



CONTRIBUIÇÃO DA ENGENHARIA PARA ODONTOLOGIA: ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS BIOMATERIAIS¹

Jefferson Rhenan Rodrigues Boaventura²

Marcus Divino de Oliveira Alves³

Aline Alcamin Monteiro⁴

Leandro Daniel Porfiro⁵

Elke Dias de Sousa⁶

RESUMO

Os biomateriais são materiais biológicos criados para a confecção de próteses ou implantes que irão trabalhar em conjunto com os tecidos do corpo humano, com a finalidade de reparar algum órgão perdido por traumas ou processos degenerativos. O uso de um material para essa finalidade necessita de um estudo profundo sobre suas propriedades mecânicas, o qual pode ser realizado através de ensaios, que irão verificar, por exemplo, a resistência e a fragilidade desse material. Portanto esta pesquisa tem como objetivo apresentar as propriedades mecânicas da liga de Ni-Ti e do Aço Inox 18-18, propriedades como ductilidade e resistência à fratura, necessárias para a fabricação de limas endodônticas, e também apresentar propriedades de resistência à tensão, tenacidade, dureza e resistência mecânica, do polietileno, poliuretano, alumina e zircônia. Constatou-se que o conhecimento de tais propriedades são princípios básicos para que se possa implantar uma prótese biocompatível. Os materiais utilizados com melhor compatibilidade são os metais, as cerâmicas e os polímeros, cada um com sua particularidade, os metais, por exemplo, possuem uma melhor resistência mecânica quando comparados com os polímeros e as cerâmicas. Alguns dos metais mais utilizados são: o titânio, o ferro, o cromo e o cobalto, já as cerâmicas possuem uma baixa tenacidade, comparados com os metais, limitando a fabricação de prótese para a região que são submetidas a alta tensão. Polímeros apresentam alta ductilidade, diferente de algumas cerâmicas, possuindo uma boa capacidade de deformação plástica. Essas características mecânicas mostram a importância do estudo na área dos biomateriais, para a produção de próteses compatíveis ao corpo humano.

PALAVRAS-CHAVE: biomateriais, compatibilidade, prótese, propriedades mecânicas, implantes.

ABSTRACT

¹ Trabalho apresentado na modalidade oral no Simpósio Nacional de Ciência e Engenharia (SINACEN) realizado no Centro Universitário de Anápolis – UniEvangélica.

² Engenheiro Mecânico (UniEvangélica). Centro Universitário de Anápolis. jeffersonrhenan@hotmail.com.br.

³ Engenheiro Mecânico (UniEvangélica). Centro Universitário de Anápolis. marcosoliveiraa15@hotmail.com.br.

⁴ Doutora em Ciência e Engenharia dos Materiais (UNESP). Professora pesquisadora da UEG/CCET. alinealcamin@yahoo.com.br.

⁵ Doutor em Educação (PUC-GO). Professor pesquisador da Universidade Estadual de Goiás/CCET e Centro Universitário de Anápolis/Unievangélica. fisicoleandro@yahoo.com.br

⁶ Mestra em Engenharia de Produção e Sistemas (PUC-GO). Professora pesquisadora da Universidade Estadual de Goiás/CCET e Centro Universitário de Anápolis/Unievangélica. sousaelke@hotmail.com.br.

Biomaterials are biological materials created for the manufacture of prostheses or implants that will work together with the tissues of the human body, in order to repair some lost organ through trauma or degenerative processes. The use of a material for this purpose requires a thorough study of its mechanical properties, which can be carried out through tests, which will verify, for example, the strength and brittleness of this material. Therefore, this research has the objective of presenting the mechanical properties of Ni-Ti alloy and stainless steel 18-18, properties such as ductility and fracture resistance, necessary for the manufacture of endodontic files, as well as properties of tensile strength, toughness, hardness and mechanical strength of polyethylene, polyurethane, alumina and zirconia. It was found that the knowledge of such properties are basic principles for implanting a biocompatible prosthesis. The materials most suitably used are metals, ceramics and polymers, each with its particularity, metals, for example, have a better mechanical resistance when compared to polymers and ceramics. Some of the most used metals are: titanium, iron, chromium and cobalt, while ceramics have a low toughness compared to metals, limiting the manufacture of prosthesis for the region that are subjected to high voltage. Polymers have high ductility, different from some ceramics, and have a good plastic deformation capacity. These mechanical characteristics show the importance of the study in the area of biomaterials, for the production of prosthesis compatible with the human body.

KEYWORDS: biomaterials, compatible, prosthesis, mechanical properties, implants.

