

LUCIANA MENDES BARCELOS

EFEITO DO NÚMERO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO
NA RESISTÊNCIA À FRATURA, DEFORMAÇÃO
ESTRUTURAL E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM
MOLARES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

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

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.
Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

UBERLÂNDIA

2016

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

B242e Barcelos, Luciana Mendes, 1977
2016 Efeito do número de pinos de fibra de vidro na resistência à fratura,
deformação estrutural e distribuição de tensão em molares tratados
endodonticamente / Luciana Mendes Barcelos. - 2016.
89 f. : il.

Orientador: Carlos José Soares.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Pinos dentários - Teses. 3. Resinas
compostas (Odontologia) - Teses. 4. Endodontia - Tratamento - Teses. I.
Soares, Carlos José. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa
de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

Luciana Mendes Barcelos

**Efeito do número de pinos de fibra de vidro na resistência à
fratura, deformação estrutural e distribuição de tensão em
molares tratados endodonticamente**

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

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Co-orientador (a): Profª Drª Aline Arêdes Bicalho

Banca examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares - UFU

Prof. Dr. Murilo de Sousa Menezes – UFU

Prof. Dr. Cesar Penazzo Lepri – UNIUBE

Uberlândia, 2016



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



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº 285 – COPOD

Data: 12/02/2016

Discente: Luciana Mendes Barcelos, Matrícula: 11412ODO009

Título do Trabalho: Efeito do número de pinos de fibra de vidro na resistência à fratura, deformação estrutural e distribuição de tensão em molares tratados endodonticamente.

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 **doze 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); Cesar Penazzo Lepri (UNIUBE); e Carlos José Soares (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Luciana Mendes Barcelos**.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Carlos José Soares 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 argüição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinador(es), que passaram a arguir o (a) candidato (a). Ultimada a argüição, 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. Cesar Penazzo Lepri – UNIUBE

Prof. Dr. Carlos José Soares – UFU
Orientador (a)

DEDICATÓRIA

À Deus,

Gratidão ao Senhor por mais este dia! Gratidão por tudo que vivi e que me possibilitou chegar até aqui, que me fez ser quem sou.

Gratidão pelos bons momentos que me fizeram celebrar a vida, e por todos os momentos difíceis que me fizeram evoluir. Em especial Senhor, nesses dois últimos anos que se passaram, tenho muito a agradecer, pois a cada novo dia, um novo amanhecer, um novo sonho, uma meta, um desafio, um obstáculo, uma conquista... bênçãos diárias recebo do Senhor! Gratidão por sempre me proteger e guiar meu caminho de encontro as melhores oportunidades e pessoas!

Gratidão Deus, define tudo que vivo!

À minha mãe Marcia Helena, e ao meu pai Adalberto (In memorian)

A minha honra e gratidão a vocês por primeiramente me darem a vida! Gratidão pelas vezes que abriram mão dos seus sonhos em função dos meus. Gratidão por sempre me ensinarem a caminhar por mim mesma, por me apoiarem nos meu sonhos, por me mostrarem que na vida os grande valores e essência da vida! Mãe agradece ainda por toda compreensão, tolerância, paciência durante a minha ausência nos momentos que não pude estar presente, por ser esse exemplo de pessoa que você é, sempre otimista, trabalhadeira, determinada... nos mostrando que mesmo diante dificuldades não podíamos desistir! Essa conquista também é sua que sempre me apoiou incondicionalmente em tudo! Simplesmente gratidão por tudo Mãe, Pai, seja onde estiver sei que esta feliz por essa conquista que também é sua, pois aqui sou parte do seu reflexo!

A vocês minha eterna gratidão por tudo! Amo vocês!

As minhas irmãs Daniela e Fernanda

Minhas queridas irmãs, gratidão por tudo! Essa conquista também é de vocês que estiveram sempre presentes em todos os momentos! Com vocês me divertia quando o cansaço batia... A você Dani minha gratidão pela tolerância e paciência comigo e por sempre me ouvir quando eu mais precisava, e mesmo cansada, por fazer pães de queijos deliciosos para o fim de semana quando eu aparecia exausta na sua casa querendo somente dormir! A você Fer minha gratidão pela irmã sincera e às vezes mal humorada, mas sempre muito paciente quando precisei!

Amo vocês!

Ao Wendell meu esposo, companheiro e amigo

Gratidão por ter você em minha vida! A você minha sincera gratidão pelo carinho, tolerância, paciência, respeito, confiança em todos os momentos durante essa trajetória fantástica que escolhi viver! Seu apoio e incentivo foram essenciais em todos os momentos! Você que sempre acreditou em mim, que eu era capaz... até mais do que eu mesma e isso sempre me deu forças para continuar.! Você fez dos meus sonhos os seus... essa conquista também é sua! Gratidão por toda sua ajuda na concretização de mais um sonho!

I love you Darling!

AGRADECIMENTOS

Ao meu Orientador Carlos José Soares

Querido Professor, gratidão a Deus por ter trilhado a oportunidade de trabalhar com o Senhor! Gratidão por ter me recebido tão bem e me fazer sentir completamente pertencente a essa nova “casa”!

Agradeço pelas oportunidades, ensinamentos diários, por toda confiança, pelo incentivo de cada dia e por me mostrar que eu era capaz, que bastava confiar e acreditar um pouco mais em mim!

A você professor deixo aqui os meus sinceros agradecimentos, se cresci e evoluí como profissional nestes dois últimos anos foi por consequência de ter pessoas como o senhor me orientando e direcionando da melhor maneira, instigando em mim cada vez mais o desejo de continuar no aprendizado constante desse mundo fascinante da odontologia!

Simplesmente grata por tudo!

À minha coorientadora Aline Arêdes Bicalho

Minha querida amiga e co-orientadora Aline, desde o primeiro momento te admirei pelo seu jeito de ser, por tantas histórias bem vividas! Você foi uma grande inspiração. Foi um presente de Deus na minha vida! Gratidão por tudo! Sua amizade levo para o resto da vida. Gratidão por toda paciência, tolerância, pelos ensinamentos, pelos bons momentos, pelas palavras amigas, por direcionar o meu caminho, pelo carinho e por tantas risadas compartilhadas.

Você é muito especial na minha! Amo Você!

Aos Professores da banca

Agradeço por aceitaram o convite e me presentearem com a oportunidade de estarem presente nesse momento tão especial para mim e por poderem engrandecer este trabalho!

A vocês muito obrigada!

À toda minha família – avós, tios, tias e primos

Agradeço a todos vocês pelo apoio incondicional na minha trajetória!

Vocês são essenciais na minha vida!

Cada um da sua maneira e do seu jeito sempre me ajudando, me incentivando, e motivando nos momentos mais difíceis!

Gratidão a todos por contribuírem com a minha formação, e por me ensinarem valores tão importantes para me tornar uma pessoa melhor! Agradeço ainda pela compreensão da minha ausência.

Só tenho a agradecer! Sou abençoada pela família que Deus me deu!

Amo vocês!

Ao Sr. José e D. Luzia

A vocês a minha gratidão por tudo!

Vocês sempre prestativos e dispostos a ajudar em qualquer situação!

Obrigada por compreenderem as minhas ausências, pela apoio e pela amizade.

Muito obrigada por tudo!

À minha amiga Silvinha

Amizade para a vida toda... Independente da distância, você sempre esteve presente!

Crescemos juntas... brincamos de boneca... confiamos confissões... a distância nos afastou nas nossas idas e vindas... mas você sempre esteve lá por mim! Sonhou comigo, acreditou em mim e torceu pelas minhas conquistas. Gratidão por ter você como amiga!

Você é muito especial! Amo você!

À minha querida amiga Renata Afonso

Minha querida Amiga Renata, ter te conhecido foi privilégio, presente que Deus colocou na minha vida! Desde o primeiro momento sempre atenciosa e prestativa! Me ensinou tanto... coisas pra vida!

Me mostrou que a paciência, tolerância e persistência são primordiais para conseguirmos alcançar nossos objetivos!

Simplesmente obrigada por tudo! Você é muito especial para mim! Amo você!

À minha querida amiga Valessa

Valessinha Gratidão por ter conhecido você! Foi minha parceira e amiga! Amizade que levo pra vida! Obrigada pela paciência em me ensinar tanta coisa nova... Com você muito aprendi! Foi essencial na conclusão desta etapa na minha vida! Só posso dizer que sou muito grata por tudo!

Amo você!!!

Ao Crisnicaw Veríssimo

Cris gratidão por tudo! Pela disponibilidade em ajudar, pela paciência, e por me ensinar sempre que precisei!

Obrigada pela amizade e por todo o bom humor que anima o Cpbio! Você é muito especial e desejo tudo de melhor nessa nova etapa de oportunidades que a vida te proporcionou!

Sucesso Cris!!!

À querida Monise

A sua amizade é mais um presente que ganhei nesse mestrado! É pra vida!

Só tenho a agradecer a Deus por colocar pessoas como você no meu caminho, uma pessoa dedicada, esforçada, e com uma fé imensurável pra tudo na vida de que tudo vai dar certo! Obrigada pela amizade, e por toda ajuda durante o desenvolvimento deste trabalho! Você é muito especial!

Aos amigos do mestrado

Gratidão a Deus por ter me dado a oportunidade de conhecer e conviver com vocês! Vocês foram essenciais para cada novo aprendizado... seminários, trabalhos diversos, congressos, ahhh... quantas conversas e risadas boas... quantos cafés com os que saboreiavam o café amargo nos dias de muito trabalho! Muito obrigada a todos por tudo!!!

**A todo grupo de pesquisa BIAOR, em especial Gabriela Mesquita, Laís, Stella,
Priscilla, Natércia, Manuella**

Gratidão a todos por tudo!

Por cada momento, por cada ensinamento, por cada dúvida sanada, e acima de tudo pelo carinho, e pelas amizades preciosas! Cada uma com o seu jeito especial de ser, agregando de alguma maneira para a minha evolução pessoal e profissional! Gratidão pelas palavras de força e apoio nos momentos necessários! Foi um privilégio trabalhar ao lado de todos vocês e tê-los como amigos! Com vocês os meus dias são mais felizes!!!

**Aos Professores da graduação/Unitri, em especial ao Prof. Rodrigo Faria, Prof. Julio
Bizinotto, Profa Juliana Jacob, Profa Mirna Cordeiro, Prof. Alexandre Vieira**

A vocês que me deram os primeiros ensinamentos sobre a odontologia, e me fizeram amar cada dia mais o que eu tinha escolhido ser!!! Agradeco com grande carinho ao Prof. Rodrigo que me mostrou o que era o mundo científico, me instigando cada dia mais a querer o caminho da docência. Você foram essenciais em todos os ensinamentos, em cada oportunidade de apresentar um trabalho, em dar monitoria, para que eu pudesse trilhar o caminho que escolhi! Me passaram valores e entusiasmo que devemos ter para lidar com as dificuldades encontradas pelo caminho! Admiro imensamente cada um de vocês como pessoa, profissional que realizam com amor e excelência todas as suas tarefas. Vocês são espelho para mim! Vocês fazem parte desta conquista! Muito

Obrigada!

**A todos os meus amigos da graduação em especial as amigas Fernandinha, Luana,
Mayra, Priscila**

Posso dizer que com vocês muito aprendi. Gratidão pela amizade, pelo apoio de sempre em momentos difíceis e pelos bons momentos vividos juntos. Cada um com seu jeito de ser, teve algo a acrescentar na minha vida para a minha evolução! Nessa jornada descobri que queria seguir esse caminho, pois foram muitas noites estudando e buscando aprender junto com vcs! Fernandinha, Mayra e Luluzinha vocês foram essenciais durante a graduação, sem vocês muitas coisas não teriam sentido! Apesar da minha ausência nesses dois últimos anos

Quero levar vocês para o resto da vida! Amos vocês!

Aos colegas da Pós-Graduação – FOUFU

Obrigada a todos que de alguma maneira contribuíram para a minha formação!

Aos alunos de iniciação científica, da clínica de Trauma e Hebriatria

Gratidão a todos vocês que contribuíram de alguma maneira para a minha formação! A todos que passaram pela clinica me dando a oportunidade de aprender, pois mais do que ajudar vocês, eu que aprendi muito. Aprendi que cada ser é diferente, que ensinar é uma arte. Vocês permitiram minha primeira experiência em orientação e fui muito feliz em poder ajudar.

Muito obrigada a todos!

A todos os Professores da Pós-Graduação

Gratidão queridos mestres!

Gratidão por todos os ensinamentos, e conhecimentos compartilhados!

Vocês foram essenciais para a minha formação nesses dois últimos anos!

Agradeço a todos pela troca de experiências, pelas palavras de motivação e por nos mostrarem que ser Professor é também aprender a todo momento ao ensinar! O meu muito obrigada a todos!

As secretárias da Pós-Graduação – Graça e Brenda

Gratidão pela amizade de pessoas tão agradáveis e competentes! A vocês os meus sinceros agradecimentos pela disponibilidade de sempre, por estarem sempre a disposição mesmo diante tantos trabalhos, por toda ajuda e paciência! Vocês são especiais cada uma com o seu jeito único de ser, sempre com um sorriso no rosto, amizade que levo pra vida!

Ao técnico Sr. Advaldo

Gratidão por ter tido a oportunidade de conhecer o Senhor! Que privilégio, um sorriso de bom dia, ou boa tarde que estava ali sempre presente! Com toda simplicidade e carinho o presente foi a sua amizade Sr. Ad! Sempre disponível e disposto a ajudar no que eu precisei. Simplesmente muito obrigada por tudo!

Aos técnicos do CPBio – John Douglas e Eliete

Muito obrigada a vocês pela ajuda, amizade e por todo trabalho realizam no dia a dia nos proporcionando um bom ambiente de trabalho!

À Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia (FOUFU) e Hospital Odontológico

Gratidão pela oportunidade de poder fazer deste local minha “casa”, me orgulho pela oportunidade e por fazer parte como aluna da pós-graduação.

Ao CPBio (Centro de Pesquisa de Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular da FOUFU)

Pelo espaço físico e equipamentos oferecidos para a realização desta pesquisa.

A todos os amigos de trabalho e coordenadores da Saúde Bucal de Uberlândia e em especial ao querido Dr. Roberto Ibrahim (In memoriam)

Simplesmente gratidão por ter conhecido cada um de vocês! Cada momento com vocês um aprendizado pra vida! Com vocês conheci uma realidade a qual não tinha noção de existir na nossa cidade! Me fez querer trabalhar ainda levando a odontologia preventiva e a educação em saúde bucal pra todo lugar! Obrigada pela compreensão de cada um quando precisei trocar horários para poder estar presente nos compromissos do mestrado! Em especial minha gratidão ao Dr Roberto que nos deixou tão cedo, que me apoiou desde o primeiro instante e sempre acreditou em mim!

Aos inúmeros amigos que a vida me deu

Gratidão a Deus por tantos amigos! Me sinto abençoada pois são tantos e cada um com o seu jeito especial de ser transformam a minha vida!

Ah como sou feliz por tê-los na minha vida!

Ao CNPq

Pelo apoio financeiro para execução desse trabalho.

À empresa Angelus

Pela doação de materiais indispensáveis para esta pesquisa.

EPÍGRAFE

“Sem sonhos, a vida não tem brilho. Sem metas, os sonhos não têm alicerces.
Sem prioridades, os sonhos não se tornam reais. Sonhe, trace metas, estabeleça
prioridades e corra riscos para executar seus sonhos. Melhor é errar por tentar do que
errar por se omitir!”
Augusto Cury

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS | 16 |
| RESUMO | 18 |
| ABSTRACT | 21 |
| 1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO | 24 |
| 2. PROPOSIÇÃO | 30 |
| 3. MATERIAIS E MÉTODOS | 32 |
| 3.1. Delineamento experimental | 32 |
| 3.2. Coleta e seleção dos dentes | 32 |
| 3.3. Grupos experimentais | 34 |
| 3.4. Inclusão dos dentes e simulação do ligamento periodontal | 34 |
| 3.5. Preparo de amostras, tratamento endodôntico e alívio do canal radicular | 36 |
| 3.6. Cimentação dos pinos de fibra de vidro e reconstrução da porção coronária em resina composta | 39 |
| 3.7. Ciclagem mecânica | 42 |
| 3.8. Ensaio de extensometria | 43 |
| 3.9. Ensaio de compressão axial | 46 |
| 3.10. Dureza Vickers e módulo de elasticidade | 49 |
| 3.11. Método de elementos finitos | 52 |
| 3.12. Análise estatística | 56 |
| 4. RESULTADOS | 46 |
| 4.1. Dureza Vickers e Módulo de Elasticidade | 58 |
| 4.2. Deformação do remanescente por extensometria | 58 |
| 4.3. Resistência à fratura e padrão de falha | 59 |
| 4.4. Método de Elementos Finitos | 60 |
| 5. DISCUSSÃO | 65 |
| 6. CONCLUSÃO | 71 |
| REFERÊNCIAS | 73 |
| ANEXO | 85 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

% - Porcentagem
± - Desvio padrão
 μS – Unidade de microdeformação (microstrain)
et al. – E colaboradores
mm – Unidade de comprimento (milímetro)
mm/min – Unidade de velocidade (milímetro por minuto)
 mm^2 – Unidade de área (milímetro quadrado)
 mm^3 – Unidade de área (milímetro cúbico)
MEF – Método de Elementos Finitos
MPa – Unidade de tensão (MegaPascal)
GPa – Unidade de tensão (GigaPascal)
 mW/cm^2 – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)
N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)
n – Número de amostras
Nº - Número
 $^\circ\text{C}$ – Unidade de temperatura (graus Celsius)
P – Probabilidade
 Ω – Unidade de resistência elétrica (Ohm)
Kgf – Unidade de força – carga aplicada (quilograma força)
S – Unidade de tempo (segundo)
Hz – Unidade de frequência (Hertz)
CEP – Comitê de Ética em Pesquisa
UFU – Universidade Federal de Uberlândia
FOUFU – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia
VH – Dureza Vickers
E – Módulo de elasticidade
Z350XT – Filtek Z350XT
pfv – Pino de fibra de vidro
JAC – junção amelocementária

RESUMO

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito biomecânico da presença e do número de pinos de fibra de vidro em molares tratados endodonticamente e restaurados de forma direta com resina composta. Quarenta e cinco molares humanos foram selecionados, incluídos em cilindros de resina de poliestireno com simulação do ligamento periodontal e tratados endodonticamente. Estes dentes foram randomizados em três grupos ($n=15$): Spfv, sem pino de fibra de vidro, restaurado com Filtek Z350XT; 1pfv, 1 pino de fibra de vidro Exacto Nº 2 cimentado no canal distal com RelyX U200 restaurado com Z350XT; e 2pfv, 2 pinos de fibra de vidro Exacto Nº 2 cimentados com RelyX U200, um no canal distal e o outro no mesio-vestibular restaurado com Z350XT. As amostras foram submetidas à fadiga mecânica com carregamento axial de 50N. A deformação do remanescente foi mensurada usando extensômetros ($n=10$) durante o carregamento oclusal de 100N e em seguida até o momento de fratura. Os demais dentes ($n=5$) foram usados para calcular o módulo de elasticidade (E, GPa) e dureza Vickers (VH, N/mm²) do esmalte, dentina, resina composta e pino de fibra de vidro em duas posições: paralelamente e transversalmente ao longo eixo do pino. A distribuição de tensões foi analisada usando modelo tridimensional de elementos finitos gerado a partir de imagem de micro-CT de um dente hígido com medidas e geometrias representativo das amostras usadas na etapa experimental. As propriedades mecânicas calculadas foram utilizadas para caracterizar os modelos da análise por elementos finitos. Os dados de deformação e resistência à fratura foram submetidos à teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e equivalência de variâncias (teste de Levene), seguido por testes estatísticos paramétricos adequados para cada tipo de ensaio. Análise de variância em fator único foi realizada para os valores de resistência à compressão axial, deformação do remanescente e resistência à fratura. Comparações múltiplas foram realizadas usando teste de Tukey. Os dados de padrão de fratura foram submetidos ao teste Qui-quadrado. Análise de variância fatorial em dois fatores foi realizada considerando como fatores em estudo: deformação da superfície do remanescente (V e L) e a técnica de reabilitação. Todos os testes empregados

tiveram nível de significância $\alpha=0,05$ e todas as análises foram realizadas com o programa estatístico Sigma Plot versão 13.1 (Systat Software Ins, San Jose, CA, USA). O uso de dois pinos de fibra de vidro resultou em menor resistência à fratura que os grupos sem pino de fibra de vidro e com um pino de fibra de vidro. Durante o carregamento oclusal de 100N a superfície lingual do remanescente demonstrou maior deformação para todos os grupos. A ausência de pino de fibra de vidro resultou em valores significativamente mais elevados de tensões na dentina radicular e modos de fratura irreparáveis significativamente maiores que os outros grupos. O uso de um pino de fibra de vidro resultou em melhor razão deformação/resistência fratura. A concentração de tensão na área de furca foi ligeiramente reduzida com uso de pino de fibra de vidro. Conclui-se que o uso de um pino de fibra de vidro para reabilitar molares inferiores com resina composta direta mostrou maior resistência à fratura que o uso de dois pinos de fibra de vidro, menor deformação do remanescente, melhor distribuição de tensões e padrão de falha com maior número de fraturas reparáveis quando comparado a molares restaurados sem uso de pino de fibra de vidro.

