

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

BRUNO DE CASTRO FERREIRA BARRETO

**Avaliação comparativa da resistência à flexão,
módulo flexural e rigidez das dentinas
humanas e bovinas.**

UBERLÂNDIA – MG

2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

BRUNO DE CASTRO FERREIRA BARRETO

Avaliação comparativa da resistência à flexão, módulo flexural e rigidez das dentinas humanas e bovinas.

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Roberto Elias Campos

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca Examinadora

Prof. Dr. Roberto Elias Campos - UFU
Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares - UFU
Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior - UNESP

Uberlândia, - 2009

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Barreto, Bruno de Castro Ferreira, 1981-

B273a Avaliação comparativa da resistência à flexão, módulo flexural e rigidez das dentinas humanas e bovinas / Bruno de Castro Ferreira Barreto. - 2009.

82 f. : il.

Orientador: Roberto Elias Campos.

Co-orientador: Carlos José Soares.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Materiais dentários - Teses. 2. Biomecânica - Teses. I. Campos, Roberto Elias. II. Soares, Carlos José. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 615.46

Elaborado pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

Dedicatória

A Deus

Senhor, obrigado por mais esta conquista e por ter me transformado em um homem digno e honrado.

Aos meus amados pais Sebastião e Teresinha

Pai e mãe eu queria que vocês soubessem que quando eu tiver meus filhos, gostaria de fazer por eles pelo menos um pouco do que vocês fizeram por mim e pelas meninas. Tenho muito orgulho da criação que recebi, dos bons exemplos de vida, de garra e de fé! Vocês me fizeram acreditar que na vida não há limites e mesmo diante de todas as dificuldades estamos aqui unidos, felizes e vitoriosos. A vocês devo tudo.

Às minhas queridas irmãs Carlinha e Dindinha

Eu tenho tanta sorte que Deus me deu três mães, porque vocês não são apenas irmãs, são o meu porto seguro, pessoas que sei que posso contar eternamente. Nós formamos um forte elo na nossa família e eu sei que é para sempre. Muito obrigado!

Aos meus queridos sobrinhos

Caio, Gilberto Júnior e Lucas

Este três anjos que Deus colocou na minha vida de maneiras tão distintas, mas com a mesma missão: mostrar-me que a vida tem sentido e temos que continuar renovando as nossas esperanças.

Aos meus cunhados

Carlos Henrique e Gilberto

Por terem me dado os meninos e fazerem das minhas irmãs mulheres tão felizes. Mais do que cunhados hoje vocês fazem realmente parte da nossa família.

À minha família

Meus avós, tias, a Irecê, tios e primos que sempre acreditaram em mim e me ampararam das mais diversas formas.

À minha namorada Marília

Apesar de estarmos juntos há pouco tempo, eu tenho percebido em você uma companheira sólida, uma amiga, mulher de princípios e fé. Muito obrigado por ter dividido comigo as minhas alegrias e angústias neste período. Com certeza ao seu lado a carga fica bem mais leve!

Ao Professor Dr. Carlos José Soares (o Carlão)

Carlos, eu queria que você soubesse o tamanho da sua responsabilidade nisso tudo. Antes de te conhecer eu queria ser apenas um dentista, mas você me abriu os olhos para a pesquisa e com o seu entusiasmo, dinamismo, percepção e sensibilidade me fez descobrir o que realmente eu queria fazer na vida, e que me traz tanta felicidade. Muito obrigado por ter confiado em mim e nunca ter me abandonado, apesar da distância que hoje eu sei que nunca existiu. As responsabilidades que você colocou em minhas mãos só me deram mais ânimo de me superar e seguir em frente. Você mudou o rumo da minha vida para muito melhor. Queria parabenizar também à Priscilla, ao Marcelo e a Bruninha por formarem junto com você uma família tão estruturada e feliz.

Obrigado para sempre!

Ao meu orientador Professor Dr. Roberto Elias Campos

Roberto, muito obrigado por ter me acolhido como orientado e ter permitido que eu conciliasse o meu trabalho com os meus estudos. Obrigado pela confiança depositada em mim, pelos exemplos de ética e profissionalismo. Você é uma pessoa que respeito muito e admiro.

Agradecimentos Especiais

Ao povo de Paranaiguara

Aos pacientes, amigos e afilhados. Vocês confiaram em mim sem me conhecer, me colocaram dentro de suas casas como se eu fosse da família e me apoiaram no meu crescimento pessoal e profissional. Eu nunca me esquecerei de vocês.

À Dra. Beatriz

Um exemplo de profissional a ser seguido, que com sua habilidade e conhecimento me ajudou a atravessar momentos tão difíceis com calma e serenidade.

Aos professores que me qualificaram

Professor Dr. Henner Alberto Gomide, Professor Dr. João Carlos Gabrielli Biffi e Professora Dra. Paula Dechichi por suas prestatividade e considerações tão valiosas para o meu trabalho.

Aos demais professores do mestrado

Prof. Dr. Adérito Soares da Mota, Prof. Dr. Alfredo Júlio
Fernandes Neto, Prof. Dr. Flávio Domingues Neves, Prof. Dr.
Paulo Sérgio Quagliatto, Prof. Dr. Denildo Magalhães, Prof. Ms. Roberto
Bernardino Jr., Prof. Dr. Célio Jesus do Prado, Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes,
por minha formação docente e humana.

Aos meus parceiros da vida

Professor Dr. Paulo César de Freitas Santos Filho (o PC), e Professor Dr.
Paulo Vinícius Soares (o PV), que além de irmãos são o meu espelho, e a
prova de que humildade e sucesso podem sim andar juntos! Valeu pelo apoio.

Aos meus queridos amigos

Raposo, por me ajudar em momentos de extrema dificuldade, pela amizade e
por ter feito as fotos da minha dissertação. À Veri e ao Simamoto, casal nota
10, que me ajudaram todas as vezes que precisei. A Gisele, que após tanto
tempo de convivência no tornamos agora grandes amigos, obrigado por me
regular e me ensinar a ser mais sério. Ao Murilo pelas conversas e dicas de
vida. À Luciana Zaramela pelo companheirismo e fidelidade compartilhados, e
por me ajudar na parte laboratorial. À Luana Cristina Moraes, pelo exemplo de
superação e pelo trabalho. Ao meu novo amigo e parceiro de república Lucas
Zago, que tantas vezes me ajudou com as microscopias e está me ensinando a
levar uma vida mais light. Ao Rinaldo que também mora com a gente. Aos
alunos da graduação (especialmente a Flavinha) e da iniciação científica. Aos
colegas do mestrado, Carol Assaf, Carol Castro, Fernandinha, Cristininha, João
Paulo, Thiago Stape, Fabiane Maria, Luanewba, Naila, Renata Balvedi, Gabi
Mesquita, Natália, Andréa Dolores, Bruno Príncipe, Marininha e aos novos
colegas de Piracicaba. Ao Professor Luís Roberto Marcondes Martins, pela
compreensão e apoio que só um verdadeiro pai poderia ter com os seus filhos.

Ao meu dentista Dr. Carlos Itiro Emi

Dr. Carlos obrigado pela sua atenção comigo e com a minha família e sem dúvida nenhuma foi vendo você trabalhar que me despertou o fascínio pela odontologia.

Aos meus amigos de graduação

Larosa, PC, Carpete, Wolney, Rodrigo, Vanessa, Dani Moura, Priscila, Carol Assaf, Gisele, Natércia, Aline Moura, Janine, Maíra, Paulinne e Jú. Nós não escolhemos quem passa em nossas vidas, mas escolhemos quem permanece, e vocês vão permanecer para sempre.

Aos meus irmãos do peito

Fábio, Jerbs e Kiko por estarem sempre por perto para as conversas, risadas e desabafos. Vocês são muito importantes na minha vida.

À Abigail e à Zélia

Sempre tão solícitas e educadas, me ajudando com dedicação e paciência.
Muito Obrigado!

Ao Professor Dr. Osmir Batista de Oliveira

Por ter aceito o convite para fazer parte da minha banca e ter vindo de Araraquara com tão boa vontade.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

Pela minha qualificada formação durante a graduação e pós-graduação.
Orgulho-me de receber o título de mestre nesta instituição.

Ao Magnífico Senhor Reitor

Meu professor, mestre e amigo, o Professor Alfredo Júlio Fernandes Neto.
Tenho muito orgulho de ter sido seu aluno e ter participado da sua vitória. Este
lugar é seu por direito!

Ao Laboratório de Pesquisa em Odontologia (LIPO)

E por seus dirigentes, por terem cedido o espaço e condições ótimas de
trabalho.

Ao NAP/MEPA-ESALQ/USP, e ao Dr E.W. Kitajima

Pelo suporte do equipamento de MEV.

Epígrade

*“Cada um de nós compõe a sua história,
cada ser em si carrega o dom de ser capaz, de
ser feliz!”*

Renato Teixeira

Sumário

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	XIV
RESUMO	XVII
ABSTRACT	XIX
1. INTRODUÇÃO	01
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	04
3. PROPOSIÇÃO	27
4. MATERIAIS E MÉTODOS	29
4.1- SELEÇÃO DOS DENTES	30
4.2- GRUPOS EXPERIMENTAIS	31
4.3- CORTES DAS BARRAS DE DENTINA HUMANA	32
4.4- CORTES DAS BARRAS DE DENTINA BOVINA	35
4.5- ENSAIO DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO POR TRÊS PONTOS.....	39
4.6- CARACTERIZAÇÃO DAS AMOSTRAS EM MEV	41
4.7- AVALIAÇÃO DAS DENSIDADES (IMAGE TOOLS)	44
5. RESULTADOS	46
6. DISCUSSÃO	50
7. CONCLUSÃO.....	57
REFERÊNCIAS	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm - unidade de comprimento (milímetro)

ISO - International Organization of standardization

HPA - barra de dentina coronária humana com a orientação dos túbulos paralela ao longo eixo do carregamento de teste.

HPP - barra de dentina coronária humana com a orientação dos túbulos perpendicular ao longo eixo do carregamento de teste.