1. INTRODUÇÃO

A necessidade de soluções para as diversas patologias que acometem o ser humano impulsiona o homem ao desenvolvimento de grandes evoluções científicas e tecnológicas. A partir do estudo físico/químico na área de materiais, os cientistas criaram métodos e soluções para reparar tecidos e órgãos do corpo humano inutilizados por algum trauma ou doença degenerativa. [5]

Denominados biomateriais, estes possuem a incrível capacidade de acoplamento ao corpo humano com índices mínimos de rejeição. A engenharia possui grande relevância na perquirição dos biomateriais, e a partir da inovação de métodos e técnicas, experimenta a reação dos tecidos vivos, suas estruturas e propriedades mecânicas. A análise das propriedades mecânicas, tais como ductilidade, rigidez, deflexibilidade, resistência, são os conceitos básicos para o implante de um biomaterial no corpo humano. Para tanto, faz-se necessário um estudo profundo das particularidades de cada material utilizado, conforme compilado nesta revisão bibliográfica. [1,5]

O método utilizado para elaboração deste artigo foi o de compilação bibliográfica, consistente na exposição do pensamento de vários estudiosos sobre a temática de biomateriais, Desenvolveu-se uma intensa pesquisa utilizando-se do apoio e colaboração de diversos cientistas professos em biomateriais, apresentando uma revisão bibliográfica sobre o

comportamento mecânico dos seguintes biomateriais: aço inoxidável 18-18, liga Ni-Ti, polietileno, poliuretano, alumina e Zircônia, com a finalidade maior de propiciar segurança na utilização dos métodos para garantia de longevidade e qualidade de vida a todos os seres humanos. Destarte, observa-se nesta obra a exposição do estudo de soluções tecnológicas e científicas, notadamente em relação ao uso dos biomateriais em substituição a órgãos e tecidos, bem como a demonstração de suas características e propriedades.

2. BIOMATERIAIS

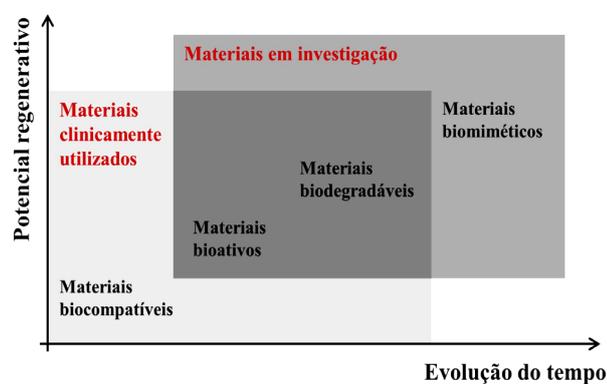
A palavra biomaterial vem sendo definida de diversas formas por diferentes autores. Neste trabalho adotaremos os biomateriais como dispositivos que entram em contato com sistemas e tecidos do corpo humano, produzidos com materiais de origem biológica ou sintética, usados para confecção de implantes, aparelhos ou sistemas, com o objetivo de reparar perdas teciduais e restaurar funções comprometidas por traumas ou processos degenerativos [1,5].

Segundo diversos autores, os biomateriais existem há muito tempo. Existem relatos do uso de suturas, por exemplo, de linho e ouro no Antigo Egito (2000 A.C.), assim como de próteses dentárias confeccionadas com ouro e conchas há mais de (600 A.C.) e até mesmo substitutos ósseos feitos com madeira, encontrados na Europa, tendo sido observada eficiente osseointegração [5,6,10].

Por volta dos anos 50, os estudos tinham como foco materiais bioinertes que pudessem substituir um tecido danificado e prover um suporte mecânico, com mínima resposta biológica do paciente [11]. Algumas décadas depois, o objetivo era aumentar a vida do implante por sua interação com o tecido de contato e posteriormente o desenvolvimento de materiais biodegradáveis com capacidade de serem incorporados ou absorvidos pelo tecido do corpo, e recentemente o trabalho, dos cientistas, tem se voltado para o conceito de biomimética, que busca materiais que participam de forma ativa no processo de recuperação, atuando no tecido

de forma específica, com estimulação em nível celular [1,5,6]. A evolução no desenvolvimento dos biomateriais e seu potencial regenerativo pode ser observada na Ilustração 1, que também mostra os materiais mais usados na atualidade e os mais investigados.

Ilustração 1 - Evolução dos biomateriais e seu potencial regenerativo.



Fonte - [5]

O processo de testes de um novo biomaterial é realizado *in vitro*, onde busca-se reproduzir, em laboratório, as condições do ambiente biológico, avaliando sua interação com o meio. E a partir dos resultados obtidos é possível realizar os primeiros testes em animais, para que posteriormente possam ser realizados em seres humanos [5,6].