Palavras-chave: pino de fibra de vidro, molares inferiores tratados endodonticamente, resina composta, deformação do remanescente dentário, método de elementos finitos.

ABSTRACT

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the biomechanical effect of the presence and number of fibreglass post in endodontically treated molars restored with composite resin. 45 human molars were selected, included in polystyrene resin cylinders with simulation of the periodontal ligament and endodontically treated. These teeth were randomized into three groups ($n = 15$): Wfgp, without fibreglass post and restored with Filtek Z350 XT; 1fgp, 1 fiberglass post Exact #2 cemented in the distal root with RelyX U200 and restored with Z350XT; and 2fgp, 2 fiberglass posts cemented with RelyX U200, one in the distal root and the other in the mesiobuccal root, restored with Z350XT. The specimens were submitted to mechanical fatigue with axial load of 50N. The tooth remaining deformation was measured using extensometers ($n = 10$) during occlusal loading of 100N and then until fracture. The other teeth ($n = 5$) were used to calculate the modulus of elasticity (GPa) and Vickers hardness (VH, N/mm²) of the enamel, dentin composite resin and fiberglass post in two positions: parallelly and transversally to the long axis of the post. The stress distribution was analyzed using three dimensional finite elements model, generated from micro-CT image of an intact tooth with its geometry similar of those used in the in vitro study. The calculated mechanical properties were used to characterize models of finite element analysis. The data of deformation and fracture resistance were tested for normality (Shapiro-Wilk) and equivalence of variances (test Levene), followed by parametric statistical tests appropriated for each test. One way Anova was performed for the axial compressive strength values, tooth remaining deformation and fracture resistance. Multiple comparisons were performed using Tukey test. The mean fracture data were submitted to the Chi-square test. Factorial analysis of variance on two factors was carried out considering as factors in study: the tooth surface deformation (B and L) and rehabilitation technique. All tests done had significance level $\alpha = 0.05$ and all analyses were performed with the statistical program Sigma Plot version 13.1 (Systat Software, San Jose, CA, USA). The use of two fiber glass posts resulted in lower fracture resistance than the groups without fiber glass

post and with one fiber glass post. During occlusal loading of 100N lingual surface of the remaining tooth showed higher deformation for all groups. The absence of fiber glass post resulted in significantly higher values of stress in the root and more irreparable fracture modes than the other groups. The use of a fiber glass post resulted in better ratio deformation/fracture resistance. The concentration of stress in the furcation area was slightly reduced with use of fiber glass post. It is concluded that the use of one fiber glass post to rehabilitated molars with direct composite resin showed higher resistance to fracture than the use of two fiberglass posts, lower tooth remaining deformation, better stress distribution and failure pat more repairable when compared to molars restored without use of fiber-glass post.

Keywords: fiberglass post, endodontically treated molars, composite resin, tooth remaining strain, finite element analysis.

INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Em países emergentes, a cárie dentária ainda é um dos problemas de saúde mais prevalentes, principalmente em crianças, afetando a qualidade de vida por consequência do envolvimento estético, da habilidade de mastigação, e muitas vezes levando a perda de função do órgão afetado (Cromcombe et al., 2011). A cárie dentária é o tipo de doença mais frequente na cavidade oral, e os dentes posteriores permanentes são os mais acometidos, isso ocorre devido a sua instalação inicialmente na face oclusal seguida das faces proximais (Heintze e Rousson, 2012). Em pacientes jovens, a cárie dentária é uma das razões mais comuns para extrações de dentes (Holm-Pedersen et al., 2008). Um número considerável de crianças tem o acesso restrito aos serviços odontológicos e os pais muitas vezes levam seus filhos ao dentista apenas quando um problema se torna grave ou por causar desconforto e dor (Agostini et al., 2001).

Dentes com grande destruição coronária, resultado de cárries ou fraturas dentárias, desvitalizados e tratados endodonticamente, na maioria das vezes apresentam grande perda de estrutura dental, o que dificulta a estabilidade de materiais restauradores para reconstrução coronária (Trope et al., 1985). Dependendo da quantidade de estrutura coronária perdida, torna-se imprescindível a utilização de um retentor intrarradicular com finalidade principal de promover retenção e estabilidade das restaurações diretas ou indiretas ao tecido dental remanescente (Trope et al., 1985; Sorensen & Engelman, 1990; Martínez-Insua et al., 1998; Santos-Filho et al., 2008).

A alta incidência de falha biomecânica em dentes tratados endodonticamente tem sido fator importante de estudo, (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Soares et al., 2007; Santos-Filho et al., 2008). Estes estudos visam entender as diferenças nas propriedades mecânicas e no desempenho biomecânico de dentes vitais e tratados endodonticamente, no intuito de indicar um material restaurador visando recuperar o estado de tensões mais próximos aos dentes hígidos. A resistência de dentes tratados 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).

Vários estudos mostram que dentes tratados endodonticamente são mais susceptíveis à fraturas quando comparados com dentes hígidos, isso devido à grande perda de estrutura, humidade e flexibilidade, bem como a diminuição da resistência devido ao tratamento endodôntico (Monga et al., 2009; Belli et al., 2006; Dikbas et al., 2007; Soares et al., 2007). Apesar das melhorias em materiais restauradores e procedimentos, fraturas radiculares em dentes tratados endodonticamente ainda são observadas (Lertchirakam et al., 2003; Cohen et al., 2006). A maneira mais eficiente na prevenção de fraturas radiculares em dentes com necessidade de tratamento endodôntico é buscar sempre ser conservador no acesso endodôntico, assim como durante a instrumentação e procedimentos restauradores (Sathorn et al., 2005). Por essa razão, melhores métodos restauradores são necessários para efetivamente reabilitar molares tratados endodonticamente com destruição coronária extensa (Sathorn et al., 2005).

Diversos materiais e sistemas de retentores intrarradiculares tem sido propostos para a reabilitação de dentes com extensa perda estrutural (Theodosopoulou & Chochlidakis, 2009). Vários colaboradores concordam que dentes com grande perda de estrutura dentária coronal exigem a colocação de um pino para garantir a retenção satisfatória de um de núcleo de preenchimento (Assif et al., 1994; Akgungor & Akkayan B, 2006; Mangold et al., 2011; Durmus et al., 2014). Os pinos de fibra de vidro surgiram como uma alternativa aos pinos metálicos (Bateman et al., 2003; Dejak & Mlotkowski, 2011; Goracci & Ferrari, 2011; Soares et al., 2012a). A avaliação da extensão da estrutura coronal remanescente é usada para identificar se o uso de um pino de fibra de vidro será necessário para manter o material de restaurador (Ferrari et al., 2002; Soares et al., 2008).

A finalidade dos retentores não é reforçar a estrutura, mas reter e estabilizar os materiais restauradores para o núcleo de preenchimento e uma posterior reconstrução da estrutura perdida (Santos-Filho *et al.*, 2008). Pinos de fibra de vidro têm características vantajosas relacionadas às suas propriedades mecânicas como citado em vários trabalhos (Naumann *et al.*, 2006; Novais *et al.*, 2011; Valdivia *et al.*, 2012; Pereira *et al.*, 2014; Samran *et al.*, 2015), por possuírem módulo de elasticidade semelhante à dentina, o que resulta em menor risco de fratura radicular (Torbjorner *et al.* 1995; Chang *et al.* 2012). Outro fator importante é a semelhança entre o módulo de elasticidade dos materiais e a integração adesiva entre a dentina, cimentos resinosos, resina composta e pinos de fibra que melhora a distribuição de tensões e o desempenho mecânico de restaurações em molares tratados endodonticamente (Grandini *et al.*, 2005; Naumann *et al.*, 2008; Santana *et al.*, 2011). Com isso verifica-se redução da concentração de tensões, capacitando o complexo restaurador a mimetizar o comportamento biomecânico de dentes hígidos minimizando, assim, fraturas radiculares irreversíveis (Santos-Filho *et al.*, 2008; Silva *et al.*, 2009; Silva *et al.*, 2011; Soares *et al.*, 2012a; Valdivia *et al.*, 2012).

Resinas compostas são uma opção de tratamento que conserva a estrutura dental remanescente e resulta em boa acessibilidade pelo paciente (Grandini *et al.*, 2005; Dammaschke *et al.*, 2013). Restaurações em resina composta associadas à pino de fibra de vidro têm demonstrado bom desempenho mecânico em relação à deformação de cúspides e resistência à fratura quando realizadas como restaurações diretas para dentes posteriores (Eakle *et al.*, 1986; Scotti *et al.*, 2015).

Durante a aplicação de carga, estrutura dental é submetida à vários processos no seu interior, sendo estes dependentes entre si, gerando concentração e dissipação de tensões (Versluis *et al.*, 2004). Dependendo da geometria da estrutura, das propriedades mecânicas dos materiais e da intensidade de carga aplicada, as tensões podem gerar deformações elásticas e plásticas capazes de promover falha da estrutura (Soares *et al.*, 2006). Técnicas

restauradoras adesivas, combinando materiais com similaridade de composição têm sido sugeridas com o objetivo de reduzir as tensões geradas nas interfaces adesivas (Haak et al., 2003; Figueiredo et al., 2003). A resina composta tem sido o material de escolha para restaurações diretas em dentes posteriores tratados endodonticamente (Mannocci et al., 2005). A interação de ligação entre os materiais adesivos e pino de fibra de vidro ao substrato dental, pode criar uma estrutura semelhante entre eles, conhecida como 'monobloco', dissipando as tensões produzidas por cargas oclusais (Tay & Pashley, 2007; Soares et al., 2010).

Em estudos laboratoriais *in vitro* de estruturas dentais e materiais restauradores, os ensaios mecânicos destrutivos são empregados como um fator importante para análise do comportamento do dente em situações de aplicação de cargas, sejam estas pontuais, ou de alta intensidade (Soares et al., 2004; Soares et al., 2006). Diversos estudos têm realizado esse tipo de metodologia para análise da resistência à fratura e padrão de falha de dentes tratados endodonticamente (Trope et al., 1986; Pilo et al, 2002; Zhi-Yue et al, 2003; Santos-Filho et al. 2008; Silva, 2007). Porém, os ensaios mecânicos destrutivos apresentam limitações para obtenção de informações do comportamento estrutural interno do complexo dente/restauração durante a aplicação de carga, pois estas resultam em tensões que levam à deformações estruturais, podendo exacerbar de acordo com a geometria e propriedades mecânicas, ultrapassando o regime elástico até atingir a ruptura da estrutura (Soares et al. 2006).

Sendo assim, para análise da interferência de pequenos fatores no processo de restauração de um dente torna-se necessário a associação de ensaios destrutivos com métodos não-destrutivos experimentais como ensaio de extensometria (Reeh et al., 1989; Medige et al., 1995; Soares et al. 2006; Santos-Filho et al., 2008) favorecendo quantificar as deformações da estrutura frente a aplicação de carga por meio de sensores elétricos conhecidos como extensômetros (strain-gauges). Ou, ainda por ensaios computacionais como o método de elementos finitos que tem sido amplamente utilizado na odontologia, (Ausiello et al., 2001; Pierrisnard et al., 2002; Toparli, 2003; Ichim et al., 2006;

Soares et al., 2008c; Eraslan et al., 2009; Santos-Filho, 2009; Santos et al., 2010; Dejak & Mlotkowski, 2011), além do que consiste em um método mais compreensível para calcular a complexa condição da distribuição das tensões em diversos materiais (Versluis & Tantbirojn, 2009).

São poucos os estudos na literatura, que analisem protocolos restauradores associando pinos de fibra de vidro em molares tratados endodonticamente com necessidade de retentor intrarradicular (Santana et al., 2011). Avaliar o efeito das associações de materiais restauradores com diferentes propriedades mecânicas na deformação da estrutura dental, resistência à fratura, padrão de falha e geração de tensões podem representar meios de conhecimento do comportamento na integridade estrutural do complexo dente/restauração. Evidencia-se então a necessidade de estudos utilizando metodologia específica para análise de deformação e tensão avaliando protocolos de reabilitação para molares tratados endodonticamente com grande perda estrutural.

Atualmente, cirurgiões dentistas frequentemente questionam: Podemos utilizar pinos de fibra de vidro em molares tratados endodonticamente? Quantos pinos de fibra de vidro são necessários para restaurar molares tratados endodonticamente? Não existem estudos que analisam de forma integrada e compreensiva o comportamento biomecânico relacionando o número e a presença de pinos de fibra de vidro em molares tratados endodonticamente restaurados com resina composta direta. Portanto, parece oportuno delinear um estudo que vise avaliar o efeito da presença e número de um ou dois pinos de fibra de vidro, usado para reabilitar molares severamente destruídos e tratados endodonticamente.

PROPOSIÇÃO

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo “*in vitro*” foi avaliar de forma experimental e computacional o efeito da presença e do número de pinos de fibra de vidro em molares inferiores tratados endodonticamente.

Este estudo foi dividido em duas etapas:

1) Avaliar o comportamento mecânico de molares inferiores, tratados endodonticamente sem uso de pino, com um ou dois pinos de fibra de vidro por meio da quantificação da:

- ✓ Deformação do remanescente coronário, empregando extensometria em dois momentos: durante carregamento oclusal axial de 100N, e no momento da fratura;
- ✓ Resistência à fratura e padrão de fratura após ensaio de compressão axial;
- ✓ Cálculo da dureza Vickers e módulo de elasticidade da resina composta, do esmalte e dentina remanescente das amostras, e do pino de fibra de vidro em dois sentidos paralelamente e perpendicularmente ao seu longo eixo, por meio de teste de indentação dinâmica.

2) Analisar a distribuição de tensões frente ao carregamento oclusal de 100 N por meio de métodos de elementos finitos.

MATERIAIS E MÉTODOS

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Delineamento experimental:

- ✓ *Unidade experimental:* Terceiros molares humanos extraídos tratados endodonticamente e restaurados com resina composta, e modelo de elementos finitos.
- ✓ *Fator em estudo:* Presença e número de pinos de fibra de vidro.
- ✓ *Variáveis respostas:* Compressão axial (MPa), resistência à fratura (N), padrão de fratura (%), dureza Vickers (N/mm²), módulo de elasticidade (GPa), e distribuição de tensões (MPa).
- ✓ *Método de análise:* Ensaio de compressão axial, ensaio de extensometria, análise de resistência à fratura, análise do padrão de falha, teste de indentação dinâmica e análise por elementos finitos.
- ✓ *Forma de análise dos dados:* ANOVA fatorial em fator único para verificar se os fatores em estudo apresentam interação significativa. Existindo diferença entre os grupos, será empregado teste de comparação de médias, Teste de Tukey ($p<0,05$), para definir entre quais grupos ocorreram diferenças significantes a este nível de significância. Teste de Qui-quadrado para analisar os padrões de fratura. Já a distribuição de tensões será analisada descritivamente.

3.2 Coleta e seleção dos dentes

Foram selecionados 45 terceiros molares inferiores humanos, livres de cárie e trincas, defeitos estruturais ou restaurações (Figura 1). Os dentes foram coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Prévio consentimento dos pacientes para serem utilizados na pesquisa foi obtido (Projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia CEP/UFU: N° 35506614.2.0000.5152).



Figura 1. Exemplo dos dentes selecionados.

Foi realizada a limpeza dos dentes com curetas periodontais (Quinelato, Rio Claro, SP, Brasil) e ultrassom (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), removendo tecidos moles e cálculos, e em seguida profilaxia com taça de borracha (Microdont, São Paulo, SP, Brasil) e pedra-pomes (Biodinâmica, Ibirapuã, PR, Brasil). No intuito de padronizar as dimensões dos dentes, os mesmos foram mensurados com paquímetro digital (Mitutoyo, Sul Americana Ltda, Brasil) com precisão de 0,01mm. Foram realizadas 4 medidas: (MD - mésio-distal; VL - vestíbulo-lingual; OC - oclusal à junção amelocementária e OA – ocluso-apical). Os dentes que apresentaram variação anatômica maior que 10% da média foram descartados. Os dentes foram mantidos armazenados em água destilada a 37,0 °C.

