

**Universidade do Vale do Paraíba**  
**Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento**

Arthur de Siqueira Rodrigues

**Desenvolvimento de Pinos e Parafusos de Carbono Vítreo  
para Aplicação em Ortopedia**

**São José dos Campos, SP**  
**2006**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**Arthur de Siqueira Rodrigues**

**Desenvolvimento de Pinos e Parafusos de Carbono Vítreo  
para Aplicação em Ortopedia**

Dissertação de mestrado apresentada no Programa de Pós-graduação em Bioengenharia da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Laurentino Corrêa de Vasconcellos Neto

São José dos Campos, SP  
2006

## **DEDICATÓRIA**

A Deus, por ouvir as minhas orações e proporcionar tantas oportunidades boas em minha vida.

Aos meus pais e minha avó, que partiram cedo deixando saudades e bons ensinamentos.

Ao meu maior amigo e irmão, Francisco, pelo apoio e incentivo a tudo que me proponho fazer.

A Ivana, pelo amor, compreensão, carinho e paciência.

R611p

Rodrigues, Arthur de Siqueira

Desenvolvimento de pinos e parafusos de carbono vítreo para aplicação em ortopedia/ Arthur de Siqueira Rodrigues. São José dos Campos: UniVap, 2006.

1 disco laser, color

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2006.

1. Biomateriais 2. Implantes metálicos 2. Ortopedia 3. Materiais biocompatíveis 4. Parafusos ósseos I. I. Vasconcellos Neto, Laurentino Corrêa de., Orient., II. Título

CDU: 62:61

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada a fonte.

Assinatura do aluno:



Data:

“DESENVOLVIMENTO DE PINOS E PARAFUSOS DE CARBONO VÍTREO PARA  
APLICAÇÃO EM ORTOPEDIA”

Arthur de Siqueira Rodrigues

Banca Examinadora:

Prof. Dr. **MARCIO MAGINI** (UNIVAP)



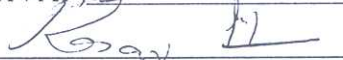
Prof. Dr. **LAURENTINO C. DE VASCONCELLOS NETO** (UNIVAP)



Prof<sup>ª</sup>. Dra. **MARIA BELEN SALAZAR POSSO** (UNIVAP)



Prof<sup>ª</sup>. Dra. **ROSÂNGELA FELIPINI** (FMABC)



Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

## **AGRADECIMENTOS**

Aos professores, amigos e profissionais da UNIVAP, pelo apoio dedicado, sempre que solicitado.

Aos colaboradores do Instituto de Química da Universidade Federal de Uberlândia-UFU, em especial aos professores Hélder Eterno da Silveira e Yaico Dirce Tanimoto de Albuquerque, pela disponibilidade da infra-estrutura.

A D. Ivone Paranaíba Vilela Monteiro (IPeD), que sempre me recebeu com simpatia e tranqüilizou-me em diversos momentos.

Às bibliotecárias Rosangela Regis Cavalcanti e Rúbia Gravito de Carvalho, pela atenção e disponibilidade durante as correções finais da dissertação.

Aos amigos Getúlio e Marcelo Marcos, pela companhia nas longas viagens a São José dos Campos.

Meus sinceros agradecimentos a meu orientador e amigo Prof. Dr. Laurentino Corrêa de Vasconcellos Neto, que através desses anos de convívio proporcionou-me grande crescimento profissional e pessoal.

## **Desenvolvimento de Pinos e Parafusos de Carbono Vítreo para Aplicação em Ortopedia**

### **RESUMO**

Os materiais normalmente usados como estabilizadores de ossos fraturados são o titânio e o aço inoxidável, no entanto, o alto custo ou a falta de biocompatibilidade desses materiais impede sua utilização. O carbono vítreo (CV) é um material de baixo custo e biocompatível com os tecidos moles e duros. O processo para obtenção dos pinos e parafusos de CV com ou sem núcleo metálico, para aplicações em ortopedia iniciou-se com a polimerização da resina furfurílica, através da adição de solução aquosa do ácido p-toluenossulfônico a 4,9% em massa. Para fabricação desses objetos, a resina furfurílica pré-polimerizada é depositada em um molde de vidro, na forma de placa, devidamente preparado com desmoldante. O início do processo para obtenção de pinos e parafusos de CV com núcleo metálico ocorreu através do recobrimento de peças de aço inoxidável 316L com resina furfurílica, utilizando um recipiente cônico, fabricado de aço inoxidável. Os recipientes contendo a resina, com ou sem os núcleos metálicos, foram transferidos para um forno com temperatura de 80 °C até sua completa polimerização, para posterior usinagem do material em um torno convencional. A próxima etapa consistiu na carbonização do material polimerizado a temperatura de 1200°C, utilizando um forno com atmosfera inerte de Nitrogênio (N). Os resultados desse processo permitem concluir que pinos e parafusos de CV têm aplicabilidade imediata na área de ortopedia humana e animal, em locais cujos esforços mecânicos são desprezíveis, ou seja, servem somente como guias, devido à fragilidade do material. Entretanto, para os que contêm o núcleo metálico, este trabalho conclui que o processo de obtenção necessita ser aprimorado, tendo em vista que 100% dos resultados apresentaram falhas, porquanto da diferença entre os coeficientes de dilatação térmica do parafuso metálico e do CV.

