

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ

Jonathan Floriano Alves da Cruz

**ESTUDO DO BIOMATERIAL AÇO INOXIDÁVEL 316 GRAU ASTM
F138 EM FRATURAS ÓSSEAS**

Taubaté –SP

2017

Jonathan Floriano Alves da Cruz

**ESTUDO DO BIOMATERIAL AÇO INOXIDÁVEL 316 GRAU ASTM
F138 EM FRATURAS ÓSSEAS**

Monografia apresentada para obtenção do Certificado de Conclusão do curso de Engenharia Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica pela Universidade Taubaté.

Orientador: Prof.º. Alúcio Pinto da Silva

Taubaté –SP

**Ficha Catalográfica elaborada pelo SIBi – Sistema Integrado
de Bibliotecas / UNITAU - Biblioteca das Engenharias**

C957e Cruz, Jonathan Floriano Alves da
Estudo do biomaterial aço inoxidável 316 grau ASTM
F138 em fraturas ósseas. / Jonathan Floriano Alves da Cruz.
- 2017.

52f. : il; 30 cm.

Monografia (Graduação em Engenharia Mecânica) –
Universidade de Taubaté. Departamento de Engenharia
Mecânica e Elétrica, 2017

Orientador: Prof. Dr. Aluisio Pinto da Silva,
Departamento de Engenharia Mecânica e Elétrica.

1. Biomaterial. 2. F138. 3. Aço inoxidável. I. Título.

JONATHAN FLORIANO ALVES DA CRUZ

**ESTUDO DO BIOMATERIAL AÇO INOXIDÁVEL 316 GRAU ASTM F
138 EM FRATURAS ÓSSEAS**

Monografia apresentada para obtenção do Certificado de Conclusão do curso de Engenharia Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica pela Universidade Taubaté.

Data: 01/11/2019

Resultado: Aprovada

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Aluísio Pinto da Silva

Universidade de Taubaté

Assinatura _____



Prof. M^o Paulo Cesar Corrêa Lindgren

Universidade de Taubaté

Assinatura _____



Dedico este trabalho à minha mãe, Valéria, por buscar minha felicidade e meu crescimento e por ter me auxiliado a tornar-me o homem que sou hoje.

À minha namorada Paloma, pelo amor, carinho e pelo auxílio que me proporciona estando todos os momentos ao meu lado.

Aos meus familiares, por toda a ternura, conforto e segurança que me fornecem.

Aos meus amigos que conheci e fiz amizade durante o curso e que tornaram o período de estudo gratificante e prazeroso.

A todas as pessoas que acreditaram e me motivaram a realizar a graduação, sempre acreditando no meu potencial.

Sem o auxílio e amparo de vocês, de nada valeria este TG.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço ao Senhor, por me fortalecer e me fazer seguir em frente mesmo nos momentos de fraqueza.

Aos Prof. Dr. Aluísio Pinto da Silva, Prof. M^e. Carlos Antonio Vieira e Prof. M^e. Fábio Henrique Fonseca Santejani, pelas orientações no processo de elaboração deste trabalho. Gostaria de agradecer ao Prof. M^e Paulo Cesar Corrêa Lindgren por compor a banca de apresentação.

À Universidade de Taubaté, pelos espaços e materiais necessários para esta realização.

À minha namorada Paloma, por me auxiliar com ideias, sugestões e na parte de formatação.

“Estar decidido, acima de qualquer coisa, é o segredo do êxito.”

Henry Ford

RESUMO

Este estudo busca mostrar as aplicações e os avanços tecnológicos do aço inoxidável 316 Grau ASTM F138, que tem um grau de acabamento superficial para utilização em procedimentos ortopédicos nos seres humanos, em atividades e procedimentos cirúrgicos. Neste estudo analisa-se o biomaterial em função das necessidades ortopédicas do paciente, a partir de pesquisa exploratória qualitativa, levantando dados de artigos, livros e TCCs. Apresenta-se, também, o histórico dos biomateriais, com o desenvolvimento de técnicas de utilização e melhoria de sua composição, e os componentes essenciais para a fabricação do aço inoxidável tratado neste estudo, com os tratamentos necessários para a obtenção de sua pureza para fins ortopédicos. Citam-se as fraturas ósseas em que pode ser utilizado o aço ASTM F138, seus benefícios em comparação a outros materiais apresentados no mercado, identificando as consequências que o implante pode ocasionar no paciente, seja em casos de funcionalidade ou reações químicas e fisiológicas. Os resultados apontam que a utilização desse tipo de biomaterial pode ocorrer em várias regiões do corpo humano, obtendo resultados satisfatórios em relação às propriedades mecânicas e químicas. Conclui-se que o uso do aço inoxidável 316 Grau ASTM F138 vem sendo utilizado como o principal tipo de material para fins cirúrgicos, promovendo ao paciente segurança e bem-estar.

Palavras-chave: Aço Inoxidável. ASTM F138. Biomaterial Ortopédico.

ABSTRACT

This study seeks to show the applications and technological advancements of stainless steel 316 degree ASTM F138, which has a degree of surface finish for use in orthopedic procedures in humans, in surgical activities and procedures. In this study the biomaterial is analyzed according to the orthopedic needs of the patient, based on qualitative exploratory research, collecting data from articles, books and TCCs. It also presents the history of the biomaterials, with the development of techniques of use and improvement of its composition, and the essential components for the manufacture of the stainless steel treated in this study, with the necessary treatments to obtain its purity for purposes orthopedic. Bone fractures in which ASTM F138 steel can be used are mentioned, their benefits compared to other materials presented in the market, identifying the consequences that the implant can cause in the patient, either in cases of functionality or chemical and physiological reactions. The results indicate that the use of this type of biomaterial can occur in several regions of the human body, obtaining satisfactory results in relation to the mechanical and chemical properties. It is concluded that the use of stainless steel 316 degree ASTM F138 has been used as the main type of material for surgical purposes, promoting the patient safety and well-being.

Keywords: Stainless. Steel. ASTM F138. Biomaterial Ortopedic.

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Problemas corporais e seus respectivos biomateriais.....	15
Quadro 2 - Órgãos e seus respectivos biomateriais.....	16
Quadro 3 - Sistemas presentes no corpo e seus respectivos biomateriais.....	16
Quadro 4 – Vantagens e desvantagens de cada composição de biomateriais.....	18
Quadro 5 - Elementos presentes no aço inoxidável F138 e sua porcentagem (%) em relação à quantidade.....	22

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Detalhamento do cúbico de face centrada (CFC)	20
Figura 2 - Teste de tensão sobre a resistência de materiais.....	25
Figura 3 - Gráfico tensão-deformação do aço F138.....	25
Figura 4 - Diagrama força <i>versus</i> deslocamento.....	27
Figura 5 - Conversor Bessemer.....	29
Figura 6 - Eliminação de elementos no conversor Bessemer.....	30
Figura 7 - Aquecimento elétrico no forno Siemens – Martin.....	32
Figura 8 - Representação de um forno Siemens – Martin.....	33
Figura 9 - Representação de um forno a arco elétrico.....	34
Figura 10 - Modelo do conversor AOD.....	35
Figura 11 - Fluxograma de produção na rota duplex e tríplex.....	37
Figura 12 - Sistema esquelético do corpo humano.....	42
Figura 13 - Sistema muscular do corpo humano.....	43
Figura 14 - Parafusos auto roscante e não auto roscantes.....	44
Figura 15 - Variedade de placas de fraturas.....	45
Figura 16 - Fratura do rádio, seção A.....	46
Figura 17 - Fratura do rádio, seção B	47
Figura 18 - Aplicação da placa de fratura, seção A.....	48
Figura 19 - Aplicação da placa de fratura, seção B.....	49
Figura 20 - Visualização da haste intramedular.....	50

LISTA DE TABELAS

Equação 1 – Equação da Tensão (σ).....	24
Equação 2 – Equação da Deformação (ϵ).....	24
Equação 3 – Equação da Dureza.....	26
Equação 4 – Reação entre o gás oxigênio e o metal líquido.....	37
Equação 5 – Reação entre o gás oxigênio e o metal líquido.....	37
Equação 6 – Reação entre o gás oxigênio e o carbono.....	37

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1 Passado Histórico	19
2.2 Composição e Estruturação	20
2.3 Resistência do material	23
2.3.1. Propriedades Mecânicas	23
2.3.2. Comportamento tensão-deformação	23
2.3.3. Critério de falhas	26
3 METODOLOGIA.....	28
3.1 Fabricação.....	28
3.1.1 Processo Bessemer	28
3.1.2 Processo Siemens-Martin	30
3.1.3 Forno a arco elétrico.....	33
3.1.4 Conversor AOB	35
4. APLICAÇÃO.....	39
4.1 Sistema imunológico	39
4.2 Efeitos biológicos e biomateriais	40
4.3 Teste de biocompatibilidade.....	40
4.5 Materiais.....	43
4.5.1 Parafusos	43
4.5.2 Placas de fraturas	45
4.5.3 Hastes Intramedulares	50
5 CONCLUSÃO.....	51
REFERÊNCIAS.....	52

1 INTRODUÇÃO

“Um biomaterial é um material sintético usado para reparar parte de um sistema vivo ou para o funcionar em contato íntimo com o tecido vivo.”
(PARK e LAKES, 1992).

“Biomaterial: Uma substância inerte sistemática e farmacologicamente concebida para implantação dentro ou incorporada a sistemas vivos.”
(Conselho consultivo para Biomateriais da Universidade de Clemson).

Esses são alguns exemplos que demonstram o conceito de biomateriais, que acabam atendendo a complicações ortopédicas, fraturas e a perda de funções. Seu uso se dá pela incisão da pele e fixação de placas, hastes, suturas ou outros materiais no corpo humano.

O biomaterial pode ser usado em substituição de ligamentos, tratamentos dentários, sequelas por acidentes e traumas, problemas genéticos, entre outros fatores. Aparelhos auditivos, ataduras, gases e outros produtos de primeiros socorros não podem ser representados como biomateriais, por não apresentarem ligação com a parte interna do corpo humano sendo fixados na epiderme.

Através deste conceito de biomaterial, pode direcionar ao aço inoxidável, mais precisamente o aço 316 Grau ASTM F138. Sendo um biomaterial composto de Carbono, Manganês, Fósforo e outros elementos de liga, onde sua finalidade é a aplicação em fraturas ósseas.

Por seu vasto campo de atuação e elaboração por processos metalúrgicos, sua composição e propriedades mecânicas devem ser analisadas e estudadas, já que podem haver reações nocivas no organismo humano.

Inflamações, infecções, ruptura do material, possibilidade de estilhaços e doenças degenerativas fazem parte do processo de análise do material a ser utilizado no local, ressaltando a saúde e integridade do paciente.

