

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia

Andréa Dolores Correia Miranda Valdivia

**Análise biomecânica de dente tratado
endodonticamente com comprometimento
estrutural - efeito do procedimento restaurador**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2011

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Odontologia

Andréa Dolores Correia Miranda Valdivia

**Análise biomecânica de dente tratado
endodonticamente com comprometimento
estrutural - efeito do procedimento restaurador**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares
Co-Orientadora: Profa. Dra. Veridiana Resende Novais
Simamoto

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Carlos José Soares
Profa. Dra. Veridiana Resende Novais Simamoto
Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto
Profa. Dra. Yara Teresinha Correa Silva Sousa

Uberlândia, 2011

 **UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



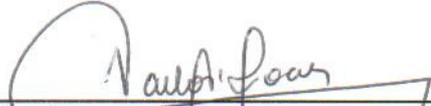
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902
(0XX) 034 –3218-2550

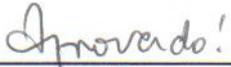
RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA 200ª DEFESA DE MESTRADO DA CD ANDRÉA DOLORES CORREIA MIRANDA VALDÍVIA DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às quatorze horas do dia vinte e cinco de fevereiro do ano de **dois mil e onze**, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pela candidata **ANDRÉA DOLORES CORREIA MIRANDA VALDÍVIA** com o **título "Análise biomecânica de dente anterior tratado endodonticamente severamente comprometido estruturalmente - efeito do procedimento restaurador"**. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de argüição pelos examinadores. Encerrada a argüição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

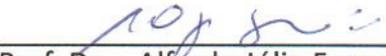
Uberlândia, 25 de fevereiro de 2011.



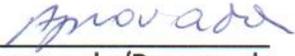
Prof. Dr. Carlos José Soares
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia – UFU



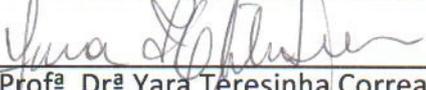
Aprovado/Reprovado



Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU



Aprovado/Reprovado



Profª Drª Yara Teresinha Correa Silva Sousa
Titulação: Doutor
Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP



Aprovado/Reprovado

DEDICATÓRIA

A Deus

Obrigado Senhor, por estar sempre ao meu lado, pelo amparo nas horas de dificuldade e pelas pessoas maravilhosas que colocastes em meu caminho.

Senhor Jesus Cristo nosso Deus, vida e força de todos aqueles que colocam sua fé Nele e Cuja bondade e amor por nós são infinitos! Nós, Teus indignos servos com temor nos prostramos diante de Tua magnitude, e Te trazemos nossos agradecimentos por Tua piedosa bondade a nós revelada.

Nós Te louvamos, Te adoramos, Te glorificamos, Te veneramos e humildemente de novo Te damos graças. Com humildade pedimos a Tua incontável misericórdia: Como outrora Tu aceitaste nossas súplicas e as atendeste, assim também no futuro, permita que possamos permanecer no Teu amor, no amor ao próximo e em todas as boas ações. Permita também que sempre possamos Te agradecer e Te louvar junto com Teu Pai, Santo e Onipotente e o Espírito Santo, Amém.

*“Sem Deus não há vida, sem família não há base
e sem amigos não há mundo colorido.”
(Verena)*

À minha mãe, Cleomar

Mamãe, primeiro do que tudo quero dizer que te amo muito.

Dedico este trabalho a você, que sempre esteve ao meu lado nas horas que chorei e nas horas que sorri, nas horas que me lamentei e nas horas que, de uma forma ou de outra, demonstrei total alegria...

Obrigado por todos os conselhos e pelo apoio incondicional, incentivando-me cada vez mais a seguir em frente. Agradeço pelos meus dias de mau humor, em que você me acalmou em seu colo. Hoje quero te agradecer, porque você fez, faz e fará sempre parte de minha história! Você é sempre maravilhosa. Você é uma mãe e tanto, te admiro muito! Obrigada por tudo!

Ao meu pai, Sergio

Mesmo estando separados, eu me lembro de você, e sinto sua falta.

Neste momento tão especial, eu quero te dizer o quanto
você é importante para mim.

Lembra, papai, que sempre te amarei!

Às vezes o coração não sabe dizer, só sabe sentir...

À minha família,

Especialmente à minha tia e madrinha Tetê, você é minha segunda mãe! Ao meu tio Totonho e à minha avó Maria Dolores. Muito obrigada pelas orações, pelo incentivo, pelo amor e por estarem sempre presentes nos momentos importantes da minha vida.

Amo vocês.

Ao meu esposo, Juan Carlos

Dedico este trabalho ao meu esposo, companheiro de todas as horas e grande amigo, por ser meu maior incentivador, por sempre acreditar em mim, pelo ombro amigo com o qual sempre pude contar e principalmente por fazer parte da minha vida e tornar meus dias mais felizes. Deixo aqui o meu muito obrigado, a você o grande amor da minha vida. Fico muito feliz em concluir mais uma etapa de minha vida ao seu lado e tenho certeza de que nosso livro ainda tem muitos capítulos a serem escritos.

Gracias, Amor! Por toda dedicação, amor, carinho e compreensão.

Yo te amo!!

“Assim como os pássaros não vivem sem o céu, assim como os peixes não respiram sem a água, assim como os planetas não existem sem o universo, posso dizer, com toda sinceridade, que não vivo sem você.”

(Autor desconhecido)

A mis suegros, Hugo e Alicia

Muchas gracias por compartir este momento tan especial conmigo! Aunque estén lejos, siempre los tenemos presentes, participando de todas nuestras metas y deseos como una sola familia. Les agradezco por todo el cariño de hija que me brindan y siempre me acuerdo papá de tu fuerza y empuje para salir adelante frente a cualquier adversidad...

“Si se puede....”

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Carlos José Soares

Meu mestre da Odontologia, você foi mais que um professor, foi um amigo, foi meu guia...

Serei eternamente grata por todas as oportunidades que me proporcionou e pela confiança que sempre depositou em mim. Você é um exemplo de profissionalismo, inteligência, determinação, dedicação e competência, que deve ser seguido por todos. Agradeço pela dedicação e carinho incondicionais para com a minha formação, desde a especialização até os dias de hoje. Que Deus continue abençoando seu trabalho, sua família e sua vida. Muito obrigado!

Uns são homens;

Alguns são professores;

Poucos são mestres.

Aos primeiros, escuta-se;

Aos segundos, respeita-se;

Aos últimos, segue-se.

Se hoje enxergo longe, é porque fui colocado em ombros de gigantes!

(Isaac Newton)

Ao Professor Alfredo Júlio Fernandes Neto,

Até hoje me lembro da primeira vez que lhe ouvi falar da Universidade Federal de Uberlândia, com tanto amor e paixão, quando estava dando uma palestra em Brasília. Tenho um carinho e respeito muito grande pelo senhor. É com orgulho e admiração que agradeço por cada momento de convivência. Hoje, tenho a honra de tê-lo como reitor fazendo parte da minha banca! Muito obrigado!

Que Deus o proteja sempre!

"Há grandes homens que fazem com que todos se sintam pequenos. Mas o verdadeiro grande homem é aquele que faz com que todos se sintam grandes."

(Gilbert Keith Chesterton)

À Professora Yara Teresinha Correa Silva Sousa,

Muito obrigada pela disposição em contribuir com meu trabalho.

Apesar do pouco que a conheço, me mostrou ser uma pessoa adorável e extremamente competente.

Aos Professores Paulo César e Veridiana,

Paulo, te agradeço por toda ajuda e orientação no desenvolvimento deste trabalho. Você é um professor exemplar e dedicado. Veri, muito obrigada pela orientação e dedicação comigo, por me ajudar a crescer como pessoa e pela torcida.

Desejo a vocês muito sucesso e que Deus os ilumine sempre.

Ao Professor Paulo Quagliatto,

Querido professor, lhe sou muito grata por sua dedicação em meu processo de revalidação de diploma! Graças ao senhor comecei a fazer parte desta universidade e conheci a Dentística. Obrigada pela sua amizade! O senhor, sempre cheio de alegria, incentiva a todos os que estão ao seu lado!

Aos Professores Roberto Elias, Murilo e Gisele

Obrigada pela amizade construída nestes anos de convivência, pelo carinho, incentivo, conselhos e pela disposição em me ajudar.

Aos Professores Paulo Vinícius e Paulo César

Agradeço pelo carinho, atenção e pelo enriquecimento deste trabalho durante o meu processo de qualificação.

Desejo a vocês muito sucesso!

Aos Professores Flávio Domingues e Adérito Soares,

Muito obrigada pelo respeito e carinho que têm por mim e pela disposição sempre para ajudar!

Ao Professor Henner Alberto Gomide,

Pela amizade, alegria e por toda sua disponibilidade em compartilhar seus conhecimentos.

Ao Professor Márcio Teixeira,

Pelo apoio e disposição prestados sempre que precisei.

Muito Obrigado!

Ao Professor Levi Ribeiro de Almeida Junior,

Responsável pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense, fundamental para a execução deste trabalho.

Aos professores e colegas da pós-graduação,

Muito obrigada a todos pelos ensinamentos, pela amizade e por dividirem suas experiências.

Ao Takeo,

Eu não tenho palavras para agradecer toda a dedicação, esforço e cuidado que você entregou neste trabalho. Saiba que lhe sou muito grata por ter me permitido trabalhar ao seu lado. Obrigada pelo respeito e amizade mútuos que construímos!

"Os verdadeiros vencedores na vida são pessoas que olham para cada situação com a esperança de poder resolvê-la ou melhorá-la."

(Barbara Pletcher)

Ao Dangelo, Cilson e todos os técnicos em prótese dentária,

Que nos ajudaram com a sua experiência e conhecimento para a conclusão deste trabalho. Muito obrigada mesmo!

À Pri,

Obrigada pela amizade e todo apoio durante esta conquista! Que Deus abençoe teu lar e saiba que te admiro muito pela força, garra e coragem. Pode contar comigo sempre!

*"Você é uma estrela e nenhuma escuridão vai apagar sua luz."
(Roberto Shinyashiki)*

À Adriana Borges,

Muito obrigada pela disposição em me ajudar em tudo que foi preciso.

"É por casualidade que nós nos encontramos, através de escolha que nós ficamos amigos." (Autor desconhecido)

À Carol e Rodrigo

Queridos amigos, parece que nos conhecemos ontem! Vocês estiveram presentes no início desta caminhada, sempre dando apoio, incentivo, força e coragem! Permitiram-nos fazer parte de momentos tão importantes, como no casamento. Você, Carol, sempre confiou na minha capacidade e me impulsionou a seguir adiante! Obrigada por tudo que vivemos juntas, pela amizade, pela sua família tão querida, pelas conversas e apoio nos momentos difíceis.

Guardo vocês em meu coração!!

*"Todos ouvem o que você diz. Os amigos escutam o que você fala. Os melhores amigos prestam atenção ao que você não diz."
(Autor desconhecido)*

À Fabi e Carlos Eduardo

Pela amizade, companheirismo, conselhos, apoio... enfim, por todos os momentos que passamos juntos. Fabi, você é uma amiga muito querida, que sempre esteve ao meu lado nesta caminhada, torcendo

pelo meu sucesso e preocupada sempre comigo. Conviver com vocês foi um grande presente de Deus.

"Um amigo verdadeiro é alguém que crê em ti ainda que tu deixes de crer em ti mesmo."

À Analice, Luis Raposo, Fer e Vini

Muito obrigado pelo carinho, apoio e amizade. Vocês são grandes amigos que em pouco tempo se tornaram indispensáveis. Raposo você foi muito importante para o término deste trabalho!

Obrigada pela paciência e dedicação.

"Viver sem amigos não é viver." (Cícero)

Ao George, João Paulo Lyra, João Paulo Neto e Luquinhas

Obrigado por terem nos acolhido, a mim e ao Juan, como amigos, trazendo muitas alegrias, com este jeito brincalhão e divertido, durante o nosso convívio no mestrado. Jamais esqueceremos tantos momentos de descontração e de violão!

Vocês fazem parte deste trabalho e das nossas vidas!

*"A amizade duplica as alegrias e divide as tristezas."
(Francis Bacon)*

Aos amigos, Ana Cristina, Anísio, Bruno Reis, Carol Castro, Dani, Erice, Fernandinha, Gabi, Germana, Karlinha, Maria Antonieta, Marília, Mariana, Marina, Mayra, Renatinha, Thais e Zaramela

Pelo convívio, carinho, apoio, troca de conhecimentos e por fazerem parte desta importante etapa de minha vida!

Desejo-lhes muita felicidade e sucesso!

"A vida é em parte o que nós fazemos dela, e em parte o que é feito pelos amigos que nós escolhemos." (Tennessee Williams)

Aos amigos, Aline, Crisnicaw, Euridsse, Fabrícia, Flavinha, Lucas Zago, Maiolino, Morgana, Rebeca, Rodrigo (Jaíba) e Talita

Agradeço pelo carinho, respeito e colaboração, de diferentes formas, na conclusão desta etapa. Muito obrigada!

"Uma das melhores coisas na vida são as maravilhosas surpresas que nos reserva." (Marlo Thomas)

Aos Alunos de Iniciação Científica, Camila, Carlla, Fernanda, Ivandra, Jéssica, Renata e Silas

Pela confiança e aprendizado mútuo! Vocês foram muito importantes para a minha formação! Muito obrigada!

Ao Sr. Advaldo

Pela amizade, atenção, dedicação, carinho e paciência com que sempre me atendeu, sempre disposto a encontrar soluções para todos os problemas. Agradeço também pelas palavras de incentivo, apoio e pela torcida. Muito obrigada!

"A vida tem a cor que você pinta." (Mário Bonatti)

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia, Abigail, Ameixa, Auxiliadora, Dagma, Dora, Eurico, Graça, Juliana, Lilian, Nelson, Sussy, Wilton e Zélia

Agradeço pelo carinho, atenção e por terem sempre me ajudado nos momentos em que precisei.

À Universidade Federal de Uberlândia e a Faculdade de Odontologia

Por ter me possibilitado aperfeiçoar minhas habilidades, engrandecer meus conhecimentos e permitir concluir meu processo de revalidação de diploma.

À ESTES - Universidade Federal de Uberlândia

Por meio do Professor Paulo César Simamoto, Érika e seus alunos, que tiveram fundamental colaboração na execução laboratorial desta pesquisa.

À Capes

Pelo apoio financeiro por meio de bolsa de mestrado durante o segundo ano.

À Fapemig e CNPq

Pelo apoio financeiro para realização deste trabalho de pesquisa.

Às empresas Angelus e 3M-ESPE

Pelo apoio por meio da doação de material a esta pesquisa.

A todos os amigos, colegas, pessoas e instituições...

Que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho. A todos que colaboraram com o meu engrandecimento pessoal, compartilhando comigo a amizade, as experiências, as atribuições e as alegrias do dia-a-dia. Muito obrigada!

"A alegria compartilhada é uma alegria dobrada." (John Ray)

EPIÍGRAFE

A lição do bambu chinês

*Depois de plantada a semente deste incrível
arbusto, não se vê nada,
por aproximadamente 5 anos, exceto o lento
desabrochar de um diminuto broto,
a partir do bulbo.*

*Durante 5 anos, todo o crescimento é
subterrâneo, invisível a olho nu,
mas, uma maciça e fibrosa estrutura de raiz,
que se estende vertical
e horizontalmente pela terra está sendo construída.
Então no final do 5º ano, o bambu chinês,
cresce até atingir a altura de 25 metros.*

*Um escritor americano escreveu:
“Muitas coisas na vida pessoal e profissional
são iguais ao bambu chinês:
você trabalha, investe tempo, esforço, faz tudo
o que pode para nutrir seu crescimento,
e, às vezes não vê nada por semanas, meses, ou anos.
Mas se tiver paciência para continuar
trabalhando, persistindo e nutrindo,
o seu 5º ano chegará, e, com ele, virão um
crescimento e mudanças que você jamais
esperava...”*

*O bambu chinês nos ensina que não devemos
facilmente desistir de nossos projetos,
de nossos sonhos... especialmente no nosso trabalho,
(que é sempre um grande projeto em nossas vidas)
E que devemos lembrar do bambu chinês,
para não desistirmos facilmente
diante das dificuldades que surgirão.
É preciso muita fibra para chegar às alturas e,
Ao mesmo tempo,
muita flexibilidade para se curvar ao chão.”*

(Autor desconhecido)

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	17
RESUMO	18
ABSTRACT	20
1. INTRODUÇÃO	22
2. REVISÃO DE LITERATURA	27
3. PROPOSIÇÃO	53
4. MATERIAIS E MÉTODOS	55
4.1. Seleção dos dentes	56
4.2. Grupos experimentais	57
4.3. Inclusão	57
4.4. Tratamento endodôntico	59
4.5. Preparo do canal radicular para inserção de retentor intra-radicular	60
4.6. Preparo de cavidades Classe III	61
4.7. Cimentação dos retentores intra-radiculares	62
4.8. Procedimento Restaurador	63
4.9. Simulação do ligamento periodontal	74
4.10. Ciclagem térmica	75
4.11. Ensaio mecânico de extensometria	76
4.12. Ensaio mecânico de resistência à fratura	79
4.13. Análise do padrão de fratura	80
4.14. Análise estatística dos dados	81
5. RESULTADOS	82
5.1. Extensometria	83
5.2. Resistência à Fratura	88
5.3. Padrão de Fratura	91
6. DISCUSSÃO	92
7. CONCLUSÃO	99
REFERÊNCIAS	101
ANEXOS	109

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Gfp - pino de fibra de vidro
Rc - resina composta direta
Dcv - faceta direta em resina composta
Cv - faceta indireta de cerâmica
Cc - coroa total de cerâmica
N – Unidade de força - carga aplicada (Newton)
mm - Unidade de comprimento (milímetro)
min - Unidade de tempo (minuto)
mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)
° - Unidade de angulação (grau)
°C - Unidade de temperatura (graus Celsius)
 α - Nível de confiabilidade
Kg – Unidade de massa (quilograma)
cm - Unidade de comprimento (centímetro)
P - Probabilidade
% - Porcentagem
s - Unidade de tempo (segundo)
PVC - Polivinil cloreto rígido
N^o - Número
 μm – Unidade de comprimento (micrômetro)
bar – Unidade de pressão (bar)
 mW/cm^2 – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)
ml – Unidade de volume (mililitro)
g - Unidade de massa (grama)
 mm^2 - Unidade de área (milímetro quadrado)
 Ω - Unidade de resistência elétrica (ohm)
Kgf - Unidade de força - carga aplicada (quilograma força)
 μS – Unidade de microdeformação (microstrain)
DP – Desvio padrão
Hz- Unidade de frequência (Hertz)

RESUMO

Verifica-se grande controvérsia em relação a técnica mais adequada para restauração de dentes tratados endodonticamente. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de técnicas restauradoras diretas e indiretas e inserção de pinos de fibra de vidro no comportamento biomecânico de incisivos estruturalmente debilitados e tratados endodonticamente. Para isto foram utilizadas análise de deformação, resistência à fratura e padrão de fratura. Noventa incisivos centrais superiores humanos, com dimensões semelhantes, foram selecionados e distribuídos aleatoriamente em 9 grupos (n=10), sendo um grupo controle (IT) com dentes hígidos e 8 grupos experimentais: Rc- resina composta sem pino de fibra de vidro; Dcv- faceta direta em resina composta sem pino de fibra de vidro; Cv- faceta indireta em cerâmica feldspática sem pino de fibra de vidro; Cc- coroa total em cerâmica feldspática sem pino de fibra de vidro; RcGfp- resina composta com pino de fibra de vidro; DcvGfp- faceta direta em resina composta com pino de fibra de vidro; CvGfp- faceta indireta em cerâmica feldspática com pino de fibra de vidro; CcGfp- coroa total em cerâmica feldspática com pino de fibra de vidro. : Os dentes foram tratados endodonticamente e receberam 2 cavidades Classe III padronizadas nas superfícies mesial e distal, para simular destruição coronária. Em seguida, os dentes foram restaurados sem pino de fibra de vidro e com pino de fibra de vidro (Gfp), e 4 tipos de técnicas restauradoras: resina composta direta (Rc), faceta direta em resina composta (Dcv), faceta indireta de cerâmica feldspática (Cv) e coroa total de cerâmica feldspática (Cc). As amostras foram submetidas ao envelhecimento por meio de ciclagem térmica (5 - 37 - 55 °C). A deformação radicular nas faces proximal e vestibular foi mensurada por meio de extensômetros fixados na dentina, sob carregamento até 100 N a 0,5 mm/min aplicado com inclinação de 135° ao longo eixo do dente. Posteriormente as amostras foram submetidas a carregamento até a fratura. Os dados de deformação e resistência à fratura foram submetidos à análise de variância em fator único e para os grupos restaurados empregou-se análise de variância fatorial (4x2), seguida pelo teste de Tukey ($\alpha=,05$). A análise de variância em fator único mostrou diferença significativa entre os

grupos ($P=,000$), no qual o grupo controle e os grupos restaurados com resina composta direta com ou sem pino, apresentaram os valores mais altos de resistência à fratura. A análise de variância fatorial não mostrou diferença significativa para a presença de pino ($P=,959$). Os valores de deformação proximal foram mais altos no grupo controle e nos grupos com resina composta e baixo em grupos restaurados com cerâmica feldspática. A presença de pino de fibra de vidro não aumentou a resistência à fratura dos incisivos tratados endodonticamente. Restaurações conservadoras com resina composta apresentaram os maiores valores de resistência à fratura.

Palavras chave: incisivos tratados endodonticamente, pinos de fibra de vidro, resistência à fratura, extensometria.

ABSTRACT

Unresolved controversy exists concerning the the most appropriate technique used to restore endodontic treated teeth. The purpose of this study was to evaluate the effect of four types of restorations associated or not with glass fiber post after thermal cycling on the strain, fracture resistance, and fracture mode of endodontically treated human incisors. Ninety human maxillary central incisors with similar dimensions were selected and distributed in 9 groups (n=10), one control group (IT) and 8 treatment groups Rc- composite resin without fiber post; Dcv- direct composite veneer without fiber post; Cv- feldspathic ceramic veneer without fiber post; Cc- feldspathic ceramic crown without fiber post; RcGfp- composite resin with fiber post; DcvGfp- direct composite veneer with fiber post; CvGfp- feldspathic ceramic veneer with fiber post; CcGfp- feldspathic ceramic crown with fiber post. The teeth were endodontic treated and received two large class III preparation simulating coronal destruction, then were restored without glass fiber post or with glass fiber post (Gfp) and four restorative techniques: direct composite resin (Rc), direct composite veneer (Dcv), feldspathic ceramic veneer (Cv) and feldspathic ceramic crown (Cc). Following artificial aging by thermal cycling, the buccal and proximal strain were measured by strain-gauges attached on external dentin, under load of 100 N at 0.5 mm/min applied with inclination of 135° to the long axis of the tooth. Specimens were subsequently loaded to the point of fracture. Strain and fracture resistance results were analyzed by one-way and two-way ANOVA (4x2), followed by the Tukey HSD tests ($\alpha=.05$). One-way analysis showed significant difference ($P=.000$). among all groups with respect to fracture resistance values, test showed that intact teeth and teeth restored with composite resin, irrespective of post presence, presented significant higher resistance to fracture. Two-way analyses showed no significant differences for system post ($P=.959$). Proximal strain values were higher in control and composite resin groups; and lower in feldspathic ceramic groups. The presence of glass fiber post did not increase fracture resistance of endodontically treated incisors. Conservative composite resin restoration presented higher fracture resistance values.

Key words: endodontically treated incisors, glass fiber post, fracture resistance, strain gauge measurement.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente freqüentemente requerem retentores intra-radulares para realização de procedimentos restauradores, devido às grandes perdas de estrutura dental causada por cárie ou acessos endodônticos à cavidade (Heydecke et al., 2002b; Bateman et al., 2003). A preservação da estrutura dental constitui fator importante para prevenir complicações com retentores intra-radulares (Fernandes & Dessai, 2001; Segestrom et al., 2006; Salvi et al., 2007; Turker et al., 2007; Fokkinga et al., 2007). Uma vez que estes podem interferir na resistência mecânica do dente, aumentando o risco de dano da estrutura dental remanescente (Akkayan & Gulmez, 2002).

A introdução dos pinos de fibra de carbono ou de vidro surgiu como alternativa aos pinos metálicos para restauração de dentes tratados endodonticamente (Schwartz & Robbins, 2004; Monticelli et al., 2006; Vano et al., 2006), já que os pinos de fibra apresentam módulo de elasticidade similar ao da dentina (Peters et al., 1983; Dietschi et al., 2007), favorecendo a distribuição de tensões e minimizando fraturas catastróficas (Heydecke et al., 2002b; Pegoretti et al., 2002; Newman et al., 2003; Santos-Filho et al., 2008). Materiais com baixo módulo de elasticidade como a fibra e a resina epóxica, constituintes do pino de fibra de vidro, acompanham os movimentos de flexão natural do dente, reduzindo a concentração de tensão nas interfaces, capacitando o complexo restaurador a mimetizar o comportamento biomecânico de dentes hígidos (Zarone et al., 2006; Silva, 2007; Santos-Filho et al., 2008).

Determinadas situações clínicas geram dúvidas para os profissionais sobre qual o melhor planejamento reabilitador, principalmente em dentes tratados endodonticamente, onde já se verifica perda de estrutura dental. Muitas vezes o clínico se depara com situações de dentes anteriores com lesões classe III, envolvendo a face mesial e distal, com presença de tratamento endodôntico e, por conseguinte a perda do teto e ampliação da câmara pulpar. Na elaboração do

planejamento reabilitador destes casos, é freqüente o questionamento quanto ao limite entre a indicação de procedimento reabilitador direto ou indireto e se há necessidade ou não de retentor intra-radicular. Recuperar a condição de tensão-deformação mais próxima do dente hígido é necessário na restauração de dentes tratados endodonticamente. A escolha do material restaurador apropriado deve ser baseada na quantidade de estrutura dental remanescente assim como também pelas considerações estéticas e funcionais (Signore et al., 2009). Diferentes técnicas e materiais restauradores têm sido utilizados para este propósito. O uso de resina composta tem se tornado rotineiro na prática clínica, mas estes materiais estão propensos a sofrer degradações na cavidade oral (Gresnigt & Ozcan, 2007).

No entanto, existem poucos estudos avaliando as diferentes possibilidades de tratamento de dentes anteriores tratados endodonticamente, com extensas lesões cariosas proximais. Além disso, em muitos casos, estes dentes ainda estão acometidos por alterações cromáticas que podem indicar a extensão do preparo para o recobrimento da face vestibular por meio de indicação de facetas diretas ou indiretas. Nestas condições outro questionamento é gerado, se há necessidade de inserção de retentor e se a preservação de estrutura dental de forma parcial em relação à indicação de coroa total é mesmo a melhor opção.

Faceta direta em resina composta tem sido indicada como um tratamento estético e conservador em diversos cenários clínicos (Baratieri et al., 2000), como presença de alterações de cor nos dentes ou transformações dentais (Peumans et al., 2000). No entanto estes materiais apresentam longevidade limitada já que podem sofrer pigmentações superficiais, desgastes e maior tendência à infiltrações marginais (Peumans et al., 2000; Gresnigt & Ozcan, 2007). Com a evolução dos materiais cerâmicos e cimentos resinosos, a cimentação destes materiais à estrutura dental tem se mostrado satisfatória (Borges et al., 2003; Chun et al., 2010), melhorando a resistência à fratura (Peumans et al., 2000; Potiket et al., 2004) e oferecendo uma boa

alternativa para o restabelecimento das condições estéticas (Strub & Beschmidt, 1998; Ozcan & Mese, 2009; Barnes et al., 2010). Faceta indireta em cerâmica tem sido introduzida durante a última década com a finalidade de oferecer tratamento mais duradouro e com estética elevada (Peumans et al., 2000; Castelnuovo et al., 2000; Mahn & Polack, 2009). No entanto, cerâmicas feldspáticas ainda muito utilizadas, apresentam alto potencial de fraturas catastróficas no material (Castelnuovo et al., 2000). Adicionalmente, os preparos para coroas totais são mais invasivos envolvendo remoção considerável de estrutura dental sadia em dentes com remanescente coronário parcialmente debilitado (Groten et al., 2007).

