

**MARISTELA DUTRA-CORRÊA**

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES TÉRMICAS, QUÍMICAS  
E MECÂNICA RELACIONANDO DENTE BOVINO  
E DENTE HUMANO**

**Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Dentística.**

**MARISTELA DUTRA-CORRÊA**

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES TÉRMICAS, QUÍMICAS  
E MECÂNICA RELACIONANDO DENTE BOVINO  
E DENTE HUMANO**

**Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Dentística.**

**Orientador: Prof. Dr. José Roberto Rodrigues**

**São José dos Campos  
2005**

Apresentação Gráfica e normalização de acordo com:

BELLINI, A. B; Silva, E. A. **Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico.** São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2002. 82p.

DUTRA-CORRÊA M. **Avaliação das propriedades térmicas, químicas e mecânica relacionando dente bovino e dente humano.** 2005. 170f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos. 2005.

*A DEUS, por estar sempre ao meu lado na caminhada!*

### *Pegadas na areia*

*Um dia eu tive um sonho...*

*Sonhei que estava andando na praia com o Senhor e no céu passavam cenas da minha vida. Para cada cena que passava, percebi que eram deixados dois pares de pegadas na areia: um era meu e o outro do Senhor.*

*Quando a última cena da minha vida passou diante de nós, olhei para trás, para as pegadas na areia, e notei que, muitas vezes, no caminho da minha vida, havia apenas um par de pegadas na areia. Notei também que isso aconteceu nos momentos mais difíceis e angustiantes da minha vida. Isso me aborreceu deveras e perguntei então ao meu Senhor:*

*-Senhor, tu não me disse que, tendo eu resolvido te seguir, tu andarias sempre comigo, em todo o caminho? Contudo, notei que durante as maiores tribulações do meu viver, havia apenas um par de pegadas na areia. Não compreendo por que nas horas em que eu mais necessitava de ti, Tu me deixaste sozinho.*

*O Senhor me respondeu:*

*-Meu querido filho, jamais te deixaria nas horas mais difíceis e de sofrimento. Quando viste, na areia, apenas um par de pegadas, eram as minhas. Foi exatamente aí que te carreguei nos braços.*

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a meus filhos, **Felipe e Leonardo**, que são a razão do meu viver. Ao **Leonardo**, que faz parte da minha vida e, por isso, é uma pessoa importantíssima para mim.

Obrigada por estarem sempre ao meu lado na caminhada. Agradeço por compreenderem minha ausência em algumas situações e por me incentivarem em tudo que me proponho a fazer.

A meus pais, **Maurício** (*in memoria*) e **Agmar**, que sempre me ensinaram, através de seus exemplos, verdadeiras lições de vida e, que sempre me incentivaram a lutar para alcançar meus objetivos.

**A vocês, o meu carinho e o meu amor!**

## **AGRADECIMENTOS**

A toda a **minha família**, que sempre torceu por mim, me incentivou e vibrou comigo a cada vitória! Agradeço pelo apoio constante, pelo carinho e compreensão!

**Vocês fazem a minha vida muito mais feliz!**

**Ao Prof. Dr. José Roberto Rodrigues,**

o meu agradecimento por me conduzir neste árduo, porém encantador, caminho que é o magistério. Obrigada por ser uma fonte de inspiração para todo aluno que deseja abraçar a carreira acadêmica, pois, com seu exemplo, nos faz pensar o quão importante que é, na vida do aluno, um professor que aja com firmeza sem, contudo, perder a doçura.

**Obrigada por tudo!**

**A você, minha amizade e minha profunda admiração!**

**Ao Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato,**

peessoa que aprendi a respeitar e admirar pela sua competência indiscutível, pela sua determinação, pela seriedade com que encara os desafios e, principalmente, pela sua simplicidade.

**Muito obrigada pela confiança em mim depositada  
e mais ainda pela sua amizade!**

**Ao Prof. Dr. Camillo Anauate Netto,**

Agradeço pelo apoio constante na minha formação, tanto acadêmica quanto profissional e, mais ainda pelo seu incentivo no campo da pesquisa científica. Muito obrigada por dividir sempre conosco sua experiência profissional, que tanto nos enriquece e por confiar na minha capacidade! Saiba que existem poucas pessoas como você, cuja sensibilidade não permite, jamais, que o lado humano seja sobrepujado pelo lado profissional.

**A você, minha amizade e minha profunda admiração!**

## AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP**, da qual tenho muito orgulho de fazer parte, por me oferecer a oportunidade de realizar o curso de Pós-Graduação.

Ao **Instituto de Física de São Carlos - USP**, por me acolher de braços abertos e permitir a realização da parte experimental da minha pesquisa.

Aos **Professores do curso de Pós-Graduação da UNESP**, por nos transmitir seus conhecimentos e dividir conosco sua experiência profissional, pelo incentivo e pela amizade.

Ao **Prof. Dr. Jorge Perdigão**, pelo incentivo constante, pela confiança na minha capacidade, pela amizade e pela agradável convivência durante todos estes anos, no nosso Grupo de Pesquisa.

Aos amigos da Disciplina de Dentística da Universidade de Mogi das Cruzes, **Prof. Dr. André Ricardo Paoli do Carmo, Prof. Dr. Ricardo Amore, Prof. Dr. Hugo Roberto Lewgoy, Prof. Dr. Edir Navajas Machado e Prof. Dr. Hiram J. Durante Cordeiro**, pelo incentivo constante, pela agradável convivência durante todos estes anos e principalmente pela amizade.

À amiga, **Cristina Kurachi**, por me receber em sua casa todas as vezes que estive em São Carlos. Obrigada pela sua amizade!

Ao **Prof. Dr. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves** e à **Profa. Dra. Andréa Anido Anido**, pelo carinho e pelo incentivo ao confiarem em minha capacidade.

À amiga, **Lílian Tan Moriyama**, pela amizade e por sua imprescindível colaboração durante a fase experimental e finalização da minha pesquisa.

Aos amigos, **Ângela Bolanho, Luiz Blumer Rosa, Natália Castilhos e Simone Marques Freitas**, pelo incentivo constante e pela amizade.

Aos amigos do Instituto de Física de São Carlos-USP, **Juliana Ferreira, Augusto César Ribeiro Figueiredo e Rosane F.Z. Lizarelli**, pela amizade e pelas orientações durante a minha pesquisa.

Aos colegas do mestrado, **Andressa, Cristiani, Carol, Fernanda, Graziela, Janaína, Leily, Lia, Nori, Patrícia Marra, Patrícia Rocha, Samira, Paula Elaine, Renata Mello, Renato, Rodrigo, Tereza, Thaís e Valdeci**, pela agradável convivência durante o nosso curso.

Às secretárias do Programa de Pós-Graduação, **Rosemary, Erena e Aparecida**, pela inestimável colaboração no decorrer do curso.

À **CAPES**, pelo apoio ao curso de Pós-Graduação e em especial por esta pesquisa.

À **Ângela de Brito Bellini**, pela revisão bibliográfica final deste trabalho.

## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	13
LISTA DE FIGURAS .....	16
LISTA DE QUADROS .....	23
RESUMO .....	24
1 INTRODUÇÃO .....	25
2 REVISÃO DA LITERATURA .....	28
2.1 Diferentes substratos .....	28
2.2 Análise termodiferencial e Análise termogravimétrica .....	37
2.3 Condutividade térmica .....	45
2.4 Dissolução .....	50
2.5 Desidratação .....	55
2.6 Incorporação de água .....	58
2.7 Penetrabilidade de corante .....	59
2.8 Microdureza Vickers .....	62
3 PROPOSIÇÃO .....	73
4 MATERIAL E MÉTODO .....	74
4.1 Testes térmicos.....	74
4.1.1 Análise termodiferencial .....	74
4.1.2 Análise termogravimétrica.....	80
4.1.3 Condutividade térmica .....	83
4.2 Testes químicos .....	86

4.2.1 Teste de dissolução .....	86
4.2.2 Desidratação .....	88
4.2.3 Incorporação de água .....	88
4.2.4 Penetrabilidade de corante .....	88
4.3 Teste mecânico .....	92
4.3.1 Microdureza Vickers .....	92
5 RESULTADOS .....	95
5.1 Testes térmicos .....	95
5.1.1 Análise termodiferencial .....	95
5.1.2 Análise termogravimétrica .....	98
5.1.3 Condutividade térmica .....	101
5.2 Testes químicos .....	103
5.2.1 Dissolução .....	103
5.2.2 Desidratação .....	105
5.2.3 Incorporação de água .....	107
5.2.4 Penetrabilidade de corante .....	109
5.3 Teste mecânico .....	130
5.3.1 Microdureza Vickers .....	130
6 DISCUSSÃO .....	135
6.1 Testes térmicos .....	136
6.1.1 Análise termodiferencial .....	136
6.1.2 Análise termogravimétrica .....	137
6.1.3 Condutividade térmica .....	142
6.2 Testes químicos .....	144
6.2.1 Dissolução .....	144
6.2.2 Desidratação .....	146
6.2.3 Incorporação de água .....	147
6.2.4 Permeabilidade de corante .....	148
6.3 Teste mecânico .....	151

6.3.1 Microdureza Vickers .....	151
7 CONCLUSÕES .....	155
8 REFERÊNCIAS .....	157
Anexo A .....	169
<i>ABSTRACT</i> .....	170

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C = carbono

Ca = cálcio

CAP = apatia carbonatada

Ca/P = cálcio/fósforo

CB = Coronária Bovina

Cl = cloro

C-O = carbono-oxigênio

CO<sub>2</sub> = dióxido de carbono

CO<sub>3</sub> = carbonato

Cu = cobre

DCPC = cálcio fosfato sintético

DH = Decíduos Humanos

DRX = Difractometria de raios-x

DSC = aparelho utilizado para a Análise Termodiferencial (Differential Scanning Calorimetry)

DTA = Análise Termogravimétrica (Differential Thermal Analysis)

EDTA = etileno diaminoácido tetra-acético

Fe = ferro

FTIR = espectroscopia por infravermelho de Fourier

g = grama

g/cm<sup>3</sup> = grama/cm<sup>3</sup>

gf = grama força

g/ml = grama/mililitro

h = hora

HA = hidroxiapatita

HAp = hidroxiapatita

Ho:YLF = laser de Hólmio (Fluoreto de Ítrio-Lítio)

H<sub>2</sub>O = água  
H-O-H = hidrogênio-oxigênio-hidrogênio (água)  
HEMA = 2-hidroxietil metacrilato  
HV = Microdureza Vickers  
IR = espectroscopia por infravermelho (InfraRed)  
J/cm<sup>2</sup> = Joules por centímetro quadrado  
K = potássio  
Kgf = quilograma força  
Kg/mm<sup>2</sup> = quilograma por milímetro quadrado  
KHN = Microdureza Knoop (unidade/Knoop Hardness Number)  
LAD = limite amelo-dentinário  
m = metro  
Mg = Magnésio  
MEV = Microscopia Eletrônica de Varredura  
mm = milímetro  
mm<sup>2</sup> = milímetro quadrado  
mm<sup>2</sup>/s = milímetro quadrado por segundo  
Mn = manganês  
MPa = MegaPascal  
4-META = 4-metacriloxietil anidrido de trimelitato  
NaClO = Hipoclorito de sódio  
N<sub>2</sub> = nitrogênio  
Nd:YAG = laser de Neodímio (Arsenieto de Gálio e Alumínio)  
NSB = National Bureau of Standards  
OCP = octacálcio fosfato  
OH = radical hidroxila  
P = fósforo  
PH = permanentes humanos  
P-O-P = fósforo-oxigênio-fósforo  
RB = raízes bovinas  
rpm = rotações por minuto

s = segundos

Sr = estrôncio

$T_a - T_r$  = temperatura da amostra menos a temperatura da referência

$T_i$  = tempo inicial

TCP = fosfato beta tricálcico

TG e TGA = Análise termogravimétrica

u.a.= unidade arbitrária

V = Vickers

VHN = Microdureza Vickers (unidade - Vickers Hardness Number)

XPS = Espectroscopia de raios-x foto-elétron (X-ray photo-electron spectroscopy)

Zn = zinco

Sr = estrôncio

°C = graus Celsius

°F = graus Fahrenheit

$\mu$  = micrón

$\mu\text{m}$  = micrometro

$\gamma$  = tensão de superfície

$\eta$  = viscosidade

$\theta$  = ângulo de contato

$\Delta$  = variação (diferença)

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-	Fragmentos de Dente Bovino (DB) .....	76
FIGURA 2-	Fragmentos de Dente Humano (DH) .....	76
FIGURA 3-	Desaglomeração do tecido dental (esmalte ou dentina) .....	77
FIGURA 4-	Almofariz de ágata com tecido desaglomerado .....	77
FIGURA 5-	Cadinho de platina com material a ser analisado .....	78
FIGURA 6-	Differential Scanning Calorimeter DSC 2910 (TA Instruments) .....	79
FIGURA 7-	Vista aproximada do Differential Scanning Calorimeter DSC 2910 (TA Instruments) .....	79
FIGURA 8-	Cadinho de alumina com material a ser analisado ....	81
FIGURA 9-	Balança analítica de alta precisão .....	81
FIGURA 10-	Thermal Analysis TASC 414/3 TG 209 (NETZSCH).	82
FIGURA 11-	Vista aproximada do Thermal Analysis TG 209 (NETZSCH) .....	82

FIGURA 12-	Dispositivo utilizado na condutividade térmica.....	84
FIGURA 13-	Detalhe dos fragmentos colados sobre a placa de cobre com os <i>termistors</i> acoplados na porção superior de cada fragmento .....	85
FIGURA 14-	Termistor de alta precisão .....	85
FIGURA 15-	Dente bovino imerso em solução de HCl 20% .....	87
FIGURA 16-	Dente Humano imerso em solução de HCl 20% .....	87
FIGURA 17-	Dentes bovinos imersos em Rodamina B .....	90
FIGURA 18-	Dentes humanos imersos em Rodamina B .....	90
FIGURA 19-	Espectroscopia de fluorescência do Nd:YAG dobrado .....	91
FIGURA 20-	Espectroscopia de fluorescência do Nd:YAG dobrado .....	91
FIGURA 21-	Microdurômetro Digital .....	94
FIGURA 22-	Politriz .....	94
FIGURA 23-	Termodiferencial: esmalte bovino e esmalte humano (1ª corrida).....	96
FIGURA 24-	Termodiferencial: esmalte bovino e esmalte humano (2ª corrida).....	96
FIGURA 25-	Termodiferencial: dentina bovina e dentina humana/coroa.....	97

FIGURA 26-	Termodiferencial: dentina bovina e dentina humana/raiz.....	97
FIGURA 27-	Termogravimétrico: esmalte bovino e esmalte humano (1ª corrida).....	99
FIGURA 28-	Termogravimétrico: esmalte bovino e esmalte humano (2ª corrida).....	99
FIGURA 29-	Termogravimétrico: dentina bovina e dentina humana/coroa.....	100
FIGURA 30-	Termogravimétrico: dentina bovina e dentina humana/raiz.....	100
FIGURA 31-	Condutividade térmica: esmalte bovino.....	101
FIGURA 32-	Condutividade térmica: esmalte humano.....	102
FIGURA 33-	Condutividade térmica: dentina bovina.....	102
FIGURA 34-	Condutividade térmica: dentina humana .....	103
FIGURA 35-	Dissolução em ácido fosfórico 35%, 3,5% e 0,3%: dente bovino .....	104
FIGURA 36-	Dissolução em ácido fosfórico 35%, 3,5%, 0,3%: dente humano .....	104
FIGURA 37-	Dissolução em ácido clorídrico 20%: dentes bovino e humano.....	105
FIGURA 38-	Desidratação: esmaltes bovino e humano.....	106
FIGURA 39-	Desidratação: dentinas bovina e humana.....	106

FIGURA 40-	Incorporação de água: esmaltes bovino e humano....	107
FIGURA 41-	Incorporação de água: dentinas bovina e humana.....	108
FIGURA 42-	Programa utilizado para leitura de fluorescência.....	109
FIGURA 43-	Primeira coluna: 24h; segunda coluna: 48h; terceira coluna: uma semana; quarta coluna: duas semanas; quinta coluna: um mês.....	109
FIGURA 44-	Dente bovino 24 horas.....	110
FIGURA 45-	Dente humano 24 horas.....	110
FIGURA 46-	Dente bovino 48 horas.....	111
FIGURA 47-	Dente humano 48 horas.....	111
FIGURA 48-	Dente bovino uma semana.....	112
FIGURA 49-	Dente humano uma semana.....	112
FIGURA 50-	Dente bovino duas semanas.....	113
FIGURA 51-	Dente humano duas semanas.....	113
FIGURA 52-	Dente bovino um mês.....	114
FIGURA 53-	Dente humano um mês.....	114
FIGURA 54-	Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano - controle.....	115

FIGURA 55-	Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano – 24h.....	115
FIGURA 56-	Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano – 48h.....	116
FIGURA 57-	Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano – uma semana.....	116
FIGURA 58-	Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano – duas semanas.....	117
FIGURA 59-	Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano – um mês.....	117
FIGURA 60-	Razão da fluorescência: esmaltes bovino e humano/controlado.....	118
FIGURA 61-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – controle.....	119
FIGURA 62-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – 24h.....	119
FIGURA 63-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – 48h.....	120
FIGURA 64-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – uma semana.....	120
FIGURA 65-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – duas semanas.....	121
FIGURA 66-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – um mês.....	121
FIGURA 67-	Razão da fluorescência: dentinas bovina e humana (coroa)/controlado.....	122

FIGURA 68-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – controle.....	122
FIGURA 69-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – 24h.....	123
FIGURA 70-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – 48 h.....	123
FIGURA 71-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – uma semana.....	124
FIGURA 72-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – duas semanas.....	124
FIGURA 73-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – um mês.....	125
FIGURA 74-	Razão da fluorescência dentinas bovina e humana (raiz)/controle.....	125
FIGURA 75-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – controle.....	126
FIGURA 76-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – 24h.....	126
FIGURA 77-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – 48h.....	127
FIGURA 78-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – uma semana.....	127
FIGURA 79-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – duas semanas.....	128
FIGURA 80-	Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – um mês.....	128

FIGURA 81-	Razão da fluorescência: dentinas bovina e humana (raiz externa)/controle.....	129
FIGURA 82-	Microdureza Vickers: a) esmaltes bovino e humano; b) dentinas bovina e humana – coronárias; c) dentinas bovina e humana – radiculares e respectivos desvios-padrão.....	130

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1-	Resumo dos resultados – propriedades térmicas .....	132
Quadro 2-	Resumo dos resultados – propriedades químicas .....	133
Quadro 3-	Resumo dos resultados – propriedade mecânica .....	134

DUTRA-CORRÊA, M. **Avaliação das propriedades térmicas, químicas e mecânica relacionando dente bovino e dente humano.** 2005. 170f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade Dentística) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos. 2005

## RESUMO

Dentes bovinos são amplamente utilizados substituindo dentes humanos em pesquisas *in vitro*, para avaliar o comportamento dos materiais odontológicos. Utilizaram-se sessenta dentes bovinos e sessenta humanos. Esmalte e dentina foram avaliados individualmente em Análises Termodiferencial, Termogravimétrica e Condutividade Térmica. A Dissolução foi avaliada em diferentes tempos e concentrações de ácido. No teste de Desidratação os fragmentos foram colocados em estufa por tempos diferentes. Na Incorporação de Água, após a retirada dos fragmentos da estufa, foram resfriados e depois imersos em água destilada. Verificou-se o quanto o tecido incorporou de água em sua massa. A Penetrabilidade de Corante foi avaliada pela Espectroscopia de Fluorescência. Para avaliar a Microdureza Vickers os dentes foram incluídos em resina de poliéster e polidos até expor esmalte ou dentina. No termodiferencial as dentinas comportaram-se semelhantemente. O esmalte bovino absorveu mais energia, indicando mudanças estruturais e apresentando comportamento estável a partir de 450°C, enquanto que o humano continuou instável. No Termogravimétrico a dentina humana foi duas vezes mais susceptível à perda de massa. Os esmaltes apresentaram Condutividades Térmicas semelhantes. A dentina humana foi mais condutora do que a bovina. Na Dissolução a perda de massa foi mais lenta no dente humano. Na Desidratação o esmalte bovino perdeu aproximadamente 25% e o humano perdeu 2,5%. No esmalte humano houve menor Penetrabilidade de Corante, porém semelhante nas dentinas. Assim, não se deve extrapolar resultados para dente humano em relação à incorporação de água, à penetrabilidade de corante, à dissolução e ao comportamento térmico.

Palavras-Chave: Dente, humano, animal; dentina; esmalte dentário; testes de materiais, térmica, química; estudo comparativo; desidratação; penetrabilidade de corante; microdureza Vickers

# 1 INTRODUÇÃO

Os materiais odontológicos passam por uma constante evolução tecnológica, graças ao crescimento contínuo na área de pesquisa científica. As pesquisas *in vitro* são, portanto, amplamente requisitadas pelos fabricantes, para avaliar o comportamento do material, através de testes laboratoriais. A diversidade de materiais à disposição no mercado é surpreendente, como por exemplo, os mais recentes sistemas de união que apresentam como evolução *primers* acidificados, que permitem uma solubilização parcial da *smear layer*, facilitando a difusão dos monômeros adesivos na dentina sem a necessidade do condicionamento prévio com ácido fosfórico (CHIGIRA et al.<sup>14</sup>, 1994; KOIBUCHI et al.<sup>38</sup>, 2001).

Entretanto, a inexistência de um padrão nos procedimentos dificulta, em muito, a correlação dos resultados obtidos, pois existem diversas maneiras eficazes de se testar a resistência de união dos adesivos dentinários e, por isso mesmo, existem inúmeras variáveis como: método utilizado para o teste (tração, microtração, cisalhamento), modelo dos aparatos, alinhamento, dentes utilizados e regiões estudadas, tudo isto dificultando a comparação dos resultados de diferentes estudos (PHILLIPS<sup>62</sup>, 1988; RUEGGEBERG<sup>68</sup>, 1991; FOWLER et al.<sup>26</sup>, 1992; PASHLEY et al.<sup>58</sup>, 1995; PIOCH et al.<sup>64</sup>, 2001). Além disso, existem outros fatores que dificultam esta correlação, como por exemplo, o tempo de armazenamento dos dentes utilizados.

Existe uma dificuldade crescente na utilização de dentes humanos para pesquisa *in vitro*, pois estes estão cada vez mais raros de se obter, principalmente devido ao controle rigoroso das comissões de

ética e à conscientização da população em relação à sua saúde bucal e aos procedimentos mais conservadores da odontologia moderna.

Em diversas instituições de ensino, existem bancos de dentes para normatizar a coleta de dentes humanos para pesquisas. Porém, uma grande dificuldade encontrada pelos pesquisadores é selecionar estes dentes, pois nem sempre estão em condições adequadas para a pesquisa ou em armazenamento de acordo com a metodologia eleita pelo pesquisador.

Na tentativa de se encontrar um substituto ideal para dentes humanos, vários substratos têm sido utilizados. Por exemplo, em testes de adesividade têm sido utilizados dentes de cães (FORSSELL-AHLBERG et al.<sup>25</sup>, 1975), cabras (GRAY & BURGESS<sup>33</sup>, 1991), macacos (FORSSELL-AHLBERG et al.<sup>25</sup>, 1975) e bois (RETIEF et al.<sup>65</sup>, 1990; SILVA et al.<sup>76</sup>, 1996; BONFIM et al.<sup>5-6</sup>, 2000 e 2001; ANIDO<sup>2</sup>, 2002; DUTRA-CORRÊA et al.<sup>21</sup>, 2003; DUTRA-CORRÊA et al.<sup>19</sup>, 2004).

Alguns autores têm demonstrado a preocupação de transferir os resultados obtidos com esses tipos de substratos para dentes humanos, visto ser importante uma padronização, devido às diferenças existentes entre eles (RUEGGERBERG<sup>68</sup>, 1991; SCHILKE et al.<sup>72</sup>, 1999; BONFIM et al.<sup>5-6</sup>, 2000 e 2001; ANIDO<sup>2</sup>, 2002; DUTRA-CORRÊA et al.<sup>21</sup>, 2003; DUTRA-CORRÊA et al.<sup>19</sup>, 2004).

O dente bovino é o substrato mais utilizado para substituir os dentes humanos em pesquisas de resistência adesiva e microinfiltração (NAKABAYASHI et al.<sup>53</sup>, 1982; NAKAMICHI et al.<sup>55</sup>, 1983; RETIEF et al.<sup>65</sup>, 1990; TAGAMI et al.<sup>78</sup>, 1990; PERDIGÃO et al.<sup>59</sup>, 1999; SILVA et al.<sup>76</sup>, 1996), pois apresenta diversas vantagens em relação aos demais, que favorecem a sua utilização, entre elas, a facilidade de obtenção, o controle mais rigoroso do tempo de armazenamento, seu tamanho e seu volume praticamente padronizados. Entretanto, Nakabayashi & Pashley<sup>52</sup> (2000) concluíram que ainda é preferível a utilização de dentina humana em pesquisas *in vitro*, pois esta apresenta

melhor desempenho em testes de resistência adesiva, quando comparada à dentina bovina.

Após cuidadoso estudo da literatura, pôde-se constatar que não existem muitos trabalhos, comparando dentes humano e bovino. No entanto, já foram realizadas inúmeras pesquisas com dentes bovinos, sempre extrapolando os resultados para dentes humanos (RUEGGEBERG<sup>68</sup>, 1991).

Isso despertou o nosso interesse para a presente pesquisa, porque em estudos anteriores pôde-se constatar algumas diferenças marcantes entre a dentina bovina e humana, principalmente em relação ao diâmetro dos túbulos dentinários, que na dentina bovina é maior nas proximidades do limite amelo-dentinário e menor nas proximidades da polpa (BONFIM et al.<sup>5-6</sup>, 2000 e 2001; DUTRA-CORRÊA et al.<sup>21</sup>, 2003; DUTRA-CORRÊA et al.<sup>19</sup>, 2004), ao contrário da dentina humana. Observam-se alterações também em relação à espessura da dentina peritubular, que se apresenta mais espessa nas proximidades do limite amelo-dentinário, ao contrário da dentina humana (DUTRA-CORRÊA et al.<sup>19</sup>, 2004).

As propriedades térmicas, químicas e mecânicas são características inerentes a cada material. É fundamental que se conheça as características das estruturas dos dentes bovinos e humanos e que se compare o desempenho dos materiais na interação com estes substratos. Este conhecimento pode balizar a melhor indicação e o melhor protocolo de uso em cada situação.

Portanto, é interessante que se estabeleçam condições cada vez mais confiáveis, para a utilização de dentes bovinos em pesquisas científicas, simulando dentes humanos, para que os resultados possam ser análogos aos que ocorrem nos dentes humanos.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Diferentes substratos

Brännström & Garberoglio<sup>8</sup> (1972) utilizaram microscopia de varredura para observar túbulos dentinários e processos odontoblásticos em pré-molares humanos fraturados. Observaram os túbulos desde a proximidade do tecido pulpar até o limite amelo-dentinário e encontraram processos odontoblásticos dentro dos túbulos dentinários até, aproximadamente, um quarto do total do comprimento do túbulo dentinário. Na pré-dentina os processos odontoblásticos eram circundados por uma fina membrana. Todavia, no interior da dentina, a parede dos túbulos parecia ser circundada por uma camada de substância amorfa e também longitudinalmente às fibras. Segundo os autores, os túbulos, aparentemente, continham fibras nervosas.

Forssell-Ahlberg et al.<sup>25</sup> (1975) compararam o diâmetro e o número de túbulos dentinários em ratos, gatos, cães e macacos e concluíram que, em todas as espécies examinadas, os túbulos dentinários mostraram uma disposição retilínea, exceto nos incisivos de ratos, onde irregularidades locais foram observadas. Foi também realizada uma comparação entre as espécies estudadas e dentes humanos. Concluíram que são similares em relação ao número e diâmetro dos túbulos dentinários.

Garberoglio & Brännström<sup>28</sup> (1976) realizaram um estudo sobre o número e diâmetro dos túbulos dentinários, com microscopia de varredura, que até hoje serve de comparação para outros estudos com dentina humana ou desta em relação a outros animais. Examinaram distâncias variadas em relação à polpa e concluíram que perto da polpa o

número de túbulos/mm<sup>2</sup> foi de 45.000 e o diâmetro foi de 2,5µm. Na dentina mediana foi de 29.500/mm<sup>2</sup> e o diâmetro de 1,2µm e na dentina próxima ao limite amelo-dentinário foi de 20.000/mm<sup>2</sup> e o diâmetro de 0,9µm.

Nakabayashi et al.<sup>53</sup> (1982) utilizaram dentes humanos e bovinos recém-extraídos para avaliar a eficiência do 4-META (4-metacriloxietil anidrido de trimelitato) na adesão ao esmalte e dentina. Os espécimes receberam um tratamento condicionador com uma mistura de ácido cítrico 1% e cloreto férrico 1% (1:1) ou ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3% (10:3), por 30 segundos. Concluíram que a solução 10:3 foi efetiva para esmalte e dentina, o que não ocorreu com a solução 1:1 que foi efetiva somente em dentina. Por conter monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos, este sistema adesivo possibilitou maior penetração desses monômeros nos tecidos duros, havendo um aumento significativo da resistência adesiva em dentina, devido à penetração dos monômeros na dentina peritubular e intertubular e não somente nos túbulos expostos pelo condicionamento.

Nakamichi et al.<sup>55</sup> (1983) compararam a força adesiva entre dentes bovinos e humanos, na tentativa de achar um substituto para dentes humanos em teste de adesão. Concluíram que os dentes bovinos podem substituir dentes humanos nestes testes, desde que sejam utilizados esmalte e camada superficial da dentina bovina, que não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, quando comparados aos resultados com dentes humanos.

Tagami et al.<sup>79</sup> (1989) investigaram a permeabilidade da dentina coronária através da condutância hidráulica de discos de dentina bovina. A microscopia de varredura revelou menos túbulos com diâmetro reduzido na dentina superficial do que na dentina profunda. A permeabilidade da dentina bovina coronária de incisivos é de seis a oito vezes menor do que na dentina coronária de terceiro molar humano incluso, porém semelhante à dentina radicular humana.

Retief et al.<sup>65</sup> (1990) realizaram um estudo para determinar a resistência ao cisalhamento e microinfiltração na dentina humana e bovina e para avaliar a penetração da resina para o interior dos túbulos dentinários humanos e bovinos. A avaliação foi realizada através da MEV e obtiveram os seguintes resultados: a resistência ao cisalhamento para dentina humana foi, significativamente, grande e a microinfiltração, significativamente, baixa, em comparação com a dentina bovina, justamente pelo fato de que o sistema restaurador penetrou mais densamente na dentina humana. Portanto, os autores acreditam que o uso de dentes bovinos não é indicado, nesses tipos de testes, para substituir dentes humanos.

Tagami et al.<sup>78</sup> (1990) tentaram estabelecer uma correlação entre permeabilidade dentinária, profundidade e resistência adesiva de alguns sistemas adesivos. Utilizaram dentes bovinos estocados em solução salina isotônica com azida sódica 0,2%. Desgastaram a superfície vestibulo-cervical até expor a dentina em várias profundidades. Utilizaram um aparato para simular a pressão hidráulica pulpar e fluxo de fluidos através dos túbulos dentinários. Os testes de cisalhamento foram conduzidos após a aplicação dos sistemas adesivos. Observaram que a profundidade proporcionou um aumento na permeabilidade, principalmente após a remoção da *smear layer*.

Ruse & Smith<sup>69</sup> (1991) realizaram um estudo de caracterização da superfície da dentina bovina, através de espectroscopia de raios-x foto-elétron (XPS) e espectrometria de massa para determinar os efeitos de diferentes procedimentos de pré-condicionamento sobre a composição básica da superfície da dentina bovina e para investigar as interações entre a dentina e o agente adesivo (ScotchBond). Estudaram as mudanças na composição básica da dentina como resultado destas interações. Os resultados mostraram que a composição básica da *smear layer* foi semelhante àquela da dentina e que a limpeza com peróxido de hidrogênio não produziu nenhuma modificação na composição básica da

superfície da dentina. O condicionamento ácido induziu uma quase completa desmineralização da dentina, deixando exposta uma superfície rica em matéria orgânica. Os resultados sugeriram que os sistemas adesivos que utilizam condicionamento ácido como procedimento prévio, deveriam ser baseados em agentes capazes de interagir com os componentes orgânicos da dentina, pois os agentes adesivos que contavam com a reação de quelação do cálcio não obtiveram mais sucesso. A investigação da interação entre o agente adesivo e a dentina sugeriu uma falha coesiva parcial, no agente adesivo.

Rueggeberg<sup>68</sup> (1991) relatou em sua revisão de literatura uma preocupação com o uso de diversos substratos alternativos para testes de adesão. Relatou ainda que o único estudo que comparou, diretamente, a dentina humana e bovina foi o de Nakamichi et al.<sup>55</sup> (1983).

Sano et al.<sup>71</sup> (1994) avaliaram as propriedades das dentinas bovina e humana mineralizadas e desmineralizadas, através de testes de tração. O objetivo da pesquisa foi confirmar a hipótese de que a matriz de dentina desmineralizada contribuiu pouco para a resistência da dentina, quando comparada com a força de resistência e módulo de elasticidade da dentina mineralizada. Os resultados indicaram que o colágeno contribuiu em 30% na força de resistência à tração da dentina mineralizada, que foi maior do que o esperado.

Dourda et al.<sup>18</sup>, em 1994, realizaram uma análise morfométrica da área ocupada pelos túbulos dentinários em 13 molares permanentes (terceiros molares). Encontraram na camada profunda cerca de  $48.000 \pm 9.800$  túbulos/mm<sup>2</sup>, na camada média  $37.000 \pm 9.000$  túbulos/mm<sup>2</sup> e próximo ao LAD  $22.000$  túbulos/mm<sup>2</sup>.

Koutsi et al.<sup>39</sup>, em 1994, pesquisaram o diâmetro e a densidade dos túbulos dentinários em cinco molares decíduos. Encontraram na camada profunda  $26.391 \pm 6.605$  túbulos/mm<sup>2</sup> e na camada média  $18.075 \pm 2.415$  túbulos/mm<sup>2</sup>. O diâmetro na camada profunda foi de  $1.29 \pm 0.10\mu\text{m}$  e na camada média  $1.08 \pm 0.12\mu\text{m}$ .

Pioch & Staehle<sup>63</sup> (1996) realizaram uma investigação experimental sobre resistência ao cisalhamento em dentes humanos (incisivos, caninos e pré-molares) e incisivos bovinos, na região do limite amelo-dentinário. A média para a resistência ao cisalhamento para todos os dentes humanos foi de 38.99 MPa e não houve diferença significativa para dentes bovinos, cujo valor médio foi de 37.40 MPa.

Silva et al.<sup>76</sup> (1996) realizaram um trabalho com o propósito de comparar a resistência ao cisalhamento dos sistemas adesivos em dentes humanos, bovinos e suínos, após 24 horas e sete dias armazenados em água a 37°C e 100% de umidade relativa. A resistência ao cisalhamento em esmalte humano não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao esmalte bovino, embora ambos registrassem significativa diferença em relação ao esmalte suíno. A resistência ao cisalhamento obtida em dentina humana, bovina e suína não apresentou nenhuma diferença significativa entre elas. A resistência ao cisalhamento obtida após os períodos de armazenamento de 24 horas e sete dias também não apresentou diferença, estatisticamente, significativa.

Miyasaka & Nakabayashi<sup>50</sup> (1999) examinaram um novo sistema adesivo, combinando EDTA e *primer* auto-condicionante. Eles utilizaram dentes bovinos congelados por três semanas, cujas superfícies cervicais das coroas foram preparadas para criar uma superfície dentinária coberta com *smear layer*. A área adesiva foi delimitada e exposta com 20µl de EDTA condicionador, com um pH 7,4 por 60s, lavada e seca. A dentina condicionada foi tratada com 20µl de uma mistura aquosa de Phenyl-P e HEMA por 10s. As superfícies foram secas e receberam a aplicação de 20µl de agente adesivo fotopolimerizável por 60s. Após a polimerização, uma resina composta foi colocada e também fotopolimerizada por 60s. As amostras foram seccionadas para dar origem a fatias de dentina de 2,0mm de espessura e levadas a uma máquina universal de testes e observadas ao microscópio eletrônico de varredura.

Os autores concluíram que, quando a concentração de Phenyl-P foi 1%, obteve-se a mais alta resistência adesiva (22 MPa), sendo que esta, aparentemente, diminuiu, quando a concentração de Phenyl-P aumentou de 1% para 5% ou 20%. Não houve nenhuma diferença estatisticamente significativa da resistência à tração entre os grupos de 5% e 20%.

Schilke et al.<sup>72</sup> (1999) avaliaram a resistência ao cisalhamento para a dentina bovina, visando a possibilidade desta vir a substituir a dentina humana em pesquisas científicas. Os autores utilizaram incisivos centrais permanentes de bovinos, dentes decíduos humanos e terceiros molares humanos. Não encontraram diferenças na resistência ao cisalhamento entre dentina humana de dentes permanentes e dentina bovina coronária. Diferenças significantes foram encontradas entre raiz bovina e dentina humana de dentes decíduos. Também foram encontradas diferenças significativas entre dentina bovina radicular e dentina de dente humano permanente e dentina bovina radicular e coronária. Todavia diferenças significantes foram encontradas entre dente humano decíduo e dente humano permanente e dentina bovina coronária. Clinicamente, significa que não foi detectada diferença significativa na resistência ao cisalhamento entre dentina humana de dente permanente e dentina bovina coronária. A resistência ao cisalhamento do adesivo utilizado resultou em valores mais altos para coroa bovina, bem como dentina radicular em comparação com dentina humana de dentes decíduos. Dentina bovina radicular mostrou-se inconveniente para substituir dentina humana, devido a sua maior resistência ao cisalhamento quando comparada à humana.