**Palavras-chave:** Implantes metálicos, Parafusos, Carbono Vítreo, Ortopedia.



## **Development of Bolts and Screws of Vitreous Carbon for Application in Orthopedics**

### **ABSTRACT**

The materials usually used as stabilizers of fractured bones are the titanium and the inoxidable steel, however, the high cost or the biocompatibility lack of those materials impedes its use. The vitreous carbon (VC) is a material of low cost and biocompatible with the soft and hard tissues. The process for obtaining the bolts and screws of VC with or without metallic nucleus, for applications in orthopedics began with the polymerization of the furfurylic resin, through the addition of aqueous solution of acid p-toluenesulfonic at 4,9% in mass. For production of those objects, the furfurylic resin earlier polymerized is deposited in a glass mold, in the plate form, properly prepared. The beginning of the process for obtaining bolts and screws of VC with metallic nucleus happened through the re-covering of pieces of inoxidable steel 316L with furfurylic resin, using a conical recipient, manufactured of inoxidable steel. The recipients that contain the resin, with or without the metallic nuclei, were transferred to an oven with temperature of 80°C until it completes the polymerization, making possible to mold the material in a conventional lathe. The next stage consisted of the carbonization of the polymerized material at the temperature of 1200°C, using an oven with inert atmosphere of Nitrogen. The results of that process allows to conclude that bolts and screws of VC have immediate applicability in human and animal orthopedics, in places where mechanical efforts are worthless, that is to say, they only serve as guides, due to the fragility of the material. However, for the ones who contain the metallic nucleus, this work concludes that the obtaining process needs to be improved, once that a 100% of the results presented flaws, inasmuch as the difference among the coefficients of thermal dilation of the metallic screw and of the VC.

**Key Words:** Metallic implants, Screws, Vitreous Carbon, Orthopedics.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Ilustração do modelo estrutural de carbono vítreo.....	12
Figura 2- Foto dos pinos de Carbono Vítreo.....	26
Figura 3- Foto do parafuso de aço inoxidável 316L após aquecimento a 1.200°C, com três orifícios.....	28
Figura 4- Foto do recipiente usado no recobrimento de pinos e parafusos de aço com resina furfurílica, com tampa e duas faces.....	28
Figura 5- Foto do recipiente revestido com cera (desmoldante).....	29
Figura 6- Foto do parafuso posicionamento no interior do recipiente.....	29
Figura 7- Foto do recipiente fechado.....	30
Figura 8- Aspecto da resina furfurílica polimerizada, cobrindo o parafuso de aço inox 316L.....	30
Figura 9- Foto dos parafusos de aço inox 316L recobertos por resina furfurílica.....	31
Figura 10- Falhas decorrentes do processo de usinagem da resina furfurílica polimerizada.....	31

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Composição química de aços inox usados na fabricação de implantes ortopédicos.....	06
Tabela 2 - Propriedades mecânicas do osso cortical.....	18
Tabela 3 - Características dos aços inox 316L, F138 e 5832-9.....	19
Tabela 4 - Características do carbono vítreo obtido a partir da resina furfurílica.....	20
Tabela 5 - Coeficientes de dilatação térmica do CV e do aço inox 316 L.....	25
Tabela 6 - Custos para fabricação de parafusos ortopédicos.....	32

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

**g/cm<sup>3</sup>** - gramas por centímetros cúbicos

**Nm** - Nanometros

**mm** - Milímetro

**MPa** - Megapascal

**GPa** – Gigapascal

**J** - Joule

**W** - Watts

**HB** - Dureza Brinell

**g** - grama

**l** - litros

**CV** - Carbono Vítreo

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	01
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	03
2.1 Tecido ósseo.....	03
2.2 Aço inoxidável.....	05
2.3 Materiais carbonosos.....	07
2.3.1 Carbono vítreo.....	09
2.4 Parafusos ortopédicos.....	13
2.5 Parâmetros para avaliação de parafusos ortopédicos.....	15
2.5.1 Fadiga.....	15
2.5.2 Oxidação.....	15
2.5.3 Resistência Mecânica.....	16
2.5.4 Resistência dos ossos.....	17
2.5.6 Substratos de aço inox.....	18
2.5.7 Substrato de carbono vítreo.....	20
3 MATERIAL E MÉTODOS .....	21
3.1 Matéria prima.....	21
3.2 Preparo da resina furfurílica.....	22
3.2.1 Teste do catalisador.....	22
3.3 Obtenção dos parafusos em CV.....	23
3.4 Coeficiente de dilatação térmica.....	25
4 RESULTADOS.....	26
5 CONCLUSÕES.....	33
REFERÊNCIAS.....	35

# 1 INTRODUÇÃO

A indústria brasileira tem disponível no mercado, metais, plásticos e outros materiais que são aplicáveis na área de ortopedia humana e veterinária, os quais nem sempre são compatíveis com os tecidos ósseos e por esse motivo, podem ser rejeitados, caso sejam utilizados para este fim.