Algumas propriedades são avaliadas para que o material possa ser testado de forma efetiva, como, por exemplo, as propriedades biológicas, a biocompatibilidade que é associada à hemocompatibilidade, citotoxicidade, alergenicidade, estimulação de adesão e proliferação celular, as propriedades físicas como morfologia da superfície, energia superficial, encaixe anatômico, rugosidade, porosidade, cor, transparência e permeabilidade, propriedades químicas, como densidade, resistência à esterilização, e propriedades mecânicas, como tensão de ruptura, alongamento e flexibilidade, que ao longo dessa revisão será discutida [5,6].

A engenharia é a ciência responsável em estudar a estrutura e as propriedades mecânicas dos materiais, esse estudo traz conceitos de grande importância para reconhecer a compatibilidade do material com o corpo humano. Cada material possui sua particularidade e uma reação diferente quando implantado no corpo, por isso alguns ensaios são feitos para

medir a resistência mecânica de cada um [1]. Os ensaios também mostram como o material se comporta quando submetido a uma força aplicada, o que determina a sua resistência que pode ser mensurada pelo módulo de elasticidade, dureza e capacidade de deformação. Tais ensaios são definidos da seguinte forma segundo Clarissa (2008, p.235).

- Ensaios de tensão e deformação: é possível determinar e medir a resistência do material e tensões aplicadas nos respectivos sentidos tensão, pressão e cisalhamento.
- Ensaios de impacto: são utilizados para avaliar a fragilidade do material. Quando o material é submetido a este ensaio, ele pode se comportar de maneira mais frágil, a energia de impacto absorvida pelo material durante a fratura é referida como a tenacidade do material.
- Ensaios de dureza: mede resistência à penetração na superfície do material;
- Ensaios de fadiga: o material é submetido a tensões baixas, porém repetidas, podendo falhar após aplicação de grande número de ciclos;
- Ensaio de fluência: a tensão é aplicada a um material durante um certo tempo e o mesmo pode se deformar e eventualmente, falhar. Pode ser influenciada por temperatura. [1]

Os princípios básicos revelados pelos ensaios e por outros testes, mostram a importância do estudo das propriedades mecânicas para se dar início ao estudo de um novo material biocompatível. Para a aplicação e o êxito do procedimento de um implante, o estudo e o conhecimento dessas propriedades são indispensáveis, e a engenharia é a área responsável para essa atuação. A seguir serão analisadas as características dos principais materiais empregados nestes processos, que são os metais, os polímeros e as cerâmicas.

2.1. Metais

Os metais se destacam na área dos biomateriais por apresentarem excelente desempenho mecânico, pois, possuem alta resistência à fadiga e à fratura, além de possuírem facilidade de fabricação e baixo custo [5]. Normalmente, são utilizados na fabricação de

placas, mini placas e parafusos. Aplicados para estabilização de fraturas ósseas, promovem reforços nas estruturas submetidas a altas cargas de tração e compressão, tais como membros inferiores, superiores, e ossos do quadril.

Também são utilizados na fabricação de válvulas cardíacas, por meio de ligas metálicas que possuem além de resistência mecânica, durabilidade e resistência à corrosão [1,3,5]. Outra vantagem do metal é a boa condutividade elétrica, o que favorece a produção de marca-passos cardíacos e também a facilidade de esterilização e polimento, o que explica a aplicação dos metais em instrumentos cirúrgicos conhecidos como biomateriais de uso ultra rápido, como tesouras, agulhas, pinças e afastadores [5].

Grande parte dos elementos metálicos utilizados para a fabricação de implantes possui boa compatibilidade com os tecidos do corpo humano, ferro, cromo, cobalto, níquel, titânio, e todas as suas ligas, são alguns dos mais utilizados. O sucesso dos metais na área de fabricação de próteses pode ser explicado devido às propriedades mecânicas do metal, sua estrutura é constituída basicamente em um retículo cristalino com fortes ligações. A densidade elevada é resultado do agrupamento dos átomos em um padrão cristalino tridimensional, de forma ordenada e repetida. A boa condutividade térmica, e elétrica, é devida aos núcleos de íons carregados positivamente que ficam imersos em uma camada de elétrons que podem movimentar-se livremente. A resistência à tração advém da intensidade das ligações não-direcionais, que permitem que a posição dos íons metálicos seja alterada sem destruir a estrutura cristalina [1,5,12,13].

