

RUBIANA CRUZ MONTEIRO

**DEFINIÇÃO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DE
BIOMATERIAIS E MATERIAIS BIOLÓGICOS
UTILIZADOS EM ODONTOLOGIA VIA INDENTAÇÃO
INSTRUMENTADA**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2018

RUBIANA CRUZ MONTEIRO

**DEFINIÇÃO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DE BIOMATERIAIS E
MATERIAIS BIOLÓGICOS UTILIZADOS EM ODONTOLOGIA VIA
INDENTAÇÃO INSTRUMENTADA**

Projeto de Conclusão de Curso

apresentado ao Curso de Graduação em
Engenharia Mecânica da Universidade
Federal de Uberlândia, como parte dos
requisitos para a obtenção do título de
**BACHAREL em ENGENHARIA
MECÂNICA.**

Orientador: Prof. Dr. Washington Martins
da Silva Jr.

Assinatura do Orientador

UBERLÂNDIA - MG

2018

RUBIANA CRUZ MONTEIRO

**DEFINIÇÃO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DE BIOMATERIAIS E
MATERIAIS BIOLÓGICOS UTILIZADOS EM ODONTOLOGIA VIA
INDENTAÇÃO INSTRUMENTADA**

Projeto de conclusão de curso
_____ pelo Colegiado do Curso de
Graduação em Engenharia Mecânica da
Faculdade de Engenharia Mecânica da
Universidade Federal de Uberlândia.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Washington Martins da Silva Jr. – UFU – Orientador

Prof. Dra. Priscila Ferreira Barbosa de Sousa - UFU

Prof. MSc. Vinícius Carvalho Teles – UFU

Uberlândia, 15 de janeiro de 2018.

Dedico este trabalho aos meus pais, pelo estímulo, auxílio, carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Hoje, agradeço primeiramente aos meus pais, por toda força e sacrifícios feitos para que eu pudesse estar aqui, sem vocês nada disso seria possível, então o meu grande carinho e gratidão por todos esses anos de incentivo e apoio imensuráveis.

Durante a realização do curso tive a oportunidade de conhecer pessoas maravilhosas que vieram a se tornar grandes amigos, que deixaram a minha caminhada mais leve. Então, um agradecimento a vocês e em especial ao meu irmão, os quais me mostraram que na vida duas almas jamais se encontraram sem um por que.

Agradeço também ao doutorando Vinicius por todo auxílio prestado durante toda a elaboração desta pesquisa, que foi de suma importância.

Ao professor, orientador e amigo Washington por toda paciência do mundo despendida durante toda a execução deste trabalho, que só foi possível devido ao seu comprometimento, carinho e entusiasmo dedicado à sua profissão.

Monteiro, R. C. **Definição de Propriedades Mecânicas de Biomateriais e Materiais Biológicos Utilizados em Odontologia Via Indentação Instrumentada**. 2018. 70 p. Projeto de Conclusão de Curso, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

Resumo

O presente trabalho objetivou a medição e definição das propriedades mecânicas de dureza, módulo de elasticidade e constante do material em amostras de biomateriais metálicos e cerâmicos e materiais biológicos, tais como liga Ti6Al4V, porcelana feldspática, porcelana dissilicato de lítio e dentes molares humanos via indentação instrumentada. Em cada amostra foram utilizadas duas cargas de 1,0 N e 0,5 N e realizadas entre 3 e 5 indentações para cada carga. Após a realização dos ensaios de indentação instrumentada, verificou-se que os materiais frágeis têm uma melhor resposta para o método, apesar de serem registradas algumas fraturas que se iniciaram com as penetrações, enquanto que a liga Ti6Al4V não forneceu uma resposta adequada. A diferença de comportamento está associada a erros sistemáticos que não puderam ser removidos para a realização deste trabalho.

Monteiro, R. C. **Definition of Mechanical Properties of Biomaterials and Biological Materials Used in Dentistry By Means of Instrumented Indentation.** 2018. 70 p. Graduation Project, Federal University of Uberlandia, Uberlandia, Brazil.

Abstract

This research sought to measure and define mechanical properties of hardness, elastic modulus and the material constant by using samples of biological, ceramic and metallic biomaterials, such as alloy Ti6Al4V, feldspathic porcelain, lithium desilicated porcelain and human molars teeth, by means of instrumented indentation. For each sample, two loads (1,0N and 0,5N) were used to make three to five indentations. After the instrumented indentation tests, it was found that brittle materials have a better response to the method, despite some fractures were recorded with the penetration, while the Ti6Al4V alloy did not provide an appropriate response. The difference in behavior is associate with systemic errors that could not be removed to carry out this search.

Keywords: Indentation, Biomaterials, Hardness, Modulus of Elasticity

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Contato entre indentador e superfície. (a) Gráfico Tensão x Deformação; (b) Gráfico Carga x Deslocamento; (c) Superfície após o descarregamento (BHUSHAN; LI, 2003, adaptado)	5
Figura 2 - Esquema da distribuição de pressão no contato entre uma esfera e um plano ($p_{\text{máx}} = p_0$) (BUDYNAS; NISBETT, 2006)	6
Figura 3 - Esquema do ensaio de dureza Brinell (penetrador esférico) (CIPRIANO, 2008)....	9
Figura 4 - Esquema de ensaio de dureza vickers (CALVETE, M. R., 2011).....	10
Figura 5 - Gráfico Carga x Profundidade de penetração (DAO et al., 2001).....	12
Figura 6 - Perfil da superfície durante o carregamento máximo e após a retirada da carga, num teste de indentação instrumentada. (LEPIENSKI, 1998).	13
Figura 7 - Profundidade x Raio de indentação para quatro valores de coeficiente de atrito (PULECIO, 2010).....	16
Figura 8 - Fenômeno de (a) Pile-up e (b) Sink-in (GIANNAKOPOULOS; SURESH, 1999, adaptado)	17
Figura 9- Simulação por elementos finitos do fenômeno de sink-in utilizando um indentador cônico. (a) Distribuição da tensão de Von Mises; (b) Deslocamento dos nós. (PULECIO, 2010)	18
Figura 10 - Simulação por elementos finitos do fenômeno de pile-up utilizando um indentador cônico. (a) Distribuição da tensão de Von Mises; (b) Deslocamento dos nós. (PULECIO, 2010)	18
Figura 11 - Nível de Pile-up / Sink-in em função de $h_r/h_{\text{máx}}$ (CASALS; ALCALÁ, 2005)	19
Figura 12 - Composição dentária (MOREIRA, V. R., 2014).....	23
Figura 13 - Estrutura interna dentária (TUNES; NOGUEIRA, 2012).....	24
Figura 14 - Esquema do funcionamento da sonda (CATÁLOGO SISTEMA DE DETECÇÃO DE CORRENTES PARASITAS, adaptado).....	36
Figura 15 - Resposta do sistema para diferentes materiais (CATÁLOGO SISTEMA DE DETECÇÃO DE CORRENTES PARASITAS, adaptado)	37
Figura 16 - Esquema da montagem do sistema de sonda para o microtímetro do laboratório LTM – UFU (TELES, V. C., 2016).....	38

Figura 17 - Curva esquemática obtida para um ensaio de indentação (OLIVER; PHARR, 1992)	39
Figura 18 - Desenho esquemático do comportamento da superfície da amostra durante o processo de indentação (OLIVER; PHARR, 1992)	39
Figura 19 - (a) Microtribômetro instrumentado (b) Esquema do sistema de medição de posição (c) Montagem do sistema de medição de posição (TELES, V. C., 2016)	40
Figura 20 – Micrografias de indentações realizadas no primeiro dente com carga máxima de penetração (a) de 1N e (b) de 0,5N (AUTORIA PRÓPIA)	45
Figura 21 - Micrografias de indentações realizadas no segundo dente com carga máxima de penetração (a) de 1N e (b) de 0,5N (AUTORIA PRÓPIA)	45
Figura 22 - Micrografias de indentações realizadas na porcelana de dissilicado de lítio com carga máxima de penetração (a) de 1 N e (b) de 0,5 N (AUTORIA PRÓPIA)	46
Figura 23 - Micrografias de indentações realizadas na porcelana feldspática com carga máxima de penetração (a) de 1N e (b) de 0,5N (AUTORIA PRÓPIA)	46
Figura 24 - Micrografias de indentações realizadas na liga Ti6Al4V com carga máxima de penetração (a) de 1N e (b) de 0,5N (AUTORIA PRÓPIA)	47
Figura 25 - Curva ajustada mostrando onde começa e onde termina o carregamento e o descarregamento da carga aplicada para a amostra de porcelana feldspática para carga máxima de 1N (AUTORIA PRÓPIA)	48
Figura 26 - Curva p-h mostrando o erro na curva de descarregamento no processo de indentação (AUTORIA PRÓPIA)	49
Figura 27 - Gráfico de barras comparativo entre as propriedades mecânicas encontradas para o ensaio de indentação instrumentada para diferentes biomateriais com carga máxima de 1N (a) comparativo entre o módulo de elasticidade (b) comparativo entre a dureza (c) comparativo entre a constante do material (AUTORIA PRÓPIA)	51
Figura 28 - Gráfico de barras comparativo entre as propriedades mecânicas encontradas para o ensaio de indentação instrumentada para diferentes biomateriais com carga máxima de 0,5N (a) comparativo entre o módulo de elasticidade (b) comparativo entre a dureza (c) comparativo entre a constante do material (AUTORIA PRÓPIA)	53
Figura 29 - Curva obtida para a indentação de carga 1N para a amostra de Dente 1 (AUTORIA PRÓPIA)	63
Figura 30 - Curva obtida para a indentação de carga 1N para a amostra de Dente 2 (AUTORIA PRÓPIA)	64
Figura 31 - Curva obtida para a indentação de carga 1N para a amostra de Dissilicato de Lítio (AUTORIA PRÓPIA)	64

Figura 32 - Curva obtida para a indentação de carga 1N para a amostra de Porcelana Feldspática (AUTORIA PRÓPIA).....	65
Figura 33 - Curva obtida para indentação carga de 1N para a amostra de Ti6Al4V (AUTORIA PRÓPIA).....	65
Figura 34 - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Dente 1 (AUTORIA PRÓPIA).....	66
Figura 35 - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Dente 2 (AUTORIA PRÓPIA).....	67
Figura 36 - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Dissilicato de Lítio (AUTORIA PRÓPIA)	67
Figura 37 - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Porcelana Feldspática (AUTORIA PRÓPIA).....	68
Figura 38 - - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Ti6Al4V (AUTORIA PRÓPIA).....	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Geometria do contato e propriedades elásticas da superfície (Pulecio, 2010, modificado).....	6
Tabela 2 - Valores das propriedades mecânicas da liga Ti6Al4V sem tratamento	22
Tabela 3 - Tabela de valores encontrados na literatura (mostrados em ANEXO IV) para o Coeficiente de Poisson (ν) e Módulo de Elasticidade	48
Tabela 4 - Tabela para os valores obtidos com o teste de indentação instrumentada com ajuda do algoritmo do programa matlab para diferentes materiais testados para a carga máxima de 1N.....	50
Tabela 5 - Tabela para os valores obtidos com o teste de indentação instrumentada com ajuda do algoritmo do programa matlab para diferentes materiais testados para a carga máxima de 0,5N.....	52
Tabela 6 - Resultados obtidos para o Ensaio de Indentação Instrumentada, com Média (M) e Desvio Padrão (DP) calculados para cada amostra, carga e parâmetro.	61
Tabela 7 - Valores médios das propriedades das ligas de titânio disponíveis em softwares e periódicos (adaptado do software CES Edupack 2009, Niinomi, 1998 e Niinomi et al, 2013) – Tabela reduzida, destacando a liga analisada neste trabalho.	69
Tabela 8 - Propriedades Mecânicas dos Materiais (MORI, M. et al., 1997).....	70
Tabela 9 - Dados para a amostra de dissilicato de lítio (BRAUN, S. E., 2008)	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ν	Coeficiente de Poisson
ABNT	Associação Brasileira de Normas
A_c	Área de Contato
API	<i>“American Petroleum Institute”</i>
C	Constante do Material
CAD	Desenho Assistido por Computador (<i>“computer-aided design”</i>)
CAM	Manufatura Assistida por Computador (<i>“computer-aided manufacturing”</i>)
CCC	Estrutura Cristalina Cúbica de Corpo Centrado
Curva $p-h$	Curva de Força por Deslocamento
E	Módulo de Elasticidade (GPa)
h_c	Profundidade de Contato
HC	Estrutura Cristalina Hexagonal Compacta
HV	Dureza Vickers
LTM	Laboratório de Tribologia dos Materiais
PZT	Cerâmica Piezoelétrica
SKF	Svenska KullagerFabriken (Nome da Empresa)
Ti _{cp}	Titânio Comercialmente Puro
UFU	Universidade Federal de Uberlândia

SUMÁRIO

CAPITULO I - INTRODUÇÃO	1
1.1. Justificativa e Relevância	2
1.2. Objetivos	3
CAPITULO II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
2.1. Mecânica do Contato.....	4
2.1.1. Contato de Hertz	5
2.1.2. Recuperação Elástica.....	7
2.2. Ensaios de dureza	8
2.2.1. Dureza Brinell	9
2.2.2. Dureza Vickers	10
2.3. Nanoindentação.....	11
2.4. Método Oliver e Pharr	13
2.5. Atrito Indentador-Amostra	15
2.6. Causas de erros no ensaio de indentação instrumentada	16
2.6.1. Fenômenos pile-up e sink-in.....	16
2.7. Descrição dos materiais usados	19
2.7.1. Titânio e suas Ligas.....	19
2.7.2. Estrutura dos dentes.....	22
2.7.3. Composição e estrutura das cerâmicas odontológicas	27
CAPITULO III - METODOLOGIA.....	33
3.1. Amostras	33
3.2. Sensor SKF	34
3.2.1. Sistemas de detecção de correntes parasitas.....	34
3.2.2. Considerações de frequências	35
3.2.3. Funcionamento.....	35
3.2.4. Material alvo	36

3.2.5. Instalação	37
3.3. Ensaios	38
3.3.1. Indentação instrumentada	38
3.3.2. Caracterização do ensaio	40
3.4. Tratamento dos dados	41
3.5. Microscopia Óptica	42
CAPÍTULO IV - RESULTADOS E DISCUSSÃO	44
4.1. Micrografias	44
4.2. Valores de dureza e módulo de elasticidade	47
CAPITULO V	56
CONCLUSÕES	56
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	57
ANEXO I	61
ANEXO II	63
ANEXO III	66
ANEXO IV	69

CAPITULO I

INTRODUÇÃO

A técnica de indentação instrumentada, também conhecida como nanoindentação, é usada para a caracterização mecânica de materiais sendo possível realizar a penetração com medida simultânea da força aplicada e da profundidade de penetração em função do tempo. Esta técnica emprega instrumentação de alta resolução para o controle e monitoramento das cargas e deslocamentos de um indentador quando este penetra e se afasta do material estudado, em um ciclo de carregamento e descarregamento (HAY e PHARR, 2000).

Essa técnica é usada para obter a dureza e o módulo de elasticidade das superfícies dos materiais a serem estudados pois permite que sejam distinguidas as propriedades elásticas das plásticas, e apresenta grande vantagem de apresentar medições de dureza automaticamente, sem a necessidade de inferir medidas de área de indentação manualmente, e também por ser uma técnica de aplicação relativamente simples (PHARR, 1998; LEPIENSKI *et al.*, 2004). É utilizada com grande sucesso para se comparar amostras de materiais submetidos a diferentes tratamentos. Sob condições de carga constante, a medida da variação da penetração em função do tempo, permite também estudar propriedades mecânicas dependentes do tempo.

Devido ao alto custo dos materiais para implantes dentários há a dificuldade de obtenção de corpos de prova para a realização de testes, havendo a necessidade da utilização de métodos não destrutivos para se descobrir as propriedades mecânicas destes materiais. Os biomateriais metálicos destinados às aplicações de implantes devem possuir propriedades mecânicas, físicas, químicas e biológicas de maneira que quando em contato com tecidos e

fluidos dos seres vivos, de forma transitória ou permanente, devem compor um estado harmônico, além também de resistir a forças mecânicas, tais como compressão, torção, corrosão e desgaste.

O desenvolvimento dos materiais cerâmicos para aplicações biomédicas concentra-se principalmente nas áreas de ortopedia e odontologia. O potencial das cerâmicas como biomateriais advém de sua similaridade com o meio fisiológico, devido a sua constituição básica de íons que são também encontrados rotineiramente no meio fisiológico (cálcio, potássio, magnésio, sódio, etc.) (GROSS, 2002).

Os materiais utilizados nos implantes dentários são, na sua maioria, de natureza metálica conjugados com materiais cerâmicos. Em geral, são utilizadas ligas de titânio, devido à sua alta biocompatibilidade e às suas propriedades físicas e mecânicas. Juntamente com materiais cerâmicos duros e mecanicamente resistentes ao processo de mastigação.

Os implantes dentários apresentam duas superfícies, uma que fica dentro do osso imitando uma raiz natural de dente, e outra que apresenta uma conexão que fica fora do osso, onde a prótese de cerâmica irá ser parafusada, imitando a coroa dentária. Assim, os implantes metálicos são fixados no maxilar para substituição de uma raiz perdida, e na parte exterior onde as próteses cerâmicas dentárias são fixadas (MOREIRA, 2014).

Para o presente trabalho, a técnica de indentação instrumentada será utilizada em ligas de titânio (Ti6Al4V), em amostras dentárias saudáveis e amostras de porcelanas protéticas (feldspática e de dissilicato de lítio) que são utilizadas para a fabricação de coroas dentárias para próteses. Afim de se obter as propriedades mecânicas destes materiais.

1.1. Justificativa e Relevância

O desenvolvimento de biomateriais mostra-se de fundamental importância, já que a partir desses é possível uma melhoria significativa no nível de vida das pessoas, na saúde em geral e no bem-estar pessoal. Dessa forma, é observado que tem sido dispensado um enorme esforço por pesquisadores de diversas áreas com o intuito de se produzir novos dispositivos implantáveis.

As próteses dentárias proporcionam elementos substitutos adequados para as porções coronárias de um ou mais dentes naturais, como também de suas partes

circunvizinhas. Tendo por finalidade restaurar a função, a estética, o conforto e a saúde do paciente (FLORISA TUNES; GUSTAVO CONSENZA, 2012).

Atualmente são realizados estudos à escala macro, micro e nano com a finalidade de antecipar e conhecer o que ocorrerá in vivo ao dispositivo/sistema implantado, conhecendo de forma mais aprofundada as propriedades físicas e mecânicas dos materiais, assim como o tipo de desgaste sofrido e condições reais em que é inserido. Estes estudos têm favorecido a descoberta de formas de melhorar substancialmente os materiais utilizados, agindo sobre a sua rugosidade, tamanho do grão ou mesmo em pontos de contato (ŽIVIC, F. *et al*, 2010).

Assim sendo, o mapeamento das propriedades mecânicas de biomateriais se faz essencial para novas descobertas científicas e consequente melhoria das técnicas de fabricação de implantes dentários. O estudo aprofundado da técnica de indentação instrumentada apresenta vantagens sobre ensaios convencionais, como a economia de material e de tempo para reprodução do ensaio e de resultados, além de ser uma técnica com elevada simplicidade, uma vez que se utiliza de ensaio padrão. Embora tenha como grande desvantagem a incerteza em propriedades determinadas por este método.

Esta pesquisa surge como um processo inicial, que a partir do calibramento e validação da técnica para diversos materiais, permitirá a aplicação em trabalhos futuros de condições que se adequem mais à realidade de implantes dentários.

1.2. Objetivos

O objetivo deste estudo foi mapear propriedades mecânicas, dureza e módulo de elasticidade, para diferentes biomateriais por meio da técnica de indentação instrumentada e análise de dados por meio de um algoritmo desenvolvido no software Matlab®.

CAPITULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Mecânica do Contato

A área da engenharia conhecida como Mecânica do Contato estuda situações em que dois corpos tendem a ocupar o mesmo local no espaço ao mesmo tempo, alternado as condições de contorno e gerando forças de ação e reação na superfície dos corpos. Quando estes são pressionados entre si, as superfícies respondem inicialmente de maneira elástica e, se a força for retirada, ocorre uma recuperação total da forma original. Com o aumento da força de compressão, as tensões ultrapassam o Limite de Escoamento do material e o corpo passa a se deformar de forma irreversível. No primeiro caso, a tensão no material é armazenada na forma de energia de deformação elástica e é recuperada completamente durante o processo de descarregamento. Já no segundo, quando ocorre a retirada da carga, a parcela elástica da deformação é recuperada, enquanto aquela que ocorre no regime plástico se mantém, gerando uma descontinuidade geométrica na superfície. Para um corpo em regime perfeitamente plástico, não há recuperação elástica após o descarregamento. A Fig. 1, mostra contato de um indentador e um corpo nos diferentes regimes de deformação.