Atualmente, entre os materiais metálicos empregados na fabricação das próteses, estabilizadores ósseos, pinos e parafusos, os aços inoxidáveis austeníticos têm sido requisitados, em decorrência de suas propriedades mecânicas, físicas e químicas (DISEGI; ESCHBACK, 2000; VILLAMIL et al., 2002). No entanto, é essencial o avanço tecnológico para que sejam disponibilizados no mercado, materiais que possuam biocompatibilidade com os tecidos vivos.

Dentre os materiais biocompatíveis com tecidos moles e duros, existentes nos seres humanos e nos animais em geral, encontra-se o Carbono Vítreo (CV), que é classificado como um material carbonoso, ou seja, composto essencialmente de carbono, de origem polimérica, devido à utilização de resina termorrígida, principal matéria-prima em sua fabricação (REZENDE, 1991). O CV é nanometricamente poroso, de fácil usinagem, requer baixo custo para ser produzido e é estudado para aplicações aeroespaciais e médicas (REZENDE, 1991) e fabricação de espelhos para fins aeroembarcados (VASCONCELLOS, 1996). As aplicações atingem a fabricação de válvulas cardíacas, cirurgias plásticas e procedimentos cirúrgico-odontológicos há mais de 15 anos, devido à biocompatibilidade do material (REZENDE, 1991).

Há mais de uma década que a literatura nacional e internacional produz referências sobre as características, a fabricação, utilização e a biocompatibilidade do CV (REZENDE, 1991; VASCONCELLOS, 1996; DISEGI; ESCHBACK, 2000; VILLAMIL et al., 2002). É inovador o seu uso no recobrimento de peças metálicas para uso ortopédico em medicina humana e veterinária, pois visa à melhoria da qualidade de vida dos seres humanos e dos animais, que necessitam de estabilizadores ósseos. O CV proporciona um produto final com boa resistência mecânica e excelente biocompatibilidade, evitando a rejeição, por conseguinte, promovendo o bem-estar do usuário (DISEGI; ESCHBACK, 2000; VILLAMIL et al., 2002).

O presente estudo teve como objetivo a manufatura de pinos e parafusos de aço inoxidável recobertos por CV para a fixação de ossos fraturados e de pinos e parafusos somente de CV, com dimensões menores do que 10 mm de comprimento e 3 mm de diâmetro, para união de fragmentos de pequenos ossos.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo trata da revisão de literatura nacional e internacional sobre os tecidos ósseos, os aços inoxidáveis, os materiais carbonosos, os parafusos e os parâmetros para a sua avaliação, visando o desenvolvimento de pinos e parafusos em CV, com ou sem núcleo metálico, para aplicações na área de ortopedia humana e animal.

### 2.1 Tecido ósseo

Conforme Amaral (1994), Martin e Dampster (1998) e Sommerfeldt e Rubin (2001), os ossos proporcionam a sustentação estrutural do corpo, apóiam os músculos esqueléticos, servem como reservatório mineral e protegem os órgãos internos de traumatismos. Einhorn (1996) e Sommerfeldt e Rubin (2001), afirmam que os ossos são 70% compostos de componentes inorgânicos (hidroxiapatita- $C_{10}(PO_4)_6(OH)_4$ ), 5 a 10% de água e 22 a 25% de matriz orgânica, incluindo suas células (2-5%). A composição óssea, de acordo com Rodrigues (2003), é importante, porque os ossos suportam esforços mecânicos de tração, compressão e cisalhamento em maior ou em menor quantidade, dependendo dos seus componentes e do empacotamento ósseo.

Athanasίου et al. (2000) disseram que os componentes inorgânicos do osso são responsáveis pela rigidez óssea. Segundo Comarck (1991) e Athanasίου et al.



(2000), os componentes orgânicos, principalmente o colágeno, respondem à elasticidade óssea, proporcionando resistência à tração até o seu limiar de dano.

De acordo com Sabolinski et al. (1996), após a ruptura óssea, a reparação do tecido pode ocorrer de forma eficaz. Ducky, Schinke e Karsenty, (2000) e Sommerfeldt e Rubin (2001) afirmam que três diferentes tipos de células podem ser encontradas na formação do osso; os osteoblastos sintetizam a parte orgânica da matriz óssea; os osteoclastos participantes dos processos de absorção e remodelação do tecido ósseo e os osteócitos, que representam 90% de todas as células no esqueleto do homem adulto, têm papel fundamental na manutenção da integridade da matriz óssea.

