



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA
DE PINOS DE MATERIAL BIOLÓGICO

KARINE TAÍS AGUIAR TAVANO

Belo Horizonte, 03 de dezembro de 2010

Karine Taís Aguiar Tavano

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA
DE PINOS DE MATERIAL BIOLÓGICO**

**Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito
parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia mecânica.**

Área de concentração: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

(Universidade Federal de Minas Gerais)

Co-orientador: Prof. Dr. Antônio Ferreira Ávila

(Universidade Federal de Minas Gerais)

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2010



Universidade Federal de Minas Gerais
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte – MG
Tel.: +55 31 3499-5145 - Fax.: +55 31 3443-3783
www.demec.ufmg.br - E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA DE PINOS DE MATERIAL BIOLÓGICO

KARINE TAIS AGUIAR TAVANO

Tese defendida e aprovada em 03, de dezembro de 2010, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Doutor em Engenharia Mecânica", na área de concentração de Bioengenharia"

Prof. Dr. Rudolf Huebner - (UFMG) – Orientador

Prof^ª Dra . Adriana Maria Botelho - (UFVJM) – Examinadora

Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian - (PUC-Minas) – Examinador

Prof. Dr. Antonio Ferreira Ávila - (UFMG) – Examinador

Prof. Dr.- Marcus Pinotti Barbosa (UFMG) – Examinador

Prof. Dr.- Gerdal Roberto Sousa (FEAD) - Examinador

DEDICATÓRIA

Aos meus queridos pais,

Douglas e Marilza,

Amo vocês! A cada dia percebo o quanto me ensinaram nestes anos e nunca deixam de fazê-lo. Já renunciaram a tantos sonhos para a realização dos meus..., agora posso honrá-los, de certa forma trilhei um caminho esperando que sintam orgulho de mim, e cheguei.

Ao **Vô Dionísio**, que saudade!

“Já não fala, mas escuto sua voz.

Já não sente, mas sinto a sua emoção.

Ausente, sinto a sua presença a cada dia.

Então, viva comigo, em cada nova conquista de minha vida.”

M. Cordeiro

À minha família diamantinense, sempre perto, sempre pronta.

Sr. Antonio Botelho (*IN MEMORIAM*), **D. Naná,**
filhos e netas,

A todos vocês que me fazem crescer, dedico
este trabalho.

AGRADECIMENTOS

a **Deus**, por permitir mais esta vitória!

“No futuro, certamente deste dia, só restarão recordações vagas e distantes. Mas, sei que a cada vitória que esta carreira me proporcionar, **Vós** estareis por trás dela, como estivestes em cada momento de minha vida”.

Ao meu Orientador, **Dr. Rudolf Huebner,**

Meu respeito, carinho, admiração e eterna
gratidão ao Mestre que soube transmitir a sua
experiência e apoiar-me em minhas dificuldades.

*O valor das coisas não está no tempo em
que elas duram, mas na intensidade com
que acontecem. Por isso existem momentos
inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas
incomparáveis"*

Fernando Pessoa

Ao meu Co-Orientador, **Dr. Antônio Ferreira Ávila,**

*Por esta vida passam pessoas demais
que gosto, que ficam, que vão
e não saem do coração.*

*Por essa minha vida
as pessoas deixam marcas
profundas, sentidas, banais*

*E nessa minha vida aprendi a prender as pessoas
na mente, no peito, nas mãos.*

*Gosto dessa minha vida e não reclamo
porque nessa minha vida passam pessoas que não
esquecerei jamais*

Edinéia Alves

À funcionária **Dora**, pela gentileza e atenção a mim
dispensadas durante o curso

Meus agradecimentos extensivos aos demais
professores, funcionários e colegas do programa de Pós-
Graduação em Engenharia Mecânica

Muito obrigada, por terem caminhado
comigo facilitando esta etapa de minha
vida!

AGRADECIMENTO EM ESPECIAL

à minha amiga **Drica**,

“ Do seu exemplo surgiu a vontade profunda, sincera de buscar nada menos que o melhor. Do seu apoio nasceu a tranqüilidade, a felicidade de ver o sonho concretizado”

e a **Grácia**, que sempre me acolheu

e me alertou que:

“o mundo esta nas mãos daqueles que tem coragem de sonhar e correr o risco de viver seus sonhos”

Paulo coelho

*“A mente que se abre a uma nova
idéia jamais voltará a sua forma
original.”*

Albert Einstein

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE GRÁFICOS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RESUMO

1 – INTRODUÇÃO	22
2 – OBJETIVOS	
2.1 – Objetivo Geral	29
2.2 – Objetivos Específicos	29
3 – ANATOMIA E HISTOLOGIA DOS TECIDOS DENTÁRIOS	31
4 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	38
4.1 – Retenção intrarradicular	38
4.2 – Propriedades mecânicas e comportamento biomecânico dos dentes tratados endodonticamente	40
4.3 – Retenção intrarradicular e comportamento biomecânico	49
4.4 – Características e tratamento da dentina bovina	68
5 – MATERIAL E MÉTODOS	80
5.1 – Confeção dos corpos de prova – pinos biológicos	80
5.1.1 – Pinos biológicos de dentes bovinos	80
5.1.2 – Pinos biológicos de dentes humanos	81
5.1.3 – Pinos pré fabricados de fibra de vidro	81
5.2 – Caracterizações mecânicas dos pinos biológicos	82
5.2.1 – Teste de Tração	83
5.2.2 – Teste de flexão dos 3 pontos	85
5.2.3 – Microscopia Eletrônica de Varredura	86
5.3 – Testes de resistência à fratura <i>in vitro</i>	92
5.3.1 – Seleção e preparo dos dentes caninos	92
5.3.2 – Preparos prévios à simulação do ligamento periodontal	93
5.3.3 – Confeção da matriz de polipropileno	93

5.3.4 – Composição dos grupos experimentais	94
5.3.4.1 - Preparação dos grupos	96
5.3.5 – Simulação do efeito do ligamento periodontal	98
5.3.6 – Aplicação do teste de resistência à fratura nas amostras preparadas	99
5.4 – Análises estatísticas dos resultados	101
6 – RESULTADOS E DISCUSSÃO	103
6.1 – Resultados e Discussão para o teste de tração	106
6.2 – Resultados e Discussão para o teste de flexão por três pontos	120
6.3 – Teste de resistência à fratura em 135°	141
7 – CONCLUSÕES	159
7.1 - Sugestões para pesquisas futuras	161
8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	163
ABSTRACT	175
Anexo – Aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa	

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 3.1 – Esquema ilustrativo das camadas formadoras dos dentes e estruturas de suporte. Fonte: pesquisa	32
FIGURA 3.2 – Corte longitudinal de dente pré-molar humano. As setas indicam a orientação dos túbulos dentinários. Fonte: pesquisa	34
FIGURA 3.3 – Dentina Humana - túbulo dentinário em corte transversal. A-, aumento de 30.000x. Seta indicando dentina peritubular; B-aumento de 15.000x. Seta indicando dentina intertubular; C- aumento de 10.000x; D- aumento de 5.000x; E- aumento de 2.500x; F- aumento de 1.000x. Fonte: pesquisa	35
FIGURA 3.4 – Esquema ilustrativo da dentina e suas estruturas e íntima relação com a polpa dentária.	35
FIGURA 5.1 – Dente canino humano e incisivo bovino;	80
FIGURA 5.2 – Confecção dos pinos biológicos. A- separação transversal, coroa/raiz; B e C - secção longitudinal com disco de carborundum; D- raiz seccionada em duas; E e F – seccionamento em quatro porções.	81
FIGURA 5.3 – Pinos do estudo. A- Pino biológico de dentina radicular humana; B- Pino biológico de dentina radicular bovina; C- Pino pré-fabricado de fibra de vidro	82
FIGURA 5.4 – A- Máquina de ensaios EMIC DL-10000; B- par de garras miniatura autotravante para polímero (Emic GR 001) com corpo de prova posicionado	84
FIGURA 5.5 – Medição do diâmetro em micrometro	84
FIGURA 5.6– Dispositivo para ensaio de flexão dos três pontos. A- cutelo (superior) e apoios (inferiores); B- apoios com pino de dentina bovina posicionado.	85
FIGURA 5.7 – Dispositivo para ensaio de flexão dos três pontos; A – Raio de curvatura dos apoios de 1,5mm; B – Pino flexionado pela força aplicada.	86
FIGURA 5.8 - Preparo para observação em MEV. A- desidratação ascendente em etanol; B e C – pinos posicionados nos <i>Stubs</i> para verificação em transversal e longitudinal	87
FIGURA 5.9 – Preparação dos corpos de prova. A – Stubs posicionados para serem metalizados; B – Metalização; C – Corpos de prova posicionados no MEV; D – Imagem do programa de computador dos corpos de prova dentro do MEV	87
FIGURA 5.10 – Esquema demonstrativo da orientação dos túbulos dentinários em corte transversal e longitudinal quando da visualização por microscopia eletrônica de varredura	88
FIGURA 5.11 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura de dentina humana e bovina, aumento de 2.500X. A- corte transversal de dentina humana; B- transversal de dentina bovina.	88
FIGURA 5.12 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura de dentina humana e bovina, aumento de 2.500X. A- corte longitudinal de dentina humana B- corte longitudinal de dentina bovina	89
FIGURA 5.13 – MEV para dentina radicular humana em corte transversal. A- aumento de 30.000 vezes. Observar em túbulo dentinário as fibras colágenas; B-15.000;C- 10.000; D- 5.000; E- 2,500; F- 1.000 vezes	89
FIGURA 5.14 – MEV para dentina radicular bovina em corte transversal. A- aumento de 30.000 vezes. Observar em túbulo dentinário e s fibra colágena; B-15.000;C- 10.000; D- 5.000; E- 2,500; F- 1.000 vezes	90
FIGURA 5.15 – MEV para dentina radicular humana em corte longitudinal. A- aumento de 30.000 vezes. Observar em túbulo dentinário um forame comunicador entre tubulos; B- 15.000;C- 10.000; D- 5.000; E- 2,500; F- 1.000 vezes	90
FIGURA 5.16– MEV para dentina radicular bovina em corte longitudinal. A- aumento de 30.000 vezes; B-15.000;C- 10.000; D- 5.000; E- 2,500; F- 1.000 vezes	91
FIGURA 5.17 – seleção e preparação dos dentes. A – medida Mésio-Distal/ 5,0 -5,5 mm; B – medida Vestíbulo-Lingual/ 7,0-7,5 mm; C – coroa seccionada; D - comprimento total do dente e broca de Largo com medida para desobstrução do conduto radicular	92
FIGURA 5.18 – Preparos prévios à simulação do ligamento periodontal. A – camada de 0,3mm de cera liquefeita na porção abaixo 2 mm da junção ametodentinária; B e C – raízes presas a lamina de cera; D – tubos de PVC presos à lamina de cera.	93
FIGURA 5.19 - Dente canino humano preparado para coroa total e matriz em polipropileno.	94
FIGURA 5.20– Representação esquemática dos grupos de estudo. A- Grupo 1; B- Grupo 2-; C- Grupo 3; D- Grupo 4	95

FIGURA 5.21 – A – Pinos cilíndricos de dentina radicular humana com porção coronária mantida; B – Pinos cilíndricos de dentina radicular bovina com porção coronária mantida; C – Porção coronária do pino	95
FIGURA 5.22 – Preparo do conduto radicular para cimentação. A – desobstrução de 10 mm, com broca de Largo nº 6; B – conduto preparado; C – secagem com cones de papel absorvente	96
FIGURA 5.23 – A- pino biológico cimentado com cimento resinoso; B- pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso; C- cimento resinoso; D - pino biológico cimentado com cimento ionomérico; E- Cimento ionomérico	97
FIGURA 5.24 – A- Aplicação do ácido fosfórico; B- aplicação do sistema adesivo; C- polimerização do sistema adesivo; D- matriz com resina composta em posição; E- polimerização da resina composta; F- núcleo em resina terminada	98
FIGURA 5.25- A- Dente e alvéolo artificial limpos; B e C- alvéolo artificial e dente com adesivo aplicado, respectivamente; D- adesivo específico para poliéter	99
FIGURA 5.26 – A- material de moldagem utilizado para simulação do ligamento periodontal; B- material e seringa para inserção nos alvéolos; C e D dente já inserido no alvéolo artificial com a simulação do ligamento em poliéter	99
FIGURA 5.27 – A- Dispositivo para ensaio de compressão a 45 graus; B- detalhe da ponta ativa na região palatina do corpo de prova em 45 graus com o longo eixo do dente	100
FIGURA 5.28 – Tipos de fraturas. A- fratura cervical; B- fratura no terço médio; C- fratura apical	100
FIGURA 6.1 - Ensaio de tração em pino de fibra de vidro. Fenômeno de estricção na porção superior do pino perto da garra	108
FIGURA 6.2 – Esquema ilustrativo da região de recorte dos pinos biológicos, em cada pino é possível verificar túbulos dentinários e, cada um destes é denominado de célula unitária	110
FIGURA 6.3 – Esquema ilustrativo de uma CÉLULA UNITÁRIA, com suas camadas formadoras: 1- dentina intertubular; 2 – dentina peritubular e, 3 – lúmen do túbulo dentinário	110
FIGURA 6.4 – Comportamento da Célula unitária frente ao tracionamento	111
FIGURA 6.5 – Esquema ilustrativo dos tipos de fraturas ocorridas nos pinos de material biológico	122
FIGURA 6.6 - Tipos de fratura em pinos de dentina radicular Humana. A – Pinos representativos dos três tipos de fraturas ocorridos. B – fratura ocorrida no pino de número 10, aumento de 1000 vezes; C – fratura ocorrida nos pinos número 4,5,7,9, aumento de 1000 vezes; D- fratura dos pinos 1,2,3,6,8 em aumento de 1000 vezes	123
FIGURA 6.7 – Análise microscópica da fratura por cisalhamento (pinos 4,5,7,9). A,B,C e D – dentina considerada jovem devido ao número e diâmetro maior dos túbulos dentinários; E,F,G e H - dentina considerada “velha” devido ao número e diâmetro menor dos túbulos dentinários; A linha de fratura sempre ocorreu na dentina intertubular, mantendo a dentina peritubular íntegra.	123
FIGURA 6.8 – Análise microscópica de fratura transversal, frágil (pino 10). A – vista da fratura; B,C,D e E – dentina considerada “velha” devido ao número e diâmetro menor dos túbulos dentinários; E e F - a linha de fratura ocorreu tanto na dentina intertubular, quanto na dentina peritubular, com exposição do lúmen dos túbulos dentinários	124
FIGURA 6.9 – Análise microscópica da fratura com aspectos frágil e cisalhante apresentada nos pinos 1,2,3,6 e 8. A linha de fratura ocorreu tanto na dentina intertubular, quanto na dentina peritubular, com exposição do lúmen dos túbulos dentinários	124
FIGURA 6.10 - Comportamento dos túbulos dentinários representados por uma Célula Unitária frente à flexão por três pontos.	125
FIGURA 6.11 - Aspecto dos pinos de dentina bovina fraturados. Grupo 1,2,3,4,5,6 obtiveram fratura oblíqua em camadas; Pino 10 obteve fratura transversal abrupta	127
FIGURA 6.12 - Aspecto microscópico eletrônico de varredura, do pino de dentina bovina fraturado de modo frágil (pino 10). A – vista da fratura; B,C e D – área da fratura com a presença de linhas incrementais com hipomineralização da dentina; E e F- Nesta região nota-se a ruptura entre a estrutura dentinária hipomineralizada.	127
FIGURA 6.13 – Tipo de fraturas para os demais pinos bovinos. Observar camadas de fratura e túbulos alongados	128
FIGURA 6.14 – Tipos de fraturas ocorrido no grupo de pinos de dentina bovina e cimento de ionômero de vidro modificado por resina. A- maior ocorrência - fratura no terço cervical; B- fratura no terço médio	145

FIGURA 6.15 - Fratura no terço cervical reparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e Cimento de Ionômero de Vidro modificado por resina.	145
FIGURA 6.16- Fratura no terço cervical reparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e Cimento de Ionômero de Vidro modificado por resina. Detalhe da trinca radicular na região cervical, com aumento de 1000, 10.000, 30.000 e 60.000 vezes	146
FIGURA 6.17 – Tipos de fraturas ocorrido no grupo de pinos de dentina bovina e cimento resinoso. A- fratura no terço cervical; B- fratura no terço médio; C- trinca radicular; D- fratura no terço médio e apical	147
FIGURA 6.18 - Fratura no terço médio/apical irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e cimento resinoso. Detalhe da trinca radicular com aumento de 100, 500 e 1.000vezes em MEV.	147
FIGURA 6.19 - Fratura no terço médio com trina estendendo para o terço apical, irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e cimento resinoso.	148
FIGURA 6.20 - Detalhe da trinca radicular com aumento de 100, 500 e 1.000vezes em MEV. Interface dentina radicular e cimento resinoso	148
FIGURA 6.21- Trinca estendendo do terço médio ao apical, irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e cimento resinoso. Detalhe da trinca radicular com aumento de 100, 250 e 500vezes em MEV. Fibras unindo a região de fratura	149
FIGURA 6.22 – Tipos de fraturas ocorrido no grupo de pinos de dentina humana e cimento resinoso. A- fratura no terço cervical; B- fratura no terço apical; C- fratura no terço médio; D e E- fratura no terço médio e apical	150
FIGURA 6.23- Fratura no terço apical irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular Humana e cimento resinoso. Detalhe da trinca radicular com aumento de 100, 500 e 1.000vezes em MEV	150
FIGURA 6.24 - Fratura no terço médio/apical irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular Humana e cimento resinoso. Detalhe da Interface trinca radicular com cimento resinoso sobre o pino de dentina humana, aumento de 50, 100, 500 e 1.000vezes em MEV	151
FIGURA 6.25 – Tipos de fraturas ocorrido no grupo de pinos de fibra de vidro e cimento resinoso. A- fratura no terço cervical; B- fratura no terço médio; C- fratura cominutiva no terço médio; D- fratura no terço médio –integridade do pino	152
FIGURA 6.26 – Fratura radicular irreparável em dente restaurado com pino de fibra de vidro e cimento resinoso.	153
FIGURA 6.27 – Fratura radicular em dente restaurado com pino de fibra de vidro e cimento resinoso. Notar a dentina intrarradicular sem vestígios de cimento.	153

LISTA DE GRÁFICOS

GRAFICO 4.1 - Resultados de Cecchin (2007).	65
GRAFICO 6.1 – Curva tensão/deformação do teste de tração para os pinos recortadas a partir de raízes de dentes bovinos	107
GRAFICO 6.2 – Curva tensão/deformação do teste de tração para os pinos recortadas a partir de raízes de dentes caninos humanos	107
GRAFICO 6.3 – Curva tensão/deformação do teste de tração para os pinos pré-fabricados de fibra de vidro	108
GRAFICO 6.4- Gráfico tipo Blox Plot para os valores de Tensão (A) e Módulo de elasticidade (B) dos três materiais estudados	112
GRAFICO 6.5 – Gráfico tipo histograma para verificar a distribuição normal da população estudada, para a variável Tensão e Módulo de Elasticidade	113
GRÁFICO 6.6 – Probabilidade dos resíduos para Tensão e Módulo de Elasticidade .	118
GRÁFICO 6.7 – Gráfico força em função do deslocamento para os pinos de dentina radicular humana	121
GRÁFICO 6.8 – Gráfico de força em função do deslocamento para os pinos de dentina radicular Bovina.	126
GRÁFICO 6.9 – Gráfico de força em função do deslocamento para os pinos de fibra de vidro.	129
GRÁFICO 6.10 Verificação da distribuição dos valores de RF no estudo - A - Gráfico tipo Boxplot e, B- Histograma relativo aos valores	130
GRAFICO 6.11 – Gráficos tipo BoxPlot e Histograma da variável Módulo de elasticidade à tração para os materiais estudados.	133
GRÁFICO 6.12 – Análise dos resíduos para Modulo Flexural. Verificação da Normalidade.	136
GRÁFICO 6.13 – Gráfico tipo BoxPlot para os quatro grupos estudados.	142
GRÁFICO 6.14 – Análise dos resíduos dos testes estatísticos para a resistência à fratura.	144

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1 - Resultados de Akkayan e Gulmez (2002)	49
TABELA 4.2 - Resultados de Menezes Filho et al. (2007)	53
TABELA 4.3- Resultados de Martelli Jr. (2006)	58
TABELA 5.4 - Resultados de Kaizer <i>et al.</i> , (2009)	62
TABELA 4.5 - Resultados obtidos por Grande <i>et al.</i> ,(2009)	68
TABELA 4.6 -. Resultados de Donassollo <i>et al.</i> , (2007)	71
TABELA 4.7 Resultados obtidos por Barreto (2009)	76
TABELA 6.1 – Análise estatística descritiva da variável Tensão (MPa) para os pinos estudados	111
TABELA 6.2 – Análise estatística descritiva da variável Módulo de elasticidade (GPa) para os pinos estudados	111
TABELA 6.3 – Análise de variância para Tensão à tração nos materiais do estudo	114
TABELA 6.4 – Análise de variância para o Módulo de Elasticidade à tração nos materiais do estudo	115
TABELA 6.5 – Teste de Tukey para Tensão	116
TABELA 7.6– Teste de Tukey para Tensão – Intervalos de confiança	116
TABELA 6.7 – Teste de Tukey para o Módulo de Elasticidade à tração nos materiais do estudo	117
TABELA 6.8 – Teste de Tukey para o Módulo de Elasticidade à tração – intervalo de confiança	117
TABELA 6.9 - Análise descritiva para o teste de Flexão das variáveis Resistência Flexural e Módulo flexural	130
TABELA 6.10- Teste de Kruskal-Wallis para a variável RF	131
TABELA 6.11 - Teste de comparações múltiplas para a variável RF	132
TABELA 6.12 – Análise de variância para o Módulo à Flexão	134
TABELA 6.13 – Teste de Tukey para o Módulo à Flexão	135
TABELA 6.14 – Análise estatística para a resistência à fratura dos grupos estudados	142
TABELA 6.15 – Análise de Variância para o teste de Resistência à fratura	143

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DEMEC - Departamento de Engenharia Mecânica

PPGMEC - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

UFVJM – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri

MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura

CIV – Cimento de Ionômero de Vidro

σ_f – Resistência à Flexão

E_f – Módulo de Elasticidade à flexão

Bov – Pinos de dentina radicular bovina

Hum – Pinos de dentina radicular humana

Fib – Pinos de fibra de vidro

EDTA – Ácido etilenodiamino tetra-acético

GPa – Giga Pascal

MPa – Mega Pascal

KgF – Quilograma força

μm – micrometros

mm – milímetros

cm – centímetros

UTS – Resistência máxima à tração

F_{max} - força máxima

L – Distância entre os dois pontos de suporte no teste de flexão

D – Diâmetro dos pinos no local da fratura

Y – Deflexão correspondente à força aplicada (mm)

DP – Desvio-padrão

RESUMO

Para a adequada reconstrução de dentes extensamente destruídos, faz-se necessário a confecção de pinos intrarradiculares. Vários são os materiais existentes no mercado utilizados para estes fins, porém nenhum apresenta as qualidades biológicas e mecânicas ideais. Os pinos biológicos são confeccionados a partir de dentes extraídos, devidamente doados e esterilizados e por possuírem propriedades biomecânicas similares à da estrutura dental podem ser uma opção a mais de restauração. O propósito desta pesquisa foi caracterizar as propriedades mecânicas da dentina radicular bovina quando empregada como pino intrarradicular e compará-las com pinos biológicos de dentina radicular humana e pinos de fibra de vidro de mesmo diâmetro e comprimento, nos testes de tração, flexão de três pontos e microscopia eletrônica de varredura. Verificar o modo e a resistência à fratura destes pinos, quando cimentados a condutos radiculares de dentes caninos humanos, *in vitro*. Quanto à resistência e módulo de elasticidade à tração e flexão os pinos de dentina radicular humana e bovina não apresentaram diferença estatística entre si, porém foram diferentes dos pinos de fibra de vidro. Quanto a resistência à fratura das raízes humanas reconstruídas com os diferentes pinos e cimentos, pode-se concluir que a maior resistência alcançada foi dos pinos de fibra de vidro (723,3N), seguidos dos pinos de dentina bovina cimentado com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (613,2N), pinos de dentina humana com cimento resinoso (561,5N) e, pinos de dentina bovina também com cimento resinoso (556,6N). Porém, não houve diferença estatística significativa entre os grupos. Quanto ao padrão de fratura, pode-se notar que nos grupos de dentes restaurados com cimento resinoso estas apresentaram-se mais severas e a maioria irreparável. Para os dentes restaurados com pino de dentina bovina e cimento de ionômero de vidro, todas as fraturas foram consideradas reparáveis, sendo a maioria no terço cervical. Os pinos biológicos de dentina bovina são materiais promissores a serem empregados como ancoragem intrarradicular em dentes anteriores.

Palavras chave: Critérios de Fratura, Dano, Biomateriais, Materiais Biológicos Mineralizados

INTRODUÇÃO

1 – INTRODUÇÃO

Os dentes humanos são compostos por tecidos de diversas características. Por vários motivos, estes tecidos podem ser danificados e precisarem de intervenção a fim de sanar as injúrias. Muitas vezes é possível intervir de forma a manter a vitalidade dentária, mas quando isto não é mais possível faz-se necessário um tratamento radical de extirpação pulpar, para garantir a manutenção do dente na cavidade bucal.

Muitos motivos podem levar a necrose pulpar, dentre eles pode-se citar cáries extensas, traumas oclusais, traumas que resultam em necrose de dentes com formação radicular incompleta, reabsorções internas ou dano iatrogênico. Quando ocorre a necrose há necessidade de remover a polpa sem vitalidade, por meio do tratamento endodôntico. Este tratamento constitui na remoção de esmalte e dentina coronária para se ter acesso à câmara pulpar e assim proceder a extirpação deste tecido tanto na porção coronária quanto radicular, por meio de desgastes e utilização de materiais de limpeza e, finalmente a obturação ou vedamento deste canal antes preenchido por nervos e vasos sanguíneos, com materiais específicos.

Muitas vezes, a necrose pulpar advinda de lesão cariiosa e extensa destruição coronária, inviabilizam a retenção de restaurações por si só, sendo necessária a ancoragem da porção coronária a ser restaurada no conduto radicular devidamente tratado, por meio da colocação de pinos intrarradiculares pré-fabricados, núcleos metálicos fundidos ou fibras de reforço. A reconstrução do elemento dentário, submetido a tratamento endodôntico deve ser planejada com cuidado, pois a colocação de um material dentro do conduto radicular com propriedades mecânicas diferentes do tecido dentário pode provocar fraturas (SILVA-SOUZA JR. *et al.*, 2001). Além disso, a quantidade de estrutura dentária residual influencia no comportamento mecânico dos dentes tratados endodonticamente. O procedimento endodôntico é responsável por uma redução em torno de 5% da resistência dentária, pela redução estrutural para o acesso endodôntico (LELES *et al.* 2004). Juntamente com a remoção da vitalidade pulpar instala-se uma situação de falta de umidade deixando a dentina desidratada o que também contribui para o enfraquecimento da estrutura com a diminuição progressiva da rigidez e resistência do dente (HELPER *et al.*, 1972; DIETSCHI *et al.*, 2007). Desta forma, aumenta progressivamente o risco de fratura dos dentes tratados endodonticamente em comparação com um dente sadio. A indicação clínica da utilização de um pino intrarradicular, deve-se ao fato do dente ter perdido uma parte significativa de sua

rigidez. Esta queda na rigidez pode ser causada por diversos fatores, tais como: cárie, trauma em dentes com formação radicular incompleta, reabsorções internas ou dano iatrogênico pelo excessivo alargamento para acesso ao conduto radicular (LUI, 1999; KISHEN *et al.*, 2004).

As vantagens do emprego de pinos fixados no interior do conduto radicular têm sido discutidas pela comunidade científica, e parece que o único ponto de consenso entre os pesquisadores é que há aumento da retenção da restauração coronária. O propósito dos retentores não consiste em reforçar a estrutura, mas sim reter e estabilizar os materiais restauradores (ASSIF e GORFIL, 1994; SILVA-SOUZA JR. *et al.* 2001; CHRISTENSEN, 2004). Entretanto, as características da interface entre a estrutura dentária e os materiais restauradores, bem como a rigidez e a resistência dos materiais são parâmetros que influenciam no comportamento biomecânico dos pinos no interior do canal radicular (ASSIF e GORFIL, 1994; GENOVESE *et al.*, 2005; LANZA *et al.*, 2005; BARJAU- ESCRIBANO *et al.*, 2006; TOKSAVUL *et al.*, 2006; LI *et al.*, 2006).

Em dentes hígidos, a distribuição das forças oclusais ocorre de forma harmoniosa através da coroa, estrutura radicular e tecidos periodontais de suporte dos dentes (fibras do ligamento periodontal e ossos). As modificações estruturais pelo tratamento endodôntico, bem como as forças laterais, podem levar a concentrações de tensões em um determinado local da estrutura dentária, podendo ocasionar fratura radicular ou coronaradicular.

A cimentação de um pino no interior do canal, embora necessária para a retenção da coroa, confere um risco adicional, uma vez que a carga oclusal passa a ser transmitida diretamente no interior da raiz, sem o amortecimento fisiológico prévio realizado pelas estruturas coronárias dos dentes sadios. Dallari e Rovatti (1996) acreditavam que um pino endodôntico, que tivesse rigidez similar a da dentina, fixado ao conduto radicular, exerceria a função de um amortecedor de impactos. Atuando como elemento amortecedor, este pino permitiria que a força mastigatória fosse assimilada por estruturas de módulos de elasticidade semelhantes, havendo melhor distribuição de esforços e, conseqüentemente, menor chance de fraturas.

A composição dos pinos fixados no conduto radicular (pinos de fibra de vidro, metálicos, cerâmicos e de fibra de carbono) é motivo de análise, quanto ao aspecto estético e biomecânico. Em se tratando de estética, os pinos metálicos e de fibra de carbono, por apresentarem cor escura são considerados inviáveis em alguns casos específicos. Quanto à propriedade mecânica relacionada com a rigidez, muitos estudos foram realizados para

verificar aqueles materiais que seriam ideais, quanto ao comportamento frente aos esforços mastigatórios, no que tange a distribuição das forças ao longo eixo das raízes. Fato não verificado nos pinos metálicos e cerâmicos que apresentam maior rigidez e conseqüentemente maior módulo de elasticidade quando comparados com a dentina (KAIZER *et al.*, 2009; CORRÊA-FARIA *et al.*, 2010).

Uma das formas de conferir esta retenção radicular é por meio da cópia do conduto previamente preparado, e a fundição desta com metais para obtenção de núcleos metálicos fundidos. Estes demonstram algumas vantagens por apresentar adaptação às paredes dentinárias e, conseqüentemente, retenção friccional. Entretanto, no sistema metálico fundido, quando se trata de raízes enfraquecidas, com canais muito amplos, a forma cônica do pino associada ao alto módulo de elasticidade dos metais, provoca um efeito de cunha, aumentando o risco de fratura radicular (KAIZER *et al.*, 2009; LELES *et al.*, 2004). Isto acontece pelo fato do pino, além de reter a coroa protética, ter a função de receber as cargas mastigatórias, passá-las à dentina remanescente, que, por sua vez, dissipa-as ao ligamento periodontal e osso. Pinos constituídos de material pouco flexível fazem com que a totalidade das cargas, por ele recebidas, seja imediatamente transmitida à dentina, gerando áreas de concentrações de tensões sobre as paredes radiculares. Quanto maior for a diferença de rigidez entre o pino e a dentina remanescente maior será a probabilidade de falha. Portanto, se a força e as tensões produzidas ultrapassarem o limite de resistência da dentina, o resultado será a fratura radicular (MEZZOMO e MASSA, 2006).

Para a simplificação das etapas clínicas, pinos pré-fabricados foram apresentados ao mercado odontológico. Por possuírem conformação prévia dispensam a moldagem do conduto radicular e fundição, apresentando assim praticidade na técnica. Podem ser constituídos de aço inoxidável, fibras de carbono, quartzo ou vidro, e após cimentados no interior do conduto radicular a porção coronária do pino precisa ser confeccionada, geralmente em resina composta. Uma de suas desvantagens é a falta de adaptação correta ao conduto, por serem pinos com diâmetros e comprimento pré-estabelecidos. A retenção e resistência ao deslocamento sob a ação das forças mastigatórias são dependentes de uma combinação de fatores como preparo do conduto, agentes cimentantes e configuração interna da raiz. Um pino com paredes paralelas, bem adaptado, é considerado o tipo mais retentivo e que gera menores níveis de tensão na raiz. A retenção dos pinos pré-fabricados é ainda complementada pela cimentação adesiva (MENDOZA e EAKLE, 1994) que é

caracterizada pela adesão química do material cimentante com os materiais restauradores e o substrato dentário.

O pino intraradicular ideal, para Duret *et al.*,(1990), seria aquele que tivesse a forma similar ao volume dentinário perdido, possuísse propriedades mecânicas idênticas às da dentina, não ocorresse ruptura na reconstrução, exigisse o mínimo desgaste da estrutura dentária e com uma coloração similar ao de uma dentina sadia.

O emprego de “Pinos Biológicos” que são pinos confeccionados a partir de dentes extraídos, devidamente doados e esterilizados, representa uma opção viável para o reforço intraradicular e estes oferecem as seguintes vantagens: não promovem estresse à dentina; preservam as paredes dentinárias internas do canal radicular; apresentam total biocompatibilidade e adaptação à configuração do conduto, favorecendo maior resistência ao dente e maior retenção do pino em relação aos pinos pré-fabricados; possuem resiliência comparável à do dente; excelente adesão à estrutura dental e à resina composta e, baixo custo. (IMPARATO *et al.*, 1998; KAIZER *et al.*,2009; BATISTA e LOPES 1999; CORRÊA-FARIA *et al.*,2010).

O principal objetivo desse pino seria a restauração em “monobloco” (KAIZER *et al.*,2009), ou seja, através da adesão, formar um complexo biomecânico único entre a estrutura dentária e os materiais restauradores (pino, cimento e coroa reconstruída), por meio da utilização de materiais restauradores com propriedades mecânicas próximas às da estrutura dental remanescente. Porém, uma grande dificuldade na obtenção de dentes extraídos de humanos tem sido observada. O avanço dos programas de odontologia preventiva e social associado a uma melhor conscientização sobre a valorização do órgão dental tem reduzido o número de exodontias. Ressalta-se ainda o severo controle pelos Comitês de Ética em Pesquisa, quanto à aquisição de dentes, pois estes são considerados órgãos humanos, caracterizados assim, por serem constituídos por mais de dois tecidos e possuem funções específicas (IMPARATO *et al.*,2003).

Os dentes humanos são morfológica e histologicamente semelhantes aos dentes de outros mamíferos, pesquisadores têm utilizado dentes oriundos da espécie bovina, ovina, equina ou suína para promover quantidades de materiais padronizados para os estudos, todavia o tamanho e disponibilidade fazem dos incisivos de bovinos uma preferência para pesquisas (REEVES *et al.*,1995). O uso de dentes bovinos justifica-se por apresentarem algumas vantagens, tais como, facilidade de serem adquiridos em matadouros, possuem grandes tamanhos e, superfícies largas. A mandíbula bovina contém incisivos que possuem

superfície relativamente plana e, ainda, sendo os animais sacrificados aproximadamente na mesma idade pode-se então controlar a faixa etária dos dentes e seu tempo de armazenamento. O fator socioeconômico relacionado à utilização clínica destes pinos é relevante, pois o baixo custo destes permitiria a sua aplicação no tratamento de pacientes com poder aquisitivo baixo.

Nakamichi *et al.*, (1983) foram os primeiros pesquisadores a afirmarem que os dentes bovinos são efetivamente confiáveis em pesquisa odontológica. Em seu estudo, Hitt e Feigal (1992), afirmaram que a composição do esmalte e da dentina humana é semelhante à composição do esmalte e da dentina bovina. Esser *et al.* (1998) relataram haver grande quantidade de dados confirmando a similaridade entre esmalte humano e bovino, ao contrário dos dados sobre dentina humana e bovina que são mais escassos. Isto os levou a estudar esmalte e dentina de molares sobre aspectos biológicos (número e densidade dos túbulos), químicos (constituição), mecânicos (força estrutural e fraturas) e físicos (densidade, dureza, capacidade térmica). Puderam concluir que dentina humana e bovina são similares e tem propriedades comparáveis, com respaldo em estudos realizados *in vitro*.

Imfeld (2001) também avaliou as características morfológicas como o diâmetro dos túbulos dentinários, a composição química, as propriedades mecânicas, capacidade de fratura bem como as características físicas como densidade, dureza e capacidade térmica dos dentes humanos e bovinos. Concluiu que se métodos padronizados forem utilizados, raízes de bovinos podem ser usados em substituição às raízes humanas. Mas ainda são poucos os estudos relatando a comparação da dentina radicular humana e bovina. Para que se possa aplicar os achados à dentina radicular humana, mais trabalhos avaliando a composição química e estrutural das dentinas radiculares deveriam ser realizados segundo Soares *et al.*, (2007). Em seu estudo sobre as diferenças entre as propriedades mecânicas dos dentes de espécies diferentes, Barreto (2009), concluiu que há uma diferença significativa entre as propriedades flexurais de dentes humanos e bovinos, sugerindo que valores obtidos com dentes de uma espécie não devem ser utilizados para outra.

Estes estudos procuraram estabelecer um substituto para dentes humanos em pesquisas com materiais odontológicos, a fim de avaliar se o comportamento destes é igual ou semelhante em ambos os substratos dentários. Neste trabalho de pesquisa o uso de dente bovino não está relacionado ao comportamento deste para substituição dos dentes humanos em pesquisas com materiais, e sim como a própria dentina sendo o material restaurador de ancoragem. A literatura é escassa no estudo dos mecanismos de falha deste tipo de suporte e

suas implicações na prática odontológica. Um dos propósitos desta pesquisa é caracterizar as propriedades mecânicas da dentina radicular bovina para ser empregada como um pino odontológico intrarradicular. Houve padronização do recorte destes pinos com uma broca própria desenvolvida para este estudo e avaliação *in vitro* do comportamento mecânico e de fratura destes pinos quando cimentados em raízes de dentes humanos.

Este trabalho foi dividido em capítulos para melhor orientação da leitura. Inicialmente possui o relato dos objetivos do estudo. Um capítulo de introdução a Odontologia, visto a interdisciplinaridade do estudo. O capítulo de revisão da literatura para situar o leitor na condição atual do emprego de pinos intrarradiculares. A metodologia específica utilizada e, por fim, a discussão dos resultados obtidos com os demais autores citados na literatura.

OBJETIVOS

2 – OBJETIVOS

2.1 – Objetivo Geral

- Desenvolver um pino de material biológico para uso intrarradicular.

2.2 – Objetivos Específicos

- Desenvolvimento de uma metodologia para confecção de pinos de material biológico à base de dentina bovina ou humana;
- Confeccionar pinos de dentina bovina e humana e caracterizar as propriedades mecânicas, pelos testes de tração, flexão de três pontos e microscopia eletrônica de varredura;
- Comparar o comportamento mecânico dos pinos de dentina bovina, pinos de dentina humana e pinos pré-fabricados de fibra de vidro, nestes testes;
- Analisar dentes humanos tratados endodonticamente e restaurados com pinos biológicos bovinos, humanos e pré-fabricados de fibra de vidro quanto à resistência a fratura, por experimento *in vitro*;
- Avaliar o padrão de fratura de raízes humanas com os diferentes pinos e cimentos aplicados.

**ANATOMIA E HISTOLOGIA DOS
TECIDOS DENTÁRIOS**

3 – ANATOMIA E HISTOLOGIA DOS TECIDOS DENTÁRIOS

Os dentes compreendem uma parte visível externamente chamada coroa, e uma parte oculta (simples ou dividida), a raiz, que apresenta na sua extremidade um orifício através do qual passam os vasos e os nervos destinados aos dentes; e uma região intermediária, o colo, que representa a junção da coroa com a raiz, também denominada porção cervical (AROLA e REPROGEL, 2007; TEN CATE *et al.*, 2008).

Os dentes são compostos basicamente por três tipos de tecidos, esmalte, dentina e polpa. Outros tipos de tecidos os envolvem com a função de sustentação sendo, cimento, osso alveolar e ligamento periodontal (Figura 3.1):

- 1 - esmalte, camada esbranquiçada e dura, mais exterior;
- 2 - dentina, camada abaixo do esmalte, menos dura que este e repleta de canalículos ligados à polpa;
- 3 - polpa, região mais interna do dente, onde ficam os vasos sanguíneos e nervos;
- 4 - cimento, tecido que recobre a dentina radicular e que se liga ao osso alveolar através do ligamento periodontal.
- 5 - Ligamento periodontal; sistema que liga o dente ao osso alveolar, formado principalmente pelas fibras de Sharpey (fibras colágenas elásticas) e com funções formadora, nutricional, física e sensorial. Constituída por tecido conjuntivo: fibras colágenas, fibras elásticas(escassas), além de vasos sanguíneos; Vasos Linfáticos, terminações nervosas que circundam a raiz dentária unindo-a ao osso alveolar.
- 6- Osso alveolar- camada óssea delgada que circunda a raiz dos dentes, composto basicamente por 33% de matriz orgânica e 67% de cristais de hidroxiapatita. Além de manter a estrutura dentária no arco, o osso alveolar também tem função de proteção e dissipação de forças.

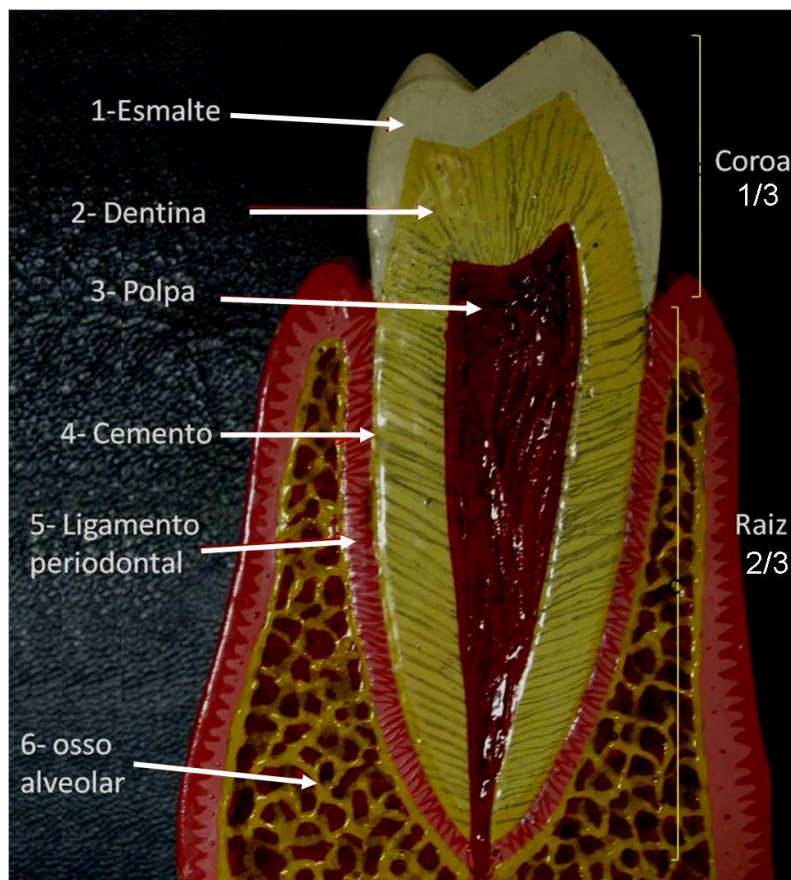


FIGURA 3.1 – Esquema ilustrativo das camadas formadoras dos dentes e estruturas de suporte. Fonte: Própria

De acordo com Arola e Reprogel (2006), a porção coronária é formada por três tecidos diferentes. O mais externo é o esmalte que reveste o dente, conferindo proteção, rigidez e brilho ao mesmo. O esmalte é o tecido mais duro do corpo humano e o que o confere esta dureza são os 97% de sais inorgânicos que o constituem (fosfato tricálcico, sais de sódio, potássio, carbonato de cálcio, etc). Sendo que os outros 3% são formados por substâncias orgânicas tais como água e proteínas.

Abaixo do esmalte, há um tecido denominado de dentina, o segundo tecido mais duro do corpo humano. A maior parte da estrutura do dente é composta por dentina (GIANNINI et al.,2004), sendo a constituição da humana de aproximadamente 45% de minerais, 35% de matriz orgânica e 20% de água em volume, no qual os túbulos dentinários se estendem radialmente da polpa atravessando a dentina em direção à junção esmalte-dentina (AROLA e REPROGEL, 2006; TEN CATE et al., 2008) (FIG 3.2). Esta composição varia com a idade do dente, devido a sua mineralização progressiva, mesmo já

estando totalmente formado. A porção inorgânica consiste de sais minerais sob a forma de cristais de hidroxiapatita. Cada cristal é composto por vários milhares de unidades e cada unidade básica fundamental tem como fórmula:



Contem também pequenas quantidades de fosfatos, carbonatos e sulfatos, além de elementos como F, Cu, Zn, Fe e outros.

Além de menos dura que o esmalte, a dentina apresenta no seu interior vários túbulos os quais são preenchidos parcialmente por prolongamentos das células odontoblásticas (células pulpares responsáveis pela formação dentária) e fluido dentinário (os canalículos contêm uma espécie de fluido extracelular que representa uma fração significativa do volume total da dentina (20 a 30%) e preenche toda extensão dos túbulos dentinários).

A dentina atua como uma base elástica para o esmalte que é um tecido rígido, e protege a polpa que fica enclausurada no seu interior. Os túbulos dentinários formam uma rede que parte da polpa em direção à junção amelodentinária (esmalte-dentina) de forma radial, atravessando toda a extensão da dentina (FIG 3.2 e 3.3). Tanto a densidade tubular quanto o diâmetro dos túbulos diminuem com o aumento da distância da polpa, sendo mais largos junto à polpa (2,5 μm) e tornam-se mais estreitos em suas extremidades externas (1 μm). O número de canalículos por unidade de superfície varia segundo a região da dentina considerada:

- próximo da polpa – 65.000 túbulos/ mm^2
- porção central – 35.000 túbulos/ mm^2
- periferia – 15.000 túbulos/ mm^2

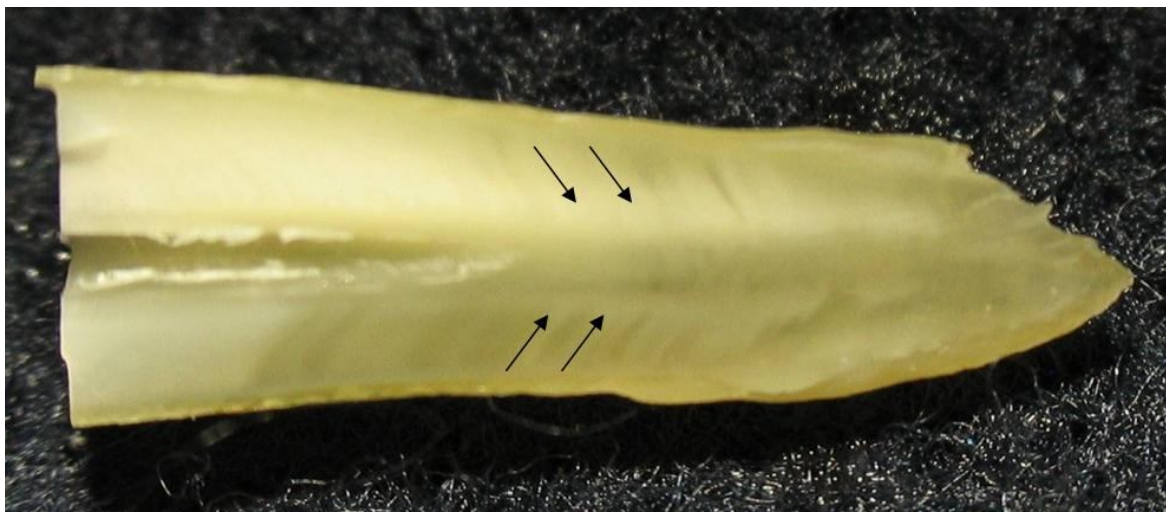


FIGURA 3.2 – Corte longitudinal de dente pré-molar humano. As setas indicam a orientação dos túbulos dentinários. Fonte: dados da pesquisa

Cada túbulo é envolto por uma bainha hipermineralizada chamada de dentina peritubular (LINDE e GOLDBERG, 1993; Kinney *et al.*, 2003) (Fig 3.3A) que contém módulo de elasticidade maior (29,8 GPa) que o da dentina intertubular (17,7-21,1 GPa) (entre os túbulos dentinários) (Kinney *et al.*, 2003; HUO, 2005) (Fig 3.3B). A dentina intertubular é rica em minerais como a hidroxiapatita (PASHLEY, 1996) e as fibras colágenas mineralizadas, estas formam um tipo de estrutura em malha, disposta preferencialmente no plano perpendicular ao longo eixo dos túbulos (JONES e BOYDE, 1984; MARSHALL *et al.*, 1997; KINNEY *et al.*, 2003). Cada fibrila colágena é formada por um polímero de subunidades que são chamadas de tropocolágenos e que formam ligações cruzadas entre si (MIGUEZ *et al.*, 2004; SOARES *et al.*, 2007). A composição estrutural da dentina humana (túbulos dentinários, dentina peri e intertubular) e as características dos túbulos dentinários (densidade, direção e dimensão) variam dependendo da área investigada (RASMUSSEN *et al.*, 1976; MARCHETTI *et al.*, 1992; INOUE *et al.*, 2002; KINNEY *et al.*, 2003; PLOTINO *et al.*, 2007) e da diferença de idade dos dentes (AROLA e REPROGEL, 2005), o que pode influenciar as propriedades mecânicas destes (PLOTINO *et al.*, 2007).

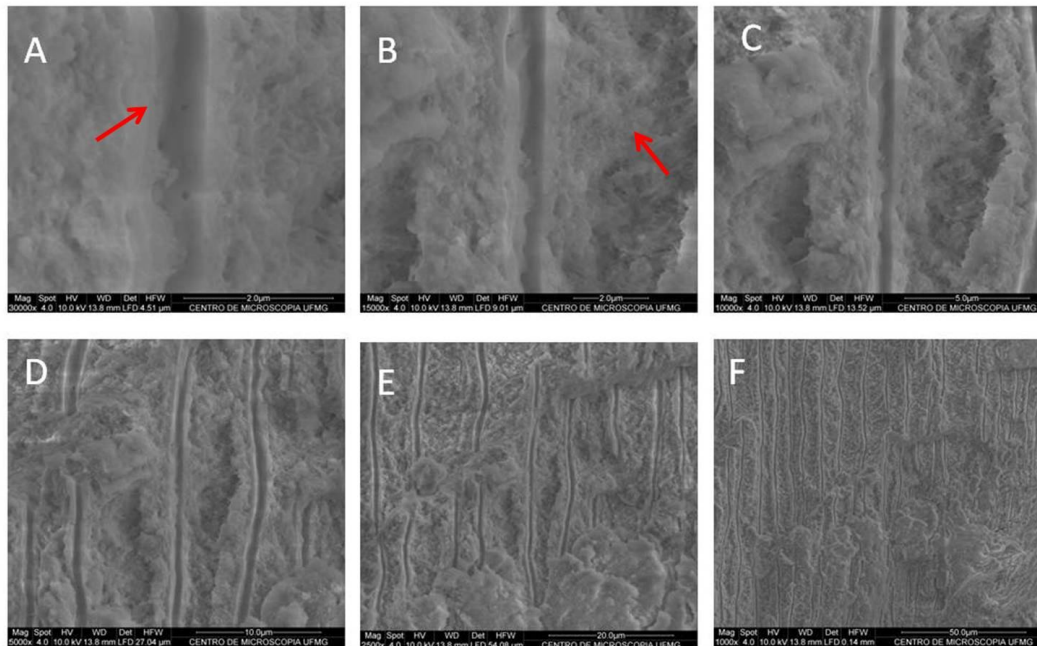


FIGURA 3.3 – MEV para a Dentina Humana - túbulo dentinário em corte transversal. A-, aumento de 30.000x. Seta indicando dentina peritubular; B-aumento de 15.000x. Seta indicando dentina intertubular; C- aumento de 10.000x; D- aumento de 5.000x; E- aumento de 2.500x; F- aumento de 1.000x. Fonte: dados da pesquisa

Dentina e polpa formam um complexo em íntima relação topográfica, embriológica e funcional, por isso têm características biológicas comuns (FIG. 3.4). Mais internamente encontra-se a câmara pulpar preenchida por tecido conjuntivo rico em vasos sanguíneos e nervos, tecido este que é responsável pela nutrição, sensibilidade e reparo do dente (LINDE e GOLDBERG, 1993) (FIG 3.4).

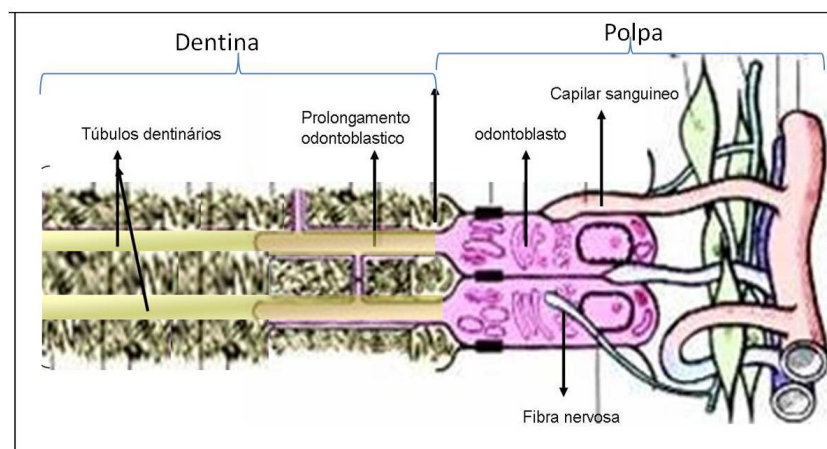


FIGURA 3.4 – Esquema ilustrativo da dentina e suas estruturas e íntima relação com a polpa dentária. Fonte: www.loc.fm.vz.usp.br/endodontia/polpa-dentina4.jpg modificado para pesquisa

Na porção radicular o tecido de revestimento protetor da dentina radicular é o cemento também formado por tecido mineral e orgânico, sendo, no entanto, bem menos duro que o esmalte. Este tecido ainda é responsável por garantir a união do dente com o tecido ósseo alveolar dos maxilares por meio de microfibras (Fibras de Sharpey, colágenas e com características elásticas) que estão inseridas nele, chamadas de fibras do ligamento periodontal (LINDE e GOLDBERG, 1993).