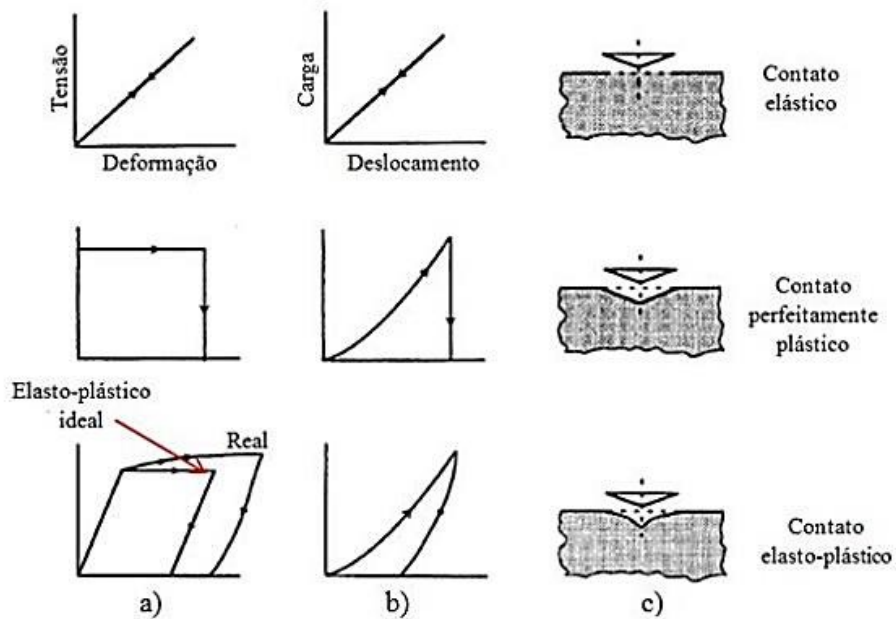


Figura 1 - Contato entre indentador e superfície. (a) Gráfico Tensão x Deformação; (b) Gráfico Carga x Deslocamento; (c) Superfície após o descarregamento (BHUSHAN; LI, 2003, adaptado)

2.1.1. Contato de Hertz

Hertz, a partir de experimento de lentes esféricas em contato com placas planas de vidro, verificou que a distribuição de pressão na superfície de contato tem um ponto máximo no primeiro ponto de contato entre os corpos e decresce com o aumento do raio, chegando a zero nos pontos onde acaba o contato. A Tab. 1 apresenta dados da geometria e propriedades do contato para duas situações distintas: indentador rígido (Conjunto 1) e indentador elástico (Conjunto 2).

Tabela 1 - Geometria do contato e propriedades elásticas da superfície (Pulecio, 2010, modificado)

	Conjunto 1 Indentador Rígido	Conjunto 2 Indentador Elástico
Deslocamento normal da superfície do indentador (u_{zi})	0	$u_{z(2)}$
Deslocamento normal da superfície indentada (u_z)	$u_{z(1)}$	$u_{z(2)}$
Raio de contato (a)	$a_{(1)}$	$a_{(2)}$
Força de compressão dos sólidos (P)	$P_{(1)}$	$P_{(2)}$
Distância de aproximação mútua (δ)	$\delta_{(1)}$	$\delta_{(2)}$
Profundidade de indentação sobre a superfície original indentada (h)	$h_{(1)} = \delta_{(1)}$	$h_{(2)}$
Módulo de Elasticidade do corpo (E)	$E_{(1)}$	$E_{(2)}$
Coefficiente de Poisson do corpo indentado (ν)	$\nu_{(1)}$	$\nu_{(2)}$
Módulo de Elasticidade do indentador (E_i)	∞	$E_{i(2)}$
Coefficiente de Poisson do indentador (ν_i)	0	$\nu_{i(2)}$
Módulo reduzido (E_r)	$\frac{E}{1-\nu^2}$	$\left(\frac{1-\nu^2}{E} + \frac{(1-\nu_i^2)}{E_i} \right)^{-1}$

A distribuição de pressão na superfície de contato é dada por:

$$p = p_0 [1 - (r/a)^2]^{1/2} \quad (2.1.1)$$

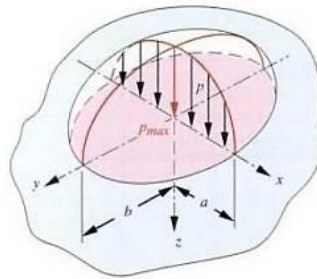


Figura 2 - Esquema da distribuição de pressão no contato entre uma esfera e um plano ($p_{\text{máx}} = p_0$) (BUDYNAS; NISBETT, 2006)

Esta pressão, mostrada na Fig. 2, gera um deslocamento u_z , na superfície de contato dado pela equação 2.1.2:

$$u_z = \frac{1 - \nu^2}{E} \frac{\pi p_0}{4a} (2a^2 - r^2) \quad (2.1.2)$$

Para o deslocamento do indentador, será utilizado o índice “i”, enquanto para deslocamentos da superfície indentada, não serão usados índices.

A pressão máxima no centro da superfície de contato depende da força de compressão dos corpos de acordo com a seguinte equação:

$$p_0 = \frac{3}{2} \frac{P}{\pi a^2} \quad (2.1.3)$$

Das condições de contorno do problema:

$$u_z + u_{zi} = \delta - \left(\frac{1}{2R}\right)r^2 \quad (2.1.4)$$

Calculando o deslocamento do indentador e da superfície, tem-se:

$$\frac{\pi p_0}{4aE_r} (2a^2 - r^2) = \delta - \left(\frac{1}{2R}\right)r^2 \quad (2.1.5)$$

O raio de contato, o deslocamento de mútua aproximação e a carga são dados, respectivamente, por:

$$a = \frac{\pi p_0 R}{2E_r} \quad (2.1.6)$$

$$\delta = \frac{\pi a p_0}{2E_r} \quad (2.1.7)$$

$$P = \frac{4\sqrt{R}E_r\delta^{3/2}}{3} \quad (2.1.8)$$

2.1.2. Recuperação Elástica

Durante a formação da moosa, inicialmente o material responde elasticamente, uma vez que o limite de escoamento tenha sido ultrapassado, se inicia o processo de deformação plástica. No regime plástico, quando a força é retirada, a fração relativa ao deslocamento elástico é recuperada, enquanto a fração plástica gera uma descontinuidade na superfície de contato, conhecida como “profundidade remanescente” (hr).

Nos ensaios convencionais, considera-se nos cálculos a área residual de indentação para o cálculo da dureza, o que gera grande diferença proporcional à recuperação elástica, quando comparada com a dureza sob carregamento

A deformação de muitos materiais elásto-plásticos pode ser aproximada pela Equação 2.1.9 em que E é o módulo elástico, n é o coeficiente de encruamento, Y é o limite de escoamento e σ é a tensão correspondente ao deslocamento. Para a maioria dos metais n tem valor entre 0 e 0,5. (DIETER, 1981).

$$\varepsilon = \begin{cases} \frac{\sigma}{E}, & \text{para } \sigma \leq Y \\ \left(\frac{Y}{E}\right) \left(\frac{\sigma}{Y}\right)^{1/n}, & \text{para } \sigma > Y \end{cases} \quad (2.1.9)$$

A recuperação elástica será maior quanto maior for o limite de escoamento, menor for o módulo de elasticidade e maior for a deformação plástica aplicada ao material, desde que esta esteja na região plástica da deformação.

2.2. Ensaios de dureza

A definição de dureza, propriamente dita, foi dada por Hertz como “a pressão média do contato em que se dá início ao escoamento plástico quando pressionado por um corpo mais duro em contato com ele” (PULECIO, 2010). Devido à dificuldade de se detectar o início do escoamento, esta definição é pouco utilizada na prática. Outra técnica mais utilizada hoje para a medida da dureza é a de capacidade de penetração, na qual a medida depende diretamente da geometria do indentador.

A geometria do indentador influencia no campo de tensões no contato, assim, apesar de poder-se utilizar qualquer indentador, diferentes geometrias são utilizadas quando se deseja calcular diferentes propriedades ou características. Indentadores esféricos são geralmente utilizados para o cálculo de propriedades plásticas, por apresentar uma transição mais suave entre o regime elástico e plástico. Os indentadores cônicos são utilizados para definição da tenacidade à fratura e piramidais de quatro lados normalmente são utilizados para medir anisotropia de superfícies, segundo Fisher-Cripps (2002, APUD PULECIO, 2010) e Bhushan e Li (2003, APUD PULECIO, 2010).

2.2.1. Dureza Brinell

O ensaio de dureza Brinell, proposto por J. Brinell em 1900, consiste em comprimir lentamente uma esfera de aço, de diâmetro D , sobre a superfície plana, polida e limpa de um metal através de uma carga P , durante um tempo t . O tempo normalmente utilizado é de 30 s, a carga varia até um limite de 3000 kgf e as esferas geralmente utilizadas possuem diâmetros de 1, 2, 5 e 10 mm. Esta compressão provocará uma impressão permanente no metal com o formato de uma calota esférica, tendo um diâmetro d , o qual é medido por intermédio de um micrômetro óptico (microscópio ou lupa graduados), depois de removida a carga. A dureza Brinell, H_B , é definida pela seguinte relação:

$$H_B = \frac{P}{\pi \cdot D \cdot h} = \frac{2P}{\pi \cdot D(D - \sqrt{D^2 - d^2})} \quad (2.2.1)$$

Onde h é a profundidade da impressão.

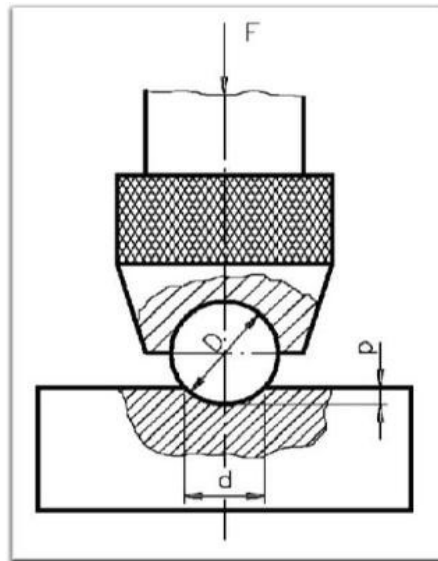


Figura 3 - Esquema do ensaio de dureza Brinell (penetrador esférico) (CIPRIANO, 2008)

No Brasil estes ensaios são regidos pela norma: ABNT NBR NM ISO 6506, de 2010, que apresenta também as normas para a verificação e calibração das máquinas de ensaio. A medida é dada por tabelas padronizadas, através do diâmetro da área de indentação medido em duas direções perpendiculares entre si (a fim de minimizar erros no ensaio). Não existe um formato padrão para os corpos de prova utilizados neste ensaio, porém a espessura deve

ser maior que 17 vezes a profundidade de indentação e a superfície, polida e deve formar um ângulo de exatamente 90° com o penetrador.

2.2.2. Dureza Vickers

O método de medição da dureza Vickers (HV) surgiu como uma alternativa para os ensaios de dureza Brinell e tem a vantagem de não a medida não depender das dimensões do indentador. Além disso, a escala de medição é muito ampla, podendo ser utilizada para uma grande faixa de durezas, incluindo todos os metais. No Brasil estes ensaios são regidos pela norma: ABNT NBR NM ISO 6507.

O penetrador possui uma ponta de diamante piramidal de base quadrada com um ângulo de 136° entre as faces opostas, que pode ser visto na Fig. 4. Este ângulo foi escolhido porque produz valores de impressões semelhantes à dureza Brinell. Considerando P a carga e l a diagonal do quadrado impressa no material, a dureza Vickers é definida como a carga dividida pela área de contato:

$$HV = \frac{P}{A_c} = \frac{2 \cdot P \cdot \sin\left(\frac{136^\circ}{2}\right)}{L^2} = \frac{1,8544 \cdot P}{L^2} \quad (2.2.2)$$

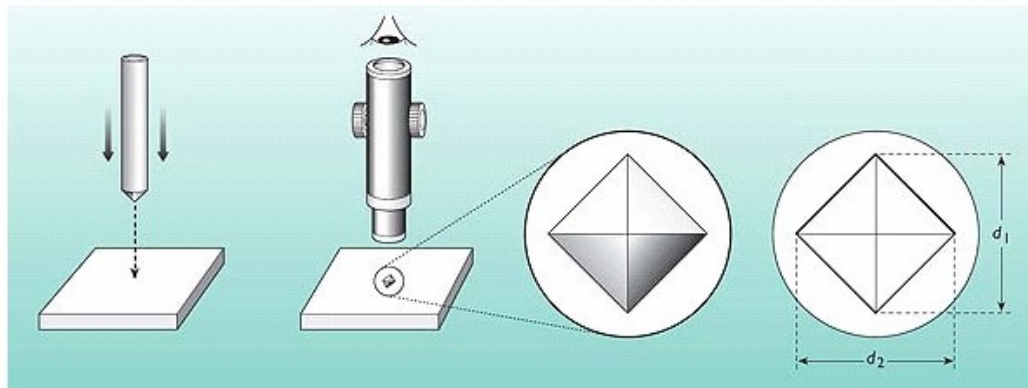


Figura 4 - Esquema de ensaio de dureza vickers (CALVETE, M. R., 2011)

2.3. Nanoindentação

No início dos anos 80 difundiu-se a ideia de que os ensaios de penetração com cargas controladas e sensores de profundidade poderiam ser úteis na determinação de propriedades mecânicas de filmes finos e de superfícies modificadas, e, então, começaram a ser desenvolvidos os instrumentos para produzir penetrações de pequenas profundidades, da ordem de nanômetros. Por razões práticas, necessitava-se de outros métodos de medida para substituir as observações diretas das impressões porque como as impressões eram muito pequenas as dificuldades para se avaliar as áreas eram grandes e consumiam muito tempo (ODO, G. Y., 2001).

Nasce então, um método simples baseado nas curvas de carga-profundidade e no conhecimento da função área que fornece a área da seção transversal do penetrador como uma função da sua distância em relação à ponta.

A Fig. 5, mostra uma curva típica fornecida por um nanoindentador. O método fundamenta-se na noção de que no ponto de carga máxima, o material adquire a forma do penetrador em uma dada profundidade. Se esta profundidade pode ser estabelecida através dos dados de carga e deslocamento, então a área projetada poderia ser estimada diretamente da função de forma.

Na indentação de um material elastoplástico o Trabalho Total (W_t) equivale à soma do Trabalho Plástico (W_p) e do Trabalho Elástico (W_e), como mostrado a seguir. Nesta figura, a rigidez de contato (S) é caracterizada pela inclinação da parte superior da curva de carregamento, enquanto h_r e $h_{máx}$ representam, respectivamente, o deslocamento de mútua aproximação máximo e resultante após o descarregamento. Pode-se definir h_e traçando-se uma linha reta desde o ponto ($P_{máx}$, $h_{máx}$), com inclinação S até a o carregamento zero (PULECIO, 2010).

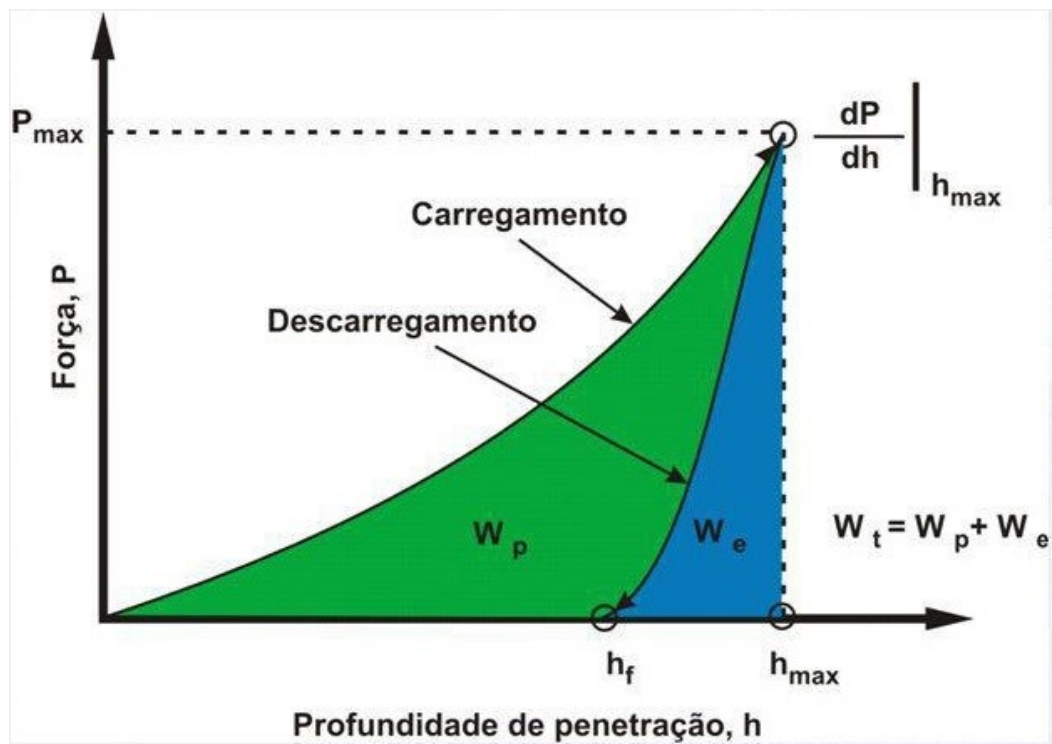


Figura 5 - Gráfico Carga x Profundidade de penetração (DAO *et al.*, 2001)

Assim, na etapa de carregamento, a curva $P - h$ segue a seguinte equação:

$$P_t = Ch^\lambda \quad (2.3.1)$$

Onde λ é igual a 1 para indentação com punção plano, 2 no caso de indentadores perfeitamente pontiagudos e 1,5 para indentadores perfeitamente esféricos (OLIVER ; PHARR, 1992).

E durante a etapa de descarregamento, a curva $P - h$ segue a seguinte equação:

$$P_u = B(h - h_r)^m \quad (2.3.2)$$

Sendo que em ambas as equações C , B e m têm valores dependentes das propriedades mecânicas dos materiais em contato, assim como da geometria do indentador e do atrito entre as superfícies.

2.4. Método Oliver e Pharr

O método de Oliver e Pharr (OLIVER; PHARR, 1992) foi desenvolvido para se obter propriedades mecânicas de materiais, como dureza e módulo de elasticidade. Este método leva em consideração a interação entre o penetrador e o material indentado através da análise da curva de carregamento e descarregamento. A Fig. 6 mostra a secção transversal de uma indentação, com o penetrador em contato com a amostra e após a retirada da carga, identificando os parâmetros utilizados nesta análise. Em qualquer instante durante o carregamento, o deslocamento total do penetrador (h) é dado por:

$$h = h_c + h_s \quad (2.4.1)$$

Onde h_c é a profundidade de contato e h_s é o deslocamento da superfície no perímetro de contato.

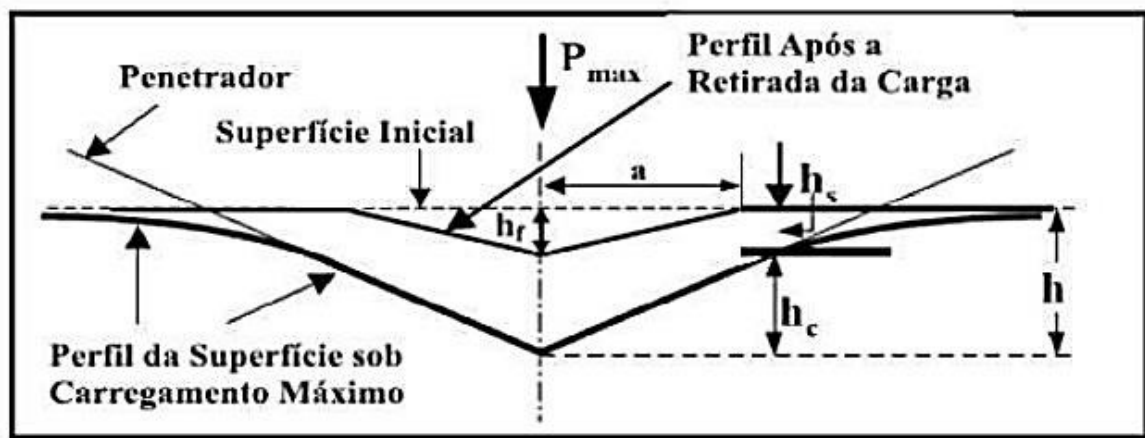


Figura 6 - Perfil da superfície durante o carregamento máximo e após a retirada da carga, num teste de indentação instrumentada. (LEPIENSKI, 1998).

Na carga máxima, a carga e o deslocamento são dados por $P_{máx}$ e $h_{máx}$, respectivamente. Quando o penetrador está totalmente fora da amostra, ocorre recuperação elástica da mesma, obtendo-se a profundidade da impressão h_r .

Os parâmetros experimentais necessários para a determinação da dureza e do módulo de elasticidade são dados pela curva de carregamento e descarregamento em função da profundidade, mostrados anteriormente na Fig. 4.

As deformações sofridas pelo penetrador durante o contato deste com a amostra, são consideradas pela definição do módulo de elasticidade reduzido E_r , segundo a expressão:

$$\frac{1}{E_r} = \frac{1 - \nu^2}{E} + \frac{1 - \nu_i^2}{E_i} \quad (2.4.2)$$

Onde E e ν são respectivamente, o módulo de elasticidade e a razão de Poisson da amostra e E_i e ν_i os mesmos parâmetros para o penetrador.

Logo abaixo do ponto de carga máxima da curva de descarregamento em função da profundidade calcula-se a rigidez (“stiffness”), dada pela derivada da curva neste ponto, ou seja:

$$S = \frac{dP}{dh} = \frac{2}{\sqrt{\pi}} E_r \sqrt{A} \quad (2.4.3)$$

Sendo que A é a área de contato projetada para a carga máxima. Esta área, admitindo-se que o penetrador não sofre deformação, é descrita através da relação:

$$A = F(h_c) \quad (2.4.4)$$

Onde $F(h_c)$ é uma função obtida durante a calibração da ponta. Para o penetrador Berkovich (penetrador feito de diamante e possui a forma de uma pirâmide de base triangular)

$$A = 24,5h_c^2 + c_1h_c + c_2h_c^{1/2} + \dots + c_8h_c^{1/128} \quad (2.4.5)$$

Na qual o primeiro termo descreve um penetrador Berkovich ideal. Os demais termos descrevem desvios da geometria Berkovich devido ao desgaste da ponta (OLIVER; PHARR, 1992). A profundidade de contato h_c é dada por:

$$h_c = h_{máx} - h_s \quad (2.4.6)$$

O deslocamento da superfície no perímetro de contato h_s , depende da geometria do penetrador e é escrito como:

$$h_s = j \frac{P_{m\acute{a}x}}{S} \quad (2.4.7)$$

Onde: j tem valores iguais a 1, 0 para pontas planas, 0, 75 para parabolóides de revolução e 0,72 para cônicas. No caso do indentador tipo Berkovich, $\varepsilon = 0,75$. Dos valores de P_{max} , h_{max} e S calculam-se o módulo de elasticidade a partir da combinação das equações de S e h_s . A determinação da dureza faz uso dos mesmos dados. Neste tipo de ensaio define-se dureza (H) como a pressão média que o material suporta sob a carga máxima e é dada por:

$$H = \frac{P_{m\acute{a}x}}{A} \quad (2.4.8)$$

Onde o termo A corresponde à área de contato projetada para carga máxima obtida a partir da determinação da profundidade de contato h_c , dada pela equação de h_c (Equação 2.4.4).