Comarck (1991); Amaral (1994) e Hollinger et al. (1999), classificaram os ossos macroscopicamente em corticais e esponjosos. Para Comarck (1991); Hall (1991); Amaral (1994); Einhorn (1996); Martin e Dempster (1998) e Athanasion et al. (2000), os ossos corticais são denominados de compactos, têm baixa porosidade, estrutura densa e, regra geral, são ossos longos ou constituem partes externas de vários ossos, representando 80% do esqueleto e suportam maiores valores de tensão mecânica quando comparados aos esponjosos.

Comarck (1991); Hall (1991); Amaral (1994) e Einhorn (1996) afirmam que os ossos esponjosos, também conhecidos como trabeculares são bastante porosos, por isso, estão presentes nas extremidades dos ossos longos e dos corpos vertebrais. Segundo Einhorn (1996), Martin e Dempster (1998) e Rodrigues (2003), os ossos esponjosos suportam maiores esforços de alongamentos, ou seja, de deformação, como resultado da aplicação da tração, antes de fraturar. Em casos de fraturas com grandes desalinhamentos ósseos, é necessário à implantação de

dispositivos ortopédicos nos tecidos ósseos, os quais são fabricados principalmente com o uso de metais, como o aço inoxidável.

## 2.2 Aço Inoxidável

Os aços inoxidáveis são classificados segundo as suas composições químicas e microestruturas em ferríticos, austeníticos ou em martensíticos, essas composições e estruturas são responsáveis pela resistência aos meios agressivos. É importante conhecer a composição química e o processamento termomecânico, que confere aos aços inoxidáveis propriedades diferentes, dessa forma, cada família de aço inoxidável tem uma aplicação (WOODMAN et al., 1984; DISEGI; ESCHBACK, 2000; RECLARU et al., 2006).

As composições químicas dos aços inoxidáveis apresentadas na Tabela 1, conforme Villamil et al. (2002), mostram três tipos de aços usados na fabricação de implantes ósseos.

Fini et al. (2003) citam o desenvolvimento de novos aços inoxidáveis com índice elevado de Manganês e de Nitrogênio e baixo teor de Níquel (<0.20%), e afirmam que estudos atuais *in vitro* e *in vivo* demonstram que este material apresenta maior ósseo-integração quando comparado ao Ti<sub>6</sub> Al<sub>4</sub>V e ISO 5832-9. Pelos dizeres de Reclaru et al. (2006), existem outros aços inoxidáveis com baixo teor de Níquel, que quando estabilizados com Nitrogênio e Molibidênio, liberam menores quantidades de Níquel em ambientes fisiológicos, entretanto, pode haver a liberação de outros elementos químicos em vários níveis e os efeitos biológicos destas impurezas a longo prazo são desconhecidos.

<b>Metal</b>	<b>316L</b>	<b>F138</b>	<b>ISO 5832-9</b>
	<b>% em massa</b>	<b>% em massa</b>	<b>% em massa</b>
<b>Cr</b>	<b>16,60</b>	<b>17,60</b>	<b>20,70</b>
<b>Ni</b>	<b>10,40</b>	<b>14,20</b>	<b>9,94</b>
<b>Mo</b>	<b>2,11</b>	<b>2,08</b>	<b>2,50</b>
<b>N</b>	<b>0,078</b>	<b>0,021</b>	<b>0,32</b>
<b>Mn</b>	<b>1,40</b>	<b>1,94</b>	<b>4,09</b>
<b>P</b>	<b>0,039</b>	<b>0,023</b>	<b>0,014</b>
<b>S</b>	<b>0,025</b>	<b>0,002</b>	<b>0,005</b>
<b>C</b>	<b>0,025</b>	<b>0,012</b>	<b>0,015</b>
<b>Si</b>	<b>0,012</b>	<b>0,26</b>	<b>0,33</b>
<b>Nb</b>	<b>-</b>	<b>-</b>	<b>0,28</b>
<b>Fe</b>	<b>Complemento para</b>	<b>Complemento para</b>	<b>Complemento para</b>
	<b>100%</b>	<b>100%</b>	<b>100%</b>

**Tabela 1 – Tabela com a composição química de aços inox usados na fabricação de implantes ortopédicos Fonte: (VILLAMIL et al., 2002).**

De acordo com Mears (1997), a fabricação de implantes ortopédicos tendo como matéria prima o aço inoxidável com ligas à base de Níquel e metais como Titânio e Tântalo, ocorreu a partir de 1926. Disegi e Escheback (2000) confirmam que diversos dispositivos médicos são fabricados com aço inoxidável, como as placas e os parafusos para fixação de fraturas, as hastes e os espinhais, ou "stents" intravenosos e uretrais. Para Woodman et al. (1984) e Disegi e Eschback (2000), a fabricação de componentes ortopédicos em aço inoxidável austenítico se deve às suas peculiares propriedades mecânicas, além de serem facilmente usináveis e apresentarem baixo custo quando comparado a outros materiais.