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4.1- Retenção intrarradicular

Caputo e Standlee, já em 1976 consideravam as restaurações retidas por pinos indispensáveis para a Odontologia Restauradora conservadora. Relataram que a utilização eficaz dos sistemas de pinos requer a aplicação de princípios biomecânicos apropriados para cada situação, não existindo um desenho único. No entanto, um pino de paredes paralelas, cimentado, adaptado precisamente no interior do canal fosse a combinação ideal de características. Quando a morfologia do dente ou a demanda funcional requer mais retenção, esta pode ser alcançada aumentando-se o comprimento e o diâmetro do pino, ou ainda beneficiando-se da resiliência da dentina. Entretanto, para esses autores, o profissional deve ter em mente que o preço para maior retenção é o aumento do risco de danificar a estrutura do dente. Segundo os autores, quando utilizados da maneira correta, ótimos resultados podem ser obtidos com tratamentos por meio de pinos e coroas, recuperando muitos dentes e minimizando o risco de falha. Os autores recomendaram a manutenção de pelo menos 1 mm de dentina íntegra ao redor de toda a circunferência do canal.

Em 2004, Christensen discorreu a respeito das mudanças de paradigma para o uso de pinos intrarradiculares. Visto a substituição gradativa dos pinos metálicos por pinos pré-fabricados reforçados por fibra. As razões foram, facilidade de uso, estética, baixo custo, boa adesão ao cimento resinoso, facilidade de remoção, caso haja necessidade de retratamento endodôntico. O autor relata ainda que os retentores intrarradiculares são indicados para dentes que perderam mais do que a metade da coroa e que sua função principal é dar retenção e estabilidade ao material restaurador coronário.

A seleção de um sistema pino/núcleo apropriado é um dilema clínico, visto as amplas variedades disponíveis. Mazaró *et al.*, (2006) tiveram como propósito, discutir os vários fatores que influenciam na seleção do pino e do núcleo, tais como comprimento da raiz, anatomia do dente, largura da raiz, configuração do canal, quantidade de estrutura dental coronária, força de torção, tensão, desenvolvimento da pressão hidrostática, forma e material do pino, compatibilidade do material, capacidade de adesão e retenção do núcleo, reversibilidade, estética e material da coroa. Assim, baseados na literatura consultada, algumas recomendações clínicas foram propostas no intuito de orientar o clínico na seleção do sistema pino/núcleo mais adequado para cada caso, como conservar o máximo de

estrutura dental possível durante o preparo do conduto radicular; pino e núcleo fundido personalizado são recomendados para canais radiculares não-circulares e quando se tem moderada a severa perda de estrutura dentária coronal; pino pré-fabricados paralelo, passivo, serrilhado e com auto-escape é recomendado para canais circulares pequenos; pinos paralelos passivos são preconizados pela adequada retenção, mas, quando a espessura de dentina apical é mínima, um pino com design paralelo-cônico deve ser indicado; a capacidade retentiva da cabeça do pino facilita a retenção do material para o núcleo; a reversibilidade, em casos de falha, deve ser considerada e, o sistema deve ser de fácil uso e custo viável.

O objetivo da revisão sistemática realizada por Theodosopoulou e Chochlidakis (2009) foi determinar qual o pino e sistema de núcleo é o mais bem sucedido quando usado *in vivo* para restaurar dentes tratados endodonticamente. Os autores realizaram buscas nas seguintes bases de dados MEDLINE, Cochrane, EMBASE. O objetivo foi identificar ensaios clínicos randomizados (RCT) e ensaios clínicos controlados não randomizado (ECC), coorte (CS), e estudos de caso-controle (CCS), relacionados com pinos e sistemas de núcleo para reconstrução de dentes tratados endodonticamente. Em suas buscas os autores identificaram 997, 141 e 25 artigos publicados na MEDLINE, Cochrane e EMBASE, respectivamente. Dez artigos da MEDLINE e sete artigos a partir da busca Cochrane (que também foram identificados na MEDLINE). Os resultados demonstram que pinos de fibra de carbono em matriz de resina são significativamente melhores do que núcleos metálicos fundidos em ligas preciosas (RCT). Pinos de fibra de vidro são significativamente melhores do que pinos metálicos rosqueáveis (RCT) e moderadamente superiores que pinos de fibra de quartzo (CCT). Os pinos de fibra de carbono são significativamente piores do que núcleos metálicos fundidos em ligas preciosas (RCT). Pinos metálicos pré-fabricadas são ligeiramente melhores do que núcleos metálicos fundidos (RCT), mas moderadamente piores quando não houver uma camada de dentina acima da gengiva (CCT).

4.2 – Propriedades mecânicas e comportamento biomecânico dos dentes tratados endodonticamente

Os prolongamentos odontoblásticos mantêm o fluido intercelular no interior dos canalículos dentinários, tendo, portanto a função de hidratação local dos tecidos. Devido à remoção do tecido pulpar durante o tratamento endodôntico, alterações no conteúdo de água no tecido dentinário são esperadas. Pesquisando as alterações na composição tecidual dos dentes desvitalizados, Helfer *et al.*,(1972) conduziram um estudo com o objetivo de caracterizar o conteúdo de água nos dentes desvitalizados como um dos fatores contribuintes para a maior fragilidade destes. O estudo utilizou dentes de cães, cuja polpa foi removida e os dentes extraídos em intervalos predeterminados, de modo que o valor do conteúdo de água pode ser registrado ao longo do tempo. O conteúdo total de água do dente foi dividido em água livre e água ligada. A água livre foi medida gravimetricamente e a água ligada, através de análise térmica diferencial, que resultou na reprodução gráfica do conteúdo total de umidade dos tecidos calcificados. Os autores constataram que havia uma quantidade de umidade 9% menor nos tecidos calcificados dos dentes despulpados do que nos dentes vitais.

Este fato também foi constatado por Sedgley e Messer (1992) que, compararam as propriedades mecânicas de 23 dentes tratados endodonticamente com seus pares contralaterais vitais, quanto à resistência ao cisalhamento, dureza, tenacidade e resistência à fratura. A similaridade entre as propriedades indicou que o tecido dentário não se torna mais frágil após o tratamento endodôntico. A análise estatística pareada revelou que somente a dureza mostrou-se significativamente maior nos dentes vitais (3,5%). Entretanto, os autores realçaram que outros fatores, como a perda da macroestrutura dental por cáries, acesso e instrumentação endodôntica, traumas e preparos cavitários extensos, podem contribuir para a fragilidade desses dentes.

Além do conteúdo de água, de acordo com Rivera e Yamauchi (1993), outro fator que pode afetar as propriedades mecânicas dos dentes em um nível tecidual é a rede de colágeno. As ligações cruzadas entre as moléculas de colágeno conferem à matriz dentinária estabilidade e resistência à tração, e a densidade dessas ligações cruzadas pode variar dependendo da região no mesmo tecido, provavelmente devido a diferentes níveis de tensões e diferentes ritmos de renovação tecidual. Porém, com o propósito de quantificar as ligações cruzadas do colágeno, os autores estudaram 23 tipos de dentes despulpados extraídos de pacientes com idades variadas, não encontrando diferenças significativas entre dentes vitais e não vitais.

Mais recentemente, em 2007, Kishen e Vedantam em seu estudo, procuraram compreender o papel da água livre nos túbulos dentinários sobre a integridade mecânica da dentina. Três experimentos diferentes foram realizados neste estudo. No primeiro experimento, modelos tridimensionais de dentina com gradiente de módulo de elasticidade, módulo de elasticidade homogênea, com e sem pressão hidrostática foram simulados utilizando o método dos elementos finitos, cargas estáticas à compressão de 15, 50 e 100 N foram aplicadas e determinadas as distribuições das tensões principais, tensões Von Mises, e tensões na direção de carga. No segundo experimento, foram realizados ensaios de compressão da dentina totalmente hidratada e parcialmente desidratada, utilizando uma máquina universal de ensaios. No terceiro experimento, foi realizada análise de infravermelho com transformada de Fourier espectroscópica da dentina hidratada e parcialmente desidratada. A análise por elementos finitos revelou que o modelo da dentina com a pressão hidrostática simulado apresentou tração de tensões residuais e tensões na região adjacente ao interior do canal radicular. Quando cargas compressivas externas foram aplicadas ao modelo, as tensões residuais e tensões neutralizaram as cargas aplicadas. Da mesma forma os espécimes hidratados submetidos a cargas de compressão experimental apresentaram maior dureza quando comparados com os modelos parcialmente desidratados. A tensão na fratura foi significativamente maior nas amostras parcialmente desidratadas ($p = 0,014$), enquanto a tensão de fratura foi significativamente maior nos espécimes hidratados ($p = 0,037$). Estas experiências destacaram o papel distinto de água livre nos túbulos dentinários e da pressão hidrostática sobre a distribuição de tensão-deformação na dentina.

No ano de 2003, Kinney *et al.*, realizaram uma extensa revisão de literatura das informações publicadas a respeito das propriedades mecânicas da dentina humana nos últimos 50 anos. Uma criteriosa reavaliação da literatura indicou que a magnitude das constantes elásticas da dentina deve ser consideravelmente revisada. Os autores encontraram faixas variando de 20 a 25 GPa para o módulo de elasticidade e 7 a 10 GPa para o módulo de cisalhamento. O comportamento viscoelástico (liberação de tensões tempo-dependente) pode contribuir para a redução desses valores resultando em taxas de deformação de relevância fisiológica, esse módulo reduzido foi relatado como algo em torno de 12 GPa. Além disso, os autores constataram que as propriedades elásticas são anisotrópicas; mensurações por condução de ondas sônicas detectaram anisotropia hexagonal, embora de pequena magnitude. Os autores reinterpretaram os valores de resistência encontrados para o substrato utilizando a função de distribuição de Weibull, um parâmetro que avalia a

confiabilidade dos resultados em função da continuidade da estrutura avaliada, e relataram que a ampla variação dos coeficientes citados em todos os estudos de resistência pode estar relacionada à distribuição das falhas/descontinuidades nas amostras de dentina. Por fim, os autores relataram a escassez de estudos relacionados à mecânica de fratura e fadiga, discutindo que a dentina deve ter um limite de resistência à fadiga. Para tensões menores que as tensões desenvolvidas durante a mastigação fisiológica, os autores mostram que uma dentina íntegra aparentemente não falha. Entretanto, uma abordagem mais conservadora foi discutida por eles e mostrou que baixas taxas de tensões são capazes de propagar pequenas trincas, podendo levar a rupturas. Este tipo de falha somente pode ocorrer quando o fenômeno de fadiga está presente. Para que haja fadiga, duas condições são necessárias, ou seja, carregamento cíclico (como a mastigação) e uma região de concentração de tensão (túbulos dentinários e regiões de brusca redução de área).

Os túbulos dentinários dominam a microestrutura da dentina e, nas coroas dos dentes humanos estes estão cercados por espessa camada mineralizada, peritubular e de alta rigidez. Em seu estudo Zaslansky *et al.*,(2010) examinaram o arranjo tridimensional (3D) dos túbulos em relação ao esmalte nas superfícies vestibular (face dentária voltada para os lábios e bochecha) e lingual de pré-molares e molares intactos. Especificamente, foi investigada a orientação angular dos túbulos em relação ao plano da junção esmalte-dentina (JED), por meio úmido, não-destrutivo e de tomografia de alta resolução de fase por contraste (coerentes). Amostras de dentina com esmalte sobre ela (n = 16) foram feitas com corte das superfícies vestibular e lingual dos dentes superiores e inferiores pré-molar e molar, foram analisados e, reconstruídos com imagens 3D virtuais, co-alinhada com relação ao plano JED. A orientação média dos túbulos foi determinada nas distâncias crescente do JED, com base em projeções integrados em planos ortogonais virtual. O ângulo e curvatura dos túbulos foram determinados a cada 100 μm a uma profundidade de 1,4 mm abaixo do JED. Os resultados mostraram que a maioria dos túbulos não se estendem perpendicularmente à JED. Mesmo quando o fazem, os túbulos sempre mudam suas orientações substancialmente na zona de meio milímetro abaixo da JED, tanto nos aspectos vestibular e lingual dos dentes pré-molares e molares. Os túbulos também tendem a enrolar e torcer dentro desta zona. O teste t-Student indicou que os dentes inferiores parecem ter maior inclinação das orientações dos túbulos em relação à JED com um ângulo médio de $42^\circ (\pm 2,0^\circ)$, enquanto os dentes superiores apresentam uma pequena mudança de orientação, com uma média de $32^\circ (\pm 2,1^\circ)$. Saber a orientação dos túbulos é importante por várias razões, que vão melhorar a forma

de controle para a compreensão de procedimentos restauradores ou para simulação das propriedades mecânicas dos dentes. Em profundidades cada vez maiores da dentina sob esmalte, os túbulos são significativamente inclinados em relação à JED, que pode ser importante para compreender os desafios clínicos, tais como a sensibilidade, a eficácia das técnicas de colagem ou previsão de possíveis caminhos para a invasão bacteriana. Os dados mostraram diferenças entre os ângulos dos túbulos dos dentes superiores e inferiores em relação à JED, o que presumivelmente contribui para diferentes respostas ao cisalhamento do tecido sob função. O grau em que isto pode contribuir ou influenciar em novas técnicas adesivas restauradoras necessita ser estudado com maior profundidade.

Trope *et al.*, (1985) observaram que o preparo para colocação de um pino intrarradicular, é capaz de enfraquecer a estrutura dos dentes tratados endodonticamente. Com o propósito de comparar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente após diferentes métodos de restauração, foram avaliados 64 incisivos naturais intactos extraídos. Os dentes receberam tratamento endodôntico, e a coroa foi mantida íntegra, com exceção do orifício para acesso endodôntico. Os dentes foram restaurados de oito maneiras diferentes, variando desde uma simples resina composta até o preparo do canal e cimentação de um pino de aço pré-fabricado (1,25 mm de diâmetro) com resina composta. Uma força crescente gradual foi aplicada na região de lingual, a um ângulo de 50° com o longo eixo do dente. Os autores observaram que o preparo do espaço para o pino enfraqueceu significativamente o dente. De grande importância foi a constatação de que nenhum dos métodos usados para restaurar o dente foi capaz de reforçá-lo suficientemente para alcançar a resistência de um dente sem o preparo para o pino. Os autores concluíram então que a idéia de que o uso de um pino pode reforçar um dente endodonticamente tratado pode não ser correta, e aconselharam que, na prática clínica, os preparos para pinos sejam evitados sempre que possível, devendo ser utilizados somente quando necessários para a retenção da restauração.

Trope e Ray Jr. (1992) estudaram 48 dentes caninos humanos tratados endodonticamente, preparados de quatro maneiras diferentes. Os dentes foram desgastados de maneira a deixar a parede lingual da coroa em um nível 2 mm abaixo da parede vestibular (labial) da raiz, e as raízes preparadas foram incluídas em resina acrílica, de maneira que 12 mm da face vestibular da raiz ficava exposta. Uma carga compressiva lenta e gradual foi aplicada até a fratura. A magnitude da força no momento da fratura foi registrada para comparação entre os grupos de dentes. Todos os dentes fraturaram na junção

da parede vestibular com a resina acrílica. Os autores observaram que a instrumentação do canal reduziu significativamente a resistência das raízes. A obturação dos canais com ionômero de vidro aumentou a resistência, quando comparada com raízes não obturadas.

Christensen, em 1996, discutiu as indicações de pinos intrarradiculares, reforçando que o objetivo maior é permitir a retenção e estabilidade dos materiais restauradores ao remanescente dentário. O autor relatou que núcleos moldados e fundidos vêm sendo gradativamente substituídos pelos pinos pré-fabricados, e o uso de retentores intrarradiculares não se justifica em dentes com pequena perda de estrutura dentária, e sim quando mais do que a metade da porção coronária é perdida. Em casos onde ocorre a perda de toda a coroa dentária, travas anti-rotacionais podem ser realizadas na mesial (mais anterior), distal (mais posterior) e lingual da superfície interna da raiz, para evitar rotação do retentor. No decorrer do artigo, o autor descreve técnica adesiva de inserção de retentor intrarradicular, e afirma que os pinos pré-fabricados em liga de titânio parecem ser a melhor alternativa da época, por apresentarem resistência intermediária, fácil utilização e por haver poucos relatos de resposta alérgica.

Torbjorner *et al.*, (2004), em revisão de literatura, discorreram a respeito dos fatores biomecânicos que afetam o tratamento protético, com a ênfase nos dentes tratados endodonticamente e fragilizados. Os autores utilizaram a base de dados do Medline/PubMed de 1970 à 2003. Eles afirmam que freqüentemente as falhas técnicas são relacionadas à fratura pelo processo de fadiga e apontam que as forças direcionadas fora do longo eixo do dente, provocam risco potencial para a fratura dos dentes, do cimento e do material restaurador. Assim, o planejamento e a confecção de próteses com biomecânica favorável, reduzindo forças laterais, é o fator principal para a longevidade dos dentes tratados endodonticamente. Foi também enfatizado que a preservação das estruturas dentárias é essencial para evitar fraturas radiculares.

Lang *et al.*,(2006), pesquisaram o impacto das várias etapas do tratamento endodôntico na rigidez das raízes, sob o aspecto da deformação, e não da resistência à fratura. Vinte incisivos centrais superiores humanos foram avaliados a cada passo da seqüência clínica: preparo do acesso ao canal, instrumentação manual com limas Kerr de número 20 a 110 e preparo para pino (com paredes cônicas e paralelas). Os dentes foram fixados em dois pontos, na região do ápice da raiz e a 2 mm da junção cimento-esmalte, e uma força de 3,75 N, controlada através de um dispositivo piezoelétrico, foi aplicada na superfície palatina, a 135° com o longo eixo do dente. A cada etapa, a deformação

correspondente foi registrada por meio de interferometria. Neste processo, o dente é iluminado por laser de argônio criando um padrão que caracteriza a posição do dente naquele momento. São realizados dois registros, em repouso e no estado carregado, e a subtração das intensidades de luz gera um interferograma, que é utilizado para calcular os deslocamentos através da interpretação da imagem. Um aumento cumulativo na deformação foi observado a cada passo do tratamento, de forma não-linear, sendo significativo no acesso endodôntico e no preparo para pino, principalmente na transformação do preparo de pinos cônicos para paralelos. Ao fim de todos os procedimentos, o grau de deformação triplicou, partindo de $0,24 \pm 0,03 \mu\text{m}$ no dente íntegro, para $0,73 \pm 0,09 \mu\text{m}$ após o preparo para pinos paralelos. Os autores concluíram que tanto a perda de estrutura quanto a mudança na geometria do canal têm um importante papel na redução da rigidez das raízes.

Segundo Mezzomo e Massa (2006), dentes com tratamento endodôntico, como regra, trazem consigo uma história pregressa de perdas substanciais de estrutura mineralizada e restaurações extensas que naturalmente os deixam mais frágeis. Tais perdas de estrutura mineralizada podem atingir a estrutura interna das raízes, como consequência de alterações patológicas, como reabsorções internas e lesões de cárie, ou até iatrogênicas, como a instrumentação exagerada durante o tratamento endodôntico, preparos muito amplos para a instalação de pinos intrarradiculares, ou mesmo um desgaste excessivo durante a remoção de pinos para retratamento endodôntico. Estas perdas estruturais podem somar-se às alterações provocadas durante a anti-sepsia químico-cirúrgica do canal radicular, contribuindo de maneira importante para redução da resistência do dente à fratura sob cargas oclusais fisiológicas. A espessura de dentina remanescente é a variável mais importante na resistência à fratura radicular, e a necessidade de manutenção de estrutura saudável na região cervical do dente e seu envolvimento pela coroa protética têm uma explicação biomecânica: em média 2,0 mm abaixo da junção cimento-esmalte, está localizada a crista óssea alveolar, ponto de apoio (eixo rotacional) frente às cargas horizontais e oblíquas aplicadas sobre a coroa. Portanto, quando a raiz tem as paredes delgadas nesta região, esta área deve ser protegida, tanto pelo abraçamento externo feito pela coroa protética (aproximadamente 1,5 a 2,0 mm de extensão), como internamente através do reforço da parede dentinária.

Procurando entender as considerações biomecânicas para dentes tratados endodonticamente, Assif e Gofl, em 1994, discorreram a respeito. Os autores citaram que a perda de estrutura dentária diminui a capacidade desses dentes em resistir às forças

mastigatórias e aumenta o risco de fraturas. Além disso, existe correlação direta entre o diâmetro da raiz e a capacidade do dente em resistir às forças laterais. Os autores questionam o uso de retentores com o objetivo de aumentar a resistência à fratura dos elementos dentários, para isso eles demonstraram, por meio de modelo geométrico, a distribuição de tensões em dentes anteriores submetidos às cargas mastigatórias. Quando a força é aplicada na face palatina (lingual), o dente sofre micro-flexão concentrando tensões de compressão na face vestibular (labial) e tensões de tração na superfície palatina. Como são cargas contrárias em superfícies opostas, anulam-se no centro longitudinal do dente que é a região onde se localiza o canal radicular ou o retentor. Desse modo, o retentor intrarradicular estaria em uma zona neutra de tensões, sendo pouco influente na resistência dentária. Assim, os autores relataram a necessidade de introdução de técnicas que reforcem a superfície externa da raiz. Os autores afirmam que o aumento do comprimento e diâmetro de pinos metálicos no interior do canal radicular pode comprometer o prognóstico do dente restaurado e que todos dentes despolpados restaurados com coroas protéticas deveriam ter margem dentinária envolvida por cinta metálica.

Essas falhas biomecânicas em dentes desvitalizados são um tema de importância crítica na odontologia restauradora, de tal forma que Dietschi *et al.*, em 2007, publicaram uma revisão sistemática sobre os aspectos biomecânicos da restauração dos dentes tratados endodonticamente, com ênfase nas alterações da composição e estrutura de tais dentes. Foram analisados estudos publicados entre 1990 e 2005, encontrados na base de dados da PubMed/Medline. Segundo os autores revisados, as alterações no comportamento biomecânico dos dentes após a terapia endodôntica podem ser atribuídas a alterações que ocorrem em diferentes níveis: composição tecidual, micro e macroestrutura da dentina e estrutura do dente. Embora as alterações na composição tecidual da dentina estejam comprovadas, as maiores mudanças na resistência mecânica do dente podem ser atribuídas à perda de tecido, dentário estrutural, provocada por cáries, fraturas ou preparos de cavidade, que incluem a cavidade de acesso ao canal para o tratamento endodôntico. Além das alterações químicas teciduais causadas pelos agentes irrigantes, logicamente, o preparo do canal afeta a biomecânica do dente de maneira proporcional à quantidade de tecido coronário e radicular removido.

Essas modificações teciduais podem provocar alterações nas características físicas da dentina dos dentes com tratamento endodôntico. A preocupação com o uso de materiais para limpeza dos condutos radiculares foi motivo de estudo de Grigoratos *et al.*, (2001), os

autores analisaram o efeito de soluções de hipoclorito de sódio sobre a resistência à flexão e o módulo de elasticidade em 121 barras padronizadas de dentina, divididas em cinco grupos teste e um controle. Os resultados revelaram um módulo de elasticidade significativamente reduzido, bem como a resistência flexural. Entretanto, a resistência à flexão depende da geometria, e o comportamento de barras de dentina pode ser diferente daquele da estrutura dentária *in situ*.

Também procurando estabelecer correlação entre materiais de limpeza endodôntica e propriedades mecânicas, Sim *et al.*, (2001) testaram a influência do hipoclorito de sódio nas propriedades mecânicas da dentina e no enfraquecimento do dente endodonticamente tratado. O estudo foi dividido em duas partes diferentes, mas relacionadas entre si. A primeira parte avaliou o efeito do hipoclorito de sódio localmente na dentina, e a segunda permitiu a observação do efeito do “enfraquecimento local” da dentina na deformação do dente como um todo. Além dos ensaios de resistência efetuados em barras de dentina (corpos de prova), foram realizados ensaios cíclicos não-destrutivos para verificar a deformação do dente, através do acoplamento de extensômetros na região cervical de 10 dentes, com o esmalte e a dentina reduzidos e o canal preparado. Os autores concluíram que o hipoclorito de sódio, utilizado na desinfecção e debridamento do canal radicular, reduz significativamente a resistência à flexão e o módulo de elasticidade da dentina. Tal efeito é percebido no dente como um todo, através do aumento da deformação sob cargas cíclicas não-destrutivas.

Soares *et al.*, em 2007 avaliaram o efeito do tratamento endodôntico e do tempo de armazenamento na resistência à flexão e na resistência máxima a tração da dentina radicular. Oitenta dentes bovinos foram divididos em grupos (NT) não tratados endodonticamente e (TE) tratados endodonticamente. Os canais dos dentes (TE) foram instrumentados e irrigados com hipoclorito de sódio 1.0%. As raízes foram obturadas com cones de gutta-percha e cimento a base de óxido de zinco e eugenol pela técnica da condensação lateral. Os testes foram realizados da seguinte forma: T1, imediatamente; T2, 7 dias; T3, 15 dias; e T4, 30 dias após a extração para grupos NT ou após a extração e o tratamento endodôntico para os grupos TE (n= 10). As raízes foram cortadas axialmente em duas metades, uma metade foi usado para obter barras para executar o teste flexural e a outra metade para obter as fatias que foram confeccionadas tendo por resultado espécimes em forma de ampulheta para o teste de microtração. As amostras foram submetidas aos testes, e os dados foram analisados

estatisticamente. Os resultados indicaram que o tratamento endodôntico potencializado pelo tempo pode afetar as propriedades físicas da dentina.

Huang *et al.*, (1992) utilizaram amostras de dentina e ensaios de compressão, tração e impacto, para calcular o módulo de elasticidade, limite proporcional e resistência à fratura; Entretanto, sabe-se que estas propriedades variam não somente com o material, mas com a geometria, levando a resultados incomparáveis e muitas vezes contraditórios. Apesar da falta de consenso, todos esses fatores interagem de maneira cumulativa para influenciar na resistência à fratura dos dentes desvitalizados, culminando com falhas. O objetivo foi determinar se existem diferenças significativas entre as propriedades mecânicas da dentina humana de dentes despolpados e a dentina de dentes vitais. Foram obtidos espécimes de dentina ($n = 262$) a partir de 54 dentes humanos vitais recém extraídos e 24 dentes humanos despolpados. Estas amostras foram submetidas a diferentes condições experimentais (molhado, ar seco, desidratado e reidratado). Compressão, tração indireta e testes de impacto foram realizados para medir as propriedades mecânicas destes espécimes. Todos os dados obtidos foram analisados estatisticamente. Os resultados mostraram que a desidratação da dentina aumenta o módulo de Young, limite de proporcionalidade (em compressão) e, especialmente, a força final (tanto em compressão e tensão). A desidratação causa mudanças nas características de fratura de espécimes de dentina sob compressão estática e cargas indiretas de tração. As resistências à compressão e à tração da dentina de dentes despolpados obtidos neste estudo não parecem ser significativamente diferentes daqueles da dentina normal ($p > 0,05$), enquanto os valores médios de módulo de Young e o limite proporcional nos ensaios de compressão parecem ser menores. Nos testes de compressão, cinquenta por cento dos espécimes de dentina de dentes despolpados apresentam maior deformação plástica do que a dentina vital. Os resultados deste estudo não suportam a teoria de que a desidratação após o tratamento endodôntico, por si só enfraquece a estrutura da dentina, em termos de resistência à compressão e à tração.

4.3 – Retenção intrarradicular e comportamento biomecânico

Com o intuito de verificar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com sistemas de pinos pré-fabricados estéticos *in vitro*, Akkayan e Gulmez (2002), compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia. Para tanto, utilizaram 40 caninos superiores humanos dos quais as coroas foram removidas e as raízes receberam tratamento endodôntico. Foram formados 4 grupos de 10 elementos (n=10). As raízes foram restauradas com os pinos de acordo com os grupos:

- 1- pino de titânio
- 2- fibra de quartzo
- 3- fibra de vidro
- 4- zircônia.

Todos os pinos foram cimentados utilizando-se o sistema adesivo *Single Bond* e o cimento resinoso dual RelyX ARC. Posteriormente receberam núcleos de preenchimento em resina composta fotopolimerizável (Valux Plus – 3M) e coroas totais metálicas cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os espécimes foram incluídos em resina acrílica, e o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem a base de silicone de adição (Speedex) e então adaptados à máquina de ensaio universal em angulação de 130° em relação ao longo eixo do dentes a uma velocidade de 1 mm/min. Os resultados obtidos pelos autores estão relacionados na Tabela 4.1.

TABELA 4.1 - Resultados de Akkayan e Gulmez (2002)

Material do pino	Força [Kgf]	Força [N]
titânio	66,95	656,78
fibra de quartzo	91, 20	894,67
fibra de vidro	75,90	744,58
zircônia	78,91	774,11

Os dentes restaurados com os pinos de fibra de quartzo (2) apresentaram os maiores valores de resistência à fratura, significativamente superior aos demais grupos ($p < 0,001$). Dentes restaurados com pinos de fibra de vidro (3) e zircônia (4) apresentaram valores similares. Os grupos 2 e 3 apresentaram padrões de fratura reparável, enquanto os grupos 1 e 4 apresentaram fraturas irreparáveis. Os autores concluíram que cargas de fratura

significativamente maiores foram registradas para as raízes com pinos de fibra de quartzo e que as fraturas que permitiriam reparo foram observadas em dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo e fibra de vidro.

Hu *et al.*, (2003) estudaram a resistência e o tipo de fratura de dentes restaurados com pinos metálicos cilíndricos serrilhados com a porção coronária fundida, pinos metálicos cilíndricos serrilhados associados à resina composta, pinos de fibra de carbono associados a resinas compostas e pinos cerâmicos associados à resina composta, os autores verificaram que qualquer destes sistemas desempenhou uma resistência à fratura considerada clinicamente aceitável. Entretanto, concluíram que todos os grupos apresentaram padrões de fratura considerados irreparáveis.

Newman *et al.*, (2003), relataram que pinos de fibras envolvidas por resina composta, estão sendo utilizados clinicamente por muitos profissionais apesar de poucas informações em relação às propriedades físicas desses sistemas de pinos. Eles compararam, *in vitro*, a resistência e o padrão de fratura de incisivos centrais superiores humanos restaurados utilizando-se três sistemas de pinos de fibra reforçados por compósito. 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 “estreitos” e “alargados”. Para os grupos dos canais “estreitos” 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 2.0 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”. O ligamento periodontal foi simulado e as amostras receberam carregamento tangencial em máquina de ensaio universal a 0,5 mm/min até que a falha ocorresse. Os dados foram tabulados e submetidos à Análise de Variância de dois fatores (ANOVA fatorial) e ao Teste t-Student ($\alpha=0,05$). 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 o real desempenho destes.

Maccari *et al.*, (2003), estudaram a resistência a fratura de pinos pré-fabricados já que a utilização desse tipo de fixação é crescente. Considerando 30 dentes anteriores superiores humanos restaurados com pinos de fibra de vidro, pinos de fibra de carbono revestido por quartzo e pinos cerâmicos. Os corpos-de-prova receberam núcleos de preenchimento em resina composta e não receberam coroas sendo submetidos a um teste de resistência à fratura considerando uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente, a uma velocidade de 0,5mm/min. A resistência dos pinos cerâmicos foi significativamente mais baixa do que a dos pinos de fibra, além de apresentar fratura dos pinos e fraturas radiculares em três espécimes. Já nos espécimes com pinos de fibra as fraturas ocorreram sobre o núcleo de resina composta.

Diante da existência de pinos endodônticos pré-fabricados com módulo de flexão diferente dos pinos metálicos, Conti (2004) analisou o comportamento dos pinos de fibra de carbono e dos pinos metálicos fundidos em dentes com coroa íntegra e em dentes com remanescente coronário com 2.0 mm, avaliando a capacidade dos pinos em conferir resistência ao remanescente dentário. Aplicou uma carga contínua e progressiva na face lingual dos corpos de prova, em um ângulo de 130°, até que houvesse algum tipo de falha ou fratura. As fraturas encontradas foram classificadas em três categorias: fraturas reparáveis, fraturas reparáveis após aumento de coroa clínica e fraturas indicativas de exodontia. Concluiu que as raízes com 2.0 mm de remanescente coronário restauradas com pinos de fibra de carbono e núcleos de resina suportaram as menores cargas, as raízes restauradas com pinos e núcleos metálicos fundidos apresentaram fraturas que comprometeram o remanescente radicular de forma irreparável, e as raízes restauradas com pinos de fibra de carbono apresentaram fraturas mais favoráveis em relação ao remanescente radicular.

Lassila *et al.*,(2004), testaram a resistência ao dobramento e a fratura de diversos pinos pré-fabricados de fibra e compararam os resultados aos obtidos por um novo tipo de pino de alta resistência, o *EverSitch-post* (fibra de vidro silanizado). Avaliaram 17 tipos de pinos de fibra, de vários diâmetros e marcas, realizando os testes de resistência diretamente sobre os pinos, examinando-os posteriormente ao microscópio eletrônico de varredura. Observaram que os pinos com maior diâmetro revelaram resistência ao dobramento inferior aos pinos com menor diâmetro, resultado que se inverteu para resistência à fratura.

Toksavul *et al.*,(2005), avaliaram fratura de incisivos centrais superiores restaurados com diferentes sistemas pino/núcleo, cobertos com os copings cerâmicos comparando-os com dentes sem pinos. Os pinos utilizados foram: pino de zircônio (*Cosmopost*) com núcleo de resina composta (*Tetric Ceram*), pino do zircônio e núcleo cerâmico (*Cosmo Ingot*), pino de fibra de vidro (*FRC Postec*) com núcleo de resina, pino titânio (*ERpost*) com núcleo de resina. O conjunto foi testado com carga estática tangencial compressiva, aplicada 2.0 mm abaixo da borda incisiva na superfície palatina de cada amostra até a fratura. A maior resistência à fratura foi verificada nos dentes restaurados com pino de titânio, sendo estatisticamente diferente dos dentes restaurados sem pinos. Os pinos de fibra de vidro resultaram na maior incidência de fraturas radiculares irreparáveis. Os pinos de zircônio por demonstrarem satisfatória resistência e característica estética são preferidos para restaurarem dentes que receberão coroas em cerâmica pura.

Diante da variedade de opções para se restaurar um elemento destruído, torna-se fundamental o conhecimento sobre os principais sistemas para que possam ser adequadamente indicados. Menezes Filho *et al.*,(2007) em seu estudo compararam a resistência radicular à fratura de dentes humanos submetidos a cargas compressivas com angulação de 45° em relação ao longo eixo da raiz, após a cimentação de três tipos de retentores intrarradiculares divididos em três grupos de 10 cada: Grupo I - pinos pré-fabricados de resina reforçada com fibra de vidro (*White Post - DC N° 1 FGM*®); Grupo II - pinos pré-fabricados em fibra de carbono revestidos em fibra de vidro (*REFORPOST MIX/RX - ANGELUS*®) e Grupo III – pontas diamantadas 2200, todos cimentados no limite de 2/3 do conduto radicular. Foram utilizados 30 dentes caninos superiores permanentes humanos obtidos em banco de dentes. Os dentes foram seccionados com disco flexível diamantado de uma face em baixa rotação, ao nível da junção amelo-cementária no sentido vestibulo-palatino, padronizando o seu comprimento em 17,0 mm. Após o seccionamento dos dentes, as raízes foram tratadas endodonticamente e então os pinos e os condutos foram preparados e cimentados. As raízes foram incluídas com resina acrílica auto-ativada de presa rápida em tubos de PVC, previamente preparados para o experimento, estando os corpos de prova prontos para serem submetidos a cargas compressivas direcionadas à face palatina da porção coronária do pino cimentado, em uma angulação de 45 graus em relação ao longo eixo do dente e numa velocidade de 0.5 mm/minuto até que houvesse a fratura da raiz e/ou deslocamento/fratura do pino. Os ensaios experimentais foram realizados em uma máquina

de ensaio universal Kratos. Os resultados obtidos foram submetidos ao teste ANOVA com nível de significância de 5% são mostrados na Tabela 4.2

TABELA 4.2 - Resultados de Menezes Filho et al. (2007)

Grupo	Força [Kgf](média)	Força [N] (média)
1- pinos pré-fabricados de fibra de vidro	50,90	499,33
2- pinos pré-fabricados de fibra de carbono	66,07	648,15
3- pontas diamantadas n° 2200	82,50	809,33

Baseado nos resultados obtidos nesse estudo os autores concluíram que: O grupo 3 (pontas diamantadas 2200) apresentou os maiores índices de resistência à fratura das raízes, porém não sendo estatisticamente significante em relação ao grupo 2 (pinos pré-fabricados de fibra de carbono). O grupo 1 (pinos pré-fabricados de fibra de vidro) proporcionou menor resistência à fratura, sendo estatisticamente significante em relação ao grupo 3 (pontas diamantadas 2200). As pontas diamantadas podem ser indicadas como retentores intrarradiculares, entretanto, apresentam elevado módulo de elasticidade e comportamento semelhante aos pinos metálicos pré-fabricados.

Hayashi *et al.*,(2008) testaram a hipótese nula de que não há diferença na resistência à fratura de dentes restaurados despolpados com diferentes tipos de sistemas de pinos e coroas totais. Pré-molares superiores humanos extraídos foram restaurados com pino de fibra, pinos metálicos pré-fabricados ou núcleos fundidos metálicos. Dentes com preparos para coroa total e sem pinos foram o grupo controle. Todos os dentes foram restaurados com coroas totais. Cargas foram aplicadas aos dentes sendo uma vertical a 90 graus e uma oblíqua a 45 graus com uma velocidade de 0,5 mm / min. Em ambos os testes de cargas de fratura vertical ou oblíqua, estática e sob fadiga as cargas de fratura de dentes restaurados com pinos de fibra foram significativamente maiores do que as dos dentes restaurados com pinos metálicos. Os limites de fadiga de dentes restaurados com pinos metálicos e fibra foram 112 Kgf (1099 N) e 82 Kgf (804 N) para forças verticais, respectivamente, e cargas e 26 Kgf (255N) e 20 Kgf (196 N) sob cargas oblíquas. Todas as fraturas nos dentes restaurados com todos os tipos de sistemas de pinos se propagaram na porção média das raízes, nos ápices dos pinos. Sob a condição de carga oblíqua, a carga de fratura de dentes restaurados com pinos pré-fabricados metálicos foi significativamente menor do que em outros grupos. Dois terços das fraturas no grupo de pinos de fibra se propagaram na zona cervical, enquanto a maioria das fraturas nos demais grupos se propagou além do meio das

raízes. A partir dos resultados das investigações concluiu-se que, nas condições de cargas verticais e oblíquas, a combinação de um pino de fibra e núcleo em resina composta garante maior proteção à estrutura dental remanescente.

Ramalho *et al.*, em 2008 compararam *in vitro*, a resistência à fratura de raízes restauradas por pinos intrarradiculares pré-fabricados metálicos e estéticos cimentados em diferentes profundidades. Foram utilizados trinta incisivos centrais humanos extraídos, que tiveram seus comprimentos radiculares padronizados em 14 mm. As amostras foram tratadas endodonticamente e divididas aleatoriamente em três grupos de dez raízes cada: Grupo I, pinos pré-fabricados de fibra de vidro (Reforpost nº 2 - Angelus[®], Londrina, PR, Brasil) cimentados no limite de dois terços do conduto radicular; Grupo II, pinos pré-fabricados metálicos (Reforpost II - Angelus[®], Londrina, PR, Brasil) também cimentados no limite de dois terços do conduto radicular e Grupo III, pinos pré-fabricados de fibra de vidro (Reforpost nº 2 - Angelus[®], Londrina, PR, Brasil) cimentados no limite de um terço do conduto radicular. Os pinos em estudo foram cimentados utilizando-se o sistema adesivo Single Bond[®] (3M/ESPE, Sumaré, SP, Brasil) e o cimento resinoso RelyX[®] ARC (3M/ESPE, Sumaré, SP, Brasil). Após a cimentação dos pinos, as raízes foram fixadas a uma base (tubos de PVC), sendo os corpos-de-prova submetidos a cargas compressivas com angulação de 45° em relação ao longo eixo da raiz e com deslocamento de 0,5 mm/min até que houvesse fratura da raiz e/ou do pino. Os resultados foram submetidos à análise de variância com nível de significância de 5 % e mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados. No entanto, a menor proximidade entre os módulos de elasticidade dos pinos em estudo parece não ter influenciado no desempenho entre os referidos grupos na presente pesquisa, pois foram observados índices médios, de resistência à fratura, estatisticamente não significantes entre os pinos metálicos (85,90 Kgf ou 842,68 N) e os de fibra de vidro (84,81 ou 831,99 N e 67,14 Kgf ou 658,64 N). Esse resultado é semelhante ao observado por outros autores que avaliaram a resistência ao cisalhamento de pinos de aço inoxidável e de diferentes pinos de fibra, também não encontrando diferença significativa na resistência média ao cisalhamento. Essa ocorrência pode ter sido resultante de vários fatores determinantes, como condições prévias às extrações, idade do paciente, condições pulpares e dimensões e anatomias radiculares, que podem ter influenciado nos resultados do presente estudo. Os autores concluíram que, para pinos de fibra de vidro, a variação do comprimento intrarradicular não resultou em variação na resistência à fratura de raízes de incisivos centrais humanos.

O objetivo do ensaio clínico aleatório realizado por Bitter *et al.*,(2009) foi avaliar se a colocação de um pino de fibra *DT Light Post*® (DT) e a quantidade de dentina remanescente coronal podem ser afetadas com o tempo, levando a falhas de coroas protéticas unitárias. Avaliaram noventa pacientes que forneceram um total de 120 dentes selecionados. Três grupos (n = 40) foram definidos em função da quantidade de dentina residual coronal: grupo de duas paredes, duas ou mais paredes coronais, grupo de uma parede, uma parede coronal, grupo sem parede, nenhuma parede superior 2 mm acima do nível gengival. Dentro de cada grupo de dentes foram randomizados e alocados em 2 grupos de intervenção (N = 20), incluindo os subgrupos sem pinos (sem retenção no canal radicular) e subgrupos (pós colocação de DT). Após um período médio de 32,4 (13,7) meses de observação, nos subgrupos sem pinos, as taxas de insucesso foram 10%, enquanto nos subgrupos com pinos, as taxas de falha de 7% foram observados (P = 0,318). Em nenhum grupo com parede a colocação do pino afetou significativamente o tempo até a falha das restaurações (P = 0,029, teste de log-rank). Dentes sem pinos revelaram taxa de falha significativamente maior (31%) em comparação com os dentes restaurados com pinos de retenção (7%). No período de observação do presente estudo, a colocação de pino de fibra foi eficaz para reduzir as falhas das restaurações somente em dentes que não apresentaram paredes coronais. A inserção de pinos em dentes com certo remanescente coronário deve ser criticamente reconsiderada.

McLaren *et al.*,(2009) relatam que são poucos os estudos conduzidos para determinar uma correlação entre o módulo de flexão de pinos metálicos e pinos reforçados por fibra e resistência à fratura e modo de falha de dentes restaurados com pinos. Questiona-se um maior comprimento do pino ou um pino com um módulo de flexão maior irá melhorar significativamente a resistência à fratura de um dente restaurado com pinos pré-fabricados e núcleo. O objetivo deste estudo foi comparar a resistência à fratura e modo de falha de dentes tratados endodonticamente restaurados com três sistemas de pinos, incluindo 2 pinos reforçados com fibras (*Light-Post* e *Snowlight*) e um pino de aço inoxidável (*ParaPost XP*). Setenta pré-molares unirradiculares foram seccionados na junção cimento-esmalte e, em seguida, tratados endodonticamente. Os dentes foram distribuídos em sete grupos. Três diferentes pinos pré-fabricados foram cimentados em um espaço 5 mm e 10 mm de profundidade, e núcleos foram confeccionados. Um grupo sem o pino serviu como controle negativo. Os espécimes foram carregados em 90 graus com o eixo longitudinal até ocorrer a ruptura definitiva. A análise estatística foi realizada para analisar as cargas das falhas

iniciais e finais dos grupos, utilizando 2-way ANOVA ($P = .05$). Os grupos com pinos *ParaPost XP* demonstraram significativamente maior carga inicial e final quanto a falha, quando comparados com os grupos de pinos reforçados com fibras. A maior média (SD) de carga de falha inicial foi com o grupo *ParaPost XP* com um comprimento do pino de 10 mm ($170,05 \pm 60,08$ N), e a menor estava com o grupo *Snowlight* com o pino de comprimento de 5 mm ($62,85 \pm 18,47$ N). Os valores de rigidez e a resistência à fratura inicial dos dentes restaurados com pinos *ParaPost XP* foram maiores em comparação com os grupos de pinos reforçados com fibras.

Fraturas dentárias podem ocorrer em dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos. Sendo assim, *Giovani et al.*, (2009) tiveram como objetivo avaliar a resistência à fratura *in vitro* de raízes com pinos de fibra de vidro e metal de diferentes comprimentos. Sessenta caninos superiores tratados endodonticamente foram engastados em resina acrílica, com exceção para 4 mm da região cervical, após a remoção da coroa clínica. Os espaços para os pinos foram abertos com uma broca cilíndrica, em baixa velocidade, conectada a um limitador, resultando em preparações com comprimentos de 6 mm, 8 mm ou 10 mm. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos de acordo com o material do pino. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso de dupla polimerização (Panavia F), e as coroas cimentadas com fosfato de zinco. As amostras foram submetidas a cargas de compressão (N) gradativas até a fratura. Os dados foram analisados com o 2-way ANOVA e teste de Tukey-Kramer ($\alpha = .05$). A análise ANOVA indicou diferenças significativas ($P < 0,05$) entre os grupos, e o teste de Tukey revelou não haver diferença significativa entre os pinos metálicos de 6 mm de comprimento ($26,5 \pm 13,4$ N), de 8 mm de comprimento ($25,2 \pm 13,9$ N), e 10 mm de comprimento ($17,1 \pm 5,2$ N). Além disso, no grupo de pinos de fibra de vidro, não houve diferença significativa quando os pinos de 8 mm de comprimento ($13,4 \pm 11,0$) foram comparados com os de 6 mm ($6,9 \pm 4,6$ N) e 10 mm ($31,7 \pm 13,1$ N). Dentro das limitações deste estudo, concluiu-se que os pinos de fibra de vidro representam uma alternativa viável para a substituição de núcleos metálicos fundidos, aumentando a resistência à fratura. Para dentes caninos tratados endodonticamente com pequenas e / ou raízes curvas, o pino de fibra de vidro com um menor comprimento representa uma alternativa viável para restaurar estes dentes quando há exigência de restaurações protéticas, sem diminuir a resistência à fratura.

Tang et al., (2010) apresentaram uma visão geral dos fatores de risco para fraturas de dentes com tratamento endodôntico, relatando que dentes com pinos endodônticos podem

apresentar fraturas devido à perda de estrutura dental, pelas tensões causadas pelo tratamento endodôntico e procedimentos restauradores, como a preparação da cavidade de acesso, instrumentação e irrigação dos canais radiculares, obturação do canal radicular instrumentado, preparação do espaço para seleção do pino e restauração coronária e também por inadequada seleção de pilares para próteses dentárias. Possíveis fraturas nos dentes podem ser reduzidas pelos profissionais estando estes cientes de todos os procedimentos, durante os tratamentos dentários de riscos.

Considerando que a capacidade das raízes de resistir à fratura é diretamente proporcional a quantidade de tecido dentário que circunda o pino, Marchi *et al.* (2003) verificaram o efeito de materiais restauradores associados a pinos metálicos pré-fabricados, no preenchimento de defeitos de raízes fragilizadas. Constataram que os tipos de associação estudados, de pinos metálicos com resina composta, com cimento de ionômero de vidro ou com compômero, não impedem a fratura de dentes com paredes radiculares enfraquecidas. Setenta e cinco raízes bovinas foram selecionadas, sendo que dessas, sessenta foram desgastadas internamente, simulando canais alargados. Foram formados cinco grupos experimentais:

- 1- raiz hígida com pino pré-fabricado fixado com cimento resinoso;
- 2- raiz debilitada com pino pré-fabricado fixado com cimento resinoso;
- 3- raiz debilitada preenchida com cimento de ionômero de vidro modificado por resina associado ao pino intrarradicular;
- 4- raiz debilitada preenchida com resina composta modificada por poliácido e posterior fixação do pino com cimento resinoso;
- 5- raiz debilitada preenchida com resina composta microhíbrida e com posterior fixação do pino com cimento resinoso.

Após a realização do ensaio de resistência à fratura, com carregamento tangencial de compressão à 135° em relação ao longo eixo da raiz e com velocidade de 0,5mm/min, os autores concluíram que as raízes hígidas apresentaram maior resistência à fratura que as raízes debilitadas. Observou-se, também que a presença do ionômero de vidro modificado por resina, em raízes debilitadas, resultou em resistência à fratura semelhante aquela obtida com a presença de resina composta modificada por poliácido ou de resina composta microhíbrida. Ambas as técnicas de preenchimento radicular apresentaram-se estatisticamente superiores ao preenchimento das raízes com cimento resinoso.

Goldberg *et al.*,(2002), avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais humanos fragilizados. O canal radicular foi ampliado, simulando dentes imaturos. No grupo controle, nenhum tipo de material foi inserido no interior do canal. Entretanto para o grupo experimental, um pino translúcido foi posicionado no centro do canal sendo o espaço entre as paredes do canal radicular e o pino preenchido com ionômero de vidro modificado por resina. As raízes foram fixadas na máquina de ensaio mecânico e o carregamento foi realizado com o auxílio de um dispositivo cônico de aço de 1,5 cm de base e 3 cm de comprimento, provocando efeito de cunha nas raízes. Os autores concluíram que o uso de ionômero de vidro modificado por resina constitui alternativa restauradora viável para dentes imaturos que perderam toda a porção coronária após a apecificação, uma vez que melhora significativamente a resistência à fratura.

Na mesma linha de pesquisa, Martelli Júnior, (2006) avaliou o comportamento de raízes extremamente destruídas quando restauradas com pinos de fibra de vidro acessórios (pinos colocados ao redor do pino principal para preenchimento do espaço relativo a canais amplamente alargados). Foram selecionadas 50 raízes de dentes bovinos que receberam preparos radiculares com paredes internas divergentes para oclusal, com um diâmetro cervical de 3,5 mm. Criaram-se 5 grupos de 10 dentes cada, representado na Tabela 4.3:

TABELA 4.3– Resultados de Martelli Jr. (2006)

Grupos	Resistência à fratura [Kgf]	Resistência à fratura [N]
PM - núcleos metálicos fundidos	61,81	606,36
PP - pino de fibra de vidro principal	63,12	619,21
PPA - pinos de fibra de vidro acrescentados por pinos acessórios.	55,46	544,06
PP-R - pino de fibra de vidro principal e 2mm de remanescente coronário	56,07	550,05
PPA-R - pinos de fibra de vidro acrescentados por pinos acessórios e 2mm de remanescente coronário	53,10	520,91

A análise descritiva dos dados, como mostrada na tabela 4.3, não apontou diferenças estatísticas significantes. Entretanto comparando-se os padrões de fratura pelo Teste Exato de Fischer, observou-se diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre os grupos PM, PP e PPA. Dentro dos limites do trabalho pôde-se concluir que independentemente do material

utilizado, a resistência à fratura das raízes não apresentou variações estatisticamente significantes, entretanto a utilização de pinos de fibra de vidro acessórios afetou positivamente o padrão de fratura, onde o grupo PPA apresentou 90% das fraturas acima da região cervical.

Carvalho *et al.*,(2005), avaliaram, *in vitro*, a eficácia do reforço radicular com resina composta ou com pino de fibra zircônia em dentes imaturos simulados não vitais. Incisivos bovinos foram empregados no estudo, em quatro grupos: 1- canal radicular ampliado, reforçado com resina composta fotopolimerizável usando pino translúcido (sistema de *Luminex®*) e, após a remoção do pino, o canal foi preenchido com guta-percha; 2- o canal radicular foi ampliado e restaurado com pino de zircônio e cimento resinoso dual; 3- o canal radicular foi ampliado e obturado com guta-percha e 4- o canal radicular não foi ampliado nem obturado. O conjunto foi submetido à força compressiva, a 45⁰, em uma velocidade de 1 mm/min até que ocorresse a fratura. Os autores verificaram que o uso de resina composta e de pino de fibra de zircônio no interior do canal radicular aumentou significativamente a resistência estrutural dos dentes enfraquecidos, reduzindo o risco de fratura.

Variando-se a metodologia para a verificação de fraturas radiculares, Yoldas *et al.*, em 2005, avaliaram, *in vitro*, pelo método de extensometria, as deformações da superfície cervical de raízes artificialmente fabricadas em resina acrílica, em função da presença de diferentes sistemas pino e núcleo: 1- núcleo moldado e fundido em liga de níquel-cromo; 2- preenchimento radicular com resina composta e inserção de pino e núcleo fundido em níquel-cromo; 3- preenchimento radicular com resina composta e inserção de pino de aço inoxidável e confecção de núcleo de preenchimento com resina. O conjunto foi submetido à aplicação de carga de 100 N, em ângulo de 45⁰ em relação à linha média das raízes simuladas. A presença de pinos moldados e fundidos, sem que houvesse o reembasamento radicular com resina composta, induziu a maior deformação radicular. Assim, o “reforço” do canal com resina composta foi fundamental para reduzir a deformação na região cervical das raízes restauradas com pinos e núcleos de preenchimento.

Em 2005, Soares *et al.*, publicaram artigo fundamental para nortear a forma 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 cimentoesmalte;
- 3 – 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.