A seguir no Quadro 1, apresenta-se a relação entre problemas corporais e seus respectivos biomateriais.

Quadro 1 - Problemas corporais e seus respectivos biomateriais

Problema	Exemplos
Aplicação de biomateriais por substituição ou reforço	Articulação artificial do quadril, máquina de diálise de rins
Assistência na cura	Suturas, placa de ossos e parafusos
Melhoria de funções	Marcapasso cardíaco, lentes de contato
Correção de anomalias funcionais	Haste espinhal Harrington
Correção de problemas cosméticos	Mamoplastia de aumento, aumento de queixo
Ajuda para diagnósticos	Sonda e cateter
Ajuda para tratamentos	Cateter e drenagem

Fonte: Park & Lakes (1992)

O Quadro 2 abaixo traz os órgãos e os biomateriais mais utilizados nessas áreas, demonstrando que o componente sendo devidamente tratado e projetado pode ser aplicado em todas as partes do corpo humano, melhorando a mobilidade, resistência e funcionalidade no local do paciente.

Quadro 2 - Órgãos e seus respectivos biomateriais

Órgãos	Exemplos
Coração	Marcapasso cardíaco, substituição total das juntas
Pulmão	Máquina de oxigenação
Olho	Lentes de contato, substituição de lentes oculares
Orelha	Prótese do Estribo, reconstrução cosmética da orelha externa
Osso	Placa de ossos
Rim	Máquina de hemodiálise
Bexiga	Cateter

Fonte: Park & Lakes (1992)

O quadro 3 apresentado abaixo identifica os biomateriais utilizados nas divisões de sistemas existentes no homem. O biomaterial não necessariamente teria sua funcionalidade na parte interna do corpo, onde, componentes que se fixam na parte externa do corpo como suturas, esparadrapos e outros componentes que seriam em prol da saúde serão considerados um biomaterial.

Quadro 3 – Sistemas presentes no corpo e seus respectivos biomateriais

Sistema	Exemplos
Esquelético	Placas de ossos, substituição total das juntas.
Muscular	Suturas
Digestivo	Suturas
Circulatório	Válvulas de coração artificial, vasos de sangue.
Respiratório	Máquina oxigenadora
Tegumentar	Suturas, vestimenta para queimaduras, pele artificial.
Urinário	Cateter, máquina de hemodiálise.
Nervoso	Drenagem da Hidrocefalia, marca passo cardíaco.
Endócrino	Micro encapsulamento pancreático de ilhotas.
Reprodutivo	Mamoplastia de aumento, outras substituições cosméticas

Fonte: Park & Lakes (1992)

Os exemplos mostram o quanto é necessário o biomaterial, pois basicamente cada parte do corpo pode ser complementada ou substituída por ele. Com o conhecimento do funcionamento do organismo a ser posicionado, o material acaba fazendo parte do corpo do paciente, em muitos casos permanentemente.

A averiguação da composição a ser utilizada no material e as respostas que o corpo oferece em seu uso, seja em funções físicas, químicas ou elétricas, apresentam um gama de possibilidades para o ser humano. Isso demonstra que cada vez mais, o estudo da sobrevivência e cuidado com o corpo vem se desenvolvendo com o passar dos anos.

Elementos presentes no material devem ser estudados, analisados e testados, pois, se sua composição apresentar elementos nocivos; quantidade inapropriada para o organismo; pouca resistência à corrosão (pois o organismo apresenta elementos orgânicos altamente corrosivos) entre outros fatores, o material não terá o resultado obstinado a exercer. Ou pior, pode adoecer o paciente através de mutações do sistema genético, inflamações por reação dos anticorpos no material ou ocasionar na liberação de fragmentos do componente no corpo.

O Quadro 4, a seguir, indica as vantagens e desvantagens que cada composição de biomateriais pode oferecer em seu uso.

Quadro 4 – Vantagens e desvantagens de cada composição de biomateriais

Materiais	Vantagens	Desvantagens	Exemplos
Polímeros Nylon Silicone Teflon® Dacron®	Grande deformação elástica Fácil de fabricar	Não resistente Deforma-se com o passar do tempo Podem se degradar	Suturas, vasos sanguíneos, junção do acetábulo do quadril, orelha, nariz, operações leves no tecido
Metais Titânio Aços Inoxidáveis Ligas Co-Cr	Resistentes, grande ductilidade	Podem se corroer, densos	Substituição de juntas, placa de ossos e parafusos, implantes dentários
Cerâmica Óxido de alumínio Carbono Hidroxiapatita	Apresenta grande biocompatibilidade, inerte, resistente a compressões	Frágil, difícil fabricação, pequena deformação elástica	Procedimentos dentários, junção do acetábulo do quadril
Compósitos C-C	Resistente, feito sob medida	Difícil fabricação	Implante de juntas, válvulas cardíacas

Fonte: Park & Lakes (1992)

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Passado Histórico

O ser humano está em constante mudança e inovação, aproveitando-se do seu conhecimento e dos meios onde habita, sobressaindo-se mais das adversidades que podem lhe ocorrer. Além de um fato científico, ocorreu um fato histórico quando o homem, talvez agindo por necessidade, veio a desenvolver um princípio médico e medicinal utilizado até nos tempos atuais.

A preocupação com a saúde e bem-estar permitiu avanços médicos, partindo dos primórdios da Idade das Pedras e do Bronze, também conhecida como medicina primitiva, pode-se citar a confecção de instrumentos e aparatos para fins ortopédicos. Foram encontrados em crânios, na Europa, Ásia e América do Sul, perfurações realizadas com aparelhos rústicos semelhantes ao trépano, com que se fazia a trepanação (ENDERLE, BLANCHARD e BRONZINO, 1999) para análise de possíveis dores locais.

Com o conhecimento das composições químicas foram sendo analisadas as reações no organismo. Na Segunda Guerra Mundial houve um grande desenvolvimento de técnicas e equipamentos por decorrência dos feridos, como prótese de membros amputados e a descoberta da penicilina, além de táticas de guerra, como a projeção de estilhaços contra os olhos dos inimigos durante o combate (RATNER, HOFFMAN, *et al.*, 1996).

Em 1975 foi formada a Sociedade dos Biomateriais, por causa do grande sucesso dos simpósios sobre o tema realizado nos anos 1960 e 1970 na Universidade de *Clentom* (RATNER, HOFFMAN, *et al.*, 1996) (DA COSTA E SILVA e MEI, 1981). Com essa sociedade formada, vários estudos e atividades de diferentes áreas de atuação puderam ser elaborados, como das áreas farmacêuticas e biosensoriais.

Nada disso seria possível, porém, sem avanços de pesquisas de campo, de laboratórios, medicamentos, instrumentos médicos e procedimentos, como o caso de uma máquina de hemodiálise, que realiza a função do rim.

Como descrito anteriormente, o biomaterial sempre foi utilizado nas necessidades humanas, porém é difícil citar em que circunstâncias se daria a

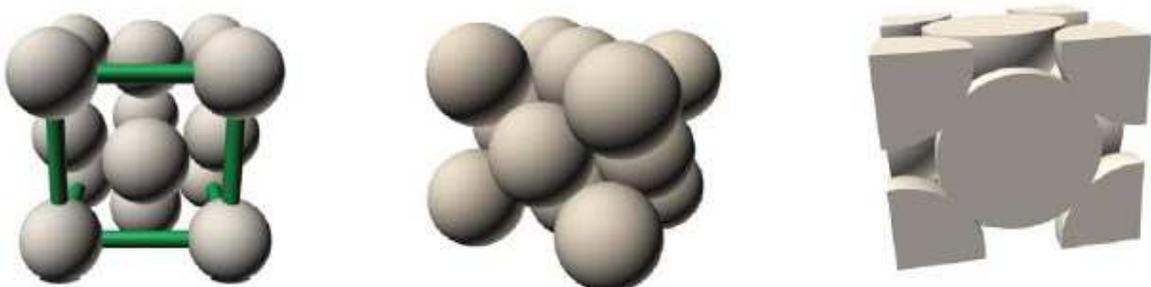
utilização desse material, por ser um tema muito vasto, que atende diversas situações e uso nas mais diversas áreas, como medicina, engenharia, física e química.

Por meio de processos metalúrgicos e laboratoriais foi desenvolvida uma grande gama de biomateriais presentes no mercado, atendendo aos mais diversos tipos de necessidade, oferecendo aos usuários proteção e segurança em seu uso.

2.2 Composição e Estruturação

O tipo de aço inoxidável tratado neste estudo é um aço austenítico, ou seja, tem uma estruturação cúbica de faces centradas (CFC). O arranjo que os átomos acabam formando em suas ligações com os átomos vizinhos geram estruturas esféricas, de tamanho uniforme, do ferro, quando atingidas temperaturas entre 910°C e 1400°C, chamadas austenita ou ferro γ , no ferro puro (DA COSTA E SILVA e MEI, 1981). Apresenta grãos finos com tamanhos uniformes. A Figura 1 apresenta os detalhes dos grãos.

Figura 1 - Detalhamento do cúbico de face centrada (CFC)



Fonte: Park & Lakes (1992)

Nessa estrutura cristalina podem haver imperfeições, também conhecidas como defeitos, deixando vácuos na estruturação. Esses vácuos acabam sendo preenchidos por outros átomos que, ocasionalmente, alojam-se nesses espaços. As imperfeições fazem com que a estrutura dos átomos se locomova, por haver uma

distância considerável entre os átomos, gerando perda da força de atração entre eles, ocorrendo tanto tensão como compressão, afetando a solidez e a dureza do material.

Um método para diminuir essas imperfeições seria o forjamento, pois com o material quente os ligamentos da estrutura cristalina tendem a ser maiores e o impacto, geralmente de martelo ou prensa, faz com que os átomos se realoquem, diminuindo o risco de imperfeições, ocorrendo a cristalização, a solidificação dos cristais. No caso de materiais ortopédicos o tamanho da distribuição das cristalizações é muito importante por demonstrar que o material não irá se romper, acarretando prejuízo à saúde do paciente.

Quanto à estruturação cristalina, é preciso especificar se as ligações seriam de primeira ou de segunda fase. No caso de primeira fase seria a ligação de átomos e íons através da rede cristalina, e na segunda fase seria a análise de grãos que se formaram dentro da estruturação, já que os átomos acabam se alocando durante o esfriamento dos cristais, que acabam se tornando grãos e passam a aumentar, tornando-se maiores até se tornarem cristais.

No caso dos metais, a ligação metálica acaba ligando átomos metálicos de longas distâncias que formam espaços microscópicos, que acabam formando grãos. Esses espaços acabam sendo vistos por equipamentos microscópicos. O levantamento dessas fases é importante para a análise da composição do material, na medida em que a estruturação de primeira fase pode ser diferente da estruturação da segunda fase (PARK e LAKES, 1992).

