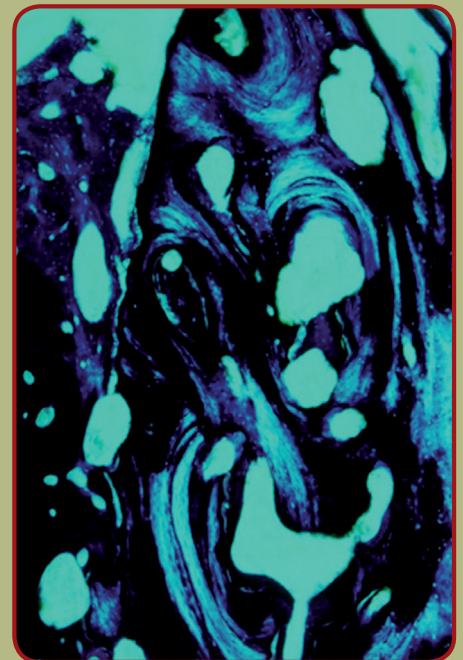
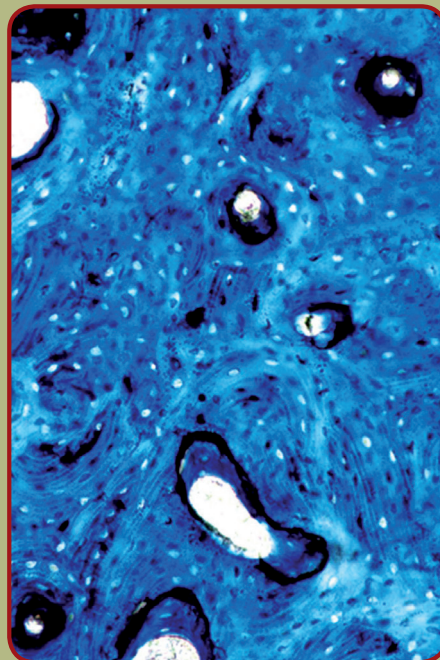


Francisco José Correa Braga

materiais aplicados à MEDICINA E ODONTOLOGIA

Físico-Química e Resposta Biológica

Uma abordagem de fácil compreensão aos profissionais da
área biomédica e de exatas envolvidos com biomateriais



Francisco José Correa Braga

materiais aplicados na
MEDICINA E ODONTOLOGIA

Físico-Química e Resposta Biológica

Uma abordagem de fácil compreensão aos profissionais da
área biomédica e de exatas envolvidos com biomateriais

Copyright© 2015 by Artliber Editora Ltda.

Revisão:

Maria Antonieta Marchiori Eckersdorff

Capa e composição eletrônica:

Artliber Editora

Imagens de capa:

*Imagens da dissertação de mestrado de Giovani Murad da Silva sob orientação do Professor Doutor Bruno König Júnior
Avaliação da Neoformação Óssea em Enxertos de Osso Bovino Inorgânico Inseridos em Tíbias de Coelhos:
Análise ao Microscópio de Luz e Eletrônico de Varredura. Instituto de Ciências Biomédicas-USP/1999.*

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
(Câmara Brasileira do Livro, SP, Brasil)

Braga, Francisco José Correa
Materiais aplicados na medicina e odontologia /
Francisco José Correa Braga. -- São Paulo: Artliber
Editora, 2015.

1. Engenharia biomédica 2. Materiais biomédicos
3. Materiais dentários 4. Medicina 5. Odontologia
I. Título.

15-07417

CDD-617.6

Índices para catálogo sistemático:

1. Materiais aplicados na medicina e odontologia: Engenharia 617.6

2015

Todos os direitos desta edição reservados à

Artliber Editora Ltda.

Av. Diógenes Ribeiro de Lima, 3.294

05083-010 - São Paulo - SP - Brasil

Tel.: (11) 3643-0300 Fax.: (11) 3643-0309

info@artliber.com.br

www.artliber.com.br

Sumário

1 Introdução	17
1.1 A evolução no conhecimento e aplicação dos materiais	17
1.2 A ciência e a tecnologia dos materiais	18
1.3 Por que o profissional da saúde deve estudar a físico-química dos materiais?	20
1.4 Materiais na área da saúde para o século XXI	21
1.5 A superfície como parâmetro fundamental de projeto em biomateriais	22
1.6 O conceito de biomateriais, biocompatibilidade e biofuncionalidade	22
1.7 A norma ISO 10993	23
2 A estrutura dos átomos	25
2.1 A palavra átomo	25
2.2 A evolução do modelo atômico na Física moderna	26
2.3 As camadas eletrônicas	28
2.4 Elemento químico, número atômico, número de massa e massa atômica	30
2.5 Isótopos, isóbaros e isótonos	31
2.6 Tabela periódica	31
2.7 Número de valência de um átomo	34
Referências de apoio	34
Anexo 1	35
3 Ligações atômicas e número de coordenação	39
3.1 Força e energia de ligação	39

3.2	A eletronegatividade dos átomos	40
3.3	Número de coordenação dos átomos	40
3.4	Ligação iônica	41
3.5	Ligação covalente	42
3.6	Ligação metálica	44
3.7	Ligações secundárias	44
	Referências de apoio	45
4	Estruturas da matéria	47
4.1	Arranjo atômico	47
4.2	Molécula	47
4.3	Estrutura cristalina	48
4.4	Estrutura não cristalina ou amorfa	54
4.5	Estrutura de longas cadeias moleculares	55
4.6	Fases estruturais	56
4.7	Imperfeições estruturais	57
	Referências de apoio	59
5	Propriedades da matéria	61
5.1	Químicas	61
5.2	Mecânicas	63
5.3	Térmicas	65
5.4	Elétricas	67
5.5	Magnéticas	68
5.6	Óticas	71
5.7	Acústicas	73
5.8	Radioativas	76
5.9	Biocompatíveis/Biofuncionais	82
	Referências de apoio	84
6	A físico-química das superfícies	87
6.1	Conceitos físico-químicos e tipos de superfícies	87
6.2	Métodos de identificação e caracterização de superfícies	97
6.3	Técnicas de preparo e modificação de superfícies	135
6.4	Propriedades biológicas de superfícies	150
	Referências de apoio	153

7 Os Biomateriais	155
7.1 Biomateriais metálicos	155
7.2 Biomateriais cerâmicos	160
7.3 Biomateriais poliméricos	160
7.4 Biomateriais compósitos	161
Referências de apoio	162
8 Aplicações na Medicina	163
8.1 Aplicações na ortopedia e traumatologia	163
8.2 Aplicações na crânio/bucomaxilofacial	202
8.3 Aplicações na neuromuscular	223
8.4 Aplicações na neurocirurgia	237
8.5 Aplicações na cirurgia cardiovascular	266
8.6 Aplicações na mastologia	281
8.7 Aplicações na ginecologia e obstetrícia	284
8.8 Aplicações na urologia	291
8.9 Aplicações na gastroenterologia	300
8.10 Aplicações na coloproctologia	309
8.11 Aplicações na nefrologia	311
8.12 Aplicações na dermatologia	320
8.13 Aplicações na oftalmologia	328
8.14 Aplicações na otorrinolaringologia	343
8.15 Aplicações na pneumologia	351
8.16 Aplicações na imunologia	357
8.17 Aplicações na endocrinologia	359
8.18 Aplicações na pediatria	367
8.19 Aplicações na oncologia	369
Referências de apoio	374
9 Aplicações na Odontologia	407
9.1 Aplicações na implantodontia	407
9.2 Aplicações na prótese dental	413
9.3 Aplicações na ortodontia	434
9.4 Aplicações na periodontia	454
9.5 Aplicações na endodontia	459
Referências de apoio	469

Índice remissivo	479
O autor e os revisores	487

Os Biomateriais

Existe uma série de definições sobre biomateriais em que seu ponto comum está na correlação com sua função e/ou aplicação. Seguem algumas que o autor considera como referências:

TURRER e colaboradores (2008): “Biomateriais são materiais de origem biológica ou sintética utilizados para confecção de implantes, aparelhos ou sistemas que estarão em contato com sistemas biológicos e tecidos vivos com objetivo de reparar perdas teciduais e restaurar funções comprometidas por processos degenerativos ou traumatismos.”

RATNER e colaboradores (2004): “Biomateriais são materiais (sintéticos ou naturais; sólidos ou, às vezes, líquidos) utilizados em dispositivos médicos ou em contato com sistemas biológicos.”

DEE e colaboradores (2002): “Biomateriais é um termo usado para indicar materiais que constituem partes de implantes médicos, dispositivos extracorpóreos e descartáveis que são utilizados na medicina, cirurgia, odontologia e medicina veterinária, bem como em todos os aspectos dos cuidados de saúde do paciente.”

WILLIAMS (1999): “Biomaterial é um material destinado a interfacear com o sistema biológico para avaliar, tratar, aumentar, ou substituir qualquer tecido, órgão ou função do corpo.”

NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH (NIH) dos Estados Unidos da América: “Qualquer substância (diferente de um fármaco) ou uma combinação de substâncias sintéticas ou de origem natural, que podem ser utilizadas por qualquer período de tempo, como

um todo ou uma parte de um sistema que trata, aumenta ou substitui qualquer tecido, órgão ou função do corpo.”

Os biomateriais implantáveis, área de maior interesse para os cirurgiões, devem satisfazer requisitos essenciais como: (a) biocompatibilidade; (b) biofuncionalidade; (c) resposta à ação corrosiva e (d) propriedades físico-químicas adequadas ao tecido ou sistema biológico que se pretende avizinhar, substituir ou restaurar. A biofuncionalidade está diretamente relacionada com a capacidade do biomaterial de desempenhar a função pretendida do organismo e a biocompatibilidade está relacionada com as reações, local e sistêmica, ocorridas devido à interface com o sistema biológico. A resposta à corrosão é definida como uma *reabsorção* para liberação de íons colaboradores na reconstituição tecidual pretendida ou *resistência* para não liberação de material no sistema biológico mantendo-se íntegro de acordo com seu projeto (forma e dimensão). As propriedades físico-químicas, na maioria das vezes, se referem às propriedades mecânicas pois o volume maior de dispositivos implantáveis são implantes ortopédicos e orais.

Um ponto de extrema importância quanto à classificação do biomaterial diz respeito à sua reatividade com relação aos biomecanismos de síntese tecidual. A classificação mais usualmente considerada coloca os biomateriais em duas famílias: *bioinerte* e *bioativo*. Na família dos *bioinertes*, a expectativa é de um produto estável, não degradável e cujo propósito é basicamente de substituição de partes ou inteiros de tecidos e órgãos, para restabelecimento de funções do sistema biológico pela sua integração puramente física. Aos *bioativos* coloca-se como principal missão auxiliar com suas características físico-químicas a integração aos tecidos vizinhos de modo a formar interfaces quimicamente formadas, cedendo ou não material para isto. Assim, nesta família de *bioativos*, tem-se claramente dois tipos: os *biodegradáveis (reabsorvíveis)* que sofrem reabsorção pelo organismo e cuja função é promover sua substituição por um novo tecido vivo e os *não degradáveis (não reabsorvíveis)* cuja maior importância é o preenchimento da ausência de tecido ou órgão necessário a funções biológicas específicas.

Entretanto, as classificações e tipos citados no parágrafo anterior podem possuir caráter temporal, em que dois fatores devem ser considerados:

- a) Para os *bioativos biodegradáveis*, a velocidade de reabsorção deve ser compatível à velocidade de formação do novo tecido que irá substituí-lo;
- b) Para os *bioinertes*, a sua condição biocompatível pode ser plena ou tolerável por determinado período.

A concepção e a seleção de um determinado biomaterial dependem de propriedades aderentes às exigências de sua aplicação. Porém, um material biocompatível será sempre

diferente de um material biológico, tal como o osso, por ser produzido por um sistema biológico e, neste sentido, qualquer biomaterial deve ser identificado em função dos seguintes requisitos:

Resposta do organismo hospedeiro: definida como a resposta local e sistêmica do organismo hospedeiro à presença do material implantado;

Compatibilidade biológica: indica a capacidade do material em uma aplicação específica para induzir a resposta apropriada do organismo hospedeiro;

Funcionalidade biológica: especifica em termos físico-químicos como o material satisfaz suas necessidades de projeto em serviço como distribuição e transmissão de esforço, flexibilidade para permitir movimento, controle do fluxo de fluido corpóreo, preenchimento adequado de locais em tecido vivo, estímulos elétricos, permeabilidade ao feixe de luz, resistência à corrosão, entre outros;

Patologia biológica: espelha os princípios fundamentais que regulam a estrutura das células normais e anormais, tecidos e órgãos, onde qualquer material implantável não deve ativar os mecanismos fundamentais dos processos de doenças;

Toxicologia: um biomaterial não deve liberar qualquer substância química a partir de sua estrutura, a menos que seja projetado para tal propósito.

Em síntese, deve-se sempre ter em mente que, em qualquer condição de contato *corpo estranho tecido vivo*, a relação *resposta do material:resposta do organismo hospedeiro* irá sempre definir a correlação da físico-química com a resposta biológica, escopo principal deste capítulo.

Assm sendo, os valores, ou composição destes, relacionados aos parâmetros físico-químicos dos materiais podem servir de referência e justificativa quanto à sua utilização em aplicações biomédicas específicas. No entendimento do autor, os principais parâmetros de importância para sinalizar a resposta biológica são:

Composição química: define o tipo de elementos químicos ou moléculas possíveis de serem liberados ao organismo hospedeiro;

Estrutura e tipos de ligações químicas: definem a taxa de liberação dos elementos químicos ou moléculas ao organismo hospedeiro;

Densidade ou Massa específica: tem sua importância quando relacionada à densidade do tecido vivo em condições onde existem cargas mecânicas aplicadas;

Absorção de água: está diretamente relacionada à área de superfície de uma estrutura viável ao contato celular;

Expansão térmica: para materiais que sofrem considerável variação na temperatura de

seu ambiente, como por exemplo materiais de próteses dentárias, este parâmetro é de extrema importância para a estabilidade de conjuntos cimentados;

Condutividade térmica: determina a velocidade com que o calor se propaga através da estrutura do material sendo assim determinante quanto à estabilidade e atividade celular no tecido vivo adjacente ao material principalmente quando este é exposto a variações elevadas de temperatura como aquelas que ocorrem no meio bucal;

Calor específico: relaciona a variação da temperatura no material quando exposto à determinada quantidade de calor e tem sua importância na manutenção da atividade celular e a estrutura de proteínas que só resistem à baixas temperaturas ($< 50^{\circ}\text{C}$);

Módulo de elasticidade: seu valor define o quão rígido (módulo elevado) ou flexível (baixo módulo) é o material e que depende da composição química e do tipo de estrutura do material (poroso ou não), e está associado a diversos parâmetros mecânicos de importância quando comparados às propriedades mecânicas do tecido vivo adjacente ao material;

Dureza: definida como a resistência que o material possui à “endentação” (amassamento) ou penetração em sua superfície sob pressão mecânica de um outro corpo, sendo sua importância relacionada àqueles materiais utilizados em próteses que sofrem esforços mecânicos onde prevalece atrito, como os de fricção e abrasão;

Tenacidade à fratura: define a habilidade de um material em absorver energia decorrente de uma carga mecânica aplicada em sua superfície até a ocorrência da fratura, ou seja, representa a capacidade da estrutura do material na contenção da propagação de trincas provocadas pelo esforço mecânico aplicado, sendo desta maneira um parâmetro de suma importância aos materiais utilizados em dispositivos implantáveis onde esforços mecânicos cíclicos são exercidos;

Resistência à tração: importante onde o esforço mecânico pode provocar o estiramento do material, principalmente para materiais poliméricos substituíveis de tecidos moles, como artérias, veias e válvulas cardíacas, definindo o limite de tensão trativa que o material resiste até romper;

Resistência à compressão: fundamental para materiais em estado mecânico de compressão como em próteses femurais articuladas ou não e próteses dentárias, definindo o limite de tensão compressiva que o material resiste até romper;

Resistência à flexão: importante para matérias frágeis (friáveis) e definida como a capacidade de um material para resistir à deformação sob esforço pontual de compressão que leve ao curvamento de sua superfície, sendo que representa o limite de esforço mecânico na estrutura do material antes de sua ruptura;

Resistência a corrosão: a capacidade que o material tem de resistir à agressão do ambiente não oferecendo possibilidade de reação química em sua superfície, onde para meios

biológicos isto representa sua estabilidade a algum grau de ionização e solubilidade que o meio possa provocar, principalmente em metais onde a concentração de íons liberados aos tecidos adjacentes podem provocar alterações funcionais e/ou morfológicas.

Os principais tipos, propriedades e aplicações de biomateriais estão descritos a seguir:

7.1 Biomateriais metálicos

Existem 3 grupos principais de metais utilizados como biomateriais: titânio e ligas, aços inoxidáveis e ligas de cobalto. Os principais métodos de fabricação de produtos metálicos para aplicações biomédicas são 4: usinagem, fundição, forjamento e estampagem.

Os metais são utilizados como estrutura para dispositivos implantáveis que de alguma forma sofrem a exigência de carga mecânica. Os projetos destes dispositivos devem sempre combinar as propriedades mecânicas da estrutura óssea que o recebe com propriedades mecânicas dos metais que os compõem, considerando: corrosão, fratura, desgaste e fadiga.

A corrosão é um fator impeditivo dos materiais na aplicação biomédica devido resultar na liberação de partículas e íons no organismo. Mesmo que o metal tenha suas propriedades mecânicas aderentes com a estrutura óssea, a sua superfície deverá ser modificada se este possuir elevada atividade anódica (íons metálicos e elétrons são liberados principalmente do anodo). A tabela 7.1 apresenta a série de potencial eletrodo padrão para os principais elementos utilizados em dispositivos implantáveis.