O objetivo do estudo de Dutra *et al.*, (2008) foi avaliar a influência da viscosidade do material de moldagem à base de poliéter (*Impregum*[®]) usado para simulação do ligamento periodontal (LP) na resistência à fratura e na deformação de raízes restauradas com núcleos intrarradiculares e coroas metálicas fundidas. Os autores avaliaram quarenta incisivos bovinos seccionados em 15 mm à partir do ápice, tratados endodonticamente e divididos em 4 grupos (n=10): C - sem simulação do LP; A- uso de poliéter de alta viscosidade simulando o ligamento periodontal; M- material de média viscosidade como material de simulação e B- material de baixa viscosidade como material de simulação. As amostras foram incluídas em resina de poliestireno e núcleos intrarradiculares (liga de CuAl) e coroas totais metálicas (liga de NiCr) sendo ambos cimentados com cimento de fosfato de zinco. A deformação do conjunto foi mensurada sob carregamento contínuo de 0 - 100N por meio de teste de extensometria (n= 3). Todas as amostras foram submetidas a ensaio de resistência à fratura (RF) e após o mesmo as amostras foram classificadas segundo o padrão de fratura (PF) (n=10). Os dados foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey ($\alpha=5$). Os padrões de fratura das amostras foram similares entre os grupos C e B e entre A e M. Conclui-se que o material de simulação do LP altera os valores de resistência à fratura e padrão de fratura e os valores de deformação. A escolha adequada da viscosidade do material de simulação do LP é fundamental para ensaios de resistência e de deformação de dentes restaurados com retentores intrarradiculares. Os materiais *Impregum S* de média e alta viscosidade possuem consistência mais apropriada para efetuar função de simulador do ligamento periodontal, já que o comportamento viscoso parcial do ligamento periodontal é

responsável pelo efeito de dissipação da carga. Como toda investigação científica objetiva aproximar a realidade *in vitro* da realidade *in vivo* é necessário simular o ligamento periodontal para que os resultados de teste de resistência à fratura e deformação de materiais sejam realmente válidos e passíveis de aplicação clínica.

Silva (2007) avaliou o efeito de diferentes pinos e técnicas restauradoras na resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados, empregou 135 raízes bovinas com dimensões semelhantes, tratadas endodonticamente, aleatoriamente divididas em 9 grupos (n= 15). Os canais foram preparados com 10 mm de profundidade e 1,5 mm de diâmetro e as raízes receberam preparo com férula de 0,5 mm de profundidade e 2 mm de extensão. Dois grupos de referência foram restaurados com retentores intrarradiculares metálicos fundidos em níquel-cromo (NMF) e pino de fibra de vidro (PFV) com núcleo de preenchimento em resina composta. Para os demais grupos, os canais radiculares foram alargados na profundidade de 9 mm e o diâmetro aumentado para $\pm 3,5$ mm, padronizando a espessura de dentina remanescente em 0,5mm no terço coronário da raiz. Os canais alargados (ca) foram então restaurados com núcleo metálico fundido (caNMF); pino de fibra de vidro (caPFV); pino de fibra de vidro associado a pinos de fibra de vidro acessórios (caPFVpa); preenchimento direto com resina composta nos terços médio e cervical após cimentação do pino (caPFVrd); preenchimento direto com resina composta associado a pinos acessórios, após cimentação do pino (caPFVrdpa); pino reembasado com resina composta de forma indireta (caPFVri); pino reembasado com resina composta de forma indireta associado a pinos acessórios (caPFVripa). Todos os procedimentos e cimentação foram realizados com cimento resinoso de ativação química, os núcleos de preenchimento em resina composta e as raízes restauradas com coroa total metálica. As amostras foram submetidas a 3×10^5 ciclos de fadiga mecânica de 50N de carga. Em cinco amostras de cada grupo, dois extensômetros foram aderidos à raiz, um na mesial e outro na vestibular, 1 mm abaixo do limite cervical da coroa, no centro do dente, para mensurar a deformação das raízes sob carregamento contínuo de 0 a 100 N. A resistência à fratura das amostras foi então medida em máquina de ensaio mecânico com aplicação de carga tangencial (135°). Os dados foram submetidos à análise de variância fatorial (2×2), para comparar o efeito do tipo de retentor em função do tipo de raiz, e em fator único, para avaliar os métodos de preenchimento, seguido pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). O padrão de fratura foi classificado de acordo com o grau de comprometimento da estrutura dentária em catastrófica ou reparável. A análise estatística

fatorial demonstrou significativa redução da resistência à fratura e falhas catastróficas para o grupo caNMF. Valores de resistência comparável ao grupo NMF e padrão de fratura reparável foram obtidos em raízes com canais alargados, sempre que a resina composta ou pinos de fibra acessórios foram utilizados. Não houve diferença significativa na deformação externa da raiz entre os grupos estudados. Pode-se concluir que o uso de pinos de fibra de vidro, associado ao preenchimento com resina composta e/ou pinos de fibra de vidro acessórios, parece ser mais indicado como alternativa ao núcleo metálico fundido em raízes fragilizadas, devido ao menor risco de fraturas catastróficas.

Kaizer *et al.*, (2009) estudaram pinos biológicos (obtidos a partir de dentes naturais) que possuem propriedades similares às da estrutura perdida do dente, tais como, biocompatibilidade, estética, ótima adaptação ao conduto e excelente adesão à estrutura dental e à resina composta. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência e o padrão de fratura de raízes com diferentes graus de perda de estrutura dentária, de dentes reconstruídos com pinos de fibras de polietileno e com pinos biológicos. Os autores tiveram como propósito avaliar a resistência e o padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente com raízes estruturalmente enfraquecidas, reconstruídas com pinos de fibras de polietileno e pinos biológicos. Após remoção das coroas, sessenta caninos superiores tratados endodonticamente foram distribuídos em quatro grupos, como mostrado na Tabela 4.4. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso Enforce (Dentsply Ind. e Com., Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) e a porção coronária foi reconstruída com resina composta Ti-Core (Essential Dental Systems, S. Hackensack, NJ, USA). Os espécimes foram testados sob compressão em máquina de ensaios universal e apresentaram os resultados na Tabela 4.4:

TABELA 4.4 - Resultados de Kaizer *et al.*, (2009)

Grupos	Resistência à fratura por compressão [Kgf]	Resistência à fratura por compressão [N]
1- preparo convencional dos condutos e pinos de fibras de polietileno	45,46	445,96
2- preparo convencional dos condutos e pinos biológicos	53,30	522,87
3- condutos medianamente alargados e pinos biológicos	58,67	575,55
4- condutos amplamente alargados e pinos biológicos	47,91	469,10

Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1 e 3 ($p < 0,05$). Observou-se o seguinte padrão de fratura: grupo 1 – ampla predominância de fratura da porção coronária do núcleo; grupos 2 e 3 – padrão variado de fraturas; grupo 4 – todas as raízes fraturaram. Puderam concluir que ambos os pinos mostraram-se promissores para o uso proposto (adequada resistência à fratura e padrão de fraturas favorável). Os pinos biológicos parecem capazes de promover reforço das raízes, porém 100% das raízes amplamente alargadas fraturaram.

No ano de 1976, Rasmussen et al., avaliaram o comportamento da fratura do esmalte e da dentina de dentes humanos, associando as medidas de fratura à análise de fractografia com o uso de microscopias eletrônicas de varredura. Para a realização do estudo os autores utilizaram pré-molares humanos hígidos com indicação de exodontia por motivos ortodônticos. De cada dente retirou-se quatro barras que foram divididas em grupos: grupo 1 - barras de dentina coronária com orientação dos túbulos paralela ao carregamento do teste; grupo 2 - barras de dentina coronária com orientação dos túbulos perpendicular ao carregamento do teste; grupo 3 - barras de esmalte com a orientação dos prismas paralela ao carregamento do teste e grupo 4 - barras de esmalte com a orientação dos prismas perpendicular ao carregamento do teste. As barras foram submetidas ao teste de resistência à flexão de três pontos e os fragmentos foram metalizados e levados ao microscópio eletrônico de varredura para a análise do modo de fratura. Os autores concluíram que os resultados de resistência à fratura através do teste de flexão mostraram-se inferiores para o esmalte em relação à dentina, e que o esmalte com a orientação dos prismas paralelo ao carregamento apresentou valores menores do que os do esmalte com a orientação perpendicular. Já no caso da dentina, os valores de resistência à fratura das barras com a orientação dos túbulos paralela ao carregamento foram superiores aos valores das barras com a orientação dos túbulos perpendicular ao carregamento.

Mazzocato *et al.*,(2006) com intuito de medir e comparar a resistência à flexão de pinos pré-fabricados diretos metálicos (aço inoxidável) e não-metálicos (quatro marcas comerciais de pinos de fibra de vidro, uma de fibra de carbono e uma marca de fibra de quartzo) utilizaram o teste dos três pontos. Estes pinos foram testados em uma máquina de ensaio universal Pantec 500 (Panambra), de acordo com as especificações da ISO 178 para testes transversais de três pontos. Nesta pesquisa foram utilizados 6 marcas comerciais de pinos pré-fabricados diretos: *U.M. Aesthetic Plus*[®] (Bisco, USA), *Reforpost*[®] (Angelus, Br), *Postec*[®] (Ivoclar/Vivadent, Lie), *Fibrekor Post*[®] (Pentron, USA), *Luscent Anchors*[®]

(Dentatus, USA), *Classic*[®] (Dentatus, USA). A partir dos resultados de força e deflexão determinados pela máquina, foi realizado o cálculo do módulo de flexão e resistência máxima à flexão. O módulo de flexão foi determinado por meio da EQ (4.1)

$$E_f = \frac{4FL^3}{3\pi d^4 Y} \quad (4.1)$$

Onde F (N) corresponde à força aplicada no pino, L (mm) representa a distância entre os pontos de apoio, d (mm) representa o diâmetro do pino testado e Y (mm) corresponde à deflexão correspondente à força aplicada, onde o resultado será expresso em MPa.

A resistência máxima à flexão foi calculada pela EQ 4.2:

$$\sigma_f = \frac{8FL}{\pi d^3} \quad (4.2)$$

O alto módulo de elasticidade dos pinos metálicos causa um aumento da tensão na estrutura radicular, resultando em maior probabilidade de fraturas. Baseados na análise estatística aplicada aos resultados e conforme as condições experimentais dessa pesquisa, concluiu-se que:

- 1) Todos os grupos tiveram valores médios de módulo flexural superiores ao módulo flexural da dentina encontrado na literatura;
- 2) O grupo composto por pinos pré-fabricados metálicos apresentou, em média, resistência flexural máxima menor que os pinos de fibra de carbono, vidro e quartzo;
- 3) Não houve diferenças significativas entre os grupos em relação ao módulo flexural. O sistema ideal seria aquele que tivesse o pino com módulo de elasticidade igual ou próximo ao da dentina.

Também pelo método de resistência flexural pela técnica dos três pontos, Cecchin *et al.*,(2007), compararam *in vitro* pinos pré-fabricados de fibra de vidro (FV), pinos de fibra de carbono revestidos por fibra de vidro (FCV) e pinos de fibra de carbono (FC), testando a hipótese de que pinos de FC apresentam maior resistência flexural pela técnica dos três pontos do que os pinos FCV e FV. Foram utilizados dez pinos de cada tipo (n = 10): FV (controle 1) – pinos *Reforpost*[®], Angelus; FC (controle 2) – pinos *Reforpost*[®], Angelus; FCV (grupo experimental) – pinos *Reforpost Mix*[®], Angelus. Os pinos foram submetidos ao teste de flexão por 3 pontos em uma máquina de ensaio universal (EMIC DL 2000[®]), com

velocidade de 0,5 mm/min, até a fratura. Os valores foram calculados de acordo com a ISO 10477:2004 e submetidos à análise estatística pelo teste Anova ($\alpha = 0,01$) e Newman-Keuls. Os resultados estão mostrados no GRAFICO 4.1

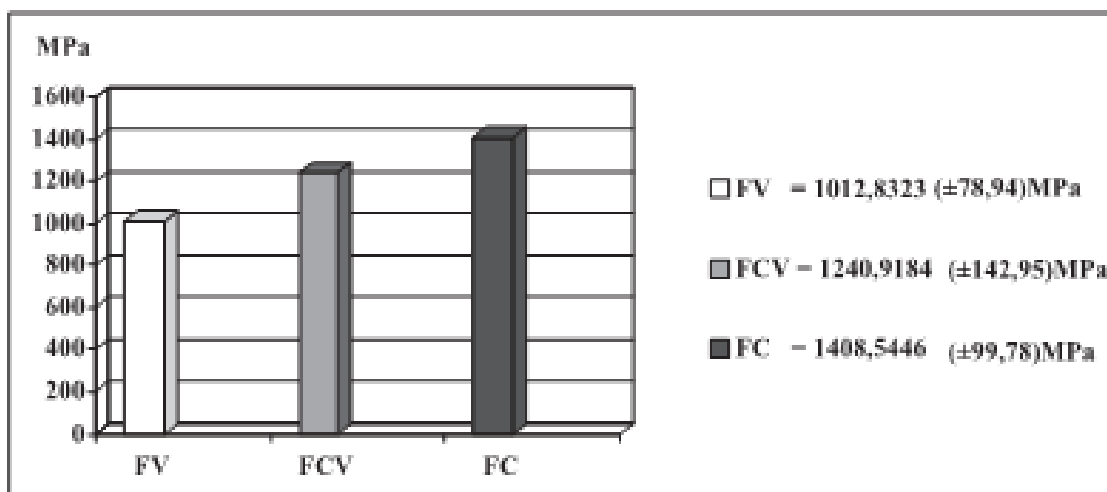


GRAFICO 4.1 - Resultados de Cecchin (2007). FV - fibra de vidro; FCV - pinos de fibra de carbono revestidos por fibra de vidro; FC - pinos de fibra de carbono

O valor médio do teste de flexão dos 3 pontos dos pinos de FC foi significativamente maior do que o valor médio dos pinos FCV e FV, confirmando a hipótese experimental. Também houve diferença estatística significativa entre FCV e FV. O ensaio de resistência flexural consistiu basicamente num teste de resistência de uma barra apoiada em ambas as extremidades, submetida a uma carga estática no centro do seu comprimento, denominado “flexão por três pontos”. Os pinos foram posicionados de forma centralizada num suporte metálico com hastes verticais paralelas, extremidades arredondadas e distantes 15,6 mm entre si. Esse suporte metálico foi acoplado a uma máquina universal de ensaios (Emic DL 2000®, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com uma célula de carga de 2 000 N. Os pinos foram dispostos horizontalmente em contato com as hastes do suporte metálico e, em seguida, a máquina foi acionada com uma velocidade de 0,5 mm/min. A porção móvel da máquina incidiu sua força perpendicularmente na região central dos corpos-de-prova até ocorrer fratura. Os valores de carga no momento da fratura foram registrados em Newtons (N) e a resistência flexural (σ_{3P}) foi calculada usando-se a norma ISO 10477:200415. A norma ISO foi modificada neste estudo em razão do comprimento dos pinos ser menor do que 20 mm.

Assim, a equação (EQ. 4.3) que passa a representar a tensão de flexão por 3 pontos pode ser representada por

$$\sigma_{3P} = \frac{8F_{max}L}{\pi d^3} \quad (4.3)$$

em que, F_{max} é a força máxima de fratura (em N), L é a distância entre os dois pontos de suporte no teste de flexão (15,6 mm) e d é o diâmetro dos pinos no local da fratura (em mm). Os resultados de σ_{3P} foram submetidos à análise de variância ($\alpha = 0,01$) e teste de Newman-Keuls. Com base nos materiais examinados e nos resultados obtidos no presente estudo, pode-se concluir que: pinos de fibra de carbono apresentam maior valor médio de resistência flexural pelo teste dos três pontos quando comparados a pinos de fibra de vidro e pinos de fibra de carbono revestidos por fibra de vidro, confirmando a hipótese experimental; pinos de fibra de carbono revestidos por fibra de vidro apresentaram resistência flexural intermediária em relação aos grupos de controle, o que permite supor melhor desempenho clínico em relação aos pinos constituídos apenas por fibra de vidro.

Seefeld *et al.*,(2007) tiveram como objetivo investigar a ultraestrutura e resistência à fratura de oito diferentes tipos de pinos de fibra, e verificar a existência de uma correlação entre as características estruturais e de resistência à flexão. Oito tipos de pinos de fibra foram selecionados para este estudo. *Fibra Kor*[®] (Pentron-Jeneric) Para *Post Fiber White*[®] (Colt'ene), *Luscent Anchor*[®] (Dentatus), *Anchor Twin-Luscent*[®] (Dentatus) *Style Post*[®] (Metalor), *DT Post-White*[®] (VDW), *DT Light Post*[®] (VDW) e *Post Dentin ER*[®] (Brasseler). Dez pinos de cada grupo experimental foram selecionados para teste de flexão dos três pontos, sendo um de cada grupo processado para avaliação em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os testes foram realizados em uma máquina universal com a carga aplicada em um ângulo de 90° com os espécimes posicionados nesta, até fratura dos pinos. Após este teste, os pinos com o maior e o menor valor da resistência à flexão de cada sistema foram adicionalmente processadas para análise em MEV. Uma avaliação em microscópio de varredura foi executada usando um programa de computador para avaliar a medição da razão fibra/matriz e as dimensões das fibras. A carga de fratura dos sistemas testados variou de 60 a 96N e a tensão de flexão de 565 a 898 MPa. DT-White Post e DT Light-Post (898 e 842 MPa, respectivamente) tiveram valores significativamente maiores quanto à flexão do que os outros pinos. O sistema Style Post (565 MPa) mostrou a menor resistência à flexão de todos os outros pinos. As diferenças no diâmetro das fibras variaram

de 8,2-21 μ m e a proporção fibra/matriz de 41-76%. Das várias características estruturais investigadas, apenas a razão fibra/matriz mostrou uma correlação significativa com a resistência à flexão ($r = 0,922$, $p = 0,003$). Os pinos de fibras investigados apresentaram diferenças significativas em relação à carga de fratura e resistência à flexão. Havendo uma correlação linear forte e significativa entre a proporção fibra/matriz e resistência à flexão.

Plotino *et al.*,(2007) avaliaram o módulo de flexão e resistência à flexão de diferentes tipos de pinos endodônticos em comparação com a dentina radicular. Três diferentes tipos de pinos reforçados com fibras/compósitos (CRF) e três pinos metálicos, contendo cada um 10 espécimes ($n = 10$) e 20 barras de dentina foram submetidos a carga até a falha em um teste de flexão de três pontos para determinar o módulo de flexão (GPa) e resistência à flexão (MPa). Três pinos de fibra de cada grupo foram selecionados aleatoriamente e avaliados usando um microscópio eletrônico de varredura (MEV) para ilustrar as diferenças no modo de fratura. Os dados foram submetidos a ANOVA one-way para determinar as diferenças significativas entre os grupos e o teste de Bonferroni de comparação múltipla foi aplicado para investigar quais os valores médios diferiram um do outro com nível de significância de $P < 0,05$. O módulo de flexão registrado para as barras de dentina foi de $17,5 \pm 3,8$ GPa. Os valores para os pinos variaram de $24,4 \pm 3,8$ GPa para pinos de fibra de sílica e $108,6 \pm 10,7$ GPa para os pinos de aço inoxidável. A resistência à flexão para a dentina foi $212,9 \pm 41,9$ MPa, enquanto para os pinos variou de $879,1 \pm 66,2$ MPa de pinos de fibras de sílica com $1.545,3 \pm 135,9$ MPa para pinos de ouro fundido. O teste ANOVA revelou diferenças significativas entre os grupos ($P < 0,05$) para o módulo de flexão e resistência à flexão os valores médios. Pinos reforçados com fibras tem o módulo de elasticidade que mais se aproxima da dentina enquanto que para pinos metálicos este apresenta-se muito maior. As resistências à flexão de pinos de fibras e pinos metálicos foram, respectivamente, quatro e sete vezes maior do que a dentina radicular.

Grande *et al.*,(2009), avaliaram se a modificação personalizada, resultando em uma forma anatômica dos pinos e se a razão comprimento/ diâmetro (L / D) afetam as propriedades mecânicas de pinos reforçados com fibra. Pinos pré-fabricados de fibra de vidro (Grupo 1) e pinos modificados de fibra de vidro recortados a partir de pinos maiores (Grupo 2) e varetas de fibra de vidro (Grupos 3 e 4) ($n = 20$) receberam carga até a falha em um teste de flexão de três pontos para determinar a carga máxima (N), a resistência à flexão (MPa) e módulo de flexão (GPa). A distância entre os apoios para o teste foi de 10 mm para os Grupos 1,2 e 3, enquanto para o Grupo 4 foi de 22,0 milímetros. Os dados foram submetidos à análise

estatística com diferentes níveis de significância de $P < 0,05$. Os resultados estão mostrados na Tabela 4.5

TABELA 4.5 - Resultados obtidos por Grande *et al.*, (2009)

Grupos	Carga máxima [N]	Resistência à flexão [MPa]	Modulo Flexural [GPa]
Pinos pré-fabricados de fibra de vidro	72,5±5,9	914,6±53,1	32,6±3,2
Pinos modificados de fibra de vidro recortados a partir de pinos maiores	73,4±6,4	1.069,2±115,6	33,4±2,2
Varetas de fibra de vidro	215,3±7	685,4±22,2	13,7±0,3
Varetas de fibra de vidro	156,6±3,6	899,6± 46,1	34,4±0,3

As propriedades de flexão do pino de fibra anatomicamente personalizado não foram afetadas pelo processo de modificação e a relação comprimento/diâmetro é um parâmetro importante para a interpretação da resistência à flexão e dos valores dos módulos de flexão.

4.4- Características e tratamento da dentina bovina

Os primeiros autores a caracterizarem os dentes bovinos como substitutos para dentes humanos em testes de adesão, foram Nakamichi *et al.*, (1983), que compararam a dentina bovina com a humana por meio de teste de adesão de cinco cimentos e duas resinas compostas para esmalte e dentina. Foi avaliado também o efeito da profundidade e do tempo de armazenamento após a extração na resistência adesiva à dentina. Os resultados apresentados foram:

1- quanto à resistência adesiva ao esmalte não houve diferença significativa entre dentes humanos e bovinos com qualquer um dos materiais utilizados, apesar dos valores médios serem sempre ligeiramente inferiores, com dentes bovinos.

2- A força adesiva à dentina bovina apresentou valores de 1,6 para 10,7 vezes maior na camada superficial do que na camada profunda. Quanto à força de aderência à camada superficial da dentina não houve diferença estatisticamente significativa entre dentes humanos e bovinos.

3- dentes recentemente extraídos mostraram valores médios da força de adesão ligeiramente menores que dentes que tinham sido extraídos há mais tempo.

Os dentes bovinos foram úteis para o teste de adesão como substitutos para dentes humanos usando esmalte e a camada superficial da dentina.

A contribuição relativa da matriz de dentina às propriedades físicas desta é desconhecida, mas pensa-se ser pequena. O objetivo deste estudo foi testar a hipótese de que a matriz de dentina desmineralizada pouco contribui para a resistência deste substrato. Sano *et al.*, (1994) mediram e compararam a resistência à tração e módulo de elasticidade da dentina mineralizada e desmineralizada. Pequenas placas (4 x 0,5 x 0,5 mm) da dentina de bovinos e humanos foram testadas em um dispositivo de teste de microtração *in vitro*. A dentina humana mineralizada coronal apresentou uma média do limite de resistência à fratura de 104 MPa. A dentina coronal bovina exibiu uma média de 91 MPa, e a dentina radicular bovina, de 129 MPa. O módulo de elasticidade da dentina mineralizada bovina e dentina humana variou de 13 a 15 GPa. Quando as amostras de dentina foram desmineralizadas em EDTA (ácido etilenodiamino tetra-acético), a força de tração e o módulo de elasticidade diminuíram para 26-32 MPa e 0,25 GPa, respectivamente, dependendo da espécie de dentina. Os resultados indicam que o colágeno contribui com cerca de 30% com a resistência máxima à tração (UTS) da dentina mineralizada, que é maior do que era esperado.

Schilke *et al.*, (1999) testaram a resistência ao cisalhamento de sistemas adesivos na dentina de dentes decíduos e permanentes para avaliar a adequação de dentes da espécie bovina, tanto a porção coronária como radicular, como substitutos para dentes humanos. 30 incisivos centrais permanentes bovinos, 30 dentes decíduos humanos (dentina humana primária) e 30 terceiros molares humanos, foram seccionados méso-distalmente. As superfícies de dentina pulpar e vestibular dos cortes foram expostas com uma broca de espessura de 1,0 mm. Um sistema adesivo dentinário e um compósito híbrido foram aplicados exatamente de acordo com as instruções dadas pelo fabricante em cada superfície, vestibular e pulpar, exceto em dentes decíduos, onde apenas a superfície vestibular foi utilizada. A resistência ao cisalhamento foi determinada após 24 horas de armazenamento em uma solução aquosa. Os resultados foram analisados estatisticamente utilizando o Teste de Wilcoxon ou de Mann-Whitney-U-Test. Não houve diferença na resistência ao cisalhamento entre dentina humana permanente e dentina coronária bovina ($13,3 \pm 6,1$ e $15,2 \pm 7,6$ MPa), e entre a localização pulpar ou vestibular. Foram encontradas diferenças significativas entre dentina radicular bovina e dentina humana primária ($17,4 \pm 8,3$ e $7,7 \pm$

5,0 MPa, $p < 0,001$). Diferenças significativas também foram encontradas entre dentina radicular bovina e dentina humana permanente ($17,4 \pm 8,3$ e $13,3 \pm 6,1$ MPa; $p < 0,05$) e dentina radicular bovina e coronal ($17,4 \pm 8,3$ e $15,2 \pm 7,6$ MPa; $p < 0,05$). Além disso, foram observadas diferenças significativas entre a dentina primária e permanente humanas ($7,7 \pm 5,0$ e $13,3 \pm 6,1$ MPa; $p < 0,001$) e da dentina coronária bovina ($7,7 \pm 5,0$ e $15,2 \pm 7,6$ MPa; $p < 0,001$).

Informações detalhadas sobre a estrutura da dentina são essenciais para a interpretação dos dados sobre os materiais adesivos. O objetivo de Schilke *et al.*, em 2000, foi o de comparar o número e o diâmetro dos túbulos dentinários em superfícies preparadas de incisivos centrais permanentes bovinos e molares decíduos e terceiros molares humanos. Nos dentes bovinos, as coroas e raízes foram utilizadas, já nas amostras humanas, apenas as coroas foram investigadas. A densidade de túbulos dentinários na camada média foi maior nas raízes bovinas (BR) (número de túbulos dentinários por $\text{mm}^2 \pm \text{SD}$: $23,760 \pm 2,453$) do que nos dentes decíduos humanos (HD) ($18,243 \pm 3,845$), e nos dentes permanentes humanos (HP) ($18,781 \pm 5,855$ em mm^2) e da dentina coronária de dentes bovinos (BC) ($17,310 \pm 2,140$ em mm^2). Os valores correspondentes para a profundidade foram $23,738 \pm 4,457$ (BR), $24,162 \pm 5,338$ (HD), $21,343 \pm 7,290$ (HP), e $20,980 \pm 4,198$ (BC) em mm^2 . Nenhuma diferença significativa foi encontrada para o número de túbulos dentinários na dentina coronária bovina em comparação com a dentina de molares decíduos e permanentes. O diâmetro médio dos túbulos dentinários bovinos foi superior à dentina humana (camada de dentina média / camada profunda $\pm \text{SD}$): BC, $\pm 2,85 \mu\text{m} \pm 0,33 \mu\text{m}$ 0,18/3,50; BR, $3,10 \mu\text{m} \pm 0,33/3,23 \mu\text{m} \pm 0,30$; HD, $2,55 \mu\text{m} \pm 0,16/2,82 \mu\text{m} \pm 0,28$ HP; $2,65 \mu\text{m} \pm 0,19/2,90 \mu\text{m} \pm 0,22$. Estes resultados demonstram que as camadas de dentina coronal correspondente de molares decíduos e dentes permanentes humanos, e de incisivos centrais bovinos, não são significativamente diferentes em seu número de túbulos por mm^2 e quanto ao diâmetro dos túbulos, enquanto que a densidade dos túbulos na dentina radicular bovina é significativamente maior. Estes resultados sugerem que desde que os preparativos sejam padronizados, a dentina coronária de dentes incisivos bovinos é um substituto adequado para a dentina de molares humanos em estudos de adesão.

Em 2002, Inoue *et al.*, investigaram os efeitos da localização e da orientação dos túbulos dentinários na resistência à tração da dentina bovina. Os espécimes foram confeccionados na forma de ampulheta e divididos em 12 grupos, provenientes de várias localidades e com diversas orientações da direção dos túbulos. Os testes de resistência à

tração foram realizados imersos em água destilada a 37°C. Eles constataram que a resistência à tração da dentina com a orientação dos túbulos paralela ao carregamento foi significativamente maior do que a resistência da dentina com a orientação perpendicular. A resistência à tração da dentina radicular foi significativamente maior do que a da dentina coronária. No entanto, na dentina radicular, a resistência à tração da dentina com a orientação dos túbulos perpendiculares se diferiu com respeito das forças de tração. Os autores sugeriram com estes resultados que a resistência à tração da dentina bovina varia de acordo com a localização e a orientação dos túbulos dentinários no dente.

Donassollo *et al.*, (2007) também com o intuito de encontrar o substituto ideal para a dentina humana, testaram a microdureza superficial do esmalte (E) e da dentina (D) em molares humanos decíduos (grupo d), molares humanos permanentes (grupo p) e incisivos bovinos (grupo b). Foram selecionados 4 espécimes de cada tipo de dente os quais foram mantidos em solução salina até o teste. Os espécimes foram incluídos em uma matriz com resina e polidos com papel metalográfico (até granulação 600) para planificar o esmalte. O teste de dureza Knoop foi realizado em um microdurômetro com carga de 200g, sendo realizadas 5 leituras (10 segundos de endentação) por dente. Os espécimes foram novamente submetidos ao polimento para expor dentina (próxima ao LAD), sendo novas leituras realizadas. Os dados foram submetidos à análise estatística (testes ANOVA e Tukey). Os resultados são representados na Tabela 4.6.

TABELA 4.6 -. Resultados de Donassollo *et al.*, (2007)

Grupos	Valores médios de dureza e desvio-padrão [Kgf/mm ²]	Valores médios de dureza e desvio-padrão [MPa]
Ed – esmalte - dentes decíduos	338 ± 30,1	3315,78 ± 295,28
Ep – esmalte - dentes permanentes	341 ± 32,8	3345,21 ± 321,77
Eb – esmalte - dentes bovinos	326 ± 25,5	3198,06 ± 250,16
Dd – dentina - dentes decíduos	104 ± 9,7	1020,24 ± 95,16
Dp – dentina - dentes permanentes	93,3 ± 8,7	915,27 ± 85,35
Db – dentina - dentes bovinos	91,2 ± 7,3	894,67 ± 71,61

A dureza do esmalte foi maior que a da dentina nos três tipos de dentes ($p < 0,001$). Considerando o tipo de substrato, não houve diferenças estatísticas, ou seja, os valores de dureza para esmalte ou dentina foram similares para dentes humanos decíduos e permanentes e dentes bovinos.

Fonseca *et al.*, 2008 tiveram como objetivo avaliar a radiodensidade e dureza do esmalte e dentina humano e bovina, variando a idade dos dentes bovinos. Cinco amostras (1 mm de espessura) foram obtidas de animais com idade entre 20 (B20), 30 (B30), 38 (B38) e 48 (B48) meses e entre 20-30 anos e terceiros molares humanos (H). As imagens radiográficas foram feitas com uma placa de fósforo do sistema digital (Digora Optime). A radiodensidade foi obtida e a dureza Knoop (KHN) foi registrada (100 g por 15s, 5 indentações por amostra). Os dados foram analisados por ANOVA one-way seguidos dos testes de Tukey e Dunnet. A radiodensidade foi semelhante nos grupos de esmalte, mas a dentina bovina apresentou maior radiodensidade do que nos dentes humanos, independentemente da faixa etária. O esmalte (KHN) mostrou diferenças entre B30 - B20 e B38-B48-H, e dentina humana (KHN) sendo semelhante em todos os grupos. Esmalte foi sempre mais radiodenso do que a dentina e também apresentou maior KHN ($p = 0,001$). Quando do uso do esmalte ou dentina bovina deve ser levado em consideração a idade dos dentes, mas como regra geral, devem ser selecionados os dentes bovinos mais velhos, devido a maiores chances de encontrar maior similaridade com dentes humanos.

Wegehaupt *et al.*, 2008 em seu estudo tiveram como objetivo comparar o desgaste da dentina dos dentes decíduos e permanentes humanos e bovinos devido a erosão/abrasão e avaliar se a dentina bovina é um substituto adequado para dentina humana em testes de erosão/abrasão. Amostras de dentina de molares decíduos e terceiros molares humanos, bem como de incisivos de bovinos adultos e jovens foram preparados e cada superfície foi registrada. As amostras foram desmineralizadas em 1% de ácido cítrico, todos os dias e os dentes escovados com 100 cursos de escovação com pasta de dentes e armazenados em saliva artificial pelo resto do dia, durante 20 dias. Após isto a superfície, foi novamente copiada, e o desgaste da dentina foi calculado por um sistema de medição computadorizado. O desgaste da dentina por causa da erosão/abrasão não apresentou diferença estatisticamente significativamente para os terceiros molares humanos e incisivos bovinos ($P = 0,7002$). O desgaste da dentina por causa da erosão/abrasão de molares decíduos e incisivos de bezerro foi significativamente menor ($P < 0,0000$). Não houve diferenças estatisticamente significativas no desgaste da dentina humana de terceiros molares e incisivos inferiores de

gado, de modo que a utilização dos incisivos inferiores de bovinos como substituto para dentes humanos adultos para investigações de erosão/abrasão podem ser utilizados.

Campos *et al.*, em 2008 realizaram uma revisão bibliográfica com intuito de apresentar um substituto ideal para dentes humanos, visto que os tratamentos reabilitadores modernos das últimas décadas fazem com que a obtenção de dentes humanos torne-se extremamente difícil apesar do aumento na demanda. Devido a esta grande dificuldade de se obter dentes extraídos humanos, tanto para pesquisas odontológicas quanto para estudos de alunos de graduação, faz com que seja necessário se obter um substituto com as mesmas características físicas. Como os dentes de mamíferos são parecidos, pesquisadores têm utilizado dentes oriundos de bovinos, ovinos, eqüinos ou suínos para conseguir quantidade de material suficiente e padronizado para seus estudos. Com o objetivo de investigar os estudos já realizados nas diversas especialidades odontológicas onde, diante da real e atual dificuldade na obtenção de dentes humanos para pesquisa, estes foram substituídos por dentes bovinos. Os incisivos permanentes de bovinos apresentam similaridades anatômica e histológica, mostrando-se como excelentes substitutos para os dentes humanos na pesquisa odontológica. O uso de dentes bovinos justifica-se por apresentarem algumas vantagens tais como facilidade de serem conseguidos em matadouro, possuírem grandes tamanhos e superfícies largas e, ainda, sendo os animais sacrificados aproximadamente na mesma idade pode-se então controlar a faixa etária dos dentes e seu tempo de armazenamento.

Kawamoto *et al.*, (2008) tiveram por objetivo determinar o efeito da pasta de hidróxido de cálcio $[Ca(OH)_2]$ sobre o módulo de elasticidade da dentina bovina. Para tal, secções de dentina (4 mm x 4 mm x 1 mm) foram obtidas a partir de incisivos bovinos recém-extraídos e então foram colocadas em recipientes contendo uma camada de 1 mm de profundidade de pasta de hidróxido de cálcio e solução fisiológica como controle. Um dispositivo de ultra-som foi utilizado para medir as velocidades das ondas sônicas longitudinais e de corte, e o módulo de elasticidade foi calculado. Os dados foram analisados para comparar diferentes tempos de estocagem. Os resultados quando houve a exposição dos dentes com a pasta de hidróxido de cálcio demonstraram um aumento significativamente no módulo de elasticidade médio da dentina 16,3 a 22,1 GPa. Em contrapartida, o módulo de elasticidade da dentina do grupo controle, que foi exposta ao soro fisiológico, manteve-se constante. Estes resultados levaram os autores a concluir que a exposição à pasta de hidróxido de cálcio aumenta o módulo de elasticidade da dentina, tornando-a mais propensa a fraturas. Como as fibrilas de colágeno, que são os principais

componentes que conferem resistência à dentina foram desnaturados pela alcalinidade do $\text{Ca}(\text{OH})_2$, as amostras tenderam a ser mais fracas, sendo mais propensas à fratura catastrófica. Em situações clínicas, o cuidado deve ser tomado, pois as propriedades mecânicas da dentina exposta terão sido afetadas pelo tratamento do canal radicular.

Fontana *et al.*, (2004) avaliaram por meio de microscopia eletrônica de varredura, as alterações morfológicas do esmalte e dentina humana e bovina. Trinta e duas secções de esmalte e dentina humana e bovina foram uniformemente divididas em quatro grupos. Com exceção do grupo controle as amostras foram irradiadas com laser de Er: YAG, com distância focal de 12 mm e frequência de 10 hertz, com 150, 250 e 350 mJ de energia por pulso de saída, com tempo de 10 segundos. Após a irradiação todos os espécimes foram observados em microscópio eletrônico de varredura. Não houve praticamente nenhuma diferença morfológica para aquelas amostras que foram submetidos a irradiação com 150 mJ/pulso. A dentina exposta a 250 mJ teve poucos túbulos dentinários abertos. Após uma irradiação de 350 mJ em esmalte, pode se observar que a energia foi capaz de atingir a dentina. A abrangência deste estudo nos permite afirmar que o padrão entre as espécies tornou-se mais heterogêneo quando a densidade de energia foi aumentada e que a irradiação com 150 mJ/pulso resultou na maior semelhança entre esmalte e dentina humana e bovina. Assim, experimentos com Er: YAG em dentes bovinos devem limitar-se a potências menores, de modo que os resultados possam ser mais precisos quando aplicada à Odontologia.

De acordo com Camargo *et al.*, (2008) a reabilitação oral de pacientes idosos, por vezes, envolve restauração de dentes através de procedimentos adesivos, a fim de restabelecer a anatomia do dente, a oclusão, a dimensão vertical e conseqüentemente a função mastigatória. A dentina exposta em conseqüência do desgaste crônico do esmalte é castanha, lisa e brilhante, com aspecto vítreo. Este tipo de substrato é chamado de dentina esclerótica e mostra particularidades histológicas. É um tecido em que há parcial ou total obliteração dos túbulos dentinários, devido a uma deposição contínua de dentina peritubular. As causas desta deposição de minerais são multifatoriais, incluindo trauma oclusal, estímulos crônicos de baixa intensidade e alta frequência, e por colonizações bacterianas. Os autores compararam a morfologia superficial da dentina bovina e humana esclerosada. Para a análise morfológica, dentes bovinos incisivos (n = 3) e humanos (n = 3) exibindo dentina exposta foram utilizados. As dentinas apresentaram características da esclerose: acastanhada, lisa, brilhante, e aspecto vítreo. Os dentes foram preparados para análise em

um microscópio eletrônico de varredura (MEV). Três áreas pré-determinadas de cada amostra foram submetidas ao MEV. O número de túbulos abertos por área foi obtido a partir da microscopia eletrônica (n = 9 por grupo) para fins de comparação. O número de túbulos abertos em ambas as espécies comparadas foram semelhantes ($p > 0,05$). A dentina humana apresentou $31,89 \pm 23,94$ túbulos abertos por área, enquanto que a dentina bovina apresentou $30,33 \pm 18,14$ túbulos abertos por área. Com base nos resultados, os autores concluíram que a dentina exposta na superfície incisal dos dentes humanos e bovinos apresentam aspectos clínicos e micro-morfológicos similares, representados pelas superfícies com números equivalentes de túbulos dentinários abertos.

Castanho *et al.*, (2009) compararam as características clínicas de dureza entre a dentina bovina normal e a esclerosada, por meio do teste de microdureza. Utilizaram 20 dentes bovinos divididos em dois grupos: GI (íntegros) e GII (com características de esclerose). Os dentes foram incluídos (engastados) em resina acrílica com os bordos incisais expostos e paralelos ao plano oclusal. Os espécimes receberam acabamento e polimento e ficaram armazenados em água destilada em temperatura ambiente por 7 dias. Para o teste de microdureza foi utilizado o endentador Vickers com carga de 50 Kgf durante 45 segundos. Selecionaram-se três áreas para cada espécime, e em cada área foram realizadas cinco endentações, totalizando 15 leituras por espécime. Os dados foram registrados e submetidos à análise estatística pelo teste t (Student), com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram não haver diferenças estatisticamente significantes entre as médias de microdureza dos dois grupos estudados (GI: $36,82 \pm 9,45$; GII: $32,4 \pm 12,2$) ($p = 0,383$). A dentina bovina normal mostrou valores de microdureza Vickers semelhantes aos da dentina bovina esclerosada.

Esta prática de substituir dentes humanos por dentes bovinos nos testes laboratoriais e os questionamentos quanto aos resultados e as prováveis diferenças nas propriedades mecânicas, levaram Barreto (2009) a investigar e comparar, em sua dissertação de mestrado, a resistência flexural, o módulo flexural e a rigidez da dentina humana e bovina, assim como a influência da área investigada e da orientação dos túbulos nas propriedades. Barras de dentina foram obtidas de 10 terceiros molares humanos e 20 incisivos bovinos seguindo as especificações da ISO 178. Seis grupos (n=10) foram obtidos: HPA - barras de dentina coronária humana com a orientação dos túbulos paralela à direção da carga; HPP- barras de dentina coronária humana com a orientação dos túbulos perpendicular à direção da carga; HRA- barras de dentina radicular humana com a orientação dos túbulos paralela à direção da

carga; BPA- barras de dentina coronária bovina com a orientação dos túbulos paralela à direção da carga; BPP- barras de dentina coronária bovina com a orientação dos túbulos perpendicular à direção da carga; BRA- barras de dentina radicular bovina com a orientação dos túbulos paralela à direção da carga. A partir dos resultados do teste de resistência à flexão de 3 pontos, seguindo especificações da ISO 178 (ISO 178:2001/Amd.1:2004(E)), foram obtidos os valores de módulo de flexão e rigidez e submetidos ao teste de Friedman e Mann Whitney (5%). Os principais resultados obtidos por Barreto (2009) podem ser vistos na Tabela 4.7.

TABELA 4.7 Resultados obtidos por Barreto (2009)

	Resistência Flexural (MPa)			Módulo Flexural (MPa)			Rigidez (N/mm)		
	PA	PP	RA	PA	PP	RA	PA	PP	RA
HUMANA	194,26ABa	152,86Ba	224,86Ab	3,77Aa	2,53Aa	3,76Ab	3,95Aa	3,02Aa	4,30Ab
BOVINA	89,84Bb	85,32Bb	350,17Aa	2,12Bb	1,26Bb	6,38Aa	2,43Bb	1,82Bb	7,56Aa

Dentro da espécie houve diferença significativa de HRA em relação a HPP (HRA>HPP) somente para RF, e de BRA em relação a BPA e BPP (BRA>BPA=BPP) nas 3 propriedades avaliadas. Entre as espécies as 3 propriedades da dentina humana foram superiores à bovina em HPA (HPA>BPA) e HPP (HPP>BPP). Porém, as 3 propriedades bovinas foram superiores à humana em RA (BRA>HRA). Os resultados levaram à conclusão de que há uma diferença significativa entre as propriedades flexurais de dentes humanos e bovinos, com valores maiores para a dentina humana coronária, sugerindo que valores obtidos com dentes de uma espécie não devem ser utilizados para outra espécie; que a área investigada influencia essas propriedades e que a orientação dos túbulos pareceu não ter influência.

Lopes *et al.*, (2009) compararam a dimensão e a distribuição tubular da dentina humana e bovina. Dez molares humanos e 10 incisivos bovinos foram desgastados com alta rotação para se obter 3 secções de diferentes profundidades de dentina (superficial, média e profunda). Os espécimes foram condicionados com ácido fosfórico 37% durante 20 e 40 s para a dentina humana e bovina, respectivamente, para abrir a entrada dos túbulos

dentinários e depois foram lavados com água e ultrassom. Em seguida, os espécimes foram revestidos com ouro em um metalizador para a observação em MEV. Três micrografias foram tiradas aleatoriamente para cada profundidade de dentina. O número de túbulos foi contado e o diâmetro de 5 túbulos selecionados aleatoriamente foi medido para cada micrografia. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ($\alpha=0.05$). Em dente bovino, a dentina superficial (4,21 μm) e a dentina média (3,98 μm) apresentaram diâmetro estatisticamente superior ($p<0,05$) à dentina profunda (3,14 μm). Em dente humano, o diâmetro dos túbulos da dentina superficial (2,42 μm) mostrou-se significativamente menor que a dentina profunda (2,99 μm) e média, (2,94 μm) as quais não diferiram entre si. O número de túbulos por mm^2 , independente da região, foi significativamente maior para a dentina humana (22,329) que para dentina bovina (15,964). Houve uma clara diferença na estrutura tubular e morfológica entre dentina humana e bovina.

Os Centros para Controle e Prevenção de Doenças realizaram estudos sobre as melhores orientações para o controle de infecção dos dentes extraídos utilizados para pesquisa e ensino, exigindo que os dentes podem ser esterilizados antes da utilização. Os autores realizaram um estudo para testar a hipótese nula de que o meio de armazenamento e método de esterilização não tem nenhum efeito sobre a resistência adesiva à dentina. Lee *et al.*, (2007) coletaram 170 incisivos bovinos, limpos e os separaram aleatoriamente em seis meios de armazenamento à 37 ° C por 60 dias: água destilada (dH_2O), cloreto de sódio 0,9%; cloramina-T 0,5%; hipoclorito de sódio (NaClO) 5,25%; glutaraldeído 2% e formol a 10%. Para a esterilização, um subconjunto de 10 exemplares de cada amostra foi autoclavado, e outro subconjunto de 10 exemplares de cada amostra (exceto para a amostra de formol a 10%) foi armazenado em formol a 10% por 14 dias. Em seguida, os espécimes foram incorporados em resina epóxi e tiveram sua superfície polida para expor a dentina de profundidade média. Um adesivo dental foi aplicado na dentina exposta. Testes de resistência ao cisalhamento foram realizados após 24 horas da realização da restauração para verificar a união compósito-dentina. Os dados foram analisados através da análise global de variância e, quando apropriado, testes *post hoc* múltiplas ($P = 0,05$). O armazenamento em NaClO resultou na resistência à tração significativamente menor que a das amostras de outros tratamentos. A esterilização em autoclave afetou negativamente a resistência adesiva dos espécimes inicialmente armazenados em formalina, dH_2O ou 10%, enquanto que a esterilização com formalina apenas não teve nenhum efeito significativo sobre a resistência

adesiva. Os autores puderam concluir que armazenar dentes bovinos em NaClO 5,25% pode afetar negativamente a composição da dentina e a resistência adesiva. A imersão em formol 10% pode ser a melhor opção para o armazenamento e esterilização de dentes bovinos, que serão utilizados em estudos de adesão *in vitro*.

O objetivo do estudo de Attam *et al.*, (2009) foi de comparar o efeito do formol e autoclavagem das amostras de dentes através da avaliação da microinfiltração *in vitro*. Os autores avaliaram quarenta e cinco incisivos permanentes humanos extraídos selecionados e divididos aleatoriamente em três grupos (com diferentes métodos de armazenamento e desinfecção), com 15 dentes cada: Grupo 1: Controle os dentes extraídos neste grupo foram armazenados em soro fisiológico, Grupo 2: os dentes extraídos neste grupo foram armazenados em formol a 10% por duas semanas e Grupo 3: os dentes extraídos foram autoclavados a 121 ° C, à pressão de 15 psi durante 40 minutos. Em todos os grupos, após o período de armazenamento especificado, cavidades classe V foram preparadas na superfície vestibular e restauração foi realizada com o restaurador Z100. Foi realizado acabamento e as amostras foram polidas e submetidas a 500 ciclos de termociclagem. Todos os espécimes foram imersos em azul de metileno por 24 horas. Após o seccionamento, as margens da restauração foram avaliadas quanto à infiltração de corante com ampliação em 10 X, utilizando um microscópio óptico. Os dados foram submetidos a teste paramétrico Kruskal Wallis uma forma de análise de variância. Comparações intergrupos foram realizadas pelo teste de Mann Whitney ($P < 0,05$). Os autores concluíram que a microinfiltração no grupo da formalina foi consideravelmente menor do que no grupo controle. O grupo autoclavado mostrou microinfiltração média ligeiramente superior, mas a diferença não foi estatisticamente significativa. Ambas as técnicas de autoclavagem e armazenamento em formalina afetam, em graus diferentes, os valores de microinfiltração *in vitro*.

MATERIAL E MÉTODOS

5 - MATERIAL E MÉTODOS

5.1 – Confeção dos corpos de prova – pinos biológicos

Após a aprovação do Comitê de ética em Pesquisa (COEP) e do Comitê de experimentação Animal (CETEA), dentes de bovinos e dentes humanos foram adquiridos para confecção de pinos biológicos e caracterização mecânica destes.

Os pinos biológicos foram confeccionados a partir de raízes de dentes incisivos bovinos e caninos humanos (FIG 5.1) por meio de uma broca idealizada para este estudo, a qual está em processo de pedido de patente. Estes dentes foram esterilizados por sete dias em solução de formalina 10% (Lee *et al.*, 2007; Attam *et al.*,2009) e mantidos em água destilada em todas as fases da pesquisa.

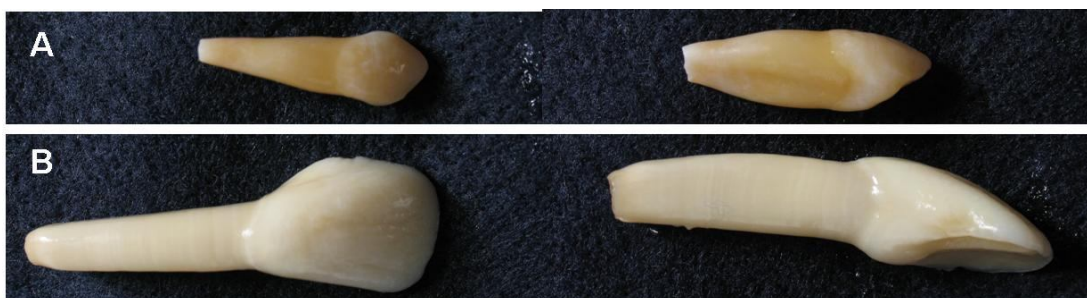


FIGURA5.1 – A – dente canino humano; B – dente incisivo bovino.

5.1.1 - Pinos biológicos de dentes bovinos

Em cada dente bovino adquiridos em matadouro, foram obtidos 04 pinos biológicos. A porção coronária foi cortada e descartada (FIG 5.2A). A porção radicular seccionada com disco de carborundum em baixa rotação refrigerado, em seu longo eixo, em quatro partes (FIG 5.2). Sendo então trabalhadas até se obter forma e espessura pré-estabelecidas pela broca (FIG 5.3A e B).

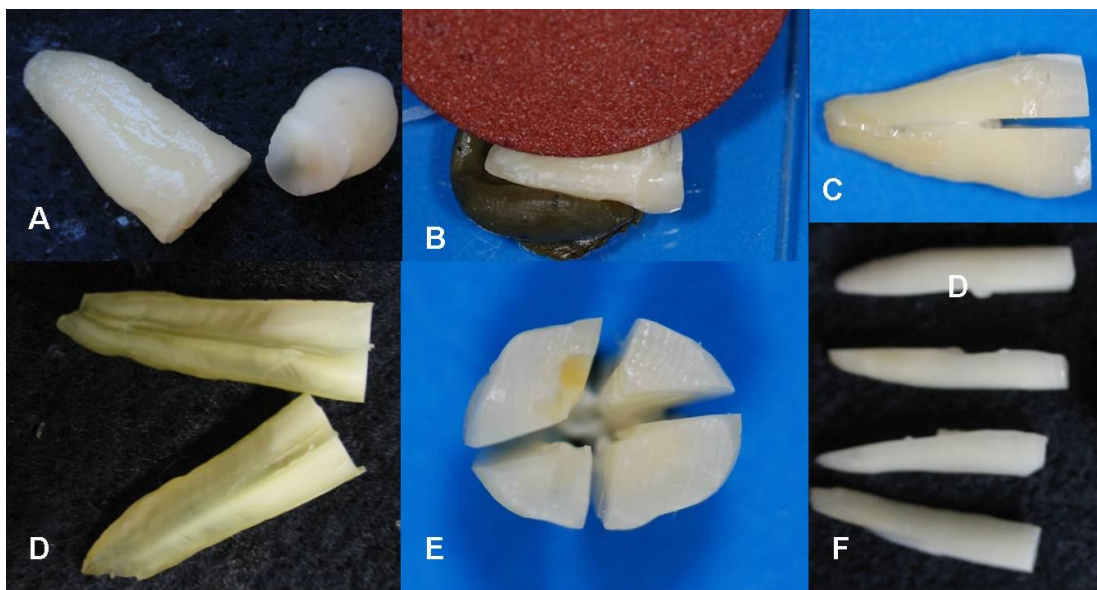


Figura 5.2 – Confeção dos pinos biológicos. A- separação transversal, coroa/raiz; B e C - secção longitudinal com disco de carborundum; D- raiz seccionada em duas; E – raiz bovina seccionada em quatro partes e F – quatro partes radiculares separadas.

Cada raiz bovina permite o recorte de quatro pinos, porém quinze dentes foram selecionados e recortados e dois pinos de cada raiz foi selecionado, sendo utilizado um para cada tipo de teste. Totalizando 30 pinos com diâmetro de 1,5 mm e comprimento de 15 mm. (FIG 5.3B)

5.1.2 - Pinos biológicos de dentes humanos

Foram obtidos quinze dentes caninos superiores humanos extraídos, devidamente doados (clínica de cirurgia da UFVJM) sendo adquiridos dois pinos por raiz, totalizando 30 pinos biológicos que também foram recortados com a broca própria do estudo, com diâmetro de 1,5 mm e comprimento de 15 mm. (FIG 5.3A)

5.1.3 - Pinos pré fabricados de fibra de vidro

Foram adquiridos 20 pinos cilíndricos de fibra de vidro Reforpost® (Angelus, Londrina, Parana – Brasil) com 1,5 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento, como grupo controle (FIG 5.3C). Para este material foram aplicados apenas os testes de tração e flexão dos três pontos.