3.3. Grupos experimentais

Os molares inferiores selecionados foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos experimentais ($n = 15$), definidos pelo presença e número de pinos de fibra de vidro:

- Spfv (sem pino de fibra de vidro) - Realizado tratamento endodôntico e restaurados com resina Filtek Z350 XT;
- 1pfv (1 pino de fibra de vidro) - Realizado tratamento endodôntico, cimentado 1 pfv Exacto N° 2 com RelyX U200 no canal distal restaurado com resina Filtek Z350 XT;
- 2pfv (2 pinos de fibra de vidro) - Realizado tratamento endodôntico, cimentado 2 pfv Exacto N° 2 com RelyX U200, um no canal distal e outro de mesmo diâmetro no canal mesio-vestibular e restaurado com resina Filtek Z350 XT.

3.4. Inclusão dos dentes e simulação do ligamento periodontal

Os materiais utilizados e a técnica de inclusão foram baseados nos princípios descritos por Soares et al. 2005. Os dentes foram demarcados com lapiseira 2mm apical da junção amelocementária. A porção radicular até a marcação foi recoberta com cera rosa 7 (Epoxiglass, Diadema, SP, Brasil) na espessura aproximada de 0,3 mm, para que após sua remoção este espaço pudesse ser substituído pelo material de moldagem à base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA). Um cilindro de PVC (Tigre, Joinville, SC, Brasil) com 14,0 mm de altura e 25,0 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera em torno da raiz, que foi sustentada com uma película de filme radiográfico. Resina de poliestireno auto polimerizável foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante e vertida no interior do cilindro de PVC (Figura 2). Depois de 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte e após o tempo de presa da resina, os cilindros passaram por acabamento e polimento das suas superfícies e arestas com o uso lixas d'água de granulações maiores até as mais finas, em lixadeira de

precisão (APL-2 Arotec, São Paulo, São Paulo, Brasil), eliminando os excessos de resina. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e em seguida foi realizado a remoção de cera sobre a raiz. Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéster (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA). O material de moldagem é inserido no alvéolo e o dente introduzido, até que a marcação de 2,0 mm abaixo da junção amelocementária coincida com a superfície do cilindro de resina de poliestireno. Após o tempo de presa do material de moldagem os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 15 e as amostras armazenadas em água destilada.

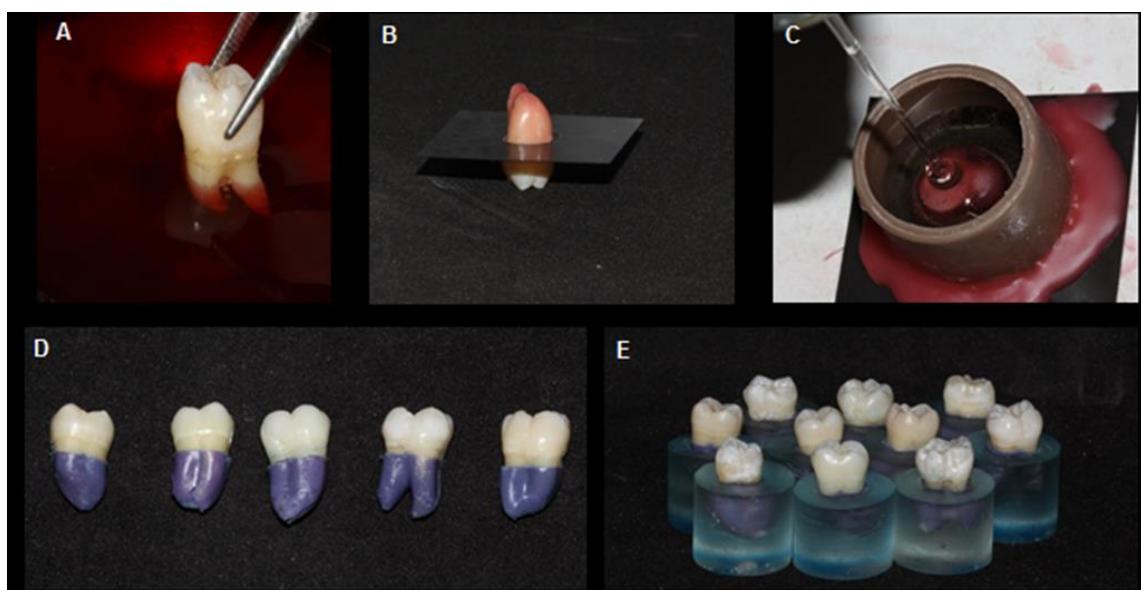


Figura 2. A. Recobrimento da porção radicular com cera rosa 7 aquecida em banho-maria; B. Película radiográfica com perfuração central para posicionamento do molar para inclusão; C. Resina de poliestireno vertida no cilindro; D. Material de moldagem a base de poliéster na raiz para simular o ligamento periodontal; E. Molares incluídos e com excessos do material de moldagem removidos.

3.5. Preparo de amostras, tratamento endodôntico e alívio do canal radicular

Após a inclusão das amostras, foi usado termoplastificadora à vácuo (Plastivac P7; Bio-Art, São Carlos, SP, Brasil) para confeccionar coroas de acetato para todas as amostras com matriz de acetato de 0,3mm de espessura (Bio-Art), para obtenção de molde da superfície oclusal (Figura 3).

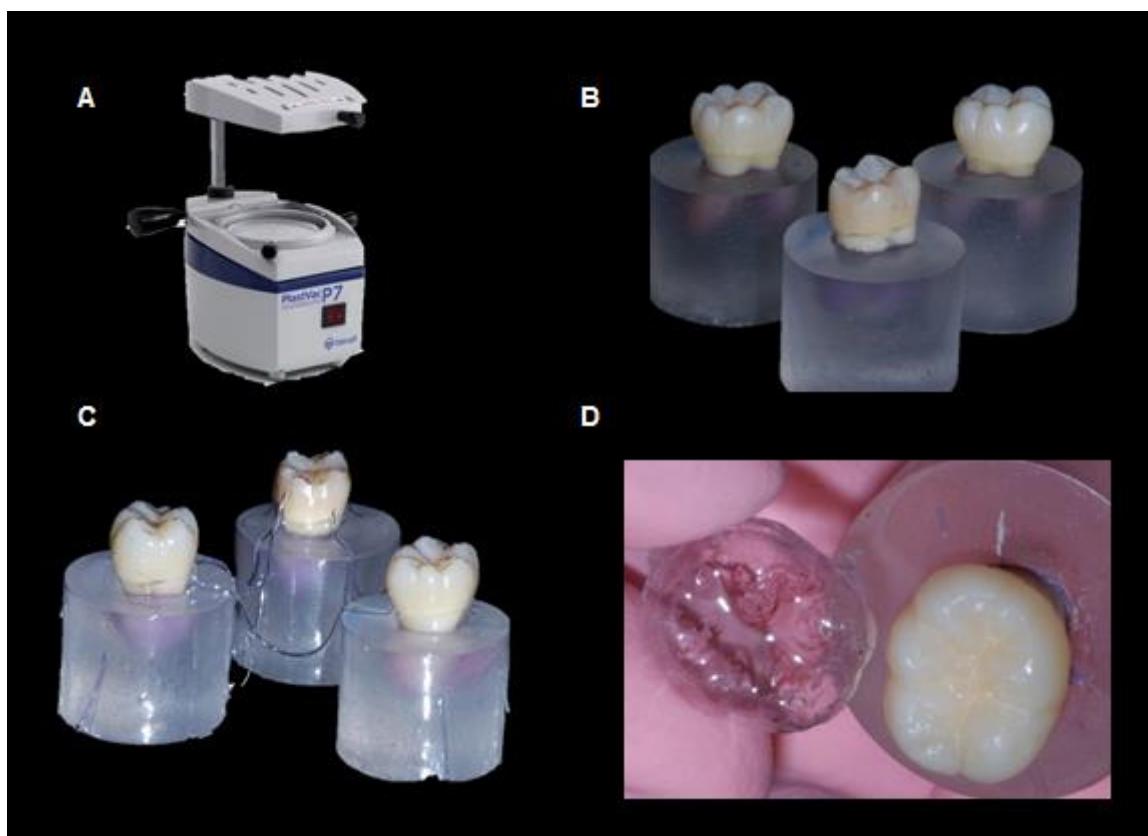


Figura 3. A. Termo-plastificadora à vácuo; B. Amostras incluídas; C. Após plastificação das amostras com placa de acetato 0,3mm; D. Molde plástico da superfície oclusal.

Após a confecção dos moldes de acetato para todos os dentes, esses tiveram sua porção coronária cortada com disco dupla face (Extec Dia. Wafer Blade 4" X.012 X 1/2 - 102 mm x 0,3 mm x 127 mm, ERIOS Equipamentos Ltda, São Paulo, SP, Brasil), em cortadeira de precisão (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), 2mm no sentido coronal acima da JAC, simulando a perda de estrutura dental severa (Figura 4).

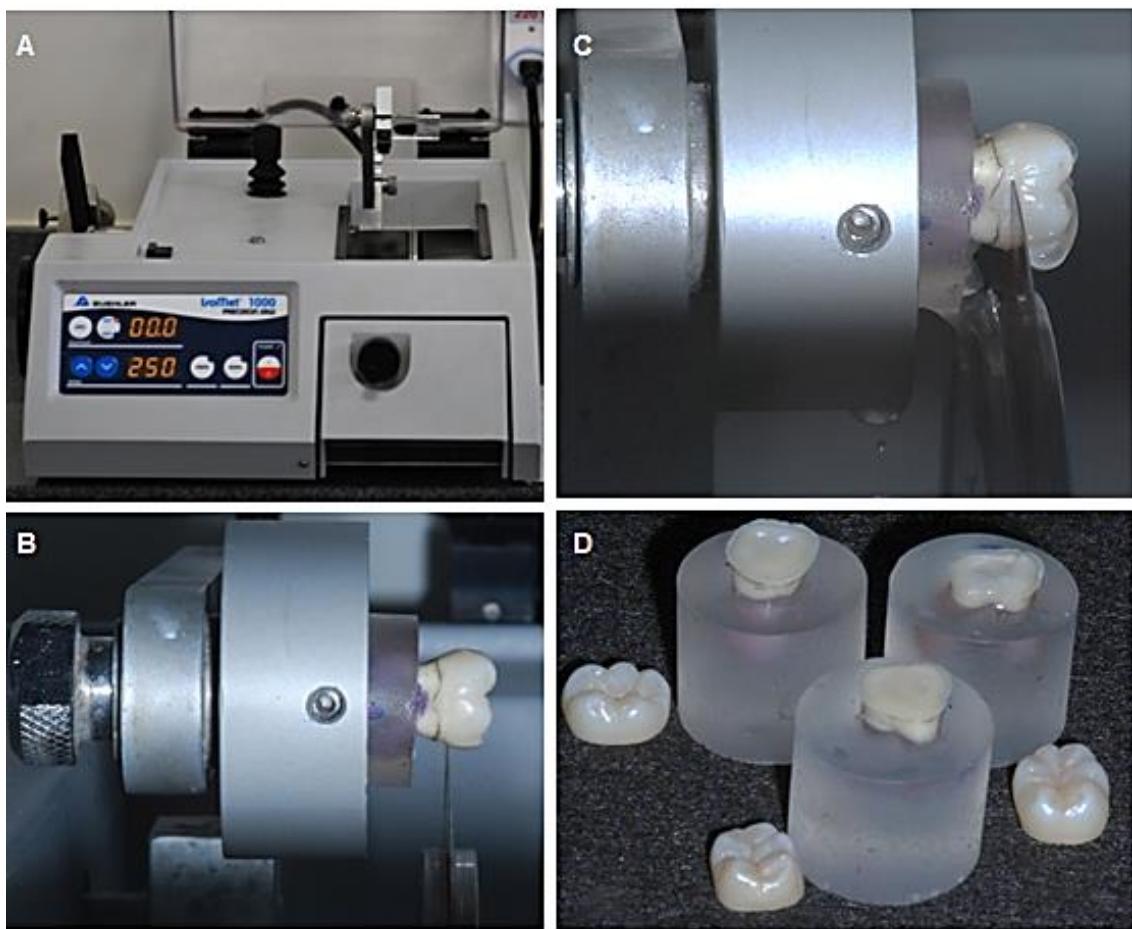


Figura 4. A. Cortadeira de precisão; B. Dente no cilindro posicionado para o corte; C. Dente sendo cortado; D. Amostras após a remoção das coroas.

Em seguida, o acesso endodôntico foi realizado com pontas diamantadas esféricas (N° 1016; KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) e broca multi-laminada com ponta inativa (Endo-Z Dentsply, Maillefer) para melhor forma de contorno e (Figura 5.A), em peça de mão com alta rotação com refrigeração abundante. Os canais foram localizados e explorados com limas N°10 tipo K (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). O comprimento de trabalho foi determinado subtraindo 1mm do comprimento medido quando a ponta da lima foi observada emergindo do forame apical. Foi realizado preparo cervical com brocas de Gates Glidden N°2, N°3 e N°4 (Dentsply Malleifer). Para a realização do tratamento endodôntico, um único operador foi calibrado para usar o sistema rotatório de Ni-Ti acoplado a equipamento X-Smart Plus (Dentsply Maillefer) (Figura 5.C) para todas as amostras. Os canais foram instrumentados no

comprimento de trabalho determinado anteriormente, com limas ProTaper Universal (Dentsply Maillefer) (Figura 5.B) seguindo as instruções do fabricante (Figura 5.D). Cada instrumento foi introduzido passivamente nos canais radiculares a uma rotação de 250rpm, irrigação com hipoclorito de sódio (NaOCl) 1% (Biodinâmica, Ibirapuera, PR, Brasil) era realizada após cada instrumento, sendo a última irrigação com solução salina 0.9% (Indústria Farmacêutica Basa, Caxias do Sul, RS, Brasil). Os canais foram secos com cones de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e a obturação (Figura 5.E) realizada com cones de guta-percha (Dentsply Malleifer) e cimento endodôntico à base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply) utilizando a técnica de condensação lateral e vertical.

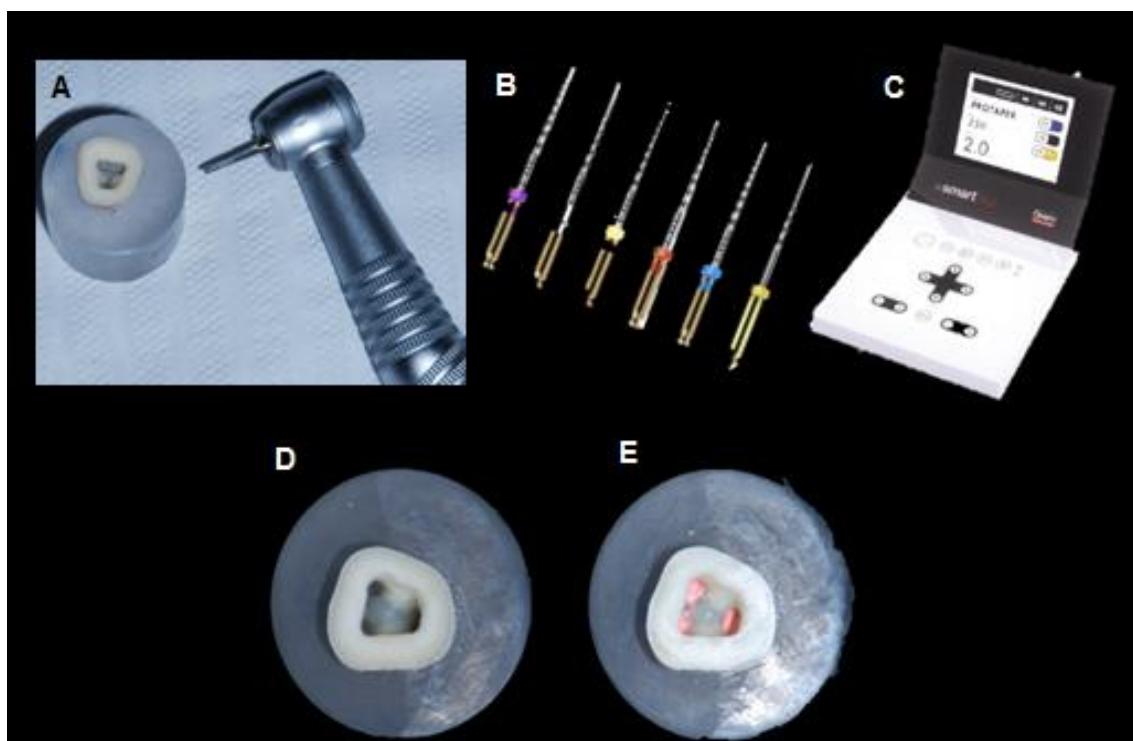


Figura 5. A. Acesso endodôntico com forma de contorno e conveniência realizado com broca Endo-Z; B. Limas ProTaper Universal; C. X-Smart Plus; D. Dente com preparo cervical e instrumentado com limas ProTaper universal; E. Dente obturado: aspecto final.

Para as amostras que receberam pfv o alívio dos canais radiculares foi realizado após 7 dias da obturação, para isso foi utilizado calcadores

aquecidos e brocas de Gates Gliden, usando em seguida brocas calibradoras do pino de fibra de vidro liso cilíndrico-cônico #2 (Exacto, Angelus, Londrina, PR, Brasil) (Figura 6), na extensão de 2/3 do remanescente dentário empregando como referência limitador de penetração de borracha, deixando 4,0 mm de material obturador remanescente.

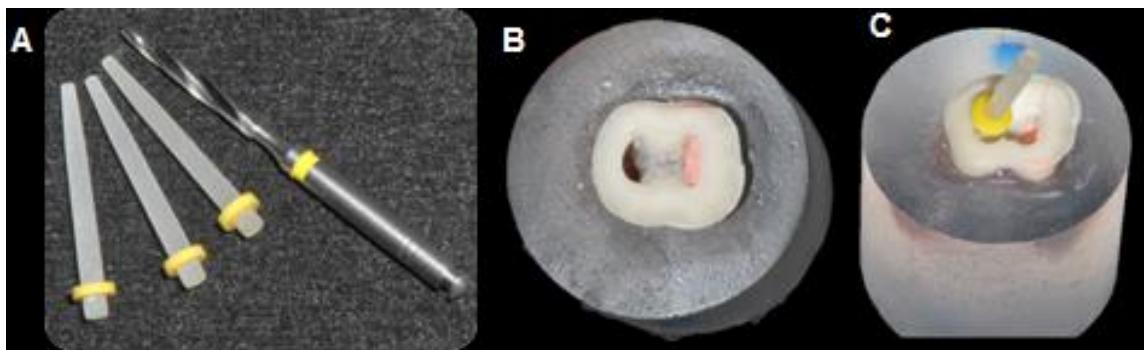


Figura 6. A. Broca calibradora e pino de fibra de vidro liso cilíndrico-cônico N°2 Exacto, Angelus; B. Amostra após o alívio; C. Conferência do limite de profundidade de alívio do conduto.