Evidentemente tal definição difere das definições normais de dureza que estão ligadas às áreas de impressão residual deixadas pela penetração da ponta. Os valores de dureza, obtidos por indentação instrumentada e por ensaios tradicionais, apresentam pequenas variações e podem ser considerados semelhantes em termos práticos.

2.5. Atrito Indentador-Amostra

Durante o processo de indentação, o atrito entre as superfícies dos corpos afeta significativamente o ensaio, pois interfere diretamente na formação do fenômeno conhecido como Pile-up, que consiste no acúmulo de material ao redor do indentador. Segundo Mata e Alcacá (2004), o atrito aumenta a tendência de formação do Sink-in, fenômeno oposto ao Pile-up. Ambos os fenômenos são apresentados de forma mais profunda no subtítulo 2.6 deste texto.

A Fig. 7 mostra o perfil de indentação, com valores do coeficiente de atrito (μ) variando de zero a 0,3. Bucaille (2003) mostraram que para indentadores com semi-ângulo menor, o atrito tem maior influência, aumentando significativamente a carga dentro de uma determinada faixa do raio da indentação.

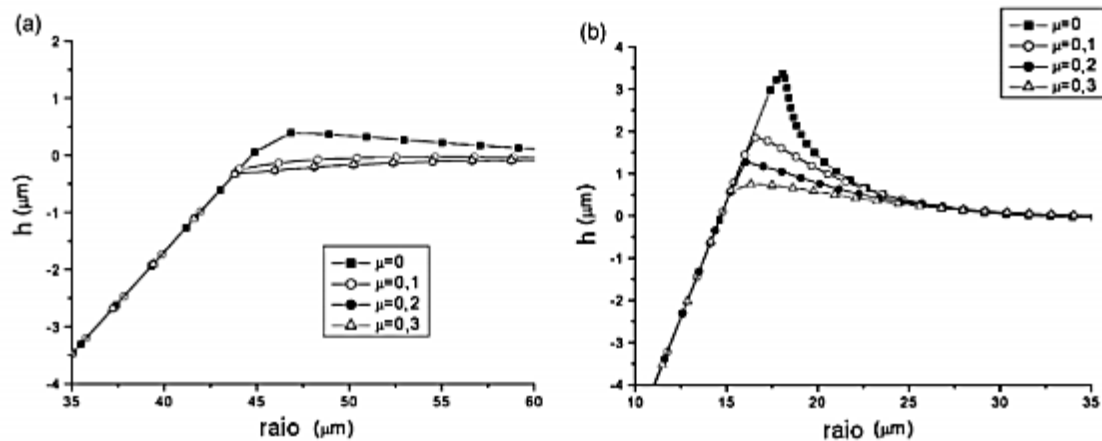


Figura 7 - Profundidade x Raio de indentação para quatro valores de coeficiente de atrito (PULECIO, 2010).

2.6. Causas de erros no ensaio de indentação instrumentada

Em todo tipo de medidas ocorrem erros, que podem ser aleatórios ou sistemáticos, e são causados pelo instrumento de medida, método de avaliação, e pela amostra. A técnica da nanoindentação não é uma exceção, e nela existem uma série de fontes de erros. Embora, alguns sejam triviais, ligados com a função da carga ou com o sensor de profundidade, existem outros erros que não são óbvios, à primeira vista, e que podem levar a falsas conclusões, afetando não só os valores da quantidade estudada, mas também a sua distribuição (CHENG, 2004).

2.6.1. Fenômenos pile-up e sink-in

Em indentações de materiais elásticos, ocorre um fenômeno conhecido como sink-in, que consiste na retração da superfície ao redor do indentador. Isso faz com que a Área de Contato (AC) seja menor do que no caso em que não ocorre o fenômeno, pois a altura da calota esférica do contato (h_C) é menor que a profundidade de indentação (h) (HAY e PHARR, 2000; LI, 2003).

Em contraposição ao sink-in, o fenômeno conhecido com pile-up, que tem origem na deformação plástica do material, promove o acúmulo de material ao redor do indentador,

fazendo com que a Área de Contato seja maior que no caso em que não ocorre (BOLSHAKOV e PHARR, 1998).

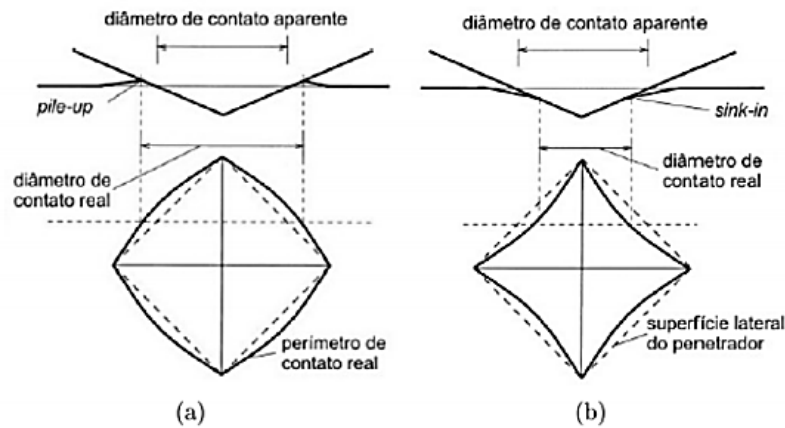


Figura 8 - Fenômeno de (a) Pile- up e (b) Sink-in (GIANNAKOPOULOS; SURESH, 1999, adaptado)

A Fig. 8 mostra os fenômenos de pile-up e sink-in com um indentador do tipo Vickers. A ocorrência de cada fenômeno depende de fatores geométricos do indentador e mecânicos dos dois corpos. O coeficiente de encruamento do material domina a ocorrência do fenômeno de pile-up, porém, este é também dependente da geometria do indentador, e da razão Y/E do corpo indentado (PULECIO, 2010). Como indica as setas na figura, os deslocamentos são de retração, o que significa que o material se afunda em torno do indentador.

Define-se o grau de empilhamento (α) como a razão entre a Área Projetada Real (A_c) e a Área Projetada caso não ocorresse nenhum dos dois fenômenos (A_s), dada em função da profundidade (h) e da geometria do indentador (CASALS e ACALÁ, 2005). Para $\alpha > 1$ observa-se o fenômeno de sink-in.

$$\alpha = \frac{A_c}{A_s}, A_s = fh^2 \quad (2.6.1.1)$$

A Fig. 9 apresenta o resultado de uma simulação numérica para um indentador cônico na qual é observado o sink-in, mostrando a distribuição da tensão de Von Mises e o deslocamento dos nós da malha. Para este efeito foram utilizados: $Y = 1600,61$ MPa, $E = 50,55$ GPa e $n = 0,398$. A Fig. 10 mostra a simulação numérica, para o mesmo indentador, porém se observa o fenômeno de pile-up. Neste caso foram utilizados: $Y = 335$ MPa, $E = 210$ GPa e $n = 0,101$.

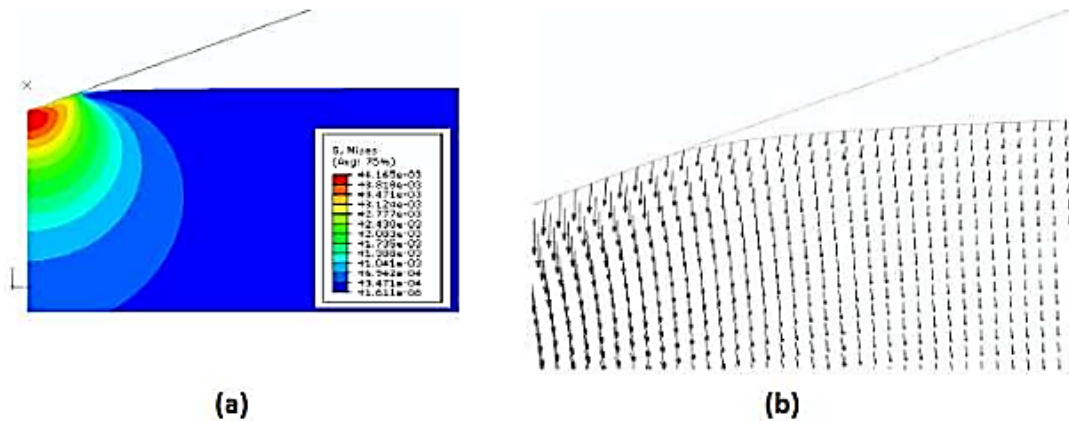


Figura 9- Simulação por elementos finitos do fenômeno de sink-in utilizando um indentador cônico. (a) Distribuição da tensão de Von Mises; (b) Deslocamento dos nós. (PULECIO, 2010)

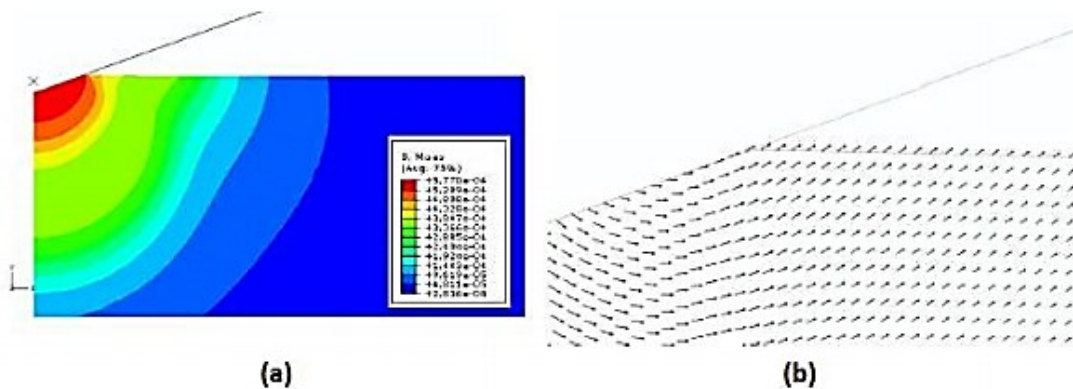


Figura 10 - Simulação por elementos finitos do fenômeno de pile-up utilizando um indentador cônico. (a) Distribuição da tensão de Von Mises; (b) Deslocamento dos nós. (PULECIO, 2010)

Para uma dada geometria do indentador e um coeficiente de encruamento (n) do material indentado, o nível de pile-up pode ser dado em função da razão h_r/h . Casals e Alcacá, em 2005, em estudos com indentador do tipo Berkovich, encontraram que, independente do encruamento, elementos com $h_r/h_{máx} < 0,8$ não apresentam pile-up, como mostrado na Fig. 11 logo abaixo.

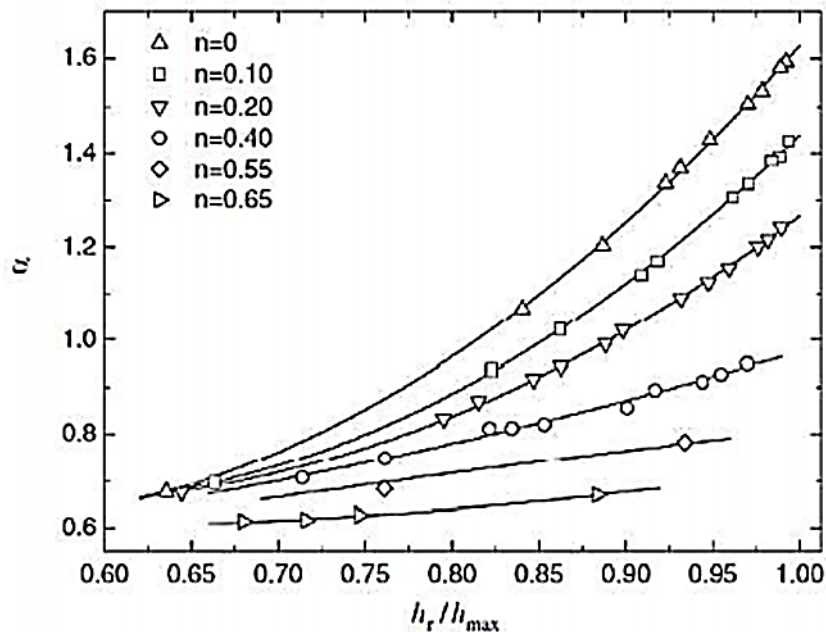


Figura 11 - Nível de Pile-up / Sink-in em função de h_r/h_{max} (CASALS; ALCALÁ, 2005)

2.7. Descrição dos materiais usados

Os materiais utilizados para este trabalho, foram amostras de liga de titânio grau 5 ($TiAl_6V_4$), dentes molares humanos e porcelanas para próteses dentárias. A seguir algumas características e propriedades destes materiais são apresentadas:

2.7.1. Titânio e suas Ligas

Em 1965, a intenção do professor Per-Ingvar Branemark, chefe de pesquisa da Universidade de Gotemburgo, na Suécia, era encontrar novas formas de procedimentos cirúrgicos de pessoas com deficiência física. Em seus testes, Branemark percebeu que o titânio era incorporado pelo tecido ósseo, e depois de recomposto o osso ao seu redor, era impossível retirar o pino sem causar danos ósseos. Com essa descoberta, surgiu o termo osseointegração na implantologia, quando o pino do implante passa a fazer parte do organismo do paciente, substituindo com perfeição uma raiz natural.

O uso de titânio para implantes

O objetivo que se pretende alcançar com um implante dentário é que a pessoa que apresente um ou mais dentes faltosos em sua arcada dentária possa ter um substituto para o dente natural, permitindo que coma, sorria e fale naturalmente. Com isso, o que se precisa é de um material forte, leve, resistente e que possa ter o mínimo de rejeição possível pelo organismo. E o titânio preenche todos esses requisitos, sendo, portanto, o material mais indicado para implantes (MOREIRA,2014)

Para se fazer um implante dentário, é preciso prender um parafuso ao osso do paciente, mas esse parafuso precisa fixar ali. Por isso, o corpo precisa preencher os pequenos espaços entre o osso e o parafuso com mais tecido ósseo.

Como o titânio tem a propriedade de ser organicamente compatível, ele não oferece o risco de rejeição do implante. Assim, as chances de sucesso atingem aproximadamente 98% dos casos (MOREIRA,2014). Os implantes de titânio são integrados ao osso num prazo entre três e seis meses. Após esse período, não há mais o risco de soltar-se, pois passa a fazer parte da estrutura de sustentação dos dentes.

Classes das Ligas de Titânio

A adição de elementos de ligas ao titânio altera a temperatura de transformação alotrópica e podem ser classificados como α estabilizadores ou β estabilizadores (NIINOMI et. al, 2013). Enquanto os elementos α estabilizadores aumentam a temperatura de transformação alotrópica deixando a fase α mais estável, os elementos β -estabilizadores diminuem tal temperatura, ampliando a estabilidade da fase.

As ligas α incluem o titânio comercialmente puro (Ti c.p.) nos diversos graus de pureza determinados pelos teores de O, N e Fe, e as classificadas como α apresentam de 5 a 10% de fase β em temperatura ambiente (CREMASCO, 2012). Em termos de propriedades as ligas α não são tratáveis termicamente, apresentam boa resistência mecânica e tenacidade à fratura, bem como, alto módulo de elasticidade e resistência à corrosão.

As ligas do tipo $\alpha+\beta$ possuem β -estabilizador capaz de reter de 10 a 30% de fase β , dentro da qual se destaca a liga Ti6Al4V (CREMASCO, 2012 apud LEYENS e PETERS, 2003). Tais ligas são tratáveis termicamente, com nível de resistência mecânica variando de média a alta e devem ser deformadas por conformação a quente.

As ligas β consistem em ligas de alto teor de elementos betagênicos suficiente para reter a fase β no resfriamento rápido. Essas ligas possuem módulos de elasticidade mais baixos, fácil processabilidade e são passíveis de ser endurecidas por precipitação (MATSUMOTO, WATANABE e HANADA, 2007).

A Liga Ti6Al4V

A Ti6Al4V, contendo 6% de Al e 4% de V (% em peso), é a mais conhecida por possuir estruturas cristalinas hexagonal compacta (fase α) e cúbica de corpo centrado (beta) presentes a temperatura ambiente, combinando resistência mecânica e resistência a corrosão com conformabilidade e usinabilidade (MATSUMOTO, WATANABE e HANADA, 2007). Com excelentes combinações de resistência/peso e ótima resistência à corrosão, as ligas de titânio têm sido um excelente atrativo para aplicações nas indústrias aeronáutica e automobilística, e na fabricação de próteses.

Neste material em específico, o alumínio (Al) utilizado como elemento de liga estabiliza a fase α , enquanto o vanádio (V) estabiliza a fase β , o que o torna um material $\alpha + \beta$ estabilizado. A resistência limitada da liga α , associada a dificuldade de conformação levou a uma investigação das ligas que contêm as fases α e β . As ligas que contêm um ou mais elementos estabilizadores da fase α e alguns elementos estabilizadores de β podem ser reforçadas utilizando-se tratamentos térmicos ou termomecânicos (MATSUMOTO, WATANABE e HANADA, 2007).

Parte da resistência a corrosão observada no titânio e suas ligas se deve a formação de uma camada de óxido passivo constituída primariamente de TiO_2 aderente a superfície do metal protegendo-o, além de ser em grande parte responsável pela biocompatibilidade do material.

As fases e as microestruturas de um material podem ser alteradas, isso permite que se escolha a melhor combinação de propriedades mais adequada para cada aplicação. As propriedades dos materiais polifásicos podem ser controladas e modificadas através dos métodos de deformação plástica (com variação das quantidades relativas das fases; com variação do tamanho de grão de várias fases; ou com modificação da forma e distribuição das fases) e recristalização (CALLISTER, 2000).

O controle da estrutura é obtido, então, pelo controle de sua velocidade de formação e dissolução. Na solidificação, o controle da velocidade de nucleação e de crescimento leva ao controle do tamanho de grão, da homogeneidade e da integridade do material sólido, de

modo semelhante ao controle adequado da velocidade de solidificação pode ser usado para purificação (BROPHY, J. H.; ROSE, R. M.; WULFF, J. 1964). As propriedades da liga Ti6Al4V são sensíveis a variações microestruturais, como a orientação cristalográfica das fases α (HC) e β (CCC).

A liga Ti6Al4V possui baixo módulo de elasticidade, porém ainda elevado quando comparado ao do corpo humano. Essa diferença de rigidez pode causar a reabsorção óssea e causar o deslocamento ou até mesmo soltura da prótese. Além disso, existem indícios do potencial tóxico dos elementos alumínio (Al) e vanádio (V) presentes nesta liga (PEREZ, 2004). Assim, tais motivos têm estimulado o desenvolvimento de novas ligas de titânio que sejam biocompatíveis e que possuam módulo de elasticidade comparado ao osso sem, contudo, diminuir a resistência mecânica.

Tabela 2 - Valores das propriedades mecânicas da liga Ti6Al4V sem tratamento

Propriedades mecânicas	Valores	Unidades	Comentários
Resistência à Tração	950	MPa	-
Elongação até a ruptura em tração	14	%	-
Redução da seção transversal	36	%	-
Módulo de Elasticidade	113,8	GPa	-
Resistência à compressão	970	GPa	-
Resistência à Cisalhamento	1490	MPa	Kt (fator de concentração de tensão)
Razão coeficiente/ módulo de Poisson	0,342		
Resistência ao Impacto	17	J	-
Resistência à fadiga	510	MPa	1.10^7 ciclos
Resistência à fratura	75	MPa/m	-
Módulo de cisalhamento	44	GPa	-

2.7.2. Estrutura dos dentes

Os dentes são estruturas rígidas encontradas na boca de seres humanos e outros animais, onde se inicia o processo de digestão com a ação dos dentes. Estes são responsáveis por triturar o alimento e, portanto, garantir uma ação mais eficiente das enzimas digestivas nos alimentos. Os seres humanos apresentam apenas duas dentições durante sua vida: a de leite e a permanente (GUYTON, 1991).

A dentição de leite, também conhecida como dentição decídua, inicia sua formação aos seis meses de idade e fica completa aos três anos. Ao final do desenvolvimento, espera-se que a criança apresente vinte dentes de leite, compostos por dez dentes na mandíbula e dez na maxila (GUYTON, 1991).

A troca dos dentes de leite para os dentes permanentes começa por volta dos seis anos de idade, iniciando-se pelos dentes da frente, também chamados de incisivos. A última troca ocorre normalmente entre 11 e 13 anos de idade. O dente do siso, no entanto, só nasce entre 16 e 21 anos.

Os dentes permanentes são compostos por dezesseis dentes na mandíbula e dezesseis dentes na maxila, sendo eles oito incisivos, quatro caninos, oito pré-molares e doze molares, totalizando trinta e dois dentes. Os dentes incisivos, caninos e pré-molares surgem em substituição aos dentes de leite, enquanto os molares surgem em novas posições (GUYTON, 1991).

Cada dente apresenta uma função específica. Os dentes incisivos, por exemplo, localizam-se na frente e atuam cortando o alimento. Já os caninos, que estão dispostos lateralmente, perfuram e rasgam. Os pré-molares e molares, por sua vez, são responsáveis por triturar e localizam-se lateralmente na região do fundo da boca (W. XU; J. BROUNLUND, 2010).

Apesar das diferenças existentes entre os dentes, todos apresentam duas partes principais: **raiz e coroa**. A raiz é a parte que está inserida nos ossos, enquanto a coroa é a parte exposta. Os dentes incisivos, caninos e alguns pré-molares possuem uma única raiz, diferentemente dos molares, que podem apresentar duas ou três raízes (GUYTON, 1991).

