

**POLO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA
ESCOLA DE ENGENHARIA INDUSTRIAL METALÚRGICA DE VOLTA REDONDA
CURSO DE DOUTORADO EM ENGENHARIA METALÚRGICA**

TESE DE DOUTORADO

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DA MÁ OCLUSÃO NA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO DENTE
HÍGIDO E RESTAURADO – ANÁLISE
BIDIMENSIONAL E TRIDIMENSIONAL PELO
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Aluna: Ágatha Borges Teixeira
Orientador: Prof. D. Jayme Pereira de Gouvêa

**UNIVERSIDADE
FEDERAL
FLUMINENSE**

**Volta Redonda
2021**

ÁGATHA BORGES TEIXEIRA

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DA MÁ OCLUSÃO NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
NO DENTE HÍGIDO E RESTAURADO – ANÁLISE BIDIMENSIONAL E
TRIDIMENSIONAL PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Tese de Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais apresentado à Universidade Federal Fluminense, como requisito parcial para obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientador:
PROF. JAYME PEREIRA DE GOUVÊA

VOLTA REDONDA
2021

Ficha catalográfica automática - SDC/BEM
Gerada com informações fornecidas pelo autor

T266a Teixeira, Ágatha Borges
ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DA MÁ OCLUSÃO NA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES NO DENTE HÍGIDO E RESTAURADO : ANÁLISE BIDIMENSIONAL E
TRIDIMENSIONAL PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS / Ágatha
Borges Teixeira ; Jayme Pereira de Gouvêa, orientador. Volta
Redonda, 2021.
113 f. : il.

Tese (doutorado)-Universidade Federal Fluminense, Volta
Redonda, 2021.

DOI: <http://dx.doi.org/10.22409/PPGEM.2021.d.13510308760>

1. Má oclusão. 2. Método de elementos finitos. 3.
Análise de tensões. 4. Oclusão dentária traumática. 5.
Produção intelectual. I. Gouvêa, Jayme Pereira de,
orientador. II. Universidade Federal Fluminense. Escola de
Engenharia Industrial e Metalúrgica de Volta Redonda. III.
Título.

CDD -

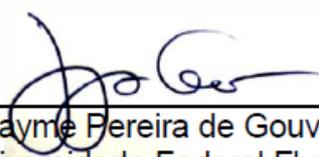
Bibliotecário responsável: Debora do Nascimento - CRB7/6368

ÁGATHA BORGES TEIXEIRA

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DA MÁ OCLUSÃO NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
NO DENTE HÍGIDO E RESTAURADO – ANÁLISE BIDIMENSIONAL E
TRIDIMENSIONAL PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

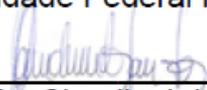
Tese de Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais apresentado à Universidade Federal Fluminense, como requisito parcial para obtenção do Grau de Doutor em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

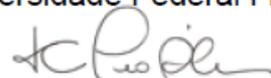
BANCA EXAMINADORA

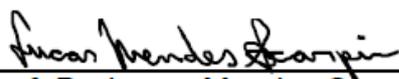

Prof. Dr. Jayme Pereira de Gouvêa – Orientador
Universidade Federal Fluminense


Assinado de forma digital por LADARIO DA SILVA
ladariosilva@id.uff.br:84937343734
Dados: 2021.03.31 21:31:23 -03'00'

Prof. Dr. Ladário da Silva
Universidade Federal Fluminense


Prof. Dr. Claudinei dos Santos
Universidade Federal Fluminense


Prof.ª Dra. Tereza Cristina Favieri de Melo Silva
Centro Universitário de Volta Redonda


Prof. Dr. Lucas Mendes Soarpin
Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho

AGRADECIMENTOS

Tenho muita satisfação ao olhar para trás e ver o caminho que percorri até aqui. Sou muito grata por tudo o que a Universidade Federal Fluminense me proporcionou e por tudo o que vivi nos últimos 12 anos.

Dedico este trabalho aos meus pais, **Airton e Neide**, sem eles nada disso seria possível. Deixo meu eterno agradecimento pelo amor e pelo apoio que sempre dedicaram a mim e que foi essencial para essa conquista. Aos meus irmãos, **Lucas e Ana Beatriz**, por estarem sempre comigo, me suportando nos momentos de tensão. Ao Lucas por me ajudar nos problemas com o computador e a Bia por cuidar de mim. Sem minha família eu nunca teria chegado aonde cheguei.

Ao **Prof. Jayme Pereira de Gouvêa**, agradeço imensamente por ter me aceito como aluna orientada, por ter acompanhado desde a inscrição na faculdade até o final do Doutorado. Obrigada por toda compreensão mesmo nos momentos mais difíceis, principalmente durante a pandemia, e por todos os conselhos. Pelos ensinamentos e apoio, e por tudo o que envolve a construção desse trabalho e da profissional que me tornei, meu muito obrigada.

Ao **Henrique**, por toda compreensão, amor, paciência e apoio incondicional, você faz parte deste trabalho e do que sou. Obrigada por ser essa pessoa maravilhosa que trouxe uma *luzinha* especial aos meus dias. Você é o amor da minha vida!

À empresa WELDING INSPEÇÕES, ENGENHARIA E ANALISE DE MATERIAIS LTDA – WELDING, meu muito obrigada por colaborarem na realização deste estudo e por serem uma empresa que se preocupam e apoiam o desenvolvimento tecnológico no país. Em especial ao **Tainan, Eduardo, Marcio e Guilherme (Garoni)** por todo empenho em me ajudar e por serem tão solícitos e altruístas em dedicar seu tempo para a realização deste projeto.

À **Tereza, Cláudio, Paula, Duda e a Bel** pela dedicação, paciência, amizade e por suporte que sempre me deram. Digo e *repito* vocês são a minha segunda família.

Sou muito grata por Deus ter colocado pessoas tão especiais em minha vida! Amo vocês!

À minha amiga **Jenny** e ao meu amigo **Renato**, simplesmente por serem meus melhores amigos. Vocês são meus incentivadores e companheiros da minha diversão favorita, comer! Sem vocês eu não seria quem eu sou hoje. Obrigada pelo apoio em todos os momentos de minha vida, podem sempre contar comigo.

Aos meus amigos **Eric**(*Temperro*), **Camila**, **Fernando**, **Césio**, **Rayane** e **Adriana**, por me acompanharem nessa caminhada acadêmica e pela confiança recíproca que nos permite compartilhar esse sentimento de amizade. Obrigada por tudo!

Aos meus **tios, primos e todos os familiares**, agradeço muito por sempre acreditarem tanto em mim.

À coordenação do programa de **Pós-Graduação em Metalurgia da Universidade Federal Fluminense**, pelo auxílio e amparo, e por toda ajuda, principalmente nesse momento histórico que está sendo a pandemia do Covid-19.

Aos professores do programa de **PPGEM**, polo Volta Redonda, por todo conhecimento que compartilharam comigo e por serem sempre muito solícitos em ajudar os alunos nesta árdua tarefa de construção profissional e pessoal.

Ao funcionário da secretaria do PPGEM, **Jader**, sempre solícito e atencioso.

A **CAPES**, pela disponibilidade de bolsa, sem a qual não conseguiria dar prosseguimento aos meus estudos.

A todos aqueles que não consegui citar, mas que sabem que são especiais pra mim.

Por fim, agradeço a **Deus** por mais essa conquista.

RESUMO

A oclusão dentária quando desbalanceada pode levar a sobrecarga e diversos traumas no dente, tecido periodontal e às diversas estruturas orais. Dentro desta classificação destacam-se as lesões cervicais não cariosas, um desgaste da substância dental causado pela oclusão dentária traumática. Este estudo teve o objetivo de avaliar a influência da má oclusão na distribuição de tensões, em dentes hígidos e restaurados. Para tanto, mostrou-se válida a caracterização do comportamento mecânico do material biológico envolvido nesta dinâmica a partir do ensaio de dureza. Avaliou-se comparativamente o comportamento de um modelo bidimensional e tridimensional e a eficiência de ambos no estudo desenvolvido. Inicialmente realizou-se a caracterização mecânica do dente terceiro molar em corte sagital analisado utilizando ensaio de dureza estático e dinâmico, o estudo empregou mapas de dureza para estudo de seus resultados. Para avaliação da simulação computacional, foram empregados quatro modelos de dentes pré-molares, o dente hígido e o dente restaurado, bidimensionais estilizados, e o dente hígido e o dente restaurado, tridimensionais anatômicos. Aos quatro modelos foram aplicados dois tipos de carregamentos, o primeiro simulando uma oclusão fisiológica ou funcional de 120N no sentido do longo eixo do dente, essa carga foi dividida em duas cargas de 60N aplicadas igualmente em ambas cúspides. O segundo, um carregamento de 120N, oblíquo de 30° em relação ao eixo longo do dente, denominado carga disfuncional. Os dentes foram simulados utilizando o método de Elementos Finitos, com auxílio do software Ansys, utilizado para avaliar a distribuição de tensões a partir da tensão máxima principal. Quanto à caracterização mecânica, foi possível verificar diferenças entre os resultados de dureza do esmalte obtidos no ensaio dinâmico e no ensaio estático. A dentina apresentou uma heterogeneidade maior de valores de dureza se comparada ao esmalte. Na simulação computacional, as cargas disfuncionais apresentaram uma maior tensão de tração na face vestibular da região cervical, diferente do encontrado em cargas funcionais, tanto na análise bidimensional quanto na tridimensional. Também, em ambas as análises, foi possível observar que dentes restaurados possuem um maior valor de tensão máxima principal se comparados aos dentes hígidos. Conclui-se que os mapas de dureza se mostraram eficazes para análise do comportamento mecânico do material biológico, devido à anisotropia existente nesse material,

possibilitando a visualização da distribuição de dureza ao longo da extensão tanto do esmalte quanto da dentina. Também foi possível concluir que, tanto os modelos bidimensionais quanto os modelos tridimensionais se mostraram válidos para análise de tensão em cargas axiais e oblíquas, por demonstrarem comportamentos de distribuição de tensão semelhantes. Tensões disfuncionais tem potencial mais prejudicial aos dentes, pois aumentam a tensão máxima de tração.

Palavras-chave: Mapa de dureza, oclusão dentária traumática, má oclusão, método de elementos finitos, análise de tensões.

ABSTRACT

Dental occlusion when unbalanced can lead to overload and several traumas in the tooth, periodontal tissue and various oral structures. Within this classification, non-carious cervical lesions stand out, a wear of the dental substance caused by traumatic dental occlusion. This study aimed to evaluate the influence of malocclusion on stress distribution, in healthy and restored teeth. To this end, the characterization of the mechanical behavior of the biological material involved in this dynamics from the hardness test proved to be valid. The behavior of a two-dimensional and three-dimensional model and the efficiency of both in the developed study were comparatively evaluated. Initially, the mechanical characterization of the third molar tooth was performed in sagittal section analyzed using a static and dynamic hardness test, the study used hardness maps to study its results. To evaluate the computer simulation, four models of premolar teeth were used, the healthy tooth and the restored tooth, stylized two-dimensional, and the healthy tooth and the restored tooth, three-dimensional anatomical. Two types of loads were applied to the four models, the first simulating a physiological or functional occlusion of 120N in the direction of the long axis of the tooth, this load was divided into two 60N loads applied equally to both cusps. The second, a 120N load, 30° oblique in relation to the long axis of the tooth, called dysfunctional load. The teeth were simulated using the Finite Element method, with the aid of the Ansys software, used to evaluate the stress distribution from the main maximum stress. As for the mechanical characterization, it was possible to verify differences between the results of enamel hardness obtained in the dynamic test and in the static test. Dentin showed greater heterogeneity of hardness values compared to enamel. In the computer simulation, the dysfunctional loads showed a greater tensile stress on the buccal face of the cervical region, different from that found in functional loads, both in the two-dimensional and three-dimensional analysis. Also, in both analyzes, it was possible to observe that restored teeth have a higher value of maximum maximal tension when compared to healthy teeth. It is concluded that the hardness maps proved to be effective for analyzing the mechanical behavior of the biological material, due to the anisotropy existing in this material, allowing the visualization of the hardness distribution along the extension of both the enamel and the dentin. It

was also possible to conclude that both the two-dimensional and three-dimensional models proved to be valid for stress analysis in axial and oblique loads, as they demonstrate similar stress distribution behaviors. Dysfunctional stresses have the most damaging potential to teeth, as they increase the maximum tensile stress.

Keywords: Hardness map, traumatic dental occlusion, malocclusion, finite element method, stress analysis.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	PROPRIEDADES MECANICAS	16
1.2	OCCLUSÃO FUNCIONAL	17
1.3	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	19
2	OBJETIVO	20
2.1	OBJETIVO GERAL	20
2.2	OBJETIVOS ESPECIFICOS	20
3	REVISÃO DE LITERATURA	21
3.1	MATERIAL BIOLÓGICO	21
3.1.1	Esmalte	22
3.1.2	Dentina	23
3.2	OCCLUSÃO DENTAL	25
3.2.1	Classes de oclusão de Angle	27
3.2.2	Oclusão funcional	29
3.2.3	Lesões ocorridas por disfunção oclusal	32
3.3	COMPORTAMENTO MECÂNICO DOS DENTES	32
3.3.1	Ensaio de dureza	34
3.4	METODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)	38
3.4.1	Método de Elementos Finitos aplicado à odontologia	39
4	MATERIAIS E MÉTODOS	44
4.1	ENSAIO DE DUREZA	44
4.2	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	47
4.2.1	Modelo Bidimensional estilizado	48
4.2.2	Modelo tridimensional	50
4.2.3	Análise de cargas funcionais e disfuncionais	55
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	62
5.1	COMPORTAMENTO MECÂNICO DENTAL	62
5.2	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	70
5.2.1	Estudo Bidimensional	70
5.2.2	Estudo tridimensional	76
5.2.3	Análise da má oclusão	85
5.2.4	Comparação dos modelos Bidimensional e tridimensional	87

6	CONCLUSÃO.....	88
6.1	CARACTERIZAÇÃO MECANICA	88
6.2	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.....	88
7	SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.....	89
	REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	90
8	ANEXOS.....	100
8.1	MATERIAIS E METODOS DOS DENTES	100
8.1.1	Materiais	100
8.1.2	Métodos	100
8.1.3	Ensaio de dureza	102

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Desenho esquemático de um corte longitudinal, onde são expostos o esmalte, a dentina e a câmara pulpar ou polpa. Este desenho mostra também a separação entre a parte radicular e a parte coronária do dente.....21
- Figura 2 - Imagem do microscópio eletrônico de varredura (MEV) do esmalte evidenciando as diversas direções que os prismas adotam ao longo da estrutura dental, foi realizado um corte longitudinal para esta análise.22
- Figura 3 - Imagem do microscópio eletrônico de varredura (MEV) do esmalte evidenciando os prismas, foi realizado um corte longitudinal para esta análise.....23
- Figura 4 - Imagem de microscopia eletrônica de varredura (MEV) da dentina onde ficam os túbulos dentinários ficam evidenciados, foi realizado um corte longitudinal para análise desta amostra.24
- Figura 5 - Desenho esquemático de um corte longitudinal, onde são expostos o esmalte, a dentina e a câmara pulpar. Do lado direito é possível se visualizar a quantidade de túbulos dentinários em cada região da dentina e no lado esquerdo é evidenciado a direção desses túbulos.....25
- Figura 6 - Posição neutra. Posição em que as forças linguais e vestibulares estão em equilíbrio.....27
- Figura 7 - Exemplificação de oclusão Classe I. a - pode-se observar a oclusão dos pré-molares. b - simboliza a arcada dentária humana em oclusão classe I na vista lateral. c - representa um corte sagital onde é evidenciada a oclusão dos pré-molares.....28
- Figura 8 - Exemplificação de oclusão Classe II. a - representa a arcada dentária de um ser humano em oclusão Classe III. b - apresenta os dentes em arcada com corte sagital, com ênfase na oclusão dos dentes pré-molares.....28
- Figura 9 - Exemplificação de oclusão Classe III. a - representa a arcada dentária de um ser humano em oclusão Classe III. b - apresenta os dentes em arcada com corte sagital, com ênfase na oclusão dos dentes pré-molares.....29
- Figura 10 - Oclusão funcional de dentes posteriores.30
- Figura 11 - Desenho esquemático dos pontos de aplicação de cargas axiais, obtidas por: (A) Contato da ponta da cúspide com uma superfície plana ou (B) contatos recíprocos das vertentes.31
- Figura 12 - Distribuição de cargas em dentes em disfunção oclusal.....31
- Figura 13 - Representação gráfica de uma curva de carga-descarga.....35

Figura 14 - Representação esquemática da sessão que sofre a penetração, mostrando dados utilizados para o cálculo de módulo de elasticidade.	37
Figura 15 – Desenho ilustrativo do dente, parte coronária, com a representação de como o dente foi separado em lado esquerdo, sulco central e lado direito. O ensaio de dureza no esmalte foi realizado no lado esquerdo e no sulco central, seguindo da cúspide até a JAD (Junção amelodentinária).	44
Figura 16 - Desenho ilustrativo do dente, parte coronária, contendo a representação de como foi realizado o ensaio, mostrando os valores das distâncias percorridas entre as impressões.	45
Figura 17 - Imagem micrográfica em que é possível se visualizar as impressões resultantes do ensaio de dureza realizado no estudo Teixeira (2016).	46
Figura 18 - Medidas em milímetros do dente hígido estilizado 2D.	49
Figura 19 - Modelos dos dentes hígido e restaurado utilizados para simulação em MEF, com destaque ao osso cortical, onde há o engastamento do dente.	50
Figura 20 - Descrição das áreas do modelo com todas as suas segmentações, esmalte, dentina, polpa, etc.....	51
Figura 21 - Medidas em milímetros do dente hígido.	52
Figura 22 - Medidas em milímetros do dente hígido.	52
Figura 23 - Medidas em milímetros da restauração utilizada no dente restaurado ...	53
Figura 24 - Imagem do dente pré-molar na simulação computacional composto por malhas.....	53
Figura 25 - Imagem do dente demonstrando na área de engastamento realizado no osso cortical.	54
Figura 26 - Imagem do dente demonstrando na área de engastamento realizado no osso cortical.	54
Figura 27 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente hígido. ...	55
Figura 28 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente restaurado.	56
Figura 29 - Representação das cúspides do dente.	56
Figura 30 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente hígido, visão superior do dente.	57

Figura 31 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente hígido, vista superior inclinada do dente.	57
Figura 32 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente restaurado, (a) visão ampliada e (b) visão total do dente.	58
Figura 33 - Desenho descritivo da área de mesa oclusal de um pré-molar superior.	59
Figura 34 - Representação da distribuição de cargas disfuncionais no dente hígido.	59
Figura 35 - Representação da distribuição de cargas disfuncionais no dente restaurado.	60
Figura 36 - Imagem do dente demonstrando a localização de cada cúspide.	60
Figura 37 - Representação da localização da carga disfuncional no dente hígido.	61
Figura 38 - Representação da localização da carga disfuncional no dente restaurado.	61
Figura 39 - Resultados de ensaio de dureza dinâmica. Do lado direito da imagem, a discrepância entre os valores de dureza encontrados por outros autores no estudo do esmalte dental.	64
Figura 40 - Representação gráfica da distribuição da dureza no esmalte no corte sagital, lado esquerdo. a) Resultados obtidos a partir do ensaio estático. b) Resultados obtidos a partir do ensaio dinâmico.	65
Figura 41 - Representação gráfica da distribuição da dureza no esmalte no corte sagital, lado central. a) Resultados obtidos a partir do ensaio estático. b) Resultados obtidos a partir do ensaio dinâmico.	66
Figura 42 - Representação gráfica da distribuição da dureza na dentina no corte sagital, lado esquerdo. a) Resultados obtidos a partir do ensaio estático. b) Resultados obtidos a partir do ensaio dinâmico.	68
Figura 43 - Representação gráfica da distribuição da dureza na dentina no corte sagital, lado central. a) Resultados obtidos a partir do ensaio estático. b) Resultados obtidos a partir do ensaio dinâmico.	69
Figura 44 - Dente hígido, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão máxima principal.	71
Figura 45 - Dente restaurado, parte coronária, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão máxima principal.	72

Figura 46 - Dente restaurado, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão máxima principal.....	72
Figura 47 - Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão principal S1.....	74
Figura 48 - Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão principal S1.....	75
Figura 49 - Dente hígido, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	77
Figura 50 - Dente hígido, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	77
Figura 51 - Dente hígido, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	78
Figura 52 - Dente restaurado, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	79
Figura 53 - Dente restaurado, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	79
Figura 54 – Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	80
Figura 55 – Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	81
Figura 56 – Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	81
Figura 57 - Dente restaurado, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	82
Figura 58 - Dente restaurado, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	83
Figura 59 - Dente restaurado, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	83
Figura 60 - Dente restaurado, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.....	84

Figura 61 - Distribuição de Tensão Máxima Principal de dente hígido pré-molar, na figura CL significa carregamento longitudinal e CP significa carregamento na cúspide palatina.....	85
Figura 62 - Imagem esquemática da direção do corte realizado no material biológico para utilização no ensaio de dureza.	101
Figura 63 - Fotografia da amostra de dente terceiro molar com corte longitudinal, somente a parte coronal do dente, embutido em resina acrílica para realização do ensaio de dureza.	102
Figura 64 - Dentina parte média evidenciando as impressões e o espaçamento padrão.	104
Figura 65 - Imagem micrográfica do esmalte com lente de aumento de 100 vezes obtida no equipamento DUH, ensaio utilizando carga de 800 mN. A seta a indica a impressão obtida e as setas b indicam as trincas que ocorreram.	105
Figura 66 - Imagem micrográfica do esmalte com lente de aumento de 100 vezes obtida no equipamento DUH, ensaio utilizando carga de 200 mN. A seta a indica a impressão obtida.	105
Figura 67 - Gráfico de força x profundidade gerado após variação de carga no ensaio de dureza feito no esmalte.....	106
Figura 68 - Gráfico de força x profundidade gerado após variação de hold time no ensaio de dureza feito no esmalte.....	107
Figura 69 - Gráfico de profundidade x tempo gerado após variação de hold time no ensaio de dureza feito no esmalte.....	107
Figura 70 - Gráfico de força x profundidade gerado após variação de taxa de aplicação da carga no ensaio de dureza feito no esmalte.....	108
Figura 71- Gráfico de profundidade x tempo gerado após variação de taxa de aplicação da carga no ensaio de dureza feito no esmalte.....	109
Figura 72- Gráfico de força x profundidade gerado após variação de carga no ensaio de dureza feito na dentina.	110
Figura 73- Gráfico de força x profundidade gerado após variação de hold time no ensaio de dureza feito na dentina.	110
Figura 74- Gráfico de profundidade x tempo gerado após variação de hold time no ensaio de dureza feito na dentina.	111

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valor de força de mordida variando os tipos de oclusão da classificação de Angle (1989).....	27
Tabela 2 – Quadro com valores de módulo de elasticidade do esmalte e da dentina de diversos autores.	34
Tabela 3 - Técnicas de ensaio de dureza.....	35
Tabela 4 - Parâmetros do ensaio no Ultramicrodurômetro.....	46
Tabela 5- Quantidade de medidas de módulo de elasticidade feita em cada corte. .	46
Tabela 6 - Módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais utilizados.	47
Tabela 7 - Características dos materiais usados em restaurações dentárias.	48
Tabela 8 - Ensaio estático no esmalte, lado esquerdo.....	62
Tabela 9 - Ensaio dinâmico no esmalte, lado esquerdo.....	63
Tabela 10 - Ensaio estático no esmalte, lado central.	63
Tabela 11 - Ensaio dinâmico no esmalte, lado central.	63
Tabela 12 - Ensaio de dureza na dentina, lado esquerdo.	67
Tabela 13 - Ensaio de dureza na dentina, lado central.	67
Tabela 14 - Resultado dos valores de tensão encontrados na simulação computacional.	85
Tabela 15 - Valores de limite de resistência (MPa) encontrados para o esmalte	87
Tabela 16 - Parâmetros do ensaio no Ultramicrodurômetro.....	102
Tabela 17- Esmalte com variação da carga (gf).....	112
Tabela 18- Esmalte com carga de 20 gf variando o <i>hold time</i>	112
Tabela 19- Esmalte com carga de 20 gf e <i>hold time</i> 0 s, variando taxa de aplicação da carga.	112
Tabela 20- Dentina com variação da carga (gf).	113
Tabela 21- Dentina com carga de 50 gf variando o <i>hold time</i>	113

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ISO - International Organization for Standardization

JAD - Junção amelodentinária

DUH - Dynamic Ultra-micro Hardness Tester DUH-211/ DUH-211S

(Ultramicrodurometro – Simadzu)

Bis-GMA - Bisfenol A glicidil dimetacrilato

UDMA - Uretano dimetacrilato

TEGDMA - Trietileno glicidil dimetacrilato

PEGDMA - Polietileno glicol Dimetacrilato

BIS-EMA - bisfenol A polietileno glicol dimetacrilato

1 INTRODUÇÃO

Os estudos realizados atualmente na Odontologia sobre materiais restauradores e tratamentos, que utilizem estes materiais, tem ligação direta com a necessidade de conhecimento do material original, no caso o dente. Informações sobre como esse material biológico se comporta nas diversas situações a que é exposto, dão um melhor entendimento à confecção de materiais que possam substituí-lo em caso de necessidade.

O dente humano é composto por dois tecidos calcificados, um mais mineralizado, o esmalte, e outro menos, a dentina. O esmalte é responsável por proteger a dentina, manter a forma do dente, assim como resistir à fratura e desgastes decorrentes da aplicação de carga, atuando como suporte para o corte e moagem dos alimentos durante o processo de mastigação. Ele é composto por prismas, com forma de “buracos de fechadura” que possuem diversas direções ao longo da extensão do dente. Já a dentina tem a função de absorver e distribuir as tensões aplicadas. Ela possui uma microestrutura distinta, composta por túbulos, que são separados por dentina intertubular, e são responsáveis pela hidratação do dente (HALGAŠ *et al.*, 2013).

As diferenças existentes entre a composição e a estrutura do esmalte e da dentina acabam sendo refletidas em diferenças significativas de suas propriedades mecânicas. A partir do preceito das propriedades mecânicas, é possível se determinar a capacidade que o material tem para transmitir ou resistir aos esforços que lhe são aplicados. Sendo essa capacidade fundamental durante os esforços mastigatórios (FREIRE *et al.*, 2013).

No caso deste estudo, aborda-se a influencia de materiais restauradores, com propriedades mecânicas já bem definidas e uniformes, em substituição a uma parte do dente, simulando uma perda dental por tratamento de cárie, por exemplo.

Buscou-se avaliar a influencia da existência de um material restaurador num dente se comparado a um dente hígido durante a aplicação de esforços que simulam as cargas do processo mastigatório.

1.1 Propriedades mecânicas

O ensaio de dureza se destaca frente aos demais no estudo de estruturas dentárias pelo seu carácter não destrutivo e simplista (ANTUNES *et al.*, 2010).

Destaca-se também graças à sua capacidade de analisar certas propriedades mecânicas em amostras de menor porte, o que se mostra essencial na avaliação das propriedades mecânicas dos materiais utilizados na Odontologia, assim como as estruturas dentais, tornando-se cada vez mais usual.

Brauer *et al.* (2011) estudaram o efeito da assimetria nas propriedades nano e micromecânicas da dentina. Eles relataram uma redução gradual das propriedades mecânicas conforme há uma distância da Junção Amelodentinária (JAD). Os resultados sugerem que as propriedades mecânicas variam, porém sem significância estatística. Em contrapartida, Angker *et al.* (2003) encontrou variações estatísticas entre os valores mais pertos da polpa se comparados aos valores do terço médio e os mais próximos a JAD.

Diversos são os valores de módulo de elasticidade e dureza de dentes encontrados na literatura sobre o assunto, porém estes valores destoam consideravelmente entre os autores. Devido a falta de referência e normativa sobre o assunto, este estudo buscou analisar mais profundamente os valores de dureza obtidos por dois tipos de análises, a primeira utilizou uma análise estática, em que o valor de dureza é calculado com base no tamanho da impressão e a segunda trata-se de uma análise dinâmica, em que o valor da dureza é baseado na curva de carga e descarga característica do equipamento, que varia segundo a profundidade do penetrador.

No presente estudo foi avaliada a dureza da estrutura biológica, tanto da dentina quanto do esmalte. Foram utilizados dados obtidos em Teixeira (2016) e Teixeira (2019) de dentes terceiros molares inclusos, no corte longitudinal, avaliados com o ensaio de dureza Vickers em escala micrométrica, tanto na técnica estática quanto na dinâmica.

1.2 Oclusão funcional

Segundo Okeson (2008) o sistema mastigatório possui três funções principais, são elas: a mastigação, a deglutição e a fala. A mastigação pode ser vista como um conjunto de fenômenos que ocorre na boca e que tem como objetivo a degradação mecânica dos alimentos.

Okeson (2008) explica ainda que a oclusão dental possui um desempenho primordial na função do sistema mastigatório, tornando primordial o entendimento da

dinâmica com que o mesmo ocorre. Um dos principais fatores que pode influenciar no processo mastigatório é a força oclusal ou também chamada força de mastigação ou mastigatória.

A oclusão dentária quando desbalanceada pode levar a sobrecarga e diversos traumas no dente, tecido periodontal e às diversas estruturas orais. Dentro desta classificação destacam-se as lesões cervicais não cariosas, um desgaste da substância dental causado pela oclusão dentária traumática.

A perda de estrutura dental na região cervical é chamada de lesão cervical não cariada (LCNC). Três mecanismos estão envolvidos no aparecimento dessas LCNCs: abrasão, corrosão e abfração.

De acordo com a explicação apontada por Okeson (2008), se tratando do movimento mastigatório, cúspides altas e fossas profundas são capazes de promover um movimento predominantemente vertical, tido como movimento que representa uma oclusão funcional. Porém, caso ocorra perda de uma porção da superfície oclusal do dente, como nos casos de dentes planos ou desgastados, este movimento mastigatório torna-se mais amplo. Durante este movimento amplificado, os dentes posteriores realizam um movimento lateral indesejável, caracterizando uma má oclusão, que é responsável por produzir um movimento mastigatório irregular e menos repetitivo, e fazendo com que haja variação nos pontos de contato e direção das forças mastigatórias.

Okeson (2008) aponta ainda que a força de mastigação varia de acordo com o dente e sua função durante o processo, segundo o autor durante a mastigação de alimentos mais duros a maior força se concentra nos dentes: segundo pré-molar e primeiro molar.

Rees e Jagger (2003) e Ichim *et al.* (2007) comentam sobre falhas que ocorrem nos dentes decorrentes de aplicação de forças por má oclusão funcional, os autores apontam que essas falhas ocorrem principalmente na parte cervical do dente.

Neste estudo analisou-se a oclusão funcional e a oclusão disfuncional (ou má oclusão). A oclusão funcional, ou fisiológica, ou ainda oclusão dentária balanceada, pode ser definida como aquela onde as forças que atuam sobre os dentes estão em estado de equilíbrio e conservando um estado de saúde e função normal entre os dentes e as estruturas de suporte (DUARTE, 2000). A oclusão disfuncional, ou

oclusão dentária traumática, resulta em cargas oblíquas que são prejudiciais à saúde bucal e podem desencadear diversos problemas.

Embora não seja o objetivo deste estudo, observou-se que a literatura sobre cargas oclusais disfuncionais, em geral, trazem estudos sobre as LCNCs, por isso, surgiu-se a necessidade de abordar de maneira instrutiva o tema.

1.3 Simulação computacional

Uma dificuldade de projeto encontrada na análise de amostras biológicas, como o dente, está no estudo da distribuição de tensões. Este fato ocorre por se tratar de um material biológico de tamanho diminuto, que possui uma complexidade estrutural e que sofre diversos esforços no meio bucal.

A solução encontrada por autores como Santos Filho (2009), Munari (2012) e Greco (2011) para se avaliar essa distribuição de tensões é através da simulação computacional. Um método bastante difundido que pode ser aplicado para esta análise é o método de Elementos Finitos (FEM, *finite element method* ou FEA, *finite element analysis*).

A distribuição das tensões ao longo da estrutura dentária é determinada pela direção, o tipo e a magnitude das cargas que incidem na superfície oclusal e pelas características das estruturas de suporte (MUNARI, 2012).

Tendo em vista que a distribuição de tensões é alterada pela superfície oclusal, pode-se intuir que essa variação irá ocorrer também em dentes restaurados em sua parte coronária.

Este tema se mostra relevante por analisar a influência de tratamentos de restauração dentária com materiais compósitos que possam substituí-lo parcialmente, um tratamento relativamente atual e já amplamente utilizado em clínicas odontológicas.

O estudo também demonstra sua importância por abordar a comparação do modelo bidimensional e tridimensional, uma dúvida corriqueira aos pesquisadores do tema, tendo em vista que análises bidimensionais possuem uma facilidade maior de confecção do modelo, assim como facilidades quanto à diminuição de tempo de processamento e definição das condições de contorno.

2 OBJETIVO

2.1 Objetivo geral

Este estudo tem o objetivo de avaliar a influência da má oclusão na distribuição de tensões sofrida em dente hígido e restaurado. Para tanto, fez-se também interessante a caracterização do comportamento mecânico do material biológico envolvido nesta dinâmica a partir do ensaio de dureza.

2.2 Objetivos específicos

1. Caracterizar graficamente a dureza da dentina a partir do ensaio de dureza Vickers, em escala micrométrica, no modo dinâmico e estático.
2. Caracterizar graficamente a dureza do esmalte a partir do ensaio de dureza Vickers, em escala micrométrica, no modo dinâmico e estático.
3. Comparar os ensaios de dureza Vickers estático e dinâmico da dentina e do esmalte.
4. Comparar, utilizando o Método de Elementos Finitos (MEF), os modelos: bidimensional estilizado e tridimensional anatômico.
5. Analisar, utilizando simulação computacional de MEF, a distribuição de tensões que ocorre no dente hígido e restaurado, decorrente da oclusão funcional.
6. Avaliar por meio de MEF a influência da má oclusão funcional na distribuição de tensões no dente hígido e restaurado.

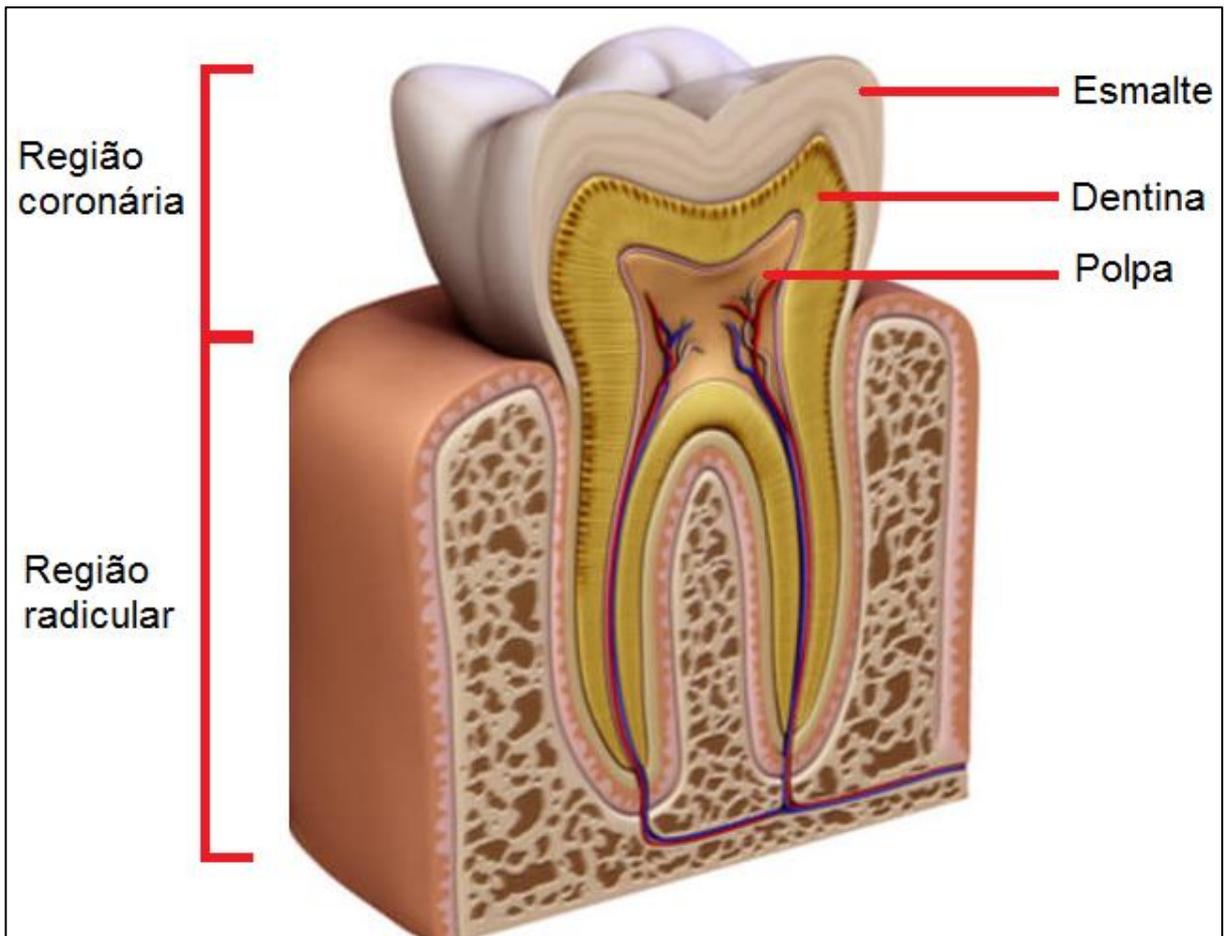
3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Material biológico

Os dentes humanos desempenham diversas funções, embora a mais conhecida seja a mastigação, eles também são essenciais, por exemplo, para uma fonação correta. Os dentes são constituídos por esmalte, que é um tecido duro e frágil suportado pela dentina, tecido conjuntivo duro menos mineralizado, o qual é produzido pela polpa dentária, um tecido conjuntivo mole (NANCI, 2013). Essa constituição dental pode ser observada na Figura 1.