Schilke et al.<sup>73</sup> (2000) informação detalhada da estrutura dentinária é essencial para interpretação das investigações sobre materiais adesivos dentinários. O propósito do presente trabalho foi comparar o número e o diâmetro de túbulos dentinários em incisivo central permanente bovino e terceiros molares e dente decíduo humano. A densidade de túbulos/mm<sup>2</sup> na camada mediana foi maior na raiz de

dentina bovina (RB):  $23.760 \pm 2.453$  do que em dentina de dente decíduo humano (DH):  $18.243 \pm 3.845$ , permanentes humanos (PH):  $18.781 \pm 5.855$  e dentina coronária bovina (CB):  $17.310 \pm 2.140$ . Os valores correspondentes para camada profunda são  $23.738 \pm 4.457$  (RB),  $24.162 \pm 5.338$  (DH),  $21.343 \pm 7.290$  (PH) e  $20.980 \pm 4.198$  (CB). Não foram encontradas diferenças significantes para o número de túbulos dentinários em dentina de coroa bovina comparada com dentes decíduos humanos e molares permanentes. Em relação ao diâmetro: camada média/profunda, CB:  $2.85\mu\text{m} \pm 0.18/3.50\mu\text{m} \pm 0.33$ ; RB:  $3.10\mu\text{m} \pm 0.33/3.23\mu\text{m} \pm 0.30$ ; DH:  $2.55\mu\text{m} \pm 0.16/2.82\mu\text{m} \pm 0.28$ ; PH:  $2.65\mu\text{m} \pm 0.19/2.90\mu\text{m} \pm 0.22$ . Esses achados demonstraram que camadas correspondentes de dentina em dentes decíduos humanos, terceiros molares e incisivos centrais bovinos não apresentaram diferença significativa no diâmetro, nem no número de túbulos dentinários/mm<sup>2</sup>, ao passo que a densidade tubular na raiz bovina é significativamente maior. Estes resultados sugerem que, contanto que os preparos sejam padronizados, a dentina da coroa de incisivo bovino pode ser um substituto adequado para dentina humana de molares em testes de adesão.

Bonfim et al.<sup>5</sup> (2000) realizaram um estudo micromorfológico comparativo entre dentina bovina e dentina humana, através de microscópio de luz. Chegaram aos seguintes resultados: a dentina bovina apresentou maior densidade de túbulos dentinários/área nas proximidades da polpa e menor densidade nas proximidades do limite amelo-dentinário, semelhante à dentina humana. Em relação ao diâmetro dos túbulos dentinários a dentina bovina apresentou-se ao contrário da dentina humana, ou seja, com menor diâmetro próximo à polpa e maior diâmetro próximo ao esmalte. Os autores concluíram que, dentes bovinos utilizados em incidências e profundidades aleatórias, podem comprometer os resultados em pesquisas científicas, quando os resultados são

extrapolados para a dentina humana. Há uma necessidade urgente de padronização para o uso de dentes bovinos nestas pesquisas.

Bonfim et al.<sup>6</sup> (2001) compararam a micromorfologia da dentina bovina e dentina humana, através de microscópio eletrônico de varredura. Concluíram que a dentina bovina apresentou maior densidade tubular/área nas proximidades da polpa e menor densidade nas proximidades do limite amelo-dentinário, semelhante à dentina humana. O diâmetro dos túbulos dentinários da dentina bovina apresentou-se ao contrário da dentina humana, ou seja, com menor diâmetro próximo à polpa e maior diâmetro próximo ao esmalte. Os autores concluíram que há uma necessidade urgente de padronização para o uso de dentes bovinos nestas pesquisas.

Anido<sup>2</sup> (2001) realizou um estudo comparativo entre dentina humana e bovina testando a resistência adesiva ao cisalhamento em três diferentes profundidades, com a finalidade de estabelecer uma possível relação de profundidade entre os substratos visando a substituição da dentina humana em testes de adesão. Observou diferença significativa entre a resistência adesiva em dentes humanos e bovinos, sendo que os maiores valores foram para dentes humanos. Houve diferença significativa de resistência para as profundidades analisadas, sendo os maiores valores para a dentina superficial, seguida da média e da profunda para ambos substratos. Observou também semelhança de comportamento entre os substratos: dentina humana superficial e dentina bovina profunda, frente ao teste de resistência adesiva. Concluiu que o substrato bovino pode ser utilizado em estudos laboratoriais de resistência adesiva como indicativo do desempenho inicial de novos produtos.

Bouillaguet et al.<sup>7</sup> (2001) utilizaram trinta incisivos bovinos para comparar a resistência adesiva de dois sistemas adesivos convencionais (Scotchbond Multi Uso Plus e OptiBond FL), quatro sistemas de passo único (Prime & Bond NT; Scotchbond 1; Excite e ASPA) e dois sistemas auto-condicionantes (Clearfil Liner Bond 2V e

Prompt L-Pop). Todos os sistemas foram utilizados de acordo com o fabricante. A resina Z100, com 3mm de espessura, foi inserida em incrementos de 1mm e polimerizados por 40s cada incremento. Após a obtenção dos corpos-de-prova estes foram submetidos a tensões. Os autores observaram que o ScotchBond Multi Uso Plus (30,3 MPa) apresentou resistência adesiva significativamente maior que os outros produtos e, que o OptiBond FL (22,4 MPa), Scotchbond 1 (18,9 MPa), Clearfil Liner Bond 2V (18,9 MPa) e Prime & Bond NT (18,3 MPa) não foram significativamente diferentes entre si.

Lopes et al.<sup>47</sup> (2003) realizaram um estudo comparativo do tipo de substrato dental utilizado em testes de resistência de união ao cisalhamento. Compararam os valores de resistência de união sobre o esmalte e dentina humanos com os valores obtidos em dentes bovinos, utilizando dois sistemas de união com princípios de atuação distintos. Desgastaram vinte meias coroas dentais humanas e quarenta coroas bovinas, até obter uma área plana de pelo menos 5mm de diâmetro. As amostras foram separadas em quatro grupos, sendo: esmalte humano, esmalte bovino, dentina humana e dentina bovina. As amostras de cada grupo foram divididas em dois subgrupos, de acordo com o sistema de união utilizado:

- a) Scotchbond Multi-Uso (SBMU);
- b) Clearfil Liner Bond 2V (CLB2V).

Depois de confeccionados os cilindros de resina sobre a área obtida para adesão, as amostras foram cisalhadas a uma velocidade de 0,5mm/min. Em esmalte não se verificou diferença estatística entre dentes humanos (7,36 MPa) e bovinos (8,24 MPa) para os mesmos materiais. O SBMU apresentou média estatisticamente inferior em dentina humana (7,01 MPa), quando comparado à dentina bovina (11,74 MPa). Para o CLB2V não houve diferença estatística entre os substratos humano (7,43 MPa) e bovino (9,27 MPa).

Dutra-Corrêa et al.<sup>21</sup> (2003) compararam a micromorfologia da dentina bovina e dentina humana, através de microscópio eletrônico de varredura. Concluíram que a dentina bovina apresentou maior densidade tubular/área nas proximidades da polpa e menor densidade nas proximidades do limite amelo-dentinário, semelhante à dentina humana. O diâmetro dos túbulos dentinários da dentina bovina apresentou-se ao contrário da dentina humana, ou seja, com menor diâmetro próximo à polpa e maior diâmetro próximo ao esmalte. Os autores concluíram que há uma necessidade urgente de padronização para o uso de dentes bovinos nestas pesquisas.

Dutra-Corrêa et al.<sup>19</sup> (2004) realizaram uma comparação entre o diâmetro e a densidade dos túbulos dentinários da dentina bovina condicionada e fraturada. Concluíram que o diâmetro dos túbulos dentinários é maior na dentina superficial, próxima ao esmalte e menor na dentina profunda, enquanto que a densidade tubular é maior na dentina profunda. Concluíram também que a dentina peritubular é mais espessa na dentina superficial, próxima ao esmalte.

## **2.2 Análise termodiferencial e Análise termogravimétrica**

De acordo com Giolito<sup>31</sup> (1974), a análise termodiferencial é um procedimento experimental que consiste no aquecimento, em ritmo linear, da substância a ser analisada, comparando-a a outra substância termicamente inerte (funcionando como padrão/referência), em um mesmo forno. A diferença de temperatura entre ambas é medida em função da temperatura ou tempo. Assim, quando ocorre uma transição de estado ou reação envolvendo absorção ou liberação de calor, a diferença de temperatura entre a amostra e a referência ( $T_a - T_r$ ) aumenta, respectivamente no sentido negativo ou positivo. Como resultado obtém-se gráficos com picos e vales representando cada transição ou reação

produzida. Através da análise destes gráficos, ou seja, verificando o número, a forma e a posição dos picos e vales da curva termodiferencial pode-se ter como base a identificação qualitativa da substância. A área delimitada pelos picos ou vales é proporcional à variação de calor envolvida na transição, permitindo determinar o calor da reação. E assim como o calor da reação é proporcional à quantidade de reagente, sempre que seu valor seja conhecido, a partir da altura do pico, pode-se determinar a quantidade de substância presente. Quanto às aplicações da análise termodiferencial pode-se adiantar o seguinte: o número, a forma e a posição dos picos e vales de uma curva termodiferencial podem servir de base para a identificação qualitativa da substância (argilas, metais, minérios, gorduras, óleos, polímeros, carvões, madeiras etc). Através desta técnica, pode-se acompanhar os efeitos do calor associado com alterações físicas ou químicas da amostra, tais como transições de fase exotérmicas ou endotérmicas (fusão, ebulição, sublimação, congelamento, inversões da estrutura cristalina ou reações de desidratação, de dissociação, de decomposição, de óxido-redução etc, capazes de causar variações de calor, o mesmo que variações de entalpia). Em geral, transições de fase, desidratações, reduções e certas reações de decomposição produzem efeitos endotérmicos, enquanto que cristalizações, oxidações e algumas outras reações de decomposição produzem efeitos exotérmicos. A respeito da análise termogravimétrica, segundo Giolito<sup>31</sup> (1974), as tentativas para se chegar ao conhecimento detalhado das alterações que o aquecimento pode provocar na massa das substâncias são bem antigas. O objetivo é poder estabelecer a faixa de temperatura, na qual elas adquirem composição química definida ou as temperaturas em que começam a se decompor. Estes dados são muito importantes em operações analíticas, bem como para se seguir o andamento de reações de desidratação, oxidação (combustão), decomposição etc. Entre 1907 e 1915, inúmeros pesquisadores se empenharam na construção, ponto a ponto, de curvas de perda de massa

em função da temperatura, aquecendo as amostras até uma dada temperatura e, a seguir, após resfriamento, pesando-as em balanças analíticas comuns. A primeira termobalança foi descrita por Kotara Honda, em 1915. Este instrumento idealizado e construído por ele, foi empregado para estudar as curvas de termodecomposição do sulfato manganoso ( $\text{MnSO}_4 \cdot 4 \text{H}_2\text{O}$ ), do gesso ( $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ) e do anidrido crômico ( $\text{CrO}_3$ ). Este trabalho serviu de base para todos os trabalhos futuros de termogravimetria, pois sua termobalança permitiu, pela primeira vez, a pesagem contínua da amostra, à medida que ia sendo aquecida. A atmosfera do forno pode ser estática (estacionária) ou dinâmica (fluente). O controle dinâmico da atmosfera permite exercer controle sobre reações para as quais o gás é reagente ou produto, podendo-se, também, utilizar, em certos casos, atmosfera dinâmica de gases inertes como o nitrogênio ( $\text{N}_2$ ). Se o gás não fosse inerte, ou seja, pudesse reagir com a amostra, poderíamos então citar o exemplo da oxidação da amostra ser impedida, na presença de atmosfera auto-gerada constituída de  $\text{CO}_2$ . Para a escolha da substância inerte, a experiência tem mostrado que a alumina, previamente calcinada a  $1500^\circ\text{C}$ , é a substância mais conveniente para ser utilizada como material de referência e como diluente. Também o quartzo fundido em pó, silício em pó ou mesmo substâncias orgânicas, caso as amostras estudadas sejam de matérias orgânicas. A escolha de um material de referência é mais ou menos empírica e deve ser especialmente cuidadosa, quando se pretende medir área do pico, pois neste caso, só podem ser tolerados pequenos desvios da linha base. Na análise termogravimétrica são obtidas curvas de perda ou ganho de massa em função da temperatura, ou seja, de um aquecimento ou resfriamento lineares, denominadas termogramas. Através da análise do termograma pode-se estabelecer as reações que correspondem a cada uma de suas inflexões. Esta análise permite um estudo detalhado da decomposição térmica da substância analisada.

Os tipos de água em esmalte humano e apatita precipitada foram caracterizados por LeGeros et al.<sup>43</sup> (1978) utilizando difração de raios-x, espectroscopia por infravermelho e análise termogravimétrica. Mudanças nos parâmetros da organização e no caráter das bandas de absorção foram correlacionadas com perda de massa na pirólise nas temperaturas de 100°C a 400°C e, com efeito de reidratação das amostras. Este estudo demonstrou que a perda de água próxima a 200°C é de água adsorvida, sendo reversível e não causando significativa mudança nos parâmetros da organização desta apatita, ao passo que a perda de água entre 200°C e 400°C é estrutural, irreversível e causa uma contração na sua dimensão. A queda da quantidade de água adsorvida causou aumento de OH nas bandas de absorção no espectro desta apatita. Uma perda de água na organização estrutural do esmalte causou um aparecimento de P-O-P nas bandas de absorção no precipitado da apatita.

A fase inorgânica da dentina com dentinogênese imperfeita foi investigada por Kerebel<sup>35</sup> (1981), utilizando técnicas corretas de alta resolução de microscopia de transmissão, difração de raios-x, espectroscopia por absorção de infravermelho, termogravimetria, análises com microsonda eletrônica e análises químicas. Os resultados mostraram que os cristalitos na dentina com dentinogênese imperfeita eram de tamanho normal, porém menos numerosos do que na dentina normal. A análise através da microsonda eletrônica indicou diferença significativa no mineral contido na dentina com dentinogênese imperfeita, quando comparada com dentina normal. Ocorreu um aumento na proporção Ca/P, uma diminuição na quantidade de Ca (cálcio) e P (fósforo) e uma severa perda em Mg (magnésio), corroborada pela análise química. O principal componente da fase inorgânica da dentina com dentinogênese imperfeita foi uma apatita pobremente carbonatada e cristalizada. Isto sugeriu que a água contida é, em grande parte, aumentada na dentina com

dentinogênese imperfeita, e uma mínima parte está relacionada com a organização da água que está na forma estrutural.

Sakae et al.<sup>70</sup> (1988) pesquisaram as mudanças na porção mineral da dentina bovina com tratamento de NaClO (hipoclorito de sódio). A dentina de incisivos bovino foi tratada com solução de NaClO 10%. Análise termogravimétrica diferencial foi indicada para remover o material orgânico da amostra de dentina, desde a reação exotérmica a 320°C até desaparecer. A difratometria de raios-x revelou uma mudança na cristalinidade dos cristais de dentina e a formação de calcita depois do tratamento. A análise de espectroscopia por infravermelho mostrou que a banda devido aos íons carbonato foi sumindo após o tratamento; a análise de espectroscopia por absorção atômica mostrou que íons de magnésio podem estar dissolvidos na amostra de dentina. Os resultados mostraram que alguns íons magnésio e carbonato foram removidos da estrutura cristalina da dentina após o tratamento com NaClO, durante o tempo em que os materiais orgânicos foram removidos da amostra de dentina. Isto sugeriu que cristais na dentina tratada com NaClO foram semelhantes aos cristais de esmalte do ponto de vista cristalográfico.

Larmas et al.<sup>41</sup> (1993) realizaram um estudo termogravimétrico, para investigar o comportamento térmico em dentes sadios e com cárie em esmalte e dentina em dentes humanos, assim como em hidroxiapatita. Os resultados foram comparados com aqueles obtidos para hidroxiapatita pura. A decomposição de produtos voláteis foi identificada por espectrometria de massa. A decomposição de produtos sólidos foi analisada por espectrometria por infravermelho. Para ambos, esmalte normal e cariado, as curvas do termogravimetria diferencial (DTG) revelaram três picos entre 90-100°C, 330°C e 900°C. Ambos, dentina normal e cariada, revelaram dois picos comuns em suas curvas de DTG, entre 90-100°C e 330°C. E ainda um pico entre 500-600°C foi observado na curva DTG de dentina cariada em atmosfera de ar. Este pico desapareceu completamente em atmosfera de nitrogênio (N<sub>2</sub>). Cerca

de 11-12% de esmalte sadio e esmalte cariado foram volatilizados em ar. Os valores de dentina sadia foram 34% e dentina cariada 54% por peso, respectivamente. Esmalte e dentina (complexo protéico-apatita) se decompueram em altas temperaturas na atmosfera de ar. Em atmosfera de  $N_2$ , ambos, esmalte e dentina, foram mais resistentes para a decomposição térmica do que em ar, por causa da facilidade de decomposição de materiais orgânicos em atmosfera oxidante do que em atmosfera inerte.

LeGeros et al.<sup>44</sup> (1995) analisaram os efeitos sinérgicos de magnésio e carbonato sobre as propriedades biológicas e síntese de apatita. Magnésio (Mg) e carbonato ( $CO_3$ ) são elementos menos importantes associados ao esmalte, dentina e osso. O propósito deste estudo foi determinar o efeito do Mg e  $CO_3$  sobre algumas propriedades de apatita sintética com o objetivo de compreender os efeitos sobre a apatita biológica. Apatita biológica de esmalte e dentina humana e osso bovino e apatita sintética com ou sem Mg ou  $CO_3$  foram caracterizados, utilizando difração de raios-x, absorção por infravermelho, termogravimetria e análises químicas. Dissolução em ácido saturado foi também determinada. Os resultados mostraram os efeitos sinérgicos de Mg e  $CO_3$  sobre a redução da cristalinidade e aumento da extensão da dissolução da apatita sintética. A dentina humana e osso bovino, comparados com esmalte humano, contêm altos níveis de Mg e  $CO_3$  e têm baixa cristalinidade e alta velocidade de dissolução.

Sonju Clasen & Ruyter<sup>77</sup> (1997) realizaram uma determinação quantitativa de carbonato do tipo A e do tipo B em esmalte humano de decíduos e permanentes por meio de espectrometria por infravermelho de Fourier (FTIR). A progressão de cárie tem se mostrado mais rápida em dentes decíduos do que na dentição permanente. Inúmeros fatores influenciam a progressão da cárie. Entre estes fatores está a composição química dos dois tipos de esmalte. É sabido que o íon carbonato ocupa duas posições diferentes na estrutura do esmalte: a

posição hidróxi (A) e a posição fosfato (B), podendo ser de importância química diferente nas duas posições. Neste estudo os autores determinaram a quantidade do carbonato nas duas diferentes posições (tipo A e tipo B) em esmalte humano de dentes decíduos e permanentes, através da FTIR. O esmalte humano de dente decíduo contém significativamente mais carbonato do tipo A do que o esmalte humano de dente permanente. O carbonato total contido (tipo A e tipo B) foi também significativamente mais alto em esmalte de dente decíduo do que em esmalte de dente humano permanente. A análise termogravimétrica (TG) de amostras de esmalte confirmou a determinação da quantidade de carbonato pela FTIR. A diferença no carbonato contido entre os esmalte decíduos e permanente pode ser um dos inúmeros fatores que contribuem para a rápida progressão de cárie em dentes decíduos.

Takagi et al.<sup>80</sup> (1998) pesquisaram sobre o pH e níveis de carbonato no desenvolvimento do esmalte. Seus estudos recentes haviam mostrado a superfície de desenvolvimento e mudanças na calcificação do esmalte, quando corado com indicador de pH. Baseado nas condições do pH, o esmalte foi distinguido em zona neutra (N1 e N2) e zona ácida (A1 e A2). O propósito do presente estudo foi correlacionar as mudanças de pH com as atividades proteolíticas e tamanho dos cristais de calcificação do esmalte bovino. Amostras de crescimento do esmalte bovino foram separadas dentro dos quatro estágios de maturação, utilizando métodos de coloração do pH. O crescimento do cristal do esmalte foi investigado, utilizando a análise termogravimétrica (TGA), espectrometria de emissão, difratometria de raios-x e espectroscopia por infravermelho. Análises bioquímicas anteriores de atividade de enzima proteolítica do esmalte indicaram que o pH ideal da principal protease foi aproximadamente pH 6.0, coincidindo com o pH da zona A1. As análises de espectrometria, termogravimetria e a difratometria de raios-x mostraram que a maioria dos componentes orgânicos do esmalte se decompõe a 580°C. Os níveis mais altos de carbonato foram observados mais nos estágios secretores do que

no esmalte maduro. A razão cálcio/fósforo (Ca/P) da apatita do esmalte foi mais baixa que os valores estequiométricos de 1.67. Estes resultados sugeriram que crescimento e maturação dos cristais de apatita do esmalte estão relacionados com o decréscimo do nível de carbonato e, aparentemente, relacionados com a alternativa calcificação e decomposição das proteínas do esmalte.

Elfersi et al.<sup>22</sup> (2002) caracterizaram a dentina humana de dentes sadios em partículas de tamanho submilimétrico. Foram obtidas partículas pequenas de dentina para fornecer material para caracterização de dentina. Foram estudadas as interações de vaporização com dentina sem *smear layer* e agentes adesivos. As partículas de dentina humana de tamanho submilimétrico foram obtidas através da fragmentação em recipiente sob alta pressão e temperatura. Partículas sem *smear layer* de três tamanhos diferentes foram obtidas por seleção através de peneiras. Análise termogravimétrica e termodiferencial simultâneas foram realizadas sobre todas as amostras condicionadas. As densidades foram mensuradas pelo picnômetro de hélio. A água, orgânica e mineral, contida nas amostras mostrou proporções esperadas. A maior densidade de partículas foi nas frações de pequeno tamanho. Assim, partículas de dentina de tamanho de 100 $\mu$ m, têm uma densidade de 2.482 (0.002)g/ml que é estatisticamente diferente de partículas de tamanho de 300 $\mu$ m com 2.306 (0.002)g/ml. Todavia, a mensuração respectiva da superfície da área específica foi de 2.54 (0.01) e 2.50 (0.02)m<sup>2</sup>/g não havendo diferença estatisticamente significativa. A superfície da área específica de partículas de dentina aumentou na condicionada e o aumento foi relacionado com a força do ácido. A análise térmica de partículas (200 $\mu$ m de diâmetro) com condicionamento ácido, mostrou que a perda de carbonato foi acima de 75% e a perda de fosfato só 30%. A termogravimetria foi utilizada para analisar carbonato e fosfato contidos na dentina humana, como ação tampão.

Bachmann & Zezell<sup>4</sup> (2005) realizaram diversos trabalhos, estudando a estrutura e composição do esmalte e dentina sob tratamentos térmicos e irradiação laser. Em relação à estrutura cristalográfica realizaram um estudo para determinar a estrutura cristalográfica do esmalte e da dentina, quando irradiados com laser de hólmio (Ho:YLF – 2,06 $\mu$ m). O objetivo foi identificar as fases presentes no tecido, determinar características cristalográficas da nova estrutura, tais como o tamanho dos cristais que formam o tecido fundido e os parâmetros da sua rede cristalográfica. A caracterização da estrutura cristalográfica foi conduzida utilizando dentes humanos e bovinos. Dentes humanos foram utilizados para caracterizar somente a morfologia da superfície irradiada no esmalte, na dentina e cemento, utilizando laser de hólmio Ho:YLF ( $\lambda$ : 2,065 $\mu$ m) e Ho:YAG ( $\lambda$ : 2,1 $\mu$ m). Os demais experimentos de caracterização cristalográfica foram conduzidos com dente bovino. O esmalte bovino irradiado com laser de hólmio e fluências entre 600 J/cm<sup>2</sup> e 800 J/cm<sup>2</sup> apresentou uma estrutura bifásica composta pela hidroxiapatita e pelo fosfato tetracálcio. Essa estrutura está associada às elevações térmicas superiores a 1280°C (ponto de fusão do esmalte) e a ressolidificação em duas fases cristalográficas: hidroxiapatita e fosfato tetracálcio. A dentina bovina irradiada com laser de hólmio com fluências em torno de 18 J/cm<sup>2</sup> e irradiada com laser de Nd:YAG (neodímio) com fluências em torno de 85 J/cm<sup>2</sup> apresentou um estreitamento nos picos de difração. Esse estreitamento está associado com o aumento no tamanho dos cristais que compõem o tecido e com a eliminação de defeitos cristalinos.

### **2.3 Condutividade térmica**

Brown et al.<sup>10</sup> (1970) utilizaram dentes recém-extraídos para avaliar as suas propriedades. Os dentes foram armazenados em

água destilada para manter a umidade e os testes foram realizados dentro de 6h após a extração. Concluíram que num dente submetido à mudanças bruscas de temperatura, o esmalte tem uma tendência a atingir a nova temperatura mais rapidamente do que a dentina. Desta maneira, quando dentes são submetidos a baixas temperaturas, o esmalte sofrerá contração, resultando em tensão térmica ao redor do dente. Se a mudança de temperatura for suficientemente grande, fraturas podem se desenvolver no esmalte. Avaliaram a densidade e o calor específico do dente, assim como valores de difusividade térmica, baseados na medição da condutividade térmica. Os valores obtidos para a difusividade térmica foram por volta de 10% para o esmalte e 25% para a dentina dos valores relatados anteriormente na literatura. Segundo os autores, a condutividade térmica do esmalte é de  $2.23 \times 10^{-3}$  cal/seg cm C e na dentina (perpendicular aos túbulos dentinários) é de  $1.39 \times 10^{-3}$  cal/seg cm C e na dentina (paralela aos túbulos dentinários) é de  $1.36 \times 10^{-3}$  cal/seg cm C. Descreveram que a condutividade térmica do esmalte é 50% mais alta do que a condutividade térmica da dentina e uma difusibilidade térmica cerca de 2,5 vezes mais alta.

Brown et al.<sup>11</sup> (1972) analisaram a fadiga térmica em dentes humanos e bovinos. Os dentes foram submetidos a uma ciclagem térmica com temperaturas entre 140 e 90°F. Através dos resultados obtidos, concluíram que fratura térmica pode ser induzida por estresse térmico causado pelas temperaturas na ciclagem térmica. Menos que 3000 ciclos já causaram severas fraturas ou propagação de fendas, previamente, existentes em ambos os dentes. Concluíram também que os dentes bovinos foram mais susceptíveis à fratura que dentes humanos. Além disso, temperaturas em torno de 50°C, a qual é comumente experimentada clinicamente, mostrou um nível de estresse suficientemente alto para causar fraturas no esmalte depois de vários ciclos. Ciclando a temperatura dez vezes ao dia poderia resultar em 3650 ciclos/ano. Portanto, já que fraturas não podem se recompor, pode-se

esperar que estejam presentes no esmalte dos dentes da maioria das pessoas. Dentes bovinos foram utilizados neste experimento justamente pela dificuldade de se obter dentes sem fissuras.

Giolito<sup>31</sup> (1974) descreveu o efeito do empacotamento, quantidade e termocondutividade da amostra. Segundo o autor, a condutividade térmica da amostra depende de sua densidade e esta, por sua vez, depende do tamanho das partículas e da compactação a que foi submetida; além disso, a densidade da amostra pode variar na medida em que a reação vai se processando, devido aos processos de fusão, conversão em substâncias diferentes, sinterização e outras mudanças que vão ocorrendo na amostra.

De acordo com Craig et al.<sup>16</sup> (1988), a condutividade térmica tem sido utilizada como medida do calor transferido e é definida como o número de calorias fluindo por segundo através de uma área de  $1\text{cm}^2$ , na qual a queda de temperatura, ao longo do comprimento do material, é de  $1^\circ\text{C}/\text{cm}$ . Este é um termo um pouco complicado, quantitativamente, porém qualitativamente é simples relacioná-lo com a taxa de fluxo de calor. Os materiais possuem diferentes taxas de condução de calor, por exemplo, os metais possuem valores mais altos que as resinas e cerâmicas. Quando uma porção de um dente é restaurada com um material restaurador, como o amálgama ou liga de ouro, o dente pode ficar temporariamente sensível às alterações térmicas da boca. Indivíduos que usam aparelhos ortodônticos ou prótese total acrílica também sentem os efeitos da temperatura diferentemente daqueles que não os utilizam. Segundo o autor, o esmalte humano apresenta condutividade térmica  $0,0022\text{cal}/\text{s}/\text{cm}^2$ , enquanto que a dentina humana apresenta  $0,0015\text{cal}/\text{s}/\text{cm}^2$ . Só para comparar o amálgama apresenta  $0,055\text{cal}/\text{s}/\text{cm}^2$ , a resina composta e a porcelana apresentam  $0,0025\text{cal}/\text{s}/\text{cm}^2$ . É evidente, portanto, que o esmalte e a dentina são maus condutores térmicos, quando comparados com ligas de ouro ou amálgama, apesar de este último ser substancialmente menos condutor

que o ouro. Porém, apesar de a dentina ser um mau condutor térmico, uma fina camada de dentina não proporciona suficiente isolamento térmico para a polpa. Restaurações de resina composta possuem condutividade térmica comparável à do dente e não apresentam problemas com respeito a esta propriedade.

Segundo Brown<sup>9</sup> (1988), condutividade térmica é uma importante propriedade física, por destacar a utilização eficiente da energia. Numerosos métodos para mensurar a condutividade térmica têm sido publicados e inúmeros instrumentos têm surgido no mercado com esta proposta. A difusividade térmica é a relação entre a condutividade térmica e o calor específico do produto multiplicado por sua massa específica; em termos físicos, dá uma medida de como a temperatura pode variar quando um material é submetido a uma situação de aquecimento ou resfriamento. O calor específico é significativamente afetado pela quantidade de água presente no material e pelo estado físico desta água.

De acordo com Craig<sup>15</sup> (1993), a condutividade térmica de uma substância é a quantidade de calor (em calorias ou joules) por segundo, que passa por um corpo com 1,0cm de espessura, com uma secção de 1cm<sup>2</sup>, quando a variação da temperatura é de 1°C. É a sua capacidade para conduzir calor. O calor é uma forma de energia que pode “fluir” entre dois sistemas em contato térmico a temperaturas diferentes. Após um intervalo de tempo suficientemente longo em contato térmico, os dois sistemas atingem temperaturas iguais e a troca de calor cessa. O equilíbrio térmico é atingido. O calor pode ser transferido de um ponto para outro por três métodos comuns: condução, convecção e radiação. De acordo com a primeira Lei da Termodinâmica a quantidade de calor absorvida por um corpo, em um processo termodinâmico, é igual à variação da sua energia interna mais o trabalho realizado por ele. Sob temperaturas ordinárias os sólidos são incompressíveis e seu calor específico é constante. Portanto, a absorção/liberação de calor por/de um

corpo acarreta uma variação da sua energia interna e, conseqüentemente, da sua temperatura. A condutividade térmica pode, em geral, depender da direção de propagação do calor no material. Materiais que conduzem calor igualmente em todas as direções são ditos isotrópicos. A importância prática na caracterização da condutividade térmica de um material reside na maneira como se deseja utilizar o mesmo quanto à condução ou não do calor. Quanto maior é a condutividade térmica de um material, maior a corrente térmica através dele. Assim, um material para o qual a condutividade térmica seja grande, será um bom condutor; caso a condutividade térmica seja pequena, o material poderá ser utilizado como isolante térmico. Observe que, apenas o fato de a condutividade ser pequena, não garante que qualquer sistema deverá ser, eficazmente, isolado com este material, uma vez que a taxa de fluxo de calor depende ainda de outros parâmetros, ou seja, da área, da espessura e da diferença de temperatura.

Segundo O'Brien<sup>56</sup> (1997), o calor específico de uma substância é a quantidade de calor necessária para aumentar a temperatura de uma unidade de massa da substância em 1°C. O calor específico do esmalte é de 0.18 {cal/(g.°C)} e da dentina 0.28 {cal/(g.°C)}. O autor afirmou que a difusividade térmica é a medida da quantidade de calor que flui pela amostra e é definida pela condutividade térmica dividida pelo produto do calor específico e densidade. Seus valores para as estruturas dentais são os seguintes: esmalte 0.469  $\Delta$  (mm<sup>2</sup>/s) e dentina 0.183  $\Delta$  (mm<sup>2</sup>/s). Em relação à condutividade térmica, os valores são: do esmalte é 2.23mcal/s/cm<sup>2</sup>/(°C/cm) e da dentina é 1.36mcal/s/cm<sup>2</sup>/(°C/cm).

De acordo com Ferracane<sup>23</sup> (2001), a condutividade térmica é a característica que determina a taxa com que o calor flui através do material. Isto ocorre em função da composição, que determina a capacidade de calor (a quantidade de calor necessária para aumentar a temperatura de um objeto numa determinada quantidade) e a magnitude da mudança da temperatura e da espessura do objeto. A temperatura

pode causar um profundo efeito na dimensão dos materiais dentários. Uma mudança na temperatura pode produzir uma mudança imediata ou tardia na dimensão. Mudanças térmicas podem também provocar ou causar um efeito nos componentes do dente, especificamente no fluido contido nos túbulos dentinários. Expansões e contrações destes fluidos abaixo das restaurações não seladas podem causar dor dental.

Lizarelli<sup>46</sup> (2002) realizou ablação a laser de substratos dentais: esmalte, dentina e resinas compostas, avaliando a ação do laser nestes substratos. Incluiu neste estudo, um mapeamento térmico na câmara pulpar de dentes humanos decíduos expostos ao laser de Nd:YAG, operando no regime pulsado de picossegundos, pois a preocupação com a biossegurança no uso de sistemas *lasers* reside no calor gerado durante a irradiação.

## **2.4 Dissolução**

Leach<sup>42</sup> (1959) analisaram a solubilidade em esmalte e dentina humana em ácido. Esmalte e dentina foram obtidos de dentes humanos sadios, recentemente extraídos. Foram triturados até formar um fino pó, sendo 50g de esmalte e 150g de dentina. A maioria das partículas possuía um diâmetro de 20 e 30 $\mu$  para esmalte e dentina, respectivamente. A descalcificação em ácido tamponado foi preparada pela mistura de volumes aproximadamente iguais de 0.4M acetato de sódio e 0.4M ácido acético; em seguida foram adicionadas gotas de 0.4M acetato de sódio, até que o pH da solução ficasse perto de 4.70. A reação entre 0.2M ácido acético tamponado, pH 4.70 e fino pó de esmalte e dentina humana, rapidamente alcançaram equilíbrio, ainda que o dente não possa ser completamente descalcificado e a mudança no pH da solução tamponada possa ser pequena. A solubilidade na solução tamponada varia com a quantidade de material sólido presente e a

inversão relatada para o flúor contido na amostra, a dependência da solubilidade sobre o sólido: proporção da solução diminui, enquanto que o flúor contido é aumentado. A solubilidade de um sólido é: proporção da solução é diretamente relacionada com a molaridade e indiretamente relacionada com o pH de descalcificação tamponada. Pelo fato da solubilidade ser dependente destas diversas variáveis interrelacionadas, o pH da solução ácido-mineral não indica necessariamente a extensão da descalcificação.

Segundo Buonocore<sup>12</sup> (1963), diversos estudos mostraram a razão da dissolução do esmalte, dentina e cálcio-fosfato dependendo do tipo de ácido envolvido na descalcificação. Por exemplo, a presença de ácido na descalcificação diminui a razão da solubilidade. Com base nestes estudos, a direção de mudança na solubilidade foi relatada pelas características estruturais dos ácidos, assim como o número, tipo e estado de ionização polar do grupo. Observaram que efeitos deste tipo, apresentados nestes estudos, podem ser de importância na ação dos sistemas de ácidos tamponados da boca sobre a estrutura dental, podendo haver uma relação sobre a razão de iniciação e extensão de descalcificação no esmalte. Os autores avaliaram o efeito de outros componentes sobre a solubilidade do esmalte e da dentina. Por fim, um número de aminoácidos e outras substâncias foram escolhidos para testar a diferença da base estrutural. É importante não desperdiçar qualquer luz adicional sobre a influência da estrutura química na solubilidade. Para comparação, diversos testes previamente realizados, com ácido, foram incluídos neste estudo.

Craig et al.<sup>16</sup> (1988) afirmaram que a solubilidade é definida como a porcentagem de massa do material solúvel ou sorvido. É a quantidade de massa do material dissolvido ou sorvido por unidade de superfície de área mm/cm<sup>2</sup>.

Ruse & Smith<sup>69</sup> (1991) realizaram um estudo de caracterização da superfície da dentina bovina, através de espectroscopia

de raios-x (XPS) e espectrometria de massa para determinar os efeitos de diferentes procedimentos de pré-condicionamento sobre a composição básica da superfície da dentina bovina e para investigar as interações entre a dentina e o agente adesivo (ScotchBond) estudando as mudanças na composição básica da dentina como resultado destas interações. Os resultados mostraram que a composição básica do *smear layer* foi semelhante àquela da dentina; a limpeza com o peróxido de hidrogênio não produziu nenhuma modificação na composição básica da superfície da dentina; condicionamento ácido induziu uma quase completa desmineralização da dentina, deixando exposta uma superfície rica em matéria orgânica. Os resultados sugeriram que os sistemas adesivos que utilizam condicionamento ácido como procedimento prévio, deveriam ser baseados em agentes capazes de interagir com os componentes orgânicos da dentina, pois os agentes adesivos que contavam com a reação de quelatação do cálcio não obtiveram mais sucesso. A investigação da interação entre o agente adesivo e a dentina sugeriu uma falha coesiva parcial, no agente adesivo durante a fratura do agente adesivo-dentina.