Para o recobrimento de parafusos em aço inoxidável, Macionczyk, Gerold e Thull (2001) utilizaram o tântalo e o óxido do tântalo; Müller et al. (2001) usaram o colágeno e obtiveram ótimos resultados.

Com a finalidade de evitar o surgimento de efeitos colaterais nos tecidos vivos, outros materiais que apresentam biocompatibilidade comprovada são propostos para fabricação e recobrimento de implantes ósseos, dentre eles, podemos destacar os materiais carbonosos.

## **2.3 Materiais carbonosos**

Para Jenkins e Kawamura (1976) e Rezende (1991) os materiais carbonosos apresentam teores de carbono superiores a 90% e podem ser encontrados na natureza ou produzidos sinteticamente pelo aquecimento de polímeros em atmosfera inerte a temperaturas superiores a 300°C, cujo resultado é a eliminação de produtos voláteis. Jenkins e Kawamura (1976) e Rezende (1991) ainda afirmam que a total liberação de elementos organogênicos, exceto o carbono, se dá a uma temperatura de 1000°C em um processo denominado de carbonização, originando material denominado de carbono polimérico.

Os autores Jenkins e Kawamura (1976); Rezende (1991); Wang (2003) e Güttler et al. (2004) relatam que os materiais carbonosos se constituem em uma classe com variadas estruturas cristalinas e diversificadas formas geométricas, por meio das quais é possível obter materiais duros ou macios, porosos ou impermeáveis, extremamente fortes ou frágeis. São encontrados na forma de fibras

de carbono, grafites sintéticos, carbono pirolítico, carbono vítreo, carbono ativado, peneiras moleculares, coques e negro de fumo.

Existem duas classes distintas de materiais carbonosos, os grafitizáveis e os não grafitizáveis. Estes apresentam uma orientação ao acaso, atribuída à presença de fortes ligações cruzadas, predominando o arranjo bidimensional dos átomos de carbono (REZENDE, 1991). Para Jenkins e Kawamura (1976), aqueles possuem menos ligações cruzadas, atribuídas a grandes quantidades de Hidrogênio em sua matéria prima, as quais são repensáveis pelas regiões denominados cristalitos. Por isso, os carbonos grafitizáveis apresentam maior ordenamento estrutural e arranjo tridimensional.

De acordo com Wanci et al. (1999), existem grandes perspectivas do uso dos materiais carbonosos na área médica, por causa de sua excelente biocompatibilidade com o corpo humano. Santos, et al. (2002) afirmam que os materiais carbonosos apresentam excelente resistência a desgastes, atribuídos as suas capacidades de sustentar altas deformações elásticas sem danos, mostrando-se tromborresistentes.

Compostos de carbono-carbono são usados na fabricação de parafusos, placas e hastes em cirurgias ósseas; fibras de carbono são usadas como próteses de ligamentos e tendões, além da utilização de CV na fabricação de válvulas cardíacas (CHLOPEK, 2005).

### 2.3.1 Carbono Vítreo

Rezende (1991) e Botelho et al. (2001) classificam o CV como um material isotrópico, não grafitizável, formado pela pirólise de um polímero termorrígido, ou seja, com ligações cruzadas; essa pirólise é realizada lentamente, de modo a permitir o escape dos produtos voláteis por difusão. E que o encolhimento que acompanha o fenômeno não cause nenhuma falha no material.

Para Domingo-Garcia et al. (2000), a denominação CV se deve ao aspecto brilhante do material após seu polimento e fratura tipo conchoidal, semelhante a do vidro. Entretanto, de acordo com Jenkins e Kawamura (1976) e Rezende (1991), tal material não é um vidro do ponto de vista de sua estrutura cristalográfica, pois possui arranjo dos átomos de carbono com ordenação a longa distância, em duas dimensões.

O CV apresenta baixa densidade comparado ao grafite,  $1,5 \text{ g/cm}^3$  e  $2,25 \text{ g/cm}^3$  respectivamente (GÜTTLER et al., 2004). Jenkins e Kawamura (1976); Rezende (1991); Fields e Swain (1996); Botelho et al. (2001) e Güttler et al. (2004) afirmam que o CV pertence à classe dos materiais frágeis e suas propriedades dependem da natureza do precursor polimérico, do cuidado tomado na manipulação e moldagem da resina inicial e da temperatura a qual foi submetida durante o tratamento térmico final.

Segundo as afirmações de Rezende (1991) e Botelho et al. (1998; 2001) a macroporosidade reduz a resistência dos artefatos de CV em meio ambiente agressivo. Segundo Jenkins e Kawamura (1976); Edelson et al. (1986) e Rezende (1991), a estrutura do CV apresenta poros maiores que 10 nm, formados durante

sua fabricação, conseqüência da presença de vazios no precursor polimérico polemizado, bem como do aprisionamento de produtos de decomposição da pirólise.