O dente pode ser dividido em duas partes principais, a parte coronária e a parte radicular. A parte coronária abrange os materiais estudados neste trabalho por meio do ensaio de dureza, sendo eles a dentina e o esmalte.

Figura 1 - Desenho esquemático de um corte longitudinal, onde são expostos o esmalte, a dentina e a câmara pulpar ou polpa. Este desenho mostra também a separação entre a parte radicular e a parte coronária do dente.



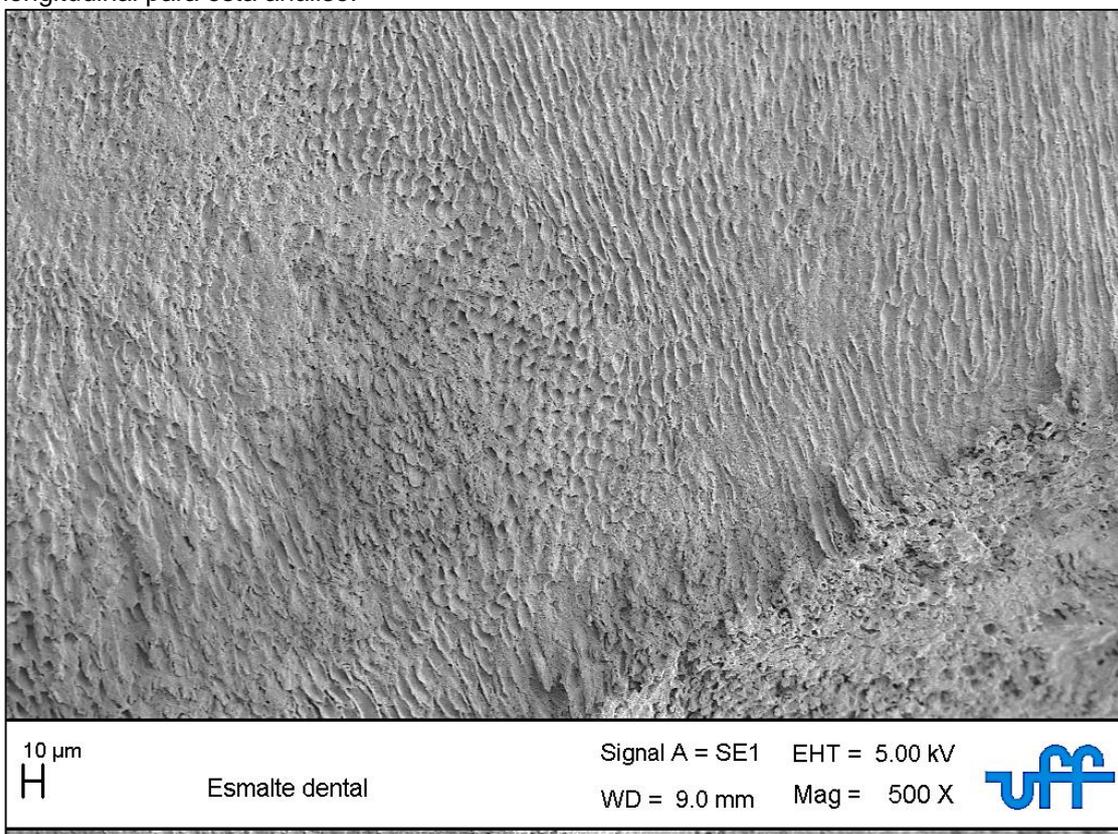
Fonte 1 - Adaptado de Hutchinson Metro Dental (2011).

3.1.1 Esmalte

O esmalte é a camada mais externa do dente, formando um revestimento duro e dado como o mais calcificado da estrutura dentária. Tratando-se da estrutura que resiste ao desgaste dos esforços mastigatórios, o esmalte é composto por minerais e com matriz orgânica escassa (SAKAGUCHI e POWERS, 2012). Sendo principalmente composto por cristais de hidroxiapatita. Os cristais de hidroxiapatita presentes no esmalte são maiores do que aqueles encontrados no osso, dentina ou cimento (NAGEM FILHO *et al.*, 2000). Embora quase todo o volume do esmalte seja ocupado pelos cristais de hidroxiapatita densamente reunidos, o material orgânico, que forma uma rede fina, aparece entre os cristais (ESBERARD, 2004).

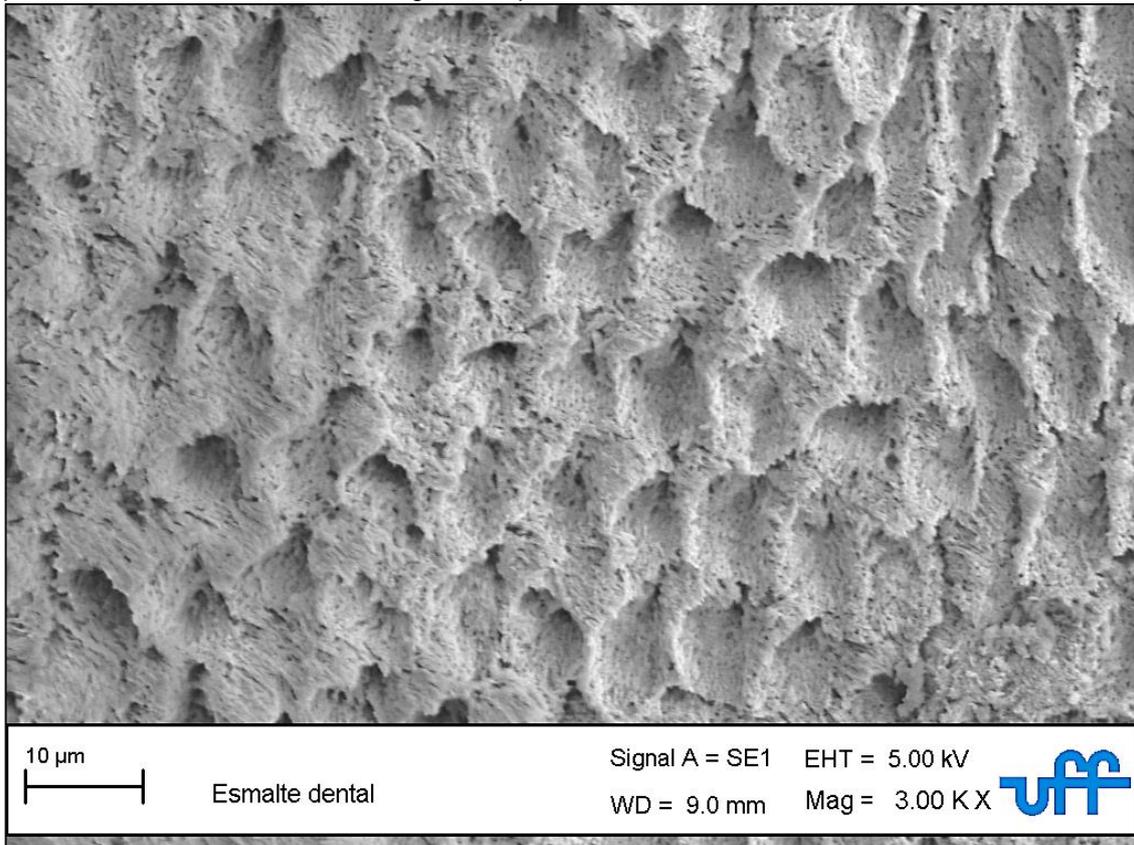
Sua estrutura é formada por prismas e as interfaces entre eles, por onde ocorre a passagem de água e movimento iônico, sendo essas interfaces conhecidas como bainhas de prismas, que podem ser evidenciados a partir do condicionamento com ácido fosfórico (SAKAGUCHI; POWERS, 2012). Esses prismas podem ser vistos nas Figuras 2 e 3.

Figura 2 - Imagem do microscópio eletrônico de varredura (MEV) do esmalte evidenciando as diversas direções que os prismas adotam ao longo da estrutura dental, foi realizado um corte longitudinal para esta análise.



Fonte 2 - Melo-Silva *et al.* (2015).

Figura 3 - Imagem do microscópio eletrônico de varredura (MEV) do esmalte evidenciando os prismas, foi realizado um corte longitudinal para esta análise.



Fonte 3 - Melo-Silva *et al.*, (2015).

A maioria dos prismas está perpendicularmente posicionada em relação à superfície da dentina e alcança a superfície do esmalte, principalmente na região cervical. Em uma seção transversal do dente, é possível observar a presença de prismas transversos e diagonais. Existem dois tipos de prismas: o tipo em forma de “buraco de fechadura” e em forma de “ferradura” (NAGEM FILHO *et al.*, 2000).

Spears *et al.* (1997) mostra que a anisotropia do esmalte decorre de sua composição prismática, sendo essa anisotropia responsável por reduzir as tensões de tração e compressão, reduzindo assim o risco de fratura do esmalte.

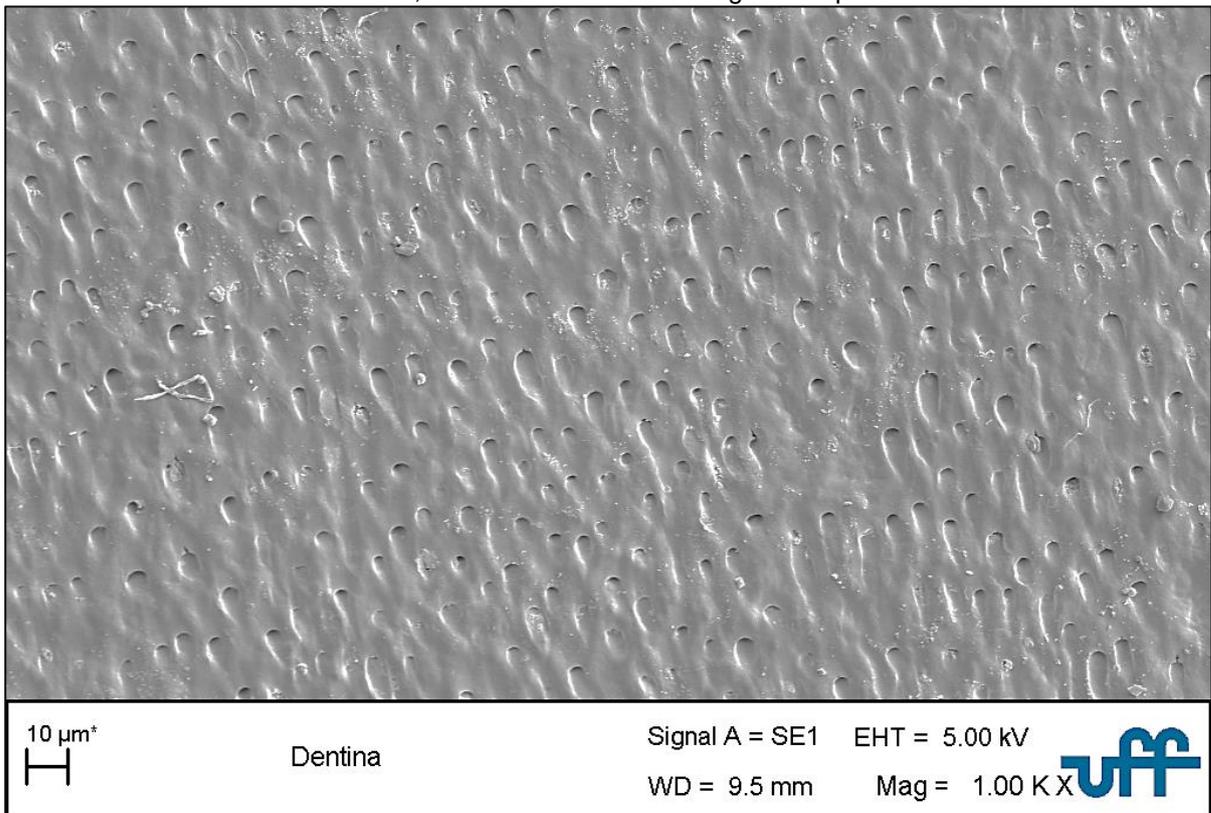
3.1.2 Dentina

A dentina é uma estrutura compósita biológica hidratada que compõe a maior parte do dente, sendo que sua morfologia varia com a localização e sofre alterações com a idade ou doenças. Ela é composta por cerca de 50% em volume de apatita rica em carbono e pobre em cálcio, 30 vol% de material orgânico e 20 vol% de fluido similar ao plasma (SAKAGUCHI; POWERS, 2012). A dentina é revestida pelo

esmalte na coroa e pelo cimento na raiz e inclui no seu interior o tecido mais profundo que constitui a polpa dentária (BATH-BALOGH; FEHRENBACH, 2008).

Segundo Sakaguchi e Powers (2012), uma característica distinta da dentina são os túbulos, eles representam o caminho traçado pelas células odontoblásticas a partir da JAD ou da raiz para a câmara pulpar. Eles aparecem como túneis que penetram a estrutura da dentina, sendo que sua orientação e densidade variam de acordo com a localização. Esta estrutura de túbulos pode ser vista na Figura 4.

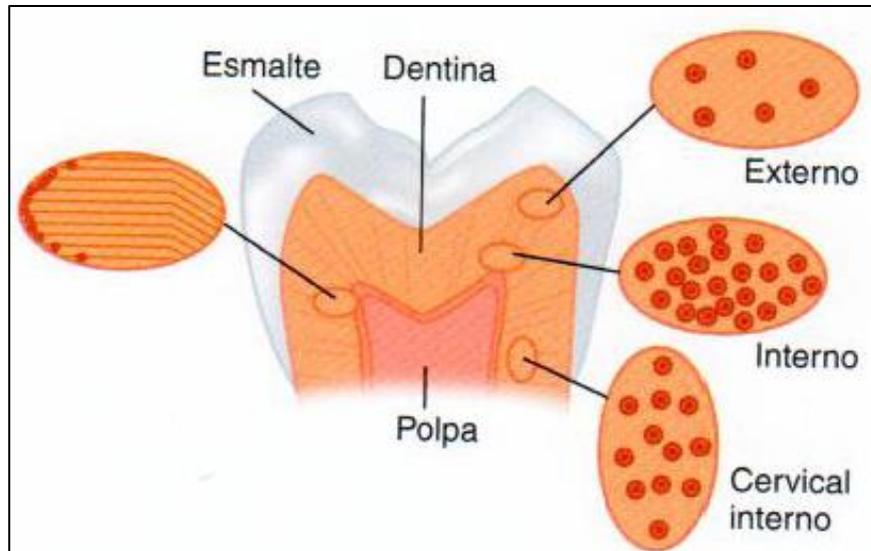
Figura 4 - Imagem de microscopia eletrônica de varredura (MEV) da dentina onde ficam os túbulos dentinários ficam evidenciados, foi realizado um corte longitudinal para análise desta amostra.



Fonte 4 - Melo-Silva *et al.*, (2015).

A densidade numérica dos túbulos é mais baixa na JAD e mais elevada na superfície da pré-dentina, as densidades mais baixas dos túbulos são encontradas na raiz. Estes túbulos se aglomeram próximos à polpa pelo estreitamento dessa região. A distribuição desses túbulos pode ser visto no desenho esquemático da Figura 5.

Figura 5 - Desenho esquemático de um corte longitudinal, onde são expostos o esmalte, a dentina e a câmara pulpar. Do lado direito é possível se visualizar a quantidade de túbulos dentinários em cada região da dentina e no lado esquerdo é evidenciado a direção desses túbulos.



Fonte 5 – Sakaguchi, Powers (2012).

Como se pode observar em Bath-Balogh e Fehrenbach (2008) a dentina não é um tecido uniforme e difere de acordo com a região do dente a ser considerada. Desta maneira, diferentes tipos de dentina podem ser considerados de acordo com suas relações com os túbulos dentinários. A dentina que reveste a parede do túbulo dentinário é uma dentina altamente mineralizada e é chamada dentina peritubular. Tem-se também a dentina intertubular que se encontra entre os túbulos dentinários, esta dentina é menos mineralizada que a dentina peritubular, porém ainda assim é altamente mineralizada.

A dentina peritubular contém principalmente cristais de apatita com pouca matriz orgânica. Os cristais de apatita são muito menores do que os encontrados no esmalte dentário (SAKAGUCHI & POWERS, 2012). A dentina é uma substância cristalina com dureza menor que a do esmalte, isto se deve ao tamanho dos cristais e pelo fato de que os cristais presentes nessa na dentina assumem o formato de placas (BATH-BALOGH & FEHRENBACH, 2008).

3.2 Oclusão dental

A intensidade da força mastigatória é determinada principalmente pela capacidade muscular do paciente, podendo ser relacionada com diversas medidas antropométricas como, por exemplo, peso e altura. Além disso, há casos onde a

literatura cita a diferença segundo o sexo, sendo a força máxima de mordida maior nos homens devido ao maior tamanho das fibras musculares presentes nos mesmos (ARAÚJO *et al.*, 2014).

Palinkas (2010) fez um estudo onde avaliou a influência da faixa etária e do gênero na força de mordida, ele concluiu que jovens (13 a 20 anos) possuem uma força de mordida molar máxima maior se comparada a outras idades e que homens possuem maior potencial muscular que mulheres.

De acordo com Okeson (2008) forças de mastigação maiores são aplicadas aos dentes posteriores, se comparados aos dentes anteriores. A fim de distribuir e “acomodar” as constantes forças aplicadas aos dentes tem-se o ligamento periodontal (LPD). Este tecido está presente entre a raiz do dente e o osso alveolar, Okeson (2008) define este tecido como sendo um “composto de fibras de tecido conjuntivo colagenoso que sustentam o dente no alvéolo ósseo”.

De acordo com Araújo *et al.* (2014) a condição oclusal é necessária para obtenção da força mastigatória. O autor descreve que para que haja uma oclusão normal, o primeiro molar superior deve ocluir sua cúspide mesiovestibular no sulco do primeiro molar inferior. Uma malocclusão morfológica é todo desvio do relacionamento entre os dentes, que os tire de sua oclusão normal e segundo Angle (1989), podem ser classificados em três grandes grupos denominados Classe I, Classe II e Classe III.

A força mastigatória pode ser definida como a força dos músculos da mandíbula, que determina a quantidade de energia necessária para cortar ou triturar os alimentos. Existem estudos que encontraram diferenças estatisticamente significantes entre as medidas de força e os diferentes tipos de oclusão, sendo que indivíduos com malocclusão morfológica apresentam menor força (ARAÚJO, 2014).

A morfologia, o alinhamento dentário, os contatos oclusais e a incidência das cargas, axiais ou oblíquas, determinam os tipos de tensões geradas, a forma como essas se distribuem e o local de concentração (GRIPPO, 1991; LEE; EAKLE, 1984). Uma relação harmônica, entre esses fatores, favorece um estado de saúde fisiológica dos dentes e de seus tecidos de sustentação, resultando na correta absorção e neutralização das tensões (CORNACCHIA *et al.*, 2000). Um exemplo de oclusão neutra pode ser vista na figura 6.

Figura 6 - Posição neutra. Posição em que as forças linguais e vestibulares estão em equilíbrio.



Fonte 6 - Okeson (2013).

Araújo *et al.* (2014) fez um estudo onde evidenciou uma maior incidência de má oclusão classe I na população, tendo a força de mordida variado entre os indivíduos com oclusão normal e má oclusão, sendo os valores descritos na tabela 1.

Tabela 1 - Valor de força de mordida variando os tipos de oclusão da classificação de Angle (1989).

Oclusão	Normal	Classe I	Classe II	Classe III
Média	372,2	342,6	311,6	265,1
Desvio Padrão	133,8	153,6	170,3	105,9

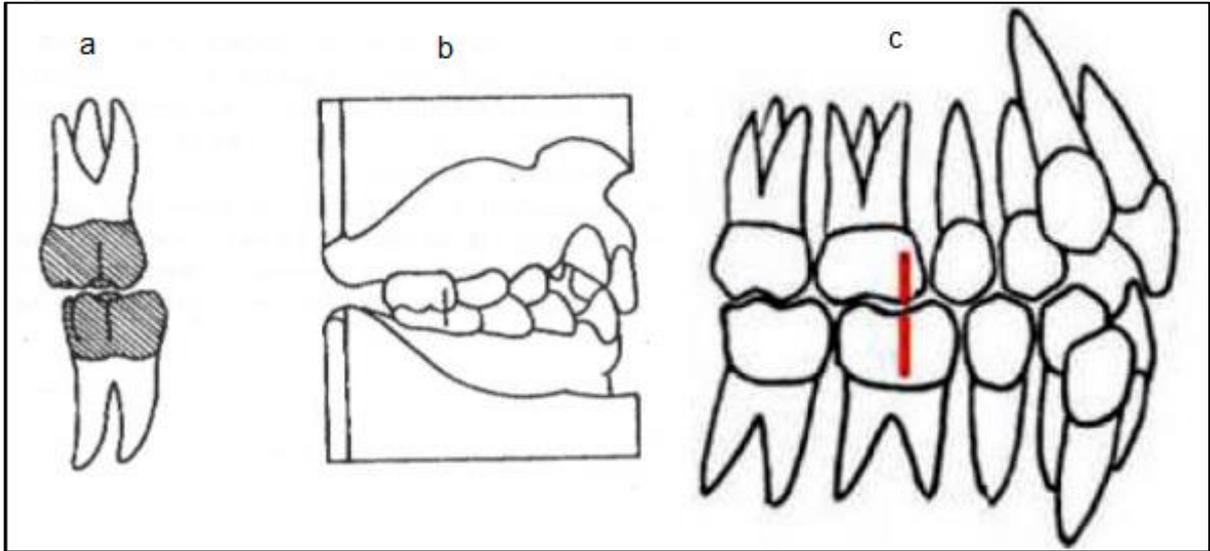
Fonte 7 - Araújo *et al.* (2014).

3.2.1 Classes de oclusão de Angle

3.2.1.1 Oclusão Classe I

A oclusão Classe I de Angle, demonstrada na figura 7, pode ser descrita como sendo a que ocorre quando a relação mesio-distal entre a maxila e a mandíbula, evidenciada pela relação entre os primeiros molares superiores e inferiores, é neutra (neutroclusão) (ANGLE, 1899).

Figura 7 - Exemplificação de oclusão Classe I. a - pode-se observar a oclusão dos pré-molares. b - simboliza a arcada dentária humana em oclusão classe I na vista lateral. c - representa um corte sagital onde é evidenciada a oclusão dos pré-molares.

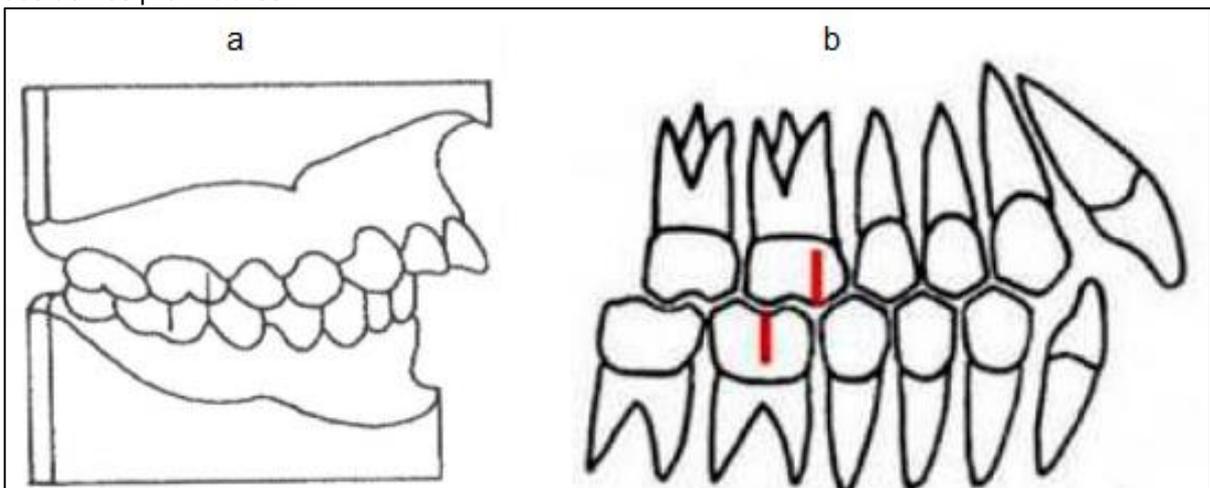


Fonte 8 - Classificação De Angle (2017).

3.2.1.2 Oclusão Classe II

A oclusão Classe II, que pode ser observada na figura 8, acontece quando o sulco mesiovestibular, do primeiro molar permanente inferior, encontra-se distalizado em relação à cúspide mesiovestibular do primeiro molar superior (ANGLE, 1899).

Figura 8 - Exemplificação de oclusão Classe II. a - representa a arcada dentária de um ser humano em oclusão Classe III. b - apresenta os dentes em arcada com corte sagital, com ênfase na oclusão dos dentes pré-molares.

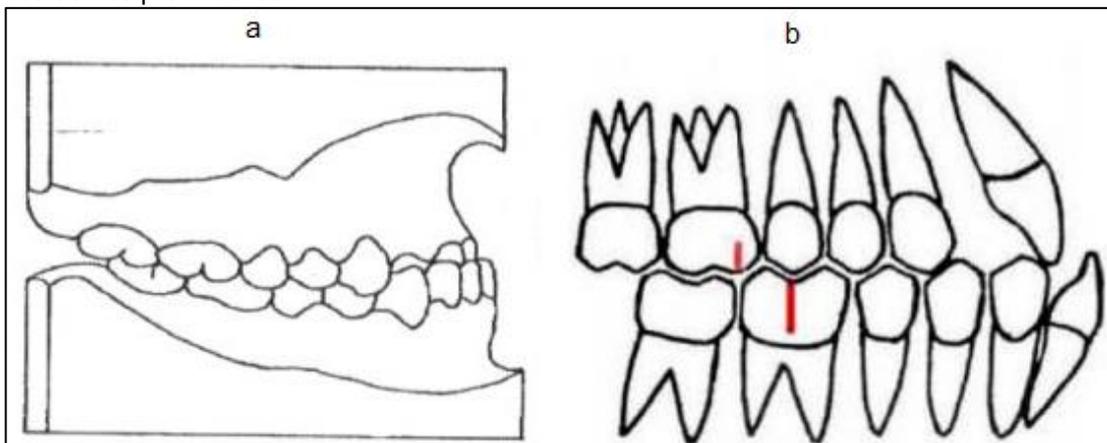


Fonte 9 - Classificação De Angle (2017).

3.2.1.3 Oclusão Classe III

A oclusão Classe III, elucidada na figura 9, pode ser observada quando o sulco mesiovestibular, do primeiro molar permanente inferior, se encontra mesializado em relação à cúspide mesiovestibular do primeiro molar superior (ANGLE, 1899).

Figura 9 - Exemplificação de oclusão Classe III. a - representa a arcada dentária de um ser humano em oclusão Classe III. b - apresenta os dentes em arcada com corte sagital, com ênfase na oclusão dos dentes pré-molares.



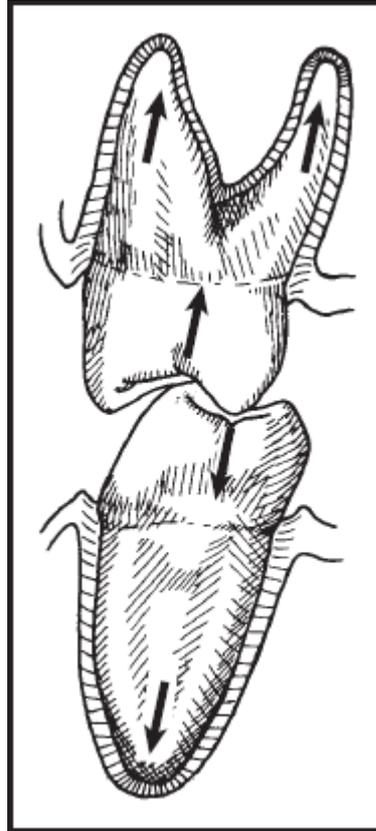
Fonte 10 - Classificação De Angle (2017).

3.2.2 Oclusão funcional

Descrita como oclusão dentária balanceada pelo DeCS/MeSH (2021), a oclusão funcional é entendida como o contato oclusal harmonioso entre dentes superiores e inferiores, ou seja, uma oclusão em estado de equilíbrio correto.

Atividades mastigatórias funcionais são atividades musculares controladas que fazem com que o sistema mastigatório desempenhe as funções necessárias com o mínimo de dano para qualquer estrutura envolvida. Reflexos protetores estão sempre presentes, evitando contatos dentários que possam representar danos em potencial. Logo, atividades funcionais são influenciadas pela condição oclusal. A função mastigatória depende não só da posição dos dentes no arco dentário, mas também da oclusão dos dentes opostos, conforme demonstrado na Figura 10 (OKESON, 2008).

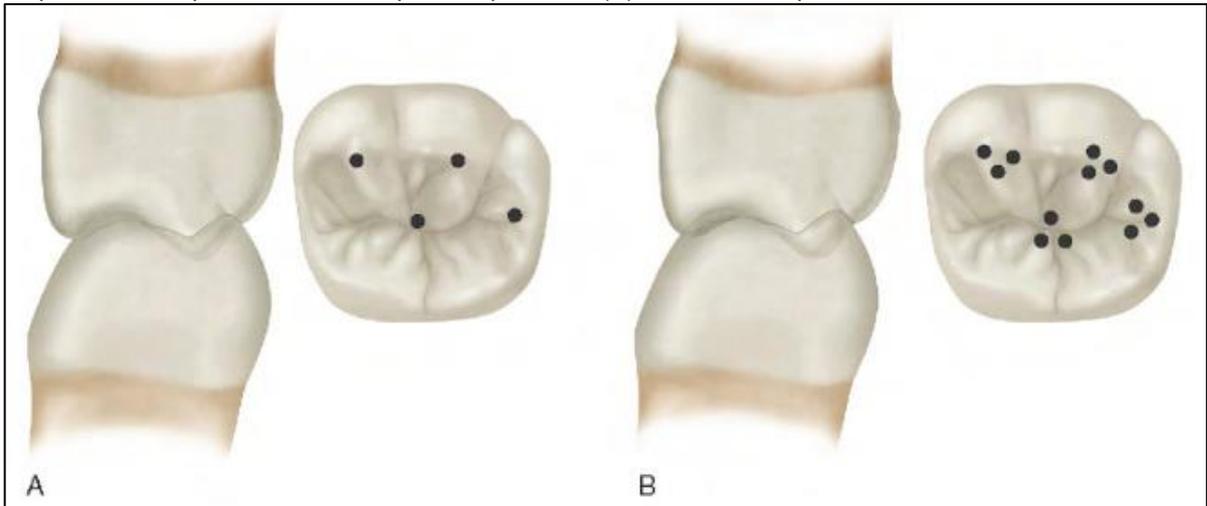
Figura 10 - Oclusão funcional de dentes posteriores.



Fonte 11 – Okeson (2008).

De acordo com Okeson (2008), durante a mastigação, quando os dentes posteriores entram em contato em um movimento lateral indesejável, a má oclusão produz um movimento mastigatório irregular e menos repetitivo. Esses trajetos mais irregulares, porém repetitivos, parecem estar relacionados ao movimento funcional alterado. Um exemplo de pontos de contato funcionais pode ser visto na figura 11.

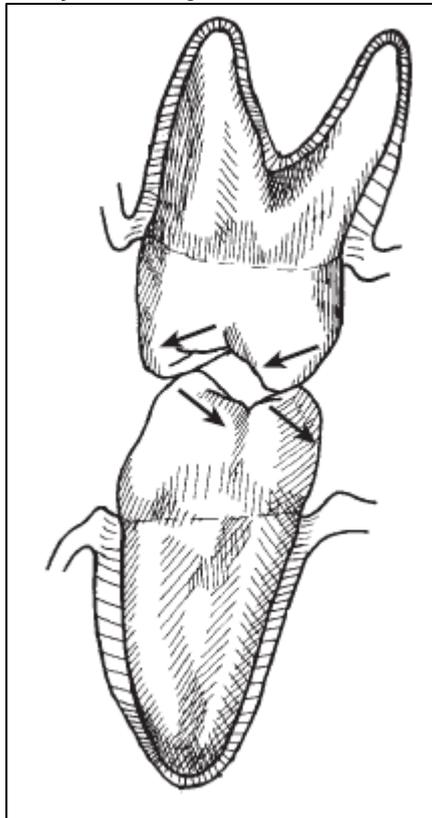
Figura 11 - Desenho esquemático dos pontos de aplicação de cargas axiais, obtidas por: (A) Contato da ponta da cúspide com uma superfície plana ou (B) contatos recíprocos das vertentes.



Fonte 12 - Okeson (2013).

De acordo com Okeson (2008), se dentes antagônicos tiverem contatos em suas vertentes, a direção da força alterará, deixando de ocorrer de forma funcional no eixo longo dos dentes. Neste caso, irá então se estabelecer forças de inclinação que tendem a desencadear tensões de compressão no ligamento periodontal e distensão de outras áreas. Esta situação é demonstrada na Figura 12.

Figura 12 - Distribuição de cargas em dentes em disfunção oclusal.



Fonte 13 - Okeson (2008).

Estudos mostram que cargas oblíquas que incidem nos dentes, tanto na função quanto na parafunção, promovem flexão nos dentes gerando tensões de tração e compressão na região cervical (CORNACCHIA *et al.*, 2000; TANAKA *et al.*, 2003). Como as estruturas dentárias são mais resistentes à compressão, danos como a formação de trincas, fraturas e perda de estrutura dentária são provavelmente causados por tensões de tração ocorridas por contatos excêntricos de uma oclusão não-balanceada. As tensões de tração geradas por cargas oblíquas e excêntricas se concentram principalmente na região cervical (CORNACCHIA *et al.*, 2000; REES, 2002; LAS CASAS *et al.*, 2003).

3.2.3 Lesões ocorridas por disfunção oclusal

Em 1984, Lee e Eakle explicaram que uma má oclusão pode gerar cargas laterais que provocam a flexão do dente, resultando em tensões compressivas no lado em que a força é aplicada e tensões trativas no lado oposto. Sendo essa etiologia chamada mais tarde de abfração por Grippo (1991).

Grippo (1991) definiu então a abfração como sendo a perda patológica de estrutura dental devido às cargas biomecânicas que provocam a flexão do dente e consequente fadiga do esmalte e da dentina situados na região cervical, distantes do ponto de aplicação da carga.

Estudos utilizando modelos bidimensionais (TANAKA *et al.*, 2003; REES e HAMMADEH, 2004; CUNHA, 2005) e tridimensionais (GOEL *et al.*, 1991; BORCIC *et al.*, 2005; PALAMARA *et al.*, 2006) analisados através do método de elementos finitos, reforçam a teoria de que a flexão dental é um fator etiológico no desenvolvimento de LCNCs. Xavier (2002) afirma que as LCNCs têm uma prevalência maior em dentes posteriores, principalmente em primeiros pré-molares superiores. Rees e Jagger (2003) relatam ainda que as LCNCs podem ocorrer devido a diversos fatores, como a questão oclusal.

3.3 Comportamento mecânico dos dentes

Autores com Sakaguchi e Powers (2012) descrevem as características mecânicas de cada um dos materiais. A dentina, por exemplo, pode ser considerada um material viscoelástico, ou seja, suas características de deformação são dependentes do tempo e a recuperação elástica não é instantânea. Dessa maneira,

a dentina pode ser sensível à taxa de deformação, que é o quão rapidamente ela é deformada quando submetida a este tipo de carregamento. A matriz de colágeno existente em sua composição é responsável por essa propriedade.

Conforme descrito por Guimarães e Soeiro (2001), Silva (2008) e Reis (2010), o esmalte dentário, diferentemente da dentina, pode ser tratado como um material com comportamento frágil, uma vez que, apresenta pouca capacidade de suportar deformação plástica antes da sua fratura. Ele possui baixa resistência a tensões normais de tração, segundo Bowen e Rodriguez (1962) e Spears *et al.* (1993) a resistência à tração do esmalte é aproximadamente 26 vezes menor que sua resistência à compressão.

De acordo com Souza (2012) e Teixeira (2006) as tensões de tração, que agem no dente, tem tendência a promover a ruptura das ligações químicas entre os cristais de esmalte na região cervical, causando assim uma maior incidência de falhas nessa região.

Las Casas *et al.* (2003) mostrou que certas características anatômicas e histológicas do esmalte cervical poderia deixá-lo mais suscetível às falhas por fratura, pois nessa região o esmalte é mais fino, aprismático e com menor conteúdo mineral.

Estudos feitos por Soares (2006) mostram que a remoção da estrutura dental altera o padrão de distribuição de tensões no dente, tornando os dentes tratados mais suscetíveis à fratura. Spears *et al.* (1993) elucidou que o esmalte, graças a sua morfologia, possui um efeito significativo para a dissipação de tensões. Logo, a descontinuidade provocada pela restauração na estrutura do esmalte desencadeia maiores valores de tensão máxima de tração.

Chun *et al.* (2014) elaborou uma pesquisa, que pode ser vista na Tabela 2, onde reuniu diversos estudos feitos, com corpos de prova e ensaios diferentes, e cada estudo apresenta valores de módulo de elasticidade para a dentina e para o esmalte, vale ressaltar a discrepância entre os resultados encontrados. Logo, faz-se necessário um estudo mais concreto sobre essa propriedade.

Tabela 2 – Quadro com valores de módulo de elasticidade do esmalte e da dentina de diversos autores.