As propriedades de solubilidade da hidroxiapatita (HA) foram comparadas com as do esmalte e dentina em dentes humanos, por Moreno<sup>51</sup> (1991). As apatitas utilizadas neste estudo foram equilibradas em solução de ácido fosfórico em atmosfera de CO<sub>2</sub>. Os resultados experimentais foram interpretados nos termos de modelo de solubilidade, o qual considerou materiais biológicos, assim como também HA ou carbonatoapatitas. Ambos, na HA e no sistema mineral dental, os resultados foram compatíveis com a precipitação de outra fase da apatita, contendo carbonato durante a fase de equilíbrio. Todavia, apesar do comportamento químico do sistema HA estar dentro de uma boa aceitação, com base no prognóstico sobre modelos de solubilidade, os resultados com bioapatitas não os foram; esta foi uma discrepância marcante mais para a dentina do que para o esmalte, mas em ambos os

casos, os resultados indicaram claramente, a inadequação para esta apatita dentro da estequiometria de HA. Os modelos e os resultados experimentais mostraram que, em princípio, isto é possível para definir os dois minerais dentais nos termos de solubilidade, respectivamente constante do produto, se a informação for independente da estequiometria dessa apatita.

Nakabayashi et al.<sup>54</sup> (1995) descreveram que a dentina humana é mais ácido-resistente que a dentina bovina.

Shellis<sup>75</sup> (1996) realizou um estudo em microscópio eletrônico de varredura (MEV) das variações da solubilidade no esmalte e dentina de dente humano. Os dentes foram cortados, as superfícies polidas; foram então colocados em acetato tamponado, com pH 5.2, com uma composição eletrolítica semelhante ao fluido da placa (produto com atividade iônica) para hidroxiapatita, pIHA, variando entre 55 a 62, a 37°C sob uma atmosfera de CO<sub>2</sub>. A desmineralização foi avaliada utilizando um MEV. Dentina intertubular foi levemente solubilizada a pIHA 55, enquanto que a dentina peritubular foi menos solubilizada, dissolvida a pIHA ≥ 58. No esmalte a dissolução da junção dos prismas ocorreu a pIHA ≥ a 55, mas foi levemente no esmalte do centro do prisma. Desmineralização do esmalte intra-prismático foi observada a pIHA ≥ 56, no esmalte profundo e pouco no esmalte superficial, mas não ocorreu no esmalte mediano e em maior número no esmalte externo a pIHA ≤ 58. As correlações entre estrutura e solubilidade são provavelmente uma forte influência sobre o padrão de formação da lesão de cárie.

Em 1997, Arao & Nakabayashi<sup>3</sup> verificaram que a dentina intertubular do incisivo bovino desmineralizou-se muito mais profundamente que a dentina intertubular humana condicionada com solução 10:3 por 10 segundos.

Rizzutto et al.<sup>66</sup> (2002) realizaram uma comparação entre a composição química do esmalte dentário humano, bovino e suíno por técnicas nucleares. Os elementos Cu, K, Zn, Fe, Ti, Sr, V, Mn e Zr foram

detectados. A análise do esmalte humano e bovino demonstrou a existência dos elementos traços Fe e Zn, em concentrações estatisticamente semelhantes (ANOVA), porém, no esmalte humano foi encontrado Cu e no esmalte bovino Sr. Concluíram que o esmalte humano e bovino apresentaram grande semelhança constitucional para elementos de maior concentração (Ca, P, C, S, Cl e K), porém, há diferenças entre seus elementos traços. Possivelmente os dentes bovinos nem sempre poderiam ser utilizados em substituição aos humanos em estudos, pois as diferenças na concentração dos elementos traços, Sr e Cu, alteram as propriedades químicas do esmalte, conforme encontrado na literatura.

Dutra-Corrêa et al.<sup>20</sup> (2002) realizaram uma caracterização da dentina e esmalte bovino por meio de difração de raio-x e espectroscopia por infravermelho. Os dentes bovinos foram separados fisicamente em esmalte e dentina e, imediatamente, desaglomerados. As fases cristalinas foram determinadas por difratometria de raios-x (DRX) e os grupos funcionais por espectroscopia de infravermelho (IR). A fase cristalina hidroxiapatita (HAp), foi detectada como majoritária na dentina e esmalte. O esmalte apresentou maior cristalinidade quando comparado à dentina. Na análise de espectroscopia por infravermelho, foram observadas bandas de absorção referentes aos grupos funcionais P-O e O-H característicos, confirmando a presença da fase HAp. Também foram observadas bandas C-O, características de HAp natural, que apresentaram carbonato substituído na rede cristalina. Sendo que a dentina apresentou maior hidratação confirmada pela presença da banda de absorção H-O-H. Através dos dados obtidos, concluiu-se que o dente bovino é semelhante ao humano quanto à fase HAp presente, cristalinidade e grupos funcionais, nada impedindo, nestes aspectos, a sua utilização em substituição ao dente humano.

Em 2003, Tang et al.<sup>81</sup> avaliaram a dissolução da composição constante das fases mistas e da seletividade da dissolução

de cálcio-fosfato. Segundo os autores, a realização de uma caracterização da dissolução cinética individual de cálcio-fosfato sintético e biológico é de importância considerável, pois estas fases muitas vezes coexistem nos minerais biológicos. O método de composição constante tem sido utilizado para estudar a dissolução cinética de uma série de cálcio-fosfato sintético (DCPD), fosfato beta-tricálcico (TCP), octacálcio-fosfato (OCP), hidroxiapatita (HAp) e apatita carbonatada (CAP) na presença ou ausência de ácido cítrico, assim como a função do pH e força termodinâmica. Enquanto o ácido cítrico acelerou a dissolução do TCP, a dissolução da HAp foi significativamente inibida. No entanto, quase não houve influência sobre a dissolução de DCPD, OCP e CAP. Estudos da dissolução da composição constante de mistura cálcio-fosfato na presença de ácido cítrico também foi realizada. Outros fatores, por exemplo, o pH, também têm uma função importante na dissolução desse cálcio-fosfato. Na suspensão de misturas de cálcio-fosfato, fases específicas podem ser seletivamente dissolvidas pelos parâmetros experimentais de mudança, tal como pH e a presença de taxa modificada. Este resultado tem aplicações importantes para o controle da dissolução de tecido duro dental, como a dentina e esmalte.

## 2.5 Desidratação

Goodis et al.<sup>32</sup> (1990) realizaram um estudo sobre a perda de água na evaporação em dentina humana, *in vitro*. A quantidade de perda de água, espontaneamente, foi a mesma, com ou sem *smear layer*, sobre a dentina. Quando foi lançado ar sobre a dentina os dados de evaporação aumentaram significativamente. Após a remoção da *smear layer*, o ar lançado, fortemente, sobre a dentina induziu a perda de água por evaporação duas vezes maior do que antes da remoção. Após a

remoção da *smear layer*, a filtração de fluidos, algumas vezes, pode exceder os valores de evaporação espontânea dos fluidos.

Perdigão et al.<sup>59</sup> (1999) avaliaram os efeitos dos agentes re-umedecedores sobre a adesão na dentina. Compararam as interfaces formadas entre o substrato dentinário e os adesivos dentinários utilizados: OptiBond SOLO (etanol), Prime & Bond 2.1 (acetona) e Single-Bond (etanol e água). As amostras de dentina foram distribuídas da seguinte forma: grupo controle – dentina úmida, dentina seca por 5s, dentina seca por 5s e re-umedecida com uma solução aquosa de HEMA 35% . Foi realizado o cisalhamento e os dados submetidos ao teste ANOVA. As superfícies das amostras foram preparadas e observadas ao microscópio eletrônico de varredura e de transmissão. Para a dentina úmida, a morfologia da interface resina-dentina mostrou penetração profunda do adesivo dentinário até uma região de transição entre dentina desmineralizada e dentina não condicionada. Para as amostras de dentina seca por 5s houve uma significativa redução na adesão e uma incompleta infiltração na estrutura do colágeno, com áreas de fibras colágenas colapsadas, independente do tipo de solvente do adesivo dentinário. Nas amostras de dentina re-umedecida houve um restabelecimento dos valores obtidos para dentina úmida e resultou num preenchimento dos espaços entre a rede de fibras colágenas.

Ghersel et al.<sup>30</sup> (2001) avaliaram a influência do modo de armazenamento e de dois tipos de adesivos dentinários sobre a microinfiltração nas paredes axiais e cervicais de dentes decíduos restaurados com resina composta. As amostras foram divididas de acordo com o modo que foram armazenadas e os grupos foram classificados em: Congelado, Hidratado e Desidratado. O grupo Congelado foi mantido no *freezer*, em solução fisiológica, o grupo Hidratado foi armazenado em solução fisiológica em geladeira e o grupo Desidratado foi mantido seco. Foram realizados preparos tipos *slots* verticais: ocluso-mesial e ocluso-distal. Nos preparos ocluso-mesiais, utilizou-se o adesivo Scotchbond

Multi-Usos e nos ocluso-distais o Prime & Bond 2.1, sendo todos restaurados com resina composta Solitaire. Após termociclagem, foram imersos em corante e os valores de microinfiltração mensurados através de sistema de imagens digitalizadas e submetidos à análise de variância. Diante dos resultados obtidos, os autores concluíram que os modos de armazenamento Congelado, Hidratado e Desidratado não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si; a microinfiltração na parede cervical foi estatisticamente maior que na parede axial; os tipos de adesivos não mostraram diferenças estatisticamente significantes nos três modos de armazenamento; houve porém diferenças estatisticamente significantes apenas nas amostras do grupo Desidratado, com o adesivo Prime & Bond 2.1, quando consideradas as margens, com maior infiltração na cervical.

Perdigão et al.<sup>60</sup> (2001) realizaram uma avaliação clínica, após seis meses, de dois tipos de adesivos dentinários aplicados sobre dentina seca ou dentina úmida. Foram envolvidos trinta pacientes neste estudo, com um total de 128 restaurações divididas em quatro grupos:

- a) Prime & Bond NT (acetona) aplicado sobre dentina úmida;
- b) B- Prime & Bond NT aplicado sobre dentina seca com ar por 3-4s;
- c) C- Single-Bond (etanol) aplicado sobre dentina úmida;
- d) D- Single-Bond aplicado sobre dentina seca com ar por 3-4s.

Todos os dentes foram restaurados com a mesma resina composta. Seis meses após início do tratamento, 119 restaurações (93% do total) foram re-avaliadas. Em relação à retenção os dados foram de 97% para o Single-Bond/dentina úmida e 100% para os outros grupos; entretanto os dados não mostraram diferenças significantes entre retenção x adesivo dentinário e entre retenção x umidade.

Perdigão et al.<sup>61</sup> (2002), neste estudo, avaliaram, *in vivo*, a influência da umidade residual sobre a resistência adesiva de adesivos simplificados (one-bottle), em teste de microtração. Foram realizadas restaurações em 24 pré-molares com indicação de extração, em função do tratamento ortodôntico, em pacientes com idade entre 15 e 23 anos. Utilizaram três diferentes sistemas adesivos: Excite (Ivoclar/Vivadent) à base de etanol, Prime & Bond NT (Dentsply/Caulk) à base de acetona e Single-Bond (3M ESPE) à base de etanol e água. Após as extrações os dentes foram seccionados e obtidos palitos com  $0.7 \pm 0.2\text{mm}^2$ , logo após foi realizado o teste de microtração com uma velocidade de 1mm/min. Para cada adesivo dentinário não houve diferença estatisticamente significativa para dentina seca x dentina úmida. Single-Bond e Prime & Bond apresentaram resultados semelhantes, para as mesmas condições de umidade do substrato. Tanto o Excite sobre dentina seca e o Excite sobre dentina úmida resultaram em valores estatísticos mais baixos que o Single-Bond sobre dentina úmida, mas apresentou valores semelhante aos do Single-Bond sobre dentina seca, Prime & Bond sobre dentina úmida e Prime & Bond NT sobre dentina seca. Concluíram que o nível de umidade residual não manifestou nenhuma influência no teste de resistência adesiva – microtração. Clinicamente, o grau de umidade sobre a superfície da dentina, na lavagem do gel condicionador pode não ser relevante como já observado em estudos laboratoriais.

## 2.6 Incorporação de água

Segundo Craig et al.<sup>16</sup> (1988), a penetração de um líquido em um substrato sólido pode ocorrer por adsorção, absorção ou os dois, que é um processo chamado de sorção. A absorção refere-se ao líquido absorvido pelo volume do sólido, enquanto que a adsorção indica a concentração de moléculas na superfície de um sólido ou líquido.

De acordo com Craig et al.<sup>15</sup> (1993), é muito comum para ambos, sólidos e líquidos, adsorverem gases ou outros líquidos sobre suas superfícies. No processo de adsorção, um líquido ou um gás pode aderir-se firmemente à superfície por meio de ligação de moléculas do sólido ou líquido. O processo de absorção é uma combinação de penetração por difusão e adsorção. A ação de capilaridade é a penetração de líquidos para o interior de um corpo por fendas ou espaços limitados. Os materiais restauradores utilizados não se aderem fortemente à estrutura dental. Assim, como resultado, é comum a formação de fendas na interface dente-restauração, favorecendo a penetração de fluidos da cavidade bucal pela ação de capilaridade. A importância desta fenda tem sido reconhecida como um fator de influência no grau de infiltração marginal. Outro aspecto do fenômeno de capilaridade envolve a razão de penetração do líquido para o interior da fenda (coeficiente de penetração), por exemplo, a penetração de um líquido selante para o interior da fissura e pelos finos espaços microscópicos, criados pelo condicionamento ácido de uma superfície de esmalte. As propriedades do líquido afetam a razão de penetração e pode ser relatado como o coeficiente de penetração (CP), que relaciona a tensão de superfície ( $\gamma$ ), a viscosidade ( $\eta$ ) e o ângulo de contato ( $\theta$ ), sendo então:  $CP = \gamma \cdot \cos\theta / 2\eta$ .

## 2.7 Penetrabilidade de corante

Em 1989, Tagami et al.<sup>79</sup> avaliaram a permeabilidade da dentina coronária de incisivos bovinos *in vitro*, por meio da condutância hidráulica de discos de dentina. Reduções na espessura da dentina perto do esmalte resultaram num maior aumento da permeabilidade do que reduções na espessura perto da polpa. A microscopia de varredura revelou poucos túbulos dentinários com menor diâmetro na dentina superficial do que na dentina profunda. A permeabilidade da dentina

coronária de incisivos bovinos é de seis a oito vezes menor que a dentina coronária de terceiro molar humano, mas semelhante à de dentina de raiz de dente humano. Descreveram ainda que a dentina mineralizada da coroa de incisivo bovino tem permeabilidade intratubular mais baixa do que a dentina coronária de terceiro molar humano.

De acordo com Craig et al.<sup>15</sup> (1993), é muito comum para ambos, sólidos e líquidos, adsorverem gases ou outros líquidos sobre suas superfícies. No processo de adsorção, um líquido ou um gás pode aderir-se firmemente à superfície por meio de ligação de moléculas do sólido ou líquido. O processo de absorção é uma combinação de penetração por difusão e adsorção. A ação de capilaridade é a penetração de líquidos para o interior de um corpo por fendas ou espaços limitados. Os materiais restauradores utilizados não se aderem fortemente à estrutura dental. Assim, como resultado, é comum a formação de fendas na interface dente-restauração, favorecendo a penetração de fluidos da cavidade bucal pela ação de capilaridade. A importância desta fenda tem sido reconhecida como um fator de influência no grau de infiltração marginal. Outro aspecto do fenômeno de capilaridade envolve a razão de penetração do líquido para o interior da fenda (coeficiente de penetração), por exemplo, a penetração de um líquido selante para o interior da fissura e pelos finos espaços microscópicos, criados pelo condicionamento ácido de uma superfície de esmalte. As propriedades do líquido afetam a razão de penetração e pode ser relatado como o coeficiente de penetração (CP), que relaciona a tensão de superfície ( $\gamma$ ), a viscosidade ( $\eta$ ) e o ângulo de contato ( $\theta$ ), sendo então:  $CP = \gamma \cdot \cos\theta / 2\eta$ .

Segundo Nakabayashi & Pashley<sup>52</sup> (2000), a penetrabilidade está diretamente associada à permeabilidade que se refere à facilidade com que uma substância pode se mover dentro ou através de uma barreira de difusão (substrato). Em se tratando de dentina pode-se considerar dois tipos de permeabilidade: a permeabilidade intratubular e a intertubular. A permeabilidade intratubular é a difusão de

substâncias através dos túbulos dentinários. A permeabilidade intertubular é a difusão de substância na dentina entre túbulos dentinários.

Schmalz et al.<sup>74</sup> (2001) estudaram as características da permeabilidade da dentina bovina e humana sobre diferentes condições de pré-tratamento. Avaliaram a condutância hidráulica e a difusão do fluxo de água, nas dentinas bovina e humana. Concluíram que a dentina bovina próxima à junção amelo-cementária parece ser um substrato alternativo para a dentina coronária humana, em testes *in vitro*, a respeito das características de permeabilidade nesta região. No entanto, houve diferenças significantes, nas variações dos valores dos coeficientes, nos experimentos de difusão e perfusão, quando comparadas as dentinas bovina e humana.

Figueiredo<sup>24</sup> (2003) realizaram uma pesquisa sobre o diagnóstico de cárie por fluorescência. Analisaram o espectro de fluorescência utilizando três comprimentos de onda: 442, 532 e 632, excitando esmalte e dentina sadios e dentina cariada, com isso, determinaram as características destes tecidos quando sadios e/ou cariados.

Segundo Kurachi et al.<sup>40</sup> (2004), a fluorescência é um processo decorrente da interação da luz com o tecido biológico. Quando um tecido é excitado pela luz, em comprimentos de onda adequados, as biomoléculas absorvem a energia luminosa, passando para um estado excitado. Esse estado não é estável e um dos processos de perda de energia é através da re-emissão de fótons, a denominada fluorescência. As interações da luz com o tecido biológico e, conseqüentemente, a fluorescência produzida, depende da composição química e da arquitetura tecidual, desta maneira, tecidos diferentes emitem fluorescências distintas. A espectroscopia de fluorescência analisa o comportamento espectral da luz re-emitida pelo tecido alvo, ou seja, possibilita a leitura da intensidade emitida para cada comprimento de onda detectado.

Andrade<sup>1</sup> (2004) realizou um estudo da difusão de um corante orgânico em resinas compostas polimerizadas com duas fontes de luz sendo a avaliação realizada através de espectroscopia de fluorescência. Concluiu que a difusão do corante é influenciado diretamente pelo tipo de resina, sendo a híbrida (Z100) a que mostrou melhor comportamento quando comparada com as resinas de micropartículas (Filtek A110) ou condensável (P60). A lâmpada halógena determinou difusão significativamente menor nos corpos-de-prova testados do que os polimerizados pelo sistema LEDs, independente do tipo de resina utilizada. Concluíram ainda que há uma tendência do coeficiente de difusão ser inversamente proporcional ao tempo de polimerização, independente do aparelho ou resina utilizada.

## **2.8 Microdureza Vickers**

Fusayama & Maeda<sup>27</sup> (1969) avaliaram o efeito da remoção da polpa sobre a microdureza em dentes de cães. A remoção da polpa não diminuiu a dureza da dentina, mas cessou o crescimento e maturação de dentes jovens, resultando em estreita e fraca dentina em comparação com um dente normal. Utilizaram quarenta dentes caninos de cães adultos. As polpas foram removidas em vinte dentes do lado direito e vinte dentes do lado esquerdo ficaram intactos, servindo para controle. Doze de vinte canais foram preenchidos imediatamente com guta-percha e cimento de óxido de zinco e eugenol e selados com amálgama até o topo (3mm). Os outros oito canais foram deixados abertos. Os cães foram sacrificados após quatro, seis e nove meses. Os dentes caninos foram removidos cirurgicamente e imersos em solução de formol 10%. Os dentes fraturados durante a exodontia foram desprezados. A dureza da dentina de dentes tratados endodonticamente foi menor que a dos dentes de grupo controle. Entretanto, não houve diferença estatisticamente

significante entre dentes tratados e dentes do grupo controle. Relataram que a microdureza da dentina diminuía quando a dentina era testada de regiões superficiais para regiões profundas.

Pashley et al.<sup>57</sup> (1985) avaliaram a relação entre a microdureza da dentina e a densidade tubular dentinária em dente humano permanente sadio. Segundo os autores, uma nova técnica foi desenvolvida para permitir a determinação seriada da microdureza e da densidade tubular dentinária, iniciando próximo da junção amelodentinária e caminhando progressivamente até a polpa. Os resultados mostraram que houve uma grande diferença estatisticamente significativa numa relação inversa entre microdureza da dentina e densidade tubular dentinária. Relataram que a microdureza da dentina diminuía quando a dentina era testada de regiões superficiais para regiões profundas, provavelmente devido à diminuição da dentina intertubular e aumento do diâmetro dos túbulos dentinários.

A dureza de um material, segundo Craig et al.<sup>16</sup> (1988) mede a resistência à penetração por um material muito duro, como o diamante. A microdureza Knoop é obtida medindo-se o comprimento da diagonal maior de uma marca produzida pela penetração por um diamante e calculando o número de quilogramas necessários para produzir uma marca de  $1\text{mm}^2$ . Portanto, quanto maior a penetração, menor a dureza. O esmalte humano apresenta dureza Knoop  $343\text{ Kgf/mm}^2$  e a dentina humana  $68\text{ Kgf/mm}^2$ , o cimento  $43\text{ Kgf/mm}^2$  e só para comparar a porcelana  $460\text{ Kgf/mm}^2$ .

De acordo com Rodrigues<sup>67</sup> (1990), a dureza pode ser traduzida como resistência ao desgaste (abrasão), à penetração e ao riscamento. A dureza é avaliada a partir da medição da área ou profundidade alcançada pela penetração de um indentador de geometria normalizada, sob a ação de uma carga também padronizada, aplicada durante um tempo definido. O número de Dureza Vickers (HV) é um número obtido pela relação entre a carga aplicada e a correspondente

área da superfície da impressão permanente alcançada por um indentedor de diamante piramidal regular de base quadrada, tendo por ângulos internos da face  $136^\circ$ . O número de dureza levantado é expresso, por exemplo, 523 HV 50/20, sendo que o número cinquenta está representando a carga em Kgf e, na microdureza a carga em gf e vinte o tempo determinado, expresso em segundos. A carga para o teste de microdureza pode variar entre 1gf e 1000gf.

Lin & Douglas<sup>45</sup> (1994) estudaram as relações entre propriedades estruturais e resistência à fratura da junção amelo-dentinária em dentes bovinos. O objetivo foi estudar o comportamento da fratura do complexo esmalte-dentina, envolvendo esmalte, dentina e junção amelo-dentinária, que foram combinadas num modelo experimental computacional com análise de elementos finitos e fractografia. Utilizaram sete pequenas amostras de junção amelo-dentinária não condicionadas. O plano geral da junção amelo-dentinária foi aproximadamente perpendicular ao plano de fratura. Todas as amostras foram armazenadas a  $37^\circ\text{C}$  e umidade relativa de 100%, por 24h, até o momento do início do teste. Um teste de fratura piloto foi escolhido para aplicação da força de tensão nas amostras, na região da junção amelo-dentinária, para iniciar a fratura no esmalte, através da zona da junção amelo-dentinária e dentro da massa dentinária. Durante o teste de fratura, uma câmara de água foi utilizada para impedir a desidratação das amostras. Os resultados mostraram valores baixos no limite da resistência à fratura da junção amelo-dentinária, perpendicular ao próprio plano, que foi de  $3.38 \pm 0.40 \text{ MN/m}^{1.5}$  e  $988.42 \pm 231.39 \text{ J/m}^2$ . Para completar, houve uma extensa deformação plástica ( $83 \pm 12\%$ ), durante o teste de resistência à fratura da zona da junção amelo-dentinária. A fractografia revelou que o desvio de fratura envolvendo esta área que foi de aproximadamente 50-100 $\mu\text{m}$  de profundidade. A orientação paralela do empacotamento do colágeno, com diâmetro de 1-5 $\mu\text{m}$  na zona da junção amelo-dentinária, pode ter um significativo papel na resistência à fratura de esmalte. Isto reflete no fato

de que, em dentes íntegros, múltiplas fraturas de diferentes espessuras são comumente encontradas no esmalte e não são causa de falha total do dente, nem de extensão da fratura para o interior da dentina.

Segundo Meredith et al.<sup>49</sup> (1996), os métodos convencionais pseudo-estáticos e dinâmicos têm um número de limitações, quando utilizados para medir as propriedades mecânicas do esmalte e dentina. Isto é devido à estrutura complexa do material e do reduzido tamanho das amostras. Nesta investigação, a técnica da microindentação foi utilizada para medir a microdureza e o módulo Young do esmalte e dentina em dentes humanos e algumas variações na localização. Dentes molares humanos recém-extraídos foram seccionados e os cortes na superfície foram desgastados e polidos progressivamente até 1 micron. As superfícies polidas foram indentadas em diferentes distâncias da superfície e da junção amelo-dentinária com um indentador Knoop. A mensuração da largura e da diagonal da indentação foi utilizada para calcular o valor da microdureza. Foi mostrado que o valor para o módulo de Young de um material pode ser calculado, comparando a razão das diagonais longa e curta sobre uma amostra indentada com a razão verdadeira do indentador. Os valores obtidos para a microdureza Knoop do esmalte e dentina são valores de acordo com outros pesquisadores. Foi também possível mostrar que houve uma queda na microdureza com a profundidade, desde a superfície do esmalte. A microdureza da dentina aumentou com a distância da junção amelo-dentinária. Valores para o módulo de Young para dentina também foram concordantes com os de outros pesquisadores e, houve uma aumento no módulo com a profundidade desde a junção amelo-dentinária de 8.7 a 11.2 GNm<sup>-2</sup>.

Kinney et al.<sup>37</sup> (1996) através de um microscópio de força atômica modificado, mensuraram a dureza das dentinas peritubular e intertubular totalmente hidratadas, em duas diferentes localizações em terceiro molar humano: a 1mm da junção amelo-dentinária e a 1mm da

polpa. A dureza da dentina peritubular foi, independentemente da localização, de 2.23 a 2.54 GPa. Entretanto, a dureza da dentina intertubular foi dependente da localização e foi significativamente maior perto da junção amelo-dentinária (0.49 a 0.52 GPa) do que perto da polpa (0.12 a 0.18 GPa). Essas diferenças podem ser resultado da distribuição não-uniforme da orientação das fibras colágenas ou da distribuição mineral não-uniforme.

Marshall Junior et al.<sup>48</sup> (1997) realizaram uma revisão do substrato dentinário, considerando sua estrutura e propriedades relacionadas com a adesão. Segundo os autores, a dentina é uma estrutura vital, composta por material hidratado, com componentes estruturais e propriedades que variam de acordo com a localização. Estas variações foram revisadas com todas as possíveis alterações e mudanças fisiológicas e patológicas, que permitem a classificação dentre as várias formas de dentina. Características estruturais e propriedades mecânicas foram revisadas, suas limitações entendidas e as relações para dentina normal e formas modificadas de dentina foram discutidas com respeito aos seus impactos sobre a dentina na adesão. A maior ênfase deste trabalho foi em relação aos componentes estruturais deste tecido, incluindo o colágeno (matriz orgânica) e a porção mineral, a distribuição destes componentes e sua organização microestrutural, assim como, relatar suas propriedades mecânicas e sua desmineralização. De com os autores, mais estudos devem ser realizados para gerar novos conhecimentos, como por exemplo, para entender as diferenças entre dentina vital e não-vital.

Segundo O'Brien<sup>56</sup> (1997), a densidade de um material é a concentração de matéria, mensurada pela massa por unidade de volume. A densidade do esmalte (permanente) é 2.97g/cm<sup>3</sup> e a da dentina (permanente) é 2.14g/cm<sup>3</sup>. A dureza Knoop do esmalte humano é 355-431 KHN (Kg/mm<sup>2</sup>), do esmalte bovino é 339-418 KHN (Kg/mm<sup>2</sup>) e da dentina humana é 68 KHN (Kg/mm<sup>2</sup>). Segundo os autores, a dureza

Vickers do esmalte é 294-408 VHN ( $\text{Kg/mm}^2$ ) e da dentina é 57-60 VHN ( $\text{Kg/mm}^2$ ).

Com o intuito de analisar os danos e propriedades mecânicas de esmalte e dentina em dentes humanos, Xu et al.<sup>83</sup> (1998) realizaram um estudo, pois segundo os autores, entender as propriedades mecânicas dos dentes humanos é fundamental para os preparos cavitários realizados na clínica odontológica e para o desenvolvimento de materiais restauradores compatíveis. Estudos anteriores já analisaram o comportamento de fraturas macroscópicas de esmalte e dentina. Na presente pesquisa, os autores estudaram a indentação nestes tecidos duros, para entender a microfratura, a sua deformação e interações com a microestrutura do dente. A hipótese dos autores foi que a propagação da fratura poderia ser influenciada pela orientação dos prismas do esmalte, junção amelo-dentinária e as propriedades mecânicas poderiam ser influenciadas pela orientação dos prismas do esmalte e com variação de dente para dente. Utilizaram 28 dentes humanos (terceiros molares), para mensurar a dureza, a intensidade da fratura, módulo de elasticidade e a energia absorvida durante a indentação. Os autores examinaram o efeito da orientação dos prismas de esmalte na propagação das fraturas na superfície oclusal e na secção axial em direção paralela e perpendicular à superfície oclusal. Os resultados mostraram que as fraturas no esmalte da secção axial foram significativamente maiores na direção perpendicular à superfície oclusal do que na paralela. As fraturas ao longo da junção amelo-dentinária foram sempre relacionadas entre si e incapazes de penetrar na dentina. As fraturas de esmalte e sua intensidade não foram avaliadas individualmente, mas variaram em função da orientação dos prismas de esmalte. O módulo de elasticidade do esmalte mostrou uma diferença significativa entre a superfície oclusal e a secção axial. Com isso, concluiu-se que as fraturas interagem fortemente com a junção amelo-dentinária e prismas de esmalte e que as propriedades mecânicas do dente são dadas em função das orientações das microestruturas do

dente; conseqüentemente, valores individuais das propriedades não deveriam ser usados sem uma informação das orientações microestruturais.

Segundo Chandler<sup>13</sup> (1999), a partir do seu desenvolvimento na Inglaterra em 1925, o teste Vickers tem sido realizado rotineiramente, principalmente, por causa do grau de precisão do equipamento. Foi desenvolvido pela NBS (National Bureau of Standards). O teste de microdureza é capaz de fornecer informações sobre as características de dureza do material que não podem ser obtidas com o teste de dureza Brinell ou Rockwell. A profundidade alcançada pelo indentador Vickers é de aproximadamente 1/7 da diagonal. A escolha entre Knoop e Vickers é algumas vezes arbitrária, embora o indentador Vickers penetre mais profundamente para o interior da amostra do que o indentador Knoop. O Vickers é menos sensível para as condições da superfície. Entretanto, por causa do indentador Vickers ter diagonais curtas, é mais sensível para erros do que o indentador Knoop. O tempo mínimo de aplicação do indentador sobre a amostra é de 15s.

Segundo Garcia et al.<sup>29</sup> (2000), o ensaio de dureza fornece dados quantitativos das características de resistência à deformação permanente do substrato avaliado. Esta dureza poderá variar em função de tratamentos sofridos pela amostra, por exemplo, tratamento térmico. Os indentadores padronizados pressionados na superfície do material, sob condições específicas causam inicialmente deformação elástica e em seguida deformação plástica. A área da marca superficial formada ou a sua profundidade são medidas e correlacionadas com um valor numérico, que representa a dureza do material. A dureza de um material depende diretamente, das forças de ligação entre átomos, íons ou moléculas, assim como da resistência mecânica. Os sólidos iônicos, devido à natureza intensa das forças de ligação, são mais duros, enquanto os sólidos de ligação covalente são os materiais conhecidos de maior dureza (empacotamento). O método de avaliação da dureza Vickers introduzido

em 1925 por Smith e Sandland, recebeu o nome de Vickers porque foi a Companhia Vickers-Armstrong Ltda que fabricou as máquinas para operar esse tipo de dureza. O indentador padronizado é uma pirâmide de diamante de base quadrada e com um ângulo de 136° entre faces opostas. Este ângulo foi escolhido em função de sua proximidade com o ângulo formado no ensaio de Brinell entre duas linhas tangentes às bordas da impressão e que partem do fundo desta impressão. Como o indentador é indeformável, a dureza obtida independe da carga utilizada, devendo, se o material for homogêneo, apresentar o mesmo número representativo da dureza. A designação da dureza é formada pelo valor da dureza seguido pelo símbolo HV. A norma brasileira para a realização do ensaio de dureza é a NBR-6672. O ensaio de microdureza utiliza cargas menores que 1 Kgf e produz uma impressão microscópica.

Nakabayashi & Pashley<sup>52</sup> (2000) relataram que os dentes são muito duros, mas podem fraturar-se quando ocorre um traumatismo grave, contudo sofrem microfraturas durante o desgaste dente-a-dente ou dente-comida. O desgaste do esmalte em nível microscópico é causado, em parte por rachaduras microscópicas que se desenvolvem entre os prismas de esmalte ou até mesmo no interior destes prismas durante a abrasão ou mastigação (desgaste por fadiga), além do limite elástico do dente. Segundo os autores, os dentes raramente se fraturam de repente sem uma causa. Geralmente dentes que se fraturam perderam quantidades significantes de estrutura dentária por cárie, procedimentos restauradores ou tratamento endodôntico, os quais debilitam a estrutura do dente. A dentina começa a sofrer significante microdeformações, sob condições debilitantes, como as citadas anteriormente, e, de maneira cíclica, conduzem à fadiga dentinária. Um dos principais objetivos da odontologia adesiva é desenvolver materiais e técnicas adesivas com resina, que reforcem a dentina, com a finalidade de minimizar a fadiga dentária.

De acordo com Ferracane<sup>23</sup> (2001), a dureza encontrada no esmalte é de 350 KH kg/mm<sup>2</sup> e na dentina é de 70 KH kg/mm<sup>2</sup>.

Uma revisão crítica e reavaliação da literatura em Odontologia, sobre as propriedades mecânicas da dentina humana foram realizadas por Kinney et al.<sup>36</sup> (2003). Mais de cinqüenta anos de pesquisa de propriedades mecânicas da dentina humana foram revistos. Uma reavaliação crítica da literatura indica que a magnitude da constante elástica da dentina deve ser revisada consideravelmente. Os módulos de Young e de cisalhamento permaneceram entre 20-25 GPa e 7-10 GPa, respectivamente. A mensuração do comportamento viscoelástico diminuiu estes valores a uma taxa média de tensão de relevância fisiológica; a redução do módulo é sobre 12 GPa. Uma grande variação dos coeficientes citados em todos os estudos de força pode não ser entendida nas condições da distribuição dos defeitos ou falhas no interior das amostras de dentina. O aparente efeito do tamanho na força de tensão e de cisalhamento tem sua origem nas distribuições dos defeitos e pode ser quantificado pela análise de Weibull. Finalmente, poucos estudos sobre o mecanismo de fratura e de fadiga foram discutidos. A dentina tem um limite de fadiga de aproximadamente 30 MPa, para baixos estresses, em comparação com estresse normal de mastigação. Todavia, uma abordagem mais conservadora, baseada no desenvolvimento da taxa de fadiga, indica que há uma falha pré-existente de tamanho suficiente (aproximadamente 0.3 a 1.0µm), e que isto pode aumentar a proporção da catástrofe com ciclagem, levando o estresse para valores maiores que 30 MPa.

Joiner et al.<sup>34</sup> (2004) avaliaram a microdureza *in vitro* do esmalte e dentina em dentes clareados com gel de peróxido de hidrogênio Xtra White (XW) 6%. Amostras de esmalte e dentina de dentes humanos foram polidas e preparadas para determinar a microdureza inicial. No grupo 1, amostras de esmalte foram expostas a ciclos de água, por 20 minutos, e ao XW ou Sprite Light acima de 28 ciclos. No grupo 2 e

3, as amostras de esmalte foram tratadas com 20 minutos de ciclo de água ou XW e expostas a saliva por todos os outros tempos. No grupo 3, uma exposição adicional a um creme dental contendo flúor foi realizada. No total, 28 tratamentos foram conduzidos em seqüência, para simular duas semanas de uso do produto. No estudo quatro, as amostras de dentina foram tratadas assim como no estudo três. Mensuração da microdureza final foi realizada e para os estudos três e quatro foi também anotada a cor. Resultados: XW e água não tiveram diferenças estatisticamente significativas ( $p > 0.05$ ) nas mudanças da microdureza de esmalte e dentina após 28 tratamentos. Sprite Light teve uma significativa redução ( $p < 0.00002$ ) na microdureza do esmalte depois de 20 minutos de aplicação. XW mostrou um clareamento significativo de esmalte e dentina nas amostras comparadas com o grupo controle. Conclusões: XW não apresentou qualquer alteração significativa na microdureza de esmalte e dentina.

Cunha<sup>17</sup> (2005) avaliou a capacidade do flúor de induzir a remineralização do esmalte dental humano submetido às técnicas de clareamento caseiro e profissional. Utilizaram sessenta dentes, divididos em cinco grupos, aleatoriamente, sendo:

- a) G1 – controle;
- b) G2 – peróxido de carbamida 10% (Opalescence PF, Ultradent);
- c) G3 – peróxido de carbamida 10% e flúor 0,05% (Fluosol, Dentsply);
- d) G4 – peróxido de hidrogênio 35% (Opalescence Xtra, Ultradent).