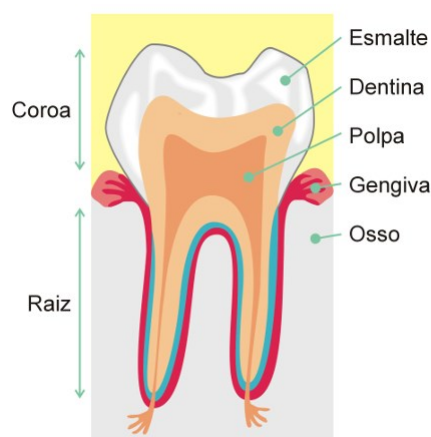


Figura 12 - Composição dentária (MOREIRA, V. R., 2014)

Analisando-se o dente em um corte vertical, é possível observar a polpa, a dentina e o esmalte. A polpa é uma porção rica em vasos sanguíneos e nervos que é formada por tecido conjuntivo e localiza-se no centro do dente. A dentina apresenta composição semelhante ao osso e envolve a porção da polpa. Por fim, observa-se o esmalte, uma substância extremamente resistente formada principalmente por fosfato de cálcio, que envolve a dentina (W. XU; J. BROUNLUND, 2010).

Polpa

Recoberto pela dentina, a polpa é um tecido mole que se estende da dentina até a raiz do dente e é composta por nervos e vasos sanguíneos, além de células do tecido conjuntivo, o que faz da polpa dentária a responsável pela vitalidade do dente. Ao longo do tempo, o espaço ocupado pela polpa torna-se menor devido a constante produção de dentina (MADEIRA, 2013).

A cavidade pulpar (dentária) é dividida em porções coronária e radicular, e ambas são limitadas pela dentina. A parte desta cavidade que ocupa a coroa do dente é denominada câmara coronária, e a parte que ocupa o interior das raízes, canal radicular.

O canal radicular se abre na região do ápice da raiz através de um orifício chamado forame radicular, cujo diâmetro varia entre 0,3 a 0,4 mm. É pelo forame que entram, para dentro da cavidade pulpar, os vasos e nervos que vão irrigar e enervar a polpa (MADEIRA, 2013).

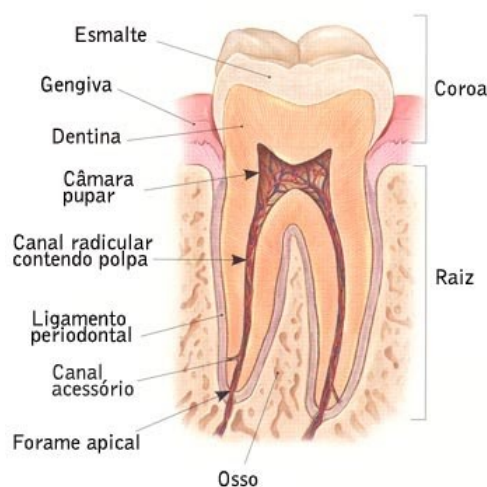


Figura 13 - Estrutura interna dentária (TUNES; NOGUEIRA, 2012)

O tamanho da câmara pulpar e o calibre dos canais radiculares sofrem influência da idade do dente, da sua atividade funcional e da sua história clínica. A deposição de dentina é contínua até o dente atingir o seu tamanho normal, esta recebe o nome de dentina primária. Entretanto, devido aos fatores apontados, novas camadas de dentina são depositadas sobre a dentina primária, as quais podem ser divididas em dentina secundária e dentina esclerosada (TUNES; NOGUEIRA, 2012).

A dentina secundária forma-se em condições normais, constantemente, devido à atrição que as faces dentárias sofrem na mastigação; ou então, em condições patológicas. Assim pode-se dividir a dentina secundária em dois tipos (MADEIRA, 2013):

Dentina secundária fisiológica: a qual vai se depositando sobre a dentina primária, quer na câmara coronária, quer no canal radicular, acompanhando a evolução do dente e, ao mesmo tempo, modificando o volume dessas cavidades. Esta deposição dentinária serve para manter sempre uma certa distância entre a superfície do dente e a polpa do órgão.

Dentina reparadora: a qual forma-se secundariamente a processos patológicos que incidem sobre o dente, tais como erosão, cárie, briqueamento ou irritação por certas substâncias irritantes. Enquanto que a dentina reparadora é semelhante à primária, esta é desorganizada.

Quer a neoformação dentinária se faça fisiológica ou reparativamente, a tendência geral da câmara coronária é reduzir-se a ponto de desaparecer completamente. Quando isso acontece o dente permanece vitalizado somente graças aos tecidos vizinhos ao redor do dente (periodonto) (MADEIRA, 2013).

A polpa desempenha quatro funções importantes: formadora de dentina, nutridora, sensorial e protetora.

A função nutridora toma-se importante no dente adulto porque ela mantém os componentes orgânicos embebidos em substâncias vitalizadoras, além de fornecer a nutrição indispensável à vida dos odontoblastos.

A função sensorial corre por conta de suas fibras sensitivas (fibras aferentes somáticas) que dão a sensibilidade característica da polpa e da dentina, graças aos prolongamentos dos odontoblastos. Ao lado destas fibras sensitivas, existem fibras motoras (fibras eferentes viscerais) para a musculatura lisa dos vasos pulpares, controlando o fluxo sanguíneo na cavidade dentária.

A função protetora evidencia-se nos processos inflamatórios que atingem a polpa: formam-se exsudatos que aumentam a pressão intradentária e, conseqüentemente, comprimem os filetes nervosos, aparecendo o sintoma dor.

Dentina

A dentina é um tecido conjuntivo avascular, de coloração branco-amarelada, mineralizado, mais duro do que o osso, em consequência de uma elevada quantidade de sais de cálcio. É uma das partes formadoras do dente, localizado mais internamente, abaixo do esmalte e do cemento. Ao contrário do esmalte, que é muito quebradiço, a dentina está sujeita a deformações leves, e é altamente elástica. Sendo mais dura que o osso, mas mais mole que o esmalte (MADEIRA, 2013).

A dentina consiste de 30% de matéria orgânica e 70% de material inorgânico. A substância orgânica é constituída fundamentalmente de fibras colágenas (um tipo de proteína fibrosa) e mucopolissacarídeos. A porção mineralizada é composta de cristais de apatita como no osso, cemento e esmalte (TUNES; NOGUEIRA, 2012).

Apesar de ser menos resistente do que o esmalte, a dentina tem a particularidade de ser mais desenvolvida porque encontra-se na coroa e na raiz do dente, sobre a qual repousam o esmalte e o cemento (MADEIRA, 2013).

Esmalte

O esmalte forma uma capa protetora, com espessura variável de 2 mm a 3 mm, sobre a superfície dental da coroa. Devido ao seu alto conteúdo de sais minerais e seu aspecto cristalino, o esmalte é o tecido mais duro do organismo humano, e tem como função formar uma capa resistente para os dentes, tornando-os adequados para a mastigação (TUNES; NOGUEIRA, 2012).

Outra propriedade importante do esmalte é a sua permeabilidade, com traçados radioativos tem sido constatado que o esmalte funciona como uma membrana semipermeável, permitindo uma passagem completa ou parcial de certas substâncias, como a uréia por exemplo.

O esmalte consiste principalmente de material inorgânico (96%) e somente uma pequena porcentagem de material orgânico e água (4%), o material inorgânico do esmalte é semelhante a um material denominado apatita. É formado por prismas, bainhas dos prismas e, em algumas regiões, uma substância interprismática cimentante (TUNES; NOGUEIRA, 2012).

Os prismas cobrem toda a espessura do esmalte desde o limite com a dentina até a superfície coronária e se dispõem num trajeto oblíquo e ondulado de forma que o comprimento de um prisma é maior que a distância do limite da dentina até a superfície.

2.7.3. Composição e estrutura das cerâmicas odontológicas

As cerâmicas odontológicas são compostas por elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio) e substâncias não metálicas (silício, boro, flúor e oxigênio) e caracterizadas por duas fases: uma fase cristalina circundada por uma fase vítrea. A matriz vítrea é composta por uma cadeia básica de óxido de silício (SiO_4), sendo que a proporção de silício para oxigênio ($\text{Si}:\text{O}$) está relacionada com a viscosidade e expansão térmica da porcelana. Já a quantidade e natureza da fase cristalina ditam as propriedades mecânicas e ópticas (E. GOMES; W. ASSUNÇÃO; E. ROCHA; P. SANTOS, 2008). Além disso, a formulação da porcelana deve ser feita de modo a apresentar propriedades, como fundibilidade, moldabilidade, injetabilidade, usinabilidade, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência e tenacidade à fratura (CESAR, 2017).

A microestrutura das porcelanas, que se refere à natureza, tamanho, forma, quantidade e distribuição estrutural dos elementos, exerce significativo efeito nas propriedades físicas das mesmas, sendo dependente das condições de sinterização de cada fase da cerâmica, o qual ditará propriedades como coeficiente de expansão térmica, valores de resistência, solubilidade química, transparência e aparência (E. GOMES; W. ASSUNÇÃO; E. ROCHA; P. SANTOS, 2008).

As cerâmicas dentais são conhecidas pela sua excelente propriedade em reproduzir as características dos dentes naturais, por ser altamente durável, de ampla aceitação tanto do profissional quanto do paciente, biocompatibilidade, natureza refratária, inércia química, friabilidade e baixa resistência à tração, sendo que diversos estudos realizados visam melhorar a resistência à fratura das cerâmicas, destacando-se a união a metais (restaurações metalcerâmicas) (WALTON, 2003).

Porcelana feldspática

A porcelana feldspática é definida como um vidro, composta por feldspato de potássio e pequenas adições de quartzo (SiO_2), sendo que em altas temperaturas, o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina constituída de leucita (CÉSAR, 2017).

A maior parte das porcelanas são produzidas a partir do feldspato. Esse mineral é extraído da natureza e passa por um processo de purificação para remover contaminantes como o ferro, que causam escurecimento do produto final (esse procedimento demora em média 9 meses) (CÉSAR, 2017). O feldspato purificado é então misturado a quartzo e fundentes e, aquecido a altas temperaturas (1300°C). Nessas altas temperaturas, o feldspato sofre uma fusão incongruente, ou seja, se decompõem em uma fase vítrea com cristais de leucita dispersos em seu interior. O controle da quantidade de leucita pode ser feito pelo fabricante por meio de tratamentos térmicos, e também se adicionando leucita sintética (não obtida a partir do feldspato) (CÉSAR, 2017). Após o aquecimento a altas temperaturas, o material é resfriado bruscamente, provocando fratura da massa e gerando o que se chama de frita. Essa frita passa então por uma série de moinhos de bolas de zircônia para controlar a distribuição das partículas do pó final. Os fabricantes acrescentam nesta fase os pigmentos (óxidos metálicos) que dão à porcelana a cor e fluorescência semelhante à do dente natural. O produto final é um pó muito fino que é fornecido em potes juntamente com um líquido para modelar (CÉSAR, 2017).

Processamento

A técnica artesanal de processamento da porcelana feldspática apresenta três etapas (CÉSAR, 2017):

i) Geração de uma suspensão Pó de porcelana + água = suspensão viscosa a partir da qual o técnico em laboratório de prótese, pode construir a restauração indireta de porcelana.

ii) Confeção do corpo “verde” Verde é um termo que se refere a um material que ainda não chegou a sua fase final. De modo geral, a confecção de uma restauração se dá por meio da mistura do pó da porcelana com o líquido de modelar (água destilada misturada com modificadores reológicos) sobre uma placa de vidro até formar-se uma pasta que é aplicada com um pincel sobre, por exemplo, um troquel refratário. Essa aplicação é feita em camadas,

de modo a conformar o formato anatômico do dente em questão. Outro motivo da aplicação de várias camadas é o uso de diferentes cores de porcelanas (de esmalte ou dentina). A adição de óxidos específicos (ex. de titânio, de magnésio, etc) na porcelana determina sua cor final, que após da sinterização (ou seja, após de ter sido submetido a altas temperaturas) são eliminados. A cada camada aplicada, é necessário condensar a pasta por meio da remoção da água em excesso. Isto pode ser feito vibrando-se o troquel com posterior aplicação de um papel absorvente. Outra forma de diminuição da proporção água/pó é a aplicação de pó à superfície úmida da massa com um pincel. Após a construção da restauração (também chamada de “corpo verde” nesta fase), esta é levada a um forno específico para porcelanas odontológicas, no qual se dá o processo de sinterização propriamente dito (ou queima). O objetivo da sinterização é unir as partículas do pó, aumentando a densidade da massa por meio da redução das porosidades. As temperaturas e tempos dos ciclos de sinterização variam para cada marca comercial de porcelana, entretanto, algumas características são comuns a todos eles.

iii) Sinterização propriamente dita ocorre com o aumento da temperatura (em um forno específico), com o objetivo de aumentar a densidade do material. Inicialmente ocorre um pré-aquecimento (secagem) da massa de porcelana condensada temperaturas de aproximadamente 400°C por 5 minutos na porta do forno pré-aquecido. Este passo garante que a água evapore lentamente sem causar danos à massa. No próximo passo, já dentro do forno, a restauração é aquecida até a temperatura máxima (temperatura de queima) com velocidade de 45 a 50° C/min. Durante esse processo, uma bomba de vácuo é acionada e gera-se vácuo (baixa pressão de 0,1 atm) dentro do forno. Ao se atingir a temperatura máxima do ciclo, a bomba é desligada e o ar externo (com pressão de 1 atm) entra novamente no forno, aumentando em 10 vezes a pressão do interior da mufla. Ou seja, a sinterização é um procedimento de coalescência de partículas sólidas. Neste processo a composição química não muda (não existe uma reação química como ocorre, por exemplo, nos polímeros); a água previamente misturada com o pó de porcelana não afeta o crescimento dos cristais, e só serve para dar consistência ao pó para conseguir esculpir a anatomia de uma peça dentária na restauração. Na temperatura mais alta do ciclo de sinterização, as partículas não se fundem, mas se expandem.

Dissilicato de Lítio

As restaurações cerâmicas livres de metal vêm substituindo cada vez mais as restaurações convencionais com infraestrutura metálica, principalmente devido a sua

superioridade estética (CARVALHO *et al.*, 2012). Mas o fator estético é apenas um dos requisitos necessários para o sucesso de uma restauração. Resistência, longevidade e precisão de adaptação marginal são requisitos necessários para o sucesso de uma restauração, seja qual for o tipo de material empregado.

Contudo, a fragilidade das porcelanas feldspáticas e a dificuldade estética das restaurações metalocerâmicas exigiram a busca por modificações na composição dos sistemas cerâmicos e por novos métodos de confecção de restaurações livres de metal. Nos dias atuais, por apresentar propriedades semelhantes às das ligas metálicas e, ao mesmo tempo, estética superior, esse novo sistema tem sido utilizado para confeccionar desde restaurações unitárias a próteses parciais fixas (GOMES *et al.*, 2008; CARVALHO *et al.*, 2012).

Dentre os materiais “*metal free*”, uma das opções atualmente encontradas é o sistema à base de uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, que apresenta cristais de dissilicato de lítio densamente dispostos e unidos à matriz vítrea. Pode ser utilizado na prática clínica com cimentação adesiva ou convencional, além de apresentar propriedades ópticas semelhantes à dentição natural. É um material com resistência entre 360 MPa a 400 MPa, propriedade que o habilita para a confecção de estruturas extremamente finas, evitando, assim, que sejam feitos desgastes excessivos da estrutura dental (CULP e MCLAREN, 2010; CARVALHO *et al.*, 2012).

O dissilicato de lítio é um sistema cerâmico composto por cristais de dissilicato de lítio que são embebidos e unidos à matriz de vidro (cerâmica vítrea), numa proporção variando de 60 a 70% em volume de cristais para matriz de vidro. Este sistema apresenta uma estrutura muito translúcida, que reflete muito bem a luz, devido ao baixo índice de refração dos cristais de dissilicato de lítio (CULP e MCLAREN, 2010; CARVALHO *et al.*, 2012).

Os cristais de dissilicato de lítio são criados pela adição de óxido de lítio ao vidro de silicato de alumínio, que também atua como agente para baixar a temperatura de fusão do material. Os cristais formados apresentam-se no formato de agulha, constituindo aproximadamente dois terços do volume da cerâmica de dissilicato de lítio. O volume e a forma dos cristais de dissilicato de lítio contribuem para a grande resistência flexural deste material, de 360 MPa a 400 Mpa, resultando numa alta resistência à fratura, que poderá variar dependendo da forma e volume desses cristais presentes no sistema escolhido (CARVALHO *et al.*, 2012).

A cor das cerâmicas de dissilicato de lítio é controlada pela adição e dissolução de íons polivalentes na matriz de vidro. A cor depende da valência e do campo circundante dos íons (RITTER e REGO, 2009).

Processamento

A moldagem pela injeção a quente sob pressão (*“heat pressing”*), utiliza um padrão em cera de infraestrutura ou da coroa ser produzida, a qual é incluída em um molde refratário. Este refratário é inserido no interior de um forno convencional para eliminar a cera, pré-aquecida a 700°C, durante 30 minutos. Dessa forma, cria-se um espaço para o seu preenchimento subsequente com a vitrocerâmica. Ainda neste forno, a pastilha de cerâmica, que pode ser reforçada tanto pela leucita quanto pelo dissilicato de lítio, é posicionada na aberta do refratário, juntamente com o cursor de alumina. Este conjunto (refratário, cerâmica, cursor de alumina) é inserido no interior do forno desenvolvido para a técnica, o qual introduz a cerâmica por meio de um fluxo viscoso. A temperatura inicial é de 700°C, com taxa de aquecimento de 60°C/min, com temperatura final de 920°C para a injeção da cerâmica (para o dissilicato de lítio), mantando tempo de injeção por 20 minutos a pressão de 5 bar (IVOCLAR VIVADENTE).

Recentemente foi desenvolvido um sistema de dissilicato de lítio prensado com melhores propriedades físicas e translucidez, que passa por um processo de queima diferente (KOKUBO, 2008). A produção desse material passa por duas fases cristalinas: o dissilicato de lítio e o metassilicato de lítio. Esse processo de dupla nucleação ocorre simultaneamente, a microestrutura de dissilicato de lítio prensado consiste em aproximadamente 70% de cristais de dissilicato de lítio em uma matriz vítrea (IVOCLAR VIVADENTE).

O material foi também desenvolvido para o sistema CAD/CAM. O bloco de dissilicato de lítio usinado também passa por um processo de cristalização de dois estágios. Cristais de lítio metassilicato são precipitados durante a primeira fase. O vidro resultante da cerâmica em uma faixa de cerca de 40% de cristais metassilicato de lítio em volume (HEINTZE, 2010). Este estado pré-cristalizado permite que o bloco seja usinado facilmente, sem desgaste excessivo da ponta diamantada ou danos ao material. A cristalização final ocorre após a usinagem na forma desejada por meio da tecnologia CAD/CAM. O processo de cristalização ocorre aos 850°C no vácuo. A fase de cristais de metassilicato é dissolvida completamente e o dissilicato de lítio é cristalizada. Este tratamento garante ao material uma resistência flexural maior que a dos demais produtos à base de dissilicato de lítio (APEL, 2008; FASBINDER, 2010).

O dissilicato de lítio pode ser usado tanto como uma coroa monolítica ou como infraestrutura para revestimento com porcelana. Devido a translucidez favorável e a variedade de cores, este material vitrocerâmico pode ser confeccionado em uma camada (monolítico) e, após a confecção no formato anatômico desejado, é realizada a caracterização do mesmo (GUESS *et al.*, 2010).

Nesse contexto, torna-se possível concluir que o dissilicato de lítio é um sistema cerâmico que une alta resistência à excelente estética, além de ser biocompatível e translúcido. Sua grande versatilidade e desempenho, bem como sua alta resistência e estética, o colocam como material restaurador adicional ao atual arsenal terapêutico odontológico.

CAPITULO III

METODOLOGIA

Este capítulo aborda os detalhes dos materiais utilizados e os processos experimentais envolvidos na preparação das amostras. As técnicas de indentação instrumentada e o tratamento de dados também serão descritas.

3.1. Amostras

A amostra de titânio (Ti6Al4V) foi cortada em formato de disco com 1 cm de diâmetro e 5 mm de altura, embutida a quente com resina baquelite, que é possui dureza relativamente alta. A amostra foi submetida a um processo de lixamento, a fim de se obter uma superfície plana, com lixas de mesh 100, 120, 200, 400, 600, 1200 e 2000, além de polimento com óxido de cromo (partícula de 3 μm).

Utilizou-se amostras dentárias, as quais correspondem a dois dentes molares de pessoas saudáveis, sem nenhuma trinca ou rachadura na face analisada. Foram embutidos em massa epóxi que funciona como adesivo bicomponente, para que houvesse um meio para a fixação correta da amostra no aparelho microtribometro (Fig. 19). Logo após, passaram por um processo de lixamento com lixa mesh 1000 e polimento com oxido de cromo, a fim de retirar sujeiras incrustadas no esmalte do dente e deixa-la com aspecto plano, escolheu-se a face mais plana dos dentes para não haver interferências nos resultados, já que não foi

possível o lixamento completo pois isso retiraria a camada superficial do dente, o esmalte, que é o objeto de análise.

Foram fornecidos por um protético duas amostras de cerâmicas já tratadas e endurecidas, sendo estas um disco de cerâmica feldspática e um disco de cerâmica de dissilicato de lítio, ambos com 13 mm de diâmetro por 4 mm de espessura. Após embutidas em massa epóxi, passaram por um processo de lixamento com lixas de mesh 120, 280, 400, 600 e 1000 além de polimento com óxido de cromo (partícula de 3 μm), para a obtenção de uma superfície plana para análise.