Assim, por exemplo, para a criação do aço inoxidável foram trocados os átomos de ferro por cromo da CFC, e a remoção de átomos da primeira fase pode estar incrementando a quantidade de átomos da segunda. Esse tipo de procedimento é bastante utilizado em implantes ortopédicos à base de cobalto e titânio (PARK e LAKES, 1992).

A seguir serão apresentados os elementos presentes no aço inoxidável F138 e sua porcentagem (%) em relação à quantidade:

Quadro 5 – Elementos presentes no aço inoxidável F138 e sua porcentagem (%) em relação à quantidade

Elementos	ASTM F138
Carbono (C)	0,03 máx
Manganês (Mg)	2,00 máx
Fósforo (P)	0,025 máx
Enxofre (S)	0,010 máx
Nitrogênio (N)	0,1 máx
Cromo (Cr)	17,00 -19,00
Molibdênio (Mo)	2,25 – 3,00
Níquel (Ni)	13,00 – 15,00
Cobre (Cu)	0,500 máx
Silício (Si)	0,75 máx
Ferro (Fe)	Balanço

Fonte: Park & Lakes (1992)

Deve-se atentar ao fenômeno de passivação, que seria uma camada de óxidos mistos, cromo, ferro, etc., na parede dos materiais inoxidáveis. Se o material apresentar essa camada ou não, outros fatores em sua estruturação acarretarão em

sua resistência à corrosão. No aço F138, o cromo em contato com o oxigênio forma uma camada de óxido de cromo (Cr_2O_3), agregando na resistência do material no corpo humano, em que os fluídos corpóreos são bastante corrosivos, prevenindo também na liberação de íons metálicos (PARK e LAKES, 1992).

Nem todo protótipo chega a ter a ação desejada. Às vezes o esboço não corresponde com a funcionalidade que deveria exercer no corpo ou o material pode provocar uma reação no paciente, portanto, antes de ser testado em pessoas, testa-se em animais para as primeiras impressões; se os resultados forem positivos, realiza-se o teste em humanos (PARK e LAKES, 1992).

Se o biomaterial for austenítico, apresenta as mais elevadas taxas de corrosão entre os aços inoxidáveis. O aço F138 é resistente a temperaturas elevadas e a meios oxidantes até 900°C , em solitação contínua, e até 850°C , em trabalhos intermitentes (PARK e LAKES, 1992).

2.3 Resistência do material

Todo material utilizado no mercado passa por um rigoroso processo de testes de resistência em propriedades mecânicas e térmicas. No caso de equipamentos cirúrgicos, seus testes são verificados por várias entidades que comprovam sua segurança, a ASTM (*Sociedade Americana de Testes e Materiais*), a AISI (*Instituto Americano de Ferro e Aço*) e a ABNT (*Associação Brasileira de Normas Técnicas*), Normas Técnicas Internacionais (ISO) (PARK e LAKES, 1992).

2.3.1. Propriedades Mecânicas

Por tratar-se de um componente que irá ficar fixo dentro do corpo do paciente e que pode ter que ficar alojado por toda sua vida, as propriedades mecânicas são os elementos mais importantes a serem analisados nesse tipo de material (PARK e LAKES, 1992).

2.3.2. Comportamento tensão-deformação

A tensão é a força que age sobre um corpo sólido, capaz de causar compressão, deformação ou tração. (PARK e LAKES, 1992). Para que um material

exercer tensão é necessário exercer força por unidade de área, geralmente descrita em Newton por metro quadrado (pascal, Pa) ou libras por polegada ao quadrado (psi), conforme Equação 1:

$$\text{Tensão } (\sigma) = \frac{\text{Força}}{\text{Área Transversal}} \left[\frac{N}{m^2} \right] \text{ ou } \left[\frac{lbf}{in^2} \right] \quad (1)$$

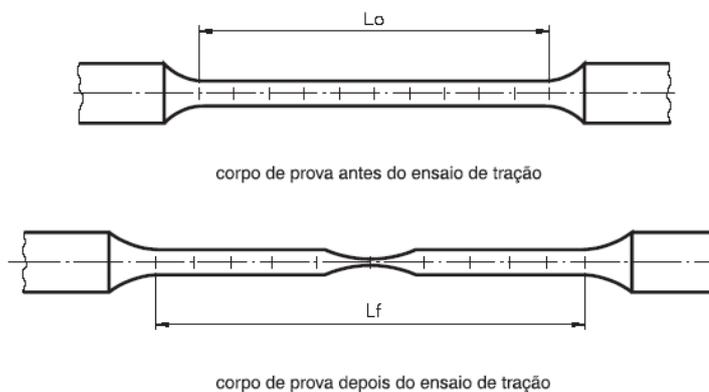
O direcionamento da força na área aplicada irá indicar à peça que tende à tensão (estender a peça) ou compressão (comprimir a peça) para que possa ter uma distribuição de tensões em toda sua extensão. A direção de aplicação das forças também intervém na resistência da peça. As tensões na peça levam à sua deformação, conforme Equação 2:

$$\text{Deformação } (\epsilon) = \frac{\text{Comprimento deformado} - \text{Comprimento original}}{\text{Comprimento original}} \left[\frac{m}{m} \right] \text{ ou } \left[\frac{in}{in} \right] \quad (2)$$

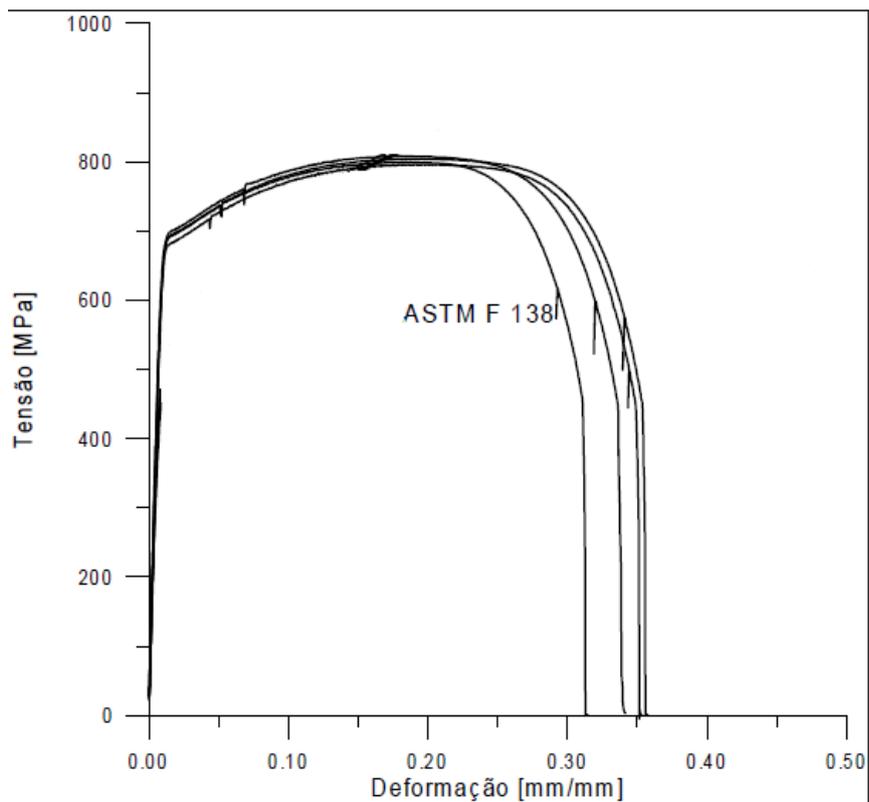
A partir da análise dessas tensões no material, elabora-se um gráfico de elasticidade, chamado módulo de elasticidade, relacionando a tensão e a deformação. Esse gráfico demonstra que, com o decorrer de uma tensão, o material sofre uma deformação elástica, mas com o cessar da tensão o material volta ao seu comprimento original.

Com o aumento da tensão, porém, o material sofre uma deformação plástica e não volta de seu tamanho inicial. Consequentemente, com a aplicação da tensão o material se romperá: é a chamada falha ou resistência à fratura.

Com o teste de resistência do material em um corpo de prova obtém-se um gráfico de elasticidade para cada análise realizada. Através de um pescoçamento ou alongamento resultante do experimento tem-se conhecimento do esforço máximo que pode ser atuado no material até sua ruptura. As figuras a seguir indicam como o processo de tensão-deformação é ocasionado, e os resultados obtidos no aço F138, respectivamente.

Figura 2 - Teste de tensão na resistência de materiais

Fonte: Park & Lakes (1992)

Figura 3 - Gráfico tensão-deformação do aço F138

Fonte: (GIORDANI, GUIMARÃES e FERREIRA, 2007)

1.3.3. Critério de falhas

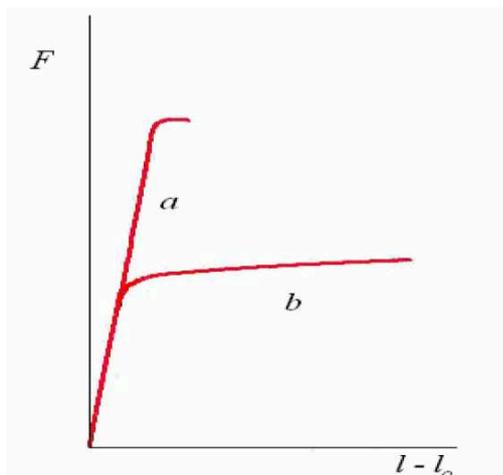
Como citado anteriormente, o material em esforço com uma tensão que ultrapasse sua deformação plástica irá se romper. Essa ação denomina-se fratura, e pode ser caracterizada por uma somatória de energia requerida para sua fratura. A somatória chama-se dureza, que pode ser expressa em termos de tensão e deformação, conforme Equação 3:

$$\text{Dureza} = \int_{\varepsilon_0}^{\varepsilon_f} \sigma d\varepsilon = \int_{l_0}^{l_f} \sigma \frac{dl}{l} \quad (3)$$

ε = Deformação; σ = tensão; l = comprimento

Em outros termos, a dureza é o resultado da tensão com a variação da deformação, quando aumenta seu valor gradualmente. O resultado da dureza pode ser relacionado com o módulo de elasticidade. Abaixo do gráfico estima-se a dureza do material.

Quando os materiais que apresentam grande resistência a tensões sofrem deformações plásticas consideráveis, antes de suas fraturas, são conhecidos como dúcteis; os materiais que sofrem grande resistência a tensões, e apresentam poucas deformações antes de suas fraturas, ou não apresentam, são conhecidos com frágeis. Representado abaixo o diagrama de força versus deslocamento mostrando um comportamento tipo frágil (curva a) e um comportamento tipo dúctil (curva b).