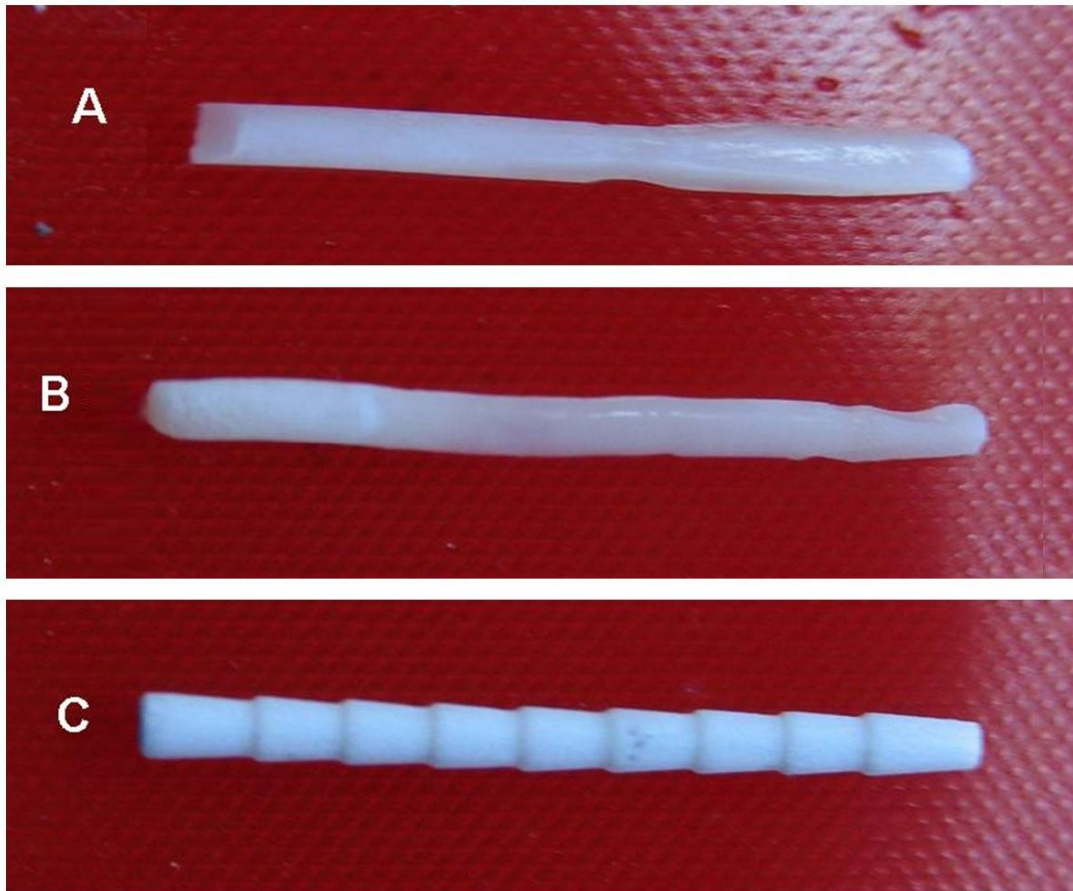


FIGURA 5.3 – Pinos do estudo. A- Pino biológico de dentina radicular humana; B- Pino biológico de dentina radicular bovina; C- Pino pré-fabricado de fibra de vidro.

5.2 – Caracterizações mecânicas dos pinos biológicos

A resistência de um material depende de sua capacidade de suportar uma carga sem deformação excessiva ou ruptura. Essa propriedade é inerente ao próprio material e deve ser determinada por métodos experimentais. Para caracterização dos pinos biológicos, foram realizados testes de Tração, Flexão dos três pontos e microscopia eletrônica de varredura, a fim de quantificar as propriedades de interesse, como a resistência à tração, módulo de flexibilidade à tração e a flexão, resistência à fratura por flexão, nos pinos de dentina bovina, humana e fibra de vidro.

5.2.1 - Teste de Tração

Em um ensaio de tração, um corpo de prova é submetido a um esforço que tende a alongá-lo ou esticá-lo até à ruptura. Geralmente, o ensaio é realizado em corpos de prova de formas e dimensões padronizadas, para que os resultados obtidos possam ser comparados ou, se necessário, reproduzidos. O corpo de prova é fixado em uma máquina de ensaios que aplica esforços crescentes na sua direção axial, sendo medidas as deformações correspondentes. Pode-se afirmar que praticamente as deformações promovidas no material são uniformemente distribuídas em todo o seu corpo, pelo menos até ser atingida uma carga máxima próxima do final do ensaio e, como é possível fazer com que a carga cresça numa velocidade razoavelmente lenta durante todo o teste, o ensaio de tração permite medir satisfatoriamente a resistência do material. A uniformidade da deformação permite ainda obter medições para a variação dessa deformação em função da tensão aplicada. Essa variação, extremamente útil é determinada pelo traçado da curva tensão-deformação a qual pode ser obtida diretamente pela máquina ou por pontos. A precisão de um ensaio de tração depende, evidentemente, da precisão dos aparelhos de medida que se dispõe. Deve-se centrar bem o corpo-de-prova na máquina para que a carga seja efetivamente aplicada na direção do seu eixo longitudinal.

Para os testes de tração deste estudo, os corpos de prova (pinos biológicos) foram posicionados em uma máquina de Ensaio EMIC modelo DL-10.000 com célula de carga de 500N, por meio de uma garra para polímeros modelo GR 001 (FIG 5.4A e B). Inicialmente cada pino teve seu diâmetro medido por um micrômetro (Micrometer, 0,25mm; 0,001mm, Mitutoyo – Japan) sendo suas medidas anotadas (FIG 5.5A) e foram então adaptados à máquina de ensaios, sendo seguros pelas garras que possuem uma mesma compressão para todos os pinos, isto é importante para não haver a geração de forças adicionais ao teste de tração e para não haver o esmagamento do corpo de prova quando do aperto manual das garras. Após a colocação do pino nas garras, a distância entre elas foi medida por um paquímetro, a fim de posteriormente poder ser calculado o deslocamento total.



FIGURA 5.4 – A- Máquina de ensaios EMIC DL-10000; B- par de garras miniatura autotravante para polímero (Emic GR 001) com corpo de prova posicionado.

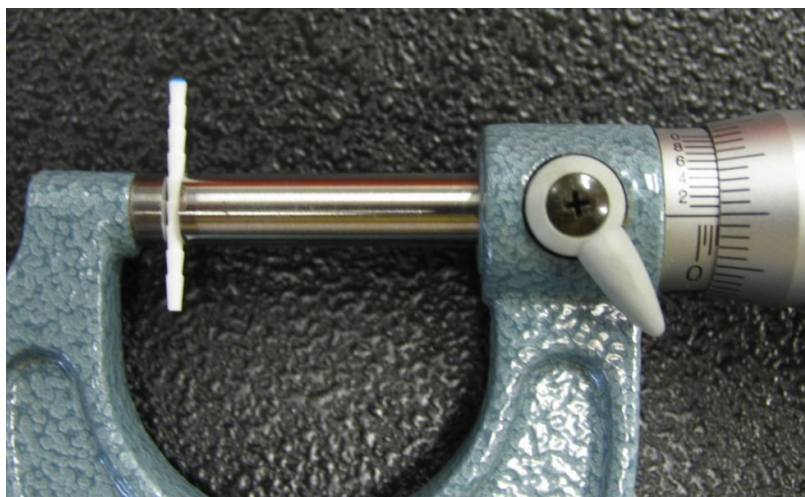


FIGURA 5.5 – Medição do diâmetro em micrometro.

Em seguida, a máquina foi acionada com uma velocidade de 0,5mm/min (velocidade de carregamento). Os valores referentes à força aplicada (FIG 5.4B) e ao deslocamento foram processados pelo software TESC (programa de automação de ensaios, compatível com as máquinas de ensaios microprocessadas marca EMIC) que permite a sistematização dos ensaios através da elaboração e aplicação de métodos de ensaio e a administração dos documentos resultantes (trabalhos, curvas, métodos).

Os resultados permitiram a obtenção de valores de força e deslocamento e o cálculo do módulo de elasticidade dos pinos de dentina humana, bovina e fibra de vidro, bem como a tensão e deformação.

5.2.2 - Teste de flexão dos 3 pontos

A resistência à flexão é definida como a habilidade de um material para resistir às forças que provocam a sua curvatura, sem fraturar ou sem sofrer deformação excessiva. O ensaio de resistência à flexão consiste, basicamente, em um teste de resistência de uma barra apoiada em ambas as extremidades, submetidas a uma carga estática no centro do seu comprimento. A resistência à flexão determina a resistência à fratura, sendo que altos valores indicam maior resistência. O módulo à flexão define a flexibilidade de uma amostra e altos valores indicam maior rigidez e baixos valores maior flexibilidade, e a rigidez pode ser descrita como o grau de elasticidade de um material (Anusavice 1998).

Um dispositivo próprio para ensaio de flexão dos três pontos (Emic DP5.09) foi utilizado. Composto por uma base com distância entre apoios ajustável, onde os pinos foram apoiados, e um cutelo (dispositivo que empurra o corpo de prova contra os apoios) (FIG 5.6). O raio de curvatura de aplicação de carga desses apresenta 1,5mm (FIG 5.7A). Essa base foi acoplada a Máquina de Ensaio Universal EMIC modelo DL-10.000 com célula de carga de 500N. E, em seguida, a máquina foi acionada com uma velocidade de 0,5mm/min (velocidade de carregamento) (FIG 5.7B).

O teste de resistência à flexão de 03 pontos foi aplicado em 10 pinos biológicos bovinos, em 10 pinos biológicos de dentina humana e em 10 pinos pré-fabricados de fibra de vidro.

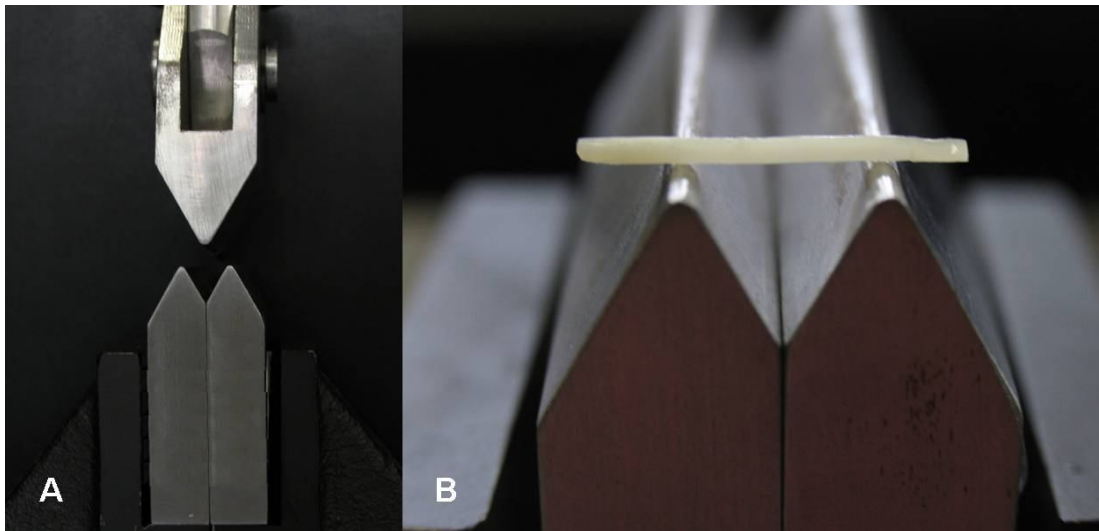


FIGURA 5.6– Dispositivo para ensaio de flexão dos três pontos. A- cutelo (superior) e apoios (inferiores); B- apoios com pino de dentina bovina posicionado.

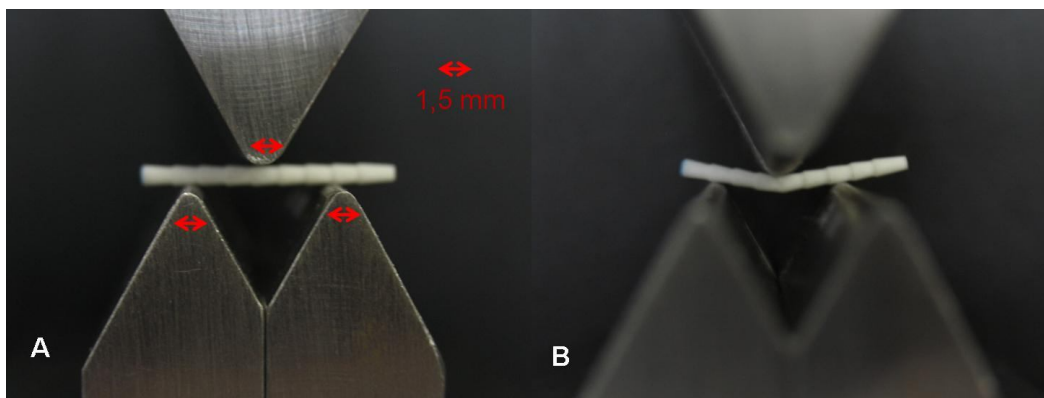


FIGURA 5.7 – Dispositivo para ensaio de flexão dos três pontos; A – Raio de curvatura dos apoios de 1,5mm; B – Pino flexionado pela força aplicada.

5.2.3 - Microscopia Eletrônica de Varredura

A fim de visualizar a microestrutura dos materiais biológicos testados e confrontar com os resultados obtidos com os testes mecânicos, foi realizada a visualização em microscópio eletrônico de varredura dos dez pinos biológicos de dentina humana e bovina em cortes transversais e longitudinais. Para tanto, estes foram preparados previamente a fim de serem limpos e livres de qualquer umidade. Inicialmente todas as amostras foram submetidas ao processo de desidratação em série ascendente de etanol de 50, 75, e 100%, por quinze minutos em cada banho, sendo então, posicionadas nos *stubs* metálicos com a fixação por fita adesiva de carbono e submetidas ao processo de secagem em estufa a temperatura constante de 36° C durante 24 horas, para a remoção total do etanol (FIG 5.8). E foram também metalizadas com ouro (FIG 5.9A e B) para serem examinadas sob um microscópio eletrônico de varredura (Quanta 200 - FEG - FEI - 2006). As amostras foram observadas em corte transversal e longitudinal (FIG 5.11C e D), em magnificações de 30.000, 15.000, 10.000, 5.000, 2.500, 1.000, 500 e 100 vezes. Sob uma voltagem de 10kV (baixo vácuo) a fim de não danificar as amostras, e analisadas por um detector de elétrons secundários (LFD) e por um detector de elétrons retroespalhados (SSD)

Para a observação em MEV foram confeccionados mais 10 pinos de cada espécie, sendo:

- Dez pinos de dentina humana observados em corte transversal e longitudinal (FIG 5.10 e 5.11A e C);
- Dez pinos de dentina bovina observados em corte transversal e longitudinal (FIG 5.10 e 5.11B e D);

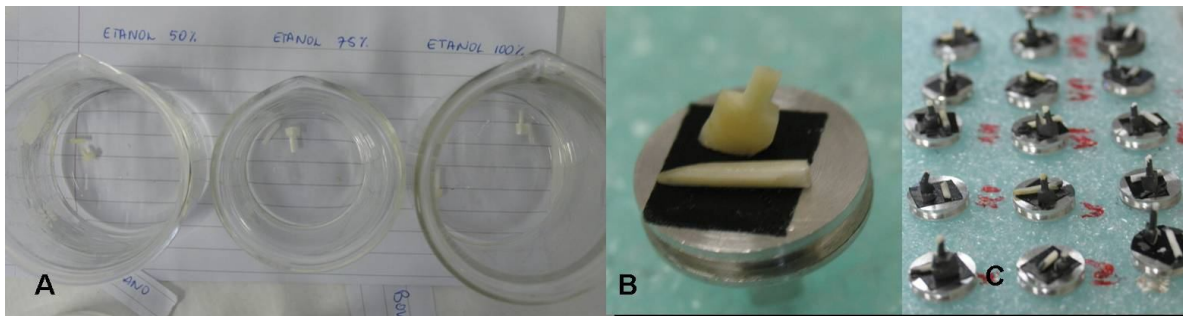


FIGURA 5.8 - Preparo para observação em MEV. A- desidratação ascendente em etanol; B e C – pinos posicionados nos *Stubs* para verificação em corte transversal e longitudinal

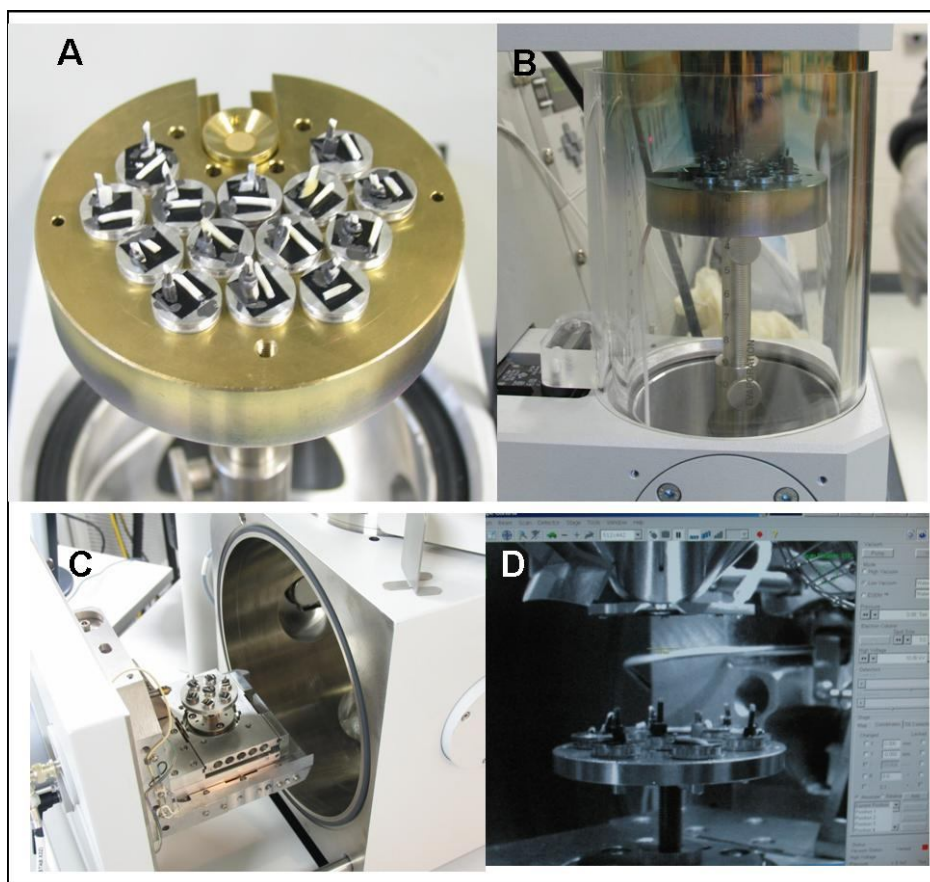


FIGURA 5.9 – Preparação dos corpos de prova. A – Stubs posicionados para serem metalizados; B – Metalização; C – Corpos de prova posicionados no MEV; D – Imagem do programa de computador dos corpos de prova dentro do MEV

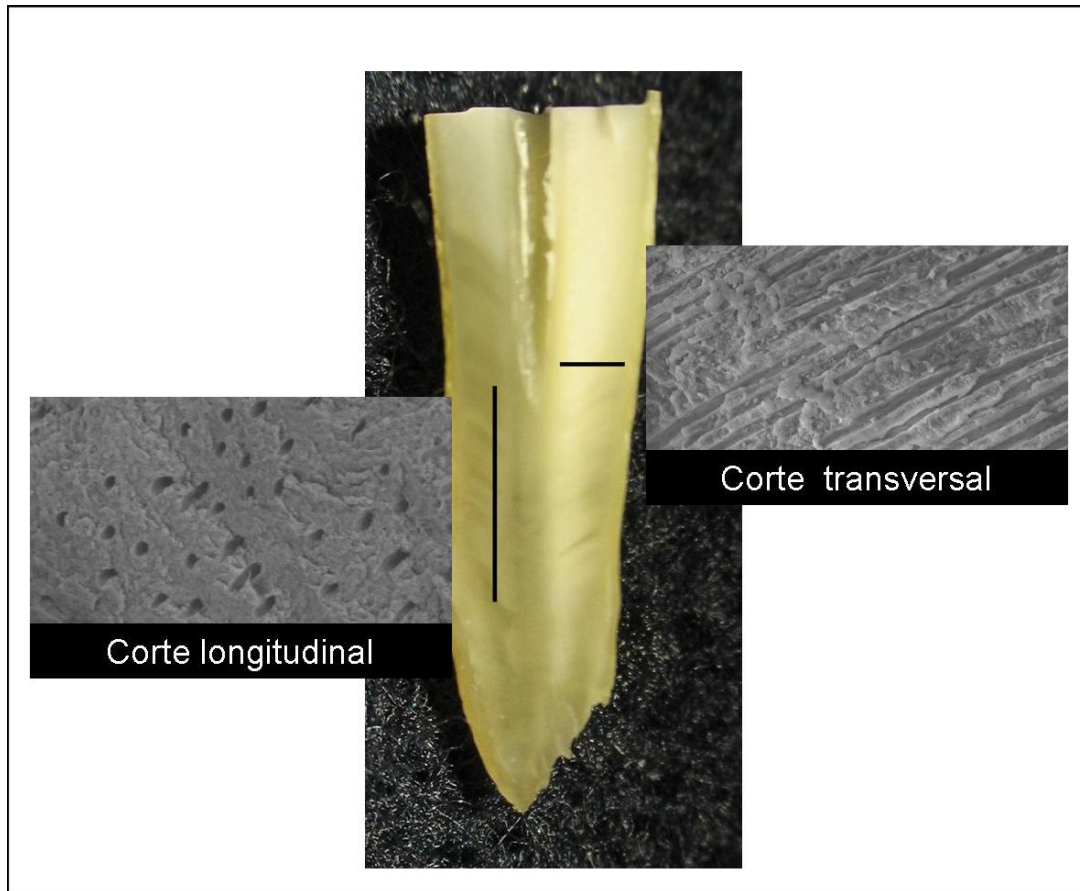


FIGURA 5.10 – Esquema demonstrativo da orientação dos túbulos dentinários em corte transversal e longitudinal quando da visualização por microscopia eletrônica de varredura

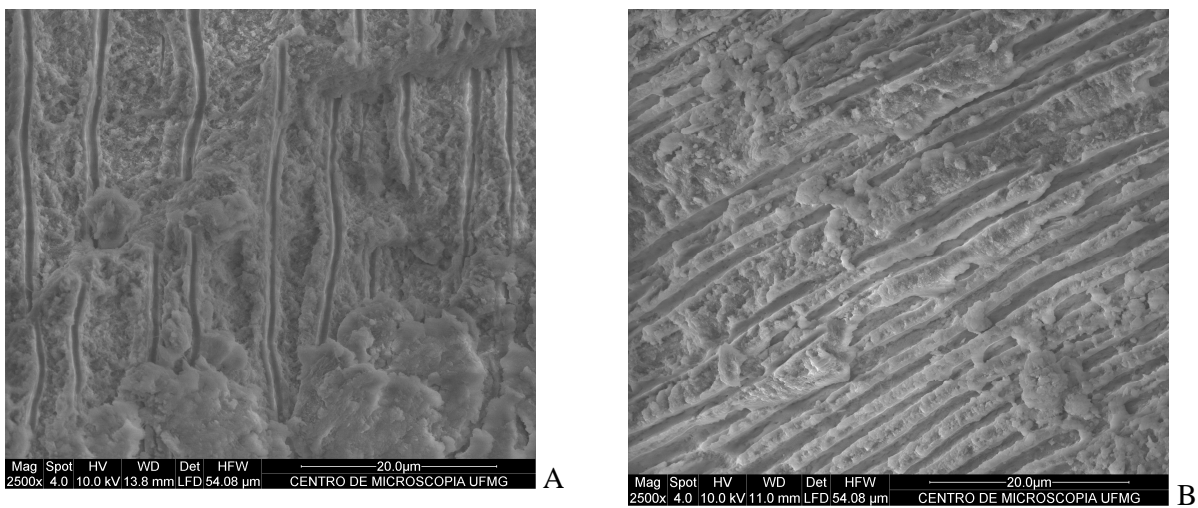


FIGURA 5.11 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura de dentina humana e bovina, aumento de 2.500X. A- corte transversal de dentina humana; B- transversal de dentina bovina.

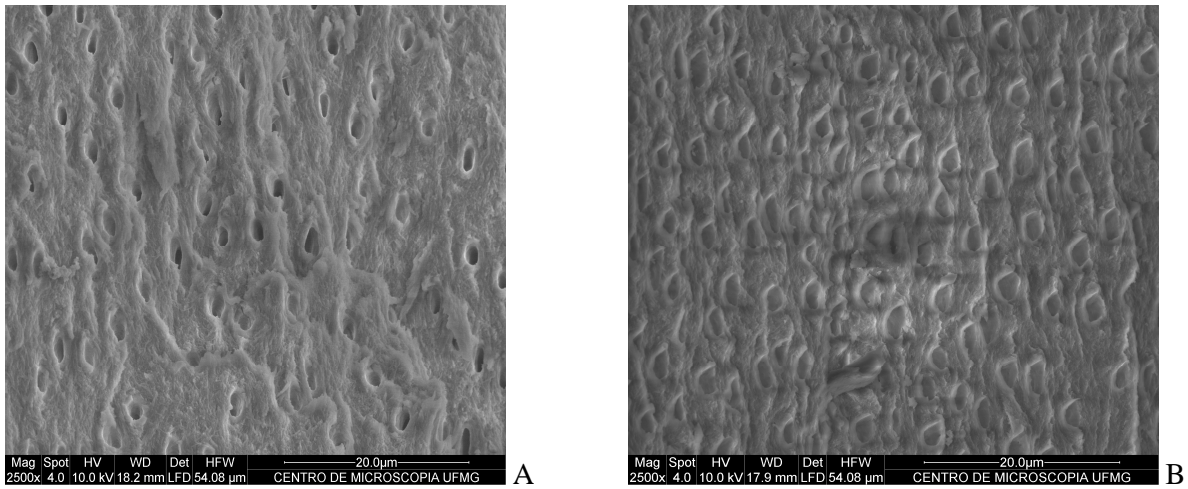


FIGURA 5.12 - Imagens de microscopia eletrônica de varredura de dentina humana e bovina, aumento de 2.500X. A- corte longitudinal de dentina humana B- corte longitudinal de dentina bovina.

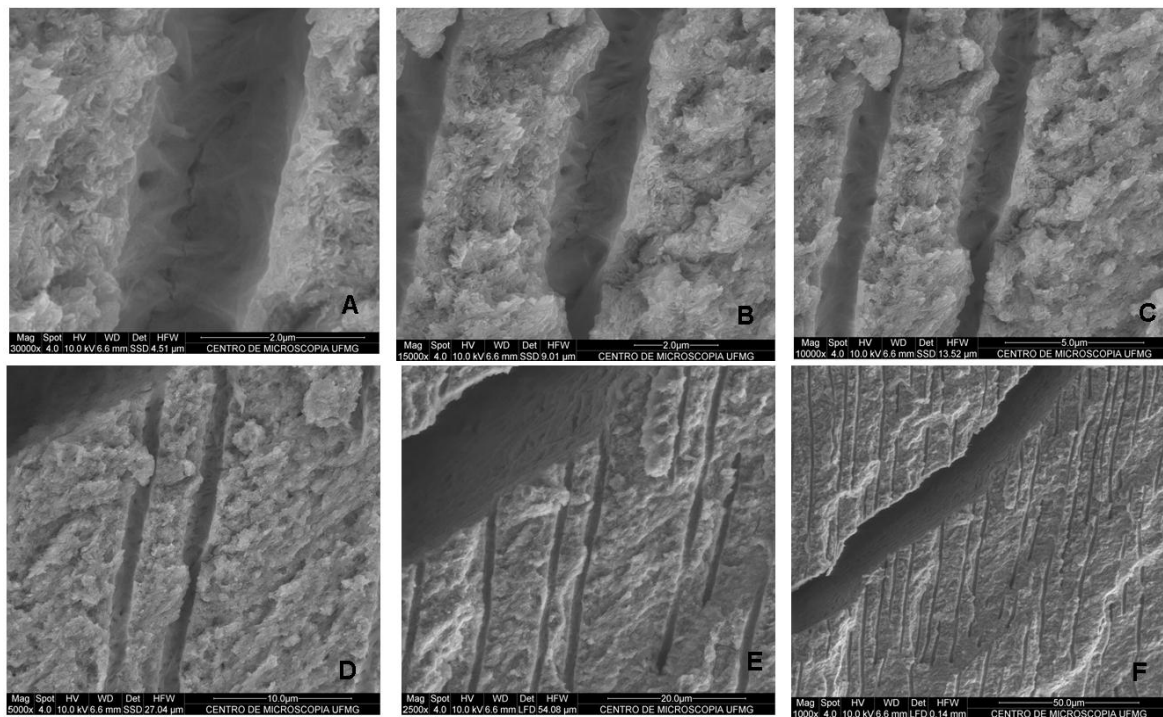


FIGURA 5.13 – MEV para dentina radicular humana em corte transversal. A- aumento de 30.000 vezes. Observar em túbulo dentinário as fibras colágenas; B-15.000; C- 10.000; D- 5.000; E- 2.500; F- 1.000 vezes

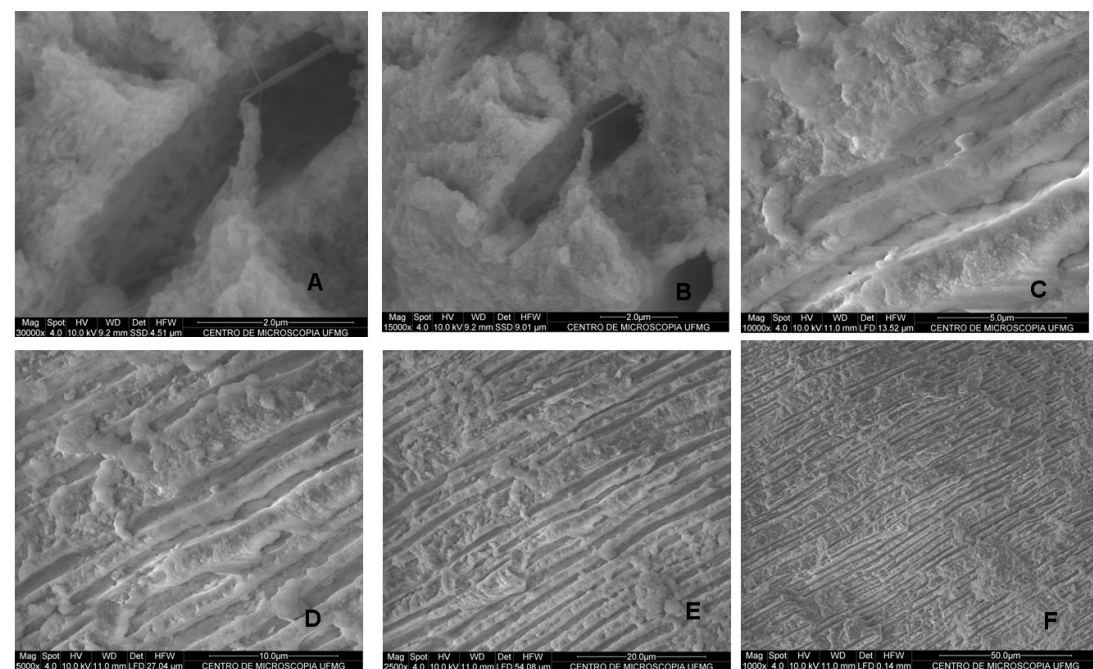


FIGURA 5.14 – MEV para dentina radicular bovina em corte transversal. A- aumento de 30.000 vezes. Observar em túbulo dentinário e as fibra colágena; B-15.000;C- 10.000; D- 5.000; E- 2,500; F- 1.000 vezes

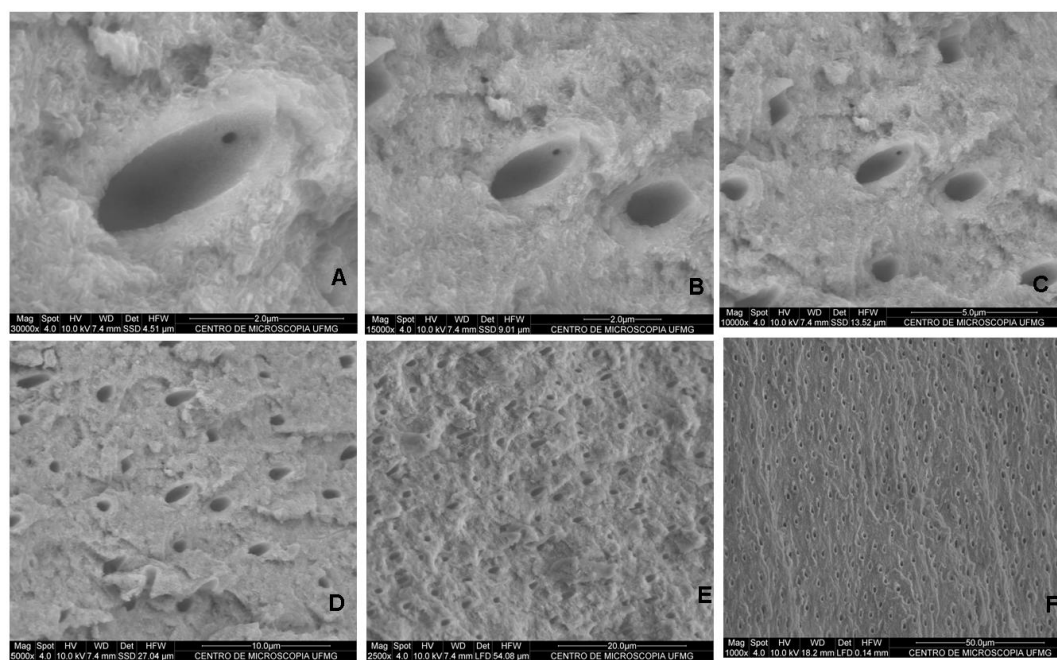


FIGURA 5.15 – MEV para dentina radicular humana em corte longitudinal. A- aumento de 30.000 vezes. Observar em túbulo dentinário um forame comunicador entre túbulos; B-15.000;C- 10.000; D- 5.000; E- 2,500; F- 1.000 vezes

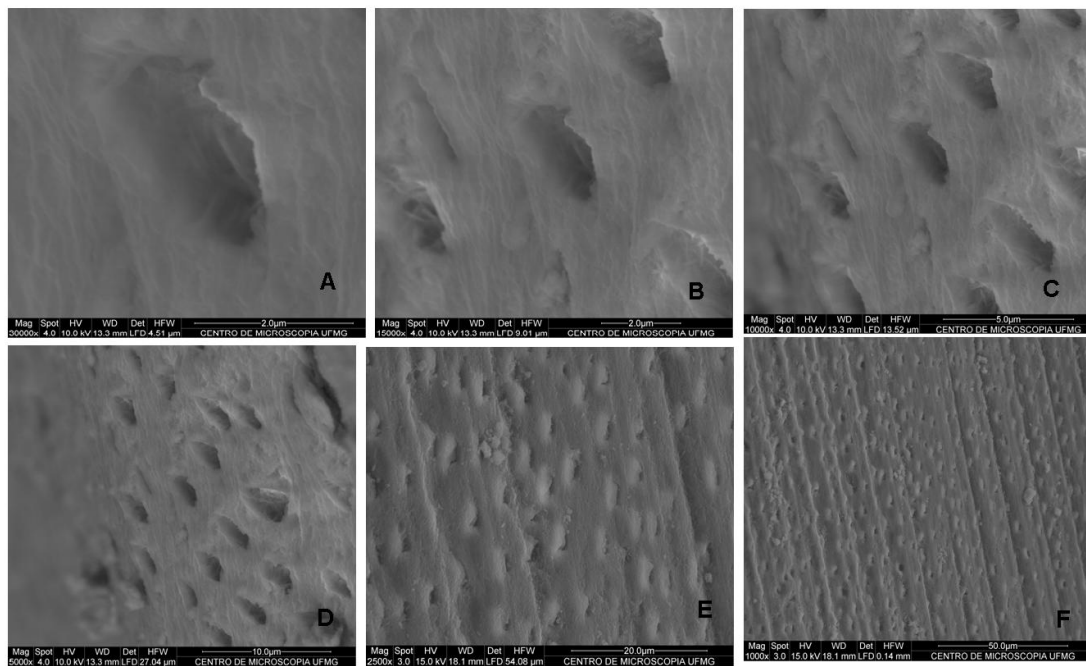


FIGURA 5.16– MEV para dentina radicular bovina em corte longitudinal. A- aumento de 30.000 vezes; B- 15.000;C- 10.000; D- 5.000; E- 2.500; F- 1.000 vezes

Após os testes de flexão, os pinos foram observados, no local da fratura, também em MEV.

5.3 -Teste de resistência à fratura *in vitro*

Mais 20 dentes bovinos foram utilizados para obtenção de 20 pinos e realização dos testes de resistência a fratura *in vitro*.

Também foram adquiridos mais cinquenta dentes caninos humanos (Clínica de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da UFVJM, onde são devidamente doados pelos pacientes). Dez destes dentes selecionados foram utilizados para a confecção de mais dez pinos de dentina radicular e os outros quarenta para comporem os quatro grupos experimentais da pesquisa para simulação dos esforços mastigatórios *in vitro*.

5.3.1 - Seleção e preparo dos dentes caninos

Os dentes selecionados apresentaram comprimento médio das raízes de 15mm, com diâmetro cervical de 5-5.5mm no sentido méso-distal e de 7-7.5mm no sentido vestibulo-palatino (FIG 5.17A e B). Foram esterilizados por imersão em solução de formalina por sete dias e, mantidos em água destilada até o início dos procedimentos experimentais.

Os quarenta dentes tiveram a coroa removida (FIG 5.17 C) e o tratamento endodôntico realizado. O conduto radicular foi desobstruído em seus 2/3 (10 mm de penetração) com broca de Largo nº6 – 1,6mm de diâmetro (FIG 5.17D), garantindo um preparo em forma cilíndrica.

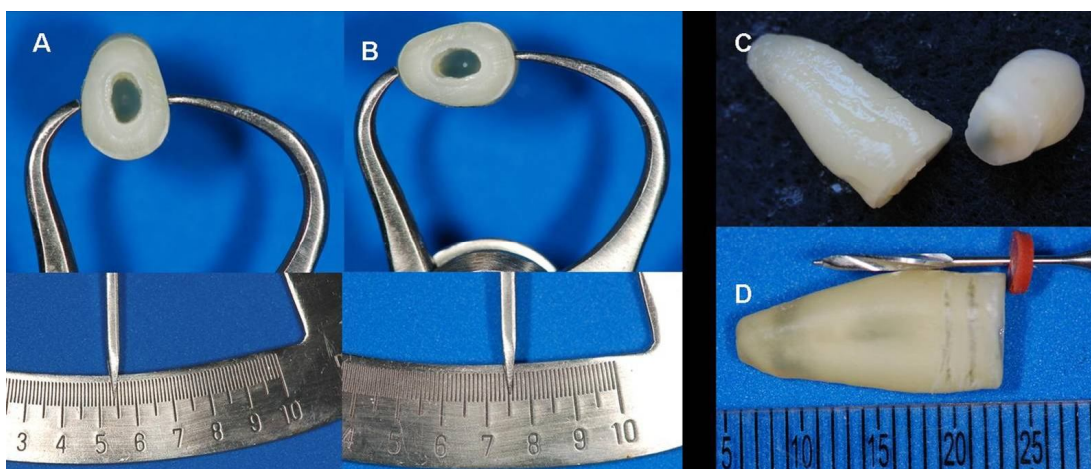


FIGURA 5.17 – seleção e preparação dos dentes. A – medida Méso-Distal/ 5,0 -5,5 mm; B – medida Vestíbulo-Lingual/ 7,0-7,5 mm; C – coroa seccionada; D - comprimento total do dente e broca de Largo com medida para desobstrução do conduto radicular;

5.3.2 – Preparos prévios à simulação do ligamento periodontal

Para a simulação do ligamento periodontal, cada dente foi marcado com caneta para retroprojeter a uma distancia de 2,0mm abaixo do limite cimento-esmalte, perfazendo 13 mm de raiz, sendo estas recobertas por cera nº7 (Wilson, Polidental, Cotia, SP, Brasil) liquefeita em banho-maria até a linha de demarcação, com aproximadamente 0,3 mm de espessura.

Em uma lâmina de cera nº7 (Wilson, Polidental, Cotia, SP, Brasil) foram realizados 08 furos distantes entre si, aproximadamente 04 cm, onde foram fixadas na região demarcada com cera liquefeita (13 mm) sendo presas na cera com um instrumento aquecido. Os cilindros de PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil) de 25 mm de diâmetro foram também presos à cera do lado em que as raízes estavam expostas, com o aquecimento prévio de uma de suas bordas (FIG 5.18).

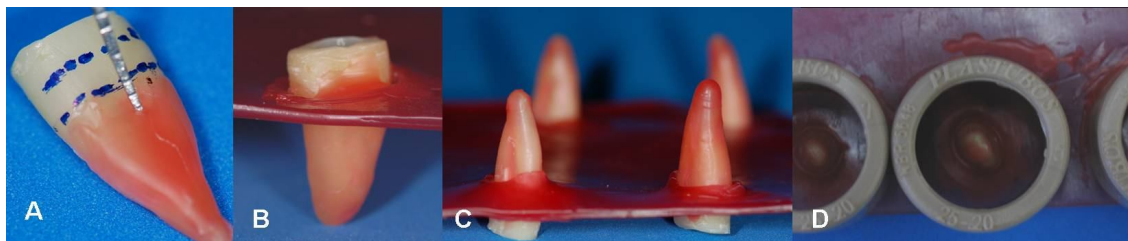


FIGURA 5.18 – Preparos prévios à simulação do ligamento periodontal. A – camada de 0,3mm de cera liquefeita na porção abaixo 2 mm da junção ametodentária; B e C – raízes presas a lamina de cera; D – tubos de PVC presos à lamina de cera.

Com o conjunto posicionado, foi vertida a resina acrílica quimicamente ativada, no interior do cilindro de PVC, e mantidos em água destilada. Decorrido o período de 2 horas de inclusão, o conjunto foi retirado da placa cera, os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais em resina acrílica e limpos para a posterior simulação do ligamento periodontal.

5.3.3 – Confeção da matriz de polipropileno

Para a padronização da porção coronária do pino (núcleo), foi realizado um preparo para coroa total, em um dente canino hígido, com as mesmas dimensões dos dentes deste estudo, e este apresentou 5mm de altura e preparo cervical em ombro arredondado com 1mm de profundidade (FIG 5.19). Este foi então duplicado com silicone de adição (EXPRESS, 3M ESPE, USA) e gesso pedra especial foi vertido nos moldes para a

obtenção de modelos em gesso do núcleo preparado. Após a cristalização do gesso, as matrizes em polipropileno foram obtidas em máquina plastificadora a vácuo.

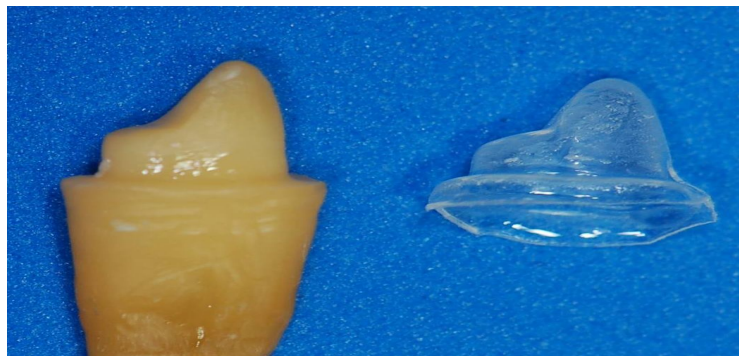


FIGURA 5.19 - Dente canino humano preparado para coroa total e matriz em polipropileno.

5.3.4 – Composição dos grupos experimentais

Quatro grupos com dez elementos dentários em cada (n=10):

GRUPO 1 – controle, pinos cilíndricos de fibra de vidro 1,50mm de diâmetro Reforpost[®] (Angelus, Londrina, Paraná – Brasil) e comprimento de 13mm (recortados na porção apical em alta rotação e ponta diamantada); Cimento resinoso autocondicionante de polimerização dual Rely X U-100 (3M ESPE, USA) (FIG 5.20A).

GRUPO 2 – pinos cilíndricos biológicos de dentina humana de 1,50mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (recortados na porção apical, mantendo-se a porção coronária com 2mm de diâmetro e 3mm de altura, como visualizado na FIG 5.21A). Cimento resinoso autocondicionante de polimerização dual Rely X U-100 (3M ESPE, USA) (FIG 5.20B).

GRUPO 3 - pinos biológicos de dentina bovina de 1,50mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (recortados na porção apical, mantendo-se a porção coronária com 2mm de diâmetro e 3mm de altura como visualizado na FIG 6.21B).; Cimento resinoso autocondicionante de polimerização dual Rely X U-100 (3M ESPE, USA) (FIG 5.20C).

GRUPO 4 - pinos biológicos de dentina bovina de 1,50mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (recortados na porção apical, mantendo-se a porção coronária com 2mm de

diâmetro e 3mm de altura como visualizado na FIG 5.21B).; Cimento Ionomérico modificado por resina RelyX™ Luting 2 (3M Espe, USA) (FIG 5.20C).

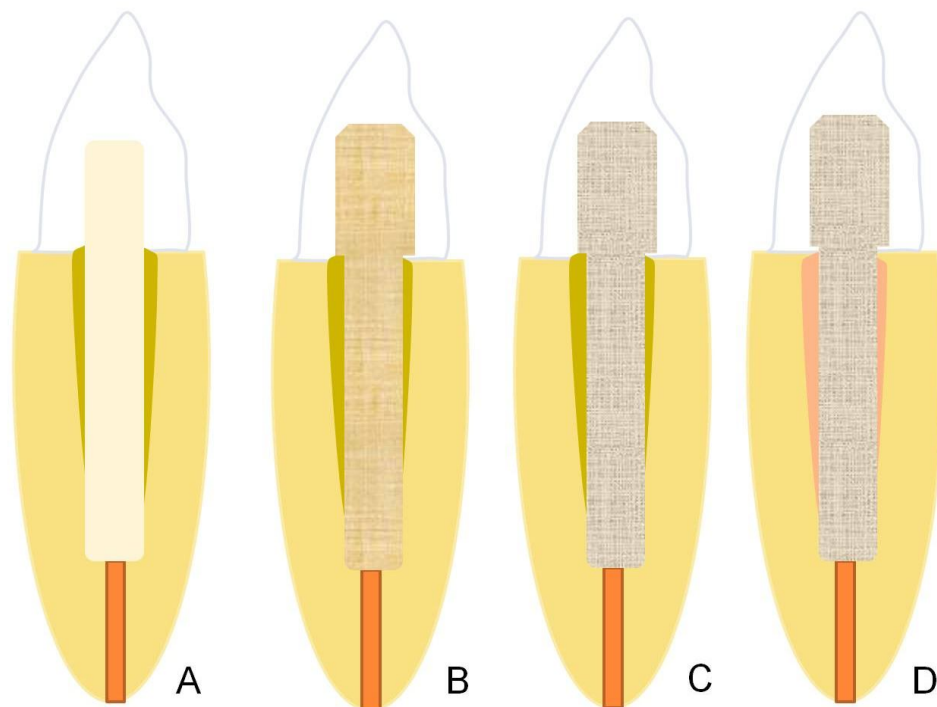


FIGURA 5.20– Representação esquemática dos grupos de estudo. A- Grupo 1 composto por pino de fibra de vidro e cimento resinoso; B- Grupo 2 composto por pino biológico de dentina humana e cimento resinoso -; C- Grupo 3 composto por pino biológico de dentina bovina e cimento resinoso; D- Grupo 4 composto por pino biológico de dentina bovina e cimento ionomérico



FIGURA 5.21 – A – Pinos cilíndricos de dentina radicular humana com porção coronária mantida; B - Pinos cilíndricos de dentina radicular bovina com porção coronária mantida; C – Porção coronária do pino biológico.

5.3.4.1 - Preparação dos grupos

Todos os condutos radiculares foram previamente tratados e obturados com gutapercha. Sendo posteriormente, parcialmente desobturados (10mm), alargados até a broca de Largo 6 (1.6mm de diâmetro) e limpos com EDTA a 24% (Biodinâmica Ltda., Ibitiporã, PA) por três minutos, e em seguida lavados abundantemente com água destilada por um minuto e secos com cones de papel absorvente (Dentsply, USA) (FIG 5.22).

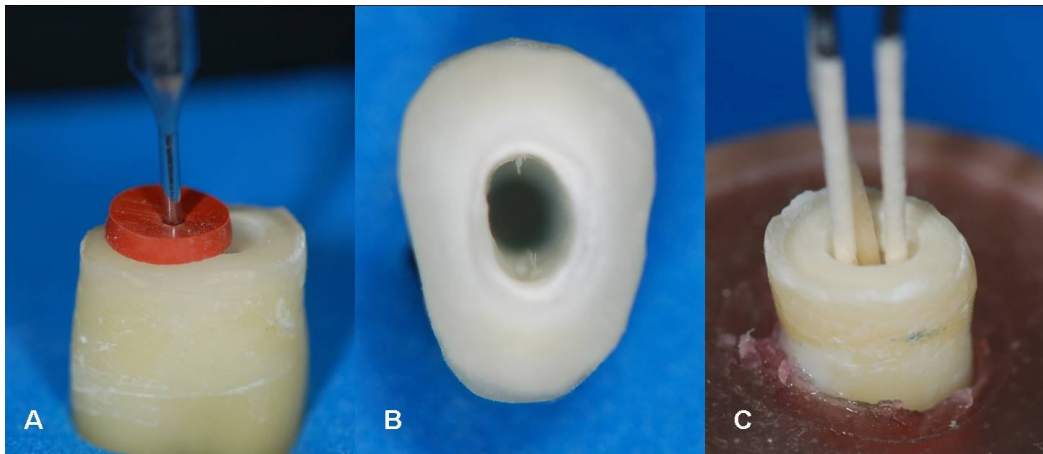


FIGURA 5.22 – Preparo do conduto radicular para cimentação. A – desobstrução de 10 mm, com broca de Largo nº 6; B – conduto preparado; C – secagem com cones de papel absorvente

Para os grupos onde foi utilizado o cimento resinoso autocondicionante Rely X U-100 (3M ESPE, USA) uma fina camada deste foi aplicada sobre cada pino sendo estes introduzidos nos condutos radiculares passivamente, aguardando-se a polimerização final do cimento (FIG 5.23A,B e C). Para o grupo 4 em que foi utilizado o cimento de ionômero de vidro modificado por resina RelyX™ Luting 2 (3M Espe, USA) (FIG 5.23D e E), os pinos receberam o cimento em toda sua extensão e foram inseridos passivamente e a presa final aguardada após remoção os excessos .

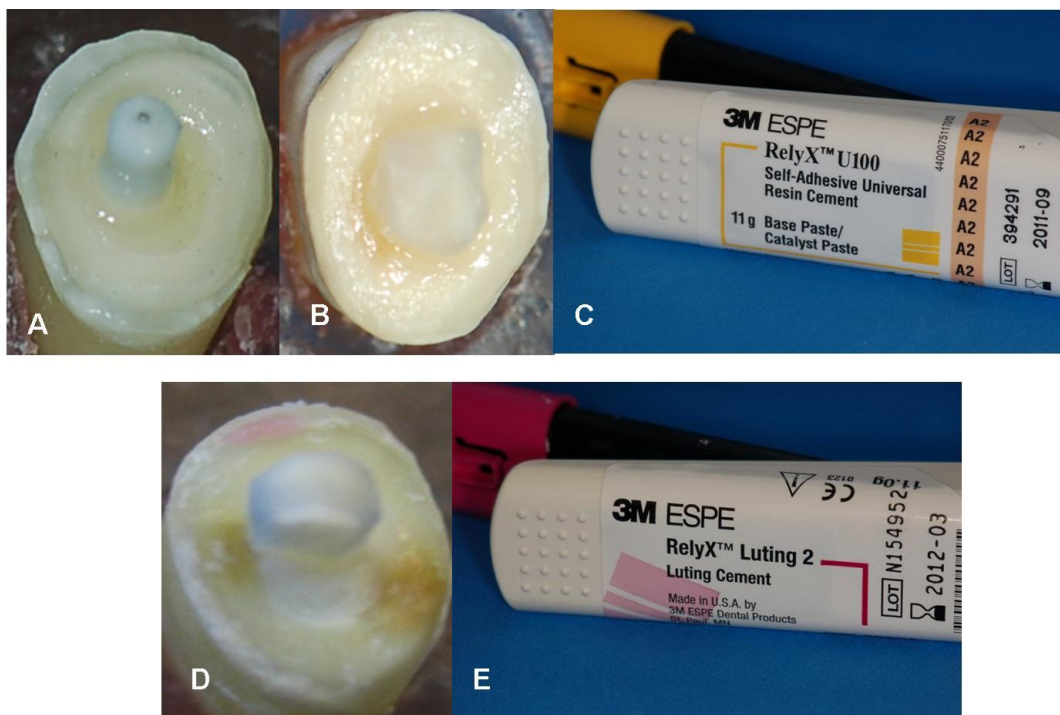


FIGURA 5.23 – A-pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso; B- pino biológico cimentado com cimento resinoso; C- cimento resinoso; D - pino biológico cimentado com cimento ionomérico; E- Cimento ionomérico

A porção do pino que se exteriorizou foi mantida, para juntamente com a resina composta, caracterizarem o núcleo.

Utilizando-se as matrizes de polipropileno obtidas em máquina plastificadora a vácuo, a forma e dimensão da porção coronária dos núcleos (5mm de altura e ombro de 1mm) foram padronizadas para todos os grupos.

Para tanto, depois da polimerização final dos cimentos, foram realizados igualmente para todos os grupos, os procedimentos adesivos para realização do núcleo com a matriz e resina composta:

- Aplicação do ácido fosfórico à 37% por 15 segundos sobre o pino e dentina, lavagem abundante e secagem com papel absorvente (FIG 5.24A);
- Aplicação do sistema adesivo Single Bond (ESPE –USA) em toda dentina e pino e polimerização por 20 segundos com luz LED com comprimento de onda de 470 nanômetros (FIG 5.24B e C);
- Colocação de resina composta Filtek™ Z250 (3M ESPE, Sumaré, Brasil) no interior da matriz e posicionamento desta sobre o pino cimentado, polimerização por 40 segundos em todos os lados da matriz (FIG 5.24D, E e F).

- Os excessos foram removidos com pontas diamantadas.