HRA - barra de dentina radicular humana com a orientação dos túbulos paralela ao longo eixo do carregamento de teste.

BRA - barra de dentina coronária bovina com a orientação dos túbulos paralela ao longo eixo do carregamento de teste.

BPP - barra de dentina coronária bovina com a orientação dos túbulos perpendicular ao longo eixo do carregamento de teste.

BRA - barra de dentina radicular bovina com a orientação dos túbulos paralela ao longo eixo do carregamento de teste.

% - porcentagem

h - unidade de tempo (horas)

min – unidade de tempo (minuto)

HBSS - Hank`s Balanced Salt Solution

± - mais ou menos

RF - resistência à flexão (σ_f)

F - carga máxima aplicada (força)

N - unidade de força (Newton)

L - distância entre os pontos de apoio (mm)

b - largura da barra (mm)

h - espessura da barra (mm)

MF - módulo flexural (E_f)

ΔL - deflecção (mm)

MPa - unidade padrão de pressão e tensão (megapascal)

GPa - unidade padrão de pressão e tensão $\cdot 10^3$ (gigapascal)

R - rigidez (K)

X - aumento (magnifications)

Túbulos/mm² - unidade de densidade tubular (túbulos por milímetro quadrado)

°C – unidade de temperatura (graus Celsius)

μm – unidade de comprimento (micrometros)

α - nível de confiabilidade

Nº - número

mm² - unidade de área (milímetro quadrado)

RESUMO

Dentes humanos têm sido substituídos por dentes bovinos nos testes laboratoriais e os resultados questionados devido às prováveis diferenças nas suas propriedades mecânicas. Foram investigadas e comparadas a resistência flexural (RF), o módulo flexural (MF) e a rigidez (R) 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 MF e R e submetidos ao teste de Friedman e Mann Whitney ($\alpha=5\%$). As médias dos valores foram: RF: 194,26(HPA); 152,86(HPP); 224,86(HRA); 89,84(BPA); 85,32(BPP); 350,17(BRA). MF: 3,77(HPA); 2,53(HPP); 3,76(HRA); 2,12(BPA); 1,26(BPP); 6,38(BRA). S: 3,95(HPA); 3,02(HPP); 4,30(HRA); 2,43(BPA); 1,82(BPP); 7,56(BRA). 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 existem diferenças significantes entre as propriedades mecânicas de dentes humanos e bovinos, que a área investigada influencia essas propriedades e que a orientação dos túbulos pareceu não ter influência.

Palavras – Chave: Dentina, Biomecânica, Resistência à Flexão, Módulo Flexural, Rigidez.

ABSTRACT

Human teeth have been replaced by bovine in laboratory tests and the results questioned due differences in their mechanical properties. The purpose of this study was to investigate and compare the flexural strength (FS), flexural modulus (FM) and stiffness (ST) between species, and the influence of the investigated area and tubule orientation on the properties. Six groups (n=10) were obtained: HPA – human crown dentin beams with tubules orientation parallel to the load direction; HPP – human crown dentin beams with tubules orientation perpendicular to the load direction; HRO – human root dentin beams with tubules orientation parallel to the load direction; BPA – bovine crown dentin beams with tubules orientation parallel to the load direction; BPP – bovine crown dentin beams with tubules orientation perpendicular to the load direction; BRO – bovine root dentin beams with tubules orientation parallel to the load direction. FM and ST values were calculated from FS results obtained from a 3-point bending test following ISO 178 (ISO 178:2001/Amd.1:2004(E)), and submitted to Friedman and Mann Whitney statistical tests ($\alpha=5\%$). Median values were: FR: 194,26(HPA); 152,86(HPP); 224,86(HRO); 89,84(BPA); 85,32;(BPP); 350,17(BRO). FM: 3,77(HPA); 2,53(HPP); 3,76(HRO); 2,12(BPA); 1,26(BPP); 6,38(BRO). S:3,95(HPA); 3,02(HPP); 4,30(HRO); 2,43(BPA); 1,82(BPP); 7,56(BRO). There was significant difference for HRO in comparison to HPP (HRO>HPP) in the FS only. In the 3 evaluated properties (BRO>BPA=BPP). Between species, in the 3 evaluated properties (HPA>BPA) and PP (HPP>BPP). However, bovine dentin was significantly higher than human in RO (BRO>HRO), irrespective of the evaluated property. Conclusions were that differences in mechanical properties should be considered between human and bovine dentin and that the investigated area may influence such properties. Tubules orientation seemed not to affect mechanical properties.

Keywords: Dentin, Biomechanics, Flexural Strength, Flexural Modulus, Stiffness.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

As dificuldades de obtenção de dentes humanos para testes laboratoriais se devem à sua maior permanência na cavidade oral, devido às melhorias das técnicas e materiais odontológicos (Burke, 1992), além das restrições por parte dos Comitês de Ética. Como alternativa, dentes bovinos têm sido utilizados em testes laboratoriais desde a década de 80 (Nakamichi *et al.*, 1983).

A maior parte da estrutura do dente é composta por dentina (Giannini *et al.*, 2004), e a humana é um tecido duro composto de aproximadamente 45% de mineral, 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 & Reprogel, 2006; Ten Cate, 2008). Cada túbulo é envolto por uma bainha hipermineralizada chamada de dentina peritubular (Linde & Goldberg, 1993) que tem módulo de elasticidade maior que o da dentina intertubular (Huo, 2005). A dentina intertubular é rica em minerais como a hidroxiapatita (Pashley, 1996) e as fibrilas colágenas mineralizadas formam um tipo de estrutura em malha, disposta preferencialmente no plano perpendicular ao longo eixo dos túbulos (Jones & Boyde, 1984; Marshall *et al.*, 1997; Kinney *et al.*, 2003). Cada fibrila colágena é formada por um polimerizado 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; Nakano *et al.*, 1999; Inoue *et al.*, 2002; Iwamoto & Ruse, 2003; Kinney *et al.*, 2003; Kinney *et al.*, 2004; Plotino *et al.*, 2007) e da diferença de idade dos dentes testados (Arola & Reprogel, 2005), o que pode influenciar as propriedades mecânicas dos dentes (Plotino *et al.*, 2007), e melhorar muitos aspectos dos tratamentos dentais preventivos e restauradores (Marshall *et al.*, 1997). A dentina coronária bovina possui número de túbulos semelhantes à dentina humana em várias

profundidades (Schilke *et al.*, 2000). Embora seja frequente o uso de dentes bovinos em pesquisas, os resultados têm sido questionados devido a prováveis diferenças na composição e comportamento mecânico em relação aos dentes humanos (Arola & Rouland, 2003; Nalla *et al.*, 2003; Arola *et al.*, 2005). O módulo flexural, a resistência à flexão e a rigidez são propriedades relacionadas ao comportamento elástico dos materiais (Phillips, 2005), importantes na resistência dos dentes (Kinney *et al.*, 2003).

Estes parâmetros podem ser usados para comparar as propriedades de materiais com baixa ductibilidade (Santos, 2000), materiais rígidos (Phillips, 1993) e materiais que não permitem ou dificultam a utilização de outros tipos de ensaio mecânicos. A resistência à flexão determina a resistência à fratura, sendo que altos valores indicam maior resistência. Módulo flexural define a flexibilidade de uma amostra e altos valores indicam maior rigidez, enquanto valores mais baixos indicam maior flexibilidade (Grande *et al.*, 2007) e a rigidez pode ser descrita como o grau de elasticidade de um material (Anusavice, 1998). Essas propriedades podem ser obtidas por meio do teste de resistência à flexão de 3 ou 4 pontos sendo que o de 3 pontos resulta em valores mais elevados, por criar uma menor área de tensão contendo menos defeitos estruturais (Júnior *et al.*, 2007).

A determinação e comparação das propriedades elásticas da dentina sob as mesmas condições de preparo e teste é importante visto que até mesmo a forma de armazenagem pode provocar alterações mecânicas (Oyarzun *et al.*, 2002; Cavalli *et al.*, 2004; Arola & Reprogel, 2005; Da Silva *et al.*, 2005; Tam *et al.*, 2005; Ghavamnasiri *et al.*, 2007; Marending *et al.*, 2007). Considerando-se a semelhança histológica e estrutural da dentina humana e bovina é esperado que ambas apresentem comportamento mecânico semelhante.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

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.

Nakamichi *et al.*(1983), com o intuito de descobrirem um substrato que substituísse os dentes humanos em testes laboratoriais, realizaram testes de resistência adesiva em dentes humanos e compararam com a resistência de dentes bovinos, utilizando vários cimentos e compósitos. Foram utilizados dentes humanos e bovinos intactos com rizogênese completa. Os dentes humanos foram preparados com o lixamento das faces vestibulares dos

incisivos e das faces oclusais dos molares até expor a dentina mais superficial. Os dentes bovinos foram preparados com o lixamento da superfície vestibular dos incisivos até a exposição da dentina, porém como a espessura da dentina bovina é maior do que a da humana foi possível variar as profundidades em: superficial, média e profunda. Para avaliar a resistência adesiva no esmalte nenhum preparo foi realizado e foram utilizadas as superfícies vestibulares dos dentes. Além disso, eles utilizaram dentes recém-extraídos e dentes armazenados a mais de seis meses com o intuito de avaliar a influência do tempo de armazenagem na resistência adesiva dos dentes. Após o preparo das superfícies foi posicionada uma matriz cilíndrica de cobre com 5 mm de diâmetro e 4 mm de altura, sobre a superfície preparada e foram realizadas as restaurações variando os cimentos e as resinas, seguindo as orientações dos fabricantes. Foi realizado o teste de resistência à tração nos corpos de prova e os autores avaliaram de acordo com os resultados que não houve diferença estatística na resistência adesiva do esmalte bovino quando comparada com o esmalte humano com nenhum dos materiais utilizados. A resistência adesiva na dentina bovina superficial foi até dez vezes maior do que a resistência da dentina profunda e que a resistência adesiva na dentinas superficiais humanas e bovinas não apresentaram resultados estatisticamente diferentes entre si. Os dentes extraídos e armazenados em um tempo superior a seis meses tiveram os valores estatisticamente superiores aos dentes recém-extraídos, em relação à resistência adesiva. Diante desses resultados os autores concluíram ainda que o esmalte e a dentina superficial de dentes bovinos podem ser usados em substituição aos dentes humanos em testes de resistência adesiva e que os compósitos que melhor se aderiram nestes substratos foram os quimicamente ativados.