A busca por alternativas aos ensaios clínicos, que demandam alto custo e maior tempo de execução, tem aumentado devido à enorme velocidade com que novos materiais e técnicas são lançados no mercado (Magne et al., 2007), tornando importante o uso de ensaios experimentais. Porém, o emprego apenas de metodologias destrutivas, como ensaios de resistência à fratura muitas vezes não são suficientes para embasar respostas que tenham impacto direto na aplicação clínica (Soares et al., 2006). Desta forma, a associação de metodologias se torna necessária. O estabelecimento de metodologias empregando diferentes formas de fadiga em amostras a serem utilizadas em ensaios mecânicos se faz importante em avaliações *in vitro*, visto que o emprego de ciclos térmicos possibilita a simulação de alguns desafios clínicos aos quais diferentes materiais restauradores e substratos dentários são expostos (Davidson & Abdalla, 1994). Geralmente o uso de ciclagem térmica em materiais restauradores é indicado para acelerar o processo de degradação destes materiais, que pode causar diminuição significativa das propriedades mecânicas na estrutura (Hahnel et al., 2010; Naumann et al., 2010) e também na resistência de união (Fischer et al., 2009). No entanto, é difícil correlacionar os diferentes estudos que empregam esta metodologia, pois existe variação em relação ao emprego das temperaturas dos banhos de imersão, à quantidade de ciclos, ao tempo

de imersão em cada banho e à presença de banhos intermediários (Gale & Darvell, 1999).

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

Neste contexto, parece pertinente avaliar o efeito de técnicas restauradoras diretas e indiretas e inserção de retentores intra-radiculares após a ciclagem térmica no comportamento biomecânico de incisivos estruturalmente debilitados e tratados endodonticamente, por meio de análise de deformação, resistência à fratura e padrão de fratura. Desta forma, gera-se a hipótese neste estudo de que o comportamento mecânico (expressado como deformação e resistência à fratura) de dentes anteriores tratados endodonticamente não é afetado pelas diferentes técnicas restauradoras e presença de pino de fibra de vidro.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Dentes tratados endodonticamente e procedimento reabilitador

No ano de 1998, Strub & Beschmidt, avaliaram a resistência à fratura de 5 sistemas diferentes de coroas livres de metal, antes e após a carga cíclica. Foram utilizados 60 incisivos divididos em 6 grupos (n=10): Grupo A: coroas metalocerâmicas; Grupo B: coroas de In Ceram; Grupo C: IPS Empress (técnica de pigmentação); Grupo D: IPS Empress (técnica de cobertura); Grupo E: coroas com cerâmica feldspática Celay e Grupo F: coroas Celay in Ceram. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso dual (Variolink). Metade das amostras (5 coroas em cada grupo) foram submetidas a fadiga mecânica e ciclagem térmica. Todas as amostras foram submetidas a ensaio de fratura em máquina de ensaio universal. Os resultados mostraram que a simulação cíclica e ciclagem térmica diminuem significativamente a resistência à fratura de todos os grupos testados. Os autores concluíram que todas as cerâmicas livres de metal podem ser usadas para restaurações anteriores. Entretanto, investigações in vivo para os sistemas cerâmicos livres de metal deveriam ser mais bem analisadas antes de serem utilizadas como rotina clínica.

Em uma revisão de literatura escrita por Gale & Darvell em 1999, foram analisados alguns aspectos importantes referentes à ciclagem térmica. Os autores fizeram um levantamento bibliográfico de 130 estudos que incluíam a ciclagem térmica em suas metodologias. Verificaram uma grande variação no que diz respeito ao número de ciclos (com trabalho empregando apenas 1 ciclo e outro 1.000.000), temperatura dos banhos (variando de 0 a 36°C no banho frio e de 40 a 100°C no banho quente) e tempo de imersão empregado (variando de 4 segundos a 20 minutos), dificultando uma comparação entre os estudos.

Castelnuovo et al. (2000), propuseram estudo para avaliar quatro tipos de preparos para facetas que foram cimentadas com cimento resinoso em 50 incisivos centrais divididos em 5 grupos. O desenho do preparo foi padronizado da seguinte maneira: sem redução incisal, 2mm de redução incisal

sem chanfrado na face palatina, 1 mm de redução incisal e chanfrado na face palatina com 1 mm, 4 mm de redução incisal e chanfrado na face palatina com 1 mm e o grupo controle sem preparo. O material utilizado para as restaurações foi a cerâmica IPS Empress. O teste de análise de variância para comparação múltipla revelou que os grupos 1 e 2 não tiveram fraturas, no grupo 3 houve a fratura de três facetas e no grupo 4 fraturaram 6 facetas. Concluíram que os grupos 1 e 2 (sem redução incisal e com 2 mm de redução incisal sem chanfrado na face palatina) obtiveram melhores resultados quando comparado com o dente natural, não preparado.

No mesmo ano, Baratieri et al., avaliaram se (1) os preparos para faceta no esmalte ou no esmalte/dentina enfraquecem os incisivos superiores tratados endodonticamente, (2) as restaurações com facetas diretas em resina composta restabelecem a resistência de dentes não preparados, e se (3) o uso de pinos metálicos pré-fabricados aumenta a resistência à fratura dos dentes preparados e restaurados. Noventa incisivos centrais superiores tratados endodonticamente foram divididos em 8 grupos experimentais (preparo de faceta em esmalte ou dentina, com ou sem pino e com ou sem restauração de faceta direta) e um grupo controle (n= 10). As amostras foram submetidas a teste de resistência à fratura em máquina de ensaio universal (2,5mm/min). Os resultados mostraram que um preparo conservador para faceta direta não diminui a resistência à fratura dos dentes testados, além disso, a adesão de facetas diretas em resina composta com preparos em esmalte apresentou valores mais altos de resistência à fratura que dentes com preparos em dentina. O uso de pinos não melhorou a resistência à fratura de incisivos tratados endodonticamente, seu uso deve ser restrito a situações onde a porção coronária é insuficiente para reter uma adequada restauração.

Descrevendo uma revisão de literatura que envolve parâmetros de relevância clínica sobre facetas de cerâmica nos últimos 10 anos, Peumans et al. (2000), descreveram que este tratamento restaurador tem se tornado popular por ser uma opção estética e conservadora para dentes anteriores.

Vários pontos são abordados tais como o preparo do dente para facetas de cerâmica, a seleção e o tipo de sistema para cimentação, a qualidade da adaptação marginal, a microinfiltração, a resposta periodontal, e as características estéticas das restaurações. O sucesso da faceta de cerâmica se deve principalmente a complexa adesão entre dente/cimento/restauração, para isto deve ser realizado um correto processo de condicionamento da restauração e utilização de adequado agente de cimentação. A manutenção da estética de facetas de cerâmica a médio e longo prazo foi excelente, a satisfação do paciente foi alta e não apresentaram nenhum efeito adverso na saúde gengival de pacientes com boa higiene oral. As falhas principais destas restaurações foram descritas como uma discrepância marginal relativamente grande, e uma insuficiente resistência ao desgaste do cimento resinoso. Embora estas falhas não tenham nenhum impacto direto no sucesso clínico de facetas de cerâmica em médio prazo, sua influência no desempenho clínico em longo prazo é ainda desconhecida, conseqüentemente são necessários estudos futuros.

Fernandes & Dessai, em 2001, realizaram revisão de literatura de fatores que afetam a resistência à fratura de dentes restaurados com retentores intra-radulares, entre os anos de 1960 e 2000. Os artigos foram selecionados com base na relação de tensões e resistência à fratura de pinos intra-radulares e na corrosão de pinos e a relação com fraturas radulares. Diversos temas foram abordados nos artigos analisados: distribuição de tensões durante a inserção e função de pinos, comprimento e diâmetro do pino, quantidade de dentina remanescente, material constituinte e biocompatibilidade, posição dental, entre outros. De todos os fatores encontrados, configuração da coroa, carga oclusal e uso de dentes tratados foram considerados com influência direta na longevidade de dentes restaurados. Algumas das considerações finais dos autores foram: a preservação da estrutura dental remanescente, pinos intra-radulares devem ser usados apenas quando existe a necessidade de retenção de material do núcleo de preenchimento, mas não com a intenção de reforço do dente tratado

endodonticamente. Previamente a restauração, aconselhou-se realizar avaliação das forças funcionais e parafuncionais, entretanto, indicaram a realização de estudos clínicos prospectivos controlados.

Em 2002, Akkayan & Gulmez, compararam o efeito de 3 sistemas de retentores intra-radulares estéticos e 1 em titânio na resistência e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente. Os autores utilizaram 40 caninos humanos que tiveram suas coroas removidas e foram tratados endodonticamente. Os dentes foram restaurados com pinos de titânio, zircônia, fibra de quartzo e fibra de vidro. Todos os pinos foram cimentados com sistema adesivo Single Bond e cimento resinoso dual RelyX ARC. Todos os dentes foram restaurados com núcleos de preenchimento em resina composta e coroas metálicas cimentadas com cimento ionômero de vidro. Cada amostra foi incluída em resina acrílica e submetida a ensaio de compressão tangencial até a fratura. Os resultados encontrados demonstram que dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo exibiram resistência à fratura ($P < ,001$) significante maior que os outros grupos. Dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e zircônia foram estatisticamente similares. Fraturas que permitiriam reparo dos dentes foram observadas nos grupos de pinos de fibra de vidro e quartzo, enquanto fraturas catastróficas e não restauráveis foram observadas nos grupos de pinos de titânio e zircônia. Os autores concluíram que valores de resistência à fratura significativamente maiores, foram encontrados para raízes restauradas com pinos de fibra de quartzo e fraturas passíveis de reparo foram encontradas em dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo e fibra de vidro.

Com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes sistemas de retenção intraradicular após a aplicação de ciclagem mecânica, Heydecke et al. (2002a) selecionaram 64 incisivos centrais superiores humanos, os quais foram tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos: G1- pinos de titânio associados a núcleos de preenchimento em resina composta fotopolimerizável;

G2- pinos de zircônia associados a núcleos de preenchimento em resina composta fotopolimerizável; G3- pinos de zircônia associados a núcleos de preenchimento em cerâmica; G4- núcleos metálicos fundidos em ouro. Após a cimentação dos pinos no interior do canal radicular com cimento resinoso e instalação de coroas metálicas de cobertura total, os corpos-de-prova foram submetidos a 1,2 milhões de ciclos de carga, a frequência de 1,3Hz e 30N de carga em máquina simuladora do processo mastigatório. Simultaneamente ao ensaio de ciclagem mecânica, os corpos-de-prova foram expostos à ciclagem térmica, em banhos de 5°C e 55°C durante um minuto cada, com intervalo de 12 segundos entre cada banho. Todos os corpos-de-prova que não fraturaram durante a ciclagem mecânica foram então carregados tangencialmente até a fratura em máquina de ensaio universal, com velocidade de 1,5mm/min, em angulação de 130° em relação ao longo eixo do dente. Os autores não verificaram diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência à fratura entre todos os grupos. Porém, os grupos restaurados com pinos de zircônia apresentaram menor índice de fraturas radiculares catastróficas, sem apresentar diferença estatística com relação aos demais grupos. A maioria das fraturas envolveu margem coronária lingual e estenderam para o terço incisal da superfície radicular vestibular.

Em 2003, Newman et al. relataram que pinos de fibras envolvidos por resina, apesar de poucas informações em relação às propriedades físicas desses sistemas de pinos, estão sendo utilizados clinicamente por muitos profissionais. Eles compararam, in vitro, a resistência e o padrão de fratura de incisivos centrais superiores restaurados utilizando-se três sistemas de pinos de compósito reforçados por fibra. Noventa dentes foram distribuídos entre oito grupos experimentais e um grupo controle de pino de aço inoxidável (Parapost) (n=10). Oitenta dentes foram separados em dois grupos principais denominados canais “estritos” e “alargados”. Para os grupos dos canais “estritos” os espaços para os pinos foram preparados com as brocas correspondentes aos sistemas utilizados: Fibrekor, Luscent Anchors e Ribbond com 1,5 1,6 e 2,0 mm de diâmetro respectivamente. Para o grupo dos canais

“alargados” uma ponta diamantada foi utilizada para ampliar o canal radicular em aproximadamente 2 mm, também os pinos Fibrekor, Luscent Anchors e Ribbond com 1,5; 1,6 e 2,0 mm de diâmetro respectivamente foram cimentados. Foram utilizados 20 pinos adicionais Ribbond com as porções coronárias de formato e tamanho diferentes (2 tipos), denominados “Ribbond não padronizados”. Foi simulado o ligamento periodontal e as amostras receberam carregamento tangencial em máquina de ensaio universal a 0,05 cm/min até que a falha ocorresse. O estudo mostrou que o valor de resistência à fratura de dentes restaurados com pinos de aço inoxidável foi significativamente maior que todos os pinos de fibra estudados. Entretanto, o padrão de fratura ou deflexão dos pinos reforçados por fibras demonstrou que eles são protetores do remanescente de estrutura dentária. Os autores concluíram ainda que o uso dessa nova geração de pinos é promissor; entretanto, estudos clínicos longitudinais são necessários para avaliar seu desempenho.

Em revisão de literatura sobre colocação de pinos intra-radulares, Schwartz & Robbins (2004), enfatizaram elementos decisivos para a restauração de dentes tratados endodonticamente. O objetivo do trabalho foi apresentar princípios baseados em evidências nas perspectivas restauradoras e endodônticas. Apesar de estudos recentes discutirem essa idéia, é consenso que a perda estrutural dentária associada ao preparo para acesso endodôntico favorece maior ocorrência de fraturas em dentes tratados endodonticamente quando comparado a dentes vitais. Sobre a indicação de pinos intra-radulares, os autores reiteram o objetivo primário de retenção do material do núcleo de preenchimento, indicando grau de risco durante o preparo do espaço para sua cimentação. Dessa forma, devem ser indicados apenas quando opções naturais não estão disponíveis para retenção. A necessidade e indicação de pinos variam de acordo com a posição do dente no arco e o tipo de força que incide sobre ele. Defini-se então que a quantidade de remanescente coronário e o requerimento funcional dentário determinam a necessidade de pinos para dentes anteriores, uma vez que estes recebem

principalmente forças laterais e cisalhantes. Mais uma vez, o remanescente coronário estrutural e a demanda funcional são os fatores determinantes para a indicação. Relacionando alguns fatores importantes para a resistência da restauração, os autores enfatizam o modo de fratura. Todos os sistemas de pinos apresentam a mesma porcentagem de falhas clínicas; no entanto, alguns causam maior incidência de falhas não restauráveis. Por exemplo, dentes restaurados com pinos menos rígidos, como pinos de fibra, tendem causar fraturas passíveis de restauração. A possibilidade de recuperação ou reabilitação deve ser considerada durante o planejamento de restauração com pinos intra-radulares, não só por possível falha da restauração, mas também do tratamento endodôntico, sobre o qual o pino é instalado. Nesta revisão de literatura, os autores categorizaram os pinos em ativos ou passivos, cônicos ou paralelos e de acordo com o material constituinte. Na década de 90 pinos de fibra começaram a ser introduzidos na prática clínica devido a sua principal vantagem: módulo de elasticidade próximo ao da dentina. Devido a sua maior flexibilidade quando comparado a pinos metálicos e a capacidade de adesão ao cimento resinoso e, conseqüentemente à dentina, as tensões geradas pelas forças mastigatórias são distribuídas mais uniformemente na raiz, resultando em menos fraturas radulares. Relacionado ao preparo dentário para instalação de pinos, os autores concluem que mínimo desgaste deve ser idealizado durante as etapas de tratamento do canal e alívio para o pino. Na maioria dos casos, o preparo para o espaço do pino, deveria ser realizado pelo mesmo operador que realizou o tratamento endodôntico, devido à intimidade com a anatomia intra-radicular. A guta-percha deve ser removida com instrumentos aquecidos e, para maior eficiência, instrumentos rotatórios. Quatro ou cinco milímetros de guta-percha devem ser conservados no ápice do dente para manutenção do selamento apical. Após discussão de alguns princípios básicos para restauração de dentes tratados endodonticamente, os autores concluem que a maioria dos sistemas de pinos intra-radulares pode ser usada com sucesso, se esses princípios forem seguidos, no entanto alguns pinos devem ser excluídos devido à inadequada resistência e dificuldade de reparo. Pinos de fibra provavelmente continuarão aumentando sua quantidade

de uso, dentro da hipótese de que estudos clínicos em longo prazo relatarão níveis de sucesso similares aos de curto prazo já publicados.

A proposta do estudo de Potiket et al. (2004), foi avaliar e comparar a resistência à fratura de coroas feitas de três tipos diferentes de dois sistemas de cerâmica: coroas com coping de óxido de alumínio de 0,4mm e 0,6mm e coping de zircônia de 0,6mm e coroas metalo-cerâmicas. Então, 40 incisivos centrais superiores foram divididos em quatro grupos. Os dentes apresentavam férula de 1mm de altura. Não foi observada diferença significativa na resistência à fratura de dentes restaurados com coroas totais cerâmicas e metalo-cerâmicas. E todas as amostras apresentaram fratura severa do dente e/ou coroa. Assim, coroas totais cerâmicas podem ser consideradas restaurações alternativas para áreas altamente estéticas.

Yoldas et al. (2005), estudaram a distribuição de tensões de diferentes sistemas de pinos e núcleos no terço cervical de canais radiculares alargados criados artificialmente, usando extensômetros. Os sistemas de pinos e núcleos investigados foram: (a) pino e núcleo metálico sem reforço de resina, (b) pino e núcleo metálico com reforço de resina na raiz, (c) pino pré-fabricado com núcleo de resina e reforço de resina na raiz. Os sistemas de pinos e núcleos foram cimentados nas raízes artificiais e foram submetidos a carregamento até 100N (1mm/min) em ângulo de 45° com respeito ao longo eixo. Os extensômetros foram cimentados no terço cervical das raízes artificiais e conectados a placa de aquisição de dados para análise das deformações. As amostras restauradas utilizando resina (grupos b e c) apresentaram valores baixos de deformação comparados com o grupo pino e núcleo metálico. Os autores concluíram que o uso de resina composta reduziu as tensões transmitidas na raiz. Os autores explicam que quando cargas são aplicadas no longo eixo, tensões de tração e compressão acontecem na superfície vestibular ou lingual do terço cervical da raiz. As propriedades mecânicas dos materiais que são utilizados na restauração de dentes tratados endodonticamente podem

influenciar nesta distribuição de tensões; a resina composta apresenta propriedades similares à dentina.

Soares et al. (2005a), publicaram artigo fundamental para nortear o método e os materiais empregados para simulação da movimentação do dente no interior do alvéolo. Os autores compararam a resistência à fratura de incisivos bovinos, inseridos em alvéolo artificial de resina acrílica ou resina de poliestireno, com ligamento periodontal simulado com três materiais: poliéter; polissulfeto e borracha de poliuretano. O conjunto foi submetido à carga de compressão tangencial na borda incisal dos dentes, a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura dentária. Os padrões de fratura foram analisados em quatro diferentes níveis: 1 – fratura coronária; 2 – fratura na junção cimento-esmalte; fratura radicular parcial; 4 – fratura radicular total. Os autores encontraram diferença estatisticamente significativa entre os métodos de inclusão, principalmente em relação aos padrões de fratura e concluíram que a simulação do ligamento periodontal é fundamental, sendo que a associação da resina de poliestireno para inclusão e o material à base de poliéter (Impregum F) parece ser o método mais adequado de inclusão de dentes em ensaios de resistência à fratura. Além de observarem que existe grande influência da simulação do ligamento periodontal no padrão de fratura e que padrões de fratura mais homogêneos foram observados quando a inclusão foi realizada em resina de poliestireno, os autores comentaram outros pontos que devem ser considerados no delineamento de um trabalho experimental *in vitro*. Fatores como modo de aplicação de carga, velocidade do teste e inclusão do dente devem ser padronizados em teste *in vitro*, para melhor representação de situações clínicas. Os autores também afirmam que a distribuição do padrão de fratura é o principal parâmetro em análises comparativas, uma vez que apenas os valores de resistência à fratura observados em estudos *in vitro* parecem ser diferentes dos valores *intra-orais* observados quando um dente fratura.

Barjau-Escribano et al. (2006), avaliaram a resistência à fratura e distribuição de tensões em incisivos superiores restaurados com diferentes

sistemas de pinos intra-radulares. O efeito do uso de dois materiais diferentes (fibra de vidro e aço inoxidável) com módulo de elasticidade significativamente diferente foi estudado. Primeiramente, teste experimental de resistência à fratura foi executado. Os dentes eram seccionados na junção cimento-esmalte tratados endodonticamente e restaurados com pinos e coroas. Em seguida, o método de elementos finitos foi associado para verificar o padrão de distribuição de tensões no dente restaurado. Os resultados indicaram que os dentes restaurados com pinos de aço inoxidável necessitaram de força significativamente menor para a falha do que os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro. Os pinos de aço inoxidável induziram maior concentração de tensões, indicando pior desempenho biomecânico. Assim, os autores concluíram que os sistemas de pino, em que o módulo de elasticidade seja similar ao da dentina têm melhor desempenho biomecânico.

Também no ano de 2006, Zarone et al. estudaram, pelo método de elementos finitos, o comportamento biomecânico de incisivo central superior restaurado com pino e coroa comparado com o dente hígido. Foi aplicada no modelo tri-dimensional do incisivo, força estática arbitrária de 10 N, num ângulo de 125° em relação à superfície palatina da coroa. Diferentes materiais e configurações foram testados: núcleos de resina composta, alumina sinterizada, cerâmica feldspática; e restaurações com pino de fibra de vidro com coroa em cerâmica feldspática e coroa em cerâmica com alumina. Os autores observaram que materiais com alto módulo de elasticidade alteram fortemente o comportamento biomecânico comparado com o dente natural. As áreas críticas de concentração de tensões são: interface entre restauração, cimento e dentina; canal radicular e superfície vestibular e lingual. Os materiais com propriedades mecânicas semelhantes àquelas da dentina melhoram o comportamento biomecânico do dente restaurado, reduzindo as áreas de concentração de tensões.

Naumann et al. (2006), avaliaram a resistência á fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra

de vidro/preenchimento em resina composta e coroa cerâmica (IPS Empress II). Os dentes que apresentavam preparo com férula de 2,0mm variando: G1: (controle) circunferência de 360°; G2: férula na porção palatina- representando aspecto de sobrecarga oclusal; G3: férula na porção vestibular- representando aspecto de injúria traumática; G4: férula com ausência nas proximais- simulando tratamento por cárie. As amostras foram submetidas à ciclagem mecânica (carga 50-N) com 1 200 000 ciclos e térmica (5°C a 55°C) com 6000 ciclos. Foi realizado ensaio de resistência à fratura em máquina de teste universal (1mm/min). Os autores verificaram que a resistência à fratura é dependente do grau de conservação de estrutura dental. A presença incompleta de porção da férula coronária (perda da parte vestibular ou palatina, interrupção das proximais) de dente tratado endodonticamente restaurado com pino e preenchimento está associada com maior variação em capacidade de resistência.

Soares et al., em 2006, avaliaram a influência da configuração do preparo cavitário na resistência à fratura de molares restaurados com restaurações indiretas estéticas. Noventa molares inferiores humanos hígidos foram selecionados e divididos em 9 grupos: (IT) dentes hígidos; (Csl) inlay conservador; (Exl) inlay extenso; (CsO/mb) onlay com abertura conservadora com cobertura da cúspide méso-vestibular; (ExO/mb) onlay com abertura extensa com cobertura da cúspide méso-vestibular; (CsO/b) onlay com abertura conservadora com cobertura de todas as cúspides vestibulares; (ExO/b) onlay com abertura extensa com cobertura de todas as cúspides vestibulares; (CsO/t) overlay com abertura conservadora cobertura de todas as cúspides; (ExO/t) overlay com abertura extensa cobertura de todas as cúspides. Os dentes foram moldados, as restaurações confeccionadas em cerâmica, Cergogold (Degussa), e então fixadas adesivamente. As amostras foram submetidas ao ensaio de fratura em máquina de ensaio universal. Anova em fator único mostrou que o grupo de dentes hígidos apresentou resistência significativamente superior aos demais grupos. Verificou-se significância para o fator tipo de preparo, para a interação entre os fatores extensão e não houve

significância para o fator extensão isoladamente. O modo de fratura observado para todos os grupos tende a envolver somente as restaurações. Os autores concluem que a cobertura de cúspides não incrementa a resistência à fratura de dentes posteriores restaurados com cerâmica reforçada por leucita.

Objetivando comparar a resistência à fratura de facetas diretas e indiretas de resina composta e avaliar o efeito da utilização de fibra de vidro de reforço bidirecional na interface da cimentação, Gresnigt & Ozcan, em 2007, utilizaram 50 caninos (n= 10) com preparos para facetas numa profundidade de desgaste de 0,7mm. Quarenta facetas indiretas (Esteria) e 10 facetas diretas (Quadrant Anterior Shine) foram preparadas de acordo com as instruções do fabricante. A fibra de vidro de reforço (Everstick) de 0,06mm era aplicada em posições diferentes na relação da cimentação. O grupo de controle não recebeu nenhuma fibra. As amostras foram submetidas a carregamento aplicado na borda incisal com inclinação de 137° em máquina de teste universal (1mm/min). A análise do padrão de falha mostrou principalmente fratura coesiva da restauração (20/50) e falha adesiva na interface cimentação/faceta com exposição da fibra (19/50); com cobertura de mais do que a metade das restaurações. Facetas diretas e indiretas de resina composta mostraram valores comparáveis de resistência à fratura. O uso de fibra de vidro de reforço bidirecional não aumentou a resistência à fratura de facetas.

Santos-Filho et al., em 2008, avaliaram a influência de diferentes extensões e tipos de retentores intra-radulares na deformação por meio do método de extensometria e resistência à fratura de cento e trinta e cinco raízes de incisivos bovinos tratadas endodonticamente. Essas raízes foram restauradas com três tipos de pinos (pino de fibra de vidro associado a preenchimento em resina composta; pino pré-fabricado metálico associado a preenchimento em resina composta e núcleo metálico fundido em liga de Níquel-Cromo) e coroa metálica em liga de Níquel-Cromo. A extensão dos pinos foi de: 5,0mm, 7,5mm e 10mm. Foi relatado que a deformação foi sempre maior na face vestibular independente do tipo e extensão do retentor. A

diminuição da extensão do pino para 5,0mm nos dentes restaurados com núcleo metálico fundido e pino pré-fabricado metálico resultou em aumento significativo da deformação, principalmente na face proximal. Os valores de resistência indicaram que a extensão do pino foi fator significativo para estes dentes e não significativa para os restaurados com pino de fibra de vidro e o padrão de falha envolveu pino e preenchimento. E nos dentes restaurados com núcleo fundido e pino pré-fabricado metálico prevaleceu fratura radicular. Na extensão de 10,0mm o núcleo metálico demonstrou maior resistência à fratura do que o pino de fibra de vidro, porém este apresentou efetividade nas três extensões estudadas, sendo superior aos pinos pré-fabricados metálicos na extensão de 5,0mm. Os pinos pré-fabricados metálicos apresentaram padrão de falha desfavorável envolvendo fraturas radiculares, enquanto os pinos de fibra de vidro apresentaram fraturas envolvendo núcleo de preenchimento com maior facilidade de reparo.

Soares e colaboradores (2008a) disponibilizaram estudo dividido em duas partes avaliando a resistência à fratura, distribuição de tensões e deformação de pré-molares superiores humanos restaurados com diferentes materiais. Foi demonstrado pelos autores que o grupo controle apresentou os maiores resultados de resistência à fratura e que os grupos restaurados apresentaram melhores resultados de resistência que os grupos não restaurados. Os grupos que foram restaurados com técnicas adesivas apresentaram melhores resultados que os que utilizaram técnicas restauradoras não-adesivas. Além disso, pode-se observar que os grupos que não foram restaurados ou foram restaurados com amálgama ou resina laboratorial apresentaram prevalência de fraturas catastróficas diferentemente dos grupos com dentes hígidos ou restaurados com cerâmica reforçada por leucita que apresentaram fraturas menos severas. No grupo restaurado com resina composta não se observou prevalência de nenhum dos tipos de fratura. Os autores concluíram que dentes com maior quantidade de tecido dental remanescente ou restaurados com técnicas adesivas apresentam melhores resultados de resistência à fratura.

O trabalho de Soares et al. (2008b) foi utilizado para definição do protocolo de colagem de extensômetros na estrutura dentária. Os autores avaliaram a deformação de cúspide e distribuição de tensões em pré-molares superiores humanos tratados endodonticamente, com preparos cavitários para restaurações diretas e indiretas restaurados com amálgama, resina composta, resina laboratorial e cerâmica. Para fixação dos extensômetros foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dentária com adesivo de cianoacrilato e fios conectados ao sistema de aquisição de dados em meia ponte e ponte completa, com dois extensômetros fixados em outro dente fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por temperatura. Os corpos-de-prova foram submetidos a carregamento axial de compressão de 150 N em máquina de ensaio mecânico (0,5 mm/min). O tipo de preparo e material restaurador influenciou diretamente na deformação de cúspides. A análise por elementos finitos bidimensional também mostrou que a remoção de estrutura dental e o tipo de material restaurador alteraram o padrão de distribuição de tensões dos modelos numéricos. Os autores concluíram que as amostras com restaurações adesivas se comportaram biomecanicamente de forma similar aos dentes hígidos, enquanto que o comportamento dos dentes restaurados com amálgama foi mais parecido com o comportamento observado nos dentes com preparos sem restauração. Estes relatos correlacionam diretamente com os padrões de fratura observados na parte I do mesmo estudo.

