação é uma vantagem óbvia desses novos materiais. Várias técnicas para pré-tratamento de superfície do PFV foram testados com o

objetivo de melhorar a resistência de união nas interfaces dentina / cimento / retentor. Em conclusão, o uso de PFV aparece como alternativa viável na restauração de dentes tratados endodonticamente exigindo ensaios clínicos de longo prazo para fortalecer ainda mais essa evidência (Goracci & Ferrari 2011).

Naumann et al., (2012), realizaram um estudo prospectivo que avaliou a sobrevivência de três diferentes sistemas de pino de fibra de vidro reforçado, considerando outros fatores relevantes. Em 10 anos, 149 PFV foram acompanhados e 55 falhas foram observadas, com as mais frequentes sendo a fratura do pino, perda de retenção do pino e problemas endodônticos. Dentes anteriores comparados aos posteriores e o número de paredes cavitárias remanescentes foram significativamente associados com a taxa de falhas. Os autores concluíram que o risco de falha das restaurações com PFV reforçados é maior em dentes anteriores e que o número de paredes cavitárias remanescentes também deve ser considerado ao utilizar um retentor; o que pode ser confirmada por Castro et al., (2012), que realizou um trabalho com 80 dentes humanos, divididos em incisivos, caninos, pré-molares e molares, restaurados com PFV e NMF. Todas as raízes possuíam 2mm de férula. O modo de falha foi avaliado usando um estereoscópico óptico e classificados de acordo com a localização da falha. A correlação entre a resistência à fratura e modo de falha foi analisada por regressão linear. PFV e NMF tiveram resistência à fratura semelhante, independentemente do tipo de dente. Caninos e molares tinham significativamente maior resistência à fratura ($P <0,001$) do que pré-molares. Dentes incisivos tiveram significativamente menor resistência à fratura ($P <0,001$) do que pré-molares. Os autores concluíram que as fratura de incisivos, pré-molares e molares foram mais passíveis de restauração quando os dentes foram reabilitados com PFV. Resistência à fratura não teve correlação com o modo de fratura, independentemente do sistema de retentor e tipo de dente analisado (Castro et al., 2012).

Atualmente, PFV tornaram-se mais populares que os NMF devido o tempo reduzido para confecção e eliminação da etapa laboratorial possibilitando a confecção em única sessão. Mas esta é apenas uma das vantagens do PFV,

quando comparado ao NMF, ele apresenta um módulo de elasticidade muito próximo ao da estrutura dentinária, (Meira et al 2009; Faria-e-Silva et al 2014; Figueiredo et al. 2015;) que o torna biomimético, com propriedades físicas e biológicas semelhantes a dentina. Esta propriedade é definida pela razão entre a tensão e a deformação na direção da carga aplicada, sendo a máxima tensão que o material suporta sem sofrer deformação permanente. Uma definição plausível foi citada por (Castro et al., 2012) onde “um material com um módulo de elasticidade semelhante à dentina, tal como pinos de fibra, acompanha os movimentos de flexão natural do dente”.

Plotino et al., em 2007 avaliaram o módulo de elasticidade e resistência à flexão de diferentes retentores em comparação com a dentina radicular humana. Três tipos diferentes de pinos reforçados com fibras, três pinos de metal ($n= 10$) e 20 hastes de dentina foram submetidos a ensaio de flexão em três pontos para determinar o módulo de flexão em GPa e a resistência à flexão em MPa. Três pinos de fibra de cada grupo foram avaliados usando um microscópio eletrônico de varredura (SEM), para ilustrar as diferenças no modo de fratura. Os dados foram submetidos a ANOVA e ao Bonferroni t-teste. Os resultados mostraram que o módulo de flexão da dentina foi menor que os pinos de fibra, e estes foram menores que os metálicos. A resistência à flexão para a dentina foi $212,9 \pm 41,9$ MPa, enquanto que os pinos de fibra foi 4 vezes maior e para os pinos metálicos 7 vezes maior. O teste de análise ANOVA revelou diferenças significativas entre os grupos ($P <0,05$) para o módulo de flexão e os valores médios de resistência à flexão. Os autores concluíram que os retentores reforçados com fibra exibiram propriedades mecânicas mais semelhantes às da dentina do que os retentores metálicos, confirmado observações anteriores (Plotino et al., 2007).

Uma Revisão Sistemática e Meta Análise realizada por Figueiredo et al., (2015) destacou que o aumento das fraturas radiculares tem sido comumente relacionado ao uso de NMF devido a concentração de tensões no interior da raiz, ao alto modulo de elasticidade e a alta resistência a flexão. O mesmo estudo afirma que os retentores de fibra são menos suscetíveis a fratura que os

metálicos. E contradizendo, relata uma alta deformação da estrutura radicular utilizando PFV. A taxa de incidência de fraturas radiculares envolvendo falhas catastróficas não mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os NMF e PFV e sugerem estudos clínicos para confirmar os achados bibliográficos (Figueiredo et al., 2015).

No estudo das estruturas dentais e materiais restauradores, os ensaios mecânicos destrutivos são importantes meios de análise do comportamento do dente em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade (Soares et al., 2004; Soares et al., 2006). Vários estudos têm empregado esta metodologia para análise da resistência à fratura, teste de impacto (Veríssimo et al., 2015) e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente (Trope et al., 1986; Pilo et al., 2002; Zhi-Yue et al., 2003; Santos-Filho, 2008; Silva, 2007). Por outro lado, os ensaios mecânicos destrutivos apresentam limitações para obtenção de informações do comportamento estrutural interno do dente-restauração durante a aplicação de carga, pois como consequência desta, são geradas tensões que resultam em deformações estruturais, podendo acentuar de acordo com a geometria e propriedades mecânicas, ultrapassando complexo o regime elástico até atingir a ruptura da estrutura (Soares, 2006). Neste caso, para análise da interferência de pequenos fatores no processo restaurador torna-se necessário a associação de ensaios destrutivos com metodologias não-destrutivas experimentais como ensaio de extensometria (Reeh et al., 1989; Medige et al., 1995; Soares, 2006; Santos-Filho, 2008) favorecendo análise biomecânica seqüencial e detalhada do comportamento da amostra.

Estudos experimentais e computacionais vêm tentando simular estes traumas, destacando o alto risco de fraturas radiculares em incisivos superiores. Kondoh et al. (2013) realizaram estudo piloto comparando dois sistemas de retentores e distribuição de tensões na superfície do núcleo e da raiz. Dentes bovinos simulando incisivos superiores foram tratados endodonticamente e receberam PFV e NMF. Quatro medidores de tensão foram afixados nas superfícies vestibular e lingual do núcleo e da raiz. As amostras foram envoltas

em um molde de metal. Um dispositivo do tipo pêndulo com um objeto de metal em forma de pirâmide com uma cabeça em liga de titânio foi usada para fornecer forças de choque realizando assim os testes de impacto com distâncias diferentes diretamente nos retentores. Distorção máxima foi medida e analisada. A distorção no núcleo em cada ponto de medição e a quantidade total de distorção no PFV foi significativamente maior ($p < 0,05$) do que no NMF contra as duas forças de impacto. Por outro lado, a distorção na raiz no ponto de medição bucal com PFV era significativamente menor do que a do NMF contra ambas as forças de impacto. Distorção total foi significativamente menor com PFV comparada ao NMF contra o maior choque de impacto. Em conclusão, o autor sugere que PFV tem o potencial para proteger raiz remanescente contra a forças traumáticas sendo mais apropriado para os dentes tratados endodonticamente. Machado et al., (2012), realizaram um estudo simulando um teste de impacto em base de resina para próteses totais, visando avaliar a resistência do material. Verissimo et al., (2015), utilizaram também um dispositivo de pêndulo, um modelo semelhante ao teste de Charpy convencional, para avaliar a absorção de choque do protetor bucal e a deformação do impacto e a tensão. Um dispositivo de impacto tipo pêndulo foi desenvolvido para executar os ensaios de impacto com dois materiais diferentes (impacto de esferas de aço e beisebol). Foram selecionados cinco mandíbulas bovinas com idade padrão e dimensões. Protetores bucais com 6mm foram desenvolvidos para os ensaios de impacto. As mandíbulas foram fixadas em um dispositivo de pêndulo e os impactos foram realizadas a partir de ângulos de 90º, 60º e de 45 º, com e sem protetor bucal. Medidores de tensão foram anexados na superfície palatina do dente a ser testado. Modelos bidimensionais de elementos finitos foram criados com base no corte transversal do modelo dentoalveolar utilizado. A análise de impacto dinâmico não-linear foi realizada para avaliar as distribuições de tensão e deformação. Onde sem protetores bucais, com o aumento da angulação do impacto, deformações e tensões aumentaram significativamente. Protetores reduziram valores de deformação e tensão. Os autores concluíram que a velocidade de impacto dos objetos (bola de aço ou de beisebol) e a presença do protetor bucal afetou as tensões de impacto e as tensões em um modelo

dentoalveolar. Medições de deformação experimentais e modelos de elementos finitos evidenciaram comportamento similar; portanto, ambas as metodologias foram adequados para avaliar o desempenho biomecânico de protetores bucais (Veríssimo et al., 2015).