A microdureza Vickers foi mensurada antes e após os tratamentos. Os resultados mostraram que houve redução significativa da microdureza do esmalte clareado, em comparação com o grupo controle, mostraram também que o peróxido de carbamida 10% promoveu maior redução da microdureza do que o peróxido de hidrogênio 35%. Os dentes clareados e

expostos ao flúor apresentaram menor redução da microdureza, no entanto, essa diferença não foi significativa nos dentes clareados com peróxido de carbamida e significativa nos dentes clareados com peróxido de hidrogênio.

### 3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo foi verificar o comportamento do esmalte e da dentina de dentes bovinos e humanos e estabelecer comparação entre estes substratos por meio de:

- a) testes térmicos:
  - termodiferencial (DTA);
  - termogravimétrico (TG);
  - condutividade térmica.
- b) testes químicos:
  - dissolução;
  - desidratação;
  - incorporação de água;
  - penetrabilidade de corante.
- c) teste mecânico:
  - microdureza Vickers.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP sob o protocolo nº 71/2003-PH/CEP (Anexo A) e segue, portanto, as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Foram utilizados sessenta dentes bovinos íntegros (incisivos permanentes) recém-extraídos de animais, com idades semelhantes e sessenta dentes humanos hígidos (molares e pré-molares), recém-extraídos por indicação ortodôntica.

Após a obtenção dos dentes, todas as raízes foram limpas com lâminas de bisturi nº 15. Em seguida os dentes foram lavados com água destilada corrente, imersos em um recipiente com água destilada e mantidos em freezer a  $-18^{\circ}\text{C}$  (TONAMI et al.<sup>82</sup>, 1996) até o momento de sua utilização, nunca ultrapassando 12 horas.

É importante ressaltar que os dentes, tanto bovinos quanto humanos, não foram obtidos todos de uma só vez. Foram obtidos de acordo com as necessidades para cada tipo de teste, evitando-se desta forma qualquer alteração nos resultados da avaliação de suas propriedades térmicas, químicas e mecânicas. Segundo Nakabayashi & Pashley<sup>52</sup> (2000), as propriedades físicas da dentina normal devem ser avaliadas em tecido o mais fresco possível.

Esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos foram avaliados, individualmente, na maioria dos testes. Para isto, esmalte e dentina foram separados, fisicamente, por meio de cortes com disco de diamante. Em determinadas situações houve necessidade de

regularização com pontas diamantadas para remoção de restos de outro tipo de tecido, ficando somente o tecido a ser analisado. (Figuras 1 e 2)

Foram realizados os seguintes testes:

Testes térmicos:

- a) termodiferencial (DTA);
- b) termogravimétrico (TG);
- c) condutividade térmica.

Testes químicos:

- a) dissolução;
- b) desidratação;
- c) incorporação de água;
- d) penetrabilidade de corante.

Teste mecânico:

- a) microdureza Vickers.

## **4.1 Testes térmicos**

### **4.1.1 Análise termodiferencial**

Esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos foram separados fisicamente, através de corte com disco de diamante e/ou pontas diamantadas, selecionando o tipo mais indicado para a região a ser cortada ou desgastada. Após a obtenção dos fragmentos de cada tecido, estes foram então desaglomerados, manualmente (Figuras 3 e 4), com o auxílio de um almofariz de ágata. Obtiveram-se as seguintes amostras:

- a) esmalte bovino desaglomerado;
- b) dentina bovina desaglomerada;
- c) esmalte humano desaglomerado;
- d) dentina humana desaglomerada.



FIGURA 1- Fragmentos de dente bovino (DB).



FIGURA 2- Fragmentos de dente humano (DH).



FIGURA 3- Desaglomeração do tecido dental (esmalte ou dentina).



FIGURA 4- Almofariz de ágata com tecido desaglomerado.

O material de cada tipo de tecido obtido após a desaglomeração foi colocado em cadinho de platina (Figura 5) e mensurada a massa em balança analítica de alta precisão (MARTE® carga máx.: 500g, carga mín.: 0,02g, menor divisão: 0,001g) até atingir 23mg. (Figura 9)

Após este procedimento o material foi levado para análise, utilizando o Differential Scanning Calorimeter (DSC2910) - TA Instruments (Figuras 6 e 7), a uma velocidade de aquecimento de 10°C/min, partindo da temperatura ambiente até 1300°C, utilizando fluxo de N<sub>2</sub>/cm<sup>3</sup>/min. O tempo de realização do teste para cada amostra foi de 2h. A Análise Termodiferencial foi realizada no Laboratório de Crescimento de Cristais e Materiais Cerâmicos (IFSC-USP/SC).

Como nesta pesquisa não foi utilizada nenhuma substância como padrão para comparação, uma linha de base foi realizada com o cadinho vazio, antes da análise das amostras de esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos. A referência, portanto, foi o ar, ou seja, a própria atmosfera de N<sub>2</sub>.

Os dados coletados foram tabulados em Origin 7.0® e interpretados neste mesmo programa, que também permite a análise de dados estatísticos, respectivos desvios-padrão e confecção de gráficos.



FIGURA 5- Cadinho de platina com o material a ser analisado.



FIGURA 6- Differential Scanning Calorimeter DSC 2910 (TA Instruments).



FIGURA 7- Vista aproximada do Differential Scanning Calorimeter DSC 2910 (TA Instruments).

#### 4.1.2 Análise Termogravimétrica

Esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos foram separados fisicamente, através de corte com disco de diamante e pontas diamantadas, selecionando o tipo mais indicado para a região a ser cortada ou desgastada. Uma vez separados estes tecidos foram então desaglomerados, manualmente, com o auxílio de um almofariz de ágata.

Foram analisadas as seguintes amostras:

- a) esmalte bovino desaglomerado;
- b) dentina bovina desaglomerada;
- c) esmalte humano desaglomerado;
- d) dentina humana desaglomerada .

O material de cada tipo de tecido obtido após a desaglomeração foi colocado em cadinho de alumina (Figura 8) e mensurada a massa em balança analítica de alta precisão (MARTE® carga máx.:500g, carga mín.: 0,02g, menor divisão: 0,001g) até atingir 10mg. (Figura 9)

Após este procedimento o material foi levado para análise, utilizando o Thermal Analysis (NETZSCH, TASC 414/3 TG 209) (Figuras 10 e 11), partindo da temperatura ambiente até 1000°C, a uma velocidade de 10°C/min, em fluxo de  $N_2/cm^3/min$ . O tempo de realização do teste para cada amostra foi de 1h 30min. A Análise Termogravimétrica foi realizada no Laboratório de Crescimento de Cristais e Materiais Cerâmicos (IFSC-USP/SC).

Todos os dados foram tabulados em Planilhas Origin 7.0® e analisados.

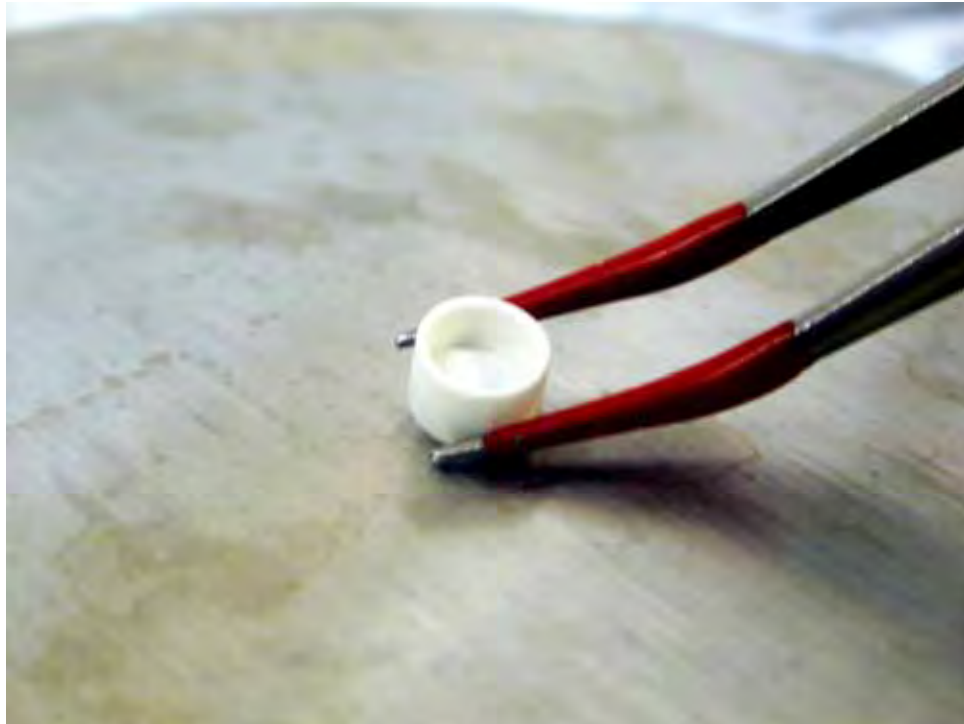


FIGURA 8- Cadinho de alumina com o material a ser analisado.



FIGURA 9- Balança analítica de alta precisão.



FIGURA 10- Thermal Analysis TASC 414/3 TG 209 (NETZSCH).



FIGURA 11- Vista aproximada do Thermal Analysis TG 209 (NETZSCH).

#### 4.1.3 Condutividade térmica

Foram obtidos fragmentos de esmalte bovino, dentina bovina, esmalte humano e dentina humana com tamanhos semelhantes, para que pudessem ter uma área total também semelhante. A área dos fragmentos foi calculada pelas dimensões de cada fragmento medido com um paquímetro (Fowler).

Estes fragmentos foram colados sobre a placa de cobre com adesivo termo-condutor (Epóxica condutora térmica - LOCTITE 384) e na parte superior de cada fragmento foi acoplado um *termistor* (Figura 14) (Model 120-202 EAJ, Fenwal Eletronic, Milford, MA). O *termistor* é um sensor cuja resistência varia com a temperatura. Através da calibração destes *termistors*, foi possível realizar a conversão dos valores de resistência para temperatura de cada fragmento.

Para a realização do Teste de Condutividade Térmica foi confeccionado um dispositivo especial (Figuras 12 e 13), que consistia em uma placa de cobre sobre uma base metálica. No interior desta placa metálica há uma resistência, que foi aquecida ao receber corrente de um Variador de Voltagem (VARIVOLT SP – STP Sociedade Técnica Paulista Ltda/ Tipo ATV –215-M). Este aquecimento foi transferido à placa de cobre e desta para a base dos fragmentos. O aquecimento passava por todo o fragmento e em sua parte superior o *termistor* indicava a resistência.

A temperatura de cada fragmento e da placa de cobre foi aferida com o auxílio de um multímetro (Multímetro MINIPA ET 2060), que realizava a leitura da resistência elétrica dos *termistors*.

Para calcular a condutividade térmica de cada fragmento de tecido, foi utilizada a seguinte equação:

$$\frac{Q}{t} = \frac{KAT}{l}$$

$Q$  = quantidade de calor em Joules

$t$  = tempo em segundos

$K$  = condutividade térmica

Área = área em  $\text{cm}^2$

$T$  = temperatura em  $^{\circ}\text{C}$

$l$  = comprimento (em cm)

Todos os dados foram tabulados em Planilhas Origin 7.0<sup>®</sup> e analisados.

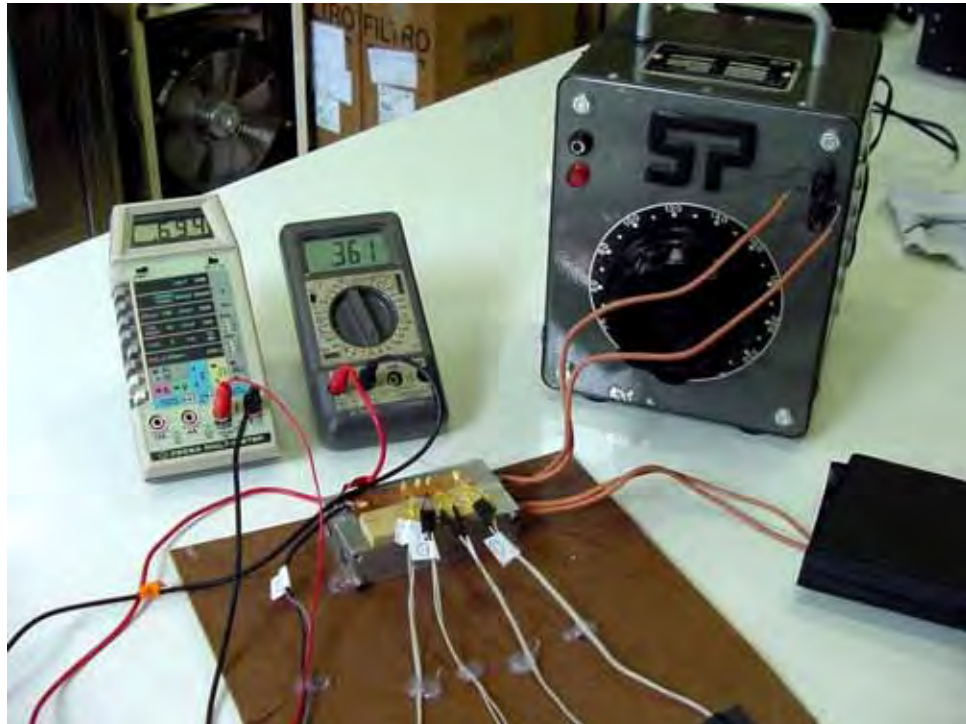


FIGURA 12- Dispositivo utilizado neste experimento.



FIGURA 13- Detalhe dos fragmentos colados sobre a placa de cobre com os *termistors* acoplados na porção superior de cada fragmento.

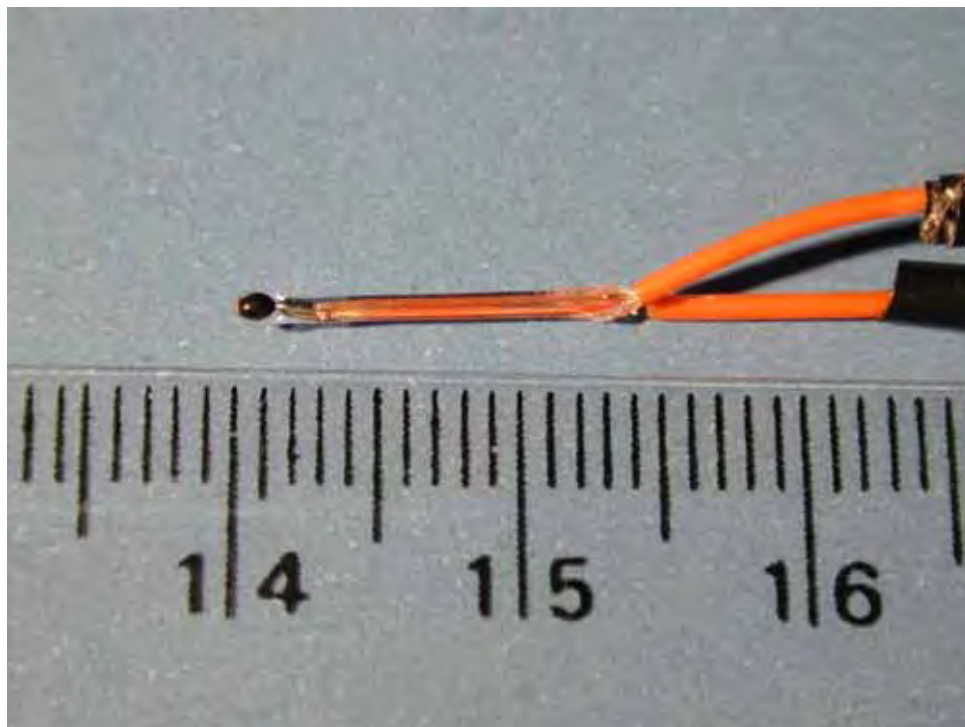


FIGURA 14- *Termistor* de alta precisão.

## 4.2 Testes químicos

### 4.2.1 Dissolução

A dissolução foi avaliada em diferentes concentrações de ácido fosfórico (35%, 3,5% e 0,3%) (3M ESPE), em diferentes tempos de aplicação (15, 30, 60 e 120s) sobre fragmentos de esmalte e dentina, em dentes bovinos e em dentes humanos, para que se pudesse fazer uma análise, verificando o quanto foi perdido de massa em cada tecido, em função da concentração do ácido e do tempo.

Foi avaliada também a dissolução do dente inteiro em HCl 20% (ácido clorídrico PM=36,46, CAAL Reagentes Analíticos/Casa Americana de Artigos para Laboratório Ltda, Lote:11475), por 15min, 30min, 45min, 1h,2h,3h e 18h, para verificar o comportamento do tecido frente a um ácido mais forte, verificando o quanto foi perdido de massa em cada tecido, em função do tempo. (Figuras 15 e 16)

Todos os dados foram tabulados em Planilhas Origin 7.0<sup>®</sup> e analisados.



FIGURA 15- Dentes bovinos imersos em solução de HCl 20%.



FIGURA 16- Dentes humanos imersos em solução de HCl 20%

#### 4.2.2 Desidratação

Para o teste de Desidratação foram obtidos fragmentos de esmalte e dentina de dentes bovinos e humanos e colocados em estufa a 70°C por 1, 2 e 3h. Também foram incluídos neste teste dentes bovinos e dentes humanos inteiros. Foi realizado um corte no ápice radicular, para que se pudesse remover o tecido pulpar com limas endodônticas (Maillefer).

Foi realizada uma aferição inicial da quantidade de massa de cada amostra e após cada período de tempo pré-determinado, foi realizada nova aferição.

Todos os dados foram tabulados em Planilhas Origin 7.0<sup>®</sup> e analisados.

#### 4.2.3 Incorporação de água

Na Incorporação de Água foi realizado o processo reverso da Desidratação, ou seja, após a retirada dos fragmentos de esmalte de dentina de dentes bovinos e humanos e também dos dentes bovinos e humanos inteiros da estufa foi respeitado um período de resfriamento em temperatura ambiente, por 30min. Logo após os dentes foram imersos em água destilada por 2, 3, 4 e 10 h.

Após cada período de tempo foi verificado o quanto cada fragmento incorporou de água em sua massa. Para isto foi realizada uma aferição de cada fragmento, após cada período pré-determinado.

Todos os dados foram tabulados em Planilhas Origin 7.0<sup>®</sup> e analisados.

#### 4.2.4 Penetrabilidade de corante

Para avaliação da Penetrabilidade de Corante foi utilizado o corante Rodamina B (Rhodamine<sup>590</sup> Chloride Exciton) 1% em

Etilenoglicol (Etilenoglicol PA PM; 62,07), por 24h, 48h, uma semana (168h), duas semanas (336h) e trinta dias (720h). Foi utilizada a Rodamina B 1% em etilenoglicol, devido à sua facilidade de manipulação e boa solubilidade.

Além disso, o fato de induzir a penetração deste corante, com propriedade de fluorescência, nas amostras, favorece a avaliação da profundidade de penetração do corante através do estudo da fluorescência.

Dentes bovinos e humanos hígidos foram selecionados para este teste, com o auxílio de uma lupa monocular MM – L1 (MM Optics Ltda), com iluminação artificial, em aumento de 30X, para verificar possíveis fraturas em sua superfície, o que desqualificaria o dente para este teste.

O tecido pulpar foi removido com limas endodônticas (Maillefer). Os dentes selecionados tiveram seus ápices vedados com cera utilidade e cianocrilato (Super Bonder – LOCTITE) antes da imersão no corante.

Após este procedimento os dentes bovinos e humanos foram imersos em frascos diferentes contendo Rodamina B 1% em etilenoglicol (Figuras 17 e 18), protegidos da luz e à temperatura ambiente, por períodos de tempo determinados previamente.

Completados os tempos de imersão estabelecidos, as amostras foram removidas do corante, lavadas em água corrente por 1 min e secas ao ar. A avaliação da Penetrabilidade de Corante foi realizada pela análise de Espectroscopia de Fluorescência da Rodamina B, impregnada na amostra, com a utilização de um Laser Nd:YAG dobrado (laser de Neodímio/Arsenieto de Gálio e Alumínio) (Figura 19), com um comprimento de onda de 532 nm em um tempo de exposição de 5ms, utilizando uma interface de três lâminas de microscopia de luz (KURACHI et al.<sup>40</sup>, 2004). (Figura 20) Os dados coletados foram tabulados em Origin 7.0<sup>®</sup> e analisados.

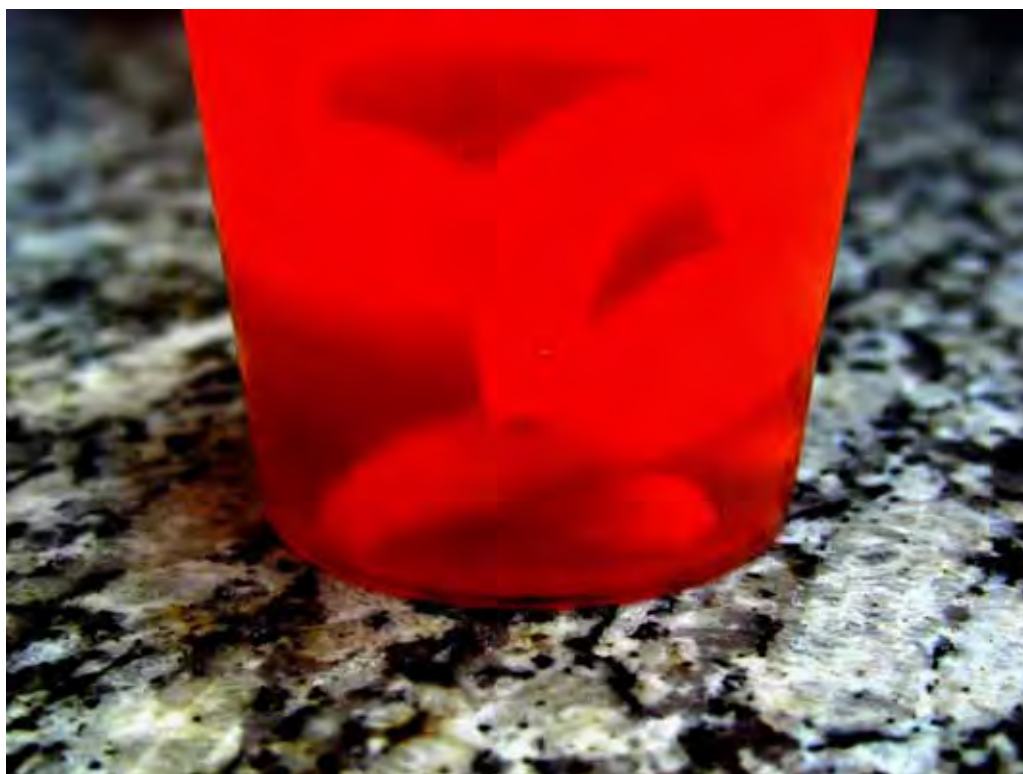


FIGURA 17- Dentes bovinos imersos em Rodamina B.



FIGURA 18- Dentes humanos imersos em Rodamina B.

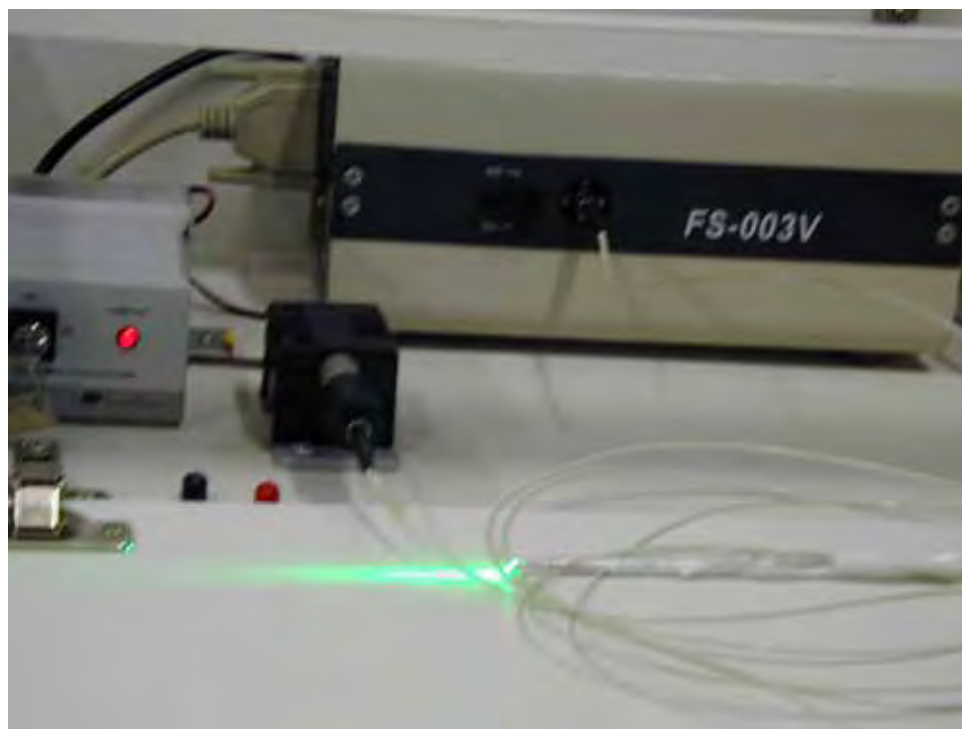


FIGURA 19- Espectroscopia de fluorescência do Nd:YAG dobrado.



FIGURA 20- Espectroscopia de fluorescência do Nd:YAG dobrado.

### 4.3 Teste mecânico

#### 4.3.1 Microdureza Vickers

Para avaliar a Microdureza Vickers da coroa de dentes bovinos (esmalte e dentina coronária), o terço apical da porção radicular foi seccionado e descartado, com a finalidade de adequar o dente ao tamanho da matriz de silicóna. Ao passo que, para avaliar a microdureza da dentina radicular, a coroa foi seccionada e descartada, incluindo apenas a raiz na matriz de silicóna.

Os dentes humanos foram incluídos inteiros, uma vez que seu tamanho não ultrapassava o tamanho da matriz de silicóna.

Todos os dentes bovinos e humanos, foram incluídos em Resina de Poliéster (Orto Cristal – Alpha 190/ Valglass Com e Ind Ltda), numa matriz confeccionada com silicóna pesada (Rodhorsil – Clássico Art Odontol., Ind Bras.), obtendo-se corpos-de-prova com dimensões de 3,2 mm x 1,8 mm x 3,0 mm.

Após a remoção da matriz, as amostras foram desgastadas em uma polítriz (DP-10 Panambra Indl e Técnica S.A., fabricada sob autorização da STRUERS) (Figura 22), utilizando-se lixas d'água de carbetto de silício com granulação decrescente (80, 100, 180, 400, 600, 800 e 1200 Mash – 3M) a 600rpm, sob pressão constante e sob refrigeração, até expor o tecido desejado para análise da microdureza, ou seja, esmalte ou dentina.

Foram obtidas as seguintes amostras:

- a) esmalte bovino;
- b) dentina bovina coronária;
- c) dentina bovina radicular;
- d) esmalte humano;
- e) dentina humana coronária;
- f) dentina humana radicular.

Em seguida as amostras foram polidas com disco de feltro na mesma politriz a 600 rpm, utilizando como veículo uma pasta de polimento para resina (PrismaGloss – 3M).

O teste de Microdureza Vickers foi realizado em um Microdurômetro Digital, Microhardness Tester FM - 700 (Future-Tech Corp, Tokyo-Japan) (Figura 21), com uma carga de 50gf/15s.

Todos os dados foram tabulados em Planilhas Origin 7.0<sup>®</sup> e analisados.



FIGURA 21- Microdurômetro digital.



FIGURA 22- Politriz.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Testes térmicos

#### 5.1.1 Análise termodiferencial

Em relação ao esmalte, entre as temperaturas 400°C e 1000°C há uma maior absorção de energia do bovino do que do humano, certamente estão acontecendo mudanças estruturais ou decomposições. E eles têm comportamentos parecidos nos extremos. (Figuras 23 e 24)

Tanto o esmalte bovino quanto o esmalte humano apresentam alterações a  $\pm 400^\circ\text{C}$ , ocorrendo perda de água estrutural irreversível, causando instabilidade térmica. No entanto, no esmalte bovino são mais acentuadas e têm picos de claras transições, evidenciando mudanças extremamente significativas, nesta faixa de temperatura. O esmalte bovino a partir de 450°C apresenta um comportamento estável, enquanto que o esmalte humano continua instável. (Figuras 23 e 24)

Em relação à dentina, tanto as coronárias como as radiculares (bovina e humana), não são tão diferentes. Pode-se dizer que são relativamente parecidas do ponto de vista de transição. Ocorreu perda de material orgânico a  $\pm 400^\circ\text{C}$ , numa reação exotérmica. (Figuras 25 e 26)

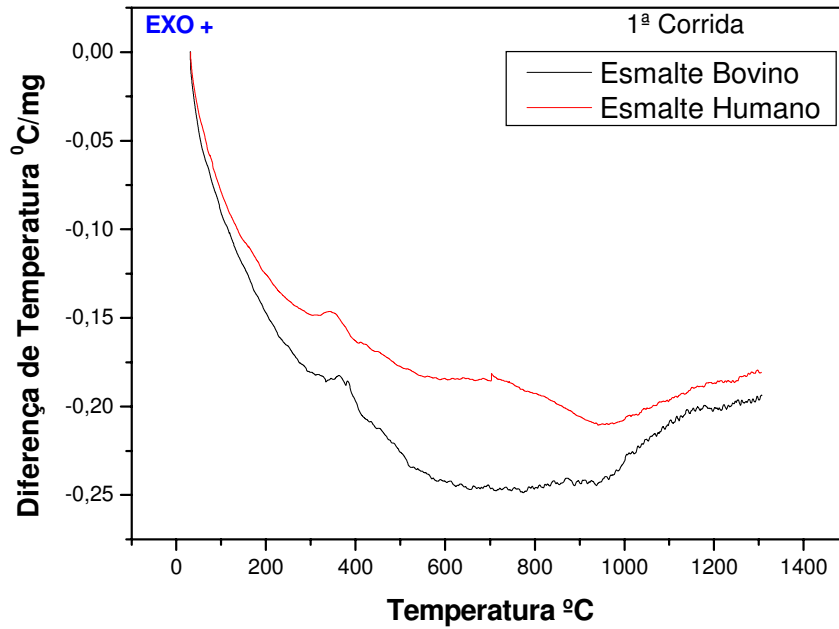


FIGURA 23- Termodiferencial: esmalte bovino e esmalte humano (1ª corrida).

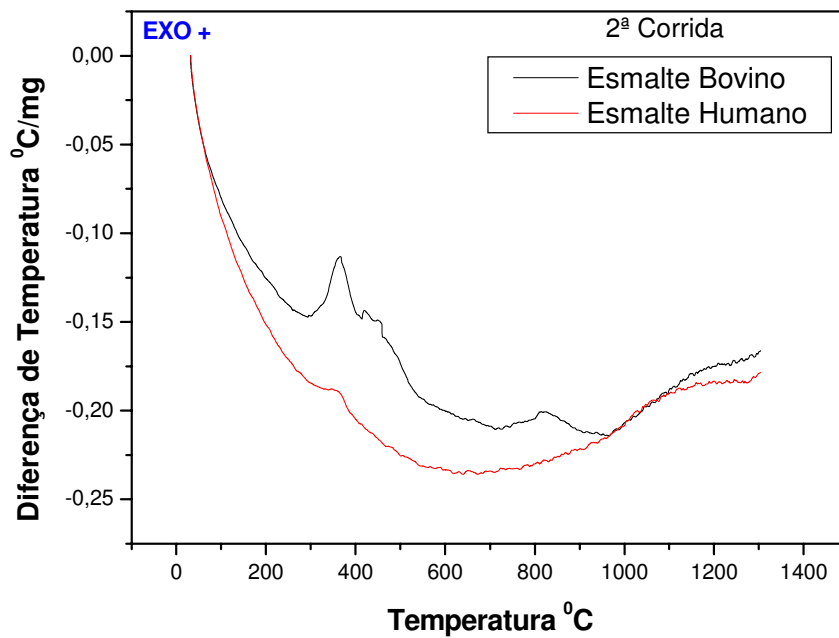


FIGURA 24- Termodiferencial: esmalte bovino e esmalte humano (2ª corrida).

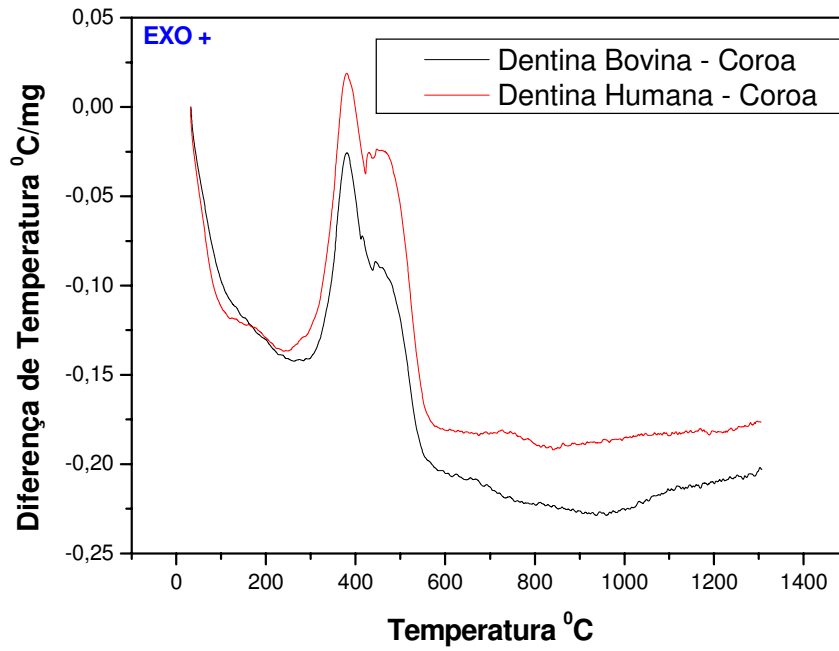


FIGURA 25- Termodiferencial: dentina bovina e dentina humana/coroa.

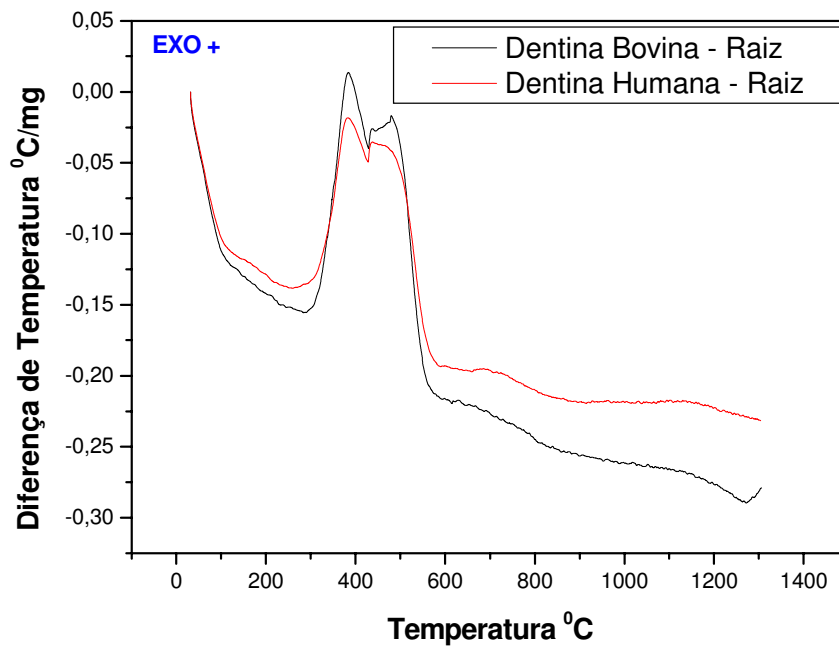


FIGURA 26- Termodiferencial: dentina bovina e dentina humana/raiz.

### 5.1.2 Análise termogravimétrica

Em relação ao esmalte o comportamento (bovino e humano) mostrou-se completamente diferente a  $\pm 450^{\circ}\text{C}$ . O esmalte humano não apresentou uma transição nesta temperatura e foi praticamente constante, com pequenas quedas, perdendo ao final  $\pm 2,5\%$  de sua massa. No esmalte bovino, ocorreu uma porcentagem de perda de massa de  $\pm 12\%$ . (Figuras 27 e 28)

No esmalte bovino, até  $\pm 100^{\circ}\text{C}$ , a perda de água não foi estrutural. A  $\pm 100^{\circ}\text{C}$  atingiu um patamar de estabilidade e a partir de  $\pm 250^{\circ}\text{C}$  ocorreram mudanças na parte orgânica. Do ponto de vista termogravimétrico, a partir de  $450^{\circ}\text{C}$ , o esmalte bovino mostrou-se estável, enquanto que no esmalte humano ocorreu perda até  $800^{\circ}\text{C}$ . (Figuras 27 e 28)

Em relação à dentina, tanto a bovina como a humana, não foram tão diferentes em relação a esta propriedade, apresentando os mesmos patamares termogravimétricos. A dentina humana tem um comportamento parecido a  $\pm 100^{\circ}\text{C}$  e levemente diferente a  $\pm 800^{\circ}\text{C}$ . Tanto a dentina bovina quanto a humana sofreram as mesmas modificações, à medida que foram aquecidas, porém os valores foram diferentes em relação à perda de massa. A dentina bovina perdeu  $\pm 23\%$  de massa, enquanto que a dentina humana perdeu cerca de  $37\%$ , apresentando ao final do processo uma discrepância de  $\pm 10\%$ . (Figuras 29 e 30)

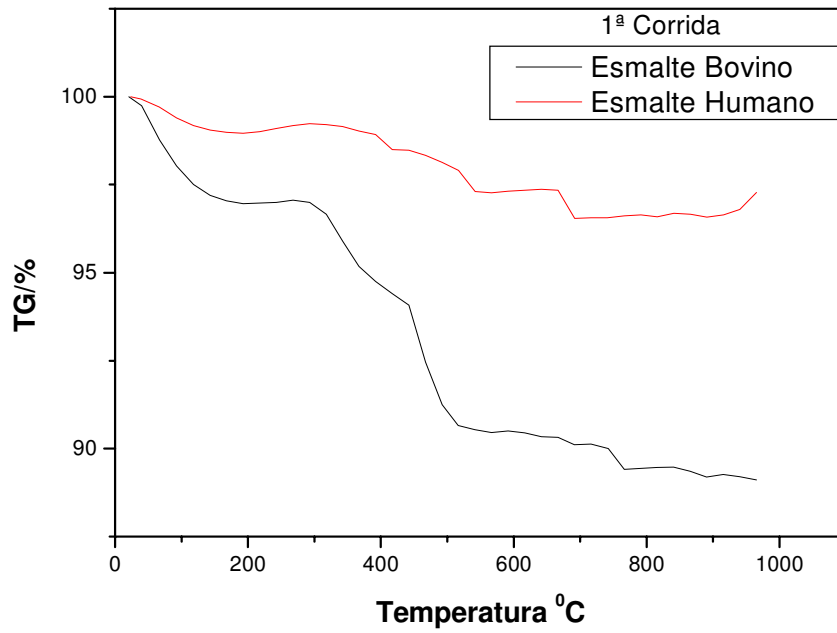


FIGURA 27- Termogravimétrico: esmalte bovino e esmalte humano.