Ozcan & Mese, em 2009, avaliaram a resistência à fratura e os tipos de falhas de facetas indiretas em resina composta (Estenia) em dentes com presença de restaurações Classe III que foram condicionadas de acordo com diferentes tipos de protocolos. Na superfície mesial e distal de incisivos centrais superiores, foram preparadas cavidades Classe III (3x3mm) e restauradas com resina composta (Quadrant Anterior Shine). Os dentes não restaurados, grupo controle (n=10), e os dentes restaurados (n=50) foram submetidos à ciclagem

térmica (5°C a 55°C) com 6000 ciclos. Depois, receberam um dos protocolos de condicionamento: (1) jateamento com partículas de alumínio e sílica (30 µm SiO₂, CoJet) + silanização, (2) jateamento com óxido de alumínio (50 µm, Al₂O₃) + silanização, (3) ácido hidrofúorídrico 9.5% (HF) por 90s (Ultradent) + silanização e (4) protocolo de Clearfil Repair Kit, (5) adesivo (Quadrant Unibond Sealer). Foi utilizado sistema adesivo de 3 passos e cimento resinoso dual (Panavia F 2.0). As superfícies internas das restaurações foram condicionadas (CoJet-Stand, 30 µm SiO₂) e silanizadas (ESPE-Sil). As amostras foram submetidas a carregamento aplicado na borda incisal com inclinação de 137° em máquina de teste universal (1mm/min). A resistência à fratura das restaurações testadas não mostraram diferenças significativas quando comparadas ao grupo controle. O condicionamento com ácido hidrofúorídrico seguido de silanização resultou em valores elevados de resistência à fratura.

Signore et al., em 2009, realizaram um estudo retrospectivo para investigar a eficácia clínica de pinos paralelos (FibreKor Post) e cônicos (Luscent Anchors e Enaposts) de fibra de vidro, em combinação com núcleos de resina composta híbrida ou de cura dual, em dentes anteriores superiores tratados endodonticamente, restaurados com coroas cerâmicas. Foram avaliados 192 pacientes e 526 dentes tratados endodonticamente (sendo 205 incisivos centrais, 151 incisivos laterais, 170 caninos), com vários níveis de perda de estrutura coronária, restaurados com retentor intra-radicular e núcleo de resina composta. Quatro grupos foram definidos baseados pela forma do pino e o material do núcleo. As restaurações foram examinadas clínica e radiologicamente; o período de observação médio foi de 5,3 anos. A taxa de sobrevivência total de restaurações com pino de fibra de vidro e núcleo de resina composta foi 98,5%. Os autores concluíram que o desempenho clínico deste tipo de restaurações foi satisfatório e que dentes anteriores tratados endodonticamente com presença de 3 ou 4 paredes coronárias apresentam uma média de sobrevivência mais alta.

Em 2010, Chun et al., compararam a resistência à fratura de incisivos restaurados com facetas e coroas cerâmicas a dentes sem restaurações. Setenta incisivos centrais superiores humanos foram selecionados e distribuídos em 7 grupos (n= 10). Os dentes no grupo 1 permaneceram intactos (controle). Os dentes dos grupos 2 ao 6 foram preparados e as restaurações de IPS Empress foram condicionadas e cimentadas com cimento resinoso (G2: faceta vestibular com traspasse incisal, G3: faceta 3/4 com margem em esmalte, G4: faceta 3/4 com margem em dentina, G5: coroa com margem em esmalte, G6: coroa com margem em dentina, G7: faceta em dente com desgaste). As amostras foram submetidas a termo-ciclagem (5°C a 55°C) com 2000 ciclos, depois foi aplicado carregamento na borda incisal com inclinação de 40° em máquina de teste universal (0,5mm/min) utilizando um dispositivo com molas o qual permitia liberdade da amostra durante o teste. Todos os dentes restaurados com margens cervicais do preparo em esmalte não mostraram diferenças significantes comparados ao grupo controle; enquanto que os dentes restaurados com margens cervicais do preparo em dentina mostraram valores mais baixos de resistência à fratura. O padrão de falhas foi predominantemente coesivo. Os autores verificaram que as facetas 3/4 com margem em esmalte são funcionalmente iguais às coroas, com a vantagem de preservar a estrutura dental, e que uma faceta vestibular preserva 25% mais estrutura que uma faceta 3/4, conseqüentemente para conservação da estrutura dental podem ser feitas modificações no preparo para facetas.

Da Silva et al. relataram em 2010 que a restauração de dentes tratados endodonticamente é importante aspecto na prática odontológica e envolve inúmeras opções de tratamento com inúmeras variáveis. Os autores avaliaram a deformação, resistência e padrão de fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente em função do tipo de reconstrução corono-radicular e da presença de férula, restaurados com coroas metálicas e cerâmicas reforçadas com alumina. Cento e oitenta raízes de incisivos bovinos foram tratadas endodonticamente, divididas em 12 grupos (n=15). As variações dos

tratamentos foram: com férula (Fe) e sem férula (NFe), núcleo metálico fundido em Níquel-Cromo (NMF), pino de fibra de vidro cônico liso (PFv) e preenchimento coronário com resina composta, pino de fibra de vidro associado a reforço coronário de fibra de vidro (PFvRc), coroas metálicas (Cm) e coras de cerâmica aluminizada (Cc). Teste de carga estática foi realizado em 5 espécimes até a carga de 100 N para mensurar a deformação radicular nas superfícies vestibular e proximal seguido de carregamento contínuo até a falha (trinca sem fratura completa) em todos os espécimes. A análise estatística demonstrou que a resistência à fratura e a deformação vestibular e proximal são influenciadas pelos fatores e suas interações. O fator férula não influenciou significativamente os valores de resistência à fratura e deformação vestibular para os grupos Cc independente da reconstrução corono-radicular. A Cm associada a Fe resulta em deformação estatisticamente inferior e maior resistência à fratura que NFe, independente do tipo de sistema de reconstrução corono-radicular. NMF demonstrou significativamente menor deformação que PFv e PFvRc quando empregado coroa metálica. Na presença de férula, o sistema de reconstrução corono-radicular não refletiu em diferença significativa de comportamento biomecânico independente do tipo de coroa. Os grupos FeCm produziram fraturas que envolveram o terço coronário e médio da raiz, por outro lado nos grupos NFeCm predominou fraturas que envolveram o núcleo de preenchimento e terço coronário da raiz. Os grupos Cc não apresentaram variação no padrão de fratura. O comportamento biomecânico de dentes anteriores tratados endodonticamente restaurados com Cc independe do tipo de reconstrução corono-radicular. A presença da férula melhora o comportamento mecânico dos dentes restaurados com Cm independente do tipo de reconstrução radicular. Na ausência da férula a interação do NMF com Cm resultou em melhor desempenho biomecânico.

Barnes et al., em 2010, realizaram um estudo de acompanhamento clínico prospectivo com o objetivo de avaliar restaurações em cerâmica (Finesse All-Ceramic), ao longo de um período de 3 anos. Quarenta coroas anteriores e posteriores, 20 inlays e onlays, e 26 facetas foram cimentadas com

cimento resinoso em 43 pacientes no início do estudo. Todas as restaurações apresentaram uma estética favorável ao final do período do estudo, uma restauração onlay apresentou fratura depois de 2 anos de avaliação, para as coroas e facetas em cerâmica o sucesso no final de 3 anos foi de 100%.

D’Arcangelo et al., em 2010, avaliaram a influência que facetas restauradas com resina composta ou cerâmica, associadas ou não a pino de fibra, tem na resistência à fratura e na deflexão de dentes anteriores tratados endodonticamente. Foram selecionados 120 incisivos centrais superiores e divididos em 7 grupos experimentais (VP: preparo para faceta; RCV: preparo para faceta e restauração com resina composta direta; E-RCV: tratamento endodôntico e faceta direta em resina composta; E-FP-RCV: tratamento endodôntico, pino de fibra e faceta direta em resina composta; PV: preparo para faceta e restauração em cerâmica; E-PV: tratamento endodôntico e faceta em cerâmica; E-FP-PV: tratamento endodôntico, pino de fibra e faceta em cerâmica) e um grupo controle (n= 15). As amostras foram submetidas à ciclagem térmica (5°C a 55°C) com 10000 ciclos, depois foi aplicado carregamento na face palatina com inclinação de 45° em máquina de teste universal (0,5mm/min). Os resultados mostraram que os preparos para facetas não influenciaram significativamente na resistência à fratura, por outro lado aumentaram significativamente os valores de deflexão das amostras. Os pinos de fibra aumentaram significativamente os valores de resistência à fratura de dentes restaurados com facetas de resina composta ou cerâmica. De acordo com os resultados do estudo os autores sugerem que pinos de fibra podem ser indicados para restaurações de dentes anteriores tratados endodonticamente restaurados com facetas. As restaurações com facetas parecem ser uma boa escolha para dentes tratados endodonticamente.

Com o objetivo de investigar a influência da espessura da porção incisal de restaurações metalo-cerâmicas na resistência à fratura, Geminiani et al. (2010), confeccionaram 60 coroas metalo-cerâmicas anteriores com 2 espessuras diferentes na porção incisal (2,0 e 4,0 milímetros). As coroas foram

cimentadas usando cimento resinoso, e submetidas à ciclagem mecânica (carga 49-N) com 2 000 000 ciclos e térmica (5°C a 55°C) com 1000 ciclos. Foi realizado ensaio de resistência à fratura em máquina de teste universal (1.5 mm/min) com carregamento aplicado na borda incisal no longo eixo do dente. Os resultados mostraram que coroas com espessura incisal de cerâmica de 2,0mm apresentam uma taxa de sucesso maior que aquelas restaurações com 4,0mm; os autores concluem que a espessura na porção incisal das restaurações cerâmicas afeta significativamente a resistência à fratura.

Ainda em 2010, Naumann et al., testaram o comportamento in vitro de um núcleo construído em cimento resinoso autoadesivo em comparação com dois núcleos convencionais construídos com compósitos, antes e depois de 1 ano de armazenamento em 0.5% de solução de cloramina. Sessenta incisivos centrais superiores foram divididos em três grupos, todos receberam tratamento endodôntico e as porções coronárias foram cortadas. As amostras foram restauradas usando pinos de fibra de vidro cimentados com cimento resinoso autoadesivo (RelyX Unicem, 3M ESPE) com três diferentes tipos de materiais para os núcleos: Clearfil Core, RelyX Unicem e LuxaCore-Dual. Todas as amostras receberam coroas cerâmicas de dissilicato de lítio. Dez amostras de cada grupo foram armazenadas em cloramina por 1 ano. As outras 30 foram submetidas à ciclagem mecânica (carga 50-N) com 1 200 000 ciclos e térmica (5°C a 55°C) com 6000 ciclos para simulação de 5 anos de uso clínico. Foi realizado ensaio de resistência à fratura em máquina de teste universal (1mm/min). Os cimentos autoadesivos usados para construção do núcleo não apresentaram nenhum risco de falha significativamente mais alto comparado aos materiais convencionais de núcleos. Os autores mencionam que o sistema adesivo de 3 passos apresentou melhores resultados do complexo dente-restauração quando expostos a água.

2.2. Propriedades mecânicas e ensaios laboratoriais.

Pegoretti et al. (2002) analisaram o comportamento mecânico de pino reforçado com fibra de vidro, tanto experimentalmente, com o teste de resistência à flexão, quanto pela análise de elementos finitos. Neste último teste, os resultados foram comparados a outros modelos de simulação de pinos reforçados com fibra de carbono, de núcleo metálico fundido em liga de ouro e do dente natural. Os dados obtidos no teste de resistência à flexão de três pontos foram transferidos ao modelo simulado durante a análise de elementos finitos. O modelo do dente natural ou dente restaurado com materiais ideais cujas rigidezes são equivalentes às do esmalte e dentina, foi utilizado como controle. Os resultados mostraram comportamentos diferentes entre os três tipos de pinos, sendo que o núcleo metálico fundido em liga de ouro apresentou a maior concentração de tensões na interface pino-dentina. Por outro lado, os pinos reforçados com fibra apresentaram um aumento da concentração de tensões na região cervical, devido à flexibilidade e também por ser composto de materiais de menor rigidez. O pino de fibra de vidro mostrou um pico menor de tensões dentro da raiz, porque sua rigidez é muito similar à dentina. Exceto pela concentração de tensões na região marginal cervical, o pino reforçado com fibra de vidro apresentou campos de tensões semelhantes aos apresentados pelo dente natural.

Borges et al., em 2003, relataram que a composição e a microestrutura de restaurações cerâmicas são componentes importantes na adesão ao substrato dental e conseqüentemente do comportamento mecânico. O propósito deste estudo foi avaliar a topografia de superfície de 6 diferentes tipos de cerâmica após tratamento com ácido hidrófluorídrico e jateamento com partículas de óxido de alumínio. Foram analisadas as cerâmicas: IPS Empress, IPS Empress 2, Cergogold, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e Procera. Os autores concluíram que condicionamento com ácido e jateamento aumentam a irregularidade de superfície das cerâmicas IPS Empress, IPS Empress 2 e Cergogold. Estes tratamentos não promovem alteração morfológica e microestrutural das cerâmicas In-Ceram Alumina, In-Ceram

Zircônia e Procera. Este estudo ainda sugere que a rugosidade de superfície de algumas cerâmicas pode facilitar o processo de adesão do material à estrutura dental.

Objetivando criar protocolos de tratamento de superfície interna de restaurações indiretas para fixação adesiva, Soares et al. (2005b) realizaram revisão de literatura entre 1965 e 2004 na base de dados Pubmed. Após seleção de 83 referências publicadas em periódicos internacionais, os quais envolvem trabalhos clínicos, laboratoriais e revisões de literatura, os autores relataram que o tratamento de superfície mais indicado para restaurações indiretas de cerâmica feldspática é condicionamento com ácido hidrófluorídrico com uma concentração entre 8 e 10% durante 2 minutos a 2,5 minutos. De acordo com os autores, este intervalo de tempo é suficiente para remoção da sílica superficial, sem comprometer a integridade da matriz vítrea. Após aplicação de ácido, sugere-se lavagem com spray de água-ar por 60s, secagem por 15s e aplicação de silano por mais 60s. Baseado na revisão de literatura, os autores relatam que este protocolo favorece maior resistência adesiva entre restaurações e cimento adesivo.

Monticelli et al. (2006) avaliaram os efeitos do H_2O_2 no aspecto morfológico da superfície do pino e a influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união entre pinos e compósitos. Os autores utilizaram 60 pinos DT Light-Post divididos em 5 grupos ($n=12$): No grupo 1 (G1) foi realizada imersão dos pinos em peróxido de hidrogênio (H_2O_2) 24% por 10 minutos; (G2) H_2O_2 10% por 20 minutos; (G3) H_2O_2 24% por 10 minutos, seguido de silanização por 60 segundos; (G4) H_2O_2 10% por 20 minutos, seguido de silanização por 60 segundos e, como controle, (G5) realizado apenas silanização por 60 segundos. Por meio das micrografias, os autores observaram que o pré-tratamento com H_2O_2 , independente do tempo de aplicação ou concentração, apresentaram modificações similares na superfície do pino. Houve dissolução parcial da resina epóxica à profundidade de 50 μm , com exposição de maior área das fibras de quartzo, sem causar nenhum dano

às mesmas. Da mesma forma, resultados do ensaio mecânico de microtração demonstraram aumento significativo na resistência de união entre pino e resina composta quando o peróxido de hidrogênio foi utilizado, sendo os resultados semelhantes, tanto no grupo tratado com 24% por 10 minutos ou 10% por 20 minutos. Os autores observaram, ainda, que a aplicação do silano em combinação com o pré-tratamento com peróxido de hidrogênio produziu melhores resultados.

No mesmo ano, Vano et al., analisaram a resistência de união entre pinos de fibra e núcleo de preenchimento em resina composta, por meio de ensaio mecânico de micro-tração, e o aspecto da morfologia da superfície do pino, após variar o tipo de tratamento de superfície do pino. Os autores utilizaram 110 pinos de fibra de vidro, que foram tratados por 5 diferentes técnicas. 1) imersão em solução de 24% de peróxido de hidrogênio por 10 minutos e silanização por 60 segundos; 2) imersão em solução de 10% de peróxido de hidrogênio por 20 minutos e silanização por 60 segundos; 3) imersão em 4% de gel de ácido hidrofúorídrico e silanização por 60 segundos; 4) silanização do pino por 60 segundos e aplicação de agente de união (G-Bond); 5) silanização do pino por 60 segundos (controle). Os resultados encontrados por estes autores, demonstraram que a resistência de união entre os grupos com tratamento 1 e 2 foram significativamente maiores que os tratamentos 3, 4 e 5, sendo o controle o menor valor entre todos os grupos estudados. Os autores concluíram que o peróxido de hidrogênio e o ácido hidrofúorídrico modificam a morfologia de superfície do pino e com o silano, aumentam significativamente a resistência de união entre pino e material de núcleo.

Soares et al., em 2007, estudaram o efeito do tratamento endodôntico e tempo de armazenagem na resistência flexural e coesiva da dentina radicular. Oitenta dentes bovinos foram divididos em dois grupos (n=40): dentes tratados endodonticamente (TE) e dentes não-tratados endodonticamente (NT). Os canais dos dentes TE foram instrumentados e

irrigados com hipoclorito de sódio 1% e obturados em seguida com cones de guta-percha e cimento à base de óxido de zinco e eugenol pela técnica de condensação lateral. Os ensaios de resistência flexural e microtração foram realizados imediatamente (T1), 7(T2), 15(T3), e 30(T4) dias após a extração para os grupos NT e após a extração e obturação do canal radicular para os TE (n=10). Os dentes foram seccionados no longo eixo obtendo duas metades. Uma metade foi usada para confecção de barras de dentina para realização do ensaio de resistência flexural de 4 pontos, e a outra metade para obtenção de fatias nas quais foram confeccionadas constrições resultando em ampulhetas para o ensaio de microtração. As amostras foram submetidas aos ensaios e os dados obtidos foram analisados estatisticamente. Os resultados indicaram que o tratamento endodôntico potencializado pelo tempo altera negativamente a resistência flexural e coesiva da dentina radicular. Os autores atribuíram como possíveis razões para estas alterações das propriedades da dentina a desidratação do dente pela remoção da polpa, a alteração da matriz orgânica dentinária pela ação do hipoclorito de sódio, e a ação do eugenol que está presente no cimento obturador.

Em 2008, Menezes et al. avaliaram a influência da composição do cimento endodôntico e o tempo decorrido entre a obturação e fixação do pino de fibra de vidro na adesão à dentina intra-radicular. Sessenta raízes de incisivos bovinos foram instrumentadas e divididas aleatoriamente em 5 grupos (n=12): 1- (CI) sem obturação, controle; 2- (SI) obturação com cimento a base de hidróxido de cálcio (Sealer 26) e fixação imediata do pino; 3- (S7) obturação com Sealer 26 e fixação do pino após 7 dias; 4- (EI) obturação com cimento a base de óxido de zinco e eugenol (Endofill) e fixação imediata do pino e 5- (E7) obturação com Endofill e fixação do pino após 7 dias. Os pinos de fibra de vidro (Reforpost) foram fixados por meio de sistema adesivo convencional (Scotchbond Multi-Use) e cimento resinoso dual (RelyX ARC). Em cada grupo, 10 raízes foram seccionadas transversalmente, obtendo dois discos de 1 mm de espessura para cada terço: cervical (TC), médio (TM) e apical (TA) da porção radicular aliviada, e submetidos ao teste mecânico de micropush-out

com velocidade de 0,5 mm/min. Os outros 2 dentes de cada grupo foram analisados por microscopia eletrônica de varredura, para análise da interface adesiva. Os autores concluíram que o cimento de óxido de zinco e eugenol interferiu negativamente na adesão do cimento resinoso à dentina radicular em toda sua extensão quando o pino foi cimentado imediatamente, e no terço apical quando o pino foi fixado após 7 dias. A resistência adesiva decresceu no sentido coroa-ápice em todos os grupos estudados.

Com o objetivo de avaliar o comportamento do envelhecimento artificial nas propriedades mecânicas de compósitos dentais no que diz respeito à rugosidade (SR), à dureza Vickers (VH) e resistência flexural (FS), Hahnel et al., em 2010, realizaram um estudo que explicou o impacto dos parâmetros do envelhecimento artificial, para isto 165 palitos de cinco compósitos (Filtek Supreme XT, Filtek Silorane, CeramX, Quixfil, experimental ormocer) foram preparados e submetidos a vários protocolos de envelhecimento artificial (armazenamento em água destilada/etanol/saliva artificial por 7, 90 e 365 dias; a ciclagem térmica, 6000 ciclos - 5°C/55°C). Depois de cada protocolo de envelhecimento foram realizados testes de SR, VH e FS. Os resultados mostraram que o envelhecimento artificial tem uma influência decisiva nas propriedades mecânicas dos compósitos dentais. Os períodos de envelhecimento prolongados (90 ou 365 dias) ou a ciclagem térmica conduziram a diminuições significativas em VH e em FS, e a aumentos significativos na SR. Os resultados indicam que os compósitos diferem significativamente para o SR e suas propriedades mecânicas no que diz respeito ao FS e ao VH, assim como no comportamento do envelhecimento. Geralmente, o envelhecimento artificial conduz a uma diminuição significativa em propriedades mecânicas, que realça a relevância do aperfeiçoamento contínuo dos compósitos dentais.

De Souza Menezes et al., em 2011, avaliaram a resistência de união entre pinos de fibra de quartzo e resina de preenchimento, em função do condicionamento de superfície do pino com peróxido de hidrogênio (H₂O₂),

variando a concentração (24 e 50%) e o tempo de aplicação (1, 5 e 10 min). Avaliou também qualitativamente, por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), a morfologia de superfície dos pinos tratados com H_2O_2 em diferentes protocolos de aplicação, comparativamente ao pino sem nenhum tratamento de superfície. Pinos de fibra de quartzo (AESTHETI-PLUS, Bisco) foram tratados com H_2O_2 a 24% por 1 min; H_2O_2 a 24% por 5 min; H_2O_2 a 24% por 10 min; H_2O_2 a 50% por 1 min; H_2O_2 a 50% por 5 min e H_2O_2 a 50% por 10 min. Todos os grupos experimentais receberam aplicação de uma camada de silano e outra de adesivo. As amostras foram submetidas a cortes seriados, perpendiculares ao longo eixo do pino, obtendo amostras com dimensões de aproximadamente 1x1mm, com formato de palito e constituída por resina/pino/resina. As amostras foram submetidas ao ensaio mecânico de microtração à velocidade de 0,5 mm/min até o rompimento dos espécimes.. Os resultados demonstraram que os grupos experimentais apresentaram valores de resistência de união semelhantes entre si e superiores ao controle. As imagens de MEV demonstraram que o tratamento de superfície com H_2O_2 (24 e 50%) remove parcialmente a resina epóxica dos pinos expondo as fibras de quartzo. Concluiu-se que o H_2O_2 altera a morfologia de superfície dos pinos de fibra de vidro e aumenta a resistência de união entre o pino e resina de preenchimento.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi analisar o efeito da técnica restauradora e o emprego de retentores intra-radulares em incisivos tratados endodonticamente com comprometimento estrutural e envelhecimento térmico, por meio de ensaio mecânico de extensometria e resistência à fratura, variando:

- I. Dente hígido
- II. Presença de retentor intra-radicular (2 níveis):
 1. Ausência de retentor
 2. Pino de fibra de vidro (Gfp)
- III. Técnica restauradora (4 níveis):
 1. Restauração direta em resina composta (Rc)
 2. Faceta direta em resina composta (Dcv)
 3. Faceta indireta em cerâmica (Cv)
 4. Coroa total em cerâmica (Cc)

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Seleção dos dentes

Foram selecionados noventa incisivos centrais superiores humanos, livres de cárie e trincas, obtidos no Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense (Projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia CEP/UFU: N° 687/09). Após análise em lupa estereoscópica com aumento de 40X, os dentes que apresentavam cáries, trincas ou fraturas radiculares foram descartados. As dimensões das coroas e raízes foram obtidas pela mensuração com paquímetro digital (Mitutoyo, Sul Americana Ltda, Brasil), para a porção coronária nos sentidos méso-distal (M-D) e cérvico-incisal (C-I), para a porção radicular nos sentidos méso-distal (M-D) e vestibulo-palatino (V-P) nos terços cervical, médio e apical, respectivamente. Também foi obtido o comprimento total da raiz, resultando em nove medidas para cada dente. Os dentes que apresentaram variação anatômica da configuração das raízes e dimensões com variação maior que 10% da média foram descartados. Os dentes foram limpos com curetas periodontais (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e submetidos a profilaxia com pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água, sendo armazenados em seguida em água destilada à 37°C (Figura 1).



Figura 1. Padrão de dentes selecionados para o estudo.

4.2. Grupos experimentais

Os 90 incisivos selecionados foram distribuídos aleatoriamente em 9 grupos (n=10), sendo um grupo controle (IT) com dentes hígidos e 8 grupos experimentais definidos por dois fatores de estudo: presença de retentor intraradicular (em 2 níveis: sem pino de fibra de vidro; Gfp- com pino de fibra de vidro) e técnica restauradora (em 4 níveis: Rc- restauração direta em resina composta; Dcv- faceta direta em resina composta; Cv- faceta indireta em cerâmica; Cc- Coroa total em cerâmica) (Figura 2).

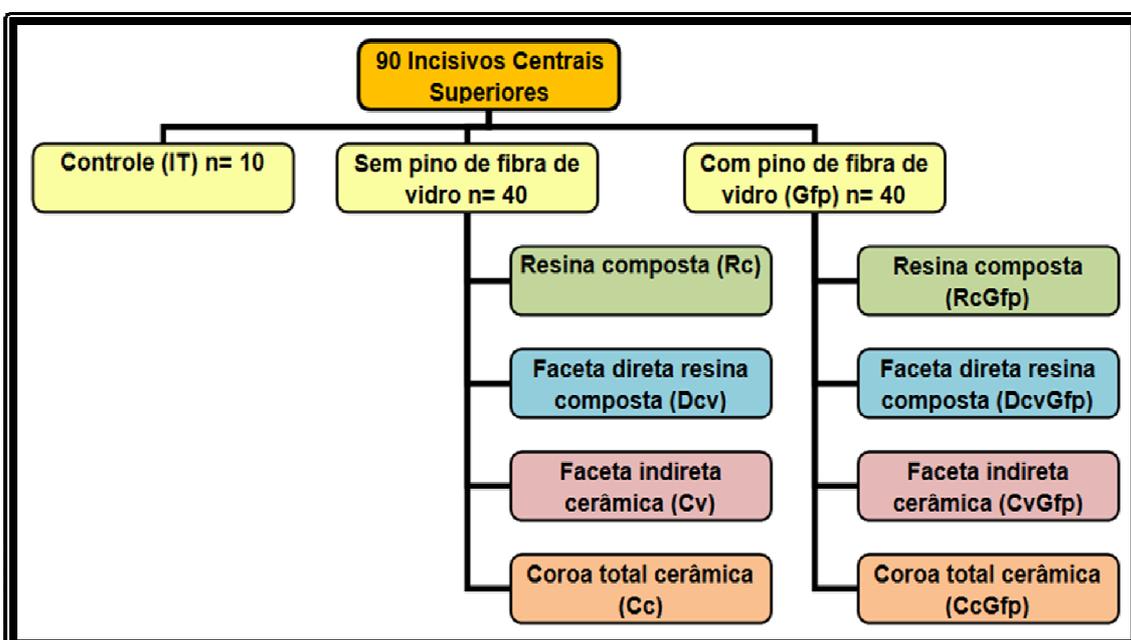


Figura 2. Organograma dos grupos testados.

4.3. Inclusão

Para simulação do alvéolo artificial, as raízes foram incluídas em resina de poliestireno (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil). O processo de inclusão e materiais utilizados foram baseados nos princípios descritos por Soares et al., em 2005a. O dente foi demarcado com caneta para retroprojektor distando 2 mm apicalmente da junção cimento-esmalte e a porção radicular recoberta com cera rosa 7 (Epoxiglass, Diadema, SP, Brasil) com espessura de 0,3 mm. Após a demarcação das raízes, estas foram fixadas em película radiográfica

com perfuração central. Esse conjunto foi posicionado em placa de madeira com perfuração, seguido da fixação de cilindro de PVC (Tigre, Joinville, SC, Brasil) com altura de 20 mm e diâmetro de 22 mm. A resina de poliestireno foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante e vertida no interior do cilindro (Figura 3).