3.6. Cimentação dos pinos de fibra de vidro e reconstrução da porção coronária em resina composta

Depois do alívio os condutos foram limpos com EDTA cerca de 3 minutos, lavados com água e secos com cones de papel (Dentsply Maillefer). Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso RelyX U200 (3M-ESPE). Antes da cimentação foi realizado o tratamento para a superfície dos pinos conforme proposto por Sousa Menezes et al. 2011, onde inicialmente os pinos foram limpos com álcool 70% e microbrush (KG Sorensen), depois secos com jato de ar, e imersos em solução de peróxido de hidrogênio (H₂O₂, Dinâmica, SP, Brazil) por 1 minuto enxaguados e secos, em seguida realizado aplicação de silano (Angelus, Londrina, PR, Brazil) com microbrush (KG Sorensen),ativamente por 1 minuto (Figura 7). O cimento auto adesivo RelyX U200 foi preparado de acordo com as instruções do fabricante, em seguida levado com auxilio de lima para o interior do canal radicular e logo o pino introduzido, pressão digital foi realizada e após 1 minuto os excessos do cimento foram

removidos. Após 5 minutos da inserção do pfv foi realizado a fotoativação por 40 segundos nas faces vestibular, lingual e oclusal, usando fotopolímerizador de luz halógena (Optilux 501, Kerr, Orange, CA, USA).

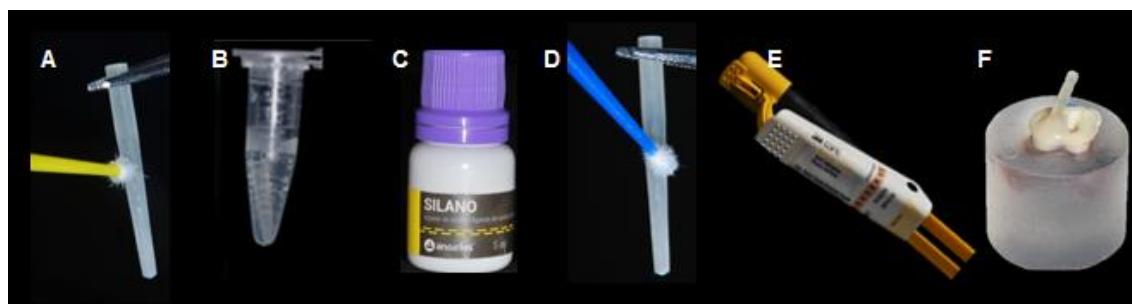


Figura 7. Tratamento de superfície para pino de fibra de vidro: A. Limpeza com álcool 70% por 1 min; B. Imersão em peróxido de hidrogênio 24% por 1 min, lavagem e secagem após; C. Silano; D. Aplicação de silano ativamente por 1 min; E. Cimento resinoso RelyX U200; F. Cimentação do pfv dentro do conduto.

Depois da cimentação dos pinos, foi feita uma marcação no mesmo para que o corte fosse realizado logo após parte da reconstrução coronária. A medida para o corte foi realizada tendo como parâmetro a profundidade do sulco principal. Com sonda milimetrada (Trinity, São Paulo, SP, Brasil) a coroa de acetato era medida e depois essa medida era levada para posição onde seria reconstruída a coroa e o pino marcado para posterior corte (Figura 8).

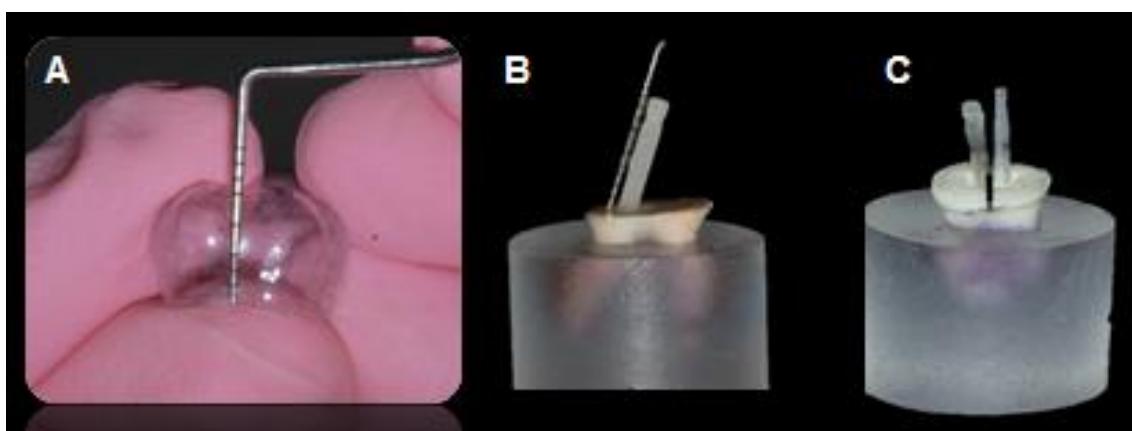


Figura 8. A. Coroa de acetato sendo medida; B e C. Checando as medidas e fazendo a marcação nos pinos.

A porção coronária foi reconstruída com resina composta nanoparticulada Filtek Z350 XT (Cor A2, 3M-ESPE). Inicialmente foi realizado condicionamento com ácido fosfórico 37% de forma seletiva no esmalte por 30 segundos depois a superfície foi lavada de forma abundante com água e seca com papel absorvente. Em seguida foi usado sistema adesivo auto condicionante clearfill (SE Bond Kuraray, Tóquio, Japão), aplicação de primer com auxilio de microbrush (KG Sorensen) de forma ativa por 20 segundos em dentina e esmalte, em seguida foi realizada aplicação de adesivo, aguardou-se a volatilização do solvente e realizou-se a fotoativação (Figura 9).



Figura 9. A. Condicionamento ácido seletivo no remanescente; B. Sistema adesivo auto condicionante Clearfil SE bond Kuraray; C. Aplicação de primer; D. Aplicação do adesivo.

A reconstrução da coroa foi realizada com resina composta Filtek Z350XT (3M-ESPE), em incrementos de 2mm sendo cada um polimerizado por 20 segundos. Os pinos de fibra de vidro foram cortados aproximadamente 2 mm abaixo da oclusal e em seguida a reconstrução do dente foi finalizada, e para a reconstrução adequada da anatomia oclusal foram usadas as matrizes de acetato previamente adquiridas (Figura 10), onde as mesmas eram preenchidas com resina e levadas com leve pressão na posição correta e fotoativadas por 20 segundos.

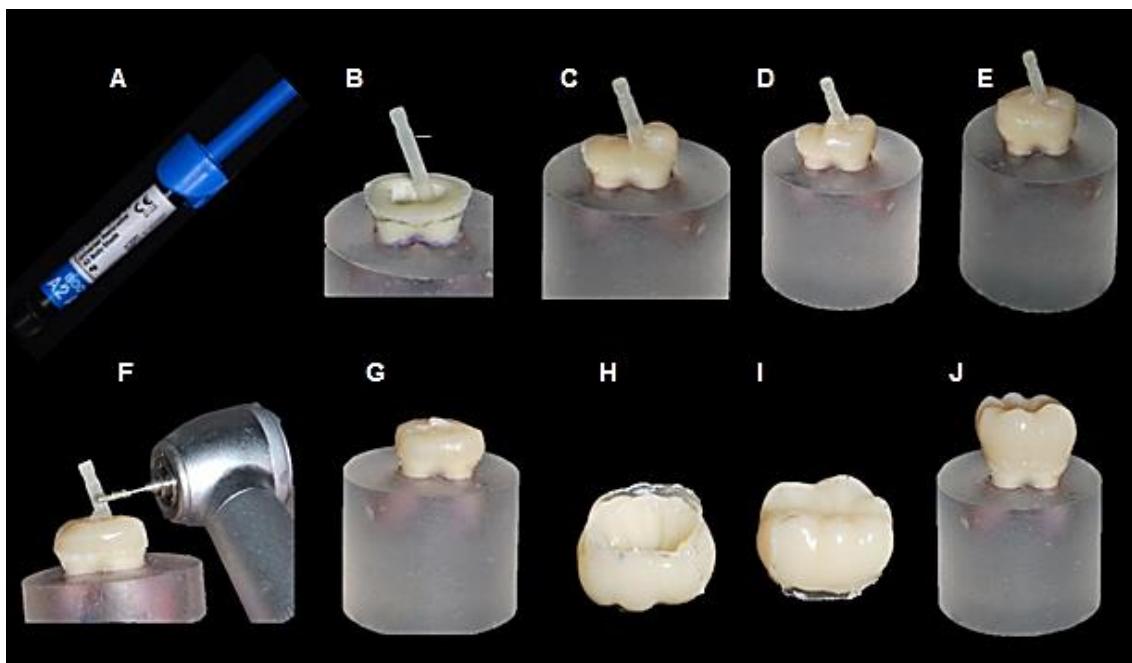


Figura 10. A. Resina composta Filtek Z350 XT; B. Amostra pronta para ser restaurada; C, D e E. Reconstrução da porção coronária de forma incremental; F. Corte do pino de fibra de vidro; G. visão da amostra após o corte do pfv; H e I. Preenchimento da coroa de acetato com resina composta; J. Aspecto final da reconstrução coronária.

3.7. Ciclagem mecânica

As amostras foram submetidas ao processo de fadiga mecânica em equipamento para ciclagem mecânica (Biocycle, Biopdi, São Paulo, SP, Brasil). As amostras foram imersas em água mantida aproximadamente a 37ºC, e fixadas em dispositivos específicos (Figura 11). Grupos de 10 amostras foram submetidas à fadiga simultaneamente sob carga de compressão axial no centro da superfície oclusal com 50 N e frequência de 2 Hz. Foram realizados 1.200.000 ciclos que simula 5 anos de envelhecimento (Ornaghi et al., 2012). A ação mecânica do contato entre ponta de aplicação de carga e a superfície oclusal, além do volume de água no recipiente e temperatura foram verificados periodicamente para assegurar a confiabilidade do processo de fadiga mecânica. Cada ciclo de fadiga durou 7 dias para cada conjunto de 10 amostras com ciclagem ininterrupta.

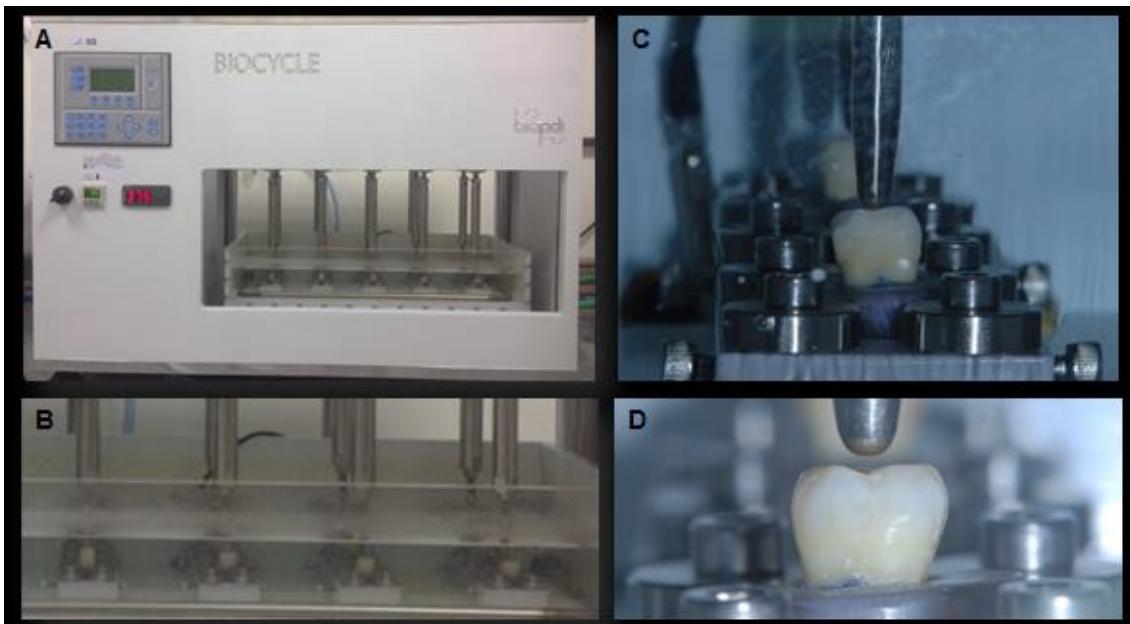


Figura 11. A. Equipamento para ciclagem mecânica (Biocycle, Biopdi, São Paulo, SP, Brasil); B. Amostras imersas em água com temperatura aproximada de 37°C; C. Amostras sendo submetida à fadiga sob carga de compressão axial de 50N; D. Ponta de aplicação de carga e a superfície oclusal.

3.8. Ensaio de extensometria

Este método caracteriza-se como ensaio mecânico laboratorial não destrutivo capaz de mensurar e analisar deformações estruturais por meio da utilização de extensômetros (Sakaguchi et al., 1991; Soares et al., 2013). Foram utilizados extensômetros tipo PA-06-038AA-120L (Excel Sensores, Embú, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,07. Estes extensômetros apresentam como material de base poliamida e filme metálico de constantan, com auto-compensação de temperatura para aço e grelha com $1,1 \text{ mm}^2$, resistência elétrica de 120Ω e fios de cobre encapsulados soldados nos terminais. A resistência elétrica de cada extensômetro foi conferida a cada novo ensaio utilizando multímetro digital (MESCO DM-1000, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 12).



Figura 12. A. Especificação do fabricante; B. Extensômetros utilizados; C. Resistência elétrica do extensômetro sendo conferida com multímetro digital.

Para fixação dos extensômetros nas amostras foi seguido o protocolo proposto por Santos-Filho et al., 2008, que consiste no condicionamento ácido do esmalte nas faces vestibular e lingual da estrutura dental remanescente. Foi utilizado ácido fosfórico a 37% (BM4 etching power; BM4 Brasil Materiais e Instrumentais Ltda; Palhoça, Santa Catarina, Brasil) por 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Em seguida os extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil), no esmalte remanescente nas faces vestibular e lingual, no longo eixo do dente. Neste momento o ligamento periodontal foi novamente simulado para que os testes seguintes fossem realizados (Figura 13).

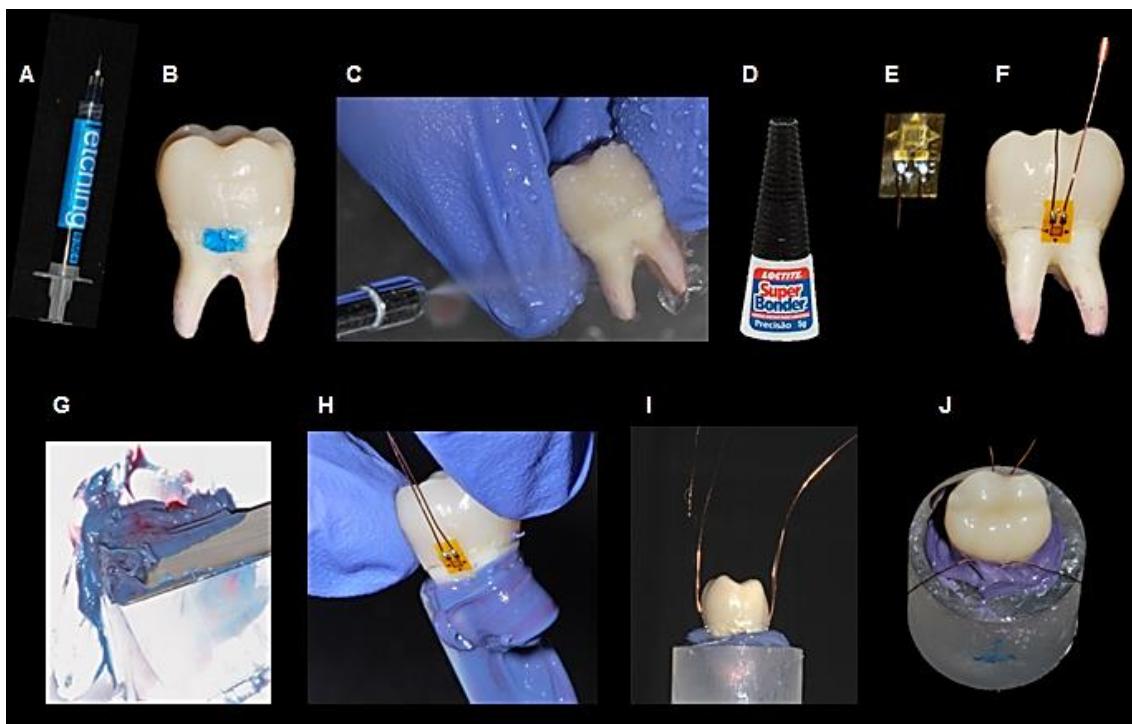


Figura 13. A. Ácido fosfórico 37%; B. Condicionamento do esmalte com ácido fosfórico; C. Enxague da superfície condicionada; D. Adesivo a base de cianoacrilato para colagem de extensômetros; E. Extensômetro utilizado para mensurar deformação da estrutura; F. Extensômetro posicionado e colado na área a ser analisada; G. Manipulação do material de moldagem a base de poliéster; H. Simulação do ligamento periodontal; I e J. Dente no cilindro com extensômetros na superfície remanescente lingual/vestibular e ligamento periodontal simulado.

Os fios dos extensômetros foram conectados ao Sistema de Aquisição de dados e sistema de ajuste automático (ADS2000; Lynx Tecnologia Eletrônica, São Paulo, SP, Brasil) e a um computador (Acer, Taiwan, China). A medida de deformação de cada extensômetro foi obtida separadamente, os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de meia ponte de Wheatstone por canal. Ou seja, o extensômetro de cada face foi conectado a outro extensômetro fixado em uma amostra passiva (fora do processo de análise), servindo como amostra de compensação de temperatura provocadas por variações no ambiente (Figura 14).

