

# Determinação do módulo de elasticidade da dentina radicular por meio de ensaio de dureza de vickers

*Determination of the root dentin elasticity modulus through vickers hardness test*

- <sup>1</sup> Adriana Marques Nunes [adriana.nunes@foa.org.br](mailto:adriana.nunes@foa.org.br)  
<sup>2</sup> Jose Augusto Oliveira Huguenin  
<sup>3</sup> Jayme Pereira de Golvêa

- <sup>1</sup> Cirurgiã-dentista, doutoranda em Engenharia de Materiais e Metalurgia (UFF- Volta Redonda/RJ), Mestre e Especialista em Endodontia (São Leopoldo Mandic – Campinas/SP), Especialista em Ortodontia (IEPC- Cruzeiro/SP), Docente da Graduação e Pós-graduação do UniFOA.  
<sup>2</sup> Doutor e Pós-doutor em Física (UFF/RJ), Professor Associado, Departamento de Física (Universidade Federal Fluminense Volta Redonda/RJ).  
<sup>3</sup> Doutor e Mestre em Engenharia Mecânica (PUC/RJ), Professor Titular, Departamento de Engenharia Mecânica (Universidade Federal Fluminense -Volta Redonda/RJ).

## Resumo

O objetivo deste estudo foi caracterizar o comportamento mecânico e a estrutura morfológica da dentina radicular. A caracterização mecânica foi feita utilizando o ensaio de dureza de Vickers dinâmico para obtenção dos valores do módulo de elasticidade (E) e a morfologia foi analisada a partir das imagens topográficas obtidas no microscópio confocal com aumento de 50X. Para os ensaios foram utilizados raízes de dois dentes terceiros molares humanos inclusos no corte longitudinal. Após a preparação das amostras, o ensaio de dureza foi realizado nos terços cervical(C), médio(M) e apical(A). Os resultados do ensaio de dureza mostraram que houve variação do módulo de elasticidade entre cada amostra e seus terços. Para a análise dos resultados foi utilizado a média dos valores obtidos, no qual a amostra 1 o valor foi 7GPa (C), 10 GPa (M) e 12GPa (A); e na amostra 2, 19GPa (C), 18GPa (M), 14GPa (A). Na análise morfológica pelas imagens topográficas observou-se que a quantidade e posição dos túbulos dentinários entre os terços foi inconstante. Concluiu-se que a variação da distribuição tubular proporciona variação dos valores do módulo de elasticidade nos terços radiculares, de uma raiz para outra e entre os terços radiculares da mesma amostra.

## Palavras-chave:

Ensaio de dureza dinâmico. Dente. Caracterização mecânica. Morfologia.

## Abstract

*The purpose of this study was to characterize the mechanical behavior and morphological structure of root dentin. The mechanical characterization was done using the dynamic Vickers hardness test to obtain the values of the elasticity modulus (E) and the morphology was analyzed from the topographic images obtained in the confocal microscope with 50X magnification. For the tests, the roots of two human third molar teeth embedded in the longitudinal section were used. After preparation of the samples, the hardness test was performed in the cervical (C), middle (M) and apical (A) thirds. The results of the hardness test showed that there was a variation of the elasticity modulus among each sample and its thirds. The average of all values obtained was used to analyze the results, thus sample 1 had the value of 7GPa (C), 10 GPa (M) and 12GPa (A); and sample 2, 19GPa (C), 18GPa (M), 14GPa (A). In the morphological analysis with topographic images, it was observed that the quantity and position of the dentinal tubules among the thirds were variable. It was concluded that the variation of the tubular distribution provides the variation of the elasticity modulus values in the root thirds, from one root to another and among root thirds of the same sample.*

## Keywords:

Dynamic hardness test. Tooth. Mechanical characterization. Morphology.

## Como você deve citar?

NUNES, Adriana Marques; HUGUENIN, Jose Augusto Oliveira; GOLVÊA, Jayme Pereira de. Determinação do módulo de elasticidade da dentina radicular por meio de ensaio de dureza de vickers. **Cadernos UniFOA**, Volta Redonda, n. 39, p. 5-15, abril 2019.