Neste contexto, a aplicação de novas tecnologias tem sido uma forma de analisar o comportamento biomecânico da estrutura dental sob aplicação de cargas não-destrutivas, associando vários tipos de análises complexas e seqüenciais. Para realização de análises mais detalhadas têm sido desenvolvidos métodos experimentais como a extensometria, para complementar e validar os resultados encontrados nos ensaios mecânicos experimentais destrutivos de impacto.

Com base nos achados da literatura, buscando uma relação entre dentes tratados endodonticamente, restaurados com retentores intra-radiculares associados a traumas dentários de origem esportiva ou acidental, foi delineado este trabalho cujo objetivo é avaliar o comportamento dos retentores e da dentina radicular submetidos a diferentes intensidades de impacto.

PROPOSIÇÃO

2- PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a deformação radicular de dentes anteriores tratados endodonticamente e restaurados com diferentes sistemas de pinos quando submetidos ao ensaio mecânico de impacto, com 2 fatores em estudo:

(1) Tipo de retentor intra-radicular em dois níveis:

a- Núcleo metálico metálico e fundido (NMF) .

b- Pino de fibra de vidro (PFV).

(2) Ângulo do teste de Impacto em dois níveis:

a- 45° (45)

b- 90° (90)

MATERIAIS E MÉTODOS

3 - MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 - COLETA E SELEÇÃO DAS AMOSTRAS

Duzentos incisivos bovinos foram extraídos no Frigorífico Real (BR-050, Km 81, s/n, Uberlândia, MG) com avaliação sanitária pelo Ministério da Saúde e com autorização de um médico veterinário responsável, onde quarenta raízes foram selecionadas e armazenados em solução aquosa de timol a 0,2% (Pharmacia Biopharma, Uberlândia, Brasil). A seleção das raízes foi baseada nos critérios de comprimento, diâmetro do canal, forma semelhantes, ausência de trincas e quantidade de desgaste incisal. Em seguida, os mesmos foram limpos com curetas periodontais e logo após a profilaxia com pedra pomes e água, armazenados em água destilada e sob refrigeração constante.

As raízes foram seccionadas perpendicularmente ao seu longo eixo com o auxílio de um disco diamantado de dupla face (nº 7010; KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) sob refrigeração com jatos de água constantes, para a remoção da porção coronária, permanescendo um remanescente radicular com 15 mm de comprimento (Figura 1).



Figura 1. A. Seleção de dentes; B. Remoção das coroas;
C. Remanescente de 15mm.

3.1.1 - PREPARO DOS CANAIS RADICULARES

O tecido pulpar foi removido com o auxílio de lima tipo Kerr nº 30 (Dentsply Malleiffer, Petrópolis, Brasil)(Figura 2.A). Em seguida, os canais radiculares foram instrumentados com brocas Gates-Glidden nº 2, 3 e 4 (Dentsply, Malleifer, Petrópolis, RJ) (Figura 2.B) e brocas Largo números 4 e 5 (Dentsply Malleifer, Ballaigues). A broca Gates-Glidden nº 2 atravessou todo o canal radicular, a nº 3 chegou até o ápice sem atravessá-lo e a nº 4 foi empregada apenas na extensão do alívio para o retentor intra-radicular. Para realização da desinfecção dos canais radiculares foi utilizado solução de hipoclorito de sódio a 1% e soro fisiológico. Segundo a instrumentação dos canais, os mesmos foram irrigados e secos com cones de papel absorvente (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil), (Figura 2.C). A obturação foi realizada com cones de guta-percha (Dentsply, Petrópolis, RJ) e cimento obturador a base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply, Petrópolis, RJ) (Figura 2.D), por meio da técnica de condensação lateral. Logo após, foi realizado o alívio de 12 mm da obturação com calcadores de Paiva (Duflex, Rio de Janeiro, Brasil) aquecidos ao rubro deixando o remanescente de 3,0mm. O canal radicular foi preparado utilizando a broca do sistema de pino de fibra de vidro (Whitepost DC nº 2, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) (Figura 2.E) com diâmetro coronário de 1,8mm e apical de 1,05mm, na extensão correspondente ao alívio.

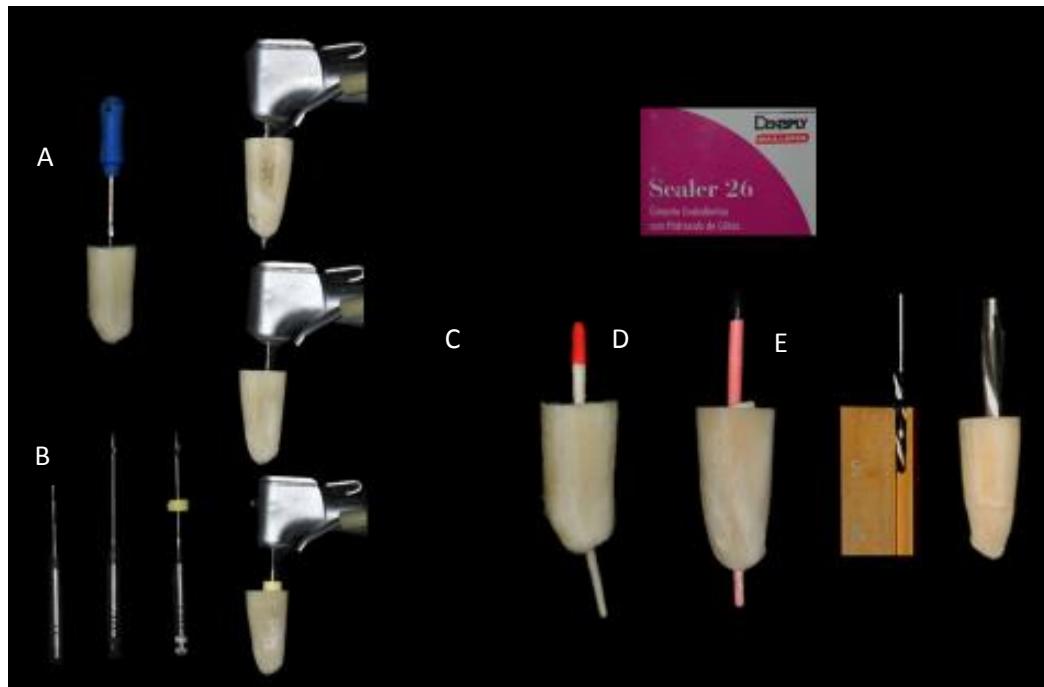


Figura 2. A. Remoção do tecido pulpar; B. Brocas Gates-Glidden nº2, 3 e 4; C. Controle de umidade; D. Cimento a base de hidróxido de cálcio e canal obturado; E. Alívio do canal radicular com broca do sistema de pinos.

3.1.2 - INCLUSÃO E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL

Para inclusão, foi utilizado o processo descrito por Soares et al., (2005), onde a porção radicular foi recoberta com cera utilidade com espessura 0,3 mm (Figura 3.A). A raiz foi fixada a um filme radiográfico com cera pegajosa, e uma lima endodôntica fixada à haste de delineador protético. A lima foi inserida no canal radicular proporcionando alinhamento entre a direção do conduto e coroa. Um Cilindro de PVC com 13,0 mm de comprimento e 25,0 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera na película de filme radiográfico deixando a raiz no centro do cilindro (Figura 3.B). A resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada e inserida no interior do cilindro de PVC (Figura 3.C). Após 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com jato de óxido de alumínio com pressão de 2 Bar a 10mm da superfície para remoção da cera (Figura 3.D).

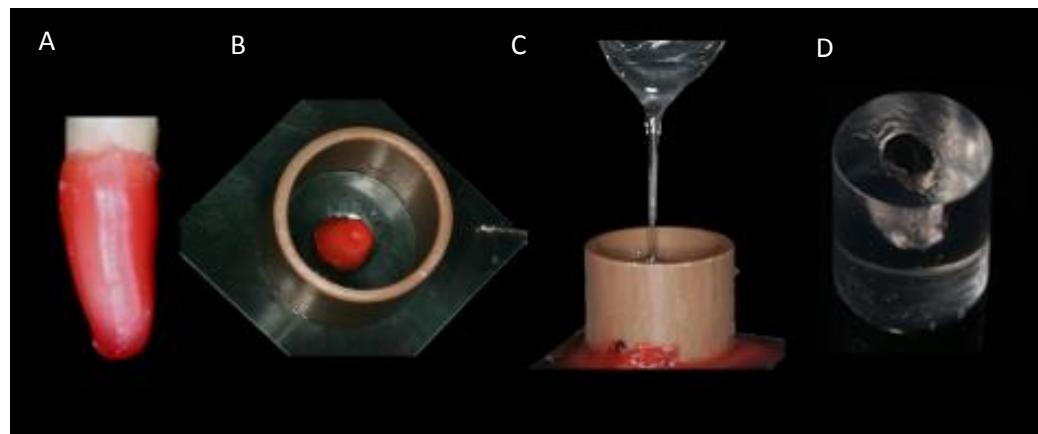


Figura 3. A. Cera utilidade recobrindo raiz; B. Fixação do cilindro de PVC com película de filme radiográfico; C. Inserção da resina de poliestireno dentro do cilidro de PVC; D. Resina de poliestireno com espaço para simulação do ligamento periodontal.