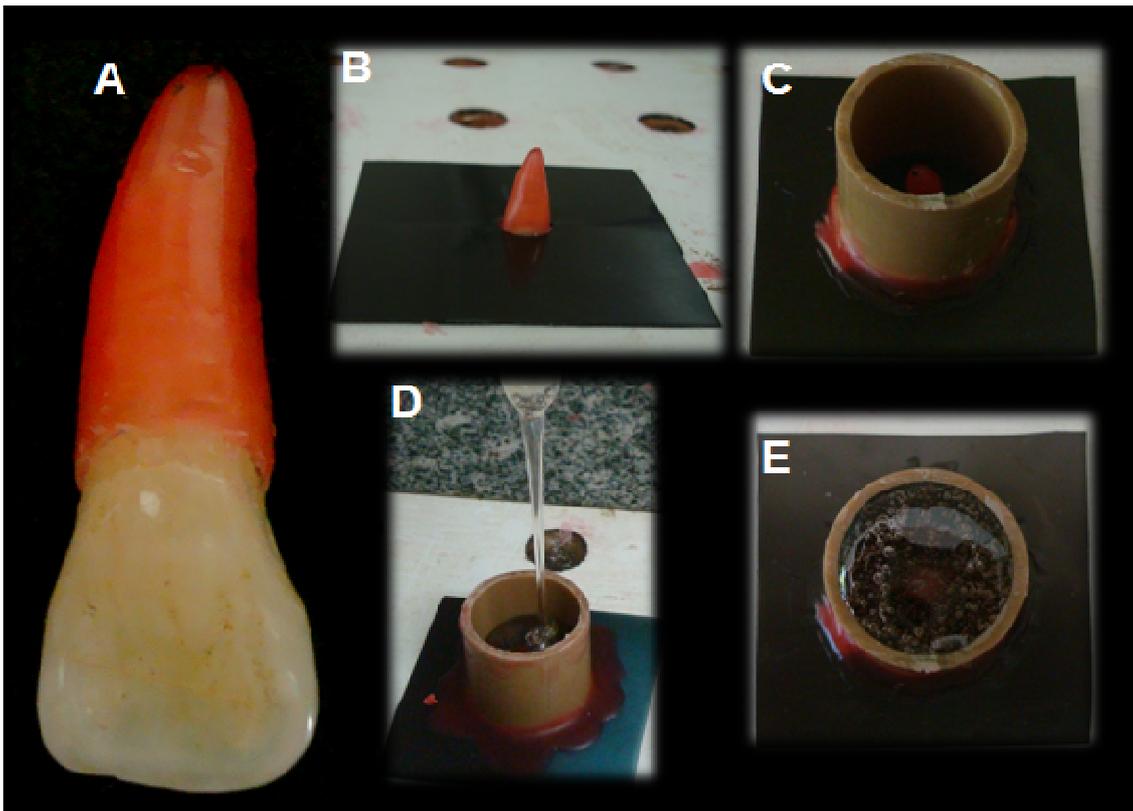


Figura 3. A: Porção radicular recoberta com cera distando 2 mm apicalmente da junção cimento-esmalte; B: Inserção do dente em película radiográfica de forma invertida até os 2mm marcados; C: Posicionamento dos tubos de PVC e selamento do bordo; D: Inserção da resina de poliestireno auto-polimerizável no interior do cilindro de PVC; E: Conjunto final sobre a placa de madeira.

Decorrido 1 hora da polimerização da resina, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos para remoção da cera sobre a raiz. Os cilindros de resinas foram planificados nas superfícies inferiores e superiores eliminando excessos de resina (Figura 4).

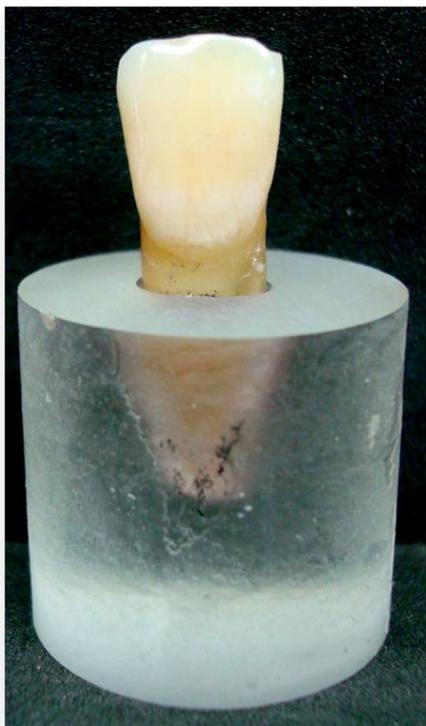


Figura 4. Dente hígido incluído em resina de poliestireno, 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte, com as superfícies inferior e superior do cilindro planificadas.

4.4. Tratamento endodôntico

Foi realizado acesso endodôntico conservador. O tratamento endodôntico nos grupos experimentais foi realizado com uso de limas endodônticas K-File (Malleifer, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) progressivamente até o calibre 80. O comprimento real de trabalho do canal foi definido visualmente por meio de lima endodôntica, a partir do recuo de 1,0 mm após atingir o forame apical. Toda a instrumentação foi realizada sob irrigação com hipoclorito de sódio 1% (Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brasil), sendo a última irrigação com soro fisiológico. Os canais foram secos com cones de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e a obturação dos canais radiculares realizada com cones de guta-percha (Malleifer, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e cimento endodôntico à base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) utilizando a técnica de condensação lateral (Menezes et al., 2008) (Figura 5).

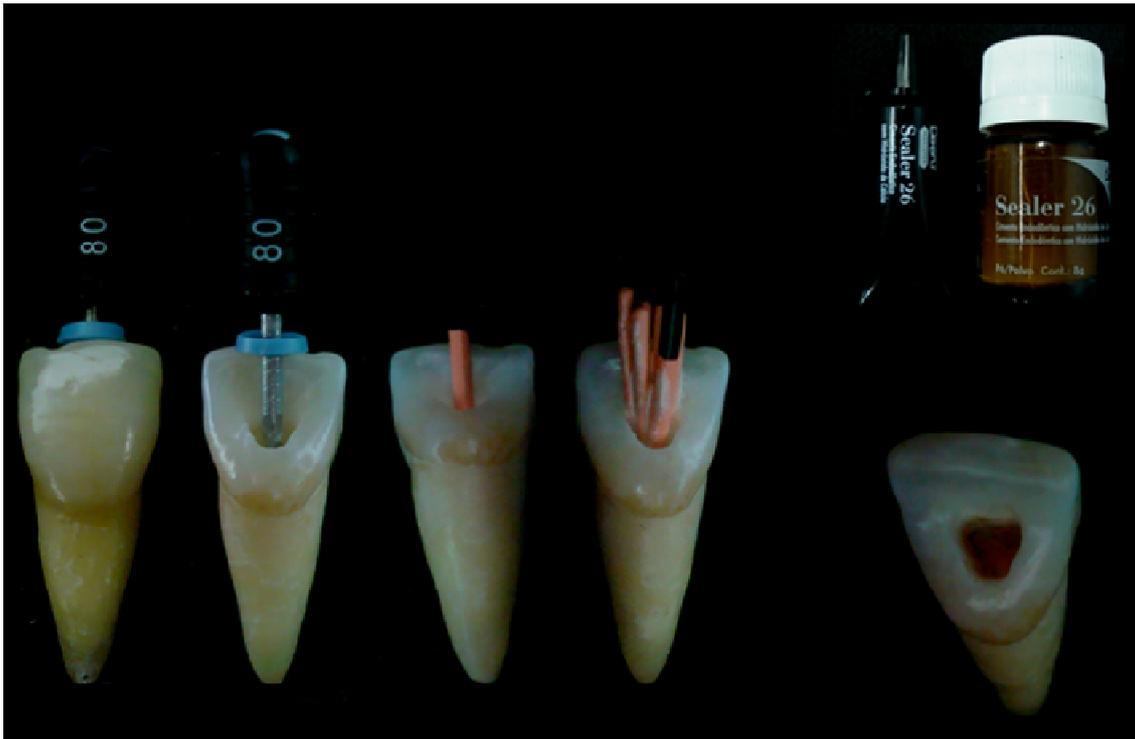


Figura 5. Instrumentação endodôntica e obturação do canal com gutta-percha e cimento endodôntico (Sealer 26).

4.5. Preparo do canal radicular para inserção de retentor intra-radicular.

Foi realizado preparo do canal radicular para aqueles grupos que receberam pino de fibra de vidro. A gutta-percha foi removida com instrumento metálico aquecido (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) permanecendo 5 mm de obturação. O preparo do canal foi realizado com broca cônica do sistema do pino (Broca exacto N° 3, Angelus, Londrina, PR, Brasil) com diâmetro 1,6 mm (cervical) a 1,0 mm (apical) na profundidade correspondente a 10 mm (Figura 6).

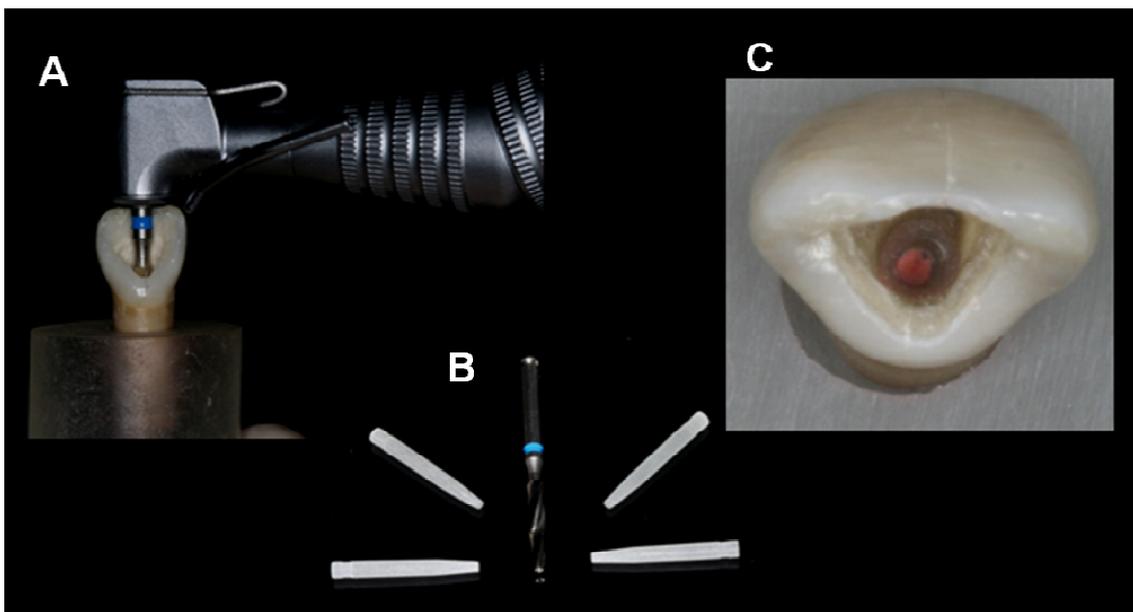


Figura 6. A: Preparo radicular do canal; B: Pinos de fibra de vidro Exacto Translucido N° 3 Angelus (Broca N° 3 Exacto); C: Preparo radicular do canal.

4.6. Preparo de cavidades Classe III

Usando broca N°3145 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil) e sob irrigação constante, foi realizado preparo padronizado de duas cavidades Classe III na superfície mesial e distal dos incisivos, para todos os dentes, exceto para o grupo controle. A dimensão mesio-distal (a) e cérvico-incisal (b) de cada dente foi medida com paquímetro digital (Mitutoyo, Sul Americana Ltda, Brasil), e depois divididas em 4 partes e 3 partes iguais, respectivamente. A dimensão mesio-distal final do preparo correspondia a 1/4 da dimensão de “a” e a dimensão cérvico-incisal final correspondia a 1/3 da dimensão de “b”. As amostras foram preparadas por um só operador, e as brocas foram descartadas a cada 5 preparos (Figura 7).

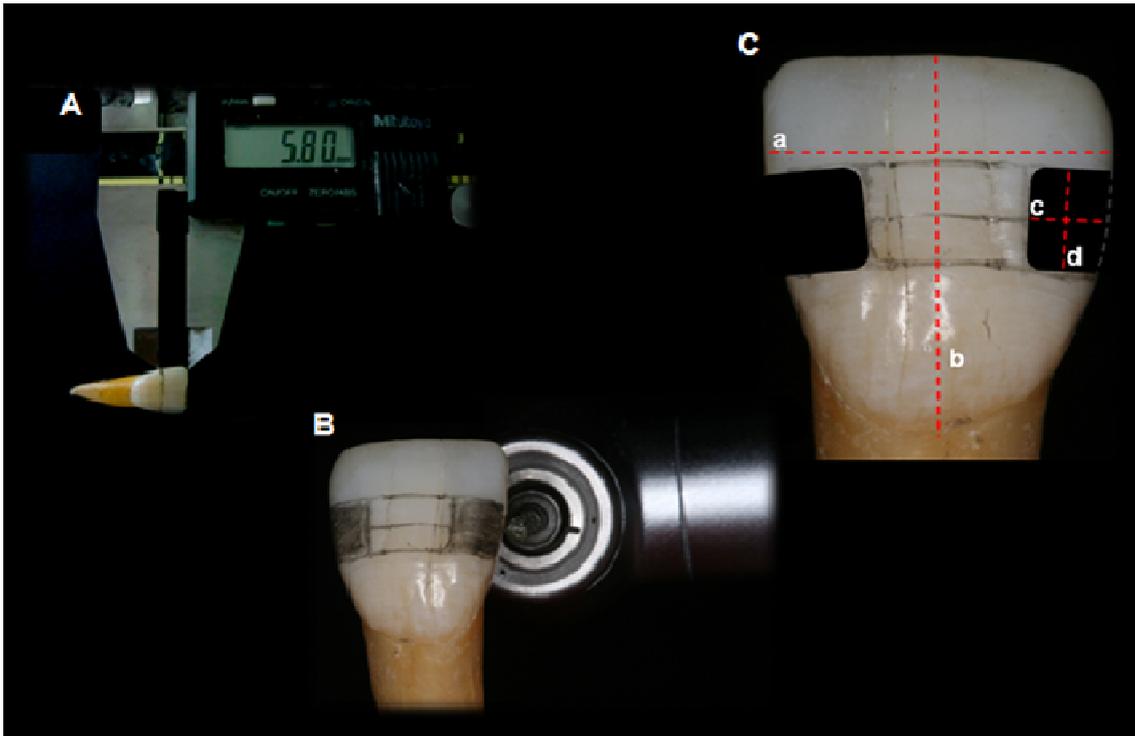


Figura 7. A: Verificação das dimensões com paquímetro digital; B: Broca Nº3145 para confecção das cavidades; C: Preparo Classe III finalizado: a- distância mesio-distal do dente; b- distância cérvico-incisal do dente; c- distância mesio-distal final que correspondia a 1/4 da distância de “a”; d- distância cérvico-incisal final que correspondia a 1/3 da distância de “b”.

4.7. Cimentação dos retentores intra-radiculares

Os pinos de fibra de vidro (Gfp) cônico liso com diâmetro coronário de 1,4mm e apical de 0,9mm (Exacto translucido cônico Nº3, Angelus, Londrina, PR, Brasil) foram limpos com álcool 70% (MiyaKo, Brasil) por 15s. Em seguida os pinos foram imersos em solução de peróxido de hidrogênio a 24% (H₂O₂, Dinâmica, SP, Brasil) por 1 minuto (de Sousa Menezes et al., 2011), lavados em água por 1 minuto e secos com jatos de ar por 1 minuto. Logo após, foi realizada aplicação de silano (Silano, Angelus, Londrina, PR, Brasil) utilizando esponjas aplicadoras (Microbrush, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), aguardando 1min. Para cimentação dos retentores, foi utilizado cimento resinoso auto-adesivo (RelyX U100, 3M-ESPE, St Paul, Minnesota, USA) manipulado de acordo com as instruções do fabricante, levado ao interior do canal e aplicado na superfície do pino, que foi inserido no canal com pressão digital. O excesso de cimento foi removido e após 5 minutos foi realizada a

fotopolimerização com unidade de fotoativação por LED na intensidade de 1200 mW/cm² (Radii-Cal, SDI, Bayswater, Austrália) por 40s nas faces oclusal, vestibular e lingual, totalizando 120s por amostra (Figura 8). A intensidade de luz foi verificada com radiômetro (Kondortech Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil).

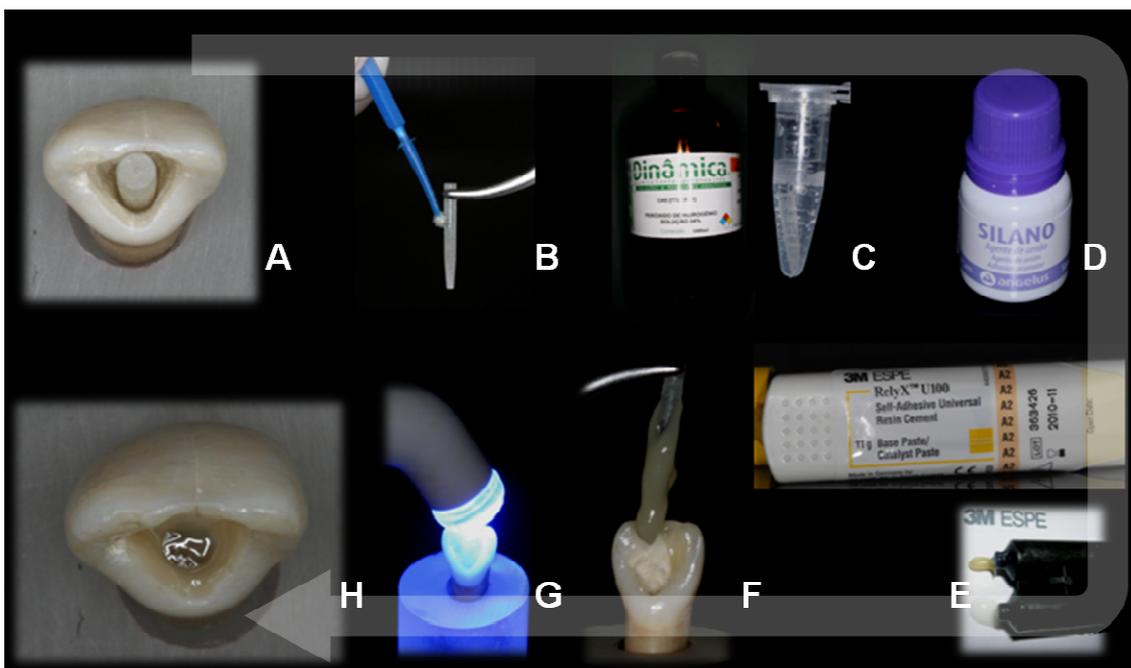


Figura 8. A: Pino de fibra de vidro posicionado no conduto radicular; B: Limpeza do pino com álcool 70%; C: Imersão do pino em peróxido de hidrogênio 24%; D: Agente de união silano; E: Cimento resinoso auto-adesivo utilizado; F: Cimento recobrendo o retentor; G: Fotopolimerização realizada nas 3 faces; H: Aspecto final após cimentação.

4.8. Procedimento Restaurador

Os grupos foram classificados da seguinte forma: IT- representado pelos dentes hígidos sem preparo nem restauração; Rc- dentes com restaurações Classe III em resina composta + tratamento endodôntico sem pino de fibra de vidro; Dcv- dentes com restaurações Classe III em resina composta + tratamento endodôntico sem pino de fibra de vidro + faceta direta em resina composta; Cv- dentes com restaurações Classe III em resina composta + tratamento endodôntico sem pino de fibra de vidro + faceta indireta em cerâmica feldspática; Cc- dentes com restaurações Classe III em resina

composta + tratamento endodôntico sem pino de fibra de vidro + coroa total em cerâmica feldspática; RcGfp- dentes com restaurações Classe III em resina composta + tratamento endodôntico com pino de fibra de vidro; DcvGfp- dentes com restaurações Classe III em resina composta + tratamento endodôntico com pino de fibra de vidro + faceta direta em resina composta; CvGfp- dentes com restaurações Classe III em resina composta + tratamento endodôntico com pino de fibra de vidro + faceta indireta em cerâmica feldspática; CcGfp- dentes com restaurações Classe III em resina composta + tratamento endodôntico com pino de fibra de vidro + coroa total em cerâmica feldspática (Figura 9).

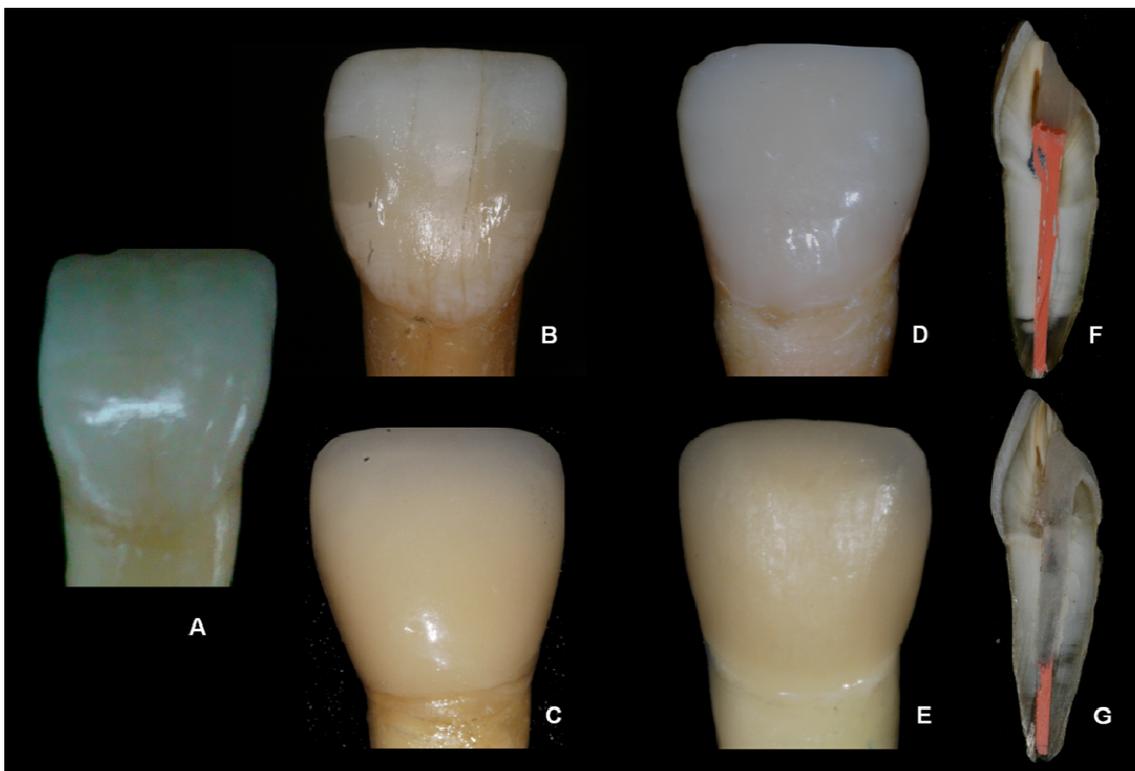


Figura 9. Representação das amostras com técnicas restauradoras: A: IT, dentes hígidos; B: Rc, dentes restaurados com resina composta; C: Cv, dentes restaurados com faceta indireta em cerâmica; D: Dcv, dentes restaurados com faceta direta em resina composta; E: Cc, dentes restaurados com coroa total em cerâmica; F: dentes sem pino de fibra de vidro; G: Gfp, dentes com pino de fibra de vidro.

Após a cimentação dos pinos de fibra de vidro, as paredes circundantes das câmaras pulpares e as cavidades Classe III foram condicionadas com ácido fosfórico 37% (Condac 37, FGM, Joinville, SC, Brasil) durante 15s, lavadas com jatos de ar/água por 15s e secas com papel absorvente. Foi utilizado sistema adesivo convencional de 3 passos (Scotchbond Multi-Purpose, 3M-ESPE, St Paul, Minnesota, USA) de acordo com as instruções do fabricante. Em seguida, as restaurações foram confeccionadas com resina composta nanoparticulada (Filtek Z350, cor A3, 3M-ESPE, St Paul, Minnesota, USA) por meio de técnica incremental, sendo fotopolimerizada por 20s cada incremento com unidade de fotoativação por LED na intensidade de 1200 mW/cm² (Rádii-Cal, SDI). Em seguida, foi feito o acabamento com pontas diamantadas (Grana Fina e Ultrafina, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) e polimento com discos Sof-Lex (3M-ESPE, St Paul, Minnesota, USA) (Figura 10).

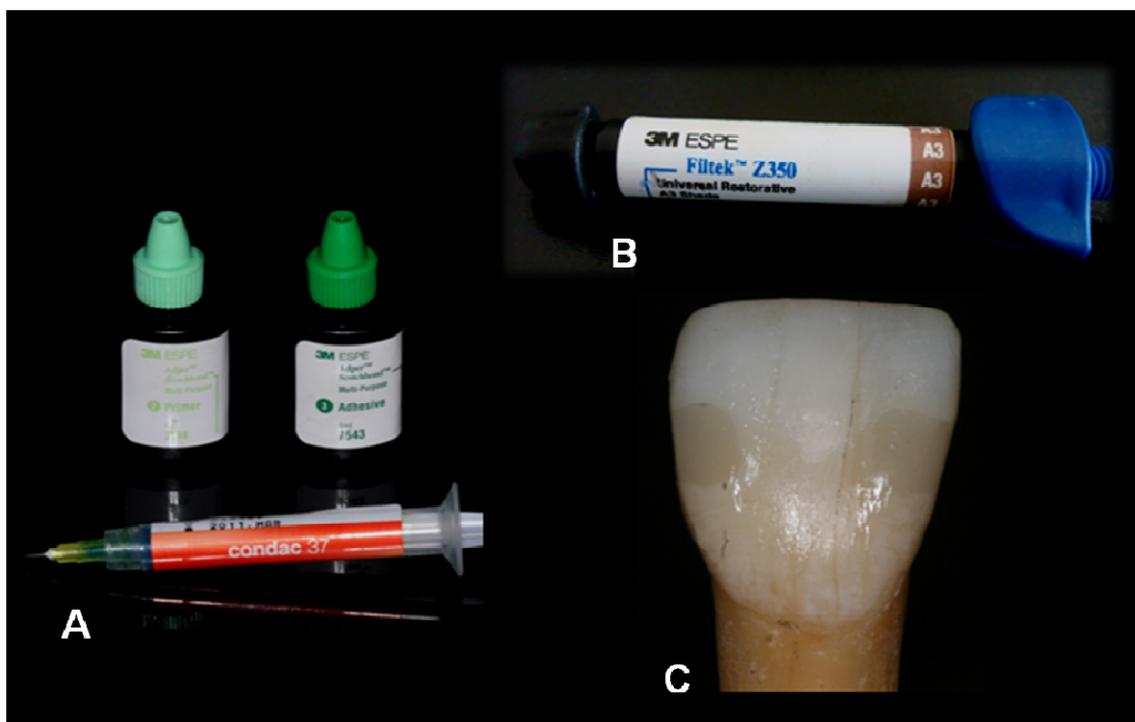


Figura 10. A: Ácido fosfórico 37% e sistema adesivo utilizado para restauração; B: Resina composta Filtek Z350 Cor A3; C: Restauração Classe III confeccionada com resina composta nos 8 grupos experimentais.

Antes do preparo para os grupos restaurados com faceta direta em resina composta (Dcv-DcvGfp), para cada dente foi confeccionada uma matriz de acetato de 0,3mm de espessura (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) em plastificadora a vácuo (Plastvac P7, Bio-Art, Equipamentos Odontológicos) com a finalidade de obter um molde para a construção da restauração final mantendo a forma e dimensões originais do dente (Figura 11).