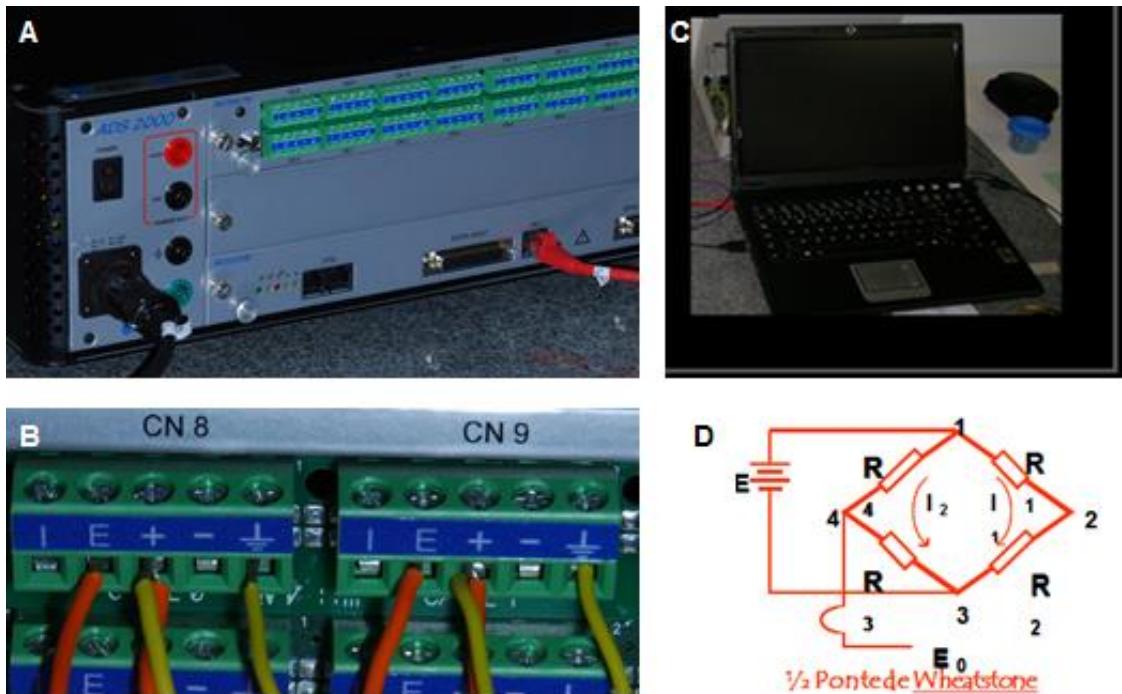


Figura 14. A. Sistema de aquisição de dados; B. Canais ajustados e com extensômetros conectados; C. Computador conectado a placa para aquisição dos dados com softwares específicos; D. Descrição de $\frac{1}{2}$ ponde de Wheatstone.

3.9. Ensaio de compressão axial - Deformação do remanescente durante o carregamento oclusal (0 a 100N) e na fratura e resistência à fratura

As amostras foram inseridas em dispositivo metálico que funcionou como base de sustentação e de reforço do cilindro de resina no qual os dentes foram incluídos. Após a fixação dos extensômetros nas superfícies remanescentes vestibular e lingual, conforme descrito no item 3.8, as amostras foram posicionadas em máquina de ensaio mecânico (EMIC- Equipamentos e Sistemas de Ensaio, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil, DL 20000), onde a ponta ativa que sustenta esfera metálica de 8,0 mm de diâmetro foi posicionada no centro da face oclusal da amostra (Figura 15).

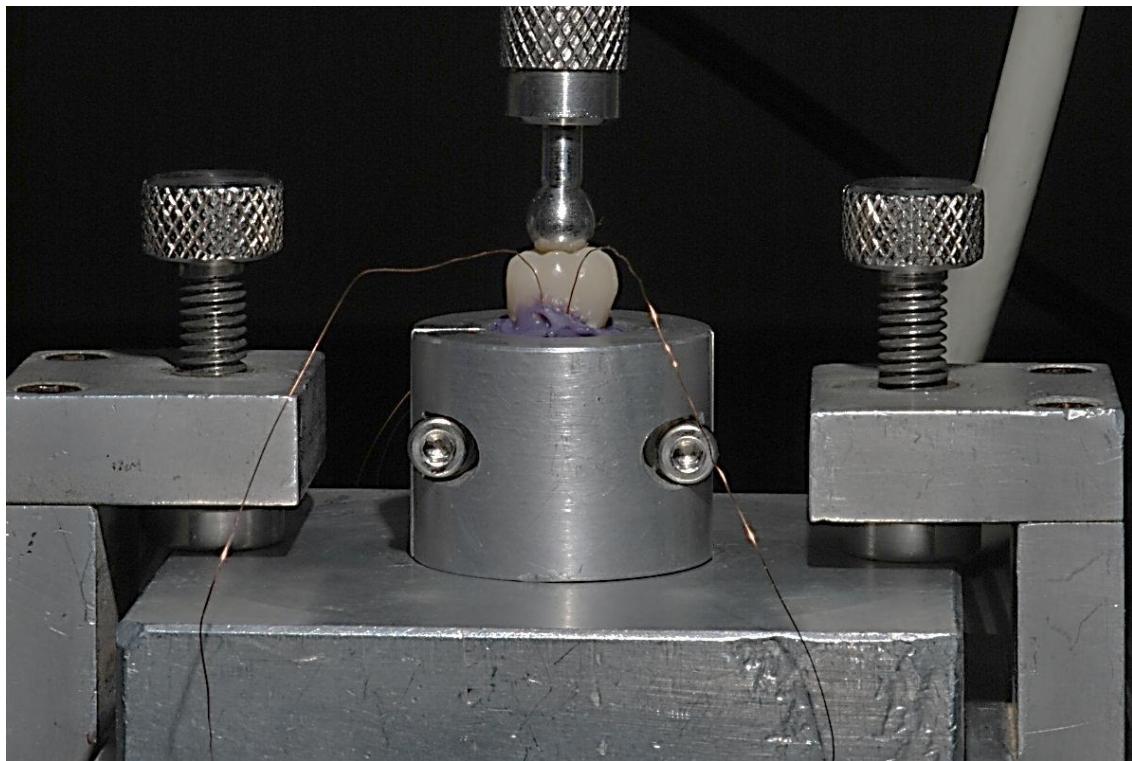


Figura 15. Ensaio de compressão axial sendo realizado com extensômetro posicionado na amostra para detecção de deformação durante carregamento e no momento da fratura.

Foi realizado inicialmente o carregamento de compressão axial de 0 a 100 N, simulando o processo de oclusão e, no mesmo momento, a deformação do remanescente foi mensurada pelo ensaio de extensometria. Em seguida, outra mesma mensuração foi realizada até o exato momento da fratura da amostra. A velocidade programada foi de 0,5 mm/min (Naves et al., 2016) - empregando célula de carga de 500 Kgf. Os valores foram obtidos e capturados por um software de aquisição de dados (TESC, EMIC) em Newtons (N) e as amostras posteriormente analisadas quanto ao padrão de fratura.

Três avaliadores foram selecionados e calibrados para classificar o padrão de fratura dos molares em quatro categorias em função do nível de severidade da fratura: (I) Fraturas envolvendo menos da metade da restauração coronária; (II) Fraturas envolvendo mais da metade da restauração coronária; (III) Fraturas envolvendo restauração e parte da estrutura do dente, porém de forma reparável, podendo ser restaurado em associação com cirurgia

periodontal; e (IV) Fratura severa da coroa e da raiz, a qual determina extração do dente (Figura 16).

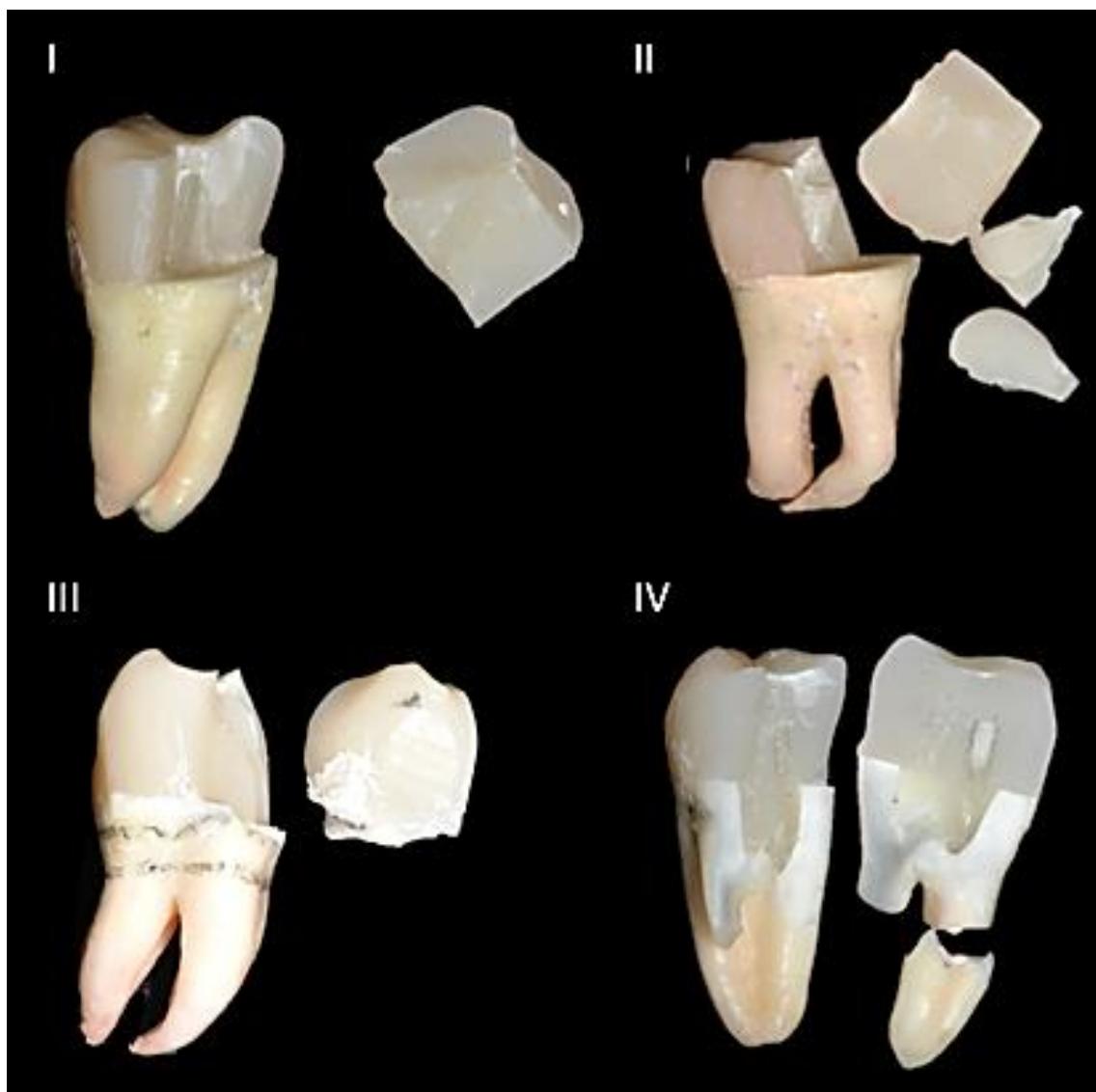


Figura 16. Padrões de fratura das amostras, numeração correspondente ao tipo de fratura.

3.10. Dureza Vickers e módulo de elasticidade

A dureza Vickers (DV) e o módulo de elasticidade (E) foram calculados neste estudo por meio de ensaio de indentaçāo dinâmica. A DV e E da resina composta, do esmalte e dentina do remanescente coronário, e do pino de fibra de vidro em duas diferentes posições (paralelo ao longo eixo e perpendicular ao longo eixo) foram mensuradas. Para isto, as amostras preparadas foram seccionados perpendicularmente com disco de corte diamantado dupla face sob refrigeração (Extec Dia. Wafer Blade 4" X.012 X 1/2 - 102 mm x 0,3 mm x 127 mm, ERIOS Equipamentos Ltda, São Paulo, SP, Brasil), utilizando cortadeira metalográfica de precisão (modelo Isomet 100, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) à uma velocidade de 250 rpm (Figura 17 A e B).

Após a secção das amostras, umas das partes foi selecionada de forma aleatória e estas juntamente com os pinos em duas diferentes posições foram posicionados sobre uma placa de vidro, no interior de um metalon e o mesmo teve as superfícies inferiores em contato com a placa de vidro vedadas com cera rosa 7 (Figura 17 C). Resina de poliéster de embutimento a frio (Instrumental Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foi manipulada e vertida lentamente no interior do metalon. Após o tempo de presa, foi realizado acabamento da superfície a ser analisada, com lixas sequenciais de carbeto de silício de diferentes granulações, em ordem crescente (N°600, 800, 1200 e 2000; Norton, Campinas, SP, Brasil) em lixadeira (Politriz Universal, Arotec, São Paulo, SP, Brasil) e com irrigação contínua (Figura 17 D). Em seguida, foi realizado polimento com pastas de diamante em ordem decrescente (6, 3, 1, e 1/4 de μm , Arotec, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 17 E) e discos de feltros correspondentes a cada pasta (Figura 17 F) em outra lixadeira específica (Politriz Universal, Arotec) para este fim para não haver contaminação com os resíduos do acabamento (Figura 17 G). Entre as sequências de polimento com duração entre 10 e 15 min com cada pasta e filtro equivalente, foi realizado banho do conjunto com álcool absoluto em ultrassom (Thornton Instrutec, Porto Alegre, RS Brasil) (Figura 17 H) por 10 minutos (Bicalho et al., 2014), assim as amostras apresentaram aspecto liso e

sem ranhuras (Figura 17 I), o que possibilita melhor mensuração das propriedades mecânicas dos materiais.

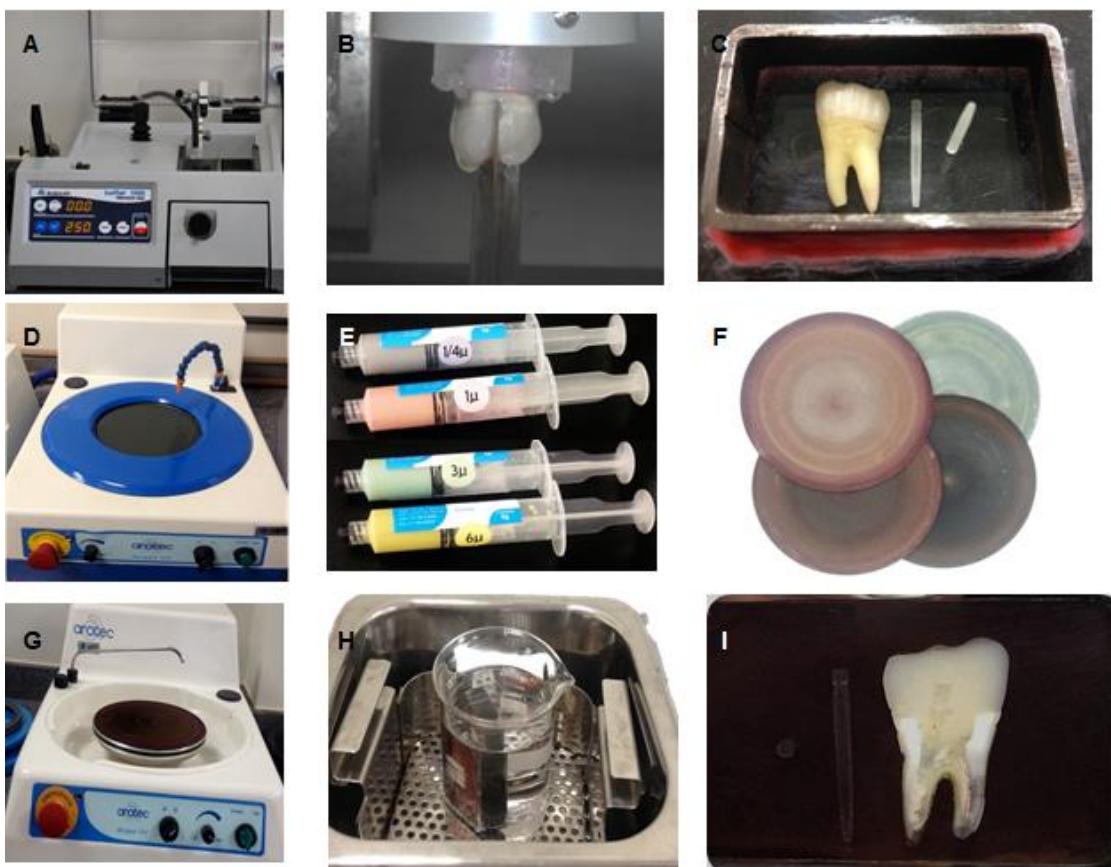


Figura 17. A e B. Cortadeira metalográfica de precisão Isomet com disco de corte diamantado dupla face e amostra adaptada na cortadeira; C. Metalon individualizado com cera rosa 7 sobre placa de vidro e amostra posicionadas no seu interior; D. Lixadeira (Politriz Universal, Arotec) para acabamento; E e F. Pastas de diamante e discos de filtro para polimento; G. Lixadeira (Politriz Universal, Arotec) com disco de filtro adaptado para polimento; H. Ultrassom com Beker e álcool absoluto para limpeza das amostras; I. Aspecto final da amostra.

As propriedades mecânicas foram obtidas utilizando microdureômetro (CSM Micro-Hardness Tester; CSM Instruments, Peseux, Switzerland) (Figura 18A) com indentador dinâmico de dureza instrumentada do tipo Vickers (Figura 18B). Foram realizadas 5 indentações de superfície nas amostras com 0,25mm de distância entre elas para cada estrutura e material. O teste foi

realizado com força controlada e o carregamento foi gradativamente aumentado e reduzido à velocidade constante de 0 a 500 mN no intervalo de 20s, sendo o carregamento máximo de 500 mN mantido durante 15 s. A carga e a profundidade de penetração do indentador foram medidas continuamente durante o carregamento-descarregamento (Bicalho et al., 2014).