O metal mais utilizado na área de biomateriais metálicos é o titânio e suas ligas, usados na maioria das vezes para fabricar placas para fixação de fraturas. Sua principal vantagem é a excelente osseointegração, o que é muito importante já que o biomaterial ficará implantado por longos períodos no corpo. A liga de titânio que se destaca no mercado atual é a liga equiatômica Ni-Ti, conhecida como Nitinol, a qual se destaca por ser diferente das ligas da fase α , que possuem estrutura cristalina hexagonal compacta até 882° C, e da fase β , que possui estrutura cubica de corpo centrado. A Nitinol possui uma grande capacidade de superelasticidade, e resistência à fadiga e à torção. Essa liga pode ser deformada até 20 vezes, possuindo a capacidade de retornar a sua forma original. Graças a esse excelente desempenho

mecânico, essa liga é usada na fabricação de fios-guia, *stents*, catéteres e cliques de aneurisma [5].

Outro metal também utilizado na fabricação de biomateriais é o aço inoxidável 18-18. Em comparação ao Ni-Ti, liga de níquel e titânio, o aço inoxidável 18-18 se mostra menos resistente, entretanto, possui certo nível de ductilidade e durabilidade.

O aço inoxidável é utilizado nas fases austenita, martensita e ferrita. Na fase austenítica, fase com estrutura cubica de face centrada (CFC), é composta por 17% a 25% de cromo, e de 7% a 20% de níquel. Apresenta alta ductilidade e soldabilidade, sendo o tipo de aço inox mais utilizado por apresentar melhor resistência à corrosão, principalmente se adicionados elementos como o molibdênio ou reduzido seu teor de carbono. Não são magnéticos e podem ser utilizados para trabalhos a temperaturas muito baixas (menor que 0°C) ou muito altas (até 925°C) [14].

Na fase martensítica, fase que apresenta estrutura cristalina tetragonal de corpo centrado (TCC), o aço inoxidável apresenta de 12% a 18% de cromo, e de 1% a 1,5% de carbono. Podem receber tratamento de têmpera adquirindo elevados níveis de dureza e resistência mecânica. São magnéticos, pouco soldáveis, apresentam baixa resistência à corrosão [14].

Por fim, na fase ferrítica, fase que possui estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (CCC), o inox apresenta características de 11 a 17% de cromo e menos que 0,3% de carbono. Não possui níquel e são mais econômicos. Os aços ferríticos possuem grande resistência à corrosão sob tensão e sua resistência pode ser aumentada por trabalho a frio. Apresenta fácil conformação, são magnéticos e soldáveis com alguns cuidados especiais [14,15].

Um biomaterial de uso ultra rápido, fabricado com essas ligas e bastante estudado, é a lima endodôntica, que é utilizada para alargar o canal radicular do dente, com o objetivo de alisamento, retificação de curvaturas e de irregularidades. Para isso essas limas necessitam de propriedades mecânicas apropriadas, como boa ductilidade e resistência a fratura por fadiga. [14,15,16].

Ensaio demonstraram que Ni-Ti aplicado em limas endodônticas possui mais resistência à fratura em relação ao aço inoxidável 18-18. Ao analisar as fraturas de lima

endodôntica, especialistas chegaram à conclusão de que o Ni-Ti, utilizado na fabricação da lima rotatória, é mais resistente à quebra. A Tabela 1 mostra o número de fraturas por fadiga cíclica de três tipos de limas de Ni-Ti, que foram submetidas a ensaios de flexão. [21]

Tabela 1 - Testes de flexão em Limas Endodônticas de NI-TI

Limas	Raio (mm)	Tamanho do fragmento	Número de fraturas
Protaper F2	9,42	4,7±0,46	463,5±82
Reciproc R25	9,42	1,65±0,13	3513±353,6
Wave One Primary	9,42	3,26±0,55	2176,5±213,5

Fonte – [21]

Apesar das limas Ni-Ti se sobressaírem no mercado atual existem marcas e modelos de limas de aço inox que obtém resultados semelhantes. Uma pesquisa feita pela UFES comparou os ângulos de torção, que representa a rotação na região elástica e na plástica, e o torque máximo, de uma lima de aço inox, com uma de Ni-Ti, e perceberam que as limas resistiram estatisticamente ao mesmo carregamento até a fratura. O que pode ser observado na Tabela 2 e na Tabela 3. [23]

Tabela 2 – Média dos ângulos de torção e torque máximo até a fratura de limas de aço inoxidável 18-18 da Marca FLEXO FILE.

Nº ISO	Angulo de Torção (°)	Torque(gf.cm)
15	1804,19	8,98
20	1445,22	15,87
25	1719,30	32,56
30	2308,45	50,52

Fonte – [23]

Tabela 3 – Média dos ângulos de torção e torque máximo até a fratura de limas de Ni-Ti da Marca NITIFLEX.