Figura 4 - Diagrama força versus deslocamento

Fonte: Park & Lakes (1992)

O resultado a respeito das propriedades mecânicas aponta que se pode apresentar as especificações do aço 316 ASTM F138. O material tem um módulo de elasticidade de 190 Gpa, um limite de escoamento de 331 Mpa, uma resistência à tração de 586 Mpa e um limite de resistência à fadiga que varia entre 241-276 Mpa. A dureza máxima é de HB 183; o limite de resistência mínima é de 515 Mpa; o limite de escoamento mínimo de 205 Mpa; estrição mínima de 40% e alongamento mínimo de 50%.

3 METODOLOGIA

Esta parte do trabalho busca demonstrar os procedimentos de fabricação, testes de qualidade para fins medicinais e detalhamento do comportamento do material apresentada no corpo humano a fim de identificar as consequências que os biomateriais podem apresentar, como reações químicas, mecânicas e estruturais, que podem ser consideradas graves.

Uma vez que o material é introduzido no corpo e estima-se que por um longo tempo, um problema de desenvolvimento do produto ou de composição pode trazer complicações para o paciente, como dor, cirurgia imprevista ou a perda do membro ligado ao biomaterial.

O mais importante é que o componente implantado não apresente problemas futuros é que desempenhe seu papel. Um estudo do desenho, da estruturação e confecção do componente tem que apresentar *performances* significantes. No caso do aço F138 deve apresentar grande resistência à corrosão e tensões, uma qualidade que é diferente de outro material e de outra finalidade.

3.1 Fabricação

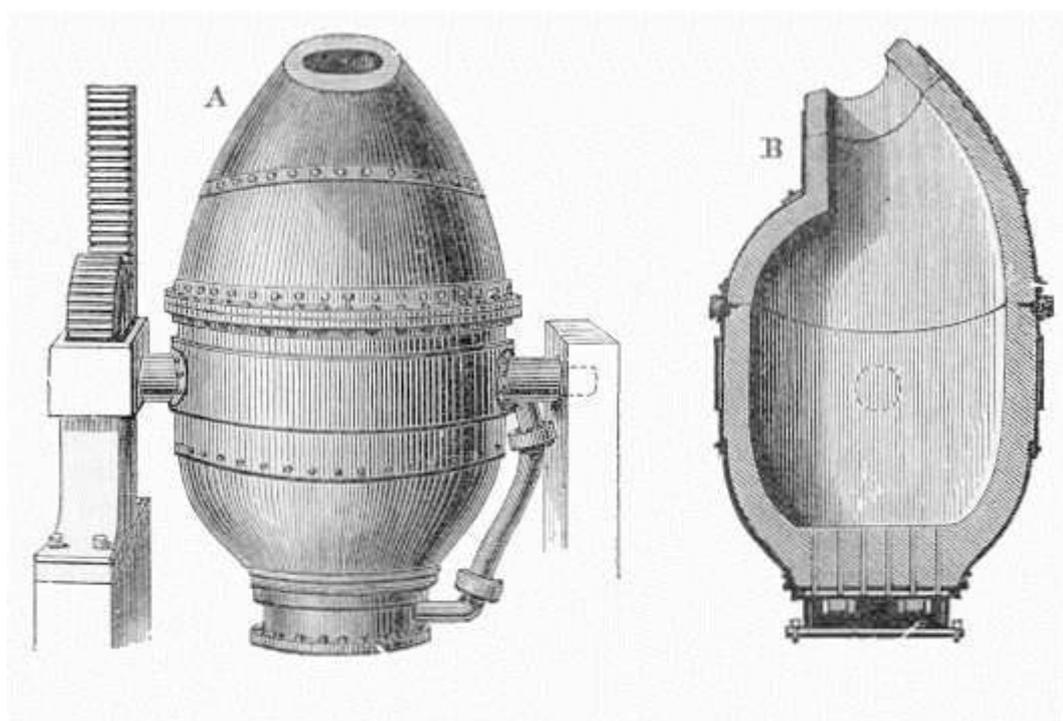
Pode-se descrever o processo de fabricação de aços por períodos históricos, iniciando pelo processo Bessemer.

3.1.1 Processo Bessemer

O processo Bessemer se deu quando Henry Bessemer, ao melhorar o processo de pidelagem, por volta do século XIX, definiu sua criação, explicando que o ar no interior do recipiente eliminava rapidamente da gusa o carbono e o silício. O mais notável é que o calor libertado na oxidação das impurezas da gusa era suficiente para manter o metal em fusão e elevar a sua temperatura até a gama da elaboração do aço, entre 1600-1650 °C (COTTRELL, 1975).

O modo de confecção se dá pelo conversor Bessemer, que tem estrutura oval e seu interior revestido por refratários que admitem toneladas de gusa líquida (COTTRELL, 1975).

Figura 5 – Conversor Bessemer



Fonte: Cottrell (1975)

O conversor tem uma abertura superior e tubos na parte inferior para dissipação de jatos de ar, que podem circular em sentido horizontal e vertical. Insere-se a gusa líquida pela entrada superior, de tal modo que a gusa se sustenta pelas correntes de ar em direção vertical. Após o período de 15 a 20 minutos move-se o conversor para a posição horizontal e desligam-se os jatos, retirando o aço produzido em seu interior (COTTRELL, 1975).

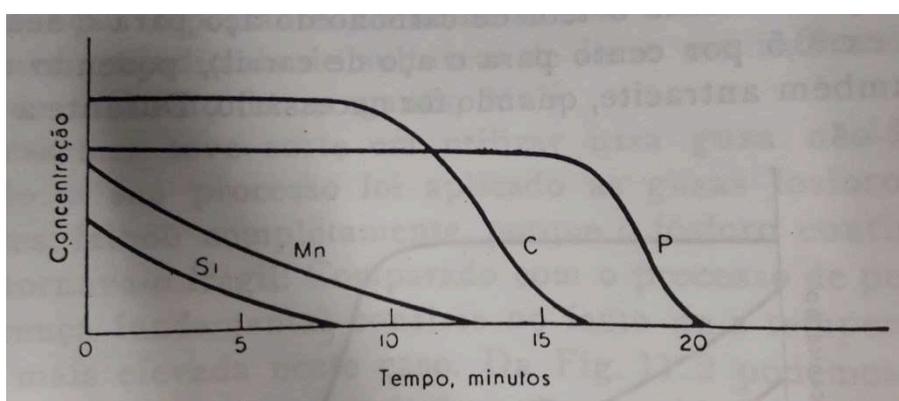
Esse processo fazia o aço conter uma quantidade demasiada de oxigênio. Esse fator foi corrigido em 1857 por *Robert Mushet*, que desoxidou o material com a inserção de manganês na forma de ferro-manganês. A fase final da eliminação do oxigênio chama-se calmagem e é vital em todos os processos de fabricação do aço (COTTRELL, 1975).

Outros contribuintes do processo foram *Thomas* e *Gilchrist*, que alteraram a estrutura refratária, que antes consistia em argila refratária, por um revestimento

básico de dolomite calcina (MgOCaO) para se produzir uma escória rica em cal e eliminar o fósforo em excesso sob a forma de fosfato de cálcio (COTTRELL, 1975)

O processo convencional de *Bessemer* tornava o processo ácido, já que a maior parte do calor necessário era fornecida pela oxidação do silício, cuja concentração não deve passar de 2%. Utilizava, portanto, uma gusa ácida eliminando os elementos, que estão esquematizados na Figura 6, a seguir.

Figura 6 – Eliminação de elementos no conversor Bessemer



Fonte: Cottrell (1975)

Ao iniciar o processo em $1200\text{ }^{\circ}\text{C}$, o silício e manganês são oxidados periodicamente. Quando os elementos atingem a temperatura de $1150\text{ }^{\circ}\text{C}$, o carbono também começa a oxidar, abaixa-se, então, o conversor. Os jatos de ar são desligados e se insere o desoxidante de manganês. No final do processo obtém-se o aço (COTTRELL, 1975).

3.1.2 Processo Siemens-Martin

Em 1868, um novo processo foi elaborado por Karl Wilhelm Siemens. Sua principal atividade era a retirada gradativa de carbono do aço, para em seguida ser aplicada a matéria-prima do material. Esse processo foi denominado Siemens-Martin (ISENMANN).

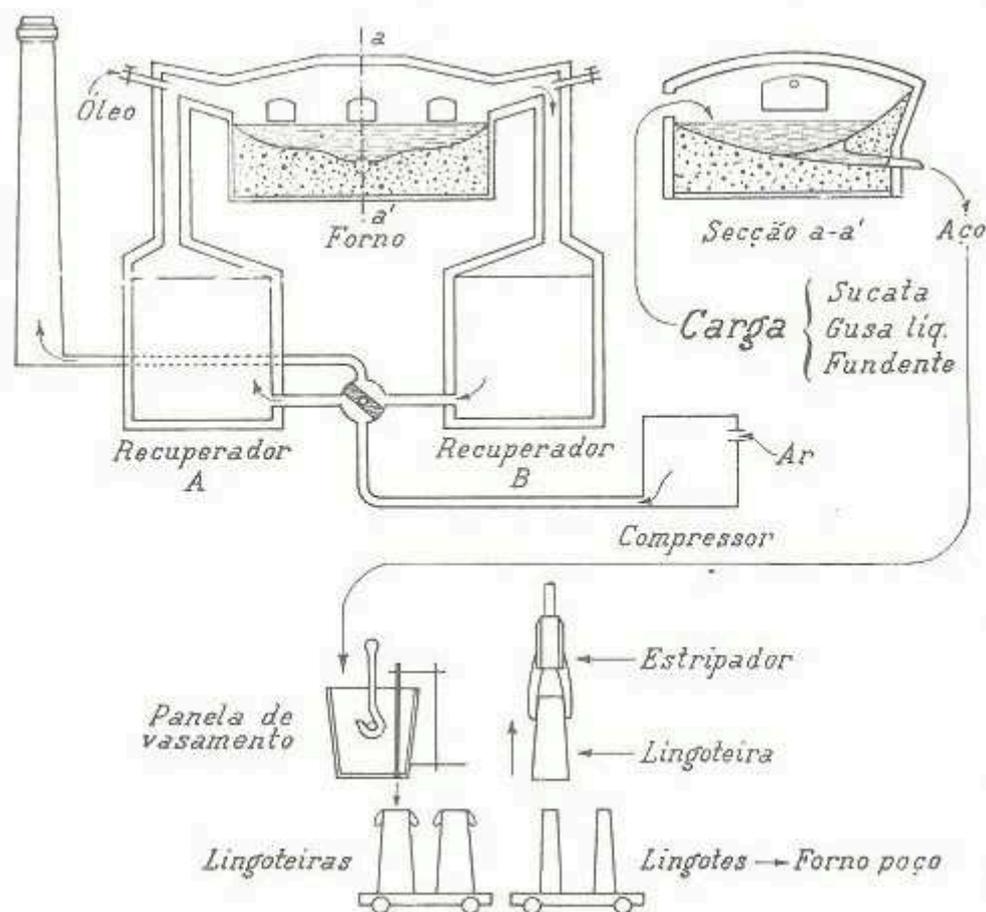
Suas características se baseiam na possibilidade de utilizar a produção química do calor necessário em um processo de aciaria, em que se pode usar energia elétrica. Outro ponto seria a grande quantidade de sucata usada na fabricação do aço, como, por exemplo, 50% de sucata e 50% de gusa (OLIVEIRA, 2009).