O CV possui algumas limitações em seu processo de manufatura, como a impossibilidade da produção de peças com espessura superior a 6 mm, porquanto do surgimento de trincas causadas por vazios formados pelos subprodutos voláteis durante o processo de carbonização (JENKINS; KAWAMURA, 1976; REZENDE, 1991). Apesar das complicações citadas, o CV apresenta aplicações específicas e nobres (BOKROS, 1977; JENKINS; GRIGSON, 1979 ; REZENDE, 1991).

Maleki et al. (1997); Steven (1999); Domingo-Garcia et al. (2000); Botelho et al. (2001); Wang et al. (2003) e Güttler et al. (2004) enfatizam as características do CV, as quais incluem, biocompatibilidade, inércia química e térmica, resistividade elétrica, excepcional resistência à corrosão, impermeabilidade a gases, além de boas propriedades mecânicas. Essas características fazem do CV um material de interesse científico e tecnológico, tendo aplicações em diversos setores.

O CV possui grande resistência a diversos produtos químicos, como os ácidos, os halogêneos, alcalóides cáusticos, e clorato do potássio. Para Jenkins e Kawamura (1976), a estabilidade do CV a altas temperaturas (na ausência de oxigênio até ~2500°C e na presença de oxigênio ~600°C) aliado à sua inércia química permitem, por exemplo, a confecção de cadinhos e béquer, que representam uma alternativa de custo mais baixo que cadinhos de platina.

Quando fibras de carbono são incorporadas em uma matriz de CV, ele pode ser utilizado para prever as propriedades da matriz do compósito carbono-carbono. Atualmente, peças desse material têm sido utilizadas na confecção de freios de aeronaves, espelhos para satélites, sistemas aeroembarcados, tubeiras de foguete e

proteção térmica empregadas em sistemas que atinjam temperaturas entre 1000 e 3000°C (JENKINS; KAWAMURA, 1976; REZENDE, 1991; VASCONCELOS, 1996).

Homsy (1970); Markle et al. (1975); Grenoble e Voss (1977); Lauslahti et al. (1983) e Chlopek (2006) credenciaram como ótima a aplicação do CV na área biomédica, por possuir excelente compatibilidade com ossos, cartilagens e tecidos moles. Além da compatibilidade, Grenoble e Voss (1977) enfatizaram a resistência à degradação biológica e mecânica do CV. Tal produto tem mostrado que não altera as proteínas ou atividades enzimáticas do sangue (inércia química), sendo essa a principal razão de sua boa interação com as células sangüíneas, a qual não provoca inflamação ou reação de corpo estranho (JENKINS; GRIGSON; 1979). Bokros (1977); Jenkins e Grigson (1979) e Botelho et al. (2001) citam a biocompatibilidade do CV na construção de válvulas para o coração.

O CV apresenta aplicações na área odontologia, promovendo o crescimento de tecidos em sua superfície, com ausência de processos inflamatórios, infecciosos ou outras reações adversas ao material (JENKINS; GRIGSON, 1979). Esses mesmos autores, ainda confirmam a fabricação de pequenos tubos, perfurando e polindo barras de resinas de CV, que são levados à combustão interior para subseqüentes aplicações em conexões de veias e artérias.

Jenkins e Grigson (1979) relatam a moldagem do CV para fabricação de uma cabeça femoral a ser ajustada a uma base de Titânio com intuito de produzir prótese de quadril, entretanto, ocorreram fissuras no material, talvez devido ao grande tamanho da amostra.

Lauslahti et al. (1983) confirmaram a biocompatibilidade do CV ao inseri-lo no interior da tíbia e espaço subcutâneo na parede abdominal de ratos. Foi observado



crescimento de tecido conectivo frouxo nas cavidades do material e ausência de processos infecciosos.

Patrocínio (1985) enfatizou a biocompatibilidade do CV na correção cirúrgica de nariz ao descrever resultados estéticos satisfatórios, credenciando, tal material, como excelente nesse tipo de cirurgia em cela. Outro cientista que também defendeu a biocompatibilidade do CV foi Bokros (1977), afirmando que ele é um material bastante atrativo para uso ortopédico.

Rousseaux e Tchoubar, em 1977, apresentaram um trabalho sobre a evolução estrutural do CV após tratamentos térmicos entre as temperaturas de 1000 e 2700°C. A partir destes resultados foi possível a proposição de um novo modelo estrutural (Figura 1), baseado no proposto por Jenkins e Kawamura (1976). No modelo é assumido que a configuração final das camadas dos átomos de carbono pode ser explicada, admitindo-se que o sólido final mantém uma memória do arranjo desordenado das cadeias dos polímeros precursores.