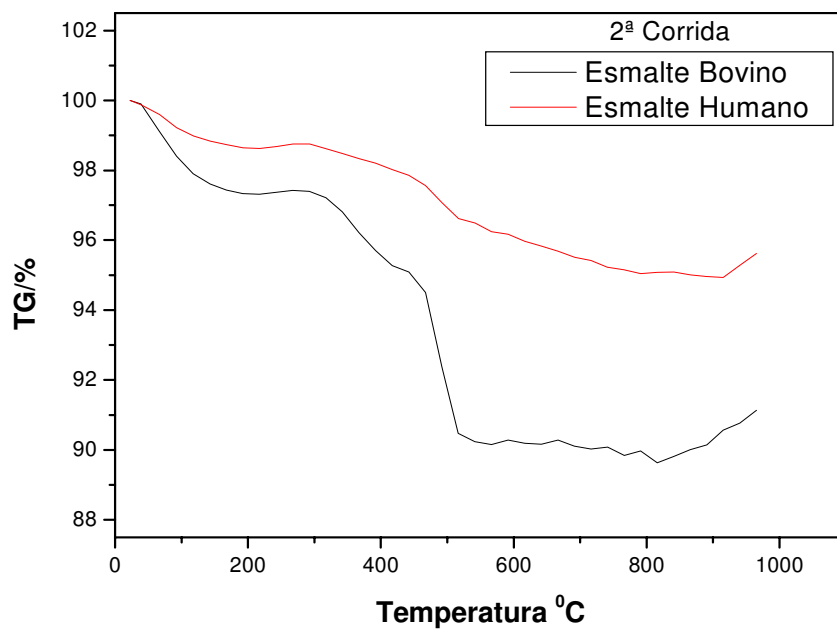


FIGURA 28- Termogravimétrico: esmalte bovino e esmalte humano.

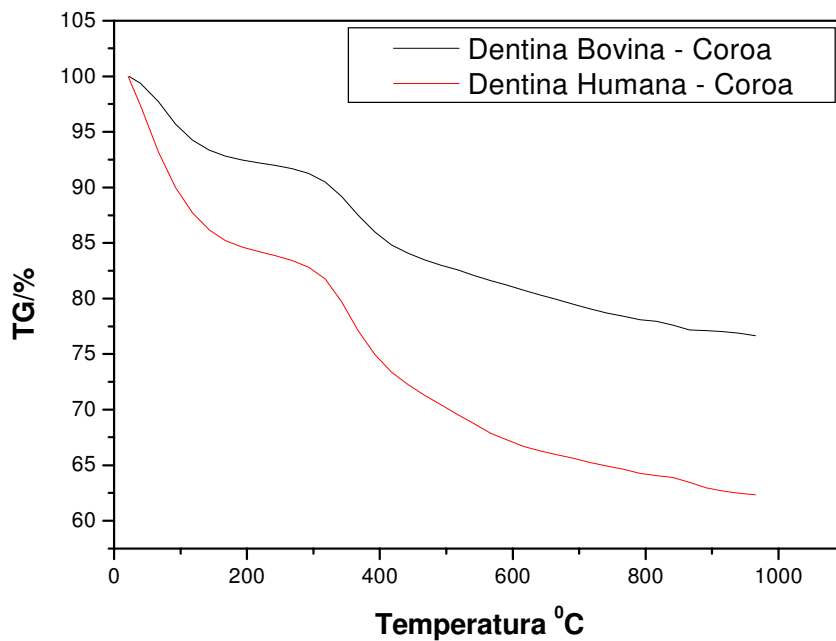


FIGURA 29- Termogravimétrico: dentina bovina e dentina humana/coróa.

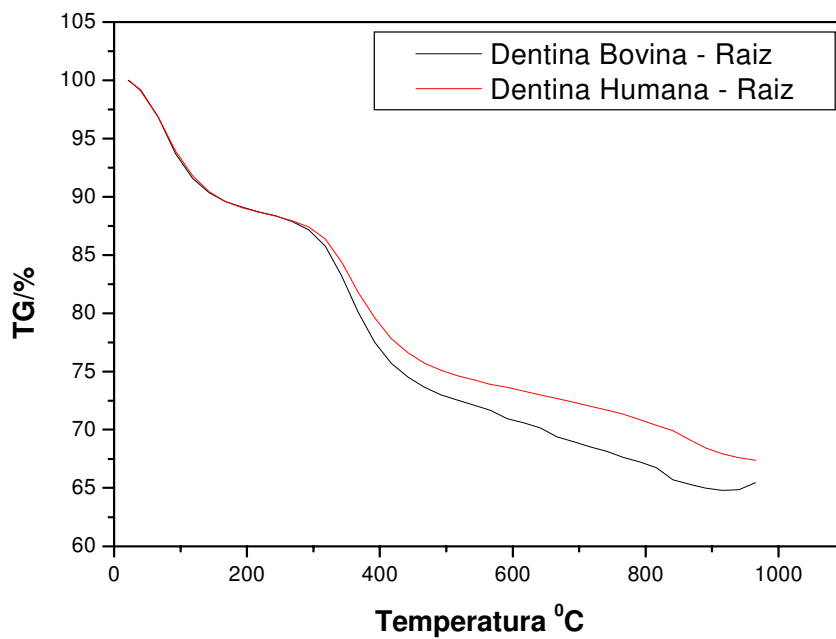


FIGURA 30- Termogravimétrico: dentina bovina e dentina humana/raiz.

### 5.1.3 Condutividade térmica

Os resultados obtidos com o teste de Condutividade Térmica mostraram que o esmalte bovino (Figura 31) com  $0,227 \text{ J}/(\text{s cm } ^\circ\text{C})$  e o esmalte humano (Figura 32) com  $0,256 \text{ J}/(\text{s cm } ^\circ\text{C})$  apresentaram valores semelhantes. O esmalte é mais condutor do que a dentina, tanto em dente bovino quanto em dente humano. Constatou-se que a dentina humana (Figura 34) com  $0,182 \text{ J}/(\text{s cm } ^\circ\text{C})$  é mais condutora do que a dentina bovina (Figura 33) com  $0,155 \text{ J}/(\text{s cm } ^\circ\text{C})$ .

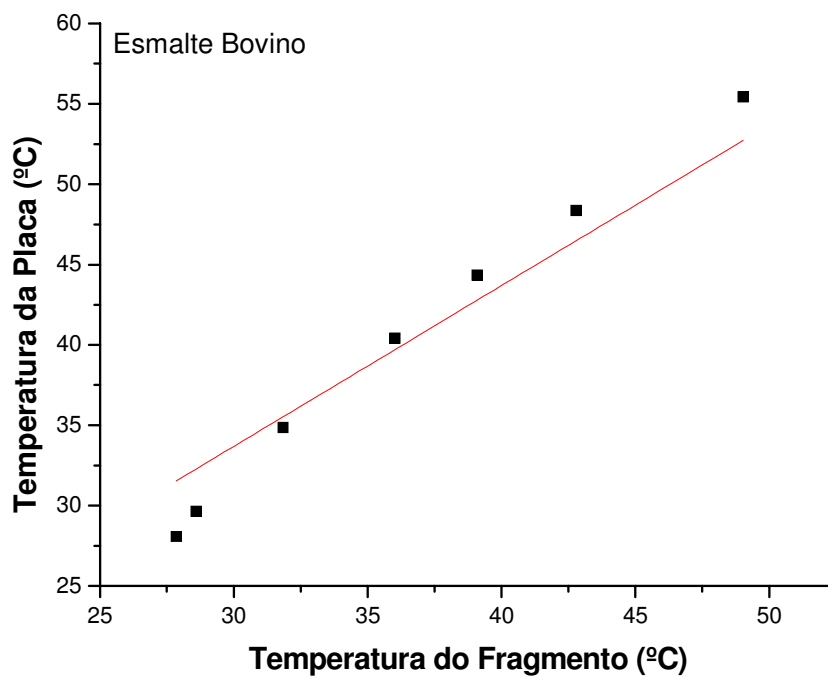


FIGURA 31- Condutividade térmica: esmalte bovino.

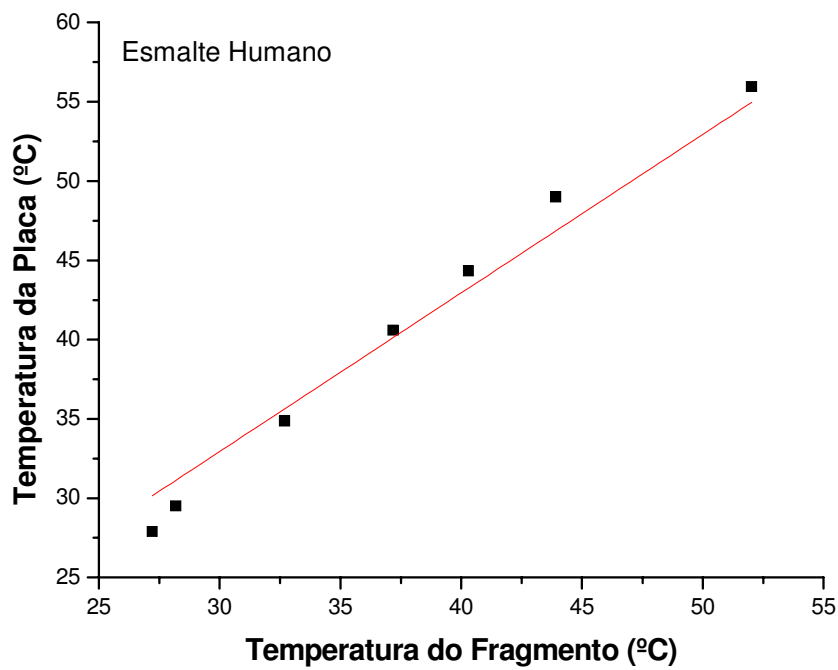


FIGURA 32- Condutividade térmica: esmalte humano.

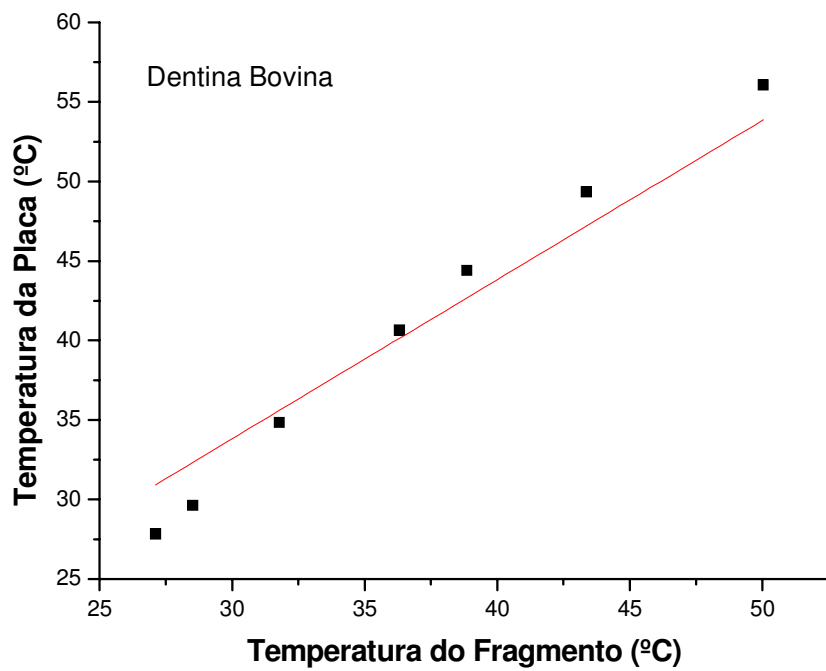


FIGURA 33- Condutividade térmica: dentina bovina.

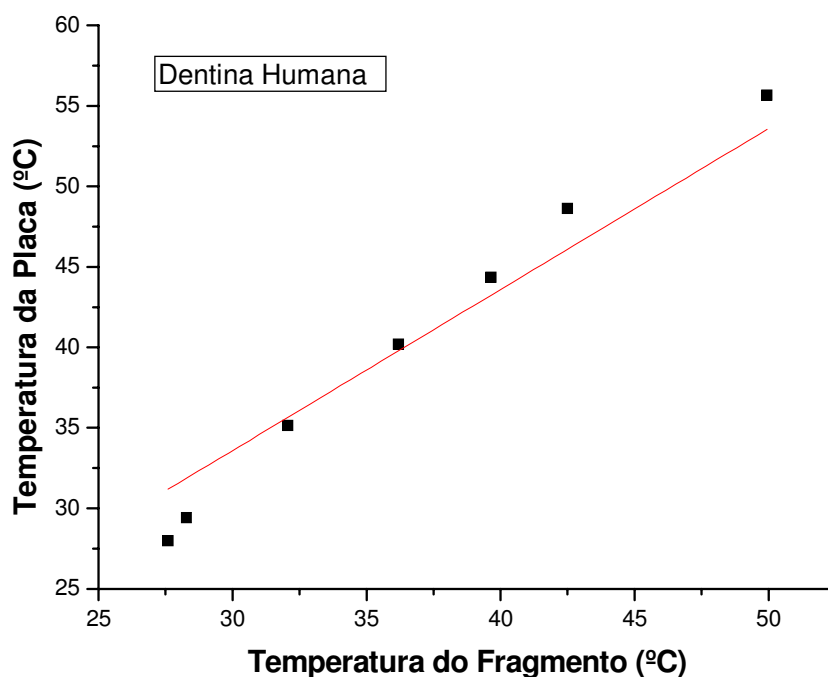


FIGURA 34- Condutividade térmica: dentina humana.

## 5.2 Testes químicos

### 5.2.1 Dissolução

Comparando-se os resultados obtidos pôde-se perceber que houve um decaimento exponencial, evidenciando respostas diferentes para o dente bovino e para o dente humano.

Considerando-se o decaimento exponencial, a velocidade de perda de massa do dente humano (Figuras 36 e 37) foi menor. A perda de massa no dente bovino (Figuras 35 e 37) foi mais rápida e mais acentuada, ao contrário do dente humano, onde a perda de massa foi mais lenta e menos acentuada.

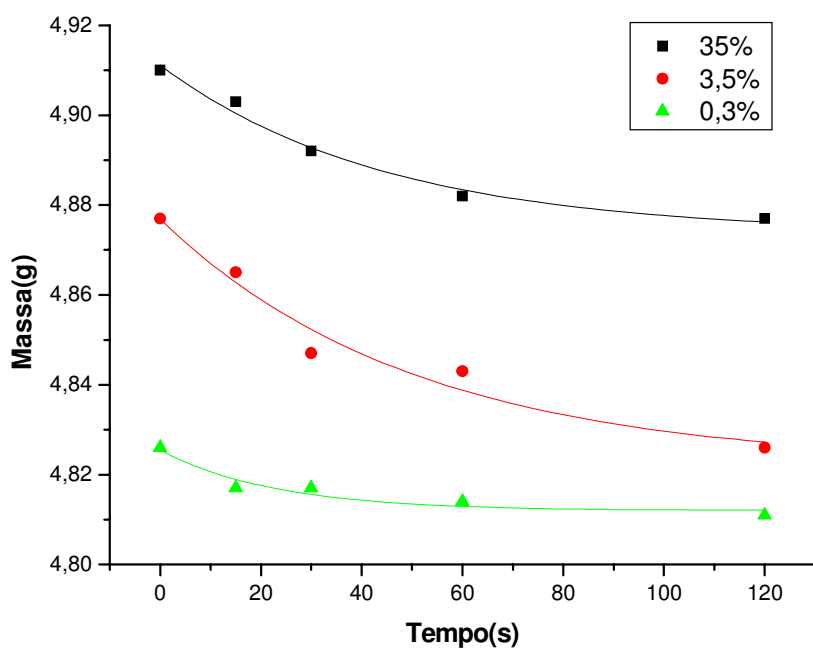


FIGURA 35- Dissolução em ácido fosfórico 35%, 3,5% e 0,3%: dente bovino.

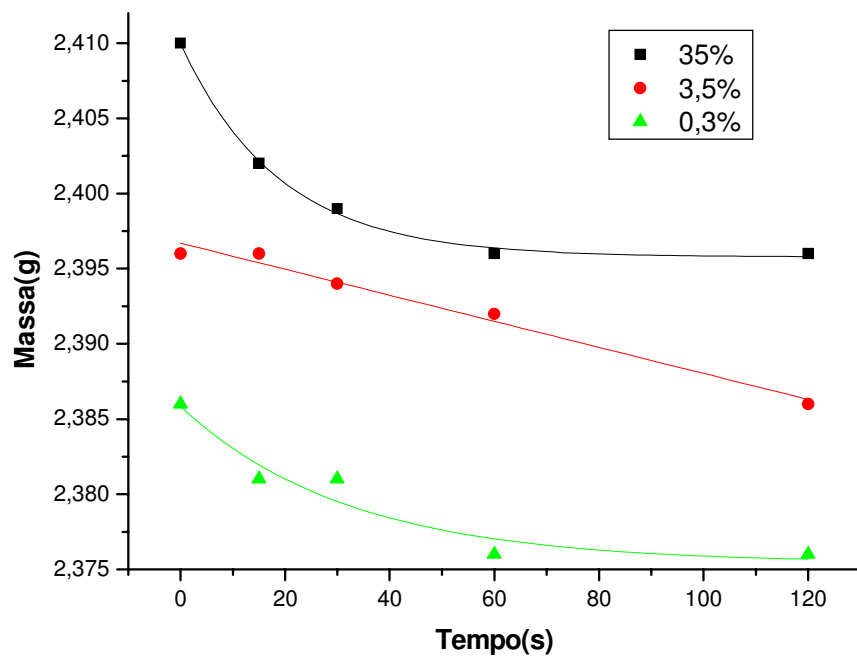


FIGURA 36- Dissolução em ácido fosfórico 35%, 3,5%, 0,3%: dente humano.

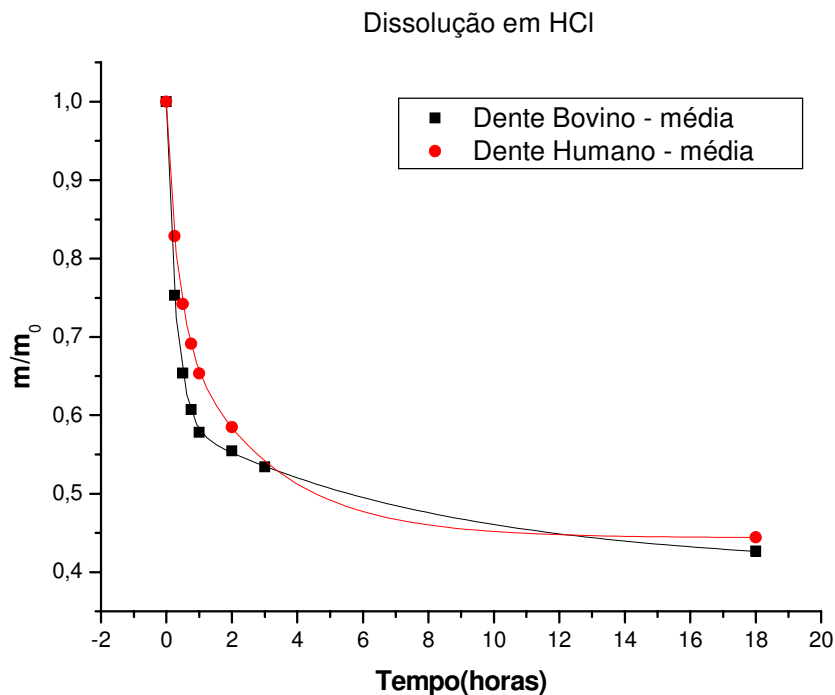


FIGURA 37- Dissolução em ácido clorídrico 20%: dentes bovino e humano.

### 5.2.2 Desidratação

Em relação ao esmalte, no dente bovino ocorreu uma perda de  $\pm 25\%$  de seu conteúdo úmido, enquanto que no esmalte de dente humano ocorreu uma perda de  $\pm 2,5\%$ . (Figura 38)

Quanto à taxa de perda, que é a razão da perda/tempo, no dente bovino ocorreu uma diminuição progressiva da taxa. A perda na primeira hora foi bem acentuada, enquanto que no dente humano, a taxa foi constante, demonstrada por uma reta no gráfico. (Figura 38)

Em relação à dentina, o comportamento de ambos os substratos foi bem parecido, na escala de tempo considerada; porém, mostrando uma tendência da dentina humana a interromper a perda de água e da dentina bovina a continuar perdendo água. (Figura 39)

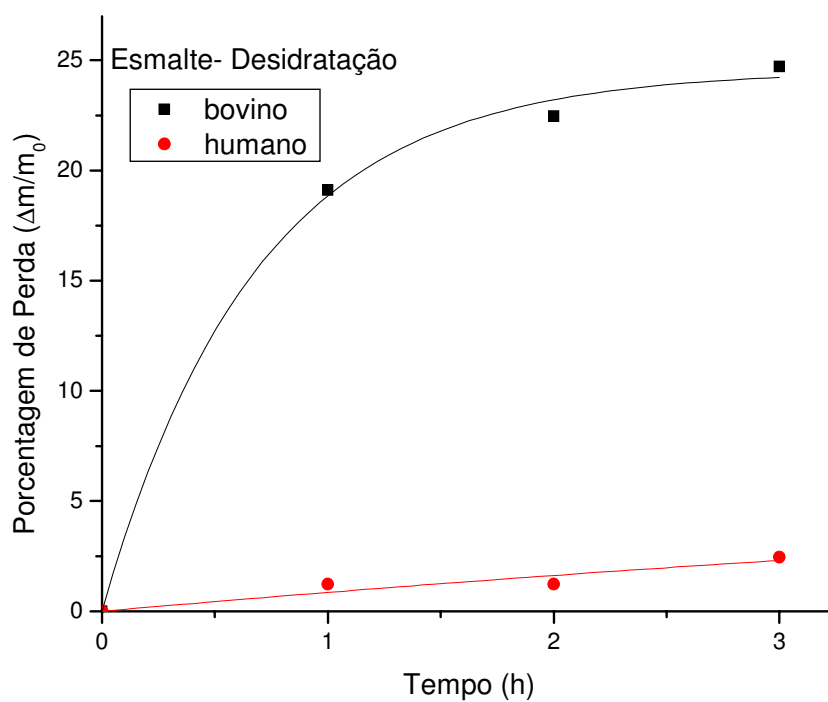


FIGURA 38- Desidratação: esmaltes bovino e humano.

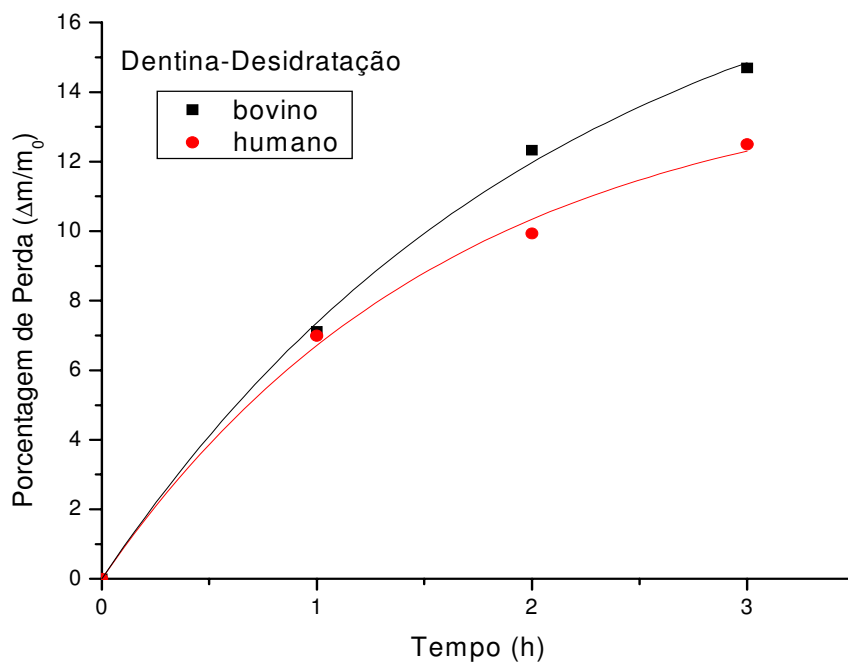


FIGURA 39- Desidratação: dentinas bovina e humana.

### 5.2.3 Incorporação de água

A incorporação de água no esmalte, tanto bovino quanto humano, foi equivalente durante o período de 4 h de avaliação. Após este período, o esmalte humano mostrou uma tendência à saturação, enquanto que o bovino mostrou uma tendência a continuar incorporado água, na escala de tempo considerada. (Figura 40)

Em relação à dentina, na escala de tempo considerada, a incorporação de água na dentina humana saturou, enquanto que na dentina bovina continuou crescente. (Figura 41)

Portanto, a capacidade de incorporação de água no dente bovino é diferente e, as dinâmicas de incorporação vão ocorrer também de formas diferentes.

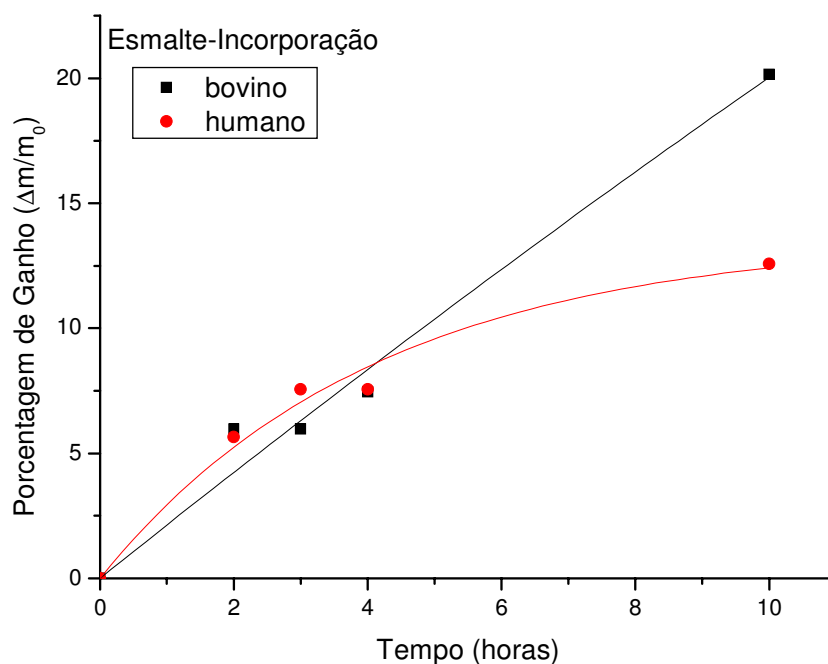


FIGURA 40- Incorporação de água: esmaltes bovino e humano.

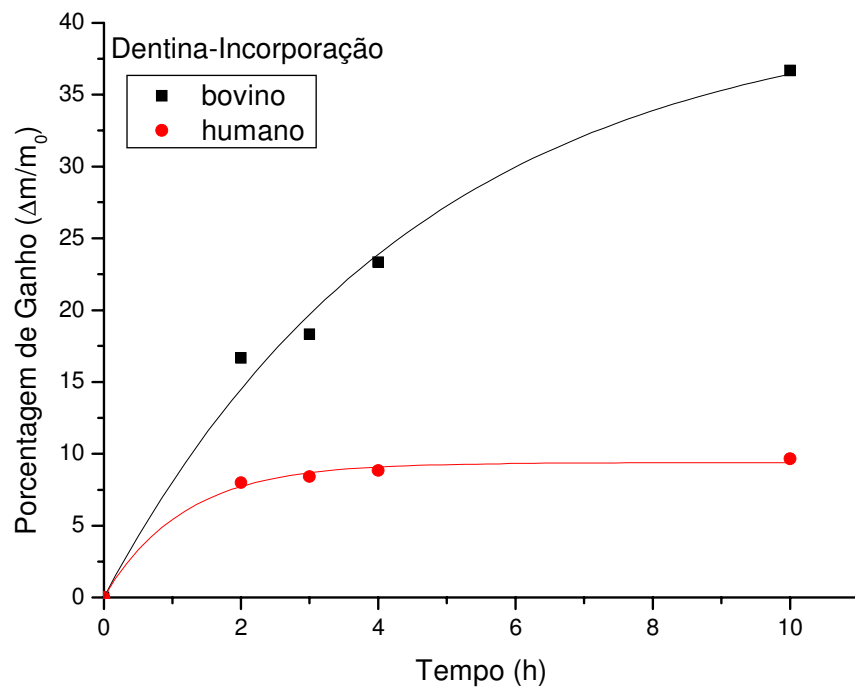


FIGURA 41- Incorporação de água: dentinas bovina e humana.

#### 5.2.4 Penetrabilidade de corante

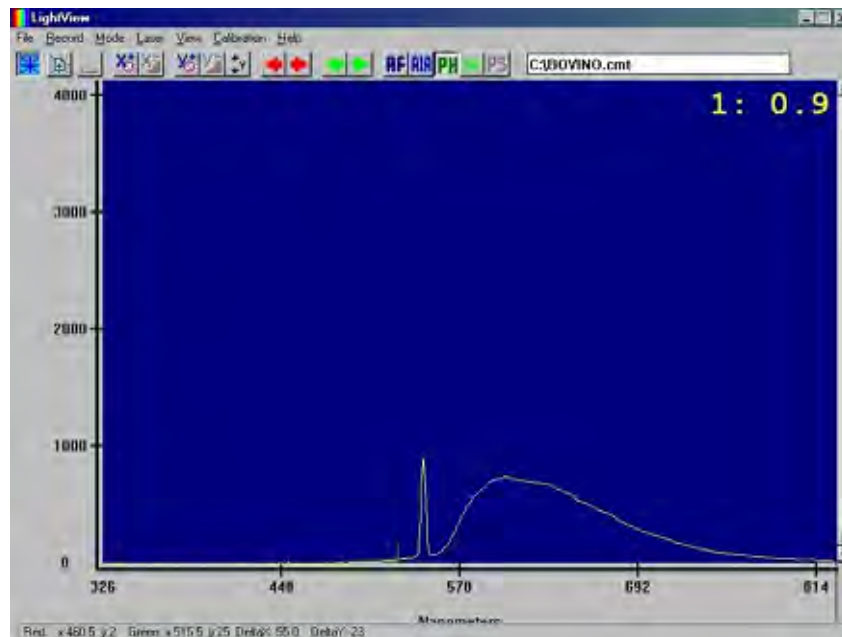


FIGURA 42- Programa utilizado para leitura de fluorescência.



FIGURA 43- Primeira coluna: 24h; segunda coluna: 48h; terceira coluna: uma semana; quarta coluna: duas semanas; quinta coluna: um mês.



FIGURA 44- Dente bovino 24 horas.



FIGURA 45- Dente humano 24 horas.



FIGURA 46- Dente bovino 48 horas.



FIGURA 47- Dente humano 48 horas.



FIGURA 48- Dente bovino uma semana.

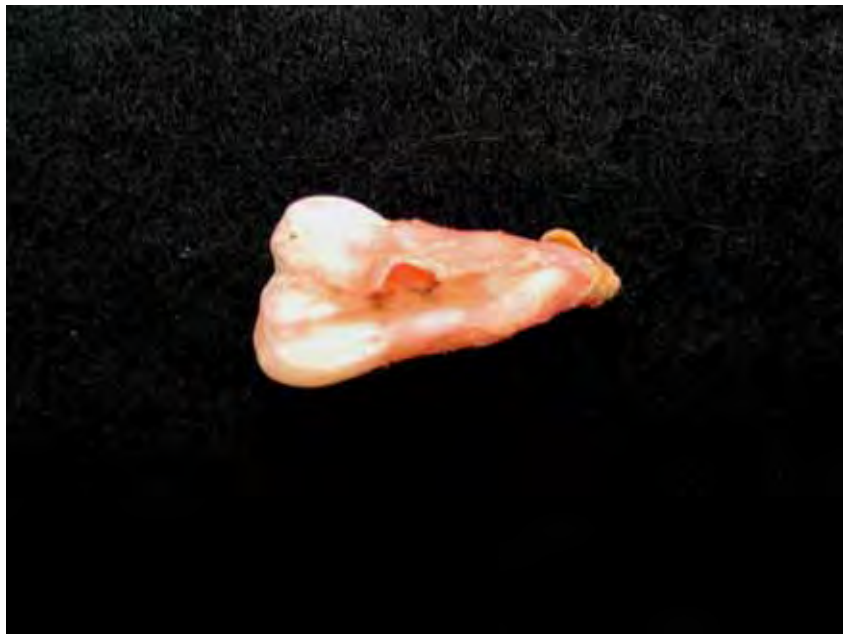


FIGURA 49- Dente humano uma semana.



FIGURA 50- Dente bovino duas semanas.



FIGURA 51- Dente humano duas semanas.



FIGURA 52- Dente bovino um mês.



FIGURA 53- Dente humano um mês.

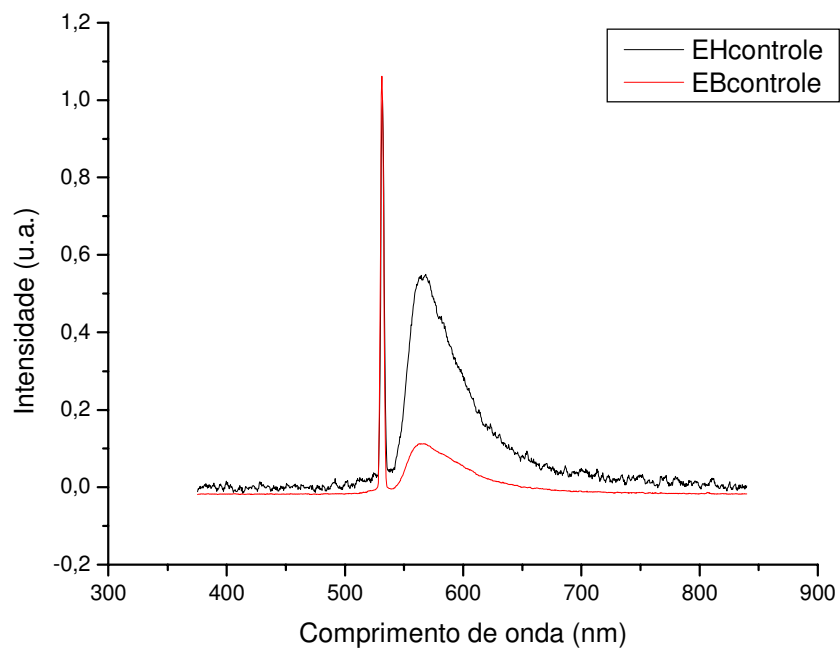


FIGURA 54- Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano - controle.

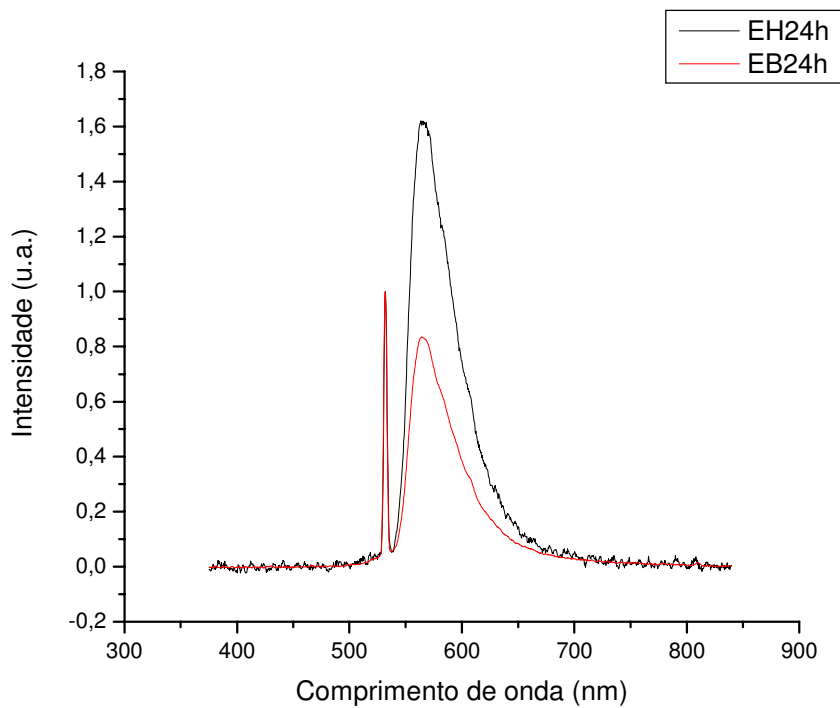


FIGURA 55- Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano - 24 h.