## 1 INTRODUÇÃO

A dentina é o tecido mineralizado mais abundante no dente humano. Portanto, o conhecimento de suas propriedades mecânicas é essencial para compreender os efeitos de procedimentos odontológicos restauradores, que vão desde o preparo da cavidade até a escolha do material restaurador. Apesar dessa importância, mais de meio século de pesquisa não conseguiu fornecer valores consistentes das propriedades mecânicas da dentina (KINNEY et al., 2003). As características físicas e mecânicas das estruturas dentárias de dentes permanentes e decíduos vêm sendo muito estudadas (BORODIN et al., 2018; GUZEL et al., 2018, TORRES et al., 2018) com objetivo de compreender seu comportamento mecânico, a fim de se evitar fraturas dentárias e melhorar a adesão dos materiais restauradores que devolvem sua forma, função e estética.

A dentina é constituída por dentina coronária e dentina radicular, havendo diferença microestrutural entre elas. É importante conhecer sua microestrutura para compreender a correlação da estrutura e suas propriedades. É formada por túbulos dentinários que variam de 6400 a 66313 mm<sup>2</sup>, diminuindo progressivamente da coroa em direção ao terço apical. A dentina radicular possui menor densidade tubular nas regiões próximas à polpa, se comparado à dentina coronária. E a dentina peritubular próxima à polpa da dentina coronária é maior que qualquer outra região do dente. Foram encontradas diferenças significativas entre dentina periférica e interna no terço cervical e médio, enquanto que o número de túbulos na dentina periférica foi encontrado para ser constante em toda a raiz (CHU et al., 2010; LO GIUDICE et al., 2015).

Comparativamente, poucos estudos determinam a relação entre a detalhada microestrutura e a propriedade mecânica da dentina. A região da dentina intertubular pode ser considerada quase isotrópica, com um leve aumento do módulo de elasticidade, quando a força aplicada paralela à direção do túbulo (~22GPa), comparada ao valor obtido (~17GPa), quando a força aplicada for perpendicular à direção do túbulo (ZISKIND et al., 2011).

A determinação correta do módulo de elasticidade (E) dos dentes é importante para simulação computacional ou modelagem matemática, na avaliação do desempenho estrutural de restaurações em dentes. O teste de dureza, em escala nanométrica, oferece uma forma alternativa de determinar E, a partir da relação gráfica da força x deslocamento (POOLTHONG et al., 2001).

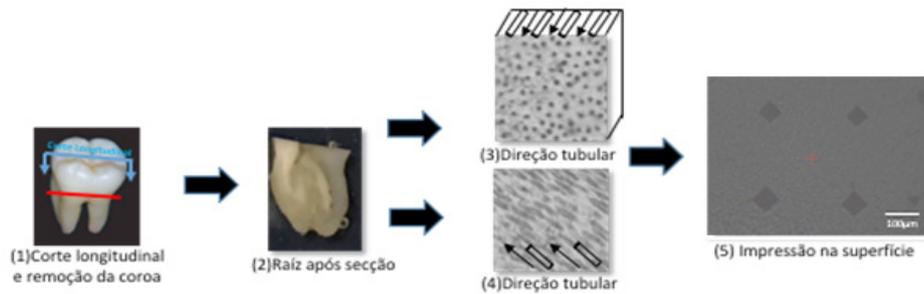
No presente estudo, foi avaliado o módulo de elasticidade e a morfologia da dentina radicular, comparando-se os terços cervical, médio e apical, e correlacionando os valores com a disposição dos túbulos dentinários dessas regiões.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram obtidos dois dentes terceiros molares permanentes inferiores inclusos humanos, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro Universitário do UniFOA (COEPS) em 13/07/2018, com CAAE 91697018.7.0000.5237, que não haviam sofrido esforços mastigatórios até o momento da retirada, mantendo, assim, sua integridade na composição química. Os dentes foram mantidos armazenados hidratados com solução salina de *Hank* numa câmara úmida a 36°C. Esse processo de armazenamento é feito para que haja manutenção das propriedades referentes à hidratação dos túbulos dentinários, reproduzindo-se as condições do dente no meio bucal.

No corte longitudinal separou-se a porção vestibular da palatina, conforme ilustrado na figura 6, para se avaliar as propriedades da dentina radicular nos terços cervical, médio e apical. O estudo foi feito utilizando-se apenas a parte radicular do dente, descartando-se as coroas.

Figura 6 - Esquema de preparação da amostra.