Tabela 7.1 - Potencial de eletrodo padrão para alguns metais de aplicação biomédica

	Reação de eletrodo	Potencial de eletrodo padrão (V)
↑ + inerte (reação catódica)	$\text{Au}^{3+} + 3 e \leftrightarrow \text{Au}$	1,498
	$\text{Pt}^{2+} + 2 e \leftrightarrow \text{Pt}$	1,18
	$\text{Mo}^{3+} + 3 e \leftrightarrow \text{Mo}$	- 0,20
	$\text{Co}^{2+} + 2 e \leftrightarrow \text{Co}$	- 0,28
	$\text{Fe}^{2+} + 2 e \leftrightarrow \text{Fe}$	- 0,447
	$\text{Ta}^{3+} + 3 e \leftrightarrow \text{Ta}$	- 0,6
	$\text{Zn}^{2+} + 2 e \leftrightarrow \text{Zn}$	- 0,7618
	$\text{Ag}^+ + e \leftrightarrow \text{Ag}$	- 0,7996
	$\text{Nb}^{3+} + 3 e \leftrightarrow \text{Nb}$	- 1,099
	$\text{V}^{2+} + 2 e \leftrightarrow \text{V}$	- 1,175
+ reativo (reação anódica) ↓	$\text{Ti}^{2+} + 2 e \leftrightarrow \text{Ti}$	- 1,630
	$\text{Al}^{3+} + 3 e \leftrightarrow \text{Al}$	- 1,662
	$\text{Mg}^+ + e \leftrightarrow \text{Mg}$	- 2,70

Observa-se pela série potencial apresentada na tabela 7.I que, apesar de ser considerado biocompatível, o titânio metálico é extremamente reativo. É errôneo considerá-lo biocompatível, uma vez que a camada de seu óxido protetor (TiO_2) é que lhe concede esta propriedade, como será comentado adiante neste capítulo.

7.2 Biomateriais cerâmicos

Os materiais cerâmicos utilizados como implantáveis podem ser considerados em duas classes principais: reabsorvíveis e não reabsorvíveis. Os reabsorvíveis têm como funções usuais a atuação construtiva no processo de regeneração tecidual, veiculação de drogas de forma controlada e/ou complementação das funções físico-químicas e biológicas de tecidos e órgãos por período de tempo determinado, sendo assim denominados bioativos.

Dentre os principais biomateriais cerâmicos reabsorvíveis se apresentam os fosfatos de cálcio, o sulfato de cálcio, o aluminato de cálcio e as estruturas vítreas compostas por SiO_2 , CaO e Na_2O . Os não reabsorvíveis cerâmicos, e desta forma denominados bioinertes, servem basicamente como componentes estruturais ou de selagem. Entre os mais utilizados estão a alumina, a zircônia, a alumina-zircônia, os biovidros compostos por óxidos de silício, cálcio, fósforo e sódio com estrutura amorfa, os cimentos, como o fosfato de zinco, o silicato de cálcio e alumínio denominado MTA (*mineral trioxide aggregate*) e as porcelanas protéticas dentais.

7.3 Biomateriais poliméricos

Os polímeros têm apresentado um crescimento elevado na composição de produtos de enxertia e dispositivos implantológicos. Os biopolímeros se dividem em duas classes principais: naturais e sintéticos. Na classe dos naturais observa-se os reabsorvíveis, ficando os sintéticos com polímeros reabsorvíveis e não reabsorvíveis.

Os polímeros naturais reabsorvíveis têm em sua composição predominantemente o colágeno, podendo possuir características como copolímero (polímero formado por diferentes monômeros) visando garantir propriedades diferenciadas quanto a sua taxa de reabsorção. O colágeno por si só pode apresentar uma gama variada quanto à sua reabsorção pelo organismo em função dos vários tipos de cadeias poliméricas que possui, o que o leva a ser classificado em mais de duas dezenas de tipos diferentes onde os principais podem ser vistos na tabela 7.2.

Tabela 7.2 - Tipos principais de colágeno e locais no organismo

Tipo	Localização no corpo
I	Pele, tendões, ossos e músculos
II	Cartilagem
III	Pele fetal, sistema cardiovascular, membranas sinoviais, órgãos internos e músculos
IV	Membranas basais, cápsula do cristalino, glomérulos, membrana placentária, pulmões e músculos
V	Tecido placentário, sistema cardiovascular, músculos, pulmões e como componentes menores de vários tecidos

Os colágenos serão detalhados adiante em suas aplicações como biomateriais.

Os polímeros reabsorvíveis sintéticos são utilizados como matriz para liberação controlada de fármacos, dispositivos trauma-ortopédicos, componentes cardio-vasculares, barreiras teciduais, entre outros. Os principais biopolímeros reabsorvíveis existentes no mercado são compostos por moléculas de polilactídio (PLA), polilactídio-co-glicolídio (PLGA), policaprolactona (PCL).

Quanto aos polímeros sintéticos não reabsorvíveis, estes compõem uma gama enorme de dispositivos existentes no mercado. Convém observar que o termo biopolímero deve ser aplicado somente para aqueles polímeros produzidos por processo biológico, como a celulose, amido, quitina, proteínas, peptídios, ácido desoxirribonucleico (DNA) e ácido ribonucleico (RNA). Os polímeros sintéticos não reabsorvíveis mais utilizados como biomateriais são os polissiloxanos (SILICONA), as poliamidas (NYLON), o policarbonato (PC), o politetrafluoretileno (TEFLON), o polietileno (PE), o polivinilpirrolidona (PVP), o polifluoreto de vinilideno (PVDF) e o polimetilmetacrilato (PMMA).

7.4 Biomateriais compósitos

Materiais compósitos possuem composição formada por pelo menos dois componentes ou duas fases dissimilares, com propriedades físicas e químicas nitidamente distintas, projetados para atenderem funcionalmente com propriedades que não podem ser obtidas em composições químicas convencionais.

As propriedades dos materiais compósitos dependem muito de sua estrutura. Os compósitos diferem dos materiais homogêneos quanto ao controle sobre a estrutura, que pode ser exercido em uma escala maior, e por consequência sobre as propriedades desejadas. As propriedades de um material compósito dependerão da forma das heterogeneidades estruturais, sobre suas distribuições na estrutura, e sobre as interfaces entre seus com-

ponentes. A forma das heterogeneidades em um material compósito é classificada como partículas, fibras, plaquetas e lâminas.

Exemplos de materiais compósitos com aplicações biomédicas são as porcelanas protéticas dentais com composições feldspáticas contendo partículas cerâmicas, as resinas com ionômeros de vidro e fibra de carbono impregnada com poliamidas.

Referências de apoio

- DEE, K. C.; PULEO, D. A.; BIZIOS, R.; An introduction to: Tissue-biomaterial interactions, Editora Wiley-Liss, New Jersey (USA), 2002.
- NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH (NIH); Clinical applications of biomaterials – NIH Consensus Statement, v. 4, p. 1, 1982.
- RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. S.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. E.; Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine, Elsevier Academic Press, Londres, 2004.
- TURRER, C. L.; FERREIRA, F. P. M.; Biomateriais em Cirurgia Craniomaxilofacial: princípios básicos e aplicações - revisão de literatura, Rev. Bras. Cir. Plást., v. 23 (3), p. 234, (2008).
- WILLIAMS, D. F.; The Williams dictionary of biomaterials, Liverpool University Press, Liverpool, 1999.

Aplicações na Medicina

8.1 Aplicações na ortopedia e traumatologia

As principais aplicações dos materiais na área traumo-ortopédica estão na composição dos implantes articulados (quadril/femur, joelho e cotovelo), dos dispositivos de fixação da coluna e dos dispositivos de osteo-síntese. A tabela 8.1 apresenta os principais materiais utilizados comercialmente na ortopedia.

Tabela 8.1 - Principais materiais utilizados comercialmente na traumo-ortopedia

Material	Aplicação	Resposta biológica
Titânio puro	Copos acetabulares	Bioinércia
Liga Ti6Al4V	Haste e cabeça de implante de quadril, de joelho, de cotovelo, parafusos e placas de fixação e espaçadores intervertebrais de coluna	Bioinércia
Aço Inoxidável	Dispositivo de osteosíntese	Biotolerância
Liga CoCrMo	Haste e cabeça de implantes de quadril e implantes de joelho	Bioinércia
Polietileno	Componente de articulação	Bioinércia
Nylon	Fio de sutura	Bioinércia
Peek	Componente de articulação e dispositivos cervicais	Bioinércia
Alumina	Cabeça de prótese femural e inserto de copo acetabular	Bioinércia
Zircônia	Cabeça de prótese femural	Bioinércia
Alumina-Zircônia (ZTA)	Cabeça de prótese femural e inserto de copo acetabular	Bioinércia
Biovidro	Preechimentos de defeitos ósseos	Bioatividade
Hidroxiapatita	Preechimentos de defeitos ósseos, substituição de vértebras e revestimentos de dispositivos	Bioatividade
β TCP	Preechimentos de defeitos ósseos	Bioatividade
PMMA	Cimento de fixação de prótese e de moldagem de peças	Biotolerância
Fosfato de cálcio	Cimento preenchedor de vazios ósseos	Bioatividade

8.1.1. Titânio e suas ligas cirúrgicas

Atualmente, o titânio e suas ligas são considerados os metais mais biocompatíveis e utilizados em dispositivos ortopédicos e odontológicos osseointegráveis.

A *American Society for Testing and Materials* (ASTM), entidade internacional desenvolvedora de normas e padrões, define as composições químicas para o titânio metálico grau cirúrgico apresentadas na tabela 8.2.

Tabela 8.2 - Requisitos químicos do titânio comercialmente puro normalizado pela ASTM

Norma ASTM	Matéria-prima	Grau	N (%max)	C (%max)	H (%max)	Fe (%max)	O (%max)	Resíduo Isolado (%max)	Resíduo Total (%max)
B 265	Fita, folha e placa	1	0,03	0,10	0,015	0,20	0,18	0,1	0,4
		2	0,03	0,10	0,015	0,30	0,25	0,1	0,4
		3	0,05	0,10	0,015	0,30	0,35	0,1	0,4
		4	0,05	0,10	0,015	0,50	0,40	0,1	0,4
B 337 B 338	Tubo com e sem costura	1	0,03	0,10	0,015	0,20	0,18	0,1	0,4
		2	0,03	0,10	0,015	0,30	0,25	0,1	0,4
		3	0,05	0,10	0,015	0,30	0,35	0,1	0,4
B 348	Barra e tarugo	1	0,03	0,10	0,0125 (b) 0,01 (t)	0,20	0,18	0,1	0,4
		2	0,03	0,10	0,0125 (b) 0,01 (t)	0,30	0,25	0,1	0,4
		3	0,05	0,10	0,0125 (b) 0,01 (t)	0,30	0,35	0,1	0,4
		4	0,05	0,10	0,0125 (b) 0,01 (t)	0,50	0,40	0,1	0,4
B 367	Fundido	C 2	0,05	0,10	0,015	0,20	0,40	0,1	0,4
		C 3	0,05	0,10	0,015	0,25	0,40	0,1	0,4
B 381	Forjado	F 1	0,03	0,10	0,015	0,20	0,18	0,1	0,4
		F 2	0,03	0,10	0,015	0,30	0,25	0,1	0,4
		F 3	0,05	0,10	0,015	0,30	0,35	0,1	0,4
		F 4	0,05	0,10	0,015	0,50	0,40	0,1	0,4
F 67	Fita, folha, chapa, barra, forjado e fio para implante cirúrgico	1	0,03	0,10	0,015 (c) 0,0125 (b,t)	0,20	0,18	0,1	0,4
		2	0,03	0,10	0,015 (c) 0,0125 (b,t)	0,30	0,25	0,1	0,4
		3	0,05	0,10	0,015 (c) 0,0125 (b,t)	0,30	0,35	0,1	0,4
		4	0,05	0,10	0,015 (c) 0,0125 (b,t)	0,50	0,40	0,1	0,4

Entre as diversas ligas de titânio disponíveis no mercado, as principais para aplicação em dispositivos cirúrgicos seguem na tabela 8.3:

Tabela 8.3 - Principais ligas de titânio para aplicações biomédicas

Liga	Normas	Microestrutura
Ti cp	ASTM F67, ASTM E 112, ISO 5832-2, UNS R50250	α^*
Ti-3Al-2,5V	ASTM F2146, UNS R56320	$\alpha + \beta^*$
Ti-5Al-2,5Fe	ISO 5832-10	$\alpha + \beta$
Ti-6Al-4V ELI	ASTM F136, ASTM F620, ISO 5832-3, UNS R56401	$\alpha + \beta$
Ti-6Al-4V	ASTM F1108, ASTM F1472, UNS R56406 e 56400	$\alpha + \beta$
Ti-6Al-7Nb	ASTM F1295, ISO 5832-11; UNS R56700	$\alpha + \beta$
Ti-15Mo	ASTM F2066, UNS R58150	β metaestável
Ti-11,5Mo-6Zr-4,5Sn	AMS T9046, UNS R58030	β metaestável
Ti-45Nb	ASTM F04.12.44, UNS R58450	β metaestável
Ti-13Nb-13Zr	ASTM F1713, UNS R58130	β metaestável
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	ASTM F1813, UNS R58120	β metaestável

* Microestruturas α = rede cristalina hexagonal compacta e β = rede cristalina cúbica de corpo centrado

Dentre todas as ligas apresentadas na tabela 8.3, o titânio puro aderente aos requisitos da norma ASTM F67 é o metal mais utilizado em dispositivos implantáveis seguido da sua liga Ti-6Al-4V ELI (ELI = *extra low inclusion* = baixíssimo teor de carbono na rede).

Há de se observar que existe um ponto extremamente crítico ao titânio que está relacionado à sua fragilidade pelo hidrogênio. Como é um elemento que se comporta como cátodo na maioria dos pares galvânicos, o hidrogênio pode difundir através da estrutura do titânio comprometendo suas propriedades mecânicas e a integridade estrutural do dispositivo. O hidreto de titânio é instável, friável e se decompõe ou reage facilmente acima de 75 °C.

As propriedades físico-químicas do titânio comercialmente puro e sua principal liga utilizada em componentes implantáveis Ti6Al4V estão apresentadas na Tabela 8.4.

Tabela 8.4 - Propriedades físico-químicas do titânio cp e Ti6Al4V

Propriedades	Ti cp	Ti6Al4V
Ponto de Fusão (°C)	1660 ± 10	1604 - 1660
Temperatura de Transição α - β (°C)	910	980
Densidade à 25 °C (g/cm ³)	4,50	4,43
Calor Específico (J/kgK)	520	526
Condutividade Térmica (W/mK)	22	6,7
Expansão Térmica (°C ⁻¹)	8,6 x 10 ⁻⁶	9,5 x 10 ⁻⁶
Resistividade Elétrica (10 ⁻⁸ Ωm)	42	178
Suscetibilidade Magnética (10 ⁻⁴ SI)	1,92	0,03
Módulo de Elasticidade (GPa)	114	113,8
Resistência à Ruptura (MPa)	485	950
Resistência ao Escoamento (MPa)	350 - 450	880
Tenacidade à Fratura (MPa.m ^{1/2})	58 - 66	75
Dureza (Vickers)	145	349
Resistência à Corrosão sob Tensão	Elevada	Elevada

Sendo o titânio um metal extremamente reativo com o oxigênio, é de se esperar que suas ligas também o sejam. Esta reatividade é tão elevada que a camada de óxido em atmosfera ambiente é imediatamente formada separando a superfície metálica do meio. Seu óxido é contínuo, protetor, não permeável e não reativo com a maioria dos ácidos e bases. Esta ocorrência conota que a propriedade biocompatível do titânio na verdade pertence ao seu óxido, que possui formulação molecular estequiométrica como TiO₂, uma vez que é ele que interfaceia o tecido vivo adjacente. Entretanto, mesmo sendo biocompatível, o TiO₂ é considerado bioinerte, ou seja, sua interface com o tecido vivo é definida por uma junção meramente física. A figura 8.1 apresenta imagens por microscopia ótica em vários aumentos da interface de um implante cerâmico de TiO₂ com o tecido ósseo neo-formado em tibia de canino, onde é visível uma tênue camada entreposta (tecido conectivo) entre os dois.

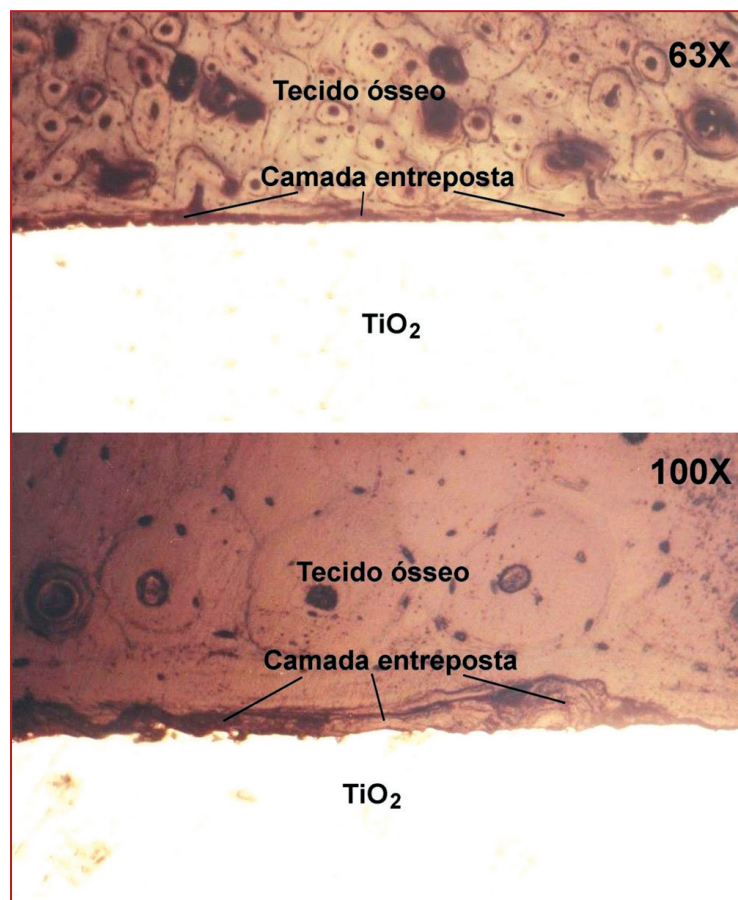


Figura 8.1 - Interface TiO_2 /osso apresentando camada fibrosa entre as partes sob aumento de 63 e 100 vezes

O óxido de titânio, TiO_2 , é um mineral encontrado na natureza em três principais estruturas cristalinas denominadas *rutilo*, *anatásio* e *brookita*. A fase rutilo e a anatásio possuem estruturas tetragonais, a primeira com hábito prismático e a segunda com hábito octaédrico. Já a brookita possui estrutura ortorrômbica. Estas estruturas estão apresentadas na figura 8.2.