Outro ponto a ser analisado é quanto à diferença de sua utilização. A oxidação do material não se dá pela inserção de ar ou gás oxigênio puro no interior do líquido e sim pela redução dos óxidos de ferro das sucatas sob altas temperaturas, que liberam oxigênio capaz de oxidar tais impurezas (SCHEID).

A oxidação é resultante de gases quentes de combustão, que ainda contêm oxigênio. São conduzidos devagar, por cima do gusa líquido a 1500 °C. A adição de sucata ou minério de ferro torna-se responsável pelo efeito oxidado do aço, e ambas são fontes de oxigênio. A porcentagem de ambos na mistura com o gusa são consideráveis: 65% - 80% e 20%, respectivamente. Também é necessária, nesse processo, a adição de calcário para remover o excesso de fósforo (ISENMANN).

A figura 7 retrata o processo Siemens-Martin detalhadamente, descrevendo o processo de obtenção do aço, os caminhos a serem seguidos, os materiais utilizados e os recursos necessários de seu transporte.

Figura 7 - Aquecimento elétrico no forno Siemens- Martin



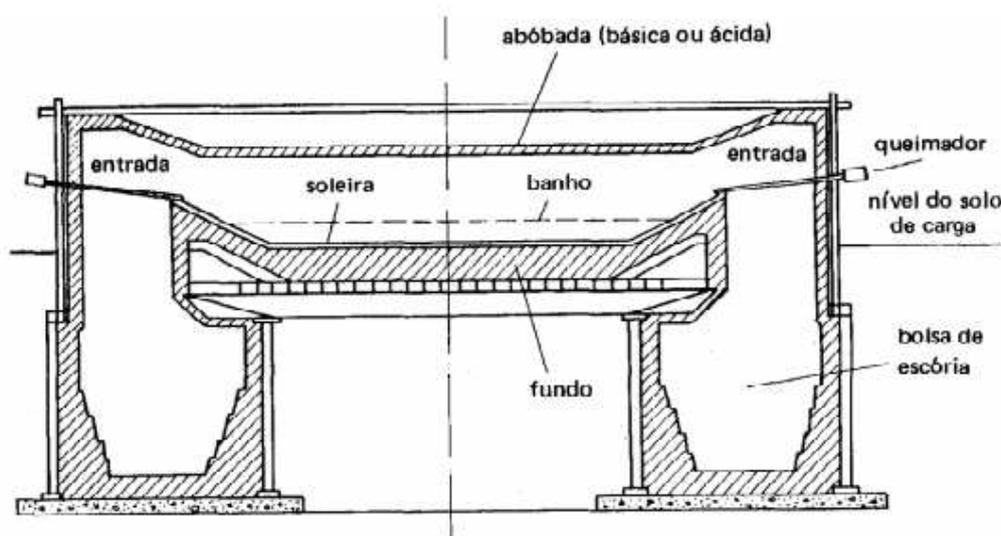
Fonte: Horiuchi (2010)

A estruturação do forno é constituída de uma mufla de tijolos refratários, que podem receber a carga em estado sólido ou líquido, e dois pares de câmaras recuperadoras.

Seu funcionamento se inicia pelo sistema de regeneração do calor, em que os gases quentes que deixam o forno aquecem o gás ou combustível utilizado no interior do forno. Pode atingir a temperatura de 2000°C, estabelecendo um arco entre os elementos que irão compor o aço, elétrodos de grafita e a mistura de ferro gusa, sucata, minério, ligas desoxidantes e o aditivo cal, para segurar as impurezas não desejadas (SANTOS, ALVES e DA SILVA, 2011). Sua capacidade de carga do conversor varia de 50 a 300 toneladas.

A mistura, já aquecida, torna-se inteiramente líquida, podendo ser aditivada por outros metais ou elementos, dependendo da finalidade e necessidade do aço a ser trabalhado. O teor de carbono acaba sendo corrigido de forma direta.

Figura 8 - Representação de um forno Siemens-Martin



Fonte: Cottrell (1975)

3.1.3 Forno a arco elétrico

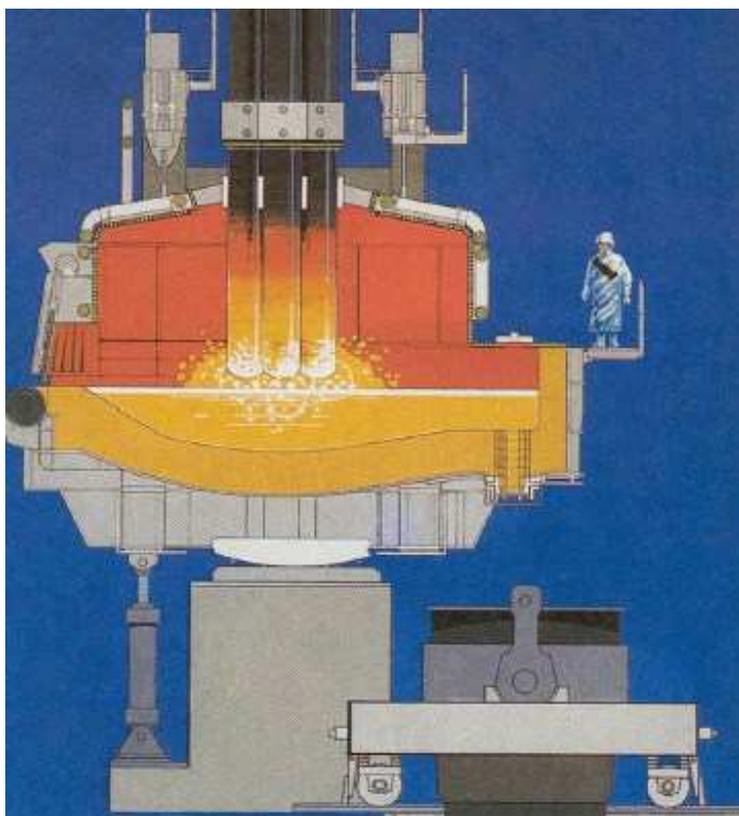
Com o passar dos anos, da necessidade de aperfeiçoar os equipamentos e produtos, visando qualidade e praticidade, originou-se o forno elétrico. Sua funcionalidade emprega energia elétrica como fonte de energia para o metal. Segundo Costa, Silva e Mei (1981) suas vantagens seriam:

- produzir praticamente todos os tipos de aços: carbono, baixa liga, ferramenta, alta liga, inoxidável etc;
- usar 100% de sucata para fabricação do aço, demonstrando praticidade e versatilidade;
- realizar operações intermitentes e mudanças rápidas na produção;
- permitir obter valores menores de fósforo e enxofre; e
- ser extremamente eficiente em relação a termos elétricos.

Sua estrutura pode ser assim detalhada: três eletrodos de grafite são ligados às três fases do secundário de um transformador de tensão variável, cuja faixa de

operação varia entre 100-300 V. Os arcos elétricos são estabelecidos entre os eletrodos graças à sucata e à radiação do arco que funde a carga (DA COSTA E SILVA e MEI, 1981).

FIGURA 9 - Representação de um forno a arco elétrico



Fonte: Almeida (2012)

Geralmente utilizam-se fornos com U.H.P. (*Ultra High Power*) de ~ 600 KVA/t a 1000 KVA/t. Aumentada a potência do forno, conseqüentemente, e em tese, há fusão da carga. Para a obtenção de aços especiais e de melhor qualidade, o tempo de fusão e de refino deve ser levantado no seu processo de fabricação, sem deixar de questionar as reações químicas envolvidas.

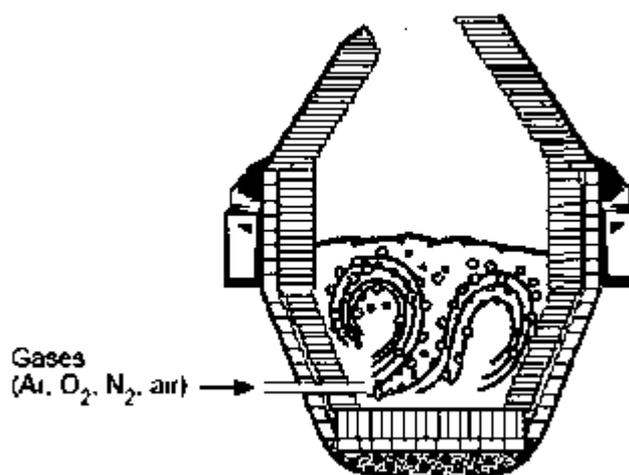
Realizada a fusão da carga, o próximo passo do aço seria o refino, geralmente composto de descarburização e desfoforação, depois desoxidação e dessulfuração.

3.1.4 Conversor AOB

Nos casos mais atuais de fabricação de aços inoxidáveis, o processo AOB vem apresentando resultados significativos. Sua nomenclatura vem do inglês (Argon Oxygen Decarburization) e seu significado seria descarburização com argônio e oxigênio. Sua utilização se baseia na injeção da mistura de oxigênio e gás inerte no banho metálico, com o objetivo de fazer a oxidação seletiva do carbono (MARIN, 2006).

Trata-se de um vaso de aço, com a forma de barril, revestido com refratários em seu interior. Tem uma abertura na parte superior com a função de receber o banho metálico e na parte inferior ventaneiras para soprar gás no banho.

Figura 10 – Modelo do conversor AOD



Fonte: Total Matéria (2007)

Seu sopro é composto de oxigênio e gás inerte, expelido na lateral do vaso pelas ventaneiras. A mistura penetra no banho metálico, promovendo rápidas

reações e agitação no banho, que são as grandes diferenciais desse processo. (FELIX FILHO, WILLIAN DE ALMEIDA e MARIN, 2009).

O objetivo do processo AOD é fazer a conversão de um banho metálico com alto teor de carbono em aço inoxidável, diminuindo o custo de fabricação e melhorando a produtividade. De acordo com Felix Filho, Almeida e Marin (2009, p12) para a obtenção de tais medidas utiliza-se um sistema chamado Carbometria.