Referência	Tipo de teste	Forma	N	Dimensões (mm)	Dente	E do esmalte	E da dentina
Chun et al. (2014)	Compressão		Esmalte 10	1,2 x 1,2 x 3,0	Canino, pré-molar	1338,2 ± 307,9 MPa	1653,7 ± 277,9 MPa
Stanford et al. (1958)	Compressão		Dentina 10 Esmalte 14	Diâmetro 0,9 - 1,57 Comprimento 0,7-2,2	-	8,2 - 37,2 GPa	8,3 - 12,3 GPa
Craig et al. (1961)	Compressão		Dentina 8 29	Diâmetro 0,8 Comprimento 0,8-2,4	primeiro molar	62,7 - 95,8 GPa	-
Trengrove et al. (1995)	Compressão		68	Diâmetro 4,0 Comprimento 4,0	incisivo central, canino	-	5,3 ± 1,6 até 6,1 ± 1,6 MPa
Jantarat et al. (2002)	Compressão		9	Diâmetro externo 3,5 Diâmetro interno 1,5 Comprimento 6-10	incisivo, canino	-	13,3 ± 1,3 GPa
Haines (1968)	Compressão	Seccionado transversalmente	-	Espessura 0,254	-	-	11 GPa
Fong et al. (2000)	Nanodureza	Seccionado transversalmente	6	-	incisivo	98,3 ± 5,9 GPa	24,8 ± 1,4 GPa
He et al. (2006)	Nanodureza	Seccionado transversalmente	-	-	pré-molar	40-80 GPa	60-100GPa
Habelitz et al. (2001)	Nanodureza	Seccionado transversalmente	4	-	terceiro molar	75-90 GPa	-
Marshall et al. (2001)	Nanodureza	Seccionado transversalmente	5	Espessura 1,0	terceiro molar	-	19,65 GPa
Arcis et al. (2002)	Nanodureza	Seccionado transversalmente	5	Diâmetro 8,0 Espessura 2,0	-	-	2-8GPa
Padmanabhan et al. (2010)	Microscopio de transmissão de luz	Seccionado transversalmente	4	-	molar	3,22 - 3,51 GPa	-
Senawongse et al. (2006)	Nanodureza	Seccionado transversalmente	10	Espessura 5	molar	-	29,9 ± 5,4 GPa

Fonte 14 - Chun *et al.* (2014).

3.3.1 Ensaio de dureza

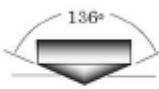
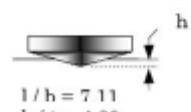
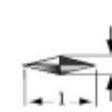
As primeiras medidas de dureza foram feitas por Friedrich Mohs em 1812, elas eram baseadas na habilidade de um material riscar o outro, gerando um sistema qualitativo de medidas dessa propriedade mecânica (PADILHA, 2000). Outro método de medida de dureza foi desenvolvido por Smith e Sandland em 1925, a dureza Vickers, que utiliza uma pirâmide, de base quadrada, de diamante que é comprimida, com uma força conhecida, contra a superfície do material. A área da impressão projetada na superfície é quadrada e é calculada pela medição das suas diagonais (GARCIA *et al.*, 2008).

Outros penetradores com diferentes geometrias como o Knoop e Berkovich foram desenvolvidos, porém o valor de dureza foi estabelecido como sendo a razão entre a força máxima aplicada ao material e a área projetada da impressão permanente na superfície testada (CALLISTER, 2002).

Existem também diversos tamanhos em que podem ser realizados os ensaios de dureza, desde tamanhos macroscópicos à nanoscópicos. O tamanho do

penetrador irá variar de acordo com o tamanho da amostra, sendo de essencial relevância esta variação, tendo em vista que este tipo de ensaio tem como principal característica ser um ensaio não invasivo. Nos ensaios realizados neste estudo utilizou-se a escala microscópica. Uma sintetização dos dados dos ensaios de dureza Vickers e Knoop em escala microscópica, pode ser vista na Tabela 3.

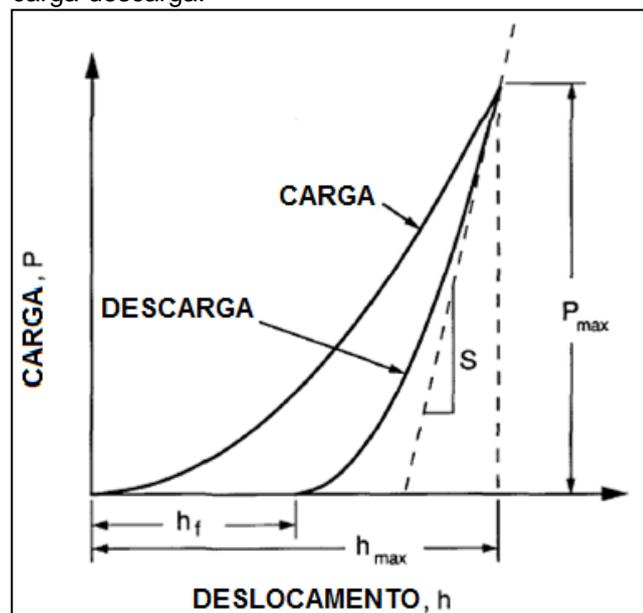
Tabela 3 - Técnicas de ensaio de dureza.

Ensaio	Penetrador	Forma da impressão		Carga	Fórmula para cálculo
		Vista lateral	Vista topo		
Vickers micro-dureza	Pirâmide de diamante			P	$HV = \frac{1.854 P}{d_1^2}$
Knoop micro-dureza	Pirâmide de diamante			P	$HK = \frac{14.2 P}{t^2}$

Fonte 15 - Callister (2002).

Como as impressões realizadas em escalas nanométricas são de difícil visualização, um dos avanços adquiridos com a modernização desses ensaios foi à construção de curvas de carga e descarga. Nessas curvas a força aplicada é representada graficamente em função da profundidade da deformação causada no material a cada instante (CALLISTER, 2002). Como pode ser visto na Figura 13.

Figura 13 - Representação gráfica de uma curva de carga-descarga.



Fonte 16 - Oliver, Pharr (1992).

Este método de análise gráfica da penetração do ensaio de dureza foi inicialmente desenvolvido por Oliver e Pharr em 1992. O método permite uma estimativa da projeção da área deformada plasticamente quando o penetrador atinge a força máxima do teste. Essa área difere da área observada da impressão permanente deixada após o teste, uma vez que a segunda é menor devido à recuperação elástica do material. A dureza então é calculada como a razão entre a força aplicada e a área projetada da deformação plástica do material a essa força (ALMEIDA, 2009).

Esta metodologia permitiu também que outras propriedades mecânicas e parâmetros pudessem ser extraídas à partir do ensaio de dureza, como o módulo de elasticidade utilizado neste estudo.

3.3.1.1 Ensaio de dureza dinâmico

Os equipamentos de ensaio dinâmico de dureza são aqueles que permitem o traçado da curva de carga-descarga, que representa a evolução da carga aplicada com a profundidade de impressão durante o ensaio de dureza. Essa curva é constituída por uma fase de carga seguida de uma fase de descarga. Entre as duas fases é possível determinar um estágio de manutenção de carga, cuja principal finalidade é estabilizar a deformação induzida (OLIVER; PHARR, 1992; ALMEIDA, 2009; ANTUNES *et al.*, 2010).

Para detectar a superfície da amostra o equipamento verifica a mudança de velocidade do penetrador, que ocorre quando o mesmo toca o corpo de prova. Após isso o aparelho continua aumentando a força de teste até o valor máximo, numa velocidade constante. Posteriormente, o penetrador é mantido na amostra por um tempo especificado (hold time), e começa a executar o processo de descarregamento (Manual Shimadzu DUH-211 e DUH-211S).

A dureza dinâmica Vickers é determinada pela profundidade de penetração, ao invés de ser calculada pelas diagonais da impressão. Esse cálculo utilizando a profundidade de penetração é expresso a partir da equação abaixo:

$$DH = \frac{aF}{h^2} \quad (1)$$

, onde F é a força (N), h a profundidade de penetração (mm), DH a dureza dinâmica e a é uma constante adimensional que depende da forma do penetrador, no caso da dureza Vickers a=3,8584.

A dureza dinâmica é obtida do teste de força aplicado durante o processo de impressão. Esta é uma propriedade do material, baseado na deformação plástica e elástica da amostra.

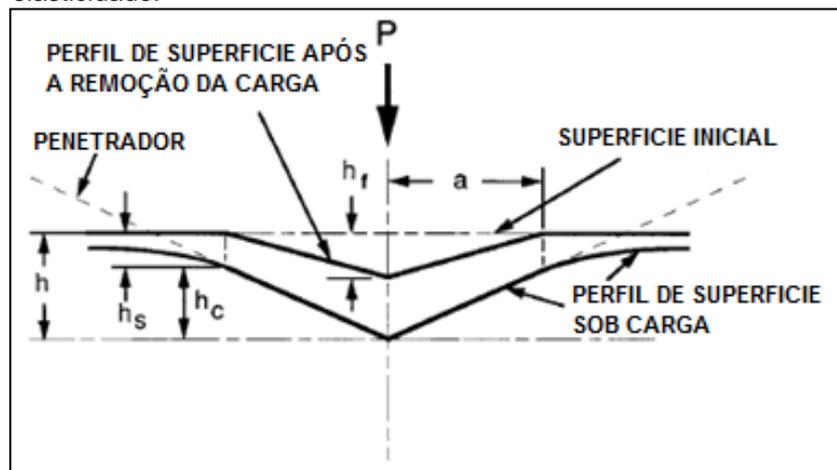
O padrão ISO (ISO14577-1) prevê diversos parâmetros de medida que relacionam a força de teste e a profundidade do ensaio como:

- Dureza Martens
- Dureza de penetração
- Módulo de elasticidade
- Deformação de impressão
- Determinação da parte plástica e elástica do trabalho de impressão

3.3.1.2 Módulo de Elasticidade

É possível por meio do ensaio de dureza calcular o módulo de elasticidade de um material. Essa teoria foi explicada por Oliver e Pharr em 1992. A Figura 14 traz a representação esquemática dos dados, utilizados para o cálculo do módulo de elasticidade, a partir da impressão do penetrador na amostra.

Figura 14 - Representação esquemática da sessão que sofre a penetração, mostrando dados utilizados para o cálculo de módulo de elasticidade.



Fonte 17 - Oliver, Pharr (1992).

A profundidade máxima $h_{máx}$ é determinada por mensuração experimental. Já o deslocamento da superfície no perímetro de contato, h_s , depende da geometria do penetrador. Para o penetrador pirâmidal que será usado, prevalece a seguinte equação:

$$h_s = \frac{P_{m\acute{a}x}}{S} \quad (2)$$

,em que $P_{m\acute{a}x}$ é a carga máxima utilizada no ensaio e S é a rigidez.

Oliver e Pharr (1992) explicam que a partir de ensaios de dureza em escala micrométrica, obteve-se a rigidez do material, que é analisado pela equação a seguir. Esta equação tem origem na teoria de contato elástico.

$$S = \frac{dP}{dh} = \frac{2}{\sqrt{\pi}} E_r \sqrt{A} \quad (3)$$

Onde S é medida obtida experimentalmente a partir da área superior da curva de descarga. A partir da equação de rigidez tem-se que P é a carga, h o espaço percorrido, E_r o módulo de elasticidade reduzido e A a área do contato elástico.

Solucionando-se as equações (2) e substituindo o valor da área de contato na equação (3) obtém-se o valor do módulo de elasticidade reduzido.

O cálculo de módulo de elasticidade é realizado a partir da área de contato do penetrador com a amostra. Oliver e Pharr (1992) explicam que 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 o tamanho da área de impressão.

O efeito de penetradores não rígidos no comportamento de deslocamento de carga pode ser definido pelo módulo de elasticidade reduzido E_r .

$$\frac{1}{E_r} = \frac{(1-\nu^2)}{E} + \frac{(1-\nu_i^2)}{E_i} \quad (4)$$

Onde E_i é o módulo de elasticidade do penetrador, ν_i o coeficiente de Poisson do penetrador, E o módulo de elasticidade da amostra e ν o coeficiente de Poisson da amostra.

3.4 Método de Elementos Finitos (MEF)

O método dos elementos finitos (MEF) tem suas origens no final do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos. Porém, o desenvolvimento prático desta análise somente foi acontecer com o advento dos computadores, por volta de 1950 (LOTTI *et al.*, 2006).

O MEF foi desenvolvido para análise de meios contínuos. Ele permite o estudo do comportamento físico utilizando modelos matemáticos complexos (SORIANO, 2003).

De acordo com Alves Filho (2000) o método de elementos finitos foi elaborado para ser uma ferramenta de análise que utiliza procedimentos aproximados para estudo de estruturas, e que pode ser aplicado em caráter geral. Resultando em soluções com uma precisão aceitável para problemas de engenharia.

Usualmente os casos analisados por este método são muito complicados para serem solucionados por um método analítico clássico. A análise de elementos finitos produz diversas equações algébricas simultaneamente, que são geradas e resolvidas por um computador (COOK *et al.*, 1989).

3.4.1 Método de Elementos Finitos aplicado à odontologia

O método de Elementos Finitos foi originalmente criado para análise de tensões (COOK *et al.*, 1989). Em odontologia, em especial, esta técnica tem sido muito aplicada para estudo da distribuição das tensões.

Quando se realiza um ensaio mecânico, por exemplo, numa interface adesiva, pressupõe-se que a carga aplicada será distribuída apenas no material onde a carga foi aplicada. Porém na realidade, ao aplicar-se a carga, ela irá se distribuir por todo o conjunto, material biológico, adesivo e resina. (GARCIA *et al.*, 2002)

Essa distribuição implicará em alterações influenciadas pelas características físicas de cada componente do conjunto, gerando assim uma propagação não uniforme das tensões. O método de elementos finitos tem auxiliado na análise dessa propagação de tensões. Garcia *et al.* (2002) comentaram sobre essa distribuição de cargas e acrescentaram que em uma análise por elementos finitos bidimensional, embora similar a simulação tridimensional, se difere por não fornecer dados sobre a concentração de tensões em áreas distante do ponto onde há a aplicação de carga, o que corrobora com o que expressa Oliveira *et al.* (2015).

Oliveira *et al.* (2015) realizaram um estudo comparativo entre análises por Elementos Finitos bidimensionais e tridimensionais. Os autores chegaram à conclusão que análises bidimensionais são eficientes e válidas em casos de simulações mais simplificadas, embora análises tridimensionais demonstrem resultados mais completos e próximos à situações clínicas reais.

Por isso, neste estudo, optou-se por realizar uma comparação entre dois modelos, o bidimensional estilizado e um modelo anatômico tridimensional, a fim de avaliar se os modelos atenderiam à demanda de análise de distribuição de tensões em cargas aqui chamadas de funcionais, que seriam cargas fisiológicas, ou forças puramente verticais, e em cargas, denominadas neste estudo como disfuncionais (não fisiológicas), ou seja forças oblíquas.

Ichim *et al.* (2007) avaliaram a influência do tamanho e profundidade da lesão e a direção da carga oclusal, sobre a resposta mecânica de restaurações cervicais, realizadas com Cimento de ionômero de vidro para análise no MEF. Foram modelados primeiros pré-molares inferiores com lesões arredondadas em formato de cunha e cada dente carregado com angulações diferentes de preparo. Os resultados mostraram que forças oblíquas acarretam uma maior tensão na região cervical das restaurações. Os autores concluíram que o diagnóstico oclusal e posterior ajustes oclusais são fundamentais para o tratamento de lesões cervicais não cariosas.

Assim como Ichim *et al.* (2007), Guimarães (2009) estudou a influência da presença, da forma e da profundidade de lesões cervicais não cariosas no comportamento mecânico do dente, porém o autor utilizou um segundo pré-molar superior. Foi analisada a ação de cargas oclusais funcionais e disfuncionais em modelos tridimensionais. O autor constatou que o tipo de carga oclusal foi o fator que apresentou maior influência na distribuição de tensões e na obtenção dos mais elevados valores de tensão de tração, tendo as cargas disfuncionais valores de tensão maiores que as cargas funcionais.

Já Borcic *et al.* (2005) analisaram um dente sob oclusão normal e má oclusão, foi utilizado um primeiro pré-molar inferior por método de elementos finitos tridimensional para comparar as tensões da região cervical. No caso da má oclusão as tensões de tração geradas na região cervical foram maiores se comparadas com as tensões geradas em oclusão normal, os autores afirmam que essa diferença de tensões pode resultar em lesões cervicais não-cariosas.

Silva (2008) também realizou um protocolo para modelagem tridimensional de um primeiro pré-molar superior hígido para o método dos elementos finitos e a validação do modelo pela análise da distribuição de tensões de tração na região cervical do esmalte vestibular quando submetido à aplicação de cargas oclusais fisiológicas e não-fisiológicas, relacionando os resultados obtidos com os estudos

dos mecanismos formadores das lesões de abfração descritos na literatura. As simulações de oclusão não-fisiológica interferiram acentuadamente na distribuição de tensões quando comparados com a oclusão fisiológica, sendo que a localização dos pontos de maior concentração de tensão variou de acordo com a topografia do carregamento aplicado. O autor concluiu que a simulação de prematuridade retrusiva apresentou os maiores valores de tensão na região cervical vestibular de esmalte.

Corroborando com o que Borcic *et al.* (2005) e Silva (2008) evidenciaram em seus estudos, Machado *et al.* (2018) submeteu um pré-molar a três tipos de carregamentos oclusais diferentes a fim de avaliar a presença de LCNCs pelo Método de Elementos Finitos. Os autores chegaram à conclusão de que o carregamento aplicado à cúspide palatina desencadeou um aumento de tensão de tração na região cervical do dente, área de maior prevalência de LCNCs. Já carregamentos na cúspide vestibular desencadeou uma maior tensão de compressão na tábua óssea vestibular.

Wood *et al.* (2008) fizeram uma revisão de literatura sobre lesões cervicais não-cariosas, os autores apontaram a escassez de pesquisas sobre o assunto e concluíram que o número e o tamanho das lesões aumenta com a idade, sendo essas lesões mais comuns no lado bucal do dente. De acordo com os autores as LCNCs têm causas multifatoriais, não sendo sustentada a ideia de que o ajuste oclusal pode prevenir ou parar a progressão dessas lesões.

Rees e Jagger (2003) também realizaram um estudo baseado em revisão bibliográfica onde apontaram que a abfração deve ser estudada por se tratar de uma patologia multifatorial, porém em seu artigo os autores suportam a teoria de que as cargas oclusais podem contribuir para as lesões cervicais não-cariosas.

Munari (2012) elaborou um estudo em MEF tridimensional para avaliar a distribuição de tensões na estrutura dentária. O estudo avaliou um primeiro pré-molar superior sendo submetido a diferentes tipos de carregamentos, considerando o esmalte anisotrópico e isotrópico. Os resultados mostraram que as tensões de tração concentraram-se principalmente na região cervical do dente e na inserção óssea alveolar. Sendo que o esmalte cervical parece ser mais susceptível à fratura devido à maior concentração de tensões nesta área associada à sua composição e características anatômicas indicam maior predisposição à fratura. Através do estudo ficou claro também que modelos isotrópicos são satisfatórios para análise de

distribuição de tensões, pois produzem modelagens menos complexas e resultados similares comparados aos modelos anisotrópicos.

Assim como Munari (2012), Guimarães e Soeiro (2001) mostraram que as máximas tensões normais trativas estão localizadas no esmalte, levando-o assim a falha. Munari (2012) diz ainda que estas tensões estão principalmente concentradas na região cervical do esmalte, justificando assim que devido às características anatômicas desta área a falha tende a ocorrer nela.

Teixeira (2006) fez um estudo através de MEF onde analisou a distribuição de tensões na região cervical de pré-molares inferior e superior em oclusão. No trabalho o autor avalia também a mobilidade do ligamento periodontal sob cargas de impacto. Em um modelo de elementos finitos 2D Rees e Jacobsen (1997) determinaram o módulo de elasticidade do ligamento periodontal. Em seu trabalho o ligamento apresentou módulo de elasticidade em torno de 50 MPa. Foi constatado pelos dois autores a importância do ligamento periodontal e de todo periodonto para assimilar as cargas aplicadas aos dentes.

Okeson (2008) explica que o ligamento periodontal não só prende o dente ao seu osso alveolar, mas também ajuda a distribuir as cargas aplicadas ao osso durante o contato funcional dos dentes. Podendo ele ser considerado um “amortecedor natural”.

Diferentemente dos autores tratados acima, Soares (2006) também objetivou avaliar a resistência à fratura, deformação de cúspide e distribuição de tensões de pré-molares superiores humanos, porém o autor avaliou dentes tratados endodonticamente. O autor realizou o ensaio de compressão e a simulação por método de elementos finitos tridimensional em sete grupos, onde analisou dentes tratados com restaurações diretas e indiretas restaurados com amálgama, resina composta, resina laboratorial e cerâmica. No entanto, o autor empregou o critério de von Mises em sua análise da distribuição de tensões. O autor concluiu que o tipo de preparo e material restaurador influenciam diretamente na deformação de cúspides e distribuição de tensões.

Silva (2008) relatou que as tensões principais são as responsáveis por fraturas e trincas dentárias. Conforme descrito por Guimarães e Soeiro (2001), Silva (2008) e Reis (2010), o esmalte dentário, por se tratar de um material com comportamento frágil, possui baixa resistência a tensões normais de tração.

Segundo Bowen e Rodriguez (1962) e Spears *et al.* (1993) a resistência à tração do esmalte é aproximadamente 26 vezes menor que sua resistência à compressão.

Após todos esses estudos, a presente pesquisa visa elaborar uma simulação computacional que correspondesse, de maneira mais fiel possível, àquilo que ocorre nos casos reais. Podendo, assim, contribuir com resultados mais confiáveis para o estudo de restaurações diretas na Odontologia.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Ensaio de dureza

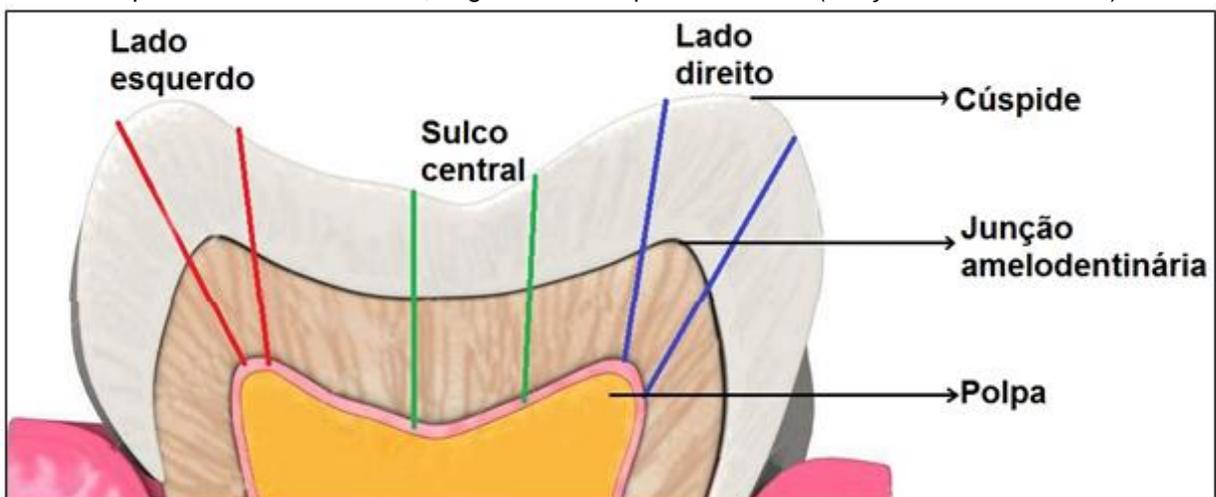
Para a realização da análise de dados dos ensaios de dureza, utilizaram-se dados de ensaios previamente realizados pela autora deste trabalho, nos estudos: Teixeira (2016) e Teixeira (2019). A metodologia de preparo das amostras e realização dos ensaios seguem no Anexo 1.

Utilizou-se amostras de dentes terceiros molares, por serem dentes de maior calibre, o que permitiu um ensaio mais completo ao longo da extensão do dente.

A dureza foi avaliada utilizando-se penetradores diamantados do tipo Vickers nos dois equipamentos, foi empregada uma amostra no Microdurômetro digital (SHIMADZU, modelo: HMV – Micro Hardness Tester) e uma amostra no equipamento Ultramicrodurômetro (SHIMADZU, modelo: DUH-211 – Dynamic Ultra Micro Hardness Tester).

O ensaio no esmalte foi realizado seguindo da ponta da cúspide até a JAD, e na dentina seguindo da JAD até próximo à polpa, como exibido na Figura 15. Foram feitas medidas do lado esquerdo e central. Não foi analisado o lado direito, devido a sua semelhança de resultados quando comparado ao lado esquerdo.

Figura 15 – Desenho ilustrativo do dente, parte coronária, com a representação de como o dente foi separado em lado esquerdo, sulco central e lado direito. O ensaio de dureza no esmalte foi realizado no lado esquerdo e no sulco central, seguindo da cúspide até a JAD (Junção amelodentinária).

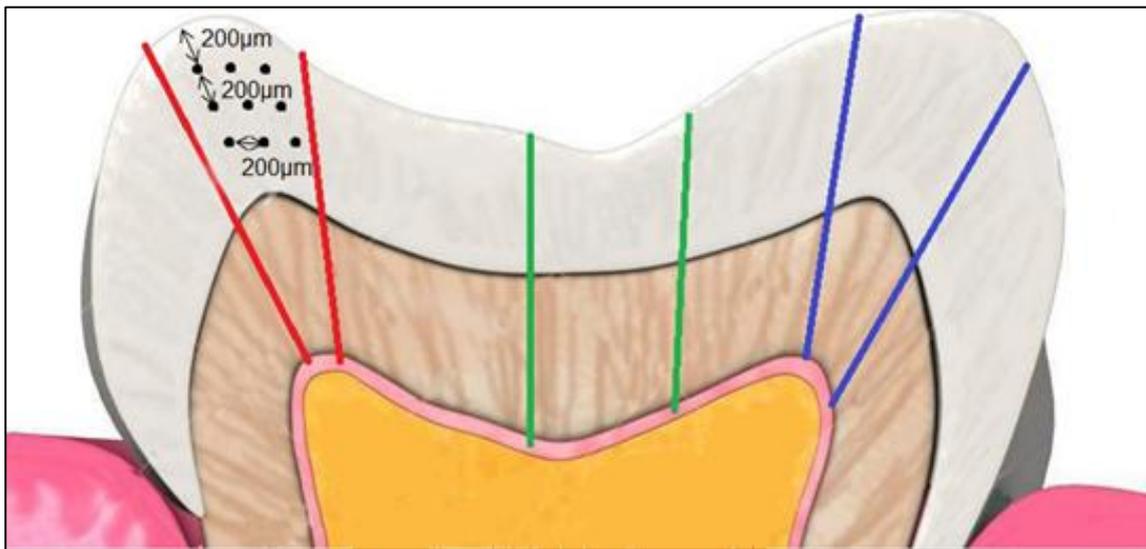


Fonte 18 - Modificado de Root Canal (2021).

O experimento foi realizado dando-se uma distância de 200 μm entre as impressões e entre as extremidades, como pode ser observado na representação da

Figura 16. Esta distância foi utilizada na intenção de se percorrer a amostra de maneira mais eficaz, analisando assim a influência da morfologia do material no valor da dureza.

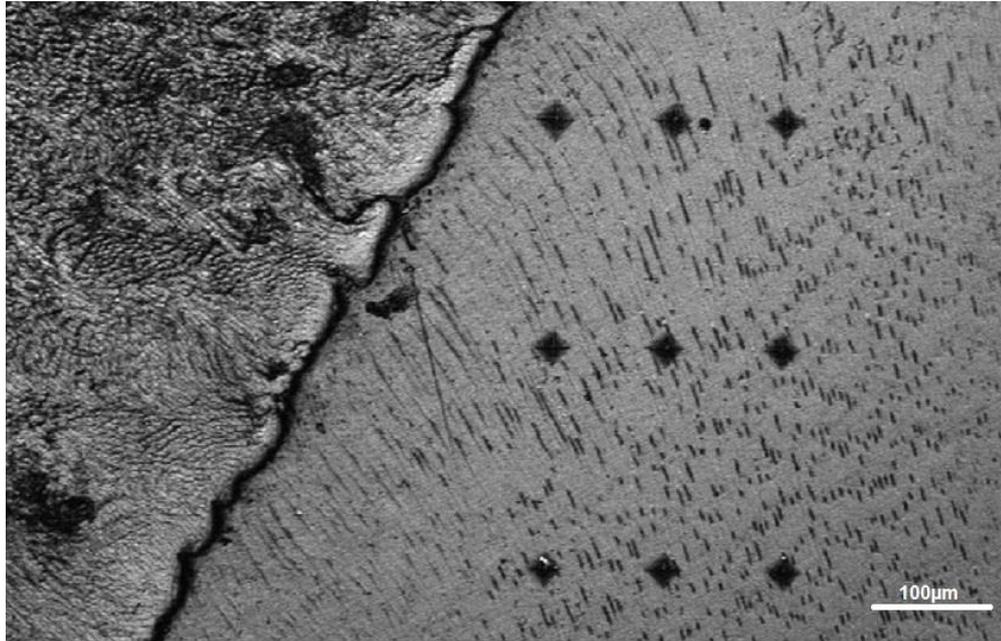
Figura 16 - Desenho ilustrativo do dente, parte coronária, contendo a representação de como foi realizado o ensaio, mostrando os valores das distâncias percorridas entre as impressões.



Fonte 19 - Modificado de Root Canal (2021).

Esta metodologia de ensaio foi realizada a fim de fazer uma leitura completa ao longo do comprimento do dente, se respeitando a distância necessária para que não haja interferências entre as leituras das medidas, conforme pode ser visualizado na Figura 17.

Figura 17 - Imagem micrográfica em que é possível se visualizar as impressões resultantes do ensaio de dureza realizado no estudo Teixeira (2016).



Fonte 20 - Próprio autor (2021).

O teste de dureza estático utilizou a carga de 490,3mN, por 20s para o esmalte e 980,7mN por 20s para a dentina. Já para o ensaio dinâmico os parâmetros utilizados seguem a tabela 4. A explicação para a utilização dos parâmetros de ensaio utilizados no Ultramicrodurômetro está nos Anexos, item 8.1.3.1.

Tabela 4 - Parâmetros do ensaio no Ultramicrodurômetro.

Material	Carga (mN)	Tempo de permanência (s)	Velocidade (mN/s)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	200	0	70,07	0,3
Dentina	500	0	70,07	0,3

Fonte 21 - Teixeira (2016).

No total foram 477 medidas, que são descritas na Tabela 5.

Tabela 5- Quantidade de medidas de módulo de elasticidade feita em cada corte.

	Ensaio de dureza estático		Ensaio de dureza dinâmico		Total
	Lado esquerdo	Lado central	Lado esquerdo	Lado central	
Esmalte	33	12	42	15	102
Dentina	120	84	90	81	375
Total	153	96	132	96	477

Fonte 22 - Teixeira (2016); Teixeira (2019).

4.2 Simulação computacional

Para a parte de processamento dos modelos utilizou-se o programa Ansys Mechanical 2020 R2 (Ansys, Inc. USA) e o programa ANSYS(R) Mechanical APDL Product Launcher Release 14.0.

A simulação computacional foi realizada em duas etapas. A primeira consistiu na análise dos modelos de simulação bidimensional e tridimensional, este estudo consiste em analisar o problema de má oclusão funcional, em que compara-se o dente hígido ao dente restaurado, tendo sido os dois submetidos à uma carga funcional e uma carga disfuncional de oclusão. Para ambos modelos são utilizadas as mesmas condições de contorno.

A segunda etapa consiste em comparar a simulação no método bidimensional com o método tridimensional.

Para efeito de estudos, todas as condições de contorno e propriedades dos materiais foram mantidas idênticas para os três modelos de análise da primeira etapa.

Para o desenvolvimento dos modelos, foram utilizados os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson descritos na Tabela 6. Os módulos de Poisson de todos os materiais utilizados foram obtidos a partir da literatura.

Tabela 6 - Módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais utilizados.

Material	Módulo de elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referências
Esmalte	80.000,0	0,3	Teixeira (2016); Craig <i>et al.</i> , 1961
Dentina	20.000,0	0,3	Teixeira (2016); Craig <i>et al.</i> , 1961
Câmara Pulpar	2,0	0,45	Rubin <i>et al.</i> , 1983
Ligamento Periodontal	11,8	0,45	Ichim <i>et al.</i> , 2007
Osso Cortical	13.700,0	0,3	Ko <i>et al.</i> , 1992
Osso Esponjoso	1.370,0	0,3	Ko <i>et al.</i> , 1992

Fonte 23 - Próprio autor (2021).

Utilizou-se para fins de simulação a proposta de um compósito de utilização corriqueira na odontologia, de nome comercial Filtek Z350XT, descrito na tabela 7.

Tabela 7 - Características dos materiais usados em restaurações dentárias.

Tipo	Nome Comercial	Composição principal	Fabricante
Resina NanoParticulada	Filtek Z350 XT	Fase orgânica: BIS-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, BIS-EMA. Fase inorgânica: Zircônia/Sílica Agregadas Fotoiniciador: canforoquinona	3M ESPE, ST Paul, MN, USA

Fonte 24 - 3M Espe (2010).

O coeficiente de Poisson utilizado para o material resinoso foi obtido a partir dos dados expostos pelo fabricante, já o módulo de elasticidade faz parte de pesquisa anteriormente realizada (TEIXEIRA, 2016). Os valores utilizados foram 10.000 MPa de módulo de elasticidade e 0,3 de coeficiente de Poisson (3M Espe, 2010; TEIXEIRA, 2016).

Foram consideradas simplificações inerentes à análise estática e os deslocamentos provocados por ações exteriores, por serem muito pequenos se comparados às dimensões do dente, sendo então desconsiderados deslocamentos da amostra. Admitiu-se que não há modificação da geometria inicial, sendo uma análise linear geométrica, e também que a relação entre tensões e deformações é linear.

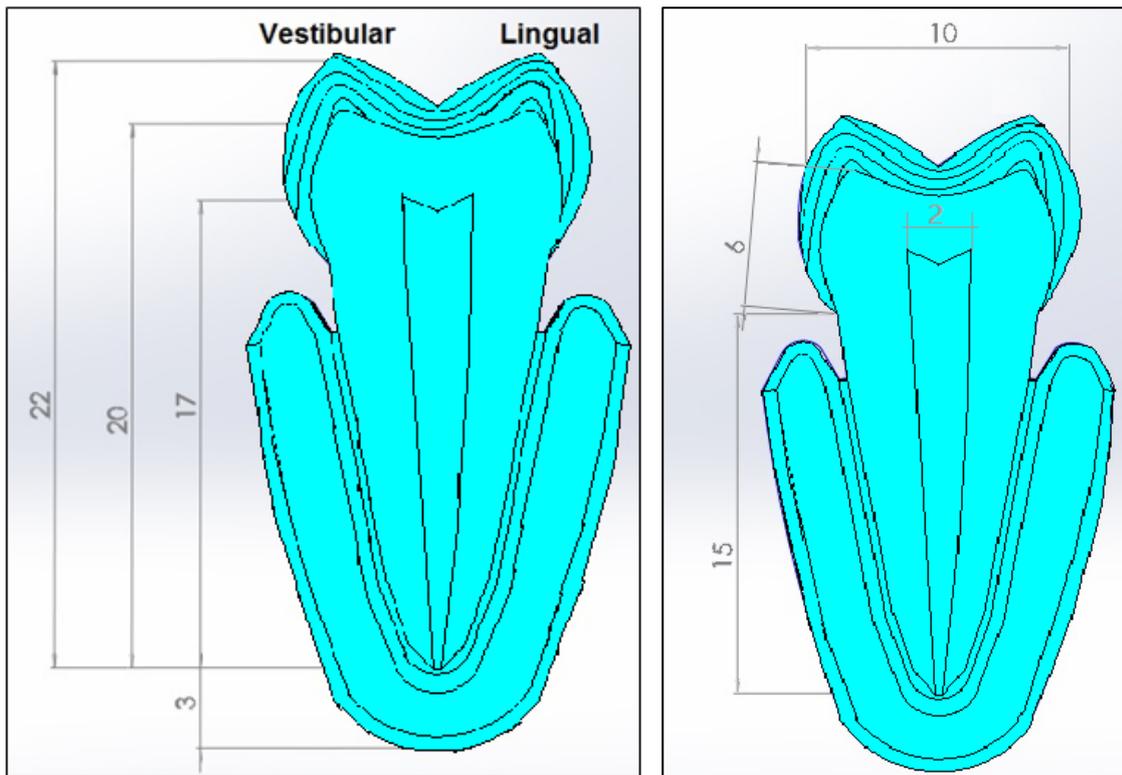
Todos os elementos utilizados no estudo foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e contínuos. Munari (2012) elaborou um estudo sobre a influência da isotropia ou anisotropia na modelagem por elementos finitos do esmalte dentário e chegou à conclusão que independente da opção escolhida, não havia mudanças significativas nos resultados, tendo sido então, para simplificação de hipóteses, considerado o esmalte como material isotrópico.

4.2.1 Modelo Bidimensional estilizado

Para a construção deste modelo bidimensional estilizado representativo de um dente pré-molar, foram utilizadas as medidas e formas baseadas em Misch (2015). Conforme demonstrado na Figura 18.

O desenho do modelo foi feito inicialmente no programa SolidWorks 2015 (SolidWorks Corp., Massachusetts, USA) e salvo no formato IGS (International Graphics Exchange Specification), que permite a troca de informações entre programas CAD (Computer-aided design).

Figura 18 - Medidas em milímetros do dente hírido estilizado 2D.