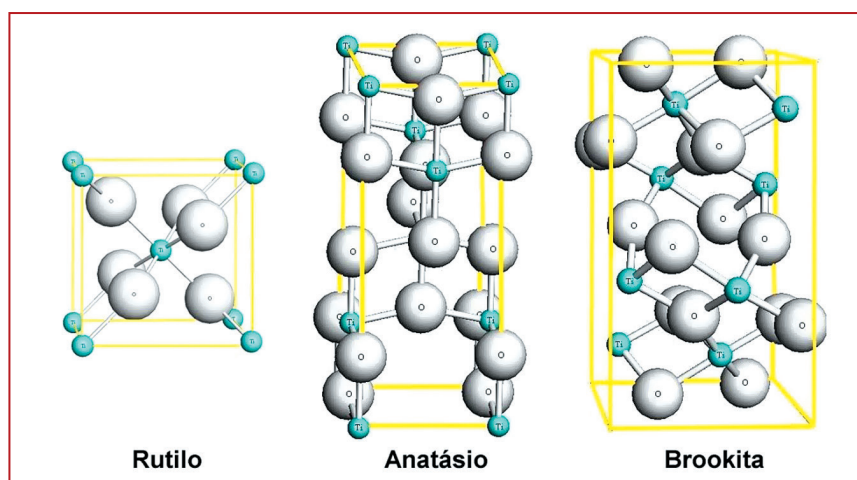


Figura 8.2 - Principais células cristalinas dos óxidos de titânio

A fina camada de seu óxido protetor TiO_2 (aproximadamente 5-10 nm de espessura) qualifica o titânio pela excelente resistência à corrosão. Entretanto este filme não impede a sua interação com o meio fisiológico. Esta camada fina de óxido naturalmente formada na superfície de titânio metálico ao ar ou em meio aquoso é constituída por *rutilo e anatásio*. Esta camada tem tendência para quebrar, libertando partículas para o meio. Desta forma, em um implante, este processo de corrosão pode contaminar o tecido adjacente e também o organismo de modo sistêmico. A resposta biológica sugere ser sempre acompanhada de atividade macrofágica com aumento na produção de espécies reativas de oxigênio (ROS).

Quando a superfície do óxido formado (TiO_2) está em contato com o fluido biológico e pH fisiológico, aparecem grupos hidroxilas aderidos a essa superfície fazendo com que se carregue negativamente, permitindo a adesão de íons e biomoléculas.

Se um corpo estranho não biocompatível entra em contato com tecidos vivos, a resposta biológica mais comum é o seu isolamento através de um processo de encapsulamento deste corpo com a formação de uma camada de tecido fibroso, evitando assim que reações e trocas iônicas ocorram entre o corpo estranho e o organismo vivo. Esta resposta ocorre com os materiais considerados inertes quimicamente, mas não biologicamente. O óxido de titânio TiO_2 permite a adesão e o crescimento do tecido adjacente na sua superfície comprovando que este é inerte química e biologicamente no organismo vivo, sendo então considerado biocompatível. Quando o tecido formado adjacente ao implante é um tecido duro (tecido ósseo), este fenômeno é denominado “osseointegração” cuja descoberta deve-se ao pesquisador sueco Per-Ingvar Branemark.

A biocompatibilidade *in vivo* e *in vitro*, do titânio e da sua principal liga cirúrgica Ti6Al4V apresentam resultados diferentes: em parafusos implantados em fêmures de ratos e tíbias de coelhos, o tecido formado na interface implante-osso apresenta maior aderência ao titânio do que à liga Ti6Al4V e também foi observada maior superfície de contato do tecido ósseo mineral aos parafusos de titânio. Os estudos *in vitro* apresentados na literatura utilizando cultura de osteoblastos não detectam diferenças entre o titânio e a liga Ti6Al4V relativas à adesão e morfologia celulares, à atividade de fosfatase alcalina e síntese de osteocalcina e à produção da matriz mineralizada.

Em aplicação como implantes intra-ósseos, objetivando aumentar a área de superfície e a qualidade de adesão da interface osso-implante, processos de modificação de superfície do titânio têm sido propostos, sendo que muitos são baseados no princípio de que uma melhor e mais rápida osseointegração pode ser alcançada por meio da alteração topográfica de sua superfície. Os principais processos de modificação topográfica na superfície do titânio e ligas para aplicações como implante podem ser vistos na figura 8.3.

Pesquisas apontam que a microrrugosidade superficial no titânio interfere na atividade de células do tecido conjuntivo, o que pode influenciar na resposta biológica final ao dispositivo implantado.

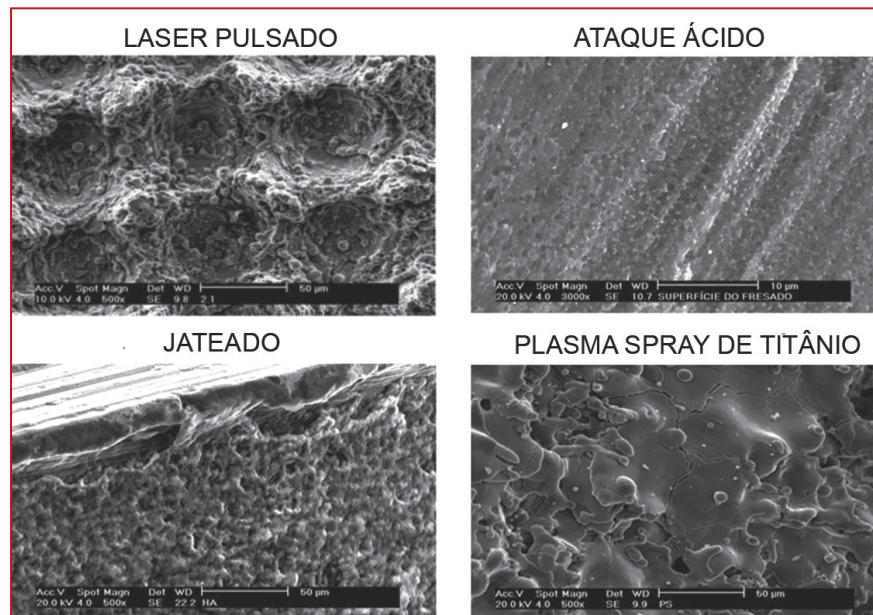


Figura 8.3 - Processos usuais de tratamento da superfície ativa em implantes orais e ortopédicos de titânio

8.1.2. Aços inoxidáveis ISO 5832-1 e AISI 316L

Os aços inoxidáveis, apesar de possuírem em sua composição química determinados elementos considerados citotóxicos como os metais pesados manganês, cromo, níquel e molibidênio, possuem algumas formulações que são consideradas cirúrgicas por atenderem aos requisitos necessários aos dispositivos ortopédicos implantáveis como prótese de quadril, placas e parafusos de osteosíntese.

O principal aço inoxidável considerado de grau cirúrgico é codificado pela *American Iron and Steel Institute* (AISI) como 316L. O aço cirúrgico codificado pela *American Society for Testing and Materials* (ASTM) como F138/F139 e o identificado pela *International Organization for Standardization* (ISO) como 5832-1 e pela *Associação Brasileira de Normas Técnicas* (ABNT) como NBR 5832-1, são certificados pela *Agência Nacional de Vigilância Sanitária* (ANVISA) como aços inoxidáveis de utilização em implantes. O ISO 5832-1 e o ASTM F138/F139 é obtido a partir do aço AISI 316L sob processo de refusão ESR/VAR (*Electroslag Remelting/Vacuum Arc Remelting*), o qual garante ao produto o controle perfeito de sua composição química, elevada homogeneidade da estrutura e alto grau de pureza devido à redução de microinclusões não metálicas (L = baixo carbono). Suas composições químicas e propriedades estão apresentadas respectivamente na tabela 8.5 e tabela 8.6.

Tabela 8.5 - Composição química dos aços AISI 316L, ISO 5832-1 e ASTM F138/F139

Composição Química (% em peso)	AISI 316L	ISO 5832-1	ASTM F138/F139
Carbono (C)	0,03 máx.	0,03 máx.	0,03 máx.
Enxofre (S)	0,03 máx.	0,01 máx.	0,03 máx.
Fósforo (P)	0,045 máx.	0,025 máx.	0,025 máx.
Silício (Si)	0,75 máx.	1 máx.	0,75 máx.
Manganês (Mn)	2 máx.	2 máx.	2 máx.
Níquel (Ni)	10 - 14	13 - 15	13 - 15
Cromo (Cr)	16 - 18	17 - 19	17 - 19
Molibdênio (Mo)	2 - 3	2,25 - 3	2,25 - 3
Nitrogênio (N)	0,01 máx.	0,1 máx.	0,1 máx.
Cobre (Cu)	-----	0,5 máx.	0,5 máx.
Ferro (Fe)	Balanço	Balanço	Balanço

Tabela 8.6 - Propriedades dos aços AISI 316L, ISO 5832-1 e ASTM F138/F139 no estado recozido (aliviado de tensões)

Propriedades	AISI 316L	ISO 5832-1	ASTM F138/F139
Massa específica (g/cm ³)	8	8	8
Módulo de Elasticidade (GPa)	192	193 - 200	190-210
Resistência à Ruptura (MPa)	485	490 - 690	586
Resistência ao Escoamento (MPa)	280	³ 190	190
Alongamento (%)	40	³ 40	40
Tenacidade à Fratura (MPa.m ^{1/2})	55	55	55
Dureza (Vickers)	155	159	152
Ponto de Fusão (°C)	1390-1440	1390-1440	1390-1440
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	16,3	16,2	18,5
Expansão Térmica (°C ⁻¹)	16,5 x 10 ⁻⁶	17,3 x 10 ⁻⁶	17,2 x 10 ⁻⁶
Resistência à Corrosão sob Tensão	Elevada	Elevada	Elevada
Tipo de Estrutura	Austenítico*	Austenítico*	Austenítico*

* Austenita (ou ferro γ) = rede cristalina cúbica de face centrada; fase não magnética.

Apesar de os aços inoxidáveis apresentarem propriedades mecânicas favoráveis à aplicação em implantes ortopédicos, sua resistência à corrosão é bem baixa quando comparada ao titânio e ligas de cobalto-cromo. Uma série de estudos clínicos aponta os efeitos adversos e citotóxicos dos íons metálicos em determinadas concentrações, como o Cr⁺³, Ni⁺² e Mo⁺⁶ existentes na composição química dos aços inoxidáveis com grau cirúrgico, sobre a proliferação e diferenciação das células responsáveis pela reconstituição tecidual. A necrose e apoptose sugerem ser o principal efeito do contato destes íons sobre as células formadoras de tecido. Outro ponto de atenção já detectado é o acúmulo destes íons

no baço, provocando alterações histológicas e causando alterações na população celular, em particular, pelo esgotamento dos linfócitos, o que pode provocar uma depressão do sistema imunológico.

Para o níquel (Ni^{+2}), pesquisas apontam resultados comprovando sua potencial toxicidade e efeito carcinogênico. Já o cromo na sua forma hexavalente (Cr^{6+}) é biologicamente mais activa que sua forma iônica trivalente (Cr^{+3}), penetrando nas membranas celulares e induzindo alterações carcinogênicas ou dermatite de contato. A resposta biológica adversa do íon cromo hexavalente decorre da sua penetração no citoplasma da célula, tornando-se trivalente e provocando alterações nas estruturas internas das células.

De um modo geral, os resíduos da corrosão dos aços cirúrgicos induzem monócitos, macrófagos, linfócitos, sinoviócitos e fibroblastos a secretar produtos celulares que medeiam o processo inflamatório. Consequentemente enzimas geradas e mediadores inflamatórios, como prostaglandina E2, interleucina-1, as metaloproteinases, estromelina, fatores de activação de osteoclastos, necrose tumoral alfa e colagenase sugerem ser capazes de estimular a reabsorção óssea sendo relacionados como causa principal da perda dos dispositivos implantáveis endo-ósseos.

Tratamentos de superfícies como deposição de nitreto de titânio (TiN) e carbonitreto de titânio (TiCN) têm demonstrado ser eficazes para inibir a possibilidade da liberação iônica de elementos constituintes dos aços cirúrgicos. A figura 8.4 apresenta imagens de superfícies corroídas de um aço AISI 316L sem tratamento superficial e recoberta com nitreto de titânio (TiN) sem alteração após imersão em solução de Hanks (mistura de sais enriquecida com aminoácidos, vitaminas e outros componentes essenciais para o crescimento celular).

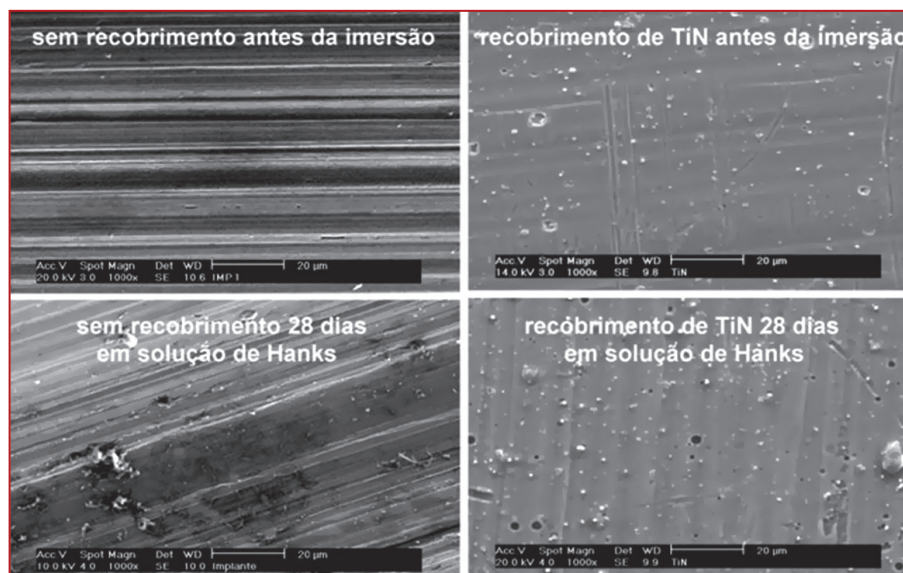


Figura 8.4 - Superfícies de aço AISI 316L sob ensaio de corrosão em solução de Hanks (gentileza do Prof. Dr. Renato Altobelli Antunes - UFABC)

8.1.3. Ligas Cobalto-Cromo

As ligas de Cobalto-Cromo foram introduzidas na década de 1930 na odontologia, e na década de 1940 na ortopedia em substituição ao aço AISI 316L nas hastes femorais de artroplastia total do quadril, devido à sua grande resistência à corrosão e excelentes propriedades mecânicas. Atualmente, certificadas pela ANVISA e normalizadas pela ABNT tem-se 4 tipos de liga à base de Cobalto-Cromo. As composições destas ligas são apresentadas na tabela 8.7 e suas propriedades na tabela 8.8.

Tabela 8.7 - Composição das ligas NBR de Co-Cr implantáveis

Composição Química (% em peso)	NBR ISO 5832-4	NBR ISO 5832-5	NBR ISO 5832-6	NBR ISO 5832-7
Cromo (Cr)	26,5 – 30,0	19,0 – 21,0	19,0 – 21,0	18,5 – 21,5
Molibdênio (Mo)	4,5 – 7,0	-----	9,0 - 10,5	5,5 – 8,0
Níquel (Ni)	1,0 máx.	9,0 – 11,0	33,0 - 37,0	14,0 – 18,0
Ferro (Fe)	1,0 máx.	3 máx.	1,0 máx.	Balanço
Carbono (C)	0,35 máx.	0,15 máx.	0,025 máx	0,15 máx.
Manganês (Mn)	1,0 máx.	2,0 máx.	0,15 máx.	1,0 – 2,5
Silício (Si)	1,0 máx.	1,0 máx.	0,15 máx	1,0 máx.
Tungstênio (W)	-----	14,0 – 16,0	-----	-----
Fósforo (P)	-----	-----	0,015 máx.	0,015 máx.
Enxofre (S)	-----	-----	0,01 máx.	0,015 máx.
Titânio (Ti)	-----	-----	1,0 máx.	-----
Boro (B)	-----	-----	0,015 máx.	-----
Berílio (Be)	-----	-----	-----	0,01 máx.
Cobalto (Co)	Balanço	Balanço	Balanço	39 - 42

Tabela 8.8 - Propriedades das ligas NBR de Co-Cr implantáveis

PROPRIEDADES	NBR ISO 5832-4	NBR ISO 5832-5	NBR ISO 5832-6	NBR ISO 5832-7
Massa específica (g/cm ³)	8,29	10,0	8,43	8,3
Módulo de Elasticidade (GPa)	220	220	233	225
Resistência à Ruptura (MPa)	665 min.	860 min.	800	950
Dureza (Vickers)	404	217	460	220
Permeabilidade Magnética	Não magnética	Não magnética	Não magnética	Não magnética
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	13	12,7	11,2	12,5
Expansão Térmica (°C ⁻¹)	13,6 x 10 ⁻⁶	13,6 x 10 ⁻⁶	12,8 x 10 ⁻⁶	12,5 x 10 ⁻⁶
Resistência à Corrosão sob Tensão	Elevada	Elevada	Elevada	Elevada
Tipo de Estrutura	Hexagonal compacto	Hexagonal compacto	Hexagonal compacto	Hexagonal compacto

As propriedades cancerígenas dos metais utilizados em próteses articulares têm sido estudadas. Partículas de desgaste (debris) de cobalto e cromo têm mostrado induzir no animal receptor focos de carcinoma, levando à preocupação de que tais ligas podem ter o mesmo efeito em tecido humano, se presentes em quantidades suficientes por certo período de tempo. Estes elementos químicos têm sido detectados inclusive no sangue do cordão umbilical de pacientes grávidas portadoras de próteses artroplásticas, embora a placenta sugira exercer efeito modulatório sobre a taxa de transferência de íons metálicos.