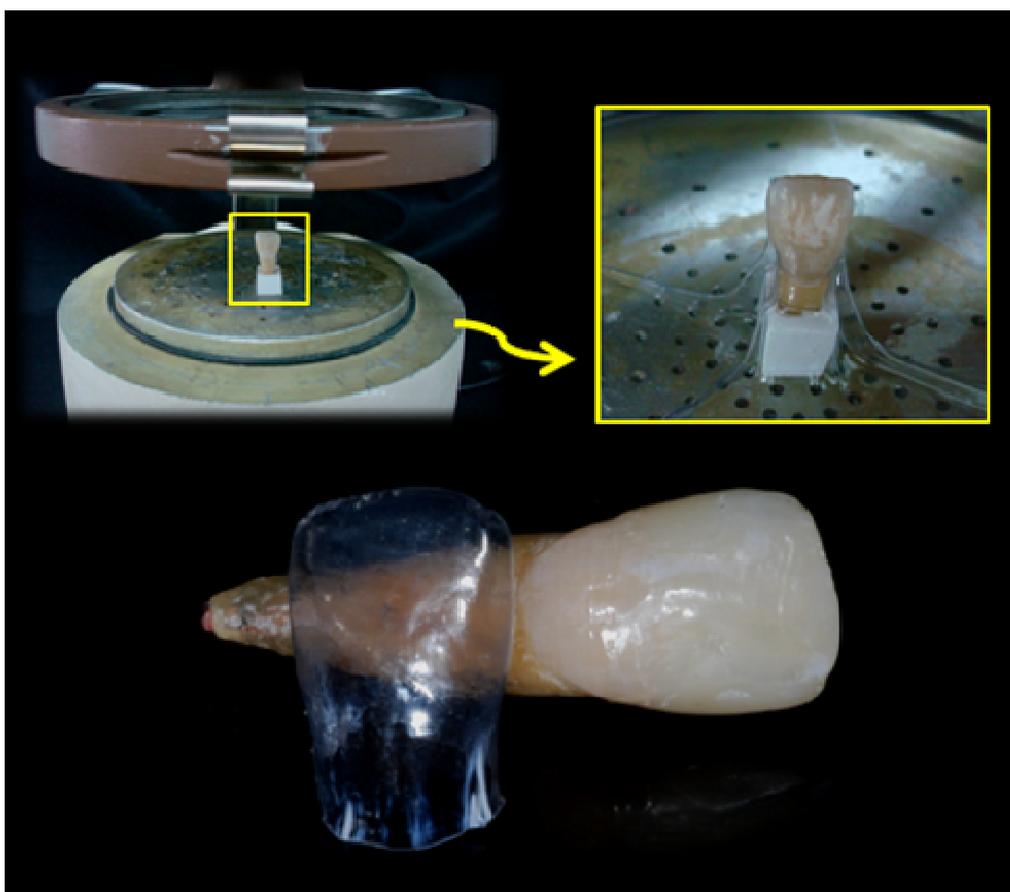


Figura 11. Incisivo central posicionado em plastificadora a vácuo para confecção de matriz de acetato utilizada na restauração final nos grupos Dcv e DcvGfp.

Usando broca N°1014 e N°3145 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil) e sob irrigação constante, foi realizado preparo da face vestibular resultando em 0,60 mm de desgaste, sendo a borda incisal preservada (Figura 12A). As amostras foram preparadas por um só operador, e as brocas foram descartadas a cada 5 preparos. Foi

utilizado o mesmo protocolo de condicionamento ácido e sistema adesivo descrito para restaurações das cavidades Classe III. Foi realizada inserção de resina composta nanoparticulada (Filtek Z350, cor A3, 3M-ESPE, St Paul, Minnesota, USA) na matriz de acetato e levada em posição no dente preparado (Figura 12B), removido o excesso procedeu-se a polimerização (Figura 12C) com unidade de fotoativação por LED na intensidade de 1200 mW/cm² (Radical, SDI).

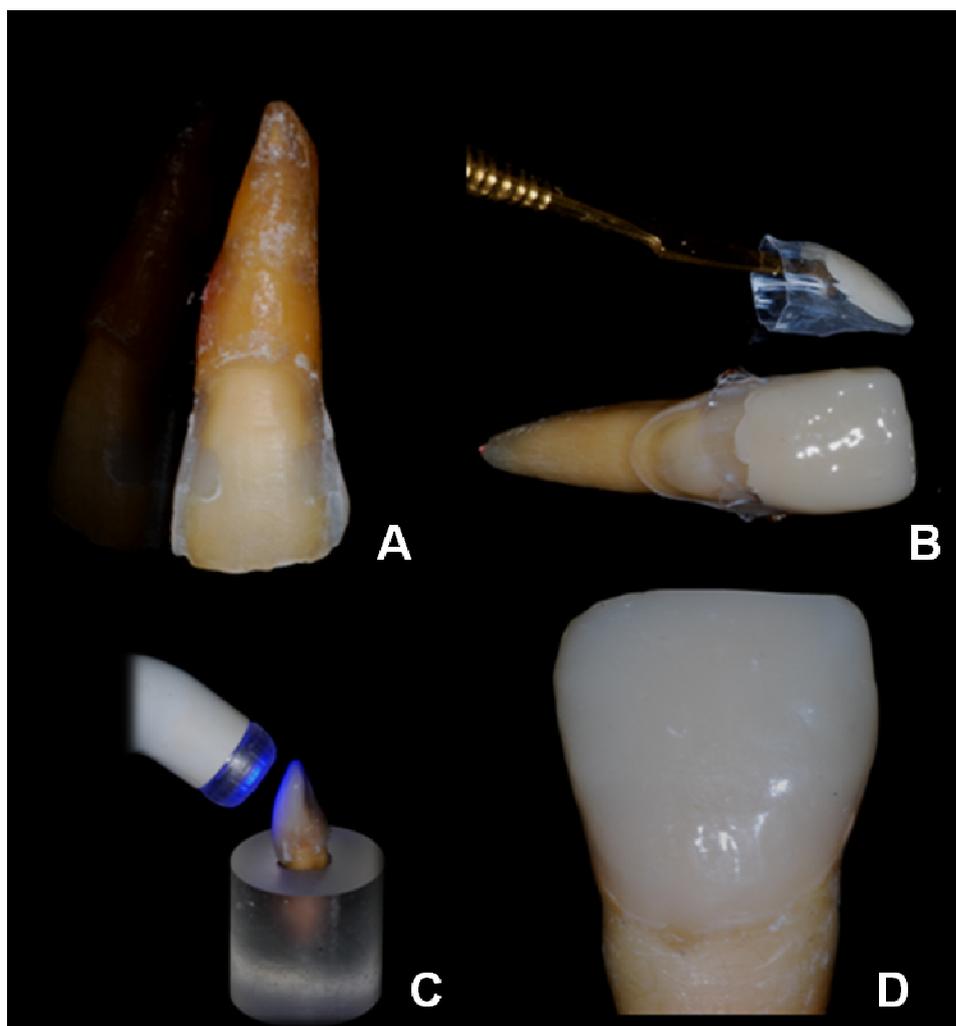


Figura 12. A: Preparo para faceta direta com restaurações Classe III existentes; B: Inserção da resina composta e adaptação sobre o dente preparado; C: Polimerização da resina composta com a matriz de acetato em posição; D: Aspecto final da restauração de faceta direta em resina composta.

Para os grupos restaurados com faceta indireta em cerâmica feldspática (Cv-CvGfp); os preparos foram realizados utilizando brocas N°1014 e N°3145 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) descartadas a cada 5 preparos, as mesmas utilizadas para os grupos restaurados com faceta direta em resina (Dcv-DcvGfp), a diferença foi a profundidade do desgaste vestibular que resultou em 1,0mm. A redução incisal envolveu a confecção de um “degrau” na face palatina de 1,0mm de profundidade (Figura 13).

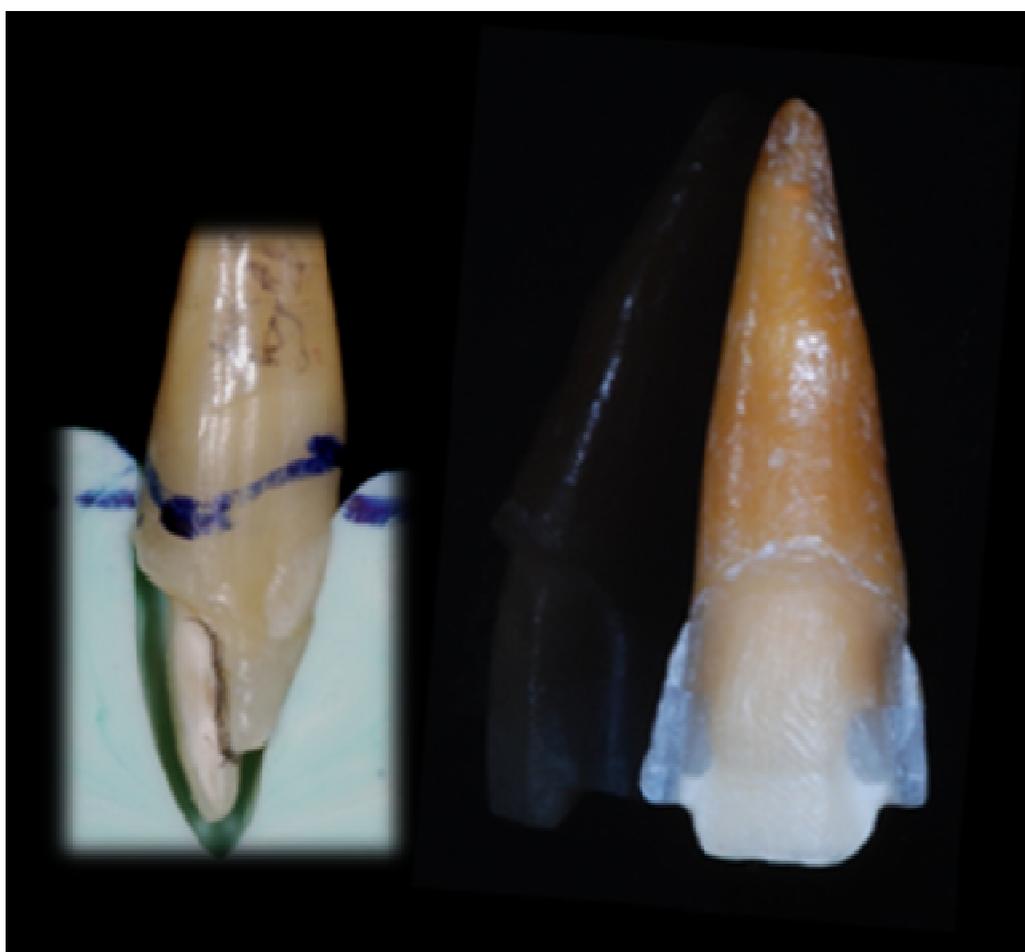


Figura 13. Preparo para faceta indireta com restaurações Classe III existentes.

Os preparos para os grupos restaurados com coroa total em cerâmica feldspática (Cc-CcGfp) foram realizados utilizando brocas N°1014, N°4138 e N°3168 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil) sob irrigação constante, realizando redução axial de

1,5mm, confecção de término cervical em ombro arredondado e convergência axial das paredes de 6° (Figura 14).



Figura 14. Preparo para coroa total com restaurações Classe III existentes.

Todas as restaurações indiretas (facetadas e coroas) foram confeccionadas usando as medidas dos dentes antes da realização do preparo para reproduzir as dimensões das coroas anatômicas originais de cada dente. A moldagem dos preparos foi realizada com material à base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA) (Figura 15). Os moldes foram vazados com material de revestimento (BegoForm, Bego Bremer Goldschlagerel, Bremen, Germany) pesado em uma balança analítica de precisão (Prodigital Balanças Eletrônicas, SP, Brasil), seguindo as proporções

do fabricante, sendo 30g de pó para 2,7ml de líquido e 2,7ml de água destilada, que foi manipulado em espatulador à vácuo digital (Turbomix, EDG, SP, Brasil) por 45s, reproduzindo assim, um refratário individual para cada amostra que foram depois numerados em referência à numeração inicial dos dentes (Figura 16).

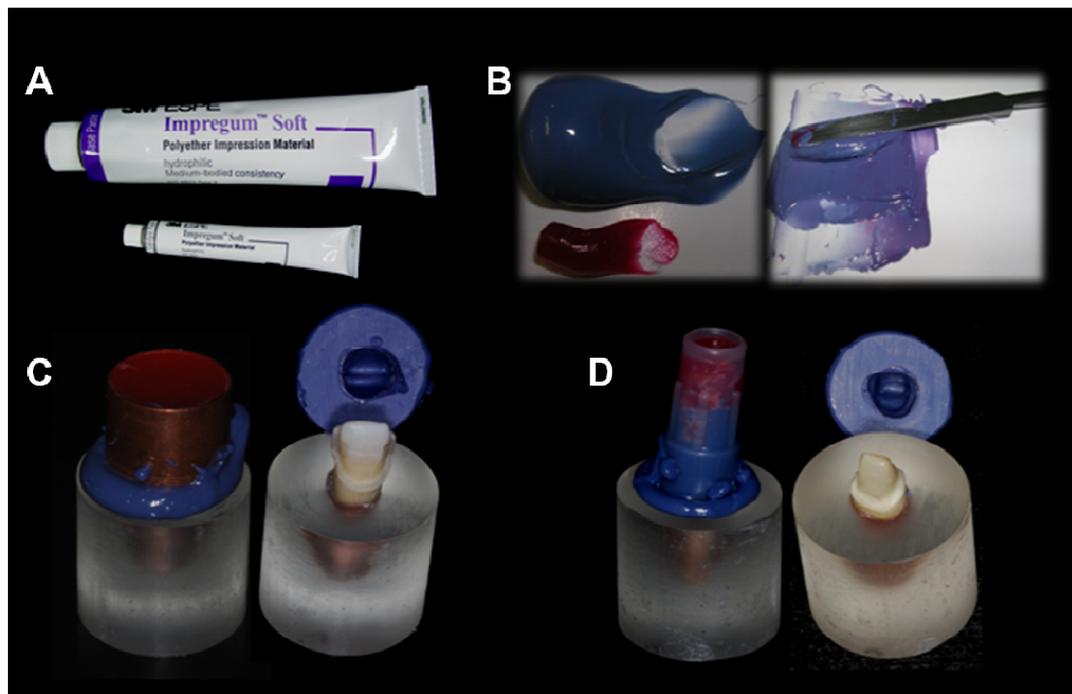


Figura 15. Processo de moldagem dos preparos coronários. A: Material de moldagem utilizado; B: Manipulação do material; C: Moldagem do preparo de faceta indireta; D: Moldagem do preparo de coroa total.

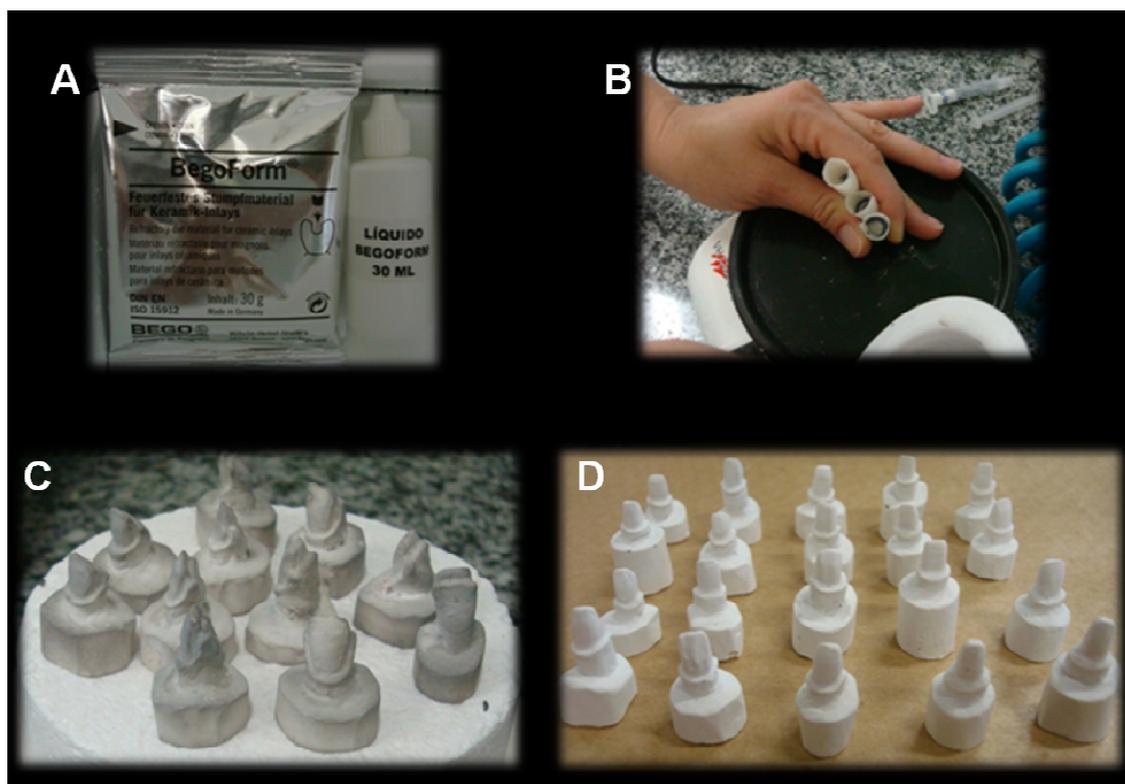


Figura 16. Confeção dos refratários. A: Material de revestimento utilizado; B: Inserção do material de revestimento; C: Refratários para confecção de faceta indireta; D: Refratários para confecção de coroa total.

Após a cristalização do revestimento, os refratários foram levados ao forno (Alumini Sinter Press II, EDG, SP, Brasil), à temperatura de 1080°C durante 6 minutos para sinterização, processo que consiste na remoção dos gases e evaporação da água do material de revestimento (Figura 17).

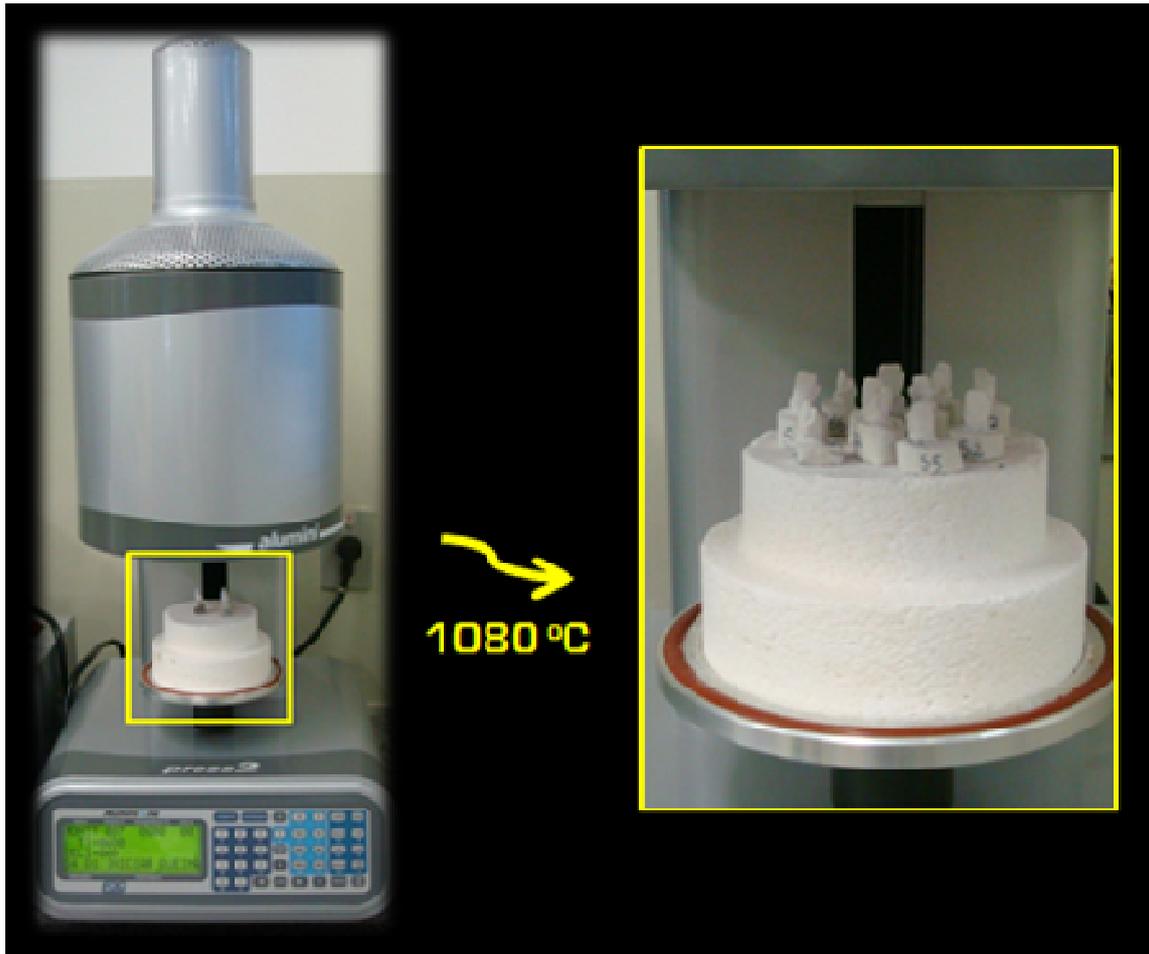


Figura 17. Processo de sinterização em forno para cerâmica Alumini Sinter Press II - EDG.

Em seguida, foi realizada a aplicação da cerâmica feldspática (Noritake EX-3, Nagoya, Japan) em camadas de dentina e esmalte e levado ao forno, a cada queima à temperatura de 920°C. Por último, foi realizado glaze natural à temperatura de 940°C sem vácuo (Figura 18).

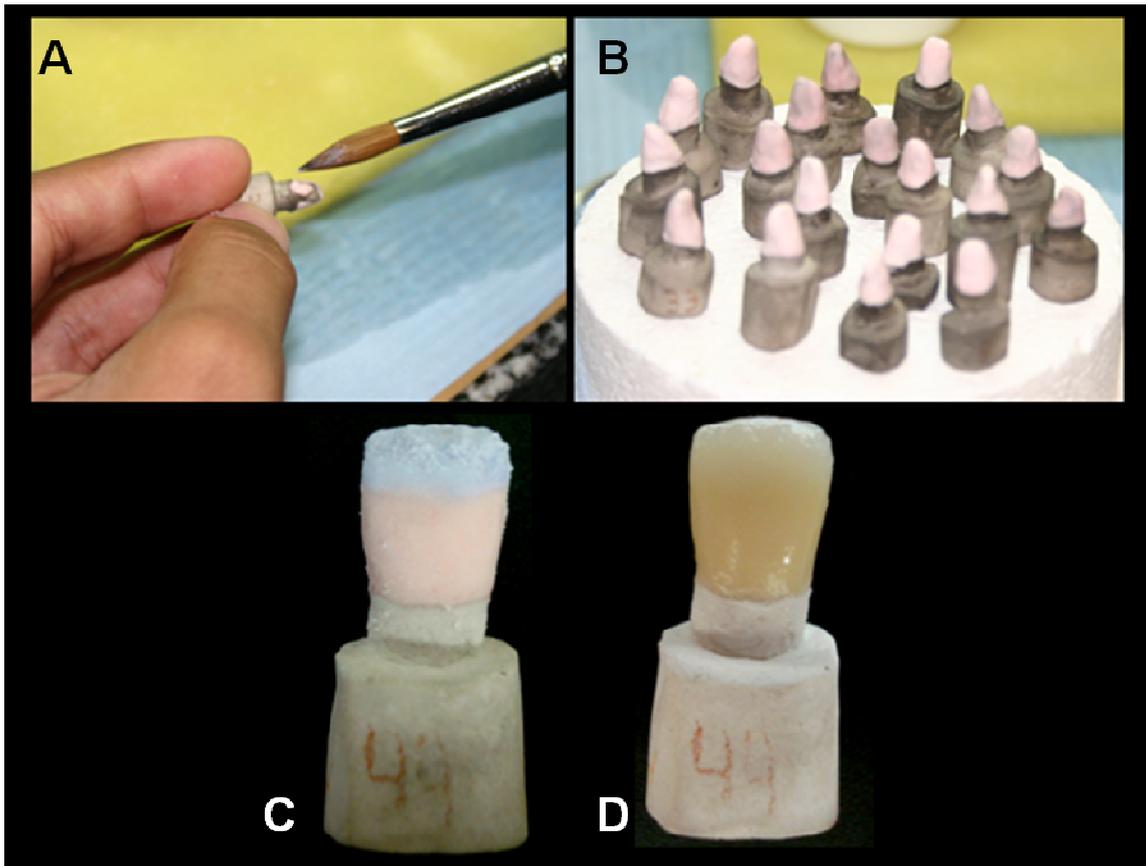


Figura 18. A: Aplicação de camada de dentina em cerâmica felsdpática; B: Primeira camada de dentina aplicada em todos os refratários; C: Aplicação de camada de dentina e esmalte em cerâmica felsdpática; D: Aspecto final da peça após glaze natural.

Em seguida, as restaurações cerâmicas foram desencluídas com brocas em baixa rotação (Nº703 PM, KG Sorensen, SP, Brazil) e jateadas cuidadosamente com óxido de alumínio, a uma pressão de 2 bars, cuidadosamente. Foi verificada a adaptação de cada faceta e coroa em sua amostra correspondente; lavadas com spray ar/ água por 60 segundos, e secas com ar. Para cimentação das restaurações indiretas foi seguido o protocolo proposto por Soares et al., (2005b) de condicionamento de cerâmica felsdpática, realizando o tratamento de superfície primeiramente com ácido hidrofúorídrico a 10% (Condac Porcelana, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 2 minutos, depois lavagem e secagem da peça, aplicado silano (Silano, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) por 1 minuto e cimentado com cimento auto adesivo

RelyX U100 (3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA) como descrito para cimentação do pino de fibra de vidro (Figura 19).

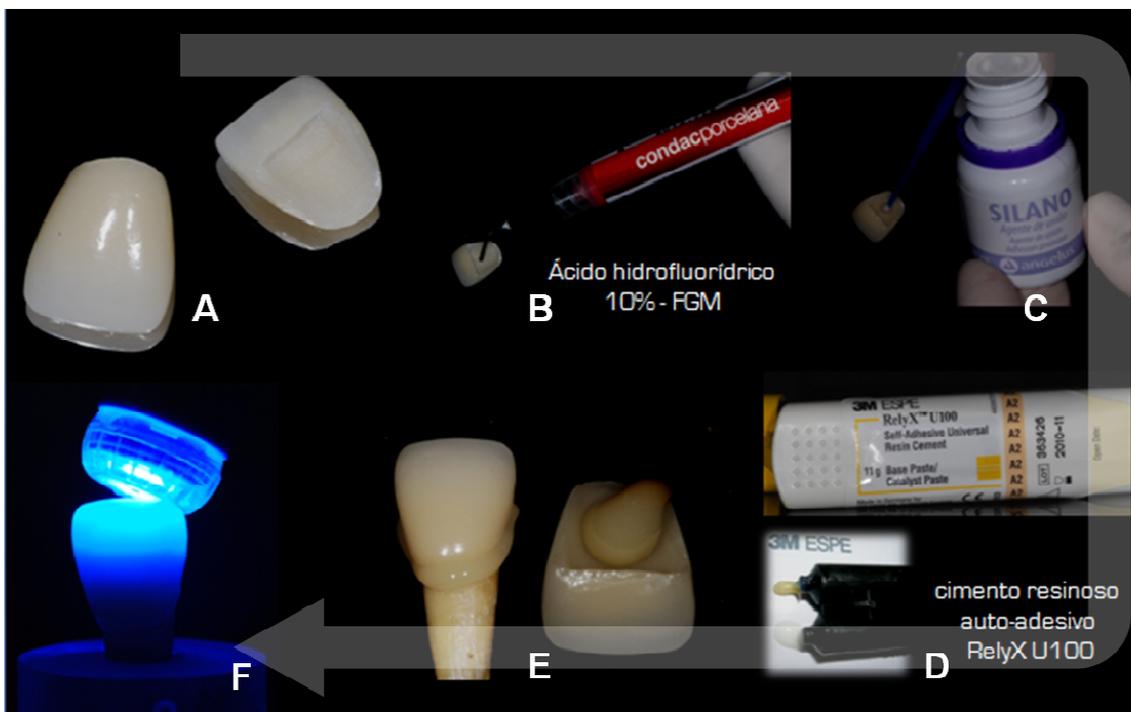


Figura 19. A: Restaurações indiretas em cerâmica feldspática; B: Condicionamento interno da peça com ácido hidrófluorídrico 10%; C: Agente de união silano; D: Cimento resinoso utilizado; E: Posicionamento do cimento no interior da faceta e faceta com cimento em posição; F: Fotopolimerização.

4.9. Simulação do ligamento periodontal

Antes da realização da ciclagem térmica, com o objetivo de reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, já confeccionado em resina de poliestireno, o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA) (Soares et al., 2005a). O Impregum Soft foi manipulado e inserido no alvéolo e o dente foi introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2 mm apicalmente à junção cimento-esmalte coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno (Figura 20).