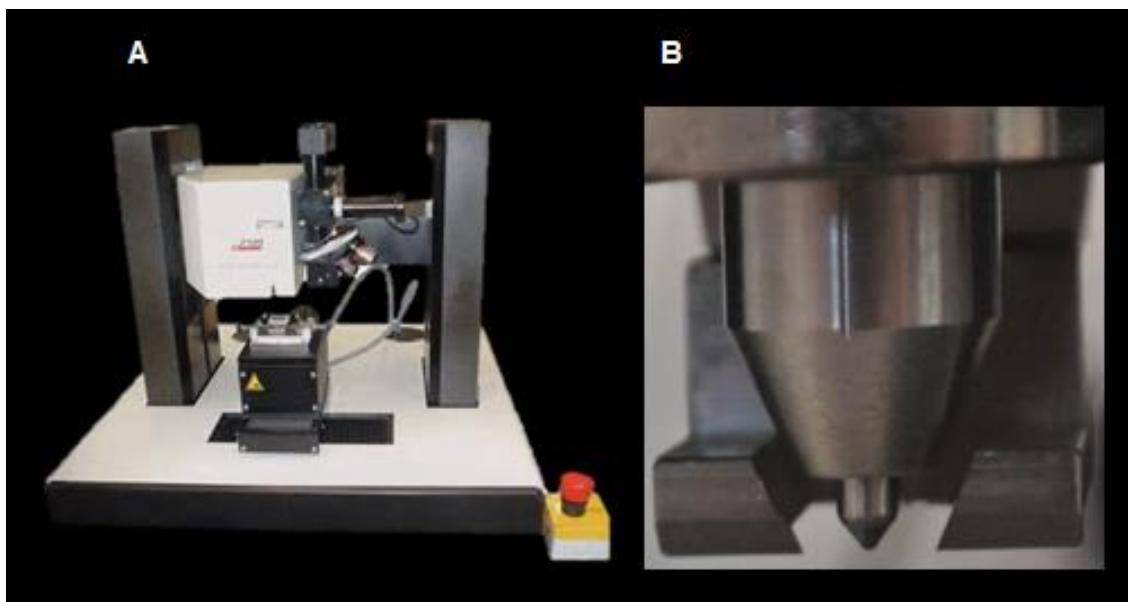


Figura 18. A. Equipamento de indentação dinâmica instrumentada (CSM Micro-Hardness); B. Indentador dinâmico de dureza instrumentada do tipo Vickers com base piramidal.

A DV (N/mm^2) foi calculada pela fórmula: $DV = F/A$, sendo F a carga máxima aplicada, A a área aparente de recuo na força máxima. A média dos valores de DV foi calculada para cada amostra. O módulo de elasticidade, foi calculado a partir da inclinação da tangente na curva de recuperação da deformação elástica na força máxima e é comparável com o E do material (GPa) (Bicalho et al., 2014), sendo E calculado pela fórmula:

$$E = \frac{\frac{1 - v_s^2}{1 - v_i^2}}{\frac{E_r}{E_i} - \frac{1 - v_i^2}{1 - v_s^2}}$$

Onde: E_i corresponde ao módulo de elasticidade do penetrador de diamante

(1,141), v_i ao coeficiente de Poisson do penetrador de diamante (0,07), E_r ao módulo de indentação da área de contato, e v_s ao coeficiente de Poisson da resina composta (Soons et al., 2010).

3.11. Método de elementos finitos

Para calcular a distribuição de tensões uma simulação tridimensional em elementos finitos foi realizada. Para a geração do modelo 3D de elementos finitos, um molar inferior humano, hígido, com dimensões e geometria similares à média dos dentes selecionados para o ensaio laboratorial foi usado como referência. Foi realizado o método baseado na imagem do dente escaneada e digitalizada por um MicroCT (modelo 1272, Brucker Skyscan, Kontich, Bélgica) (Jaecques et al., 2004; Rodrigues et al., 2009).

O MicroCT é uma unidade tomográfica de radiografia através de micro-computador composta pelo scanner acoplado a um terminal Dell Precision T5600 Intel ® Xeon (128GB 1600MHz) e um cluster (Dell Precision Intel ® Core com 4 Gb, CPU, 2,13 GHz) com software de reconstrução NRecon ® e (Skyscan, Bélgica). O equipamento foi ajustado para digitalizar o dente inteiro, com feixe na voltagem de 100kV e 100mA, filtro de CU 0,11mm, tamanho do pixel da imagem de 13 μ m, resolução de 1632 x 1092, passo de rotação de 0.6°, gerando a obtenção de 3 fatias de imagem por 1850 ms com 20 movimentos aleatórios, o qual resultou em 1692 fatias de imagens. O software NRecon® foi usado, e assim foram selecionados 847 fatias da estrutura do dente e realizado a aplicação de parâmetros para correção de artefato de suavização 4 (smoothing) e 9 (bean hardening), obtendo uma imagem em diferentes tons de cinza devido as diferentes densidades da estrutura (Figura 19 A).

Os arquivos .bpm obtidos do MicroCT foram identificados usando um sistema de manipulação de imagens médicas interativo (MIMICS SOFTWARE 16,0, Materialise, Leuven, Bélgica). A segmentação das estruturas e materiais restauradores foram realizadas com base no limiar de densidade da imagem obtida (thresholding). As máscaras do cilindro que simula o osso, do ligamento

periodontal, esmalte, dentina, cimento resinoso, guta-percha, pino de fibra de vidro e resina composta foram convertidas em um arquivo de geometria 3D de superfície em formato stereolitográfico (*.STL) bilinear e interplanar com interpolação algorítmica (Figura 19 B e C).

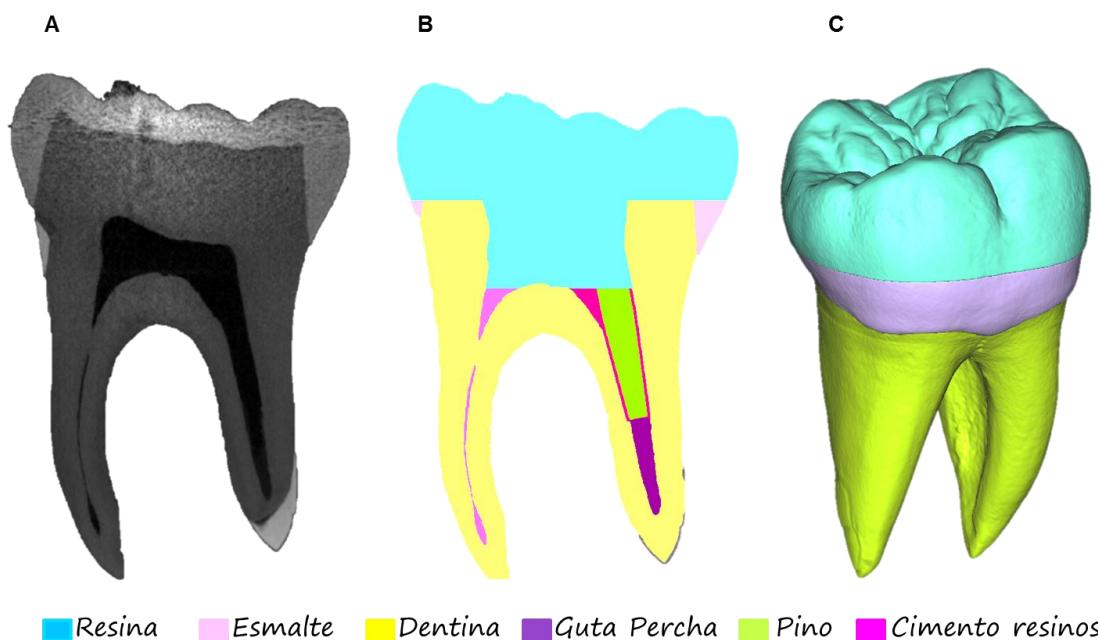


Figura 19. A. Imagem obtida após escaneamento e processamento de reconstrução; B. Segmentação das estruturas e materiais restauradores; C. Imagem 3D em arquivo STL.

O aspecto da relação e conectividade dos triângulos em STLs resultaram em modelo inadequado para o uso do MEF. Portanto, o componente de remalhagem presente no software MIMICS foi utilizado para reduzir o número de triângulos e, simultaneamente, melhorar a qualidade dos triângulos, mantendo a geometria. Um arquivo avançado de .STL e um software de malhagem (3-Matic 8.0; Materialise, Leuven, Bélgica) foram usados para simular as formas de tratamento nas amostras. O tratamento de cada .STL foi realizado separadamente seguido de subsequente integração de todas as partes em um único arquivo .STL.

A conferência final da malha foi então realizada utilizando o software 3-matic (Figura 20 A), a intersecção de curvas foi mantida e a variação da tolerância dos dados originais foi especificada. Como na remalhagem do

Mimics a qualidade é definida como medida da proporção de altura/base do triângulo é necessário avaliar os triângulos para que o arquivo seja importado no software de MEF sem produzir erros, então os modelos em arquivo .STL foram importados para software MSC. 2010r2 ® PATRAN (MSC. Software, MSC software, Santa Ana, CA, USA) e malhados (Figura 20 B).

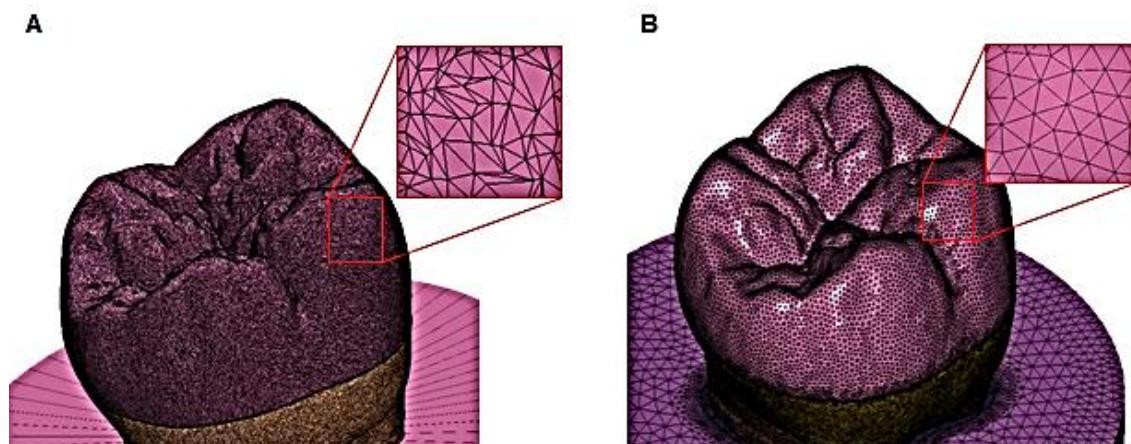


Figura 20. A. Imagem obtida do software 3-MATIC (Materialise) conferência da malha inicial (irregular); B. Imagem obtida do software PATRAN (MSC) remalhagem adequando os contatos dos elementos nas interfaces.

Elementos tetraédricos foram utilizados para assegurar o contato suave entre todas as interfaces dos modelos. As malhas volumétricas dos modelos foram criadas baseadas em descrições de linguagem de padrão triangular (.STL) a uma superfície otimizada (Pessoa et al. 2010). Depois disso, malhas foram importadas para o software de elementos finitos (MSC. Marc/MSC. Mentat, MSC. Software, Santa Ana, CA) para a atribuição de propriedades mecânicas dos materiais para os outros componentes do modelo (osso, ligamento periodontal, esmalte, dentina, cimento resinoso, guta-percha, post de fibra de vidro e resina composta).

O módulo de elasticidade das estruturas de esmalte e dentina remanescentes, resina composta, e pino de fibra de vidro foram determinados experimentalmente neste estudo e são mostrados na Tabela 1. As outras propriedades dos materiais utilizadas foram: ν do esmalte 0,30 e da dentina

0,23, respectivamente (Versluis et al., 2004); ν da resina composta 0,24 (Versluis et al., 2011); E do LP 50 MPa e ν de 0,45; E da guta-percha 0,69 MPa e ν de 0,45; E da resina de polieter 13,7 GPa e ν de 0,30 (Silva et al. 2009).

Para simular a interface entre os componentes do modelo, realizaram-se contatos precisamente colados. Nós na base do modelo foram rigidamente fixados no eixos de direção x, y e z, simulando o experimento laboratorial (Figura 21 A). As condições de carregamento foram simuladas com carga nodal usando a força individual experimentalmente testada (100N na superfície mastigatória da estrutura do modelo restaurada). A aplicação da carga tinha uma direção coronal-apical em relação ao eixo longitudinal do dente (Figura 21 B). A avaliação e o pós-processamento foram realizados para cada modelo usando critério de análise de von Mises modificado por meio do software MSC. MARC / Mentat ® 2010r3 (MSC. Software). O critério de von Mises modificado leva em conta a diferença entre resistência à compressão e à tração de esmalte, dentina e resina composta.

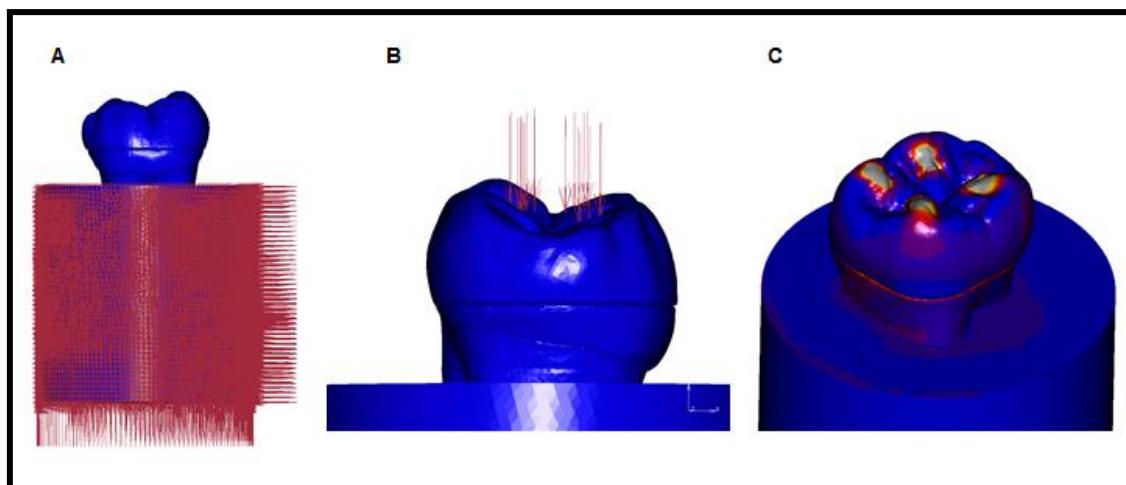


Figura 21. A. Modelo rigidamente fixados nos eixos de direção x, y e z, simulando o ensaio laboratorial; B. Aplicação da carga na direção coronal-apical em relação ao eixo longitudinal; C. Regiões de aplicação da carga.

3.12. Análise estatística

Os dados da deformação do remanescente dentário e resistência à fratura foram submetidos à teste de distribuição normal (Shapiro-Wilk) e de equivalência de variâncias (teste Levene, seguido por testes estatísticos paramétricos). Análise de variância em fator único foi realizada para os valores de deformação do remanescente e resistência à fratura. Comparações múltiplas foram realizadas usando teste de Tukey. Os dados de padrão de fratura foram submetidos ao teste Qui-quadrado. Análise de variância (ANOVA two way) foi realizada considerando a superfície a deformação do remanescente (V e L) e a técnica de reabilitação. Todos os testes empregados tiveram nível de significância $\alpha=0,05$ e todas as análises foram realizadas com o programa estatístico Sigma Plot versão 13.1 (Systat Software Ins, San Jose, CA, USA). A distribuição de tensões pelo método de elementos finitos foi analisada descritivamente.

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. Dureza Vickers e Módulo de Elasticidade

O resultado do E e VH dos materiais restauradores estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Módulo de elasticidade (GPa) and Dureza Vickers(N/mm²)

| Materiais/Estruturas | Módulo de Elasticidade (GPa) | Dureza Vickers (N/mm ²) | |
|---------------------------------------|------------------------------|-------------------------------------|-----------------------------|
| Z350XT | 14,9 (0,4) | 153,4 (4,7) | |
| Esmalte | 50,2 (0,9) | 399,3 (8,6) | |
| Dentina | 18,3 (1,1) | 180,5 (5,8) | |
| Pino de fibra de vidro – Exacto | Paralelo Transversal | 29,8 (1,7) 10,6 (0,8) | 201,9 (12,1) 108,0 (7,6) |

4.2. Deformação do remanescente por extensometria

Os valores de deformação do remanescente durante a simulação do carregamento oclusal de 100N e o carregamento máximo para fratura estão demonstrados na Tabela 2. ANOVA fatorial mostrou significância para o fator da deformação do remanescente ($P = 0,008$) e para a técnica reabilitadora ($P < 0,001$), porém não foi encontrado para a interação entre os dois fatores ($P = 0,212$). A superfície lingual do remanescente apresentou maior deformação que a vestibular independente do grupo e do momento testado ($P = 0,008$). Para a deformação mensurada durante o carregamento oclusal de 100N e durante a fratura o grupo sem pfv apresentou valores significativamente mais elevados que grupos que empregaram 1 ou 2 pfv ($P < 0,001$). Nenhuma diferença foi encontrada entre os grupos de 1 ou 2 pfv ($P = 0,783$).

Tabela 2 – Deformação do remanescente (μS) mensurada por extensometria ($n = 10$).

| Grupos | Deformação (μS) - 100 N (μS) | | | Deformação (μS) – fratura | | |
|---------|--|-------------------------------|-------------------------------|--|--------------------------------|--------------------------------|
| | Vestibular | Lingual | Média | Vestibular | Lingual | Média |
| Sem pfv | 572.6 (142.5) ^a | 785.0 (173.9) ^b | 687.8 (189.3) ^B | 3419.8 (341.1) ^a | 3806.8 (341.8) ^b | 3613.3 (387.1) ^B |
| 1 pfv | 563.6 (175.8) ^a | 631.8 (173.0) ^b | 583.1 (170.9) ^A | 3173.2 (449.4) ^a | 3612.0 (340.9) ^b | 3392.6 (475.0) ^A |
| 2 pfv | 551.6 (194.4) ^a | 581.8 (178.2) ^b | 566.7 (185.2) ^A | 2807.2 (422.9) ^a | 3326.2 (497.0) ^b | 3066.7 (522.1) ^A |

Letras diferentes indicam diferença significante entre os grupos.

4.3. Resistência à fratura e padrão de falha

A média e o desvio padrão da resistência à fratura para os três grupos são mostrados na Tabela 2. Análise de variância em fator único mostrou diferença significativa entre os grupos ($P < 0.001$). O grupo 2pfv apresentou significativamente menor resistência à fratura que o grupo de 1pfv de vidro ($P < 0,001$) e também para o grupo Spfv ($P = 0,002$). Nenhuma diferença foi encontrada entre os grupos Spfv e 1pfv ($P = 0,798$).

Para o padrão de falha, o grupo Spfv apresentou significativamente ($P = 0,031$) maior número de fraturas irreparáveis comparados aos grupos 1pfv e 2pfv (Tabela 3). A relação entre a resistência máxima e a deformação no momento da fratura é mostrada na (Tabela 3). O grupo que usou 1pfv teve valor dessa melhor razão que grupos com dois pfv ($P = 0,001$). Nenhuma diferença foi encontrada entre os grupos Spfv e 2pfv ($P = 0,530$).