Próteses artroplásticas metal-metal sugerem em estudos aumentar significativamente concentrações de cromo e cobalto no sistema sanguíneo, gerando um aumento também significativo de translocações cromossômicas e aneuploidia tanto quanto no número de linfócitos do sangue periférico no período de meses após a cirurgia de implantação.

Em síntese, os efeitos da exposição sistêmica de íons metálicos em pacientes com artroplastias metal-metal (cabeça-acetábulo) é preocupante. Os níveis dos íons cobalto e cromo encontrados no sangue e urina de pacientes implantados sugerem que, mesmo com todo o desenvolvimento de ligas metálicas grau cirúrgico contendo estes elementos considerados carcinogênicos, ainda assim estas se desgastam pela fricção entre os componentes articulares liberando partículas que vão se instalar de forma sistêmica no organismo receptor.

A norma ABNT NBR12932:2011 estabelece especificações de superfície, métodos de preparação de superfícies não revestidas e métodos de marcação para implantes metálicos cirúrgicos.

8.1.4. Polietileno

O polietileno (PE) é um dos polímeros termoplásticos mais empregados no mercado. Obtido a partir do gás etileno, o polietileno é um polímero plástico obtido através de um processo de polimerização em baixa ou alta pressão, com uma estrutura molecular não muito cristalina, composta por carbono e hidrogênio, formando longas cadeias e classificado de acordo com a sua massa específica. Dependendo do processo de síntese empregado, o polietileno pode ser classificado conforme apresentado na tabela 8.9.

Tabela 8.9 - Classificação do polietileno em função da sua estrutura molecular

Tipo	Sigla
Polietileno de ultra alto peso molecular	UHMWPE
Polietileno de ultra baixo peso molecular	ULMWPE
Polietileno de alto peso molecular	HMWPE
Polietileno de alta densidade	HDPE
Polietileno de alta densidade e cadeias com ligações cruzadas	HDXLPE
Polietileno de cadeias com ligações cruzadas	XLPE
Polietileno de média densidade	MDPE
Polietileno de baixa densidade com cadeias lineares	LLDPE
Polietileno de baixa densidade	LDPE
Polietileno de baixíssima densidade	VLDPE

Os principais tipos para aplicações biomédicas são o *polietileno de baixa densidade* (LDPE), *polietileno de baixa densidade com cadeias lineares* (LLDPE), *polietileno de alta densidade* (HDPE), *polietileno de cadeias com ligações cruzadas* (XLPE) e *polietileno de ultra alto peso molecular* (UHMWPE), onde uma ideia sobre a disposição espacial de suas moléculas na estrutura pode ser vista na figura 8.5 e suas propriedades na tabela 8.10.

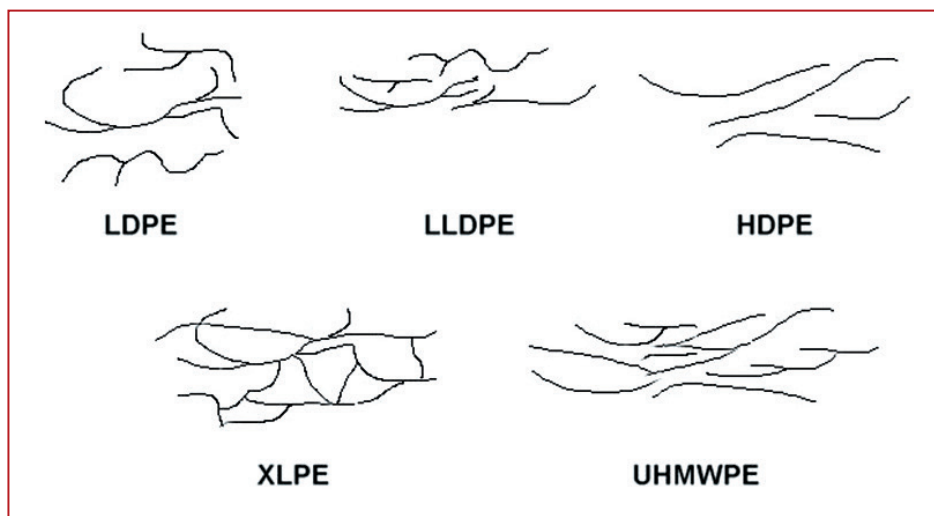


Figura 8.5 - Disposição espacial das moléculas de polietileno

Tabela 8.10 - Propriedades do polietileno em função da estrutura molecular

Propriedades	LDPE	LLDPE	HDPE	XLPE	UHMWPE
Massa específica (g/cm ³)	0,91 - 0,93	0,92 - 0,94	0,94 - 0,96	0,87 - 0,96	0,91 - 0,95
Módulo de Elasticidade (MPa)	200 - 400	250 - 700	600 - 1400	130 - 3300	800 - 850
Módulo de Cisalhamento (Mpa)	100 - 350	100 - 350	700 - 800	167 - 2600	~ 750
Resistência à Ruptura (MPa)	8 - 12	8 - 20	20 - 32	>20	17 - 49
Resistência ao Escoamento (MPa)	15 - 20	20 - 30	26 - 33	~ 26	22 - 28
Alongamento (%)	600 - 650	500 - 900	180 - 1000	350 - 500	~ 300
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	0,3 - 0,335	0,23 - 0,26	0,46 - 0,52	0,45 - 0,48	~ 0,38
Expansão Térmica (°C ⁻¹)	16x10 ⁻⁵	30x10 ⁻⁶	110- 130x10 ⁻⁶	25x10 ⁻⁶	18x10 ⁻⁵
Ponto de Fusão (°C)	125 - 136	122 - 127	108 - 134	106	~ 138
Absorção de Água (% em peso)	0,005 - 0,015	0,01	0,01	<0,5	<0,5

Como informação, o polietileno de baixa densidade é inerte sob baixas temperaturas (por exemplo 36 °C), exceto na presença de fortes agentes de oxidação. Caracteriza-se como um material atóxico, leve, flexível e transparente com suas cadeias contendo muitas ramificações e fraca atração intermolecular entre os átomos. Em decorrência disso, sua resistência à tração não é muito boa, mas possui resistência à compressão favorável. O polietileno de baixa densidade (LDPE) é um material macio e flexível utilizado principalmente em órteses. A combinação de flexibilidade e grau de rigidez torna-se a escolha adequada de material para o fabrico de dispositivos como coletes para correção de escoliose, palmilha ortopédica, joelheira, munhequeira e outros. (figura 8.6).



Figura 8.6 - Alguns tipos de órtese

Já os polietilenos de alta densidade-HDPE, alto peso molecular-HMWPE e ultra alto peso molecular-UHMWPE são utilizados em dispositivos ortopédicos de proteção, de imobilização e implantáveis por possuírem excelente resistência à tração e ao escoamento conforme apresentado na tabela 8.10.

Embora a relação precisa entre as propriedades estruturais, resistência ao desgaste e o peso molecular do polietileno usado para fabricar próteses não esteja ainda bem estabelecida quantitativamente, o polietileno UHMWPE tem demonstrado ser bem mais adequado para aplicações biomédicas que os polietilenos de peso molecular mais baixo.

No início da década de 1970, John Charnley, ortopedista britânico pioneiro da endoprótese, em função dos problemas de desgaste e efeitos colaterais em pacientes implantados com próteses de quadril, alterou o componente acetabular, substituindo o teflon por polietileno de alta densidade. Em um estudo monitorado de prótese de baixo atrito em intervenções primárias, com um follow-up de anos, concluiu que o polietileno HDPE se apresentou de forma muito mais satisfatória em uso que o PTFE (Teflon®).

De 1990 para os tempos atuais, alguns estudos demonstram que a resistência ao desgaste do polietileno UHMWPE pode ser aumentada com a adição de fibras ou partículas abrasivas. A preocupação com relação ao desgaste do polietileno durante a função da prótese implantada não está relacionada somente à falha do dispositivo, mas sim sobre a resposta biológica dos debris (partículas liberadas no tecido vivo adjacente).

Questiona-se, apesar de ainda não comprovado, a influência do processo de esterilização por raios-Gama na fragilização do polietileno devido à sua oxidação, provocando um aumento na liberação de partículas (debrís) ao longo do uso de próteses convencionais totais de quadril *Metal em Polietileno* (MoP – *Metal on Polyethylene*). Buscando amenizar este efeito oxidativo da radiação durante o processo de esterilização de próteses contendo polietileno, ao mesmo tempo aumentando a resistência ao desgaste, a difusão de tocotrienóis e tocoferóis (vitamina E) na estrutura molecular do polietileno UHMWPE com ligações cruzadas já aparece comercialmente no revestimento acetabular de próteses MoP. A atenção relativa à oxidação dos debris está na sua comprovada ação citotóxica. Os componentes de uma prótese MoP podem ser vistos na figura 8.7.

A resposta biológica ao polietileno sugere ser dependente de alguns fatores físico-químicos, como grau de oxidação, tamanho e forma das partículas. Entretanto, de um modo geral, as pesquisas clínicas têm apontado que partículas sub micrométricas induzem à liberação elevada e com rapidez de citocinas como Interleucina 1 β (IL-1 β), Interleucina 6 (IL-6), Fator de Necrose Tumoral α (TNF- α) e Prostaglandina E2 (PGE2) provocando a reabsorção óssea (osteólise) em meio ao processo inflamatório.

A resposta biológica sugere também estar relacionada ao grau de ligação cruzada na estrutura molecular do polietileno correlacionado possivelmente a uma maior resistência à abrasão. Polietileno UHMWPE com elevado grau de ligação cruzada parece contribuir com menor resposta de linfócitos e macrófagos no tecido periférico à prótese MoP quando comparado com o polietileno UHMWPE convencional.

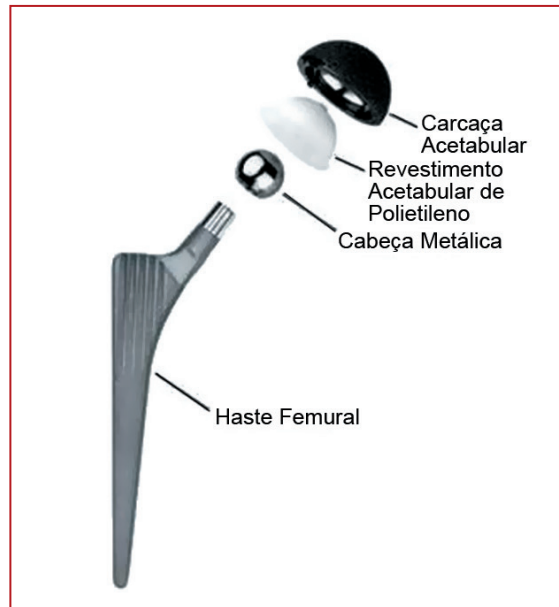


Figura 8.7 - Modelo de prótese total de quadril MoP

O *polietileno de ultra alto peso molecular* (UHMWPE) vem exigindo maior atenção tanto em pesquisa como em normalização devido à sua aplicação em dispositivos implantáveis. Neste sentido, normas como a NBR ISO 5834 e ASTM F648 – 10a definem ensaios e testes para a qualificação do UHMWPE para a utilização em implantes cirúrgicos.

Um teste internacionalmente utilizado para ensaiar UHMWPE para aplicação em dispositivos cirúrgicos implantáveis é o teste de perfuração cujos valores padrões são especificados pela norma ASTM F2183.

8.1.5. Nylon

O termo *Nylon* representa genericamente a família das poliamidas, com grupos metileno apenas entre as ligações amida, as quais apresentam ótima resistência ao desgaste e ao esforço de tração. Por possuir estas propriedades, sua aplicação como fio de sutura compete bastante com o fio de aço utilizado nas cirurgias ortopédicas.

Existem dois tipos de nylon: (a) o nylon obtido a partir da polimerização de um aminoácido ou lactama e (b) o nylon obtido a partir da reação de uma diamina com um

Tabela 8.21 - Propriedades do cimento de PMMA

Propriedades	Cimento ortopédico de PMMA
Densidade (g/cm ³)	1,09 – 1,23
Porosidade (%)	1,2 – 9,8
Módulo de Elasticidade (GPa)	2,0 – 2,3
Resistência à Flexão (MPa)	51,1 – 64,7
Resistência à Compressão (MPa)	66,3 – 93,1
Resistência à Tração (MPa)	27,6 – 32,6
Dureza Vickers (GPa)	22,74
Tenacidade à Fratura (MPa.m ^{1/2})	0,88 – 1,55
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	0,14 – 0,20
Redução Volumétrica (%)	-1,5
Ponto de Fusão (°C)	105 – 107
Calor Específico (J/kg.K)	1,7 x 10 ³
Tempo de manipulação (s)	224 – 519
Tempo de polimerização (s)	312 – 626
Pico de temperatura (°C)	36,36 – 59,00
Absorção de Água (% em peso)	0,4 – 0,5

A maioria dos cimentos ortopédicos de PMMA de primeira geração tem sido citada com uma das causas de perda dos implantes em função da sua resposta biológica. Necrose do tecido adjacente e princípio de reabsorção óssea por consequência térmica da cura do cimento e os efeitos tóxicos de monômero residual são considerados os principais agentes de morte das células ósseas. A formação de tecido fibroso conjuntivo na interface osso/cimento e formação anormal de mineralização do tecido adjacente ao cimento são considerados como sinais de perda do implante a longo prazo.

Com relação à formação do tecido conjuntivo, células macrófagas são observadas em abundância nesta membrana interfaceando o cimento e levando à perda do implante. Esta fibrose sugere que a presença do cimento de PMMA provoca incidência acentuada dos macrófagos na sua superfície de contato com o tecido ósseo e consequente processo de osteólise.

8.1.14. Cimento fosfato de cálcio

Os cimentos à base de fosfatos de cálcio foram desenvolvidos com dois principais propósitos de aplicação:

- a) Como preenchedor injetável de vazios ósseos, os quais ocorrem fundamentalmente nas regiões trabeculadas decorrentes de disfunções metabólicas, como a osteoporose, tumores ósseos ou infecções, como osteomielites (figura 8.25);

b) Como massa moldável para preencher regiões de perdas ósseas por traumatismo ou de falhas por má formação congênita (figura 8.26).

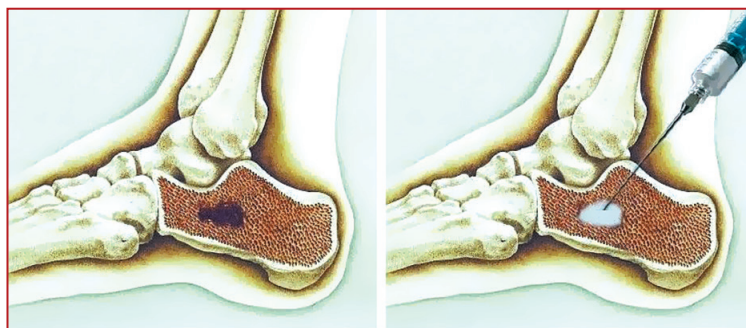
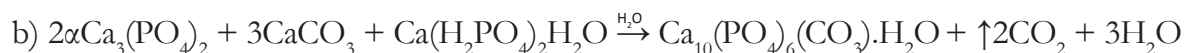
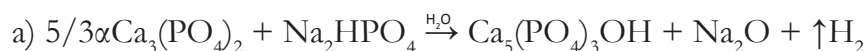


Figura 8.25 - Preenchimento de vazio em osso calcâneo



Figura 8.26 - Moldagem de falha na calota craniana

Uma série de combinações entre fosfatos de cálcio tem sido apresentada em trabalhos de pesquisa gerando como resultado uma formação apatítica em temperaturas próximas a 37 °C. Duas condições são fundamentais para que estas misturas, ao reagirem, ofereçam a aplicabilidade esperada: forma de pasta injetável ou massa moldável e tempo curto de endurecimento. Com isto, o tricálcio fosfato alfa (α -TCP) é um dos reagentes de maior interesse por proporcionar um produto da reação com elevada porcentagem de hidroxiapatita e obedecer às duas exigências fundamentais de aplicação clínica. Com α -TCP uma série de reagentes pode oferecer como produto de reação à hidroxiapatita, como segue:



Estes cimentos são denominados de cimentos bifásicos devido quase sempre seu produto final de reação apresentar β -TCP como uma segunda fase junto com a HA. A resistência mecânica destes cimentos é menor comparando-se com os cimentos de PMMA. Ensaaios mecânicos entre alguns cimentos bifásicos comerciais apresentaram resistência à compressão variando de 4 a 83 MPa. Entretanto, teste recente colocando cimentos comerciais após endurecerem em solução salina fosfatada tampão (PBS), para então serem mecanicamente ensaiados, apresentou limite máximo de resistência à compressão por volta de 15 MPa.