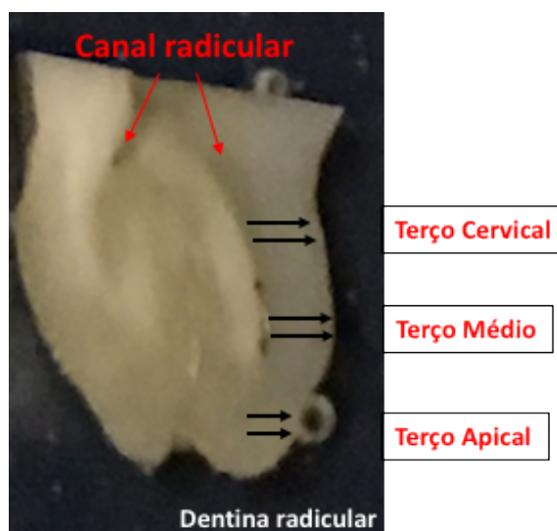
Fonte: autores, 2019.

Os dentes foram seccionados na máquina de corte ISOMET 1000 com disco diamantado em baixa rotação (de 250 a 300 rpm), refrigerados com água, seguindo a ISO/TS 11405. Após o corte, foram embutidos em matrizes com resina acrílica incolor autopolimerizável, ativada quimicamente, da marca Jet Clássica®. Devido à necessidade de um acabamento superficial, as amostras foram lixadas, utilizando-se a máquina de polir Aropol S, com lixas d'água de carbureto de silício de granulação 800, 1000, 1200 e 2000, e a seguir, polidas com panos autoadesivos e alumina de granulação de 0,5 e 1 µm. Para o processo de remoção de precipitados, as amostras foram lavadas em água corrente com sabão neutro e esfregadas com hastes de algodão, devido à possibilidade de fratura na estrutura biológica, que pode ser causada quando utilizado o processo de ultrassom (URABE et al., 2000). Após esse procedimento, as amostras foram armazenadas em câmara úmida até a realização do ensaio.

## 2.1 Ensaio de dureza

O ensaio de dureza foi realizado a fim de se obter resultados do módulo de elasticidade dos terços em diferentes profundidades da dentina radicular, começando próximo da polpa em direção à superfície externa da raiz, onde se localiza a JDC, como exibido na figura 8.

Figura 8 - Desenho representativo do dente no corte longitudinal, contendo as representações de como foi realizado o ensaio nos terços cervical, médio e apical, seguindo em direção da polpa até a extremidade do cimento externamente.



Fonte: autores, 2019.

Em vista do que foi exposto, este trabalho tem por objetivo analisar os valores do módulo de elasticidade da dentina radicular, de forma a obter um valor mais consistente que possibilite sua utilização em trabalhos computacionais com maior validade e reprodutibilidade.

Para o ensaio de dureza, foi utilizado o equipamento Ultramicrodurômetro (SHIMADZU, modelo: DUH – Dynamic Ultra Micro Hardness Tester) com penetrador diamantado do tipo Vickers. Em todos os cortes, foram realizadas as impressões com distância de 200µm entre elas, e também, na direção da polpa até a região próxima JDC, totalizando 37 penetrações na amostra 1 e 38 na amostra 2. Essa distância é justificada, segundo protocolo de Urabe et al. (2000), que preconiza que a distância de uma impressão e outra deve ser três vezes o valor da impressão gerada no material, respeitando-se a área que sofre com as tensões residuais após o ensaio.

Foi utilizado a carga de 100mN e Coeficiente de Poisson 0,3. O *hold time* utilizado foi zero, pois, segundo Teixeira (2016), essa condição não influencia no valor de módulo de elasticidade a ser obtido. E, por último, a taxa de aplicação de carga foi  $v= 70,07$  mN/s, também avaliado no trabalho de Teixeira (2016), que afirmou não haver variação significativa do módulo de elasticidade da dentina alterando esse valor da velocidade.

## 2.2 Microscópio confocal

As amostras utilizadas foram as mesmas utilizadas no ensaio de dureza, porém a área analisada foi aquela onde não havia impressões decorrentes do ensaio.

Para a visualização dos túbulos nas amostras previamente preparadas, fez-se o tratamento com ácido fosfórico 50%, sendo o ácido aplicado com *microbrush* por 5 segundos. Após esse processo, as amostras foram lavadas em água corrente e mantidas úmidas até a realização do ensaio topográfico.

Foi empregado o Microscópio Confocal Interferométrico Leica DCM 3D (Leica Microsystems, Alemanha) e, para a obtenção das imagens fotográficas dos túbulos, utilizou-se a lente objetiva de 50X e led azul (460nm).