3.1.3 - CONFECÇÃO DOS NÚCLEOS METÁLICOS

Foram realizadas moldagens dos condutos radiculares e confecção da porção coronária com pino pré-fabricado plástico (Nucleojet e Pinjet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil), que foram reembasados com resina acrílica (Duralay, Illinois, EUA), (Figura 4.A). A altura da porção coronária dos núcleos moldados e fundidos foram padronizadas em 6,0mm. Os padrões em resina foram levados ao Laboratório de Prótese Dental da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia (ESTES/UFU) e fundidos em liga Ni-Cr (FIT CAST – SB Plus; Curitiba, PR, Brasil) (Figura 4.B).



Figura 4. A. Moldagem no conduto com pinjet , nucleojet e resina duralay; B. Núcleos metálicos fundidos confeccionados

3.1.4 - CIMENTAÇÃO DOS NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS

Foi realizada limpeza dos canais radiculares por meio de irrigação com água e secos com pontas de papel absorvente. Para padronização do protocolo de cimentação de retentores intra-radiculares foi utilizado cimento resinoso auto-adesivo (Rely X U200, 3M-Espe, St Paul, USA) (Figura 5.A), sem tratamentos prévios do canal e do pino. O cimento foi manipulado de acordo com instruções do fabricante, inserido no canal radicular e aplicado na superfície do pino com o auxílio de seringa Centrix com ponta agulhada (Figura 5.B). Foram aguardados cinco minutos para a polimerização química do cimento, sendo aplicado carga constante de 500g sobre os núcleos (Figura 5.C). Após 60 seg foram removidos os excessos e após os 5 min as amostras foram fotoativadas por 40 seg em cada face sob luz constante com um dispositivo de LED (Radii-Cal; SDI, Victoria, Australia) operando a 800 mW/cm² Faria-e-Silva et al. (2012).

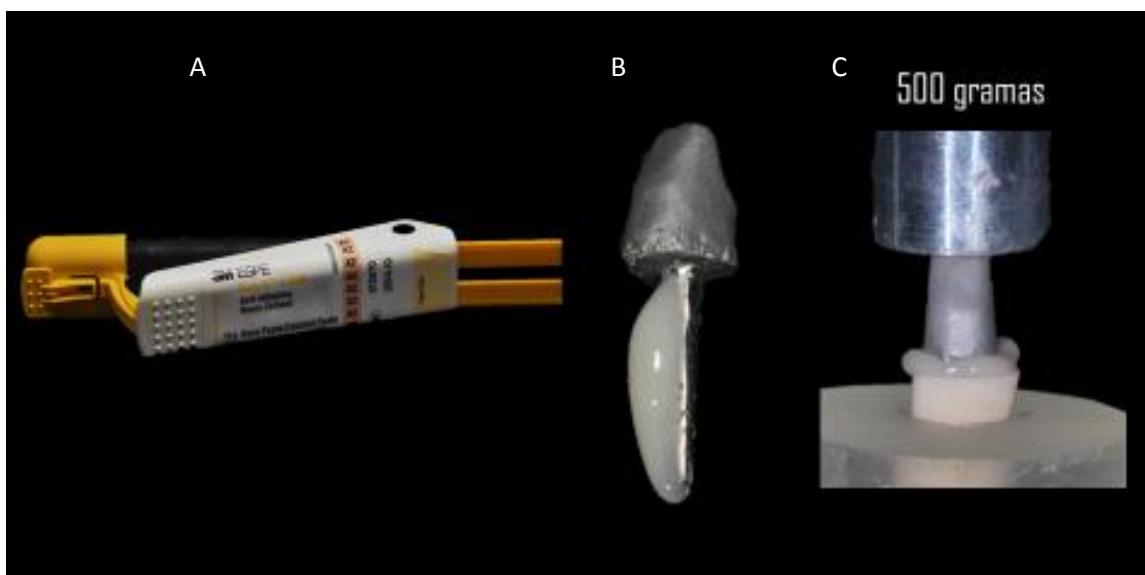


Figura 5. A. Cimentos resinoso auto adesivo Rely X U200; B. Inserção do cimento; C. Assentamento sob pressão.

3.1.5 - CIMENTAÇÃO DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO E CONFECÇÃO DO NÚCLEO DE PREENCHIMENTO.

Os pinos de fibra de vidro (Whitepost DC nº 2, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) foram submetidos a tratamento de superfície antes da cimentação. Os mesmos tiveram sua superfície tratada com aplicação de peróxido de hidrogênio 35% por 1 minuto, lavados com água pelo mesmo período de tempo e secos com jatos de ar, Menezes et al., (2014) (Figura 6.A - B). Em seguida, realizada aplicação de silano (Prosil, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) por 1 minuto, com o propósito de promover a ligação entre a fase inorgânica do retentor e a fase orgânica do cimento resinoso (Figura 6.C - D). A limpeza dos canais radiculares foi realizada por meio de irrigação com água destilada e controle de umidade com pontas de papel absorvente (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil).

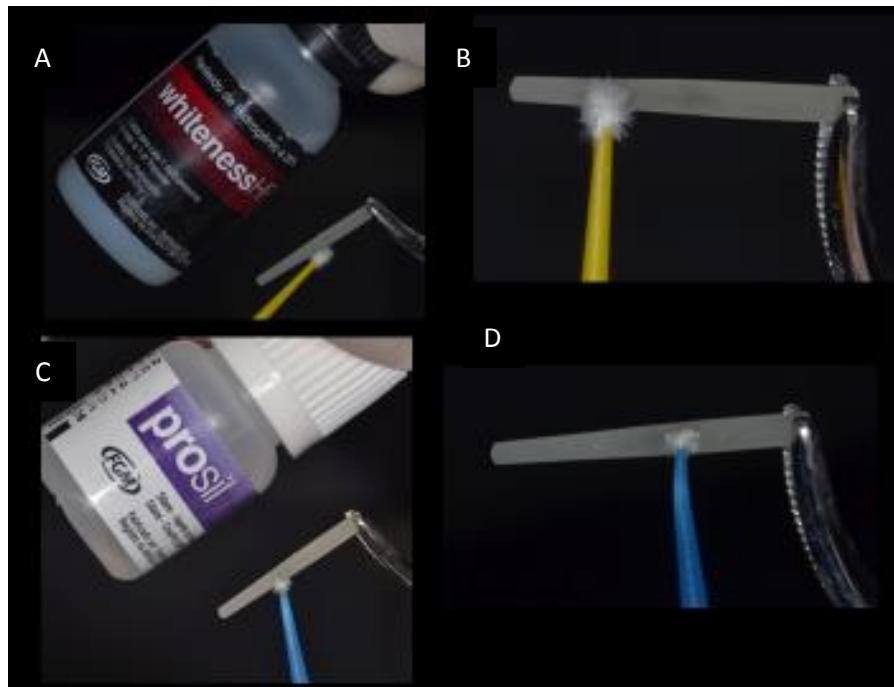


Figura 6. Tratamento de superfície do pino. A - B. Aplicação de peróxido de hidrogênio 35%; C – D. Silanização.

Para padronização do protocolo de cimentação de retentores intraradiculares foi utilizado cimento resinoso autoadesivo (Rely X U200, 3M-Espe, St Paul, USA) (Figura 7.A). O cimento resinoso foi manipulado de acordo com instruções do fabricante, inserido no canal com o auxílio de seringa Centrix com ponta agulhada, e também aplicado na superfície do pino (Figura 7.B). O assentamento dos pinos foi dado de forma lenta visando a ausência de bolhas nas interfaces e a pressão constante de 500g foi mantida simulando a pressão digital, por cinco minutos aguardando a presa química do cimento resinoso. Após a presa química do cimento, foi realizada a fotoativação por 40 segundos em cada face, totalizando 120 segundos com uma unidade de LED (Radii-Cal, SDI, Austrália) com intensidade de luz de 800 mW/cm², Faria-e-Silva et al., (2012). (Figura 7.C).