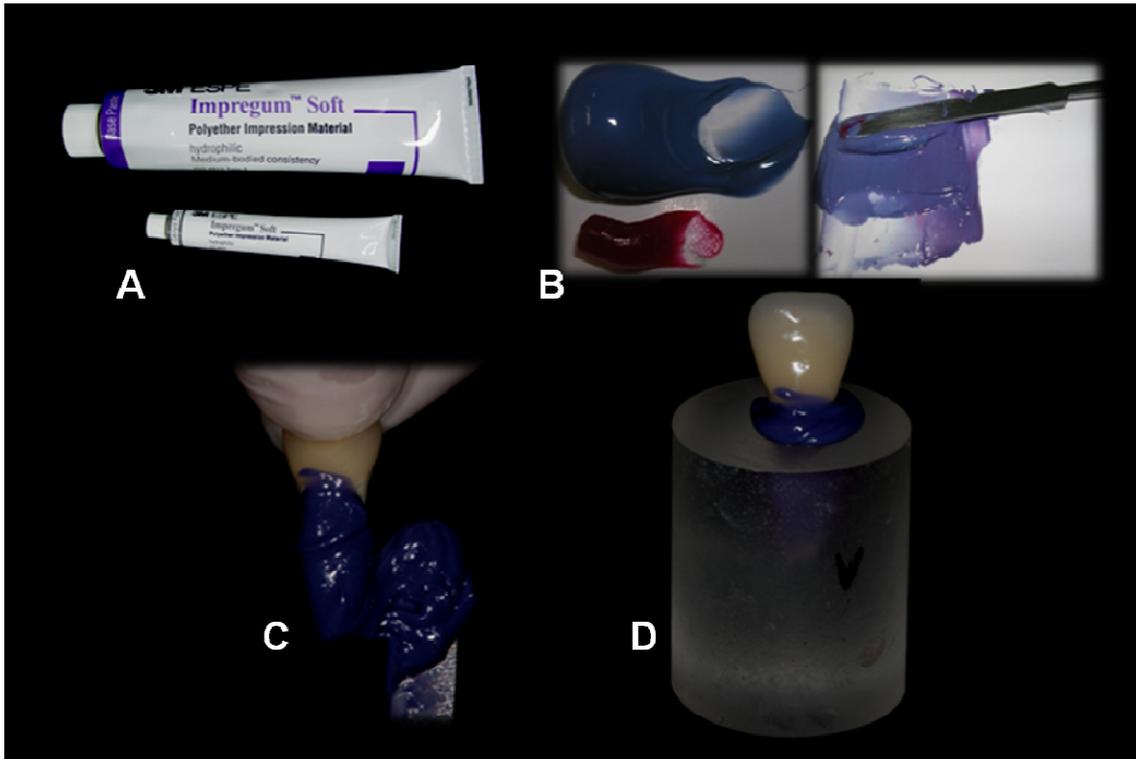


Figura 20. A: Material de moldagem a base de poliéter (Impregum Soft); B: Manipulação do material; C: Posicionamento do material em torno da raiz; D: Dente em posição no interior do alvéolo com material de moldagem.

4.10. Ciclagem térmica

Variações de temperatura foram induzidas em máquina de ciclagem térmica (Ciclador Térmico ER-26000, ERIOS, SP, Brasil). Todas as amostras foram submetidas a 6000 ciclos para simulação de 5 anos de uso clínico (Stappert et al., 2005; Naumann et al., 2006; Fischer et al., 2009; Hahnel et al., 2010; Naumann et al., 2010), sendo imersas em banhos com temperaturas entre 5°C, 37°C e 55°C, respectivamente. As amostras permaneciam em cada banho durante 30 segundos, e o tempo de transferência entre um banho e outro era de 10 segundos, resultando em 2 minutos para cada ciclo (Figura 21).

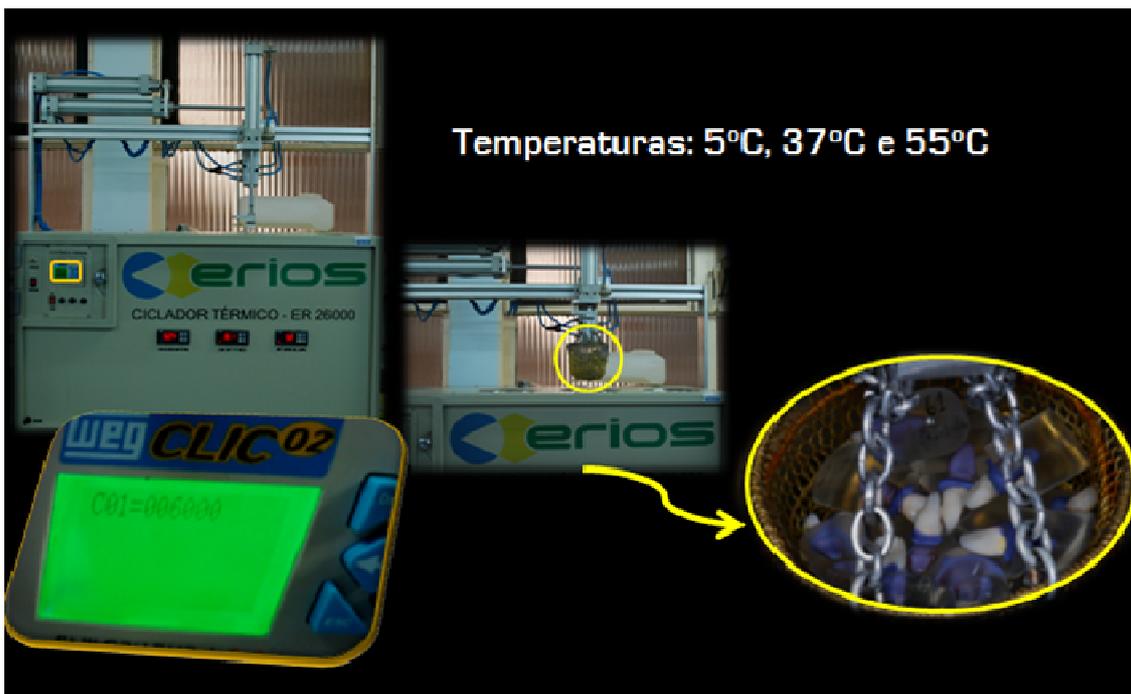


Figura 21. Ciclagem térmica para envelhecimento das amostras.

4.11. Ensaio mecânico de extensometria

Foram selecionadas cinco amostras de cada grupo para serem inicialmente submetidas ao ensaio de extensometria. Nestas amostras, extensômetros tipo PA-06-038AA-120-LEN (Excel Sensores, Embú, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,13 foram utilizados, especialmente desenvolvidos pela empresa para este estudo. Estes extensômetros apresentam como material de base polyimida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da 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 periodicamente conferida utilizando-se multímetro digital (MESCO DM-1000, São Paulo, SP, Brasil). Para fixação dos extensômetros, foi seguido o protocolo descrito por Soares et al. (2008b), sendo realizada a aplicação de ácido fosfórico a 37% (Condac 37; FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) durante 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Os extensômetros foram colados na dentina radicular, 1mm abaixo do limite cervical coronário nas superfície vestibular, paralelos ao longo

eixo do dente, e na superfície mesial, perpendicular ao longo eixo do dente no sentido vestibulo-lingual (Santos-Filho et al., 2008). Os extensômetros foram aderidos à estrutura dental com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figura 22).

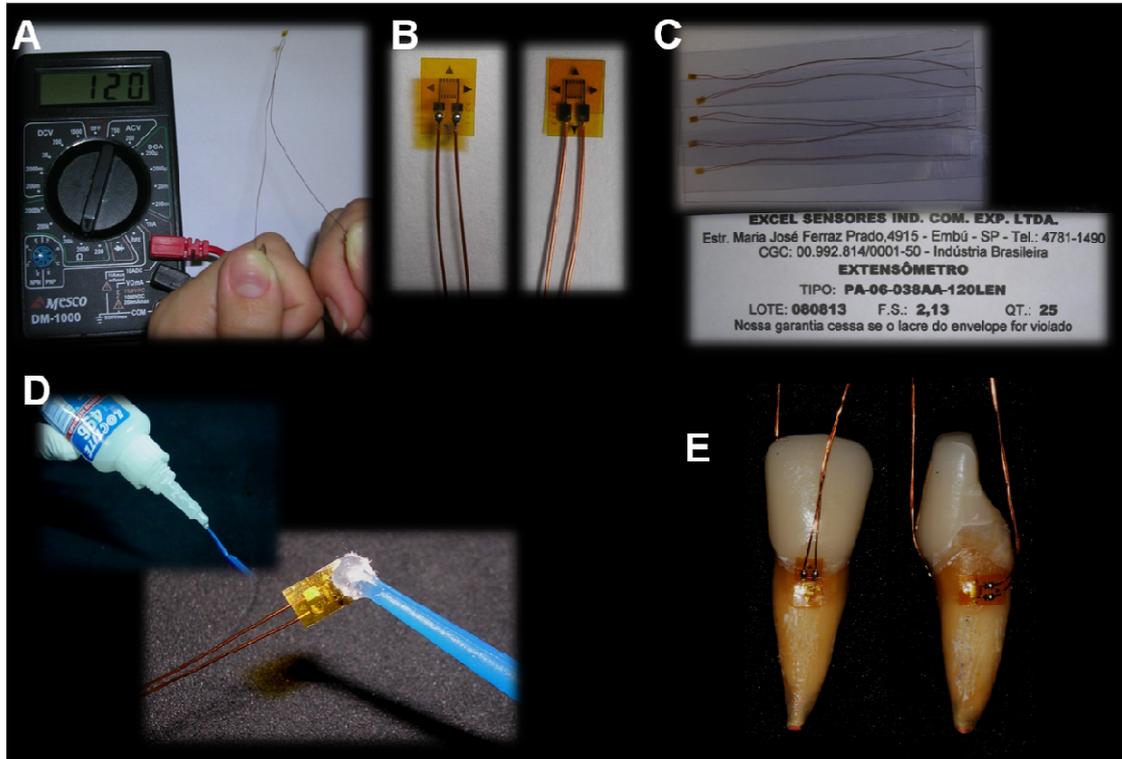


Figura 22. A: Aferição da resistência do extensômetro em multímetro digital; B: Frente e verso de extensômetro tipo PA-06-038AA-120-LEN (Excel Sensores); C: Especificações da embalagem dos extensômetros; D: Fixação dos extensômetros com adesivo a base de cianoacrilato; E: Extensômetros fixados nas posições vestibular e proximal da raiz dental.

O excesso de adesivo foi removido e os fios dos extensômetros conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, São Paulo, SP, Brasil). Como a medida de deformação de cada extensômetro foi obtida separadamente, os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone por canal, ou seja, o extensômetro de cada face foi conectado a outro extensômetro colado em amostra passiva (fora do processo de análise), servindo como amostra de compensação de alterações provocadas por variações de temperatura do ambiente. As amostras foram inseridas em dispositivo metálico para

sustentação e reforço do cilindro de resina, sendo posicionadas na máquina de ensaio mecânico (EMIC 2000DL, São José dos Pinhais, PR, Brasil) e submetidas a carregamento compressivo até 100 N sob velocidade de 0,5 mm/min. As amostras foram submetidas à aplicação de carga tangencial de compressão, na borda incisal, em um ângulo de 135° com o longo eixo do dente por meio de ponta cilíndrica (Gresnigt & Ozcan, 2007; Ozcan & Mese, 2009; Chun et al., 2010) (Figuras 23 e 24). Durante a aplicação da carga, a placa de aquisição de dados coletou 1 nível de microdeformação (μs) a cada 0,3 segundos. Após o ensaio de extensometria, as amostras foram reintegradas aos seus respectivos grupos para posterior ensaio de resistência à fratura.

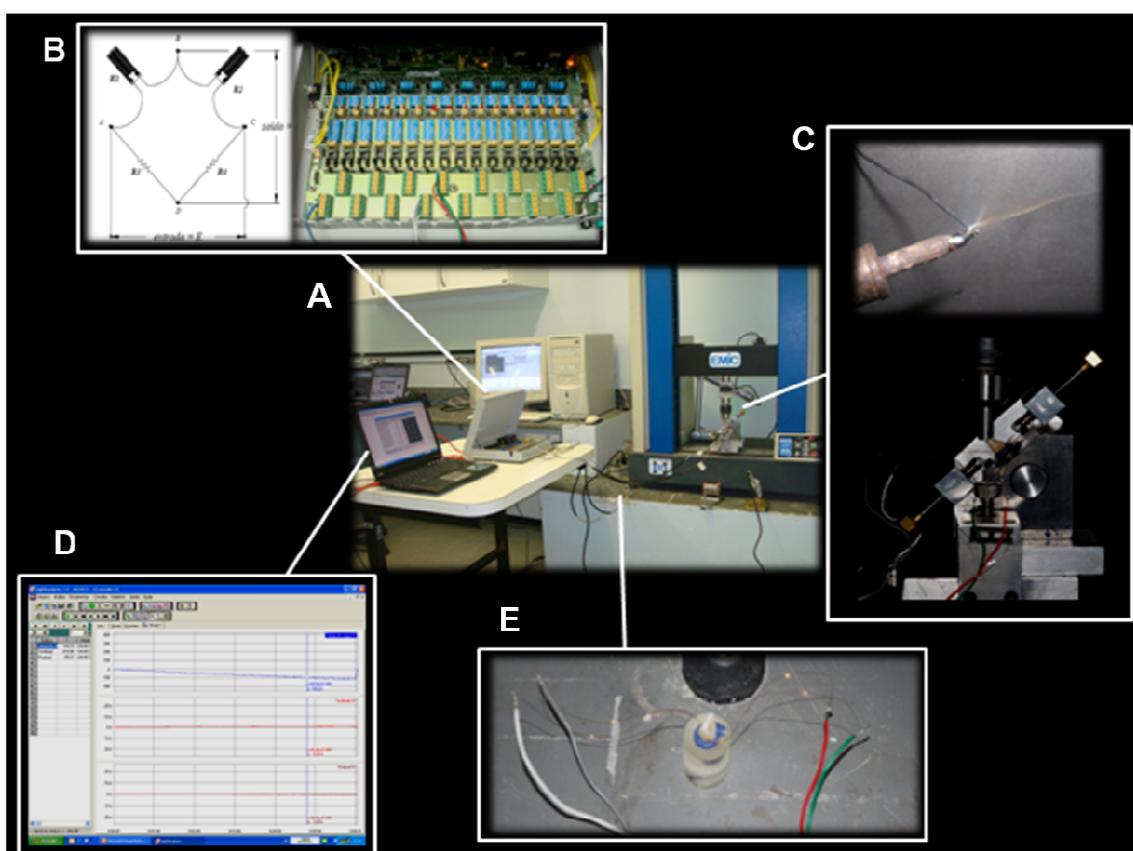


Figura 23. A: Aparato completo utilizado para o ensaio de extensometria; B: Placa de aquisição de dados com fios conectados em $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone por canal; C: Amostra em posição para teste com fios soldados; D: Leitura da deformação; E: Amostra passiva com fios soldados.

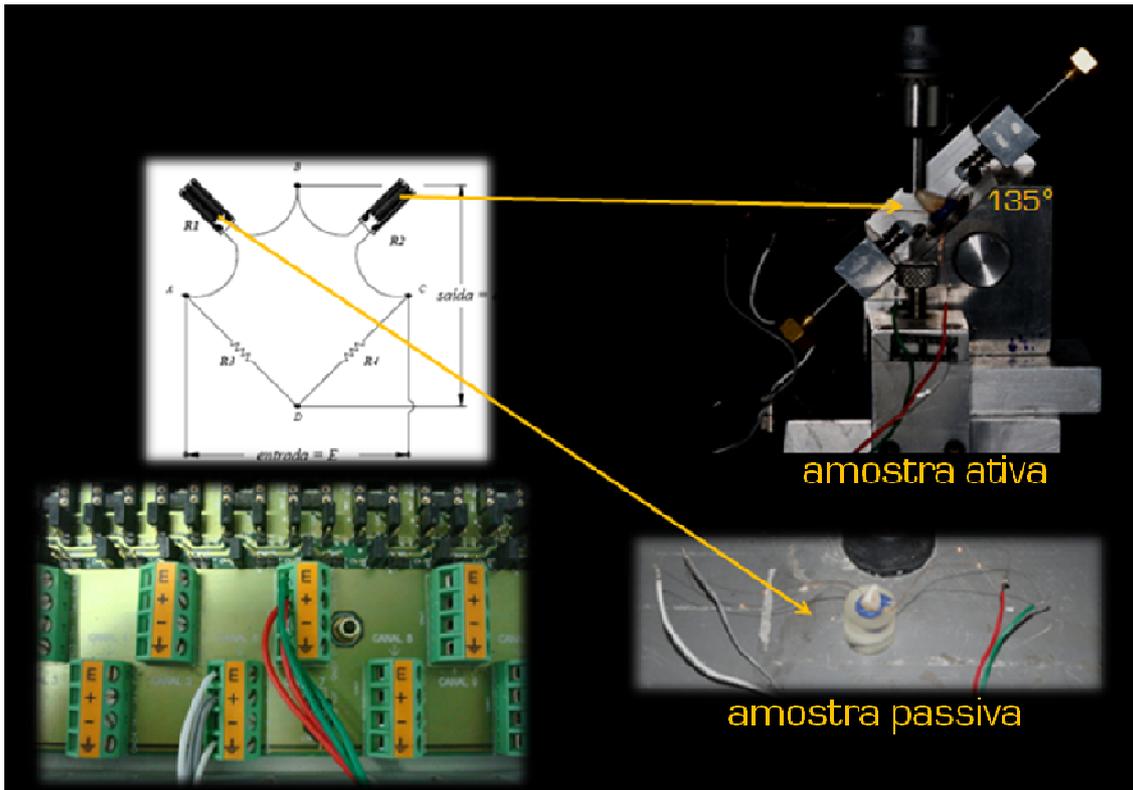


Figura 24. Circuito em $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone.

4.12. Ensaio mecânico de resistência à fratura

Para o ensaio de resistência à fratura, as amostras foram inseridas em dispositivo metálico para sustentação e reforço do cilindro de resina, sendo posicionadas na máquina de ensaio mecânico (EMIC 2000DL) e submetidas a carregamento compressivo sob velocidade de 0,5 mm/min até a fratura da amostra. O modo de aplicação de carga foi realizado na borda incisal, em um ângulo de 135° com o longo eixo do dente por meio de ponta cilíndrica (Gresnigt & Ozcan, 2007; Ozcan & Mese, 2009; Chun et al., 2010), assim como no ensaio de extensometria. A força (N) necessária para causar a fratura foi mensurada por meio de célula de carga de 500 Kgf ligada ao software (TESC, EMIC) (Figura 25). As amostras foram armazenadas depois do teste em água destilada para análise do padrão de fratura.

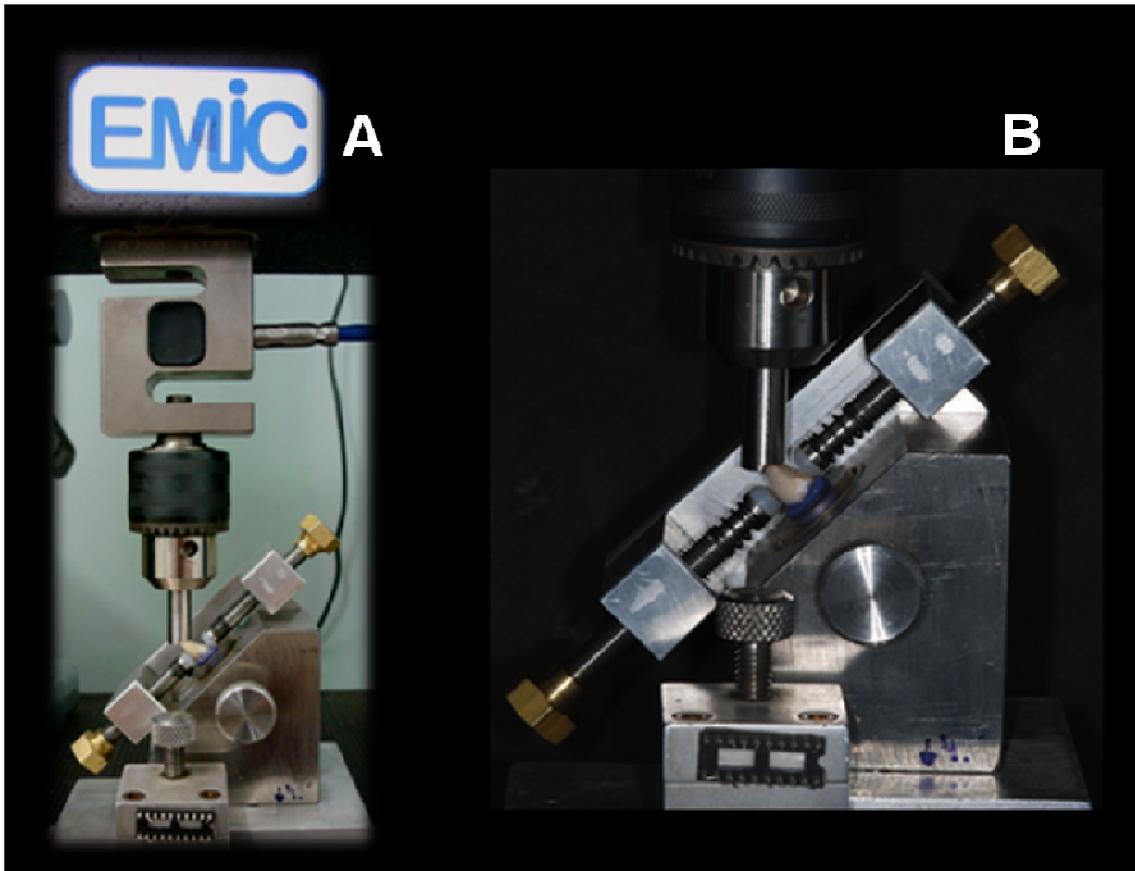


Figura 25. A: Dispositivo posicionado para ensaio com célula de carga de 500 Kgf em máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000); B: Amostra posicionada para ensaio em inclinação de 135° com ponta cilíndrica contatando na borda incisal.

4.13. Análise do padrão de fratura

Após o ensaio de resistência à fratura, as amostras foram analisadas para determinar o padrão de fratura, tendo como referência a classificação proposta por Potiket et al. (2004) e Chun et al. (2010) que foi modificada para este estudo (Figura 26):

Tipo I, fratura da porção coronária envolvendo menos que metade do dente e/ou restauração;

Tipo II, fratura da porção coronária envolvendo mais que metade do dente e/ou restauração fratura radicular no terço cervical;

Tipo III, fratura coesiva da restauração sem envolvimento dental;

Tipo IV, fratura do terço cervical da porção radicular.



Figura 26. Classificação dos níveis do padrão de fratura.

4.14. Análise estatística dos dados

Em uma análise inicial, os dados de extensometria e resistência à fratura dos nove grupos foram submetidos à análise de variância em fator único (ANOVA) e seguido pelo teste de Tukey Honestly Significant Difference (HSD) ($\alpha=,05$). Numa segunda análise, com o objetivo de determinar a influência dos 2 fatores envolvidos no estudo, inserção de retentor intra-radicular e técnica restauradora, foi aplicada a análise de variância fatorial (4x2) seguida pelo teste de Tukey (HSD). Para todos os testes foi utilizado nível de significância de $\alpha=0,05$.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Extensometria

Os valores médios e desvio padrão de deformação na superfície vestibular da raiz para todos os grupos experimentais comparados com e sem o grupo controle (IT) estão apresentados nas figuras 27 e 28, respectivamente. ANOVA em fator único demonstrou que não houve diferença significativa ($P=0,104$) entre os grupos testados para os valores de deformação radicular medido na superfície vestibular (Tabela I). ANOVA fatorial demonstrou que não houve significância para o fator presença de pino ($P=0,554$), técnica restauradora ($P=0,376$) e nem para a interação entre os dois fatores ($P<0,939$) (Tabela II).

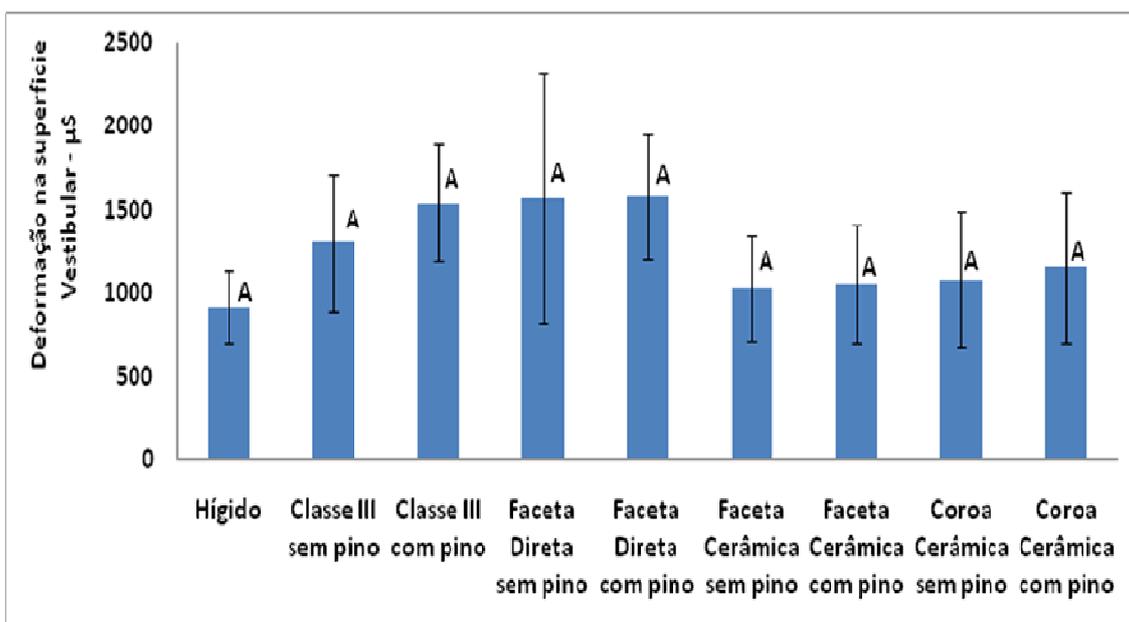


Figura 27. Gráfico de valores médios de deformação vestibular e categoria estatística. Letras iguais não são significativamente diferentes ($P<,05$).

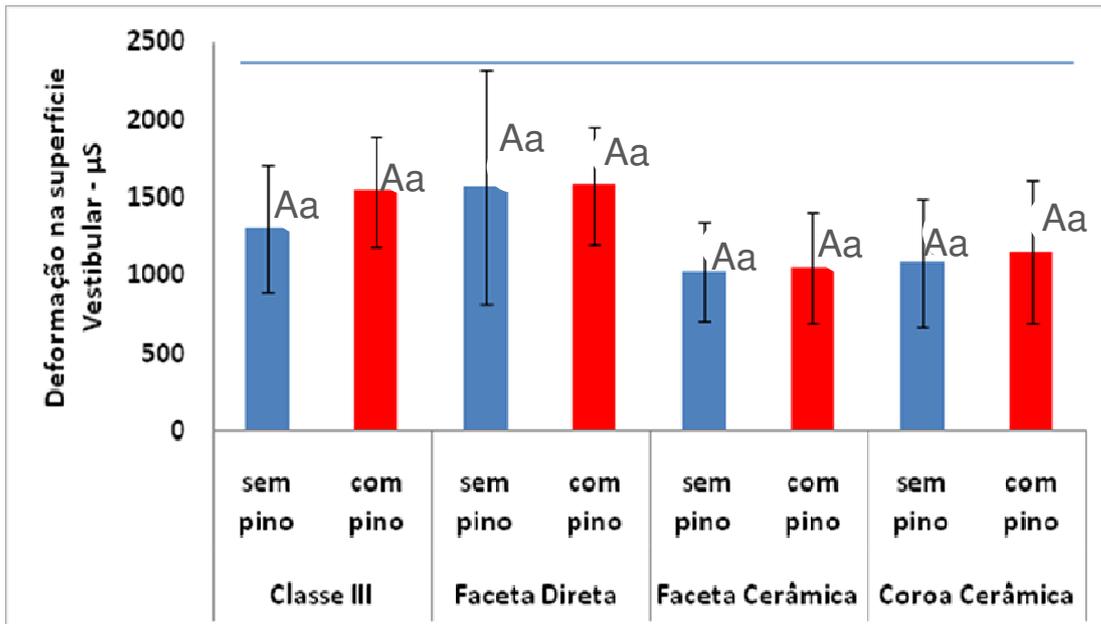


Figura 28. Gráfico de valores médios de deformação vestibular e categoria estatística. Letras diferentes significam diferença estatística. Letras maiúsculas usadas para técnica restauradora. Letras minúsculas usadas para presença de pino ($P < ,05$).

Tabela I. Análise de variância em fator único para os dados de deformação (μS) mensurada na superfície vestibular da raiz.