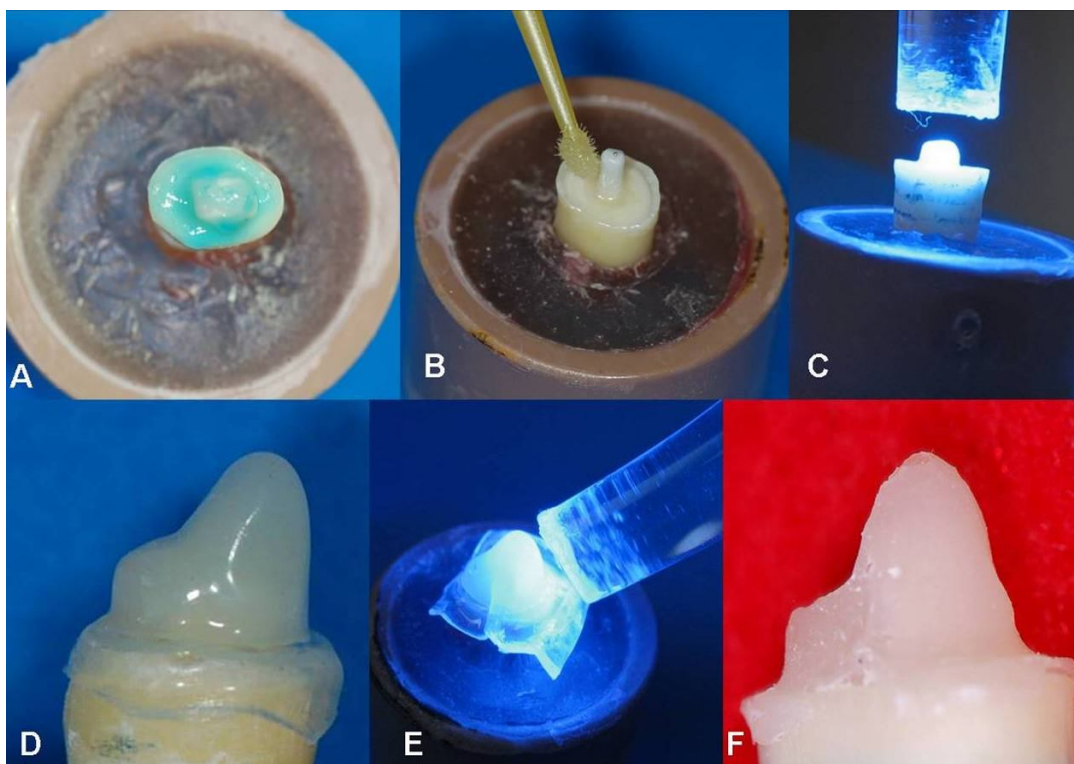


FIGURA 5.24 – A- Aplicação do ácido fosfórico; B- aplicação do sistema adesivo; C- polimerização do sistema adesivo; D- matriz com resina composta em posição; E- polimerização da resina composta; F- núcleo em resina terminada

O preparo das raízes e inserção no tubo de PVC foi realizado 24 horas após a confecção dos pinos biológicos, período em que estes foram conservados em água destilada.

5.3.5- Simulação do efeito do ligamento periodontal

Cada raiz e alvéolo artificial de resina acrílica foi limpo, tendo toda a cera removida, e secado com papel absorvente. O adesivo específico do material simulador (Polyether Adhesive, 3M ESPE, Germany) foi aplicado sobre as raízes e dentro dos alvéolos artificiais e aguardado quinze minutos para a secagem deste (FIG 5.25). Após este tempo o material de impressão à base de poliéter – Impregum (3M ESPE, Germany) foi manipulado, de acordo com as instruções do fabricante, e colocado no alvéolo artificial por meio de uma seringa para poliéter, e o dente reimplantado neste sendo os excessos removidos (FIG 5.26).

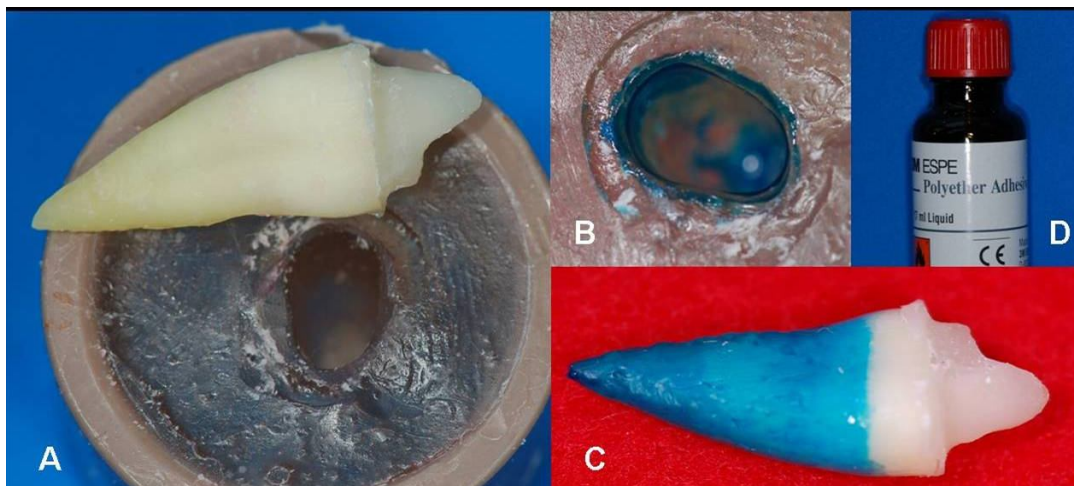


FIGURA 5.25- A- Dente e alvéolo artificial limpos; B e C- alvéolo artificial e dente com adesivo aplicado, respectivamente; D- adesivo específico para poliéter.

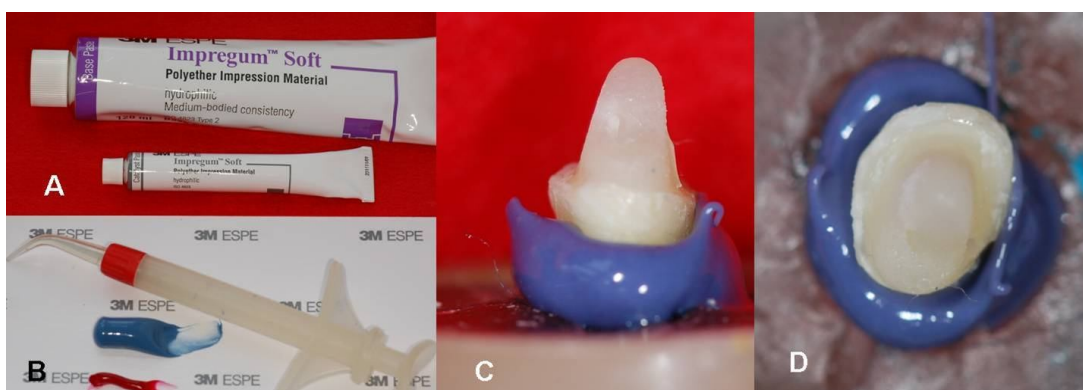


FIGURA 5.26 – A- material de moldagem utilizado para simulação do ligamento periodontal; B- material e seringa para inserção nos alvéolos; C e D dente já inserido no alvéolo artificial com a simulação do ligamento em poliéter

Os dentes foram armazenados por 24 horas em 100% de umidade, para a realização dos testes de compressão em 135 graus.

5.3.6 - Aplicação do teste de resistência à fratura nas amostras preparadas

Foram aplicadas cargas compressivas na máquina universal de ensaios Emic 10.000, à velocidade de 0,5mm/min, na região palatina dos corpos de prova, em ângulo de 135⁰ em relação ao longo eixo do dente (FIG 5.27), até que houvesse a fratura destes.

Estas fraturas foram observadas, quanto a região, sendo classificadas como na região cervical, média ou apical (FIG 5.28) e, anotadas e verificadas em MEV após preparos prévios.

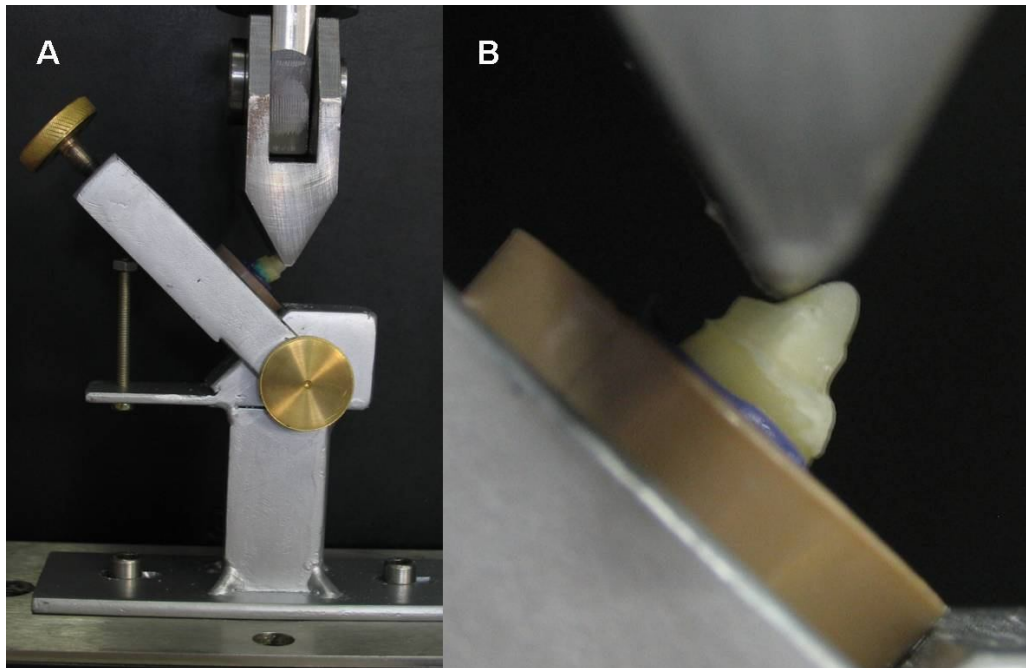


FIGURA 5.27 – A- Dispositivo para ensaio de compressão a 45 graus; B- detalhe da ponta ativa na região palatina do corpo de prova em 45 graus com o longo eixo do dente

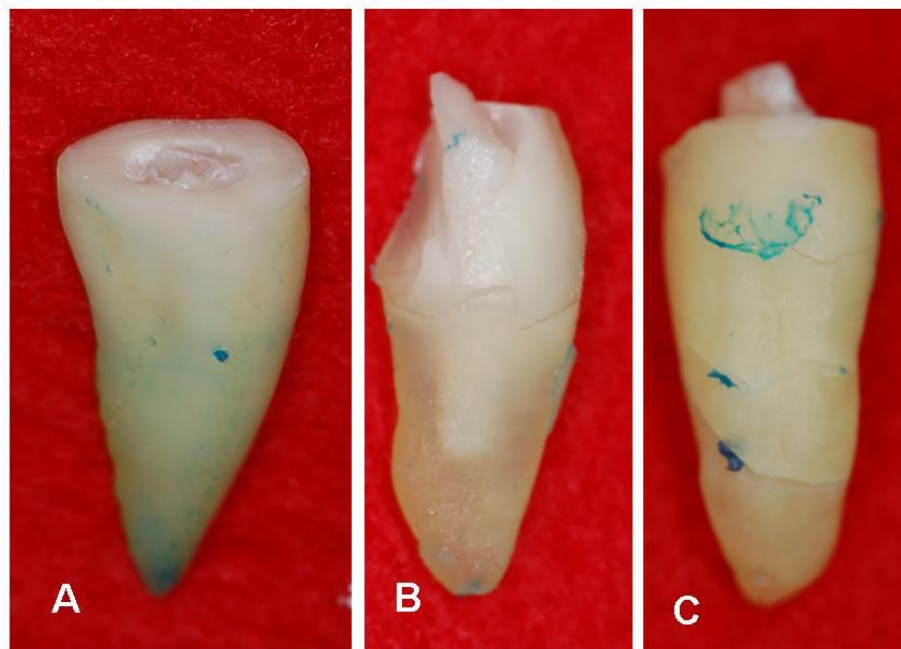


FIGURA 5.28 – Tipos de fraturas. A- fratura cervical; B- fratura no terço médio; C- fratura apical

5.4 – Análise estatística dos resultados

A análise dos valores obtidos foi realizada pelo software estatístico Minitab[®] 15, para verificação da média e desvio-padrão dentre outras análises descritivas. Para verificar se houve diferenças significativas entre os materiais observados, a análise de variância – ANOVA foi aplicada. A Análise de variância é uma técnica paramétrica utilizada quando temos um ou mais fatores independentes. Caso o teste estatístico detecte a diferença entre os tratamentos ou populações é necessário realizar um teste de comparação múltipla, que no caso de uma distribuição paramétrica o teste utilizado é o de Tukey com nível de significância 0,05. Porém, se o pressuposto de igualdade de variâncias não for verificado para o teste paramétrico ANOVA o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, também conhecido como teste de livre distribuição, é aplicado nesta situação, com nível de significância 0,05.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

6 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

As tensões durante a mastigação fisiológica são suportadas pela dentina íntegra aparentemente sem falhas (KINNEY *et al.*, 2003). Porém quando um elemento dentário apresenta coroa clínica destruída, seja por cárie ou trauma e necessite, para a sua manutenção na cavidade bucal, de reconstrução coronária com ancoragem intrarradicular, o planejamento deve ser criterioso. A colocação de um material no interior do conduto radicular com propriedades mecânicas diferentes do tecido dentário pode provocar tensões não fisiológicas na dentina radicular e conseqüentemente fraturas (SILVA -SOUZA Jr. *et al.*,2001).

As vantagens do emprego de pinos fixados no interior do conduto radicular têm sido discutidas e parece que o único ponto de consenso entre os pesquisadores é que há aumento da retenção da restauração coronária. O propósito dos retentores não consiste em reforçar a estrutura, mas sim reter e estabilizar os materiais restauradores (ASSIF e GORFIL, 1994; SILVA-SOUZA Jr. *et al.*,2001; CHRISTENSEN, 2004). A dentina é o tecido que confere resistência ao dente, suporta e transmite as cargas funcionais ao periodonto e à base óssea (GIANNINI *et al.*,2004; AROLA e REPROGEL, 2006; TEN CATE, 2008).

Embora haja taxas de sobrevivência funcional de dentes permanentes tratados endodonticamente, esses geralmente estão mais suscetíveis à fratura do que elementos vitais. Dentes contendo pinos endodônticos podem apresentar fraturas devido à perda de estrutura dentária, pelas tensões causadas durante o tratamento endodôntico, procedimentos restauradores e pela diferença entre módulos de elasticidade dos tecidos dentários e materiais de reconstrução (ASSIF e GORFIL, 1994; GENOVESE *et al.*, 2005; LANZA *et al.*, 2005; BARJAU- ESCRIBANO *et al.*,2006; TOKSAVUL *et al.*,2006; LI *et al.*, 2006; TANG *et al.*, 2010). A fratura vertical em raízes de dentes despulpados é um problema a ser considerado na prática clínica diária. Um método para reparar e fortalecer efetivamente os dentes despulpados precisa ser ainda identificado (HAYASHI *et al.*,2008).

Portanto, pode-se afirmar que a seleção dos materiais para o tratamento endodôntico terá sim influência no comportamento mecânico do dente restaurado.

Os materiais reconstrotores odontológicos devem possuir propriedades que garantam a integridade dentária quando da incidência de forças mastigatórias ou parafuncionais. Da mesma forma, devem permitir que tais forças sejam dissipadas sutilmente através dos substratos dentários. Algumas propriedades mecânicas são de interesse no estudo de novos

materiais reconstituintes odontológicos para possibilitar o emprego destes em estruturas biológicas:

- Tensão – consiste em uma relação da força exercida pela área do material. Tanto as estruturas do dente quanto os materiais reconstituintes, quando submetidos a esforços mastigatórios, necessitam dissipar estas forças em uma determinada área constituída.
- Deformação – modificação da forma/comprimento ao longo da aplicação da força durante um ensaio mecânico, e durante os movimentos fisiológicos bucais.
- Módulo de elasticidade – descreve a relativa rigidez de um material, que é medida pela porção elástica da deformação. Quanto maior o módulo maior a rigidez.
- Limite de resistência à tração – corresponde a maior tensão que o material pode resistir; se esta tensão for aplicada e mantida, o resultado será a fratura por tração.
- Resistência a flexão – capacidade do material resistir a força máxima de flexão aplicada.

Um material para aplicação em Odontologia, além de apresentar todas as propriedades mecânicas mencionadas anteriormente necessita apresentar características de biocompatibilidade, ou seja, ser semelhante aos tecidos a que irá substituir ou interagir. A busca por materiais biocompatíveis é constante. Pode-se dizer que além da não agressão aos tecidos humanos, a biocompatibilidade é complementada por valores como a bioaceitação e biofuncionalidade. Segundo Oréfice (2006) existem princípios básicos que regem o comportamento e as propriedades de um material. Estes princípios são descritos como uma relação entre três elementos: a estrutura interna dos materiais, o processamento do material e as suas propriedades. Quando se trata de um material biológico que irá repor um tecido danificado, a compreensão sobre estes fatores deve ser amplamente estudada. Pois é com base neste conhecimento que se pode selecionar o material mais adequado para restaurações de dentes fragilizados.

Um pino intrarradicular ideal seria aquele que tivesse rigidez similar a da dentina, que exercesse a função de um amortecedor de impactos para melhor distribuição de esforços e, conseqüentemente, menor chance de fraturas; exigisse o mínimo desgaste da estrutura dentária e, com coloração similar ao de uma dentina sadia (DURET *et al.*1990; DALLARI e ROVATTI, 1996; MAZZOCCATO *et al.*,2006; PLOTINO *et al.*,2007).

O emprego de “Pinos Biológicos” que são pinos confeccionados a partir de dentes naturais extraídos, devidamente doados e esterilizados, representa uma opção viável para o reforço intrarradicular e estes oferecem as seguintes vantagens: não promovem estresse à dentina; apresentam total biocompatibilidade, possuem a mesma resiliência do remanescente dentário; apresentam excelente adesão à estrutura dental e à resina composta além de ser uma técnica de baixo custo. (IMPARATO *et al.*,2003; BATISTA e LOPES 1999; KAIZER *et al.*,2009; CORREIA-FARIA *et al.*, 2010). O principal objetivo desses seria a restauração em “monobloco” (KAIZER *et al.*,2009), ou seja, através da adesão, formar um complexo biomecânico único entre a estrutura dentária e os materiais restauradores (pino biológico, agente cimentante e dentina radicular). Porém, uma grande dificuldade na obtenção de dentes humanos tem sido observada. A aquisição de dentes humanos extraídos e doados torna-se cada vez mais difícil, visto a crescente conscientização da população quanto à importância da conservação do elemento dentário, aos programas de prevenção dos governos, e pelo controle rigoroso dos comitês de ética em pesquisa quanto ao uso dos órgãos dentários para fins de estudo.

Pesquisas demonstram que (REEVES *et al.*,1995; CAMPOS *et al.*,2008) os dentes humanos são morfológica e histologicamente semelhantes aos dentes de outros mamíferos, todavia o tamanho e disponibilidade fazem dos incisivos de bovinos uma preferência para pesquisas em substituição aos humanos em função das dificuldades citadas.

Nakamichi *et al.*,(1983) foram os primeiros pesquisadores a afirmarem que os dentes bovinos são efetivamente confiáveis em pesquisa odontológica. Outros estudos, afirmaram que a composição do esmalte e da dentina humana é semelhante à composição do esmalte e da dentina bovina (HITT e SEIGAL, 1992; CAMARGO *et al.*, 2008; WEGEHAUPT *et al.*,2008). Ainda são poucos os estudos relatando a comparação da dentina radicular humana e bovina. Para que se possam aplicar tais achados à dentina radicular humana, mais trabalhos avaliando a composição química e estrutural das dentinas radiculares e as diferenças entre as propriedades mecânicas dos dentes de espécies diferentes, necessitam ser realizados (SOARES *et al.*,2007; BARRRETO, 2009). Os estudos de Nakamichi *et al.*(1983), Camargo *et al.* (2008), Wegehaupt *et al.* (2008) e Barrreto (2009), procuraram estabelecer um substituto para dentes humanos em pesquisas com materiais odontológicos, a fim de avaliar se o comportamento destes seriam iguais ou semelhantes em ambos os substratos dentários. Porém, neste trabalho de pesquisa o uso de dente bovino não está relacionado com a substituição dos tecidos dentários humanos frente a testes de adesividade,

microinfiltração, dentre outros e sim como a própria dentina sendo o material restaurador de ancoragem (pino intrarradicular).

A resistência mecânica de um material depende de sua capacidade de suportar uma carga sem deformação excessiva ou ruptura. Essa propriedade é inerente ao próprio material e deve ser determinada por métodos experimentais. Assim sendo, para a caracterização dos pinos biológicos, foram realizados testes de tração, flexão dos três pontos e microscopia eletrônica de varredura, a fim de quantificar as propriedades de interesse.

6.1- Resultados e Discussão para o teste de tração

Em um ensaio de tração, um corpo de prova é submetido a um esforço que tende a alongá-lo ou esticá-lo até à sua ruptura. Este é fixado em uma máquina de ensaios que aplica esforços crescentes na sua direção axial, sendo medidos os deslocamentos correspondentes, que posteriormente são convertidos em deformações (HECKE, *et al.*,2008; HIBBELER, 2010). Os testes de tração foram realizados na máquina Universal de Ensaios EMIC modelo DL-10.000 com célula de carga de 500N, e software TESC. A partir dos resultados da força aplicada e deslocamento foi possível, para cada corpo de prova ensaiado (pino), calcular propriedades de interesse como a Tensão (EQ 6.1) e o Módulo de Elasticidade (EQ 6.2), já que as dimensões iniciais, diâmetro e comprimento, de cada pino são conhecidos.

$$Tensão = \sigma = \frac{F}{A} \quad (6.1)$$

$$Módulo de Elasticidade = E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (6.2)$$

Os GRÁFICOS 6.1, 6.2 e 6.3 mostram o comportamento dos três materiais deste estudos em relação à Tensão-Deformação.

Os GRÁFICOS 6.1 e 6.2 apresentam a curva Tensão-Deformação para os pinos de dentina radicular bovina e humana, respectivamente. Pode-se notar, em ambos os casos, que há um aumento da tensão quasi-linear ou mesmo bilinear até a ruptura. Porém, para o gráfico referente aos pinos de fibra de vidro (GRA 6.3), pode-se perceber que não há um ponto no gráfico, de rompimento abrupto, pois nenhum dos pinos rompeu-se totalmente, separando-se em duas partes, houve apenas a estrição (FIG 6.1)

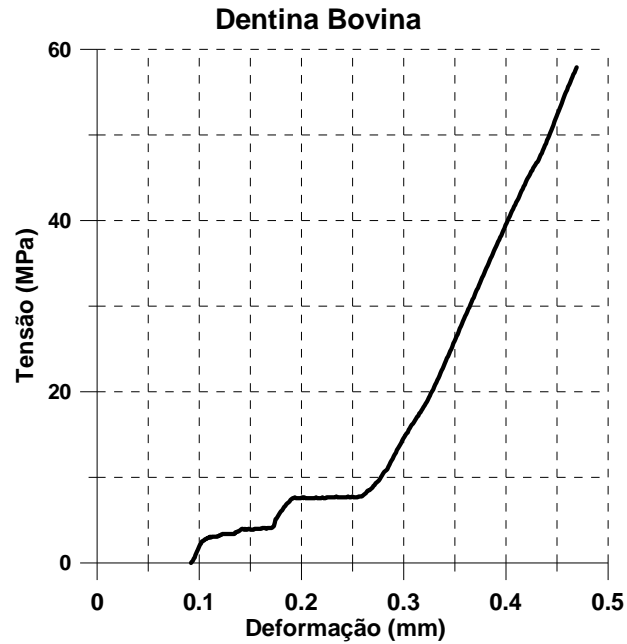


GRAFICO 6.1 – Curva tensão-deformação dos resultados da amostra 1 para o teste de tração em pinos biológicos de raízes de dentes bovinos

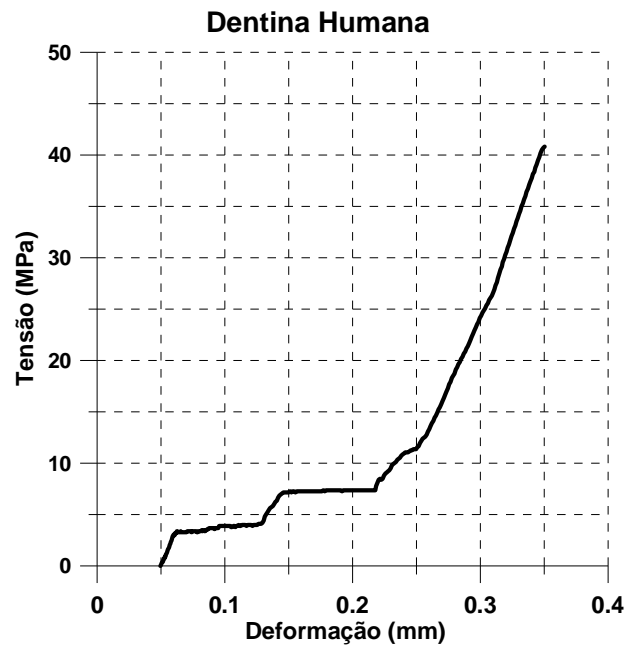


GRAFICO 6.2 – Curva tensão-deformação dos resultados da amostra 1 para o teste de tração em pinos biológicos de raízes de dentes caninos humanos

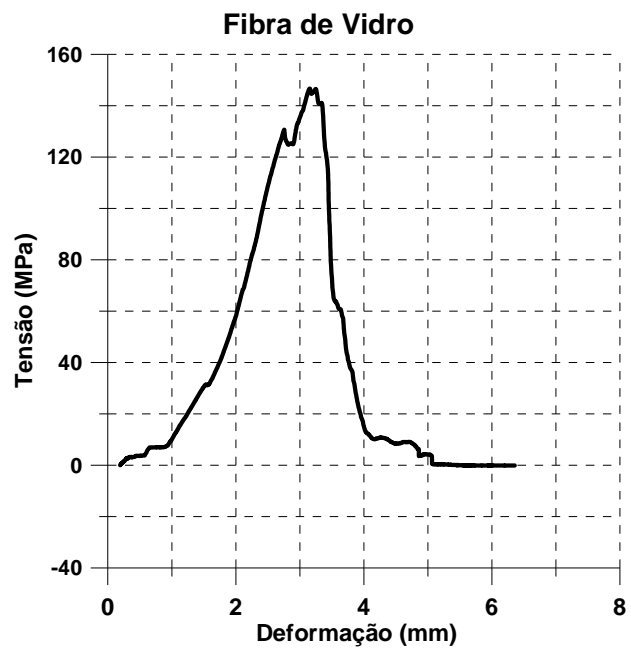


GRAFICO 6.3 – Curva tensão-deformação dos resultados da amostra 1 para o teste de tração em pinos pré-fabricados de fibra de vidro



FIGURA 6.1 - Ensaio de tração em pino de fibra de vidro. Fenômeno de estrição na porção superior do pino perto da garra

É possível visualizar um patamar inicial de deslocamento entre 0,05 e 0,3 mm em ambos os materiais biológicos, o que pode ser explicado pela acomodação/deformação dos poros do material, ou seja, dos túbulos dentinários e fibras colágenas. Para os pinos de fibra de vidro (GRA 6.3), este patamar demonstra-se bem menor, entre 0 e 0,1 mm, pois o material é mais homogêneo em sua estrutura, apesar de não apresentar poros é formado de um conjunto de fibras. Neste caso, ocorre um deslizamento relativo entre as fibras onde se gera este pequeno patamar, ou seja, um aumento da deformação com a aplicação de uma tensão quasi-constante.

No teste de tração, a orientação dos túbulos dentinários nos pinos biológicos, está perpendicular a incidência da força de tração (FIG 6.2), para entender melhor a condição dos túbulos no ensaio de tração, quanto a fase inicial de patamar, acomodação dos poros, foi preparado um esquema ilustrativo da condição interna do pino biológico. Nas FIGURAS 6.2 e 6.3 um túbulo dentinário foi considerado como uma CÉLULA UNITÁRIA, pois sendo uma estrutura repetitiva, tudo que ocorre nesta acontece de forma semelhante em toda estrutura. Inicialmente com o tracionamento, os túbulos são puxados perpendicularmente ao seu longo eixo (FIG 6.4), com isto há um alargamento do lúmen do túbulo dentinário e compressão das dentinas peri e intertubular, nesta fase de acomodação até seu limite máximo pode-se observar graficamente, apenas o deslocamento, pois as forças, e consequentemente as tensões, aplicadas são as mesmas a todas as regiões (isotensão). Quando a deformação do lúmen do túbulo chega ao seu valor máximo tem início a fase da deformação das dentinas peri e intertubular. Como as dentinas apresentam maior rigidez, o pino passa a se comportar como um material mais rígido. Neste caso, observa-se graficamente o aumento proporcional da força e deslocamento. Se o material não se comportasse de modo frágil, ele tenderia a sofrer estrição e depois romper, porém isto não ocorreu, houve a ruptura diretamente.

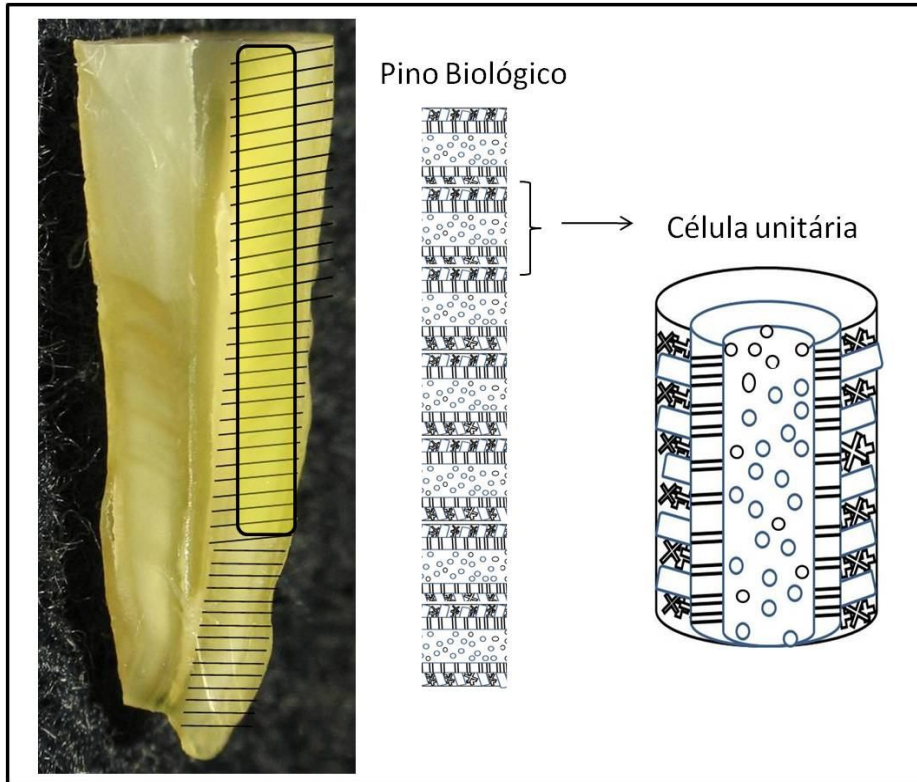


FIGURA 6.2 – Esquema ilustrativo da região de recorte dos pinos biológicos, em cada pino é possível verificar túbulos dentinários e, cada um destes é denominado de célula unitária

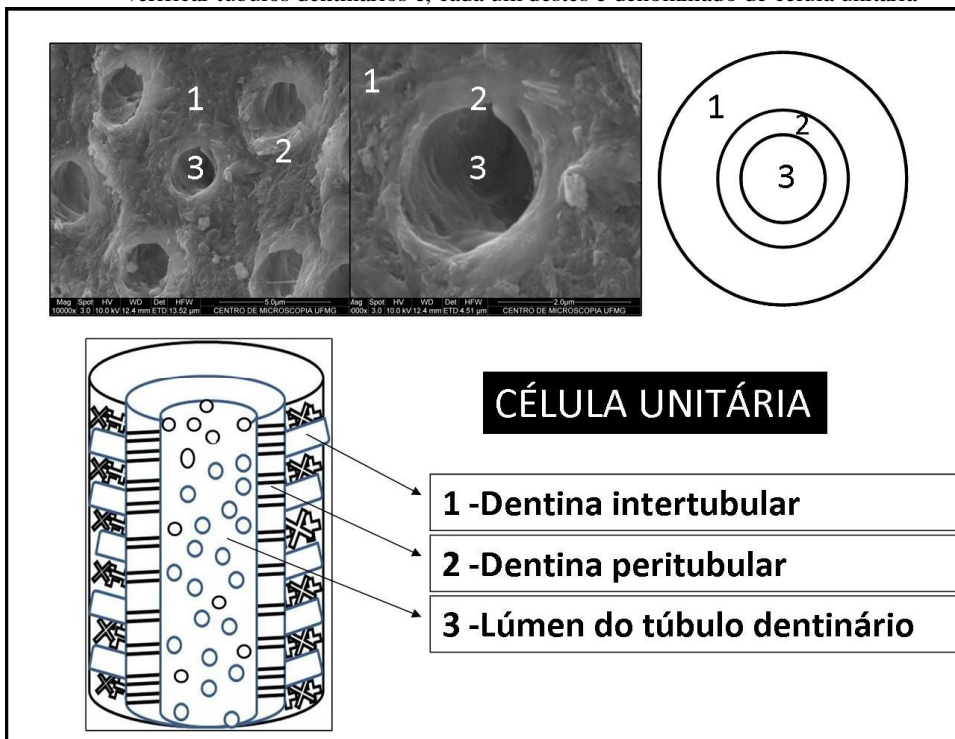


FIGURA 6.3 – Esquema ilustrativo de uma CÉLULA UNITÁRIA, com suas camadas formadoras: 1- dentina intertubular; 2 – dentina peritubular e, 3 – lúmen do túbulo dentinário

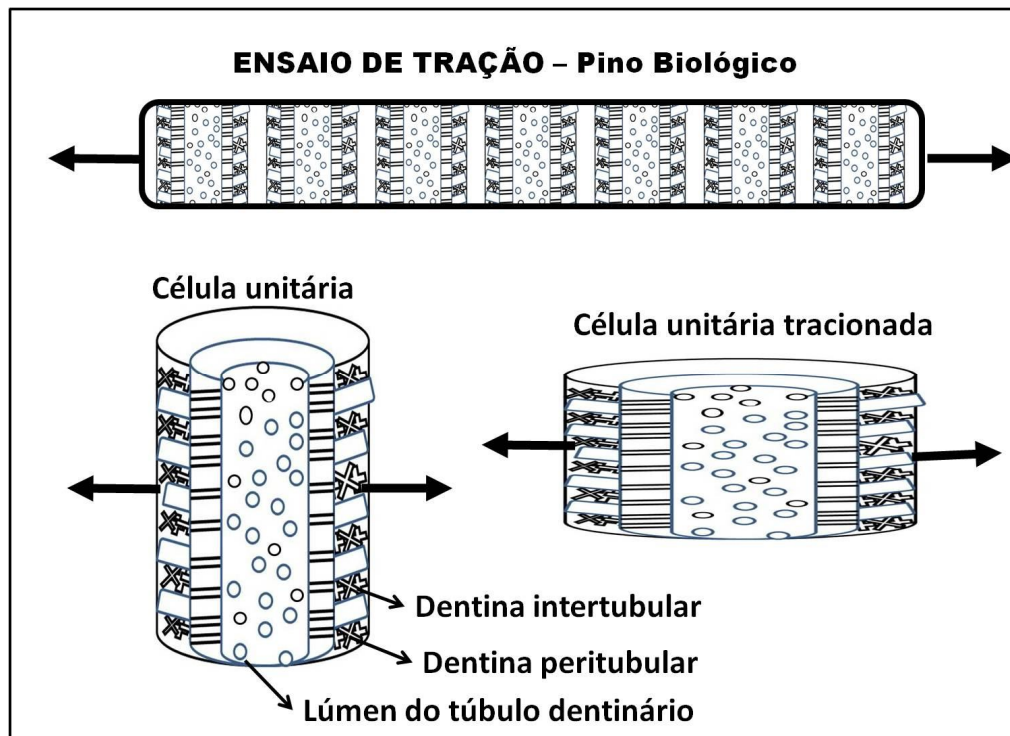


FIGURA 6.4 – Comportamento da célula unitária frente a força de tração

A análise descritiva dos materiais utilizados, no teste de tração, está exposta nas TABELAS 6.1 e 6.2 a seguir:

TABELA 6.1 – Análise estatística descritiva da variável Tensão (MPa) para os pinos estudados

Material*	Média	Desvio Padrão	Q1	Mediana	Q3	Mínimo	Máximo	N
<i>Bov</i>	57,39	17,48	46,15	52,32	68,37	25,56	91,90	10
<i>Fib</i>	188,07	26,03	167,67	187,23	207,38	146,69	232,95	10
<i>Hum</i>	45,76	11,58	38,99	43,65	51,23	29,51	71,46	10

**Bov* – Dentina Bovina *Fib* – Fibra de Vidro *Hum* – Dentina Humana

TABELA 6.2 – Análise estatística descritiva da variável Módulo de elasticidade (GPa) para os pinos estudados

Material*	Média	Desvio Padrão	Q1	Mediana	Q3	Mínimo	Máximo	N
<i>Bov</i>	106,69	28,21	93,84	103,91	123,10	47,01	160,74	10
<i>Fib</i>	217,97	18,83	202,89	214,37	230,95	189,80	265,76	10
<i>Hum</i>	106,83	22,94	95,04	105,14	121,71	62,95	152,23	10

**Bov* – Dentina Bovina *Fib* – Fibra de Vidro *Hum* – Dentina Humana

Tanto para a variável Tensão quanto Módulo de elasticidade (E) à tração pode-se perceber que a fibra de vidro (*Fib*) apresenta valores bem maiores que os demais materiais. O menor valor observado para fibra de vidro (*Fib*) é bem maior que os máximos observados

na dentina bovina (*Bov*) e na dentina humana (*Hum*). Isto pode ser melhor observado no GRÁFICO 6.4A e B.

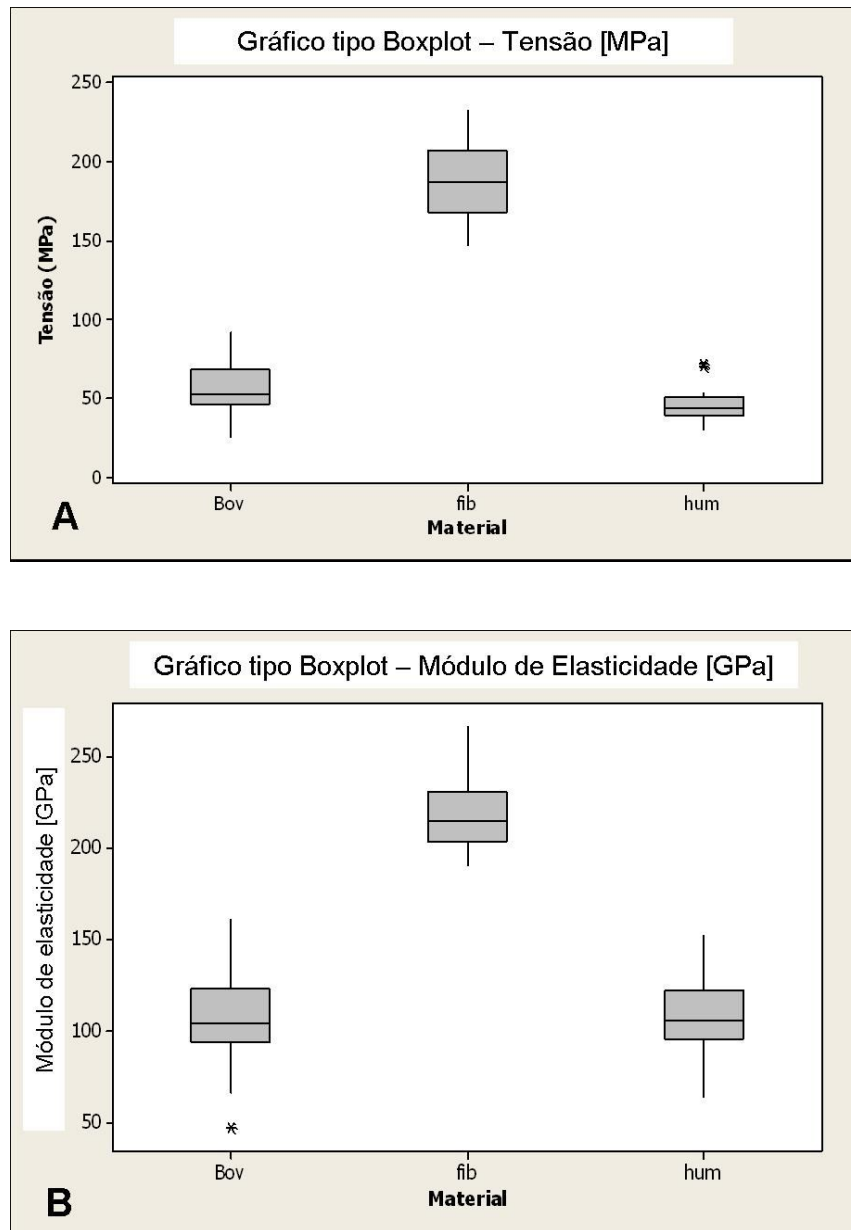


GRAFICO 6.4- Gráfico tipo Blox Plot para os valores de Tensão (A) e Módulo de elasticidade (B) dos três materiais estudados

Pode-se observar que a variável Tensão teve sua maior variabilidade no material fibra de vidro (*Fib*). Note que de acordo com os dados apresentados, a fibra de vidro (*Fib*) apresenta limite de resistência (valor máximo de tensão antes da ruptura) bem maior que a dentina humana (*Hum*) e dentina bovina (*Bov*), sendo que esses não apresentam diferença

significativa. Quanto ao Módulo de Elasticidade à Tração (E) a variabilidade dentro de cada material não parece ser diferente (analisando tamanho e simetria das caixas). Contudo, quando a média é analisada, a fibra de vidro (*Fib*) apresenta valores maiores do que nos demais. As dentinas humana (*Hum*) e bovina (*Bov*) possuem média semelhantes.

Para que fosse possível avaliar a distribuição dos valores encontrados foram traçados os gráficos tipo Histograma (GRA 6.5) para as variáveis Tensão e Módulo de elasticidade. Os dados apresentam uma distribuição normal, pré-requisito para aplicação dos testes estatísticos. Após a análise dos histogramas pode-se concluir que, as dentinas humana (*Hum*) e bovina (*Bov*) apresentam distribuições de tensão semelhantes enquanto que a fibra de vidro (*Fib*) apresenta uma distribuição de tensão com maior variabilidade.

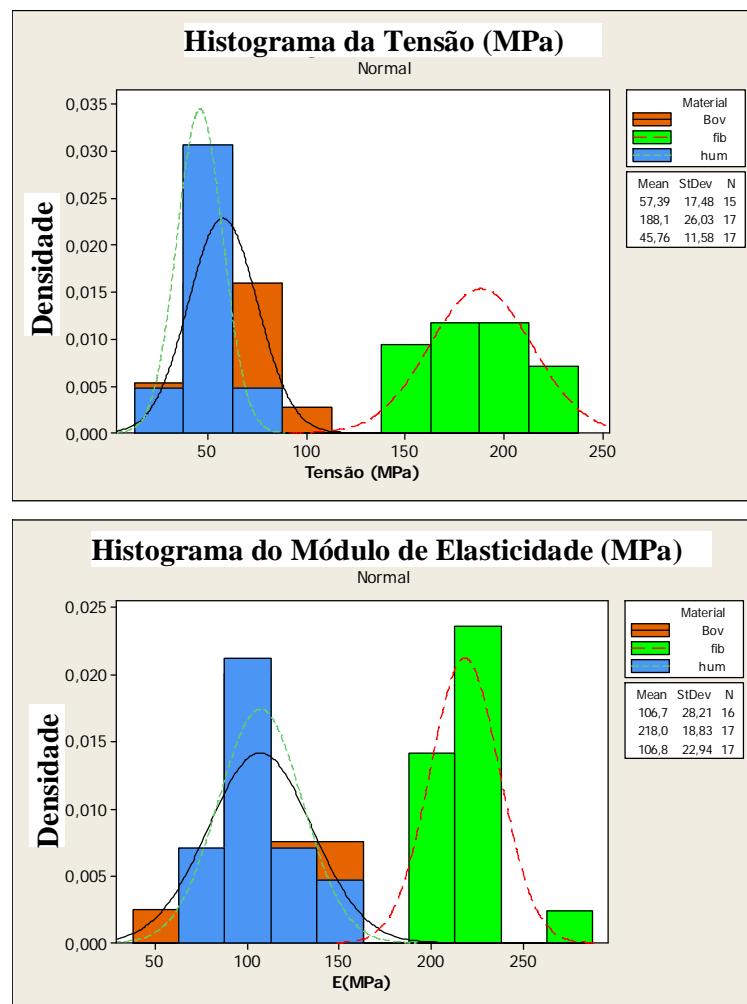


GRAFICO 6.5 – Gráfico tipo histograma para verificar a distribuição normal da população estudada, para as variáveis Tensão e Módulo de Elasticidade

As dentinas humana (*Hum*) e bovina (*Bov*) apresentam distribuições de Módulo de Elasticidade semelhantes tanto em média como em variação e a fibra de vidro (*Fib*) apresenta uma distribuição com valores maiores e mais concentrados (menor variação).

Porém, para saber se há esta diferença entre os materiais estudados (Fator), quanto a Tensão e ao Módulo de Elasticidade a tração, foi realizada uma Análise de Variância – ANOVA que é um teste estatístico paramétrico, ou seja, faz suposições sobre a amostra testada. As hipótese testadas na ANOVA foram:

H_0 : O fator influencia na resposta

H_1 : O fator não influencia na resposta

O nível de significância adotado no teste foi de 0,05%. Logo, a hipótese nula só seria rejeitada se o p-valor fosse menor que 0,05. As Tabelas 6.3 e 6.4 mostram os resultados da análise ANOVA para a variável tensão de tração e módulo de elasticidade, respectivamente.

TABELA 6.3 – Análise de variância para Tensão à tração nos materiais do estudo

General Linear Model: Tensão (MPa) versus Material

Factor Type Levels Values
Material fixed 3 Bov; fib; hum

Analysis of Variance for Tensão (MPa), using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Material	2	190384	190384	95192	344,09	0,000
Error	43	11896	11896	277		
Total	45	202280				

S = 16,6328 R-Sq = 94,12% R-Sq(adj) = 93,85%

Unusual Observations for Tensão (MPa)

Obs	Tensão (MPa)	Fit	SE Fit	Residual	St Resid
13	91,901	57,388	4,295	34,513	2,15 R
36	156,690	190,631	4,445	-33,941	-2,12 R
37	222,900	190,631	4,445	32,269	2,01 R
40	223,050	190,631	4,445	32,419	2,02 R

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

TABELA 6.4 – Análise de variância para o Módulo de Elasticidade à tração nos materiais do estudo

General Linear Model: E(MPa) versus Material

Factor	Type	Levels	Values
Material	fixed	3	Bov; fib; hum

Analysis of Variance for E(MPa), using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Material	2	138767	138767	69384	125,30	0,000
Error	47	26026	26026	554		
Total	49	164794				

S = 23,5319 R-Sq = 84,21% R-Sq(adj) = 83,53%

Unusual Observations for E(MPa)

Obs	E(MPa)	Fit	SE Fit	Residual	St Resid
7	47,010	106,689	5,883	-59,679	-2,62 R
10	160,740	106,689	5,883	54,051	2,37 R
49	265,760	217,972	5,707	47,788	2,09 R

R denotes an observation with a large standardized residual.

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

Como o p-valor de ambos os testes foi $0,000 < 0,05$ pode-se assumir que há diferença estatisticamente significativa na Tensão (MPa) e no Módulo da Elasticidade a Tração (MPa), quando o material foi variado. Porém para localizar e quantificar essa diferença, o teste de comparação múltipla (Teste de TUKEY) foi realizado.

As hipóteses testadas foram:

 $H_0: \mu_i = \mu_j$ (os tratamentos são iguais) $H_1: \mu_i \neq \mu_j$ (os tratamentos não são iguais)Em que μ_i representa a média do tratamento i , $i = \{1, 2, 3, \dots\}$

Neste teste o nível de significância utilizado foi de 0,05 logo, só foi rejeitada a hipótese nula, se o p-valor fosse menor que 0,05. A Tabela 7.5 mostra o teste de Tukey para a Tensão.

TABELA 6.5 – Teste de Tukey para Tensão

Tensão (MPa)				
Difference	SE of	Adjusted		
Material	of Means	Difference	T-Value	P-Value
fib	133,24	6,181	21,557	0,0000
hum	-11,63	5,892	-1,973	0,1312

Material = fib subtracted from:

Difference	SE of	Adjusted		
Material	of Means	Difference	T-Value	P-Value
hum	-144,9	6,003	-24,13	0,0000

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

O teste de TUKEY (TAB 6.5) comparou a variável Tensão dentro dos diferentes materiais utilizados no experimento. Esse teste identificou que a fibra de vidro (*Fib*) é estatisticamente diferente das dentinas humana (*Hum*) e bovina (*Bov*), pois p-valor é menor que 0,05, já a dentina humana (*Hum*) e a dentina bovina (*Bov*) não apresentam diferença estatística entre si (p-valor igual a $0,1312 > 0,05$).

O Intervalo de Confiança de 95% (IC 95%) para a verdadeira diferença entre os materiais está mostrado na TAB 6.6, e para os grupos em que a diferença não foi estatisticamente diferente esse intervalo incorpora o valor zero, o que evidencia a diferença não significativa. Os valores de tensão à tração obtida nos pinos de fibra são superiores aos valores medidos nos pinos de material biológico. O intervalo de confiança da diferença de valores de tensão, entre os pinos de fibra de vidro e de dentina bovina, varia de 118,25 a 148,23 MPa. Este intervalo varia de 130,30 a 159,40 MPa ao se comparar os resultados entre os pinos de fibra e de dentina humana.

TABELA 6.6– Teste de Tukey para Tensão – Intervalos de confiança

Tukey 95,0% Simultaneous Confidence Intervals				
Tensão (MPa)				
Material = Bov subtracted from:				
Material	Lower	Center	Upper	
fib	118,25	133,24	148,234	-----+-----+-----+-----+-----+ (*-)
hum	-25,92	-11,63	2,665	(-*)
				-----+-----+-----+-----+-----+
				-100 0 100 200
Material = fib subtracted from:				
Material	Lower	Center	Upper	
hum	-159,4	-144,9	-130,3	-----+-----+-----+-----+-----+ (-*)
				-----+-----+-----+-----+-----+
				-100 0 100 200

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

Quando o teste de Tukey (TAB 6.7 e 6.8) foi aplicado para a variável Módulo de elasticidade à tração, pode-se também identificar que a fibra de vidro (*Fib*) é estatisticamente diferente das dentinas humana (*Hum*) e bovina (*Bov*), pois p-valor é menor que 0,05; as dentinas humana (*Hum*) e bovina (*Bov*) não são diferentes entre si (p-valor igual a 0,9998 > 0,05).

O intervalo de confiança de 95% da diferença de valores de módulo de elasticidade, entre os pinos de fibra de vidro e de dentina humana, varia de 91,62 a 130,70 MPa. Este intervalo varia de 91,46 a 131,11 MPa ao se comparar os resultados entre os pinos de fibra e de dentina bovina.

TABELA 6.7 – Teste de Tukey para o Módulo de Elasticidade à tração nos materiais do estudo

Módulo de elasticidade

Material = *Bov* subtracted from:

Material	Difference of Means	SE of Difference	Adjusted T-Value	P-Value
<i>fib</i>	111,284	8,197	13,5769	0,0000
<i>hum</i>	0,141	8,197	0,0172	0,9998

Material = *fib* subtracted from:

Material	Difference of Means	SE of Difference	Adjusted T-Value	P-Value
<i>hum</i>	-111,1	8,071	-13,77	0,0000

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

TABELA 6.8 – Teste de Tukey para o Módulo de Elasticidade à tração – intervalo de confiança

Tukey 95,0% Simultaneous Confidence Intervals

Módulo de elasticidade

Material = *Bov* subtracted from:

Material	Lower	Center	Upper	
<i>fib</i>	91,46	111,284	131,11	(--*)
<i>hum</i>	-19,68	0,141	19,96	(-*--)

-----+-----+-----+-----+
-80 0 80 160

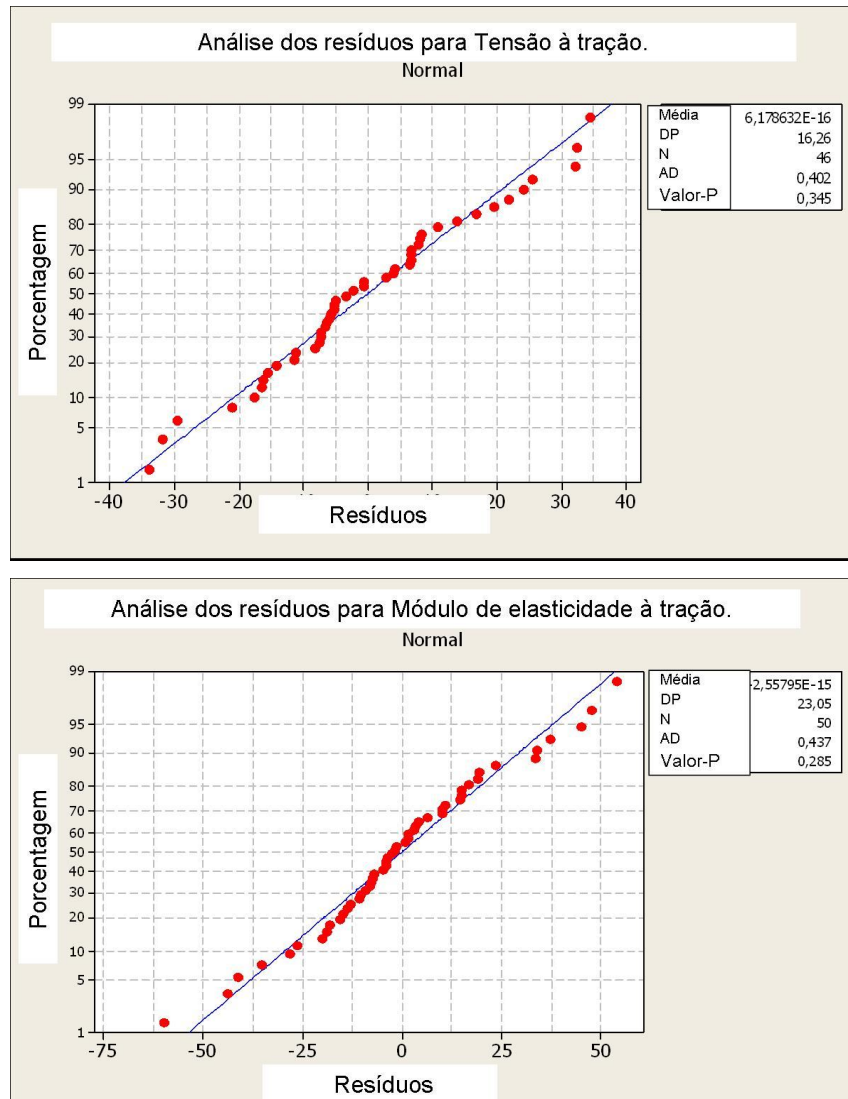
Material = *fib* subtracted from:

Material	Lower	Center	Upper	
<i>hum</i>	-130,7	-111,1	-91,62	(-*--)

-----+-----+-----+-----+
-80 0 80 160

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

O modelo de análise de variância assume que as observações são independentes e normalmente distribuídas com a mesma variância para cada tratamento. A validade destas suposições deve ser verificada nos resíduos. A verificação de adequação do modelo à análise de variância foi realizada e verificou-se que o modelo assume uma distribuição Normal (GRA 6.6).