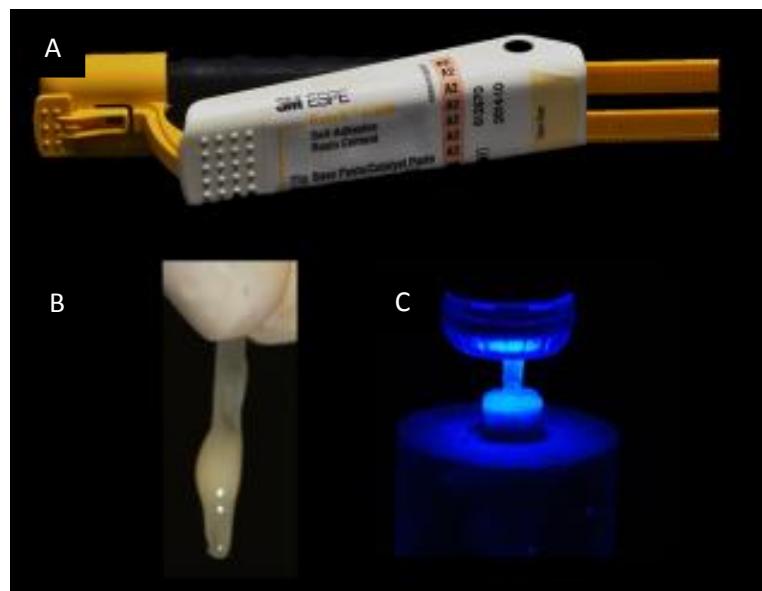


Figura 7. Protocolo de fixação com cimento resinoso autoadesivo. A. Cimento Resinoso Relyx U200; B. Inserção do cimento resinoso na superfície do pino; C. Fotopolimerização.

Após a cimentação dos pinos, com base em um modelo gerado através de um software CAD, produzido por Verissimo et al., (2014) reproduzindo anatomia do núcleo moldado e fundido (Figura 8.A), uma matriz de acetato foi confeccionada em plastificadora a vácuo (Figura 8.B) e posicionada na região coronária para reproduzir o núcleo de preenchimento similar ao núcleo metálico (Figura 8.C-D), proporcionando padronização dos núcleos de preenchimento em resina composta.

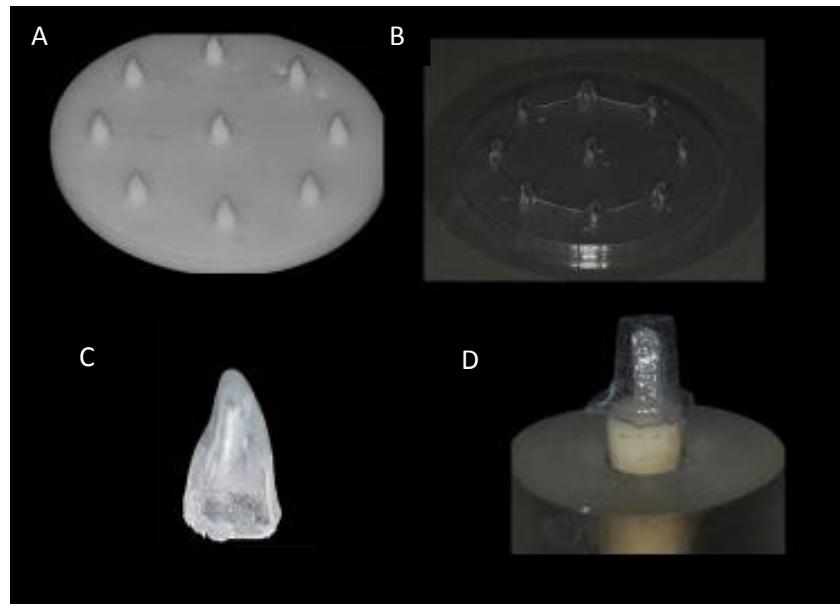


Figura 8. Confecção matriz. A. Modelo padronizado do núcleo de preenchimento; B. Matriz de acetato; C - D. Matriz de acetato para confecção do núcleo de preenchimento.

Após a cimentação dos pinos e confecção da matriz de acetato, a matriz do núcleo de preenchimento foi preenchida com resina composta híbrida (Filtek Z350, 3M-Espe, St Paul, USA) (Figura 9.A) por meio da técnica incremental (Figura 9.B) posicionada e fotoativada por 20 seg em cada face utilizando LED (Radii-Cal, SDI, Austrália) com intensidade de luz de 800 mW/cm² (Figura 9.C) e removido da região coronária após a fotoativação (Figura 9.D).



Figura 9. Confecção matriz. A. Resina composta Filtek Z350 ; B. Inserção do incremento de resina; C. Fotoativação; D. Remoção da matriz do núcleo de preenchimento.

3.1.6 – CONFECÇÃO DO TÉRMINO CERVICAL

Os términos cervicais foram confeccionados com a ponta diamantada (nº 3215 KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) (Figura 10.A) em chanfrado na extensão de 2,0mm e espessura de 1,5mm. O término foi confeccionado visando a promoção da férula de 2,0mm (Figura 10.B - C).

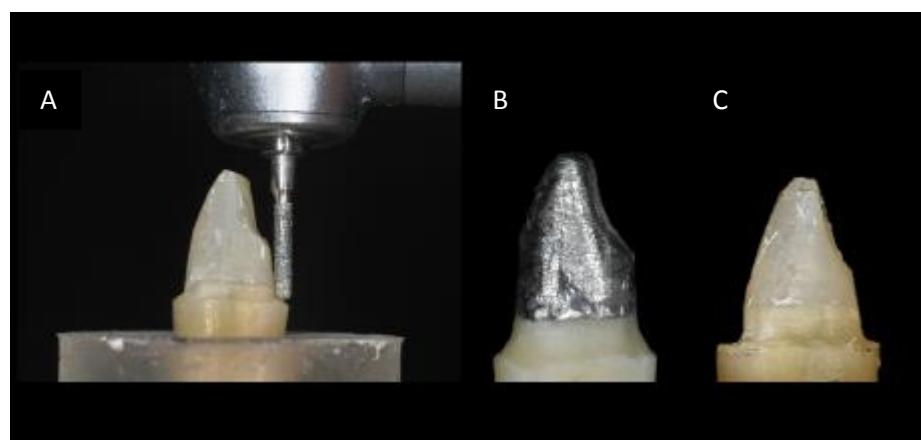


Figura 10. Confecção do término cervical. A. Broca diamantada utilizada no preparo nº 3215; B - C. Términos confeccionados.

3.1.7 –CONFECÇÃO E CIMENTAÇÃO DAS COROAS METÁLICAS.

Para reproduzir as coroas, uma cera para escultura de prótese fixa (Asfer, Curitiba, PR, Brasil) (Figura 11.A) foi utilizada, sendo derretida, atingindo uma fase líquida e inserida em uma matriz de silicone (Aerojet, São Paulo, Brasil) (Figura 11.B), já padronizada para confeccionar coroas semelhantes. As matrizes com a cera foram adaptadas nos remanescentes, onde os mesmos, isolados com gel hidrossolúvel (KY, São José dos Campos, Brasil) eram posicionados no centro da matriz de silicone e removidas após 2 minutos, aguardando uma presa satisfatória e visando evitar a deformação da cera (Figura 11.C) buscando uma espessura de 1,5 mm em todas as paredes, verificadas com um especímetro.



Figura 11. Etapa de enceramento para confecção das coroas. A. Cera para escultura; B. Matriz de silicone padronizada; C - D. Coroas enceradas.

Após a moldagem das coroas (Figura 12), os grupos foram numerados e divididos de forma a serem identificados após a fundição do metal.



Figura 12. Moldagem das coroas.

Com o enceramento e as amostras identificadas, com espessura padronizada de 1,5mm e altura cervico-incisal 10,0 mm. (Figura 13.A). Os enceramentos foram encaminhadas para a Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia (ESTES/UFU) onde o selamento de bordos foi individualizado para cada amostra afim de serem confeccionadas em liga de Ni-Cr (FIT CAST – SB Plus; Curitiba, PR, Brasil). Os modelos em cera foram incluídos em revestimento (Talmax Micro Fine 1700; Curitiba, PR, Brasil) (Figuras 13.B-C-D-E), aguardado o tempo de presa (Figura 13.F-G) e levados ao forno a 750 °C como recomendado pelo fabricante.