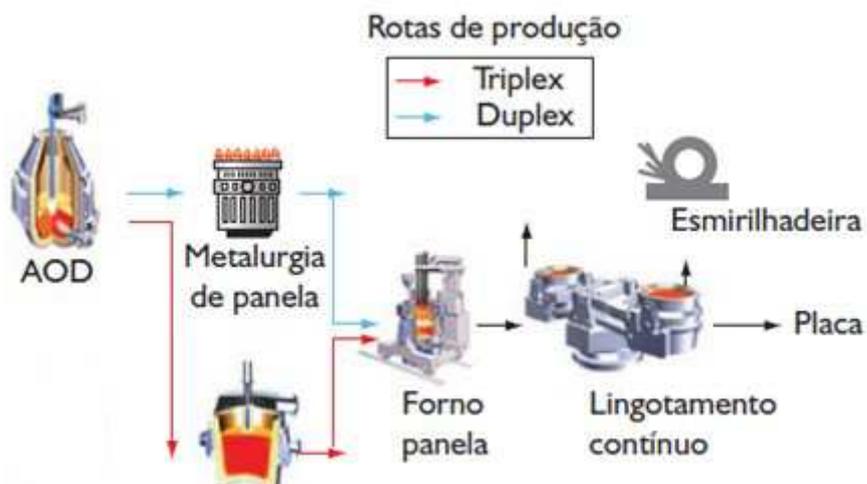
O sistema visa prever o teor de carbono contido no aço, analisando a química dos gases gerados no material. Composta por analisadores de gases que fazem a medição dos teores CO, CO₂, H₂ e O₂ presentes no gás de exaustão e um modelo matemático que calcula, armazena e gerencia as variáveis do processo. Basicamente, o modelo calcula o teor de carbono contido no banho metálico através da análise dos gases gerados, e interage com sistema de automação realizando o controle das fases do processo.

O processo de fabricação se baseia na utilização da fusão de sucata e ferroligas, em fornos elétricos a arco (FEA), que em seguida realiza o ferro gusa confeccionado a partir dos altos-fornos.

Os ferros gusa obtidos anteriormente são desfosforado e misturados ao metal dos fornos elétricos a arco, só assim serão direcionados ao conversor AOD, transformando a carga metálica líquida em aço inoxidável. O processo pode ser dividido em dois métodos: duplex ou triplex:

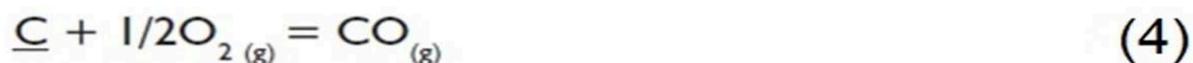
- **duplex**: principal rota, em que o aço é descarburado pelo AOD e os ajustes finais de sua composição química e temperatura são realizados na metalurgia da panela.
- **triplex**: rota alternativa, em que o aço é parcialmente descarburado no AOD e a descarburagem final ocorre num desgaseificador a vácuo (VOD).

Figura 11 – Fluxograma de produção na rota duplex e triplex



Fonte: Marin (2006)

Ressalta-se que o processo de descarburização, ou a redução de carbono do material, pode ser direto ou indireto. Na descarburização direta, o carbono reage com o oxigênio gasoso ou com o oxigênio dissolvido no metal líquido, conforme Equações 4 e 5, respectivamente:



O oxigênio injetado pode reagir com o carbono e os metais dissolvidos no metal líquido, conforme equação 6:



O resultado do procedimento forma CR_2O_3 , FeO e MnO , destacando-se a quantidade de material alocado próximo das ventaneiras, que ficam com bolhas de gás inerte formando uma casca de óxidos que sobe no banho junto com as bolhas. (FELIX FILHO, WILLIAN DE ALMEIDA e MARIN, 2009).

Durante a locomoção da casca de óxidos, estes reagem com o carbono dissolvido no banho, formando gás CO que vai para o interior das bolhas quando os metais retornam ao banho metálico.

Destaca-se que a descarburização indireta pode acontecer pela combinação das reações na interfase escória-gás ou como uma combinação da dissociação de óxido metálico na interface metal-escória. Seus controles podem partir de um teor de carbono relativamente alto, proporcionalmente influenciado na descarburização, mas independentemente da quantidade de carbono e dependente do fluxo de oxigênio.

Sua fabricação não varia muito dos demais materiais inoxidáveis, porém por sua composição estrutural ser única, apresenta diferenças entre si. Consiste em mineração, separação/ concentração de materiais, extração do metal, refinação do metal e atendimento de suas especificações (RATNER, HOFFMAN, *et al.*, 1996), podendo citar os aços que são produzidos pela Villares Metals S.A na forma de barra redonda com diâmetro de 16 mm, sendo equivalentes às normas ASTM F138 (ISO 5832-1) (SABARÁ, 2013). A partir disso, realiza-se o processo de fundição com o forjamento e tratamento de calor.

Depois, para sua fabricação com o levantamento de investimento e atividades metalúrgicas, encaminha-se para a criação preliminar do implante com jatos de areia, nitridação e verificação de poros. Após esse processo, parte-se para a obtenção final do implante com a utilização do controle de qualidade, limpeza e empacotamento, disponibilizando o produto ao mercado.

Por sua excelente relação custo-benefício, quando comparado a outros materiais como as ligas de titânio e cobalto, faz com que as produtoras optem por este material na confecção de peças com diversas formas e dimensões como rótulas femorais, juntas de joelho, entre outros (ABINOX, 2015). Sendo estabelecido pela norma ASTM F138 (UNS S31673) e a O ISO 5832-1: 2016, que especifica as características e os métodos de teste correspondentes para o aço inoxidável para uso de implantes cirúrgicos (SANDINOX, 2012). Estabelecendo a porcentagem dos elementos presentes no aço F138, tais como, o carbono, limitado na norma a 0,030% máximo. O baixo nível de carbono fornece uma medida extra de garantia de

que o material estará livre de susceptibilidade à corrosão intergranular; molibdênio: a extremidade inferior aumentou de 2,00% para 2,24%. (o fim superior permanece igual em 3,00%). Essas mudanças foram feitas para cumprir o ISO 5832-1. Além disso, os compostos intermetálicos de chi e sigma enriquecidos com molibdênio não devem estar presos na microestrutura devido à redução da resistência à corrosão austenítica e possíveis efeitos de fragilização; níquel: o intervalo é alterado de 13,0% a 15,0% vs. 10,0% a 14,0% ou 10,5% a 13,5%. Essas mudanças foram feitas para cumprir o ISO 5832-1. Os aumentos anteriores na gama de níquel foram para garantir que as composições derretidas na extremidade superior do intervalo de molibdênio estariam livres de ferrita delta.

4. APLICAÇÃO

A utilização do material em fraturas ou outros problemas ortopédicos vem apresentando melhorias de acordo com o passar dos anos. Como descrito, os processos para a obtenção do aço apresentam diferentes aspectos físicos e químicos, cada um para uma finalidade específica.

Para a aplicação do material, além de se analisar suas propriedades para a segurança do paciente e vida útil do componente, outro ponto a ser visado seria a resposta que o corpo apresenta com a sua utilização.

4.1 Sistema imunológico

O sistema imunológico é um importante e complexo sistema de proteção do corpo humano, que reage automaticamente a corpos estranhos e substâncias artificiais. Por esse motivo é que as vacinas são importantes para garantir a prevenção de doenças como poliomelites, sarampos e febre, entre outros problemas (ENDERLE, BLANCHARD e BRONZINO, 1999).

Os linfócitos são os elementos chave que garantem a funcionalidade do sistema imunológico. Embora esse sistema seja um importante mecanismo de defesa, ao entrar em contato com corpos estranhos pode apresentar febre e inchaço. Essas reações são descritas como alergias ou autoimunidade (ENDERLE, BLANCHARD e BRONZINO, 1999).

Em casos de febre pode-se descrever que é a formação de específicos tipos de anticorpos em atividade contra elementos que podem ser nocivos ao corpo humano. Uma inflamação é uma resposta do corpo de preservação do local e a atuação dos anticorpos varia de acordo com o local afetado.

Outro tipo de reação é a dermatite, uma reação da pele com elementos diferentes em contato com o ser humano. Para a aplicação de materiais cirúrgicos e ortopédicos tem-se que avaliar as reações que o corpo pode apresentar, seja no processo de aplicação, no processo de incisão ou no processo de degradação do produto, entre outros fatores.

O conhecimento dos elementos presentes no componente garante a saúde do paciente, pois metais como cromo e níquel, por exemplo, comumente provocam alergias nos pacientes (ENDERLE, BLANCHARD e BRONZINO, 1999).

4.2 Efeitos biológicos e biomateriais

A propriedade principal para a confecção do material é a prevenção da corrosão. Se houver corrosão haverá a liberação de outros elementos que podem ser nocivos ao corpo e a retirada do material é a única medida possível.

Outro fator é a prevenção da retirada das propriedades do material em função da esterilização, já que em toda utilização de biomaterial em seres humanos é necessária a realização do procedimento como prevenção de reações alérgicas.

Com a fixação do material no corpo humano, ele estará sujeito a fluídos corporais que apresentam grande quantidade de sais em sua composição. A reação de tais sais no componente causaria sua degradação, ocasionando a sua ruptura ou a liberação de fragmentos, perdendo suas propriedades mecânicas (ENDERLE, BLANCHARD e BRONZINO, 1999).

4.3 Teste de biocompatibilidade

Os fatores necessários a serem considerados na seleção dos materiais exigem testes de biocompatibilidade, que são difíceis de definir, mas com o seguimento dos processos de definição obtém-se a de 'material trabalhando o seu grau de eficiência'. Os testes devem ser realizados *in vitro*, usando tecidos, células,

injeção de substâncias ou implantação em animais (ENDERLE, BLANCHARD e BRONZINO, 1999).

Em alguns testes, o material é usado diretamente, Em outros, o material é extraído em forma líquida primeiro e retirado depois para análise. As extrações realizadas variam dependendo dos métodos de testes usados. Geralmente usam-se dois solventes, um polar e outro não polar, que são usados para sua inspeção (ENDERLE, BLANCHARD e BRONZINO, 1999).