GRÁFICOS 6.6 – Probabilidade dos resíduos para Tensão e Módulo de Elasticidade .Fonte – Dados da pesquisa

Como o p-valor dos testes (Resíduos da Tensão e Resíduos do Módulo de elasticidade à tração) foi maior que 0,05, pode se assumir que os dados provêm de uma população normal.

Os materiais biológicos não apresentaram diferença estatística significativa. Isto nos permite concluir, que a dentina bovina é semelhante à dentina humana no teste tração. O objetivo do teste de tração foi o de avaliar mecânicamente os pinos de diferentes materiais. Na prática clínica, este tipo de esforço (tração) só ocorre nos movimentos fisiológicos bucais quando alguma substância pegajosa estiver entre os dentes ou nos movimentos ortodonticos.

Um dos materiais mais indicados e empregados clinicamente para reconstruções coronoradiculares é o pino de fibra de vidro (HAYASHI *et al.*, 2008) por ser considerado o mais semelhante as estruturas dentárias disponíveis no mercado Odontológico, por tal motivo ele foi escolhido para comparar resultados com os pinos biológicos.

No caso dos pinos biológicos, a força de tração está incidindo perpendicularmente a orientação dos túbulos dentinários. Para haver a ruptura por tração é necessário o rompimento das fibras colágenas que se encontram paralelas à força aplicada (sendo que a orientação dos túbulos dentinários é perpendicular à força aplicada), e nesta situação há uma resistência muito grande à fratura devido a dificuldade de rompimento das fibras colágenas (FIG 5.10 e 6.4), fato também verificado por Arola e Reprogl (2006). Já no caso dos pinos de fibra de vidro, a grande quantidade de fibras de vidro orientadas paralelamente a aplicação da carga e a sua homogeneidade são fatores que contribuíram para valores mais altos de rigidez (módulo de elasticidade) e resistência (tensão máxima). Note que estes pinos são compostos de uma matriz polimérica e de fibras de vidro orientadas no eixo longitudinal do pino. A função da matriz polimérica é a de distribuir as tensões aplicadas e manter as fibras alinhadas. A formação de uma região de estrição (FIG. 6.1) pode ser resultado de maior deformação da matriz polimérica, já que grande parte da carga é suportada pelas fibras.

Portanto, nos testes de tração foram verificados a Tensão e o Módulo de elasticidade à tração, para pinos biológicos e de fibra de vidro. O material *fib* (fibra de vidro) apresentou valores médios bem maiores que os demais materiais (tensão - 188,7MPa e módulo de elasticidade - 217,97MPa) . Os pinos biológicos de dentina radicular humana (*Hum*) apresentaram valor de tensão de 45,76MPa e módulo de elasticidade de 106,83MPa, enquanto para os pinos de dentina bovina (*Bov*) o valor de tensão é de 57,39MPa e do módulo de elasticidade é de 106,69MPa. O mínimo valor observado na variável *fib* (fibra de vidro) foi superior aos valores máximos observados nos outros materiais (TAB 6.1 e 6.2). Pode-se concluir que os pinos de dentina radicular bovina podem substituir os pinos de

dentina radicular humana, visto não haver diferença significativa entre eles, quanto à resistência e módulo de elasticidade à tração.

6.2- Resultados e Discussão para o teste de flexão por três pontos

Quanto ao teste de flexão por três pontos, os três materiais do estudo foram testados, pinos de dentina radicular bovina – *Bov*, pinos de dentina radicular humana - *Hum* e, pinos de fibra de vidro – *Fib*, a fim de quantificar valores para a resistência máxima à flexão e o módulo de elasticidade à flexão. Estas propriedades são exigidas, clinicamente, em um pino cimentado no interior de um conduto radicular, porém nessa situação, outros materiais como os de fixação e a própria raiz, contribuirão com a força de resistência até a fratura radicular. Este teste quando realizado diretamente no pino, como neste estudo, nos dá um parâmetro para comparação entre diferentes materiais, bem como para entender o comportamento microestrutural dos materiais estudados.

A máquina de testes e o programa utilizados forneceram os valores da força máxima e do deslocamento alcançados. Para tanto, gráficos referentes à força e deslocamento foram gerados para os 10 pinos de cada material estudado, que mostraram com comportamentos diferentes. Para entender estas diferenças nos valores apresentados de resistência a flexão deste estudo, uma análise microscópica foi realizada com a finalidade de verificar as linhas e o modo de fratura ocorridas para cada pino biológico fraturado. As amostras foram preparadas para serem visualizadas em MEV. A finalidade foi de entender o comportamento frente à aplicação da força, apresentado por cada pino e verificar se havia qualquer diferença também microscópica no modo de fratura. O GRÁFICO 6.7 mostra a variação da força em função do deslocamento para os pinos de dentina humana.

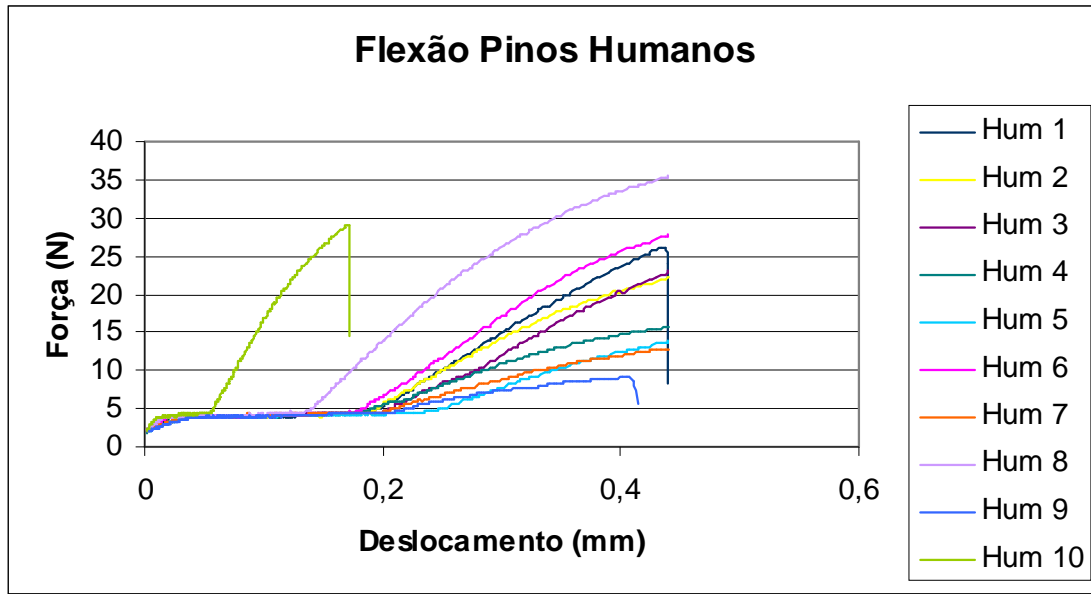


GRÁFICO 6.7 – Gráfico força em função do deslocamento para os pinos de dentina radicular humana.
Fonte – Dados da pesquisa

Em relação aos gráficos de força/deslocamento pode-se avaliar três comportamentos diferentes apresentados para os pinos de dentes humanos, conforme o GRÁFICO 6.7. Os pinos 4,5,7 e 9 apresentaram maior deslocamento e suportaram menos força; o pino de número 10, se comportou de forma inversa, suportou muita força porém com pouco deslocamento, já os demais se comportaram suportando proporcionalmente força e deslocamento. Quando observados ao MEV os grupos se distinguiram também, sendo que os espécimes que suportaram pouca força e muito deslocamento apresentaram fraturas oblíquas com muitas camadas, caracterizando o modo de fratura por cisalhamento (FIG 6.5, 6.6A e C). O modo de fratura por cisalhamento ocorreu sempre na dentina intertubular, a linha de fratura pode ser visualizada na FIGURA 6.7 sempre desviando da dentina peritubular, tanto em dentinas aparentemente “jovens”, devido ao número e diâmetro dos túbulos dentinários (FIG 6.7 A,B,C e D) quanto em dentinas mais “velhas” (FIG 6.7 E,F,G e H).

Para o pino que teve comportamento inverso (carga alta e baixa deformação), a fratura foi transversal e abrupta, sem a presença de camadas fraturadas, sendo o modo de fratura frágil, e com ruptura das dentinas peri e intertubular (FIG 6.5). Estas são características referentes a um dente mais mineralizado, “velho” (FIG 6.6A e B) que pode ser comprovado na microscopia eletrônica de varredura (FIG 6.8) com a presença de menos

túbulos dentinários e com diâmetros menores. Características de um material menos flexível (RASMUSSEN *et al.*, 1976; HUO *et al.*, 2005).

Os pinos que se mostraram com deslocamento e força proporcionais, apresentaram, em média, duas camadas de fraturas (FIG 6.6A e D), e o modo de fratura caracterizado como mista, entre frágil e cisalhante (FIG 6.5), com a presença de camadas de fratura, nota-se nestas camadas, a formação de degraus onde pode ser visualizada na dentina, a embocadura dos túbulos, semelhante a uma fratura por cisalhamento, com ruptura apenas da dentina intertubular, e também o lúmen dos túbulos dentinários, como na fratura frágil, com a fratura da dentina peri e intertubular (FIG 6.5 e 6.9).

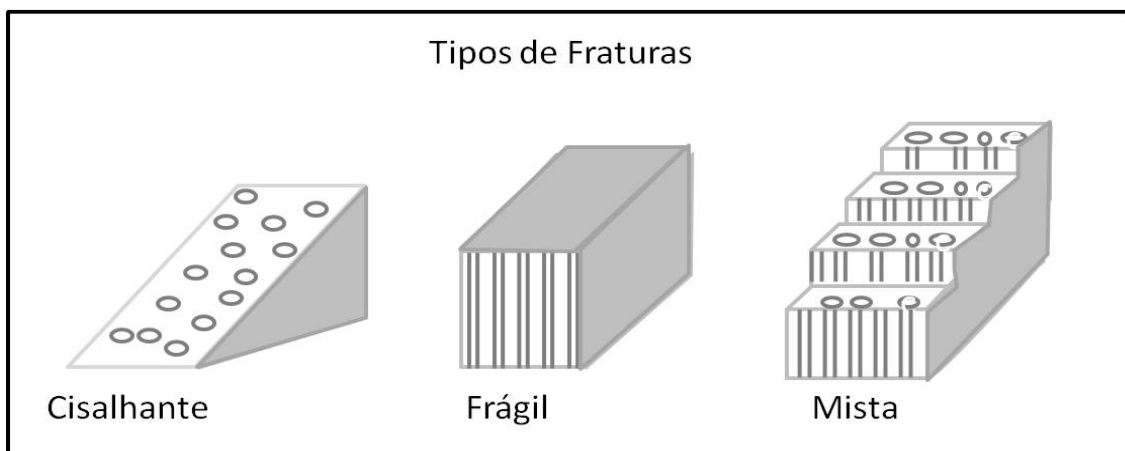


FIGURA 6.5 – Esquema ilustrativo dos tipos de fraturas ocorridas nos pinos de material biológico

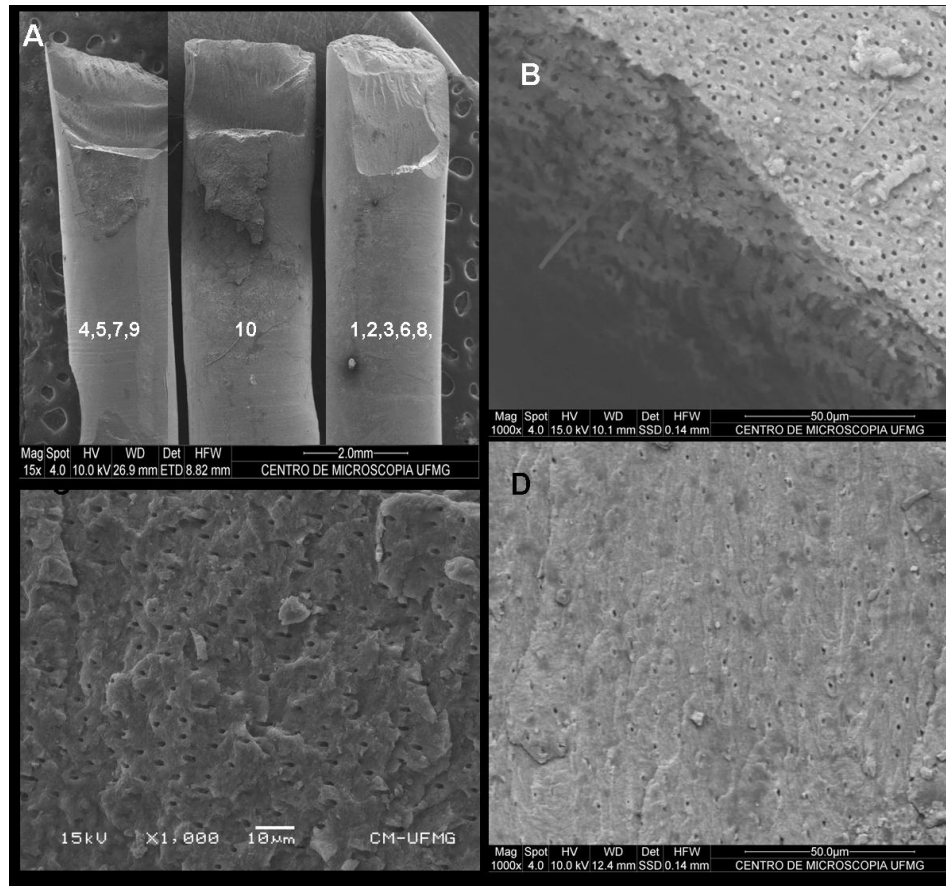


FIGURA 6.6 - Tipos de fratura em pinos de dentina radicular Humana. A – Pinos representativos dos três tipos de faturas ocorridos. B – fratura ocorrida no pino de número 10, aumento de 1000 vezes; C – fratura ocorrida nos pinos numero 4,5,7,9, aumento de 1000 vezes; D- fratura dos pinos 1,2,3,6,8 em aumento de 1000 vezes

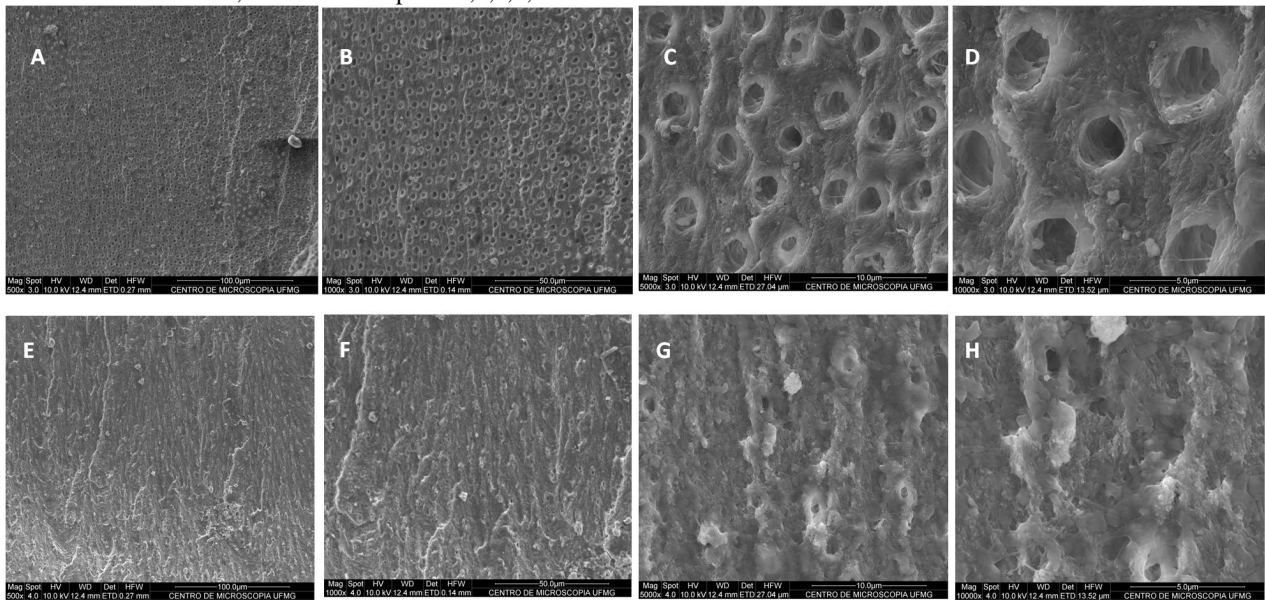


FIGURA 6.7 – Análise microscópica da fratura por cisalhamento (pinos 4,5,7,9). A,B,C e D – dentina considerada jovem devido ao número e diâmetro maior dos túbulos dentinários; E,F,G e H - dentina considerada “velha” devido ao número e diâmetro menor dos túbulos dentinários; A linha de fratura sempre ocorreu na dentina intertubular, mantendo a dentina peritubular íntegra.

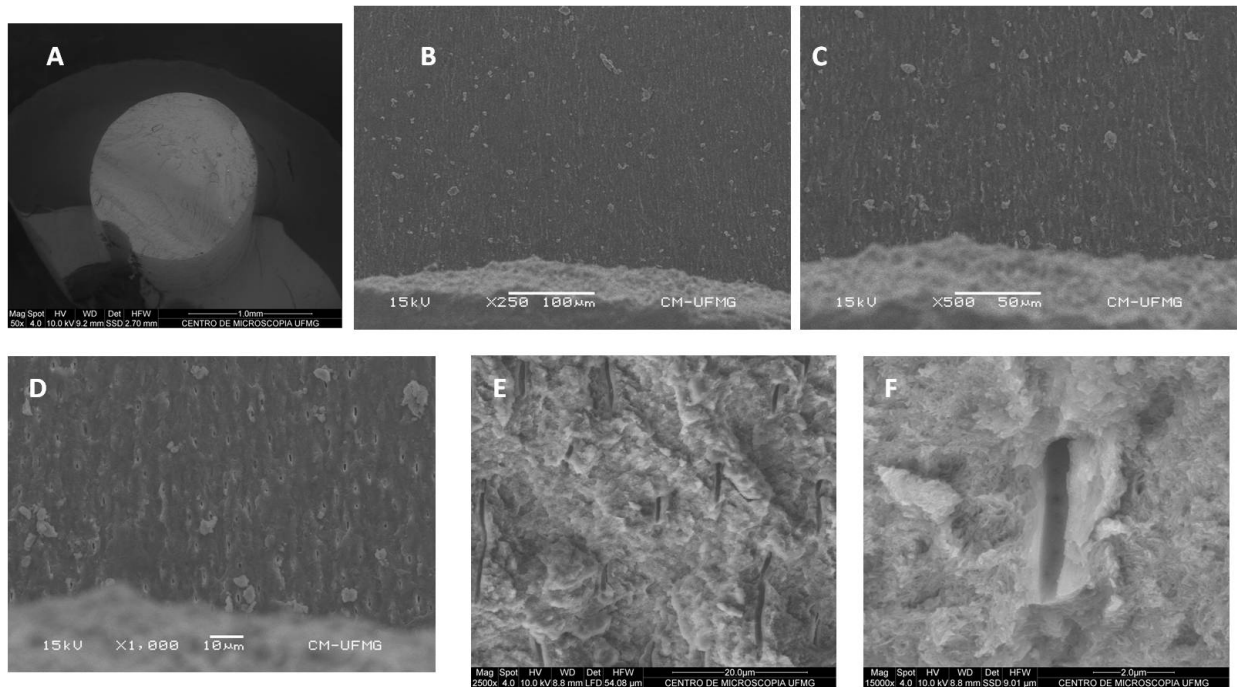


FIGURA 6.8 – Análise microscópica de fratura transversal, frágil (pino 10). A – vista da fratura; B,C,D e E – dentina considerada “velha” devido ao número e diâmetro menor dos túbulos dentinários; E e F - a linha de fratura ocorreu tanto na dentina intertubular, quanto na dentina peritubular, com exposição do lúmen dos túbulos dentinários.

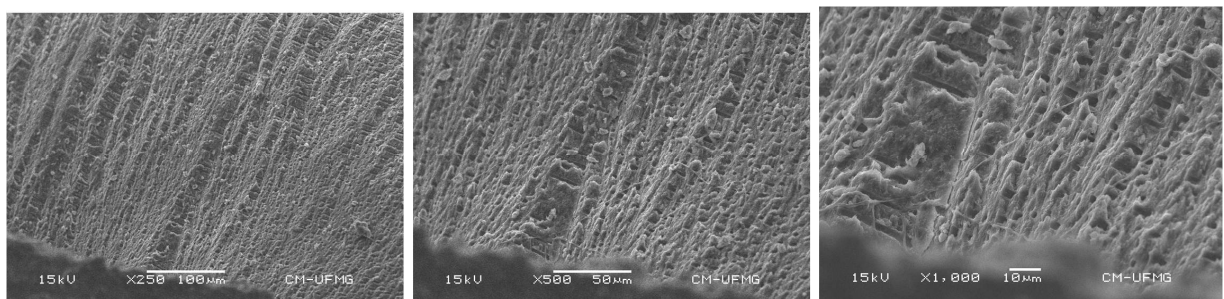


FIGURA 6.9 – Análise microscópica da fratura com aspectos frágil e cisalhante apresentada nos pinos 1,2,3,6 e 8. A linha de fratura ocorreu tanto na dentina intertubular, quanto na dentina peritubular, com exposição do lúmen dos túbulos dentinários.

Observando-se os GRÁFICO 6.7 e 6.8 dos pinos de material biológico, também houve a formação do patamar inicial, isto pode ser explicado pela acomodação dos poros do material. Com a aplicação da força em determinada área do pino em que a orientação dos túbulos dentinários está paralela a ela, estes canáliculos começam a ser pressionados na região de contato e mais internamente, sofrem um abaulamento até alcançarem a máxima acomodação (final do patamar - FIG 6.10). Assim após isto, o material se comporta mais homogêneo, suportando proporcionalmente força e deslocamento.

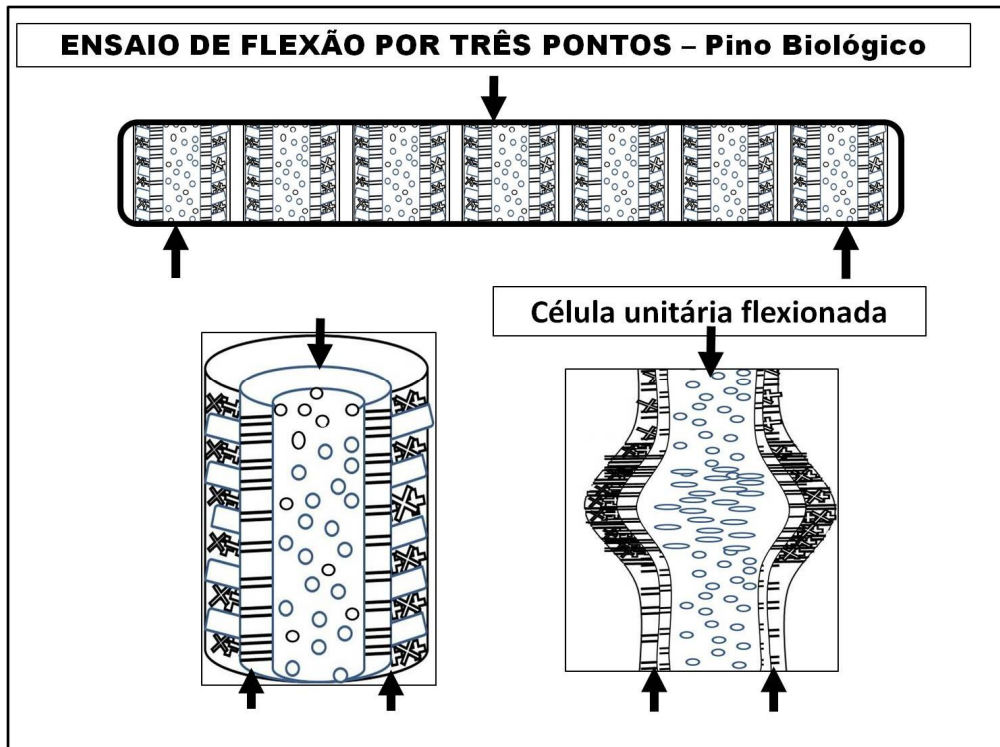


FIGURA 6.10 - Comportamento dos túbulos dentinários representados por uma Célula Unitária frente à flexão por três pontos.

Quando comparados os GRÁFICOS 6.8 e 6.7 observa-se que os pinos bovinos apresentaram comportamento mais homogêneo, isto explica-se pela qualidade da amostra quanto a idade dos dentes utilizados que foi padronizada, diferente do grupo de dentes humanos que são adquiridos de forma aleatória e sem precedentes de idade.

Apenas um pino de dentina bovina apresentou comportamento diferente dos demais, deslocando-se pouco e suportando força semelhante aos demais, e quando visualizado em MEV esta diferença estava presente quanto ao modo de fratura, sendo esta transversal e abrupta, do tipo frágil (FIG 6.5, 6.11 e 6.12). Pode-se verificar na linha de fratura, estruturas circulares de aproximadamente $5.0 \mu\text{m}$, correspondentes a áreas de hipocalcificação da dentina, podendo ser correlacionadas com as linhas incrementais de Owen (FIG 6.12). O crescimento da dentina é aposicional com deposição de matriz extracelular ao longo do local delineado pelas células formadoras, por meio de camadas regulares e rítmicas. Períodos de atividade e repouso se alternam em intervalos definidos, assim as linhas incrementais do Owen são reflexo das variações na estrutura e mineralização durante a formação de dentina. Correspondem as linhas incrementais de Von Ebner que estão acentuadas devido a distúrbios no processo de mineralização ocasionando áreas hipocalcificadas (Rasmussen *et al.*, 1976).

Para os demais pinos, a fratura ocorreu sempre em camadas oblíquas (FIG 6.5, 6.11 e 6.13). Pode-se observar também o alongamento na embocadura dos túbulos dentinários, que em uma dentina sem ter sido submetida a forças extremas, estes se apresentam arredondados (FIG 5.12, 5.15 e 5.16). Este alongamento caracteriza a ampla deformação suportada pela dentina antes de sua fratura, diferente do ocorrido no pino 10 onde a embocadura dos túbulos permaneceu arredondada (FIG 6.9C).

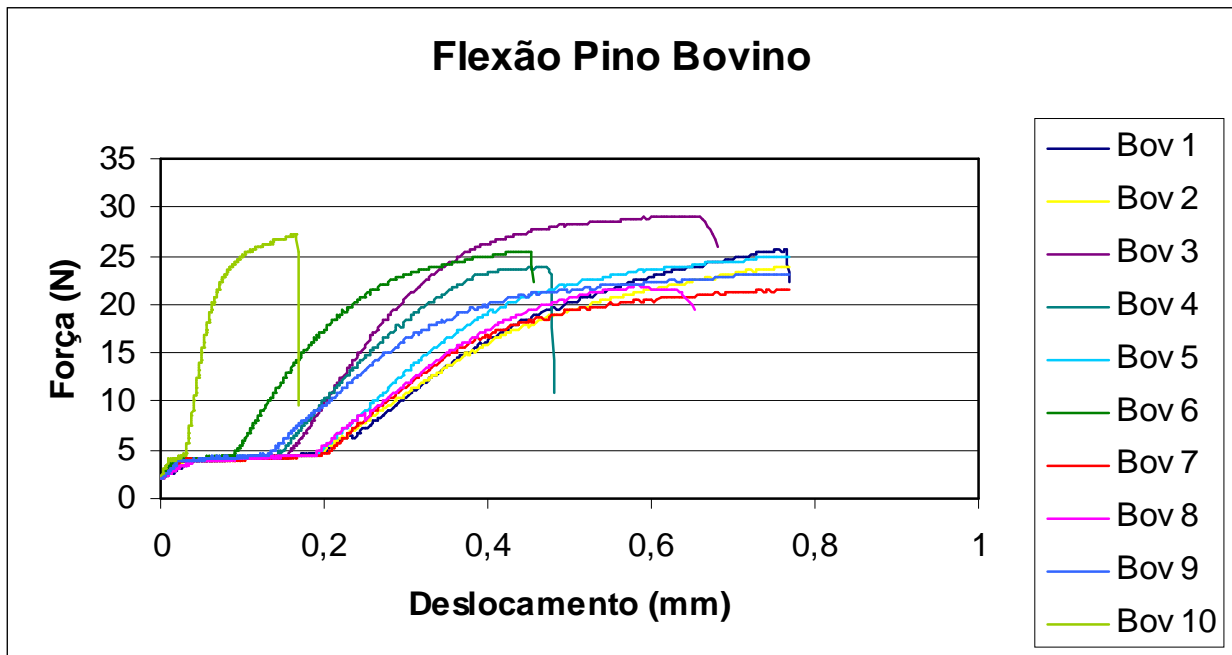


GRÁFICO 6.8 – Gráfico de força em função do deslocamento para os pinos de dentina radicular Bovina.
Fonte – Dados da pesquisa

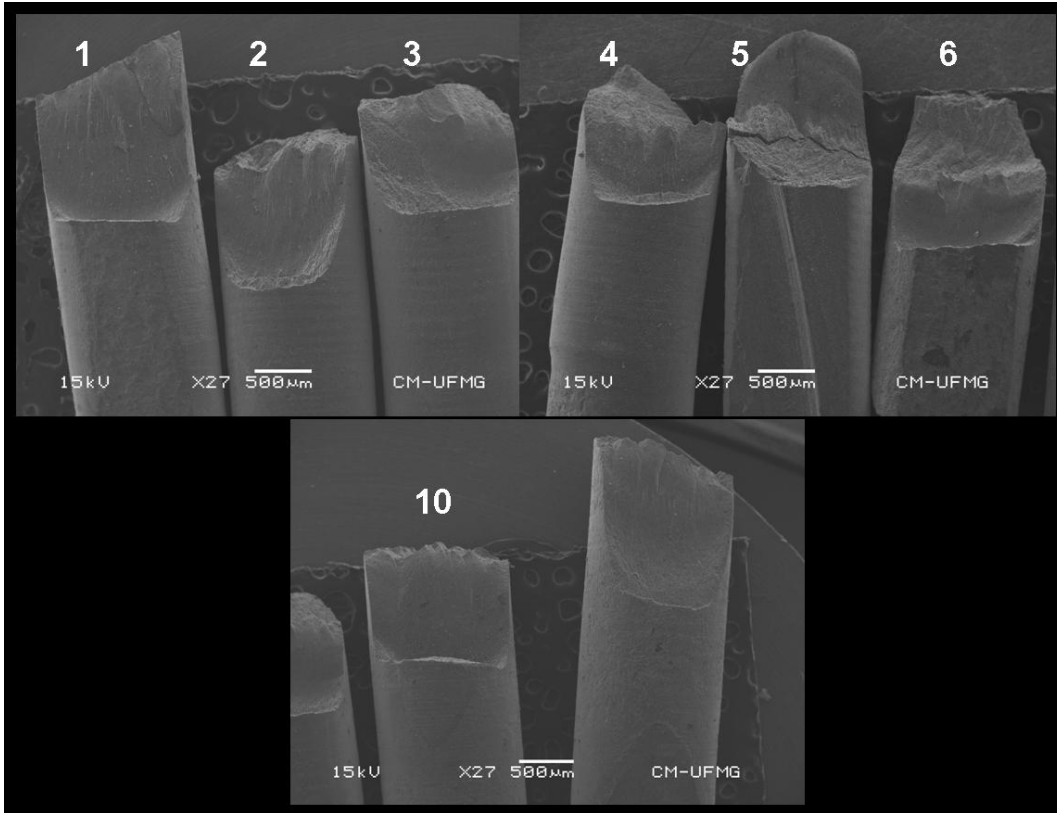


FIGURA 6.11 - Aspecto dos pinos de dentina bovina fraturados. Pinos 1,2,3,4,5,6 obtiveram fratura oblíqua em camadas; Pino 10 obteve fratura transversal abrupta

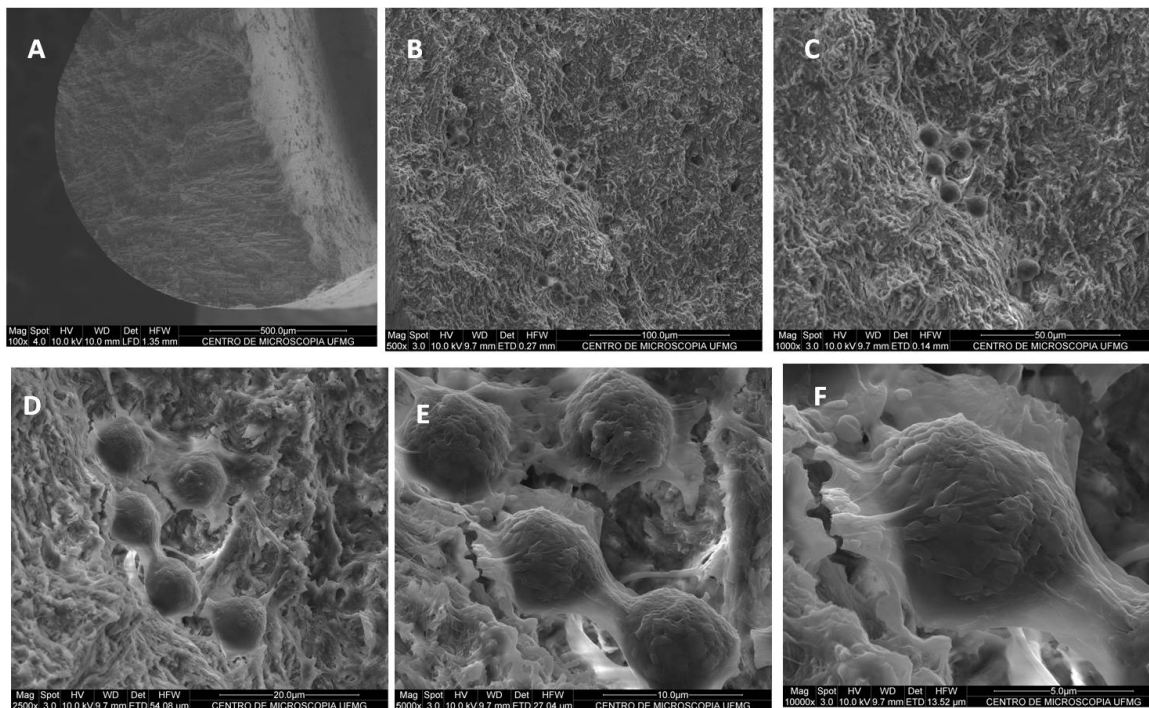


FIGURA 6.12 - Aspecto microscópico eletrônico de varredura, do pino de dentina bovina fraturado de modo frágil (pino 10). A – vista da fratura; B,C e D – área da fratura com a presença de linhas incrementais com hipomimeralização da dentina; E e F- Nesta região nota-se a ruptura entre a estrutura dentinária hipomimeralizada.

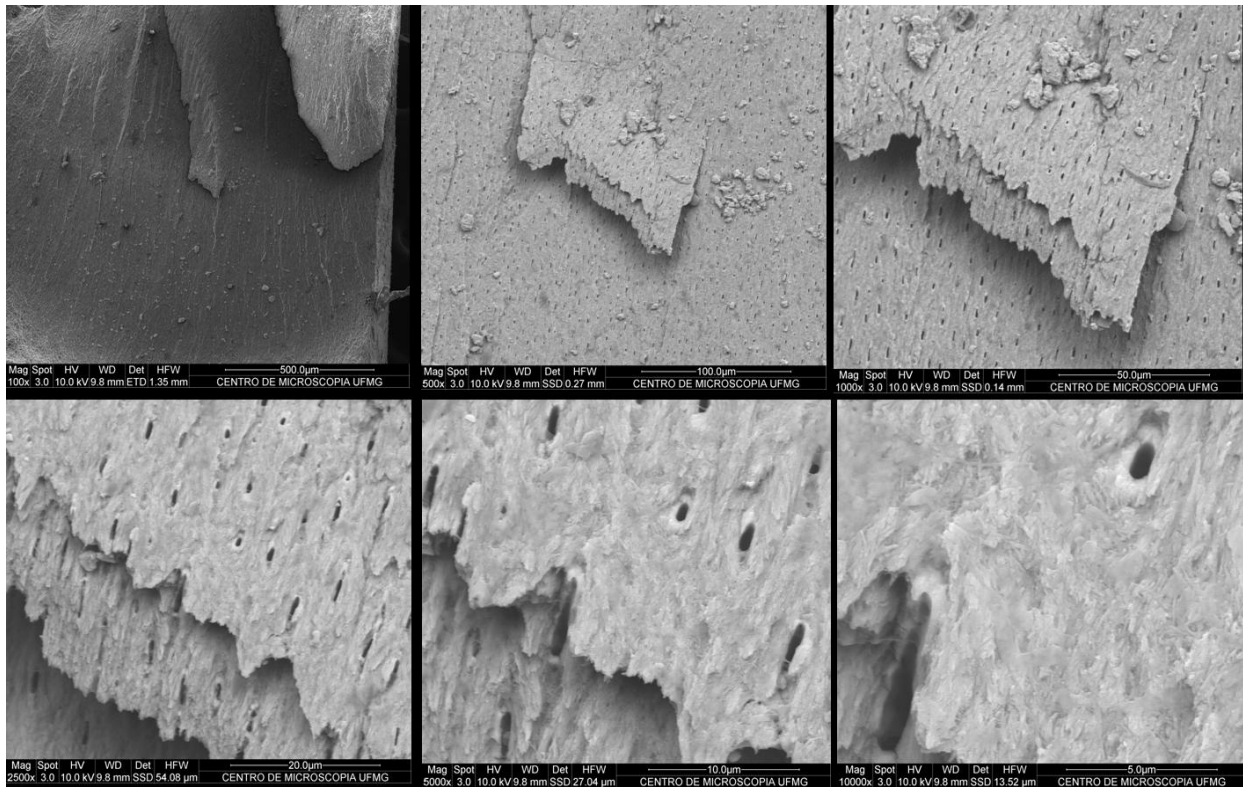


FIGURA 6.13 – Tipo de fraturas para os demais pinos bovinos. Observar camadas de fratura e túbulos alongados

Foi observado nos GRÁFICOS 6.7 e 6.8 também que houve uma diferença quanto ao maior deslocamento e menor força suportada para os dentes bovinos. Isto se explica pela idade dos animais, que por apresentarem uma dentina mais imatura, em análise microscópica apresenta-se com maior quantidade de túbulos dentinários devido a característica inerente à dentina “jovem”. Esta situação de maior quantidade de poros (FIG 5.12B e 5.16) e, conseqüentemente menor quantidade de minerais, garante maior flexibilidade, também verificado por Arola, Reprogl (2005) e Kinney *et al.*, (2003). Para os dentes humanos esta padronização não foi possível de ser realizada, visto a forma de aquisição dos dentes, sendo estes conseguidos em escolas de Odontologia, extraídos por diferentes motivos e pessoas e idades diversas. Porém foi possível observar, utilizando microscopia de varredura, dentinas compatíveis com dentes mais “velhos”, pois a quantidade e diâmetro dos túbulos dentinários apresentou-se menor (FIG 5.12A e 5.15).

Para os Pinos de fibra de vidro, (Reforpost® - Angelus, Londrina, Paraná – Brasil) que são compostos por 80% em peso, de fibra de vidro e 20% em peso, de resina epóxi, também houve um patamar inicial (GRA 6.9), porém menor (0 e 0,1 mm) que o ocorrido nos demais grupos. Isto pode ser explicado pela acomodação das fibras do material, pois

como a resina possui menor rigidez esta se deforma mais, o que permite um reposicionamento das fibras, em menor escala devido a maior homogeneidade do material.

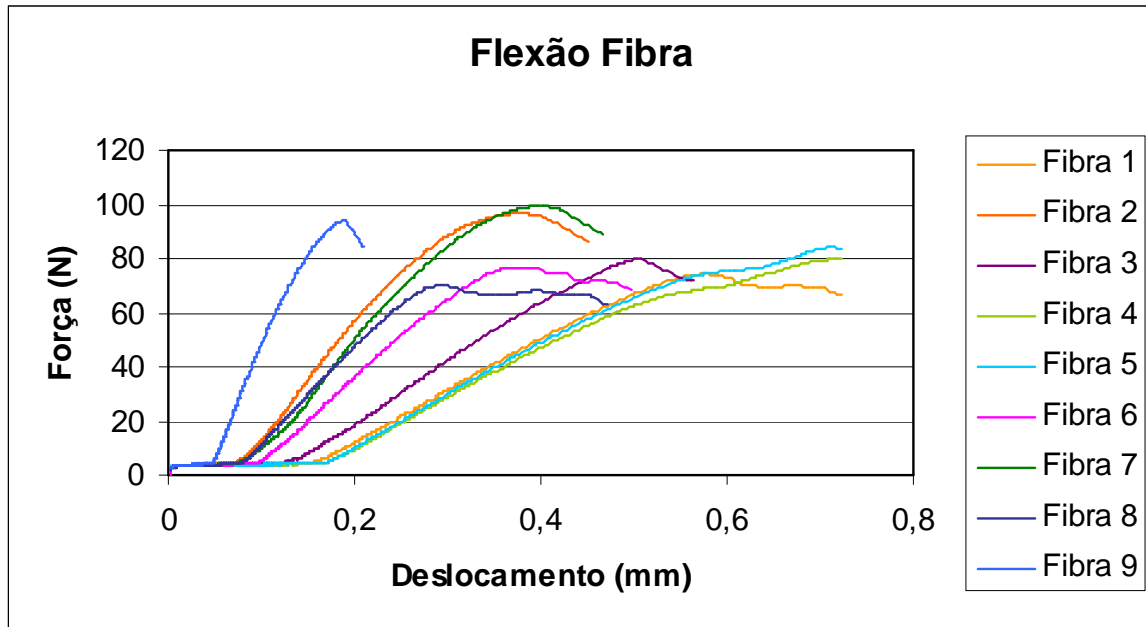


GRÁFICO 6.9 – Gráfico de força em função do deslocamento para os pinos de fibra de vidro.
Fonte – Dados da pesquisa

Com base nos valores de Força e deslocamento apresentados pela máquina de ensaios, pode-se calcular a Resistência à Flexão (σ_f) e o Módulo de Elasticidade à Flexão (E_f) por meio de EQUAÇÕES 6.3 e 6.4 pré-estabelecidas na norma ASTM D790 e ISO: 10477 e modificadas para espécimes com menos de 20 mm de comprimento.

$$E_f = \frac{4FL^3}{3\pi d^4 Y} \text{ (MPa)} \quad (6.3)$$

Onde:

F = Força máxima suportada (N);

L = distância entre os suportes (11mm)

d = diâmetro do pino (mm)

Y = é a deflexão (mm) correspondente à força F

$$\sigma_f = \frac{8FL}{\pi d^3} \text{ (GPa)} \quad (6.4)$$

A análise descritiva dos materiais para o teste de flexão quanto à resistência à flexão (σ_f) e Módulo à flexão (E_f) está exposta na Tabela 6.9.

TABELA 6.9 - Análise descritiva para o teste de Flexão das variáveis Resistência Flexural e Módulo flexural

	<i>Material*</i>	Média	Desvio Padrão	Q1	Mediana	Q3	Mínimo	Maximo	N
σ_f (MPa)	<i>Bov</i>	236,33	26,01	216,32	232,56	266,60	200,43	277,07	10
	<i>Fib</i>	755,78	102,07	671,66	735,66	870,21	621,23	913,40	10
	<i>Hum</i>	215,68	74,85	172,13	220,52	273,63	84,14	336,59	10
E_f (GPa)	<i>Bov</i>	8,91	1,70	7,63	8,95	10,04	6,53	12,29	10
	<i>Fib</i>	24,17	2,65	22,52	23,18	26,85	21,34	29,25	10
	<i>Hum</i>	9,51	2,97	7,07	9,71	12,42	5,10	12,95	10

* *Bov* – Dentina Bovina *Fib* – Fibra de Vidro *Hum* – Dentina Humana

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

Quanto à Resistência à Flexão, nos GRÁFICOS 6.10A e B é possível verificar a diferença da fibra de vidro (*fib*) para os demais, tanto na média com na variância.

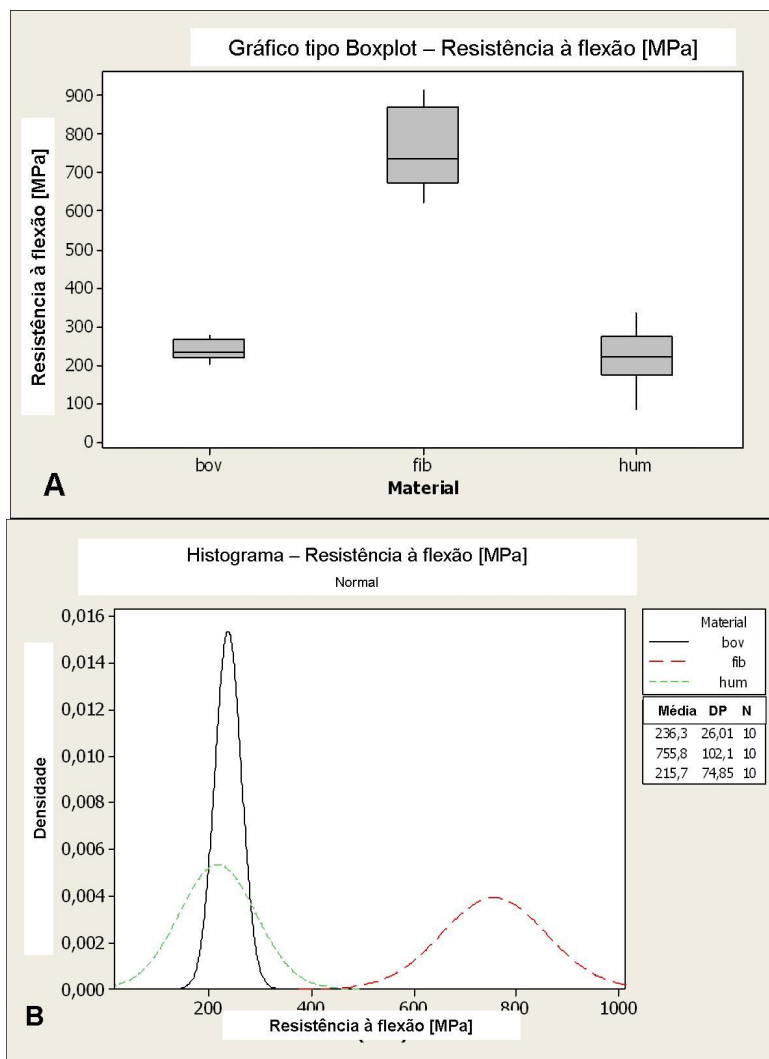


GRÁFICO 6.10 Verificação da distribuição dos valores de Resistência à flexão (σ_f) no estudo - A - Gráfico tipo Boxplot e, B- Histograma relativo aos valores.. Fonte – Dados da pesquisa

As dentinas bovina (*Bov*) e humana (*Hum*) parecem não ser diferentes com respeito a média no entanto parece haver diferença na variância. A fibra de vidro (*Fib*) apresentou maiores valores de resistência à flexão (σ_f) e maior dispersão.

O pressuposto de igualdade de variâncias não foi verificado para o teste paramétrico ANOVA o que tornou seu resultado inválido, sendo necessária a aplicação de um teste não paramétrico.

O teste de Kruskal-Wallis foi aplicado (TAB 6.10), também conhecido como teste de livre distribuição, esse teste não faz nenhuma suposição a respeito da distribuição a qual os dados foram extraídos. As hipóteses foram:

H_0 : Não há diferença entre os materiais

H_1 : Há diferença entre os materiais.

TABELA 6.10- teste de Kruskal-Wallis para a variável σ_f

RF versus Material

Kruskal-Wallis Test on RF (MPa)

Material	N	Median	Ave Rank	Z
bov	10	232,6	11,1	-1,94
fib	10	735,7	25,5	4,40
hum	10	220,5	9,9	-2,46
Overall	30		15,5	

H = 19,45 DF = 2 P = 0,000

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

Como o p-valor $0,000 < 0,05$ a hipótese nula (H_0) foi rejeitada e pode-se afirmar que há diferença entre os materiais com relação à Resistência Flexural (σ_f). Porém para saber em quais materiais esta diferença apresentou-se, foi realizado um teste de Comparações Múltiplas (TAB 6.11).

TABELA 6.11 - teste de comparações múltiplas para a variável σ_f .

(I) Mat	(J) Mat	Diferença Média (I-J)	Erro Padrão	Intervalo de Confiança (95%)	
				Limite Inferior	Limite Superior
1	2	-519,45	33,31	-612,44	-426,45
1	3	20,66	25,06	-49,30	90,61
2	1	519,45	33,31	426,45	612,44
2	3	540,10	40,02	428,35	651,85
3	1	-20,66	25,06	-90,61	49,30
3	2	-540,10	40,02	-651,85	-428,35

*O nível de significância de 0,05

1 = *Bov*; 2 = *Fib*; 3 = *Hum*;

Fonte: - Dados da Pesquisa

Então, pode-se concluir que a dentina bovina (*Bov*) é diferente da fibra de vidro (*Fib*); que a dentina bovina (*Bov*) é igual a dentina humana (*Hum*) e que a fibra de vidro é diferente da dentina humana (*Hum*).

Quando a variável estudada foi o Módulo à Flexão (E_f) pode-se observar analisando a estatística descritiva e o GRA 6.11 que a fibra de vidro (*Fib*) apresenta valores maiores que os demais materiais, sendo visível nos dois GRÁFICOS 6.10 tipo Boxplot e Histograma;

As dentinas humana (*Hum*) e bovina (*Bov*) apresentam valores próximos, no entanto a dentina bovina (*Bov*) apresenta-se mais homogêneo, ou seja, há menor variação em suas medições do que nas realizadas na dentina humana (*Hum*).

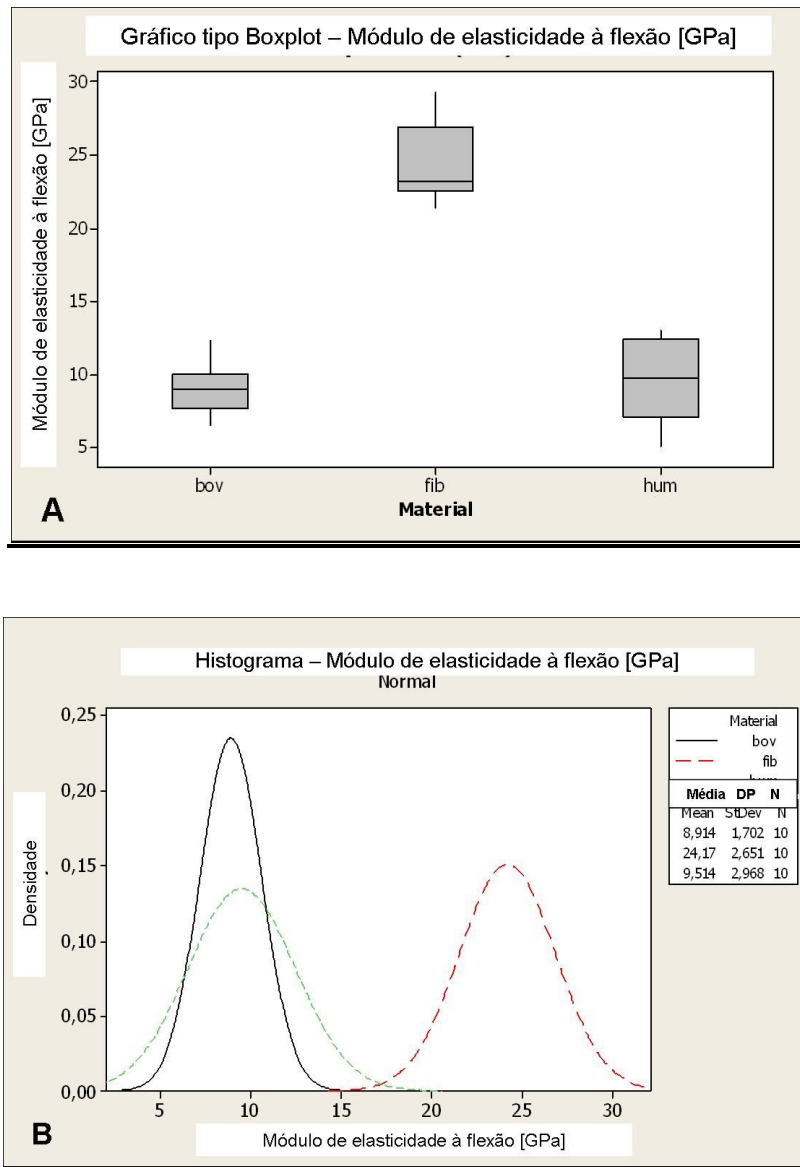


GRAFICO 6.11 – Gráficos tipo BoxPlot e Histograma da variável Módulo de elasticidade à tração para os materiais estudados. Fonte – Dados da pesquisa

Também foi realizado o teste paramétrico - ANOVA para identificar se há diferença entre os materiais testados:

As hipóteses testadas na ANOVA foram:

H_0 : O Fator influencia na resposta

H_1 : O Fator não influencia na resposta

O nível de significância adotado no teste é de 0,05%. Logo a hipótese nula só foi rejeitada se o p-valor fosse menor que 0,05.