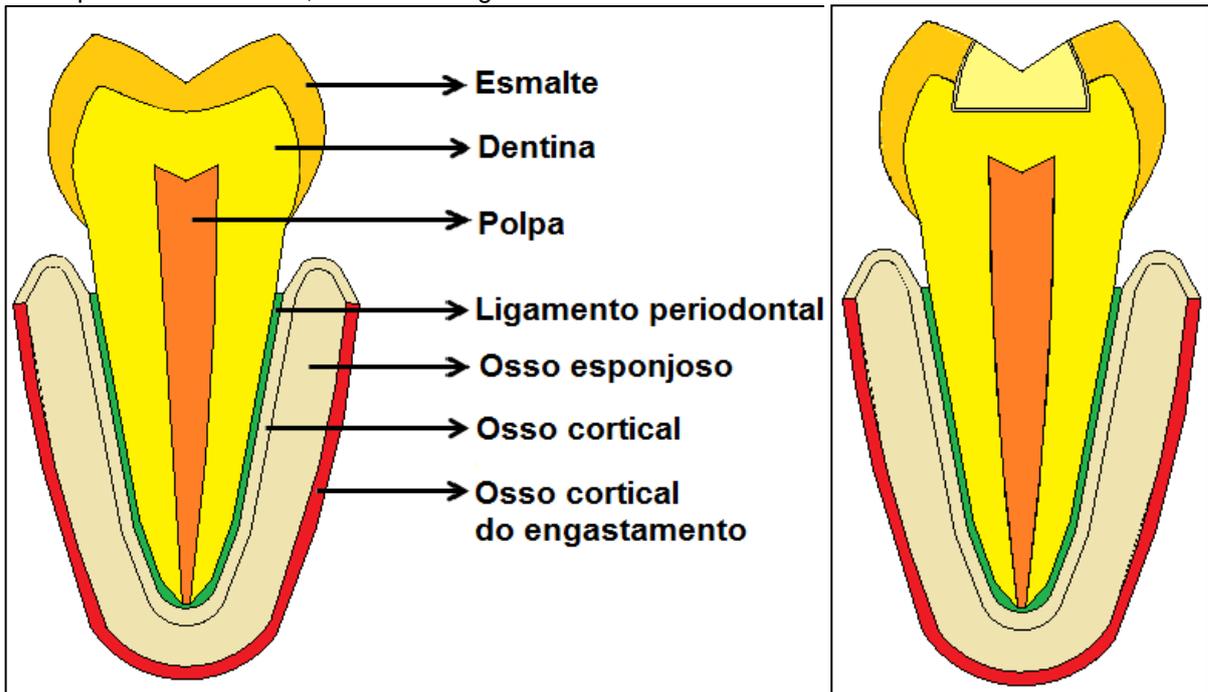


Fonte 25 - Próprio autor (2021).

Para a parte de processamento do modelo utilizou-se o programa ANSYS(R) Mechanical APDL Product Launcher Release 14.0. Onde foram montadas malhas com tamanho de elemento 0,1 mm, o tipo de elemento adotado foi o Plane182, por se tratar de uma análise em estado plano de tensões. Este tipo de elemento é definido por quatro nós tendo dois graus de liberdade cada um, nas direções x e y. O modelo geométrico final do dente hírido é composto por 24792 nós e o dente restaurado composto por 25797 nós.

A condição de contorno considerada foi de que o dente está engastado no osso cortical e em oclusão fisiológica, como destacado em vermelho na figura 19.

Figura 19 - Modelos dos dentes hígido e restaurado utilizados para simulação em MEF, com destaque ao osso cortical, onde há o engastamento do dente.



Fonte 26 - Próprio autor (2021).

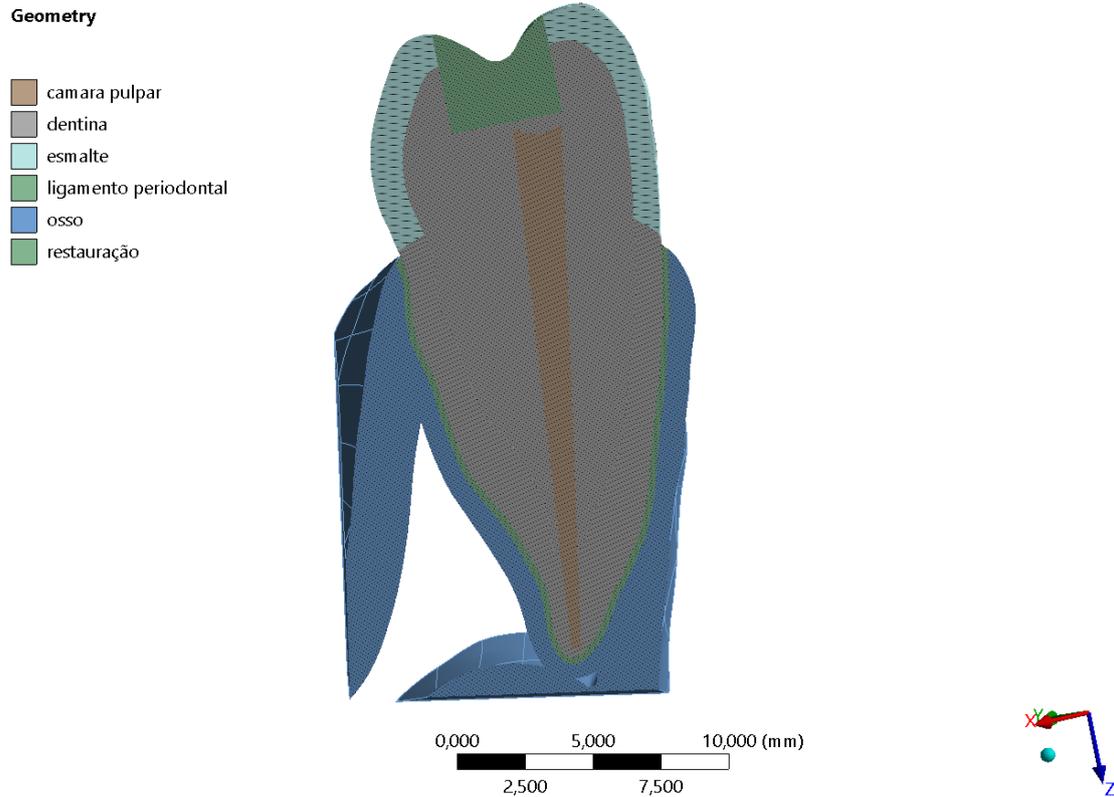
4.2.2 Modelo tridimensional

O modelo utilizado foi adaptado de uma tomografia computadorizada de baixa resolução realizada por Scanner Clínico CT disponibilizada por Vasco (2021).

Com o auxílio da empresa WELDING INSPEÇÕES, ENGENHARIA E ANALISE DE MATERIAIS LTDA - WELDING, CNPJ: 60.244.217/0001-79 foi possível a confecção dos modelos tridimensionais e simulação dos mesmos. Esta parceria possibilitou a utilização de versões atualizadas do pacote de programas ANSYS 2020 R2 (Ansys, Inc. USA), assim como computadores com tempo de processamento de simulações inferior.

Foi extraído o modelo disponibilizado por Vasco (2021), no formato Step 214 version e posteriormente estes elementos foram remodelados utilizando o programa SpaceClaim 2020 R2 (Ansys, Inc. USA), a fim de que pudessem possuir todos os componentes da anatomia dental, como mostra a Figura 20.

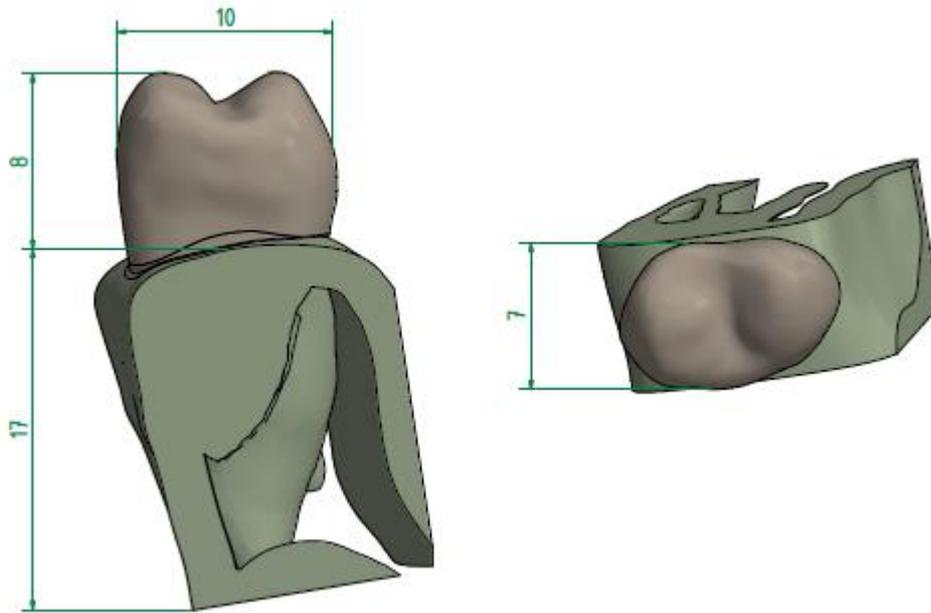
Figura 20 - Descrição das áreas do modelo com todas as suas segmentações, esmalte, dentina, polpa, etc.



Fonte 27 - Próprio autor.

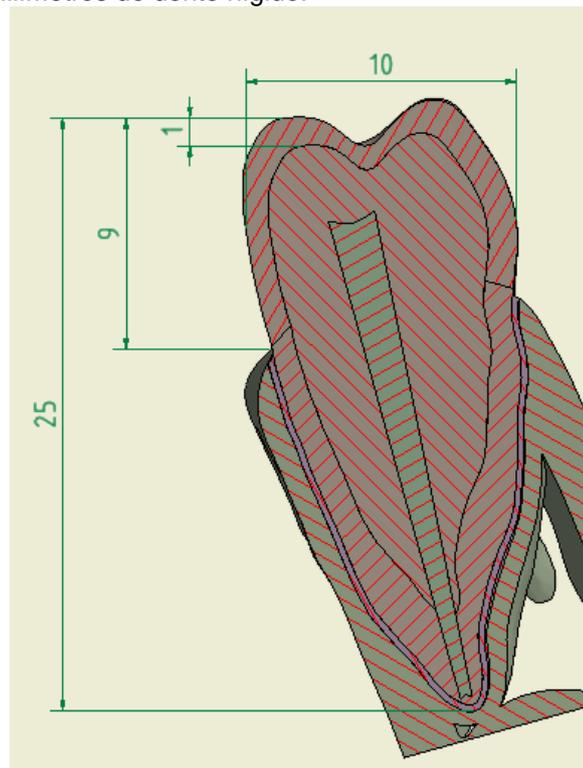
Elaborou-se dois modelos, um para o dente hígido (ou seja, natural, sem alterações) e outro modelo um dente com restauração realizada com compósito resinoso, simulando uma restauração de área cariada. Este segundo modelo utilizou como base o modelo do dente hígido. A partir das figuras 21, 22 e 23, é possível visualizar-se as medidas utilizadas, todas em milímetros.

Figura 21 - Medidas em milímetros do dente hígido.



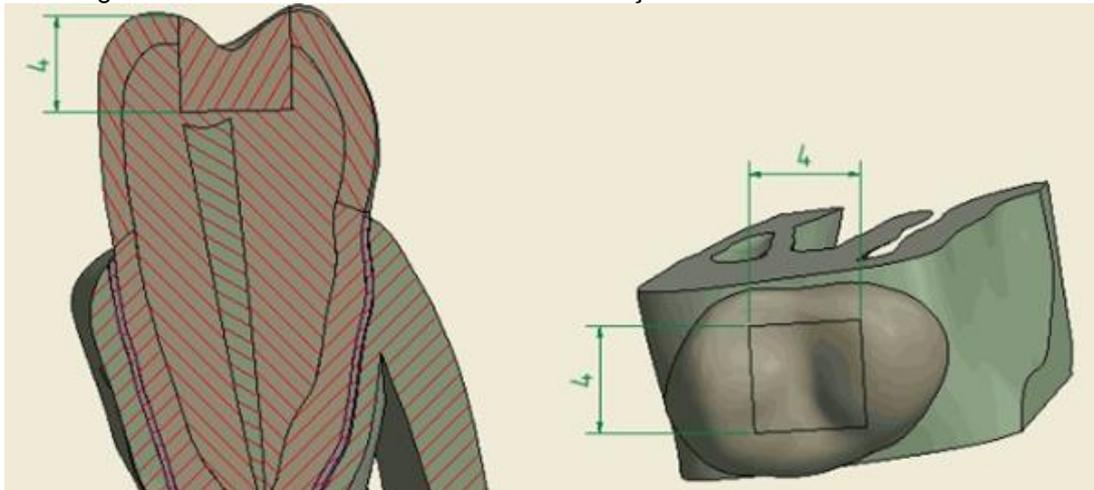
Fonte 28 - Próprio autor (2021).

Figura 22 - Medidas em milímetros do dente hígido.



Fonte 29 - Próprio autor (2021).

Figura 23 - Medidas em milímetros da restauração utilizada no dente restaurado

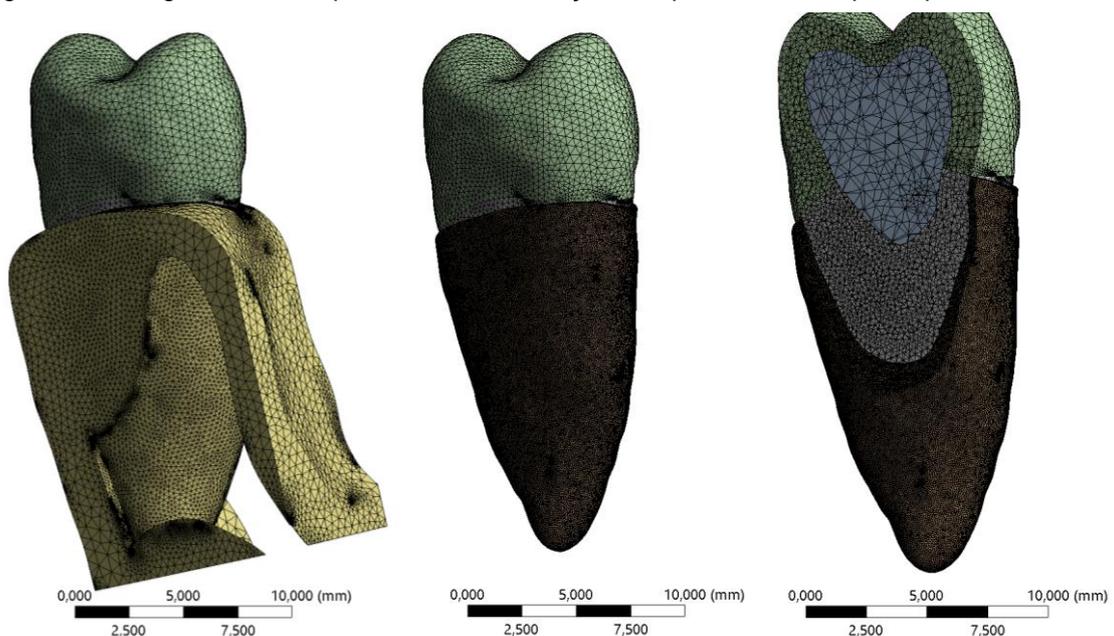


Fonte 30 - Próprio autor (2021).

Para a confecção das malhas o tipo de elemento adotado foi o Tetraédrico de segunda ordem de 10 nós, identificado como SOLID187(ou Tet10), por ser o mais recomendado para malhas irregulares. Este tipo de elemento possui três graus de liberdade em cada nó, sendo eles de translação em x, y e z. A forma da malha pode ser visualizada na Figura 24, são elementos da forma quadrática, tamanho 1,7mm e mesh metric com elementos de qualidade média de 0,83, sendo o valor máximo 1.

O modelo geométrico final do dente hígado é composto por 2.775.560 nós e 1.840.058 elementos, já o dente restaurado possui 1.141.879 nós e 744.848 elementos.

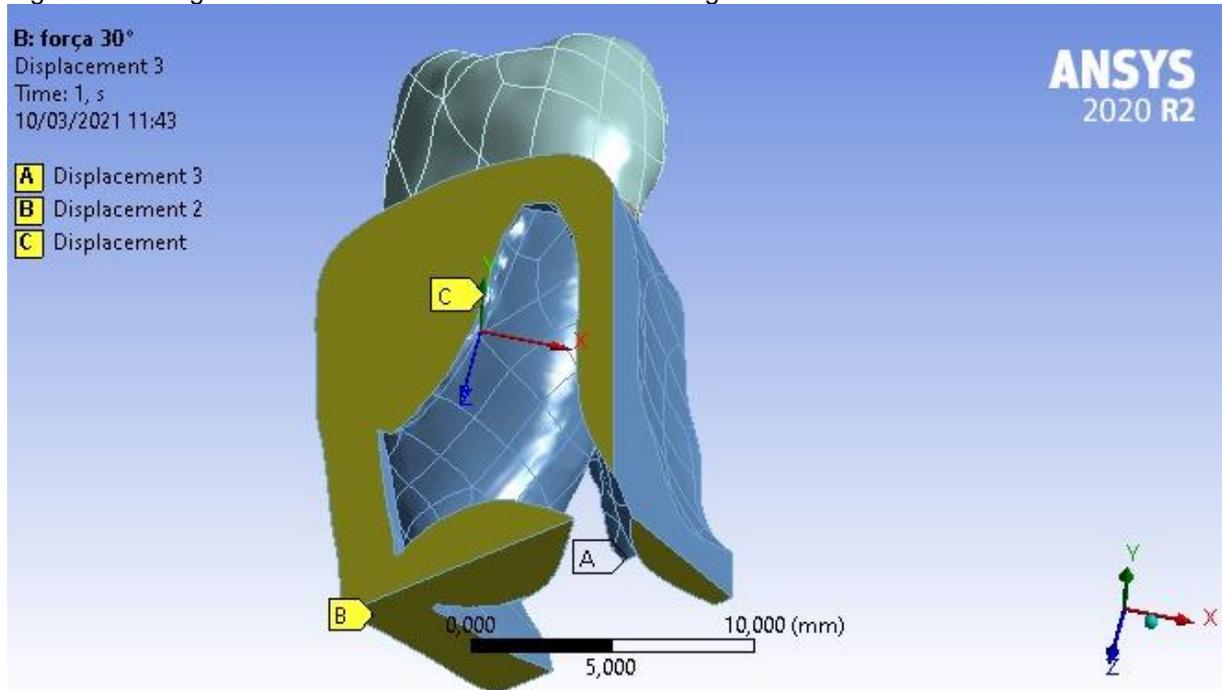
Figura 24 - Imagem do dente pré-molar na simulação computacional composto por malhas.



Fonte 31 - Próprio autor (2021).

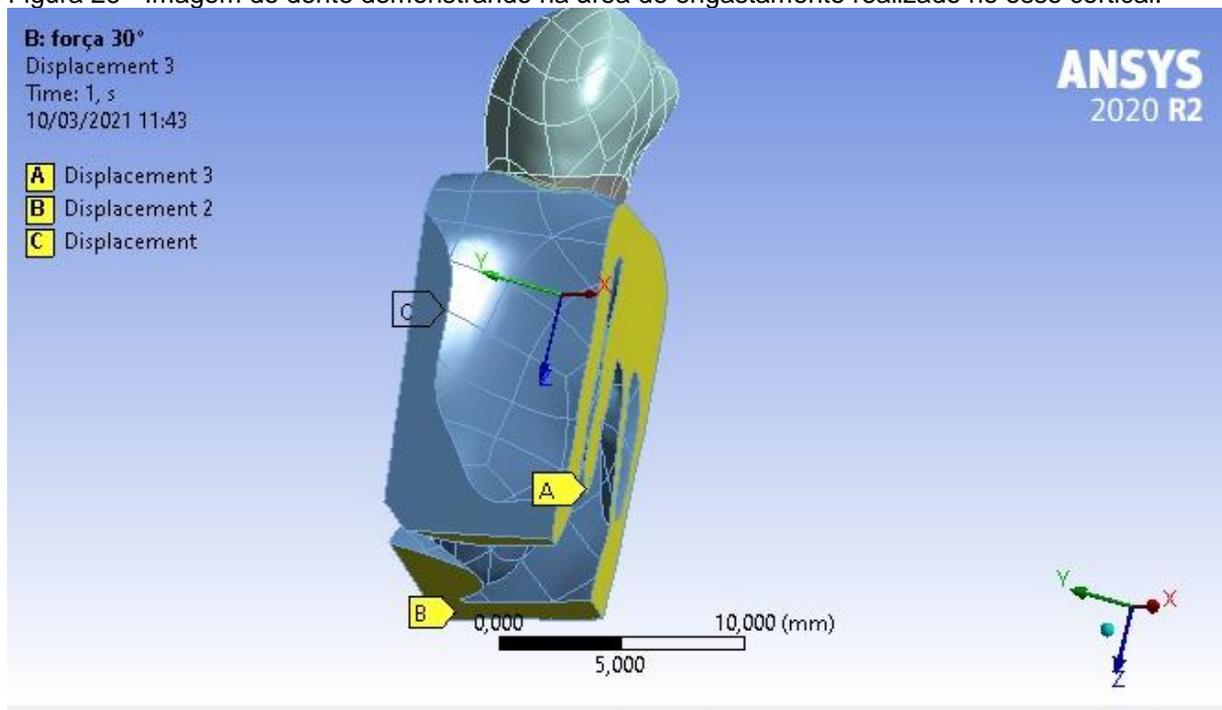
Como condição de contorno foi considerado que o dente está engastado no osso cortical, como destacado nas Figuras 25 e 26.

Figura 25 - Imagem do dente demonstrando na área de engastamento realizado no osso cortical.



Fonte 32 - Próprio autor (2021).

Figura 26 - Imagem do dente demonstrando na área de engastamento realizado no osso cortical.



Fonte 33 - Próprio autor (2021).

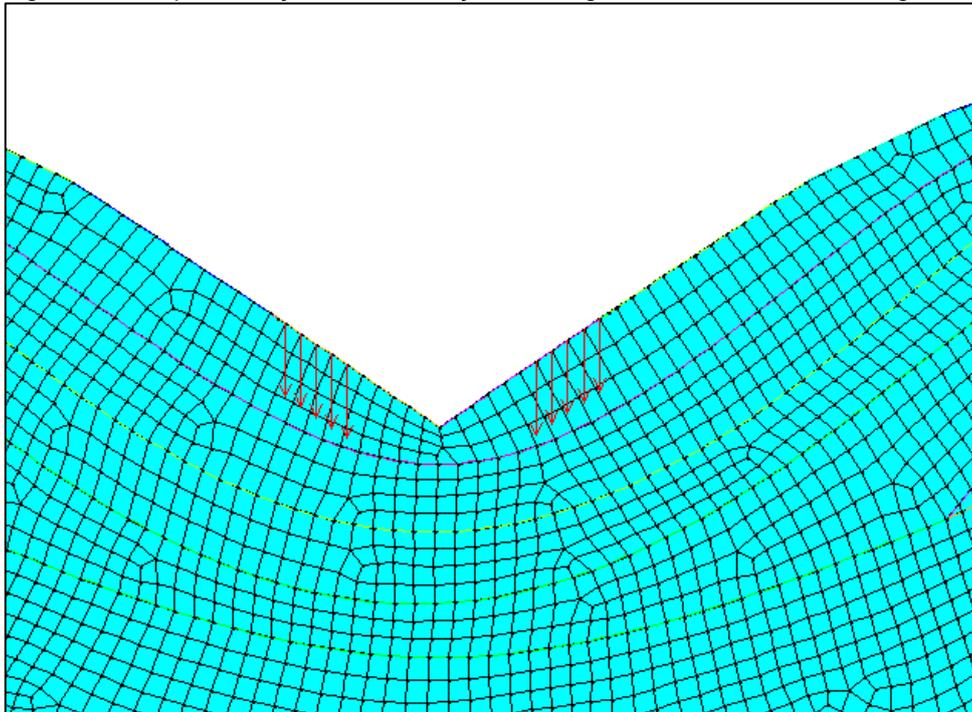
4.2.3 Análise de cargas funcionais e disfuncionais

Foram então utilizados como parâmetros os valores relativos à pacientes do sexo masculino, jovens (13 – 20 anos) e que possuam boa saúde oral. De acordo com Araújo *et al.* (2014), a maior força de mastigação registrada em casos de má oclusão morfológica é o do grupo de classe I, sendo essa força de 342,6N. Neste estudo utilizou-se a força de 120N, correspondente a aproximadamente 36,2% da força mastigatória (GIBBS *et al.*, 1981).

Para este estudo foram utilizadas quatro condições de contorno, são elas: dente hígido com carga funcional, dente hígido com carga disfuncional, dente restaurado com carga funcional e dente restaurado com carga disfuncional.

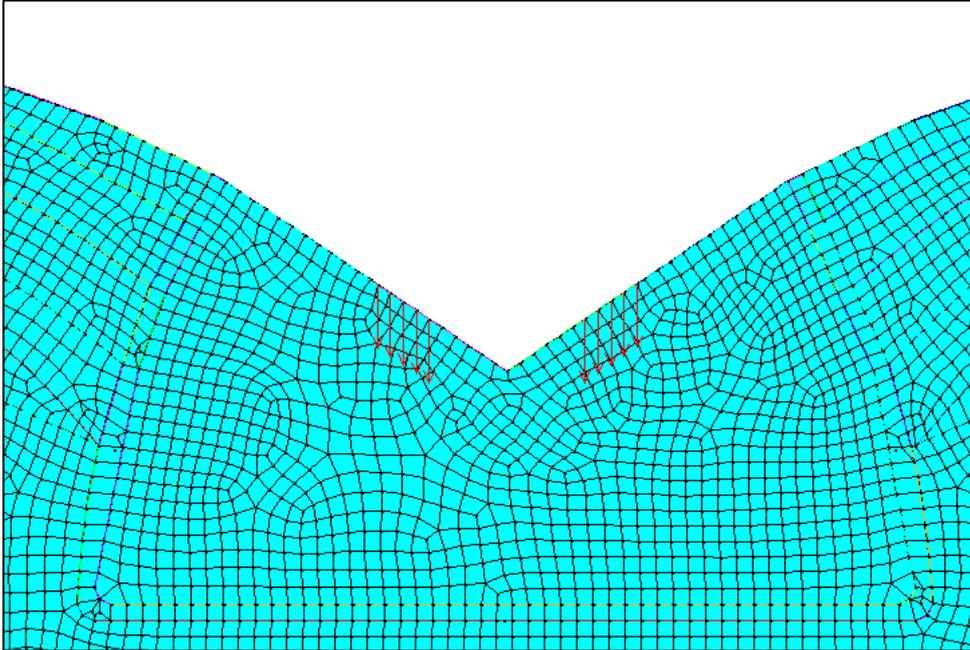
Para simular a oclusão fisiológica, foi aplicada a carga axial de 120N, distribuída igualmente em dez nós de 12N, sendo cinco na cúspide vestibular e cinco na cúspide palatina. A ilustração de como as cargas foram aplicadas no dente hígido e restaurado, podem ser observadas nas Figura 27 e 28.

Figura 27 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente hígido.



Fonte 34 - Próprio autor (2021).

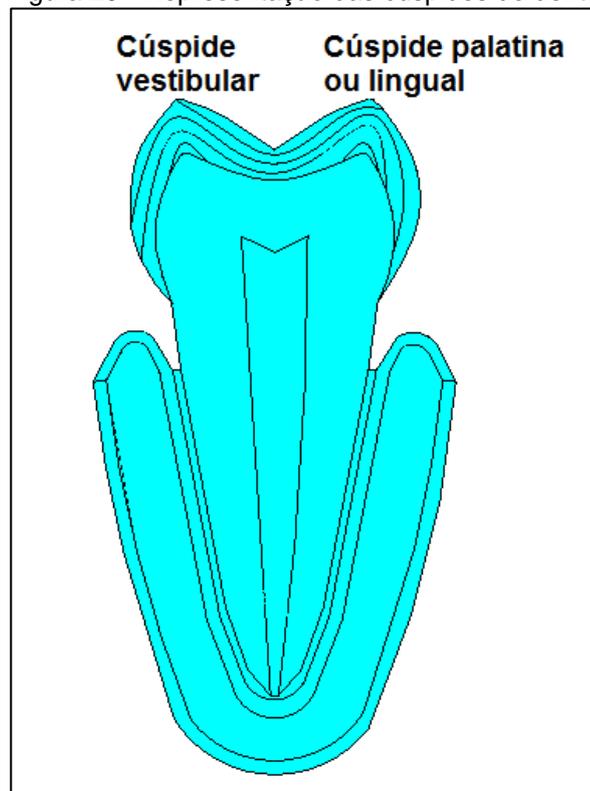
Figura 28 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente restaurado.



Fonte 35 - Próprio autor (2021).

As cúspides do dente bidimensional são mostradas na Figura 29.

Figura 29 - Representação das cúspides do dente.

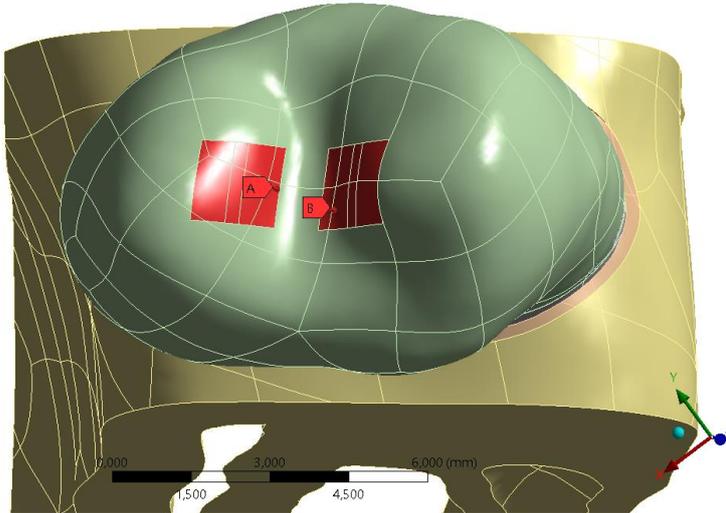


Fonte 36 - Próprio autor (2021).

No modelo tridimensional, para simular a oclusão fisiológica, chamada neste estudo de carga funcional, foi aplicada uma carga axial de 120N dividida igualmente

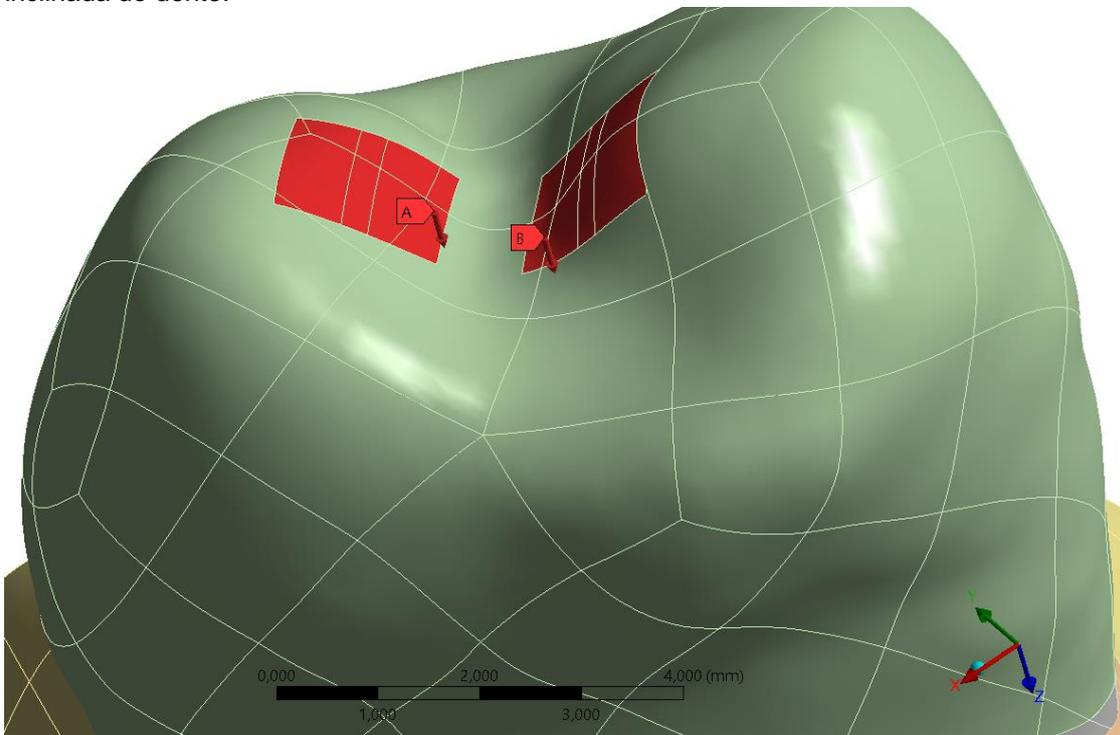
em ambas as cúspides dentais, resultando em duas cargas de 60N. As ilustrações de como as cargas são aplicadas, tanto no dente hígido quanto no restaurado, podem ser observadas nas Figuras 30, 31 e 32.

Figura 30 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente hígido, visão superior do dente.



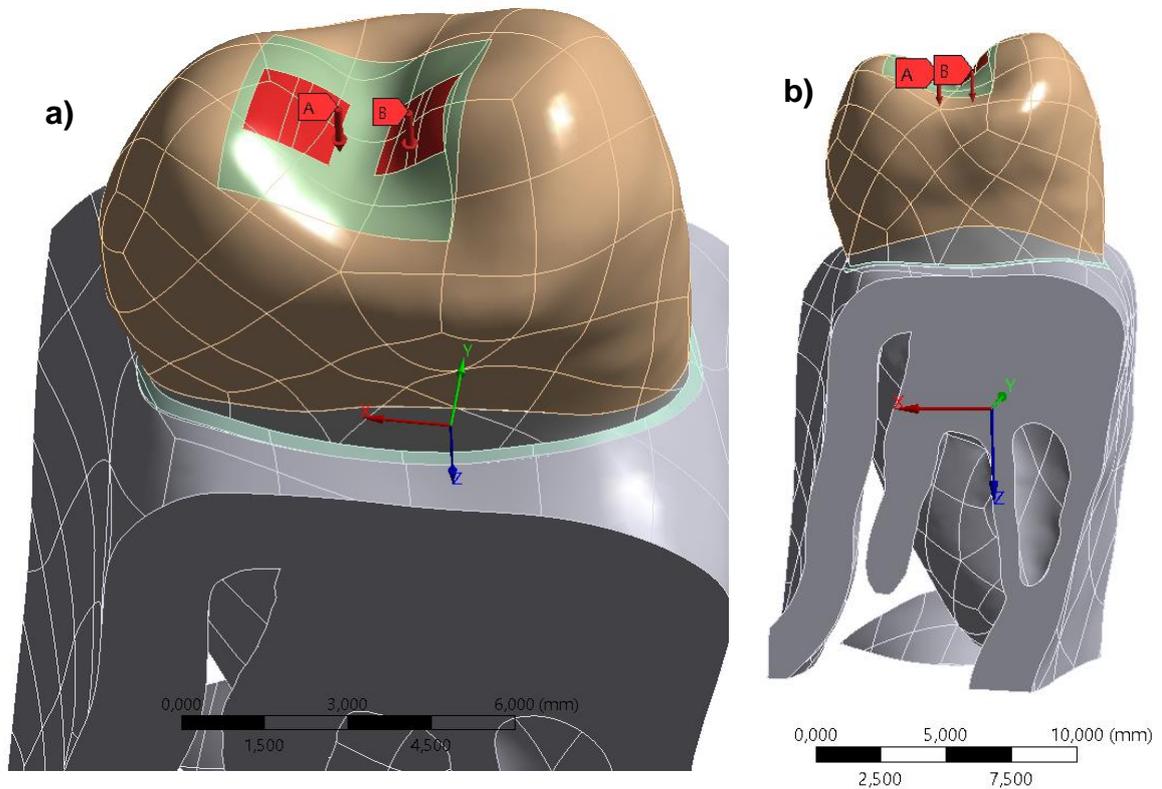
Fonte 37 - Próprio autor (2021).

Figura 31 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente hígido, vista superior inclinada do dente.



Fonte 38 - Próprio autor (2021).

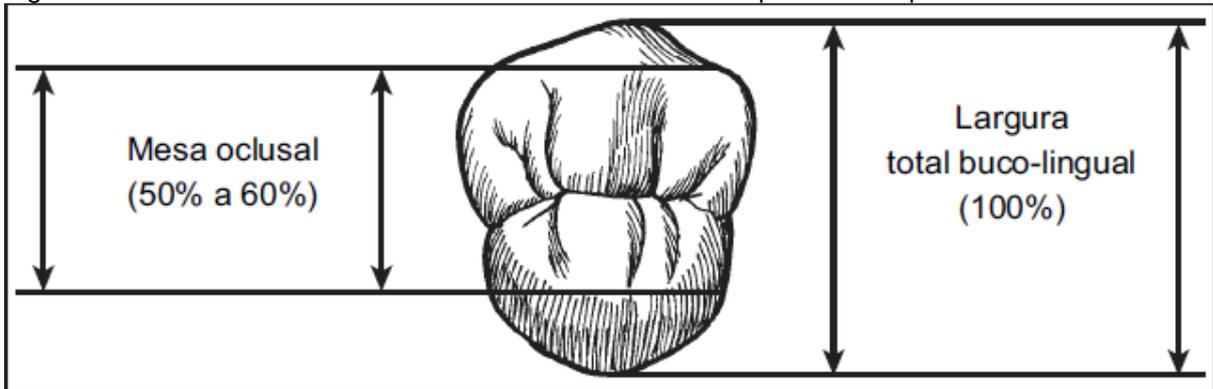
Figura 32 - Representação da distribuição de cargas funcionais no dente restaurado, (a) visão ampliada e (b) visão total do dente.



Fonte 39 - Próprio autor (2021).

A localização dos pontos de carregamentos oblíquos, chamado aqui de carregamento disfuncional, é determinada em concordância com o descrito por Okeson (2008) que diz que contatos oclusais podem incorporar um componente horizontal se estiverem situados nas vertentes cuspídeas, ficando esses pontos inseridos dentro da área da mesa oclusal. A mesa oclusal é descrita como a área entre as cúspides de dentes posteriores onde a maioria das forças de mastigação são aplicadas, isso pode ser visto na Figura 33.