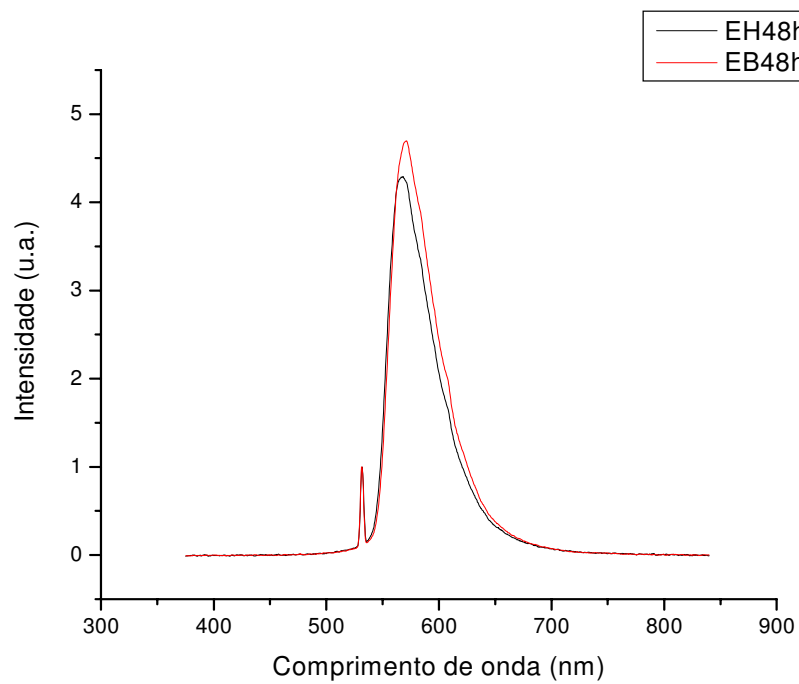


FIGURA 56- Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano – 48 h.

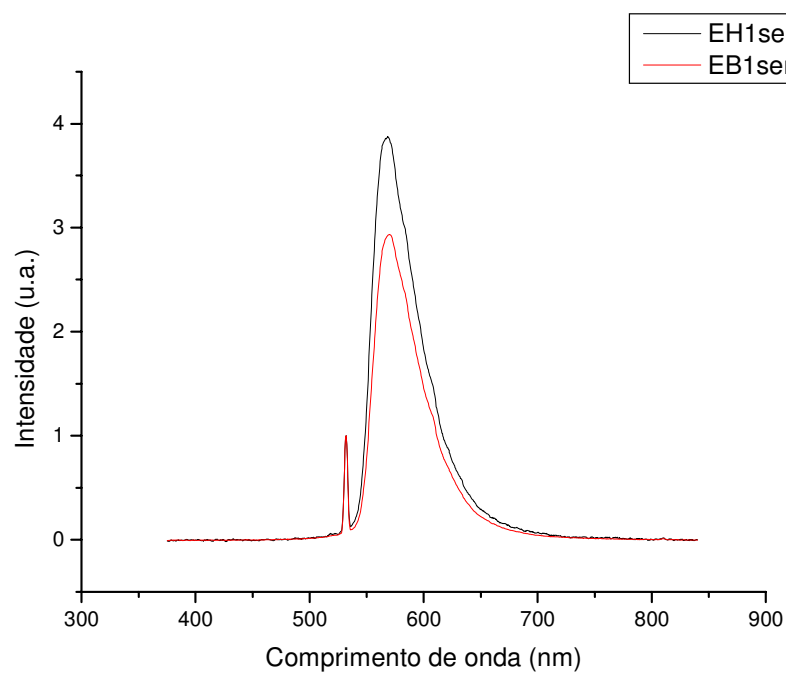


FIGURA 57- Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano – uma semana.

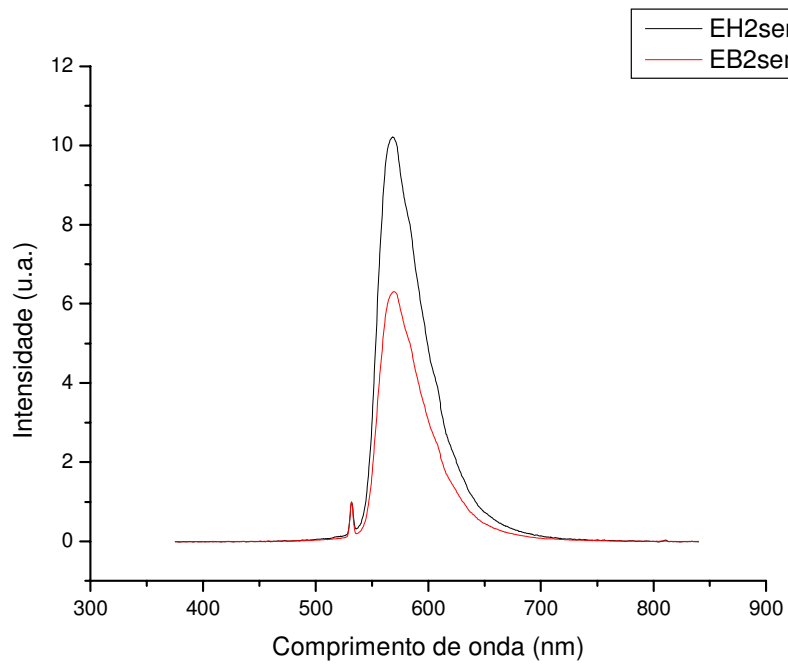


FIGURA 58- Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano – duas semanas.

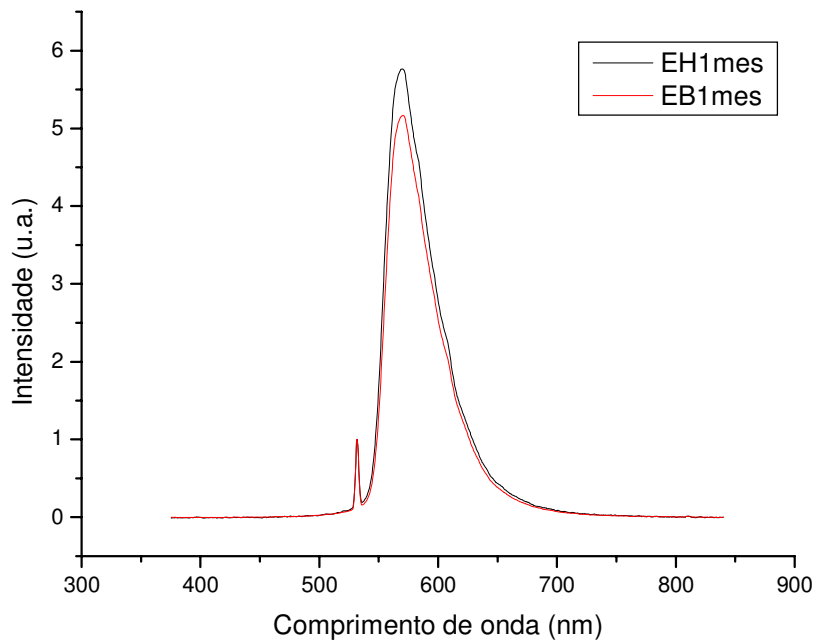


FIGURA 59- Penetrabilidade de corante: esmaltes bovino e humano – um mês.

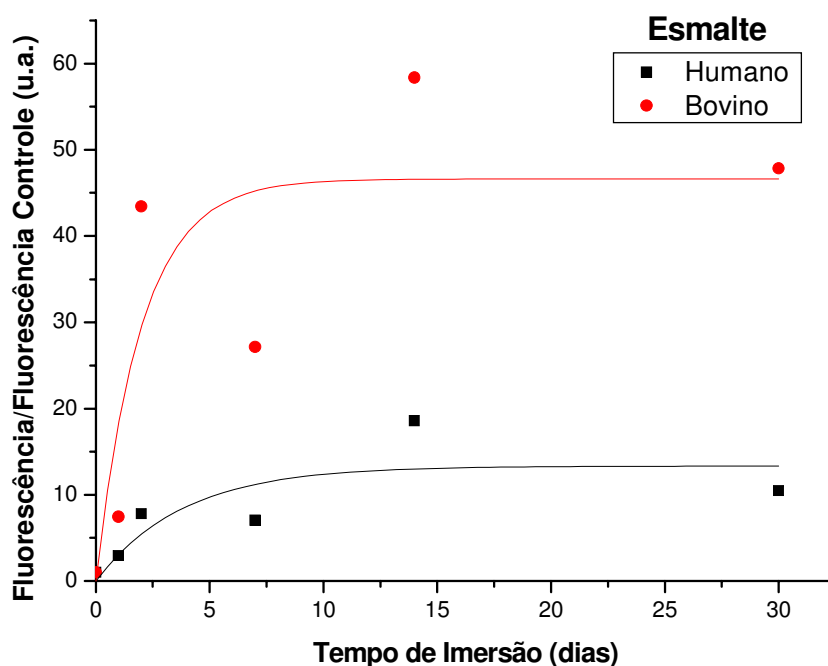


FIGURA 60- Razão da fluorescência: esmaltes bovino e humano/controle.

Em 24 horas, praticamente, não houve penetração de corante, nem no esmalte bovino nem no esmalte humano. (Figuras 43-45, 55) A partir de 48 horas ocorreu penetração no esmalte bovino e humano, sendo em menor intensidade no esmalte humano. (Figuras 43, 46, 47,56)

Em uma semana houve uma grande penetração de corante no esmalte bovino (Figuras 43, 48, 57), enquanto que no esmalte humano (Figuras 43, 49, 57) foi bem discreta. O mesmo ocorreu em duas semanas (Figuras 43, 50, 51, 58) e em um mês (Figuras 43, 52,53, 59), em uma ordem crescente de saturação.

Os esmaltes bovino e humano mostraram-se completamente diferente em relação à penetrabilidade do corante e, portanto, em relação à permeabilidade, pois a quantidade de corante incorporada por unidade de área não foi igual. (Figura 60)

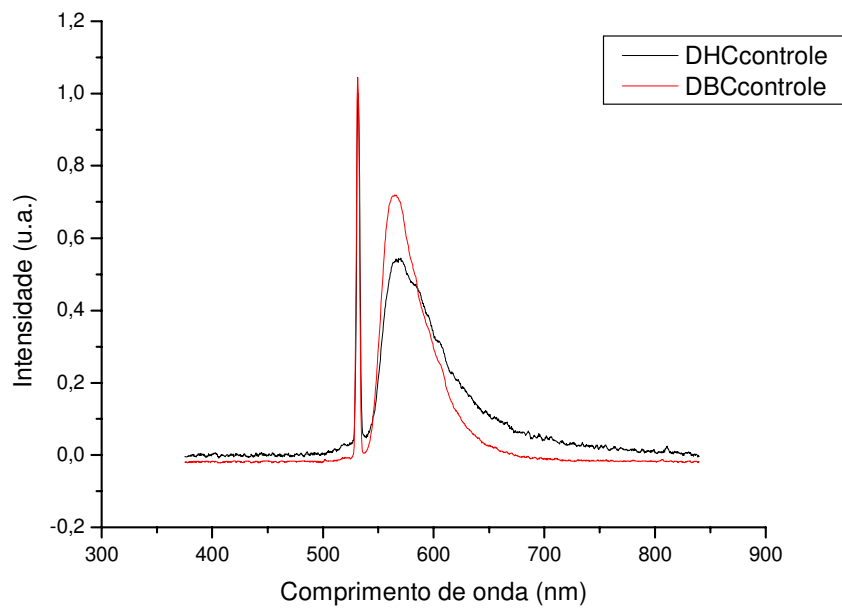


FIGURA 61- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – controle.

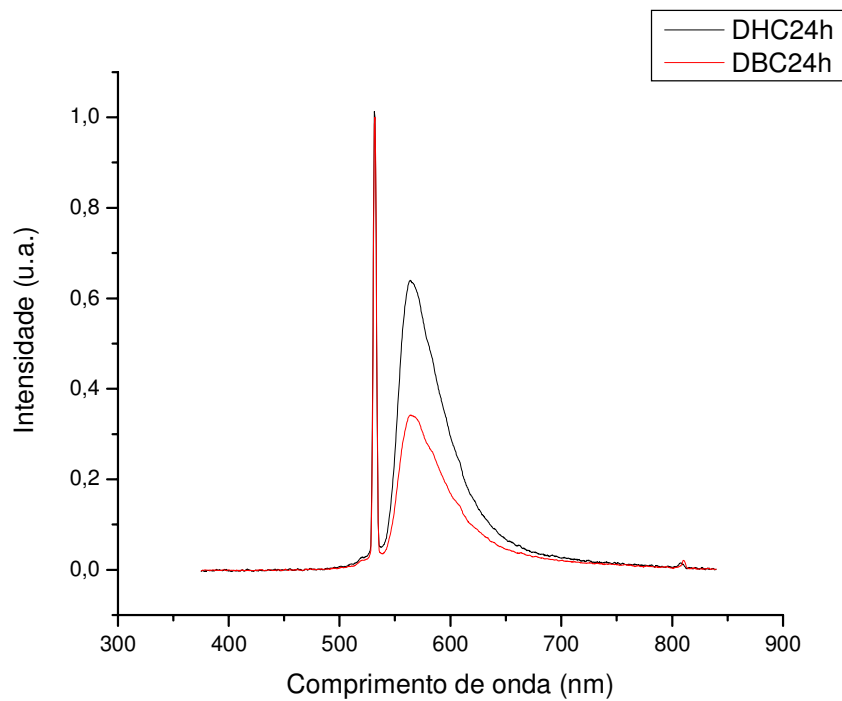


FIGURA 62- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – 24h.

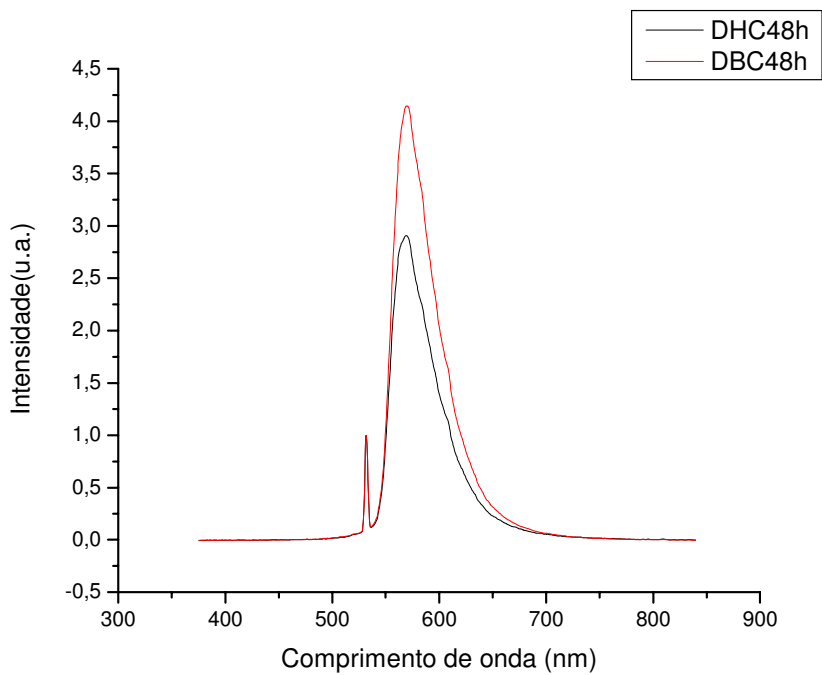


FIGURA 63- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – 48h.

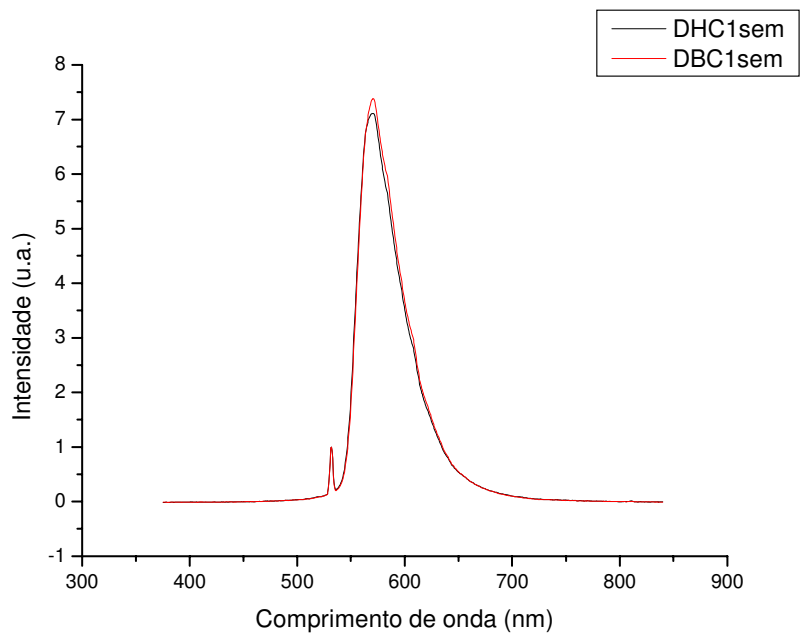


FIGURA 64- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – uma semana.

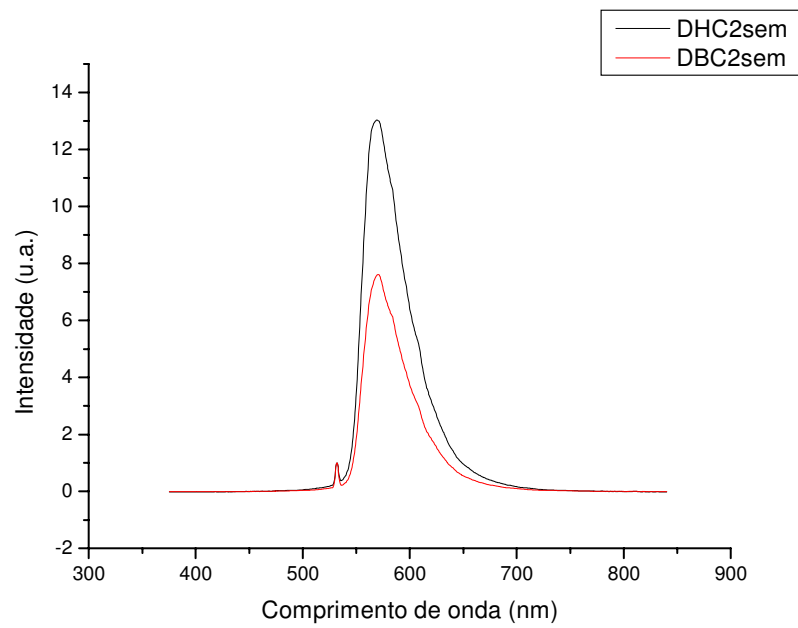


FIGURA 65- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – duas semanas.

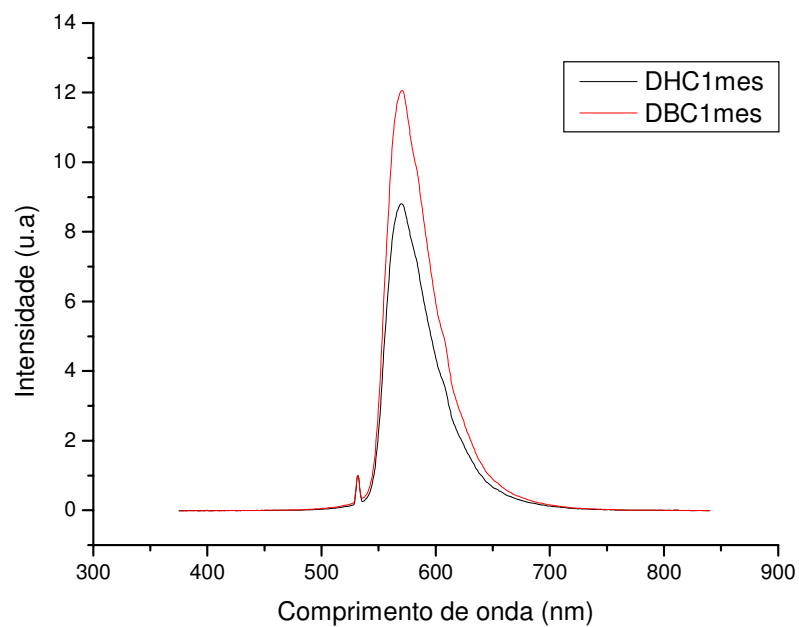


FIGURA 66- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (coroa) – um mês.

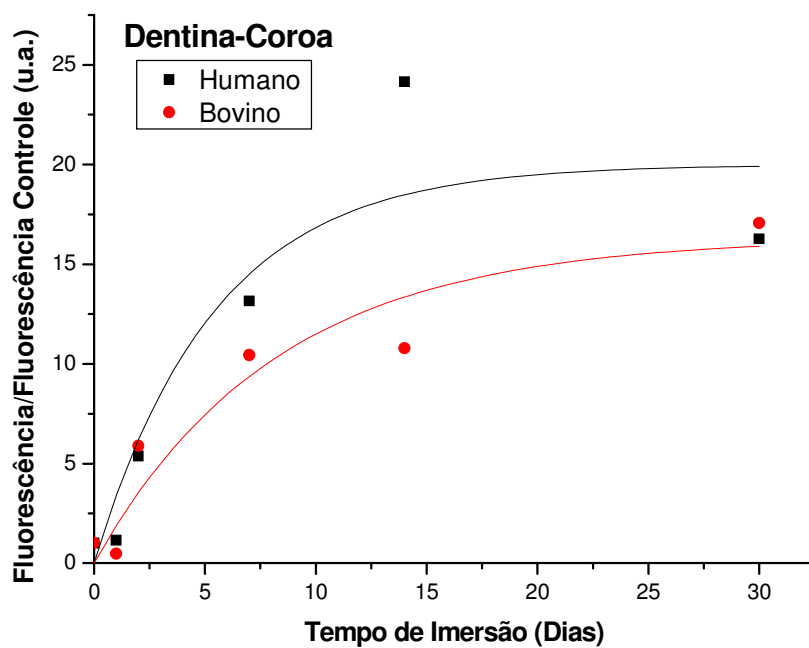


FIGURA 67- Razão da fluorescência: dentinas bovina e humana (coroa)/controle.

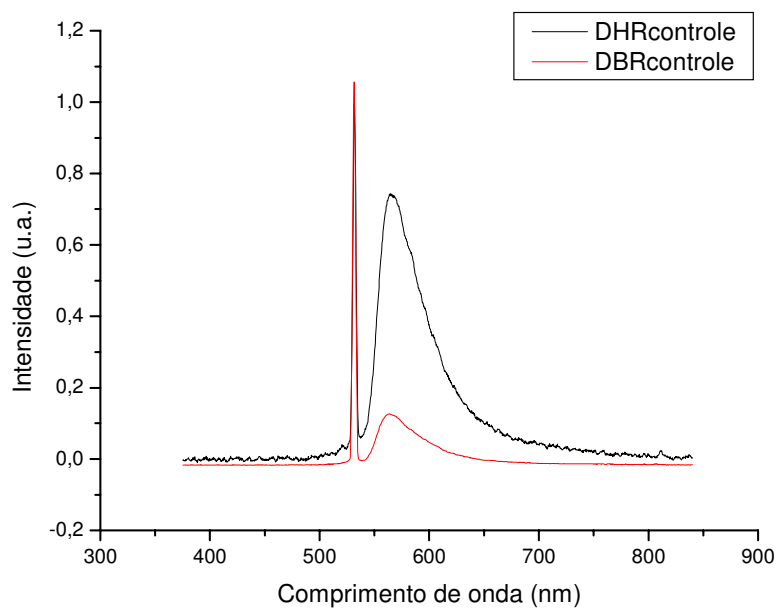


FIGURA 68- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – controle.

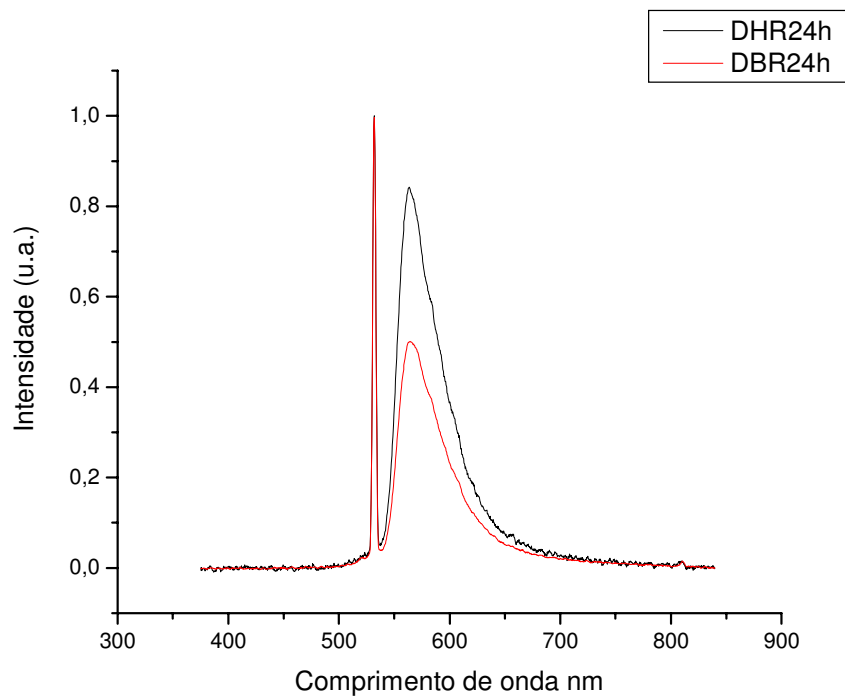


FIGURA 69- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – 24h.

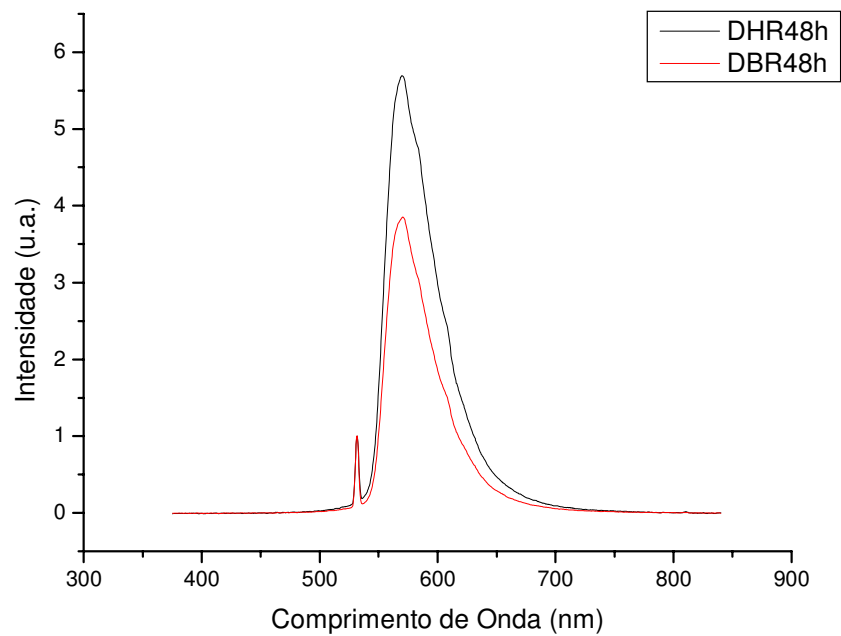


FIGURA 70- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – 48 h.

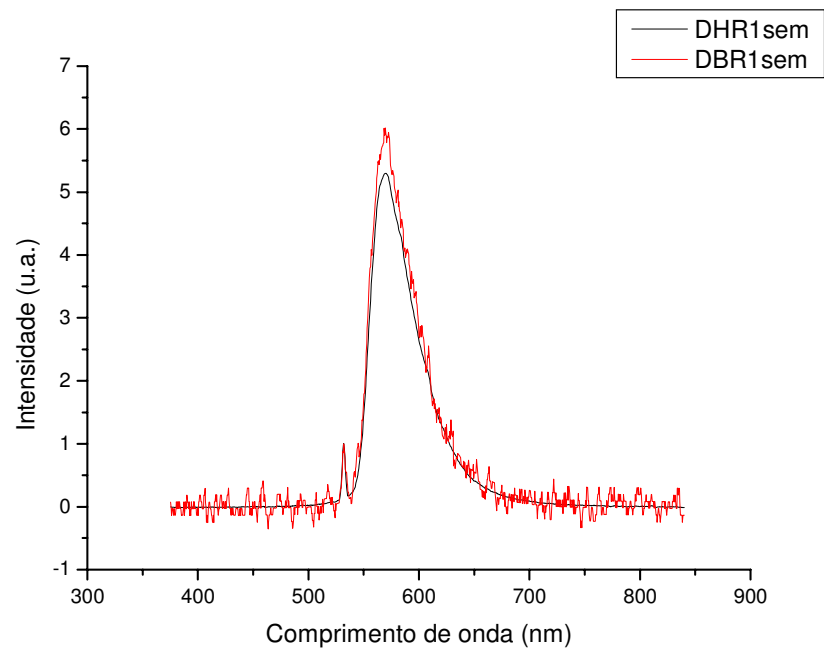


FIGURA 71- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – uma semana.

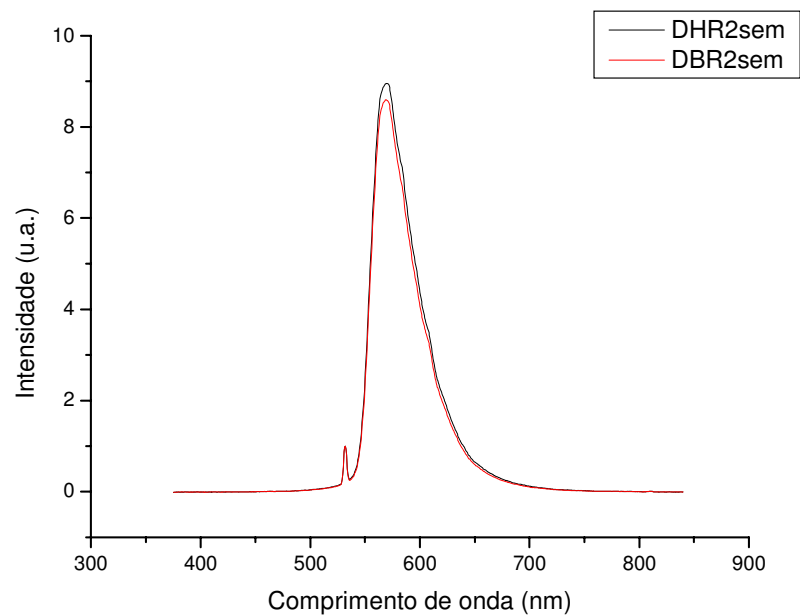


FIGURA 72- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – duas semanas.

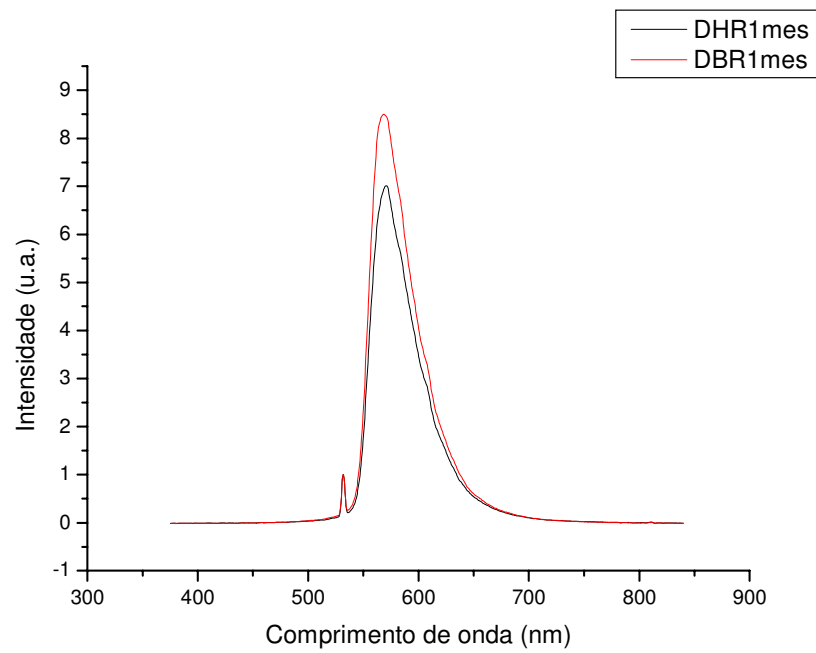


FIGURA 73- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz) – um mês.

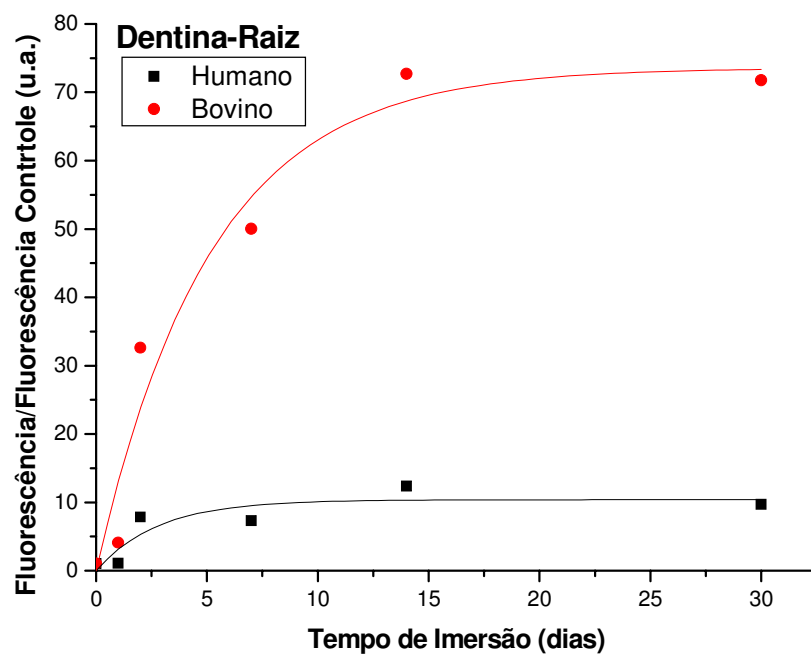


FIGURA 74- Razão da fluorescência: dentinas bovina e humana (raiz)/controle.

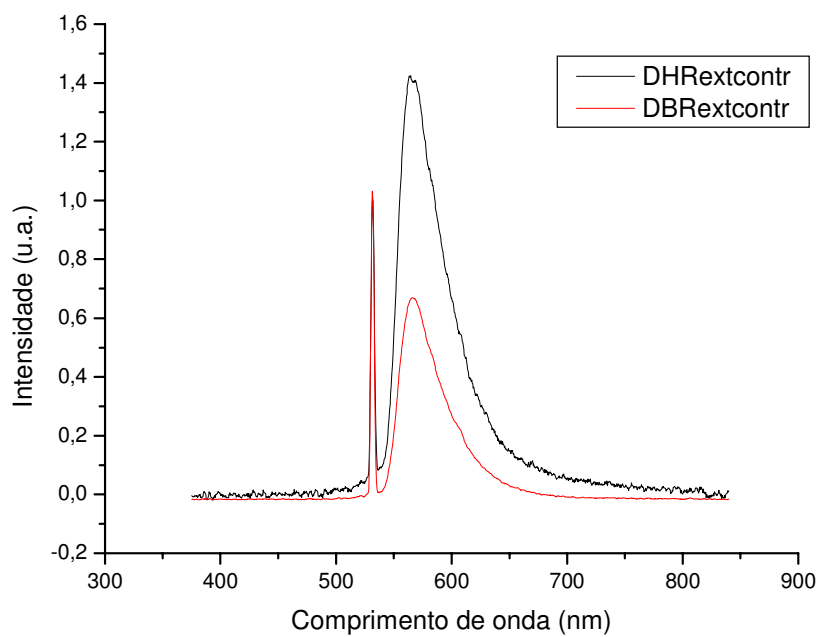


FIGURA 75- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – controle.

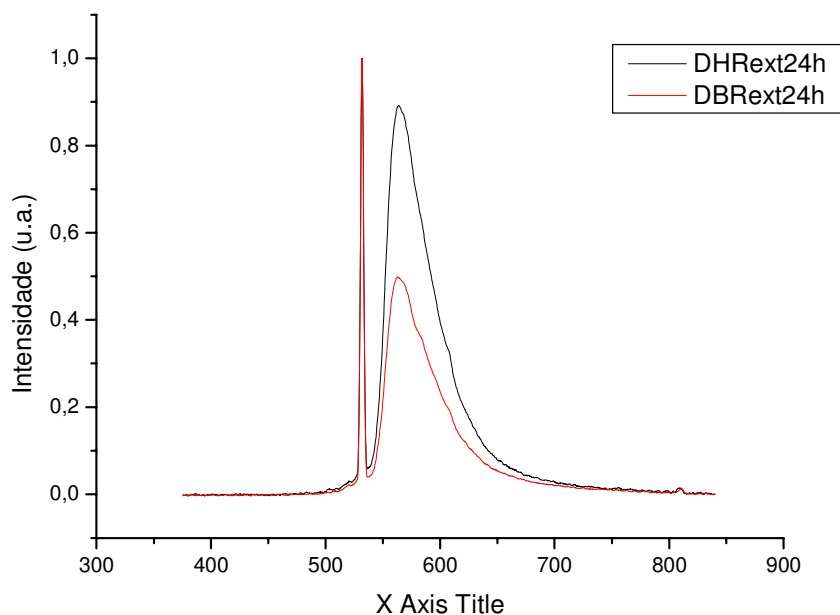


FIGURA 76- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – 24 h.