3.2. Sensor SKF

Para a realização de todos os testes, foi realizado a montagem de um sensor SKF a fim de reduzir os efeitos provocados por correntes parasitas na obtenção dos gráficos e dados. O sensor utilizado para a montagem foi o CMSS 65 "*Eddy current probe*" (SKF standard: CMSS 65-002-00-12-10). A seguir será explicado o funcionamento deste sensor, no qual todas as informações foram retiradas do catálogo explicativo fornecido pela própria empresa SKF.

3.2.1. Sistemas de detecção de correntes parasitas

A SKF oferece uma seleção de sistemas de detecção de correntes parasitas, também chamados de sistemas de detecção de proximidade, considerando circunstâncias específicas de aplicação (frequências de interesse, temperaturas de funcionamento e requisitos de montagem) para selecionar o transdutor mais apropriado para o monitoramento e proteção das máquinas.

Sondas de correntes parasitas medem movimentos radiais ou axiais de eixos. Ela é montada transversalmente ou do lado de uma tampa de rolamento e observa o movimento do eixo em relação a sua posição de montagem. Um sistema de detecção de correntes parasitas compreende uma sonda, um driver (oscilador-modulador) e um cabo de extensão.

Os sistemas de detecção de correntes parasitas têm uma excelente resposta de frequência. Eles não têm um limite de frequência inferior e medem a posição axial do eixo, bem como a vibração.

Enquanto os sistemas de corrente parasita oferecem uma ótima resposta de alta frequência, o deslocamento em frequências típicas de mancal e engrenagem é pequeno (um acelerômetro pode ser usado para aumentar o sistema de corrente parasita quando altas frequências forem um problema).

3.2.2. Considerações de frequências

As medidas relativas do eixo sempre usam sondas de Foucault e são indicadas em termos de deslocamento. Medidas de revestimento, no entanto, podem usar acelerômetros ou transdutores de velocidade, qualquer um dos quais podem ser ajustados para indicar aceleração, velocidade ou deslocamento.

A faixa de frequência e a medida desejadas, são fatores críticos para a seleção do transdutor. A vibração apresentada em termos de velocidade é, geralmente, aceita como uma indicação válida de energia destrutiva em toda a gama de frequências. Enquanto que os níveis de deslocamento e aceleração devem ser avaliados considerando a frequência.

Medições de alta frequência (rolamentos, malhas de engrenagem e mancais) são feitas melhor usando um acelerômetro e apresentadas em termos de aceleração.

Vibrações da tampa do rolamento de baixa frequência (menos de 15 Hz) precisam de tratamento especial. A resposta de frequência mais razoável mostra que os transdutores de velocidade começam a cair entre 10 e 20 Hz, e embora os acelerômetros geralmente respondam até 3 Hz, a aceleração é muito fraca em baixas frequências. A melhor solução é integrar o sinal do acelerômetro para leitura em termos de velocidade. A dupla integração ao deslocamento pode fornecer um sinal mais forte, mas, exceto em casos especiais, não é aconselhável por causa de instabilidade da baixa frequência associada ao processo de integração.

3.2.3. Funcionamento

A ponta da sonda “*eddy*” contém uma bobina de fio encapsulada que irradia o sinal de alta frequência do condutor no alvo observado como um campo magnético. O driver produz uma tensão de corrente contínua (CC) representando a força de campo.

A medida que uma superfície condutora se aproxima da bobina, as correntes de parasitas são geradas na superfície da amostra, o que diminui o campo de força, resultando em uma diminuição da saída de corrente contínua do driver. Este, por sua vez, lineariza e

normaliza sua saída para uma sensibilidade específica ao longo de seu funcionamento. A Fig.14 mostra, esquematicamente, o princípio de funcionamento desse conjunto.

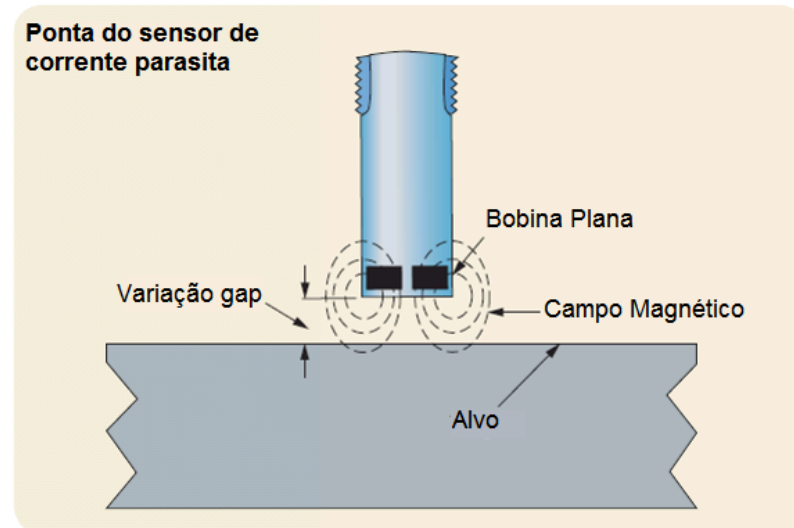


Figura 14 - Esquema do funcionamento da sonda (CATÁLOGO SISTEMA DE DETECÇÃO DE CORRENTES PARASITAS, adaptado)

3.2.4. Material alvo

Os sistemas padrão são calibrados para observar o aço 4140. Como recomendado pelo “*American Petroleum Institute*” (API) Standard 670, a calibração da sonda deve ser verificada em um alvo com as mesmas características elétricas que o eixo. O calibrador estático SKF CMSS 601 e o driver do controlador de corte permitem a verificação e campo de calibração de amplitude mais ou menos 5% da abertura em si.

A resposta é dependente da condutância do material alvo, conforme é ilustrado na Fig.15.

Variação do sistema de resposta de acordo com o material alvo

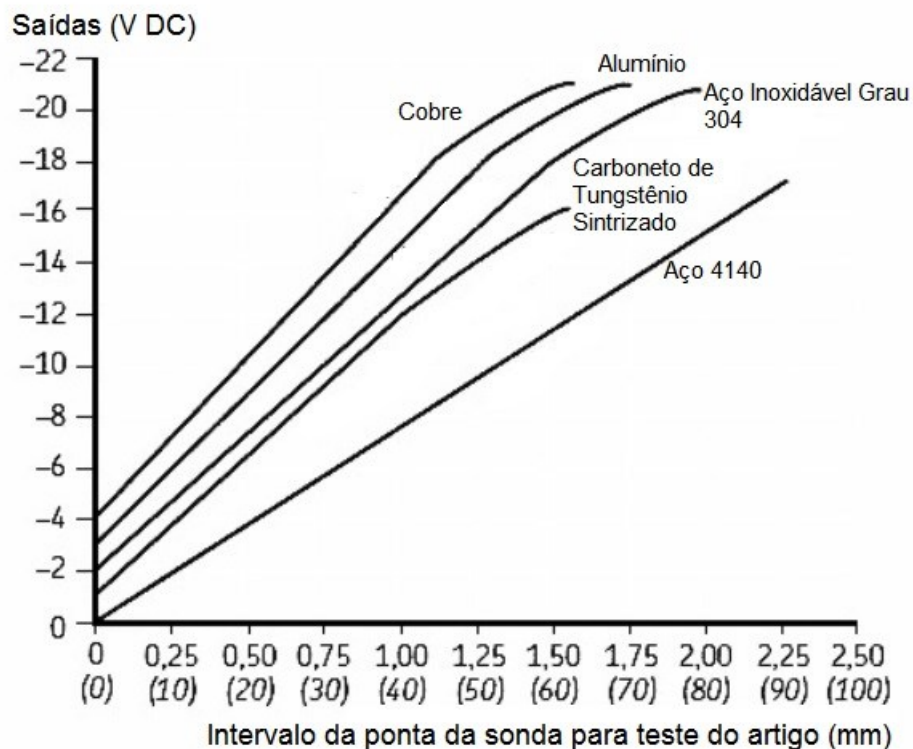


Figura 15 - Resposta do sistema para diferentes materiais (CATÁLOGO SISTEMA DE DETECÇÃO DE CORRENTES PARASITAS, adaptado)

3.2.5. Instalação

Para a instalação, as principais considerações incluem temperaturas, pressões e mecanismos de estresse ao qual a sonda, o excitador e os cabos serão submetidos. Isto é essencial para que a sonda seja montada de forma rígida, mas facilmente ajustada.

A sonda “eddy” trabalha com o princípio da condutividade, logo, irregularidades (como manchas, arranhões, chapeamento, variações de dureza, entre outros) podem produzir sinais de vibrações falsas e interferir no resultado obtido.

Para o dado trabalho a instalação do sensor se deu como na Fig. 16, ilustrativa logo abaixo, na qual pode-se observar o sensor fixado no suporte e um anteparo de aço 4140 fixado ao PZT. A medição acontece com a variação da distância do anteparo do sensor, este

deve ser ajustado de maneira que fique sempre com uma distância máxima de 2 mm do anteparo, para que assim seja possível a realização de uma medição correta.

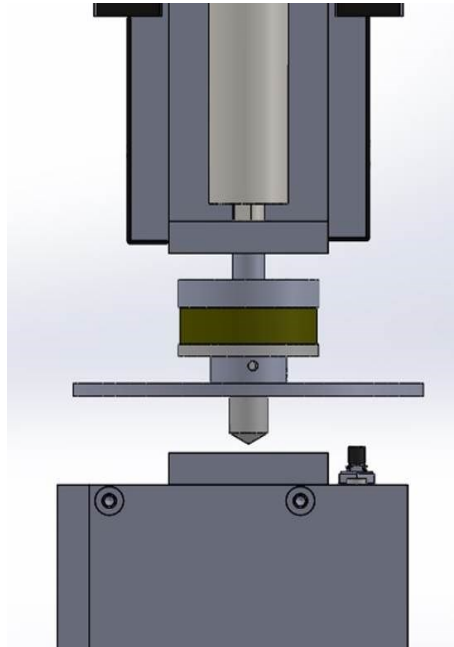


Figura 16 - Esquema da montagem do sistema de sonda para o microtúbômetro do laboratório LTM – UFU (TELES, V. C., 2016)

3.3. Ensaios

3.3.1. Indentação instrumentada

O ensaio de indentação instrumentada, é uma ferramenta já bastante utilizada para a medição de propriedades mecânicas (módulo de elasticidade, dureza) de materiais em escala micrométrica e inferior. Mais recentemente o ensaio tem sido usado para extração de propriedades elasto-plásticas como tensão de escoamento e o coeficiente de encruamento.

O ensaio é realizado por meio de um equipamento de precisão que permite monitorar por meio de sensores as variações da profundidade de penetração (h) de um penetrador em função da carga aplicada (P), quando este penetra no material estudado, atingindo um deslocamento máximo e retornando para a posição inicial, completando um ciclo de carregamento e descarregamento. É então obtida uma curva da carga aplicada em função da profundidade de penetração, como mostrado na Fig. 17, onde $P_{\max}$ é a carga máxima de indentação; $h_{\max}$ a profundidade máxima de penetração; e, $S = dP/dh$ é o coeficiente de rigidez elástica.

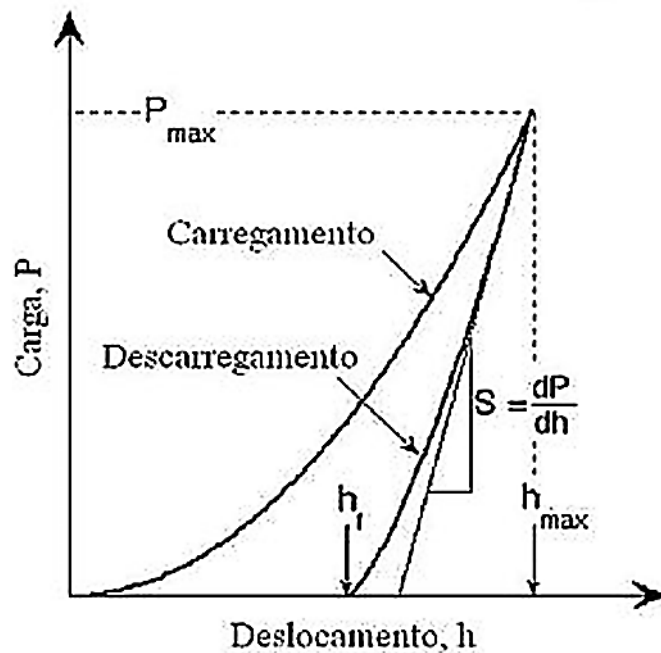


Figura 17 - Curva esquemática obtida para um ensaio de indentação (OLIVER; PHARR, 1992)

Durante o carregamento, o penetrador é deslocado produzindo uma deformação elasto-plástica da amostra, o que faz com que se tenha uma impressão de dureza na região indentada (h_c), também chamada de profundidade de contato. A região de contato é igualmente caracterizada pelo raio de contato (a). Na etapa de descarregamento, ocorre a recuperação elástica do material e o deslocamento do mesmo até a profundidade residual (h_f). O deslocamento medido durante o processo de indentação inclui o deslocamento da superfície da amostra ao redor do perímetro de contato (h_s) e inclui o deslocamento na profundidade de contato. A Fig.18 mostra esquematicamente o comportamento do material durante o processo de indentação, como foi descrito.

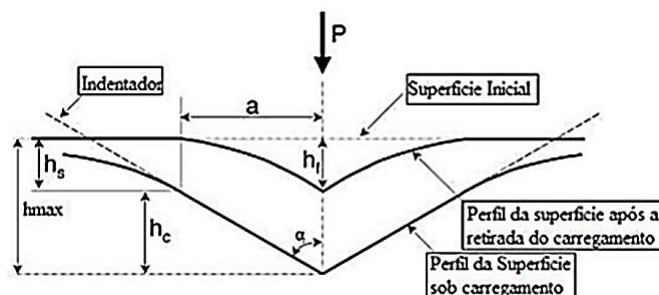


Figura 18 - Desenho esquemático do comportamento da superfície da amostra durante o processo de indentação (OLIVER; PHARR, 1992)

3.3.2. Caracterização do ensaio

O equipamento utilizado para as indentações foi o microtribômetro modelo desenvolvido por pesquisadores do Laboratório de Tribologia dos Materiais (LTM) do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia. O indentador utilizado foi do tipo padrão Vickers, piramidal de base quadrada com ângulo de face de 136° .

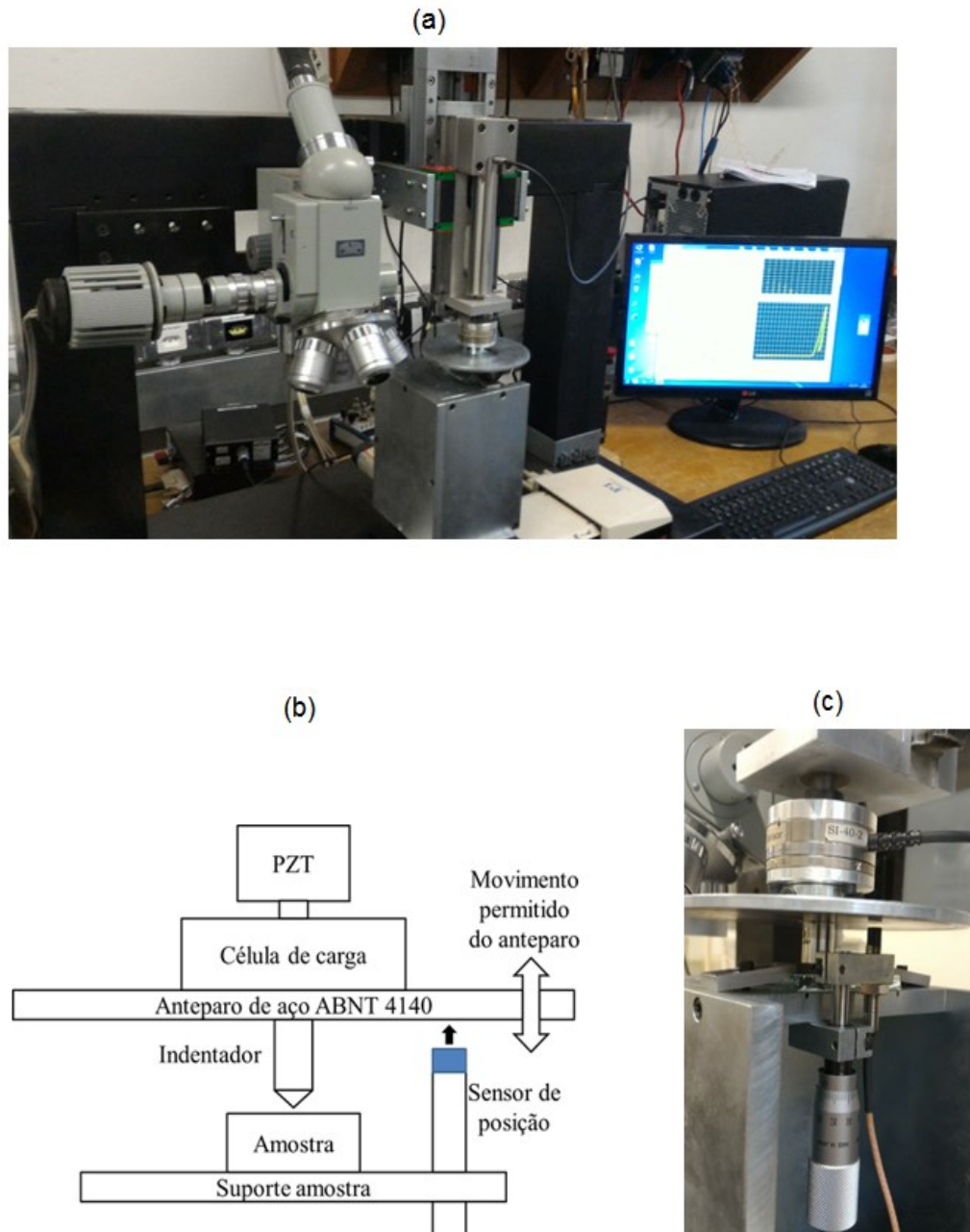


Figura 19 - (a) Microtribômetro instrumentado (b) Esquema do sistema de medição de posição (c) Montagem do sistema de medição de posição (TELES, V. C., 2016)

Para cada amostra de porcelana e liga de titânio foram realizadas 10 indentações. Destas, 5 indentações tiveram uma carga máxima de 0,5 com manutenção dessa carga por 5s para que ocorra acomodação (“*creep*”), e velocidade constante para carregamento e descarregamento de 0,1µm/s. As outras 5 indentações foram realizadas para uma carga máxima de 1,0N com manutenção dessa carga por 5s para que ocorra acomodação (“*creep*”) e velocidade constante para carregamento e descarregamento de 0,2 µm/s.

Para cada uma das amostras dentárias foram realizadas 6 indentações, das quais 3 indentações tiveram uma carga máxima de 0,5 N com velocidade de carregamento e descarregamento constantes iguais a 0,1 µm/s, com manutenção da carga máxima por 5 s para ocorrer a acomodação. Outras 3 indentações com carga máxima de 1 N com velocidade de carregamento e descarregamento constante de 0,2 µm/s, com manutenção da carga máxima por 5 s.

3.4. Tratamento dos dados

Para o estudo dos materiais analisados, foi necessária a determinação das propriedades mecânicas das amostras utilizadas, tais como o módulo de elasticidade e dureza. Para isso utilizou-se um algoritmo desenvolvido no software Matlab® e disponibilizado no Laboratório de Tribologia dos Materiais da Universidade Federal de Uberlândia, para a leitura dos dados obtidos no ensaio de indentação instrumentada, utilizando o método Oliver; Pharr, 1992, para se estimar as propriedades desejadas, de acordo com a Equação:

$$E_r = \frac{S}{2\beta} \frac{\sqrt{\pi}}{\sqrt{A_c}} \quad (3.4.1)$$

Onde: E_r é o módulo de elasticidade reduzido do sistema em GPa; S é a rigidez da fase inicial de descarregamento em mN/µm; A_c é a área de contato entre indentador e amostra em µm²; e β é a constante de correção do indentador.

O módulo de elasticidade reduzido do sistema (E_r) pode ser obtido pela equação:

$$\frac{1}{E_r} = \frac{(1 - \nu^2)}{E} - \frac{(1 - \nu_i^2)}{E_i} \quad (3.4.2)$$

Onde ν é o coeficiente de Poisson da amostra; ν_i é o coeficiente de Poisson do indentador; E é o módulo de elasticidade da amostra em GPa; E_i é o módulo de elasticidade do indentador em GPa.

Para determinar a profundidade de contato, definida como a profundidade em que o indentador e a amostra ficam em contato a uma carga máxima, usa a equação:

$$h_c = h_{m\acute{a}x} - \frac{\varepsilon P_{m\acute{a}x}}{S} \quad (3.4.3)$$

Onde: h_c é a profundidade de indentação em μm ; $h_{m\acute{a}x}$ é a profundidade máxima de indentação μm , quando a carga máxima é aplicada ($P_{m\acute{a}x}$); Nesta ε é um fator de correção que depende da geometria do indentador (para indentador Vickers, ε equivale a 0,75).

Para o presente trabalho, a rigidez da fase inicial de descarregamento (S) foi calculada dos primeiro 30% da fase de descarregamento da curva de fora por deslocamento do indentador. O valor de β foi igual a 1 e A_c foi calculado em função da profundidade de indentação, h_c , dada pela Equação 3.4.4 que é utilizada para um indentador Vickers perfeito com área de contato, entre indentador e amostra, ideal.

$$A_c = 24,56h_c^2 \quad (3.4.4)$$

Para mais, um estudo realizado pelo aluno de doutorado pela Universidade Federal de Uberlândia Vinicius Carvalho Teles, também utilizou-se as curvas obtidas de força por deslocamento do indentador (curva $p - h$), para se ter uma noção da medida da resistência dos materiais estudados, por meio da equação:

$$P = C \cdot h^2 \quad (3.4.5)$$

Onde: P é a força; h é a profundidade de indentação, C é a constante do material em GPa (a qual fornece uma noção da resistência à penetração).