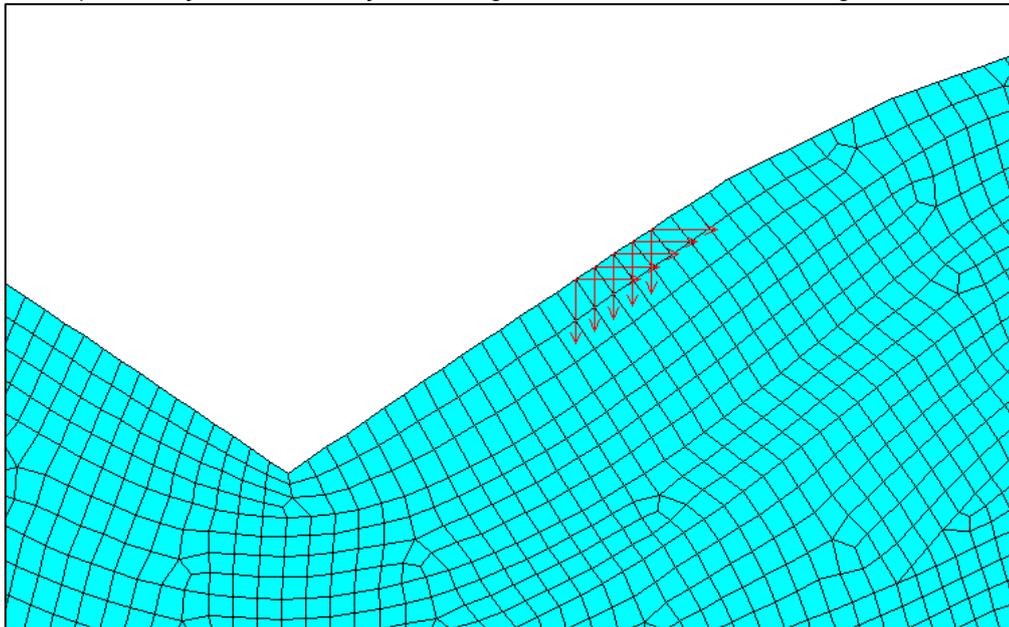
Figura 33 - Desenho descritivo da área de mesa oclusal de um pré-molar superior.



Fonte 40 - Okeson (2008).

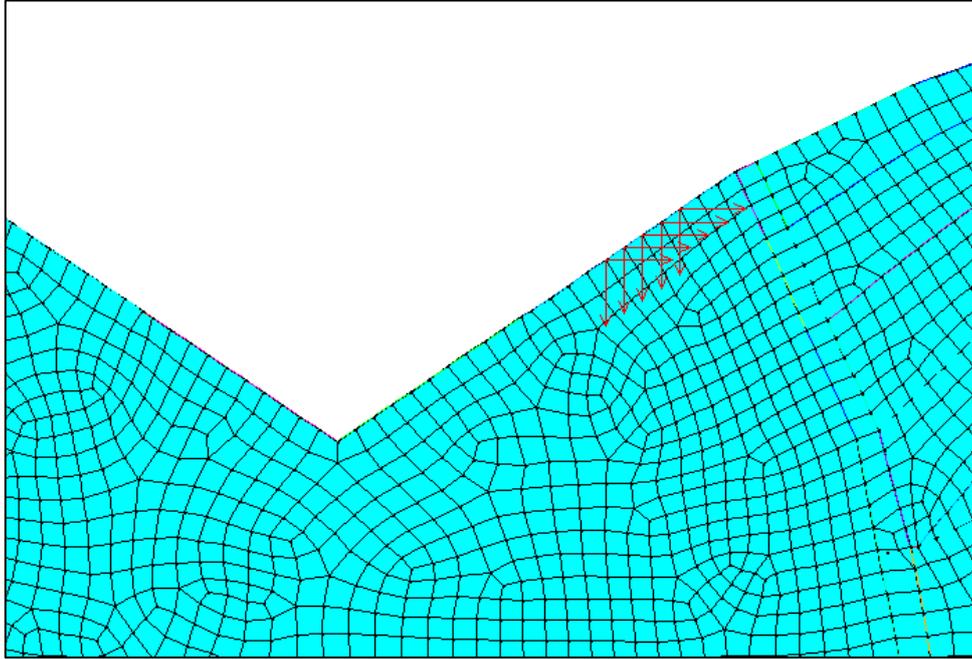
Para o modelo bidimensional o ângulo de inclinação em relação ao eixo y da força disfuncional aplicada aos modelos foi de 30° , tendo sido essa força decomposta em componentes em x e y , a força de 120N resultou em cargas de $F_x=60\text{N}$ e $F_y=104\text{N}$. Essas componentes em x e y foram distribuídas em cinco nós, resultando em cinco cargas de $F_x=12\text{N}$ e $F_y=20,8\text{N}$. Como pode ser observado nas figuras 34 e 35.

Figura 34 - Representação da distribuição de cargas disfuncionais no dente hígido.



Fonte 41 - Próprio autor (2021).

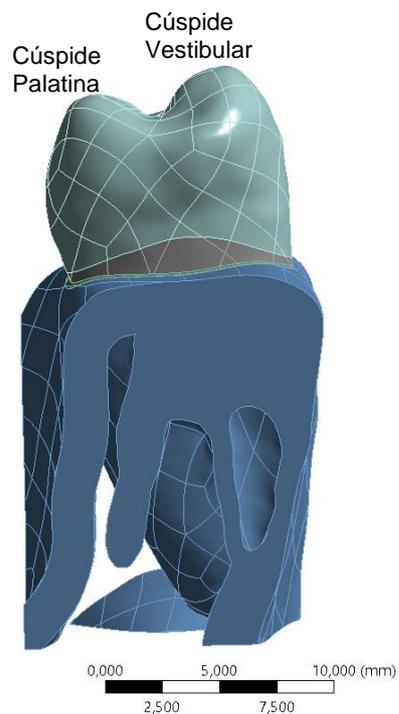
Figura 35 - Representação da distribuição de cargas disfuncionais no dente restaurado.



Fonte 42 - Próprio autor (2021).

A localização das cúspides tridimensionais pode ser observada na Figura 36.

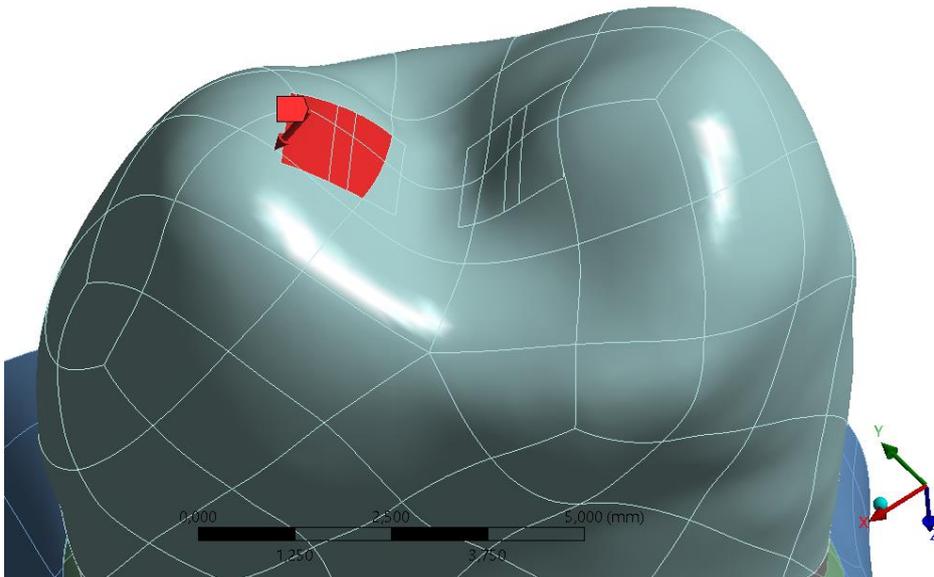
Figura 36 - Imagem do dente demonstrando a localização de cada cúspide.



Fonte 43 - Próprio autor (2021).

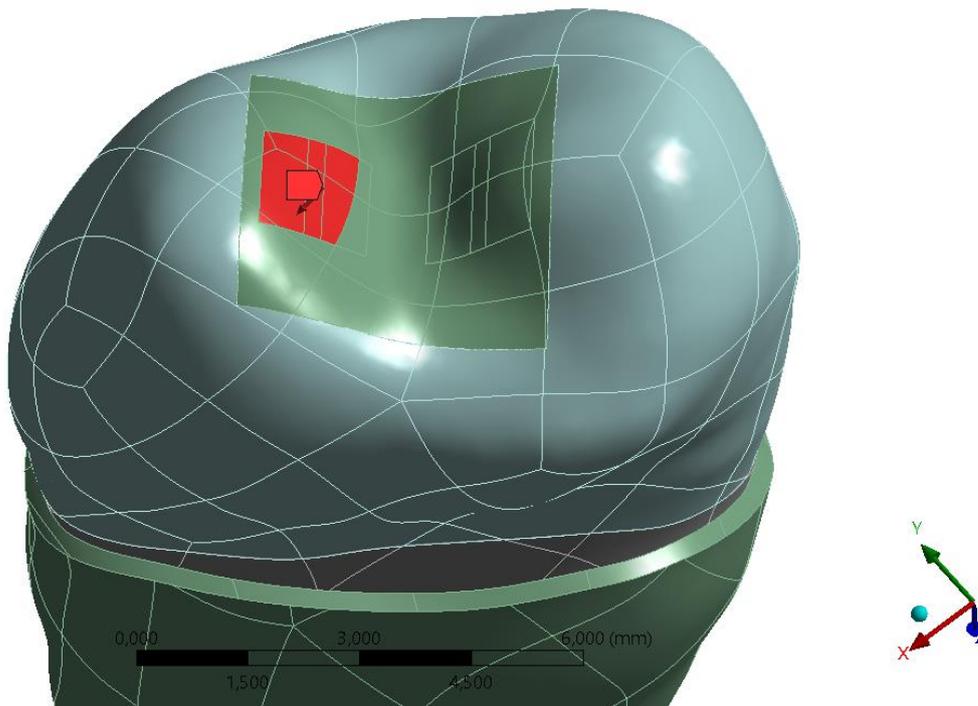
O ângulo de inclinação em relação ao eixo y da força disfuncional aplicada aos modelos foi de 30° e a força de 120N. Como pode ser observado nas Figuras 37 e 38.

Figura 37 - Representação da localização da carga disfuncional no dente hígido.



Fonte 44 - Próprio autor (2021).

Figura 38 - Representação da localização da carga disfuncional no dente restaurado.



Fonte 45 - Próprio autor (2021).

Em todas as análises feitas, tanto do modelo bidimensional quanto do modelo tridimensional, utilizou-se a análise da tensão máxima principal, ou tensão de tração. Esta análise ocorre devido às propriedades mecânicas do material, o que é explicado na discussão dos resultados.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Comportamento mecânico dental

Os resultados encontrados nos ensaios de dureza dinâmico e estático para o esmalte apresentaram diferenças no que diz questão aos valores obtidos, já a dentina apresentou valores similares nos dois ensaios, isso pode ser observado nas Tabelas 8, 9, 10 e 11. Vale ressaltar que a dentina e o esmalte possuem propriedades mecânicas diferentes, sendo que a dentina pode ser considerada um material com comportamento viscoelástico e que possui uma homogeneidade maior em suas propriedades se comparada ao esmalte, esse por sua vez apresenta um comportamento frágil frente aos esforços mecânicos, o que pode ter influência nessas diferenças entre os ensaios.

A quantidade de ensaios realizado em cada estrutura dentária varia devido à anatomia irregular tanto do tamanho da dentina quanto do tamanho do esmalte.

Tabela 8 - Ensaio estático no esmalte, lado esquerdo.

Sequência de impressão	Dureza Vickers (HV)		
	1	2	3
1	341	338	352
2	351	328	320
3	325	288	343
4	298	279	291
5	277	296	291
6	329	302	324
7	317	269	271
8	299	282	278
9	322	256	279
10	229	220	240
11	184	169	156
Média	297 ± 50	275 ± 48	285 ± 54

Fonte 46 - Próprio autor (2021).

Tabela 9 - Ensaio dinâmico no esmalte, lado esquerdo.

Sequência de impressão	Dureza Vickers (HV)		
	1	2	3
1	395	760	701
2	375	697	532
3	702	337	292
4	522	440	340
5	243	371	504
6	640	390	392
7	376	500	484
8	395	355	236
9	290	376	198
10	175	196	213
11	176	135	124
Média	389 ± 173	414 ± 186	365 ± 175

Fonte 47 - Próprio autor (2021).

Tabela 10 - Ensaio estático no esmalte, lado central.

Sequência de impressão	Dureza Vickers (HV)		
	1	2	3
1	321	331	307
2	303	290	299
3	314	287	318
4	264	245	267
Média	300 ± 25	288 ± 35	297 ± 21

Fonte 48 - Próprio autor (2021).

Tabela 11 - Ensaio dinâmico no esmalte, lado central.

Sequência de impressão	Dureza Vickers (HV)		
	1	2	3
1	626	557	583
2	477	600	593
3	544	567	589
4	397	473	417
5	141	301	394
Média	437 ± 185	500 ± 120	515 ± 100

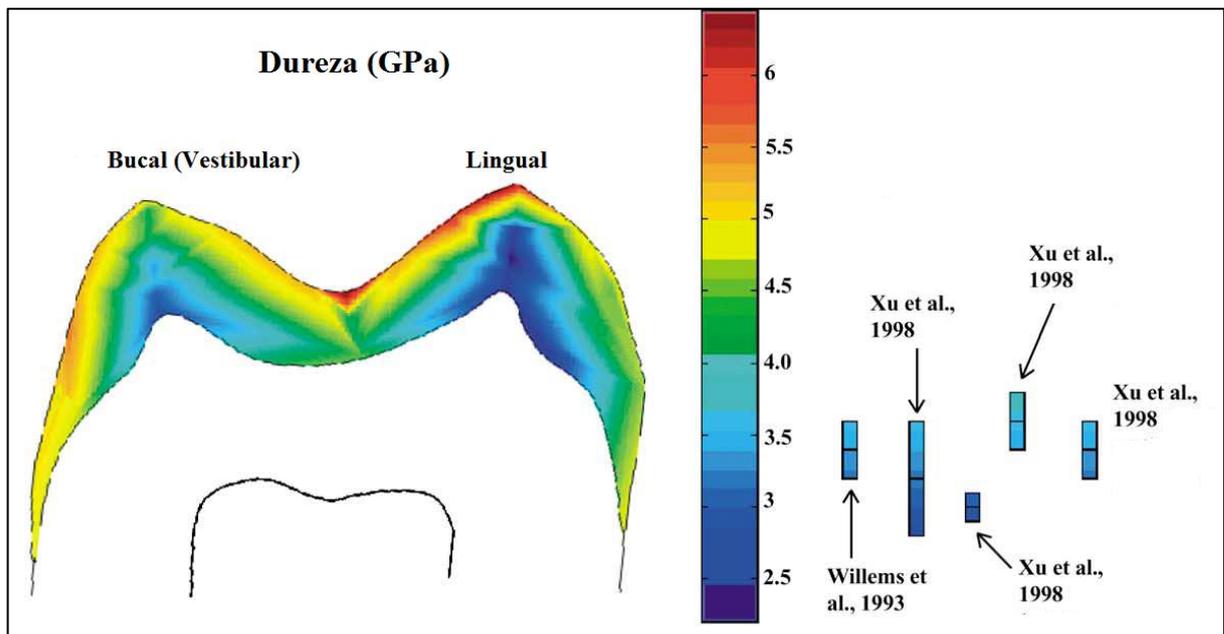
Fonte 49 - Próprio autor (2021).

Para análise dos resultados dos ensaios dinâmicos e estáticos do esmalte foram elaborados também mapas de dureza que mostram a distribuição dos valores de dureza ao longo da estrutura, esses mapas podem ser observados nas Figuras 40 e 41.

No ensaio de dureza dinâmico do esmalte foi possível perceber que a cúspide apresentou os maiores valores de dureza, ficando os valores entre 760HV e 124HV, o que pode ser explicado pela formação dos prismas nessa região. Os prismas do

esmalte se encontram sem forma mais próximo à cúspide, também chamada de região aprismática, sendo essa região a que sofrerá maior incidência de esforços mastigatórios, gerando resultados de maior dureza. Estes valores vão ao encontro da pesquisa feita por Cuy *et al.* (2002), onde os autores evidenciaram a discrepância de valores encontrados na literatura, e chamam atenção a essa grande variação da distribuição de valores existente no esmalte. No estudo foi utilizado o ensaio de dureza com penetrador Berkovich, sendo encontrados valores de aproximadamente 6 GPa nos pontos mais próximos à cúspide e 2,5 GPa naqueles mais próximo à JAD, no lado central. Esse estudo feito por Cuy *et al.* (2002) foi resumido na imagem da Figura 39.

Figura 39 - Resultados de ensaio de dureza dinâmica. Do lado direito da imagem, a discrepância entre os valores de dureza encontrados por outros autores no estudo do esmalte dental.

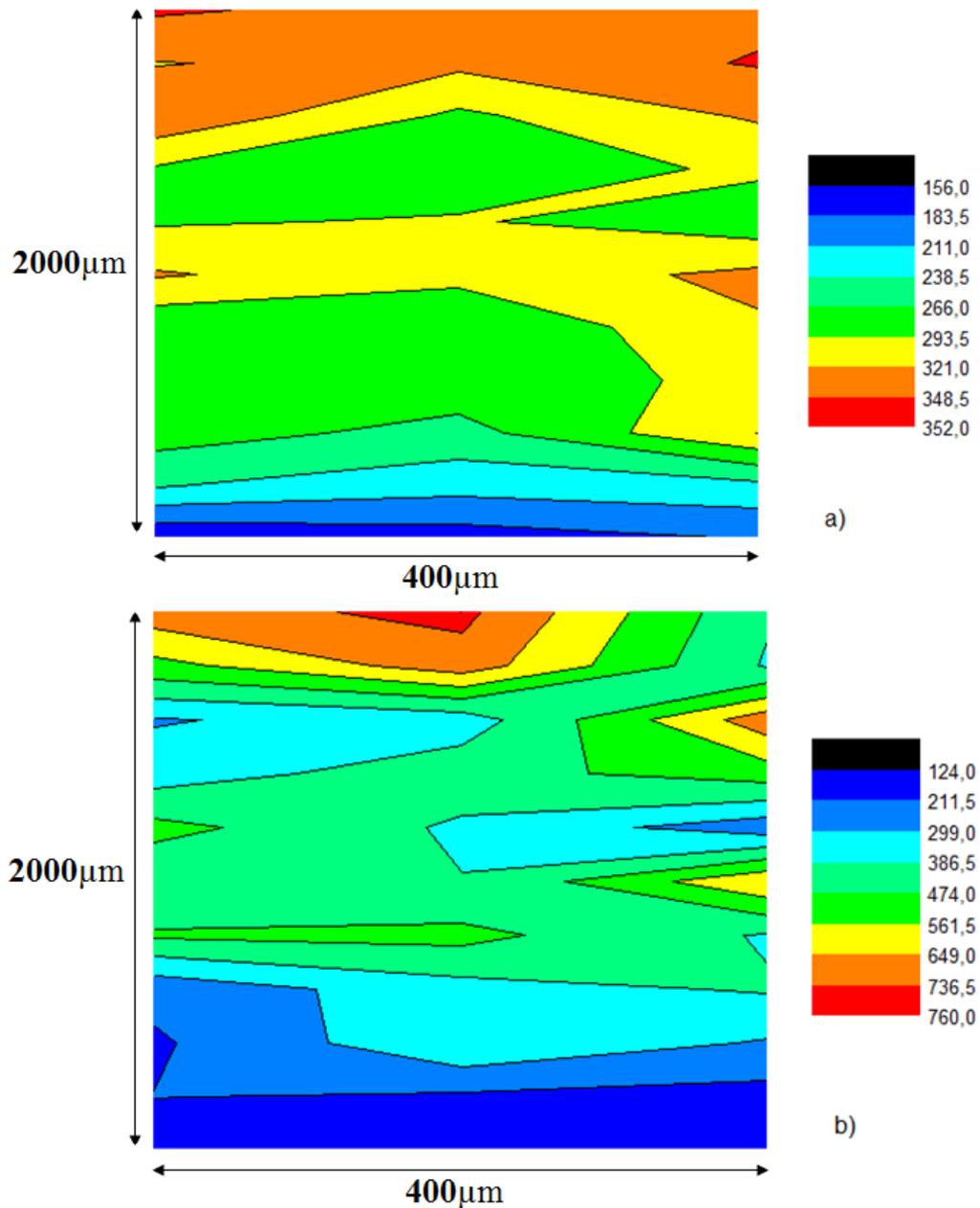


Fonte 50 - Cuy *et al.* (2002).

Já no ensaio de dureza estático os valores encontrados variaram entre aproximadamente 350 HV e 150 HV. Os autores Donassollo *et al.* (2007) e Gomes-Silva (2011) realizaram estudos sobre o esmalte e encontraram valores similares, apesar de terem realizado ensaios com quantidade significativa estatisticamente, foram feitas apenas cinco medidas em cada um dos estudos, logo eles podem ser considerados como tendo resultados inconclusivos. As medidas foram pontuais e espaçadas, não tendo uma observação global do que ocorre no material devido a sua heterogeneidade morfológica, podendo ter um resultado mascarado e incoerente. Assim como foi evidenciado a partir deste estudo, o esmalte trata-se de

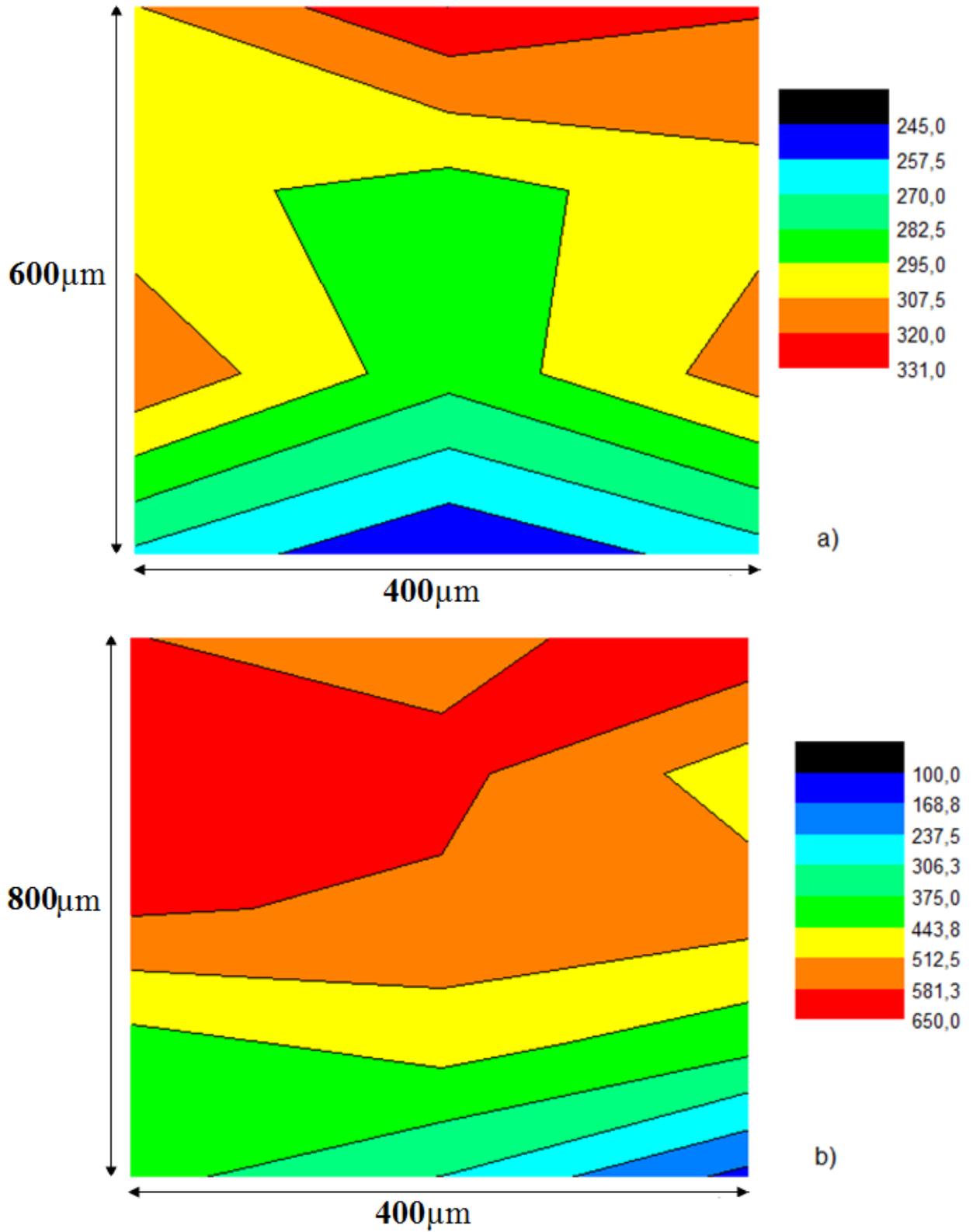
um material com grande variação de propriedades ao longo de sua extensão, devido à variação prismática, sendo assim necessária uma amostragem maior de medidas por corpo de prova.

Figura 40 - Representação gráfica da distribuição da dureza no esmalte no corte sagital, lado esquerdo. a) Resultados obtidos a partir do ensaio estático. b) Resultados obtidos a partir do ensaio dinâmico.



Fonte 51 - Próprio autor (2021).

Figura 41 - Representação gráfica da distribuição da dureza no esmalte no corte sagital, lado central.
 a) Resultados obtidos a partir do ensaio estático. b) Resultados obtidos a partir do ensaio dinâmico.



Fonte 52 - Próprio autor (2021).

Como foi observado por diversos autores como Craig *et al.* (1959) e Marshall *et al.* (2001) a dentina é conhecida por sua gradual transição estrutural, devido à variação tanto da quantidade quanto da forma dos túbulos dentários que ocorre ao longo de sua estrutura.

No presente estudo avaliou-se que a dentina teve a variação de dureza ocorrendo de maneira menos intensa que no esmalte, tendo um valor médio de 70 HV ou 0,7 GPa, tanto no ensaio dinâmico quanto no estático, o que pode ser observado nas Tabelas 12 e 13.

Tabela 12 - Ensaio de dureza na dentina, lado esquerdo.

Dureza Vickers (HV)			
Sequência de impressão	1	2	3
Ensaio estático	72 ± 13	72 ± 13	70 ± 10
Ensaio dinâmico	72 ± 5	72 ± 5	72 ± 4

Fonte 53 - Próprio autor (2021).

Tabela 13 - Ensaio de dureza na dentina, lado central.

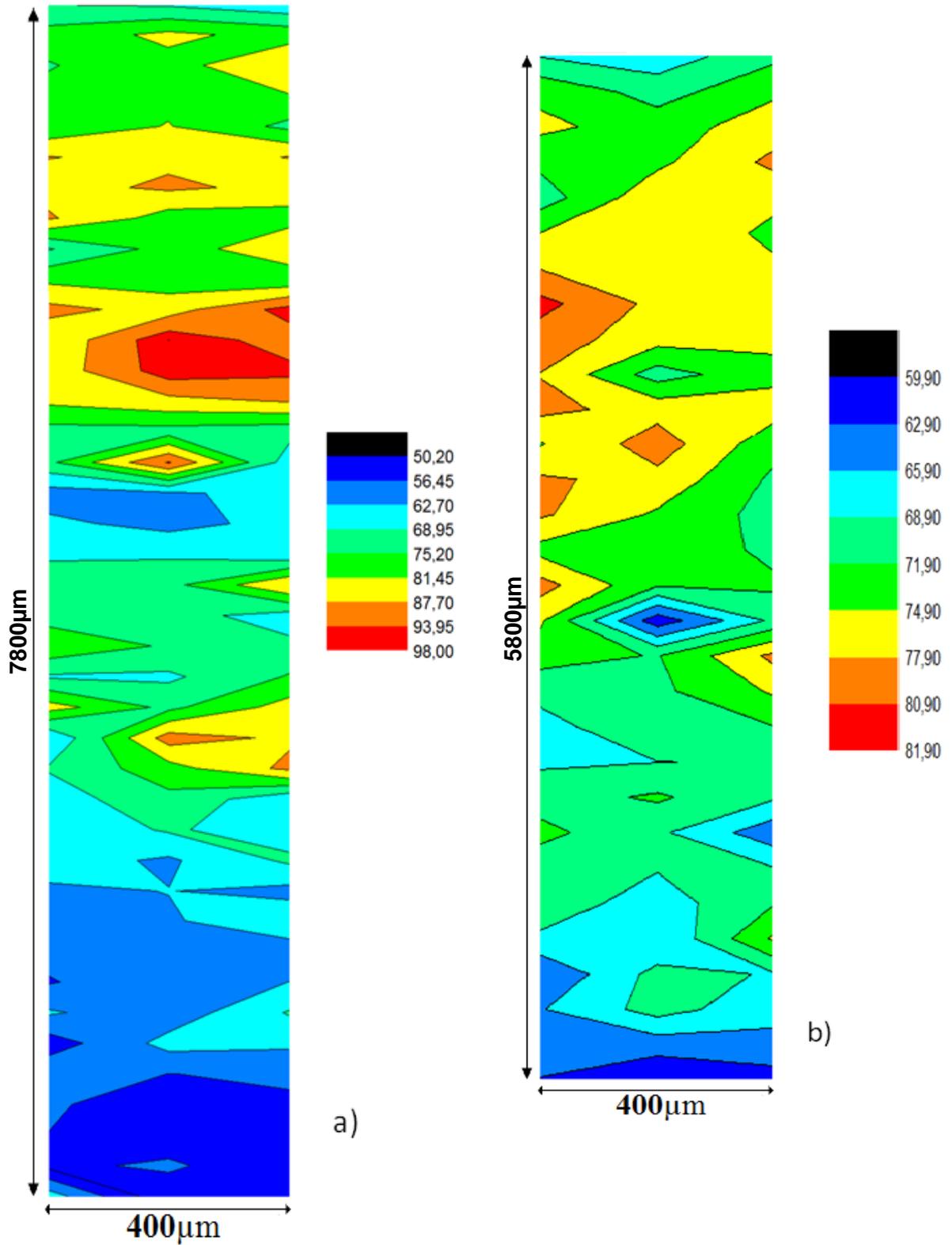
Dureza Vickers (HV)			
Sequência de impressão	1	2	3
Ensaio estático	65 ± 9	67 ± 14	67 ± 12
Ensaio dinâmico	72 ± 7	73 ± 6	73 ± 6

Fonte 54 - Próprio autor (2021).

Os valores encontrados vão de encontro à pesquisa feita por Brauer *et al.* (2011), os autores realizaram um estudo sobre a dentina coronária e a radicular, por meio da dureza Knoop em escala micrométrica e nanométrica, e encontraram valores 0,6 e 0,8 GPa. Esses resultados podem ser observados nos mapas de dureza da dentina, apresentados nas Figuras 42 e 43.

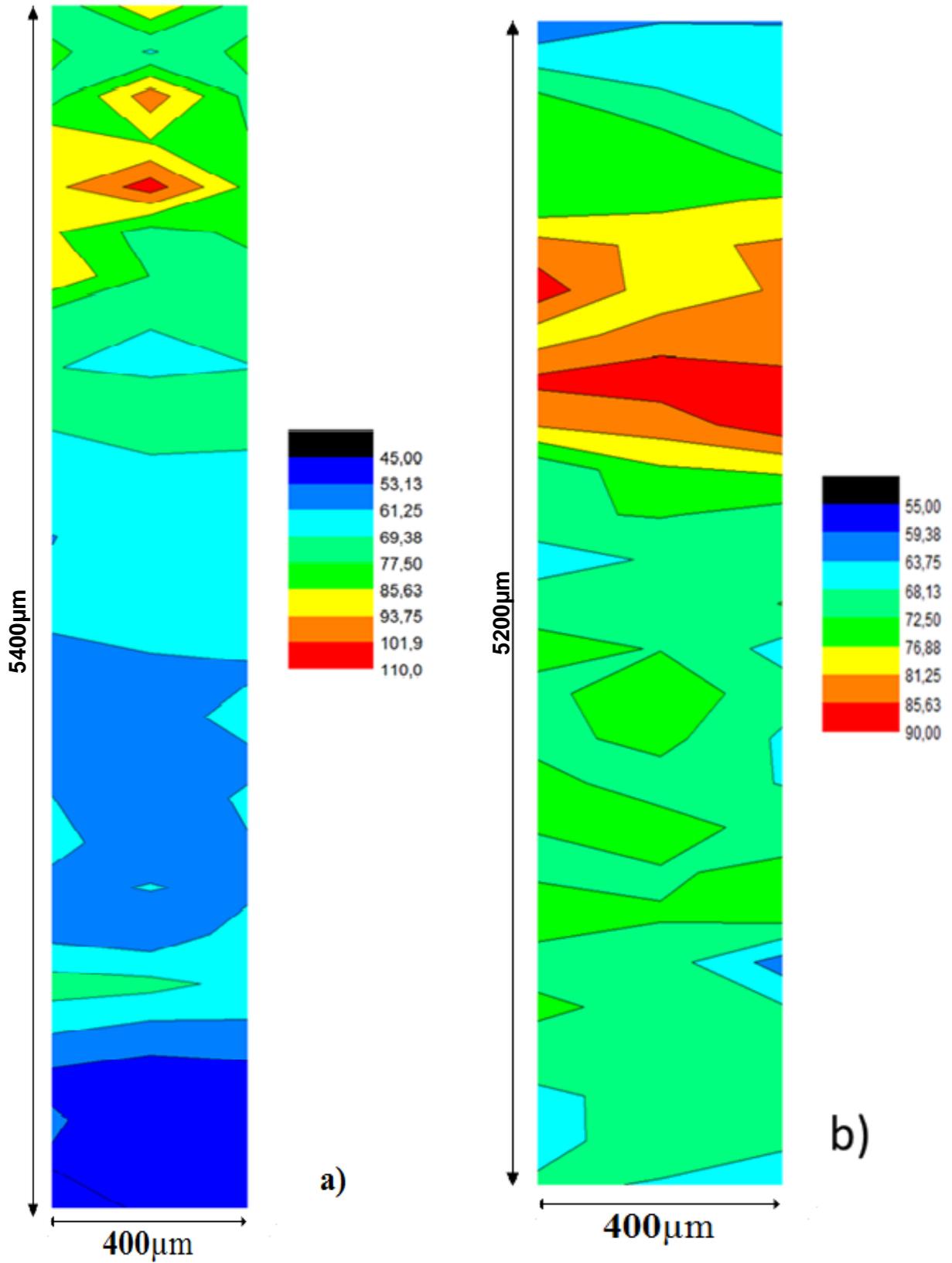
A utilização do mapa de dureza se faz necessária para verificar a distribuição de dureza mais coerente e não pontual, sendo assim, é possível localizar zonas que suportaram maior carga e, conseqüentemente, terão maior resistência.

Figura 42 - Representação gráfica da distribuição da dureza na dentina no corte sagital, lado esquerdo. a) Resultados obtidos a partir do ensaio estático. b) Resultados obtidos a partir do ensaio dinâmico.



Fonte 55 - Próprio autor (2021).

Figura 43 - Representação gráfica da distribuição da dureza na dentina no corte sagital, lado central. a) Resultados obtidos a partir do ensaio estático. b) Resultados obtidos a partir do ensaio dinâmico.



Fonte 56 - Próprio autor (2021).

5.2 Simulação computacional

Para todas as análises foram utilizados como modelo um dente primeiro pré-molar superior por se tratar de um dente que possui maior tendência às falhas. De acordo com Reis (2010) dentes pré-molares são os que possuem o maior índice de fraturas na cavidade bucal, sendo esse um dos motivos para a escolha desse elemento dentário para o estudo de simulação computacional.

Para obtenção dos valores das forças orais, Gibbs *et al.* (1981) relacionou a partir de cálculos, a força mastigatória com a força de mordida na região do primeiro pré-molar superior, o autor encontrou que a força mastigatória corresponde à 36,2% da força máxima de mordida.

Para a realização da análise por elementos finitos, optou-se por fazer o estudo fundamental na tensão principal máxima, ou tensão de tração, tendo em vista que a tensão de tração é um dos mais importantes agentes de falha em dentes, devido a sua própria anatomia. De acordo com Souza (2012) e Teixeira (2006) as tensões de tração que agem no dente tem tendência a promover a ruptura das ligações químicas entre os cristais de esmalte na região cervical, causando assim uma maior incidência de falhas nessa região.

Esta análise se diferencia daquela abordada por autores como Soares (2006), Machado (2018) e Brazão, Moris e Gomes (2019) que utilizaram a análise pelo critério de falha de Von Mises. Assim como explica Cury (2020), o critério de Von Mises é uma análise indicada para materiais dúcteis, o que destoa das características dentais, que apresentam estruturas frágeis, como o esmalte, em sua composição. Assim como apresenta critérios de falha maiores em tensões de tração, como explica Souza (2012) e Teixeira (2006), devido à sua própria anatomia.

5.2.1 Estudo Bidimensional

O estudo Bidimensional utilizou a análise de cargas funcionais e disfuncionais em dois modelos: o de dente hígido estilizado e o modelo de dente restaurado estilizado. Realizou-se a análise da tensão de tração de cada um dos modelos.

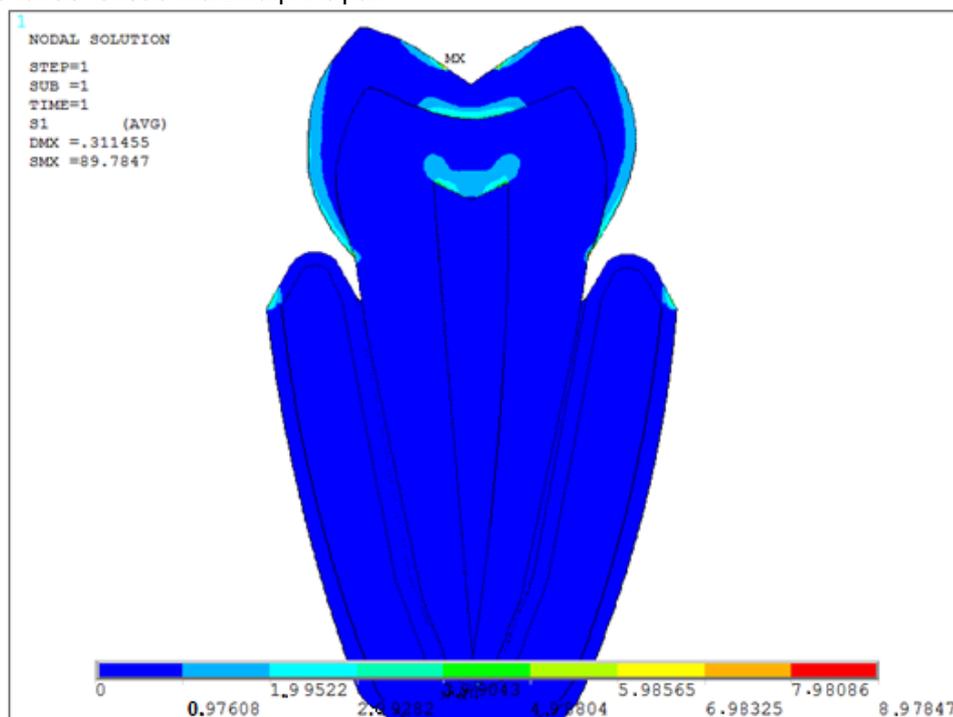
5.2.1.1 Cargas funcionais

As cargas funcionais correspondem na simulação bidimensional à força axial aplicada na direção do longo eixo do dente, a carga aplicada corresponde à 120N distribuída em 10 pontos. Cargas axiais são consideradas funcionais por incidirem paralelamente ao longo eixo do dente (MUNARI, 2012).