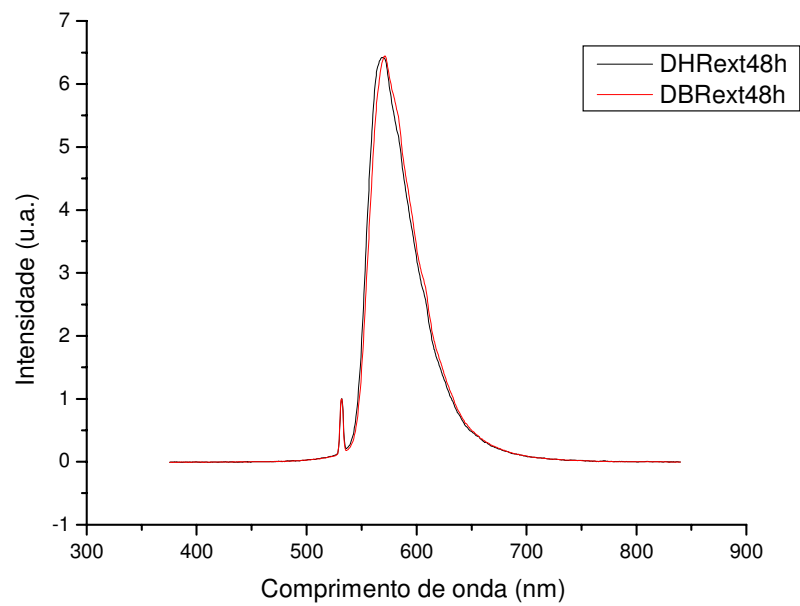


FIGURA 77- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – 48 h.

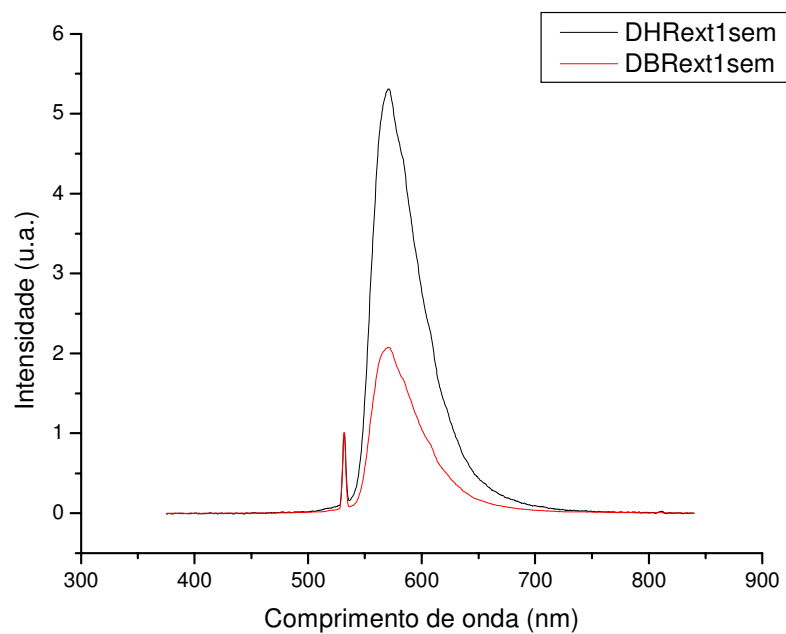


FIGURA 78- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – uma semana.

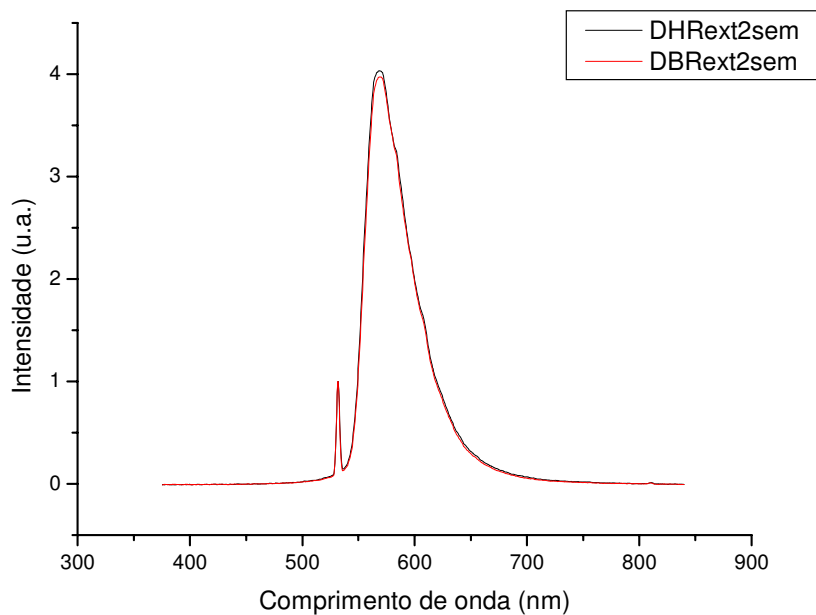


FIGURA 79- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – duas semanas.

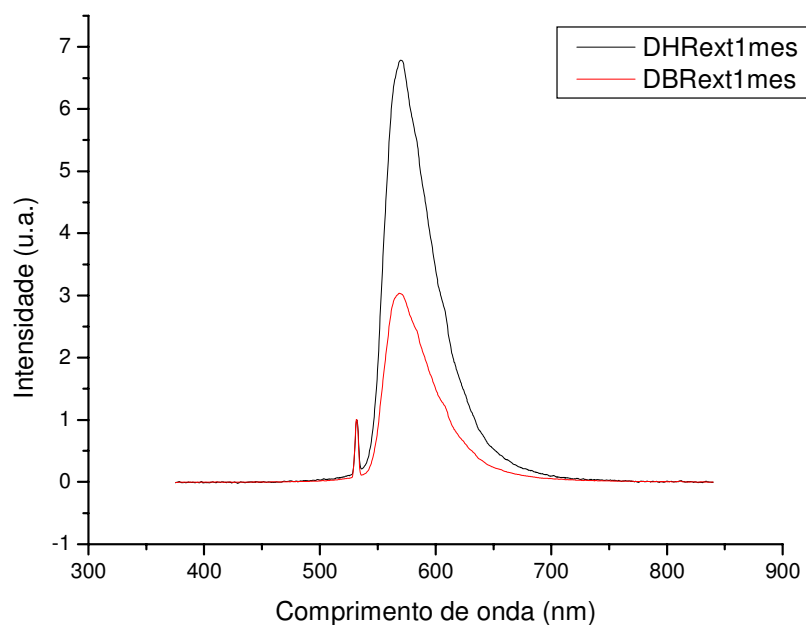


FIGURA 80- Penetrabilidade de corante: dentinas bovina e humana (raiz externa) – um mês.

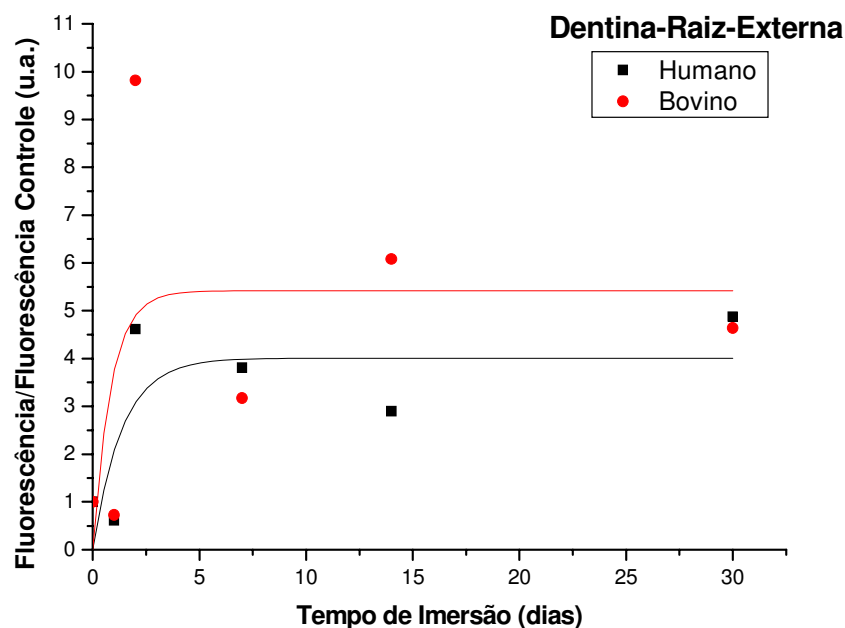


FIGURA 81- Razão da fluorescência: dentinas bovina e humana (raiz externa)/ controle.

Em relação à dentina:

Na dentina, a penetrabilidade de corante foi semelhante, porém o tempo de saturação foi diferente. Em 24h não houve penetração de corante, nem na dentina bovina nem na dentina humana. (Figuras 43, 44, 45, 61, 62) A partir de 48h (Figuras 43, 46, 47, 63), começou a ocorrer uma penetração pela dentina radicular (Figuras 43, 48-53, 68-81), que se difundiu por toda a estrutura dentinária, inclusive coronária (Figuras 43, 48-53, 64-67), e houve perfusão para o esmalte a partir da junção amelo-dentinária. É bom salientar que o ápice foi vedado antes da imersão no corante.

### 5.3 Teste mecânico

#### 5.3.1 Microdureza Vickers

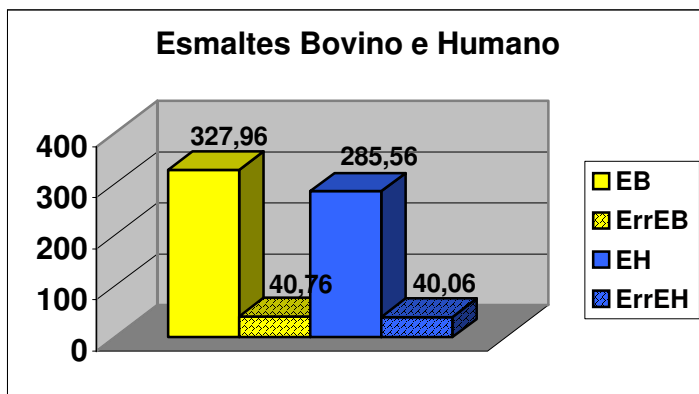


FIGURA 82.a- Microdureza Vickers dos esmaltes bovino e humano e desvios-padrão.

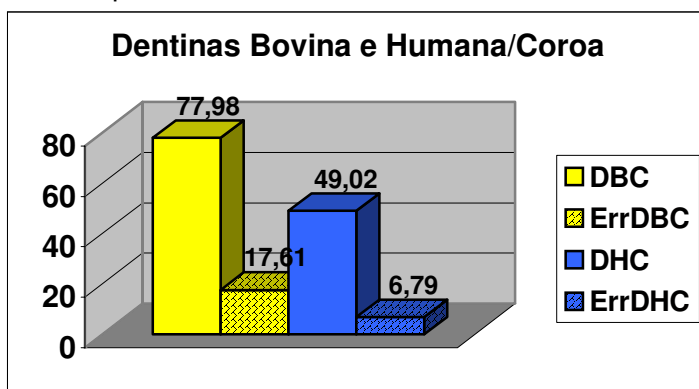


FIGURA 82.b- Microdureza Vickers das dentinas bovina e humana (coronária) e desvios-padrão.

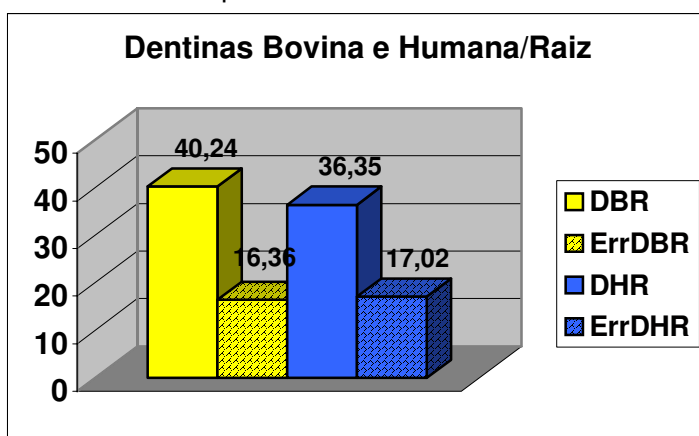


FIGURA 82.c- Microdureza Vickers das dentinas bovina e humana (radicular) e desvios-padrão.

Em relação ao esmalte:

O esmalte bovino apresentou microdureza de  $327,96 \pm 40,76$  HV e o esmalte humano apresentou  $285,56 \pm 40,06$  HV. (FIGURA 82.a) Portanto, considerando-se o desvio-padrão, os resultados do teste de microdureza Vickers para os esmaltes bovino e humano mostraram comportamento semelhante.

O esmalte humano corresponde a  $\pm 87,1\%$  da microdureza do esmalte bovino.

Em relação à dentina coronária:

A dentina coronária bovina apresentou microdureza Vickers de  $77,98 \pm 17,61$  HV e a dentina coronária humana apresentou  $49,02 \pm 6,79$  HV. (FIGURA 82.b)

A microdureza da dentina coronária humana corresponde a  $\pm 62,9\%$  da microdureza da dentina coronária bovina.

A microdureza da dentina coronária bovina corresponde a  $\pm 24\%$  da microdureza do esmalte bovino.

A microdureza da dentina coronária humana corresponde a  $\pm 17,2\%$  da microdureza do esmalte humano.

Em relação à dentina radicular:

Na dentina bovina radicular a microdureza Vickers foi de  $40,24 \pm 16,36$  HV e na dentina humana radicular foi de  $36,35 \pm 17,02$  HV. (FIGURA 82.c)

A microdureza da dentina radicular humana corresponde a  $\pm 90,3\%$  da microdureza da dentina radicular bovina.

A microdureza da dentina radicular bovina corresponde a  $\pm 12,3\%$  da microdureza do esmalte bovino.

A microdureza da dentina radicular humana corresponde a  $\pm 12,7\%$  da microdureza do esmalte humano.

Devido à diversidade dos testes aplicados, procurando analisar, igualmente, implicações advindas das variáveis do estudo, consideramos adequado resumi-las em um quadro, onde então poderemos melhor apresentá-las, comparando os dentes e os tecidos entre si, sem a perda das devidas considerações que lhes cabem.

Quadro 1 - Resumo dos resultados – propriedades térmicas

Natureza da Propriedade	Tipo de Ensaio	Dente Bovino		Dente Humano	
		Esmalte	Dentina	Esmalte	Dentina
<b>Térmica</b>	<b>Análise Termodiferencial</b>	Maior absorção de energia entre 400°C e 1000°C; mais estável a partir de 450°C	Semelhante do ponto de vista de transição	Continua variando após 450°C	Semelhante do ponto de vista de transição
	<b>Análise Termogravimétrica</b>	Maior perda de massa, $\pm 12\%$	Mesmos patamares termogravimétricos; perdeu $\pm 23\%$	Menor perda de massa, $\pm 2,5\%$	Duas vezes mais susceptível à perda de massa; perdeu $\pm 37\%$
	<b>Condutividade Térmica</b>	Mais condutor do que a dentina	Menos condutora	Mais condutor do que a dentina	Mais condutora do que a bovina

Quadro 2- Resumo dos resultados – propriedades químicas.

Natureza da propriedade	Tipo de ensaio	Dente Bovino		Dente Humano	
		Esmalte	Dentina	Esmalte	Dentina
<b>Química</b>	<b>Dissolução</b>	Perda de massa mais rápida e mais acentuada		Menor perda de massa e mais lenta	
	<b>Desidratação a 70°C</b>	Perdeu cerca de 25% de seu conteúdo úmido	Semelhante mostrando tendência de continuar a perda	Perdeu cerca de 2,5% de seu conteúdo úmido	Semelhante, mostrando tendência de cessar a perda
	<b>Incorporação de água</b>	Semelhante mostrando tendência de continuar a incorporação	Continuou incorporando água durante a escala de tempo considerada	Semelhante mostrando tendência à saturação	Saturou na escala de tempo considerada
	<b>Penetrabilidade de corante (Rodamina B)</b>	Bem mais acentuada do que no humano	Semelhante, porém saturou primeiro	Mais discreta do que no bovino	Semelhante, porém demorou mais para chegar à saturação

Quadro 3- Resumo dos resultados – propriedade mecânica.

Natureza da Propriedade	Tipo de ensaio	Dente Bovino		Dente Humano	
		Esmalte	Dentina	Esmalte	Dentina
<b>Mecânica</b>	<b>Microdureza Vickers</b>	<p>Maior dureza do que o humano; 327,96 ± 40,76 HV</p>	<p>Coronária: maior dureza do que a humana (77,98 ± 17,61 HV); Radicular: valores semelhantes (40,24 ± 16,36HV)</p>	<p>Menor dureza do que o bovino; 285,56 ± 40,06 HV</p>	<p>Coronária: menor dureza do que a bovina (49,02 ± 6,79 HV); Radicular: valores semelhantes (36,35 ± 17,02 HV)</p>

## 6 DISCUSSÃO

Diversos estudos têm sido realizados utilizando dente bovino em substituição ao dente humano como, por exemplo, para avaliação da força adesiva (NAKABAYASHI et al.<sup>53</sup> 1982; NAKAMICHI et al.<sup>55</sup>, 1983; BOUILLAGUET et al.<sup>7</sup>, 2001), resistência à tração (SANO et al.<sup>71</sup>, 1994; MIYASAKA & NAKABAYASHI<sup>50</sup>, 1999) e resistência ao cisalhamento (RETIEF et al.<sup>65</sup>, 1990; PIOCH & STAEHLE<sup>63</sup>, 1996; SILVA et al.<sup>76</sup>, 1996; SCHILKE et al.<sup>72</sup>, 1999; ANIDO<sup>2</sup>, 2001).

Inúmeros pesquisadores estão conscientes da necessidade urgente de uma padronização para a utilização de substratos diversos, como o dente bovino, com a finalidade de extrapolar os resultados para o dente humano (FOWLER et al.<sup>26</sup>, 1992; RETIEF et al.<sup>65</sup>, 1990; RUEGGBERG<sup>68</sup>, 1991).

Devido ao número reduzido de trabalhos na literatura, tratando especificamente das diferenças e semelhanças entre dentes bovinos e humanos, considerando sua morfologia, propriedades térmicas, químicas e mecânicas, fica evidente a necessidade de se analisar mais a fundo os fatores que determinam suas características. Portanto, é necessário que se conheça mais detalhadamente estes substratos, pois eles interagem com os mais diversos materiais colocados sobre eles.

A melhor maneira de se conhecer um material é analisar suas propriedades térmicas, químicas e mecânicas, que são características inerentes a cada tipo de material.

E foi exatamente com esta finalidade que realizou-se testes térmicos, químicos e mecânico com dentes bovinos e dentes humanos, comparando-os entre si.

Esmalte e dentina, por serem tecidos com composição química e estrutural diferentes, deveriam apresentar um comportamento diverso frente aos testes aplicados.

Neste trabalho, alguns testes realizados com substratos dentais, praticamente, inexistem na literatura. Outros testes realizados encontram poucos parâmetros de comparação, para que se possa discutir de forma mais abrangente os resultados.

Dada a diversidade e quantidade de testes realizados, optou-se por apresentar a discussão em forma de itens.

## **6.1 Testes térmicos**

### **6.1.1 Análise termodiferencial**

Foram obtidos gráficos com picos e vales, representando cada transição ou reação produzida, e por meio da análise destes gráficos, ou seja, verificando o número, a forma e a posição dos picos e vales da curva termodiferencial pôde-se ter como base a identificação qualitativa da substância (SAKAE et al.<sup>70</sup>, 1988; LARMAS et al.<sup>41</sup>, 1993; ELFERSI et al.<sup>22</sup>, 2002).

A análise do gráfico termodiferencial caracterizou os substratos, esmaltes humano e bovino e dentinas humana e bovina, quanto à transição de estado ou reação, envolvendo absorção ou liberação de calor. A área delimitada pelos picos ou vales foi proporcional à variação de calor envolvida na transição, permitindo determinar o calor da reação. E assim como o calor da reação foi proporcional a quantidade de reagente, pôde-se sempre que seu valor fosse conhecido, a partir da altura do pico, determinar a quantidade de substância presente.

O esmalte bovino apresentou picos evidentes de transição, onde ocorreram mudanças extremamente significativas, enquanto o esmalte humano não apresentou picos tão acentuados. Tanto o esmalte

bovino quanto o humano apresentou alterações a  $\pm 400^{\circ}\text{C}$ , porém no esmalte bovino foi mais acentuada. O esmalte bovino apresentou um comportamento estável a partir de  $450^{\circ}\text{C}$ , enquanto o esmalte humano continuou variando.

Entretanto, as dentinas coronárias, tanto a bovina quanto a humana, não foram tão diferentes. Apresentaram apenas dois picos que, relativamente, causaram alterações, mas foram, igualmente parecidas do ponto de vista de transição. As dentinas radiculares, bovina e humana, também foram semelhantes, e a análise termodiferencial mostrou em que momento houve transição de estado físico, com a energia fornecida durante o aquecimento.

A interpretação dos resultados coincidiu com a de Elfersi et al.<sup>22</sup> (2002), em que a primeira perda de massa foi observada, iniciando-se a  $\pm 50^{\circ}\text{C}$  e terminando próximo a  $150^{\circ}\text{C}$ , correspondendo à evaporação da água. A segunda perda de massa foi em  $\pm 300^{\circ}\text{C}$  e continuou subindo até  $\pm 400^{\circ}\text{C}$ , correspondendo à perda da matriz orgânica. Estes resultados são coincidentes com os de Sakae et al.<sup>70</sup> (1988) e Takagi et al.<sup>80</sup> (1998). Por volta de  $800^{\circ}\text{C}$  ocorreu a decomposição de carbonato mineral com perda de  $\text{CO}_2$ .

A literatura mostra que a primeira perda de água corresponde à água adsorvida e a segunda corresponde à água estrutural (LeGEROS et al.<sup>43</sup>, 1978). Tais afirmações confirmam e reforçam os resultados encontrados nos testes realizados.

### 6.1.2 Análise termogravimétrica

Na análise termogravimétrica foram obtidas curvas de perda de massa em função da temperatura, ou seja, de um aquecimento linear, denominado termograma. Por meio da análise dos gráficos pôde-se estabelecer as reações que correspondem a cada uma de suas

inflexões. Esta análise permite um estudo detalhado da decomposição térmica da substância analisada.

O comportamento dos esmaltes bovino e humano, frente à análise termogravimétrica, foi diferente. Ocorreu uma perda de água adsorvida no esmalte bovino a  $\pm 100^{\circ}\text{C}$ , sendo que este resultado foi também encontrado por LeGeros et al.<sup>43</sup>, 1978. O esmalte bovino, a partir de  $100^{\circ}\text{C}$ , atingiu um patamar de estabilidade e, a  $\pm 250^{\circ}\text{C}$ , ocorreram novas perdas; apresentou uma transição acentuada a  $\pm 450^{\circ}\text{C}$ , agora envolvendo a parte orgânica, resultados estes concordantes com os de Sakae et al.<sup>70</sup>, 1988 e Takagi et al.<sup>80</sup>, 1998. O esmalte humano não apresentou esta transição de forma acentuada e foi praticamente constante, com pequenas quedas. No esmalte bovino esta porcentagem foi muito maior que no esmalte humano, portanto, o esmalte bovino comportou-se de maneira diferente. O esmalte bovino mostrou-se estável do ponto de vista gravimétrico a partir de  $450^{\circ}\text{C}$ , enquanto que no esmalte humano ocorreram perdas até  $800^{\circ}\text{C}$ . Resultados semelhantes foram encontrados por Takagi et al.<sup>80</sup> (1998) que realizaram análises de espectrometria de massa, termogravimétrica e difração de raios-x, mostrando que a maioria dos componentes orgânicos do esmalte se decompõe a  $580^{\circ}\text{C}$ . Larmas et al.<sup>41</sup> (1993) também encontraram no esmalte normal de dentes humanos três picos nas curvas de termogravimetria, um entre  $90-100^{\circ}\text{C}$ , outro a  $330^{\circ}\text{C}$  e outro a  $900^{\circ}\text{C}$ . Cerca de 11% a 12% de esmalte sadio foram volatilizados em ar, porém, em atmosfera de  $\text{N}_2$ , o esmalte foi mais resistente à decomposição térmica. Isto ocorreu por causa da maior facilidade de decomposição de matéria orgânica em atmosfera oxidante do que em atmosfera inerte.

LeGeros et al.<sup>43</sup> (1978) analisaram os tipos de água em esmalte humano e apatita precipitada. Segundo os autores, a perda de água em torno dos  $200^{\circ}\text{C}$  é reversível, portanto é água adsorvida, caracterizada pela reversibilidade e instabilidade térmica próxima a esta temperatura e não causou mudança significativa nos parâmetros da

organização desta apatita. Porém, a perda de água entre 200°C e 400°C é irreversível e causa uma contração na sua dimensão, uma vez que é água estrutural. Esta água, quando perdida, caracteriza uma perda irreversível e instabilidade térmica entre estas temperaturas e ainda induz a alterações na dimensão do esmalte humano e apatita precipitada. Os estudos de Bachmann & Zezell<sup>4</sup> (2005) corroboram estes resultados, pois segundo os autores, os tratamentos térmicos, irradiação laser ou aquecimento em forno, eliminam majoritariamente a água e degradam a matriz orgânica, sendo que os radicais associados à matriz inorgânica são alterados somente quando o tecido é aquecido a temperaturas superiores a 500°C. Nas amostras de dentina aquecidas em forno, as bandas de estrutura do colágeno apresentam uma total reversão, quando aquecidas a temperaturas inferiores a 200°C, enquanto que nas amostras aquecidas a 200°C e 225°C a reversão é parcial e nas amostras aquecidas a 250°C e 300°C não se observou a reversão da área sob as bandas de absorção.

A perda de água adsorvida causou aumento de OH nas bandas de absorção no espectro desta apatita (DUTRA-CORRÊA et al.<sup>20</sup> 2002). Estes autores também observaram bandas de absorção referente aos grupos funcionais P-O e O-H, característicos, confirmando a presença da fase HAp (hidroxiapatita).

Em relação à dentina, a bovina e a humana não foram tão diferentes quanto a esta propriedade. A dentina humana apresentou um comportamento parecido a  $\pm 100^\circ\text{C}$  e levemente diferente em torno dos 800°C. É bom lembrar que quando se faz ablação com laser, é gerado um aquecimento de  $\pm 800^\circ\text{C}$ . Houve uma alteração a  $\pm 300^\circ\text{C}$ , sugerindo perda de matéria orgânica. Segundo Bachmann & Zezell<sup>4</sup> (2005), tratamentos que geram temperaturas superiores a 800°C se estendem à matriz inorgânica. Além de produzir alterações, como as descritas anteriormente, promovem a eliminação de carbonato, fusão e ressolidificação da matriz mineral, com a possível formação de novas fases cristalinas. Nas amostras irradiadas com o laser de Ho:YLF foi possível determinar a fase

cristalográfica, fosfato tetracálcio, formada na região fundida pela irradiação, assim como o aumento no tamanho médio dos cristais que formam esse tecido. Sakae et al.<sup>70</sup>(1988) confirmaram que a remoção do material orgânico na dentina ocorreu, por volta dos 320°C, na análise de análise termogravimétrica diferencial, numa reação exotérmica, até desaparecer toda a parte orgânica. Larmas et al.<sup>41</sup> (1993) encontraram para a dentina humana normal dois picos, um entre 90-100°C e outro a 330°C. Cerca de 34%/peso desta dentina foi volatilizado em ar. Entretanto, em atmosfera de N<sub>2</sub>, a dentina foi mais resistente à decomposição térmica do que em ar, por causa da maior facilidade de decomposição de matéria orgânica em atmosfera oxidante do que em atmosfera inerte.

De acordo com Bachmann & Zezell<sup>4</sup> (2005), as alterações observadas após tratamentos térmicos, irradiação laser ou aquecimento em forno, estendem-se desde a matriz orgânica e a água, termicamente instáveis, até a matriz inorgânica, termicamente mais estável. Tratamentos térmicos que produzem temperaturas inferiores a 300°C, tais como a irradiação com o laser de Er:YAG, utilizando fluências subablativas, eliminam a água, alteram a estrutura do colágeno ou podem até degradar, permanentemente, a matriz orgânica. Essas alterações seriam responsáveis por efeitos tais como a opacidade do esmalte e o escurecimento da dentina, observadas visualmente nos tecidos irradiados. Com o aumento da fluência de irradiação do laser de Er:YAG, a temperatura gerada na superfície também é maior. Assim, são observadas alterações que ocorrem somente nas amostras aquecidas sob temperaturas superiores a 300°C, tais como a formação do cianato, subproduto da degradação da matriz orgânica.

As dentinas coronárias, tanto a bovina quanto a humana, apresentaram os mesmos patamares termogravimétricos, sofreram as mesmas modificações, à medida que foram aquecidas, porém os valores foram diferentes em relação à perda de massa, apresentando ao final do

processo uma discrepância de  $\pm 10\%$ . Na dentina humana, a perda foi maior, foi duas vezes mais susceptível à perda de massa. Notou-se que a dentina coronária bovina apresentou as mesmas transições da dentina coronária humana, porém, com uma acentuada variação da dentina humana em temperaturas mais elevadas.

A perda de água adsorvida a  $\pm 100^\circ\text{C}$  é muito mais acentuada na dentina do que no esmalte. Isto pode ser justificado pelos achados de Dutra-Corrêa et al.<sup>20</sup>, 2002, que mostraram que a dentina apresentou maior hidratação, confirmada pela presença da banda de absorção H-O-H. Estes autores também observaram bandas C-O, característica de hidroxiapatita (HAp) natural, que apresentaram carbonato substituído na rede cristalina. No entanto, na fase inorgânica da dentina com dentinogênese imperfeita, Kerebel et al.<sup>35</sup>, 1981, encontraram uma alta proporção Ca/P (cálcio/fósforo), uma perda no Ca e P e uma severa perda de Mg (magnésio) e, como principal componente da fase inorgânica desta dentina defeituosa encontrou uma apatita cristalizada pobremente carbonatada. Os íons de Mg podem estar dissolvidos na amostra de dentina, porém podem ser removidos, juntamente com o carbonato da estrutura cristalina da dentina, através do tratamento com NaClO (hipoclorito de sódio) (SAKAE et al.<sup>70</sup>, 1988). A maior parte da água contida na dentina alterada pela dentinogênese imperfeita não está relacionada com a água estrutural da fase inorgânica (Kerebel et al.<sup>35</sup>, 1981). A baixa cristalinidade da dentina humana, quando comparada com o esmalte, pode ser em função de seus altos níveis de Mg (magnésio) e  $\text{CO}_3$  (carbonato) (LeGEROS et al.<sup>44</sup>, 1995).

A análise térmica de partículas de dentina com  $200\mu\text{m}$  de diâmetro e com condicionamento ácido, realizada por Elfersi et al.<sup>22</sup> (2002), mostrou que ocorreu perda de carbonato em níveis acima de 75% e perda de fosfato em 30%.

### 6.1.3 Condutividade térmica

Segundo Brown<sup>9</sup> (1988), a condutividade térmica é uma importante propriedade física, particularmente, por destacar o uso eficiente da energia. Para Giolito<sup>31</sup> (1974) a condutividade térmica da amostra depende da densidade e esta, por sua vez, depende do tamanho das partículas e da compactação a que foi submetida. Além disso, a densidade da amostra pode variar à medida em que a reação vai se processando, devido à fusão, conversão em substâncias diferentes, sinterização e outras mudanças que vão ocorrendo na amostra.

Nossos resultados mostraram que a condutividade térmica no esmalte bovino foi 0,227 J/(s cm °C) e no esmalte humano foi 0,256 J/(s cm °C), portanto apresentaram valores semelhantes. A condutividade térmica na dentina bovina foi 0,155 J/(s cm °C), sendo por isso, menos condutora do que a dentina humana, que apresentou o valor de 0,182 J/(s cm °C), embora todos sejam maus condutores térmicos, quando comparados a outros tipos de materiais. Da mesma forma, Craig et al.<sup>16</sup> (1988) afirmaram que o esmalte e a dentina são maus condutores térmicos, quando comparados com ligas de ouro ou amálgama. Aliás, de acordo com o autor, os metais possuem também valores mais altos do que resinas e cerâmicas. Relatou que o esmalte humano apresentou condutividade térmica de 0,0022(cal/seg.cm<sup>2</sup>). (°C/cm), enquanto que a dentina humana apresentou 0,0015(cal/seg.cm<sup>2</sup>). (°C/cm); o amálgama apresenta 0,055cal/s/cm<sup>2</sup>, a resina composta e a porcelana apresentam 0,0025cal/s/cm<sup>2</sup>.

Ainda de acordo com Craig<sup>15</sup> (1993) a importância prática na caracterização da condutividade térmica de um material reside na maneira como se deseja utilizar o mesmo, quanto à condução de calor. Um material com grande condutividade térmica será um bom condutor; quando a condutividade térmica for pequena, o material poderá ser utilizado como isolante térmico. No entanto, o fato da condutividade térmica ser pequena, não garante que qualquer sistema deverá ser,

eficazmente, isolado com este material, uma vez que a taxa de fluxo de calor depende ainda de outros parâmetros, ou seja, da área, da espessura e da diferença de temperatura.

Por isso mesmo, apesar da dentina ser um tecido mau condutor térmico, uma fina camada de dentina não proporciona suficiente isolamento térmico para a polpa. No entanto, nas restaurações com resina composta, este problema é fácil de solucionar, pois estas possuem condutividade térmica comparável à do dente.

Segundo Ferracane<sup>23</sup> (2001), a condutividade térmica do dente humano é de 1 a 2 K[(mcal.cm)/(cm<sup>2</sup>.sec.°C)]. Entretanto Brown et al.<sup>10</sup> (1970) descreveram que o esmalte humano possui uma condutividade térmica 50% mais alta do que a da dentina humana e uma difusibilidade térmica cerca de 2,5 vezes mais alta. Segundo estes autores, a condutividade térmica do esmalte humano é de  $2.23 \times 10^{-3}$  cal/sec cm C e na dentina (perpendicular aos túbulos dentinários) é de  $1.39 \times 10^{-3}$  cal/sec cm C e na dentina (paralela aos túbulos dentinários) é de  $1.36 \times 10^{-3}$  cal/sec cm C. Os seguintes valores foram apresentados por O'Brien<sup>56</sup> (1997): para o esmalte  $2.23 \text{ mcal/s/cm}^2/(\text{°C/cm})$  e para a dentina  $1.36 \text{ mcal/s/cm}^2/(\text{°C/cm})$ . Isto demonstra que a condução do calor é muito mais rapidamente estabelecida no esmalte do que na dentina (LIZARELLI<sup>46</sup>, 2002).

A condutividade térmica depende principalmente da composição do produto (FERRACANE<sup>23</sup>, 2001; LIZARELLI<sup>46</sup>, 2002), incluindo a presença de espaços vazios e do grau de homogeneidade estrutural. Esta composição que vai determinar a capacidade de calor (a quantidade de calor necessária para aumentar a temperatura de um objeto numa determinada quantidade) e a magnitude da mudança da temperatura e da espessura do objeto (FERRACANE<sup>23</sup>, 2001). Pode ser este o motivo da condutividade térmica ser maior no esmalte do que na dentina.

As mudanças térmicas podem também provocar ou causar um efeito nos componentes do dente, especificamente no fluido contido nos túbulos dentinários. Expansões e contrações destes fluidos em restaurações não seladas podem causar dor dental (FERRACANE<sup>23</sup>, 2001). Por esta razão, de acordo com Lizarelli<sup>46</sup> (2002), deve haver uma preocupação constante com o aumento da temperatura no decorrer dos preparos cavitários e procedimentos restauradores, pois o calor gerado pelos instrumentos rotatórios e a condução podem causar efeitos deletérios à polpa.

## **6.2 Testes químicos**

### **6.2.1 Dissolução**

A solubilidade é definida como a porcentagem de peso do material solúvel ou sorvido (Craig et al.<sup>16</sup>, 1988). A solubilidade de um sólido é a proporção da solução diretamente relacionada com a molaridade e indiretamente relacionada com o pH de descalcificação (LEACH<sup>42</sup>, 1959). O pH tem uma função importante na dissolução do cálcio-fosfato (TANG et al.<sup>81</sup>, 2003). Por isso mesmo, a razão da dissolução do esmalte e dentina depende do tipo de ácido envolvido na descalcificação (BUONOCORE<sup>12</sup>, 1963). As correlações entre estrutura e solubilidade, provavelmente, exercem uma forte influência sobre o padrão de formação da lesão de cárie (SHELLIS<sup>75</sup>, 1996).

Comparando-se os resultados obtidos pôde-se perceber que houve um decaimento exponencial, apresentando respostas diferentes para o dente bovino e para o dente humano. Verificou-se que a velocidade de perda de massa do dente humano foi menor.

Uma das razões pode ser o empacotamento, ou seja, o dente humano deve apresentar uma melhor organização estrutural e provavelmente ser mais mineralizado que o dente bovino sendo a

velocidade de perda de massa mais lenta. Sabe-se que uma estrutura desorganizada se dissolve mais rapidamente, uma vez que a dissolução é uma desorganização, ocorrendo ainda um gasto de energia com este processo.

Segundo Ruse & Smith<sup>69</sup> (1991) através da espectroscopia de raios-x (XPS) a composição da dentina bovina é: C=51,5%, O=25,9%, N=8,0%, Ca=6,7% e P=6,5%, 60%HAp e 40% matriz orgânica /peso, enquanto que depois de tratada a superfície com HCl, fica assim a composição: C=67,3%, O=16,7%, N=13,2%, Ca=0,8% e P=0,8%. De acordo com Rizzutto et al.<sup>66</sup> (2002), os esmaltes humano e bovino apresentaram grande semelhança constitucional para elementos de maior concentração (Ca, P, C, S, Cl e K), porém, há diferença entre seus elementos traços. Provavelmente, os dentes bovinos nem sempre poderiam substituir aos dentes humanos em pesquisas, pois as diferenças na concentração dos elementos traços, Sr e Cu, alterariam as propriedades químicas do esmalte.