## 3 RESULTADO E DISCUSSÃO

Este trabalho foi desenvolvido para se obter valores mais confiáveis de módulo de elasticidade para utilização na simulação computacional, devido à variação de valores encontrados na literatura, como pode ser visto na tabela 1.

Tabela 1 - Variação de valores de módulo de elasticidade da dentina radicular entre diversos autores.

Referência	Tipo de teste	Forma	N (Dentina radicular)	Dimensões (mm)	Dente	E(GPa) da dentina radicular
Wang et al. (2016)	Nanodureza	Seccionado longitudinalmente	60	-	Pré-molar unirradicular	19,9 ± 2,5
Cheron et al. (2011)	Nanodureza	Seccionado longitudinalmente	18	-	Raíz distal de molar inferior Raíz palatina de molar superior	18,9 ± 2,2
Ho et al (2009)	Nanodureza	Seccionado transversalmente	-	-	Molares inferiores	14,2 ± 5,1
Mareending et al. (2007) <sup>1</sup>	Flexão	Seccionado longitudinalmente	32	0,8 x 1,2 x 10	Terceiro molar	12,1 ± 0,7
Mareending et al. (2007) <sup>2</sup>	Flexão	Seccionado longitudinalmente Túbulo paralelo a base de apoio	55	0,8 x 1,2 x 10	Terceiro molar	11
Jantarat et al. (2002)	Compressão		-	6 a 10 comprimento 3,5 ø externo	Incisivo e canino superior	13,3 ± 1,3
Grigoratos et al. (2001)	Flexão		121	1 x 1 x 11,7	-	52 ± 11
Sim et al. (2001)	Flexão		50	0,8 x 0,8 x 11,7	Segundo pré-molar inferior	15,1 ± 2,1

Fonte: autores, 2019.

Após pesquisa sobre os módulos de elasticidade dos terços cervical, médio e apical da dentina radicular das duas amostras com corte longitudinal no equipamento Ultramicrodurômetro, chegou-se aos seguintes resultados das médias e desvio padrão, descritos nas tabelas 1 e 2. Este estudo de medida de módulo de elasticidade a partir do ensaio de dureza se baseou em estudos previamente desenvolvidos por Oliver & Pharr (1992) também utilizado nos trabalhos de Ho et al. (2009), Inoue et al. (2009), Ziskind et al. (2011), Poolthong et al. (2001), Miura et al. (2009), Kinney et al. (1996) e He et al. (2007). O equipamento de ensaio de dureza dinâmico gera o traçado da curva de carga-descarga, no qual representa a evolução da carga aplicada com a profundidade de penetração. E a forma da curva de descarga e a quantidade total de deslocamento recuperado pelo material ao se retirar o penetrador estão diretamente relacionados ao módulo de elasticidade e ao tamanho da área de impressão (OLIVER e PHARR, 1992).

Tabela 2 - Valores do módulo de elasticidade (média, desvio padrão) dos terços cervical, médio e apical, na amostra 1.

		Longitudinal 1 F 10gf HT 0								MÉDIA E DESVIO PADRÃO
		200µm	400µm	600µm	800µm	1000µm	1200µm	1400µm	1600µm	
CERVICAL	E 1 (GPa)	5,9	6,6	6,9	7,9	8,2	8,4	7,4		
	E2 (GPa)	6,4	5,9	6,1	7	8,2	8,7	8,4	8,1	
Média		6,15	6,25	6,5	7,45	8,2	8,55	7,9	8,1	7,39±0,96
MÉDIO	E 1 (GPa)	8,8	8,5	10	10,2	11,3				
	E2 (GPa)	8,3	9,6	10,2	10,2	10,4				
Média		8,55	9,05	10,1	10,2	10,85				9,75±0,93
APICAL	E 1 (Gpa)	10,7	11,9	13,5	12,9	13,8	11,1			
	E2 (Gpa)	9,6	11,7	12,9	12,8	12,6	11,8			
Média		10,15	11,8	13,2	12,85	13,2	11,45			12,11±1,21

Fonte: autores, 2019.

Tabela 3 - Valores do módulo de elasticidade (média, desvio padrão) dos terços cervical, médio e apical, na amostra 2.