Tabela 3 - Resistência a fratura (N), padrão de falha e a relação entre máxima deformação/resistência a fratura mensurada através do teste de compressão axial ($n = 10$).

| Grupos | Resistência a fratura (N) | Padrão de falha | | | | Relação entre deformação/resistência à fratura |
|---------|-----------------------------|-----------------|----|-----|----|--|
| | | I | II | III | IV | |
| Sem pfv | 2939,4 (519,7) ^A | 0 | 2 | 1 | 7 | 1,23 ^{AB} |
| 1 pfv | 3096,1 (544,5) ^A | 6 | 0 | 0 | 4 | 1,10 ^A |
| 2 pfv | 2023,7 (570,6) ^B | 5 | 0 | 1 | 4 | 1,52 ^B |

Letras diferentes indicam diferença significante entre os grupos ($P < 0,05$).

4.4. Método de Elementos Finitos

A distribuição de tensões (MPa) durante o carregamento oclusal de 100 N foi avaliado pelo critério de Von Mises Modificado. Os valores de tensão são visualizados de acordo com escala linear de cores: Azul indica baixos valores de tensão enquanto cinza claro e amarelo indicam altos valores de tensão.

A análise por elementos finitos demonstrou que, o modelo sem pino apresentou maiores valores de tensão na superfície oclusal do que os modelos com pino de fibra de vidro (Figura 21) e também demonstrou ligeiramente maior concentração de tensões na região cervical da dentina e esmalte (Figura 21). Observou-se ligeiramente maior concentração de tensão na raiz mesial e na região de furca para o modelo sem pino (Figura 22). A presença do pino de fibra de vidro diminuiu levemente as tensões críticas de tração concentradas na região da furca (Figura 22). A presença de um pino resultou em menores valores de tensão nas raízes e na presença da furca. A presença de 2pfv não resultou em redução significativa de tensões quando comparado com o modelo de 1pfv (Figura 23).

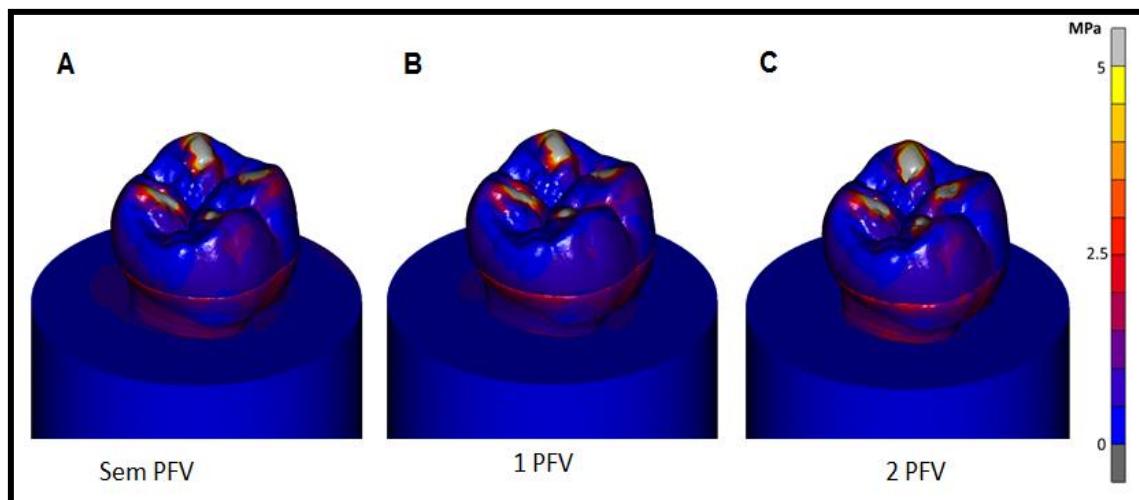


Figura 21. Distribuição de tensões pelo critério de Von Mises Modificado. Concentração de tensão na superfície oclusal e concentração de tensão na região cervical da dentina e esmalte como apresentado nas figuras A, B e C.

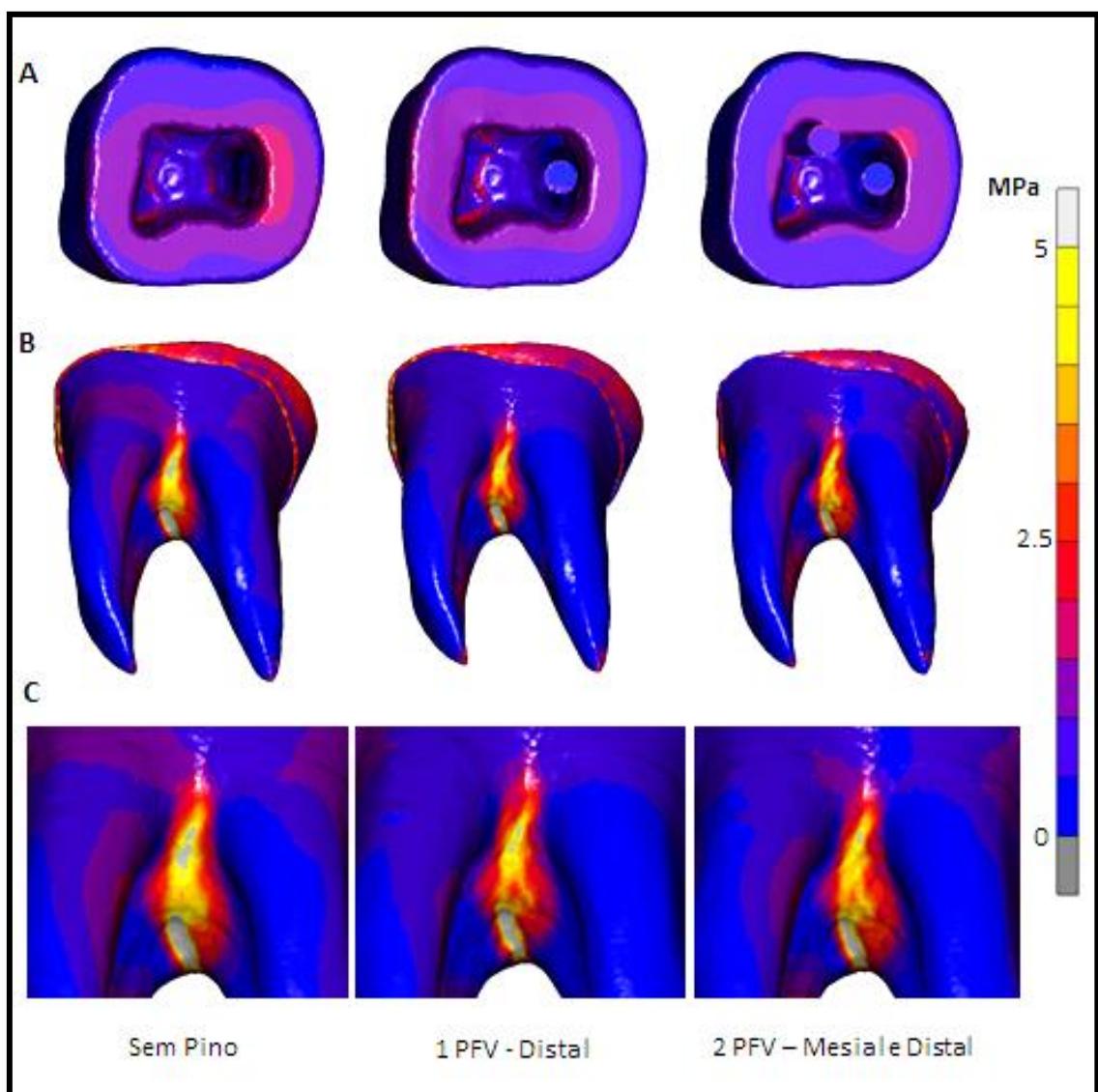


Figura 22. Distribuição de tensões pelo critério de Von Mises Modificado. A. Câmara pulpar e superfície interna do canal radicular. B. Região de furca. C. Vista aproximada da região de furca.

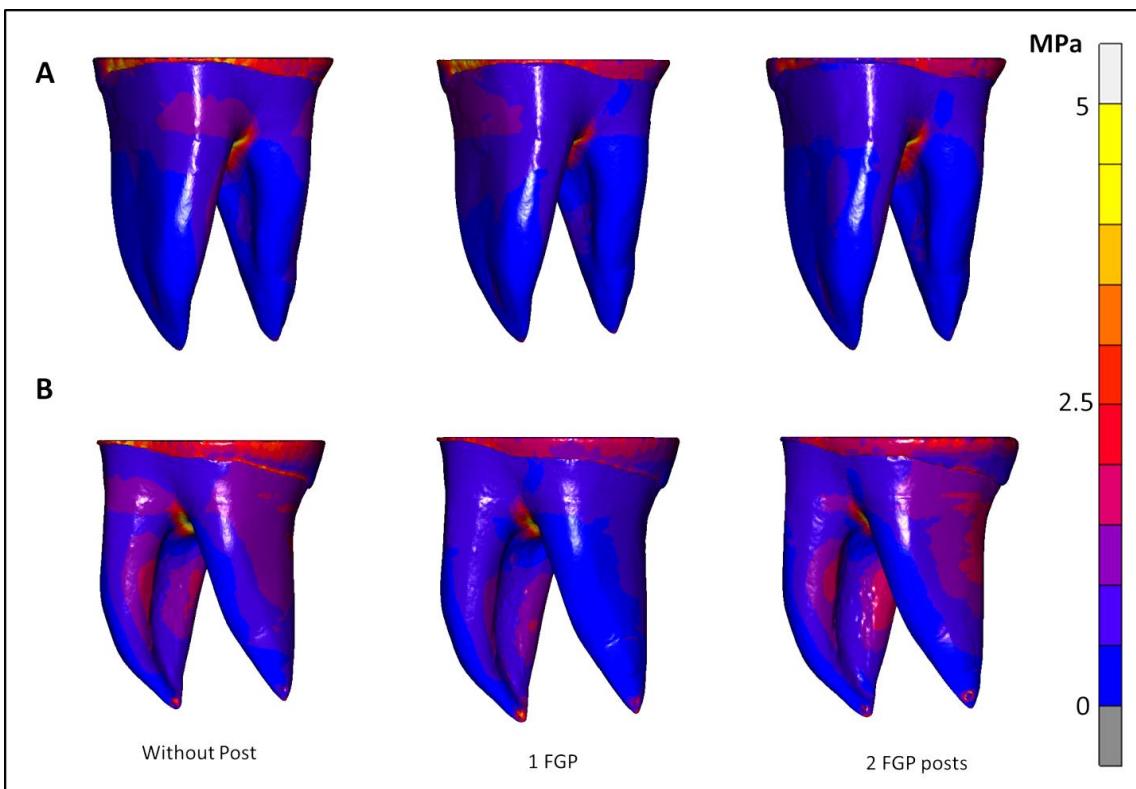


Figura 23. Distribuição de tensões pelo critério de Von Mises Modificado; A. Superfície radicular mesial e face interna da raiz distal; B. Superfície radicular distal e face interna da raiz mesial.

DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

O comportamento mecânico, expresso pela deformação do remanescente dentário, resistência à fratura, modo de fratura e distribuição de tensões, de molares inferiores humanos tratados endodonticamente foi afetado pela presença e pelo número de pino de fibra de vidro, portanto, a hipótese nula foi rejeitada.

A caracterização mecânica dos materiais restauradores é importante para compreender o comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente, e reabilitados com retentor intrarradicular quando em função. Quando cargas são aplicadas a uma estrutura, deformação e tensão são gerados, e embora o dente seja submetido à cargas oclusais compressivas, tensões de tração também são geradas na estrutura do dente (Versluis e Tantbirojn, 2011). Essa estrutura é capaz de resistir melhor às tensões de compressão do que às tensões de tração, (Versluis e Tantbirojn, 2011). Quando o dente é submetido a carregamento oclusal, as tensões e deformações geradas são dissipadas de acordo com a característica de cada material e com a integridade adesiva (Soares et al., 2005). Deformação e tensão não são fatores ruins, inclusive são importantes para manter o sinergismo das estruturas biológicas e seus componentes. Se tais tensões se tornam excessivas caracterizando processo de fadiga ou excederem o limite elástico, pode resultar em falha estrutural (Soares et al., 2008).

Neste estudo, fadiga mecânica foi induzida para simular ciclos de mastigação já que a carga funcional pode levar à degradação dos materiais e de suas interfaces, com subsequente falha nas regiões enfraquecidas. Supondo que ocorrem de 240.000 a 250.000 por ano de contatos oclusais, 1,2 milhões de ciclos é equivalente a simulação mastigatória de 5 anos (Schwindling et al., 2014), fator importante para um experimento *in vitro*. Nesta investigação, a força de 100 N foi escolhida para simular o processo de mastigação durante análise de deformação e tensão, devido a magnitude das forças mastigatórias fisiológicas terem sido mensuradas entre 20 e 160 N (De

Boever et al. 1978; Schwindling et al. 2014). O ligamento periodontal com material elastomérico envolvendo a raiz em um cilindro de resina de poliestireno com módulo de elasticidade próximo ao do tecido ósseo determina mais semelhança entre o experimento *in vitro* e o ambiente oral (Soares et al., 2005; Schwindling et al. 2014). A ponta aplicadora contatando a maior área da superfície oclusal para distribuir homogeneamente os contatos, proporciona maior abrangência do esforço aplicado sobre o conjunto restaurado (Silva et al., 2012). A velocidade de aplicação de carga é outro fator importante para que haja acomodação das estruturas e maior poder de análise do processo de falha, menores velocidades como a utilizada neste estudo (0,5mm/min) favorece este processo (Naves et al., 2016).

Uma combinação das metodologias usando métodos destrutivos e não destrutivos na mesma amostra, como extensometria, resistência à fratura e padrão de falha, permite melhor compreensão da sequência de análise até todo o processo de falha (Reeh et al., 1989; Medige et al., 1995; Soares, 2006; Santos-Filho, 2008). Mensuração da deformação antes da fratura pode contribuir para melhor compreensão do processo de falha (Soares et al. 2008). Contudo, tensão não é possível de ser determinada experimentalmente, sendo necessário o uso da análise de elementos finitos para simulações próximas às condições reais (Versluis et al. 2007).

Pinos de fibra de vidro podem ser selecionados para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente com grande perda de estrutura coronal, no intuito de favorecer a retenção da restauração (Soares et al. 2008). A combinação de pinos de fibra e restauração adesiva é capaz de criar homogeneidade na distribuição de tensões e assim diminuir fraturas catastróficas, com possibilidades de reconstrução da restauração, por outro lado, falhas de pinos são vinculadas a fatores relacionados a falha do processo de cimentação que envolve adesão do pino ao núcleo de preenchimento e ao cimento resino e este a dentina radicular. (Santos-Filho PC et al. 2008).

Durante a mastigação, tensão é gerada na área cervical do dente (Dejak et al., 2003), uma vez que as concentrações de esforços máximos tendem a

ser coincidentes com a maior deformação do dente, os extensômetros foram fixados no remanescente dental na superfície cervical vestibular e lingual. Contudo a região onde foi observado o maior valor de tensão pelo método de elementos finitos foi a região de furca. Em futuros estudos envolvendo molares humanos buscar fixar extensômetros em locais com alta concentração de tensões, previamente definidos pelo MEF, parece ser uma interpretação importante extraída deste estudo.

Simulações de análise 3D em condições próximas do real podem ser capazes de melhor qualificar e quantificar tensão e deformação sobre a estrutura interna do dente e materiais restauradores (Magne, 2010). Outro aspecto importante e geralmente negligenciado nos estudos realizados com MEF são as propriedades mecânicas usadas para caracterizar os materiais restauradores e estruturas dentais (Bicalho et al. 2014). Neste trabalho calculou-se experimentalmente o módulo de elasticidade dos materiais restauradores e estruturas dentárias para assim poder gerar base de informação para alimentar a análise 3D, gerando assim sinergismo maior entre a simulação computacional e os ensaios experimentais.

A deformação do remanescente durante o carregamento oclusal de 100N e da mesma forma a deformação na carga máxima de fratura foi influenciada pelo fator de estudo presença e número de pinos. A superfície lingual do remanescente mostrou maior deformação que a superfície vestibular durante o carregamento oclusal 100N e no momento da ruptura. O menor volume de dentina na área cervical na região lingual pode explicar a maior deformação (Santana et al., 2011).

Para ambos os momentos, a análise da deformação do remanescente, para o grupo sem pino apresentou valores significativamente mais elevados que os outros grupos. A ausência do pino resultou em maior deformação da reconstrução coronal em resina composta. O carregamento oclusal localizado próximo do limite coronário do pino de fibra de vidro inserido na reconstrução de resina composta limita a deformação da resina composta e potencializa a geração de fator concentrador de tensões e deformação. Este aspecto pode

explicar os menores valores de deformação para os grupos com um ou dois pinos. O outro aspecto observado no MEF foi que a tensão é distribuída para toda a dentina radicular. O número de pinos de fibra de vidro não mostrou diferença significativa para deformação do remanescente.

Para a análise biomecânica dos dentes e materiais, ensaios mecânicos destrutivos, como carregamento oclusal compressivo são usados para definir a resistência à fratura em situações de aplicação de carga concentrada de alta intensidade. Este teste geralmente produz um carregamento que excede as forças mastigatórias médias (Gresnigt et al., 2007; Ozcan et al., 2009; Shun et al., 2010). No entanto, predizem falhas dos dentes restaurados em condições mais complexas. Alguns autores (Le Bell et al., 2004; Susin et al., 2007; Potesta et al., 2008; Carvalho et al., 2012), concordam que uma integração estabelecida de materiais restauradores com características similares, como resina composta, sistema adesivo, silano e cimento resinoso auto-adesivo é essencial para melhorar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Quando o dente é submetido à um carregamento oclusal, tensões e deformações são geradas e devem ser dissipadas pela característica dos materiais e pela integridade adesiva entre dente e restauração (Soares et al. 2005). Sendo assim, neste estudo foi observado que na presença de pino houve melhor dissipação da concentração de tensões.

A resistência à fratura e o padrão de fratura foram influenciados pela presença e número de pinos de fibra de vidro. O grupo com dois pinos de fibra de vidro teve menor resistência à fratura do que os grupos com um e sem pino fibra de vidro. Preparo conservador na câmara pulpar e a capacidade de retenção de um pino são suficientes para proporcionar retenção para restauração de resina composta (Santana et al. 2011). Porém a presença de dois pinos de fibra de vidro determinou maior número de fraturas coronais, confirmando a concentração de tensão na resina composta próximo à área de aplicação de carga. Devido ao desgaste maior de dentina ao preparar um segundo conduto passa a existir maior fragilidade deste complexo restaurador.