Em 1992, Burke realizou uma revisão de literatura sobre as causas que geravam fraturas *in vivo* e *in vitro* nos dentes. Ele investigou a incidência, causas e métodos de investigação das fraturas dentais, pois estas eram um problema de alta significância clínica e com muitos fatores predisponentes.

Restaurações extensas e grandes lesões cariosas tinham a tendência de ser associadas à maioria das fraturas, com maior incidência de fraturas nos primeiros molares permanentes, especialmente nos inferiores. Os autores também perceberam que a anatomia dos dentes influenciava na incidência de fratura assim como as forças funcionais aplicadas nas cúspides. Eles concluíram que os riscos de fratura em dentes restaurados, podiam ser reduzidos com o recobrimento das cúspides e que investigações tradicionais de fratura dental usando técnicas destrutivas proporcionavam informações valiosas, entretanto, réplicas e técnicas não destrutivas também tinham o seu valor.

Também no ano de 1992, Marchetti *et al.*, realizaram uma análise morfométrica em componentes importantes da dentina humana usando um analisador computadorizado de imagem. O diâmetro dos túbulos dentinários e a sua porcentagem da área foram calculados. Além disso, a porcentagem da área das fibrilas de colágeno na matriz dentinária foi medida. Estes parâmetros foram avaliados em áreas diferentes da coroa e da dentina radicular em dentes humanos permanentes. As medidas foram executadas nos dentes calcificados e descalcificados, tratados com a digestão enzimática para não remover a matriz orgânica do colágeno e evidenciar a rede das fibrilas colágenas. Os valores obtidos nas diferentes áreas do dente e nas amostras submetidas aos diferentes tratamentos foram submetidos à análise estatística. O diâmetro dos túbulos e a porcentagem da área dentinária diminuíram significativamente da dentina profunda para a dentina superficial, tanto nos dentes descalcificados como nos calcificados e nas amostras submetidas à digestão enzimática. Os autores concluíram que a porcentagem das fibrilas colágenas na matriz orgânica foi significativamente menor na dentina peritubular.

Linde & Goldberg, em 1993, realizaram uma revisão sistemática de literatura sobre a dentinogênese. Eles estabeleceram que a formação de

dentina, dentinogênese, compreende em uma interação sofisticada entre diversos fatores celulares e extracelulares no tecido. A dentina pode ser considerada como um tecido conjuntivo calcificado. A este respeito, sua modalidade da formação reage estreitamente similar à formação óssea. Eles observaram que usar a dentinogênese como um modelo experimental para estudar a biomineralização fornecia diversas vantagens práticas, e os resultados poderiam ser extrapolados para compreender processos similares em outros tecidos, como o osso. Após ter descrito a estrutura e a composição da dentina, esta revisão discutiu artigos tais como a dinâmica da dentinogênese; os odontoblastos, o transporte, e as concentrações ativas de íons minerais na dentinogênese; os componentes da matriz orgânica da dentina; e os mecanismos presumidos envolvidos na formação mineral.

No ano de 1996, Pashley relatou que a dentina tem uma maior quantidade de água em sua composição provavelmente devido a sua estrutura tubular. Uma vez que a dentina é exposta, a quantidade de água intratubular está livre para mover-se em resposta aos estímulos térmicos, osmótico, voláteis, ou táteis. Ele avaliou que o deslocamento dos fluidos através da dentina poderia ser capaz de causar forças de cisalhamento nos odontoblastos, em terminações nervosas, próximos aos fibroblastos, e em vasos sanguíneos causando significativa irritação mecânica, rompimento, ou dano significativo, dependendo do valor do deslocamento do fluido. Mesmo na ausência do deslocamento dos fluidos, os túbulos cheios de água promoveriam a difusão de substâncias nocivas (produtos bacterianos) através de canais, para dentro e para fora da polpa, onde poderia ativar o sistema imunológico, para fornecer estímulos quimiotáticos, produção de citocina, e dor como produto de inflamação pulpar. Visto desta perspectiva, a dentina foi relatada como uma barreira pobre aos irritantes externos. Entretanto, o tecido pulpar reagiria a estes desafios aumentando a atividade nervosa, dos vasos sanguíneos, do sistema imunológico, e do retorno fluido intersticial, fazendo a dentina exposta menos permeável tanto fisiologicamente, através do aumento do fluxo de fluido

externo, quanto microscopicamente, com a obstrução dos túbulos por proteínas e depósitos minerais. Outro fator observado foi a presença de dentina terciária, aumentando desse modo as propriedades da barreira da dentina, e fornecendo a proteção adicional aos tecidos pulpare. Estas reações envolveriam a dentina e a polpa, na iniciação dos processos e em sua definição. Estas respostas da polpa dental à irritação da dentina demonstraram a natureza dinâmica do complexo do dentino-pulpar.

Em 1997, Marshall *et al.*, descreveram a dentina como um material vital, composto e hidratado, com componentes estruturais e propriedades que variavam com a posição. Através de uma revisão de literatura eles estabeleceram os principais métodos de avaliação da dentina, entre eles: microscopia eletrônica, microscopia de força atômica e tomografia. Uma revisão dos estudos fundamentais com ênfase em métodos microestruturais sensíveis, e as revisões prévias de propriedades mecânicas básicas, foram incluídas como exame de sua correlação à composição e à estrutura. A ênfase neste trabalho foi os componentes estruturais principais do tecido, incluindo a matriz orgânica baseada no colágeno e seu reforço mineral. O trabalho também focou na distribuição destes componentes, sua organização microestrutural, nas propriedades mecânicas e na resposta à desmineralização. Os autores concluíram que a complexidade da dentina impossibilita uma revisão detalhada, e que as variações estruturais locais influenciam as propriedades e melhoram muitos aspectos dos tratamentos dentais preventivos e restauradores.

Nakano *et al.*, em 1999, avaliaram o mecanismo de reforço das propriedades mecânicas da dentina com a utilização de diferentes medicamentos intracanaais. Os espécimes em forma de ampolheta foram preparados a partir de fatias de colágeno retiradas de uma dentina desmineralizada e de fatias de dentina com a parte orgânica dissolvida. Após

ter imergido os espécimes em medicamento intracanal (eugenol e formocresol), foram executados os testes de microtração em água a 37° C e o teste de dureza de Vickers. A resistência à tração aumentou após a imersão dos espécimes no eugenol e no formocresol, especialmente o colágeno e a dentina com a parte orgânica dissolvida após a imersão no formocresol e a dentina desmineralizada após a imersão no eugenol. Assim, a imersão no formocresol pôde ter aumentado a resistência à tração da dentina pela coagulação de proteínas. Quanto à imersão no eugenol pode ter ocorrido o aumento da resistência à tração da dentina não somente pela coagulação, mas também pela quelação da proteína com o hidroxiapatita. Entretanto, os valores de dureza não mudaram significativamente após a imersão nos medicamentos intracanaís.

Schilke *et al.*(2000), avaliaram e compararam o diâmetro e o número dos túbulos dentinários em superfícies similarmente preparadas de incisivos centrais permanentes bovinos, molares decíduos humanos e terceiros molares humanos. Nos dentes bovinos, as coroas e as raízes foram usadas; nas amostras humanas somente as coroas foram investigadas. A densidade dos túbulos na dentina radicular bovina foi mais elevada do que em molares humanos decíduos, humanos permanentes, e dentina coronária bovina. Nenhuma diferença significativa foi encontrada para o número de túbulos dentinários na dentina coronária bovina comparada à dentina dos molares decíduos e permanentes humanos. O diâmetro médio dos túbulos dentinários bovinos foi ligeiramente, mas não significativamente, maior do que na dentina humana. Estes achados demonstraram que as camadas coronárias correspondentes da dentina de molares decíduos humanos e os molares permanentes, e dos incisivos centrais bovinos, não são significativamente diferentes em seu número de túbulos por mm² e diâmetro dos túbulos, visto que a densidade dos túbulos na dentina bovina da raiz é significativamente mais elevada. Estes resultados sugeriram que desde que os preparos usados sejam padronizados, a dentina coronária dos incisivos bovinos pode ser um

substituto apropriado para a dentina dos 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.

Também no ano de 2002, Oyarzún *et al.*, testaram a hipótese de que uma solução comercial de 5% NaOCl produziria alterações estruturais e moleculares no colágeno e nas glicosaminoglicanas da dentina mineralizada e desmineralizada. Os segmentos radiculares dos dentes humanos foram tratados com o 5% NaOCl por 2 minutos em temperatura ambiente. No grupo controle, a água destilada substituiu NaOCl. Os espécimes experimentais e os do grupo controle foram processados para o teste de imunofluorescência indireta usando os anticorpos do colágeno tipo I e do sulfato de anticondroitina. As seções do tecido foram analisadas morfometricamente. Uma única exposição por 2 minutos a uma solução de 5% NaOCl produziu uma perda drástica de imunoreatividade na superfície da dentina para ambos os anticorpos que foram usados em espécimes desmineralizados. Uma faixa

estreita e irregular da perda da fluorescência foi detectada em segmentos da dentina mineralizada quando os anticorpos específicos do colágeno foram usados. Os resultados deste estudo sugeriram que 5% NaOCl induziria alterações no colágeno e nas glicosaminoglicanas da dentina e mostraram o papel protetor do hidroxiapatita na estabilidade orgânica da matriz.