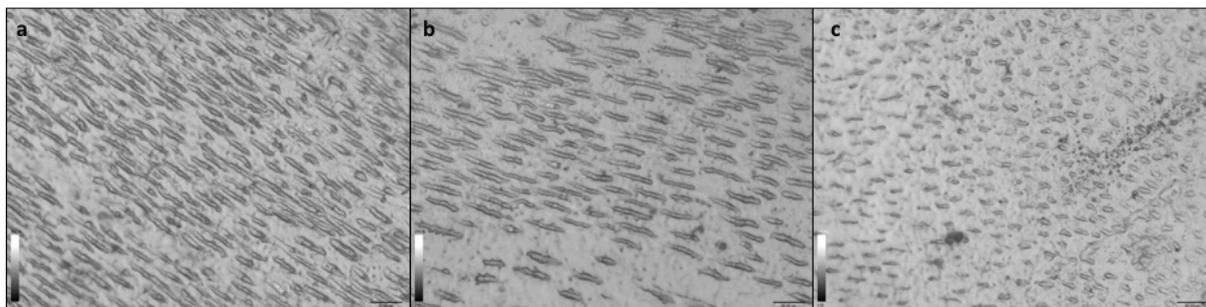
		Longitudinal 2 F 10gf HT 0										MÉDIA E DESVIO PADRÃO	
		200µm	400µm	600µm	800µm	1000µm	1200µm	1400µm	1600µm	1800µm	2000µm		
CERVICAL	E 1 (Gpa)	15,4	16,8	18,5	18,5	19,7	21,8	23,5	22,2	22,7	19,4	19,48±2,58	
	E2 (Gpa)	17,5	14,3	15,7	18,1	20	20,5	22	20,8				
Média		16,45	15,55	17,1	18,3	19,85	21,15	22,75	21,5	22,7	19,4		
MÉDIO	E 1 (Gpa)	18	16,7	18,7	19,2	18							18±1,25
	E2 (Gpa)	18,3	16,7	17,4	21,3	17,7	17						
Média		18,15	16,7	18,05	20,25	17,85	17						
APICAL	E 1 (Gpa)	15,3	14,6	15,5	14,8	13							14,13±0,79
	E2 (Gpa)	13,5	14,9	14,2	12,5								
Média		14,4	14,75	14,85	13,65	13							

Fonte: autores, 2019.

É possível visualizar, na figura 10 e na tabela 2, o terço cervical da amostra 1 com maior densidade tubular e menor valor de módulo de elasticidade (7,39GPa), comparado aos outros terços médio (9,75GPa) e apical (12,11GPa), podendo ser justificado, segundo o trabalho de Pashley et al. (1985), Fuentes et al. (2003) e Nascimento et al. (2016), que afirmaram que a maior quantidade de túbulos está relacionada à menor dureza da dentina.

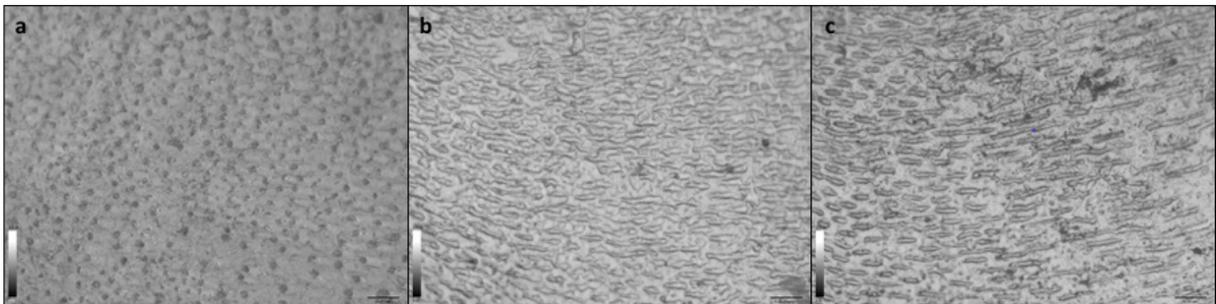
Ainda na amostra 1, foi encontrado maior módulo de elasticidade no terço apical (12,11GPa) que possui os túbulos paralelos à aplicação do carregamento, indo de encontro com a conclusão do trabalho de Miura et al. (2009), que afirmaram um maior módulo de elasticidade na dentina, quando o carregamento é aplicado horizontalmente ao longo eixo do túbulo dentinário. Isso acontece também no terço cervical da amostra 2, que pode ser visto na figura 11 e na tabela 3, os túbulos orientados paralelamente à aplicação da força (C: 19,48GPa). Já o inverso acontece, quando o carregamento é aplicado perpendicularmente ao longo do eixo dos túbulos dentinários, conforme figura 11, resultando um menor valor de E (A: 14,13GPa).