5.2.1.1.1 Dente hígido

O modelo do dente hígido corresponde ao dente natural que não sofreu intervenções, como aquelas ligadas à restauração dental. A Figura 44 demonstra o dente hígido em que se aplicou a carga funcional e analisou a tensão máxima principal S1.

Figura 44 - Dente hígido, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão máxima principal.

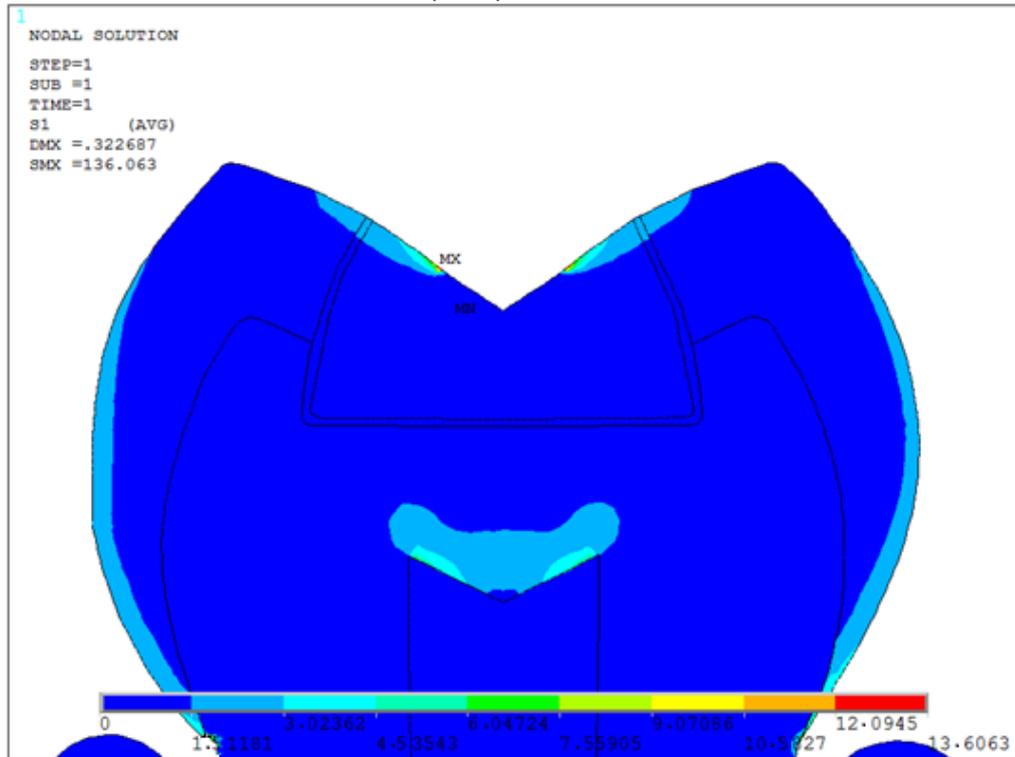


Fonte 57 - Próprio autor (2020).

5.2.1.1.2 Dente restaurado

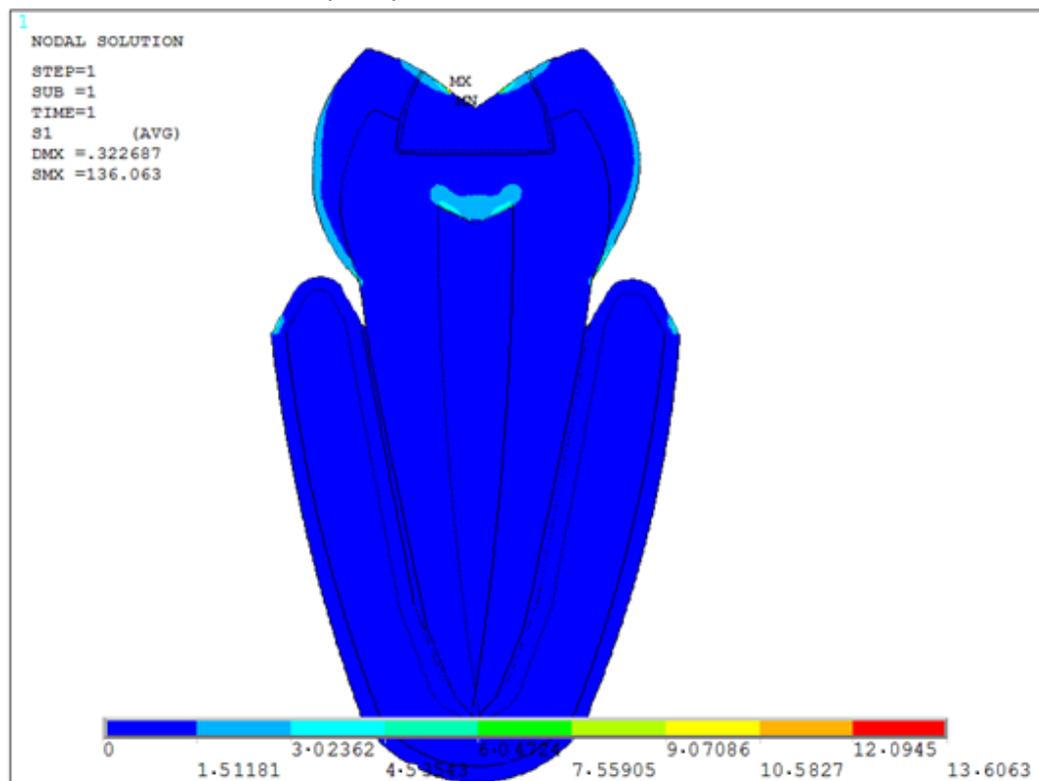
A análise da tensão máxima principal do dente restaurado que sofre esforços da carga funcional, com foco na área coronária do dente pode ser observado na Figura 45 e no dente completo na Figura 46.

Figura 45 - Dente restaurado, parte coronária, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão máxima principal.



Fonte 58 - Próprio autor (2020).

Figura 46 - Dente restaurado, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão máxima principal.



Fonte 59 - Próprio autor (2020).

Foi possível observar que para dentes expostos à carga funcional, os que possuem restauração obtiveram maiores valores de tensão máxima principal, um aumento de 51% no valor da tensão, que pode ser observado nas figuras 44, 45 e 46, indo de encontro com o estudado por Soares (2006), que mostrou que a remoção da estrutura dental altera o padrão de distribuição de tensões no dente, tornando os dentes tratados mais suscetíveis à fratura por tração.

As imagens demonstram também que as tensões se concentram na parte coronária do dente.

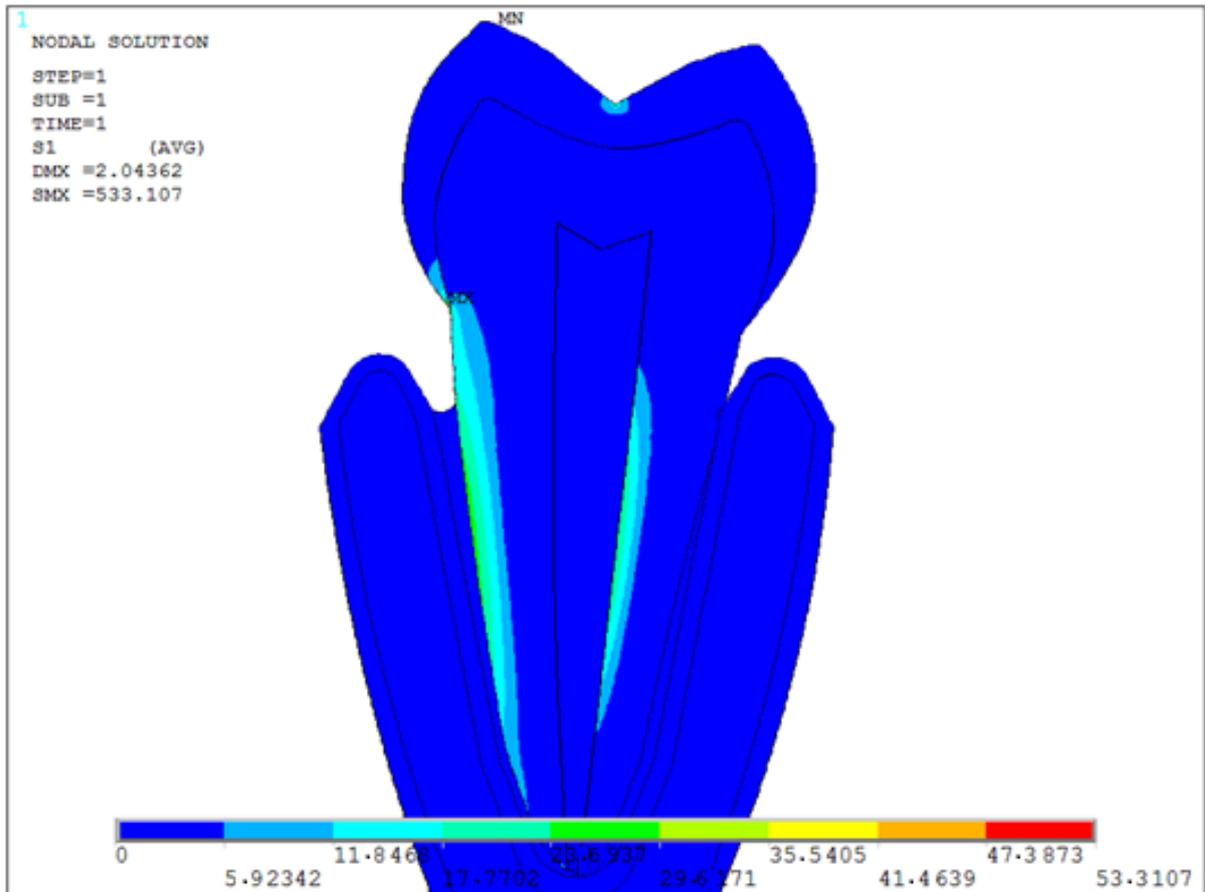
5.2.1.2 Cargas disfuncionais

Optou-se pelo ângulo de 30° baseado no estudo feito por Ichim *et al.* (2007) que descreve que forças entre 30° e 40° são as que apresentam maior índice de falhas na estrutura dentária. Baseado no estudo demonstrado por Machado *et al.* (2018) cargas aplicadas na cúspide palatina podem desencadear fraturas do tipo Lesões Cervicais Não Cariotas, por este fato, optou-se por realizar o carregamento na cúspide palatina.

5.2.1.2.1 Dente hígido

O estudo da análise do dente hígido que sofre esforços da carga disfuncional é demonstrado na Figura 47.

Figura 47 - Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão principal S1.

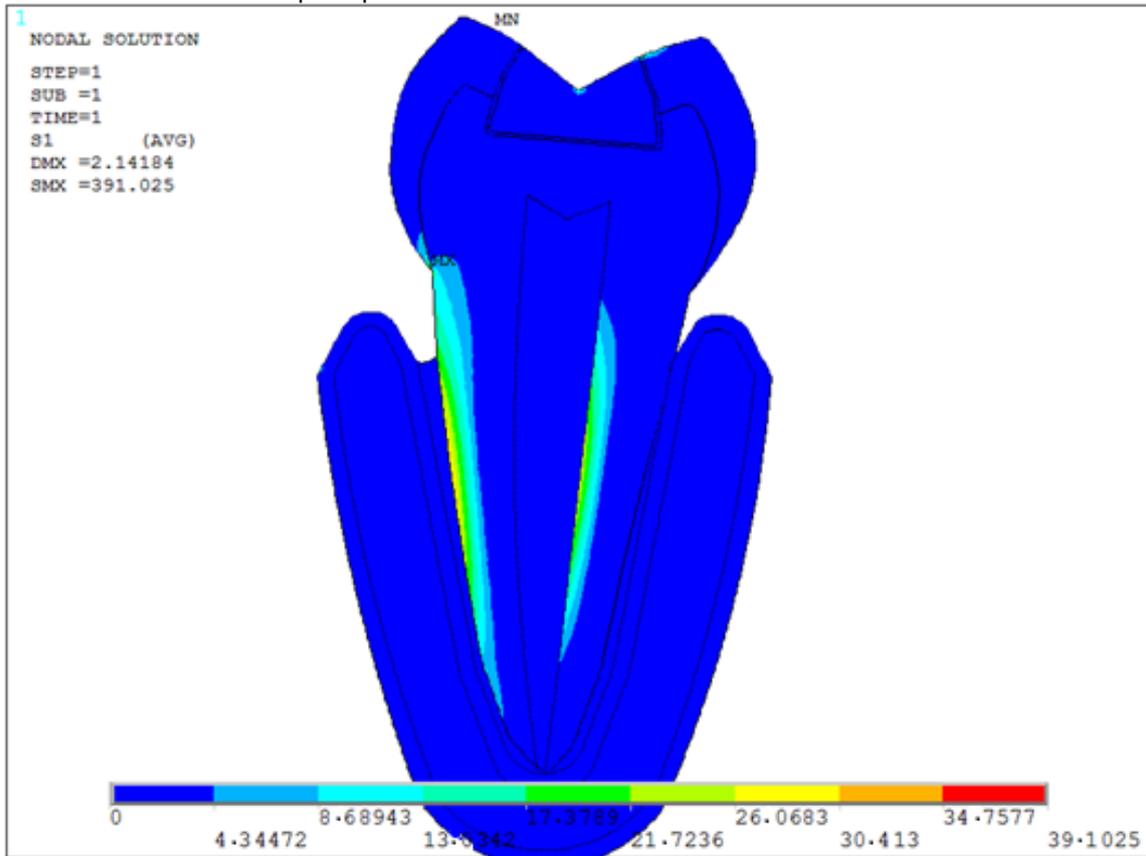


Fonte 60 - Próprio autor (2020).

5.2.1.2.2 Dente restaurado

A partir da Figura 48, é possível se observar a distribuição de tensões máximas ou tensão de tração no modelo bidimensional estilizado do dente com restauração sob esforço de carga disfuncional.

Figura 48 - Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação bidimensional de tensão principal S1.



Fonte 61 - Próprio autor (2020).

A região que recebeu tensão máxima de tração resultante de cargas disfuncionais é a região cervical oposta ao lado de aplicação da força, que pode ser visto na figura 47 e 48, isso pode ser explicado pela própria morfologia dessa área. Spears (1997) explica que enquanto na superfície oclusal do esmalte a concentração de minerais é de cerca de 96%, na parte cervical essa cai para 84%. E ainda há o fato de que nos primeiros 0,5mm a partir da junção cimento esmalte, o esmalte é irregular e pode apresentar áreas aprismáticas como é explicitado por Rees & Hammadeh (2004).

Las Casas *et al.* (2003) mostrou que certas características anatômicas e histológicas do esmalte cervical poderia deixá-lo mais suscetível às falhas por fratura, pois nessa região o esmalte também é mais fino. Rees *et al.* (2003) comentam que essas tensões se concentram na região cervical e sua magnitude, principalmente em parafunção, podem exceder os valores de resistência à tração limite do esmalte, que por ser friável, não deforma, mas sim fratura.

Wood *et al.* (2008) diz que as lesões cervicais não-cariosas (LCNCs) são mais prevalentes nas faces vestibulares dos dentes, o que está em concordância com o encontrado nesse estudo e pode ser observado nas figuras 47 e 48.

5.2.2 Estudo tridimensional

O estudo dois modelos tridimensionais analisam um desenho anatômico, resultado de uma tomografia computadorizada. Estes modelos, tanto do dente hígido, quanto do dente restaurado, assim como os modelos bidimensionais, sofrem esforços de cargas funcionais e cargas disfuncionais.

5.2.2.1 Cargas funcionais

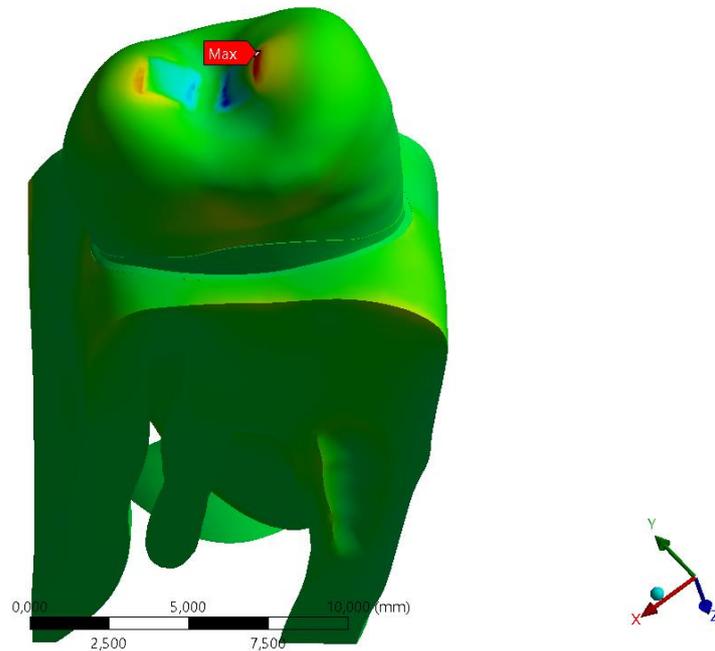
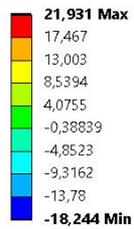
No modelo tridimensional as cargas funcionais foram distribuídas nas duas cúspides, assim como ocorre no processo de mastigação fisiológico. Essas forças tem direção do longo eixo do dente e foram divididas em duas cargas de 60N cada, aplicadas tanto no dente hígido quanto no dente restaurado.

5.2.2.1.1 Dente hígido

O dente hígido, ou seja, aquele que não sofreu alterações em sua estrutura, sob carga funcional no modelo tridimensional é descrito nas Figuras 49, 50 e 51. Estas imagens demonstram a distribuição da tensão máxima principal, ou tensão de tração, no dente, em diferentes ângulos.

Figura 49 - Dente hígido, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.

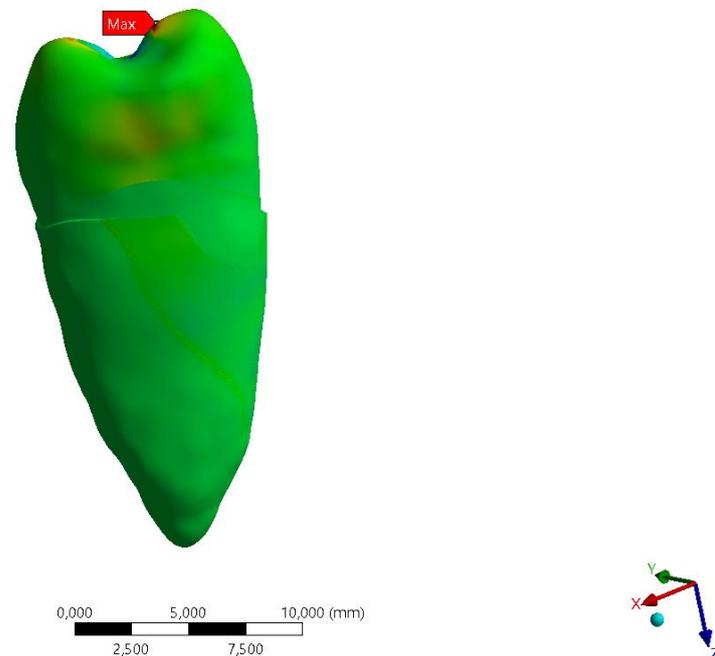
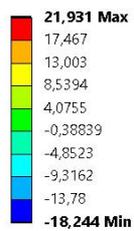
D: Static Structural
 Maximum Principal Stress
 Type: Maximum Principal Stress
 Unit: MPa
 Time: 1



Fonte 62- Próprio autor (2020).

Figura 50 - Dente hígido, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.

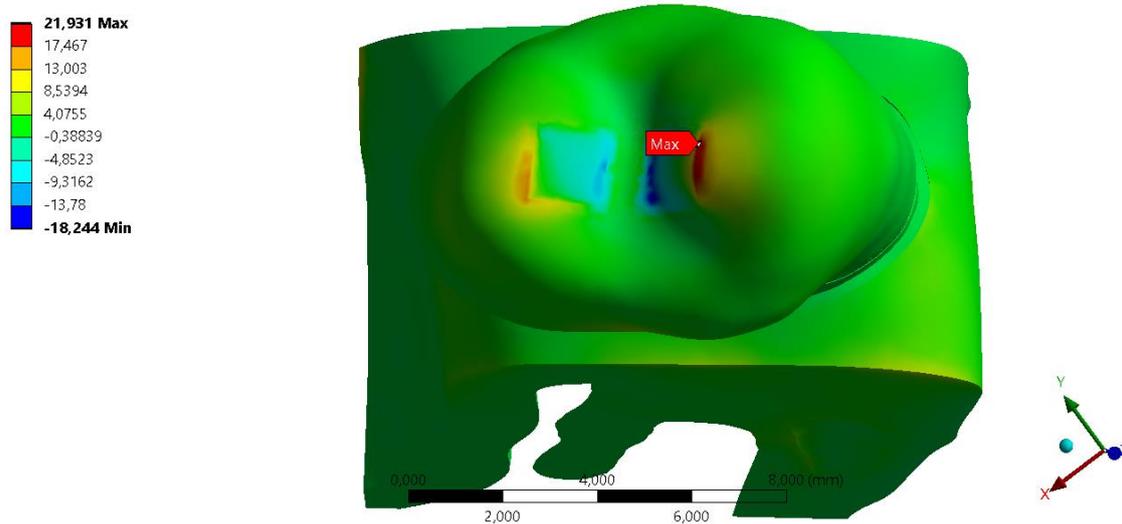
D: Static Structural
 Maximum Principal Stress
 Type: Maximum Principal Stress
 Unit: MPa
 Time: 1



Fonte 63- Próprio autor (2020).

Figura 51 - Dente hígido, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.

D: Static Structural
Maximum Principal Stress
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1

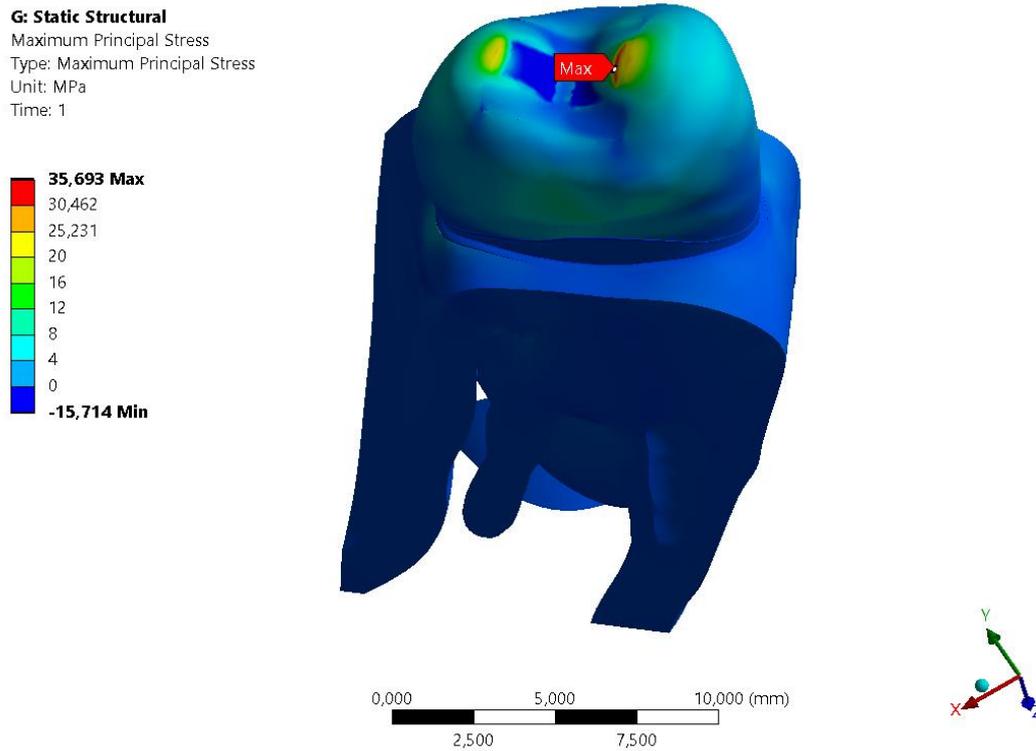


Fonte 64- Próprio autor (2020).

5.2.2.1.2 Dente restaurado

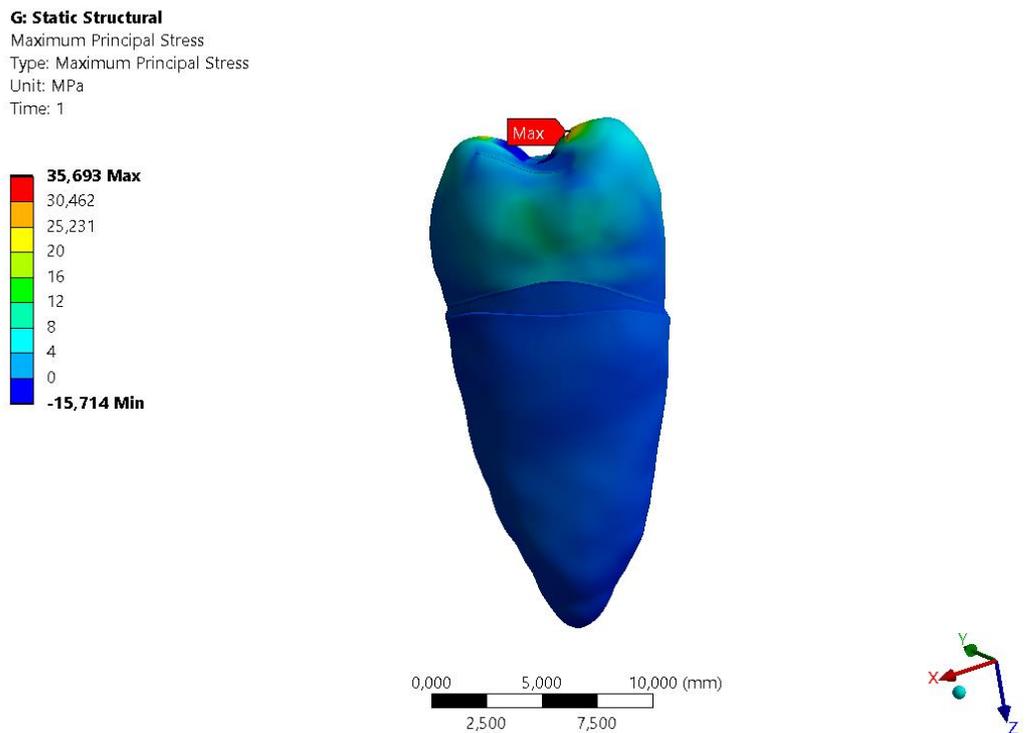
Para o dente restaurado, em que se aplicaram cargas funcionais de mastigação, ou seja, aquelas em que o ângulo de inclinação da força foi vertical em direção ao longo eixo do dente, a tensão máxima principal pode ser observada nas Figuras 52 e 53.

Figura 52 - Dente restaurado, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.



Fonte 65- Próprio autor (2020).

Figura 53 - Dente restaurado, com carga funcional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.



Fonte 66- Próprio autor (2020).

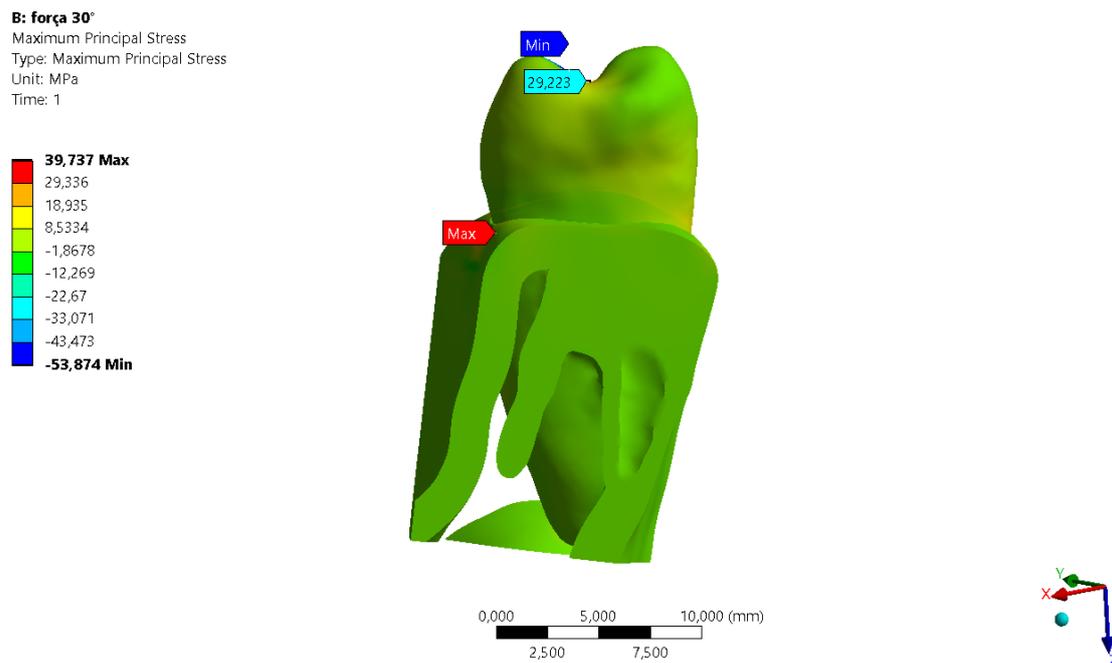
5.2.2.2 Cargas disfuncionais

No modelo tridimensional, as cargas disfuncionais foram aplicadas com ângulo de 30° em relação ao eixo y, na cúspide palatina, nos modelos hígido e restaurado. Neste modelo, devido a sua anatomia, e como destacado na Figura 36, a cúspide palatina é aquela representada no lado esquerdo do dente.

5.2.2.2.1 Dente hígido

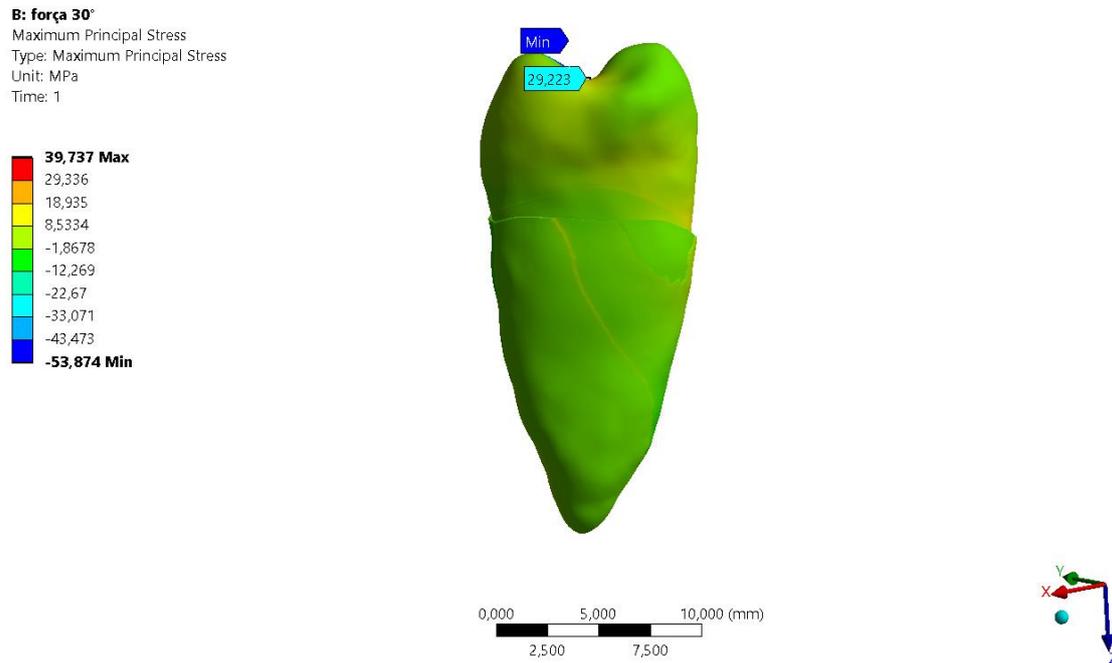
As Figuras 54, 55 e 56 representam o modelo do dente hígido tridimensional sofrendo esforços disfuncionais. As imagens mostram em diferentes ângulos a distribuição de tensões que ocorre ao longo do dente, em que analisou-se a tensão máxima principal, ou tensão de tração.

Figura 54 – Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.



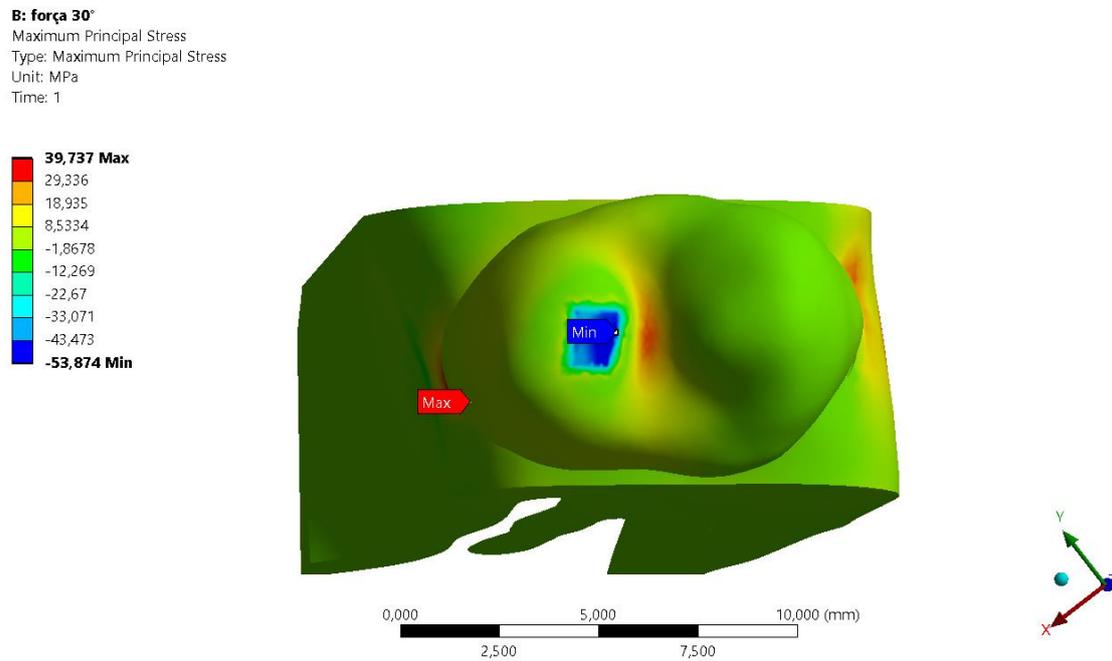
Fonte 67- Próprio autor (2020).

Figura 55 – Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.



Fonte 68- Próprio autor (2020).

Figura 56 – Dente hígido, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.

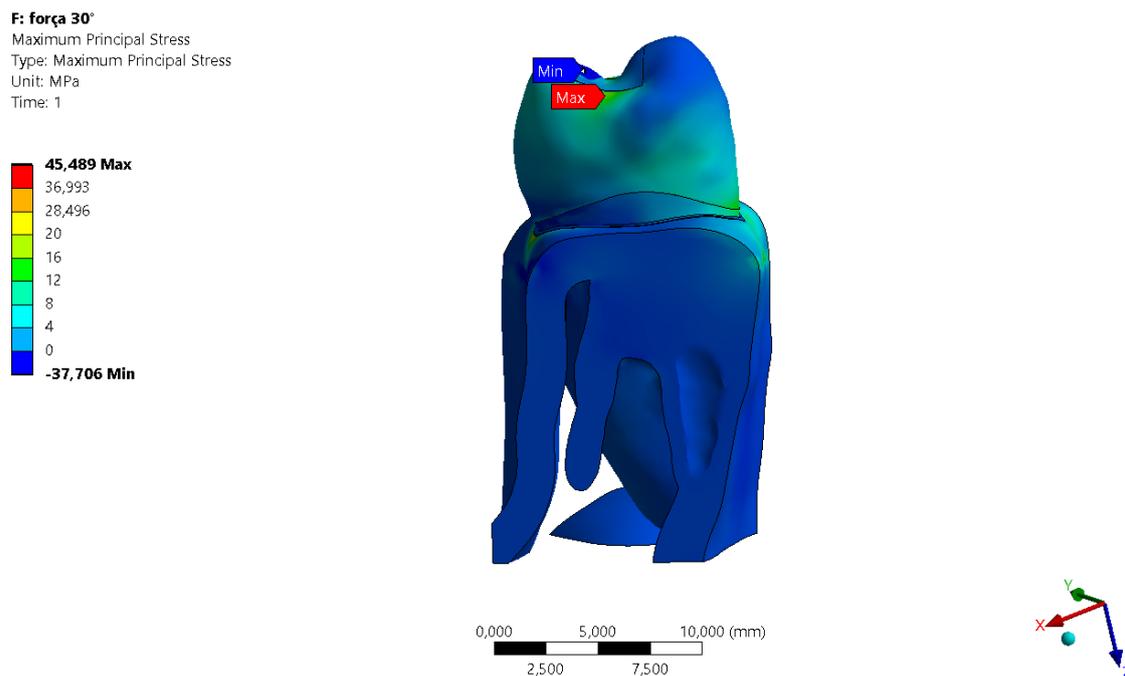


Fonte 69- Próprio autor (2020).