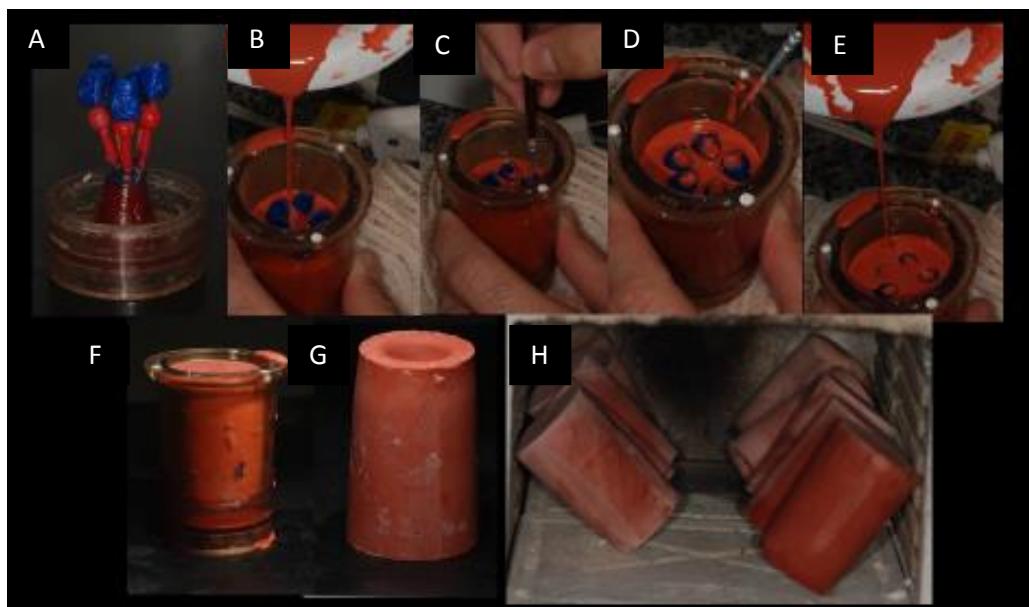


Figura 13. Confecção das coroas; A. Inclusão das coroas no recipiente; B – C – D – E. Inserção do revestimento; F – G. Aguardando a presa do revestimento; H. Modelos levados ao forno.

Com as coroas confeccionadas, a cimentação foi realizada utilizando o mesmo protocolo de cimentação para os pinos. Foi utilizado cimento resinoso autoadesivo (Rely X U200, 3M-Espe, St Paul, USA) (Figura 14.A). O cimento resinoso foi manipulado de acordo com instruções do fabricante e inserido no interior da coroa. O assentamento dos pinos foi dado de forma lenta visando a ausência de bolhas nas interfaces e a pressão constante de 500g foi mantida simulando a pressão digital, por cinco minutos aguardando a presa química do cimento resinoso (Figura 14.B). Após a presa química do pino de fibra de vidro foi feita a fotoativação do cimento resinoso por 40 segundos de fotoativação, em todas as faces, com uma unidade de LED com intensidade de luz de 800 mW/cm² (Radii-Cal, SDI, Austrália)(Figura 14.C).

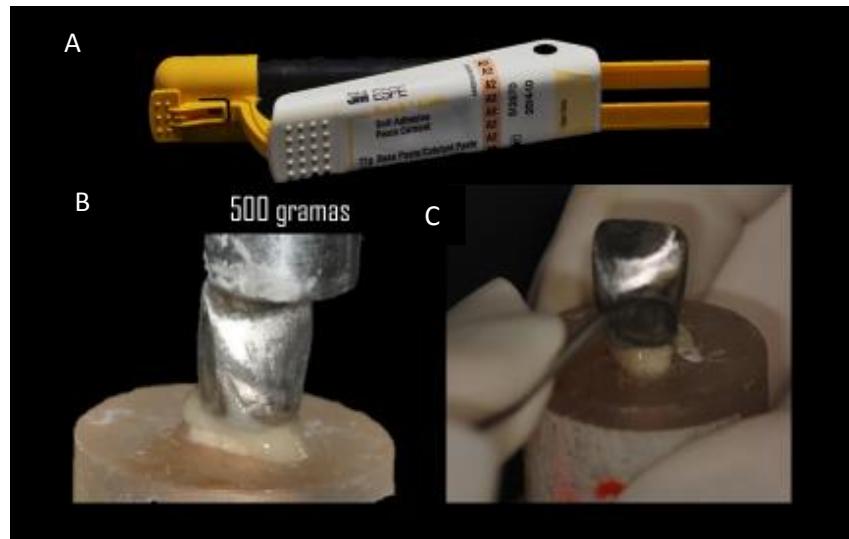


Figura 14. Cimentação das coroas; A. Cimentos resinoso auto adesivo Rely X U200; B. Inserção do cimento e assentamento sob pressão; C. Remoção de excessos.

3.2 - MÉTODO DE EXTENSOMETRIA

Extensômetros tipo (PA-06-040BG-120LEN Excel Sensores, SP, Brasil) (Figura 15.A) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,13, resistência elética de $120\ \Omega$ (Figura 15.B) e tamanho da grelha de $1\ mm^2$ foram utilizados (Santos-Filho, 2008) para avaliar a deformação da dentina radicular. As amostras dos grupos experimentais tiveram um extensômetro fixado na superfície radicular vestibular seguindo o protocolo descrito por Santos-Filho et al.(2008), onde foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 30 seg, lavagem com água durante 15 seg e secagem com jatos de ar nas face onde foram colados. Os extensômetros foram colados na dentina radicular, na face vestibular, paralelamente ao longo eixo radicular, posicionados nas áreas de maior concentração de tensão observadas em trabalhos prévios de análise por elementos finitos. Os extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil) (Figura 15.C).

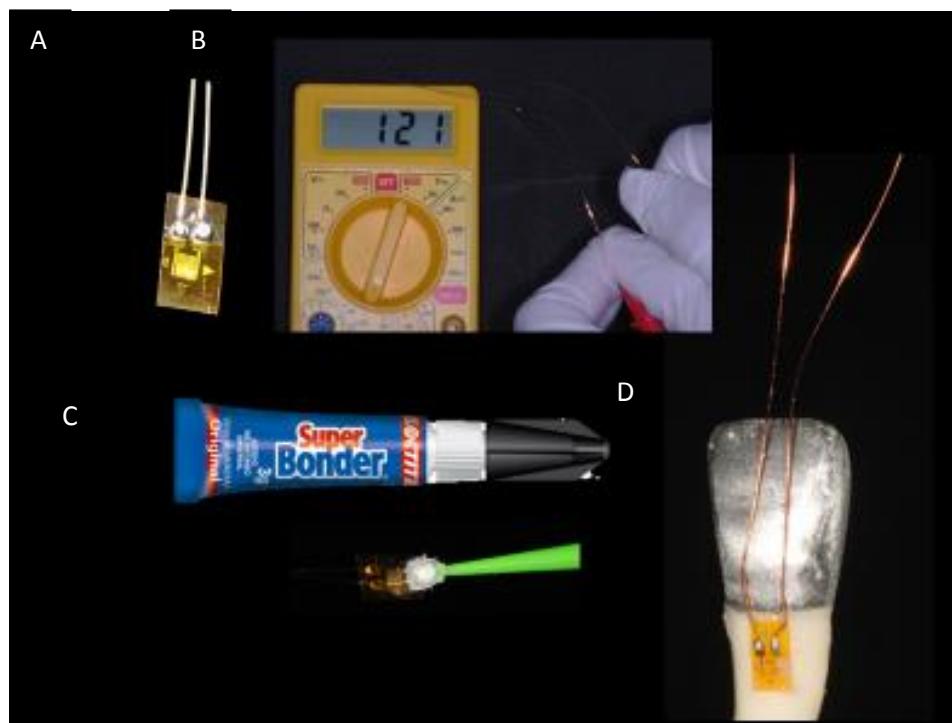


Figura 15. Extensometria; A. Extensômetro ; B. Valor de Resistência elétrica; C. Adesivo Cianocrilato; D. Extensômetro fixado

O ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéster (Impregum-F, 3M-Espe, St Paul, USA) (Soares et al., 2005). O material de moldagem foi inserido no alvéolo e o dente introduzido, até que a marcação de 2,0 mm do limite cervical coronário coincidiu com a superfície do cilindro de resina de poliestireno(Figura 16.A). Os fios dos extensômetros foram conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil) (Figura 16.B). Os valores de deformação obtidos individualmente para cada extensômetro. As amostras foram inseridas em dispositivo metálico para sustentação e reforço do cilindro de resina, sendo posicionado no dispositivo de teste de impacto do tipo pêndulo do CPBIO - FOUFU (Veríssimo et al., 2015). Os dados foram obtidos por meio da placa de aquisição (AqDados 7.02 Lynx, São Paulo, SP, Brasil) de dados, capturados por meio de software específico (AqAnalysis, Lynx, São Paulo, SP, Brasil). Foram medidas as deformações

verticais (cervico-apical), sendo obtidos um valor de deformação por amostra durante o teste de impacto.