Figura 10 – Imagem com lente objetiva 50X da amostra 1, dos terços: cervical (a), médio (b) e apical (c).



Fonte: autores, 2019.

Figura 11 - Imagem com lente objetiva 50X da amostra 2, dos terços: cervical (a), médio (b) e apical (c).



Fonte: autores, 2019.

Os túbulos dentinários possuem muitas ramificações colaterais finas, anastomoses tubulares, com túbulos intertubulares com diâmetro que vão de 25nm a 1,0 $\mu$ m, divididos e conectados a túbulos mais próximos através da dentina intertubular, formando uma rede tridimensional (AGEMATSU et al., 1990; MJOR et al., 1996). A ponta do Ultramicrodurômetro resultou numa impressão de diagonal com comprimento aproximado de 17 $\mu$ m, abrangendo uma quantidade significativa de túbulos em sentidos variados, portanto, isso justifica essa variação dos valores tanto de uma amostra para outra, quanto nos diferentes terços das mesmas amostras.

Kinney et al. (1996) e Ziskind et al. (2011) investigaram o E da dentina intertubular e peritubular através do microscópio de força atômica (AFM), e confirmaram que a dentina intertubular possui o E menor que o da dentina peritubular, sendo que, na dentina intertubular, Kinney et al. (1996) encontraram 21GPa JDE e 17GPa próximo à polpa e, na dentina peritubular, 26 GPa, Ziskind et al. (2011) encontraram 22GPa paralelo e 18 GPa perpendicular, na dentina intertubular, e 0-42 GPa, na dentina peritubular.

Vale ressaltar que as microindentações são suficientemente grandes para incluir túbulos nas áreas indentadas. Assim, os valores da microdureza obtidas podem depender também da densidade tubular, diâmetro do lúmen tubular e matriz de colágeno (TORRES et al., 2018).

Já o estudo realizado por Poolthong et al. (2001), além de comprovar esse maior E da dentina peritubular (28 GPa) comparado à intertubular (14 GPa), também realizou a medida combinada com penetrador com maior diâmetro, carregando uma região com a dentina peri e intertubular, que resultou num valor de 19 GPa. A partir desses trabalhos, pode-se afirmar que, se a impressão realizada pelo penetrador abordar uma região com mais dentina peritubular, a qual possui um anel mineralizado de apatita, provavelmente esse módulo de elasticidade será maior. Porém, com o microscópio confocal utilizado neste trabalho, não foi possível visualizar a largura da dentina peritubular, para afirmar que a impressão abordou uma área com maior quantidade da dentina peritubular ou intertubular.

Chu et al. (2010) realizou um estudo microestrutural da dentina radicular e coronária nos diferentes terços e profundidades e encontrou que, na dentina radicular próximo à polpa, não há dentina peritubular espessa; já na dentina média em direção ao cimento, é encontrado, justificando os valores mais baixos do E próximo à polpa na dentina radicular, comparado aos valores da dentina média e externa. Inoue et al. (2009) também encontraram valores menores do módulo de elasticidade (20 GPa) na raiz comparado à coroa (26 GPa) em dentes bovinos que são aceitos para pesquisa odontológicas, afirmando que a dentina radicular possui menor E comparado à coroa.

De acordo com este estudo, Mannocci et al. (2004) concluíram que a densidade tubular interfere na propriedade mecânica da dentina radicular, pois, em seu estudo, relacionou a morfologia (MEV) e a propriedade mecânica (resistência a tensão) e teve como resultado a região com menor densidade de túbulos dentinários (terço apical) na região com maior resistência à tração (UTS).

#### 4 CONCLUSÃO

A partir do ensaio de dureza dinâmico e análise das imagens topográficas, é possível se visualizar a diferença considerável nas propriedades, se comparados às amostras 1 e 2. Os terços cervical, médio e apical da dentina radicular das duas amostras apresentaram uma variação considerável nos valores de módulo de elasticidade, localizados próximos ao canal radicular em direção ao cimento radicular. A análise mostrou a variação morfológica com uma maior concentração de túbulos na parte cervical diminuindo em direção à apical.

Observou-se que o carregamento, quando aplicado perpendicularmente ao longo eixo do túbulo dentinário ou próximo à polpa ou região com maior densidade tubular, tem o valor do módulo de elasticidade menor. Já, quando essa força é aplicada paralelamente ao longo eixo do túbulo dentinário ou na região média em direção ao cimento ou com menor densidade tubular, o valor do módulo de elasticidade é maior.