3.5. Microscopia Óptica

Para a identificação das áreas onde ocorreram as indentações, foi realizada a microscopia óptica de cada amostra. Para cada amostra e carga aplicada, foram tiradas em média de quatro micrografias com o microscópio óptico da Marca Olympus, modelo BX51M, do LTM da Universidade Federal de Uberlândia. Tais micrografias possibilitaram a

visualização das áreas indentadas e do desgaste sofrido com a realização do procedimento de medição, proporcionando uma melhor compreensão e análise dos resultados obtidos.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

O valor da dureza, módulo de elasticidade e constante de carregamento do material, serão apresentados a seguir e discutidos para tornar claro a metodologia para a obtenção das propriedades de materiais biomecânicos por meio da técnica de indentação instrumentada.

4.1. Micrografias

Para as amostras dentárias observou-se que houve fraturas e trincas ao redor da indentação. Sendo que para o primeiro dente como mostram as Fig. 20 e Fig. 21, as deformações foram maiores em relação ao segundo dente. Isso pode ter acontecido por diversos motivos, desde a morfologia do dente, como o estilo de vida de cada paciente. Além disso, o formato da penetração não formou um quadrado perfeito, mostrando uma pequena inclinação no momento em que o indentador penetrou a amostra dentária, deixando a impressão em formato losangular, o que facilita a propagação de erros, e mais uma vez o primeiro dente teve um resultado mais visível deste erro. As indentações irregulares podem ter ocorrido pela dificuldade na obtenção de uma face plana na amostra, a própria heterogeneidades das propriedades na amostra e um conjunto com a pequena inclinação do próprio aparelho, que foi observada em outros testes.

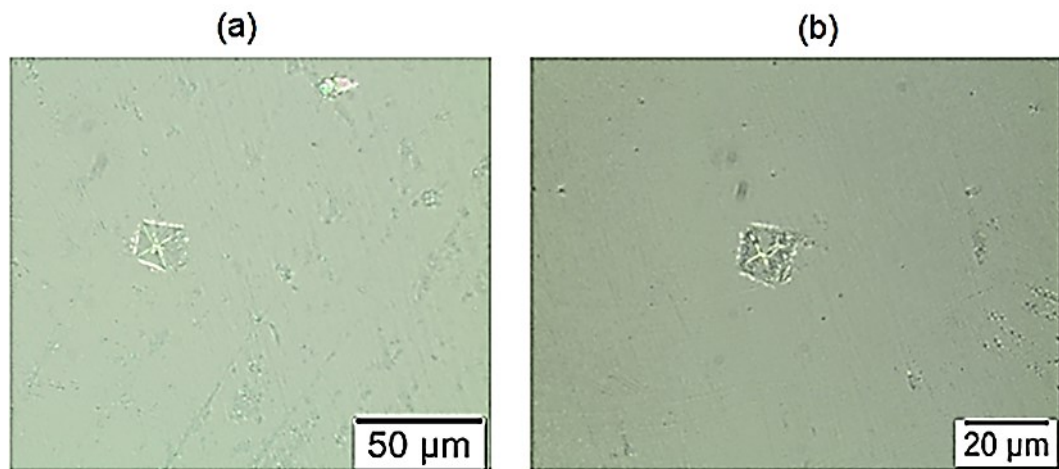


Figura 20 – Micrografias de indentações realizadas no primeiro dente com carga máxima de penetração (a) de 1N e (b) de 0,5N (AUTORIA PRÓPIA)

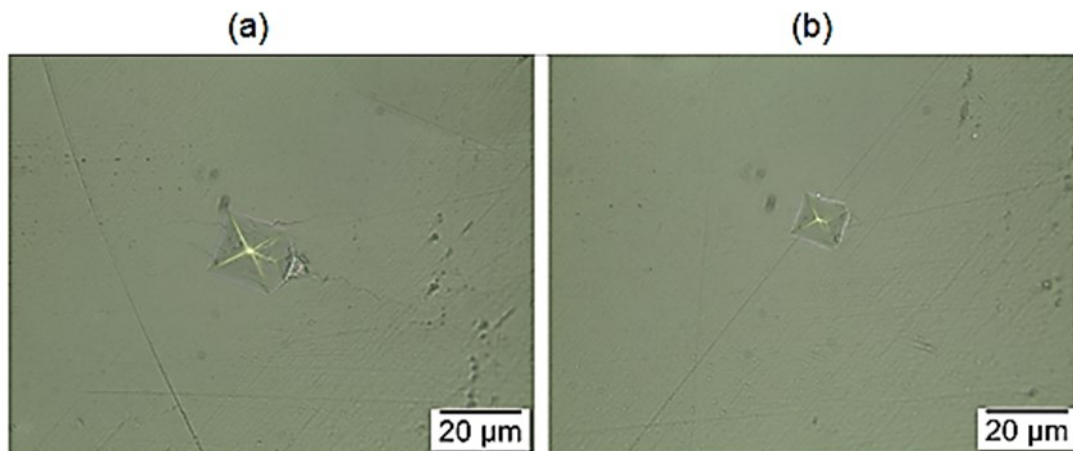


Figura 21 - Micrografias de indentações realizadas no segundo dente com carga máxima de penetração (a) de 1N e (b) de 0,5N (AUTORIA PRÓPIA)

Para as amostras de porcelana, houve uma maior dificuldade em localizar as indentações pois os materiais são frágeis e porosos, como é possível observar na Fig. 22. A amostra de dissilicato de lítio é a mais nova no mercado para próteses dentárias, e de acordo com os poucos estudos realizados é um material de melhor qualidade para se modelar e trabalhar (BRAUN, S. E., 2008). Observou-se que para esta amostra, os poros são um pouco menores em comparação a porcelana feldspática. Também foi possível uma melhor

visualização das indentações feitas, mesmo assim, houve trincas e fratura onde houve a penetração do indentador.

Para a amostra de porcelana feldspática, mostrada nas Fig. 23, houve uma grande dificuldade para fazer as micrografias, pois houve uma grande fragmentação da área onde sofreu a penetração do indentador. O que fez a impressão para a carga de 0,5N se misturassem aos poros, também por ser uma impressão muito pequena. E para a impressão com a carga de 1N, a visualização foi possível por ser maior, apesar da fratura da amostra ao redor da indentação.

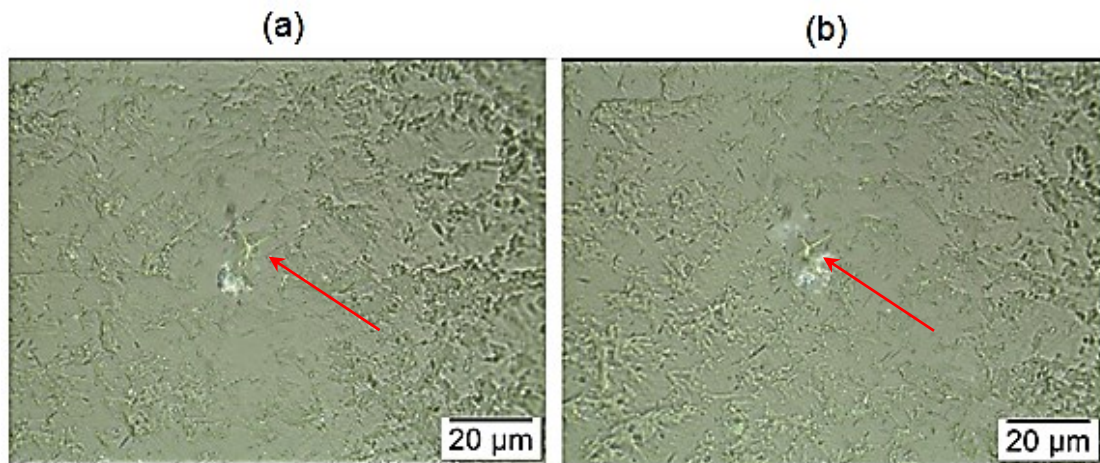


Figura 22 - Micrografias de indentações realizadas na porcelana de dissilicado de lítio com carga máxima de penetração (a) de 1 N e (b) de 0,5 N (AUTORIA PRÓPIA)

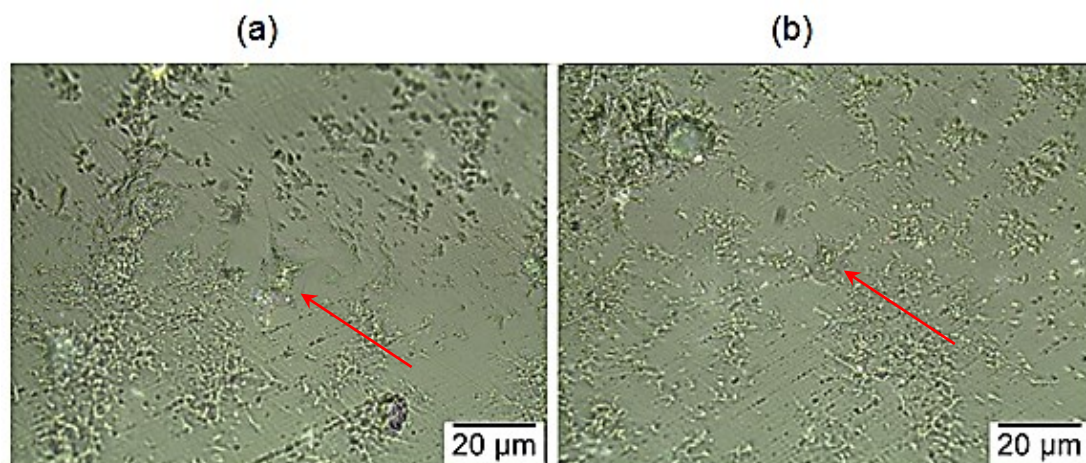


Figura 23 - Micrografias de indentações realizadas na porcelana feldspática com carga máxima de penetração (a) de 1N e (b) de 0,5N (AUTORIA PRÓPIA)

Na amostra de titânio a visualização das indentações no microscópio óptico ocorreram de maneira fácil, pois a amostra mostrou uma superfície de melhor qualidade. Apesar do formato das penetrações se mostrar em uma forma mais quadrada, ainda é possível a visualização da inclinação do penetrador com a amostra, o que dificulta a obtenção correta da curva $p-h$, provocando erros nos resultados obtidos.

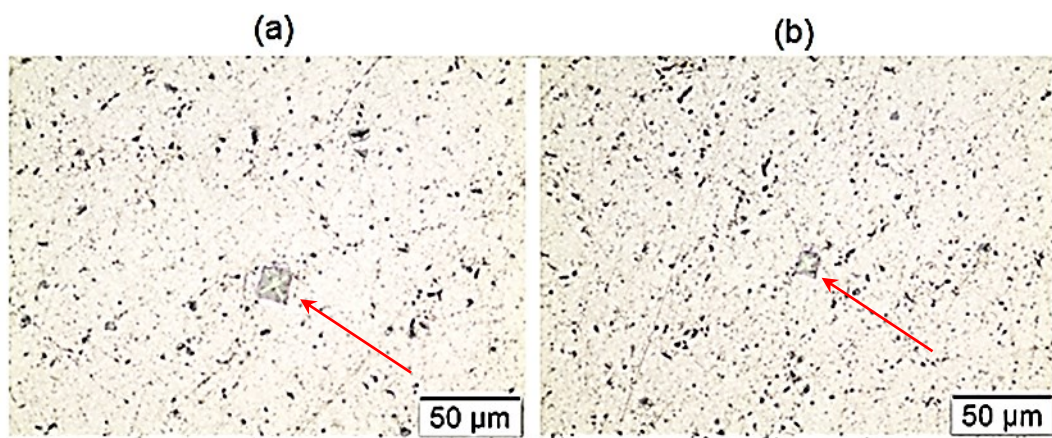


Figura 24 - Micrografias de indentações realizadas na liga Ti6Al4V com carga máxima de penetração (a) de 1N e (b) de 0,5N (AUTORIA PRÓPIA)

4.2. Valores de dureza e módulo de elasticidade

Para a obtenção dos valores experimentais de dureza e do módulo de elasticidade das amostras da liga Ti6Al4V, das porcelanas de dissilicato de lítio e feldspática e para dois dentes molares, foram realizados ensaio de indentação com carga máxima de penetração de 1N e de 0,5N, e realizou-se a análise dos dados da curva $p-h$ a partir de um programa especialmente desenvolvido para a determinação dos resultados desejados. Para cada indentação uma curva $p-h$ foi gerada, como mostrado na Fig. 25.

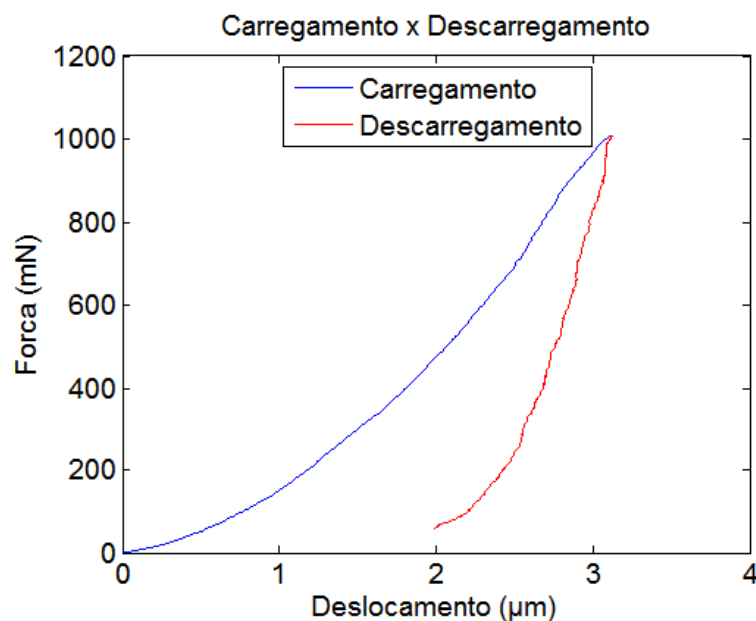


Figura 25 - Curva ajustada mostrando onde começa e onde termina o carregamento e o descarregamento da carga aplicada para a amostra de porcelana feldspática para carga máxima de 1N (AUTORIA PRÓPIA)

Com os valores do coeficiente de Poisson, mostrados na Tab. 3, de cada material, a curva de indentação gerada pode-se determinar a dureza e o módulo de elasticidade e o valor da constante de carregamento C.

Tabela 3 - Tabela de valores encontrados na literatura (mostrados em ANEXO IV) para o Coeficiente de Poisson (ν) e Módulo de Elasticidade

Amostra	Coeficiente de Poisson (ν)	Módulo de Elasticidade Literatura (GPa)
Esmalte dentário	0,30	41,0
Porcelana Feldspática	0,28	67,7
Dissilicato de lítio	0,25	80,0
Ti6Al4V	0,342	115,0

Para a geração da curva corrigida da liga Ti6Al4V, não foi possível a leitura para as 5 indentações, sendo realizada a leitura para 2 indentações de cada carga. Isso ocorreu, pois como a curva de indentação da liga é um pouco menos inclinada, qualquer imprecisão no

processo de indentação instrumentada acarreta em um erro de “*pile-up*”, no qual o gráfico fica mais aberto, como mostrado na Fig. 26, e não possibilita a leitura correta dos dados, impossibilitando a obtenção da curva corrigida de carregamento e descarregamento.

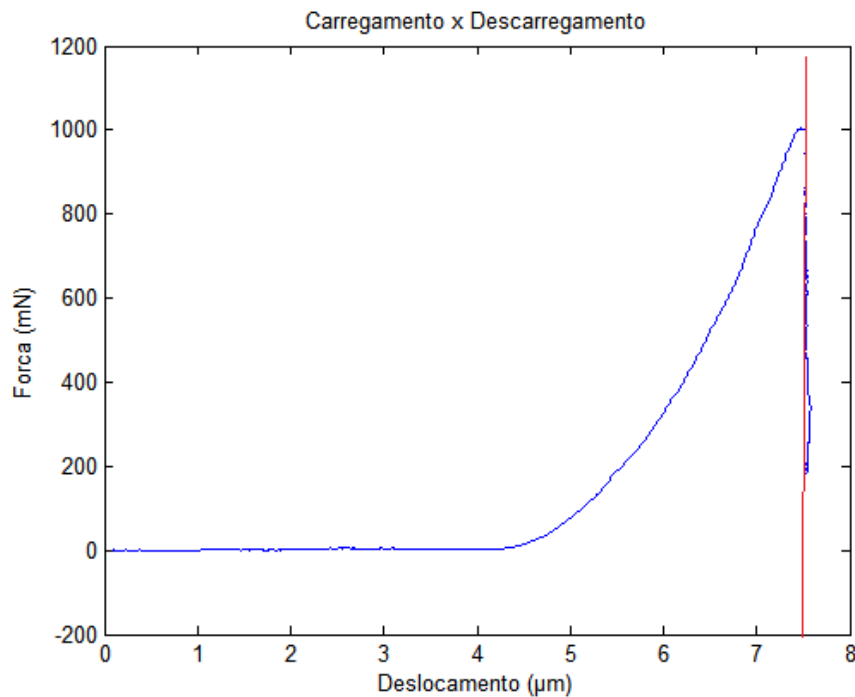


Figura 26 - Curva p-h mostrando o erro na curva de descarregamento no processo de indentação (AUTORIA PRÓPIA)

A Tab. 4 mostra os resultados de dureza, módulo de elasticidade e constante C para força máxima de 1 N. Esses dados também são mostrados na Fig. 27.

Verifica-se nos gráficos obtidos que o maior módulo de elasticidade encontrado foi para o material de dissilicato de lítio, assim como para a constante do material, que fornece uma noção a respeito da resistência à penetração do material. Tal resultado está de acordo com a literatura quando comparado com as amostras dentárias e feldspática, no Anexo IV se encontram os valores encontrados na literatura para cada amostra analisada. Entretanto, quando comparado com a liga de titânio, a qual deveria mostrar um maior valor para o módulo de elasticidade, o resultado não condiz com o previsto.

Tabela 4 - Tabela para os valores obtidos com o teste de indentação instrumentada com ajuda do algoritmo do programa matlab para diferentes materiais testados para a carga máxima de 1N

Amostra	Média $\pm$ Desvio Padrão		
	Módulo de Elasticidade (Gpa)	Dureza (Gpa)	Coefficiente do Material
Dente 1	64,87 $\pm$ 11,46	8,66 $\pm$ 1,07	120,91 $\pm$ 5,29
Dente 2	55,51 $\pm$ 0,67	8,62 $\pm$ 0,71	112,14 $\pm$ 4,65
Dissilicato de Lítio	102,83 $\pm$ 38,02	11,01 $\pm$ 2,83	160,30 $\pm$ 13,65
Porcelana Feldspática	86,77 $\pm$ 16,38	6,66 $\pm$ 0,61	114,93 $\pm$ 6,92
Ti6Al4V	82,49 $\pm$ 47,29	11,63 $\pm$ 3,92	115,85 $\pm$ 4,59

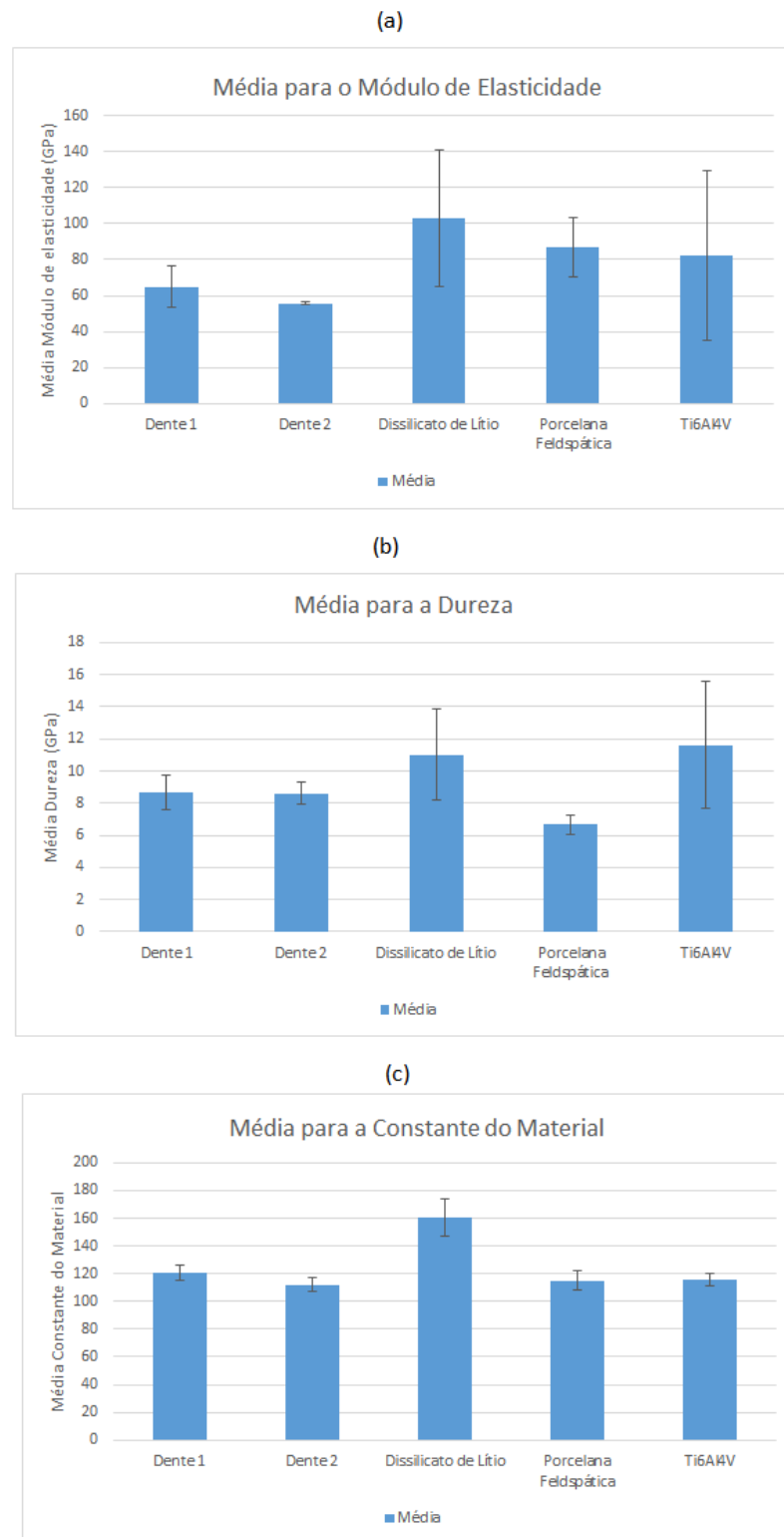


Figura 27 - Gráfico de barras comparativo entre as propriedades mecânicas encontradas para o ensaio de indentação instrumentada para diferentes biomateriais com carga máxima de 1N (a) comparativo entre o módulo de elasticidade (b) comparativo entre a dureza (c) comparativo entre a constante do material (AUTORIA PRÓPIA)

Para as indentações com carga máxima de 0,5 N, foram realizados os mesmos procedimentos que para carga máxima de 1 N. A Tab. 5, organiza os valores obtidos para a profundidade máxima de indentação com carga de 0,5 N, mostrando a variação entre estes resultados, e dá origem aos gráficos mostrados na Fig. 28. Para esta carga máxima, verifica-se o mesmo efeito que para a carga de 1 N, o que dá credibilidade à pesquisa. Em contrapartida, observa-se que os valores obtidos para dureza foram muito mais altos, isso ocorre, pois, uma carga menor apresenta uma maior dificuldade de penetração, mostrando uma maior rigidez do material, principalmente para a liga Ti6Al4V que mostrou um valor duas vezes maior.