Habelitz *et al.* (2002), estudaram em nível nanométrico as mudanças nas propriedades mecânicas de esmalte e dentina durante o armazenamento. Água deionizada, solução de cloreto de cálcio tamponado (CaCl_2) e solução salina balanceada de Hank's foram avaliadas como meio de armazenagem. Nanoindentação em microscopia de força atômica mostrou a que armazenagem dos dentes em água deionizada e solução de CaCl_2 resultou em largo decréscimo do módulo de elasticidade e da dureza das amostras. As amostras avaliadas após um dia de armazenamento apresentaram decréscimo das propriedades mecânicas de até 20% para o esmalte e 30% para dentina. Após uma semana as propriedades mecânicas apresentaram valores abaixo de 50% dos valores apresentados inicialmente (antes da armazenagem) o que foi atribuído pelos autores pela desmineralização ocorrida durante a armazenagem. Por outro lado, o armazenamento em solução salina balanceada de Hank's foi capaz de manter as propriedades mecânicas dos substratos avaliados por intervalos de até duas semanas. Os autores recomendam a utilização de solução salina balanceada de Hank's.

Em 2003, Iwamoto & Ruse, avaliaram a tenacidade a fratura (K_{IC}) da dentina humana por meio do ensaio do prisma triangular sem falha-induzida. Os prismas dentinários foram confeccionados seguindo diferentes orientações tubulares: perpendicular (PE), paralelo (PAA) e paralelo transverso (PAT). Os autores não encontraram diferenças significativas quando compararam os valores de K_{IC} de PAA e PAT. Os valores de PE foram significativamente menores. A caracterização da superfície das amostras mostrou superfícies

mais rugosas para PAA e PAT quando comparadas as superfícies das amostras PE. Os autores atribuem a hipermineralização da dentina peritubular e a disposição das fibrilas colágenas ao redor dos túbulos as diferenças no KIC. E ainda relatam que os resultados do estudo identificaram significativa anisotropia da dentina a respeito do KIC.

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 até a data do estudo. 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 (não sendo a mesma em todas as direções); mensurações por condução de ondas sônicas detectaram anisotropia hexagonal, embora de pequena magnitude. Os autores re-interpretaram 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 larga variação dos coeficientes citados em todos os estudos de resistência pode ser entendida como relacionado à distribuição das falhas/descontinuidades nas amostras de dentina. Por fim, os autores relataram a escassez de estudos relacionados a mecânica de fratura e fadiga, discutindo que a dentina tem um limite a fadiga. Para tensões menores que as tensões desenvolvidas durante a mastigação fisiológica, os autores mostram que uma dentina integra aparentemente não falha. Entretanto, uma abordagem mais

conservadora foi discutida por eles e mostra que baixas taxas de tensões são capazes de propagar pequenas trincas, podendo levar a rupturas catastróficas.

Nalla *et al.*, em 2003, avaliaram a influência do carregamento cíclico prolongado (frequências de 2 e 20 Hz) em amostras de dentina em meio contendo solução salina balanceada de Hanks. A longevidade sob tensão foi discutida pelos autores no contexto de possíveis mecanismos de dano por fadiga e falha nesse material. Os dados relacionados à perda de rigidez coletados durante os ensaios foram utilizados para deduzir os limiares e velocidades de propagação de trinca. Esses resultados foram apresentados no contexto de mecânica de fratura e apresentados graficamente como taxas de propagação de trinca em função da faixa da intensidade de tensão da fadiga. Os autores discutiram os resultados correlacionando-os com avaliações de predição de longevidade dos elementos dentais e concluíram que a presença de falhas incipiente na ordem de 250 μm não interferiu radicalmente na vida útil das amostras avaliadas.

Arola e Rouland (2003) partiram do pressuposto que rupturas por fadiga se originariam de pequenas falhas introduzidas durante o preparo cavitário e que a propagação dessas falhas/trincas são a principal causa de fraturas em dentes restaurados. Os autores então investigaram a taxa de crescimento de trincas por fadiga em dentina bovina estimado em carregamento cíclico tipo I. Amostras de cantiléver duplo foram obtidas de molares bovinos e submetidas ao carregamento cíclico de fadiga. As taxas de crescimento de trinca por fadiga foram mensuradas e usadas para estimar o expoente e o coeficiente de propagação de trinca de acordo com a Lei de Paris. A média do expoente de propagação de trinca foi de $4,7 \pm 0,6$ para propagação paralela aos túbulos dentinários, que se mostrou significativamente maior que $4,3 \pm 0,5$ para a propagação perpendicular aos túbulos. Embora a taxa de propagação tenha variado consideravelmente, os autores não relataram significante dependência da orientação e densidade tubular.

Entretanto, características específicas da superfície das fraturas e as tendências para desvio das trincas que se afastaram dos túbulos tenham sugerido no estudo propagação preferencial perpendicular aos túbulos dentinários. Os autores relataram na época que o estudo estaria sendo estendido em avaliações na dentina humana.

Em 2004, Miguez *et al.*, investigaram o potencial de matrizes orgânicas dentinárias oriundas de diferentes regiões dentais de resistir ao ensaio de resistência coesiva da estrutura por ensaio microtração. Análise bioquímica do colágeno também foi realizada. Tanto na dentina radicular quanto coronária, quando o carregamento foi perpendicular ao sentido tubular os valores foram maiores (coroa não desmineralizada = $140,4 \pm 48,6$ /raiz = $95,9 \pm 26,1$; a coroa desmineralizada = $16,6 \pm 6,3$ /raiz = $29,0 \pm 12,4$) que as amostras testadas paralelamente (coroa não desmineralizada = $73,1 \pm 21,2$ /raiz = $63,2 \pm 22,6$; coroa desmineralizada = $9,0 \pm 3,9$ /raiz = $16,2 \pm 8,0$). As amostras desmineralizadas apresentaram resistência coesiva significativamente maior na raiz comparada a amostras extraídas da coroa. Embora o conteúdo colágeno seja semelhante em ambas as localidades, a quantidade de agentes de ligações cruzadas do colágeno foi maior na raiz. Os autores relataram que tais achados relacionados a diferentes composições bioquímicas podem ser atribuídos as diferentes resistências regionais encontradas.

Giannini *et al.*, em 2004, determinaram resistência coesiva do esmalte, dentina e junção amelo-dentinária por meio de ensaio de microtração. Foi hipotetizado que a resistência coesiva varia de acordo com a orientação dos componentes do substrato e sua localização. As superfícies oclusais em esmalte de terceiros molares humanos extraídos foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% e foi aplicado sistema adesivo convencional de frasco único. As superfícies oclusais receberam uma restauração de resina composta e os dentes foram seccionados em fatias de 0,7mm. Cada fatia foi seccionada com brocas diamantadas para formar uma constricção (forma de ampulheta)

com uma área de seção transversal de aproximadamente 0.5 mm² em esmalte, em dentina, ou na junção esmalte-dentinária. Os testes foram realizados no esmalte de acordo com a orientação prismática (paralela, e transversal) e na dentina com relação à profundidade (superficial, média e profunda). Os espécimes foram testados em uma máquina de teste Instron com velocidade de 0.5 de mm/min. Os resultados foram analisados por one-way ANOVA e Teste de Duncan. Os resultados mostraram que os valores de resistência à tração nos espécimes de esmalte com sentido transversal à orientação prismática foram significativamente mais baixos do que os do esmalte com os prismas paralelos. Para a dentina este estudo mostrou que a profundidade afetou significativamente os resultados dos testes, ou seja, quanto mais profunda a dentina, menores os valores de resistência à tração. Os resultados de resistência à tração na junção amelo-dentinária foram similares aos do esmalte com a orientação dos prismas paralelo e aos valores da dentina média. Os autores puderam concluir que a resistência máxima à tração das estruturas varia de acordo com a natureza e a posição dos tecidos dentários.

Kinney et al., em 2004 avaliaram por meio da técnica da espectroscopia ressonante de ultra-som (RUS) as medidas das constantes elásticas de segunda ordem da dentina humana hidratada. Os espécimes foram posicionados entre dois transdutores, e as frequências ressonantes da vibração foram mensuradas com uma frequência entre 0.5 e 1.4 MHz. As constantes elásticas determinadas por meio das frequências ressonantes medidas na dentina hidratada exibiram uma ligeira anisotropia hexagonal, com o sentido mais rígido no sentido perpendicular ao longo eixo dos túbulos. Esta anisotropia hexagonal era pequena e quase desaparecia quando os espécimes foram secos. Além disso, havia uma anisotropia pronunciada na relação de Poisson da dentina molhada. Com a secagem de ar, esta anisotropia desapareceu. O módulo de elasticidade da dentina isotrópica seca era 28.1 GPa. A técnica de RUS mostrou-se como uma promessa para determinar as constantes elásticas nos tecidos mineralizados.

Também no ano de 2004, Cavali et al., avaliaram os efeitos da baixa concentração dos agentes clareadores à base de peróxido da carbamida (PC) na resistência máxima à tração do esmalte (UTS). Doze terceiros molares humanos hígidos receberam restaurações de resina composta na superfície oclusal para facilitar o preparo dos espécimes para o teste de microtração. Os dentes restaurados foram seccionados no sentido vestibulo-lingual com fatias de aproximadamente 0.7mm. Cada fatia recebeu uma constricção com broca diamantada para realização dos espécimes em forma de ampulheta com uma área de seção transversal na constricção de menos de 1 mm². As amostras foram divididas aleatoriamente em seis grupos com 10 espécimes cada um: Controle (C-não tratado); Opalescence 10% (O10), Opalescence 15% (O15), Opalescence 20% (O20), Whiteness 10% (W10) e Whiteness 16% (W16). Os espécimes em cada grupo receberam a aplicação do PC durante 6 h/dia, em 37, 8°C, durante 14 dias e foram armazenados na saliva artificial entre cada aplicação. Após o regime de clareamento, os espécimes foram testados com o método microtração com velocidade de 0.5 mm/min. Os resultados foram analisados pelo teste de ANOVA e de Tukey (5%). Os espécimes submetidos ao regime de clareamento apresentaram uma UTS significativamente mais baixa do que grupo controle. Nenhuma diferença foi encontrada entre o tipo e a concentração dos agentes de clareamento. Os resultados sugeriram que o esmalte clareado com PC poderia reduzir significativamente sua UTS dentro de um tratamento de 14 dias.