5.2.2.2.2 Dente restaurado

As Figuras 57, 58, 59 e 60 mostram a distribuição de tensões que ocorre no dente restaurado devido à aplicação de cargas disfuncionais. A tensão analisada foi a tensão máxima principal ou tensão de tração, por se tratar do tipo de tensão em que ocorre a maior parte das falhas dentárias.

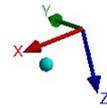
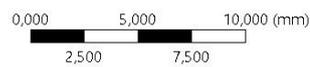
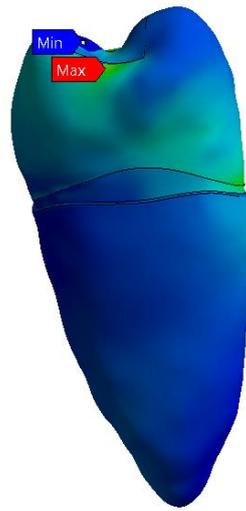
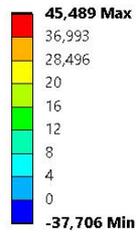
Figura 57 - Dente restaurado, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.



Fonte 70- Próprio autor (2020).

Figura 58 - Dente restaurado, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.

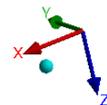
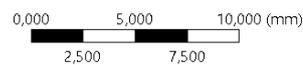
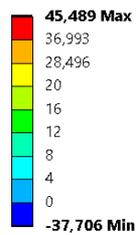
F: força 30°
 Maximum Principal Stress
 Type: Maximum Principal Stress
 Unit: MPa
 Time: 1



Fonte 71- Próprio autor (2020).

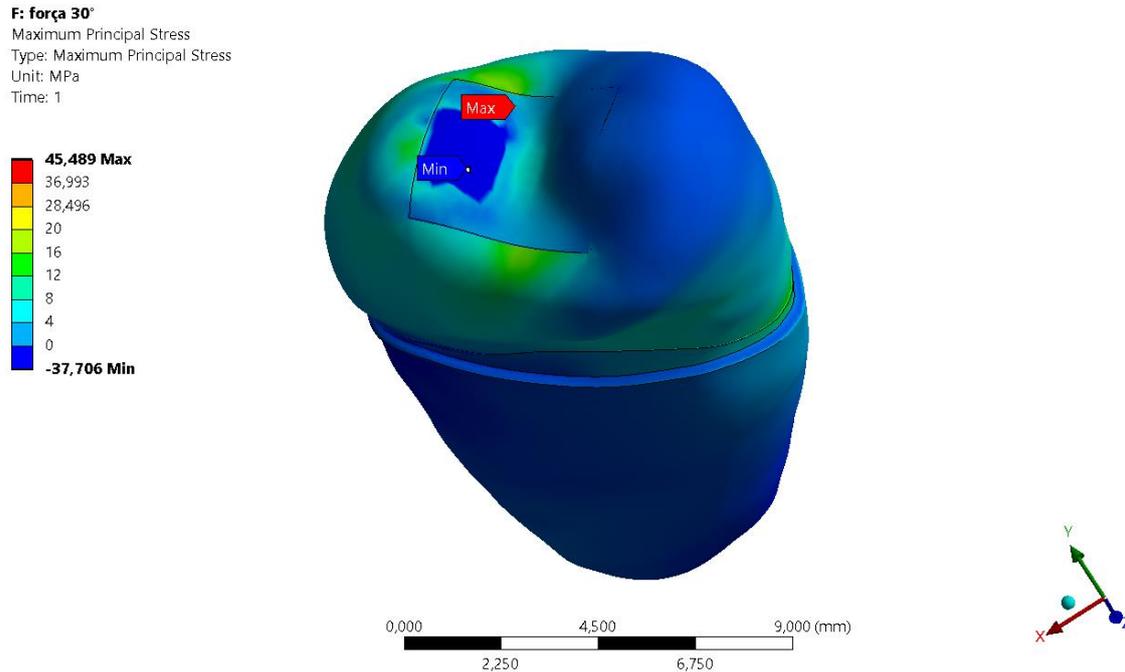
Figura 59 - Dente restaurado, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.

F: força 30°
 Maximum Principal Stress
 Type: Maximum Principal Stress
 Unit: MPa
 Time: 1



Fonte 72- Próprio autor (2020).

Figura 60 - Dente restaurado, com carga disfuncional aplicada, imagem do resultado de simulação tridimensional de tensão máxima principal.

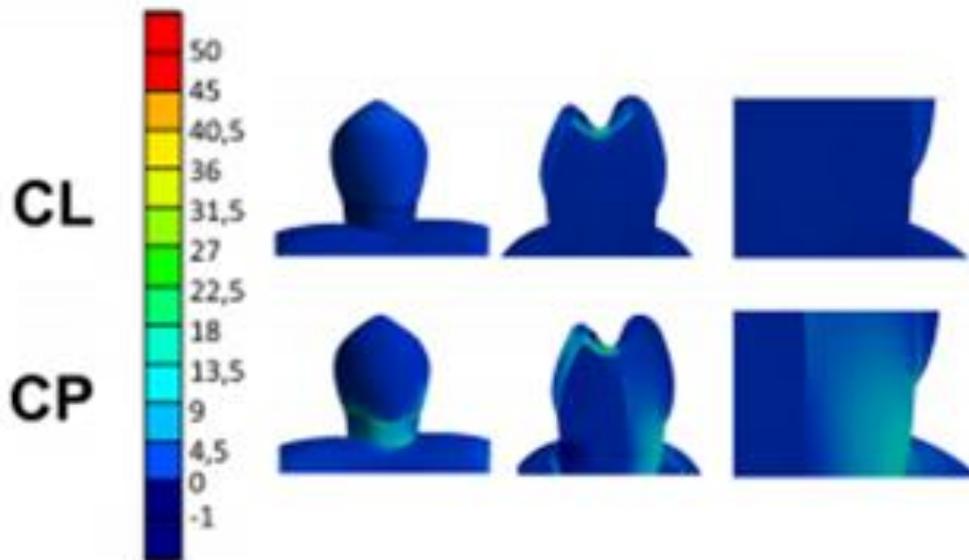


Fonte 73- Próprio autor (2020).

Interessante se observar que os valores de tensão corroboram com aqueles encontrados por Machado (2018). Inclusive na forma com que ocorreu a distribuição de tensões, como pode ser observado na Figura 61. O autor em seu estudo utilizou uma carga de 150N para o carregamento longitudinal, que foi igualmente distribuído nas duas cúspides e uma força de 150N à 45° do eixo ao longo do dente aplicado à cúspide palatina.

De acordo com Guimarães (2009) independentemente da magnitude e localização da carga, quando a aplicação da força é predominantemente oblíqua, os resultados são mais danosos à estrutura dentária. Já Borcic *et al.* (2005) explicam que, em teoria, qualquer contato oclusal que provoque tensões de tração na parte cervical pode gerar lesões. Os autores explicam que o aumento no valor das cargas aplicadas não influencia no modo como as tensões se distribuem ao longo do dente, apenas aumentam os valores dessas tensões.

Figura 61 - Distribuição de Tensão Máxima Principal de dente hígido pré-molar, na figura CL significa carregamento longitudinal e CP significa carregamento na cúspide palatina.



Fonte 74 - Machado (2018).

5.2.3 Análise da má oclusão

Os resultados encontrados na simulação por método de elementos finitos estão resumidos na Tabela 14.

Tabela 14 - Resultado dos valores de tensão encontrados na simulação computacional.

Modelo analisado	Descrição	Tensões máximas principais-S1(MPa)	
		2D	3D
Dente hígido	com carga funcional	9	22
	com carga disfuncional	53	40
Dente restaurado	com carga funcional	14	36
	com carga disfuncional	39	45

Fonte 75 - Próprio autor (2020).

É interessante se observar na tabela 14 que tanto os valores da análise bidimensional quanto os valores da análise tridimensional houve aumento de tensão tanto comparando o dente hígido ao restaurado quanto se compara as forças da carga funcional à carga disfuncional.

Se comparados o dente hígado com carga funcional ao dente restaurado com carga funcional há um aumento de 56% no estudo bidimensional e 64% no estudo tridimensional.

Para as tensões para cargas disfuncionais há uma diminuição de 26% no valor da tensão de tração do dente restaurado para o dente hígado na análise bidimensional, já na análise tridimensional ou um aumento de 12%.

No dente hígado há um aumento de 489% de tensão de tração da carga funcional para a carga disfuncional, no estudo bidimensional, e um aumento de 82% no estudo tridimensional.

Para o dente restaurado houve um aumento de 179% na análise bidimensional da tensão máxima do dente com carga funcional para o que sofre esforço disfuncional, já no estudo tridimensional o aumento foi de 25%.

A partir das imagens da simulação descritas entre as Figuras 44 a 60, é possível notar que as tensões máximas principais (S1), ou tensões máximas de tração, responsáveis pela fratura dental, aumentam consideravelmente entre as cargas funcionais e as disfuncionais, tanto no estudo bidimensional quanto nos modelos tridimensionais. Sendo interessante observar que no caso de cargas disfuncionais os valores de tensão se mostram elevados e estão concentrados na região cervical do dente, assim como o encontrado por autores como Ichim *et al.* (2007) e Munari (2012), que fizeram a análise tridimensional.

Como a união mecânica entre o esmalte e a dentina é 30% menor no terço cervical do que na superfície oclusal e o esmalte não apresenta muitas áreas de intersecção, fraturas são mais prováveis de ocorrer nessa região, como apontado nos estudos de Borcic *et al.* (2005), Rees (2002) e Wood *et al.* (2008).

Ichim *et al.* (2007) analisaram a influência do ângulo de aplicação da carga nas restaurações feitas na região cervical. Eles descobriram que forças com grau de inclinação de 30° ou maior, em comparação a força axial, fazem com que as tensões na região cervical excedam a tensão de ruptura do material e a força de adesão.

Borcic *et al.* (2005) explicam que, em teoria, qualquer contato oclusal que provoque tensões de tração na parte cervical pode gerar lesões. Os autores explicam que o aumento no valor das cargas aplicadas não influencia no modo como as tensões se distribuem ao longo do dente, apenas aumentam os valores dessas tensões.

Lee et al. (2002) e Rees (2002) abordaram em suas pesquisas que o processo de perda de estrutura dentária na região cervical pode ser resultante de carregamentos oclusais oblíquos repetidos que geram tensões de tração e compressão, as quais levam a ocorrência de microfraturas e trincas, fadiga, flexão e deformação da estrutura dentária.

É interessante notar nas figuras 47 e 48, que os valores de tensão de tração encontrados no estudo para cargas disfuncionais ultrapassam os valores de limite de resistência à tração encontrados na literatura, como pode ser observado na tabela 15. Logo, para tensões de tração, tanto o dente hígido quanto o restaurado falham com a aplicação das cargas disfuncionais. Já a tensão de compressão encontrada nas figuras 22 e 24, o valor está dentro do limite de resistência à compressão encontrado na tabela 6.

Tabela 15 - Valores de limite de resistência (MPa) encontrados para o esmalte .

Autor	Tipo de teste	Limite de resistência (MPa)
Stanford et al. (1958)	Compressão	134-278
Cooper and Smith (1968)	Cisalhamento por punção	64-93
Hannah (1974)	Tração	30-35
Bowen & Rodriguez (1962)	Tração	10
Tyldesley (1959)	Flexão (Ensaio de 4 pontos)	76

Fonte 76 - Rees e Jagger (2002).

5.2.4 Comparação dos modelos Bidimensional e tridimensional

Embora a análise bidimensional não seja totalmente correspondente à análise tridimensional, foi possível observar nas Figuras 44 a 60 que a distribuição das tensões máximas principais se comportaram de forma semelhante nas duas análises.

Ainda que o estudo tridimensional nos proporcione uma maior possibilidade de análises e estudos, por corroborar com autores como Machado (2018) e com a vivência clínica descrita por autores como Oliveira *et al.* (2015), a análise bidimensional se mostrou proporcional e válida para este tipo de estudo quando se avalia o comportamento do material.

Vale ainda ressaltar que o aumento de tensão quando comparado o dente bidimensional sofrendo esforço da carga funcional à carga disfuncional se mostrou extremamente elevado tanto no modelo hígido quanto no modelo restaurado. Já na análise tridimensional este aumento se mostrou mais realístico.

6 CONCLUSÃO

6.1 Caracterização mecânica

A partir dos estudos feitos foi possível verificar diferenças entre os resultados de dureza do esmalte obtidos no ensaio dinâmico e no ensaio estático. Já para os resultados da dentina os dois ensaios mostraram-se similares.

A dentina apresentou uma heterogeneidade maior de valores de dureza se comparada ao esmalte. O esmalte possui uma diferença considerável nas propriedades se comparados os valores da cúspide àqueles encontrados mais próximos à JAD.

Os mapas de dureza se mostraram eficazes para análise do comportamento mecânico do material biológico, devido à anisotropia existente nesse material, possibilitando a visualização da distribuição de dureza ao longo da extensão tanto do esmalte quanto da dentina.

6.2 Simulação computacional

Conclui-se que o comportamento da distribuição de tensões principais máximas se mostrou semelhante quando comparados os modelos bidimensionais e tridimensionais. O que demonstra a validade do uso de modelos bidimensionais para o estudo de cargas da forma com que foram utilizadas neste estudo.

Quando se comparam os valores encontrados, a análise tridimensional se mostrou mais próxima à realidade encontrada na literatura.

As variações de aumento de tensão quando comparadas as cargas funcionais às disfuncionais, foram mais sutis na análise tridimensional, tanto para o modelo de dente hígido quanto para o dente restaurado.

Sob carga funcional, dentes restaurados apresentaram maior tensão de tração que dentes hígidos tanto no modelo bidimensional quanto no modelo tridimensional.

Na análise das cargas disfuncionais houve divergência entre a análise bidimensional e tridimensional, no modelo bidimensional o dente restaurado apresentou tensão de tração menor se comparado ao dente hígido. Já na análise tridimensional o valor de tensão de tração foi maior no dente restaurado.

7 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Baseado nos estudos levantados avaliou-se a pertinência da quantidade de material utilizado na restauração. Indaga-se: caso houvesse uma quantidade maior de material restaurador em substituição ao material dental, isso alteraria de maneira significativa as tensões resultantes, a fim de inviabilizar este tipo de tratamento em pessoas com conhecida má oclusão.

Referente às propriedades mecânicas do material, seria interessante a elaboração de um protótipo de adaptação para realização de um ensaio de tração no dente, a fim de se obter mais dados referentes às propriedades mecânicas do mesmo, e principalmente, para se obter o limite de resistência à tração do dente.

O processo de mastigação ocorre de maneira dinâmica e não estática, seria interessante uma análise de fadiga do dente com emprego de cargas cíclicas.

Analisar distribuição de tensões em modelos tridimensionais e bidimensionais de dentes expostos a outros tipos de preparos de restauração. Variar os tipos de materiais utilizados em processos restauradores.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3M Espe, Filtek Z350XT. Universal Restorative System. **Technical product profile Filtek**. St. Paul, 2010.

ALMEIDA, C.M. da S. **Caracterização de defeitos mecânicos produzidos por nanoindentação no InP**. Tese (Doutorado em Física), Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro; Rio de Janeiro – RJ, 2009.

ALVES FILHO, A. **Elementos Finitos: A Base da Tecnologia CAE**. Editora Érica, São Paulo, 2000.

American Society for Testing and Materials **ASTM E 384-99**, Standard test method for microindentation hardness of materials, in: 2000 Annual Book of ASTM Standards, ASTM, p.406-429, Philadelphia - PA , 2000.

ANGKER L., SWAIN M.V., KILPATRICK N. Micro-mechanical characterisation of the properties of primary tooth dentine. **J. Dent.**, v. 31, n. 4, p. 261-7, 2003.

ANGLE, E.H. Classification of Malocclusion. **Dental Cosmos**; vol. 41, n.3, p.248-64; 1899.

ANTUNES J. M.; FERNANDES J. V.; SAKHAROVA N. A.; OLIVEIRA M. C. Análise inversa em nanoindentação. **Rev. M. E.**, Mecânica Experimental, v. 18; p. 11-22; 2010.

ARAÚJO, S.C.C.S.; VIEIRA, M.M.; GASPAROTTO, C.A.; BOMMARITO, S. Análise da força de mordida nos diferentes tipos de maloclusões dentárias, segundo Angle. **Rev. CEFAC**; vol.16, n.5): 1567-1578; 2014.

AVELAR, A.H. de F. **Desenvolvimento de modelos biomecânicos para análise de tensão em pinos intrarradiculares biológicos**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica), Universidade Federal de Minas; Belo Horizonte – MG, 2012.

AZEVEDO, A.F.M. **Método dos Elementos Finitos**. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; Portugal, 2003.

BATH-BALOGH, M.; FEHRENBACH, M.J. **Anatomia, Histologia e Embriologia dos Dentes e das Estruturas Orofaciais**. Tradução da 2ª edição: Editora Manole, São Paulo – SP, 2008.

BERBERT, M.C. B. **Avaliação quantitativa de força de bochechas em humanos**. Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul; Porto Alegre – RS, 2013.

BORCIC, J; ANIC, I; SMOJVER, I; CATIC, A; MILETIC, I; RIBARIC, SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and In malocclusion. **J Oral Rehabil.** v.32, n.7, p. 504-510; 2005.

BOWEN R. L., RODRIGUEZ M. S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. **J Amer Dent Assoc**, v. 64, n. 1, p.378-87, 1962.

BRAUER, D.S.;HILTON, J.F.; MARSHALL G.W.; MARSHALL S.J. Nano- and Micromechanical properties of dentine: Investigation of diferences with tooth side. **J Biomech.**; v. 44; n. 8; p. 1626–1629; 2011.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. D. Res.**, v. 34, n. 6; 1955.

CALLISTER JR, W.D. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução.** Editora LTC, 5ª edição , Rio de Janeiro - RJ, 2002.

CHUN, K. J.; CHOI, H. H.; LEE, J. Y., Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. **J Dent Biomech**, v. 5, 2014.

Classificação de Angle. Disponível em:
<http://profissaodentista.com/2016/04/23/classificacao-de-angle/> . Acesso em: 21/06/2017.

COOK, R. D.; MALKUS, D.S.; PLESHA, M. E. **Concepts and applications of finite element analysis.** Editora John Wiley & Sons, 3ª Edição, Canadá, 1989.

CORNACCHIA, T.P.M.; LAS CASAS, E.B. DE; CIMINI JR. C.A. **Análise Termomecânica de Tensões em Restaurações Indiretas.** Grupo de Engenharia Biomecânica, UFMG ; 2006.

COSTA, P.B.; BARBOSA, A.C. DE C. **Uma aplicação de ajuste de curva a um problema de nanociência.** Cadernos do IME - Série Matemática, v. 20; 2008.

CRAIG R.G.; PEYTON F.A. The microhardness of enamel and dentin. **J Dent Res**; v. 37, p. 661–668, 1958.

CRAIG R.G.; GEHRING P.E.; PEYTON F.A. Relation of structure to the microhardness of human dentin. **J. Dent. Res.**, v. 38, p.624–630, 1959.

CRAIG RG, PEYTON FA, JOHNSON DW. Compressive properties of enamel, dental cements and gold. **J Dent Res**, vol. 40, p.936–945, 1961.

CURY, A.A. **Critérios de falha**. Departamento de Mecânica Aplicada e Computacional – Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2020. Disponível em: <https://www.ufjf.br/mac003/files/2015/01/8-criterios.pdf>. Acesso em: 04/02/2021.

CUY, J. L.; MANN, A. B.; LIVI, K. J.; TEAFORD, M.F.; WEIHS, T.P. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. **Arch. Oral Biol**, v. 47, p. 281-291, 2002.

DALCIN, G. B. **Ensaio dos materiais**. URI – Universidade Regional Integrada do Alto Uruguai e das missões, Santo Ângelo, 2007.

DARENDELILER, S; DARENDELILER, H; KINOĞLU, T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* v.19, n.4, p. 371-83, Jul, 1992.

Dental anatomy; Dental anatomy educational teaching resource, 2014. Disponível em: <http://www.slideshare.net/scarydentist/dental-anatomy-educational-teaching-resource>. Acessado em: 20/07/2016.

DIAS, A.M.S.; GODOY, G.C.; MODENESI, P.J. Análise numérica do ensaio de indentação em materiais com comportamento frágil. **Rev. Mat.**, v. 15, n. 1, p. 056 – 069, 2010.

DIETER, G. D. **Metalurgia Mecânica**. 2ª edição, Editora Guanabara 2, 1981.

DONASSOLLO, T. A.; ROMANO, A. R.; DEMARCO, F. F.; DELLA-BONA, A. Avaliação da microdureza superficial do esmalte e da dentina de dentes bovinos e humanos (Permanentes e decíduos). **Rev. Odonto Ciênc.**, v. 22, n. 58, p. 311-316, 2007.

ESBERARD, R. R. **Estudo “in vitro” em MEV da morfologia do esmalte, dentina, cimento e da junção amelocementária humanos antes e após a clareação**. (Mestrado em Endodontia), Faculdade de Odontologia - Universidade Estadual Paulista; Araraquara - SP, 2004.

FONG H, SARIKAYA M, WHITE SN, *et al*. Nano-mechanical properties profiles across dentin–enamel junction of human incisor teeth. **Mater Sci Eng C**, v.7, p.119–128, 2000.

FREIRE, W.P.; BARBOSA E.F.; BARBOSA, R.C.; CASTANHA, E.M.M.; FOOK M.V.L. Desenvolvimento e caracterização microestrutural e mecânica de cimentos de ionômero de vidro. **REMAP**, v. 8.2, p. 87 –95, 2013.

FURLAN, R.M.M.M. **Desenvolvimento de um aparelho portátil para quantificação e reabilitação da força da língua humana**. Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais; Belo Horizonte – MG, 2011.

FURLAN, R.M.M.M.; VALENTIM, A.F.; MOTTA, A.R.; BARROSO M.F.S.; COSTA C.G.; LAS CASAS E.B. Métodos quantitativos para avaliação da força da língua. **Rev. CEFAC**; vol. 14, n. 6, p.1215-1225; 2012.

GAO, J; XUA, W; DINGB, Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. **Comput methods and programs in biomed**, v. 82, n. 2, p. 97–105, 2006.

GARCIA F.C.P. CARVALHO R.M.; D’ALPINO P.H.P.; TERADA R.S.S. Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev Fac Odontol Bauru**, v. 10, n. 3, p.118-27; 2002.

GARCIA, A.; SPIM, J. A.; SANTOS, C. A. **Ensaio dos materiais**. Editora LTC, Rio de Janeiro – RJ, 2008.

GIANNINI, M; SOARES, CJ; CARVALHO, RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater*. v.20, n.4, p. 322-329, May, 2004.

GIBBS, CH; MAHAN, PE; LUNDEEN, HC; BREHMAN, K; WALSH, EK; HOLBROOK, WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent*. v.46, n.4, p. 443-449, Oct, 1981.

GOMES-SILVA, J.M. **Propriedades químicas do esmalte de dentes decíduos e permanentes**. Tese (Doutorado em Ciências), Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto / USP, Ribeirão Preto – SP, 2011.

GRECO, G. D. **Avaliação tridimensional das tensões funcionais de desoclusão, em um modelo de prótese total implantossuportada, sem extremo distal livre**. Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais; Belo Horizonte – MG, 2011.

GUIMARÃES L. P., SOEIRO F. J. C. P. **Análise de tensões no primeiro pré-molar superior utilizando o método dos elementos finitos**. VIII Congresso Nacional de Estudantes, Salvador – BA, 2001.

GUIMARÃES, J. C. **Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não cáries sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais**. Tese (Doutorado em Odontologia); Universidade Federal de Santa Catarina; Florianópolis – SC, 2009.

HABELITZ S, MARSHALL SJ, MARSHALL GW JR, *et al.* Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. **Arch Oral Biol**, v.46, p.173–183, 2001.

HAINES DJ. Physical properties of human tooth enamel and enamel sheath material under load. **J Biomech**, v.1, p.117–125, 1968.

HALGAŠ R., DUSZA J., KAIFEROVÁ J., KOVÁČSOVÁ L., MARKOVSKÁ N. Nanoindentation testing of human enamel and dentin. *Ceram.-Silik.*, v. 57, n. 2, p. 92-99, 2013.

HE L.H., FUJISAWA N., SWAIN MV. Elastic modulus and stress–strain response of human enamel by nano-indentation. **Biomaterials**, v.27, p.4388–4398, 2006.

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

HUTCHINSON METRO DENTAL; Root Canal Treatments (Endodontics) Bronx, 2011. Disponível em: <http://www.bronxdentalspa.com/root-canal-bronx.htm>
Acessado em: 15/07/2016.

ICHIM, I.; SCHMIDLIN, P.R.; KIESER, J.A.; SWAIN, M.V. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. **J. Dent.**, v. 35, p. 28–35, 2007.

INTERNATIONAL STANDART ORGANIZATION. **ISO/TS 11405**: Dental Materials - Testing of adhesion to tooth structure., 2ª edição, Geneva - 2003.

JANTARAT J, PALAMARA JEA, LINDNER C, *et al.* Time-dependent properties of human root dentin. **Dent Mater**, v.18, n.6, p.486–493, 2002.

JURKEVICZ, T. S. **Lesões cervicais não cariosas induzidas por tensão: Um estudo atualizado sobre as abfrações.** Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2015.

KO, C-C.; CHU, C-S.; CHUNG, K-H.; LEE, M-C. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent**, v.68, p.421-7, 1992.

LAS CASAS E. B., CORNACCHIA, T. P. M.; GOUVÊA, P. H.; CIMINI JR, C. B. Abfraction and anisotropy – effects of prism orientation on stress distribution. **Comput. Method. Biomec.**, v. 6, n. 1, p. 65-73, 2003.

LAS CASAS, E. B.; GOUVÊA, P. H. P.; PEREIRA, T. C. **Estudos Sobre A Modelagem Constitutiva Do Ligamento Periodontal.** I Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, Petrópolis – RJ, 2007.

LEE, HE; LIN, CL; WANG, CH; CHENG, CH; CHANG, CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar—a finite element investigation. **J Dent.** v.30, n.7-8, p. 283-90; 2002.

LOTTI, R.S.; MACHADO, A.W.; MAZZIEIRO, Ê. T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.

MACHADO, A.C. **Avaliação laboratorial e clínica de protocolos restauradores de Lesões Cervicais Não Cariosas.** Tese (Doutorado em Odontologia), Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia-MG, 2018.

MACHADO, A.C.; FERNANDES NETO, A.; SILVEIRA JÚNIOR, C.D.; VILELA, A.L.R.; MENEZES, M. S.; TEIXEIRA, DN.R.; CARDOSO, I.O.; SOARES, P.V. Influência Do Desequilíbrio Oclusal Na Origem De Lesão Cervical Não Cariosa E Recessão Gengival : Análise Por Elementos Finitos. **Rev Odontol Bras Central**, v. 27, n.83, p. 204-210, 2018.

MARSHALL G.W.JR., BALOOCH M., GALLAGHER R.R., *et al.* Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. **J Biomed Mater Res**, v.54, p.87–95, 2001.

MELO-SILVA, C.L.; MELO-SILVA, T.C.F.; Carvalho, C.F.; ARAUJO, F.A. **Avaliação da temperatura do ar no tratamento de superfície de cerâmicas utilizadas em odontologia**, VII Colóquio técnico-científico do UniFoa, p. 86-87, 2013.

MELO-SILVA, T.C.F.; MELO-SILVA, C.L.; CARVALHO, C.F.; TEIXEIRA, A.B.; LINS, J.F.C.; GOUVÊA, J.P. Evaluation of Mechanical Properties of Composite Materials Used in Dentistry Varying the Inorganic Composition. **Mater. Sci. Forum**, v. 820, p. 320-324, 2015.

MENDES, J. J. B. **Caracterização das alterações morfológicas do ligamento periodontal e osso alveolar do rato sujeito a ruído de baixa frequência.** Tese (Doutorado em Ciências Biomédicas), Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar - Universidade do Porto, 2009.

MISRA, A.; SPENCER, P.; MARANGOS, O.; WANG, Y.; KATZ, J. L. Micromechanical analysis of dentin/adhesive interface by the finite element method. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v.70, p.56-65, 2004.

MUNARI, L.S.; **Distribuição de tensões em um modelo tridimensional do primeiro pré-molar superior com esmalte anisotrópico e isotrópico: Análise comparativa pelo método de elementos finitos.** Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais; Belo Horizonte – MG, 2012.

NAGEM FILHO H., NAGEM H.D., DIAS A. R., FIUZA C.T. Efeito do condicionamento ácido na morfologia do esmalte. **Rev. FOB**, v.8, n. 1/2, p.79-85, 2000.

NANCI A. **Ten Cate, histologia oral**. Editora: Elsevier, Rio de Janeiro – RJ, 2013.

OKESON, J. P. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão**. Editora Elsevier, 6ª edição; Rio de Janeiro, 2008.

OKESON, J. P. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão**. Editora Elsevier, 7ª edição; Rio de Janeiro, 2013. Disponível em: https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=wZUqPhGUK3sC&oi=fnd&pg=PP1&dq=occlus%C3%A3o+funcional&ots=o9ACc26aYR&sig=W56kkylGCw2HPUA_yRbUFBnaVa4#v=onepage&q=occlus%C3%A3o%20funcional&f=false. Acesso em: 05/01/2021.

OLIVEIRA H.F.F.; CRUZ R.S.; LEMOS C.A.A.; BATISTA V.E.S.; ALMEIDA D.A.F.; MAZARO J.V.Q.; VERRI F.R. **Comparação de diferentes tipos de análises de elementos finitos (AEF): bidimensional x tridimensional**. Proceedings of the 5º Congresso Odontológico de Araçatuba -Unesp/Annual Meeting. 2015.

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.

PADILHA A.F. **Materiais de Engenharia: Microestrutura e Propriedades**. Editora Hermus SA; Curitiba – PR, 2000.

PADMANABHAN S.K., BALAKRISHNAN A., CHU M.C., *et al.* Micro-indentation fracture behavior of human enamel. **Dent Mater**, v.26, p.100–104, 2010.

PALINKAS, M.; **Influência da idade e do gênero na força de mordida molar máxima e espessura dos músculos mastigatórios**; Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP; Ribeirão Preto - SP, 2010.

REES J S.; JAGGER D.C. Abfraction lesions: myth or reality? **J Esthet Restor Dent**; v.15, n.5, p.263-271; 2003.

REES, J.; An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. **J O Rehabil.**, v. 28, n. 5, p. 425-432, 2001.

REES, J.S.; HAMMADEH, M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. **Eur J Oral Sci**, v.112, p.347-352, 2004.

REES, J.S.; JACOBSEN, P.H. Elastic modulus of the periodontal ligament. **Biomat.**, v.18, p.995–999, 1997.

REIS B. R. **Influência da configuração cavitária e tipo de material restaurador no comportamento biomecânico de pré-molar superior. Análise por elementos finitos.** (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia – MG, 2010.

ROOT CANAL. Disponível em: <https://www.smilerecreation.com/root-canal>. Acesso em: 18/02/2021.

RUBIN, C.; KRISHNAMURTHY, N.; CAPILOUTO, E.; YI, H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **J Dent Res**, v. 62, n. 2, p. 82-86, 1983.

SAKAGUCHI R.L., POWERS J.M. **Craig, materiais dentários restauradores.** Tradução da 13ª edição: Editora Elsevier, Rio de Janeiro – RJ, 2012.

SANTOS FILHO, P.C. de F. **Biomecânica restauradora de dentes tratados endodonticamente – Análise por elementos finitos.** Tese (Doutorado em Odontologia), Faculdade de Odontologia de Piracicaba; Piracicaba – SP, 2009.

SANTOS P. C. G. **Estudo da nanodureza e módulo de elasticidade de quatro resinas compostas utilizando a técnica da nanoindentação.** Tese (Doutorado em Odontologia), Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; São Paulo – SP, 2002.

SENAWONGSE P, OTSUKI M, TAGAMI J, *et al.* Age-related changes in hardness and modulus of elasticity of dentine. **Arch Oral Biol**, v.51, n.6, p.457–463, 2006.

SILVA A. de O. **Protocolo de modelagem tridimensional do primeiro pré-molar superior para o método dos elementos finitos e análise das concentrações de tensões na região cervical do esmalte.** Tese (Doutorado em Odontologia), Faculdade de Odontologia - Universidade Estadual Paulista; Araraquara - SP, 2008.

SILVA J.M.V.B. de S.; SÁ J.C.; GALVÃO N.K. de A.M. **Uma nova metodologia para cálculo de dureza Vickers.** II Congresso de Pesquisa e Inovação da Rede Norte Nordeste de Educação Tecnológica; João Pessoa – PB, 2007.

SILVA, J. M. DE C.; BARROSO, M. F. S.; RIGUEIRA, M. F. A.; CORNACCHIA, T. P. M.; LAS CASAS, E. B.; MOTTA, A. R.; **Sistema de medição da força exercida pela língua na posição habitual e durante a deglutição;** VIII Semetro; João Pessoa, PB, 2009.

SNEDDON, I.N. The relation between load and penetration in the axisymmetric boussinesq problem for a punch of arbitrary profile. **Znt. J. Engng. Sci.**, v. 3, p. 47-57, 1965.

SOARES P. V. **Influência da técnica restauradora na distribuição de tensões, resistência à fratura e deformação de cúspides de pré-molares tratados endodonticamente.** Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia - MG, 2006.

SORIANO, H. L.; **Método de Elementos Finitos em Análises de Estruturas.** Editora da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2003.

SOUZA L. V. **Influência da abfração, morfologia radicular e carregamento no comportamento biomecânico de pré-molares superiores.** Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia - MG, 2012.

SPEARS I. R., VAN NOORT R., CROMPTON R. H., CARDEW G. E., HOWARD I. C. The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. **J. Dent. Res.**, v. 72, p. 1526-31, 1993.

SPEARS IR. A three-dimensional finite element model of prismatic enamel: a reappraisal of the data on the Young's modulus of enamel. **J Dent Res.** v.76, n.10, p. 1690-1697; 1997.

SRIREKHA, A.; BASHETTY, K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. **Indian. J. Dent. Res.**, v. 21, n. 3, p. 425-432, 2010.

TEIXEIRA A. C. **Análise das tensões nos primeiros pré-molares superior e inferior, em contato, através do método de elementos finitos.** Dissertação (Mestrado em Odontologia), Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro; Rio de Janeiro – RJ, 2006.

TEIXEIRA, A. B. **Influência da variação do módulo de elasticidade na distribuição de tensões em restauração dentária.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Metalúrgica), Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda da Universidade Federal Fluminense, Volta Redonda – RJ, 2016.

TEIXEIRA, A.B.; GOUVÊA, J. P.; CARVALHO E.C.; MELO-SILVA T.C.F.; MELO-SILVA C.L.; LINS J.F.C. Evaluation of Static and Dynamic Hardness Tests of Dental Structures and Resin Restorative Composite. **Materials Science Forum**, v. 958, p. 93-97, 2019.

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.

VASCO, M.A.A. Biomecânica na Odontologia. Disponível em: <http://www.biomecanicaodontologia.com.br>. Acesso em: 03/01/2021.

WOOD, I; JAWAD, Z; PAISLEY, C; BRUNTON, P. Non-carious cervical tooth surface loss: A literature review. **J Dent.** v.36, n.10, p. 759-766; 2008.

XAVIER L. Characteristics of noncarious cervical lesions. **JADA**; v.133, p.725-33; 2002.

8 ANEXOS

8.1 Materiais e Métodos dos Dentes

8.1.1 Materiais

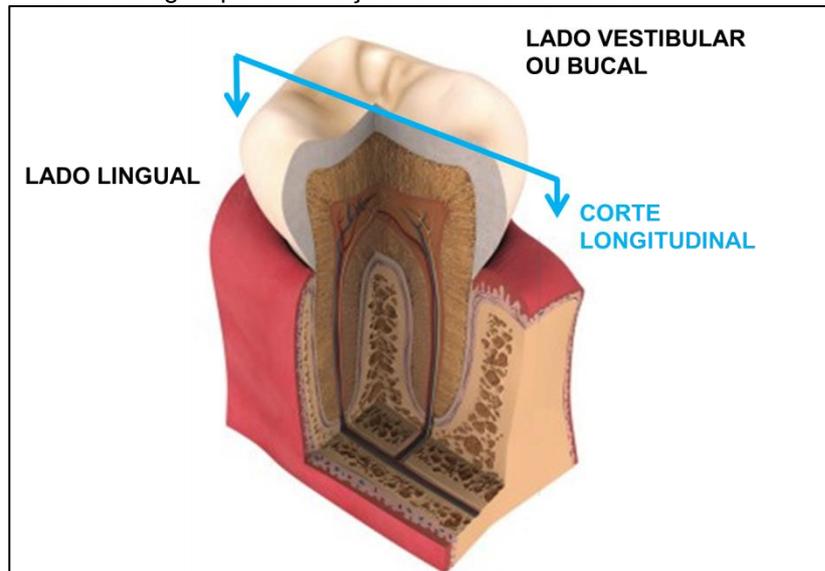
Utilizaram-se dois dentes terceiros molares permanentes inferiores inclusos, por ser um dente de maior porte, permitindo assim maior área de ensaio e maior facilidade de manuseio. Foi usado dente incluso pelo fato de que não havia sofrido esforços mastigatórios até o momento da retirada do mesmo, mantendo assim sua integridade física e química.

Os dentes foram obtidos do banco de dentes do UniFOA (Centro Universitário de Volta Redonda), onde os dentes são mantidos armazenados hidratados com água numa câmara úmida a 36°C, após o processo de clivagem, seguindo a ISO/TS 11405. Este processo de armazenamento é feito para que haja manutenção das propriedades referentes à hidratação dos túbulos dentários, reproduzindo-se assim mais fielmente as condições a que se encontra exposto o dente no meio bucal.