TABELA 6.12 – Análise de variância para o Módulo à Flexão

MF versus Material

Factor	Type	Levels	Values
Material	fixed	3	bov; fib; hum

Analysis of Variance for E_f (GPa), using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Material	2	1493,61	1493,61	746,81	119,60	0,000
Error	27	168,60	168,60	6,24		
Total	29	1662,21				

S = 2,49886 R-Sq = 89,86% R-Sq(adj) = 89,11%

Unusual Observations for E_f (GPa)

Obs	MF (GPa)	Fit	SE Fit	Residual	St Resid
11	29,2500	24,1730	0,7902	5,0770	2,14 R

R denotes an observation with a large standardized residual.

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

Como o p-valor do teste foi menor que 0,05 a hipótese nula foi rejeitada e pode-se concluir que há diferença estatisticamente significativa entre os materiais com respeito ao Módulo à Flexão (GPa). Porém, para saber onde está esta diferença, um método de comparação múltipla (Tukey) foi aplicado aos resultados. Esse método compara as médias individuais dos tratamentos.

As hipóteses testadas foram:

 $H_0: \mu_i = \mu_j$ (os tratamentos são iguais) $H_1: \mu_i \neq \mu_j$ (os tratamentos não são iguais)Em que μ_i representa a média do tratamento i , $i = \{1, 2, 3, \dots\}$

Neste teste, o nível de significância utilizado foi de 0,05 logo a hipótese nula só foi rejeitada se o p-valor fosse menor que 0,05. A Tabela 7.13 representa os resultados do teste de Tukey para o módulo de flexão.

TABELA 6.13 – Teste de Tukey para o Módulo à Flexão

Tukey 95,0% E_f (GPa)

Material = bov subtracted from:

Material	Lower	Center	Upper	
fib	12,485	15,2590	18,033	-----+-----+-----+-----
hum	-2,174	0,6000	3,374	(--*--)
				-----+-----+-----+-----
				-10 0 10

Material = fib subtracted from:

Material	Lower	Center	Upper	
hum	-17,43	-14,66	-11,89	(-*--)
				-----+-----+-----+-----
				-10 0 10

**Tukey Simultaneous Tests
Response Variable E_f (GPa)**

Material = bov subtracted from:

Material	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
fib	15,2590	1,118	13,6543	0,0000
hum	0,6000	1,118	0,5369	0,8539

Material = fib subtracted from:

Material	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
hum	-14,66	1,118	-13,12	0,0000

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

Pode-se concluir que as dentinas, bovina (*Bov*) e humana (*Hum*), são diferentes da fibra de vidro (*Fib*) e que a dentina bovina (*Bov*) não é diferente da dentina humana (*Hum*). O intervalo de confiança da diferença de valores de módulo a flexão, entre os pinos de fibra de vidro e de dentina bovina, varia de 12,50 a 18,03 GPa. Este intervalo varia de 11,89 a 17,43 GPa ao se comparar os resultados entre os pinos de fibra e de dentina humana.

O modelo de análise de variância assume que as observações são independentes e normalmente distribuídas com mesma variância para cada tratamento. A validade destas suposições deve ser verificada nos resíduos (GRA 6.12). A verificação de adequação do modelo à análise de variância deve ser feita para verificar as seguintes hipóteses:

H_0 : Os resíduos provêm de uma distribuição normal

H_1 : Os resíduos não provêm de uma distribuição normal

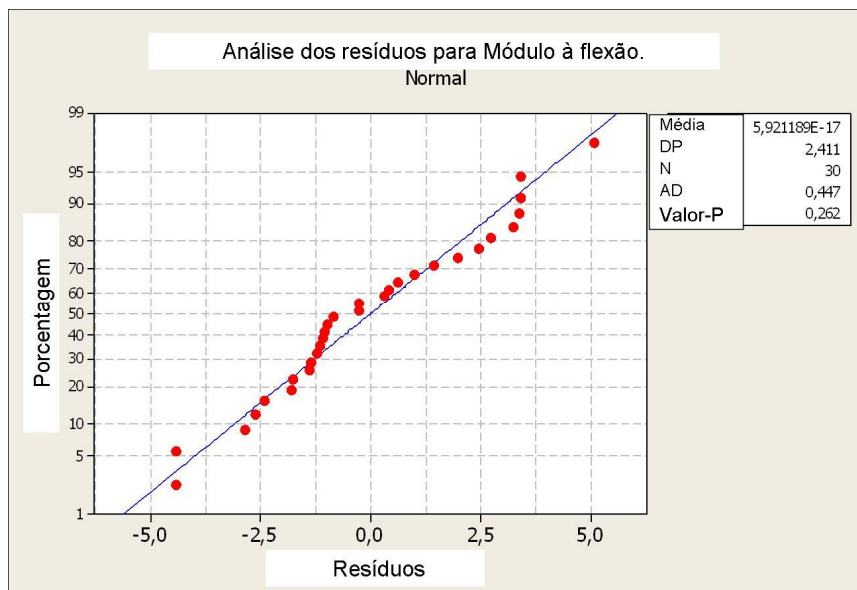


GRÁFICO 6.12 – Análise dos resíduos para Módulo à flexão. Verificação da Normalidade. Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

Sendo o p-valor igual a 0,262, logo maior que 0,05, a hipótese nula não foi rejeitada e, portanto os dados prevêm de uma distribuição normal.

Pode-se verificar que, quanto a Resistência e ao Módulo à Flexão, a fibra de vidro (*Fib*) é diferente estatisticamente das dentinas humana (*Hum*) e bovina (*Bov*), e estes não apresentaram diferença entre si. Isto nos permite concluir, mais uma vez, que a dentina bovina é semelhante à dentina humana também no teste de flexão por três pontos e poderia substituí-la quando esta prática for preconizada pela Odontologia, quanto ao uso de pinos biológicos de dentina radicular bovina em dentes humanos.

A diferença obtida entre os materiais biológicos e os pinos de fibra de vidro, além da composição estrutural e química ser extremamente diferente, pode-ser justificada pelo fato do módulo de elasticidade aumentar proporcionalmente ao volume percentual de minerais (KINNEY *et al.*, 2003) portanto, espaços vazios como ocorre em toda a dentina devido ao lúmen dos túbulos dentinários, não contribuem para a resistência (GIANNINI *et al.*, 2004). Sendo que nos pinos de fibra de vidro há maior homogeneidade estrutural com quase nenhum poro interno.

Os pinos de fibra de vidro são materiais amplamente utilizados na Odontologia e muitos autores o caracterizam como um bom dissipador de esforços quando cimentados a condutos radiculares (HAYASHI *et al.*, 2008; BITTER *et al.*, 2009) porém outros autores discordam disto devido a diferença apresentada entre os módulos de elasticidade deste material e da dentina humana (TOKSAVUL *et al.*, 2005; PLOTINO *et al.*, 2007). Esta

diferença pode ocasionar fraturas radiculares quando estes são empregados clinicamente, pois sendo um material com valores de módulo superiores ao da dentina o caracteriza como sendo mais rígido. Este fato foi observado por Mazzocato *et al.*, (2006) que estudaram, pinos metálicos, fibra de carbono, fibra de vidro e quartzo pelo método de flexão por três pontos, sendo que os valores de módulo e resistência à flexão apresentaram-se superiores ao da dentina humana relatados na literatura (18,6 GPa, KO *et al.*, 1992). Isto também foi verificado por Plotino *et al.*, (2007), sendo que o valor para o módulo à flexão da dentina humana foi $17,5 \pm 3,8$ GPa, e inferior aos demais pinos investigados de fibra de sílica e aço inox. E os autores ainda, determinaram a resistência à flexão da dentina humana, sendo $212,9 \pm 41,9$ MPa, que também apresentou-se inferior aos demais materiais. Concordando com os resultados deste estudo, onde o valor das propriedades estudadas, resistência e módulo à flexão, foi superior e diferente estatisticamente para os pinos de fibra de vidro (755,78 MPa e 24,17GPa) em relação aos pinos de dentina humana (215,68 MPa e 9,51GPa) e bovina (236,33MPa e 8,91GPa), que apresentaram-se semelhantes entre si.

Muitos autores já analisaram o comportamento da dentina humana e bovina a fim de verificar sua semelhança, para a substituição desta em estudos laboratoriais (SANO 1994; KAWAMOTO *et al.*, 2008) verificando não haver diferença estatística significativa para o módulo de elasticidade da dentina radicular bovina (16,9 GPa e 13.1 GPa) e para dentina humana (13,7 GPa). Contudo, Barreto (2009), obteve valores para o módulo de elasticidade e resistência à flexão para dentina radicular bovina (6,38 MPa e 350,17MPa respectivamente) superiores à dentina radicular humana (3,76 MPa e 224 MPa). Verificaram também a rigidez, que apresentou-se superior para a dentina radicular bovina ($7,56 \text{ N/mm}^2$). Porém para esta propriedade, Donassollo *et al.*, (2007) concluíram que a dentina humana e bovina são semelhantes no teste de microdureza (bovina - $91,2 \text{ Kg/mm}^2$ e humana - $93,3 \text{ Kg/mm}^2$).

Outro fator que deve ser levado em consideração quando a resistência à flexão é estudada é a forma como os pinos foram preparados em relação ao dente original. Isto se deve ao fato da dentina se comportar de forma diferente de acordo com a orientação dos túbulos dentinários (INOUE *et al.*, 2002; BARRETO, 2009). A resistência flexural da dentina radicular humana com a orientação dos túbulos perpendicular ao carregamento mostrou-se maior nos estudos de Huo, (2005) do que com a orientação paralela à força aplicada. Isto ocorreu, segundo os autores, provavelmente devido ao alinhamento aproximadamente paralelo dos túbulos na dentina radicular e a relativa manutenção do seu

diâmetro no longo eixo, proporcionando assim uma maior homogeneidade na distribuição das dentinas peri e intertubular e na orientação dos túbulos dentinários (FIG 5.13, 5.14, 5.15 e 5.16).

Em contrapartida, Arola e Reprogel (2006), relatam que a orientação dos túbulos dentinários está mais relacionada com a resistência à tração e ao cisalhamento do que com o módulo de elasticidade da dentina, e que a diferença de módulo pode estar mais ligada com a participação das fibrilas colágenas. A não influência da orientação dos túbulos ocorreu provavelmente porque a direção de aplicação da força nos dois casos de seu estudo foi perpendicular à orientação das camadas das redes de fibrilas colágenas. Este tipo de fratura é apresentado no trabalho de Arola e Reprogel, (2005), onde as trincas se iniciam nas irregularidades da superfície, geralmente no lado da barra que sofre tração, e percorre a extensão da dentina no sentido perpendicular a orientação das camadas de fibrilas colágenas e paralelas à orientação dos túbulos entre a dentina peritubular e intertubular. Neste tipo de fratura há a requisição do rompimento da rede de colágeno e esta tem uma alta resistência à fratura (RASMUSSEN *et al.*,1976). Esta situação pode ser observada neste estudo, pois a orientação dos túbulos dentinários no teste de flexão, apresentou-se paralela à força aplicada e, portanto, as fibras colágenas perpendiculares a esta (FIG 6.2).

A composição estrutural da dentina humana (túbulos dentinários, dentina peri e intertubular) e as características dos túbulos dentinários (densidade, direção e dimensão) variam dependendo da área investigada (RASMUSSEN *et al.*,1976; MARCHETTI *et al.*, 1992; INOUE *et al.*,2002; KINNEY *et al.*, 2003; PLOTINO *et al.*, 2007) e da diferença de idade dos dentes (AROLA E REPROGEL, 2005), estas variações podem influenciar as propriedades mecânicas dos dentes (PLOTINO *et al.*, 2007), assim como ocorreu neste estudo.

Quanto ao fator estrutural da dentina nas propriedades mecânicas, a orientação das fibrilas colágenas parece ser muito mais relevante do que a quantidade de hidroxiapatita (INOUE, *et al.*, 1997; AROLA e REPROGEL, 2006). Miguez *et al.*,(2004), avaliou que a matriz colágena contribuiu na resistência à tração de 25% a 30% na dentina radicular humana e 11% a 12% na dentina coronária humana, e que existem mais ligações cruzadas entre as fibrilas na dentina radicular do que na coronária, mesmo que não haja diferença significativa no conteúdo do colágeno destas duas áreas. Este fato provavelmente se deve ao esforço que é requerido às raízes, devendo estas apresentar uma maior tenacidade à fratura

que é a capacidade de um material resistir à propagação de trincas quando submetido a uma carga de choque (HECKE, *et al.*,2008).

A dentina radicular bovina, é considerada a estrutura que apresenta maior número de túbulos dentinários por mm² através de espectroscopia de varredura (Schlilke *et al.*,2000) e é a única que mantém a densidade tubular tanto no nível médio quanto no nível profundo. No estudo realizado por Barreto (2009) a dentina radicular bovina mostrou-se a estrutura com valores maiores das propriedades flexurais (resistência flexural, módulo flexural e a rigidez) quando comparada com dentina coronária e radicular humana. Este fato pode ser explicado devido à constituição estrutural da dentina radicular, que além de possuir um conteúdo mineral menor do que o da dentina coronária possui as fibrilas colágenas em maior quantidade e diâmetro (MARCHETTI, 1992).

Quanto ao fator idade, estudos em laboratório têm relatado que a força de resistência da dentina diminui com a idade do indivíduo (Arola & Reprogl 2005) e que a taxa de crescimento da trinca em uma dentina “velha” é 100 vezes mais rápida do que em dentina “jovens” (Bajaj *et al.* 2006). Há também uma diminuição significativa na tenacidade à fratura de dentinas “velhas” (Koester *et al.* 2008, Nazari *et al.* 2009). Os resultados desses estudos sugerem que a redução da resistência à fratura da dentina mais “velha” está atribuída à mudança na sua microestrutura, ou seja, há uma progressão da deposição dentinária (esclerose) ao longo da vida desse dente com maior obliteração dos túbulos e, conseqüentemente menor resistência à fratura e maior possibilidade de iniciação e propagação de trincas. Isto foi verificado neste estudo, onde alguns pinos de dentina radicular humana, quando visualizados em MEV apresentaram-se como dentinas “velhas” comprovando os valores e comportamento apresentados nos gráficos de flexão por três pontos, compatíveis com uma menor resistência à fratura.

Os pinos biológicos deste estudo foram retirados das raízes onde a orientação dos túbulos encontram-se perpendiculares ao seu longo eixo e, portanto perpendiculares a força de tração exercida e paralelos a força de flexão. Assim, quando este pino estiver cimentado ao conduto radicular para reconstrução dentária, ele irá receber as cargas mastigatórias semelhante à dentina remanescente radicular a que está fixado (FIG 5.10), e em uma situação de maior resistência a fratura como confirmado por Rasmussen *et al.*,(1976); Arola e Reprogl, (2005).

Alguns materiais biológicos, como o tecido ósseo e a dentina, são porosos, anisotrópicos e se comportam de maneira diferente na tração, flexão e compressão. Estes

materiais inicialmente comportam-se de maneira elástica, isto é, no início do carregamento e até que a tensão de tração ou flexão atinja a tensão de ruptura. Esses materiais não são perfeitamente frágeis, mas apresentam alguma ductilidade (propriedade física dos materiais de suportar a deformação plástica, sob a ação de cargas, sem se romper ou fraturar) após terem alcançado a tensão limite (comportamento parcialmente frágil). De fato, existe uma zona na qual ocorre o escoamento em escala reduzida aliado a microfissuração ou ao crescimento e aglutinação dos poros (HECKE *et al.*, 2008). Como pode ser visualizado nos GRAFICOS 6.7, 6.8 e 6.9, onde há um patamar inicial de maior deslocamento em função da força suportada, correspondente a esta aglutinação dos poros ou túbulos dentinários. Clinicamente esta condição permitiria um deslocamento do material quando pequenas forças fossem aplicadas a ele, por exemplo, no toque dentário durante a deglutição.

Os valores para o módulo de flexão à tração e à flexão não podem ser comparados, visto ser um material anisotrópico, ou seja, comporta-se diferente conforme for solicitado, na tração, no cisalhamento ou na compressão. Neste estudo pode-se notar que os pinos biológicos quando solicitados nos esforços de tração apresentaram valores de resistência inferiores aos pinos de fibra de vidro. Esta situação pode acontecer na mastigação fisiológica com alimentos pegajosos apenas. Os valores apresentados para os pinos de fibra de vidro nos testes de flexão também apresentaram-se maiores do que para os pinos biológicos. Já a situação de flexão acontece sempre durante a mastigação, pois os dentes anteriores sofrem forças flexivas sempre que solicitados, devido a sua inserção inclinada nos arcos maxilares. Portanto, a importância em ter um pino intrarradicular com propriedades mecânicas similares à dentina remanescente é evidente, sendo que inúmeros estudos já comprovaram que materiais com módulos de elasticidade maior que o da dentina quando cimentados a ela, não dissipam as forças mastigatórias harmoniosamente, gerando trincas radiculares (LELES *et al.*, 2004; MEZZOMO e MASSA, 2006; KAIZER *et al.*, 2009).

6.3 – Teste de resistência à fratura em 135°

Para simulação clínica do uso destes pinos, foi realizado o teste de resistência à fratura em 135 graus (FIG 5.27). Este ângulo foi escolhido para aplicação da força, pois simula o relacionamento oclusal da maxila/mandíbula de indivíduos Classe I de Angle (GOTO *et al.*,2005) na região anterior, uma vez que os dentes simulados no estudo foram os caninos.

Como toda investigação científica objetiva aproximar a realidade *in vitro* da realidade *in vivo* é necessário simular o ligamento periodontal (FIG 5.18, 5.25 e 5.26) para que os resultados de teste de resistência à fratura e deformação de materiais sejam realmente válidos e passíveis de aplicação clínica. Assim, as forças aplicadas ao dente são dissipadas de forma semelhante ao que ocorre clinicamente para o ligamento periodontal também. Esta simulação foi realizada com um material à base de poliéster (Impregum F) de alta viscosidade, o qual segundo estudos Soares *et al.*, 2005 e Dutra *et al.*,2008, é o que possui consistência apropriada para efetuar a função de simulador, sendo que o comportamento viscoso parcial do ligamento periodontal é responsável pelo efeito de dissipação da carga, permitindo assim, a simulação da movimentação do dente no interior do alvéolo. Isto é de extrema importância visto os crescentes estudos por simulação matemática pelo método de elementos finitos. Quanto mais fiel for a simulação da situação clínica, melhor será para comparação com modelos matemáticos onde todas as estruturas devem ser analisadas (VASCONCELLOS 2002; KISHEN *et al.*,2004).

A força máxima de mordida verificada em molares humanos apresenta valores diferentes de acordo com o gênero, sendo em média 878N para os homens e 690N para mulheres (HOWELL e MANLY 1948; AHLBERG *et al.*, 2003). A força de mordida nos dentes anteriores foi também avaliada por esses autores e, em média apresentou valores diferentes para homens e mulheres, sendo mais elevados para os homens (194N) e menores para as mulheres (153N), os autores puderam concluir que a força de mordida aumentou com a idade até a adolescência (HOWELL e MANLY 1948; GARNER e KOTWAL 1973; AHLBERG *et al.*,2003). E, que a força de mordida dos bruxomanos pode ser até 6 vezes maior que pacientes não-bruxomanos (GIBBS *et al.*,1986)

Para o teste de resistência à fratura deste estudo foram analisados quatro grupos de dentes caninos humanos preparados e restaurados com Pinos de fibra de vidro e cimento resinoso; Pino de dentina radicular Bovina e cimento resinoso; Pino de dentina radicular Bovina e cimento de ionômero de vidro modificado por resina; e, Pino de dentina radicular

Humana e cimento resinoso. A força máxima suportada até a ocorrência da fratura foi observada (TAB 6.14).

TABELA 6.14 – Análise estatística para a resistência à fratura dos grupos estudados

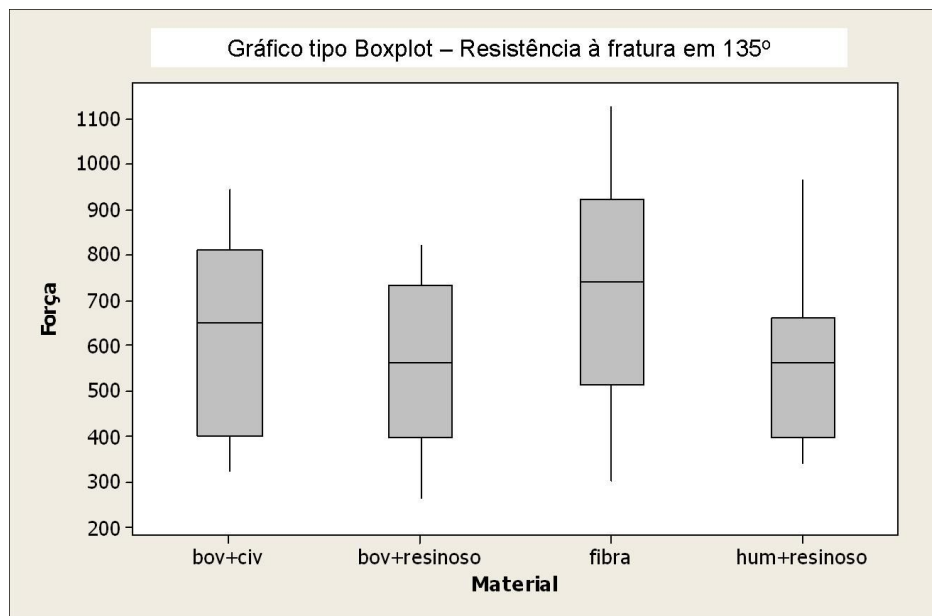
	Material*	Média	Desvio Padrão	Q1	Mediana	Q3	Mínimo	Máximo
Força (N)	Bov+ CIV	613,27	220,62	400,60	650,67	811,99	322,21	944,99
	Bov+Resinoso	556,60	194,99	397,19	562,50	733,72	264,60	821,10
	Fib+Resinoso	723,30	253,06	511,38	739,68	923,22	303,56	1127,49
	Hum+Resinoso	561,55	194,13	396,48	560,33	659,37	340,53	964,47

*Bov – Dentina Bovina Fib – Fibra de Vidro Hum – Dentina Humana

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

De acordo com os dados analisados na TABELA 6.14, o grupo Fibra (*Fib + Resinoso*) é o que apresenta maior média e maior variação. E o grupo *hum + resinoso* é o que apresenta a menor média.

No GRAFICO 6.13 o grupo *fibra* parece ser diferente dos demais.



GRÀFICO 6.13 – Gráfico tipo BoxPlot para os quatro grupos estudados. Fonte – Dados da pesquisa

Porém, para verificar se houve diferença entre os grupos testados quanto à força quando o tipo de material (Fator) utilizado foi variado, o teste estatístico paramétrico ANOVA – Análise de Variância, foi realizado (TAB 6.15). Este faz suposições sobre a amostra testada. As hipóteses foram:

H_0 : O Fator influencia na resposta
 H_1 : O Fator não influencia na resposta

O nível de significância adotado no teste é de 0,05%. Logo a hipótese nula só será rejeitada se o p-valor for menor que 0,05.

TABELA 6.15 – Análise de Variância para o teste de Resistência à fratura

Força versus Material

Factor	Type	Levels	Values
Material	fixed	4	bov+civ; bov+resinoso; fibra; hum+resinoso

Analysis of Variance for Força, using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Material	3	179932	179932	59977	1,27	0,298
Error	36	1695823	1695823	47106		
Total	39	1875756				

S = 217,040 R-Sq = 9,59% R-Sq(adj) = 2,06%

Unusual Observations for Força

Obs	Força	Fit	SE Fit	Residual	St Resid
23	303,56	723,30	68,63	-419,74	-2,04 R

R denotes an observation with a large standardized residual.

Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

Como o p-valor do teste é 0,298, maior que 0,05, pode-se assumir que não há diferença estatisticamente significativa na Força quando variamos o tipo material de restauração.

O modelo de análise de variância assume que as observações são independentes e normalmente distribuídas com mesma variância para cada tratamento. A validade destas suposições deve ser verificada nos resíduos. A verificação de adequação do modelo à análise de variância foi realizada e a distribuição apresentou-se Normal (GRAF 6.14), pois o p-valor do teste foi 0,675 é portanto maior que 0,05.

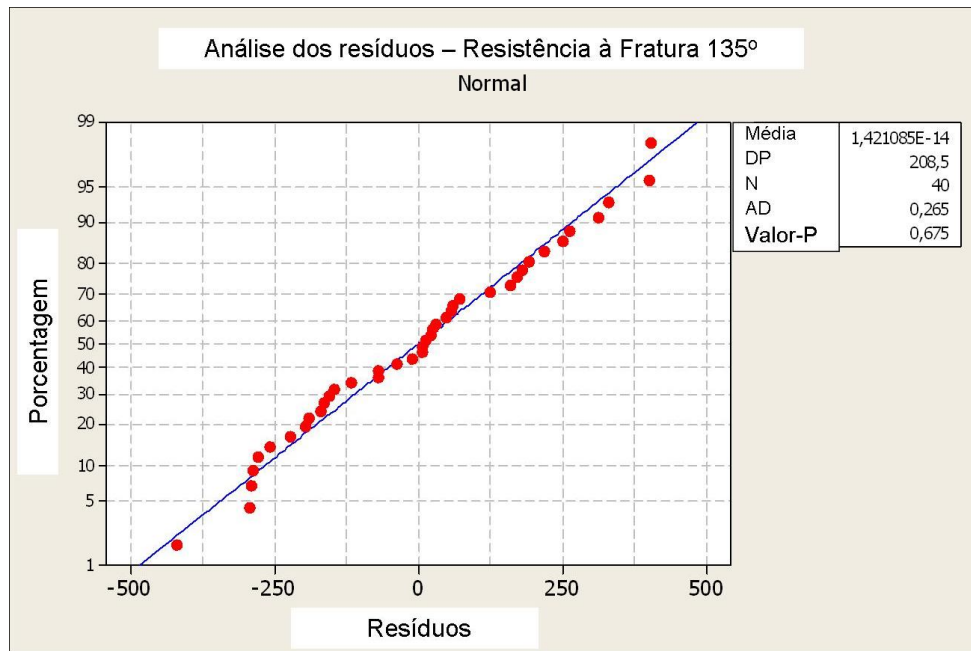


GRÁFICO 6.14 – Análise dos resíduos dos testes estatísticos para a resistência à fratura.
Fonte – Dados da pesquisa - Minitab 15

Visto os materiais não apresentarem diferença estatística entre si, foi importante também verificar o tipo de fratura ocorrido nos diferentes grupos após a aplicação da força, classificando-as quanto à localização, sendo no terço cervical, médio ou apical e, em reparáveis ou não. Estas foram também observadas em MEV para constatar onde realmente ocorreram e se houve adesão do cimento em todos os substratos.

Para o grupo de dentes restaurados com Pinos de dentina radicular *Bovina + Cimento de Ionômero de Vidro modificado por resina*, as fraturas foram classificadas como reparáveis em todos os dentes, sendo nove no terço cervical e uma apenas no terço médio (FIG 6.14). Nas análises realizadas no MEV observou-se que o cimento ionomérico permaneceu todo aderido ao pino bovino na região de fratura (FIG 6.15 e 6.16). Clinicamente é o que se espera de uma ancoragem intrarradicular, que ela suporte os esforços mastigatórios e, que se vier a falhar, que esta falha seja reversível para a manutenção do dente na cavidade bucal.



FIGURA 6.14 – Tipos de fraturas ocorrido no grupo de pinos de dentina bovina e cimento de ionômero de vidro modificado por resina. A- maior ocorrência - fratura no terço cervical; B- fratura no terço médio

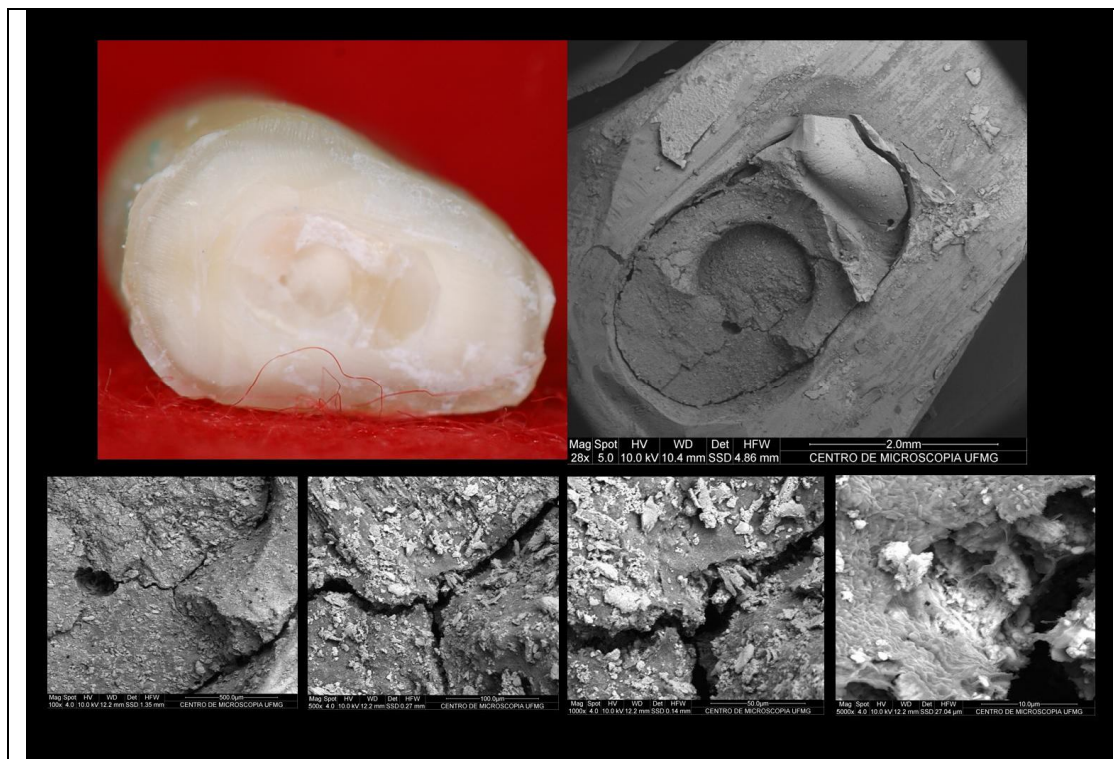


FIGURA 6.15 - Fratura no terço cervical reparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e Cimento de Ionômero de Vidro modificado por resina.

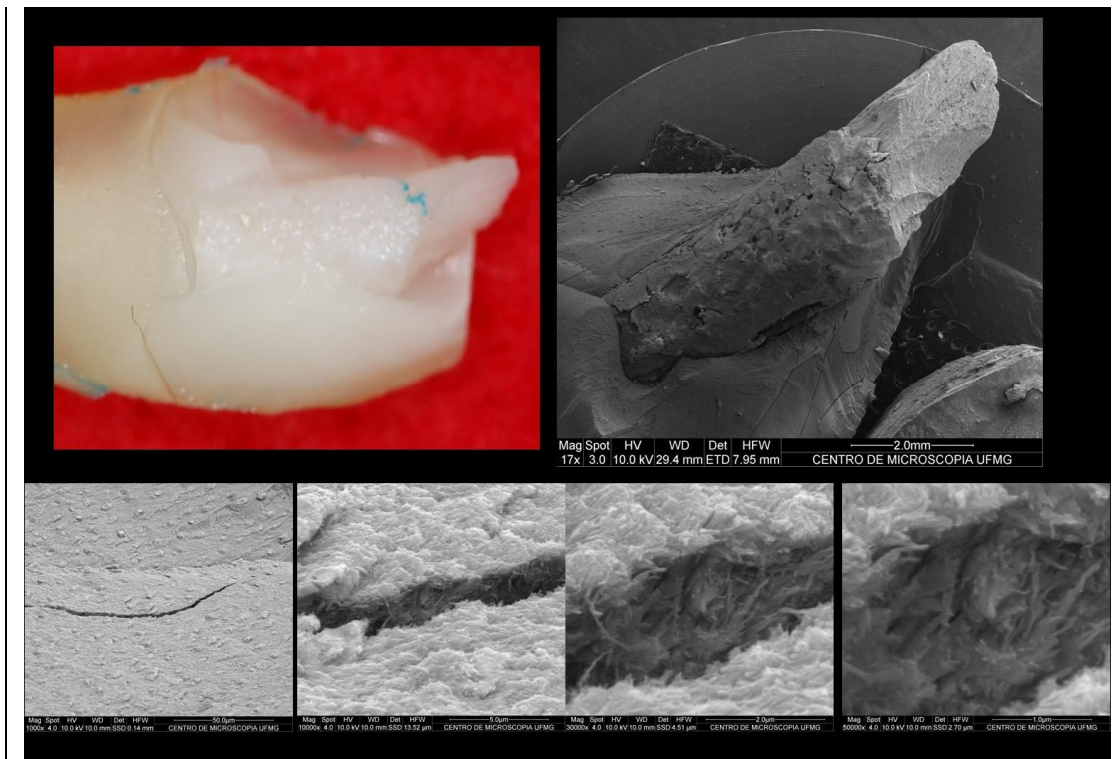


FIGURA 6.16- Fratura no terço cervical reparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e Cimento de Ionômero de Vidro modificado por resina. Detalhe da trinca radicular na região cervical, com aumento de 1000, 10.000, 30.000 e 60.000 vezes.

Para o grupo de dentes restaurados com Pinos de dentina radicular *Bovina + Cimento Resinoso*, em cinco dentes, as fraturas foram classificadas como reparáveis e ocorreram no terço cervical (FIG 6.17). Nos demais dentes as fraturas ocorreram no terço médio/apical consideradas irreparáveis (FIG 6.18 6.19, 6.20 e 6.21). Os valores descritivos de resistência à fratura para este grupo, apresentaram-se menores, comparados ao grupo onde a cimentação foi com CIV. Comparando os resultados quanto ao tipo de fratura entre os dois grupos de pinos de dentes bovinos, a diferença está no modo de fratura, com o CIV parece que a dissipação das forças foi mais harmônica do que com o cimento resinoso, ocasionando fraturas perto de onde a força foi aplicada (cervical) (FIG 6.14, 6.15 e 6.16).

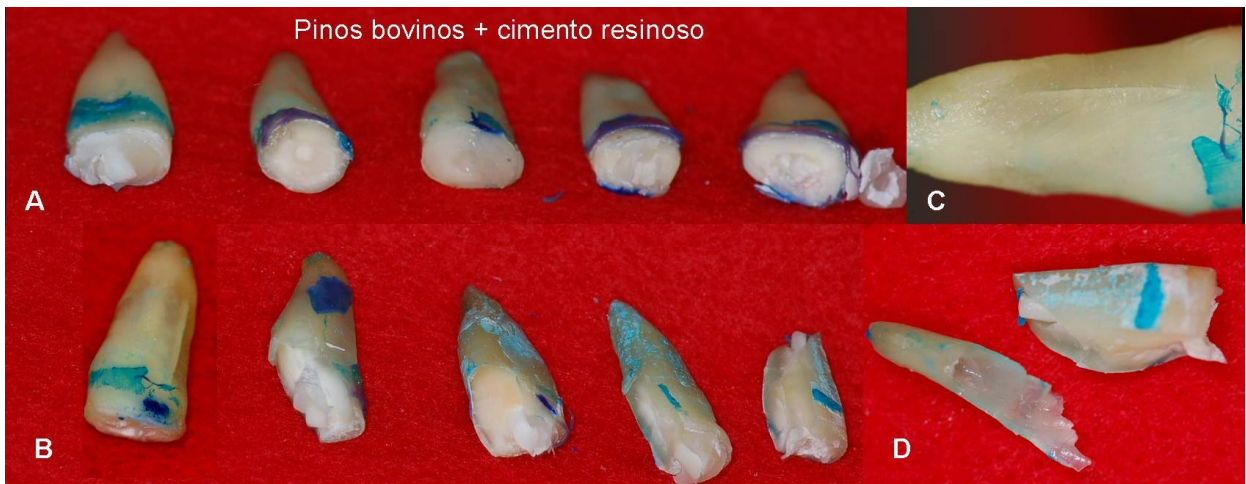


FIGURA 6.17 – Tipos de fraturas ocorrido no grupo de pinos de dentina bovina e cimento resinoso. A- fratura no terço cervical; B- fratura no terço médio; C- trinca radicular; D- fratura no terço médio e apical

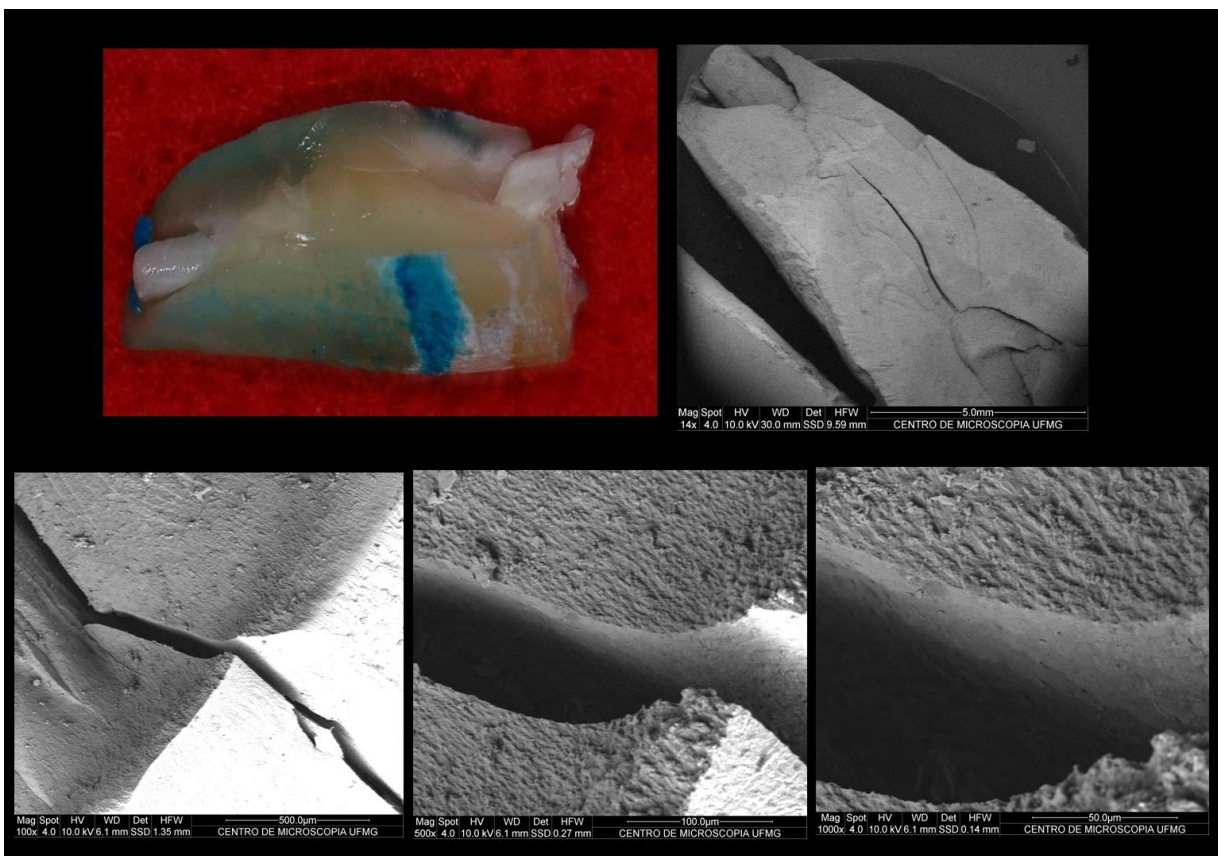


FIGURA 6.18 - Fratura no terço médio/apical irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e cimento resinoso. Detalhe da trinca radicular com aumento de 100, 500 e 1.000vezes em MEV.

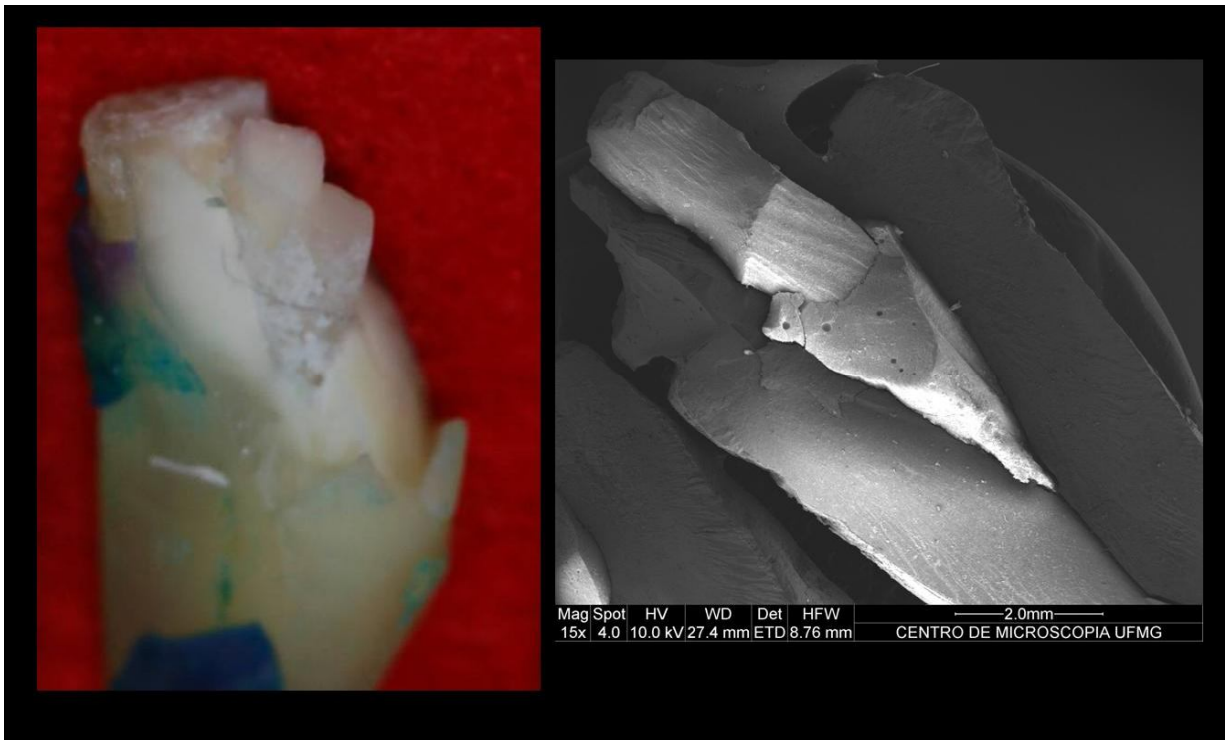


FIGURA 6.19 - Fratura no terço médio com trinca estendendo para o terço apical, irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e cimento resinoso.

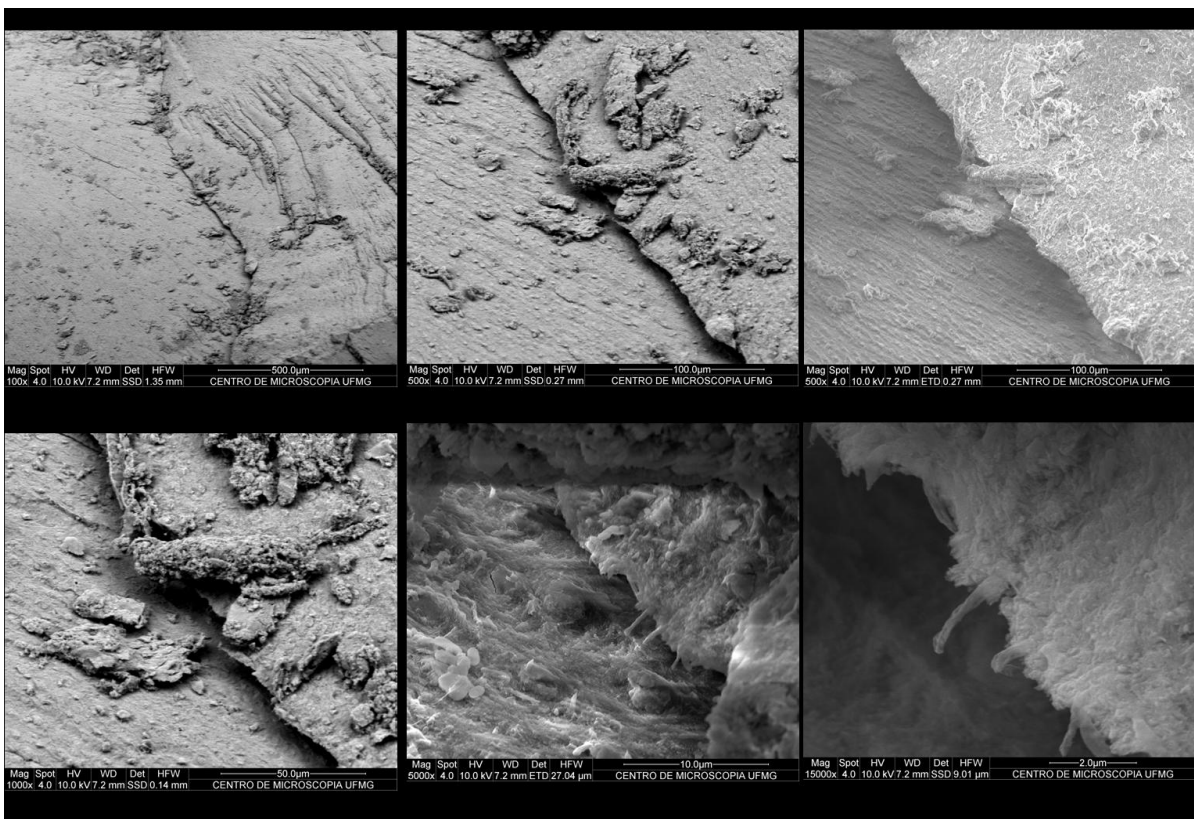


FIGURA 6.20 - Detalhe da trinca radicular com aumento de 100, 500 e 1.000vezes em MEV. Interface dentina radicular e cimento resinoso.

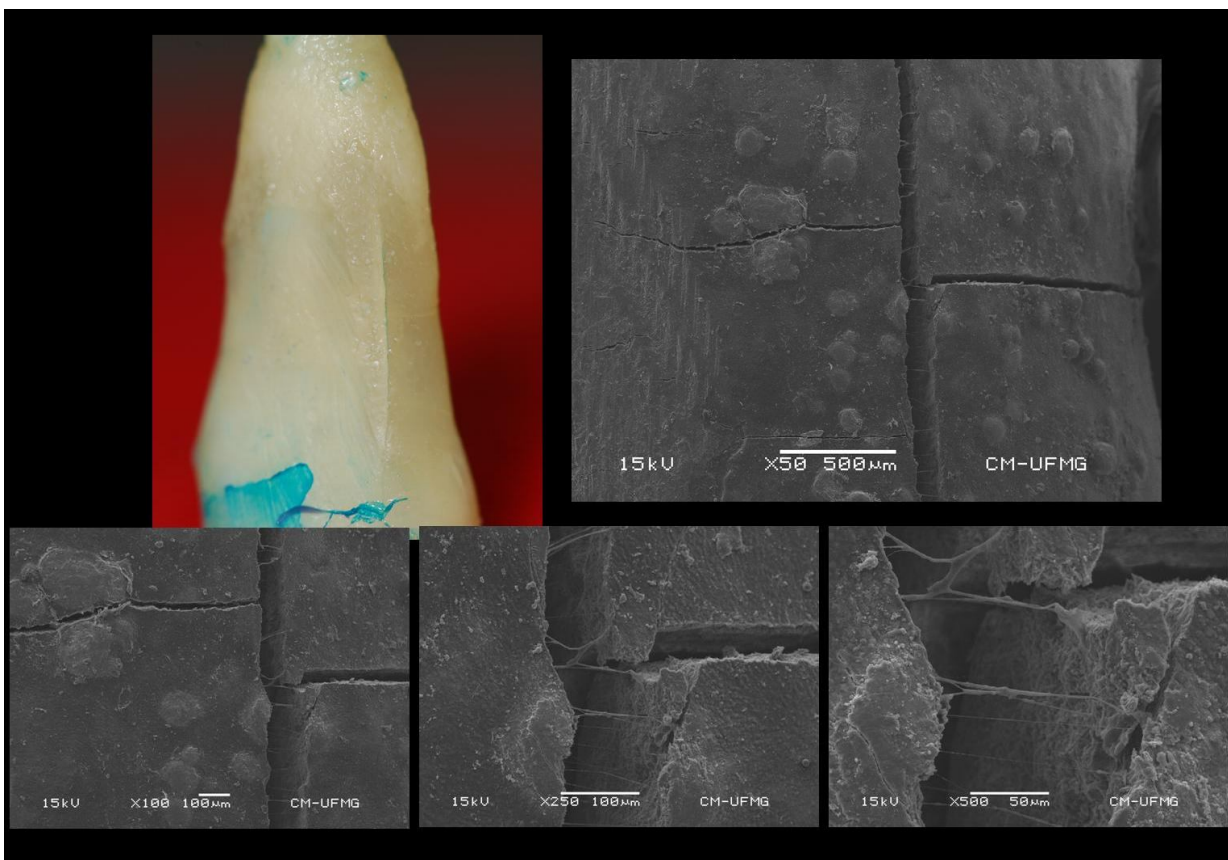


FIGURA 6.21- Trinca estendendo do terço médio ao apical, irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular bovina e cimento resinoso. Detalhe da trinca radicular com aumento de 100, 250 e 500vezes em MEV. Fibras unindo a região de fratura

Para o grupo de dentes restaurados com *Pinos de dentina radicular Humana* + *Cimento Resinoso*, em quatro dentes ocorreram fraturas classificadas como reparáveis sendo no terço cervical (FIG 6.22A). Nos outros seis dentes as fraturas ocorreram no terço médio/apical e foram consideradas irreparáveis (FIG 6.22B,C,D, E e 6.23), pode-se notar também a falta de adesão do cimento resinoso à dentina do conduto radicular (FIG 6.24)



FIGURA 6.22 – Tipos de fraturas ocorrido no grupo de pinos de dentina humana e cimento resinoso. A- fratura no terço cervical; B- fratura no terço apical; C- fratura no terço médio; D e E- fratura no terço médio e apical

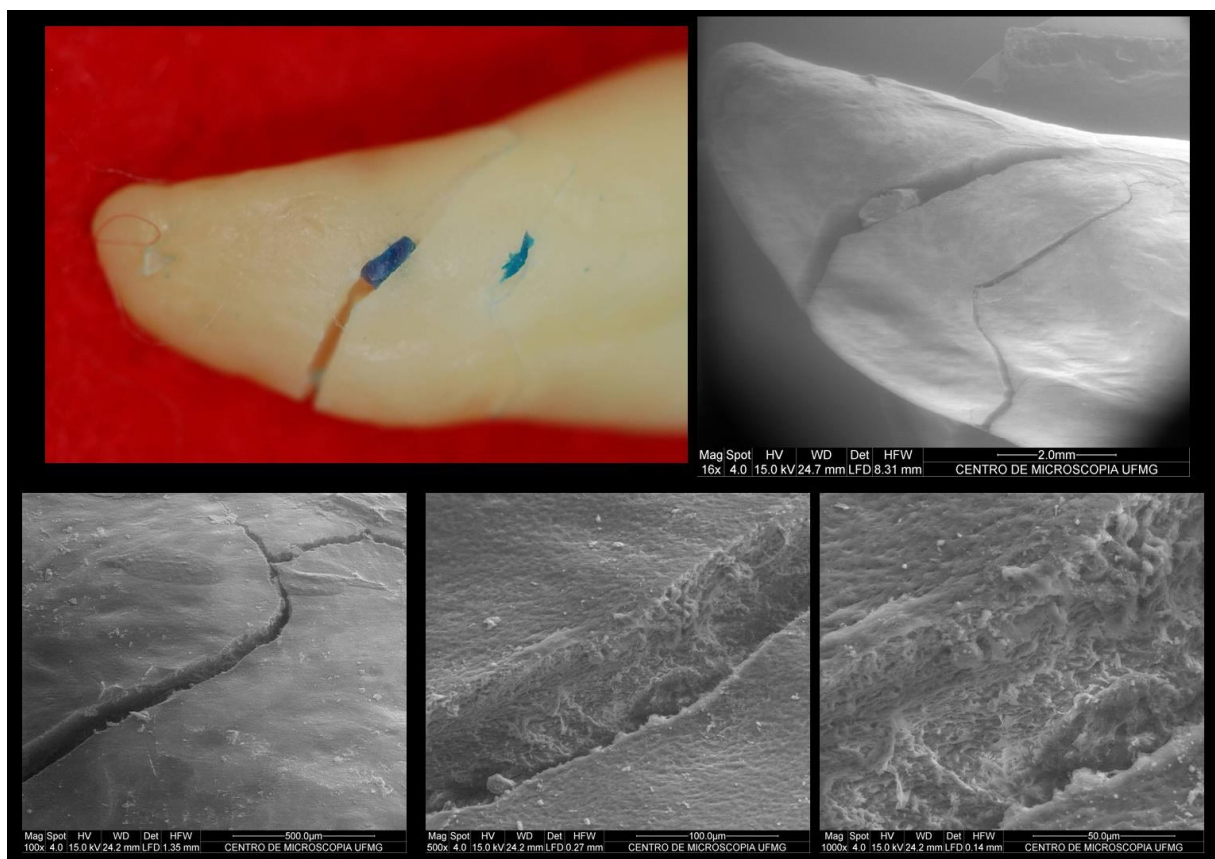


FIGURA 6.23- Fratura no terço apical irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular Humana e cimento resinoso. Detalhe da trinca radicular com aumento de 100, 500 e 1.000vezes em MEV.