#### 5 AGRADECIMENTOS

Agradecemos à UFF, por ter disponibilizado o Laboratório Multiusuário de Caracterização de Materiais (LMCM) do ICEX.

#### REFERÊNCIAS

AGEMATSU, H.; WATANABE, H.; YAMAMOTO, H.; FUKAYAMA, M.; KANAZAWA, T.; MIAKE K. Scanning electron microscopic observation of microcanals and continuous zone of interglobular dentin in human deciduous incisal dentin. **The bulletin of Tokyo Dental College**, v. 30, n. 2, p. 163-177, 1990.

BORODIN, E. N.; SEYEDKAVOOSI, S.; ZAITSEV, D.; DRACH, B.; MIKAELIAN, K. N.; PANFILOV, P. E.; GUTKIN, M. Yu.; SEVOSTIANOV, I. Viscoelasticity and Plasticity Mechanisms of Human Dentin. **Physics of the Solid State**, v. 60, n. 1, p. 120–128, 2018.

CHU, C. Y.; KUO, T. C.; CHANG, S. F.; SHYU, Y. C.; LIN, C. P. Comparison of the microstructure of crown and root dentin by a scanning electron microscopic study. **Journal of Dental Sciences**, v. 5, n. 1, p. 14-20, 2010.

CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Elastic and mechanical properties of human dentin. **J. Dent. Res.**, v. 37, p. 710, 1958.

FUENTES, V.; TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; CARVALHO, R. M. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. **J Biomed Mater Res.**, v. 66, p. 850-853, 2003.

GRIGORATOS, D.; KNOWLES, J. N. G. Y. L.; GULABIVALA, K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. **International Endodontic Journal**, v. 34, p.113 –119, 2001. 11

GUZEL, K. G. U.; ALTUN, A. C.; KIRZIOGLU, Z. In vitro evaluation of onlay restorations on primary teeth. **International Journal of Artificial Organs**, v. 40, n. 12, p. 709-713, 2017.

HE, L. H.; SWAIN, M. V. Nanoindentation derived stress–strain properties of dental materials. **Dent. Mat.**, v. 23, p. 814–821, 2007.

HO, S. P.; YU, B.; YUN, W.; MARSHALL, G. W.; RYDER, M. I.; SALLY, J.; MARSHALL, S. J. Structure, chemical composition and mechanical properties of human and rat cementum and its interface with root dentin. **Acta Biomaterialia**, v. 5, p.707–718, 2009.

HU, X.; LING, J.; GAO, Y. Effects of Irrigation Solutions on Dentin Wettability and Roughness Xiaoli. **Journal of Endodontic**, v. 36, n. 6, p.1064-1067, 2010.

INOUE et al. Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin. **Dental Material J**, v.22, n. 1, p. 39-47, 2003.

IOUNE, T.; SAITO, M.; YAMAMOTO, M.; DEBARI, K.; KOU, K.; NISHIMURA, F.; MIYAZAKI, T. Comparison of nanohardness between coronal and radicular intertubular dentin. **Dental Materials Journal**, v. 28, n. 3, p. 295-300, 2009.

JANTARAT, J.; PALAMARA, J. E. A.; LINDNER, C.; MESSER, H. H. Time-dependent properties of human root dentin. **Dental Materials**, v. 18, p. 486-493, 2002.

KINNEY, J. H.; BALOOCH, M.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G. W. Jr.; WEIHS, T. P. Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. **Arch Oral Biol.**, v. 41, p. 9-13, 1996.

KINNEY, J.H. et al. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. **J. Dent. Res.**, v. 82, n. 12, p. 957-961, 2003.

LO GIUDICE, G.; CUTRONEO, G.; CENTOFANTI, A.; ARTEMISIA, A.; BRAMANTI, E.; MILITI, A. et al. Dentin morphology of root canal surface: a quantitative evaluation based on a scanning electronic microscopy study. **Bio Med Res Int.**, 2015.

MANNOCCI, F. et al. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. **Dental Material**, v. 20, p. 293-296, 2004.

MARENDING, M.; LUDER, H. U.; BRUNNER, T. J.; KNECHT, S.; STARKW, J.; ZEHNDER, M. Effect of sodium hypochlorite on human root dentine – mechanical, chemical and structural evaluation. **International Endodontic Journal**, v. 40, p. 786–793, 2007.