Como resposta biológica, sendo a hidroxiapatita e o tricálcio fosfato beta os produtos de reação dos cimentos de fosfato de cálcio, considera-se as observações citadas anteriormente nos itens 5.11 e 5.12. Para ilustrar, a tabela 8.22 apresenta os resultados biológicos obtidos por Huber et al. em 2009, para dois cimentos comerciais, resultados este compatíveis com um estudo anterior demonstrando a adesão *in vitro* de fibroblastos à superfície de um cimento apatítico.

Tabela 8.22 - Comparativo entre os cimentos OSTIM e α BSM

Tempo de inserção	Cimento	Contato com tecido fibroso (%)	Contato com tecido mineral (%)
1 Mês	α -BSM	48,9 \pm 33,3	51,1 \pm 33,3
	OSTIM	78,4 \pm 23,4	21,6 \pm 23,4
2 Meses	α -BSM	30,8 \pm 25,2	69,2 \pm 25,2
	OSTIM	21,0 \pm 23,9	79,0 \pm 23,9
3 Meses	α -BSM	31,1 \pm 11,4	68,9 \pm 11,4
	OSTIM	24,3 \pm 14,3	75,7 \pm 14,3

8.2 Aplicações na crânio/bucomaxilofacial

Os biomateriais aplicados às cirurgias das regiões tratadas pela especialidade médica crânio/bucomaxilofacial se concentram basicamente em dispositivos metálicos, preenchedores ósseos como hidroxiapatita e β -tricálcio fosfato, onde os cimentos também são utilizados, e peças substitutivas de segmentos ósseos perdidos.

8.2.1. Dispositivos metálicos

Os dispositivos metálicos se dividem basicamente em:

- a) Placas e parafusos de osteossíntese têm sido usados no tratamento de fraturas craniomaxilofaciais e em osteotomias para correção de deformidades traumáticas ou congênitas. Também lesões ósseas resultantes de patologias, como hemangio-

ma e neurofibroma, entre outras, podem ser corrigidas através de miniplacas tipo Champy. Outra possibilidade de uso tem sido o de estabilizar enxertos ósseos. As mini e microplacas usualmente são encontradas em titânio e suas ligas (vide item 1.1 neste capítulo) e possuem diversos modelos conforme apresentados na figura 8.27.

b) Osteodistratores são dispositivos cirúrgicos-ortopédicos cujo objetivo primário é a neoformação óssea seguido de aumento de distância entre extremidades ósseas por meio de um mecanismo regulador. Distração osteogênica ou distração do calo ósseo é um processo cirúrgico usado para a correção de deformidades ósseas e alongar os ossos do corpo. A corticotomia planejada é usada para fraturar o osso em dois segmentos, e as suas duas extremidades são fixadas pelas placas do *distrator*, as quais são gradualmente movidas em sentidos opostos durante a fase de alongamento, permitindo assim a neoformação óssea para o fechamento da abertura. Quando o aumento ósseo desejado é alcançado, a fase de consolidação da fratura provocada resulta no fechamento da abertura entre as extremidades criadas com a formação do calo ósseo. A distração osteogênica possibilita o aumento do comprimento do osso simultaneamente aumentando o volume dos tecidos moles adjacentes. São usualmente fabricados em titânio ou suas ligas cirúrgicas.

Os distratores são dispositivos temporários limitando-se ao término da neoformação óssea pretendida.

c) Fios de Kirschner são fios metálicos com diâmetros variáveis, usados para estabilizar fragmentos ósseos após reduzidos nas posições corretas para a formação

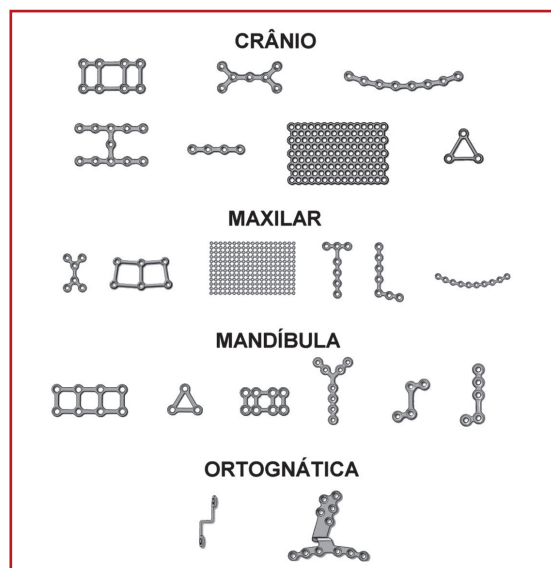


Figura 8.27 - Tipos de miniplacas e suas regiões de aplicação

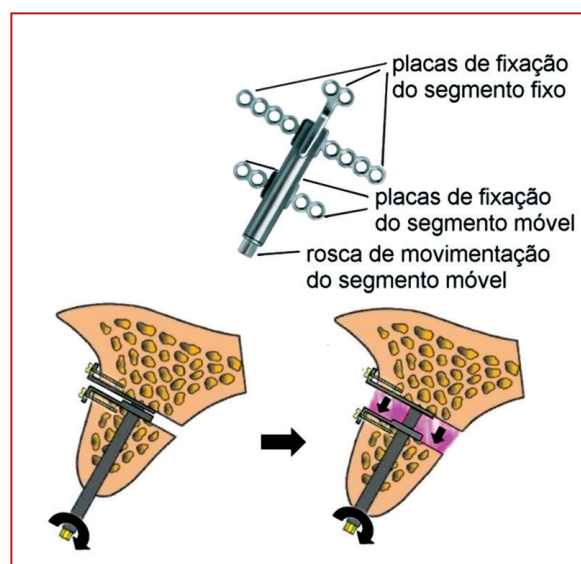


Figura 8.28 - Distrator e modelo de aplicação para expansão óssea

do calo ósseo. Estes fios são introduzidos dentro ou através da estrutura óssea e tecidos moles, para estabilizar os fragmentos após a correta redução dos fragmentos fraturados. É comum encontrá-los no mercado em aço inoxidável 316L (vide item 1.2 neste capítulo). Entretanto, também podem ser encontrado em titânio ou suas ligas cirúrgicas. Os fios de Kirschner são bastante utilizados para estabilizar fraturas do osso zigomático. O osso zigomático, por sua acentuada projeção na face, é frequentemente ponto de impacto direto em traumatismos da

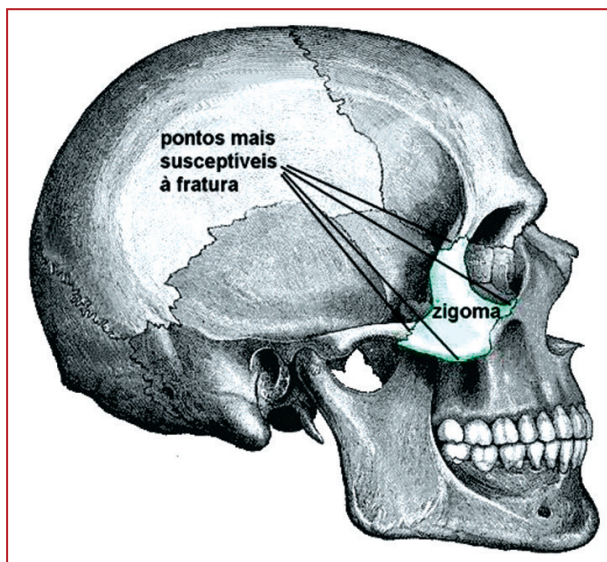


Figura 8.29 - Osso zigomático e seus pontos principais de fratura

face só perdendo em número de casos para a as fraturas do osso nasal. A figura 8.29 mostra a posição do osso zigomático na face humana com seus pontos principais de fratura: forame infraorbital, pilar zigomático, margem infraorbital e sutura frontozigomática. Estes pontos de fratura permitem que o zigoma possa ser estabilizado com fios de Kirschner. Vale aqui lembrar que o osso zigomático forma 2/3 do assoalho da órbita podendo esse local também ser fraturado.

d) Prótese articulada temporomandibular é de grande importância para a recuperação do movimento da mandíbula tanto para a fala como para a mastigação em casos de mandíbula com alterações patológicas na região da articulação temporomandibular decorrentes de lesões traumáticas ou não traumáticas, como manifestações de doenças sistêmicas e neoplasias entre outras. A articulação temporomandibular (ATM) possui três classes de movimentos: a primeira consiste em abertura e fechamento, a segunda, projeção anterior e posterior e a terceira, lateralidade (figura 8.30).

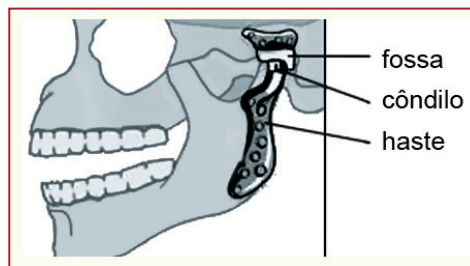


Figura 8.30 - Prótese articulada temporomandibular total

A limitação por disfunção na ATM causa dores que se tornam intensas e crônicas podendo interferir na correta mastigação. A prótese articulada temporomandibular total é composta por 3 componentes conforme apresentados na tabela 8.23.

Tabela 8.23 - Materiais utilizados em prótese temporomandibular

Componentes	Material
Fossa	Co–Cr–Mo ou UHMWPE ou titânio revestido com UHMWPE
Côndilo	Co–Cr–Mo
Haste	Co–Cr–Mo ou liga cirúrgica de titânio

Considerando que a prótese ATM é um dispositivo projetado para executar uma função biomecânica em caráter definitivo e de acordo com as respostas biológicas apresentadas nos itens 5.1, 5.2 e 5.3 deste capítulo, o melhor projeto é aquele que requisita como material metálico o titânio e suas ligas.

8.2.2. “Preenchedores” de defeitos ósseos

Os “preenchedores” ósseo-faciais são produtos na forma de cimentos, pastas, géis e partículas aglutinadas com soro fisiológico ou água destilada com objetivo de promover a formação de tecido neo-ósseo em regiões traumatizadas, de má formação ou reabsorvidas. Quanto ao caráter estético, os preenchedores ósseos a base de fosfatos de cálcio como a hidroxiapatita e β -tricálcio fosfato, são também utilizados em tecidos moles de regiões da face como: sulcos nasais, ponta nasal, queixo, bochecha e rugas glabellares (entre sobrancelhas). As respostas biológicas a estes preenchedores correspondem àquelas apresentadas nos sub-itens 5.11, 5.12 e 5.14 deste capítulo. Como gel ou pasta, o colágeno tipo I proveniente da estrutura óssea aparece como preenchedor com a denominação de DBM (matriz óssea desmineralizada) na condição de finas partículas dispersas em um meio surfactante não tóxico, hidrofóbico e reabsorvível que permite ao produto ser moldável sem endurecimento, resistir ao processo de irrigação e adaptar perfeitamente ao defeito a ser preenchido.

8.2.3. Peças substitutivas

Próteses craniofaciais são dispositivos artificiais que por processo cirúrgico conseguem reabilitar esteticamente e /ou funcionalmente pacientes portadores de defeitos causados por doença, trauma ou defeitos congênitos nas regiões da face, crânio e pescoço. Estas próteses não são mais que peças substitutivas, onde com mais frequência para tecidos

dos moles e cartilagens substituem orelha, nariz, olhos e pálpebras, e para tecidos ósseos substituem mandíbula e partes do crânio.

As próteses, principalmente as de caráter acentuadamente estético, são projetadas via CAD (*Computer-Aided Design*) utilizando softwares especializados. Tais softwares possibilitam a obtenção de projetos de moldes de prototipagem, matrizes para injeção e tecnologia da informação para centros de usinagem.

a) Materiais sintéticos

a.1.) Silicone

O material mais utilizado nas próteses de tecido mole e cartilagem é o silicone pelos motivos de favorecer a moldagem com configurações específicas do paciente e propiciar próteses não sepultas onde a resposta biológica negativa é mínima apesar de possuir biocompatibilidade acentuada.

O silicone possui configuração molecular como um polímero cuja cadeia é composta de ligações silício-oxigênio repetidamente com ramificações CH_3 , conforme apresentado na figura 4.2 do capítulo 4. Este tipo de silicone possui nomenclatura como *polidimetilsiloxano* (PDMS). Suas especificações com relação às propriedades mecânicas em aplicações biomédicas são estabelecidas por ensaios conforme as normas ASTM D624 e ASTM D813. Entretanto, outros grupos como fenílico, vinílico etc. podem substituir o grupo metila (CH_3) possibilitando ao silicone ser utilizado como gel, emulsão, elastômero e outros.

Como próteses craniofaciais para tecidos moles, o silicone deve se comportar como um elastômero e isto implica que possua estrutura molecular contendo ligações cruzadas formando uma rede tridimensional. A maioria dos silicones elastômeros possui carga como reforço da matriz originada pelas ligações cruzadas. Estas cargas reduzem a viscosidade, aumentam a dureza e elevam a resistência mecânica do silicone. As cargas mais utilizadas para silicone em aplicações biomédicas é a sílica coloidal objetivando propriedades mecânicas e sulfato de bário como rádio-opacificante. As propriedades do elastômero silicone para aplicações biomédicas estão apresentadas na tabela 8.24.

Tabela 8.24 - Propriedades do silicone elastômero grau cirúrgico

Propriedades	Silicone elastômero
Densidade (g/cm ³)	Baixa = 0,22 – 0,45 ; Média ≥ 1,31; Alta ≥ 2,24
Módulo de Elasticidade (MPa)	2,1 – 4,0
Resistência à Flexão (MPa)	3,73 – 3,90
Resistência à Compressão (MPa)	20
Resistência à Tração (MPa)	7,10 – 10,33
Alongamento até Ruptura (%)	350 – 752
Dureza (Shore A)	50 – 78
Tenacidade à Fratura (MPa.m ^{1/2})	0,157 – 0,277
Extração de Hexano (Mn/Mw)	0,57 – 0,69
Extração de Etanol (%)	1,32 – 3,5
Extração de Cloreto Metálico (%)	1,98 – 3,96
Temperatura de Transição Vítrea (°C)	- 40
Pico de temperatura (°C)	200
Calor Específico (J/kg.K)	1120 – 1170
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	0,99 – 1,09
Absorção de Água (% em peso)	Repelente

A resposta biológica ao silicone é mais completa na literatura com relação às próteses mamárias e por este motivo será apresentada no item 6 deste capítulo - Aplicações na mastologia.

a.2) Polietileno

O Polietileno é utilizado em próteses craniofaciais substitutivas de orelhas em casos de microtia (defeito congênito de orelhas diminutas) e anotia (defeito congênito de ausência de orelha) onde o *scaffold* (dispositivo-esqueleto) é implantado sob a pele complementando a cartilagem. Este procedimento requer técnicas de cirurgia plástica e será mais detalhado no item 4 - Aplicações na cirurgia plástica deste capítulo. As características físico-químicas e resposta biológica do polietileno já foram descritas no sub-item 1.4 deste capítulo.

a.3) Polimetilmetacrilato (PMMA)

As próteses atuais oculares (orbitais) são fabricadas com resina acrílica autopolimerizável à base de PMMA por ser um material fácil de manipular, embora a confecção das próteses exija um profissional protético com habilidade na manipulação da resina para o correto preenchimento do molde e aplicação de cores. O PMMA oferece às próteses oculares maior mobilidade, individualização quanto à forma e cor e não é atacado pela

secreção lacrimal. No entanto, as próteses com ele fabricadas necessitam com certa frequência de polimento para manterem sua superfície livre de ranhuras, as quais podem provocar conjuntivite com conseqüente aumento de secreção conjuntival. As características físico-químicas e resposta biológica do PMMA já foram descritas no sub-item 1.13 deste capítulo.

b) Materiais naturais

A classe de materiais poliméricos naturais, corretamente chamados de biopolímeros, empregados em peças substitutivas é bastante solicitada pelos profissionais cirurgiões da área crânio/bucomaxilofacial. Estes polímeros naturais são utilizados principalmente em *scaffolds* para crescimento celular visando substituir tecidos moles injuriados. Estes dispositivos são obtidos no mercado na forma de blocos, placas ou lâminas, porosos ou não. As principais propriedades de um *scaffold* biodegradável são:

- Ter formato anatômico e volume adequado ao pretendido crescimento tecidual;
- Ser biocompatível com os fluidos e tecidos vizinhos, minimizando assim a possibilidade de reação imunológica;
- Evitar que a estrutura do *scaffold* e seus produtos de degradação sejam tóxicos;
- Ser preparado por um polímero biodegradável com uma taxa de degradação adequada (se a degradação é mais rápida do que a proliferação celular, sua estrutura pode degradar antes da reconstrução do tecido. Se a degradação for mais lenta do que a proliferação celular, pode induzir um processo de morte celular);
- Ter resistência mecânica de modo a proporcionar o suporte temporário no local da implantação (ser capaz de transportar e liberar células);
- Ter as propriedades de superfície favoráveis para a adesão e diferenciação celular;
- Ser poroso, de modo a aumentar a área de superfície para a adesão das células (seus poros devem ser interligados, não só para a migração de células, mas também para a difusão de gases, nutrientes e resíduos metabólicos ou morte celular pode ser ocorrer).