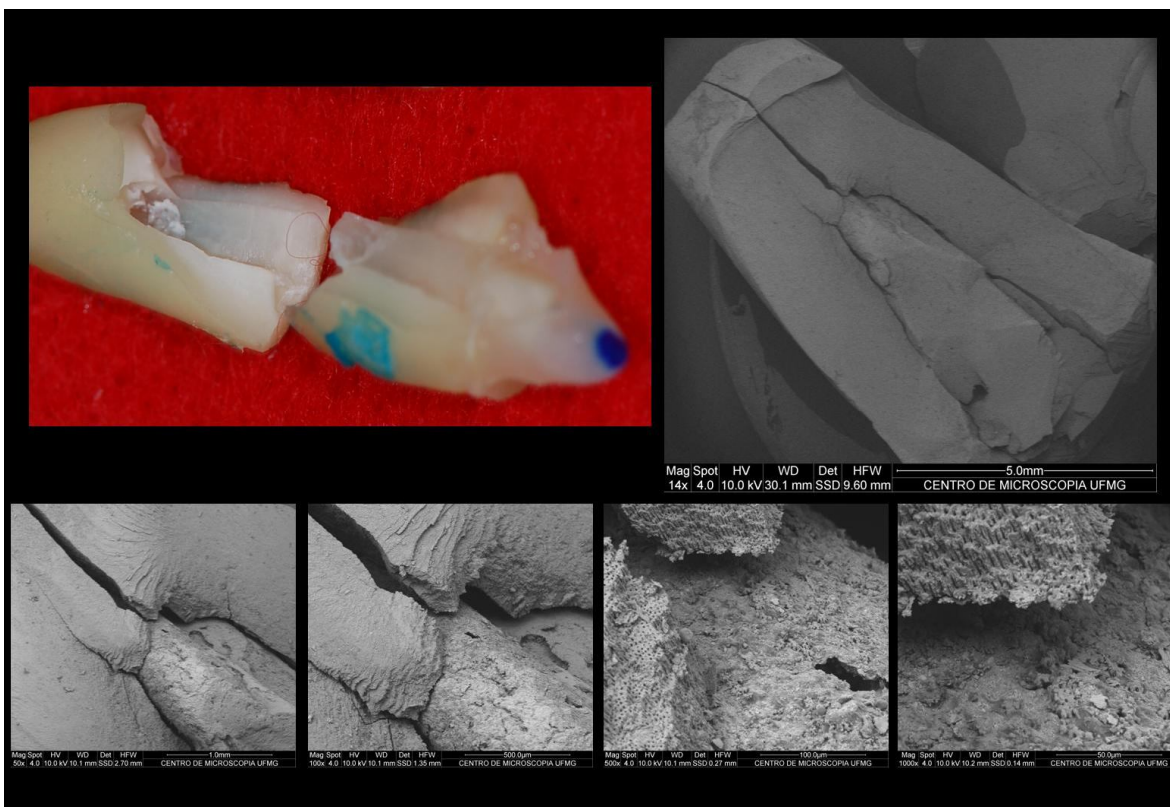


FIGURA 6.24 - Fratura no terço médio/apical irreparável em dente restaurado com pino de dentina radicular Humana e cimento resinoso. Detalhe da Interface trinca radicular com cimento resinoso sobre o pino de dentina humana, aumento de 50, 100, 500 e 1.000vezes em MEV.

Para o grupo de dentes restaurados com *Pinos de Fibra de Vidro + Cimento Resinoso*, em dois dentes ocorreram fraturas classificadas como reparáveis sendo no terço cervical. Porém nos demais, as fraturas ocorreram no terço médio/apical consideradas irreparáveis (FIG 6.17). Pode-se observar que as raízes fraturaram em diversas partes, e que o cimento resinoso não estava aderido à parede do conduto radicular. Os pinos de fibra de vidro apresentaram valores maiores em todos os três testes deste estudo, isto não significa que este seja o melhor material, pois o tipo de fratura ocorrida em oito dos dez dentes analisados, consideradas irreparáveis, não são vantajosas clinicamente (FIG 6.25 e 6.26). Portanto, conclui-se com os resultados deste estudo, que materiais com módulo de elasticidade superior ao da dentina humana podem se comportar diferentemente desta e ocasionar falhas irreparáveis, concordando assim, com diversas pesquisas já corroboradas na literatura (LELES *et al.*, 2004; MEZZOMO e MASSA, 2006; KAIZER *et al.*, 2009).



FIGURA 6.25 – Tipos de fraturas ocorrido no grupo de pinos de fibra de vidro e cimento resinoso. A- fratura no terço cervical; B- fratura no terço médio; C- fratura cominutiva no terço médio; D- fratura no terço médio –integridade do pino

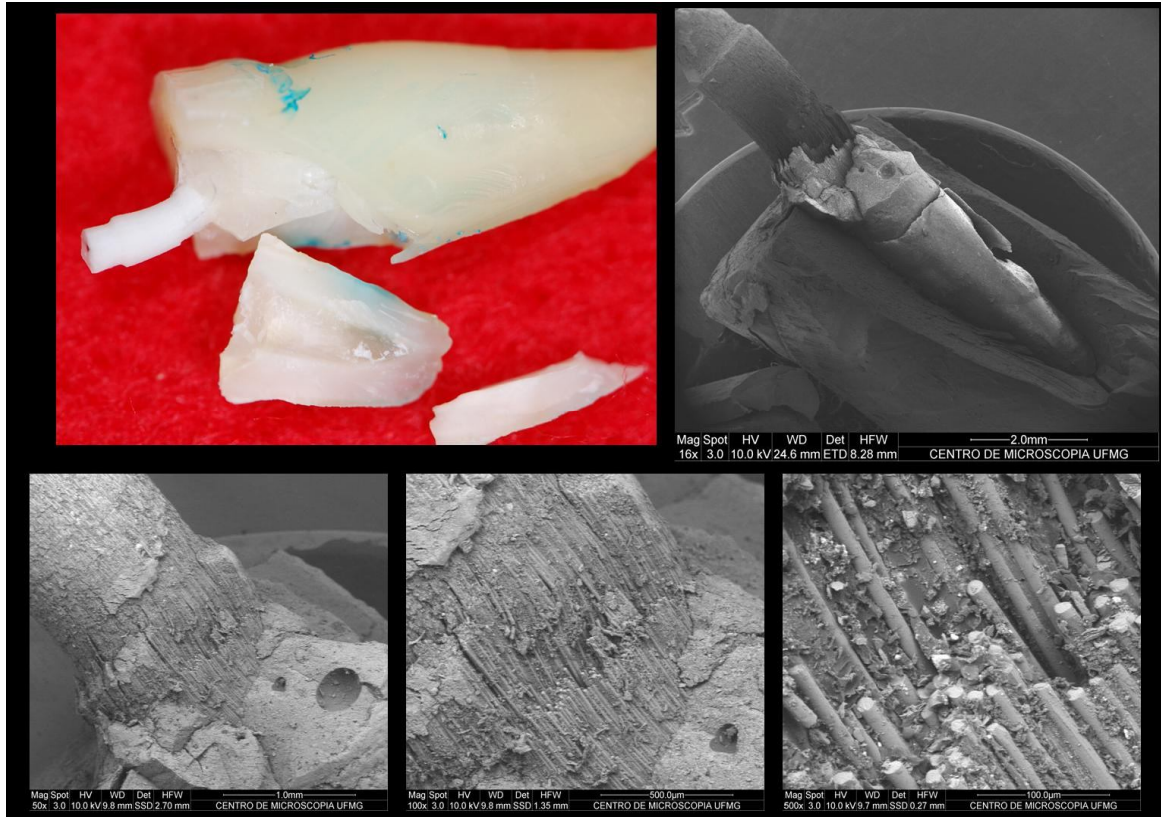


FIGURA 6.26 – Fratura radicular irreparável em dente restaurado com pino de fibra de vidro e cimento resinoso.

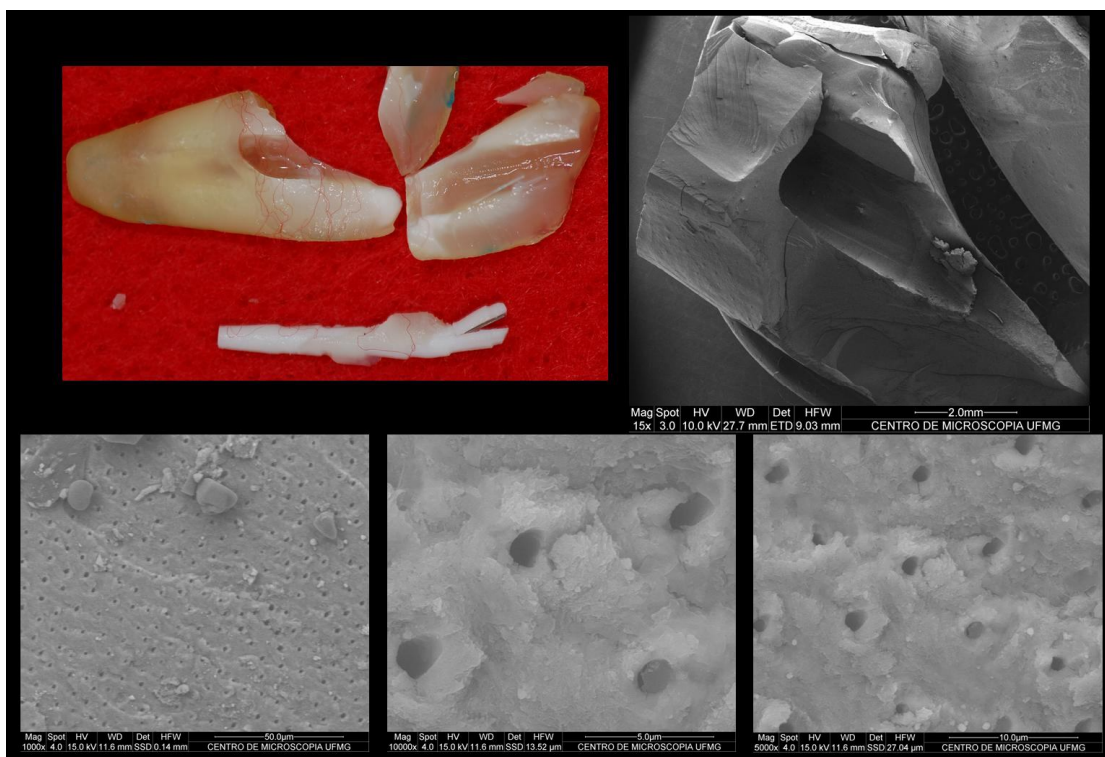


FIGURA 6.27 – Fratura radicular em dente restaurado com pino de fibra de vidro e cimento resinoso. Notar a dentina intrarradicular sem vestígios de cimento.

Os resultados descritivos (TAB 6.14 e GRA 6.12) mostram maior resistência à fratura para as raízes de dentes restaurados com pinos de fibra de vidro com cimento resinoso (723,3N), seguidos dos pinos de dentina bovina cimentado com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (613,2N), pinos de dentina humana com cimento resinoso (561,5N) e, pinos de dentina bovina com cimento resinoso (556,6N). Confrontando estes valores com os encontrados na literatura para força máxima de mordida pode-se dizer que os pinos biológicos, quando utilizados em dentes anteriores, suportariam os esforços mastigatórios fisiológicos.

Porém, a análise estatística dos resultados não demonstrou diferença entre os materiais utilizados no estudo quando à força de resistência a fratura (TAB 6.15). Contudo, pode-se correlacionar as características de fratura apresentadas neste com os demais testes do estudo (tração e flexão) onde os valores para os pinos de fibra de vidro apresentaram-se superiores aos valores apresentados pelos pinos biológicos sempre. A importância de se conhecer o comportamento dos materiais, sejam biológicos ou não, está em aproveitar o máximo de suas propriedades mecânicas, físicas, ópticas ou elétricas para determinadas funções, e assim, saber empregá-los.

As piores condições de fratura foram observadas nos grupos correspondentes aos de pinos de fibra de vidro e humanos, ambos com cimento resinoso autocondicionante. Pode-se notar que o cimento resinoso na região de fratura não estava aderido à dentina radicular e sim aos pinos, tanto de fibra quanto biológicos (FIG 6.18, 6.24 e 6.27) Assim, a rigidez dos pinos foi somada a rigidez do cimento resinoso, formando um bloco único e mais resistente que a raiz remanescente a que estava cimentado (FIG 6.18, 6.24, 6.25D e 6.26). Esta é uma dificuldade aparente na Odontologia, conseguir adesividade em qualquer profundidade radicular. Yang *et al.*, (2006) observaram que o grau de polimerização de cimento resinoso é fator importante na resistência adesiva. Menezes *et al.*, (2007) observou que a profundidade do canal radicular interfere na capacidade de adesão de retentores pré-fabricados. Dessa forma, cimentos resinosos com diferentes formulações químicas e técnicas de aplicação resultam na formação de interfaces com diferenças microestruturais entre si, a qual também é influenciada pela região da dentina radicular analisada (YANG *et al.*, 2006).

Cimentos resinosos de dupla ativação têm sido recomendados para cimentação de pinos de fibra de vidro para compensar a diminuição do efeito da polimerização da luz e permitir a completa polimerização do cimento nas regiões mais profundas do canal

radicular. Atualmente, estão disponíveis no mercado cimentos resinosos com propriedades autocondicionantes e autoadesivas que eliminam a etapa de pré-tratamento, sem a necessidade das etapas de condicionamento ácido e aplicação de sistema adesivo no substrato dentário (HIKITA *et al.*, 2007). O cimento resinoso autocondicionante RelyX U100 (módulo de elasticidade de 70,86 MPa, GUEDES *et al.*, 2008), contém em sua formulação grupos bifuncionais de metacrilato (metacrilatos fosforulados), que devido sua natureza ácida permite a desmineralização e posterior infiltração na superfície dentária, resultando em retenção micromecânica (ABO-HAMAR *et al.*, 2005). A adesão à estrutura dental é baseada no princípio de que monômeros reagem com sais básicos e apatita do dente por meio de grupos funcionais de ácido fosfórico modificados. No caso do cimento RelyX U100, a reação de presa é via radicais livres, que pode ser iniciada pela exposição à luz ou usando mecanismo óxido-redução, o que os caracterizam como cimentos de tripla presa: reação ácido/base, fotopolimerização e polimerização química (MENDONÇA *et al.*, 2008).

As fraturas consideradas irreparáveis aconteceram sempre quando o cimento resinoso estava presente. Podemos analisar que uma adesão incorreta do cimento à dentina radicular, possibilitou falhas adesivas e conseqüentemente fraturas no terço médio apical, consideradas irreparáveis. E que o maior módulo de elasticidade desse cimento influenciou, causando incompatibilidade das propriedades mecânicas e conseqüentemente, fraturas.

O Cimento de Ionômero de Vidro (CIV) por sua vez, é um material amplamente utilizado na Odontologia principalmente por suas características de biocompatibilidade e liberação de flúor. Este apresenta reação ácido/base a qual está relacionada com a interação dos íons hidrogênios do material com os tecidos mineralizados do dente, deslocamento dos íons cálcio e fosfato que ficam ligados aos grupos carboxila e ao dente, ocasionando uma adesão química entre essas estruturas. Com a incorporação de resinas tipo Bis-GMA, as propriedades mecânicas do material se tornaram mais favoráveis, já que a parte resinosa reforça-o. Esta porção resinosa pode ser fotopolimerizada ou quimicamente ativada. Estes cimentos são amplamente utilizados na odontologia, e por possuírem propriedades mecânicas similares a dentina humana, é considerado o material de escolha para substituí-la, pois proporciona diminuição na concentração de esforços capazes de causar fraturas dentárias, são considerados como uma dentina artificial, além de aderirem quimicamente com a estrutura dentária. (NAVARRO e PASCOTTO, 1998). Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina apresentaram menor resistência à flexão e módulo de elasticidade quando comparados com cimentos resinosos autocondicionantes (ZIMEHL e

HANNIG, 2000; MARCHI *et al.*, 2003; YAP *et al.*,2004; SASKALAUŠKAITE *et al.*, 2008).

Quando o CIV *Rely X Luting* foi utilizado, as fraturas aconteceram no terço cervical e médio, sendo todas consideradas reparáveis. Fato este corroborado por estudos onde se analisa o módulo de elasticidade deste material, o qual é considerado o mais semelhante à dentina humana (NAVARRO e PASCOTTO, 1998; MARCHI *et al.*,2003; SASKALAUŠKAITE *et al.*,2008). Podemos concluir então, que a associação de um pino (dentina radicular bovina – 8,91 GPa à flexão) com módulo de elasticidade semelhante à dentina humana (9,51 GPa à flexão) com um cimento com módulo de elasticidade à flexão com valores inferiores ao da dentina radicular (31,6 MPa, dados do fabricante), e que possua adesão química ao substrato dentinário, tanto do pino como do conduto radicular, resultam em um modo de fratura mais favorável ao reparo e, garantem uma proteção aos dentes fragilizados pelo tratamento endodôntico.

Os valores encontrados neste estudo para a resistência à fratura em teste de compressão a 135 graus se assemelham com valores encontrados na literatura para a mesma metodologia, porém com outros tipos de pinos e materiais cimentantes. Ramalho *et al.*, (2008) observaram valores de 850,9 N para pinos metálicos e 671,4N para pinos de fibra de vidro. Martelli Jr, (2006) não encontrou diferença estatística significativa entre pinos metálicos fundidos (618,1N), pino de fibra de vidro (631,2N) e pinos de fibra de vidro mais pinos acessórios (554,6N). Kaiser *et al.*, (2009), analisaram pinos biológicos recortados de raízes de dentes humanos cimentados em condutos radiculares com cimento resinoso e com diferentes situações de acometimento radicular e concluíram que dentes com preparo convencional do conduto, semelhante a este estudo, resistiram à fratura apresentando valores de 533N; quando medianamente alargados, os valores de resistência foram de 586,7N e, quando amplamente alargados, de 479,1N. Ainda observaram que o padrão de fratura foi variado para os grupos de preparo convencional e medianamente alargado. Ocorreram fraturas irreparáveis para todos os dentes com amplo alargamento do conduto radicular. Puderam concluir que os pinos biológicos são capazes de promover reforço das raízes, quando estas não estão amplamente destruídas.

Na literatura atual, busca-se um material ideal para ancorar as restaurações coronárias. Há consenso entre muitos autores de que os pinos de fibra de vidro são os que mais se assemelham a dentina quanto ao módulo de elasticidade e, portanto são mais bioaceitos, e que provocam fraturas reparáveis quando submetidos a esforços extremos

(AKKAYAN e GULMEZ, 2002; NEWMAN *et al.*, 2003; MACCARI *et al.*,2003; CONTI,2004; BITTER *et al.*,2009; GIOVANI *et al.*, 2009). Em contrapartida, Plotino *et al.*, (2003) e Toksavul *et al.*,(2005) observaram que os pinos de fibra de vidro causavam fraturas impossíveis de serem corrigidas, concordando com este estudo onde foi observado os piores padrões de fratura e considerados também como irreparáveis. Embora com relação aos demais pinos não biológicos utilizados para tal finalidade, são os que, segundo a literatura, apresentam as melhores propriedades justificando assim, o seu emprego em ampla escala (BITTER *et al.*,2009; GIOVANI *et al.*, 2009).

Kaiser *et al.*, (2009), ressaltaram que nenhum material restaurador supera as propriedades mecânicas e estéticas da estrutura dental. Descreveram que as vantagens dos pinos biológicos de dentina humana são: ótima adesão à resina composta e paredes do conduto, técnica conservadora, boa adaptação ao conduto alargado, menor concentração de estresse, estética, economia e técnica em sessão única. Porém, as desvantagens são: necessidade de banco de dentes e relativa dificuldade para preparo do pino. É preciso autorização assinada do paciente, que deve ser esclarecido que o dente provém de doador humano, sendo esterilizado segundo normas confiáveis de Biossegurança. O receptor do pino biológico é também esclarecido sobre o fato de que esse material não ficará em contato com o meio bucal. Recebidas tais informações, a grande maioria dos pacientes aceita o tratamento sem restrições (KAISER *et al.*, 2009). Outros resistem por se tratar do emprego de um elemento dentário extraído de uma pessoa desconhecida. Também se acrescenta uma limitação destes, quanto à necessidade de retratamento endodôntico, a remoção deste material será conseguida por nova abertura radicular com brocas de corte, visto que o dente apresenta-se semelhante a um dente com o canal radicular obliterado (CORRÊIA-FARIA, *et al.*, 2010).

Um dos propósitos desta pesquisa consistiu em verificar se a dentina bovina se comportava semelhante à dentina humana quando solicitada para ancoragem intrarradicular de próteses. Por meio dos testes realizados pode-se concluir que sim, respondendo favoravelmente ao problema de aquisição de dentes humanos. Porém, novos estudos são necessários a fim de confirmar os resultados obtidos neste trabalho. Bem como verificar os métodos mais confiáveis de esterilização que não intervenham nas propriedades mecânicas deste substrato, para que este possa ser empregado clinicamente sem restrições e contribuir com respostas ao material ideal para retenção intrarradicular de coroas protéticas e quem sabe não só favorecer a retenção como também proteger as estruturas fragilizadas.

CONCLUSÕES

7- CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos, pode-se concluir:

- Foi possível caracterizar as propriedades mecânicas da dentina radicular bovina e humana, obtendo-se por meio dos testes de tração e flexão dos três pontos, valores para a resistência máxima e o módulo de elasticidade à tração e flexão;
- A resistência à tração de pinos confeccionados a partir de raízes de dentes bovinos foi semelhante à encontrada nos pinos confeccionados de raízes de dentes humanos assim como o módulo de elasticidade à tração
- Os valores da Tensão à tração para os diferentes materiais foram:

Dentina Bovina	$57,39 \pm 17,48$ (MPa);
Dentima Humana	$45,76 \pm 11,58$ (MPa);
Fibra de Vidro	$188,07 \pm 26,03$ (MPa).
- Os valores do modulo de elasticidade à tração para os diferentes materiais foram:

Dentina Bovina	$106,69 \pm 28,21$ (GPa)
Dentima Humana	$106,83 \pm 22,94$ (GPa)
Fibra de Vidro	$217,97 \pm 18,83$ (GPa)
- Houve diferença estatística significativa em ambas as variáveis, Resistência e Módulo de elasticidade à tração, para Fibra de vidro e dentinas, porém não houve diferença entre os biológicos.
- Nos testes de flexão por três pontos, houve diferença estatística significativa entre os materiais sendo que o pino de fibra de vidro apresentou o maior valor de resistência à flexão igual a $755,78 \pm 102,07$ (MPa) e módulo à flexão igual a $24,17 \pm 2,65$ (GPa). As dentinas, por sua vez, não apresentaram diferença entre si nem quanto à resistência à flexão, nem quanto ao módulo à flexão. Os pinos de dentina bovina apresentaram resistência a flexão de $236,33 \pm 26,01$ (MPa) e módulo flexural de $8,91 \pm 1,7$ (GPa) ; enquanto os pinos de dentina humana apresentaram resistência à flexão de $215,68 \pm 74,85$ (MPa) e módulo flexural de $9,51 \pm 2,57$ (GPa);

- Em todos os pinos de materiais biológicos a fratura foi do tipo frágil e abrupta; e em todos os pinos de fibra de vidro, não houve o rompimento total das fibras.
- Quanto ao tipo de fratura após o teste de flexão, há correlação entre esta e a força resistida. Pinos que suportaram muita força com pouco deslocamento, na análise microscópica a linha de fratura foi transversal e abrupta; para os pinos que tiveram maior deslocamento e suportaram menos força, as fraturas apresentaram-se em MEV com múltiplas camadas oblíquas; e, para os pinos onde a força e deslocamento foram proporcionais, considerados a maioria, as fraturas apresentaram-se oblíquas e com duas camadas em média.
- Quanto à resistência à fratura das raízes reconstruídas com os diferentes pinos e cimentos, pode-se concluir que a maior resistência alcançada foi em seqüência: pinos de fibra de vidro (723,3N), seguidos dos pinos de dentina bovina cimentado com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (613,2N), pinos de dentina humana com cimento resinoso (561,5N) e, pinos de dentina bovina com cimento resinoso (556,6N). Porém não houve diferença estatística significativa entre os grupos.
- Quanto ao padrão de fratura, pode-se notar que as fraturas ocorridas nos dentes restaurados, com pinos de fibra de vidro, foram as mais severas, sendo em sua maioria no terço médio/apical e irreparáveis.
- Para os dentes restaurados com pino de dentina humana, a maior parte das fraturas apresentou-se no terço médio/apical e de característica irreparáveis;
- Para os dentes restaurados com pino de dentina bovina e cimento resinoso, metade das fraturas apresentou-se no terço cervical, reparáveis e a outra metade no terço médio/apical e com características de irreversibilidade;
- Para os dentes restaurados com pino de dentina bovina e CIV, todas as fraturas foram consideradas reparáveis, sendo a maioria no terço cervical.
- Todas as fraturas ocorridas nos grupos de dentes restaurados com cimento resinoso apresentaram-se mais severas e a maioria irreparável;
- Os pinos biológicos confeccionados a partir de raízes de dentes bovinos podem substituir os confeccionados a partir de raízes de dentes humanos, pois as propriedades mecânicas de resistência e módulo de elasticidade à tração e a flexão são iguais estatisticamente.

- Os pinos biológicos de dentina bovina são materiais promissores a serem empregados como ancoragem intrarradicular em dentes anteriores, quando avaliadas suas propriedades mecânicas. Tendo o Cimento de Ionômero de Vidro como de preferência;

7.1 - Sugestões para pesquisas futuras

- Verificar os métodos de esterilização mais eficazes que não prejudiquem as propriedades mecânicas do material, para futuro uso destes pinos bovinos em humanos;
- Verificar se a região de retirada do pino na porção radicular influencia nas propriedades mecânicas deste;
- Analisar se a simulação do ligamento periodontal influencia nos resultados de resistência à fratura por compressão à 135 graus.
- Construir modelos matemáticos da dentina radicular humana e bovina a fim de simular os testes mecânicos aplicados neste estudo e compará-los.
- Construir modelos matemáticos das condições do estudo quanto à resistência a fratura por compressão à 135 graus a fim de simular os testes mecânicos aplicados neste estudo e compará-los.
- Modificar a espessura dos pinos e tipos de cimentos para verificar melhorias ou não na resistência à fratura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABO-HAMAR, S.E; HILLER, K.A; JUNG, H; FEDERLIN, M; FRIEDL, K.H; SCHMALZ, G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel **Clinical Oral Investigations**. v. 9, p.161-167, 2005
2. AKKAYAN, B; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodonticamente treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent**. v.87, p.431-7, 2002
3. AHLBERG, J.P. *et al.* Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD. Occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. **Cranio**. v.21,n.4, p.248-252, 2003
4. ANUSAVICE, K.J. *Materiais Dentários de Phillips*. 10 ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1998.
5. AROLA, D.; ZHENG, W. Hydration and dynamic fatigue of dentin. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**. v.77A, n. 1, p. 148–159, April 2006
6. AROLA, D.; ZHENG, W.; Sundaram, N.; Rouland, J.A. Stress ratio contributes to fatigue crack growth in dentin. **Journal of Biomedical Materials Research Part A** v. 73A, n. 2, p. 201–212, May 2005
7. AROLA, D.; REID, J; COX, M.E; BAJAJ, D; SUNDARAM, N; ROMBERG, E. Transition behavior in fatigue of human dentin: Structure and anisotropy. **Biomaterials**. v. 28, n.26, p. 3867-3875, 2007.
8. ASSIF, D; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodonticamente treated teeth. **J prosthet Dent**. v.71, p.565-7, 1994.
9. ATTAM, K; TALWAR, S; YADAV, S; MIGLANI, S. Comparative analysis of the effect of autoclaving and 10% formalin storage on extracted teeth: A microleakage evaluation. **Int Endod J**. v. 12, n.1, p.26-30;2009
10. BAJAJ, D.; SUNDARAN, N.; NAZARI, A.; AROLA, D. Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. **Biomaterials**. v.27, N.11, p. 2507–2017, 2006
11. BATISTA, A; LOPES, C.G. A utilização de pino dentinário para reforço coronaradicular em dentes com rizogênese incompleta tratados endodonticamente. **Rev Bras Prot Clin Lab**. v.1, n.3, p.199-221, 1999
12. BARJAU-ESCRIBANO, A; SANCHO-BRU, J.L; FORNER-NAVARRO, L; RODRIGUEZ- CERVANTES, P.J; PEREZ-GONZALEZ, A; SANCHEZ-MARIN, F.T.

- Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and tensões distribution. **Oper Dent.** v.31, p.47-54, 2006.
13. BARRETO BCF. Avaliação comparativa da resistência à flexão, módulo flexural e rigidez das dentinas humanas e bovinas. Dissertação de Mestrado, 2009
http://www.btdt.ufu.br/tde_busca/processaPesquisa.php?listaDetalhes%5B%5D=1708&processar=Processar
 14. BITTER, K; NOETZEL, J; STAMM, O; VAUDT, J; MEYER-LUECKEL, H; NEUMANN, K; KIELBASSA, A.M. Randomized Clinical Trial Comparing the Effects of Post Placement on Failure Rate of Postendodontic Restorations: Preliminary Results of a Mean Period of 32 Months. **J Endod** v. 35, p.1477-1482, 2009
 15. CAMARGO, M.A.; MARQUES, M.M.; CARA, A.A. Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation archives of oral biology. **Arch Oral Biol.** v.53, p.105–108, 2008
 16. CAMPOS, M.I.C.; CAMPOS, C.N.; VITRAL, R.W.F. The Use of Bovine Teeth as a Substitute for Human Teeth in Dentistry Research: A Review of the Literature. **Pesq Bras Odontoped Clin Integr**, v.8, n.1, p.127-132, jan./abr. 2008
 17. CARVALHO, A. M. G. et al. Análise crítica dos pinos intra-radiculares de cerâmica, fibra de carbono e fibra de vidro. **J Bras Dent Estet**, v.4, n.13, p.37-46, 2005
 18. CASTANHO, G.M; MARQUES, J.B; CAMARGO, M.A; CARA, A.A. In vitro evaluation of the microhardness of normal and sclerotic bovine dentin. **Rev. sul-bras. odontol.** v.6, n.2, p.123-128, 2009.
 19. CAPUTO, A. A.; STANDLEE, J. P. Pins and posts--why, when and how. Dent. Clin. North Am., **Philadelphia**, v. 20, n. 2, p. 299-311, 1976.
 20. CECCHIN, D; FARINA, A.P.; TACCA, F.; INVITTI, D.S; DELLA BONA, A.; CARLINI JÚNIOR, B. Flexural strength of glass fiber posts, carbon fiber coated glass fiber posts and carbon fiber posts **RFO**, v. 12, n. 2, p. 42-45, 2007
 21. CHRISTENSEN, G.J. Post concepts are changing. **J Am Dent Assoc.** v.135, p.1308-10, 2004.
 22. CHRISTENSEN, G.J. Posts: necessary or unnecessary? **J Am Dent Assoc.** v.127, p.1522-1526, 1996
 23. CONTI S.M. Avaliação in vitro da resistência à compressão de dentes com coroa íntegra e de raízes com remanescente coronário, endodonticamente tratados e restaurados com a

- utilização de pinos de fibra de carbono. São Paulo, 2004. Tese – (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2004.
24. CORRÊA-FARIA, P.; ALCÂNTARA, C.A.; CALDAS-DINIZ, M.V.; BOTELHO, A.M.; TAVANO, K.T.A. Biological Restoration”: Root Canal and Coronal Reconstruction. **J Esthet Restor Dent.** v.22, n.3, 2010
 25. DALLARI, A.; ROVATTI, L. Six years of in vitro/in vivo experience with Composipost. **Compend Contin Educ Dent.** v.17, n.20, p.S57–S63, 1996.
 26. 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.**, v. 38, n. 9, p. 733-743, 2007.
 27. DONASSOLLO, T.A.; ROMANO, A.R.; DEMARCO, F.F.; DELLA-BONA, A. Surface microhardness evaluation of enamel and dentin in bovine and Human teeth (permanent and deciduous) **Rev. Odonto Ciênc.**, Porto Alegre, v. 22, n. 58, p. 311-316, out./dez. 2007
 28. DUTRA, M.C.; ROSCOE, M.G.; SILVA, N.R.; BARBOSA, L.M.; SOARES, C.J. Influence of the material’s viscosity simulating periodontal ligament on fracture resistance and strain tests Horizonte Científico, v. 1; 8 (2008) [ufu.br](http://www.seer.ufu.br/index.php/horizontecientifico/article/viewFile/4008/2985) 2008 - seer.ufu.br <http://www.seer.ufu.br/index.php/horizontecientifico/article/viewFile/4008/2985>
 29. DURET, B.; DURET, F.; REYNAUD, M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. **Compend Contin Educ Dent.** v.17, p.565-73, Supplement.1996
 30. ESSER, M.; TINSCHERT, J.; MARX, R. Materialkennwerte der Zahnhartschubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartschubstanz. **Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift** v.53, n.10, p.713-7, 1998.
 31. FONTANA, C.R.; MALTA, D.A.M.P.; FONTANA, U.F.; SAMPAIO, J.E.C.; BERNARDES, V.L.; ANDRADE, F. Study of the morphological alterations to enamel and dentin in human and bovine teeth after irradiation with Er:YAG laser. **Physics Lett Laser.** v.1, n.8, 2004
 32. FONSECA, R.B.; HAITER-NETO, F.; CARLO, H.L.; SOARES, C.J.; SINHORETI, M.A.C.; PUPPIN-RONTANI, R.M.; CORRER-SOBRINHO, L. Radiodensity and hardness of enamel and dentin of human and bovine teeth, varying bovine teeth age **Archives of Oral Biology**, v. 53, n.11, p. 1023-1029, 2008.

33. GARNER, L.D.; KOTWAL, L.S. Correlation study of incisive biting forces with age, sex and anterior occlusion. **J Dent Res.** v.52, n. 4, p 698-702;1973
34. GENOVESE, K.; LAMBERTI, L.; PAPPALETTERE, C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodonticamente treated teeth. **J Biomech.** v.38, p.2375-89, 2005
35. GIANNINI, M.; SOARES, C.J.; CARVALHO, R.M. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mater.** v.20, n.4,p.322-9, may 2004
36. GIBBS, C.H. *et al.* Limits of human bite strength. **J Prosthetic Dent.** v.56, n.2, 1986
37. GIOVANI, A.R.; VANSAN, L.P.; SOUSA NETO, M.D.; PAULINO, S.M. In vitro fracture resistance of glassfiber and cast metal posts with different lengths **J Dent Odontol.** v.101, p.183-188, 2009
38. GOLDBERG, F.; KAPLAN, A.; ROITMAN, M.; MANFRE, S.; PICCA, M. Reinforcing effect of a resin glass ionomer in the restoration of immature roots in vitro. **Dent Traumatol.** v.18, p.70-2, 2002
39. GOTO, Y.; NICHOLLS, J.I.; PHILLIPS, K.; MUNGE, T. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems. **J Prosthet Dent.** v.93, n.1, p.45-50, jan 2005
40. GRANDE, N.M.; PLOTINO, G.; IOPPOLO, P.; BEDINI, R.; PAMEIJER, C.H.; SOMMA, F. The effect of custom adaptation and span-diameter ratio on the flexural properties of fiber-reinforced composite posts. **Journal of Dentistry** . v.37 p.383-89,2009
41. GRIGORATOS, D.; KNOWLES, J.; NG, Y.L.; GULABIVALA, K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. **Int. Endod. J.** v. 34, n. 2, p. 113-119, 2001.
42. GUEDES, L.L.S.; MATTOS, L.C.G.; ZANI, I.M.; PRATES, L.H.M.; CHAIN, M.C. Avaliação das propriedades mecânicas de cimentos resinosos convencionais e autocondicionantes. **Revista de Odontologia da UNESP.** v.37, n.1, p. 85-89, 2008
43. HAYASHI, M.; SUGETA, A.; TAKAHASHI, Y.; IMAZATO, S.; EBISU, S. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores **Dental Materials** v.24; p.1178-1186; 2008.
44. HECKE, M.B.;OLIVEIRA, A.C.; LARGURA, L; CARVALHO, L.M.R. critérios de fratura aplicados a biomateriais e Estruturas orgânicas mineralizadas. **CBEB**, 2008

45. HELFER, A. R.; MELNICK, S.; SCHILDER, H. et al., . Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 34, n. 4, p. 661-670, St. Louis 1972.
46. HIBBELER, R.C. Resistência dos materiais. 7 Ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010
47. HIKITA, K.; VAN MEERBEEK, B.; DE MUNCK, J.; IKEDA, T.; VAN LANDUYT, K.; MAIDA, T.; LAMBRECHTS, P.; PEUMANS, M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. **Dental Materials** v.23,p.71-80, 2007.
48. HITT, J. C.; FEIGAL, R. J. Use of a bonding agent to reduce sealant sensitivity to moisture contamination: an in vitro study. **Pediatric Dent**, v.14, p.41-46, 1992.
49. HOWELL, A.H.; MANLY, R.S. An electronic strain gauge for measuring oral force. **J. Dent Res.** v.27, n.6. p-705-712,1948.
50. HU, Y.H.; PANG, I.C.; HSU, C.C.; LAU, I.H. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four posand-core systems. **Quintessence Int.**, v. 34, n. 5, p. 349-353, 2003.
51. HUANG, T.J.; SCHILDER, H.; NATHANSON, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J Endod.** v.18, n.5, p.209-15, 1992
52. HUO, B. “An inhomogeneous and anisotropic constitutive model of human dentin”. **Journal of Biomechanics.** v. 38, p.587–594, 2005
53. IMFELD, T. Comparison of the mechanical effects of a toothbrush and standard abrasive on human and bovine dentine in vitro. **J Clin Dent**; v.12, n.4, p.92-6, 2001.
54. IMPARATO, J.C.P. et al., . Banco de dentes humanos. Curitiba: maio, 2003. 190p
55. INOUE, T.; TAKAHASHI, H.; NISHIMURA, F. Anisotropy of tensile strengths of bovine dentin regarding dentinal tubule orientation and location. **Dent Mater J.** v.21, p.32-43, 2002.
56. JONES, S.; BOYDE, A.“Ultrastructure of dentin and dentinogenesis”. In: Linde (Ed.), **Dentin and Dentinogenesis.** CRC Press, Boca Raton.K. 1984,
57. KAIZER, O.B.; BONFANTE, G.; PEGORARO, L.F.; KAIZER, R.O.F.; REIS, K.R. Fracture strength of endodontically treated teeth reconstructed with woven polyethylene fiber posts and biological posts. **RGO**, Porto Alegre, v. 57, n.1, p.19-25, jan./mar. 2009.

58. KAWAMOTO, R.; KUROKAWA, H.; TAKUBO, C.; SHIMAMURA, Y.; YOSHIDA, T.; MIYAZAKI, M. Change in elastic modulus of bovine dentine with exposure to a calcium hydroxide paste. **Journal of Dentistry**, v.36, n.11, p. 959-964, 2008.
59. KINNEY, J.H.; MARSHALL, S.J.; MARSHALL, G.W. The mechanical properties of human dentin: A critical review and re-evaluation of the dental literature. **Crit.Rev Oral Biol Med**;v.14, n.1,p.13-29, 2003.
60. KISHEN, A.; KUMAR, G.V.; CHEN, N.N. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dent Traumatol.**, v. 20, n. 2, p. 90-100, 2004.
61. KISHEN, A.; VEDANTAM, S. Hydromechanics in dentine: Role of dentinal tubules and hydrostatic pressure on mechanical stress–strain distribution. **Dental Materials.** v. 23, n.10, p. 1296-1306; 2007.
62. KO, C. C. *et al.* Effects of posts or dentin stress distributions in pulpen teeth. **J Prosthet Dent**, v. 68, p. 421-427, 1992.
63. KOESTER, K.J.; AGER, J.W.; 3RD; RITCHIE, R.O. The effect of aging on crack-growth resistance and toughening mechanisms in human dentin. **Biomaterials.** v.29, p.1318–1328, 2008
64. LANG, H.; KORKMAZ, Y.; SCHNEIDER, K.; RAAB, W.H. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. **J Dent Res.** v. 85, n. 4, p. 364-368, 2006.
65. LANZA, A.; AVERSA, R.; RENGO, S.; APICELLA, D.; APICELLA, A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent Mater.** v.21, p.709-15, 2005
66. LASSILA, L.V.; TANNER, J.; LE BELL, A.M.; NARVA, K.; VALLITTU, P.K. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dent Mater.**, v. 20, p. 29-36, 2004.
67. LEE, J.J.; NETTEY-MARBELL, A.; COOK JR, A. Pimenta LAF, Leonard R, Ritter AV. Using Extracted Teeth for Research. The Effect of Storage Medium and Sterilization on Dentin Bond Strengths. **J Am Dent Assoc**, v.138, n.12, p.1599-1603; 2007.

68. LELES, C.R.; SOUSA, J.B.; BUSATO, A.L. Principios das restaurações com retenções intrarradiculares. In: Estrela C. (Ed.). Ciência endodôntica. São Paulo, Editora Artes Médicas Ltda, PP 901-1006
69. LI, L.L.; WANG, Z.Y.; BAI, Z.C.; MAO, Y.; GAO, B.; XIN, H.T.; ZHOU, B.; ZHANG, Y.; LIU, B. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. **Chin Med J (Engl)**, v.119, p.305-11,2006
70. LINDE, A.; GOLDBERG, M., 1993, "Dentinogenesis". Crit Rev Oral Biol Ued. Vol. 45, p- 679-728. .
71. LOPES, M.B.; SINHORETI, M.A.C.; GONINI JÚNIOR, A.; CONSANI, S.; MCCABE, J.F. Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths. **Braz. Dent. J.** v. 20, n.4, 2009.
72. LUI, J.L. Composite resin reinforcement of fared canals using light-transmitting plastic posts. **Quintessence Int.** v.25, n.5, p. 313-9, 1994.
73. MACCARI, P.C.A.; CONCEIÇÃO, E.N.; NUNES, M.F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **J Esthet Restor Dent.**, v. 15, p. 25-31, 2003.
74. MARCHETTI, C.; PLACENTINI, C.; MENGHINI, P. "Morphometric computerized analysis on the dentinal tubules and the collagen fibers in the dentine of human permanent teeth". Bull Group **Int Rech Sci Stomatol Odontol.** v. 35, n. 3-4, p. 125-129, 1992
75. MARCHI, G.M., *et al.* Effect of different filling materials on combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. **J Oral Rehabil.**, v. 30, n. 6, p. 623-629, 2003.
76. MARSHALL, G. W.; MARSHALL, S. J.; KINNEY, J. H.; BALOOCH, M., "The dentin substrate: structure and properties related to bonding". **J Dent.** v. 25, n. 6, p. 441-448,1997
77. MARTELLI JÚNIOR, H. Resistência à fratura de dentes tratados endodônticamente restaurados com pinos de fibra de vidro acessórios 2006. 66 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Universidade Norte do Paraná, Londrina.
78. MAZARO, J.V.Q.; ASSUNÇÃO, W.G.; ROCHA, E.P.; ZUIM, P.R.J.; GENNARI FILHO. Fatores determinantes na seleção de pinos intrarradiculares. **Revista de Odontologia da UNESP.** v.35, n.4 p.223-231,2006.

79. MAZZOCCATO, D.T.; HIRATA, R.; PIRES, L.A.G.; MOTA, E.; MORAES, L.F.; MAZZOCCATO, S.T. Propriedades flexurais de pinos diretos metálicos e não-metálicos. **R Dental Press Estét**, v. 3, n. 3, p. 21-36, 2006
80. MCLAREN, J.D.; MCLAREN, C.I.; YAMAN, P.; BIN-SHUWAISH, M.S.; DENNISON, J.D.; MCDONALD, N.J. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth **J Dent Odontol**; v.101, p.174-182, 2009
81. MENDONÇA, P.M.; CASTRO, C.G.; SOARES, C.J. Influência do tipo de cimento na adesão de pfv Cimentados em raízes humanas submetidas à radioterapia. XII seminário de iniciação científica, UFO 2008
82. MENDOZA, D.B.; EAKLE, W.S. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. **J Prosthet Dent**. v.72, n.6, p.591-4, dec. 1994.
83. MENEZES FILHO, P.F.; LOPES, S.R.P.; COELHO, M.C.A.; NOGUEIRA, L.R.G.C.; OERTLI, D.C.B. Comparison of the radicular fracture resistance using three types of intraradicular retainers. **Odontologia. Clín.Científ**. v.6, n.1, p. 71-78, 2007
84. MEZZOMO, E.; MASSA, F. Restauração de dentes pré-coroa protética - Núcleos e pinos. In: MEZZOMO, E.; SUZUKI, R. (Org.). Reabilitação oral contemporânea. São Paulo: Ed. Santos, 2006. p. 513-578.
85. MIGUEZ, P. A; PEREIRA, P. N.; ATSAWASUWAN, P.; YAMAUCHI, M. Collagen cross-linking and ultimate tensile strength in dentin. **J Dent Res**. v. 83, p. 807–810, 2004
86. NAKAMICHI, I.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. **J Dent Res**. v.62, n.10, p.1076-81, 1983.
87. NAVARRO, M.F.L.; PASCOTTO, R.C. Cimentos de Ionomero de Vidro - Aplicações clinicas em Odontologia. São Paulo: Artes Médicas: serie EAP-APCD, 1998.
88. NAZARI A, BAJAJ D, ZHANG D, ROMBERG E, AROLA D. Aging and the reduction in fracture toughness of dentin. **J Mech Behav Biomed Mater**. doi: 10.1016/j.jmbbm.2009.01.008.
89. NEWMAN, M.P.; YAMAN, P.; DENNISON, J.; RAFTER, M.; BILLY, E. Fracture resistance of endodonticamente treated teeth restored with composite posts. **J Prosthet Dent.**, v. 89, n. 4, p. 360-367, 2003.
90. ORÉFICE, R.L. *et al*. Biomateriais – fundamentos e aplicações. Cap. 15 – Jansen WC. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2006
91. PASHALEY, D. H. Dynamcs of the pulp-dentin complex. **Crit Rev Oral Biol Med**, v. 7, n. 2, p. 104-133, 1996

92. PLOTINO, G.; GRANDE, M.N.; BEDINI, R.; PAMEIJER, C.H.; SOMMA, F.; PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; BEDINI, R.; PAMEIJER, C. H.; SOMMA, F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. **Dental Materials**. v. 23, n. 9, p. 1129–1135, 2007
93. RAMALHO, A.C.D.; MARIZ, A.L.A.; BEATRICE, L.C.S.; SILVA, C.H.V.; MENEZES FILHO, P.F. Comparative study of fracture resistance in function of post's length and composition **RFO**, v. 13, n. 3, p. 42-46, 2008
94. RASMUSSEN, S. T.; PATCHIN, R. E.; SCOTT, D. B.; HEUER, A. H. Fracture properties of human enamel and dentin. **J Dent Res**. v. 55, n. 1, p. 154–164, 1976.
95. REEVES, G.W.; FITCHIE, J.G., HEMBREE, J.H. J.R.; PUCKETT, A.D. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. **Oper Dent**, v.20, n.6, p.230-38, dec. 1995.
96. RIVERA, E. M.; YAMAUCHI, M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 38, n. 7, p. 541-546, 1993.
97. SANO, H.; CIUCCHI, B.; MATTHEWS, W.G.; PASHLEY, D.H. Tensile Properties of Mineralized and Demineralized Human and Bovine Dentin . **J Dent Res** v.73,n.6, 1994
98. SASKALAUŠKAITE, E.; TAM, L.E.; MCCOMB, D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. **J Prosthodont**. v.17, n.4, p.262-8, Jun. 2008.
99. SCHILKE, R.; BAUSS, O.; LISSON, J.A.; SCHUCKAR, M.; GEURTSSEN, W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. **Am J Dent** v.12, n.2 p.92–6, 1999.
- 100.SCHILKE, R.; LISSON, J.A.; BAUß, O.; GEURTSSEN, W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation **Archives of Oral Biology** v. 45, n.5, p.355-361, 2000.
- 101.SEDGLEY, C. M.; MESSER, H. H. Are endodontically treated teeth more brittle? **J. Endod.**, Baltimore, v. 18, n. 7, p. 332-335, 1992.
- 102.SEEFELD, F.; WENZ, H.J.; LUDWIG, K.; KERN, M. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems **Dent. Mat** v.23, p.265–271, 2007
- 103.SILVA -SOUZA Jr, M.H. Odontologia Estética: Fundamentos e Aplicações Clínicas. Restaurações com Resina Composta. 1ª ed. Santos Livraria: São Paulo, 2000.

- 104.SILVA, G.R. 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 apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Reabilitação Oral. Uberlândia/MG: 2007.
- 105.SIM, T.P.C.; KNOWLES, J.C.; NG, Y-L.; SHELTON, J.; GULABIVALA, K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 34, n. 2, p. 120-122, 2001.
- 106.SOARES, C.J.; PIZI, E.C.; FONSECA, R.B.; MARTINS, L.R. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Pesqui Odontol Bras** (Engl). v.19, p.11-6, 2005
- 107.SOARES, C.J.; SANTANA, F.R.; SILVA, N.R.; PEREIRA, J.C.; PERIRA, C.A. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **JOE** v.33, n.5, p.603-606, 2007
- 108.TANG, W.; WU, Y.; SMALES, R.J. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth. **J Endod.** v.36, p.609-617, 2010
- 109.TEN CATE, A. R. Oral histology: development, structure, and function". 5th ed. Mosby-Year Book, Inc.; 1998.
- 110.THEODOSOPOULOU, J.N.; CHOCHLIDAKIS, M.K.M. A Systematic Review of Dowel (Post) and Core Materials and Systems. **Journal of Prosthodontics** v. 18, p.464-472, 2009
- 111.TOKSAVUL, S.; TOMAN, M.; UYULGAN, B.; SCHMAGE, P.; NERGIZ, I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of prefabricated post systems. **J Oral Rehabil.** v.32, p.433-40, 2005
- 112.TOKSAVUL, S.; ZOR, M.; TOMAN, M.; GUNGOR, M.A.; NERGIZ, I.; ARTUNC, C. Analysis of dentinal tensões distribution of maxillary central incisivos subjected to various post-and-core applications. **Oper Dent.** v.31, p.89-96, 2006.
- 113.TORBJORNER, A.; FRANSSON, B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **Int J Prosthodont.** v.17, p.369-76, 2004.
- 114.TROPE, M.; MALTZ, D.O.; TRONSTAD, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 1, n. 3, p. 108-111, 1985.

115. TROPE, M.; RAY JR., H. L. Resistance to fracture of endodontically treated roots. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 73, n. 1, p. 99-102, 1992.
116. VASCONCELLOS, W.A. A study of stress distribution in superior incisor dentine induced geometrically and the material of intracanal posts using finite element method. Belo Horizonte; 2002. 126 p. Dissertação de Mestrado
117. YANG, B.; LUDWIG, K.; ADELUNG, R.; KERN, M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. **Dent Mater.** v.22,n.1, p.45-56, jan. 2006
118. YAP, A.U.J.; WANG, X.; WU, X.; ET AL., Comparative hardness and modulus of tooth colored restoratives: A depth-sensing microindentation study. **Biomaterials** v.25, p.2179-2185, 2004
119. YOLDAS, O.; AKOVA, T.; UYSAL, H. An experimental analysis of tensões in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. **J Oral Rehabil.** v.32,p.427-32, 2005.
120. ZASLANSKY, P.; SIMON ZABLER, S.; FRATZL, P. 3D variations in human crown dentin tubule orientation: A phase-contrast microtomography study. **Dental Materials.** v.26, n.1, p-1-10, 2010
121. ZIMEHL, R.; HANNIG, M. "Non metallic restorative materials based on glass ionomer cements – recent trends and developments" **Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects** v.163, p.55-62, 2000
122. WEGEHAUPT, F.; GRIES, D.; WIEGAND, A.; ATTIN, T. Is bovine dentine an appropriate substitute for human dentine in erosion /abrasion tests? **Journal of Oral Rehabilitation.** v.35, p.390–394, 2008

ABSTRACT

ABSTRACT

For proper reconstruction of teeth with extensive damage, it is necessary to make root canal posts. There are several materials that are now available for these purposes, but none has the ideal biological and mechanical qualities. Biological posts are made from extracted teeth, properly sterilized and donated and have biomechanical properties similar to that of tooth structure may be one more option of restoration. The purpose of this study was to characterize the mechanical properties of bovine root dentin when used as root canal posts and to compare them with pins biological root dentin human and pins fiberglass of the same diameter and length, in tensile testing, three-point bending and scanning electron microscopy. And check the mode and fracture resistance of these pins, when cemented the root canals of human canine teeth in vitro. For strength and tensile modulus of elasticity and bending the pins of human and bovine root dentin did not differ between themselves, but were different pins for fiberglass. As for the fracture resistance of human roots reconstructed with the different posts and cements, it can be concluded that the greatest resistance was achieved pins fiberglass (723.3 N). Followed by bovine dentin pins cemented with ionomer cement resin modified glass (613.2 N). Pins of human dentin with resin cement (561.5 N). Also pins bovine dentin with resin cement (556.6 N). But there was no statistically significant difference between groups. As for the fracture pattern can be noted that in groups of teeth restored with resin cement these were the most severe and most irreparable. For teeth restored with pin bovine dentin and Glass Ionomer Cement, all fractures were deemed repairable, mostly in the cervical third. Biological posts from bovine dentin are promising materials to be used as anchorage root canal anterior teeth.

Keywords: Criteria for Fracture, Damage, Biomaterials, Biological Mineralized

ANEXO

ANEXO - Aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DOS VALES DO JEQUITINHONHA E MUCURI
Comitê de Ética em Pesquisa/CEP



Ofício nº. 241/09

Diamantina, 1º. dezembro de 2009.

À Sua Senhoria, a Senhora
Profª. Karine Taís Aguiar Tavano
Departamento de Odontologia/FCBS
UFVJM

Assunto: Parecer Consubstanciado Projeto 004/09

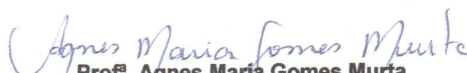
Prezada Pesquisadora,

O projeto protocolado sob o registro provisório nº 004/09 e intitulado: "Resistência de pinos biológicos à fratura", sob sua coordenação, foi reavaliado pelo Comitê de Ética em Pesquisa e recebeu o parecer **APROVADO**, tendo em vista a conformidade com os itens da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. O número de registro definitivo é 065/09.

A pesquisa pretende avaliar pinos confeccionados a partir de dentes naturais extraídos quanto à resistência a fraturas. Tais pinos poderão, eventualmente, ser uma alternativa aos pré-fabricados, quando for necessário o reforço intrarradicular.

Deverá ser apresentado relatório de pesquisa a este Comitê um ano após a aprovação do projeto.

Atenciosamente,


Prof. Agnes Maria Gomes Murta
Vice-Coordenadora CEP/UFVJM