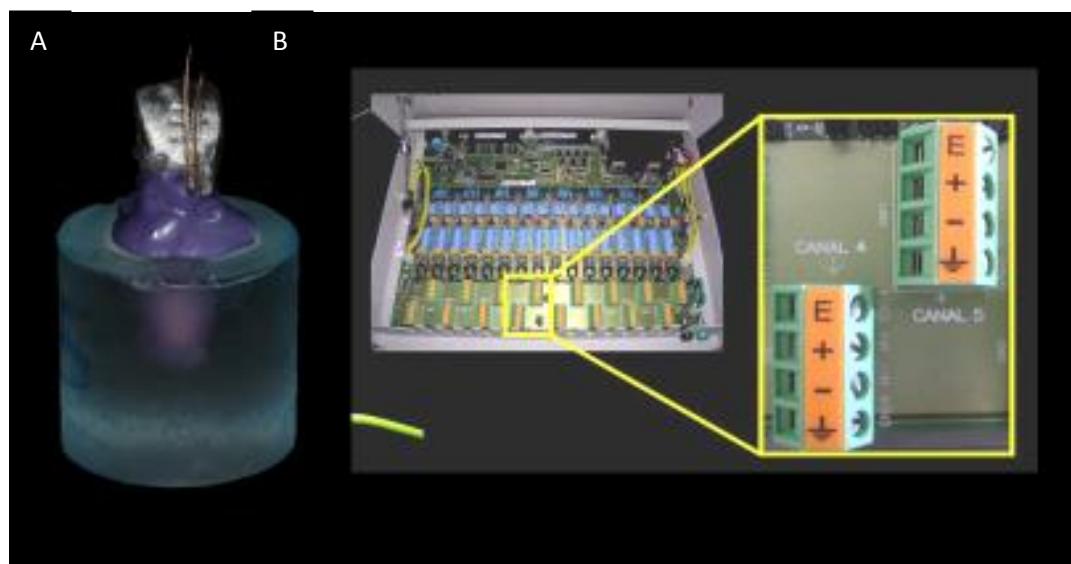


Figura 16. Extensometria; A. Inclusão do ligamento periodontal; B. Conexão das amostras ao software para aquisição dos dados.

3.3 - ENSAIO MECÂNICO DE IMPACTO

Os espécimes foram posicionados no dispositivo de impacto do tipo pêndulo do CPBIO - FOUFU (Veríssimo et al., 2015) e foram submetidos aos testes de impacto em dois ângulos distintos. O teste exigiu a presença de uma ponta aplicadora de impacto (bola de alumínio) com 29 gramas a 90º (Figura 17.A) e a 45º (Figura 17.B) de distância da superfície vestibular da amostra, entrando em contato com o centro da coroa sem interferência do meio.(Figura 17.C-D) não exigindo nenhum tipo de carga ou aplicação de força, a energia cinética produzida pela queda do pêndulo foi responsabilizada pela deformação produzida nas amostras.

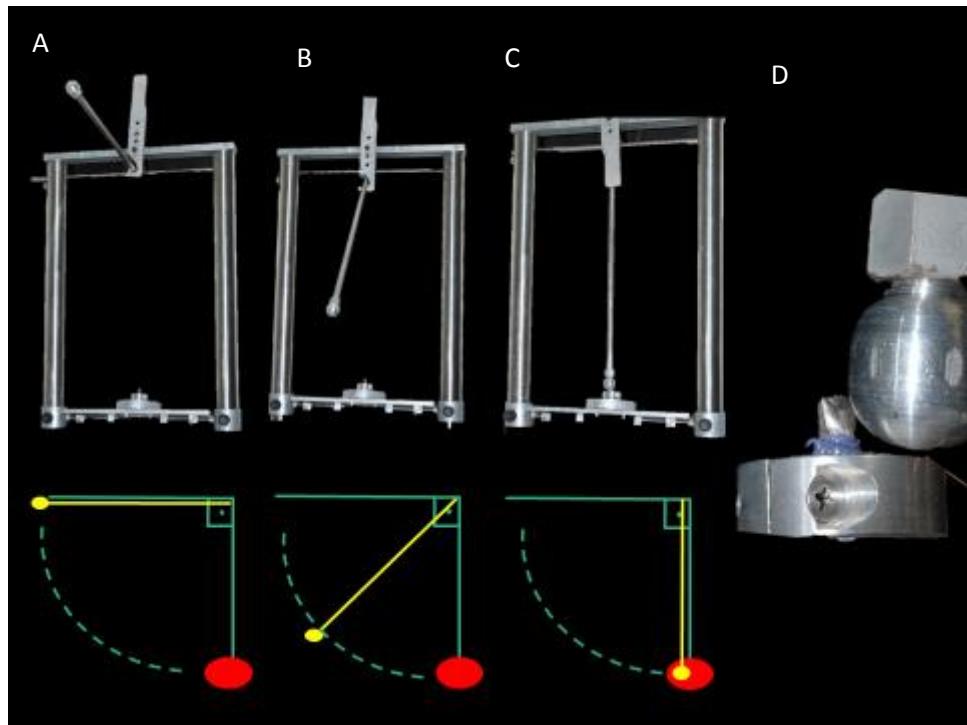


Figura 17. Teste de impacto; A. 90° ; B. 45° ; C - D. Bola de alumínio posicionada no centro da coroa no momento do impacto.

Os valores da deformação radicular foram obtidos em Micro deformação (μs) e analisados estatisticamente por meio de ANOVA 2-way. O teste de Tukey em nível de 95% de confiabilidade seria usado caso encontrássemos diferenças estatisticamente significantes entre os grupos.

3.4 – PADRÃO DE FALHA

As amostras foram selecionadas e observadas através do miscroscópico (TM-505/510 Series 176-Toolmaker's Microscopes – Mitutoyo, Illinois, USA) onde um padrão de falha foi investigado. Para os grupos NMF submetidos ao teste com ângulo de 90° e 45° não foram encontradas trincas ou fissuras na superfície radicular externa.(Figura 19.A e B). Para os grupos PFV submetidos ao teste com ângulo de 90° foram encontradas duas amostras com

destruição catastrófica da dentina radicular localizadas paralelas ao longo eixo, e quando observado o PFV, ele apresentava trincas no sentido horizontal perpendicular ao longo eixo do dente (Figura 19. C - D). Os grupos PFV submetidos ao teste com ângulo de 45º não apresentaram alterações radiculares.

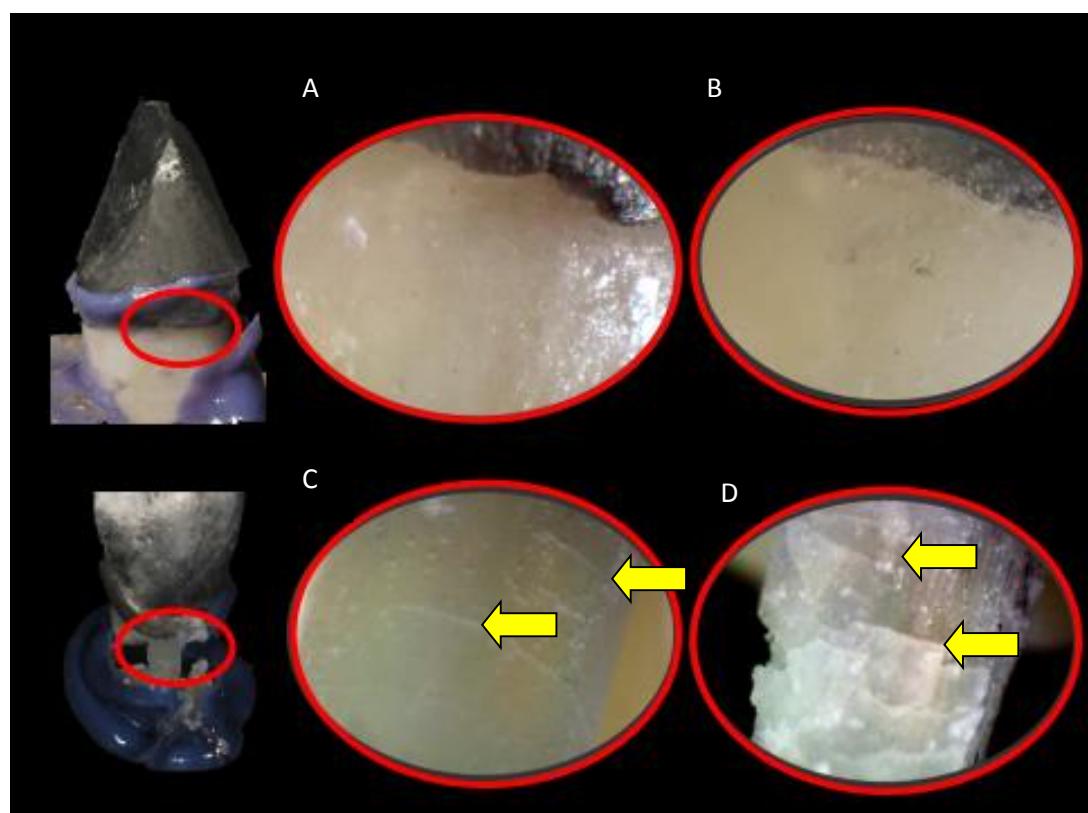


Figura 19. Análise microscópica dos grupos submetidos aos testes observando interface dentina radicular/coroa metálica; A. Grupo NMF 90º; B. Grupo NMF 45º; C – D. Grupo PFV 90º

RESULTADOS

4. RESULTADOS

O teste ANOVA 2-way mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa ($P = 0,151$) para tipos de pino utilizados (NMF e PFV). Da mesma forma, que não apresentou diferença estatisticamente significativa ($P = 0,268$) para os tipos de ângulos utilizados no estudo (90° e 45°). Não houve uma interação estatisticamente significativa entre o uso dos pinos e o ângulo do teste de impacto ($P = 0,478$) (Tabela 01) (Gráfico 1).