Os principais polímeros que são utilizados para a fabricação de *scaffolds* são o colágeno, a quitosana e o alginato. Todos são considerados bioabsorvíveis servindo como estrutura para a formação de neotecidos por um período determinado e sendo substituídos por este.

b.1) Colágeno

O colágeno, já citado no item 3 – capítulo 7, é composto por hélices de cadeias peptídicas chamadas “cadeias- α ” (que podem ser consideradas como unidades monoméricas) onde a combinação de diferentes formas de “cadeias- α ” levam a 28 tipos já identificados de colágeno, conforme apresentados na tabela 8.25. As cadeias peptídicas ou moléculas polipeptídicas correspondem às cadeias lineares poliméricas contendo mais de vinte aminoácidos com ligações peptídicas entre si. As ligações peptídicas são ligações químicas tipo amida que ocorrem entre duas moléculas onde o grupo carboxílico de uma molécula reage com o grupo amina de outra molécula resultando na liberação de uma molécula de água (figura 8.31).

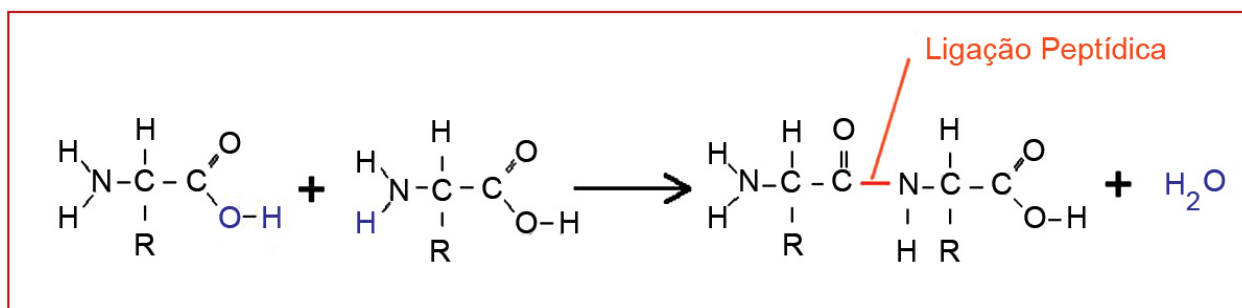


Figura 8.31 - Ligação peptídica

8.4.8. Anomalias da coluna, como hérnias de disco, estenoses, degenerações discais sintomáticas, listese vertebral, síndrome facetária etc.

O disco intervertebral possui uma estrutura composta formada por um núcleo pulposo (material mucoide de cor amarelada, altamente elástico e compressível) rodeado por várias camadas de lâminas de tecido fibroso e fibrocartilagem compondo o anel fibroso. Quando o disco é comprimido, o núcleo pulposo libera o líquido que embebe o anel fibroso e o reabsorve quando o disco está sob alívio de tensão. Este material aquoso nutre e lubrifica o disco, que apesar do nome possui forma heterogênea ficando o núcleo pulposo mais na parte posterior. Com isto, o anel fibroso é mais espesso na região anterior da coluna (figura 8.70).

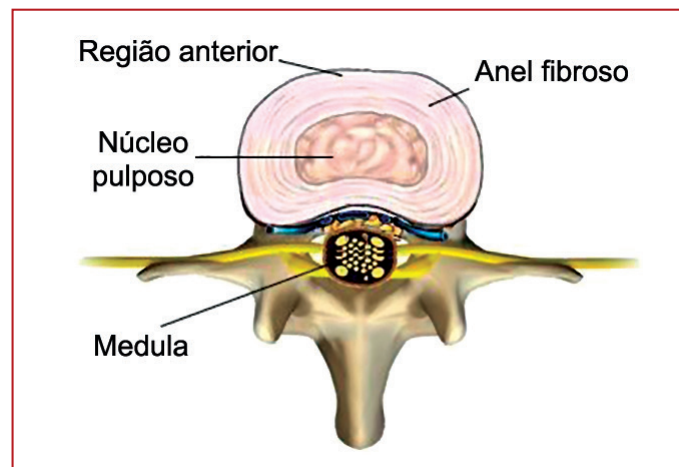


Figura 8.70 - Corte transversal de um disco intervertebral

Os processos degenerativos de disco vertebral podem ser definidos por alterações anatômicas, biomecânicas, radiológicas e clínicas. O sintoma mais comum é a dor, agravada por atividades como sentar que aumentam as cargas sobre os discos intervertebrais. Os discos intervertebrais transmitem 85% da carga axial e fornecem suporte para o movimento rotacional / translacional e para a absorção de cargas mecânicas de impacto. A estenose vertebral (figura 8.71) é de comum ocorrência com o envelhecimento do ser e é causada pela degradação (desidratação) dos discos entre as vértebras. A consequência deste trauma ou processo é o estreitamento do canal medular comprimindo os nervos que vão para a pele e músculos das pernas, e quando inflamados causam dor. A discectomia (extração de todo ou parte do disco cervical, lombar ou torácico) afeta adversamente as propriedades mecânicas do segmento e altera os movimentos acoplados aos segmentos adjacentes da coluna. Para eliminar ou ao menos reduzir esta limitação, alguns biomateriais são utilizados como substituto do disco ocupando o espaço intervertebral.

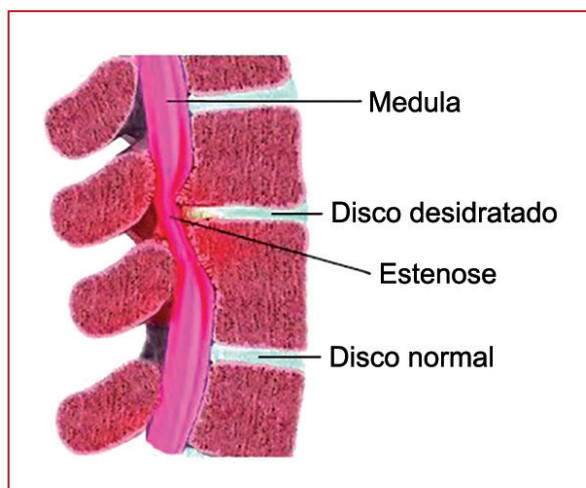


Figura 8.71 - Estenose vertebral

A coluna vertebral como um todo apresenta resistência máxima abaixo de 8000 N de carga de compressão, seus ligamentos isoladamente 450 N e os discos intervertebrais falham entre 74 N na região cervical e 5300 N na região lombar. Os produtos comerciais para atender à função do disco intervertebral ainda não apresentam tecnologia considerada próxima do ideal. Um disco intervertebral artificial deveria suportar ensaio de fadiga com até 100 milhões de ciclos de amplitude constante, o que equivale a um tempo de vida 40 anos. Além disso, as propriedades dos materiais a serem considerados são a biocompatibilidade e a resistência à fluência sob compressão a longo prazo.

A princípio, peças metálicas oferecem mais confiabilidade quanto a resistir aos esforços de compressão e fadiga previstos. Assim, em 1982, o neurocirurgião indiano Arun A. Patil, patenteou um modelo de disco artificial composto de duas peças na forma de copos, uma se encaixando na outra contendo molas, conforme apresentado na figura 8.72. Outros dispositivos metálicos (aço inoxidável, titânio e liga cromo-cobalto) substituindo o disco intervertebral natural surgiram da década de 1980 para cá, e em 2007 e 2009 a FDA americana licenciou os discos cervicais artificiais Prestige e Bryan, respectivamente, da empresa Medtronic para substituição de disco com hérnia na região cervical da coluna (figura 8.54).

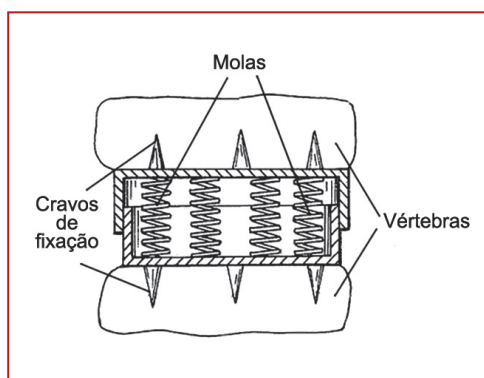


Figura 8.72 - Disco artificial de A. A. Patil

O modelo Prestige tem sua estrutura construída em aço inoxidável AISI 316 (ASTM F138) com uma configuração de esfera e berço em duas peças, fixadas cada uma em cada vértebra vizinha, de forma a manter o movimento no segmento vertebral tratado (figura 8.73a). O modelo Bryan é uma peça única, biarticulada, metal – polímero-metal, definindo um dispositivo semirrestrito a movimentos de rotação variável. O componente é constituído por duas flanges de titânio-liga cuja superfície externa (interface osso-implante) é porosa visando promover a osseointegração para proporcionar estabilidade a longo prazo. O núcleo é composto de poliuretano entre os reservatórios e rodeado por uma bainha de encapsulamento criado ao longo do tempo. Solução salina é utilizada como lubrificante/hidratante dentro da bainha, o que proporciona um efeito de amortecimento hidráulico sob ação mecânica permitindo absorção de carga de impacto (figura 8.73b).

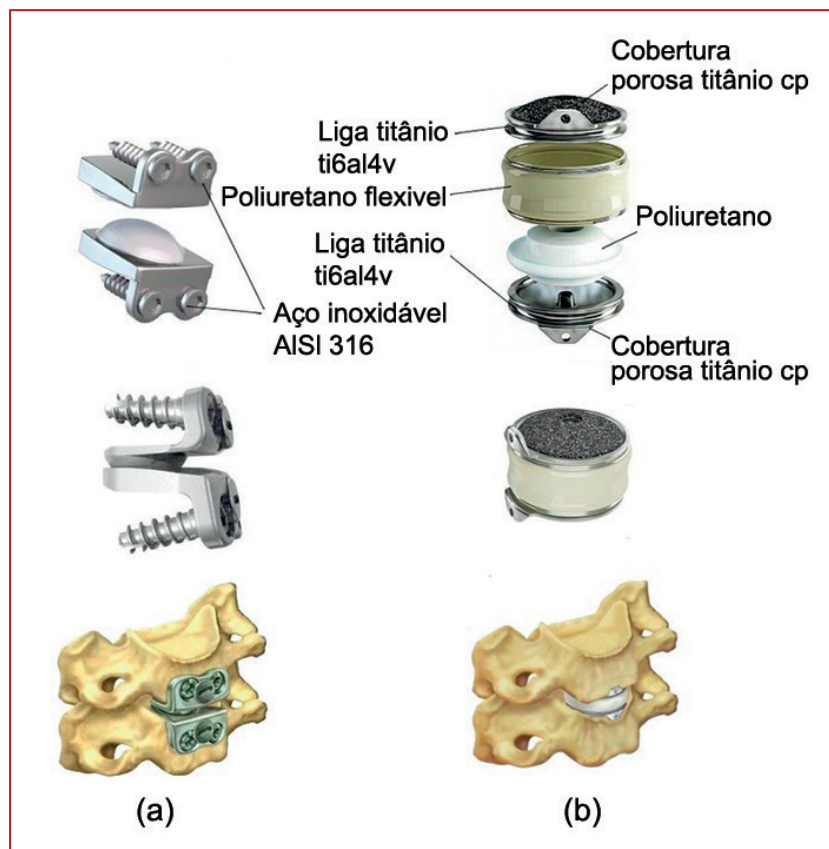


Figura 8.73 - Discos cervicais artificiais da Medtronic: (a) modelo Prestige; (b) modelo Bryan

Em 2009, a Universidade de Calgary, em Alberta (Canadá), em parceria com a *Alberta Health Technologies Decision Process*, braço governamental que atende às recomendações do painel consultivo de peritos para analisar os serviços de saúde com financiamento público, publicou um relatório sobre *discos artificiais de artroplastia* no qual seleciona e aponta efeitos da tecnologia e eficiência funcional comparativa de algumas próteses, como as citadas anteriormente da Medtronic, conforme apresentado na tabela 8.35.

Tabela 8.35 - Comparativo entre discos cervicais artificiais (*University of Calgary / Alberta Health Technologies Decision Process, 2009*)

Nome	Empresa	Material	Superfícies articuladas	Restrições de movimento	Centro de rotação	Fixação
Disco Cervical Bryan	MEDTRONIC SOFAMOR DANEK USA	Titânio liga + Poliuretano	2	Sem restrição	Móvel	Perfuração com osseointegração
Disco Cervical PCM	WALDEMAR LINK GMBH	Liga CoCrMo + UHMWPE	2	Semirrestrito	Fixo	Osseointegração
Disco Cervical Prestige	MEDTRONIC SOFAMOR DANEK USA	Aço inoxidável	1	Semirrestrito	Móvel	Parafuso
Disco Total ProDisc	SYNTHESES SPINE USA	Liga CoCrMo	1	Semirrestrito	Fixo	Quilha

As propriedades das ligas metálicas utilizadas nos modelos dos discos artificiais podem ser vistas nas tabelas 8.4, 8.6 e 8.8. O comparativo entre as propriedades do poliuretano elastômero e do polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) pode ser feito com os dados apresentados na tabela 8.36.

Tabela 8.36 - Propriedades dos polímeros de discos cervicais artificiais

Propriedades	Poliuretano	UHMWPE
Massa específica (g/cm ³)	1,0 – 1,5	0,91 – 0,95
Módulo de Elasticidade (MPa)	4,7 – 7,4	800 – 850
Resistência à Tração (MPa)	2,6 – 65	17 – 49
Resistência à Flexão (MPa)	50 – 60	40
Resistência à Compressão (MPa)	16	21
Resistência ao Cisalhamento (MPa)	20 – 38	21
Resistência ao Rasgamento (kN/m)	15 – 49	93 – 311
Limite de Alongamento (%)	650 – 800	~ 300
Dureza (Vickers)	16 – 22	~ 5
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	0,19 – 0,25	~ 0,38
Expansão Térmica (10 ⁻⁶ °C ⁻¹)	88 – 175	180
Ponto de Fusão (°C)	115 – 180	~ 138
Calor Específico (J/kg.K)	1500 – 1800	~ 1500
Temperatura de Transição Vítreia (°C)	- 23 a - 34	~ - 120
Absorção de Água (% em peso)	0,02 – 0,05	< 0,01

A resposta biológica ao poliuretano será apresentada em detalhes no capítulo 9 e ao polietileno já foi apresentada no item 1 deste capítulo.

A artroplastia do núcleo é uma tecnologia emergente que permite a substituição apenas do núcleo pulposo do disco degenerado utilizando dispositivos protéticos, deixando o resto do disco vertebral intacto. Alguns hidrogéis exibem resistência mecânica e durabilidade, e com isto têm sido utilizados em aplicações da coluna, substituindo somente o núcleo do disco onde as propriedades de suporte de carga são pré-requisitos funcionais para o tratamento da estenose vertebral. Um dos biomateriais que mais se adequa a esta condição funcional é o poliacrilonitrila hidrolisado (HPAN). A figura 8.74 apresenta a unidade monomérica do PAN e sua reação para a obtenção do HPAN.

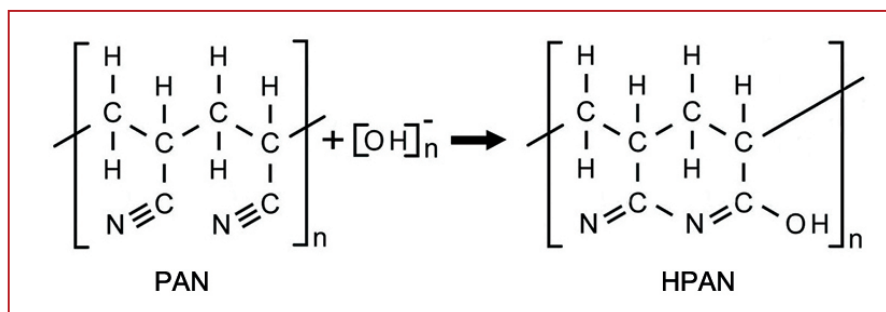


Figura 8.74 - Reação de hidrólise do poliacrilonitrila

O HPAN, hidrogel termoplástico, é composto de copolímeros formando multiblocos acrílicos. Uma reação heterogênea do polímero hidrófobo poliacrilonitrila com hidróxido de sódio produz um copolímero em bloco solúvel em água, que, após a separação das fases produz aglomerados cristalinos de grupos nitrila funcionalmente hidrófobos e domínios hidrófilos amorfos com afinidade de ligação com moléculas de água. A síntese deste hidrogel provém de uma reação química simples sem uso de monômeros, reticuladores, catalisadores ou outros componentes tóxicos. O HPAN já vem sendo utilizado na formulação de lentes de contato, matriz de liberação controlada de droga e implantes ginecológicos e ortopédicos.

O HPAN sugere ser uma alternativa atraente aos materiais tradicionais para o tratamento de doenças degenerativas da coluna vertebral, principalmente, para alívio rápido de dores decorrentes destas doenças. Estudos em animais mostram que os implantes de hidrogel HPAN são seguros e biocompatíveis associados a um processo inflamatório pequeno. Sua propriedade de memória de forma viabiliza ato cirúrgico minimamente invasivo, onde o protocolo de inserção do hidrogel no núcleo pulposo do disco pode ser visto na figura 8.75.

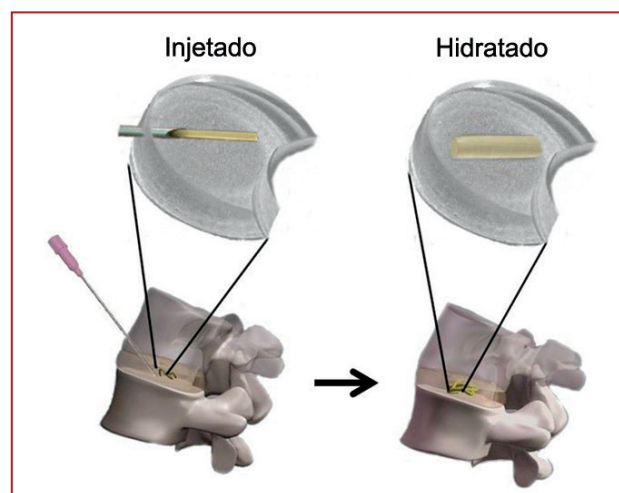


Figura 8.75 - Artroplastia do núcleo pulposo com HPAN (sistema GelFix)

Outros produtos para artroplastia de núcleo pulposo são ofertados no mercado, entretanto exigem procedimento cirúrgico mais invasivo. Um exemplo é o produto PDN da Raymedica Inc. O PDN é constituído de pastilha de hidrogel, copolímero de poliacrilamida e poliácridonitrila, onde a proporção de cada componente define o grau de absorção de líquido e, conseqüentemente, sua expansão, revestida com malha de polietileno. O procedimento de inserção do PDN no núcleo do disco espinal e sua forma podem ser vistos na figura 8.76.