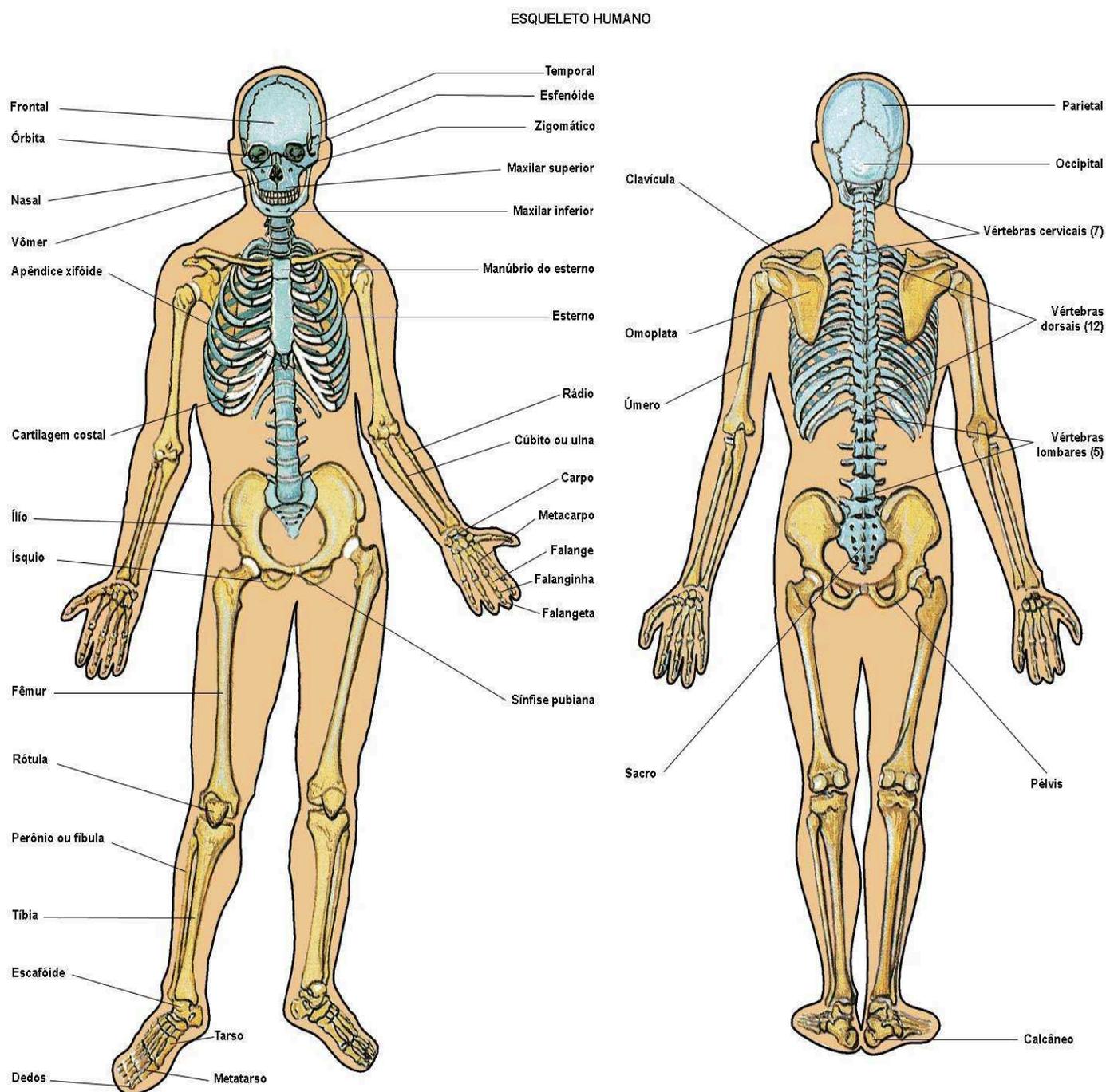
Água, água salina, óleos vegetais ou soros são medidas alternativas. A intenção desses métodos é a retirada de substâncias que normalmente são retiradas nos processos biológicos do corpo humano. Essas extrações incluem álcoois, ácidos bases ou algumas enzimas.

Os testes têm a finalidade de identificar a citotoxicidade, a gravidade das células; estimular a resposta de imunização, que é a avaliação para alergias; análise das irritações na pele; provocação de inflamações crônicas; efeitos no sangue e efeitos em fatores genéticos, incluindo mutações e formação de tumores.

A partir desses dados o material passa por seleções de aplicação pelo Comitê de Materiais e Dispositivos Cirúrgicos e Médicos (ASTM) e pela Organização de Padrões Internacionais (ISO) (ENDERLE, BLANCHARD e BRONZINO, 1999).

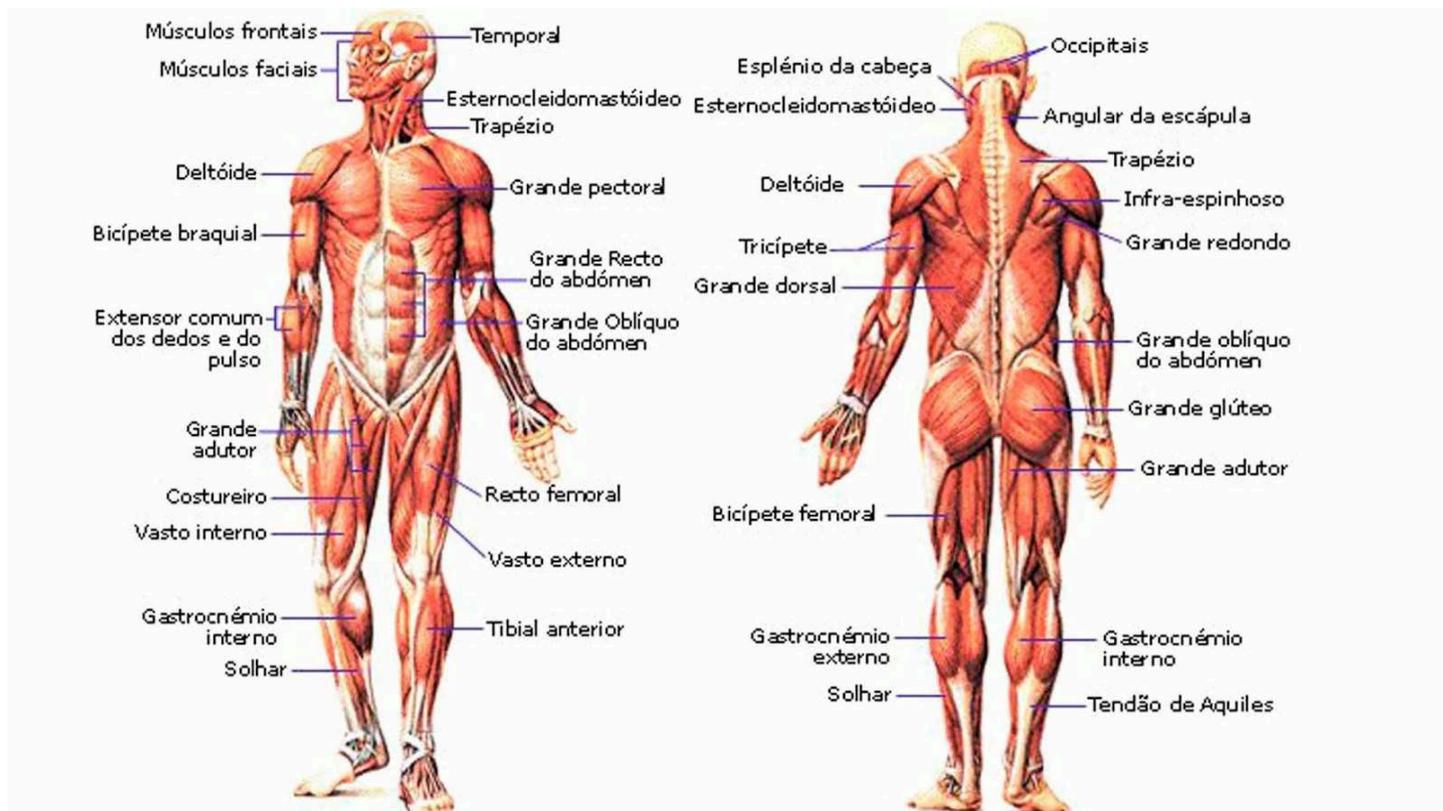
As imagens a seguir demonstram a estrutura do corpo humano e o seu sistema muscular. A primeira imagem, referente à Figura 11, permite visualizar as diversas partes do corpo onde se pode utilizar o biomaterial; e a segunda, Figura 12, demonstra a estrutura muscular e suas diversas funções até a chegada nos ossos.

Figura 12 – Sistema esquelético do corpo humano



Fonte: O Esqueleto Humano (2010)

Figura 13 - Sistema muscular do corpo humano



Fonte: O sistema muscular do corpo humano (2012)

4.5 Materiais

Os materiais apresentados a seguir são exclusivamente aplicados em processos ortopédicos, seja em recuperação ou substituição, sendo o objeto deste estudo.

4.5.1 Parafusos

A fratura do osso pode ocorrer em várias ocasiões; quedas, osteoporose, doença de Paget, raquitismo ou outras doenças causadas por falta de vitaminas em sua estruturação (REDAÇÃO, 2015). A estabilidade do implante em relação às

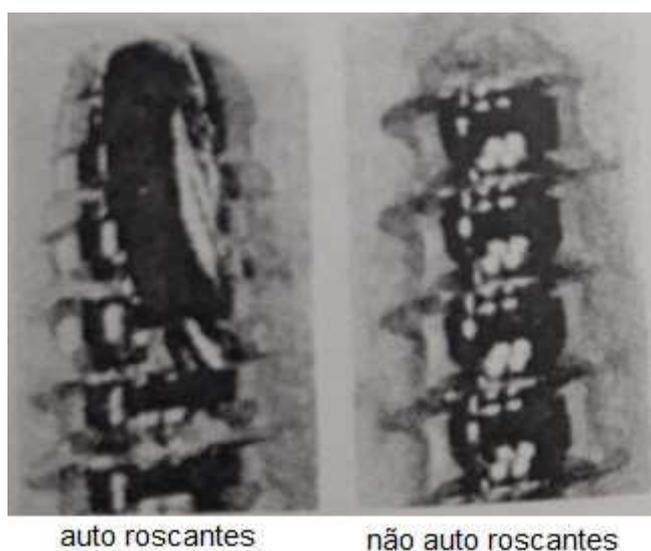
superfícies da ferida é clinicamente conhecida e é um importante fator a ser considerado.

Se a fixação é realizada pela força de compressão ou de tração, a redução do espaço fraturado deve ser anatômica, e as extremidades ósseas devem ser firmemente fixadas para que o processo de cicatrização não possa ser perturbado por micros e macros movimentos desnecessários (PARK e LAKES, 1992).

Os parafusos são um dos mais usados dispositivos para fixação de fraturas ósseas e para a junção de placas de fraturas. A Figura 13, a seguir, ilustra duas pontas de parafusos. Elas seriam basicamente para dois tipos de finalidade: uma seria para o alto roscante, que como o nome descreve é para um rosqueamento mais fácil para controlar o torque e com um tempo maior de aprofundamento.

Para a outra finalidade o parafuso indicado é o não alto roscante. Nesse caso é mais rápido o aprofundamento do parafuso e sua fixação seria maior que a descrita anteriormente, porém, com sua utilização ficaria mais difícil sua retirada (PARK e LAKES, 1992).