Em 2005, Tam et al., determinaram os efeitos do clareamento com peróxido de carbamida (PC) e peróxido de hidrogênio (PH) na resistência flexural (RF) e módulo flexural (MF) da dentina. As barras de dentina bovina com as medidas de 2x2x20 mm foram imersas nos agentes clareadores para simular o período noturno (10 ou 15% PC, 6 h/dias, durante 2 semanas), período noturno exagerado (10% PC, 6 h/dia, 5 dias/semana, 2 meses), período diurno (6.5 a 7.5% HP, 1 h/dia durante, durante 3 semanas) protocolos de clareamento de consultório (35% HP, 1 h/dia, 2 dias/semana, 3 semanas) .

Água destilada e um gel do placebo atuaram como soluções de imersão do grupo controle. Após a imersão, os espécimes foram enxaguados e armazenados em água destilada. O teste mecânico foi executado 24 h após o último tratamento usando uma máquina de teste universal Instron com uma velocidade de 0.75 mm/min. Os resultados foram analisados pelo Testes de ANOVA e de Tukey ($p < 0.05$). Os autores constataram que houveram reduções significativas no RF e no MF da dentina após exposições de 2 semanas e de 2 meses ao PC. Não houve nenhuma diferença significativa na RF ou no MF da dentina entre os grupos do tratamento e de controle. Aplicações diretas de agentes clareadores a base de PC *in vitro* causaram diminuições significativas na RF e no MF da dentina. As mesmas reduções não foram observadas entre os grupos HP- tratados da dentina, que foram expostas aos tempos mais curtos do tratamento. Os autores concluíram que mais pesquisas adicionais são necessárias para determinar *in vivo* o efeito do PC e do HP na dentina.

Também em 2005, Da Silva *et al.*, avaliaram os efeitos do clareamento realizado pelo peróxido na resistência máxima à tração (UTS) do esmalte humano. Um bloco de resina composta era construído na superfície oclusal de 14 terceiros molares humanos hígidos e recém-extraídos, para permitir a preparação dos espécimes para posterior teste de microtração. Os dentes restaurados foram seccionados em série no sentido vestibulo-lingual em fatias de aproximadamente 0.7 milímetros. Cada fatia foi cortada com uma broca fina de diamante para reduzir a área da secção interna, tendo uma constricção em forma de ampulheta com uma área de secção transversal de menos de 1 mm². As amostras foram divididas aleatoriamente em sete grupos ($n = 10$): um grupo controle sem clareamento e os grupos clareados tratados com os seis protocolos do clareamento diferentes. Os espécimes foram testados com o teste de microtração a velocidade de 0.5 mm/minuto e os dados foram analisados pelo teste de ANOVA e de Tukey. Os espécimes do grupo controle apresentaram UTS de 51.3 $\pm$ 8.6 MPa, quando o UTS do esmalte clareado variou de 22.0 $\pm$ 5.6 MPa a 36.3 $\pm$ 9.1 MPa. Todos os procedimentos de clareamento reduziram significativamente UTS do esmalte

($p < 0.05$). As diferenças foram observadas igualmente entre os tratamentos. Os resultados sugeriram que os protocolos de clareamento poderiam reduzir significativamente a resistência à tração do esmalte.

Huo 2005, criou um modelo micromecânico que foi usado para avaliar as propriedades elásticas totais da dentina. Cinco parâmetros independentes na matriz elástica isotrópica podem ser expressos analiticamente pelos parâmetros materiais da dentina peri e intertubular e a fração de volume dos túbulos. Para determinar a eficiência deste modelo teórico, um modelo de elementos finitos (EF) que simula uma fatia longitudinal do dente no teste de moiré fringe de Wang e de Weiner foi executado. Além disso, o modelo de EF era modelagem incorporada desenvolvida da variação do diâmetro do túbulo e de uma característica mais resiliente da dentina intertubular perto da junção do esmalte-dentina e em torno da câmara pulpar. Entretanto, nos resultados do EF do deslocamento pelos modelos tradicionais de tensão-deformação que consideram a dentina como um material homogêneo e isotrópico, as distribuições de tensões foram obviamente diferentes de uma tensão em comparação ao teste de moiré publicado. O modelo assim heterogêneo e anisotrópico desenvolvido neste estudo reflete mais exatamente a natureza física verdadeira da dentina humana.

Arola & Reprogel (2005), realizaram um estudo experimental no qual avaliaram o comportamento mecânico da dentina humana e a influência da idade. Barras com a secção transversal retangular foram confeccionadas da dentina coronária de molares humanos hígidos ($N=76$) que foram obtidos de pacientes ($N=70$) entre 17 e 80 anos de idade. As barras foram carregadas em um teste flexural de 4 pontos e foram avaliadas a resistência flexural e as propriedades da rigidez. As barras foram divididas em dois grupos de idade que foram considerados como as jovens (17 a 30anos) e as velhas (50 a 80 anos). Os resultados do teste mostraram que a resistência flexural e a

resistência à fratura da dentina diminuíram significativamente com idade. A resistência da dentina nova (em 107 ciclos) era aproximadamente 44 MPa, visto que a dentina velha exibiu uma resistência de aproximadamente 23 MPa. Baseados em diferenças no comportamento mecânico e nas características microscópicas da fratura dos espécimes novos e velhos, os autores constataram que o envelhecimento parece conduzir a um aumento na taxa de iniciação do dano e na propagação da trinca na dentina.

Arola et al. (2005), avaliaram através de um estudo experimental o crescimento de trincas provocado por fadiga na dentina, e a influência da relação do esforço (R) na taxa de crescimento da trinca e nos mecanismos da extensão cíclica. Espécimes com formato (DCB) foram seccionados de molares bovinos e submetidos então ao carregamento de fadiga de ciclo ($(5) < 10; < \text{de } N; 10 (6))$ sob circunstâncias hidratadas. A avaliação consistiu na modalidade de cargas com relações do esforço que variaram de -0.5 a 0.5. As taxa de crescimento da trinca foi medida e usada para estimar o expoente do crescimento de trinca (m) e o coeficiente (c) de acordo com o modelo da lei de Paris. Os autores encontraram um crescimento na taxa de extensão cíclica significativo com aumento de R , e que a taxa de crescimento média a mais elevada da trinca ocorreu em uma relação do esforço de 0.5. Entretanto, o expoente de crescimento da trinca diminuiu com aumento de R de uma média de 4.6 ($R = 0.10$) a 2.7 ($R = 0.50$). O ponto inicial da intensidade de esforço para o crescimento da trinca diminuiu com aumento de R também. Os resultados deste estudo sugerem que um aumento na relação cíclica do esforço facilitou o crescimento da trinca na dentina e aumentou a taxa de extensão cíclica.

Arola & Reprogel 2006, estudaram a influência da orientação dos túbulos na resistência da dentina humana sob cargas estáticas e cíclicas. As barras retangulares foram seccionadas da dentina coronária de molares bovinos

hígidos e foram submetidas ao teste flexural de 4 pontos até ocorrer a falha. A resistência flexural, a resistência à fratura e a rigidez foram avaliadas para espécimes com os túbulos do dentinários alinhados paralelos e perpendiculares ao carregamento. Embora a influência da orientação dos túbulos fosse a mais importante para o comportamento mecânico, a resistência e a rigidez diminuíram com um aumento na densidade do tubular. De acordo com diferenças na resistência flexural com a orientação dos túbulos, as práticas restauradoras que promovem grandes esforços cíclicos perpendiculares aos túbulos seriam mais prováveis de facilitar a falha de resistência na dentina com carregamento cíclico.

Em 2007, Ghavamnasiri et al., avaliaram o efeito do peróxido de carbamida 20% (PC) na resistência flexural (FS) do complexo do esmalte e da dentina bovinos. Cem dentes bovinos hígidos foram selecionados para o uso. As barras (2 x 3 x 8 milímetros) do terço médio das superfícies vestibulares de cada coroa foram seccionados dos dentes. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em cinco grupos (n=20) baseados no período de tempo de clareamento vital. O grupo 1 compreendeu o grupo controle mantido em saliva artificial. Os grupos experimentais sujeitaram à imersão em 20% PC, Opalescence, por quatro, seis e oito semanas, respectivamente (oito horas diárias). O teste mecânico foi executado 24 horas após o último tratamento usando uma máquina de teste universal Instron com uma velocidade de 0.5 mm/min. Os resultados foram analisados pela análise de variação one-way (ANOVA) e do Teste de Tukey ($\alpha=0.05$). Os valores médios para o FS eram 141.27, 103.06, 120.71, 130.23, e 117.90 MPa, respectivamente. As diferenças significativas na FS foram notadas estatisticamente entre os grupos. Uma diferença estatística significativa foi observada entre o grupo 2 (clareados por duas semanas) e o controle. A aplicação do clareador PC a 20% por duas semanas apresentou diminuições significativas na FS do complexo do esmalte e da dentina bovinos. Diminuições similares não foram observadas entre os outros grupos.

Soares et al., em 2007 avaliaram o efeito do tratamento endodôntico e do tempo de armazenamento na resistência flexural 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 executados como segue: 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 ET (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 ampolheta 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.

Plotino et al. (2007), avaliaram o módulo flexural e a resistência flexural de tipos diferentes de pinos intraradiculares em comparação com a dentina radicular humana. Três tipos diferentes dos pinos foram usados (PFV) pinos de fibra de vidro e três tipos diferentes de pinos de metal cada um com 10 espécimes (n = 10) e 20 barras de dentina foram submetidas ao teste de flexão de três pontos para determinar o módulo flexural (GPa) e a resistência flexural (MPa). Três pinos aleatoriamente selecionados de cada grupo foram avaliados usando um microscópio eletrônico de varredura (MEV) para ilustrar as diferenças na modalidade da fratura. Os dados foram sujeitos a um teste one-way ANOVA para determinar diferenças significativas entre grupos e a comparação múltipla do teste de Bonferroni foi aplicado para investigar os valores médios que diferiram um do outro com níveis de significância $P < 0.05$. A análise do teste de ANOVA revelou diferenças significativas entre grupos

($P < 0.05$) para valores médios de módulo flexural e de resistência flexural. Os pinos de fibra de vidro têm um módulo de elasticidade que mais se aproxima da dentina enquanto que o módulo para o metal foi muito mais elevado. A resistência flexural dos pinos de fibra e de metal era respectivamente quatro vezes mais alta do que o da dentina radicular.