Nº ISO	Angulo de Torção (°)	Torque(gf.cm)
15	1234,38	5,01

20	994,35	10,34
25	879,85	19,70
30	761,62	29,94

Fonte – [23]

Mesmo assim a liga Ni-Ti apresenta uma maior elasticidade em relação ao aço inox 18-18, pois, as limas de Ni-Ti sofreram uma maior rotação antes da fratura.

Outros autores analisaram 501 fichas, destas, 18 casos de fratura de instrumentos. Destes, 55,55% foram de fraturas de instrumentos manuais e 44,44% foram de fraturas de instrumentos rotatórios de Ni-Ti. Além do material empregado na fabricação dos instrumentos, existem outros fatores que influenciam na quebra do objeto. Notadamente, em relação à lima endodôntica, a rigidez dentária, a inclinação do dente, local da força empregada [14,15,16].

Outro ensaio demonstrou que, além dos fatores acima correlacionados, a fratura de instrumentos rotatórios endodônticos pode ocorrer sob duas circunstâncias: fratura por torção ou por fadiga, com os instrumentos mais comumente falhando por torção (55,7%) que por fadiga (44,3%) [14].

Dessa forma, diversos ensaios apontam para à prevalência das propriedades do Ni-Ti em relação ao aço inoxidável 18-18, por se mostrar mais dúctil e mais resistente à fratura por torção e fadiga.

2.2. Polímeros

São materiais conhecidos por terem em sua estrutura macromoléculas. Normalmente essas moléculas se organizam na forma de longas cadeias flexíveis, sendo o carbono o elemento principal da cadeia. O biomaterial polimérico tem como principal vantagem a facilidade de fabricação para confeccionar diferentes formas de implantes (partículas, fios, filmes), possui um baixo custo e diversa disponibilidade de propriedades físicas que varia de acordo com a aplicação desejada, são geralmente leves, isolantes térmicos, apresentam boa

resistência a corrosão e alta ductilidade, o que os tornam capazes de absorver energia de um impacto sem sofrer fraturas [1,5,6].

Por meio de reações de polimerização são obtidos alguns tipos de polímeros, o que faz eles possuírem duas classificações, sintéticas e naturais, que podem ser quimicamente modificadas. Os sintéticos são biomateriais muito utilizados por possuírem facilidade de manipulação, o que permite a fabricação de implantes de várias formas e tamanhos, tendo como vantagem a viscoelasticidade, propriedade mecânica que permite elasticidade e viscosidade simultaneamente [6,9]. A grande desvantagem do polímero sintético é a presença de grupos químicos não favoráveis para os tecidos do corpo, pois esses grupos podem liberar produtos tóxicos na corrente sanguínea causando inflamações [6,5]. Já os polímeros naturais, são de origem biológica e na maioria das vezes possuem uma boa compatibilidade por não serem tóxicos, são materiais baratos e de fontes renováveis [6].

O polietileno é um polímero sintético de alta densidade e alta massa molar, é altamente estável, são produzidos com iniciadores organometálicos, possuindo 15 ramificações curtas por 1000 unidades de etileno, com pequenas ramificações. Por possuir uma regularidade em sua estrutura o polietileno de alta densidade (PEAD) tem como principais propriedades mecânicas a resistência a altas temperaturas, alta resistência a tensão, compressão e tração. Este biomaterial pode ser utilizado na fabricação de frascos para medicamentos, embalagens para soro e alguns tipos de implantes [5,13,15].

Outro polímero da atualidade é o poliuretano, ele é considerado um dos polímeros mais populares do mundo, são polímeros que não possuem uma fórmula representativa como os outros polímeros. É uma classe de polímeros que contém ligações uretanas, também pode ser definido como materiais compostos por macromoléculas, que em sua cadeia consiste de uma sequência alternada de segmentos flexíveis podendo possuir uma configuração variada entre regular ou aleatória linear ou cruzada, além de grandes propriedades que podemos obter através desse material quando sintetizado a partir de óleo vegetal, assim a denominação de biomaterial por suas propriedades biocompatíveis [13,20].

O poliuretano é excelente para aplicações na engenharia de tecidos, desde que atenda as propriedades químicas e biocompatíveis entre elas, a orientação molecular cristalina,

ligações cruzadas, a bioelasticidade entre outras. O poliuretano de mamona é um material que quando implantado permite a invasão de vasos sanguíneos em seus poros, assim irá recompor o osso original substituindo o polímero, através do crescimento ósseo isso acontece por ter toxicidade zero, além disso, o poliuretano é um material biodegradável e não libera gases [5,20].

O Poliuretano termoplástico é muito utilizado como elastômeros de alto desempenho e termoplásticos tenazes que possuem alta resistência ao impacto e resistência a óleos e solventes, alta resistência tenacidade, alta resistência a cisalhamento e alta capacidade de carga [20].