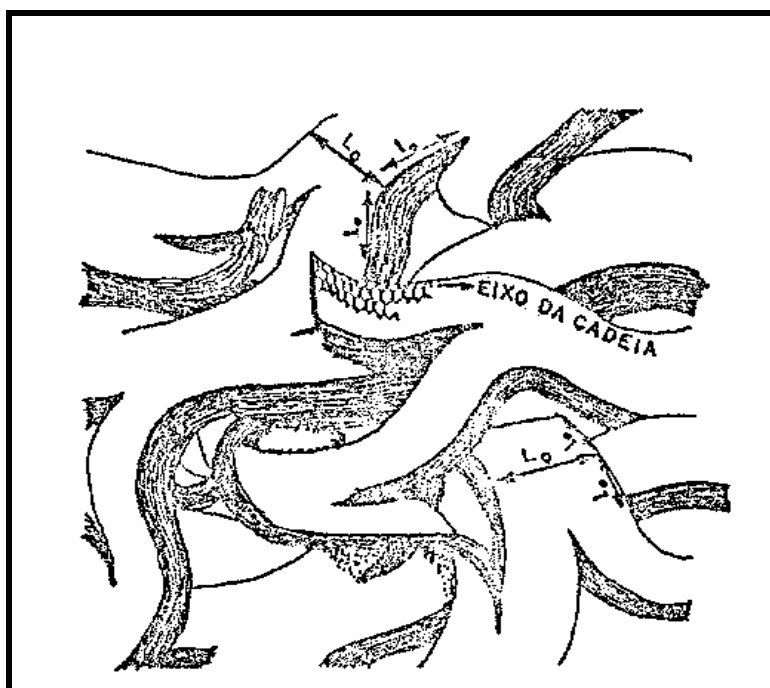


Figura 1 – Ilustração do modelo estrutural do carbono vítreo, proposto por Rousseaux e Tchoubar. Fonte: Rousseaux e Tchoubar (1977).

## 2.4 Parafusos ortopédicos

Dentre os métodos tradicionais de osteossíntese interna, usados para reparar fragmentos ósseos, encontram-se os parafusos. Para os autores Apley e Solomon (1989) e Müller et al. (1993) a função dos parafusos, na área de ortopedia, é promover a união de fragmentos ósseos ou fixar ossos com placas ou aparelhos semelhantes, resultando no alívio da dor e consolidação óssea em boa posição.

Apley e Solomon (1989) afirmam que as fixações internas de implantes ósseos, dentre elas, os parafusos, permitem que os movimentos articulares comecem imediatamente após sua introdução.

Crenshaw (1989) e Müller et al. (1993) dividem os parafusos usados atualmente na fixação de fraturas, em dois tipos: os parafusos de máquina e os parafusos especiais usados em osteossíntese.

Os parafusos de máquina são rosqueados em toda sua extensão, podendo ser auto-perfurantes ou necessitarem que sejam feitas roscas nos ossos antes de sua inserção. Entretanto, apresentam geralmente propriedades auto-penetrantes, pela presença de estrias cortantes que seccionam o osso à medida que são introduzidas (CRENSHAW, 1989; MÜLLER et al. 1993).

Parafusos especiais desenvolvidos na Suíça são bastante usados (MÜLLER et al., 1993). Em sua grande maioria, não são auto-penetrantes, sendo necessário que no orifício-piloto seja elaborada uma rosca por um rosqueador cortante, para posterior colocação do parafuso. As roscas destes parafusos são mais horizontais que os de máquina e são disponíveis para aplicações em ossos esponjosos, corticais e maleolares. São encontrados em diversos tamanhos e diâmetros, os

parafusos convencionais esponjosos e corticais, assim como os mini-parafusos para fixação de pequenos fragmentos. Estes apresentam cabeça Phillips, enquanto as demais têm recesso hexagonal (MÜLLER et al., 1993)

Os parafusos especiais usados em ossos esponjosos possuem um cerne fino e uma rosca larga e funda. Os parafusos esponjosos estão disponíveis nos seguintes diâmetros: 6,5 e 4 mm, e são rosqueados em somente dois comprimentos: 16 e 32mm, independente do comprimento do parafuso (MÜLLER, 1993). Os parafusos para os ossos corticais são completamente rosqueados e são encontrados nos seguintes diâmetros: 4,5, 3,5, 2,7 e 2 mm (MÜLLER et al., 1993).

Segundo Schmitz (1999), os substratos usados para fabricação de parafusos ortopédicos são denominados de biomateriais e são definidos como substâncias de origens naturais ou sintéticas que são toleradas de forma transitória ou permanente pelos diversos tecidos que constituem os órgãos dos seres vivos. De acordo com Boshi (1996), os biomateriais precisam apresentar duas propriedades importantes, a fim de realizar as funções para as quais foram desenvolvidos: a biocompatibilidade e a biofuncionalidade.

Conforme descreveu Henshi e Andersson (1993), a biocompatibilidade pode ser definida não somente como ausência de rejeição, mas também, pela boa interação entre um material e o meio biológico em que deve permanecer, proporcionando em sua superfície, a função de tecido normal.