Figura 14 – Parafusos auto roscante e não auto roscante



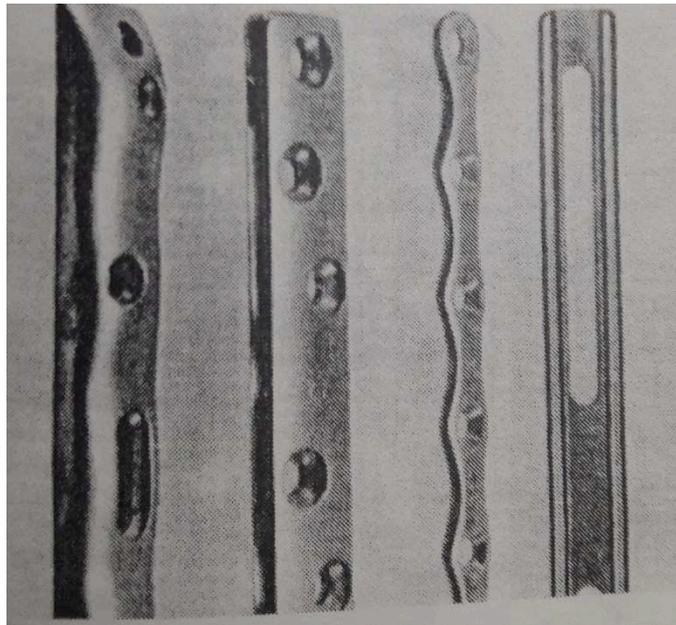
Fonte: Park e Lakes (1992)

4.5.2 Placas de fraturas

As placas apresentam vários tipos de tamanhos e tipos por decorrência das necessidades, pois são aplicadas em fêmur e até em tíbias. Devem ser resistentes, pois estão sujeitas a vários esforços mecânicos, de rotação, tração e/ou compressão. Sua fixação deve atender tanto a recuperação da fratura quanto ao conforto e mobilidade do paciente, que pode apresentar restrições de locomoção, mas pode ter uma vida saudável.

A Figura 14 mostra a variedade de formatos de placas de F138, disponíveis no mercado.

Figura 15 – Variedade de placas de fraturas



Fonte: Park and Lakes (1992)

Na sua utilização deve-se usar o melhor tipo de parafuso para a ocasião, como descrito anteriormente, atentando ao aperto, pois um toque acima do necessário pode ocasionar necrose no osso, eventuais deformações e, conseqüentemente, pode falhar havendo a corrosão do parafuso (PARK e LAKES, 1992).

As Figuras 15 e 16, a seguir, demonstram uma fratura de rádio, localizado no antebraço, e, em seguida, as imagens 17 e 18 representam, respectivamente, a aplicação da placa de fratura e os parafusos.

Figura 16 – Fratura do rádio, seção A



Fonte: elaborada pelo autor

Figura 17 – Fratura do rádio, seção B



Fonte: elaborada pelo autor

Figura 18 – Aplicação da placa de fratura, seção A



Fonte: elaborada pelo autor

Figura 19 – Aplicação da placa de fratura, seção B



Fonte: elaborada pelo autor

4.5.3 Hastes Intramedulares

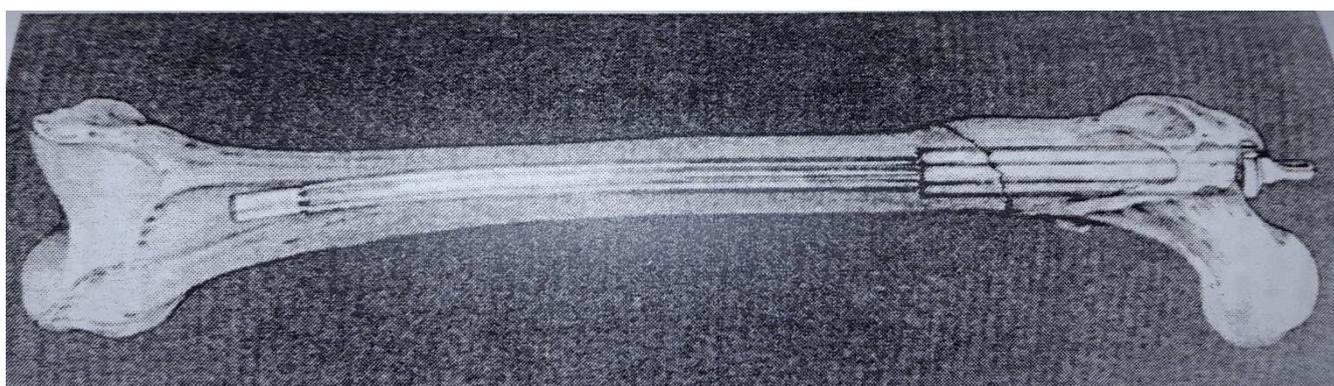
As hastes intramedulares são usadas para fixar fraturas em ossos longos. Esses componentes são inseridos cuidadosamente para dentro da cavidade medular (Figura 19). Esse tipo de implante deve ter alguma fonte para exercer alguma força elástica dentro da cavidade óssea para evitar a rotação do dispositivo e corrigir a fratura firmemente (PARK e LAKES, 1992).

Comparada com as placas de fixação, a haste intramedular é mais bem posicionada para resistir melhor as flexões, resultando no dispositivo já alocado no centro do osso, porém sua resistência à torção é muito menor do que a das placas.

O benefício de sua aplicação seria o fato de o biomaterial estar alojado no interior do osso, o que não compromete a circulação de sangue periosteal, que é o sangue em contato com o osso. Nesse caso a aplicação da placa pode acarretar complicações futuras (PARK e LAKES, 1992).

Outra vantagem de sua aplicação seria que a operação não necessita de uma área grande de manuseio. A aplicação pode ser feita através de uma incisão pequena.

Figura 20 – Visualização da haste intramedular



Fonte: Park and Lakes (1992)

5 CONCLUSÃO

Com os dados apresentados pode-se afirmar que o processo de utilização do material 316 ASTM F138 apresenta, em sua aplicação, todas as características que promovem o bem estar do paciente. Sua utilização garante a integridade do material e a compatibilidade com o organismo.

Pelo seu processo de fabricação, testes de resistência e testes de biocompatibilidade, os resultados são satisfatórios para sua distribuição no campo da medicina; sendo o aço moldado para as inúmeras circunstâncias que sua aplicação é necessária. Apresentando elementos químicos que garantem sua funcionalidade e também podendo ser capaz de absorver as forças presentes no local ao ser introduzido, para que não haja sua ruptura ou mais agravamentos ao paciente.

Quanto ao local a ser alojado, o material oferece a anatomia necessária para a mobilidade total do corpo, e se este não conseguir atingir o esperado, sua função passa a ser proporcionar o máximo de segurança e resistência à estrutura óssea.

REFERÊNCIAS

- ABINOX. O aço inox no corpo humano. **Associação brasileira de aço inoxidável**, 2015. Disponível em: <<http://www.abinox.org.br/site/publicacoes-abinox-detahes.php?cod=178>>. Acesso em: 28 outubro 2017.
- ALMEIDA, C. Aciaria News. **Blogspot**, 2012. Disponível em: <<http://aciarianews.blogspot.com.br/2012/12/forno-eletrico-arco-fea.html>>. Acesso em: 26 outubro 2017.
- CARR, J. J.; BROWN, J. M. **Introduction to Biomedical Equipments Technology**. Fourth Edition. ed. New Jersey: Prentice Hall, 2000.
- COTTRELL, A. H. **Introdução à Metalurgia**. Lisboa: Calouste Gulbenkian, 1975.
- DA COSTA E SILVA, R. M.; MEI, P. R. **Tecnologia dos Aços**. Sumaré: Eletrometal Aços Finos S.A., 1981.
- ENDERLE; BLANCHARD; BRONZINO. **Introduction to Biomedical Engineering**. Utah: Academic Press, 1999.
- FELIX FILHO, D.; WILLIAN DE ALMEIDA, A.; MARIN, H. Controle do Processo AOD-L pelo Sistema Carbometria, outubro-dezembro 2009.
- GIORDANI, E. J.; GUIMARÃES, V. A.; FERREIRA, I. Propriedades mecânicas e de corrosão de dois aços inoxidáveis austeníticos utilizados na fabricação de implantes ortopédicos, Campinas, 2007.
- HORIUCHI, L. Materiais Metálicos. **SENAI CIMATEC**, 1, n. 1, 05 fevereiro 2010.
- ISENMANN, P. A. O processo do alto-forno e a produção de aço. **Processos Industriais - Módulo Aço**.
- MARIN, H. **Modelamento Matemático do Refino do Aço Inoxidável em Conversadores AOD-L**. Belo Horizonte: [s.n.], 2006.
- OLIVEIRA, R. Produção e Reciclagem de Aços Inoxidáveis, agosto 2009.
- PARK, J. B.; LAKES, R. S. **Biomaterials, an introduction**. Iowa: Plenum Press, 1992.
- RATNER, B. D. et al. **Biomaterials Science**. California: Academic Press, 1996.
- REDAÇÃO. Conheça as doenças dos ossos mais comuns e seus sistomas. **Terra**, 2015. Disponível em: <<https://fortissima.com.br/2015/06/05/conheca-doencas-dos-ossos-mais-comuns-e-seus-sintomas-14700169/>>. Acesso em: 10 out. 2017.

SABARÁ, E. P. Caracterização microestrutural e avaliação da resistência à corrosão de aços inoxidáveis austeníticos utilizados em aplicações como biomateriais, São João del Rei, 8 novembro 2013.

SANDINOX. Aço Inoxidável F138. **Sandinox Industrial**, 2012. Disponível em: <http://www.sandinox.com.br/produtos_descricao.php>. Acesso em: 28 outubro 2017.

SANTOS, G.; ALVES, D.; DA SILVA, F. **Processo de Fabricação do Aço**. Pindamonhangaba: [s.n.], 2011.

SCHEID, P. A. Demec UFPR. **A produção do Aço**. Disponível em: <<http://ftp.demec.ufpr.br/disciplinas/TM049/Aula%201.pdf>>. Acesso em: 2 outubro 2017.

TOTAL Materia. **Production of Stainless Steel**, Março 2007. Disponível em: <<http://www.totalmateria.com/page.aspx?ID=CheckArticle&site=KTS&NM=220>>. Acesso em: 6 outubro 2017.

O Esqueleto Humano. **Corpo Humano**, 2010. Disponível em: <http://corpohumanodescobertas.blogspot.com.br/2010_10_09_archive.html>. Acesso em: 17 nov. 2017.

O sistema muscular do corpo humano. **Treino e Ação**, 2012. Disponível em: <<http://suplementando.blogspot.com.br/p/o-sistema-muscular-do-corpo-humano.html>>. Acesso em: 17 nov. 2017.

Imagens elaboradas pelo autor.