2.3. Cerâmicas

Os materiais cerâmicos são compostos por materiais argilosos, cimento ou vidro. São isolantes de eletricidade e mais resistentes a altas temperaturas do que os materiais metálicos e poliméricos. Também são definidos como sólidos orgânicos e inertes, constituídos por uma ou mais fases cristalinas ou amorfas. Do ponto de vista químico, as cerâmicas são formadas de elementos metálicos e não metálicos unidos por ligação iônica ou covalente [2,4,5]. Se destacam dos metálicos e polímeros por apresentarem maior estabilidade química superficial. Os materiais biocerâmicos (incluem os biovidros e os vitrocerâmicos), apresentam características peculiares relacionadas às suas estruturas e propriedades mecânicas, são utilizados normalmente para substituir tecidos rígidos como ossos e dentes.

As cerâmicas possuem diferentes maneiras de fixação no corpo humano, segundo Clarissa (2008, p.237), a adesão das biocerâmicas podem ser destacadas da seguinte forma:

- Fixação morfológica: ocorre crescimento de tecido nas irregularidades da superfície (cerâmicas não-porosas);
- Fixação biológica: ocorre crescimento e invasão celular pelos poros do implante, promovendo uma adesão mecânica (recobrimentos cerâmicos, aluminas);
- Fixação bioativa: ocorre adesão química específica promovida pelo material implantado (vidros, vitro-cerâmicas bioativas e hidroxiapatita). Esta adesão química ocorre devido à deposição de camadas de hidroxiapatita carbonatada na superfície do implante, criando uma interface contínua considerada como “cola biológica”. [1].

Na fixação biológica, os materiais bioinertes apresentam a formação de uma fina capsula fibrosa entorno do implante, a alumina, é a mais utilizada, ela possui propriedades de alta densidade e pureza, normalmente utilizada para próteses que suportam carregamentos como implantes de quadril, esse material também tem características de resistência a corrosão e ao desgaste [6,7]. A fixação morfológica, acontece devido aos materiais porosos utilizados. A grande vantagem oferecida pelos materiais biocerâmicos porosos é a capacidade de permitir uma interação entre o tecido e o material, quando ocorre o crescimento dos tecidos dentro dos poros ocorre um ganho mecânico devido a interpenetração [6]. Uma desvantagem dos implantes porosos é a falha por fadiga devido a tensão concentrada nos poros dos materiais [6].

Já a fixação bioativa é causada devido aos materiais que induzem uma resposta única na interface do material, o que resulta em uma ligação específica, o que garante a junção do material implantado e o tecido. Também temos os materiais cerâmicos bioabsorvíveis, que é um dos principais, na área de estudos de novos materiais cerâmicos, eles têm a característica de recompor o órgão gradativamente e à medida que o corpo se recupera do trauma o material vai sendo absorvido pelos próprios tecidos do corpo, se degradando ao longo do tempo de recuperação, esses materiais também são conhecidos como biodegradáveis.

Materiais cerâmicos não possuem boas propriedades de deformação plástica, que estão presentes nos metais, por isso possuem baixas tenacidades, e não são indicadas para regiões que são submetidas a altas tensões. Elas possuem uma boa capacidade de se deformar com a ação de força, isto é o que limita os biocerâmicos quando o objetivo é restauração de forma e contorno. Também possuem maior maleabilidade para obter uma forma mais adaptável, pesquisas com biocerâmicas vêm sendo desenvolvidas com objetivos de solucionar problemas e buscar materiais mais resistentes e com maior tenacidade [1].

A alumina (Al_2O_3) é um material cerâmico que apresenta algumas propriedades que a permite ser biocompatível. Ela possui uma estrutura hexagonal compacta, o que resulta em uma elevada dureza, boa resistência à compressão e a brasão, permitindo um polimento com elevado acabamento superficial. Essa cerâmica também possui uma elevada resistência à

corrosão, graças as fortes ligações iônicas e a alta proporção de oxigênio encontradas em sua estrutura [5,12].

O tamanho do grão e a pureza da alumina, são os fatores responsáveis, pela elevada tenacidade, resistência a tensão e à fadiga, diferente da Zircônia, por exemplo, que possui propriedades diferentes. Para alterar o tamanho desses grãos, muitas vezes são adicionadas pequenas quantidades de (Óxido de magnésio) MgO, pois ele inibe o crescimento do grão durante a sinterização, o que melhora à flexão e a compressão [18,19].

Sua principal aplicação é na fabricação de acetábulos e cabeças fêmorais para artoplastias de quadril. Também é utilizada na fabricação de próteses para joelho, elementos para reconstrução maxilo-facial, parafusos para ossos, próteses de córnea e implantes dentários [18,19].