Tabela 5 - Tabela para os valores obtidos com o teste de indentação instrumentada com ajuda do algoritmo do programa matlab para diferentes materiais testados para a carga máxima de 0,5N

Amostra	Média $\pm$ Desvio Padrão		
	Módulo de Elasticidade (Gpa)	Dureza (Gpa)	Coefficiente do Material
Dente 1	59,75 $\pm$ 8,60	14,28 $\pm$ 2,94	135,18 $\pm$ 3,75
Dente 2	80,48 $\pm$ 35,58	10,24 $\pm$ 2,95	123,35 $\pm$ 10,29
Dissilicato de Lítio	115,91 $\pm$ 29,72	12,94 $\pm$ 3,39	184,93 $\pm$ 11,71
Porcelana Feldspática	95,97 $\pm$ 9,50	8,29 $\pm$ 1,49	150,49 $\pm$ 25,08
Ti6Al4V	50,61 $\pm$ 3,67	23,23 $\pm$ 6,26	112,52 $\pm$ 27,32

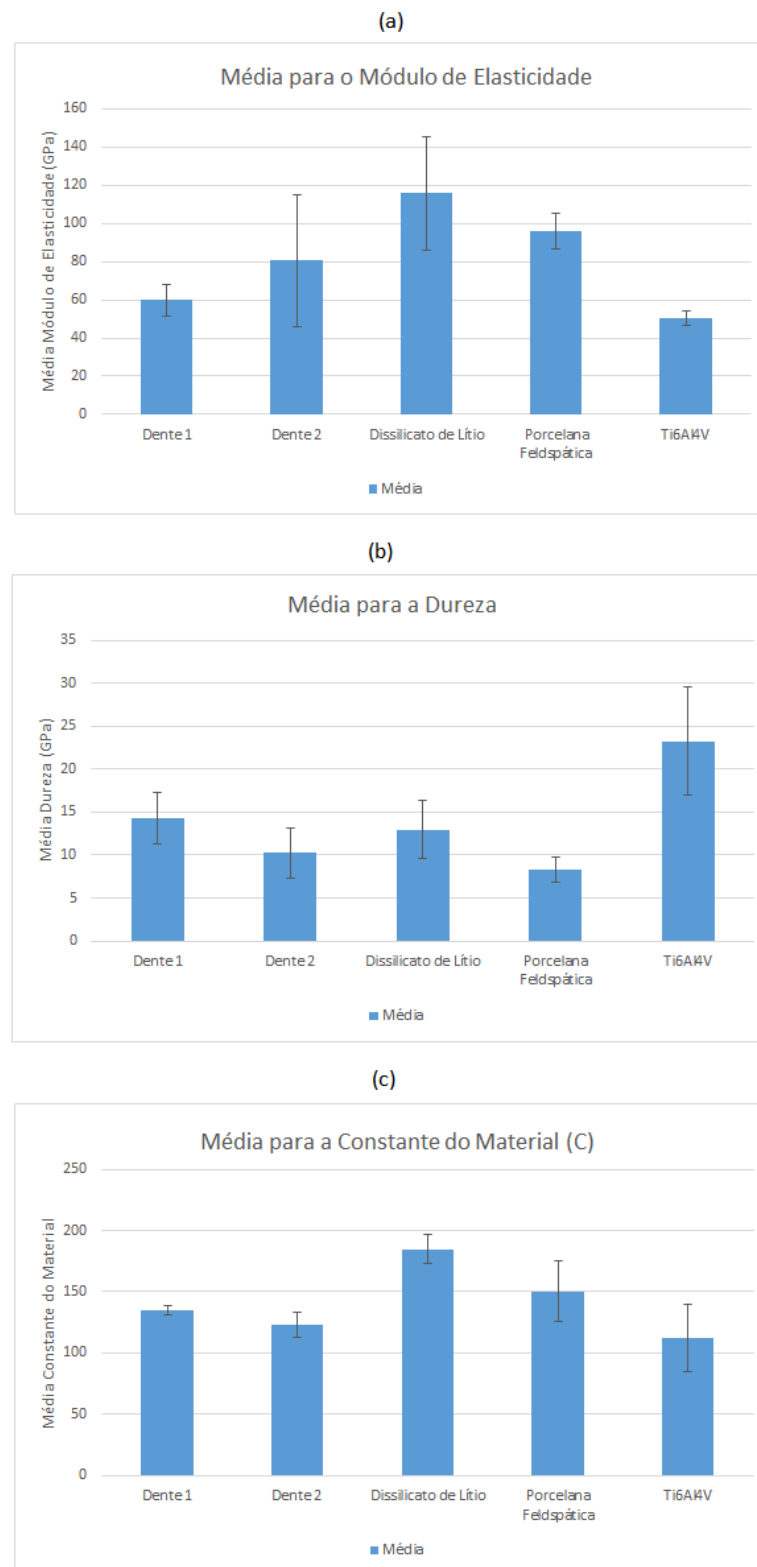


Figura 28 - Gráfico de barras comparativo entre as propriedades mecânicas encontradas para o ensaio de indentação instrumentada para diferentes biomateriais com carga máxima de 0,5N (a) comparativo entre o módulo de elasticidade (b) comparativo entre a dureza (c) comparativo entre a constante do material (AUTORIA PRÓPIA)

Nas últimas décadas, houve um crescimento significativo no uso de biomateriais, isso graças às evoluções nas áreas da Engenharia e da Saúde (RODRIGUES, 2013) e também porque houve um aumento na necessidade de que os mesmos fossem utilizados, devido a fatores como o aumento de fatores que levam a lesões que requerem a utilização de implantes, os quais são feitos a partir de biomateriais. Logo, o conhecimento sobre as propriedades destes materiais se faz relevante, pelo crescimento da sua utilização e por causa de novas tecnologias que estão surgindo.

Este trabalho avaliou as propriedades mecânicas de alguns biomateriais utilizados em próteses odontológicas, que devido ao alto custo dos materiais para implantes dentários há a dificuldade na obtenção de corpos de prova para a realização de testes com a finalidade de descobrir as propriedades mecânicas dos mesmos. Procura-se então métodos não destrutivos para se descobrir as propriedades mecânicas destes materiais, sendo assim, foram realizados testes por meio de indentação instrumentada já que este tipo de análise apresenta algumas vantagens sobre os ensaios convencionais, como a economia de material e tempo para reprodução de resultados.

Com os resultados obtidos, observou-se que houve um alto desvio padrão principalmente para os testes realizados na liga de titânio para a carga de 1 N, isso ocorre em especial para materiais dúcteis, que não apresentam uma boa resposta ao teste de indentação instrumentada realizado. Para a liga Ti6Al4V, foi possível a visualização de uma pequena inclinação na penetração no momento da indentação (Fig. 24), presente no próprio indentador, o que juntamente com outros erros sistemáticos fez com que os resultados não correspondessem com o teórico. Os testes apontam para a diminuição do erro para cargas menores. Nesse caso, recomenda-se a utilização de testes de nanoindentação para a definição das propriedades mecânicas dessa liga.

Para os materiais frágeis houve uma boa resposta com o processo utilizado, apesar que para as estruturas dentárias os valores encontrados tiveram um desvio padrão considerável, principalmente para a amostra de dente 1 que se mostrou mais frágil. Uma das fontes de erro pode ter acontecido devido o embutimento das amostras, pois ao realizar a leitura dos dados no momento da penetração foi realizado a leitura de todas as camadas entre o suporte da amostra e o indentador, realizando a medição também da massa epóxi utilizada para o embutimento das amostras de porcelana e dentárias.

A dificuldade para se conseguir uma face plana nas amostras dentárias, e o processo de lixamento necessário para isso, podem ter reduzido a espessura do esmalte dentário a ponto que houveram interações entre as camadas mais internas do dente, provocando o

afundamento do indentador no esmalte dentário, dando um valor de dureza maior que o real. Além da espessura irregular do esmalte dentário e da inclinação existente durante a penetração do indentador, fazendo com que os dados obtidos fossem de uma face diagonal do dente.

Dentre as porcelanas analisadas, apesar da amostra da porcelana feldspática ter apresentado alta deformação ao redor da indentação, esta foi a que melhor apresentou resultados numéricos, ficando bem próximo da literatura. Enquanto que para o dissilicato de lítio, houve um desvio padrão mais alto em comparação à feldspática. As respostas obtidas para as cargas de 0,5 N se mostraram melhores que para a carga de 1 N, atestando que se fossem possíveis a realização de nanoindentações, provavelmente, os resultados seriam ainda melhores. As trincas abertas das extremidades da indentação e a quebra das mesmas extremidades mostram a dificuldade inerente em se fazer este tipo de ensaio em materiais frágeis, como os cerâmicos.

Outra fonte de erro sistemático é o penetrador Vickers ser muito antigo, com isso a ponta do indentador está arredondada e não pontiaguda (irregular), o que faz com que a área de contato seja muito diferente da área ideal, sendo que esta última foi a utilizada para os cálculos no algoritmo para a obtenção dos valores dos parâmetros pretendidos. A área real não foi possível ser calculada devido à grande dificuldade para a visualização correta da área de contato real.

CAPITULO V

CONCLUSÕES

A necessidade de utilização dos biomateriais vem se tornando cada vez maior, o que torna as pesquisas nessa área de extrema importância pois ainda há muitos desafios a serem vencidos. Melhorar cada vez mais as propriedades dos materiais já existentes, encontrar novos materiais com novas e benéficas propriedades e com custos mais baixos é preciso para suprir a crescente demanda do mercado.

Como dito anteriormente, este projeto de pesquisa é um trabalho inicial que teve como objetivo a obtenção de resultados para parâmetros mecânicos de biomateriais (dureza, módulo de elasticidade e constante do material) por meio de ensaio não destrutivo, indentação instrumentada.

Com o decorrer do projeto, foi identificada uma grande dificuldade da utilização do equipamento microtribômetro do Laboratório de Tribologia dos Materiais, da Universidade Federal de Uberlândia, por não ser possível a medição em nanoescala. Para as amostras analisadas, seria necessário a utilização de cargas muito menores do que as utilizadas neste trabalho.

Apesar disso, os resultados foram satisfatórios, uma vez que para os materiais frágeis, os resultados obtidos foram mais próximos da literatura. Mas o mesmo não ocorreu para a amostra Ti6Al4V, que não respondeu bem na obtenção da curva $p-h$.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

HERTZ, H., **Über die berührung fester elastischer Körper (On the contact of rigid elastic solids)**. In: Miscellaneous Papers. Jones and Schott, Editors, J. reine und angewandte Mathematik 92, Macmillan, London, 1896.

CIPRIANO, G. L., **Determinação do coeficiente de encruamento de metais através da morfologia de impressões de dureza na escala macroscópica**, Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, PR, 2008.

PULECIO, S. A. R., **Modelamento do ensaio de indentação instrumentada usando elementos finitos e análise dimensional: análise de unidade, variações experimentais, atrito e geometria e deformações do indentador**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

HERTZ, H., **Über die berührung fester elastischer Körper (On the contact of rigid elastic solids)**. In: Miscellaneous Papers. Jones and Schott, Editors, J. reine und angewandte Mathematik 92, Macmillan, London, 1896.

SUGAHARA, T. & MOURA NETO, C. & REIS, D. A.P. & PIORINO NETO, F., **Caracterização Mecânica e Microestrutural da Lida Ti6Al4V Tratada Termicamente**, Revista Brasileira de Aplicações de Vácuo, v.27, n.4, 2008.

CORTEZ, L. D. & REIS, D. & BRIGUENTE, L. & NETO, C.M., **Tratamento Térmico da Liga Ti6Al4V para Realização de Ensaio de Fluência**, Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos, SP, 2007.

Estrutura Básica dos Dentes. Disponível em <<http://biologianet.uol.com.br/anatomia-fisiologia-animal/estrutura-basica-dos-dentes.htm>>. Acesso em: 19 out. 2017.

CÉSAR, P. F., **Cerâmicas odontológicas** – Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, SP, 2017.

MARTINS, L. M., **Confiabilidade de coroas de dissilicato de lítio com diferentes espessuras sob fadiga**, Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, SP, 2011.

BARBIERI, F.C., **Modificação de propriedades superficiais de ligas de Ti6Al4V por processo de nitretação a plasma**, Programa de Pós-graduação do Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos, SP, 2001.

GOMES, E. A. & ASSUNÇÃO, W. G. & ROCHA, E. P. & SANTOS, P. H., **Cerâmicas Odontológicas: O Estado Atual**, 2012.

MELO, A. L. V., **Análise das Propriedades de Chapas de Ti ASTM grau 5 (Ti6Al4V) Soldadas por Laser Nd:Yag**, Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, RJ, 2007.

MOREIRA, V. R., **Comportamento Tribológico do Sistema Zirconia/Ti6Al4V Utilizado em Implantes Dentários**, Instituto Superior Técnico, Técnico Lisboa, Lisboa Portugal, 2014.

GUYTON, A. C., **Fisiologia dos dentes**, Tratado Fisiol. Médica, 1991.

XU, W. & BRONLUND, J., *Mastication Robots*, Springer , 2010.

NASCIMENTO, G. & CUNHA, D., **Eletromiografia de superfície do músculo masseter durante a mastigação: uma revisão sistemática**, Rev. CEFAC , 2012.

NETTER, F. H., **Atlas de Anatomia Humana**, 5th, Elsevier, (2000).

LIU, X. *et al.*, **Development and characterization of laser clad high temperature self-lubricating wear resistant composite coatings on Ti6Al4V alloy**, Materials and Desing, 2014.

PILATHADKA, S. & VAHALOVÁ, D., **Review Article Contemporary All-Ceramic Materials, Part- 1**, Acta Medica Cordoba, 2007.

Dr. HÉLION P. S. MENEZES, **Anatomia Dentária**. Disponível em <http://www.hs-menezes.com.br/anatomia_6.html>. Acesso em: 19 out. 2017.

TUNES, F. M. N. A. & NOGUEIRA, G. C. B., **Anatomia Dental**. ETEC Philadelho Gouvêa Netto, São José do Rio Preto, SP, 2012.

VIEIRA, G. & CAROLI, A. & GARÓFALO, J. C. & MATSON, E., **Escultura Dental Com Auxílio do Método Geométrico (Revisão Anatômica)**. Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, SP, 2003.

Biomateriais, Instituto Nacionais de Ciência e tecnologia. Disponível <em <http://biofabris.com.br/pt/biomateriais/>>. Acesso em: 27 out. 2017.

MORI, M. *et al.* **Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-radicular fundido: método do elemento finito.** Rev Odontol Univ São Paulo, v.11, n.2, p.99-107, abr./jun, 1997.

BRAUN, S. E. **Efeito do Grau de Cristalização nas Propriedades Mecânicas de Vitrocerâmicas de Dissilicato de Lítio.** Física do setor de Ciências Exatas da Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR, 2008.

ANEXO I

Tabela 6 - Resultados obtidos para o Ensaio de Indentação Instrumentada, com Média (M) e Desvio Padrão (DP) calculados para cada amostra, carga e parâmetro.

TABELA PARA APRESENTAÇÃO DOS DADOS OBTIDOS PARA AS AMOSTRAS ANALISADAS VIA INDENTAÇÃO INSTRUMENTADA							
Amostra	Indentação	Carga (N)	Módulo de elasticidade Teórico (Gpa)		Módulo de elasticidade encontrado (Gpa)	Dureza	Constante do material
Dente 1	1	1,00	41,00		60,01	8,965	118,5175
	2				56,639	9,543	117,2445
	3				77,957	7,465	126,9827
				M = 64,86866667	8,657	120,9149	
				DP = 11,45946169	1,073	5,293276857	
	1	0,50			52,434	15,3	132,5228
	2				69,23	10,97	139,4736
	3				57,583	16,57	133,5482
				M = 59,749	14,28	135,1815333	
				DP = 8,604944567	2,938	3,752231135	
Dente 2	1	1,00	41,00		56,101	7,811	108,4787
	2				54,787	8,912	117,3792
	3				55,654	9,128	110,5688
				M = 55,514	8,617	112,1422333	
				DP = 0,668093556	0,706	4,654191058	
	1	0,50			57,454	12,38	111,4753
	2				120,24	6,877	128,9154
	3				63,735	11,46	129,6521
				M = 80,47633333	10,24	123,3476	
				DP = 34,57925144	2,947	10,28830949	

Dissilicato de lítio	1	1,00	80,00		170,57	7,879	161,9124	
	2			85,938	10,13	151,3251		
	3			82,801	10,12	150,5294		
	4			91,425	15,53	183,3505		
	5			83,401	11,41	154,3741		
					M =	102,827	11,01	160,2983
					DP =	38,02225705	2,826	13,64784887
	1	0,50			108,52	15,97	200,4213	
	2			157,29	8,564	185,3689		
	3			134,91	10,21	176,069		
	4			90,363	15,98	191,5123		
	5			88,47	13,96	171,2624		
					M =	115,9106	12,94	184,92678
					DP =	29,72170632	3,393	11,71345638
Feldspática	1	1,00	67,70		109,22	6,517	122,1172	
	2			84,474	6,778	121,1447		
	3			69,87	7,513	115,5074		
	4			96,823	5,817	106,6608		
	5			73,441	6,651	109,2286		
					M =	86,7656	6,655	114,93174
					DP =	16,38298713	0,607	6,919128308
	1	0,50			107,5	10,67	192,0784	
	2			99,787	7,932	155,8506		
	3			85,038	8,639	138,5557		
	4			100,26	6,824	133,6957		
	5			87,262	7,366	132,2481		
					M =	95,9694	8,286	150,4857
					DP =	9,503320146	1,494	25,0777486
Titânio	1	1,00	113,80		115,93	8,864	119,0897	
	2			49,055	14,4	112,6031		
					M =	82,4925	11,63	115,8464
					DP =	47,28776599	3,915	4,586718847
	3	0,50			53,204	27,66	131,8337	
	4			48,016	18,8	93,197		
					M =	50,61	23,23	112,51535
					DP =	3,668469981	6,261	27,32027257

ANEXO II

Resultados de uma curva $p-h$ obtida via indentação instrumentada para cada amostra com carga máxima de penetração igual a 1 N

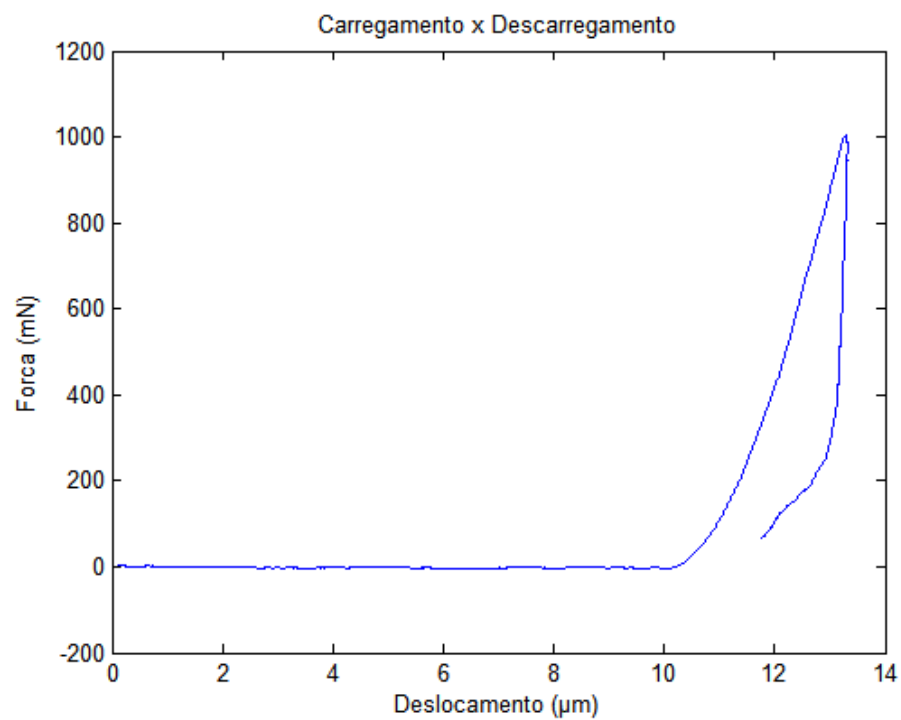


Figura 29 - Curva obtida para a indentação de carga 1N para a amostra de Dente 1 (AUTORIA PRÓPIA)