8.1.2 Métodos

Foi feito o corte coronal ou longitudinal no sentido mesiodistal, separando a porção vestibular da lingual. O estudo foi feito utilizando-se apenas a parte coronal do dente, descartando-se as raízes. A direção do corte pode ser visualizada na Figura 62.

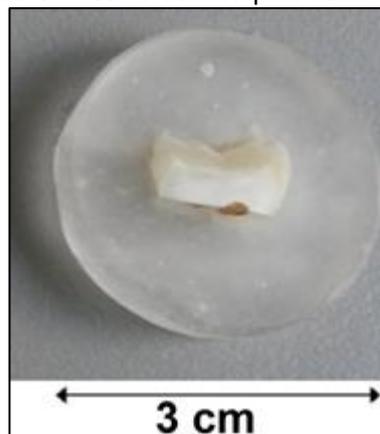
Figura 62 - Imagem esquemática da direção do corte realizado no material biológico para utilização no ensaio de dureza.



Fonte 77 - Teixeira (2016).

Os corpos de prova foram seccionados na máquina de corte ISOMET 1000 com discos diamantados em baixa rotação (de 250 a 300 RPM), refrigerados a água. Após o corte os dentes seccionados foram embutidos em matriz circular com resina acrílica incolor, ativada quimicamente, da marca JETClássica. Devido à necessidade de um acabamento superficial, as amostras foram lixadas com lixas d'água de carbureto de silício de granulação 800, 1200 e 2000 e a seguir polidas com panos autoadesivos e alumina de granulação de 0,5 e 1 μm , isso foi feito utilizando-se a máquina de polir Aropol S. 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, por exemplo, o processo de ultrassom (URABE et al., 2000). Após este procedimento as amostras foram armazenadas em câmara úmida, até a realização do ensaio. Uma amostra pode ser visualizada a partir da Figura 63.

Figura 63 - Fotografia da amostra de dente terceiro molar com corte longitudinal, somente a parte coronal do dente, embutido em resina acrílica para realização do ensaio de dureza.



Fonte 78 - Teixeira (2016).

8.1.3 Ensaio de dureza

A dureza foi avaliada utilizando-se penetradores diamantados do tipo Vickers nos dois equipamentos, foi empregada uma amostra no Microdurômetro digital (SHIMADZU, modelo: HMV – Micro Hardness Tester) e uma amostra no equipamento Ultramicrodurômetro (SHIMADZU, modelo: DUH-211 – Dynamic Ultra Micro Hardness Tester).

O teste de dureza estático utilizou a carga de 490,3mN, por 20s para o esmalte e 980,7mN por 20s para a dentina. Já para o ensaio dinâmico os parâmetros utilizados seguem a Tabela 16. Os parâmetros utilizados no ensaio dinâmico foram estabelecidos a partir do estudo feito anteriormente em Teixeira (2016).

Tabela 16 - Parâmetros do ensaio no Ultramicrodurômetro.

Material	Carga (mN)	Tempo de permanência (s)	Velocidade (mN/s)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	200	0	70,07	0,3
Dentina	500	0	70,07	0,3

8.1.3.1 Protocolo de avaliação dos parâmetros de ensaio utilizados para materiais biológicos

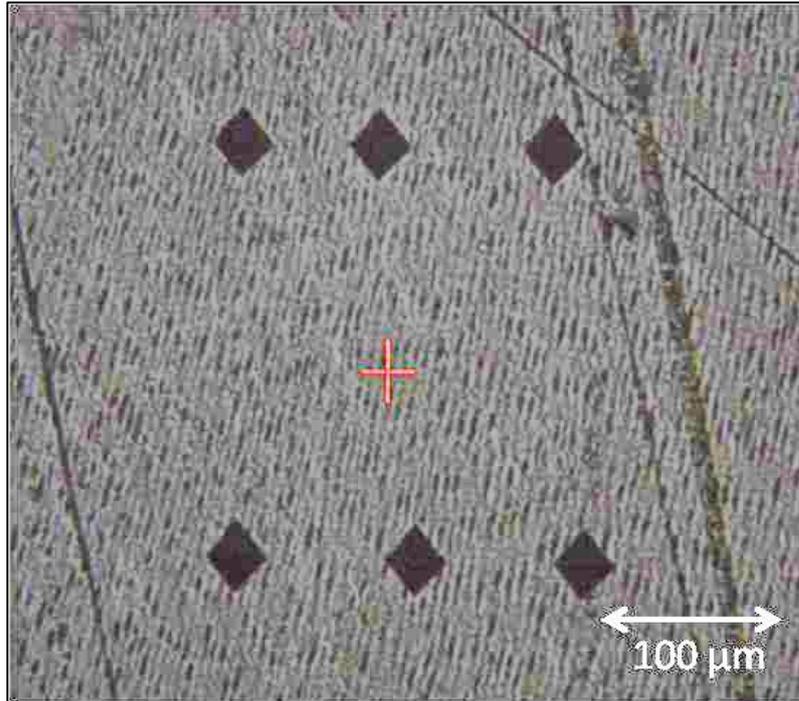
Devido à falta de literatura sobre os parâmetros de ensaio utilizados em máquinas Ultramicrodurometro para materiais biológicos, foram realizados ensaios na busca dos parâmetros que melhor se adaptam ao material.

Para elaboração deste protocolo foi utilizado um dente terceiro molar incluso e hígido, onde foi realizado o corte longitudinal e embutido em resina acrílica para leitura do ensaio. Para a realização das impressões foi utilizado o equipamento de dureza em escala micrométrica DUH-211/ DUH-211S equipado com um penetrador Vickers. Tanto no esmalte quanto na dentina foram realizadas 21 fileiras com três penetrações, sendo que no esmalte começou da ponta da cúspide até a JAD e na dentina começou a leitura 200 μm da dentina com término no terço cervical da amostra. Totalizando 63 impressões para cada estrutura, mantendo um espaçamento de 200 μm no sentido horizontal e vertical das bordas.

Avaliou-se a dentina como um material viscoelástico, o que significa que suas características de deformação mecânica dependem do tempo e que a recuperação elástica não é instantânea. Essa propriedade do material influencia diretamente em resultados de ensaio como o de dureza, onde o retorno elástico pode causar uma leitura incorreta das diagonais da impressão feita no corpo de prova, e conseqüentemente um valor errado de dureza do material. Essa propriedade provém da matriz de colágeno existente na composição da dentina.

O espaçamento horizontal e vertical das impressões tanto na dentina quanto no esmalte respeitou a área que sofre com tensões residuais após o ensaio. Conforme é possível se visualizar na Figura 64, para a exata mensuração do módulo de elasticidade, a distância ente cada penetração deve ser de no mínimo três vezes o tamanho da impressão, seguindo o protocolo usado por Urabe et al. (2000). Para o dado ensaio foi verificado que as impressões possuíam diagonais de aproximadamente 30 μm . Então foi usado o espaçamento horizontal de 100 μm e vertical de 200 μm . A distância vertical foi o dobro da horizontal com a intenção de se analisar uma maior área do corpo de prova.

Figura 64 - Dentina parte média evidenciando as impressões e o espaçamento padrão.



Fonte 79 - Teixeira (2016).

A leitura da dentina foi realizada na mesma direção das impressões feitas no esmalte, porém iniciada a 200 μm da JAD com término próximo à área cervical.

No esmalte foram feitas variações da carga de 100 mN a 800 mN, do *hold time* de zero a 35 s e taxa de aplicação da carga de 70,07 mN/s a 14,01 mN/s. Na dentina a avaliação variou-se a carga de 100 mN a 600 mN e *hold time* de 0 s a 400 s. A partir das leituras foram avaliados o efeito dos valores de carga e *hold time* na deformação estrutural, tanto do esmalte quanto da dentina.

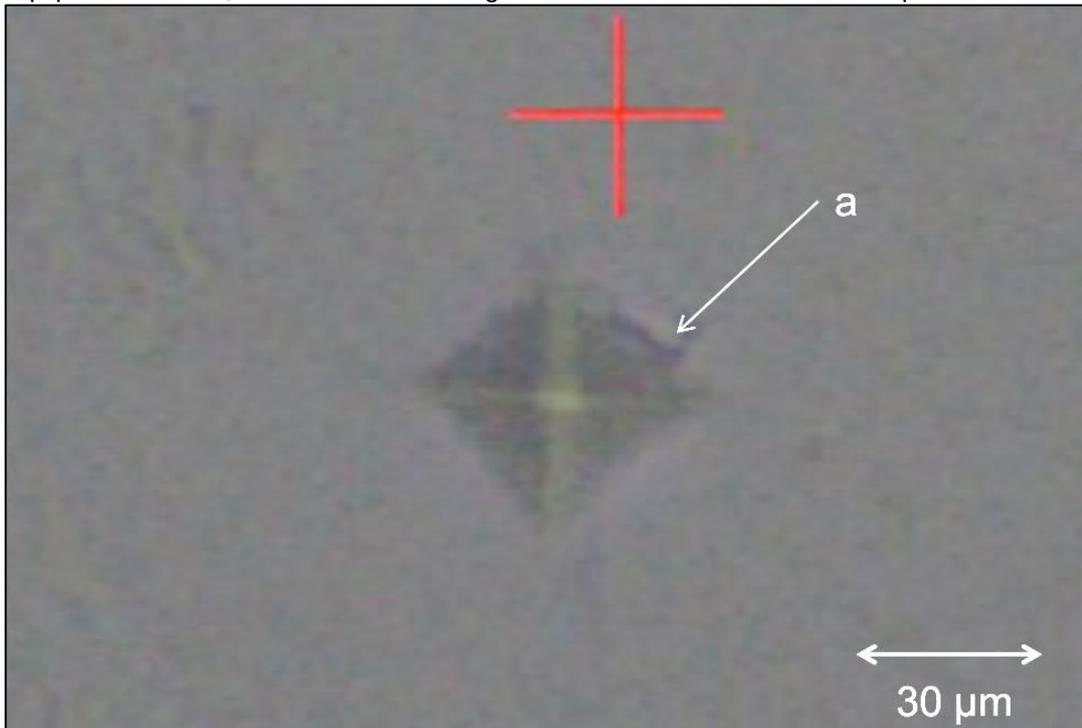
Foram feitas análises a cada imagem da diagonal da impressão através do terminal computacional acoplado ao equipamento. Observou-se que para o esmalte as cargas maiores de que 600 mN deformavam a estrutura, formando trincas e fissuras, o que influencia nos valores de módulo de elasticidade, tendo em vista que trincas poderiam gerar tensões residuais desinteressantes para o cálculo da propriedade. Logo as fraturas do esmalte com cargas altas fizeram com que estes valores fossem descartados. Foi feita a análise das diagonais e selecionada a carga de 200 mN, pois se trata de um material frágil, podendo fraturar facilmente, por isso da escolha de uma carga de menor intensidade, haja vista também que esta foi a carga que apresentou a melhor diagonal formada. Esta análise pode ser observada nas Figuras 65 e 66.

Figura 65 - Imagem micrográfica do esmalte com lente de aumento de 100 vezes obtida no equipamento DUH, ensaio utilizando carga de 800 mN. A seta a indica a impressão obtida e as setas b indicam as trincas que ocorreram.



Fonte 80 - Teixeira (2016).

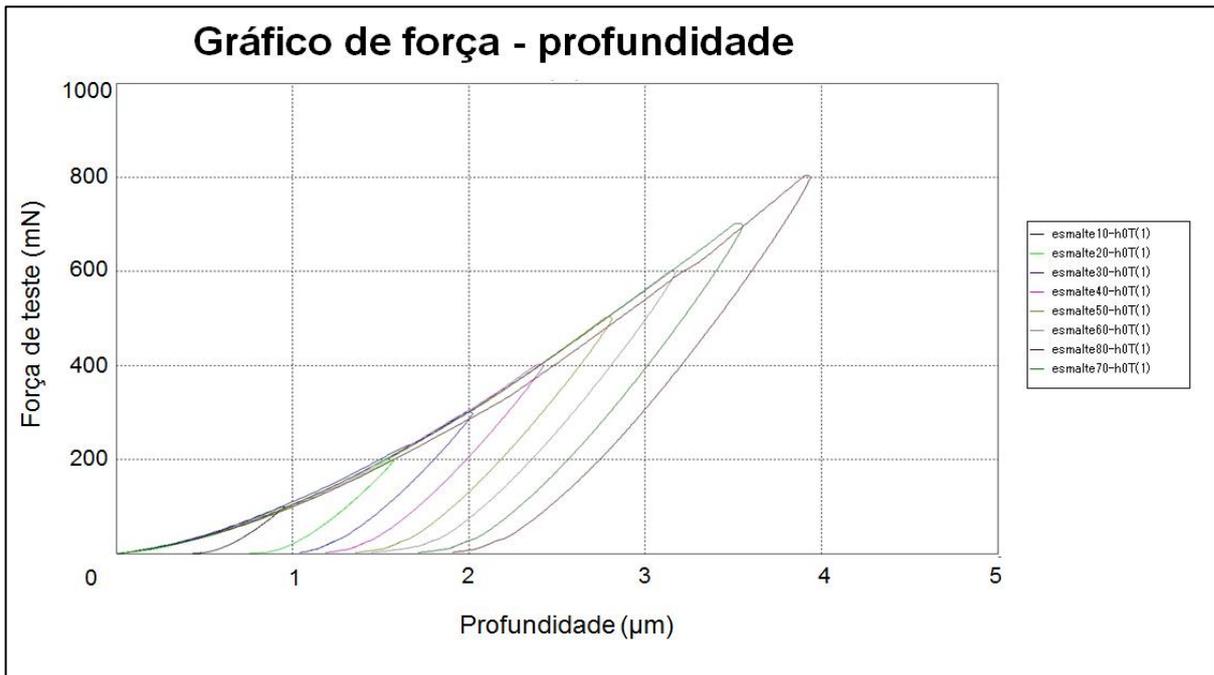
Figura 66 - Imagem micrográfica do esmalte com lente de aumento de 100 vezes obtida no equipamento DUH, ensaio utilizando carga de 200 mN. A seta a indica a impressão obtida.



Fonte 81 - Teixeira (2016).

A análise gerou também resultados de força e profundidade que foram compilados no gráfico da Figura 67. Neste gráfico é possível ver que houve uma diferença de aproximadamente $3\mu\text{m}$ entre a profundidade máxima da primeira e da última impressão. Sabe-se que o cálculo de módulo de elasticidade leva em consideração a profundidade máxima de penetração para obtenção de seu valor, logo como uma diferença de quatro vezes o tamanho entre as impressões é significativa.

Figura 67 - Gráfico de força x profundidade gerado após variação de carga no ensaio de dureza feito no esmalte.

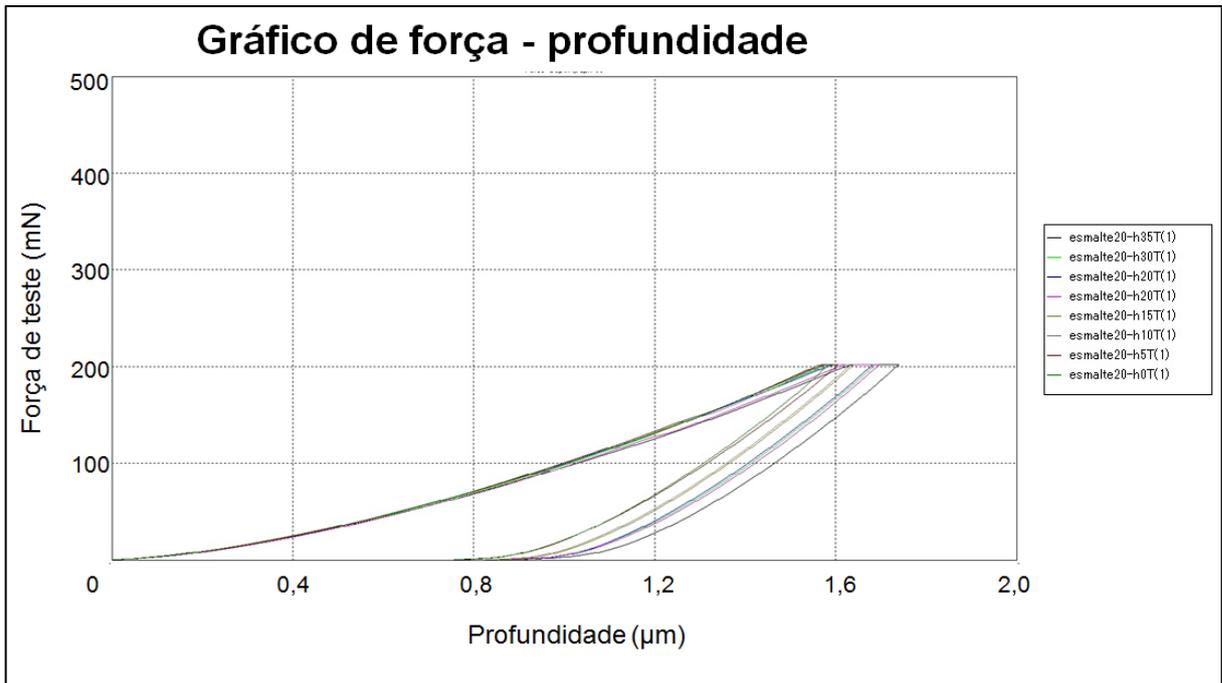


Fonte 82 - Teixeira (2016).

Após a seleção da carga de 200 mN, variou-se o *hold time* utilizando-se tempos que iam de zero a 35 s. O *hold time* pode ser definido como o tempo em que o aparelho mantém o penetrador fixo na amostra antes de realizar o descarregamento da força aplicada. Neste teste não foram observadas variações significativas com relação ao módulo de elasticidade. As tabelas com os valores correspondentes a estes ensaios podem ser visualizadas no capítulo 8.1.3.2.

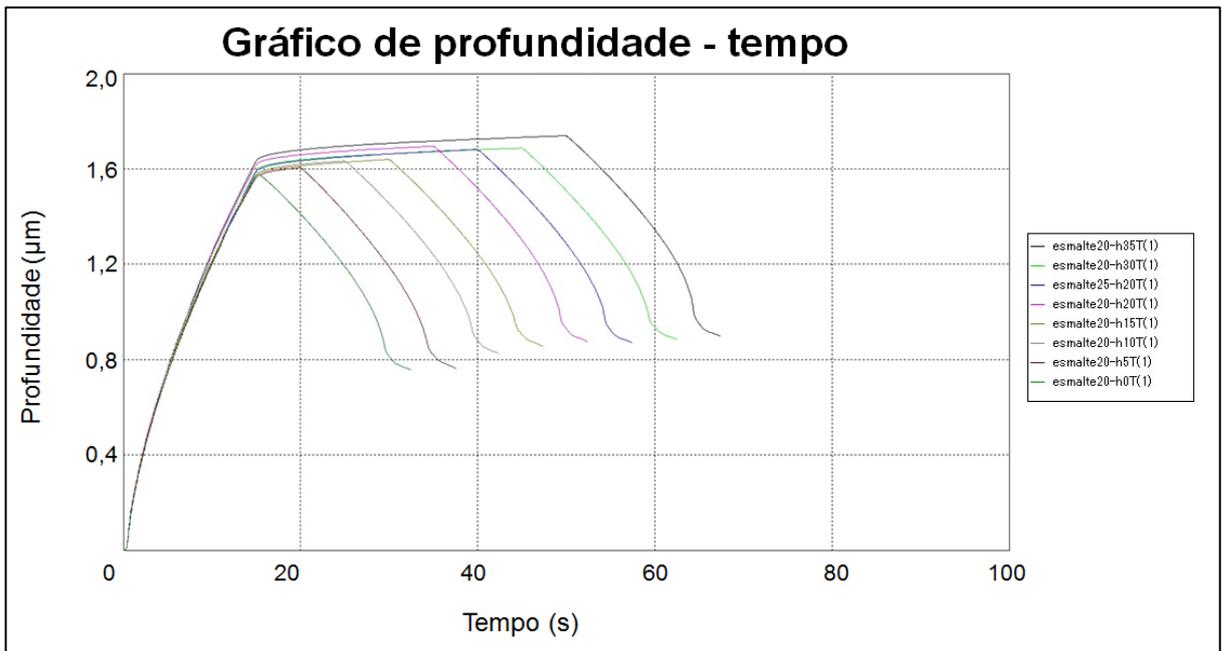
É possível também se visualizar a partir dos gráficos contidos nas Figuras 68 e 69 que não houve grandes modificações de profundidade máxima de impressão ao longo dos ensaios, demonstrando assim o porquê da não diferença entre os valores de módulo de elasticidade.

Figura 68 - Gráfico de força x profundidade gerado após variação de hold time no ensaio de dureza feito no esmalte.



Fonte 83 - Teixeira (2016).

Figura 69 - Gráfico de profundidade x tempo gerado após variação de hold time no ensaio de dureza feito no esmalte.



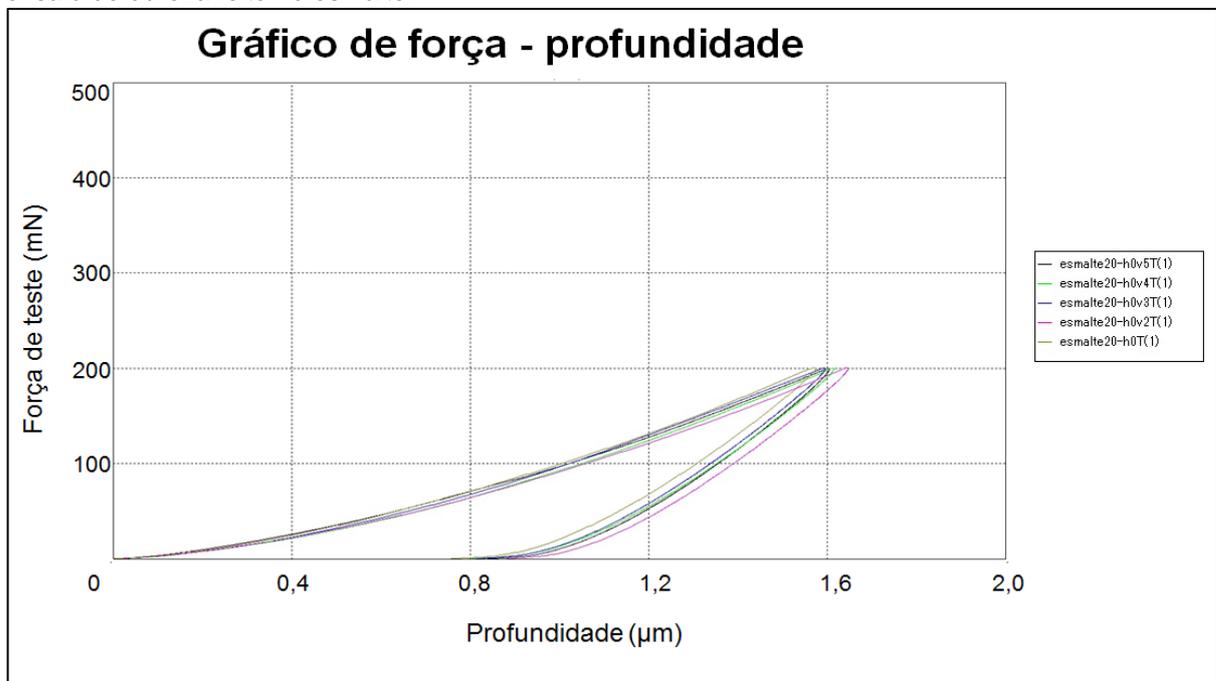
Fonte 84 - Teixeira (2016).

Com a seleção de carga definida, e sabendo-se que o *hold time* não influencia nos resultados, sendo então selecionado o *hold time* zero apenas por questão de praticidade de ensaio, foi feita então a análise da taxa de aplicação da carga ideal de ensaio. Foi feito o ensaio nas seguintes taxas de aplicação da carga: $v_1=70,07$

mN/s; $v_2=35,03$ mN/s; $v_3=23,36$ mN/s; $v_4=17,52$ mN/s; $v_5=14,01$ mN/s. A partir dos valores observados no ensaio, foi possível se analisar que não houve mudanças significativas nos valores de módulo de elasticidade para a variação da taxa de aplicação da carga, logo, para maior rapidez de ensaio utilizou-se a taxa de aplicação da carga $v_1=70,07$ mN/s.

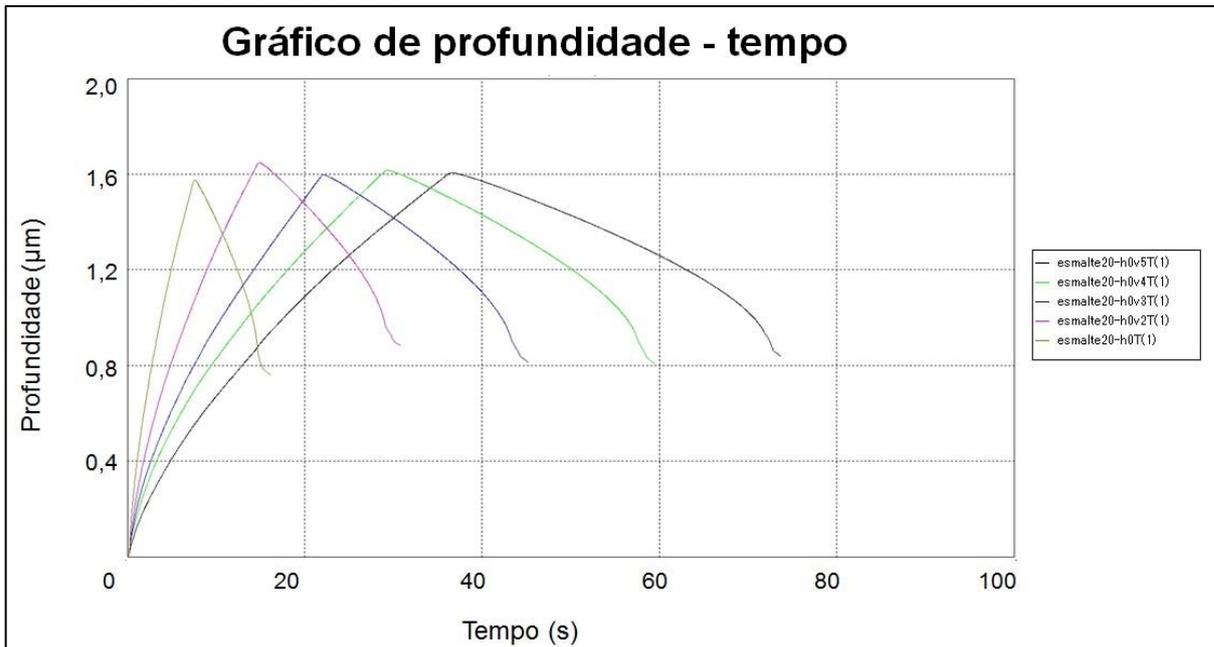
Essa constância entre os resultados obtidos para análise da influência da taxa de aplicação da carga pode ser vista também nos gráficos das Figuras 70 e 71, que demonstram que não houve distinção considerável entre as profundidades máximas de penetração.

Figura 70 - Gráfico de força x profundidade gerado após variação de taxa de aplicação da carga no ensaio de dureza feito no esmalte.



Fonte 85 - Teixeira (2016).

Figura 71- Gráfico de profundidade x tempo gerado após variação de taxa de aplicação da carga no ensaio de dureza feito no esmalte.



Fonte 86 - Teixeira (2016).

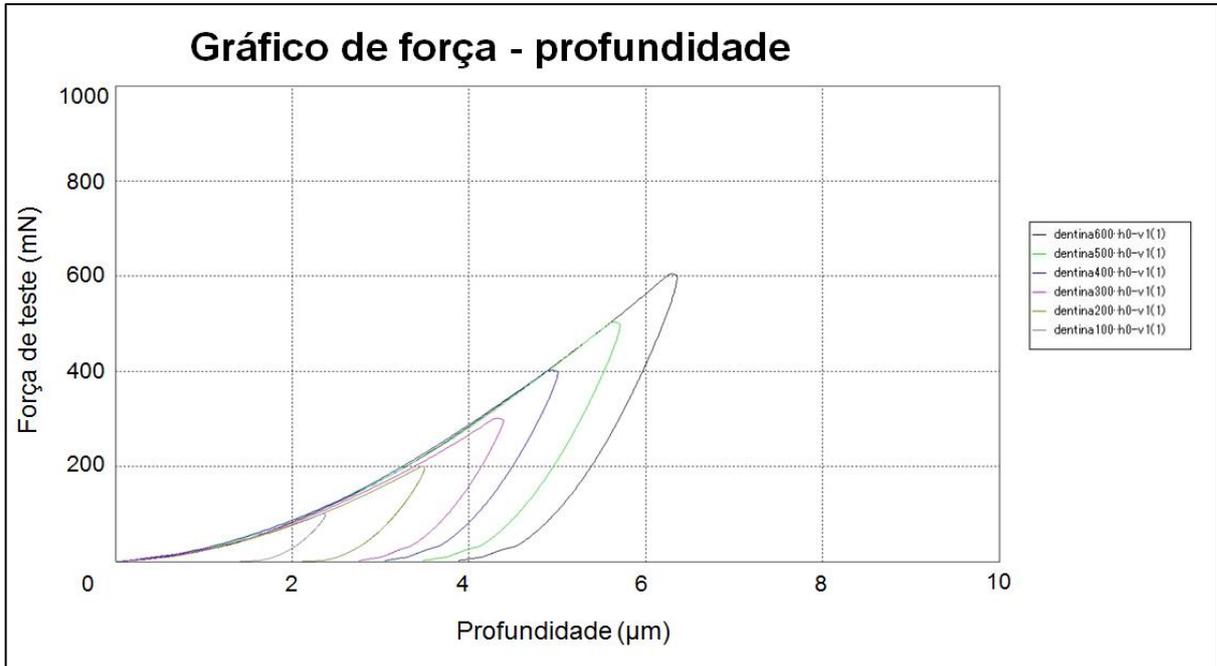
Seguindo a mesma linha de raciocínio utilizada para o levantamento dos parâmetros de estudo do esmalte, foi feita uma análise análoga para a dentina. Porém diferentemente do esmalte, por ser um material menos frágil, a dentina não teve tricas mesmo nas cargas mais altas. Foi então selecionada a carga que possuía a impressão mais condizente com o ideal, tendo as diagonais visualmente nítidas. Sabendo-se que se trata de um material viscoelástico foi selecionada a carga de 500 mN, pois assim não haveria o risco de leitura incorreta decorrente de deformação elástica.

Como no esmalte, não houve variação de módulo de elasticidade com a mudança de valores de *hold time*, então utilizou-se o *hold time* zero e a taxa de aplicação da carga $v1=70,07$ mN/s.

Os gráficos relativos aos ensaios de dureza na dentina podem ser visualizados nas Figuras 72, 73 e 74. A partir do gráfico da Figura 21 foi possível perceber que assim como no esmalte, há uma variação entre o valor de profundidade máxima de impressão nas diversas cargas aplicadas, tendo sido a selecionada escolhida a partir de análise visual.

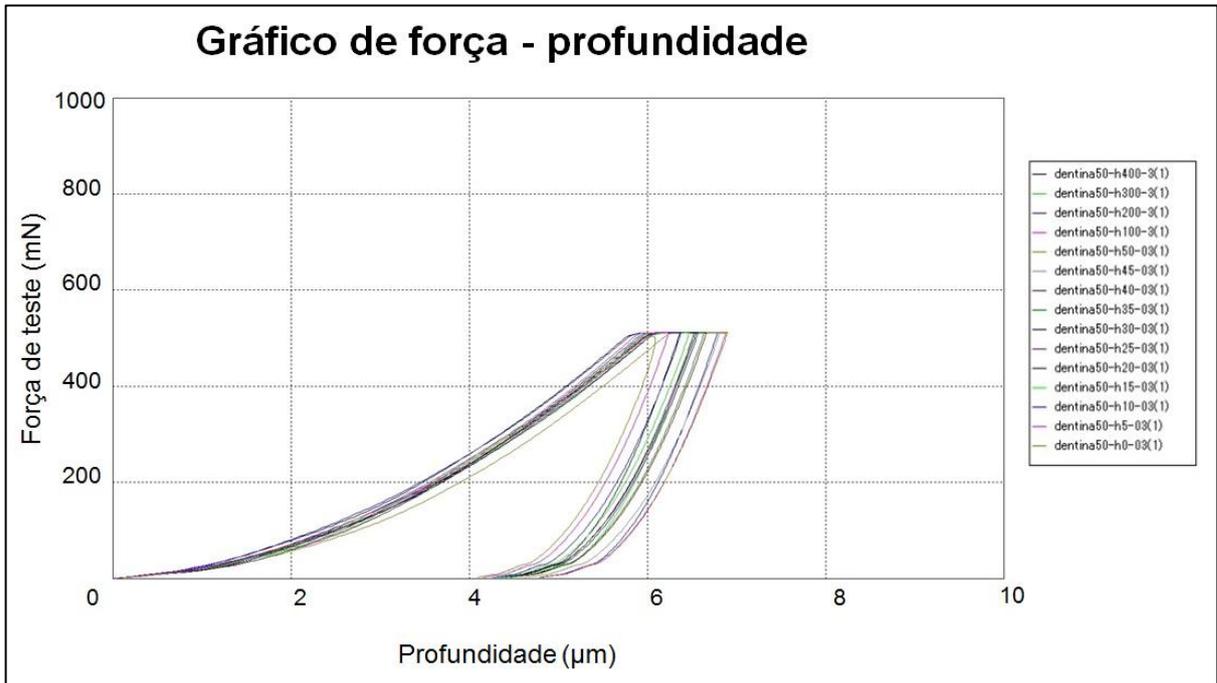
Nos gráficos das Figuras 73 e 74 notou-se que não há modificação considerável entre os valores de profundidade máxima descritos para a variação de *hold time*.

Figura 72- Gráfico de força x profundidade gerado após variação de carga no ensaio de dureza feito na dentina.



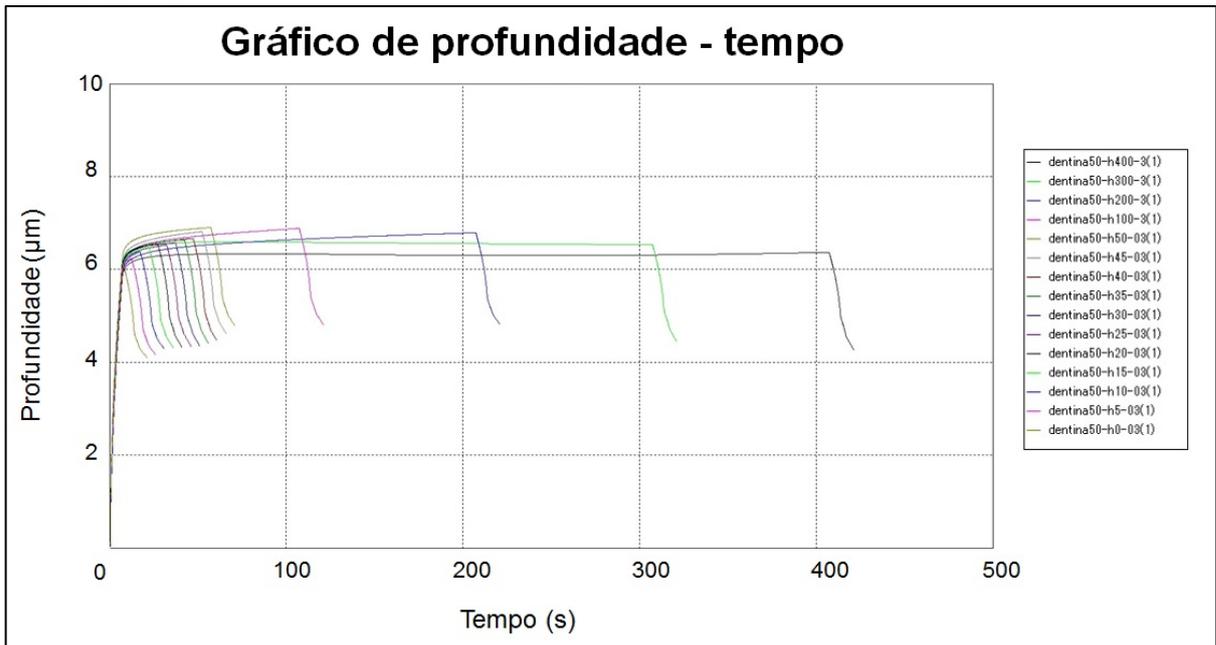
Fonte 87 - Teixeira (2016).

Figura 73- Gráfico de força x profundidade gerado após variação de hold time no ensaio de dureza feito na dentina.



Fonte 88 - Teixeira (2016).

Figura 74- Gráfico de profundidade x tempo gerado após variação de hold time no ensaio de dureza feito na dentina.



Fonte 89 - Teixeira (2016).

8.1.3.2 Resultados do teste feito para definir os parâmetros do ensaio de dureza no material biológico.

Tabela 17- Esmalte com variação da carga (gf).

Carga (N)	Hold time (s)	E (GPa)
100	0	75
200	0	55
300	0	49
400	0	44
500	0	40
600	0	38
700	0	32
800	0	35

Tabela 18- Esmalte com carga de 20 gf variando o *hold time*.

Carga (N)	Hold time (s)	E (GPa)
200	0	55
200	5	51
200	10	52
200	15	52
200	20	50
200	25	50
200	30	50
200	35	48

Tabela 19- Esmalte com carga de 20 gf e *hold time* 0 s, variando taxa de aplicação da carga.

Carga (N)	Hold time (s)	Taxa de aplicação da carga	E (GPa)
200	0	1	55
200	0	2	53
200	0	3	55
200	0	4	53
200	0	5	56

Tabela 20- Dentina com variação da carga (gf).

Carga (N)	Hold time (s)	E (GPa)
100	0	21
200	0	19
300	0	17
400	0	16
500	0	16
600	0	15

Tabela 21- Dentina com carga de 50 gf variando o *hold time*.

Carga (N)	Hold time (s)	E (GPa)
500	5	15
500	10	14
500	15	14
500	20	14
500	25	14
500	30	14
500	35	14
500	40	13
500	45	13
500	50	13
500	100	13
500	200	14
500	300	15
500	400	15