Outra cerâmica da atualidade é a Zircônia, ela demonstra uma série de características extremamente desejáveis, estabilidade química e dimensional, dureza e resistência mecânica, biocompatibilidade, alta resistência à compressão e abrasão, radiocidade, estabilidade de cor, baixa condutividade térmica. A zircônia pura apresenta três formas cristalográficas: monoclinica, estável até cerca de 1170°C, tetragonal de 1170°C até 2370°C e cúbica tetragonal de 1170°C até 2370°C, a fase tetragonal se transforma na fase monoclinica por meio de transformação martensítica, com grande variação de volume os aditivos que estabilizam as fases tetragonal e cúbica com a adição de componentes como cálcio (CaO), magnésio (MgO), ítria ($Y_2 O_3$) ou céria (CeO_2), estes componentes estabilizam a fase tetragonal metaestável a temperatura ambiente, são importantes no desempenho do material sob fadiga, quando adicionados em grandes quantidades podem produzir uma fase cúbica totalmente estabilizada, dificultando a mudança de fase tetragonal-monoclinica que produz mau desempenho [18,19,12].

A zircônia tetragonal quando está em temperatura ambiente é estável, esta fase poderá sofrer alteração para a fase monoclinica aumentando cerca de 4,5% em volume. Esse mecanismo é conhecido como “tenacificação por transformação”, o principal responsável pelas superiores propriedades mecânicas da zircônia. A estrutura 13 A Y-TZP é uma cerâmica especial devido sua propriedade de tenacificação por transformação, com capacidade de

mudança da fase tetragonal para monoclinica, quando aplicado tensões na estrutura. Essa transformação tem um aumento local de 3-5% em volume, resultando em tensões compressivas localizadas ao redor e em suas bordas, também ajudam contra tensões de tração que pode levar à fratura da matéria [19].

O tamanho do grão tem papel fundamental nas propriedades mecânicas do material. Um grão com tamanho crítico existe para se obter uma estrutura tetragonal metaestável a temperatura ambiente. O tamanho de grão deve ser inferior a 0,8 μm . Grãos maiores que 0,8 μm promovem a transformação de fase espontânea, ao passo que, quando a estrutura for formada por grãos extremamente finos ($\sim 0,2 \mu\text{m}$), a transformação tetragonal-monoclinica pode ser inibida [18,19].

3. CONCLUSÃO

Existem inúmeros biomateriais, prontos para serem utilizados na recuperação de membros e órgãos do corpo. O conhecimento da estrutura e das propriedades de cada biomaterial é o que nos permite saber onde usá-los, quais são suas limitações e suas vantagens.

Este estudo buscou apresentar características e propriedades mecânicas, que os biomateriais da atualidade apresentam. Os metais se destacam por apresentarem alta resistência à fadiga e à fratura. Metais como Ni-Ti e Aço Inox 18-18, quando analisados através de estudos de limas endodônticas, fabricadas com esses metais, mostra que as limas de Ni-Ti são mais resistentes a fraturas devido a sua alta ductilidade, já os de aço inox 18-18 apesar de possuírem dureza, não possuem elasticidade suficiente e fraturam com mais frequência, como mostram os estudos e ensaios de fraturas por torção e fadiga. Na área dos polímeros o polietileno e o poliuretano se destacam no mercado de biomateriais por possuírem propriedades como, resistência a altas temperaturas, resistência à tração, compressão e tensão, o que os tornam capazes de substituírem ossos do corpo que se degradam à medida que a cura do órgão esteja completa. E por fim as cerâmicas, como a

alumina e a zircônia, biocerâmicas capazes de substituir dentes e partes ósseas graças a sua dureza e resistência mecânica.

Todos os biomateriais citados neste estudo, possuem propriedades mecânicas capazes de garantir saúde e longevidade para o ser humano, isso se deve graças ao avançado estudo na área de engenharia dos materiais, e da medicina em geral.