Grande et al., em 2007 compararam Resilon (Resilon Research LLC, Madison, CT) em conjunto com outro cimento (EpiPhany; Pentron Clinical Technologies, Wallingford, CT) ou um cimento endodôntico não adesivo (Pulp Canal Sealer; Kerr Corporation, Orange, CA) um EndoRez (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT) e guta-percha com considerações às propriedades físicas e resistência flexural nos cilindros padronizados de dentina e a resistência flexural do Resilon e da guta-percha. A superfície externa de 50 incisivos centrais superiores foram reduzidas por meio de corte mecânico para obter os cilindros de dentina com um diâmetro externo de 3 milímetros e um comprimento mínimo de 12 milímetros. Os canais radiculares foram preparados para obter um cilindro padronizado de 1.3 milímetros de diâmetro no centro da raiz. Os cilindros foram divididos aleatoriamente em cinco grupos ($n = 10$): grupo 1: obturação com cimento endodôntico não adesivo (Pulp Canal Sealer; Kerr Corporation, Orange, CA) e guta-percha; grupo 2: obturação com Resilon, EpiPhany primer e cimento EpiPhany; grupo 3: obturação com Resilon e Pulp Canal sealer; grupo 4: o obturação com EndoRez cimento endodôntico a base de metacrilato; e grupo 5: os cilindros de dentina não obturados. Um teste de resistência flexural de três pontos foi usado para medir os valores da carga máxima dos espécimes. Uma análise estatística foi executada para determinar diferenças significantes ($p < 0.05$). Uma análise do teste da variação não mostrou nenhuma diferença significativa entre os grupos ($p = 0.697$; $F = 0.60$). Dentro dos limites deste estudo os autores concluíram que os materiais de obturação endodôntica atualmente disponíveis e seus procedimentos adesivos recomendados não podem influenciar as propriedades mecânicas da dentina

radicular e que as propriedades flexurais do Resilon e da guta-percha são muito baixas para reforçar as raízes.

E ainda em 2007, Júnior et al., avaliaram o módulo flexural e o módulo de Weibull de um compósito microhíbrido e um compósito nanoparticulado por meio dos testes de flexão de 3 e de 4 pontos. Trinta espécimes de Filtek Z250TM (3M/ESPE) e de Filtek SupremeTM (3M/ESPE) foram preparados para cada teste de acordo com a especificação do ISO 4049/2000. Depois de 24h em água destilada a 37°C os espécimes foram submetidos aos testes de flexão de 3 e de 4 pontos usando uma máquina de teste universal DL2000 (EMIC) com uma velocidade de 1mm/min. Os dados foram calculados e submetidos ao Teste T-Student ($\alpha = 0.05$) e análise de Weibull. As superfícies fraturadas foram analisadas baseadas em princípios fractográficos. Os dois compósitos tiveram a resistência equivalente em ambos os métodos do teste. Entretanto, os projetos do teste afetaram significativamente a resistência flexural das resinas microhíbridas e dos compósitos nanoparticulados. Módulo de Weibull (m) da SupremeTM era similar em ambos os testes, quando para Z250TM, um (m) mais elevado foi observado com o teste de flexão de 3 pontos. As falhas críticas eram as mais frequentes associadas com a superfície do espécime (até 90%) e foram caracterizadas como a superfície que apresentavam sulco, distribuição não-uniforme das fases, inclusões e vácuos. A Resistência Flexural como medida pelo teste de flexão de 3 pontos é mais elevada do que pelo teste de 4 pontos, devido à falha menor que contem a área envolvida no anterior. Apesar da grande diferença no tamanho médio do preenchimento entre os compósitos, a fração de volume do preenchimento em ambos os materiais foi similar, que era provavelmente a razão para valores da resistência flexural e os comportamentos médios similares da fratura.

Marending et al. (2007), investigaram as alterações mecânicas, químicas e estruturais da dentina radicular humana após a exposição às concentrações ascendentes de hipoclorito de sódio. Os testes de flexão de três pontos foram realizados em barras padronizadas de dentina radicular ($n = 8$) por grupo, removidas de terceiros molares humanos hígidos para avaliar sua resistência flexural e o módulo de elasticidade após a imersão em 5 mL da água (controle), de 1% NaOCl, de 5% NaOCl ou de 9% NaOCl em 37°C por 1 hora. Espécimes de dentina adicionais foram estudados usando a análise microelemental, fotomicroscopia seguida de coragem com fucsina básica, e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dados numéricos foram comparados usando one-way ANOVA. A correção de Bonferroni foi aplicada para o teste múltiplo. A imersão em 1% NaOCl não causou uma variação significativa nos valores do módulo de elasticidade ou da resistência flexural em comparação com a água, enquanto a imersão no hipoclorito a 5% e a 9% reduziu estes valores pela metade ($P < 0.05$). Os índices do carbono e do nitrogênio dos espécimes foram significativamente ($P < 0.05$) reduzidos por 5% e por 9% NaOCl, enquanto 1% NaOCl não teve nenhum efeito. A exposição a 5% NaOCl tornou o mum 80-100 superficial da dentina intertubular permeável a fuccina básica. As reconstruções tridimensionais das MEV dos espécimes em parte desmineralizados mostraram a deterioração por NaOCl dependente da concentração da matriz. As microscopias eletrônicas Backscattered revelaram que esse hipoclorito em algumas das concentrações testadas deixou os componentes inorgânicos da dentina intactos. Os autores concluíram que o efeito dependente da concentração do hipoclorito nas propriedades mecânicas da dentina ocorre com a dissolução dos componentes orgânicos da dentina.

Yasuda et al., em 2007 determinaram através do método de ondas ultra-sônicas as mudanças no módulo de elasticidade da dentina desmineralizada e infiltrada por adesivo. Os discos de dentina foram obtidos de incisivos bovinos e cortados de forma retangular. Os espécimes foram imersos em adesivos autocondicionantes de passo único, e a seguir armazenados em

água destilada e termociclados em ciclos térmicos entre 5 e 60°C. As velocidades e o comprimento longitudinal das ondas ultrassônicas e o módulo de elasticidade eram determinados usando o equipamento ultra-sônico composto de um receptor de pulsos, de transdutores, e de um osciloscópio. Após 24 h do armazenamento, o módulo de elasticidade da dentina mineralizada era 16.9 GPa e o da dentina desmineralizada era 2.1 GPa. A imersão da dentina desmineralizada nos adesivos aumentou significativamente o módulo de elasticidade para 3.3-5.9 GPa. Após 30.000 ciclos térmicos, o módulo de elasticidade da dentina era 32.4 GPa, visto que o módulo da dentina desmineralizada infiltrada pelo adesivo era 3.1-4.1 GPa. A termociclagem não fez com que a dentina desmineralizada e infiltrada pelo adesivo deteriorasse, como medido pelo módulo de elasticidade.

PROPOSIÇÃO

1. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à flexão, o módulo flexural e a rigidez das dentinas coronárias e radiculares, variando:

1 – A espécie:

- A. Dentina Humana;
- B. Dentina Bovina.

2 – A localização da dentina e a orientação dos túbulos:

- A- Dentina coronária com a orientação dos túbulos paralela ao longo eixo do carregamento;
- B- Dentina coronária com a orientação dos túbulos perpendicular ao longo eixo do carregamento;
- C- Dentina radicular com a orientação dos túbulos paralela ao longo eixo do carregamento.

Dessa forma, 3 hipóteses nulas serão avaliadas: (1) não há diferença nas propriedades flexurais entre as espécies; (2) a orientação dos túbulos dentinários não influencia as propriedades flexurais e (3) a localização da dentina não influencia as propriedades flexurais. Devido à escassez de dados e de trabalhos comparativos utilizando métodos semelhantes o objetivo deste estudo foi determinar e comparar valores de resistência à flexão, módulo flexural e rigidez da dentina humana e bovina nas regiões coronária e radicular, assim como investigar a influência da direção dos túbulos dentinários nestas propriedades, por meio do teste de flexão de 3 pontos, Microscopia Eletrônica de Varredura e do Programa de Software Image Tools.

MATERIAIS E MÉTODOS

2. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Seleção dos dentes

Foram selecionados 10 terceiros molares humanos hígidos, extraídos por questões biológicas, com rizogênese completa, totalmente erupcionados (Projeto aprovado pelo Comitê de Ética, Universidade Federal de Uberlândia, protocolo 124/08) de pacientes jovens com idade entre 15 e 20 anos (Figura 1.A), e 20 incisivos bovinos adultos extraídos em frigorífico de Uberlândia com avaliação sanitária pelo Ministério da Saúde e consentimento do médico veterinário responsável (Figura 1.B). Todos os dentes foram limpos com curetas periodontais, descontaminados com solução aquosa de timol 0,2% (Pharmacia Biopharma Ltda., Uberlândia, Brazil) durante 24 horas e armazenados em Hank's Balanced Salt Solution (HBSS) (Sigma Aldrich, St. Louis, MO, US) por ser uma solução salina neutra que não altera as propriedades mecânicas da dentina (Habelitz *et. al*, 2002) (Figura 1.C). O período total de armazenagem da extração aos testes foi de 12 dias.



Figura 1. A – dentes terceiros molares superiores e inferiores humanos; B – incisivos centrais inferiores bovinos; C – Solução de Hank.

4.2 Grupos Experimentais

Seis grupos (n=10) foram obtidos: HPA – barras de dentina coronária humana com orientação dos túbulos dentinários paralela à direção da carga aplicada durante o teste (Figura 2.A); HPP – barras de dentina coronária humana com orientação dos túbulos perpendiculares à direção da carga (Figura 2.B); HRA – barras de dentina radicular humana com orientação dos túbulos paralela à direção da carga (Figura 2.C). Os grupos bovinos BPA, BPP E BRA foram obtidos da mesma forma e com características correspondentes aos humanos.