MARENDING, M.; PAQUÉ, F.; FISCHER, J.; ZEHNDER, M. Impact of Irrigant Sequence on Mechanical Properties of Human Root Dentin. **J Endod.**, v. 33, p.1325–1328, 2007.

MIURA, J.; MAEDA, Y.; NAKAI, H.; MASARU, Z. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied force. **Dental Materials**, v. 25, p. 67-73, 2009.

MJÖR, I. A.; NORDAHL, I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. **Archives of Oral Biology**, v.41, p.401–12, 1996.

NASCIMENTO, T. E.; SOUZA-FLAMINI, L. E.; PALMA-DIBB, R. G.; SILVA, R. G.; SAQUY, P. C.; PÉCOR, J. D.; CRUZ-FILHO, A. M. Morphological study and analysis of microhardness and permeability of the furcation of maxillary premolars. **Brazilian Dental Journal**, v. 27, n. 5, p. 562-567, 2016.

NELSON, S.J.; ASH Jr, M.M. **Wheeler anatomia dental, fisiologia e oclusão**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

OLIVER, W. C.; PHARR, G. M. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. **J. Mater. Res.**, v. 7, n. 6, 1992.

PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J. Dent.**, v. 25, n. 5, p. 355-372, 1997.

PASHLEY, D. H. Dentin predentin complex and its permeability: Physiologic overview. **J Dent Res.**, v. 64, p.613-620, 1985.

PEYTON, F. A.; MAHLER, D. B.; HERSHENOV, B. Physical properties of dentin. **J. Dent.**, v.31, p.366, 1952.

POOLTHONG, S.; MORI, T.; SWAIN, M. V. Determination of Elastic Modulus of Dentin by Small Spherical Diamond Indenters. **Dental Materials Journal**, v.20, n.3, p.227-236, 2001.

SAKAGUCHI, R. L.; POWERS, J. M. **Craig, materiais dentários restauradores**. Tradução. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

SIM, T. P. C.; KNOWLES, J. C. N. G. Y. L.; SHELTON, J.; GULABIVALA, K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. **International Endodontic Journal**, v.34, p.120–132, 2001.

SOARES, I. J.; GOLDBERG, F. **Endodontia: técnicas e fundamentos**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2011.

TEIXEIRA, A. B. **Influência da Variação do Módulo de Elasticidade na Distribuição de Tensões em Restauração Dentária**, Dissertação (Engenharia de Materiais), Universidade Federal Fluminense, 2016.

TORNECK, C. D.; TEN CATE, R. **Oral histology, development, structure and function**, p. 169-217, St. Louis, 1994.

TORRES, C. P.; GOMES-SILVA, J. M.; MENEZES-OLIVEIRA, M. A. H.; SOARES, L. E. S.; PALMA-DIBB, R. G.; BORSATTO, M. C. FT-Raman spectroscopy, m-EDXRF spectrometry, and microhardness analysis of the dentin of primary and permanent teeth. **Microsc Res Tech**, v. 81, p. 509–514, 2018.

URABE, I.; NAKAJIMA, S.; SANO, H.; TAGAMI, J. Physical properties of the dentin-enamel junction region. **Am. J. Dent**, v. 13, n. 3, p. 129-35, 2000.

VIEIRA et al. Atlas de anatomia de dentes permanentes: coroa dental. 2. ed. São Paulo: Livraria Santos Editora, 2013.

WANG, L.; ZHAO, Y.; MEI, L.; YU, H.; MUHAMMAD, I.; PAN, Y.; HUANG, S. Effect of application time of maleic acid on smear layer removal and mechanical properties of root canal dentin. **Acta Odontologica Scandinavica**, 2016.

WANG, R.; WEINER, S. Human Root Dentin: Structural Anisotropy and Vickers Microhardness Isotropy. **Conective Tissues Research**, v. 19, n. 4, p. 269-279, 1998.

ZASLANSKY, P.; SHAHAR, R.; FRIESEM, A. A.; WEINER, S. Relation between shape, materials properties, and function in biological materials using laser speckle interferometry: in situ tooth deformation. **Advanced Functional Materials**, v. 16, p. 1925-1936, 2006.

ZISKIND, D.; HASDAY, M.; COHENB, S. R.; WAGNER, H. D. Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests. *Journal of Structural Biology*, v.174, p.23–30, 2011.