REFERÊNCIAS

- [1] CLARISSA, L. T. FELIPE, P. M. F. Biomateriais em cirurgia caniomaxilofacial: princípios básicos e aplicações –revisão de literatura. **Revista Brasileira de cirurgia plástica**. Belo Horizonte, 23(3):234-9, 2008.
- [2] CANDOTTI, C. T. LOSS, J. F. A produção científica brasileira na área de biomecânica. **Revista Brasileira ciência, esporte**. Campinas, v.28 n.1, p 121-129, set. 2006.
- [3] BEHRENS, E. J. SILVA, A. W. O uso de materiais bioativos na recuperação de atletas lesionados. **Rev. Técnico Científica (IFSC)**, v. 3, n. 1 (2012).
- [4] MAGNAGO, R. O. Propriedades de ZrO₂(Y₂O₃) reciclado proveniente da confecção de próteses dentárias. **Revista Matéria**, v.20, n.4, pp. 975 – 981, 2015.
- [5] PIRES, A.L. R. et al. Biomateriais: Tipos, aplicações e mercado. **Revista Química. Nova**, Vol. 38, No. 7, 957-971, 2015.
- [6] RODRIGUES, L. B. Aplicações de biomateriais em ortopedia. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**. Bahia, 9(2), p. 63-76, julho-dezembro 2013.
- [7] SINHORETI, M. A. C. VITTI, R. P. CORRER-SOBRINHO, L. Biomateriais na odontologia: panorama atual e perspectivas futuras. **Revista Assoc. Paulista de Cirurgia Dentaria**. São Paulo, 67(3):179-86, 2013.
- [8] RIBEIRO, L. Í. A. et al. Biocerâmicas e polímero para a regeneração de defeitos ósseos críticos. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas.**, Salvador, v. 13, n. 3 – especial, p. 298-302, set./dez. 2014.
- [9] SANTOS, G. G. Polímeros como biomateriais para o tecido cartilaginoso. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas.**, Salvador, v.12, n.3, p.367-373, set./dez. 2013.
- [10] NICHOLS, S. P. et al. Biocompatible Materials for Continuous Glucose Monitoring Devices. **Chem. Rev.** 2013, 113, 2528–2549.

- [11] SILVA, M. A. Biomateriais e sua biocompatibilidade numa abordagem multidisciplinar na área de saúde, alimentos funcionais e medicina regenerativa. **Revista Eletrônica da Univar** (2012) n.º8 Vol – 1 p. 87 -90.
- [12] KORMANN, R. B. et al. Estudo experimental da biocompatibilidade de novo material para implante orbitário. **Arq Bras Oftalmologia**. 76(3):141-6, janeiro 2013.
- [13] KUBRUSLY, L. F. Et al. Biocompatibilidade do polímero do polímero da mamona comparada ao implante de titânio para corações artificiais. Estudo experimental em cobaias. **Revista Brasileira de cirurgia cardiovascular**. 27(3):392-400 2012.
- [14] MAYOR, C. D. P. S; GONÇALVES, G. S; TAVARES W. L. F. Avaliação do índice de fraturas de instrumentos manuais de aço inoxidável e rotatórios de NiTi em clínicas de pós-graduação em endodontia 2012.
- [15] LOPES, H. P; CARVALHO, B. C. Q; GOIS, R. B; INOJOSA, I. F. A. J; ELIAS, C. N; VIEIRA, V. T. L.; L. C. Influência de Diferentes Métodos de Fabricação no Comportamento Mecânico de Instrumentos Endodônticos de Níquel-Titânio. **Pesq Bras Odontoped Clin Integr**, João Pessoa, 13(2):183-88, abr./jun., 2013.
- [16] LOPES, H. P et al. Fratura dos instrumentos endodônticos. Recomendações clínicas. **Rev. bras. odontol.**, Rio de Janeiro, v. 68, n. 2, p. 152-6, jul./dez. 2011.
- [17] CUNHA, R. S; JUNAID, A; NUDERA, P. E. W; BUENO, C. E. S. Assessment of the separation incidence of reciprocating waveone files: **A prospective clinical study**. **Journal of Endodontics** volume 40, Issue 7, pages 922-924, July 2014.
- [18] H. N. YOSHIMURA et al. **Zircônia parcialmente estabilizada de baixo custo produzida por meio de mistura de pós com aditivos do sistema MgO-Y₂O₃-CaO**. / *Cerâmica* 53 (2007) 116-132.
- [19] L. H. P. TEIXEIRA et al. **Sinterização e propriedades mecânicas do compósito Y-TZP/Al₂O₃** / *Cerâmica* 53 (2007) 227-233.
- [20] MARQUES, B. R. MARTINS, L. J. **Poliuretano derivado de óleo de mamona: De Meio Ambiente a Biocompatibilidade**. Lins- SP 2009.
- [21] OLIVEIRA, P. T. V. Avaliação da resistência à fadiga cíclica de limas rotatórias e reciprocantes. **Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região CentroOeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul**. Campo Grande, 2015.



[22] BARBOSA, L. A. P. A. Análise preventiva da resistência à deflexão dos instrumentos rotatórios de NiTi em diferentes diâmetros nominais, conicidades e temperaturas. **Universidade de São Paulo, 2008.**

[23] LOPES, H.P. et. Al. Limas endodônticas manuais de aço inoxidável e níquel-titânio: ensaio de torção até a fratura. **UFES Ver. Odontologia.** Vitória, p.8-13, jan-jun.2001.