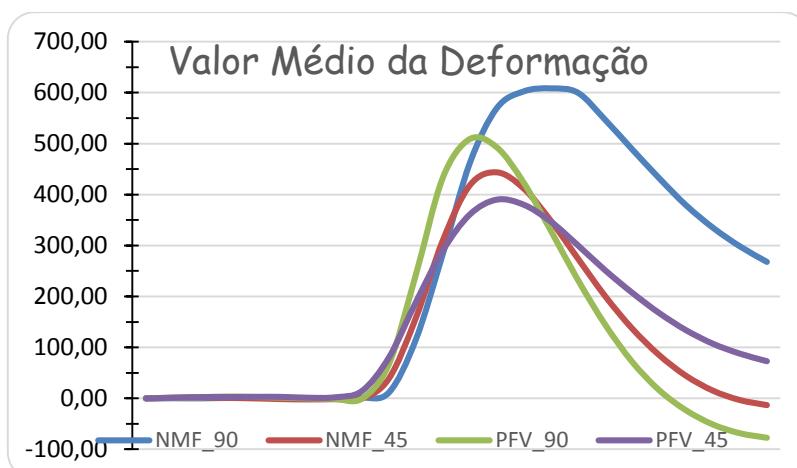
Tabela 1 – Média (μs) de Micro deformação nos grupos avaliados e [desvio padrão]

PINO	ÂNGULO	
	90°	45°
NMF	594.24[352.77]Aa	452.30[150.77]Aa
PFV	440.62[182.93]Aa	403.37[180.44]Aa

* Médias seguidas pelas letras maiúsculas nas linhas e letras minúsculas nas colunas não apresentaram diferenças pelo teste 2-Way ($p < 0,05$)

A análise de ANOVA 2-way foi usada para comparar os valores de deformação e o teste Tukey não foi necessário para distinguir estes valores pois não houve diferença estatisticamente significante.

Gráfico 1 – Média (μs) de Micro deformação nos grupos avaliados



Embora os resultados não tenham demonstrado diferenças, o teste de impacto resultou na fratura radicular catastrófica de ($n = 2$) amostras situadas no grupo restaurado com PFV submetidos ao teste com ângulo de 90º e trinca da resina de poliestireno que envolviam algumas amostras de forma aleatória. (Figura 18)

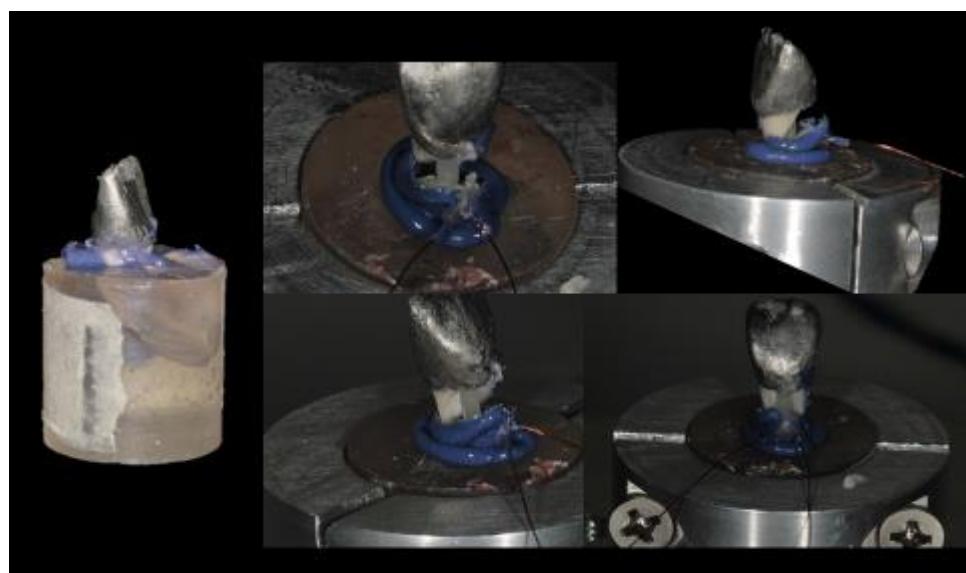


Figura 18. Resultados visíveis do teste de impacto.

DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

A hipótese nula do presente trabalho foi aceita, uma vez que os resultados indicaram que a deformação da dentina radicular não foi influenciada pelo uso de diferentes pinos submetidos a testes de impacto com diferentes angulações.

Quanto ao comportamento mecânico dos retentores, Kondoh et. al., (2013) mostraram haver deformação maior nos PFV comparados aos NMF em cada ponto mensurado quando avaliados frente o teste de impacto, necessitando mais trabalhos para confirmar estes achados, causando questionamentos, pois como houve uma distorção maior, afirmaram que esta propriedade seria plausível para proteção do remanescente radicular, já que a deformação da dentina radicular foi menor com PFV comparado ao NMF enquanto(Figueiredo et al 2015) mostraram não haver relação entre a incidência de fraturas radiculares e o uso dos retentores em uma busca precisa na literatura. A taxa de sobrevivência foi de 90% NMF e 83,9% PFV. A taxa de incidência de falhas catastróficas de fraturas radiculares foi semelhante entre NMF e PFV. Pinos metálicos pré-fabricados e pinos de fibra de carbono tiveram um aumento de 2 vezes na taxa de incidência de fraturas de raiz em comparação com NMF e PFV, respectivamente(14).

A maioria dos casos de fratura radicular são comumente irreparáveis como mostrada por Meira et al., (2009), Goracci et al., (2011), Castro et al., (2012) que observaram a destruição do remanescente dental associada com a concentração de tensões na dentina devido as propriedades mecânicas apresentadas pelos retentores e posição do dente na arcada (11, 13, 16). O módulo de elasticidade dos retentores tem sido considerado com um fator primordial para o sucesso a longo prazo das restaurações, com uma serie de contradições (Meira et al., 2007), mas definido como “um material que acompanha os movimentos de flexão natural do dente” (Castro et al., 2012). Esta propriedade é definida pela razão entre a tensão e a deformação na direção da

carga aplicada, sendo a máxima tensão que o material suporta sem sofrer deformação permanente. Meira et al.,(2009), afirmam que na região apical e cervical, fraturas radiculares verticais seriam mais propensas devido o módulo de elasticidade acompanhar a direção do carregamento. Este fato ocorre devido ao formato do retentor, pois quando um pino de forma cônica é forçado contra a raiz, a parte mais larga do pino, que preenche porções mais largas do canal da raiz é comprimido em direção a regiões mais estreitas. Como consequência, as paredes são forçadas para o exterior da dentina e a raiz expande-se, gerando tensões de tração circunferenciais (efeito de cunha). Quanto menor a rigidez do pino, mais notável é a curvatura, o que leva a um maior alongamento do pino sobre o lado onde é aplicada a carga(Meira et al., 2009). Assim, sugerem uma tendência de descolamento do pino, como falha de adesão, onde o pino seria relativamente móvel no canal radicular e consequentemente, se comportaria como uma cunha (Meira et al., 2009; Goracci & Ferrari, 2011). Podendo auxiliar na busca por respostas frente as fraturas que acorreram em algumas amostras deste trabalho.

A distorção do PFV sugere que o mesmo pode absorver energia comprimida até certo ponto. A força de impacto é uma força aplicada a um alvo em conjunto com uma alteração na velocidade ao longo de um curto período de tempo. É muita força para uma curta duração. Além disso, a energia total foi invariável, ambos antes e depois do impacto. Portanto, quando a energia de impacto é aplicada aos dentes, existem dois potenciais resultados bastante diferentes. Se a energia não é grande o suficiente para danificar o dente, ela é consumida pelas características de viscosidade e de absorção de choques do dente, de material artificial ou tecido circundante. Quando a energia é muito maior, no entanto, torna-se destrutiva, danificando o dente e resultando em movimentação ou fratura do dente ou outros tecidos (Kondoh et al., 2013).

Neste contexto, o PFV pode aparecer como alternativa para restaurações intra-radiciares pois eles têm um módulo de elasticidade próximo da dentina (Soares et al., 2008; Meira et al.,2009; Naumann et al., 2012; Soares et al., 2012; Santos-Filho et al., 2014) que cria uma melhor distribuição das

tensões entre outras vantagens (Faria-e-Silva et al., 2014). A resistência à flexão do PFV e do NMF foram, respectivamente, quatro e sete vezes maior do que a dentina radicular (Plotino et al., 2007; Chieruzzi et al., 2012).