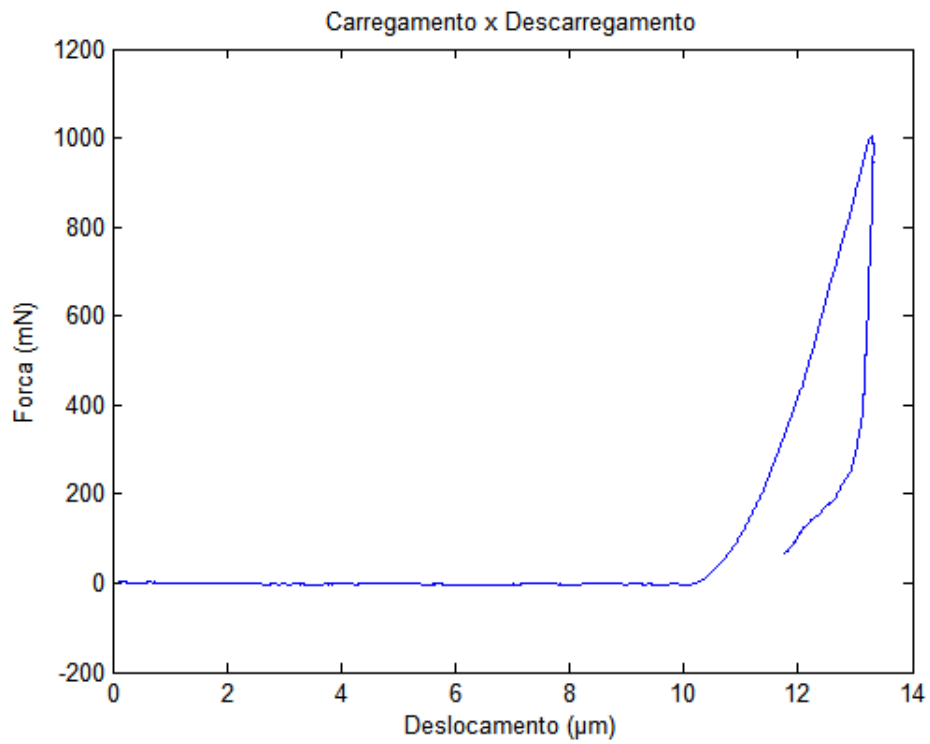


Figura 30 - Curva obtida para a indentação de carga 1N para a amostra de Dente 2 (AUTORIA PRÓPIA)

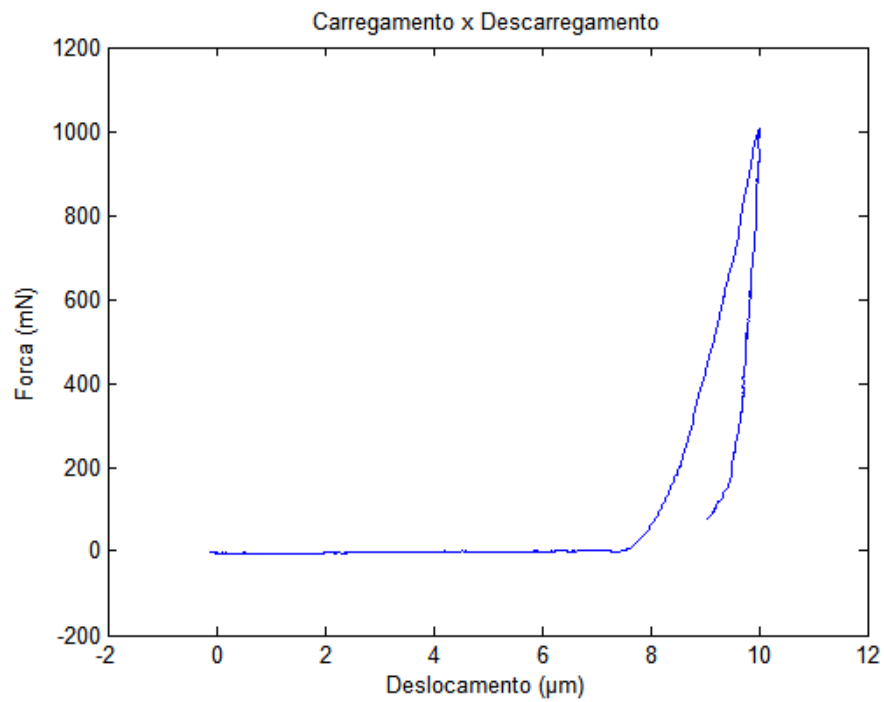


Figura 31 - Curva obtida para a indentação de carga 1N para a amostra de Dissilicato de Lítio (AUTORIA PRÓPIA)

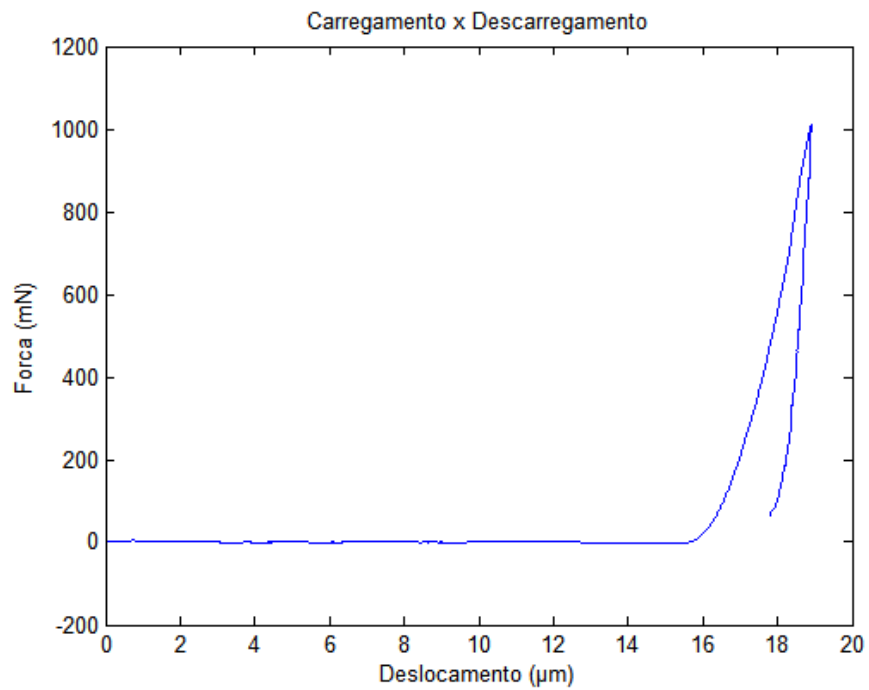


Figura 32 - Curva obtida para a indentação de carga 1N para a amostra de Porcelana Feldspática (AUTORIA PRÓPIA)

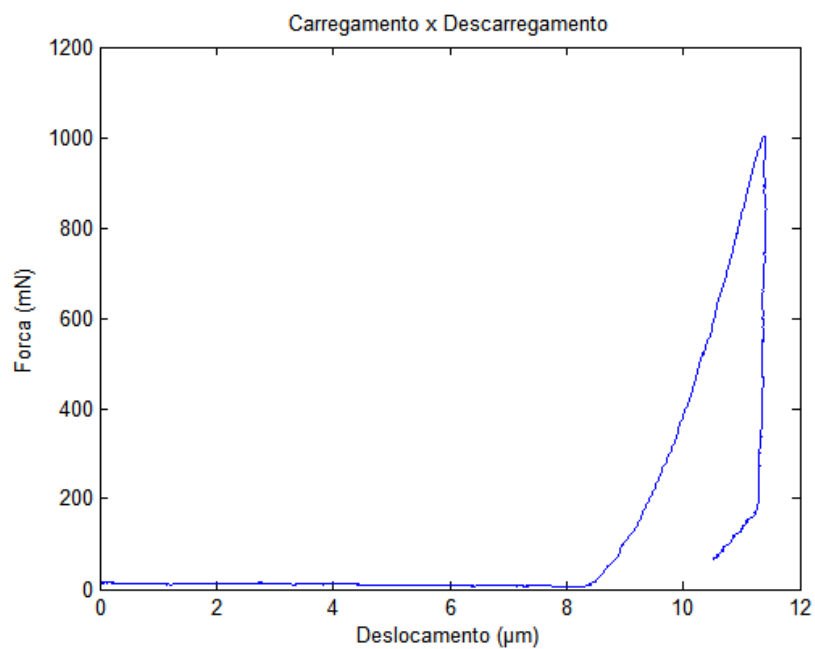


Figura 33 - Curva obtida para indentação carga de 1N para a amostra de Ti6Al4V (AUTORIA PRÓPIA)

ANEXO III

Resultados de uma curva $p-h$ obtida via indentação instrumentada para cada amostra com carga máxima de penetração igual a 1 N

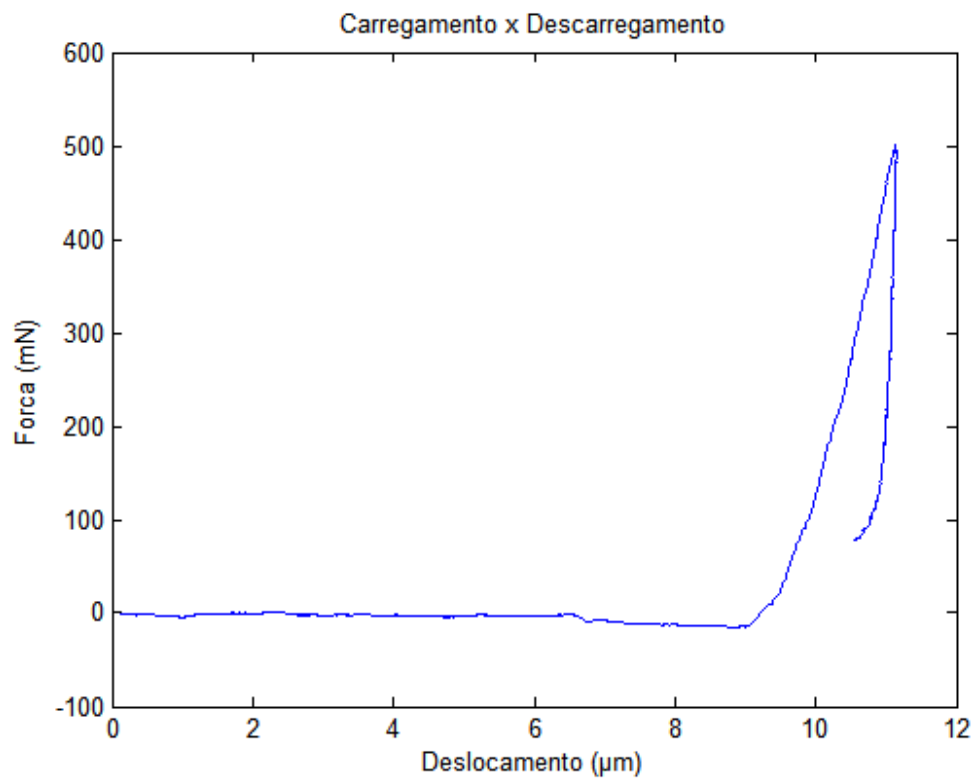


Figura 34 - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Dente 1 (AUTORIA PRÓPIA)

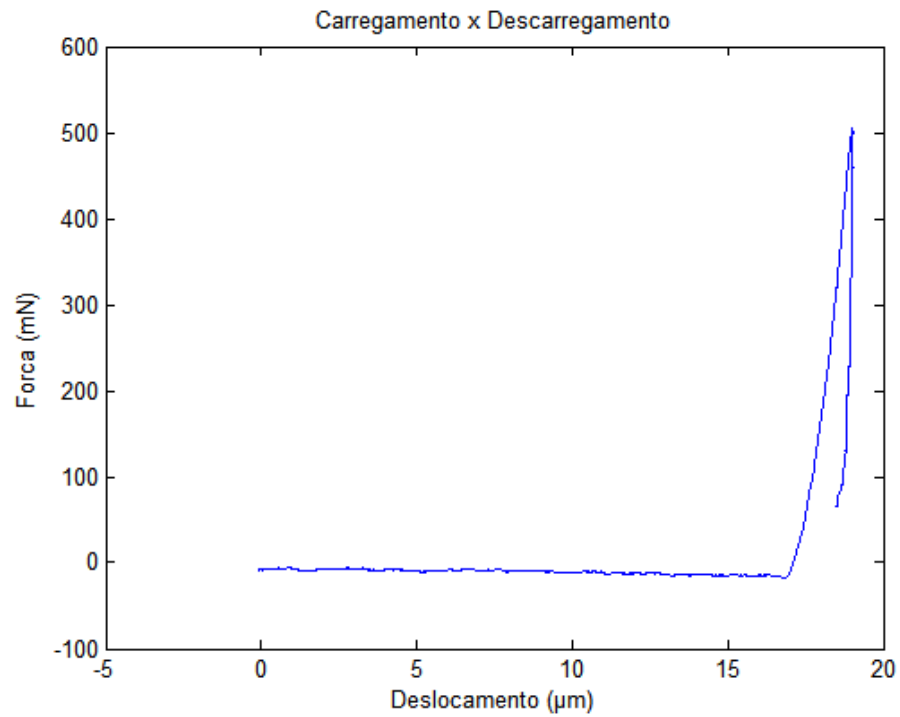


Figura 35 - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Dente 2 (AUTORIA PRÓPIA)

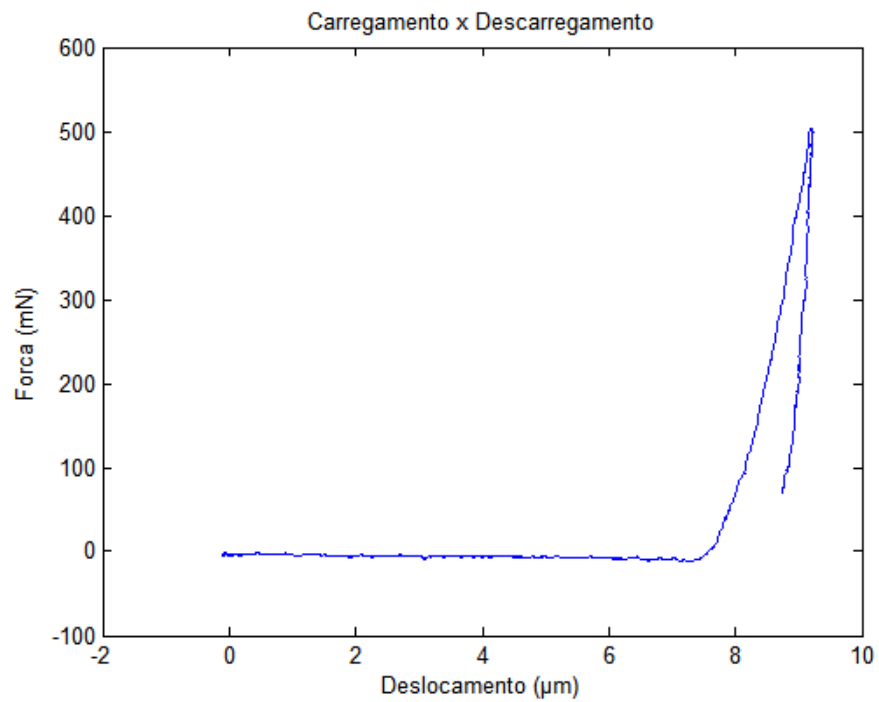


Figura 366 - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Dissilicato de Lítio (AUTORIA PRÓPIA)

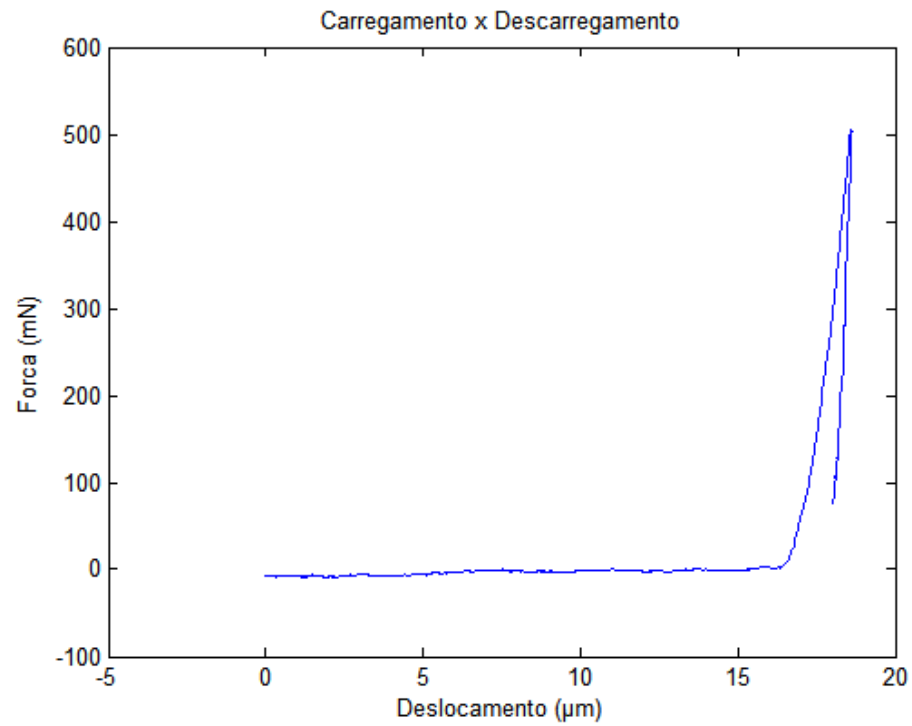


Figura 377 - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Porcelana Feldspática (AUTORIA PRÓPIA)

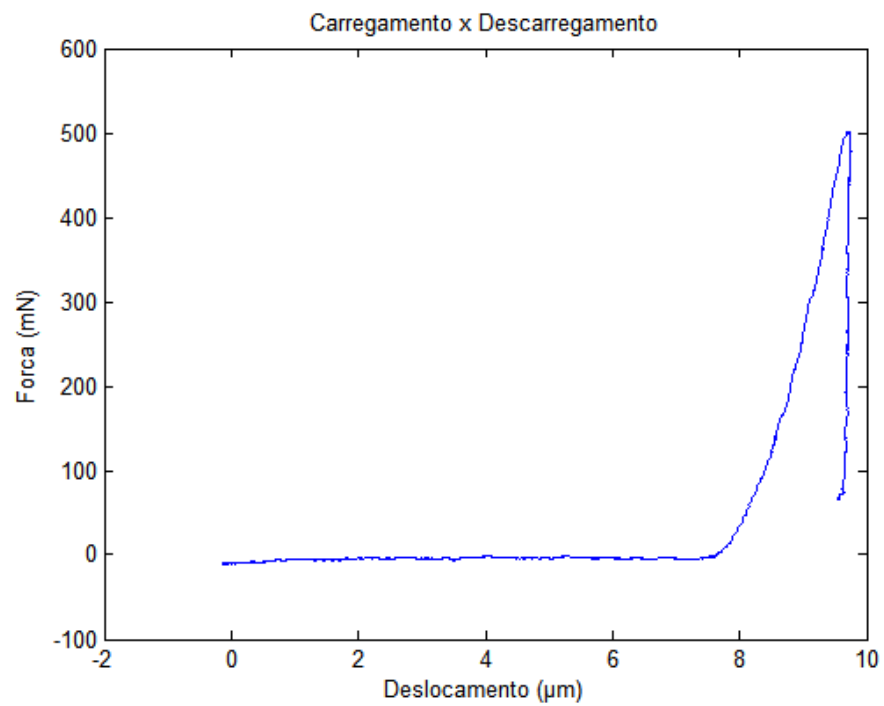


Figura 388 - - Curva obtida para indentação com carga de 0,5N para a amostra de Ti6Al4V (AUTORIA PRÓPIA)

ANEXO IV

Dados encontrados na literatura

Tabela 7 - Valores médios das propriedades das ligas de titânio disponíveis em softwares e periódicos (adaptado do software CES Edupack 2009, Niinomi, 1998 e Niinomi et al, 2013) – Tabela reduzida, destacando a liga analisada neste trabalho.

Composição da Liga	R _C (MPa)	E (GPa)
Ti-15V-3Cr-3Sn-3Al	763	111
Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr	547	55
Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr	864	80
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	911	80
Ti-35Nb-7Zr-5Ta	813	55
Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0.2Pd	715	94
Ti-5Mo-4,5V-3Al	835	110
Ti-4,5Al-3V-2Fe-2Mo	884	105
Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0,25Si	1077	117
Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0,25Si	1165	119
Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo	1145	114
Ti-6Al-4V	1125	115
Ti-6Al-4V (ELI)	964	115
Ti-6Al-6V-2Sn	896	113
Ti-6Al-6V-2Sn	896	113
Ti-6Al-7Nb	1080	105
Ti-5Al-2,5Fe	895	112
Ti-5Al-1,5B	875	110
Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0.2Pd	905	96
Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0.2Pd	749	96
Ti-3Al-2,5V	662	93

Tabela 8 - Propriedades Mecânicas dos Materiais (MORI, M. et al., 1997)

Material	Módulo de Elasticidade E (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)
Esmalte dental	41,0	0,30
Dentina	18,6	0,31
Porcelana feldspática	67,7*	0,28
Liga de níquel/cromo	185,0*	0,35
Liga de cobre/alumínio	109,8**	0,33**
Ligamento periodontal	0,0689*	0,45
Osso esponjoso	1,37	0,30
Osso cortical	13,7	0,30

* Transformados em GPa pelos fatores de conversão de PHILLIPS²⁴.

** SIMONETTI, E. L. Comunicação pessoal.

Tabela 9 - Dados para a amostra de dissilicato de lítio (BRAUN, S. E., 2008)

Amostra	Coefficiente de Poisson (ν)	Módulo de Elasticidade teórico (GPa)	Dureza (GPa)
Dissilicato de lítio	0,25	80,0	5,18