Nossos resultados estão de acordo com Nakabayashi et al.<sup>54</sup>, 1995 (conforme citação de Nakabayashi & Pashley<sup>52</sup>, 2000), que afirmaram que a dentina humana é mais ácido-resistente que a dentina bovina. Isto também ocorre em relação à dentina peritubular, pois Arao & Nakabayashi<sup>3</sup> (1997), também citados por Nakabayashi & Pashley<sup>52</sup>, 2000, verificaram que a dentina intertubular do incisivo bovino desmineralizou-se muito mais profundamente que a dentina intertubular humana condicionada com solução 10:3 por 10 segundos.

Já está bem estabelecido que o esmalte é muito mais cristalino do que a dentina, no entanto, além da baixa cristalinidade, quando comparada com o esmalte, a dentina humana contém altos níveis de Mg (magnésio) e CO<sub>3</sub> (carbonato) e uma alta tendência à dissolução, atribuída às essas altas concentrações de Mg e CO<sub>3</sub> (LeGEROS et al.<sup>44</sup>, 1995).

### 6.2.2 Desidratação

O esmalte de dente bovino perdeu cerca de  $\pm 25\%$  de seu conteúdo úmido, enquanto que o esmalte de dente humano perdeu  $\pm 2,5\%$ , ou seja, o esmalte bovino apresentou um fator de dez vezes acima do esmalte humano.

Quanto à taxa de perda, que é calculada em função do tempo, no dente bovino ocorreu uma diminuição progressiva da taxa, sendo na primeira hora bem acentuada, portanto a velocidade com que perdeu água foi diminuindo. No dente humano a taxa foi constante, demonstrada por uma reta no gráfico.

Isto ocorreu devido à diferente forma com que a água está incorporada à estrutura do esmalte dental. Sabe-se que a água está incorporada nos esmaltes dentais, bovino e humano, de forma adsorvida e estrutural, no entanto eles têm um mecanismo diferente de perda de água. Supõe-se que no dente bovino exista maior movimentação por capilaridade do que no dente humano.

O comportamento das dentinas foi bem parecido na escala de tempo considerada; porém, mostrando uma tendência da dentina humana a interromper a perda de água e da dentina bovina a continuar perdendo água. A perda de água, tanto na dentina bovina quanto na dentina humana, apresentou um mecanismo semelhante; a água está incorporada da mesma forma pela própria constituição do substrato dentinário.

Tem sido muito discutida, na literatura pertinente, a resistência adesiva sobre o substrato dentinário seco ou úmido. Quando se avaliou a morfologia da interface resina-dentina, ao microscópio eletrônico de varredura e de transmissão, observou-se uma profunda penetração do adesivo dentinário até uma região de transição entre a dentina desmineralizada e a dentina não condicionada (PERDIGÃO et al.<sup>59</sup>, 1999). Para as amostras de dentina, secas por 5s, houve uma significativa redução na adesão e uma incompleta infiltração na estrutura

do colágeno, com áreas de fibras colágenas colapsadas (PERDIGÃO et al.<sup>59</sup>, 1999). Para as amostras re-umedecidas houve um restabelecimento dos valores obtidos para a dentina úmida e um preenchimento dos espaços entre a rede de fibras colágenas (PERDIGÃO et al.<sup>59</sup>, 1999). Clinicamente, não apresentaram diferenças significantes entre retenção x adesivo dentinário e entre retenção x umidade, quando aplicado o adesivo sobre dentina úmida ou dentina seca com ar por 3-4s (PERDIGÃO et al.<sup>60</sup>, 2001).

Em relação à influência do modo de armazenamento de dentes para testes de microinfiltração, observou-se que o grupo que manteve as amostras desidratadas (secas) apresentou diferença estatisticamente significativa, considerando as margens da restauração (GHERSEL et al.<sup>30</sup> 2001).

### 6.2.3 Incorporação de água

Não encontramos na literatura consultada nenhum trabalho científico, que tenha estudado, especificamente, a incorporação de água em esmalte ou dentina de dentes bovinos e humanos.

Na presente pesquisa, a incorporação de água ao esmalte, tanto bovino quanto humano, foi equivalente durante o período de 4 h. Após este período, o esmalte humano mostrou uma tendência à saturação, enquanto que o bovino mostrou uma tendência a continuar incorporado água, na escala de tempo considerada.

Na escala de tempo considerada, a incorporação de água na dentina humana saturou, enquanto que na dentina bovina continuou crescente, mostrando que a dinâmica de incorporação de água foi diferente. Portanto, a capacidade de chegar ao limite da quantidade de incorporação de água (saturação) foi mais rápida na dentina humana do que na dentina bovina, que apresentou um fator de  $\pm$  seis vezes em relação à dentina humana.

A quantidade de líquido que penetra no substrato sólido, pode ser por adsorção, que indica a concentração de moléculas na superfície de um sólido, ou por absorção, que refere-se ao líquido absorvido pelo volume do sólido ou ainda ambos, que é o processo chamado de sorção (CRAIG et al.<sup>16</sup>, 1988).

Segundo Craig<sup>15</sup>, 1993, a ação da capilaridade é a penetração de líquido para o interior de um corpo por fendas ou espaços limitados. Os materiais restauradores não se aderem fortemente à estrutura dental, em consequência disso, é comum a formação de fendas na interface dente-restauração, favorecendo a penetração de fluidos pela ação da capilaridade (infiltração marginal).

#### 6.2.4 Penetrabilidade de corante

A presença da Rodamina B fez com que a banda de absorção aumentasse, fluorecendo mais na região, que é a região denominada de fluorescência da Rodamina.

A fluorescência é um processo decorrente da interação da luz com o tecido biológico. As interações da luz com o tecido biológico e, conseqüentemente, a fluorescência produzida, dependem da composição química e da arquitetura tecidual, desta maneira, tecidos diferentes emitem fluorescências distintas (KURACHI et al.<sup>40</sup>, 2004).

A razão da fluorescência foi calculada da seguinte forma: fluorescência/fluorescência do dente controle, mostrando que, realmente, os dentes bovinos e humanos não se comportam de maneira semelhante em relação à penetrabilidade de corantes. Muitas vezes, a razão de fluorescência pode chegar próximo de um, mostrando a saturação da amostra com o corante.

Os esmaltes bovino e humano mostraram-se completamente diferentes em relação à permeabilidade. Na estrutura do esmalte humano houve uma penetração menos acentuada de corante,

provavelmente, porque a estrutura deve apresentar menos defeitos, por isso, mais organizada, mais homogênea e com características de melhor impermeabilização.

Praticamente não houve penetração de corante nem no esmalte bovino nem no esmalte humano, em 24h. A partir de 48h h ocorreu a penetração no esmalte bovino e humano, sendo em menor intensidade neste último. Em uma semana ocorreu uma significativa penetração de corante no esmalte bovino, enquanto no esmalte humano foi bem discreta. O mesmo ocorreu em duas semanas e em um mês, numa ordem crescente para a saturação.

Nas dentinas, bovina e humana, o comportamento foi bem semelhante. Observou-se que a permeabilidade e a penetrabilidade do corante no dente bovino foram acentuadas.

Não houve penetração de corante nem na dentina bovina nem na dentina humana, em 24h. A partir de 48h começou a ocorrer uma penetração pela dentina radicular, não pelo ápice, que foi, previamente, vedado antes da imersão no corante. Esta penetração se difundiu por toda a estrutura dentinária, inclusive coronária, apresentando perfusão para o esmalte, a partir da junção amelo-dentinária.

As alterações na permeabilidade têm implicações diretas na penetrabilidade de corantes. A penetrabilidade está diretamente associada à permeabilidade, que é a facilidade com que uma substância pode se mover dentro, ou através de uma barreira de difusão (substrato). No entanto, Tagami et al.<sup>79</sup>, 1989, descreveram que a dentina mineralizada da coroa de incisivo bovino tem permeabilidade intratubular mais baixa do que a dentina coronária de terceiro molar humano. Em se tratando de dentina, pode-se considerar dois tipos de permeabilidade: a intratubular e a intertubular, sendo a difusão de substâncias através dos túbulos dentinários e a difusão de substâncias na dentina entre os túbulos dentinários, respectivamente (NAKABAYASHI & PASHLEY<sup>52</sup>, 2000).

Os resultados diferentes no teste de Penetrabilidade de Corante em dentes bovino e humano confirmaram o que já foi visto na incorporação de água, ou seja, os resultados indicam diferentes caminhos de penetração no esmalte bovino, o que não ocorre no esmalte humano. Portanto, os testes de microinfiltração realizados com dentes bovinos devem ser realizados com muita cautela, principalmente na hora de extrapolar resultados, pois podem levar a diferentes resultados.

Para a determinação do perfil de difusão, seguiu-se o seguinte raciocínio: ao se promover um experimento de difusão de moléculas através de uma matriz sólida é importante saber que a penetração das moléculas de corante ocorre de forma semelhante ao processo de difusão de um soluto contra seu perfil de concentração. Ou seja, por meio dos movimentos microscópicos das moléculas ocorre a ocupação dos interstícios da matriz, fazendo com que as regiões pobres em moléculas de soluto aumentem sua concentração com o passar do tempo. Neste caso, pode-se aplicar, com certa tranquilidade, as leis básicas da difusão em sólidos. O coeficiente de difusão quantifica a penetrabilidade do soluto na matriz e pelos mecanismos de movimentação molecular, a difusão depende do tipo e condições do material e da temperatura. O parâmetro que varia durante o tempo de difusão é o perfil de concentração para cada instante (ANDRADE<sup>1</sup>, 2004).

Mesmo não tendo sido proposto, decidiu-se imergir as amostras de dentes bovinos e humanos em frascos diferentes, contendo álcool absoluto (PA). Este processo de remoção do corante foi extremamente rápido para os dentes bovinos ( $\pm 10$  min), pois grande parte do corante que havia penetrado na estrutura dental foi eliminada. Tentou-se realizar a leitura da fluorescência da solução, mas esta já se encontrava saturada, mesmo neste pequeno espaço de tempo. Para os dentes humanos a remoção parcial do corante foi mais demorada ( $\pm 30$  min), sendo que neste tempo também ocorreu a saturação da solução, não permitindo a leitura da fluorescência. Constatou-se, assim, que a

penetração e a eliminação de corante no dente bovino foram mais rápidas e facilitadas, evidenciando maior permeabilidade deste substrato.

### 6.3 Teste mecânico

#### 6.3.1 Microdureza Vickers

Na presente pesquisa encontramos no esmalte bovino uma microdureza de  $327,96 \pm 40,76$  HV e no esmalte humano  $285,56 \pm 40,06$  HV. Portanto, considerando-se o desvio-padrão, os resultados do teste de microdureza Vickers em esmalte bovino e humano mostraram comportamentos semelhantes.

Na dentina coronária bovina encontramos uma microdureza de  $77,98 \pm 17,61$  HV e dentina coronária humana  $49,02 \pm 6,79$  HV. O desvio-padrão mostra a diversidade da amostra, portanto a diversidade biológica de características da dentina coronária bovina é bem maior do que da dentina coronária humana. Já a dentina radicular bovina apresentou  $40,24 \pm 16,36$  HV e a dentina radicular humana apresentou  $36,35 \pm 17,02$  HV.

O'Brien<sup>56</sup> (1997) apresentou os seguintes valores para a dureza Knoop do esmalte humano: 355-431 KHN ( $\text{Kg}/\text{mm}^2$ ) e a do esmalte bovino é de 339-418 KHN e da dentina humana é de 68 KHN.

Segundo Craig et al.<sup>16</sup> (1988), o esmalte humano apresentou dureza Knoop  $343 \text{ Kg}/\text{mm}^2$  e a dentina humana  $68 \text{ Kg}/\text{mm}^2$ . Valores semelhantes foram encontrados por Ferracane<sup>23</sup> (2001), a dureza encontrada no esmalte foi de  $350 \text{ KH kg}/\text{mm}^2$  e na dentina foi de  $70 \text{ KH kg}/\text{mm}^2$ . De acordo com Kinney et al.<sup>37</sup> (1996), a dureza da dentina peritubular foi de 2.23 a 2.54 GPa, independentemente da localização e a dureza da dentina intertubular perto da junção amelo-dentinária foi de 0.49 a 0.52 GPa perto da polpa foi de 0.12 a 0.18 GPa. Essas diferenças podem ser resultado da distribuição não-uniforme da orientação das fibras colágenas ou da distribuição mineral não-uniforme.

O esmalte e a dentina são mecanicamente diferentes por tudo que já se conhece: estrutura, composição; no esmalte esta diferença torna-se menor por causa da sua constituição, ou seja, composição mais mineralizada.

De acordo com Rodrigues<sup>67</sup> (1990), a dureza pode ser traduzida como resistência ao desgaste (abrasão), à penetração e ao riscamento. A dureza é avaliada a partir da medição da área ou profundidade alcançada pela penetração de um indentador de geometria normalizada, sob a ação de uma carga também padronizada, aplicada durante um tempo definido. Portanto, número de dureza = carga/área de impressão.

Fusayama & Maeda<sup>27</sup> (1969), Pashley et al.<sup>57</sup> (1985) e Meredith et al.<sup>49</sup> (1996), relataram que a microdureza da dentina diminuía quando a dentina era testada de regiões superficiais para regiões profundas. Isso deve ocorrer em função da diminuição da dentina intertubular e aumento do diâmetro dos túbulos dentinários (PASHLEY et al.<sup>57</sup> (1985). Variaram entre 25 e 81.7 KH (PASHLEY et al.<sup>57</sup> 1985; MEREDITH et al.<sup>49</sup> 1996) que afirmaram que os valores obtidos para a microdureza Knoop do esmalte e dentina estão de acordo com os de outros pesquisadores.

A microdureza da dentina diminuiu quando a dentina foi testada de regiões superficiais para regiões profundas (PASHLEY et al.<sup>57</sup>, 1985; MEREDITH et al.<sup>49</sup>, 1996; FUSAYAMA & MAEDA<sup>27</sup>, 1969). Kinney et al.<sup>37</sup> (1996) afirmaram que PASHLEY et al.<sup>57</sup> (1985), erroneamente, atribuíram a diminuição da dureza ao aumento da densidade tubular. O tamanho relativamente grande do indentador esmagava muitos túbulos, e conseqüentemente, não pôde prover informação sobre a dureza da dentina intertubular. Utilizando um microscópio de força atômica modificado (AFM), Kinney et al.<sup>37</sup>(1996) demonstraram que a diminuição da dureza com a profundidade dentinária, relatada por Pashley et al.<sup>57</sup> (1985) era causada por uma diminuição na rigidez da matriz dentinária

intertubular. Esta diferença intrínseca na dureza de matrizes de dentina superficial e profunda ainda permanece inexplicada. As medidas de nanodureza com microscópio de força atômica modificado revelaram que a dentina intertubular se torna mais macia, quando a dentina profunda é testada. Os pesquisadores também relataram que a dentina peritubular é muito mais dura que a dentina intertubular. Quando a rigidez da dentina intertubular foi visualizada pelo microscópio de força atômica modificado, ocorreram diferenças na distribuição de dureza. Essas diferenças podem ser resultado da distribuição não-uniforme da orientação das fibras colágenas ou da distribuição mineral não-uniforme.

As fraturas interagem fortemente com a junção amelo-dentinária e os prismas de esmalte e as propriedades mecânicas do dente são dadas em função das orientações das microestruturas do dente conseqüentemente, valores individuais das propriedades não deveriam ser usados sem uma informação das orientações microestruturais. Encontraram os seguintes valores para o esmalte, entre 3.74 e 2.83 GPa e para a dentina, entre 0.63 e 0.53 GPa (XU et al.<sup>83</sup>, 1998).

Rotineiramente, nos consultórios odontológicos, são realizados procedimentos de clareamento dental. Preocupados com a ação do agente clareador sobre a microdureza da estrutura do esmalte, diversos pesquisadores realizaram estudos laboratoriais, com a finalidade de observar alterações desta estrutura. Joiner et al.<sup>34</sup> (2004) avaliaram a microdureza do esmalte e dentina clareados com gel de peróxido de Hidrogênio (Xtra White) foi avaliada *in vitro*. Concluíram que não houve qualquer alteração significativa na microdureza de esmalte e dentina. Cunha<sup>17</sup> (2005), no entanto, avaliou a capacidade do flúor de induzir a remineralização do esmalte dental humano submetido às técnicas de clareamento caseiro (peróxido de carbamida 10%) e profissional (peróxido de hidrogênio 35%), com ou sem aplicação de flúor pós-tratamento clareador. Concluiu que houve uma redução significativa da microdureza do esmalte clareado, em comparação ao grupo controle. No entanto, os

dentes clareados e expostos ao flúor apresentaram menor redução da microdureza. Contudo essa diferença não foi significativa nos dentes clareados com peróxido de carbamida e significativa nos dentes clareados com peróxido de hidrogênio.

## 7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos e tendo em vista os principais objetivos estabelecidos para a execução deste trabalho, podemos concluir que:

- a) os dentes bovinos e humanos apresentaram um padrão de comportamento semelhante, do ponto de vista qualitativo, em, praticamente, todos os aspectos de suas propriedades físico-químicas, sendo que as diferenças apareceram com relação aos valores específicos apresentados e não em relação ao padrão de comportamento;
- b) em relação ao comportamento térmico, o esmalte bovino mostrou-se mais instável do que o esmalte humano durante o estabilizando-se a 450°C. No esmalte humano a temperatura de estabilização foi a  $\pm 800^{\circ}\text{C}$ , o que dificulta a extrapolação de resultados de dentes bovinos para dentes humanos, em pesquisas científicas, como por exemplo, na ablação a laser;
- c) as dentinas apresentaram os mesmos patamares termogravimétricos, porém a dentina humana foi duas vezes mais susceptível à perda de massa;
- d) quanto à resistência química, observou-se que o poder de dissolução do dente bovino é maior do que o do dente humano, pois a dissolução ocorreu de forma mais acentuada e mais rápida;

- e) a taxa relativa de perda de água do esmalte bovino, na desidratação, tem um fator de dez vezes a mais, em relação ao esmalte humano. Em relação à dentina, tanto a bovina quanto a humana, apresentaram comportamentos semelhantes;
- f) em relação à incorporação de água pós-desidratação, a dentina bovina mostrou-se bastante distinta da dentina humana (fator de  $\pm$  seis vezes a mais), na taxa relativa de incorporação de água, mostrando que procedimentos que envolvam umedecimento do substrato, pós-secagem, podem levar a diferentes resultados;
- g) a penetrabilidade de moléculas orgânicas na superfície do esmalte bovino foi maior do que no esmalte humano. Na dentina o comportamento foi semelhante, porém o tempo de saturação foi diferente, saturando primeiro na dentina bovina;
- h) quanto à Microdureza Vickers, o comportamento dos esmaltes, bovino e humano, e das dentinas radiculares, bovina e humana, foi semelhante. No entanto, para a dentina coronária, a bovina apresentou maior dureza do que a humana (fator de quase duas vezes a mais).

## 8 REFERÊNCIAS\*

- 1 ANDRADE, L.E.H. **Estudo da difusão de um corante orgânico em resinas compostas polimerizadas com duas fontes de luz. Avaliação através de espectroscopia de fluorescência.** 2004. 116f. Tese (Doutorado em Odontologia, Área de concentração em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.
- 2 ANIDO, A.A. **Dentina humana e bovina:** estudo comparativo da resistência adesiva em três diferentes profundidades – teste de cisalhamento. 2001. 159f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de concentração em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2001.
- 3 ARAO, T; NAKABAYASHI, N. Effect of miniaturized dumbbell-shaped specimen to identify bonding of resin to bovine dentin. **J Jpn Dent Mater**, v.16, p.175-81, 1997 apud. NAKABAYASHI, N, PASHLEY, D.H. **Hibridização dos tecidos dentais duros.** São Paulo: Quintessence, 2000, 129p.

---

\* Baseado em:  
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro. **Informação e Documentação:** referências, elaboração, NBR6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p.

- 4 BACHMANN, L.; ZECELL, D.M. **Estrutura e composição do esmalte e da dentina: tratamento térmico e irradiação laser.** São Paulo: Livraria da Física, 2005. 299p.
- 5 BONFIM, M. D. C. et al. Estudo micromorfológico comparativo das dentinas: humana e bovina. **Pesq Odontol Bras**, v.14, Supl., p.32, 2000. [Abstract I-167].
- 6 BONFIM, M. D. C. et al. Estudo micromorfológico comparativo entre dentina humana e bovina, ao MEV. **Pesq Odontol Bras**, v.15, Supl., p.62, 2001. [Abstract I-321].
- 7 BOUILLAGUET, S. et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step and self-etching adhesive systems. **J Dent**, v.29, n.1, p.55-61, Jan. 2001.
- 8 BRÄNNSTRÖM, M.; GARBEROGLIO, R. The dentinal tubules and the odontoblast processes. A scanning electron microscopic study. **Acta Odontol Scand**, v.30, n.3, p.291-311, 1972.
- 9 BROWN, M.E. Differential thermal analysis (DTA) and differential scanning calorimetry (DSC). In:\_\_\_\_. **Introduction to thermal analysis: techniques and applications.** London: Chapman & Hall, 1988. Chap 4, p.23-80.
- 10 BROWN, W.S.; DEWEY, W.A.; JACOBS, H.R. Thermal properties of teeth. **J Dent Res**, v.49, n.4, p.752-5, July/Aug. 1970.
- 11 BROWN, W.S.; JACOBS, H.R.; THOMPSON, R.E. Thermal fatigue of teeth. **J Dent Res**, v.51, n.2, p.461-7, Apr. 1972.

- 12 BUONOCORE, M.G. Solubility rates of effect of acid structures on enamel and dentin in acid buffers. **J Dent Res**, v.42, n.2, Mar./Apr. p.700-6, 1963.
- 13 CHANDLER, H. **Hardness testing/ASM international**. 2.ed. Material Park: ASM International, 1999. Cap. 4 – 5, p.51-90.
- 14 CHIGIRA, H. et al. Self-etching dentin primers containing Phenyl-P. **J Dent Res**, v.73, n.5, p.1088-95, Mar. 1994.
- 15 CRAIG, R.G. **Restorative dental materials**. 9.ed. Saint Louis: Mosby, 1993. 581p.
- 16 CRAIG, R.G.; O'BRIEN, W.J.; POWERS, J.M. Propriedade dos materiais. In: \_\_\_\_\_. **Materiais dentários: propriedades e manipulação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. Cap.2, p.8-19.
- 17 CUNHA, L.A. **Ação do flúor na microdureza do esmalte humano submetido a dois tipos de agentes clareadores**. 2005. 133f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.
- 18 DOURDA, A.O.; MOULE, A.J.; YOUNG, W.G. A morphometric analysis of the cross-sectional area of dentine occupied by dentinal tubules in human third molar teeth. **Int Endodont J**, v.27, p.184-9, 1994.

- 19 DUTRA-CORRÊA. M.; ANAUATE-NETTO, C.; ARANA-CHAVES, V.E. Comparação da densidade tubular e diâmetro dos túbulos dentinários da dentina bovina condicionada e fraturada. **Braz Oral Res**, v.18, Suppl., p.214, 2004. [Abstract Pc93].
- 20 DUTRA-CORRÊA, M. et al. Caracterização da dentina e esmalte bovino por Difractometria de raios-x e Espectroscopia por infravermelho. In: CONGRESSO DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES, 1 e JORNADA ODONTOLÓGICA, 25, 2002, Mogi das Cruzes. **Anais Encontro de pesquisa e iniciação científica do I Congresso de Odontologia UMC** Mogi das Cruzes: UMC, 2002. p.85.
- 21 DUTRA-CORRÊA, M. et al. Estudo micromorfológico comparativo entre dentina humana e bovina ao MEV. **RPG Rev Pós-Grad**, v.10, n.4, p.312-6, 2003.
- 22 ELFERSI, S.; GRÉGOIRE, G.; SHARROCK, P. Characterization of sound human dentin particles of sub-millimeter size. **Dent Mater**, v.18, n.7, p.529-34, 2002.
- 23 FERRACANE, J.L. Characteristics of material. In: \_\_\_\_\_. **Materials in dentistry: principles and applications**. 2. ed. Baltimore:Lippincott Williams & Wilkins, 2001. Cap.2, p.9-37.
- 24 FIGUEIREDO, A.C.R. **Fluorescência no diagnóstico da cárie**. 2003. 82f. Dissertação (Mestrado em Ciências e Engenharia de Materiais) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

- 25 FORSSELL-AHLBERG, K; BRÄNNSTRÖM, M; EDWALL, L. The diameter and number of dentinal tubules in rat, cat, dog and monkey: a comparative scanning electron microscopy study. **Acta Odont Scand**, v.33, n.5, p.243-50, 1975.
- 26 FOWLER, C. S. et al. Influence of selected variables on adhesion testing. **Dent Mater**, v.8, p.265-9, July 1992.
- 27 FUSAYAMA, T.; MAEDA, T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. **J Dent Res**, v. 48, n.3, p.452-60, May-Jun 1969.
- 28 GARBEROGLIO, R.; BRÄNNSTRÖM, M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. **Arch Oral Biol**, v.21, n.6, p.355-62, 1976.
- 29 GARCIA, A.; SPIM, J.A.; SANTOS, C.A. Ensaio de dureza. In: \_\_\_\_\_. **Ensaio dos materiais**. São Paulo: Livros Técnicos e Científicos. 2000. Cap. 4, p.65-89.
- 30 GHERSEL, E.L.A.; GUEDES PINTO, A.C.; CIAMPONI, A.L. Influência do modo de armazenamento na microinfiltração de dentes decíduos restaurados com diferentes sistemas adesivos: estudo *in vitro*. **Pesq Odontol Bras**, v.15, n.1, p.29-34, jan./mar. 2001.
- 31 GIOLITO, I. **Análise termogravimétrica e análise térmica diferencial**. 1974. 143f. Tese (Doutorado em Química Analítica) - Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1974.

- 32 GOODIS, H.E.; TAO, L.; PASHLEY, D.H. Evaporative water loss from human dentine *in vitro*. **Arch Oral Biol**, v.35, n.7, p.523-7, 1990.
- 33 GRAY, S. E.; BURGESS, J. O. An *in vivo* and *in vitro* comparison of two dentin bonding agents. **Dent Mater**, v.7, p.161-5, July 1991.
- 34 JOINER, A.; THAKKER, G.; COOPER, Y. Evaluation of a 6% hydrogen peroxide tooth whitening gel on enamel and dentine microhardness *in vitro*. **J Dent**, v.32, p.27-34, 2004.
- 35 KEREBEL, B. et al. The inorganic phase in dentinogenesis imperfecta. **J Dent Res**, v.60, n.9, p.1655-60, Sept. 1981.
- 36 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.
- 37 KINNEY, J.H. et al. Hardness and young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. **Arch Oral Biol**, v.41, n.1, p.9-13, 1996.
- 38 KOIBUCHI, H.; YASUDA, N.; NAKABAYASHI, N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. **Dent Mater**, v.17, n.2, p.122-6, Mar. 2001.
- 39 KOUTSI, V. et al. The effect of dentin depth on the permeability and ultra structure of primary molars. **Pediatr Dent**, v.16, n.1, p.29-35, 1994.

- 40 KURACHI, C. et al. Avaliação por espectroscopia de fluorescência de carcinoma epidermóide em borda lateral de língua de hamsters. **Braz Oral Res**, v.18, Suppl., p.237, 2004. [Abstract Pc280].
- 41 LARMAS, M.A.; HÄYRYNEN, H., LAJUNEN, L.H.J. Thermogravimetric studies on sound and carious human enamel and dentin as well as hydroxyapatite. **Scand J Dent Res**, v.101, n.4, p.185-91, 1993.
- 42 LEACH, S.A. Some notes on the solubility of enamel and dentine in acid. **Arch Oral Biol**, v.1, p.218-32, 1959.
- 43 LeGEROS, R.Z.; BONEL, G.; LEGROS, R. Types of "H<sub>2</sub>O" in human enamel and in precipitated apatites. **Calcif Tiss Res**, v.26, p.111-8, 1978.
- 44 LeGEROS, R.Z. et al. Synergistic effects of magnesium and carbonate on properties of biological and synthetic apatites. **Connect Tissue Res**, v.33, n.1-3, p.203-9, 1995.
- 45 LIN, C.P.; DOUGLAS, W.H. Structure-property relations and crack resistance at the bovine dentin-enamel junction. **J Dent Res**, v.73, n.5, p.1072-8, May 1994.
- 46 LIZARELLI, R.F.Z. **Ablação a laser de substratos dentais: esmalte, dentina e resinas compostas**. 2002. 253f. Tese (Doutorado em Ciência, Área de Ciência e Engenharia de Materiais) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

- 47 LOPES, M.B. et al. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. **Pesq Odontol Bras**, v.17, n.2, p.171-5, 2003.
- 48 MARSHALL JUNIOR, G.W. et al. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J Dent**, v.25, n.6, p. 441-58, 1997.
- 49 MEREDITH, N. et al. Measurement of microhardness and young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. **Arch Oral Biol**, v.41, n.6, p.539-45, 1996.
- 50 MIYASAKA, K.; NAKABAYASHI, N. Combination of EDTA conditioner and Phenyl-P/HEMA self-etching primer for bonding to dentin. **Dent Mater**, v.15, n.3, p.153-7, May 1999.
- 51 MORENO, E.C.; AOBA, T. Comparative solubility study of human dental enamel, dentin, and hydroxyapatite. **Calc Tissue Int**, v.49, n.1, p.6-13, 1991.
- 52 NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. **Hibridização dos tecidos dentais duros**. São Paulo:Quintessence, 2000. 129p.
- 53 NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J Biomed Mater Res**, n.16, p.265-73, 1982.
- 54 NAKABAYASHI, N. et al. Occlusion of dentinal tubules with reactive polymer emulsion. **Jpn J Conserv Dent**, v.38, p.1538-48, 1995 apud NAKABAYASHI N, PASHLEY DH. **Hibridização dos tecidos dentais duros**. São Paulo: Quintessence, 2000.



- 55 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, Oct. 1983.
- 56 O'BRIEN, W.J. **Dental materials and their selection**. 2.ed. Carol Stream: Quintessence Publishing, 1997. 421p.
- 57 PASHLEY, D.H.; OKABE, A.; PARHAM, P. The relationship between dentin microhardnes and tubule density. **Endod Dent Traumatol**, v.1, p.176-9, 1985.
- 58 PASHLEY, D. H. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent Mater**, v.11, p.117-25, Mar. 1995.
- 59 PERDIGÃO, J. et al. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. **Dent Mater**, v.15, n.4, p.282-95,1999.
- 60 PERDIGÃO, J. et al. Six-month clinical evaluation or two dentin adhesives applied on dry vs moist dentin. **J Adhes Dent**, v.3, n.4, p.343-52, 2001.
- 61 PERDIGÃO, J. et al. *In vivo* influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. **J Esthet Restor Dent**, v.14, n.1, p.31-8, 2002.
- 62 PHILLIPS, R. W. Bonding agents and adhesives. **Adv Dent Res**, v.2, n.1, p.150-4, 1988.
- 63 PIOCH, T.; STAEHLE, H. J. Experimental investigation of the shear strengths of teeth in the region of the dentinoenamel junction. **Quintessence Int**, v.27, n.10, p.711-4, 1996.

- 64 PIOCH, T. et al. Effects of intrapulpal pressure simulation *in vitro* on shear bond strengths and hybrid layer formation. **Am J Dent**, v.14, p.319-23, 2001.
- 65 RETIEF, D. H. et al. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. **Am J Dent**, v.3, n.6, p.253-8, Dec. 1990.
- 66 RIZZUTTO, M.A. et al. External PIGE-PIXE measurements at the São Paulo 8UD tandem accelerator. **Nuclear Instr Meth Physics Res**, v.190, p.186-9, 2002.
- 67 RODRIGUES, R.S. **Testes de materiais**. Mogi das Cruzes:Formacon, 1990. 131p.
- 68 RUEGGBERG, F. A. Substrate for adhesion testing to tooth structure: review of the literature. **Dent Mater**, v.7, p.2-10, Jan. 1991.
- 69 RUSE, N.D.; SMITH, D.C. Adhesion to bovine dentin: surface characterization. **J Dent Res**, v.70, n.6, p.1002-8, June 1991.
- 70 SAKAE, T.; MISHIMA, H.; KOZAWA, Y. Changes in bovine dentin mineral with sodium hypochlorite treatment. **J Dent Res**, v.67, n.9, p.1229-34, Sept. 1988.
- 71 SANO, H. et al. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J Dent Res**, v.73, n.6, p.1205-11, June 1994.


- 72 SCHILKE, R. et al. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. **Am J Dent**, v.12, p. 92-6, 1999.
- 73 SCHILKE, R. et al. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. **Arch Oral Biol**, v.45, n.5, p.355-61, May 2000.
- 74 SCHMALZ, G. et al. Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatments conditions. **J Endod**, v.27, n.1, p.23-30, Jan. 2001.
- 75 SHELLIS, R.P. A scanning electron-microscopic study of solubility variations In human enamel and dentine. **Arch Oral Biol**, v.41, n.5, p.473-84,1996.
- 76 SILVA, C.M. et al. Shear bond strength of an adhesive system in human, bovine and swinish teeth. **J Dent Res**, v.75, Sp. Iss., p.393, 1996 [Abstract 3005].
- 77 SONJU CLASEN, A.B.; RUYTER, I.E. Quantitative determination of type A and type B carbonate in human deciduous and permanent enamel by means of fourier transform infrared spectrometry. **Adv Dent Res**, v.11, n.4, p.523-7, Nov. 1997.
- 78 TAGAMI, J.; TAO, L.; PASHLEY, D. H. Correlation among dentin depth permeability and bong strength of adhesive resins. **Dent Mater**, v.6, p.45-50, Jan. 1990.

- 79 TAGAMI, J. et al. The permeability of dentine from bovine incisors *in vitro*. **Arch Oral Biol**, v.34, n.10, p.773-7,1989.
- 80 TAKAGI, T. et al. pH and carbonate levels in developing enamel. **Connec Tissue Res**, v.38, n.1, p.181-7, 1998.
- 81 TANG, R. et al. Constant composition dissolution of mixed phases II. Selective dissolution of calcium phosphates. **J Colloid Interface Sci**, v.260, p.379-84, 2003.
- 82 TONAMI, K. et al. Effect of storage on tensile strength of bovine dentin. **J Dent Res**, v.75, Sp. Iss., p.288, 1996 [Abstract 2161].
- 83 XU, H.H.K. et al. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. **J Dent Res**, v.77, n.3, p.472-80, Mar. 1998.

## Anexo A- autorização do Comitê de Ética

 		<b>UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA</b> CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS FACULDADE DE ODONTOLOGIA
<b>Comitê de Ética em Pesquisa-Local</b>		
São José dos Campos, 19 de maio de 2005		
Ofício nº 026/05-CEP		
Prezado(a) Sr.(a)	<b>MARISTELA DUTRA CORRÊA</b>	
Projeto	Avaliação das propriedades térmicas, físicas e mecânicas relacionando dente bovino com dente humano	
<b>Parecer</b>		
	Foi aprovada a emenda ao projeto acima mencionado, com referência a <b>ALTERAÇÃO DO TÍTULO</b> , passando para " <b>AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES TÉRMICAS, QUÍMICAS E MECÂNICA RELACIONANDO DENTE BOVINO E DENTE HUMANO</b> ". Convalidando dessa forma o Protocolo nº 071/2003-PH/CEP, emitido em 14/10/2003	

Sem mais, despedimos atenciosamente,

  
**Prof. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi**  
 Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa-Local

DUTRA-CORRÊA, M. **Related Evaluation – Bovine and Human Thermal, Chemical and Mechanical Teeth Properties.** 2005. 170f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade Dentística) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

## **ABSTRACT**

*Bovine teeth are widely required in substitution of human teeth in in vitro researches to evaluate the behavior of dental materials. Sixth human teeth and sixth bovine teeth were used. Enamel and dentin were individually evaluated under Differential Thermal Analysis, Thermogravimetry and Thermal Conductivity. The dissolution was evaluated for different periods of time and different concentrations of acid. In the dehydration test, the fragments were placed inside a stove for different periods of time. In sorption of water, after the fragments were removed from stove, cooled and immersed in distilled water. It was weighted how much water mass the tissues absorbed. The dyeing penetrability was evaluated under Fluorescence Spectroscopy. To evaluate Vickers Micro hardness, the teeth were placed in polyester resin and polished until enamel or dentin was exposed. In the Differential Thermal the dentin behaved similarly. The bovine enamel absorbed more energy, showing structural changes and reaching stability for temperatures up to 450°C, while human teeth remained unstable. In the Thermogravimetry, the human dentin was two times more susceptible to mass loss. Both enamels presented similar thermal conductivity. Human dentin presented better conductivity than bovine. In the dissolution, mass loss was slower for human teeth. In the dehydration, bovine enamel lost approximately 25 % while human lost 2.5%. There was smaller dyeing penetrability for human enamel however similar in dentins. Therefore, the results for human teeth may not be extrapolated when related to water absorbing, dyeing penetrability, dissolution and thermal behavior.*

*Key Words: tooth, human, animal; dentin; dental enamel; materials testing, thermal, chemistry; comparative study; dehydration; penetrability; Vickers microhardness*

**Autorizo a reprodução deste trabalho.**

**São José dos Campos, 13 de julho de 2005.**

**Maristela Dutra-Corrêa**