Vale ainda extrapolar para a realidade clínica a complexidade de preparo e cimentação de pinos em canais mais atresiados na região de molares.

Com os achados deste estudo, gera-se a tranquilidade de que o uso de um e apenas um pino de fibra de vidro parece ser suficiente para melhor estabilizar e reter restaurações amplas de resina composta em molares. A ausência do pino resultou em baixa resistência à fratura e mais fraturas irreparáveis quando comparados com o grupo de um e dois pinos de fibra de vidro. Analizando o grupo sem pino pode-se inferir que a maior concentração de tensão e deformação na região de furca e na dentina remanescente pode explicar os padrões de fratura mais catastróficos e a menor resistência à fratura deste grupo. A maior concentração de tensões na região de furca deve ser considerada e por ser uma região de maior fragilidade nesses dentes deve ser observada durante o acesso e tratamento endodôntico e principalmente durante o alívio radicular para a cimentação de um pino. A preservação da dentina nesta região é essencial para melhorar a sobrevida de molares tratados endodonticamente reabilitados com pino de fibra de vidro.

Por meio deste estudo *in vitro* pode se ter melhor compreensão da natureza e desenvolvimento das distribuições de tensões e deformações em molares inferiores tratados endodonticamente e reabilitados com pinos de fibra de vidro. A carga estática aplicada neste estudo é uma limitação para extrapolar diretamente os resultados e as condições clínicas. Mais estudos são necessários, principalmente estudos clínicos, para melhor responder esse dilema que envolve a reabilitação e manutenção de dentes com necessidade de tratamento endodôntico em pacientes jovens com dificuldades socioeconômicas. Neste estudo, reabilitações com pino de fibra de vidro associadas à restaurações diretas de resina composta são procedimentos restauradores viáveis e promissores para molares tratados endodonticamente com grande perda estrutural.

CONCLUSÃO

6. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo *in vitro* e computacional, conclui-se que o uso de um pino de fibra de vidro para restaurar molares inferiores com resina composta de forma direta mostrou melhor desempenho mecânico e maior resistência à fratura que o uso de dois pinos de fibra de vidro. Além disso, o grupo de um pino de fibra de vidro apresentou menor deformação do remanescente, melhor distribuição de tensões e padrão de fratura mais reparável do que o grupo sem pino de fibra de vidro.

Portanto, os clínicos podem escolher restaurar molares tratados endodonticamente com perda de estrutura severa usando um pino de fibra de vidro associado à resina composta direta.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS*

- Agostini FG, Flaitz CM, Hicks MJ. Dental emergencies in a university-based pediatric dentistry postgraduate outpatient clinic: a retrospective study. **ASDC American Society of Dentistry for Children**. 2001;68(5-6):316-21,300-11.
- Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber dowels and three dentin regions within a dowel space. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2006;95(5):368-78.
- Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 1994;71(6):565-7.
- Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Mechanical behavior of postrestored upper canine teeth: A 3D FE analysis. **Dental Materials**. 2011;27(12):1285-94.
- Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. **Brazilian Dental Journal**. 2003;195(1):43-8.
- Belli S, Erdemir A, and Yildirim C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. **International Endodontic Journal**. 2006;39(2):136–142.
- Bicalho AA, Pereira RD, Zanatta RF, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A et al. Incremental filling technique and composite material--part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. **Operative Dentistry**. 2014;39(2):71-82.
- Bicalho AA, Valdívia AD, Barreto BC, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Incremental filling technique and composite material--part II: shrinkage and shrinkage stresses. **Operative Dentistry**. 2014;39(2):e83-92.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseada nas Normas de Vancouver

Boucher Y, Matossian L, Rilliard F, Machtou P. Radiographic evaluation of the prevalence and technical quality of root canal treatment in a French subpopulation. **International Endodontic Journal**. 2002;35(3):229-38.

Carvalho RM, Tjäderhane L, Adriana P, Carrilho M, Carvalho C. Dentin as a bonding substrate. **Endodontic Topics**. 2012;21:62-88.

Chang JW, Soo I, Cheung GS. Evaluation of fiber post-supported restorations under simulated occlusal loading. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2012;108(3):158-64.

Chun YH, Raffelt C, Pfeiffer H, Bizhang M, Saul G, Blunck U, et al. Restoring strength of incisors with veneers and full ceramic crowns. **The Journal of Adhesive Dentistry**. 2010;12(1):45-54.

Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. **Journal of Endodontics**. 2006;32(12):1160-1163.

Crocombe LA, Brennan DS, Slade GD. The relationship between dental care and perceived oral health impacts. **Community Dental Health Journal**. 2011;28(4):259-64.

Dammaschke T, Nykiel K, Sagheri D, Schäfer E. Influence of coronal restorations on the fracture resistance of root canal-treated premolar and molar teeth: a retrospective study. **Australian Endodontic Journal**. 2013;39(2):48-56.

De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 1978;40(3):326–333.

De Sousa Menezes M, Queiroz EC, Soares PV, Faria-e-Silva AL, Soares CJ, Martins LR. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. **Journal of Endodontics**. 2011;37(3):398-402.

Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2003;90(6):591–597.

Dejak B, Mlotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2011;105(2):115-26.

Dikbas I, Tanalp J, Ozel E, Koksal T, and Ersoy M. Evaluation of the effect of different ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors incorporating fiber posts, composite cores and crown restorations. **Journal of Contemporary Dental Practice**. 2007;8(7):62–69.

Durmus, G, Oyar P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2014;112(3):547-54.

Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. **Journal of Dental Research**. 1986;65(2)149-153.

Ferrari M, Scotti R. Fiber Posts. Theoretical Considerations and Clinical Applications, **Masson**. 2002;1:39–41.

Figueiredo Reis A, Giannini M, Ambrosano GM, Chan DC. The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. **Journal of Dentistry**. 2003;31(1):59-66.

Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Husler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? **Dental Materials**. 2012;28(5):521–528.

Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. **Australian Dental Journal**. 2011;56(1):77-83.

Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. **The International Journal of Prosthodontics**. 2005;18(5):399-404.

Gresnigt MM, Ozcan M. Fracture strength of direct versus indirect laminates with and without fiber application at the cementation interface. **Dental Materials**. 2007;23(8):927-33.

Haak R, Wicht MJ, Noack MJ. Marginal and internal adaptation of extended class I restorations lined with flowable composites. **Journal of Dentistry**. 2003;31(4):231-9.

Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. **The Journal of Adhesive Dentistry**. 2012;14(5):407-31.

Holm Pedersen P, Schultz, Larsen K, Christiansen N, Avlund K. Tooth loss and subsequent disability and mortality in old age. **Journal of the American Geriatrics Society**. 2008;56(3):429-35.

Ichim I, Kuzmanovic DV, Love RM. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. **International Endodontic Journal**. 2006;39(6):443-52.

Jaecques SVN, Van Oosterwyck H, Muraru L, Van Cleynenbreugel T, De Smet E- Wevers, M Naert I, Vander Sloten J. Individualised, micro CT-based finite element modelling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone. **Biomaterials**. 2004;25(9):1683–1696.

Le Bell A, Tanner J, Lassila L, Kangasniemi I, Vallittu P. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal dowels. **The journal of Adhesive Dentistry**. 2004;6(4):319-25.

Lertchirakarn V, Palamara JEA, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: Factors affecting stress distribution in the root canal. **Journal of Endodontics**. 2003;29(8):523-528.

Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2010;103(6):343-51.

Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2011;105(6):387-93.

Mannocci F, Qualtrough AJ, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. **Operative Dentistry**. 2005;30(1):9-15.

Martinez-Insua, A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the Fracture Resistances of Pulpless Teeth Restored with a Cast Post and Core or Carbon-Fiber Post with a Composite Core. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 1998;80(5):527-532.

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

Monga P, Sharma V, and Kunar S. Comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth using different coronal restorative materials: an *in vitro* study. **Journal of Conservative Dentistry**. 2009;12(4):154-159.

Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. **Dental Materials**. 2006;25(1):145-50.

Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? **Journal of Endodontics**. 2008;34(8):1006–10.

Naves LZ, Silva GR, Correr-Sobrinho L, Costa AR, Valdivia AD, Soares CJ. Influence of crosshead speed on failure load and failure mode of restored maxillary premolars. **Brazilian Oral Research**. 2016;30(1).

Novais VR, Quagliatto PS, Bona AD, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. **Indian journal of Dental Research**. 2009;20(3):277-81.

Ornaghi BP, Meier MM, Rosa V, Cesar PF, Lohbauer U, Braga RR. Subcritical crack growth and in vitro lifetime prediction of resin composites with different filler distributions. **Dental Materials**. 2012;28(9):985-95.

Ozcan M, Mese A. Fracture strength of indirect resin composite laminates to teeth with existing restorations: an evaluation of conditioning protocols. **The Journal of Adhesive Dentistry**. 2009;11(5):391-7.

Pereira JR, do Valle AL, Shiratori FK, Ghizoni JS, Bonfante EA. The effect of post material on the characteristic strength of fatigued endodontically treated teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2014;112(5):1225-30.

Pereira RD, Valdívía A, Bicalho AA, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Effect of Photoactivation Timingon the Mechanical Properties of Resin Cements and Bond Strenght of Fiberglass Post to root dentin. **Operative Dentistry**. 2015;40(5):E206-21.

Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**. 2010;12(3):219-34.

Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2002;88(4):442-8.

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.

Potesta FL, Broome JC, O'Neal SJ, Givan DA, Ramp LC. The effect of etching technique on the retention of adhesively cemented prefabricated dowels. **Journal of Prosthodontics**. 2008;17(6):445-50.

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.

Rodrigues FP, Li J, Silikas N, Ballester RY, Watts DC. Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis. **Dental Materials**. 2009;25(6):e47-55.

Rosatto CM, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. **Journal of Dentistry**. 2015;43(12):1519-28

Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunkzac MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. **Journal of Dentistry**. 1991;19:312-6.

Samran A, Al-Afandi M, Kadour JA, Kern M. Effect of ferrule location on the fracture resistance of crowned mandibular premolars: An in vitro study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2015;114(1):86-91.

Santana FR, Castro CG, Simamoto-Júnior PC, Soares PV, Quagliatto PS, Estrela C, Soares CJ. Influence of post system and remaining coronal tooth tissue on biomechanical behaviour of root filled molar teeth. **International Endodontic Journal**. 2011;44(5):386-94.

Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **Journal of Dental Research**. 2010;89(6):587-91.

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.

Santos-Filho PCF. Biomecânica restauradora de dentes tratados endodonticamente: Análise por elementos finitos [Dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2009.

Sathorn C, Palamara JEA, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. **Journal of Endodontics**. 2005;31(4):288-292.

Schwindling FS, Hartmann T, Panagidis D, Krisam J, Rues S, Schmitter M. In vitro investigation on extensively destroyed vital teeth: is fracture force a limiting factor for direct restoration? **Journal of Oral Rehabilitation**. 2014;41(12):920-7.

Scotti N, Eruli C, Comba A, Paolino DS, Alovisi M, Pasqualini D, Berutti E. Longevity of class 2 direct restorations in root-filled teeth: A retrospective clinical study. **Journal of Dentistry**. 2015;43(5):499-505.

Silva GR, Silva NR, Soares PV, Costa AR, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. Influence of different load application devices on fracture resistance of restored premolars. **Brazilian Dental Journal**. 2012;23(5):484-9.

Silva GR, Santos-Filho PC, Simamoto-Júnior PC, Martins LR, Mota AS, Soares CJ. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. **Brazilian Dental Journal**. 2011;22(3):230-7.

Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, Soares CJ. Influence of different post design and composition on stress

distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. **Indian Journal of Dental Research**. 2009;20(2):153-8.

Soares CJ, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. **The Journal of Adhesive Dentistry** 2013;15(4):341-50.

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, 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):11-16.

Soares CJ, Raposo LH, Soares PV, et al. Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores-in vitro and FEA analysis. **Journal of Prosthodontics**. 2010;19(2):130–7.

Soares CJ, Santana FR, Pereira JC, Araujo TS, Menezes MS. Influence of airborne-particle abrasion on mechanical properties and bond strength of carbon/epoxy and glass/bis-GMA fiber-reinforced resin posts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2008;99(6):444-54.

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):603-606.

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.

Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2008;99(1):30-7.

Soons JA, Aernouts J, Dirckx JJ. Elasticity modulus of rabbit middle ear ossicles determined by a novel micro-indentation technique. **Hearing Research**. 2010;263(1-2):33-37.

Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 1990;63(5): 529-36.

Susin AH, Vasconcellos WA, Saad JR, Oliveira Junior OB. Tensile bond strength of self-etching versus total-etching adhesive systems under different dentinal substrate conditions. **Brazilian Oral Research**. 2007;21(1):81-6.

Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. **Journal of Endodontics**. 2007;33(4):391–8.

Theodosopoulou JN, Chochlidakis KM. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. **Journal of Prosthodontics**. 2009;18(6):464-72.

Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **Journal of Oral Rehabilitation**. 2003;30(5):470-6.

Torbjorner A, Karlsson S, Odman PA. Survival rate and failure characteristics for two dowel designs. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 1995;73(5):439-44.

Trope M, Langer I, Maltz D, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. **Endodontics & Dental Traumatology**. 1986;2(1):35-8.

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endodontics & Dental Traumatology**. 1985;1(3):108-11.

Valdivia AD, Raposo LH, Simamoto-Júnior PC, Novais VR, Soares CJ. The effect of fiber post presence and restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: an in vitro study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 2012;108(3):147-57.

Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. **Dental Materials**. 2004;20(6):554-64.

Versluis A, Tantbirojn D. Relationship between shrinkage and stress. **A, D, editor. Hershey**, PA: IGI Global; 2009.

Versluis A, Versluis-Tantbirojn D. Filling cavities or restoring teeth? **The Journal of the Tennessee Dental Association**. 2011;91(2):36-42.

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.

ANEXOS

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito do número de pinos de fibra de vidro na resistência à fratura e deformação estrutural de molares

Pesquisador: Carlos José Soares

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 35506614.2.0000.5152

Instituição Proponente: Universidade Federal de Uberlândia/ UFU/ MG

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 820.034

Data da Relatoria: 19/09/2014

Apresentação do Projeto:

Segundo os autores: "A escolha da melhor opção restauradora para dentes posteriores tratados endodonticamente, em muitos casos, é uma questão difícil, principalmente pelo fato da quantidade de estrutura dental remanescente e da fragilidade que estes apresentam."

Ainda afirmam que: "Restaurar molares tratados endodonticamente é um desafio na prática clínica. A cada dia, com o intuito de preservar o elemento dental,

restaurações pela técnica direta veem se tornado ótima opção de tratamento em dentes comprometidos por perda de estrutura dentária. A escolha

da melhor opção restauradora para dentes posteriores tratados endodonticamente, em muitos casos, não é uma questão de fácil decisão por parte do clínico. Deve-se levar em consideração que os dentes despolpados são mais susceptíveis à fratura em relação ao dente sadio tanto por fatores mecânicos quanto biológicos (Blitz & Serota, 1985; Burke, 1992; Hansen et al., 1990; Linn & Messer, 1994)."

O projeto de pesquisa propõe a análise de 45 dentes (terceiros molares humanos extraídos por indicação clínica) com relação ao efeito do número de pinos de vidro na resistência à fratura e deformação estrutural. O cálculo amostral foi apresentado na página 7 do Projeto de Pesquisa.

Os autores relatam que as amostras (dentes) serão preparadas (resina, tratamento endodôntico e

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLANDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4335

E-mail: cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 820.034

alívio do canal radicular, cimentação dos retentores intraradiculares e restauração com resina) e divididas aleatoriamente em três grupos dê acordo com presença de pinos ou localização dos mesmos. Posteriormente serão submetidos a fadiga térmica, ensaio de fratura e deformação sobre carregamento e ensaio de resistência à fratura. Após serão escaneados e analisados para geração de um modelo bi e tridimensional.

Objetivo da Pesquisa:

Segundo os pesquisadores:

"Avaliar o efeito do número de pinos de fibra de vidro em molares tratados endodonticamente, com preparamos MOD restaurados com onlay de resina composta. Será analisado a distribuição de tensões, deformação estrutural, falhas intrínsecas, resistência e padrão de fratura."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos segundo os pesquisadores serão:

"Não há riscos evidentes relacionados com este projeto que comprometa a saúde dos pacientes, pois os dentes que serão utilizados serão

previamente indicados para exodontia, e poderão ser doados espontaneamente através do termo de consentimento livre e esclarecido assinado

pelos pacientes. Anteriormente a doação do dente, haverá o desconforto do procedimento cirúrgico de exodontia, no qual será necessária anestesia

e utilização de material previamente esterilizado. Poderá haver para o paciente dor e sangramento pós cirurgia, porém o paciente será informado sobre as possíveis ocorrências e orientado quanto aos cuidados e a comparecer nos locais específicos de atendimento para que o tratamento seja instituído caso necessário."

Apesar de não estar relatado na Folha Rosto, os pesquisadores esclarecem no TCLE (primeira linha do terceiro parágrafo) que o sujeito de pesquisa não será identificado.

Segundo os pesquisadores os benefícios serão:

"... poderemos definir novos protocolos e técnicas restauradoras com a utilização de pino de fibra de vidro para reabilitação de molares tratados endodonticamente quando estes apresentarem elevado grau de perda estrutural, e dessa forma aumentar o nível de sucesso e

previsibilidade destes tratamentos reabilitadores, beneficiando assim os pacientes com indicação de realização desta terapia."

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLANDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4335

E-mail: cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 820.034

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa interessante e relevante para a comunidade acadêmica. Os proponentes planejam utilização de material (dentes humanos) extraídos por indicação clínica, os quais seriam descartados e serão empregados na realização do projeto.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha Rosto, Termo de compromisso da equipe executora corretamente preenchidos.

TCLE adequado, sendo colocado que será preservada a identidade do doador da amostra (dente).

Todos os pesquisadores possuem currículo na Plataforma Lattes.

Cronograma de execução e orçamento financeiro apresentados.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Data para entrega de Relatório Parcial ao CEP/UFU: março de 2015.

Data para entrega de Relatório Final ao CEP/UFU: fevereiro/março de 2016.

OBS.: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

O CEP/UFU lembra que:

a- segundo a Resolução 466/12, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.

b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLANDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4335

E-mail: cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 820.034

documentação pertinente ao projeto.

c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução CNS 466/12, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Orientações ao pesquisador :

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 466/12) e deve receber uma via original do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado.
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS 466/12), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS 466/12). É papel de o pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res.251/97, item III.2.e).

UBERLANDIA, 06 de Outubro de 2014

Assinado por:
Sandra Terezinha de Farias Furtado
(Coordenador)

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLÂNDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4335

E-mail: cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 820.034

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLANDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br