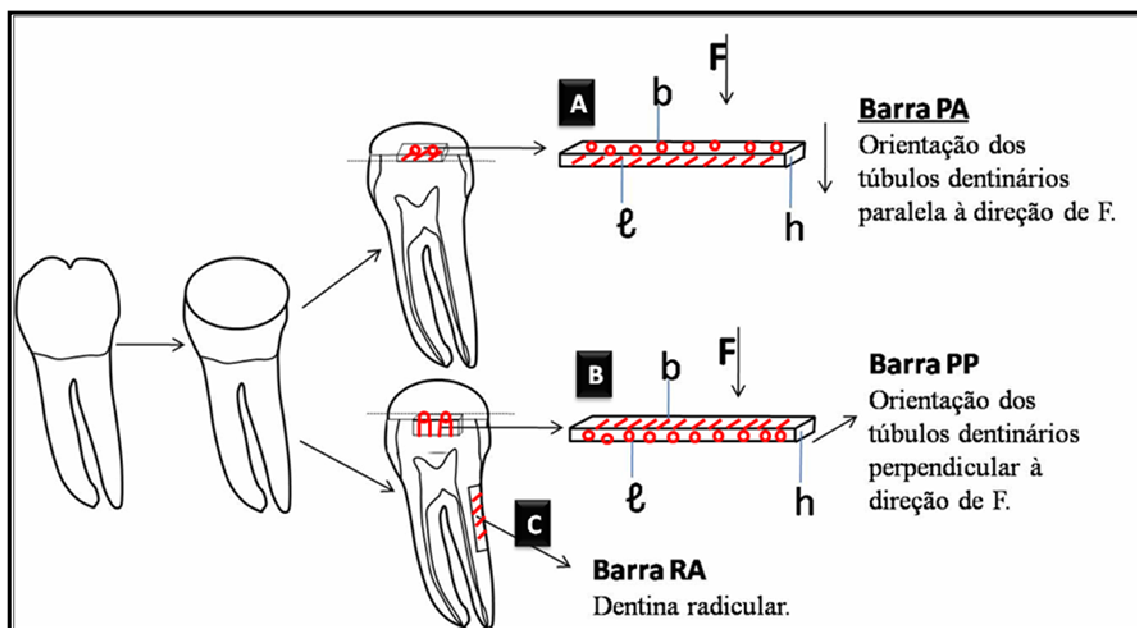


Figura 2. A – barras de dentina coronária humana com a orientação dos túbulos paralela a força de carregamento, B – barras de dentina coronária humana com a orientação dos túbulos perpendicular a força de carregamento e C – barras de dentina radicular humana com a orientação dos túbulos paralela e força de carregamento.

4.3 Cortes das barras de dentina humana

Para a obtenção das barras de dentina humana o terço oclusal foi inicialmente desgastado com lixa de óxido de alumínio de granulação 100 (Norton, São Paulo, Brasil) em uma lixadeira politriz (APL-2, Arotec, São Paulo, Brasil) com irrigação constante para expor a superfície dentinária (Figura 3.A). Os dentes foram fixados em placas de acrílico com godiva de baixa fusão (Exata, Rio de Janeiro, Brasil), posicionados em uma cortadeira de precisão (Isomet 1000 Saw Precision, Buehler, NY, USA) (Figura 3.B) e seccionados longitudinalmente (Figura 3.C) com disco diamantado (Extec, Enfield, CT, USA) (Figura 3.D) com velocidade de 250 rpm e sob irrigação constante com água. Este corte foi feito com a finalidade de se economizar dentes humanos, uma vez que a sua ampla coroa nos permite remover duas barras, sendo uma de cada metade do dente.

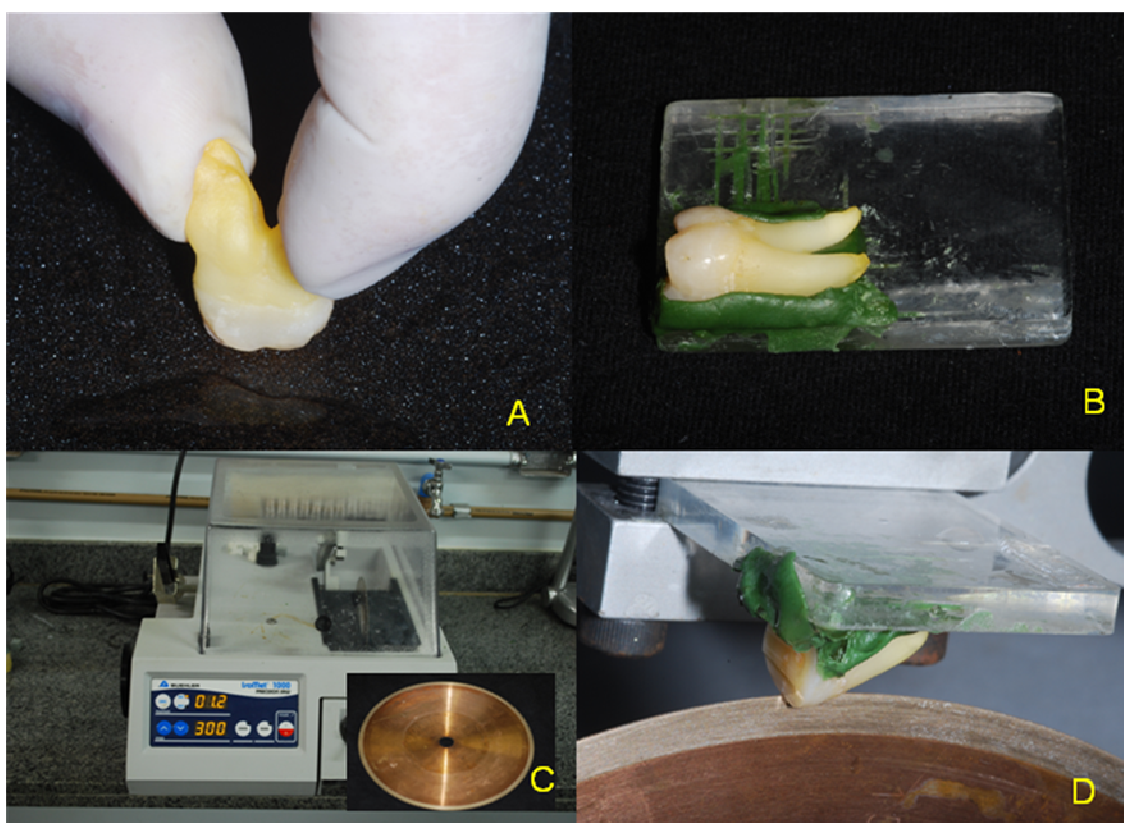


Figura 3. A – desgaste da face oclusal dos terceiros molares humanos em lixadeira politriz; B – fixação do dente em placa acrílica com godiva de baixa fusão; C – cortadeira de precisão Isomet 1000 e disco diamantado; D – corte longitudinal no longo eixo do dente. Os testes foram realizados no LIPO-UFU.

Para a realização dos cortes das barras com a orientação dos túbulos paralela ao eixo do carregamento, uma das hemi - secções do dente (Figura 4.A) foi fixada à placa acrílica com a face plana voltada para a placa. Foi realizado então um primeiro corte com a finalidade de planificar a área lixada, deixando-a plana e paralela ao disco. Foi realizado então um segundo corte com 0,4mm de espessura (já descontando a espessura do disco) (Figura 4.B) obtendo-se assim uma fatia de dentina o mais superficial possível que foi fixada à placa de acrílico (Figura 4.C). Foram realizados então os outros cortes que caracterizaram o formato de barra (Figura 4.D).

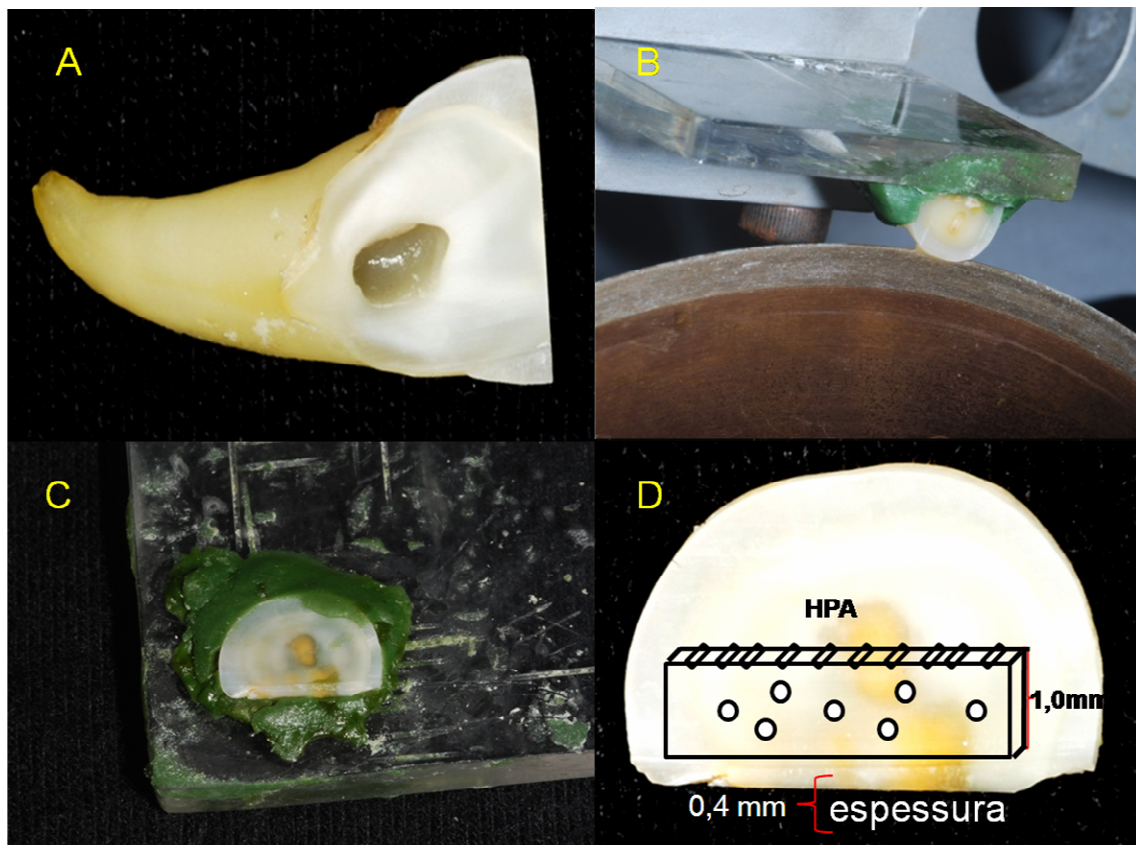


Figura 4. A – hemi-secção do terceiro molar humano; B – segundo corte com a espessura de 0,4mm para a obtenção as barras HPA; C – fatia de dentina; D – cortes finais e obtenção das barras.