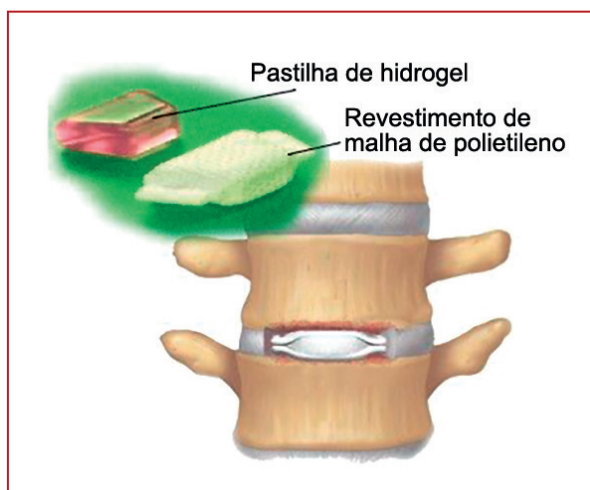


Figura 8.76 - Artroplastia do núcleo pulposo com sistema PDN (Raymedica)

Complicações relacionadas com o implante PDN têm incluído a migração do dispositivo em alguns pacientes em função de mudanças na redistribuição das cargas mecânicas aplicadas sobre o disco, pondo em risco novamente a compressão da medula.

8.5 Aplicações na cirurgia cardiovascular

O sistema cardiovascular é composto do coração e de todos os vasos sanguíneos. Biomateriais em aplicações cardiovasculares, independente de seu local de implantação, têm em comum o contato com o fluxo sanguíneo, seja sua função intra ou extracorpórea. O fluxo sanguíneo carrega células endoteliais vasculares, fibroblastos e um número de outras células e material de matriz acelular que formam todo o tecido biológico. A tabela 8.37 apresenta as principais aplicações cardiovasculares para biomateriais com as respectivas expectativas do período de contato com o fluxo sanguíneo.

Aplicações na Odontologia

9.1 Aplicações na implantodontia

Os implantes orais, dentários ou odontológicos representam o principal dispositivo implantável desta especialização odontológica. Entretanto fresas, profundímetros, barreiras e seus parafusos de fixação são dispositivos frequentemente empregados nos protocolos cirúrgicos de colocação dos implantes. Os materiais empregados nestes dispositivos já foram descritos no item 1 do capítulo 8, sendo especificados nas tabelas 8.2, 8.3, 8.5 e 8.6.

A principal atenção da implantodontia se concentra nas condições de adesão *tecido ósseo: superfície do implante*, uma vez que esta interface define a capacidade funcional do implante, ou seja, resistência mecânica com ausência de mobilidade suficientes para responder aos esforços de mastigação. Sendo assim, o fenômeno da osseointegração espelha a essência desta adesão e, portanto, o titânio e suas ligas cirúrgicas são os principais metais empregados na fabricação deste tipo de implantes em função da sua elevada biocompatibilidade.

A interface *tecido ósseo: implante* é composta por uma combinação de tecido mineral e tecido fibroso. Quanto maior a porcentagem de tecido mineral aderido na superfície do implante maior a resistência do implante aos esforços mecânicos da mastigação. A porcentagem de cada tipo de tecido em contato com o implante pode depender dos seguintes fatores:

- 1) Propriedades da superfície do implante: pureza, tipo de rugosidade/porosidade, grau de molhabilidade (tensão superficial) etc.;
- 2) Ajuste dimensional da loja cirúrgica: tamanho da folga entre as dimensões da loja e do implante;

3) Tempo de início da aplicação de carga mecânica após implantação.

A figura 9.1 apresenta um implante dentário em sua forma mais comum, as denominações de suas partes superficiais e os tipos de tecido em contato.



Figura 9.1 - Implante dentário com suas superfícies de contato tecidual

Os processos e aspectos de rugosidade da superfície ativa de implantes de titânio (figura 8.3 do capítulo 8) e os pontos mais importantes de resposta biológica à sua presença em contato com o tecido ósseo já foram anteriormente apresentados no item 1.1 do capítulo 8.

Dispositivo também bastante importante na implantodontia é a barreira de regeneração tecidual guiada. Esta barreira é composta de material não reabsorvível servindo de proteção de vazios ósseos (ausência de tábua óssea ou descência) ao redor

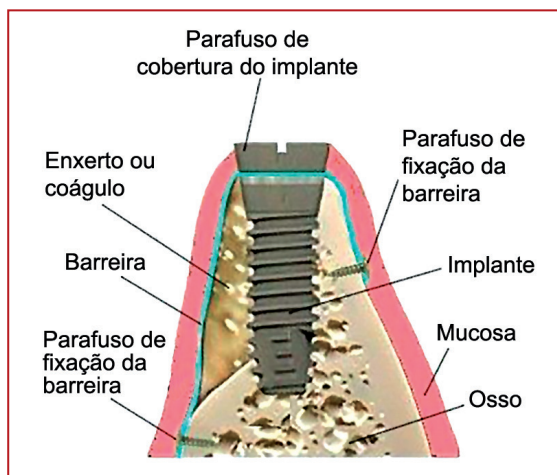


Figura 9.2 - Barreira de regeneração tecidual e parafusos de fixação

de implantes contra a invaginação gengival e/ou preservação do enxerto ósseo, garantindo assim o espaço para a formação de novo tecido ósseo. Os materiais mais utilizados para compor estas barreiras são o titânio metálico e o politetrafluoretileno (PTFE). A superfície das barreiras de regeneração tecidual guiada usualmente possui certa permeabilidade para permitir troca de fluidos entre a região confinada e a região externa. A aplicação destas barreiras e seus parafusos de fixação pode ser vista na figura 9.2.

O PTFE, cuja unidade monomérica foi apresentada no capítulo 4 (figura 4.2), tem sua reação de polimerização a partir do gás tetrafluoretileno no qual uma das duas ligações covalentes entre seus carbonos é quebrada promovendo radicais livres. Quando isso acontece, dois elétrons são deixados sem par que facilmente se associam com um dos carbonos de outra unidade monomérica. Esta reação está representada na figura 9.3.

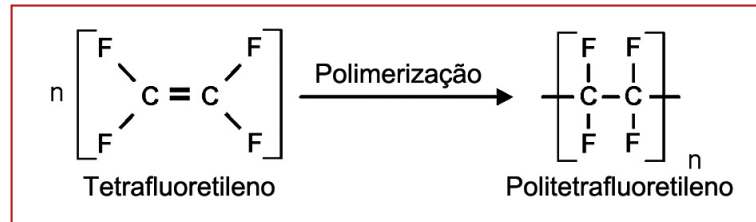


Figura 9.3 - Reação de polimerização do politetrafluoretileno

A molécula do polímero PTFE apresenta configuração, conforme mostra a figura 9.4.

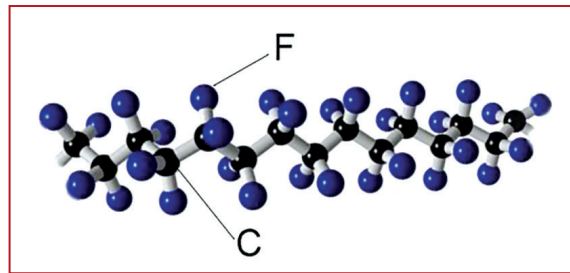


Figura 9.4 - Configuração espacial da molécula do politetrafluoretileno

As principais propriedades do PTFE estão apresentadas na tabela 9.1.

Tabela 9.1 - Propriedades do Politetrafluoretileno (PTFE)

Propriedades	Politetrafluoretileno (PTFE)
Massa específica (g/cm ³)	crystal = 2,3; amorfo = 2,0
Módulo de Elasticidade (MPa)	550
Resistência à Compressão (MPa)	34,5
Resistência ao Dobramento (MPa)	não rompe
Resistência à Tração (MPa)	20 – 35
Tensão de Escoamento (MPa)	~ 9
Alongamento até Ruptura (%)	~ 400
Temperatura de Fusão (°C)	~ 327
Calor Específico (J/kg.K)	1400 – 1500
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	0,25
Absorção de Água (% em peso)	<0,01

O PTFE é utilizado em uma série de dispositivos biomédicos em função da resposta biológica aceitável pelo organismo. Existem contradições quanto ao processo inflamató-

rio provocado pela implantação de PTFE em contato com tecidos moles. Alguns estudos apontam que seu contato apresenta certo processo inflamatório enquanto outros não o observam. Há indícios de que a exposição de células mononucleares sanguíneas ao PTFE estimula a produção de $\text{TNF}\alpha$, mas, quando utilizado em contato com o tecido periodontal, não sugere produzir uma resposta inflamatória ou impedir o desenvolvimento do cimento e do tecido ósseo, mantendo-se inerte sem estimular a produção de $\text{TNF}\alpha$.

Outro ponto de importância no contato do PTFE aos tecidos vivos é a forma de adesão celular à sua superfície para a geração de contato realmente íntimo entre si principalmente se tratando de células endoteliais e epiteliais uma vez que o PTFE tem sido utilizado em dispositivos do sistema cardiovascular e em componentes odontológicos implantáveis. Quanto às células epiteliais, estudos demonstram que as células aderidas apresentam características de degeneração celular com perdas de pormenores estruturais. Já em aplicações vasculares, dispositivos compostos por nanofibras de PTFE sugerem apresentar mínima adsorção de proteínas e adesão celular comparativamente com outros biomateriais de recobrimento como PEG, além de não ser imunogênico, apresentando-se potencialmente seguro para as aplicações, como enxertos vasculares e revestimento para *stents*.

Quanto aos parafusos de fixação das barreiras na estrutura óssea, estes usualmente são feitos de titânio grau cirúrgico (vide tabela 8.3 do capítulo 8). Considerando que, na remoção da barreira após correção do defeito ósseo com a formação de um novo tecido, os parafusos de fixação demandam um esforço considerável para também serem removidos. Em função disto, uma alternativa reabsorvível existe no mercado onde os parafusos metálicos são substituídos por parafusos ou tachinhas de copolímero ácido polilático-co-poliglicólico (PLGA), cuja composição mais comum é 80% de ácido láctico e 20% de ácido glicólico, e que se degrada por hidrólise de suas ligações éster na presença de água. A proporção láctico/glicólico define a taxa de degradação onde esta aumenta com o aumento de concentração do ácido glicólico. A figura 9.5 apresenta a configuração de uma tachinha de PLGA.



Figura 9.5 - Tachinha de PLGA para fixação de barreira

A polimerização do copolímero PLGA pode ser obtida por várias rotas de síntese a partir do ácido polilático (PLA) e ácido poliglicólico (PGA) que vão desde processo enzimático até termo-químico. A relação em peso ou volumétrica de cada componente e tipo de rota definem as propriedades finais do copolímero PLGA obtido. A figura 9.6 apresenta a condição termoquímica mais comum para obtenção do PLGA.

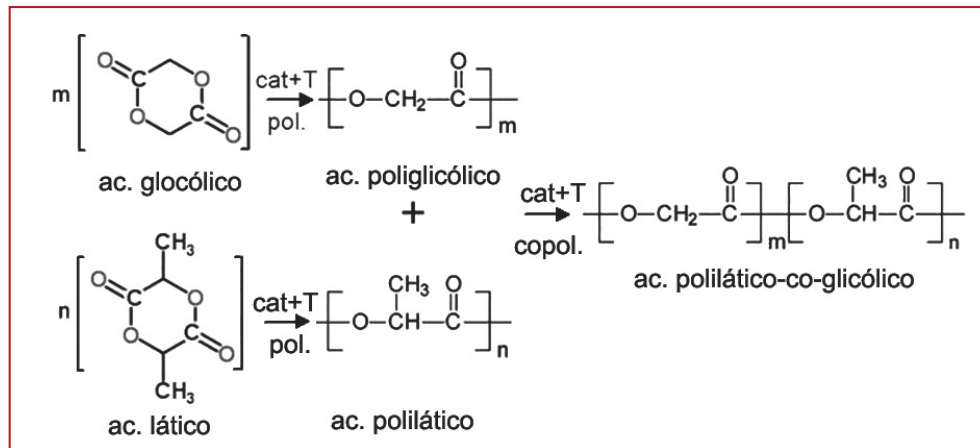


Figura 9.6 - Rota termoquímica (catalisador/temperatura) de síntese de PLGA

As propriedades físico-químicas do PLGA dependem de vários fatores, como o peso molecular inicial, a razão de PGA para PLA, a exposição à água e a temperatura de armazenamento. Ainda assim, para o PLGA com razão PLA/PGA por volta de 80/20, as principais propriedades estão apresentadas na tabela 9.2.

Tabela 9.2 - Propriedades do ácido polilático-co-poliglicólico (PLGA)

PROPRIEDADES	ÁCIDO POLILÁTICO-CO-POLIGLICÓLICO (PLGA)
Densidade (g/cm ³)	LA:GA (80:20) = 1,34
Módulo de Elasticidade (GPa)	LA:GA (80:20) = 2
Resistência à Compressão (MPa)	LA:GA (50:50) = 1,2
Resistência ao Dobramento (MPa)	LA:GA (95:05) = 133
Resistência à Tração (MPa)	LA:GA (84:16) = 74,66
Tensão de Escoamento (MPa)	LA:GA (75:25) = 0,11
Alongamento até Ruptura (%)	3 – 10
Temperatura de Transição Vítreia (°C)	45 – 55
Temperatura de Fusão (°C)	LA:GA (84:16) = 149,45
Calor Específico (J/mol°C)	LA:GA (75:25) = 154,9
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	LA:GA (75:25) = 0,08
Absorção de Água (% em peso)	LA:GA (75:25) < 0,5

Entre os polímeros bioabsorvíveis com propriedades mecânicas suficientes para compor dispositivos de fixação, o PLGA tem sido extremamente estudado inclusive como

compósito com hidroxiapatita, biovidro e cimento ósseo. Considerando seu propósito funcional, o PLGA deve conservar as suas propriedades mecânicas de fixação até ao final do processo de regeneração tecidual tendo então seu processo de degradação concomitante com sua absorção sendo assim metabolizado e substituído por tecidos neoformados. Desta forma, o PLGA não provoca uma permanente reação crônica de corpo estranho porque o corpo humano gradualmente o absorve.

O PLGA sugere ser capaz de regenerar tecidos através da interação da sua biodegradação com células imunológicas, tais como macrófagos, fibroblastos e osteoblastos. O processo de biodegradação do PLGA com taxa de degradação mais elevadas (maior porcentagem de GA) desenvolve tecido fibroso maduro com deposição de colágeno, enquanto o PLGA de mais lenta degradação (maior porcentagem de LA) mostrou menores depósitos de colágeno ainda na fase ativa celular. A biodegradação do PLGA apresenta perfil de produção de citocinas extremamente semelhante ao perfil do NaCl. Independente disto, não se pode afirmar que a incapacidade de obter um efeito significativo da resposta imune não signifique que as partículas de PLGA sejam completamente inertes sob o ponto de vista imunológico.

Com relação à resposta imunológica, o tratamento das células dendríticas com PLGA aumentou os níveis de expressão de CD86 (proteína coestimuladora encontrada em antígenos presentes nas células que proporciona sinais necessários para a ativação e sobrevivência das células T), CD40 (proteína coestimuladora encontrada em antígenos presentes nas células e necessária para a sua activação) e HLA-DQ (proteína tipo receptora da superfície celular) resultando na elevada secreção de citocinas inflamatórias TNF- α e IL-6.

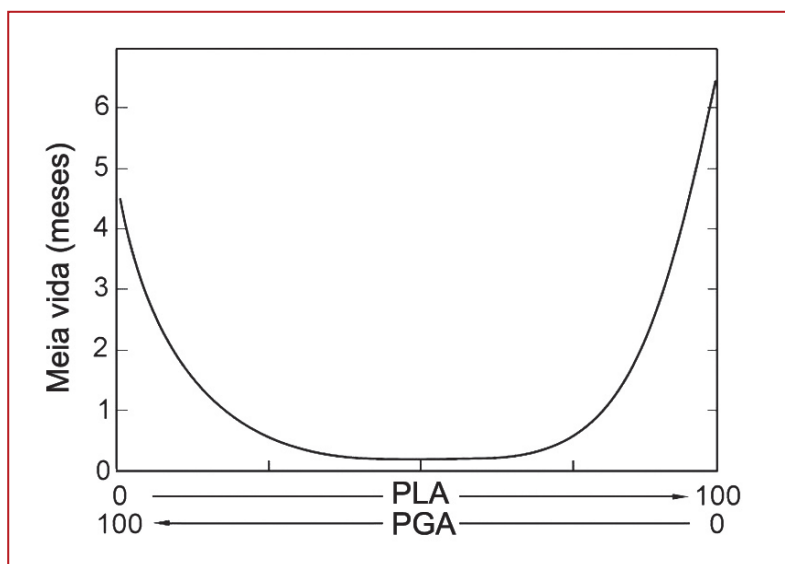


Figura 9-7. Meia-vida (perda em 50% da massa por hidrólise) do PLGA em função da composição (% de PLA/PGA)

Independente de respostas imunes, estudos do PLGA como matriz de liberação controlada de drogas e hormônios demonstram resultados favoráveis à sua utilização, principalmente pela combinação extremamente funcional entre sua composição (porcentagem relativa LA:GA) e sua taxa de biodegradação (figura 9.7).