Fonte da Variação	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F Calculado	P
Entre grupos	8	2683836,57	335479,57	1,829	,104
Dentro dos grupos	36	6603370,06	183426,95		
Total	44	9287206,64			

Tabela II. Análise de variância fatorial (4X2) para os dados de deformação (μ S) mensurada na superfície vestibular da raiz dos grupos restaurados.

Fonte da Variação	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F Calculado	P
Técnica restauradora	3	1905853,20	635284,398	3,168	,376
Presença de pino	1	71789,19	71789,187	,358	,554
Técnica restauradora X presença de pino	3	80848,31	26949,438	,134	,939
Erro	32	6417589,08	200549,659		
Total	40	75157134,19			
Total Corrigido	39	8476079,78			

Os valores médios e desvio padrão de deformação na superfície proximal da raiz para todos os grupos experimentais comparados com e sem o grupo controle (IT) estão apresentados nas figuras 29 e 30, respectivamente. ANOVA em fator único demonstrou que existe diferença ($P < 0,001$) entre os grupos (Tabela III). O teste de Tukey demonstrou que os dentes restaurados com coroa ou com faceta em cerâmica (Cv, Cc, CvGfp, CcGfp), associados ou não ao uso de pino de fibra de vidro, apresentaram níveis de deformação na superfície proximal da raiz menores que os dentes hígidos (IT). Os dentes restaurados com faceta direta (Dcv, DcvGfp) com ou sem pino, e os dentes restaurados com Classe III associado ao uso de pino de fibra de vidro (RcGfp) apresentaram valores de deformação na superfície proximal da raiz semelhante ao grupo controle (IT). Os dentes restaurados com Classe III em resina composta sem uso de pino de fibra de vidro (Rc) apresentaram valores significativamente maiores que o grupo controle (Figura 29).

ANOVA fatorial demonstrou que houve significância para o fator presença de pino de fibra de vidro ($P = 0,006$), técnica restauradora ($P < 0,001$) e para a interação entre os dois fatores ($P = 0,02$) (Tabela IV). O teste de Tukey demonstrou que dentes restaurados com coroa e faceta de cerâmica (Cv, Cc, CvGfp, CcGfp), apresentaram níveis de deformação na superfície proximal da raiz menores que os dentes restaurados com faceta direta em resina composta

(Dcv, DcvGfp). Por outro lado, os dentes restaurados com faceta direta (Dcv, DcvGfp) apresentaram valores de deformação na proximal menores que os dentes restaurados com Classe III (Rc, RcGfp). O emprego de pinos de fibra de vidro não alterou significativamente a deformação na superfície proximal dos dentes restaurados com coroa e faceta em cerâmica (Cv, Cc, CvGfp, CcGfp) e com faceta direta em resina composta (Dcv, DcvGfp). Por outro lado o uso de pinos de fibra de vidro reduziu significativamente a deformação radicular medida na superfície proximal em dentes com Classe III restaurados apenas com resina composta (Figura 30).

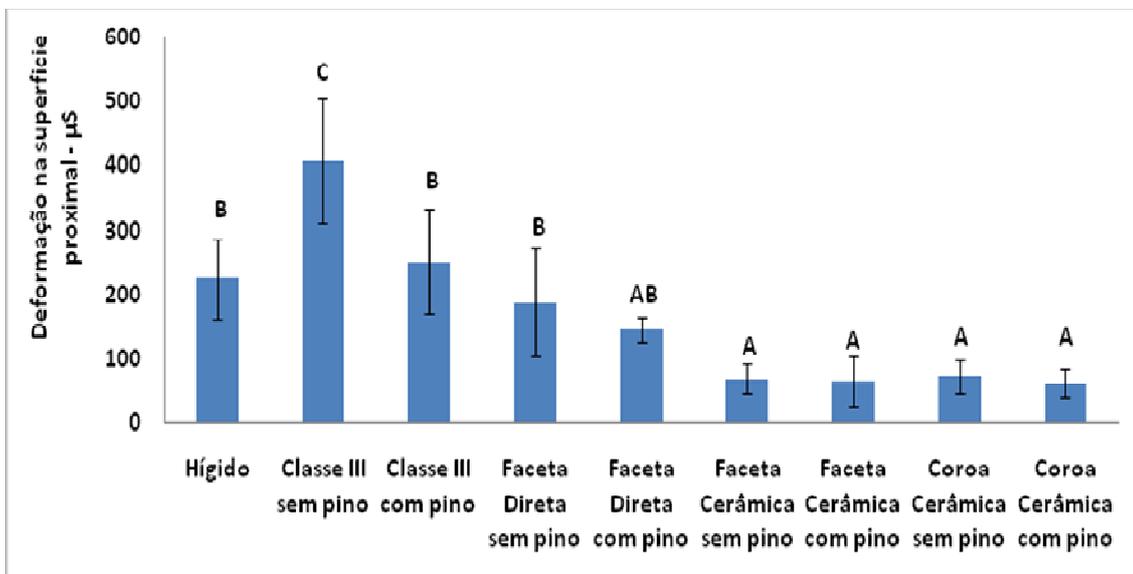


Figura 29. Gráfico de valores médios de deformação proximal e categoria estatística. Letras diferentes representam diferenças significativas ($P < ,05$).

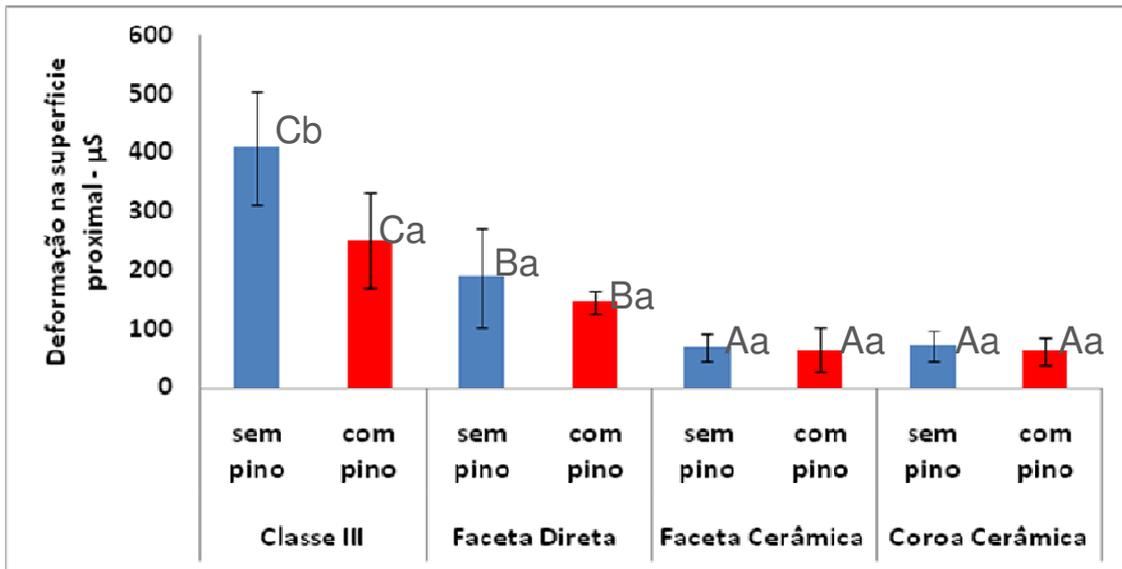


Figura 30. Gráfico de valores médios de deformação proximal e categoria estatística. Letras maiúsculas diferentes representam diferenças significativas para técnica restauradora. Letras minúsculas diferentes representam diferenças significativas para presença de pino ($P < ,05$).

Tabela III. Análise de variância em fator único para os dados de deformação (μS) mensurada na superfície proximal da raiz.

Fonte da Variação	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F Calculado	P
Entre grupos	8	545700,35	68212,55	20,173	,000
Dentro dos grupos	36	121728,75	3381,35		
Total	44	667429,11			

Tabela IV. Análise de variância fatorial (4X2) para os dados de deformação (μ S) mensurada na superfície proximal da raiz dos grupos restaurados.

Fonte da Variação	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F Calculado	P
Técnica restauradora	3	28608,59	28608,59	8,64	,006
Presença de pino	1	459722,10	153240,71	46,28	,000
Técnica restauradora X presença de pino	3	37609,86	12536,60	3,79	,020
Erro	32	105955,70	3311,12		
Total	40	1632353,15			
Total Corrigido	39	631896,25			

5.2. Resistência à Fratura

Os valores médios e desvio padrão de resistência à fratura dos grupos experimentais estão apresentados na Tabela V. ANOVA em fator único demonstrou que existe diferença significativa ($P=,000$) entre os grupos com respeito a resistência à fratura (Tabela VI). O teste de Tukey demonstrou que o grupo controle (IT) e os dentes restaurados com Classe III em resina composta, associados ou não ao uso de pino de fibra de vidro (Rc, RcGfp), apresentaram valores de resistência à fratura superiores aos demais grupos ($P<,05$). ANOVA fatorial para os dados de resistência à fratura revelou que o fator técnica restauradora ($P=,000$) foi significativa (Tabela VII). Por outro lado, o fator presença de pino ($P=,959$), e a interação entre os dois fatores ($P=,605$) não foi significativa. O teste de Tukey demonstrou que o grupo restaurado com resina composta (Rc) apresentou valores de resistência à fratura superiores aos demais grupos (Tabela VIII).

Tabela V. Valores médios de resistência à fratura (N), desvio padrão e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

Grupos	Resistência à fratura (N) e Desvio Padrão	Análise estatística
RcGfp (Classe III com pino)	894,1 (397,4)	A
IT (Controle)	844,8 (186,5)	AB
Rc (Classe III sem pino)	838,8 (197,1)	AB
DcvGfp (Faceta Direta com pino)	612,1 (154,6)	BC
Cv (Faceta Cerâmica sem pino)	562,3 (138,6)	C
Dcv (Faceta Direta sem pino)	559,4 (129,0)	C
CvGfp (Faceta Cerâmica com pino)	484,3 (97,2)	C
Cc (Coroa Cerâmica sem pino)	470,9 (121,7)	C
CcGfp (Coroa Cerâmica com pino)	432,1 (89,1)	C

*Letras diferentes indicam diferença estatística ($P < 0,05$).

Tabela VI. Análise de variância em fator único para os dados de resistência à fratura.

Fonte da Variação	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F Calculado	P
Entre grupos	8	2549869,00	318733,62	8,87	,000
Dentro dos grupos	81	2911705,40	35946,98		
Total	89	5461574,40			

Tabela VII. Análise de variância fatorial (4X2) para os dados de resistência à fratura dos grupos restaurados.

Fonte da Variação	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F Calculado	P
Técnica restauradora	3	1979031,10	659677,03	18,277	,000
Presença de pino	1	96,80	96,80	0,003	,959
Técnica restauradora X presença de pino	3	67027,30	22342,43	0,619	,605
Erro	72	2598759,80	36093,89		
Total	80	34096560,00			
Total Corrigido	79	4644915,00			

Tabela VIII. Valores médios de resistência à fratura (N), desvio padrão e categoria estatística pelo teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

Técnica restauradora	Retentor Intra-radicular	
	Sem pino de fibra de vidro	Gfp (com pino de fibra de vidro)
Rc (Classe III em resina composta)	838,8 (197,1) ^{Aa}	894,1 (397,4) ^{Aa}
Dcv (Faceta direta em resina composta)	559,4 (129,0) ^{Ba}	612,1 (154,6) ^{Ba}
Cv (Faceta cerâmica)	562,3 (138,6) ^{Ba}	484,3 (97,2) ^{Ba}
Cc (Coroa Cerâmica)	470,9 (121,7) ^{Ba}	432,1 (89,1) ^{Ba}

*Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística na vertical e letras minúsculas representam análise no sentido horizontal.

5.3. Padrão de Fratura

A distribuição do padrão de fratura está descrito na Tabela IX. Fratura da porção coronária envolvendo menos que metade do dente e/ou restauração (tipo I) foi predominante para o grupo controle (100%) e para dentes restaurados com resina composta e pino de fibra de vidro (80%). Os dentes restaurados com faceta direta em resina composta sem pino apresentaram prevalência (60%) de fraturas no terço cervical da raiz (Tipo IV). Os grupos restaurados com cerâmica feldspática apresentaram fraturas coesivas da restauração sem envolvimento dental (Tipo III) em 90%.

Tabela IX. Distribuição do padrão de fratura entre os grupos.

Grupos	Tipo de fratura			
	I	II	III	IV
IT (Controle)	10	-	-	-
Rc (Resina composta)	6	2	-	2
RcGfp (Resina composta com pino)	8	1	-	1
Dcv (Faceta direta)	1	1	2	6
DcvGfp (Faceta direta com pino)	5	-	2	3
Cv (Faceta indireta)	-	1	8	1
CvGfp (Faceta indireta com pino)	1	-	9	-
Cc (Coroa Cerâmica)	-	-	9	1
CcGfp (Coroa cerâmica com pino)	-	-	10	-

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A hipótese de que o comportamento mecânico de dentes anteriores tratados endodonticamente não é afetado pelas diferentes técnicas restauradoras, nem pela presença de pino de fibra de vidro, foi rejeitada. O comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente foi afetado pela técnica restauradora. Porém o uso de pinos não resultou em alteração no comportamento biomecânico. As interações entre várias combinações destes fatores foram avaliadas medindo as deformações (μS) e resistência à fratura, e observando o padrão de fratura (Santos-Filho et al., 2008; Soares et al., 2008a; da Silva et al., 2010; Santana et al., 2011).

A cavidade oral experimenta ciclagem térmica durante a ingestão de alimentos, assim como carga funcional, que podem conduzir a um processo lento de degradação estrutural, referido freqüentemente como “fadiga” (Ma et al., 2009). As variações térmicas incrementam a infiltração marginal na interface dente/compósito e diminuem a resistência à fratura dos dentes restaurados (Chun et al., 2010). Neste estudo, as amostras foram submetidas a 6000 ciclos térmicos para simulação de 5 anos de uso clínico antes dos testes, com a finalidade de envelhecimento das amostras (Stappert et al., 2005; Naumann et al., 2006; Fischer et al., 2009; Hahnel et al., 2010; Naumann et al., 2010).

A padronização das amostras é essencial para obter resultados comparáveis, já que a deformação e a resistência à fratura dependem da geometria do dente (da Silva et al., 2010). A similaridade obtida neste estudo esteve de acordo com outros estudos que permitiram um desvio máximo de 10% de uma média determinada (Soares et al., 2006; Soares et al., 2008a; Santana et al., 2011). Entretanto, mesmo sendo aceitável este desvio de 10% as dimensões dos dentes, a forma e morfologia pode explicar a variabilidade dos resultados, especialmente nos valores de deformação.

A evidência clínica indica que falhas adesivas em restaurações de facetas são mais freqüentes em casos de restaurações existentes (Baratieri et al., 2000; Peumans et al., 2000; Ozcan & Mese, 2009). A extensão do preparo no espaço proximal na direção palatina é requerida clinicamente se o objetivo é

“corrigir” a posição do dente com facetas ou no caso de restaurações pré-existentes em resina composta (Chun et al., 2010). Neste estudo, foi realizado preparo padronizado de duas cavidades Classe III na superfície mesial e distal dos incisivos que removeram aproximadamente 25% do volume da estrutura dental coronária, para simular a situação clínica de dentes anteriores superiores tratados endodonticamente severamente comprometidos. Estas situações clínicas geram dúvidas para os profissionais de qual o melhor planejamento reabilitador, se é necessário o uso de retentor intra-radicular ou restauração indireta para melhorar o comportamento biomecânico. Esta dicotomia levanta importante questão a respeito de qual o procedimento restaurador ideal para os incisivos tratados endodonticamente com estrutura severamente comprometida.

As amostras deste estudo foram submetidas a carregamento estático em testes não destrutivos e destrutivos. Os resultados mostraram que os extensômetros aderidos na superfície vestibular e proximal puderam detectar diferenças entre os procedimentos restauradores testados (da Silva et al., 2010). Vários estudos têm demonstrado que quando um dente unirradicular é submetido a forças aplicadas no seu longo eixo, tensões de compressão e tração são geradas nas superfícies vestibular e lingual do terço cervical da raiz (Yoldas et al., 2005; Gresnigt & Ozcan, 2007; Ozcan & Mese, 2009; Chun et al., 2010). Os resultados obtidos neste estudo para valores de deformação na superfície vestibular não mostrou nenhuma diferença entre os grupos, provavelmente devido ao ponto de aplicação do carregamento, o qual resultou em tensões de compressão na superfície vestibular da raiz. O outro aspecto é, mesmo que os incisivos tenham sido estruturalmente comprometidos, a estrutura coronária da dentina foi mantida parcialmente para todos os grupos experimentais, principalmente na superfície vestibular, o que restringiu a deformação da raiz nesta direção.

A mensuração da deformação precedente à fratura pode contribuir a melhor compreensão do processo da falha até a ruptura final (Soares et al., 2008a). A fixação dos extensômetros em locais que coincidem com a prevalência de fraturas em ensaios laboratoriais é fundamental para relacionar

os achados das metodologias de forma associada (da Silva et al., 2010). Na direção horizontal, na qual o extensômetro foi aderido na face proximal, os valores de deformação se relacionam com as tensões de tração na superfície proximal da raiz, que tem início no interior do canal radicular e podem se propagar por meio de trincas, provocando fraturas radiculares (Santos-Filho et al., 2008). Grupos restaurados com coroa total e faceta indireta em cerâmica apresentaram valores menores de deformação proximal que os dentes hígidos (grupo controle). As cerâmicas possuem alto módulo de elasticidade e baixa capacidade de deformação, conseqüentemente, tendem a concentrar tensões no interior da restauração (Soares et al., 2006), assim o material fratura antes de que essas tensões possam ser transferidas ao dente.

O fator da adesão, relacionado à união da restauração de resina composta à estrutura dental, promovem a formação de um corpo único (Soares et al., 2008b). Os grupos restaurados com faceta direta em resina composta (Dcv, DcvGfp) apresentaram valores similares de deformação na superfície proximal ao grupo controle, provavelmente por causa da similaridade das propriedades mecânicas entre a resina composta e a estrutura dentinária (Soares et al., 2008b). Dentes restaurados com resina composta sem pino de fibra de vidro (Rc) apresentaram valores mais altos de deformação proximal que o grupo controle (IT); provavelmente a quantidade de estrutura dental perdida não foi totalmente recuperada pelas restaurações da Classe III e o acesso endodôntico. Esta deformação proximal mais elevada deve ser analisada com cuidado sobre a fadiga mecânica, provavelmente a estrutura dental remanescente poderia ter sido comprometida durante a função.

Na análise biomecânica, os ensaios mecânicos destrutivos usados para determinar a resistência à fratura são importantes meios de análise do comportamento de estruturas dentais e materiais restauradores em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade. Estes testes normalmente produzem forças que excedem as forças médias de mastigação que acontecem na boca, por exemplo, na região anterior varia entre 22 e 222N (Gresnigt & Ozcan, 2007; Ozcan & Mese, 2009; Chun et al., 2010). De acordo com os resultados deste estudo, o grupo controle e os grupos restaurados com

resina composta Classe III (Rc, RcGfp) apresentaram valores altos de resistência à fratura, o que foi significativo quando comparado aos outros grupos ($P < ,05$). Estes achados estão de acordo com os resultados clínicos encontrados por Signore et al., 2009, que demonstraram em um estudo clínico de 5,3 anos que dentes anteriores tratados endodonticamente com presença de 3 ou 4 paredes coronárias apresentam média de sobrevivência mais alta.

Os resultados deste estudo também mostraram que a presença de pino não foi significativa (Baratieri et al., 2000), confirmando assim que pinos não reforçam a raiz, sua função principal é promover retenção ao núcleo de preenchimento, e por consequência, da restauração (Heydecke et al., 2002b; Bateman et al., 2003; Schwartz & Robbins, 2004; Signore et al., 2009). Embora os incisivos tenham sido estruturalmente debilitados pela realização do tratamento endodôntico e de duas cavidades Classe III, eles continuaram apresentando remanescente dentinário suficiente para manter o complexo tensão-deformação de maneira similar aos dentes hígidos. Os dentes restaurados somente com resina composta apresentaram uma resistência mais elevada comparada às outras técnicas restauradoras (Tabela VIII). Este comportamento pode ser explicado porque as restaurações de resina composta ligadas à dentina ou esmalte apresentam um comportamento mecânico (resistência à fratura e rigidez) semelhante ao dente hígido (Dietschi et al., 2007), e que a máxima preservação da estrutura dental é importante para longevidade do complexo dente-restauração (Bateman et al., 2003; Dietschi et al., 2007; Soares et al., 2008b).

Neste estudo, restaurações com facetas diretas e indiretas não apresentaram diferença significativa; semelhante ao encontrado por Gresnigt & Ozcan, 2007. É importante considerar a relevância clínica deste achado. A conservação de estrutura dental (Mahn & Polack, 2009) e a seleção de material restaurador adesivo direto com comportamento biomecânico similar aos dentes hígidos parece ser alternativa rápida, de custo relativamente baixo (Soares et al., 2008b) quando comparada com restaurações indiretas. No entanto, as cerâmicas são consideradas como material biocompatível e mais estético com a habilidade de simular o esmalte dental (Peumans et al., 2000). Além disso,

restaurações dentais não falham somente pela fratura, mas também por infiltração marginal, desgaste, degradação das margens. No entanto, estes aspectos não foram analisados neste estudo. Contudo, a cerâmica apresenta melhor comportamento com relação a estes fatores do que a resina composta (Peumans et al., 2000; Castelnuovo et al., 2000; Mahn & Polack, 2009).

Com respeito à análise do padrão de fratura, observou-se que o grupo controle apresentou predominantemente (100%) fraturas da porção coronária envolvendo menos que metade do dente e/ou restauração (Tipo I). Os dentes restaurados com resina composta e pino de fibra de vidro apresentaram uma distribuição similar do padrão de fratura (80%). Isto pode provavelmente ser explicado pelo uso de resina composta associada com pino de fibra de vidro, com adequada formação de complexo adesivo único, proporcionando distribuição favorável de tensões neste conjunto (Pegoretti et al., 2002; Bateman et al., 2003; Santana et al., 2011).

Dentes restaurados com facetas diretas em resina composta sem pino de fibra de vidro (Dcv) apresentaram número elevado de fraturas do terço cervical da porção radicular (60%) comparadas com o grupo que utilizou a mesma técnica restauradora associada a pino de fibra de vidro (DcvGfp). D'Arcangelo et al., (2010) também concluem que pinos de fibra de vidro podem ser indicados para restaurações de dentes anteriores tratados endodonticamente restaurados com facetas. Todos os grupos restaurados com cerâmica feldspática mostraram prevalência (90%) de fraturas coesivas das restaurações sem envolvimento dental. Um fator importante neste comportamento é a alta friabilidade (Strub & Beschnidt, 1998; Castelnuovo et al., 2000; Soares et al., 2005b; Soares et al., 2006) deste material, já que as cerâmicas tendem a concentrar tensões no interior da sua estrutura, quando comparadas com as restaurações de resina composta.

Neste estudo existem algumas limitações como a falta de ciclagem mecânica. Estudos clínicos são necessários para validar os resultados desta investigação, assim como a associação de metodologias como a análise por elementos finitos, que pode melhor elucidar a distribuição de tensões em todas as estruturas que envolvem o complexo dente-restauração. Entretanto,

baseado em perspectiva clínica, é sugerido que a conservação da estrutura dental e a seleção de um adequado procedimento restaurador, associado às expectativas do paciente e sua condição financeira, são cruciais para garantir um bom comportamento biomecânico, melhorando assim, o prognóstico de dentes anteriores tratados endodonticamente severamente comprometidos.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo *in vitro*, as seguintes conclusões podem ser descritas:

- 1- A presença de pino de fibra de vidro não aumenta a resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente e com estrutura severamente comprometida.
- 2- O uso de pino de fibra de vidro em incisivos tratados endodonticamente restaurados com faceta direta em resina composta reduz fraturas radiculares, e também reduz a deformação proximal.
- 3- Incisivos tratados endodonticamente restaurados com resina composta (Rc) associados ou não com pino de fibra de vidro, apresentaram alta resistência à fratura quando comparados aos outros tipos de técnicas restauradoras (Dcv,Cv,Cc).
- 4- Restaurações indiretas (facetadas e coroas cerâmicas) apresentaram fraturas envolvendo somente o material restaurador.
- 5- A perda de estrutura dental tem influência direta nos valores de deformação e resistência à fratura do remanescente dental de incisivos tratados endodonticamente.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Akkayan B, Gulmetz T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent.** 2002;87(4):431-7.
2. Baratieri LN, De Andrada MA, Arcari GM, Ritter AV. Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. **J Prosthet Dent.** 2000 Aug;84(2):180-4.
3. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Oper Dent.** 2006;31(1):47-54.
4. Barnes D, Gingell JC, George D, Adachi E, Jefferies S, Sundar VV. Clinical evaluation of an all-ceramic restorative system: a 36-month clinical evaluation. **Am J Dent.** 2010 Apr;23(2):87-92.
5. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. **Br Dent J.** 2003 Jul 12;195(1):43-8.
6. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. **J Prosthet Dent.** 2003 May;89(5):479-88.
7. Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. **J Prosthet Dent.** 2000 Feb;83(2):171-80.
8. Chun YH, Raffelt C, Pfeiffer H, Bizhang M, Saul G, Blunck U, Roulet JF. Restoring strength of incisors with veneers and full ceramic crowns. **J Adhes Dent.** 2010 Feb;12(1):45-54.
9. da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. **J Prosthet Dent.** 2010 Nov;104(5):306-17.
10. 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. **J Endod.** 2011 Mar;37(3):398-402.

11. D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M, Caputi S. Fracture resistance and deflection of pulpless anterior teeth restored with composite or porcelain veneers. **J Endod.** 2010 Jan;36(1):153-6.
12. Davidson CL, Abdalla AI. Effect of occlusal load cycling on the marginal integrity of adhesive Class V restorations. **Am J Dent.** 1994 Apr;7(2):111-4.
13. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. **Quintessence Int.** 2007 Oct;38(9):733-43.
14. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. **Int J Prosthodont.** 2001 Jul-Aug;14(4):355-63. Review.
15. Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. **J Dent.** 2009 Jul;37(7):549-53.
16. Fokkinga Wietske A, Kreulen Cees M, Bronkhorst Ewald M, Creugers Nico HJ. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. **J Dent.** 2007 Oct;35(10):778-786.
17. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. **J Dent.** 1999 Feb;27(2):89-99.
18. Geminiani A, Lee H, Feng C, Ercoli C. The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. **J Prosthet Dent.** 2010 May;103(5):275-82.
19. Gresnigt MM, Ozcan M. Fracture strength of direct versus indirect laminates with and without fiber application at the cementation interface. **Dent Mater.** 2007 Aug;23(8):927-33.
20. Groten M. Complete esthetic and functional rehabilitation with adhesively luted all-ceramic restorations--case report over 4.5 years. **Quintessence Int.** 2007 Oct;38(9):723-31.

21. Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. **Oper Dent.** 2010 Jul-Aug;35(4):412-9.
22. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. **J Prosthet Dent.** 2002a;87(4):438-45.
23. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. **J Prosthet Dent.** 2002b Apr;87(4):380-6
24. Ma PS, Nicholls JI, Junge T, Phillips KM. Load fatigue of teeth with different ferrule lengths, restored with fiber posts, composite resin cores, and all-ceramic crowns. **J Prosthet Dent.** 2009 Oct;102(4):229-34.
25. Magne P, Magne M, Belser UC. Adhesive restorations, centric relation, and the Dahl principle: minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion. **Eur J Esthet Dent.** 2007 Autumn;2(3):260-73.
26. Mahn DH, Polack MA. Esthetic rehabilitation of maxillary incisors in conjunction with flapless surgical techniques, an implant zirconia crown, and porcelain veneers. **J Esthet Restor Dent.** 2009;21(5):294-302.
27. Medige J, Deng Y, Yu X, Davis EL, Joynt RB. Effect of restorative materials on cuspal flexure. **Quintessence Int.** 1995;26:571-6.
28. Menezes MS, Queiroz EC, Campos RE, Martins LR, Soares CJ. Influence of endodontic sealer cement on fibreglass post bond strength to root dentine. **Int Endod J.** 2008;41(6):476-84.
29. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. **J Endod.** 2006 Jan;32(1):44-7.
30. Naumann M, Preuss A, Rosentritt M. Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups, and all-ceramic crowns: an in vitro evaluation after chewing simulation. **Acta Odontol Scand.** 2006 Feb;64(1):31-6.

31. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. In vitro performance of self-adhesive resin cements for post-and-core build-ups: influence of chewing simulation or 1-year storage in 0.5% chloramine solution. **Acta Biomater.** 2010 Nov;6(11):4389-95.
32. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. **J Prosthet Dent.** 2003 Apr;89(4):360-7.
33. Ozcan M, Mese A. Fracture strength of indirect resin composite laminates to teeth with existing restorations: an evaluation of conditioning protocols. **J Adhes Dent.** 2009 Oct;11(5):391-7.
34. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials** 2002;23:2667-82.
35. Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. **J Dent Res.** 1983;62(6):760-3.
36. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. **J Dent.** 2000 Mar;28(3):163-77.
37. Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** 2002;88(3):302-6.
38. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent.** 2004;92:491-5.
39. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod.** 1989;15:512-6.
40. Salvi GE, Siegrist Guldener BE, Amstad T, Joss A, Lang NP. Clinical evaluation of root filled teeth restored with or without post-and-core systems in a specialist practice setting. **Int Endod J.** 2007 Mar;40(3):209-15

41. 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. **Int Endod J.** 2011 May;44(5):386-94.
42. 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. **Int Endod J.** 2008;41(6):493-501.
43. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J Endod.** 2004;30(5):289-301.
44. Segerstrom S, Astback J, Ekstrand KD. A retrospective long term study of teeth restored with prefabricated carbon fiber reinforced epoxy resin posts. **Swed Dent J.** 2006;30(1):1-8.
45. Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. **J Dent.** 2009 Feb;37(2):115-21.
46. Silva GR. **Resistência a fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas – avaliação mecânica e por extensometria.** [Dissertação] Uberlândia: FOUFU/UFU; 2007.
47. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. **Quintessence Int.** 2004 Apr;35(4):281-6.
48. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res.** 2005a;19(1):11-6.
49. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. **J Esthet Restor Dent.** 2005b;17(4):224-35

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. **J Prosthet Dent.** 2006; 95(6):421-9
51. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Preira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **J Endod.** 2007;33(5):603-6.
52. 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. **J Prosthet Dent.** 2008a;99:30-7.
53. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. **J Prosthet Dent.** 2008b;99:114-22.
54. Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. **J Prosthet Dent.** 2005 Aug;94(2):132-9.
55. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. **Int J Prosthodont.** 1998;11:602-9.
56. Trope M, Langer I, Maltz D, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. **Endod Dent Traumatol.** 1986;2:35-8.
57. Turker SB, Alkumru HN, Evren B. Prospective clinical trial of polyethylene fiber ribbon-reinforced, resin composite post-core buildup restorations. **Int J Prosthodont.** 2007 Jan-Feb;20(1):55-6.
58. Vano M, Goracci C, Monticelli F, Tognini F, Gabriele M, Tay FR, Ferrari M. The adhesion between fibre posts and composite resin cores: the evaluation of microtensile bond strength following various surface chemical treatments to posts. **Int Endod J.** 2006 Jan;39(1):31-9.

59. Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. **J Oral Rehabil.** 2005 Jun;32(6):427-32.
60. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater.** 2006;22(11):1035-44.
61. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J Prosthet Dent.** 2003;89(4):368-73.

ANEXOS

Anexo 1. Parecer Final Comitê de ética



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Avenida João Naves de Ávila, nº. 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG –
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131
e-mail: cep@propp.ufu.br; www.comissoes.propp.ufu.br

ANÁLISE FINAL Nº. 687/09 DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO
CEP/UFU 227/09

Projeto de Pesquisa: Análise biomecânica de dente anterior tratado endodonticamente severamente comprometido estruturalmente - efeito do procedimento restaurador.

Pesquisador Responsável: Carlos José Soares

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto 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.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, 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 documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

SITUAÇÃO: PROTOCOLO DE PESQUISA APROVADO

Data de entrega do relatório final: fevereiro de 2011.

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

Uberlândia, 27 de novembro de 2009.

Prof. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

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 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- 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 Item III.3.z), 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 (Item V.3) 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 Item V.4). 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). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista.

Anexo 2. Análise estatística de variância em fator único do teste de resistência à fratura.

<!--Text used as the document title (displayed in the title bar).-->

Page 1 of 3

```
SAVE OUTFILE='C:\Users\Carlos Jose Soares\Documents\Orientados de Mestrado\Andre
a\Resultados Dissertação\Fator Único com grupo hígido.sav'
/COMPRESSED.
ONEWAY
  ResFratura BY Técnica
  /STATISTICS DESCRIPTIVES
  /MISSING ANALYSIS
  /POSTHOC = TUKEY ALPHA(.05).
```

Oneway

Output Created		Notes	
		08-DEC-2010 23:41:26	
Comments			
Input	Data	C:\Users\Carlos Jose Soares\Documents\Orientados de Mestrado\Andre\Resultados Dissertação\Fator Único com grupo hígido.sav	
	Active Dataset	DataSet2	
	Filter	<none>	
	Weight	<none>	
	Split File	<none>	
	N of Rows in Working Data File	172	
Missing Value Handling	Definition of Missing	User-defined missing values are treated as missing.	
	Cases Used	Statistics for each analysis are based on cases with no missing data for any variable in the analysis.	
Syntax	ONEWAY ResFratura BY Técnica /STATISTICS DESCRIPTIVES /MISSING ANALYSIS /POSTHOC = TUKEY ALPHA(.05).		
Resources	Elapsed Time	0:00:00.03	
	Processor Time	0:00:00.06	

[DataSet2] C:\Users\Carlos Jose Soares\Documents\Orientados de Mestrado\Andre\Resultados Dissertação\Fator Único com grupo hígido.sav

Descriptives

	N	Mean		Std. Deviation		Std. Error		95% Confidence Interval for Mean		Minimum		Maximum	
		Lower Bound	Upper Bound	Lower Bound	Upper Bound	Lower Bound	Upper Bound	Lower Bound	Upper Bound	Lower Bound	Upper Bound		
Hígido	10	844,8000	186,47180	58,96756	711,4061	978,1939	497,00	1079,00					
Classe III sem pino	10	838,8000	197,12985	62,33793	697,7818	979,8182	459,00	1120,00					
Classe III com pino	10	894,1000	397,41567	125,67387	609,8060	1178,3940	354,00	1664,00					
Faceta Direta sem pino	10	559,4000	129,00835	40,79602	467,1130	651,6870	377,00	697,00					
Faceta Direta com pino	10	612,1000	154,59442	48,88705	501,5098	722,6902	436,00	937,00					
Faceta Cerâmica sem pino	10	562,3000	138,61381	43,83354	463,1417	661,4583	364,00	780,00					
Faceta Cerâmica com pino	10	484,3000	97,21917	30,74340	414,7536	553,8464	245,00	605,00					
Coroa Cerâmica sem pino	10	470,9000	121,67849	38,47812	383,8565	557,9435	334,00	670,00					
Faceta Cerâmica com pino	10	432,1000	89,09602	28,17463	368,3645	495,8355	294,00	590,00					
Total	90	633,2000	247,72163	26,11215	581,3157	685,0843	245,00	1664,00					

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	2549869,000	8	318733,625	8,867	,000
Within Groups	2911705,400	81	35946,980		
Total	5461574,400	89			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons
Dependent Variable: ResFratura
Tukey HSD

(I) Técnica	(J) Técnica	Mean Difference (I-J)		Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval		
		Lower Bound	Upper Bound			Lower Bound	Upper Bound	Lower Bound
Hígido	Classe III sem pino	6,00000	84,79031	1,000		-264,2442	276,2442	
	Classe III com pino	-49,30000	84,79031	1,000		-319,5442	220,9442	
	Faceta Direta sem pino	285,40000(*)	84,79031	,030		15,1558	555,6442	
	Faceta Direta com pino	232,70000	84,79031	,149		-37,5442	502,9442	
	Faceta Cerâmica sem pino	282,50000(*)	84,79031	,034		12,2558	552,7442	
	Faceta Cerâmica com pino	360,50000(*)	84,79031	,002		90,2558	630,7442	
	Coroa Cerâmica sem pino	373,90000(*)	84,79031	,001		103,6558	644,1442	

<http://65.55.85.87/att/GetAttachment.aspx?file=e278b784-80dd-4484-b646-49515413d236....> 08/12/2010

	Faceta Cerâmica com pino	412,70000(*)	84,79031	,000	142,4558	682,9442
Classe III sem pino	Hígado	-6,00000	84,79031	1,000	-276,2442	264,2442
	Classe III com pino	-55,30000	84,79031	,999	-325,5442	214,9442
	Faceta Direta sem pino	279,40000(*)	84,79031	,037	9,1558	549,6442
	Faceta Direta com pino	226,70000	84,79031	,174	-43,5442	496,9442
	Faceta Cerâmica sem pino	276,50000(*)	84,79031	,041	6,2558	546,7442
	Faceta Cerâmica com pino	354,50000(*)	84,79031	,002	84,2558	624,7442
	Coroa Cerâmica sem pino	367,90000(*)	84,79031	,001	97,6558	638,1442
	Faceta Cerâmica com pino	406,70000(*)	84,79031	,000	136,4558	676,9442
Classe III com pino	Hígado	49,30000	84,79031	1,000	-220,9442	319,5442
	Classe III sem pino	55,30000	84,79031	,999	-214,9442	325,5442
	Faceta Direta sem pino	334,70000(*)	84,79031	,005	64,4558	604,9442
	Faceta Direta com pino	282,00000(*)	84,79031	,034	11,7558	552,2442
	Faceta Cerâmica sem pino	331,80000(*)	84,79031	,006	61,5558	602,0442
	Faceta Cerâmica com pino	409,80000(*)	84,79031	,000	139,5558	680,0442
	Coroa Cerâmica sem pino	423,20000(*)	84,79031	,000	152,9558	693,4442
	Faceta Cerâmica com pino	462,00000(*)	84,79031	,000	191,7558	732,2442
Faceta Direta sem pino	Hígado	-285,40000(*)	84,79031	,030	-555,6442	-15,1558
	Classe III sem pino	-279,40000(*)	84,79031	,037	-549,6442	-9,1558
	Classe III com pino	-134,70000(*)	84,79031	,005	-604,9442	-64,4558
	Faceta Direta com pino	-52,70000	84,79031	,999	-322,9442	217,5442
	Faceta Cerâmica sem pino	-2,90000	84,79031	1,000	-273,1442	267,3442
	Faceta Cerâmica com pino	75,10000	84,79031	,993	-195,1442	345,3442
	Coroa Cerâmica sem pino	88,50000	84,79031	,980	-181,7442	358,7442
	Faceta Cerâmica com pino	127,30000	84,79031	,852	-142,9442	397,5442
Faceta Direta com pino	Hígado	-232,70000	84,79031	,149	-502,9442	37,5442
	Classe III sem pino	-226,70000	84,79031	,174	-496,9442	43,5442
	Classe III com pino	-282,00000(*)	84,79031	,034	-552,2442	-11,7558
	Faceta Direta sem pino	52,70000	84,79031	,999	-217,5442	322,9442
	Faceta Cerâmica sem pino	49,80000	84,79031	1,000	-220,4442	320,0442
	Faceta Cerâmica com pino	127,80000	84,79031	,849	-142,4442	398,0442
	Coroa Cerâmica sem pino	141,20000	84,79031	,765	-129,0442	411,4442
	Faceta Cerâmica com pino	180,00000	84,79031	,465	-90,2442	450,2442
Faceta Cerâmica sem pino	Hígado	-282,50000(*)	84,79031	,034	-552,7442	-12,2558
	Classe III sem pino	-276,50000(*)	84,79031	,041	-546,7442	-6,2558
	Classe III com pino	-331,80000(*)	84,79031	,006	-602,0442	-61,5558
	Faceta Direta sem pino	2,90000	84,79031	1,000	-267,3442	273,1442
	Faceta Direta com pino	-49,80000	84,79031	1,000	-320,0442	220,4442
	Faceta Cerâmica com pino	78,00000	84,79031	,991	-192,2442	348,2442
	Coroa Cerâmica sem pino	91,40000	84,79031	,976	-178,8442	361,6442
	Faceta Cerâmica com pino	130,20000	84,79031	,835	-140,0442	400,4442
Faceta Cerâmica com pino	Hígado	-360,50000(*)	84,79031	,002	-630,7442	-90,2558
	Classe III sem pino	-354,50000(*)	84,79031	,002	-624,7442	-84,2558
	Classe III com pino	-409,80000(*)	84,79031	,000	-680,0442	-139,5558
	Faceta Direta sem pino	-75,10000	84,79031	,993	-345,3442	195,1442
	Faceta Direta com pino	-127,80000	84,79031	,849	-398,0442	142,4442
	Faceta Cerâmica sem pino	-78,00000	84,79031	,991	-348,2442	192,2442
	Coroa Cerâmica sem pino	13,40000	84,79031	1,000	-256,8442	283,6442
	Faceta Cerâmica com pino	52,20000	84,79031	,999	-218,0442	322,4442
Coroa Cerâmica sem pino	Hígado	-373,90000(*)	84,79031	,001	-644,1442	-103,6558
	Classe III sem pino	-367,90000(*)	84,79031	,001	-638,1442	-97,6558
	Classe III com pino	-423,20000(*)	84,79031	,000	-693,4442	-152,9558
	Faceta Direta sem pino	-88,50000	84,79031	,980	-358,7442	181,7442
	Faceta Direta com pino	-141,20000	84,79031	,765	-411,4442	129,0442
	Faceta Cerâmica sem pino	-91,40000	84,79031	,976	-361,6442	178,8442
	Faceta Cerâmica com pino	-13,40000	84,79031	1,000	-283,6442	256,8442
	Faceta Cerâmica com pino	38,80000	84,79031	1,000	-231,4442	309,0442
Faceta Cerâmica com pino	Hígado	-412,70000(*)	84,79031	,000	-682,9442	-142,4558
	Classe III sem pino	-406,70000(*)	84,79031	,000	-676,9442	-136,4558
	Classe III com pino	-462,00000(*)	84,79031	,000	-732,2442	-191,7558
	Faceta Direta sem pino	-127,30000	84,79031	,852	-397,5442	142,9442
	Faceta Direta com pino	-180,00000	84,79031	,465	-450,2442	90,2442
	Faceta Cerâmica sem pino	-130,20000	84,79031	,835	-400,4442	140,0442
	Faceta Cerâmica com pino	-52,20000	84,79031	,999	-322,4442	218,0442

	Coroa Cerâmica sem pino	-38,80000	84,79031	1,000	-309,0442	231,4442
--	-------------------------	-----------	----------	-------	-----------	----------

* The mean difference is significant at the .05 level.

Homogeneous Subsets

ResFratura
Tukey HSD

Técnica	N	Subset for alpha = .05			
		1	2	3	
Faceta Cerâmica com pino	10	432,1000			
Coroa Cerâmica sem pino	10	470,9000			
Faceta Cerâmica com pino	10	484,3000			
Faceta Direta sem pino	10	559,4000			
Faceta Cerâmica sem pino	10	562,3000			
Faceta Direta com pino	10	612,1000	612,1000		
Classe III sem pino	10		838,8000	838,8000	
Hígido	10		844,8000	844,8000	
Classe III com pino	10			894,1000	
Sig.			,465	,149	,999

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.
a Uses Harmonic Mean Sample Size = 10,000.

Anexo 3. Análise estatística de variância fatorial do teste de resistência à fratura.

<!--Text used as the document title (displayed in the title bar).-->

Page 1 of 4

```
NEW FILE.
DATASET NAME DataSet2 WINDOW=FRONT.
UNIANOVA
  ResFratura BY Técnica Retentor
  /METHOD = SSTYPE(3)
  /INTERCEPT = INCLUDE
  /POSTHOC = Retentor Técnica ( TUKEY )
  /EMMEANS = TABLES(OVERALL)
  /PRINT = DESCRIPTIVE
  /CRITERIA = ALPHA(.05)
  /DESIGN = Técnica Retentor Técnica*Retentor .
```

Univariate Analysis of Variance

		Notes
Output Created		08-DEC-2010 23:32:27
Comments		
Input	Active Dataset	DataSet2
	Filter	<none>
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	80
Missing Value Handling	Definition of Missing	User-defined missing values are treated as missing.
	Cases Used	Statistics are based on all cases with valid data for all variables in the model.
Syntax	UNIANOVA ResFratura BY Técnica Retentor /METHOD = SSTYPE(3) /INTERCEPT = INCLUDE /POSTHOC = Retentor Técnica (TUKEY) /EMMEANS = TABLES(OVERALL) /PRINT = DESCRIPTIVE /CRITERIA = ALPHA(.05) /DESIGN = Técnica Retentor Técnica*Retentor .	
Resources	Elapsed Time	0:00:00,01
	Processor Time	0:00:00,03

[DataSet2]

Warnings

Post hoc tests are not performed for Retentor because there are fewer than three groups.

Between-Subjects Factors

		Value Label	N
	1,00	Classe III	20

<http://65.55.85.87/att/GetAttachment.aspx?file=92c154f2-a062-422e-b43f-391b05efc946.H...> 08/12/2010

Técnica	2,00	Faceta Direta	20
	3,00	Faceta Cerâmica	20
	4,00	Coroa Cerâmica	20
Retentor	1,00	sem retentor	40
	2,00	com retentor	40

Descriptive Statistics
Dependent Variable: ResFratura

Técnica	Retentor	Mean	Std. Deviation	N
Classe III	sem retentor	838,8000	197,12985	10
	com retentor	894,1000	397,41567	10
	Total	866,4500	306,63582	20
Faceta Direta	sem retentor	559,4000	129,00835	10
	com retentor	612,1000	154,59442	10
	Total	585,7500	141,19224	20
Faceta Cerâmica	sem retentor	562,3000	138,61381	10
	com retentor	484,3000	97,21917	10
	Total	523,3000	123,20462	20
Coroa Cerâmica	sem retentor	470,9000	121,67849	10
	com retentor	432,1000	89,09602	10
	Total	451,5000	105,68598	20
Total	sem retentor	607,8500	200,69489	40
	com retentor	605,6500	280,74804	40
	Total	606,7500	242,47967	80

Tests of Between-Subjects Effects
Dependent Variable: ResFratura

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	2046155,200(a)	7	292307,886	8,099	.000
Intercept	29451645,000	1	29451645,000	815,973	.000
Técnica	1979031,100	3	659677,033	18,277	.000
Retentor	96,800	1	96,800	,003	,959
Técnica * Retentor	67027,300	3	22342,433	,619	,605
Error	2598759,800	72	36093,886		
Total	34096560,000	80			
Corrected Total	4644915,000	79			

a R Squared = ,441 (Adjusted R Squared = ,386)

Estimated Marginal Means

Grand Mean
Dependent Variable: ResFratura

Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
Lower Bound	Upper Bound	Lower Bound	Upper Bound
606,750	21,241	564,407	649,093

Post Hoc Tests

Técnica

Multiple Comparisons
Dependent Variable: ResFratura
Tukey HSD

(I) Técnica	(J) Técnica	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
		Lower Bound	Upper Bound	Lower Bound	Upper Bound	Lower Bound
Classe III	Faceta Direta	280,7000(*)	60,07819	,000	122,6907	438,7093
	Faceta Cerâmica	343,1500(*)	60,07819	,000	185,1407	501,1593
	Coroa Cerâmica	414,9500(*)	60,07819	,000	256,9407	572,9593
Faceta Direta	Classe III	-280,7000(*)	60,07819	,000	-438,7093	-122,6907
	Faceta Cerâmica	62,4500	60,07819	,727	-95,5593	220,4593
	Coroa Cerâmica	134,2500	60,07819	,124	-23,7593	292,2593
Faceta Cerâmica	Classe III	-343,1500(*)	60,07819	,000	-501,1593	-185,1407
	Faceta Direta	-62,4500	60,07819	,727	-220,4593	95,5593
	Coroa Cerâmica	71,8000	60,07819	,632	-86,2093	229,8093
Coroa Cerâmica	Classe III	-414,9500(*)	60,07819	,000	-572,9593	-256,9407
	Faceta Direta	-134,2500	60,07819	,124	-292,2593	23,7593
	Faceta Cerâmica	-71,8000	60,07819	,632	-229,8093	86,2093

Based on observed means.
* The mean difference is significant at the ,05 level.

Homogeneous Subsets

ResFratura
Tukey HSD

Técnica	N	Subset	
	1	2	1
Coroa Cerâmica	20	451,5000	
Faceta Cerâmica	20	523,3000	
Faceta Direta	20	585,7500	
Classe III	20		866,4500
Sig.		,124	1,000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.
Based on Type III Sum of Squares

The error term is Mean Square(Error) = 36093,886.
a Uses Harmonic Mean Sample Size = 20,000.
b Alpha = ,05.

Anexo 4. Tabela com as medidas dos incisivos centrais superiores selecionados para este estudo.

No.	Coroa MD	Coroa CI	MD TC	MD TM	MD TA	VP TC	VP TM	VP TA	Raiz
1	8,90	11,64	6,21	4,47	2,95	6,80	5,85	3,61	13,61
2	8,89	11,35	5,82	4,90	3,07	6,28	5,06	3,34	12,61
3	8,35	11,20	5,88	4,92	3,01	6,32	5,60	2,99	11,35
4	8,48	10,95	6,19	4,62	3,02	6,02	4,72	3,18	11,74
5	9,24	9,83	7,52	5,83	3,36	5,86	5,32	3,06	12,21
6	8,60	11,41	6,85	5,30	2,75	6,17	5,47	2,91	12,13
7	9,02	11,73	6,54	5,36	2,85	6,03	5,25	2,87	12,49
8	8,45	8,47	7,27	5,44	3,55	6,20	5,33	3,44	11,48
9	8,75	11,56	7,87	5,88	3,86	6,02	5,27	3,58	11,70
10	8,82	11,50	6,61	5,26	2,54	6,27	5,03	2,78	12,34
11	8,38	11,35	6,12	5,03	2,93	6,19	5,39	3,35	12,04
12	9,14	10,63	6,22	4,80	2,60	5,64	4,97	2,60	13,00
13	8,02	10,91	5,54	4,61	2,89	5,96	4,93	2,96	10,12
14	8,91	11,24	6,13	4,99	3,54	6,57	5,63	4,26	12,01
15	7,39	9,76	5,32	3,70	2,10	5,41	4,79	2,63	12,25
16	8,88	10,83	5,70	4,72	3,03	6,17	5,14	3,57	11,84
17	8,78	11,43	6,82	5,15	2,72	6,32	5,50	3,15	12,49
18	8,98	10,10	6,39	4,95	3,17	6,30	5,96	4,63	11,92
19	9,38	10,87	6,49	5,33	3,23	6,20	5,32	3,07	15,61
20	8,38	10,47	6,15	4,88	2,62	6,45	5,22	2,86	12,71
21	8,17	8,64	5,30	4,32	2,69	5,92	5,51	3,34	13,18
22	8,44	9,51	7,05	5,53	3,10	6,20	5,44	3,08	10,56
23	7,46	10,18	5,15	3,77	2,39	5,71	4,78	3,34	12,62
24	7,46	8,40	5,93	4,41	2,24	6,05	5,43	2,87	12,87
25	7,23	9,05	5,79	4,26	2,62	5,59	4,58	2,97	10,73
26	9,27	10,49	6,09	4,97	2,86	6,22	5,67	2,78	13,48
27	8,08	8,99	5,41	4,43	2,55	6,01	5,50	3,13	13,27
28	7,47	8,84	5,39	4,11	2,37	5,44	4,68	3,05	11,69
29	7,74	8,94	6,01	4,94	2,59	5,87	5,45	3,17	13,09
30	7,66	8,73	5,41	4,68	2,98	5,83	5,12	3,59	12,76
31	8,61	11,30	6,21	5,00	2,75	6,07	5,26	3,00	13,49
32	8,80	10,78	6,25	5,07	2,75	5,75	4,76	2,62	12,76
33	8,29	9,33	5,80	4,41	2,29	6,08	5,76	3,36	13,71
34	8,74	9,13	5,80	4,03	2,42	6,12	4,87	2,83	13,12
35	9,03	10,59	5,88	4,88	3,44	6,83	5,95	3,78	15,32
36	7,72	7,99	5,56	4,16	2,86	6,15	5,76	3,65	12,49
37	7,65	8,35	6,05	4,95	2,95	6,47	5,59	3,35	13,09
38	8,79	9,73	6,05	4,79	2,86	6,00	4,76	2,67	13,87
39	7,69	8,36	5,39	4,40	2,90	5,81	5,20	3,40	12,63
40	8,12	10,14	6,66	5,31	3,63	5,93	5,63	3,63	10,68
41	8,04	8,33	6,03	4,91	3,23	5,40	4,78	3,54	11,99
42	8,08	7,50	5,79	5,12	2,93	6,19	6,09	3,48	11,86
43	8,13	9,73	6,22	5,21	2,95	6,20	5,33	2,97	13,05
44	9,17	10,19	6,97	6,01	3,00	6,01	5,35	2,73	12,19
45	9,59	11,71	6,20	5,09	3,00	6,06	4,92	3,44	11,30
46	8,01	10,46	6,11	5,15	3,04	6,42	5,65	3,73	13,64
47	9,11	11,70	6,43	5,62	3,25	6,04	5,32	3,85	14,19

48	7,91	8,86	6,02	4,91	3,49	6,40	5,19	3,44	14,07
49	8,09	10,05	5,59	4,38	2,86	5,83	4,96	3,56	10,57
50	8,90	9,21	5,75	4,20	2,61	6,09	5,02	3,37	12,76
51	9,41	12,16	6,30	4,77	2,38	6,67	5,44	2,64	16,68
52	8,94	11,00	7,01	5,44	2,79	6,78	5,22	2,80	14,91
53	9,91	12,55	7,44	6,40	4,02	6,76	6,22	4,76	16,51
54	9,94	11,69	6,67	5,15	2,76	7,18	6,15	3,69	14,91
55	8,06	12,05	5,88	5,00	3,30	6,36	5,47	4,10	14,20
56	8,72	12,29	5,80	5,01	3,25	6,60	6,12	4,14	12,09
57	9,17	10,81	6,24	5,56	3,23	6,81	6,80	3,90	14,84
58	8,89	10,23	6,44	5,01	2,97	6,22	5,11	3,40	14,21
59	8,90	9,67	6,58	5,35	3,23	6,09	5,50	3,93	12,18
60	8,95	11,96	6,06	4,70	2,72	6,64	5,60	3,42	14,74
61	7,90	9,68	5,58	4,64	2,68	6,04	5,76	3,51	13,70
62	9,81	11,61	6,25	4,89	2,82	6,58	5,60	3,00	13,82
63	8,13	9,83	6,00	4,79	2,84	6,17	5,27	3,59	13,64
64	8,19	9,83	5,48	4,48	3,21	7,14	6,24	4,57	13,22
65	9,00	10,92	6,52	5,55	3,25	5,93	5,14	3,02	12,28
66	8,55	9,20	6,02	5,06	3,09	6,05	5,15	3,42	13,34
67	8,07	10,73	6,22	4,87	3,22	5,58	5,40	3,40	12,99
68	7,89	11,80	5,67	4,64	3,27	6,24	5,65	4,09	13,58
69	9,12	10,41	6,13	4,99	3,39	6,07	5,37	4,11	13,59
70	9,00	12,21	6,61	5,23	2,96	6,40	5,79	3,27	13,42
71	8,85	10,63	5,98	5,23	3,36	6,02	5,53	3,61	14,70
72	7,84	10,83	6,42	5,16	2,99	6,18	5,48	3,08	14,35
73	8,62	10,91	5,75	4,70	3,45	6,08	5,50	4,13	12,55
74	8,97	10,97	6,28	5,39	3,31	6,59	6,40	4,42	14,26
75	8,60	10,62	6,17	4,81	2,60	6,17	4,96	2,85	14,72
76	9,43	9,16	6,48	5,07	3,08	6,49	5,57	3,36	13,74
77	8,36	11,59	5,74	4,74	2,98	6,45	5,95	4,04	12,91
78	8,87	12,33	6,40	5,54	3,45	6,40	5,46	3,60	12,89
79	8,68	10,74	7,47	6,10	4,36	5,77	5,21	3,70	13,88
80	7,98	10,30	6,36	5,56	3,49	6,49	5,64	3,04	11,37
81	8,75	12,18	6,42	5,05	2,98	6,19	5,36	3,46	13,12
82	10,00	11,91	6,86	5,38	2,98	7,27	6,21	3,48	15,60
83	9,66	11,51	6,47	5,33	3,95	6,00	5,43	4,04	12,54
84	9,98	12,51	6,03	4,25	2,72	6,99	5,90	3,57	14,38
85	10,13	12,13	7,01	6,22	3,97	6,63	5,87	4,14	13,55
86	9,33	11,22	6,07	5,01	2,80	6,82	6,33	3,56	13,59
87	9,48	12,29	6,73	5,75	3,70	6,84	6,17	4,30	12,75
88	9,20	11,95	6,10	5,24	4,06	6,00	5,22	4,15	13,59
89	8,94	10,29	5,45	4,44	2,52	6,20	5,42	3,43	12,70
90	7,94	10,78	6,58	5,44	3,36	5,56	5,09	3,00	13,05