Com a outra hemi-secção do mesmo dente foi realizada os cortes para a obtenção das barras com a orientação dos túbulos perpendicular ao eixo do carregamento da mesma forma que a anterior esta hemi-secção também foi fixada à placa de acrílico e levada à cortadeira de precisão(Figura 5.A). O primeiro corte foi realizado para acertar a superfície plana deixando-a paralela ao disco e o segundo corte foi realizado com uma espessura de 1,0 mm (já descontando a espessura do disco). Esta fatia foi fixada à placa de acrílico e foram realizados novamente os outros cortes que caracterizaram o formato da barra (Figura 5.B).

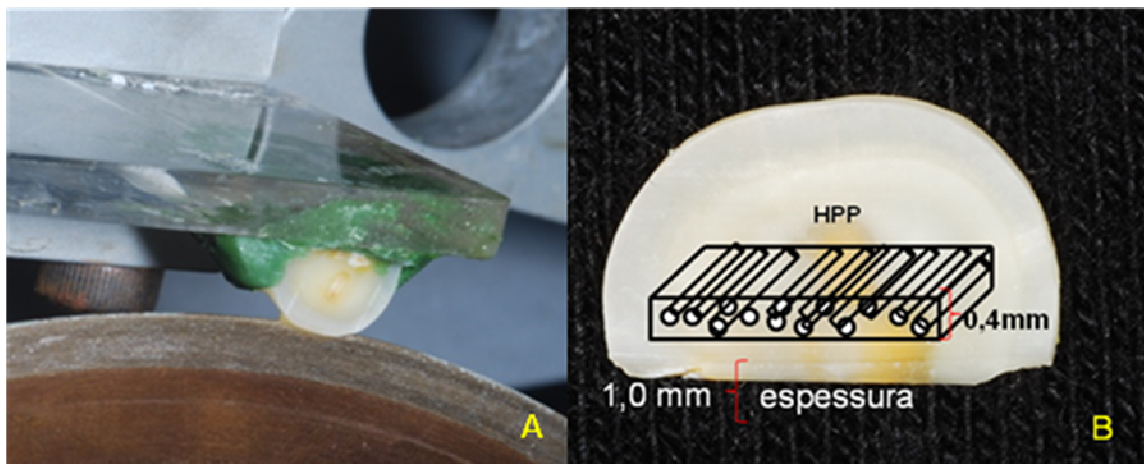


Figura 5. A - corte com a espessura de 1,0mm para a obtenção das barras HPP; B - cortes finais para a obtenção das barras.

Para a obtenção da barra radicular foi escolhida a raiz mais volumosa e esta foi fixada na placa acrílica com godiva e o primeiro corte serviu para descartar a parte convexa da raiz, deixando-a com uma superfície lateral plana. O segundo corte foi realizado com uma espessura de 0,4mm para a obtenção de uma fatia radicular, e esta foi fixada novamente na placa para realização dos cortes finais e finalmente se ter uma barra com as mesmas características das HPA em relação à orientação dos túbulos (Figura 6).

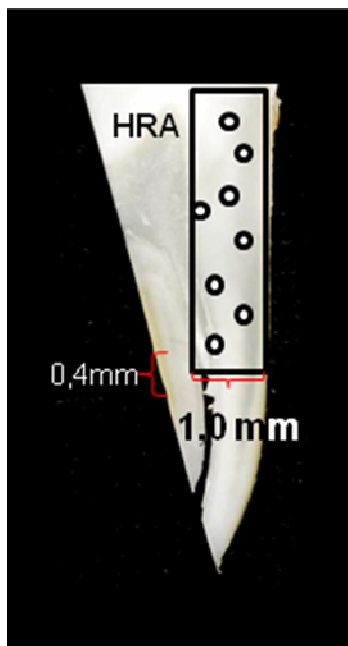


Figura 6. corte para a obtenção das barras HRA com a direção dos túbulos paralela ao carregamento.

4.4 Cortes das barras de dentina bovina

Para a obtenção das barras de dentina bovina inicialmente as coroas foram separadas das raízes com um disco diamantado de dupla-face (KG Sorensen) sob jato de água constante (Figura 7.A). O terço oclusal também foi desgastado com lixa de óxido de alumínio de granulação 100 (Norton, São Paulo, Brasil) em uma lixadeira politriz (APL-2, Arotec, São Paulo, Brasil) com irrigação constante para expor a superfície dentinária (Figura 7.B). Os dentes foram fixados em placas de acrílico com godiva de baixa fusão (Exata, Rio de Janeiro, Brasil), posicionados em uma cortadeira de precisão (Isomet 1000 Saw Precision, Buehler, NY, USA) e seccionados com disco diamantado (Extec, Enfield, CT, USA) (Figura 7.C) em baixa velocidade e sob irrigação constante com água. Como as coroas dos dentes bovinos não permitem a obtenção de mais de uma barra em cada, devido ao seu diâmetro, foram utilizadas 20 coroas e 10 raízes escolhidas aleatoriamente.

Para a realização dos cortes das barras com a orientação dos túbulos paralela ao eixo do carregamento, a fatia de dentina removida da coroa do dente bovino tinha 0,4mm de espessura (já descontando a espessura do

disco) obtendo-se assim uma fatia de dentina à 1mm de distância da polpa, que foi fixada à placa de acrílico. Foram realizados então os outros cortes que caracterizaram o formato de barra (Figura 7.D).

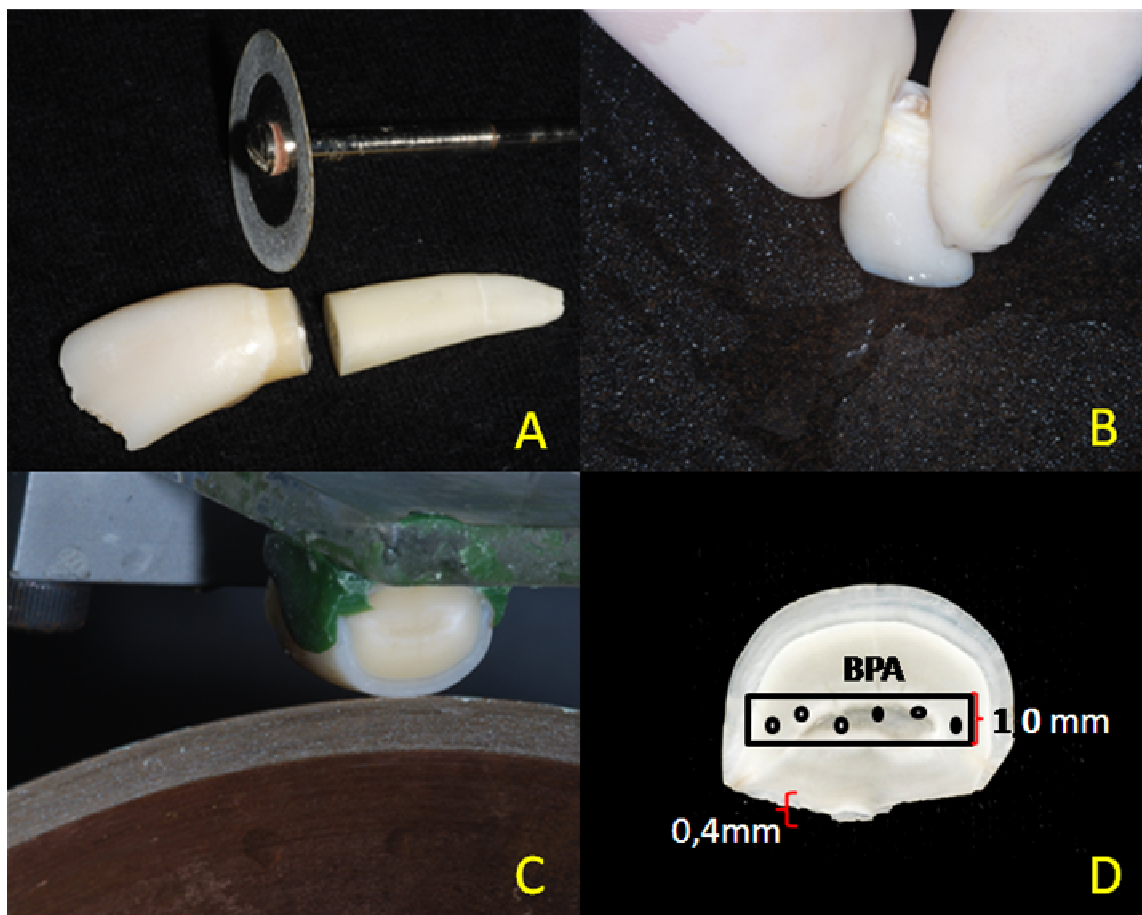


Figura 7. A – secção da coroa e raiz com disco diamantado de dupla face; B – remoção do esmalte oclusal com lixa em politriz; C - corte com a espessura de 0,4mm para a obtenção as barras BPA; D – cortes finais e obtenção das barras.

Para a obtenção dos cortes das barras com a orientação dos túbulos perpendicular ao eixo do carregamento, a fatia de dentina removida da coroa do dente bovino tinha 1,0 mm de espessura (já descontando a espessura do disco) obtendo-se assim uma fatia de dentina à 1 mm da polpa, que foi fixada em placa de acrílico (Figura 8.A). Foram realizados então os outros cortes que caracterizaram o formato de barra (Figura 8.B).