9.2 Aplicações na prótese dental

Uma prótese dental representa a montagem de componentes cujas funções devem atender aos requisitos mecânicos do processo mastigatório bem como o caráter estético do conjunto formado pelas demais unidades dentárias. Esta montagem de componentes está esquematizada na figura 9.8 e seus principais materiais descritos a seguir.

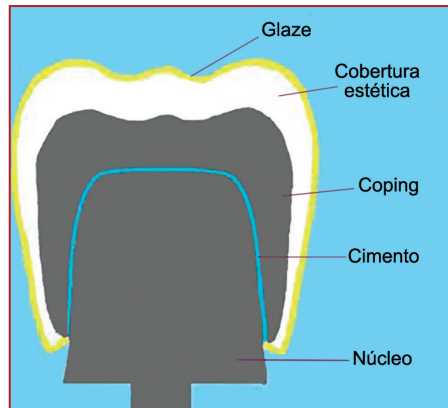


Figura 9.8 - Componentes de uma prótese dental unitária

9.2.1. Núcleo

Núcleo é o componente da prótese que faz a junção entre a raiz ou implante e a corôa. Seus principais materiais de composição são ligas metálicas (Ag-Pd, Ni-Cr, Cr-Co, Cu-Al, AISI 316L, Au-Ag-Cu), alumina, alumina-zircônia, zircônia, compósito fibra de vidro-resina fenólica e compósito fibra de carbono-resina fenólica.

A tabela 9.3 apresenta as propriedades de algumas ligas metálicas mais utilizadas na fabricação de núcleo, coping e coroa de próteses dentais.

Tabela 9.3 - Propriedades das principais ligas protéticas

PROPRIEDADES	Ag-Pd	Ni-Cr	Co-Cr	Au-Ag-Cu	Cu-Al	316L
Massa específica (g/cm ³)	~11	7,8-8,6	8,3-10	14,2-16,6	7,6	8
Módulo de Elasticidade (GPa)	~300	170-220	220-233	53-76	~ 117	190-210
Resistência à Tração (MPa)	320-570	~480	665-950	275	550	564-586
Tensão de Escoamento (MPa)	~311	255-800	710	256-317	190	~ 170
Alongamento até Ruptura (%)	3-38	3-25	> 8	45	35	~ 40
Dureza (Vickers)	65-145	160-395	217-460	130-220	125	152-159
Ponto de Fusão (°C)	~1150	940-1430	1300-1400	900-990	1050	~ 1425
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	~60	8-17	11,2-13	89	~ 45	16,2-18,5
Expansão Térmica (10 ⁻⁶ °C ⁻¹)	~15	14-15,5	12,5-13,6	~ 14	~ 16,5	17,3
Resistência à Corrosão	Boa	Elevada	Elevada	Elevada	Boa	Elevada
Tipo de Estrutura Cristalina	CFC	CFC	HC	CFC	CCC/HC	CFC

Todas as ligas apresentadas na tabela 9.3 apresentam a resistência à corrosão como um dos requisitos principais para a sua aplicação funcional. Entretanto, a liberação de íons sempre estará relacionada diretamente à biocompatibilidade destas ligas e, neste sentido, é fundamental o conhecimento sobre a resposta biológica que proporcionam. Mesmo que estas ligas não estejam diretamente em contato com tecidos vivos, como o ambiente bucal que é considerado extremamente agressivo, é de se esperar que processos de dissolução, desgaste e/ou corrosão das ligas ocorram, permitindo que íons ou partículas interajam com o organismo.

As ligas de prata-paládio (Ag-Pd) são classificadas como metais nobres pelo sistema de classificação da *American Dental Association*, mas a segurança biológica do Pd em ligas odontológicas tem sido motivo de preocupação decorrente de relatos de incidência frequente de resposta alérgica ao metal nos últimos anos e comprovação de acúmulo na forma iônica em rins, fígado, tireoide e cérebro oferecendo assim certa toxicidade no sistema biológico. Na condição de metal puro, o Pd sugere também prejudicar a atividade da mitocôndria e inibir a atividade e função enzimática. No entanto, não existem casos bem documentados de reações biológicas adversas ao paládio como componente da liga metálica Ag-Pd. Mesmo apesar dos possíveis efeitos biológicos adversos de seus íons, o risco do Pd em ligas de fundição dentárias sugere ser mínimo devido à sua baixa taxa de dissolução a partir dessas ligas.

As ligas de níquel-cromo (Ni-Cr) não contendo berílio (Be) demonstram ser mais resistentes à corrosão que aquelas contendo Be e sugerem liberar íons Ni^{++} na mesma ordem de grandeza que comumente se encontra em alimentos e bebidas. As Ligas Ni-Cr-Be sugerem liberar íons Be^{++} em altas doses colocando assim a saúde em risco. Estudos sugerem que coroas a base de ligas Ni-Cr não promovem alterações nos níveis de Ni na saliva e soro sanguíneo.

As ligas de ouro-prata-cobre (Au-Ag-Cu) são consideradas como as ligas protéticas de menor resistência à corrosão. Em meio de cultura, esta liga libera elevados teores de íons Cu e Ag reduzindo a atividade de desidrogenase succínica (SDH) com o tempo de exposição ao meio e conseqüentemente caracterizando acréscimo em seu grau de citotoxicidade.

As ligas de cobre-alumínio (Cu-Al), pela presença de seu elemento principal Cu, exercem sua toxicidade para os micro-organismos através de vários mecanismos paralelos, o que as tornam vantajosas com relação às demais ligas protéticas. Entretanto, considerando-se que no ambiente bucal, linfócitos gengivais estão envolvidos na manutenção da defesa dos tecidos periodontais, os produtos de corrosão das ligas de cobre indicam que podem alterar as respostas imunes e assim contribuir para uma variedade de patologias dentárias.

As ligas de cobalto-cromo (Co-Cr) já tiveram sua resposta biológica apresentada no sub-item 1.3 do capítulo 8. Porém, como material de prótese dentária em poucos estudos localizados na literatura, a liga Co-Cr comparativamente ao titânio sugere liberar significativamente mais íon Co que íon Ti na saliva e que células epiteliais e fibroblastos aderem menos na superfície da liga Co-Cr que na superfície do titânio sem significativa alteração morfológica para ambas.

O aço inoxidável 316L também já teve sua resposta biológica apresentada no subitem 1.2 do capítulo 8. Como avaliação no meio bucal, estudo eletroquímico comparativo entre aço inoxidável, titânio cp e liga Ti6Al4V em meio de saliva artificial (solução de Ringer), apontou que o aço inoxidável e a liga de titânio apresentaram desempenho semelhante quanto à liberação iônica no meio e formação de porosidade em suas superfícies. Quanto à liberação iônica em saliva artificial, dentre os aços inoxidáveis da série AISI 300, o aço AISI 316L é o que menos libera íons Ni⁺⁺ no meio.

Os núcleos de próteses dentárias também podem ser fabricados com compósito de fibra de vidro (retentores intrarradiculares de resina epoxídica+aglomerado de fibras de silicato de alumínio e cálcio) onde se tem quase nenhuma informação sobre respostas biológicas ao compósito. Um dado interessante é que micro-organismos como *cândida albican* aderem menos ao compósito do que à resina acrílica, usualmente utilizada para fabricação de estrutura de próteses parciais ou totais. Existem retentores intrarradiculares produzidos com resina epoxídica e aglomerado com fibra de carbono ao invés de fibras de vidro. Comparativamente, os pinos aglomerados com fibra de carbono oferecem resistência mecânica superior ao esforço de flexão.

Os principais núcleos cerâmicos têm sua composição em alumina ou zircônia, cujas respostas biológicas já foram apresentadas nos itens 1.7 e 1.8 do capítulo 8 respectivamente.

9.2.2. Coping

O *coping* é o arcabouço da corôa da prótese cuja superfície interna faz junção com o núcleo e a superfície externa com a corôa propriamente dita. Seus principais materiais de composição são ligas metálicas utilizadas nos núcleos (Ag-Pd, Ni-Cr, Cr-Co, Cu-Al, AISI 316-L, AISI 304L, Au-Ag) e cerâmicas de alumina, alumina-zircônia e zircônia.

9.2.3. Coroa

A coroa de uma prótese dentária pode ter seu revestimento polimérico ou cerâmico e, seu arcabouço (*coping*) metálico ou somente cerâmico, o que a faz ser denominada de *metal-free*.

Os revestimentos poliméricos são compósitos de resinas acrílicas (resinas compostas) contendo partículas cerâmicas podendo ser foto ou termo-polimerizáveis. As resinas são usualmente compostas por um componente particulado de um copolímero de metacrilato de metila e um componente líquido de monômeros de resinas acrílicas complexas, onde o mais utilizado é o 2,2-bis[4(2-hidroxi-3-metacriloxipropoxi)-fenil]propano ou metacrilato de bisfenol A-glicidilo, usualmente chamado de Bis-GMA. Devido a alta viscosidade do Bis-GMA, outros monômeros são incorporados na composição da resina e os principais dimetacrilatos podem ser vistos na figura 9.9, os quais oferecem baixa toxicidade no ambiente bucal e ausência de efeito mutagênico ou cancerígeno.

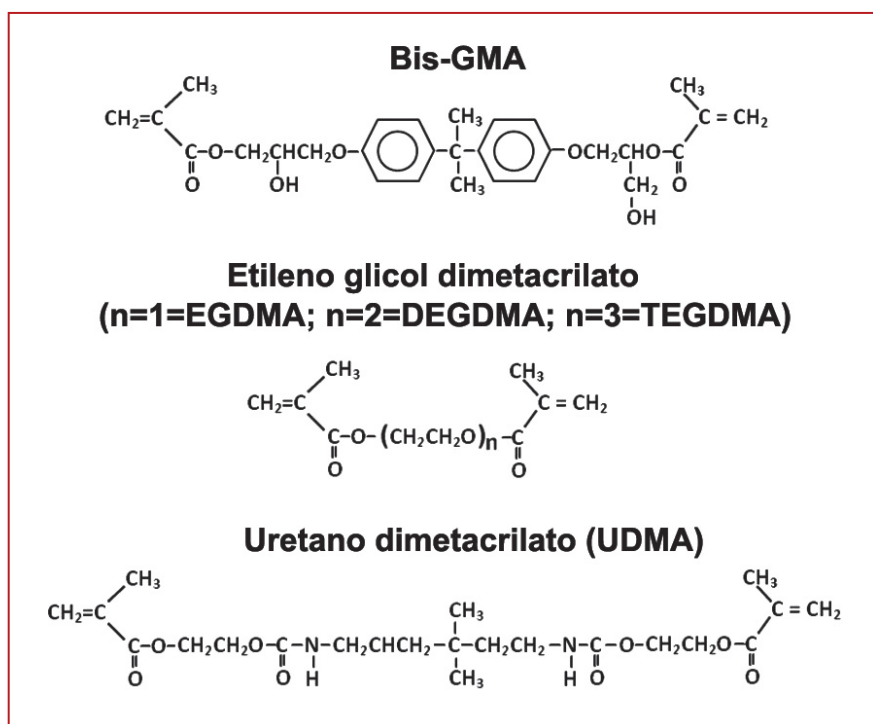


Figura 9.9 - Principais monômeros de resinas acrílicas dentárias

As fases dispersas (*fillers*) estão na forma de micro ou nanopartículas onde os principais materiais de composição são: vidros, sílica, sistemas mistos de óxidos (alumina/zircônia) e materiais rádio-opacos (trifluoreto de itérbio). As partículas do material disperso têm a função de melhorar as propriedades físicas e mecânicas da matriz polimérica, de modo que incorporar elevada porcentagem deste material é importante. O material disperso reduz o coeficiente de expansão térmica e contração pós-cura, proporciona a propriedade de rádio-opacidade, facilita a manipulação e melhora os resultados estéticos, da resina composta.

As resinas compostas convencionais possuem tamanho médio de partículas que superam $1\mu\text{m}$ para as fases dispersas e são denominadas de *macrofilled* sendo muito re-

sistentes à abrasão, sendo de difícil polimento ao longo das revisões de manutenção. Para contornar esta questão, formulações de resina contendo nanopartículas passaram a ser ofertadas no mercado contendo partículas de sílica amorfa com tamanho médio de 40 nm, sendo assim precisamente chamadas de *nanofilled*. Para garantir a resistência, maior volume de nanopartículas puderam ser incorporadas através da aglomeração em micropartículas pré-polimerizadas de resinas mais resistentes dentro da matriz da resina composta denominadas de *microfilled*. Outra composição de fases dispersas com tamanhos mistos micrométricos e nanométrico de partículas visando reduzir a contração volumétrica pós-cura, define a resina composta como *híbrida*. A figura 9.10 apresenta de forma esquemática as diversas formas de disposição das fases dispersas das resinas compostas comerciais.

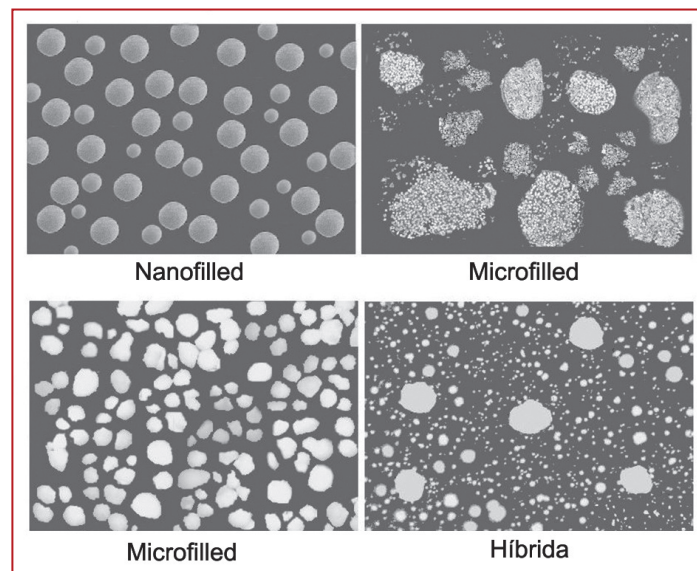


Figura 9.10 - Resinas compostas em função do tipo de dispersão: nanofilled- sílica vítrea dispersa ($\Phi \sim 40$ nm); microfilled-cluster pré-polimerizado de nanopartículas de óxidos ($\Phi \sim 1 \mu\text{m}$); macrofilled-micropartículas dispersas de óxidos ($\Phi \sim 2 \mu\text{m}$); híbrida-micro e nanopartículas de óxidos dispersas.

É importante observar que opacificantes e pigmentos para formação de cor e tonalidade também fazem parte da composição da resina composta (compósito), mas em baixa porcentagem. A proporção em volume entre os componentes da resina em si e das fases dispersas varia usualmente de 40 a 60% entre eles.

Considerando-se a grande diversificação das resinas compostas existentes no mercado quanto ao tipo e quantidade de seus componentes, principalmente relacionada aos monômeros e fases dispersas, os valores das propriedades mais importantes destas resinas variam enormemente. A tabela 9.4 apresenta as faixas mais comumente encontradas para estes valores.

Tabela 9.4 - Propriedades de resinas compostas

Propriedades	Faixa de valores
Densidade (g/cm ³)	1,84 – 2,38
Módulo de Elasticidade (GPa)	2,5 – 25
Resistência à Tração (MPa)	31 – 46
Resistência à Compressão (MPa)	140 – 280
Resistência à Flexão (MPa)	50 – 145
Tensão de Escoamento (MPa)	164 – 191
Tenacidade à Fratura (MPa.m ^{1/2})	0,7 – 1,7
Alongamento até Ruptura (%)	0,17 – 0,25
Dureza (Vickers)	19 – 103
Temperatura de Transição Vítreia (°C)	47 – 147
Ponto de Fusão (°C)	Degrada a partir de 250 °C
Expansão Térmica (10 ⁻⁶ °C ⁻¹)	25 – 60
Condutividade Térmica (Wm ⁻¹ °C ⁻¹)	1,2 – 1,3
Contração Volumétrica Pós-Cura (%)	1,5 – 3
Absorção de Água (µg/mm ³)	13 – 26

Assim, em função do elevado volume de variantes nos componentes entre as diversas resinas compostas existentes atualmente no mercado, a preocupação maior está concentrada em estudos que levem a uma definição mais concisa das questões relacionadas com a biocompatibilidade destes compósitos odontológicos, principalmente relacionados aos monômeros.

A perda de componentes das resinas compostas na cavidade oral está relacionada ao grau de bioestabilidade destas resinas em função de variações térmicas e de pH no ambiente bucal. A eluição, ou seja, a liberação de componentes não reagidos provocada pelo constante arraste de fluído oral na superfície da resina, é um processo dependente da taxa de difusão do líquido na sua estrutura, o que depende do tipo de polímero, do tratamento da superfície das partículas das fases dispersas, da natureza da saliva e do grau de polimerização da resina, o que depende do tipo de monômero e do processo utilizado na reação de cura. Uma vez que a quantidade de componentes lixiviáveis da resina pode ser significativa, e que existem relatos de que o monômero TEGDMA pode estimular o crescimento de bactérias tais como *Streptococcus* e *Lactobacillus*, e que produtos de degradação do Bis-GMA possuem capacidade de serem potencialmente estrogênicos, é importante considerar a quantidade especificada pelo fabricante de monômero residual de cada resina composta ofertada o mercado, uma vez que pode chegar a mais de 1% do peso da resina curada, o que não é pouco.

Com relação especificamente aos efeitos citotóxicos nos tecidos gengivais humanos, os produtos lixiviados das resinas compostas podem conduzir à morbidade, prejudicar a