A presença da férula pode ter sido um fator determinante na distribuição de tensão, como relatado por Santos-Filho et al., (2014) onde em alguns estudos que fizeram simulações através da Metodologia por Elementos finitos tridimensionais têm apontado a relevância de preservar a férula(4). Alguns autores têm indicado pelo menos 2 mm de férula para cimentação de retentores (Goracci & Ferrari, 2011; Veríssimo et al., 2014). A férula favorece principalmente quanto a longevidade dos dentes tratados endodonticamente restaurados com pino e coroa (Soares et al., 2012; Naumann et al., 2012). Uma análise de elementos finitos demonstrou que os modelos restaurados com NMF apresentaram níveis elevados de tensão no canal radicular, independentemente da presença férula. A presença da férula foi importante para ambos os sistemas de pinos utilizados para a reabilitação de dentes. O uso de NMF associada com a ausência de uma férula tem criado uma elevada concentração de tensão em todas as superfícies vestibular ou lingual na extensão do pino dentro do canal radicular. NMF mostraram uma alta incidência de falhas catastróficas com o comprimento reduzido, ao passo que o PFV exibiram falhas com maiores condições de reparo. A férula foi um fator determinante no padrão de fratura de alguns trabalhos envolvendo o terço coronal e médio da raiz. Por outro lado, o grupo com ausência de férula teve fraturas que envolveram o núcleo e o terço coronal da raiz (Santos-Filho et al., 2014). Já neste trabalho, não avaliamos a férula e PFV mostraram falhas catastróficas comparados aos NMF, embora os resultados estatísticos de deformação tenham sido semelhantes.

O teste de impacto utilizado semelhante ao teste de Charpy convencional foi preconizado por ser um método padronizado para medida de resistência e impactos e deformação de um material medindo a taxa de destruição e o quanto esse material suportava certo tipo de carga. Trabalhos usando este mesmo teste foram realizados dentro da odontologia para avaliar propriedades de retentores (Kondoh et al., 2013), bases de próteses totais

(Machado et al., 2012; da Cruz Perez et al., 2014) e protetores bucais (Veríssimo et al., 2015). Quanto a angulação, estudos afirmam que quanto mais elevado for a velocidade de impacto, maiores serão os valores de tensão e deformação das amostras (Veríssimo et al., 2015). Neste caso, a escolha foi feita dentro das opções existentes no laboratório CPbio – UFU, com um ângulo intermediário (45°) e um ângulo máximo (90°). As amostras submetidas aos testes com uma maior intensidade de impacto (90°) sofreram deformação semelhante as amostras submetidas a angulação intermediária (45°) tanto para os grupos restaurados com NMF quanto PFV.

Estudos anteriores nos levam a priorizar o uso dos PFV quando deparamos a fragilidade radicular, quantidade de paredes, comprimento do canal, presença de férula, oclusão satisfatória ou parafunção e posição do dente na arcada. Porém, considerando os resultados obtidos neste estudo, para reabilitação de pacientes que possam manter condições de alto risco, sujeitas a traumas dentoalveolar, de forma acidental, por condições de trabalho ou esportivas os PFV não mostraram melhora significativa, uma vez que o uso do dos diferentes pinos apresentou resultados semelhantes, sendo necessário mais estudos clínicos variando uso de protetores bucais, presença de férula, diferentes angulações e materiais das coroas totais.

CONCLUSÃO

6.CONCLUSÃO

De acordo com resultados e limitações deste trabalho, pôde se concluir que o uso de diferentes pinos não resultou em maior deformação da dentina radicular independente do tipo de intensidade de impacto testadas. Embora possuam um comportamento mecânico diferente, PFV e NMF apresentaram resultados semelhantes.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

- Abdullah SI, Mohammed H, Thayer KE. Restoration of endodontically treated teeth. A review. *Dental journal.* 1974;40(4):300-3
- Andreasen JO, Lauridsen E, Gerds TA, Ahrensburg SS. Dental Trauma Guide: a source of evidence-based treatment guidelines for dental trauma. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology.* 2012;28(5):345-50.
- Andersson L, Andreasen JO, Day P, Heithersay G, Trope M, Diangelis AJ, et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 2. Avulsion of permanent teeth. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology.* 2012;28(2):88-96.
- Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists.* 2009;18(6):527-36.
- Castro CG, Santana FR, Roscoe MG, Simamoto PC, Jr., Santos-Filho PC, Soares CJ. Fracture resistance and mode of failure of various types of root filled teeth. *International endodontic journal.* 2012;45(9):840-7.
- Chieruzzi M, Pagano S, Pennacchi M, Lombardo G, D'Errico P, Kenny JM. Compressive and flexural behaviour of fibre reinforced endodontic posts. *Journal of dentistry.* 2012;40(11):968-78.
- da Cruz Perez LE, Lucia Machado A, Eduardo Vergani C, Andrade Zamperini C, Claudia Pavarina A, Vicente Canevarolo S, Jr. Resistance to impact of cross-linked denture base biopolymer materials: effect of relining, glass flakes reinforcement and cyclic loading. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2014;37:33-41.

da Silva GR, Simamoto-Junior PC, da Mota AS, Soares CJ. Mechanical properties of light-curing composites polymerized with different laboratory photo-curing units. *Dental materials journal*. 2007;26(2):217-23.

Diangelis AJ, Andreasen JO, Ebeleseder KA, Kenny DJ, Trope M, Sigurdsson A, et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 1. Fractures and luxations of permanent teeth. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*. 2012;28(1):2-12.

Faria-e-Silva AL, Piva E, Lima GS, Boaro LC, Braga RR, Martins LR. Effect of immediate and delayed light activation on the mechanical properties and degree of conversion in dual-cured resin cements. *J Oral Sci*. 2012

Faria-e-Silva AL, Peixoto AC, Borges MG, Menezes Mde S, Moraes RR. Immediate and delayed photoactivation of self-adhesive resin cements and retention of glass-fiber posts. *Brazilian oral research*. 2014;28.

Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria ESAL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *Journal of endodontics*. 2015;41(3):309-16.

Flores MT, Andreasen JO, Bakland LK, Feiglin B, Gutmann JL, Oikarinen K, et al. Guidelines for the evaluation and management of traumatic dental injuries. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*. 2001;17(5):193-8.

Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Australian dental journal*. 2011;56 Suppl 1:77-83.

Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology* : 2004;20(2):90-100.

Kondoh Y, Takeda T, Ozawa T, Narimatsu K, Konno M, Fujii T, et al. Influence of different post-core systems on impact stress: a pilot study. *The open dentistry journal*. 2013;7:162-8.

Machado AL, Bochio BC, Wady AF, Jorge JH, Canevarolo SV, Jr., Vergani CE. Impact strength of denture base and reline acrylic resins: An in vitro study. *Journal of dental biomechanics*. 2012;3:1758736012459535.

McKerracher PW. Rational restoration of endodontically treated teeth. I. Principles, techniques, and materials. *Australian dental journal*. 1981;26(4):205-8.

Medige J, Deng Y, Yu X, Davis EL, Joynt RB. Effect of restorative materials on cuspal flexure. *Quintessence international*. 1995;26(8):571-6.

Meira JB, Esposito CO, Quitero MF, Poiate IA, Pfeifer CS, Tanaka CB, et al. Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*. 2009;25(4):394-8.

Menezes MS, Faria-e-Silva AL, Silva FP, Reis GR, Soares CJ, Stape TH, et al. Etching a fiber post surface with high-concentration bleaching agents. *Operative dentistry*. 2014;39(1):E16-21.

Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. *Journal of endodontics*. 2012;38(4):432-5.

Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(3):302-6.

Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(9):1129-35.

Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics*. 1989;15(11):512-6.

Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *International endodontic journal*. 2008;41(6):493-501.

Santos-Filho PC, Verissimo C, Raposo LH, Noritomi MecEng PY, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *Journal of endodontics*. 2014;40(11):1874-8.

Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence international*. 2004;35(4):281-6.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Brazilian oral research*. 2005;19(1):11-6.

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95(6):421-9.

Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *Journal of endodontics*. 2007;33(5):603-6.

Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *Journal of endodontics*. 2008;34(8):1015-9.

- Soares CJ, Valdivia AD, da Silva GR, Santana FR, Menezes Mde S. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. Brazilian dental journal. 2012;23(2):135-740.
- Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM, Lumley PJ. The flexural properties of endodontic post materials. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2010;26(8):730-6.
- Takeda T, Ishigami K, Jun H, Nakajima K, Shimada A, Ogawa T. The influence of the sensor type on the measured impact absorption of mouthguard material. Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology. 2004;20(1):29-35.
- Theodosopoulou JN, Chochlidakis KM. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists. 2009;18(6):464-72.
- Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. Endodontics & dental traumatology. 1985;1(3):108-11.
- Trope M, Langer I, Maltz D, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. Endodontics & dental traumatology. 1986;2(1):35-8.
- Verissimo C, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. The Journal of prosthetic dentistry. 2014;111(3):234-46.
- Verissimo C, Costa PV, Santos-Filho PC, Fernandes-Neto AJ, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Evaluation of a dentoalveolar model for testing mouthguards: stress and strain analyses. Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology. 2015.

Verissimo C, Costa PV, Santos-Filho PC, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Custom-Fitted EVA Mouthguards: what is the ideal thickness? a dynamic finite element impact study. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*. 2015.

Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(4):368-73.