Os dispositivos devem apresentar características tais, que supram o desempenho da função semelhante àquelas as quais substituem, a esse conjunto de propriedades dá-se o nome de biofuncionalidade, descrita por Boshi (1996).

## **2.5 Parâmetros para avaliação de parafusos ortopédicos**

Além da biocompatibilidade e biofuncionalidade, outras propriedades físicas, químicas e mecânicas do material devem ser levadas em consideração na fabricação de implantes ósseos. Por exemplo: resistência mecânica, resistência à oxidação e resistência à fadiga.

### **2.5.1 Fadiga**

Araújo e Couto (2004) definem fadiga como a ruptura de componentes, mediante à propagação de uma trinca ou pequena falha superficial, que se propaga ampliando seu tamanho devido às solicitações cíclicas sob uma carga bem inferior à carga máxima suportada pelo material. As instabilidades na colocação de enxertos ósseos causam danos de fadiga até que seja formado um calo ósseo sólido.

### **2.5.2 Oxidação**

Villamil et al. (2003) afirmam que a oxidação espontânea de um metal consiste em sua transformação eletroquímica do estado elementar não combinado ao de composto químico por reação com o meio em que se encontra ou pela ação combinada do meio químico e esforços mecânicos a que os metais são submetidos.

Os produtos da corrosão geram respostas biológicas contrárias aos tecidos nas proximidades do implante, causados por efeito tóxico direto ou hipersensibilidade local (RECLARU et. al., 2001).

### **2.5.3 Resistência Mecânica**

Ensaio mecânicos são importantes para determinar os parâmetros dos materiais em condições de trabalho. Dentre as principais solicitações mecânicas para fabricação de parafusos ortopédicos encontram-se a tração, a compressão, o cisalhamento, e a flexão (VAN VLACK, 1984; WILLIAM, CALLISTER, 2000)

As principais propriedades mecânicas dos materiais são obtidas pelo ensaio de tração, onde os corpos de prova são alongados por uma força de tração uniaxial, até a ruptura do material, nas quais são medidas a tensão e a deformação correspondente (VAN VLACK, 1984; WILLIAM, CALLISTER, 2000).

Os ensaios de compressão não são tão usados quanto os de tração. Uma carga axial é aplicada ao corpo de prova para realização dos testes ocasionando aumento dimensional na área da secção transversal, com conseqüente redução do comprimento dos corpos de prova (VAN VLACK, 1984; WILLIAM, CALLISTER, 2000).

Nos ensaios de cisalhamento, se aplica uma tensão de tração ou compressão na direção perpendicular ao eixo longitudinal do corpo, essa força cortante é elevada até que ocorra a ruptura do corpo (VAN VLACK, 1984; WILLIAM, CALLISTER, 2000)

O ensaio de flexão é o mais usado no caso dos materiais frágeis, se caracterizam por forças aplicadas transversalmente ao eixo longitudinal do corpo, que se flexiona ou se dobra ao longo de seu comprimento (VAN VLACK, 1984; WILLIAM, CALLISTER, 2000).

A dureza é uma propriedade na qual se utilizam procedimentos específicos de medição e é definida como resistência à deformação permanente de uma superfície submetida a uma penetração. Os testes Vickers, Rockwell e Brinell são muito usados como medidas de dureza de materiais (VAN VLACK, 1984; WILLIAM, CALLISTER, 2000)

#### **2.5.4 Resistência dos ossos**

De acordo com Hall (1991), os ossos estão sujeitos a esforços de compressão, tração, flexão e torção. As propriedades mecânicas ósseas variam de acordo com o tipo de osso, o carregamento, a orientação do carregamento, dentre outros. Kaplan (1994) confirma que um carregamento na direção longitudinal produz diferentes valores em relação ao carregamento feito na direção transversal do osso.

As características do osso cortical apresentada na Tabela 2, obtidas por Yaszemski et al. (1996), caracterizam medidas de resistência e módulo de elasticidade desse osso submetido à tração e a compressão.

	Longitudinal		Transversal	
	Tração MPa	Compressão MPa	Tração MPa	Compressão MPa
Resistência	78,80-151,00	131,00-224,00	51,00-56,00	106,00-113,00
Módulo de Elasticidade	17,00-20,00	17,00-20,00	6,00-13,00	6,00-13,00

**Tabela 2- Tabela das propriedades mecânicas do osso cortical.** Fonte: Yaszemski, et al.(1996) e Rodrigues (2003)

Conforme Turner et al. (1990) e Rodrigues (2003), ficou comprovado que o módulo de elasticidade no osso trabecular depende de sua densidade óssea e orientação trabecular e varia de 0,1 a 4,5 GPa, pois os valores médios para resistência e módulo de elasticidade do osso esponjoso foi, 2,00- 5,00 MPa e 90 a 400 MPa, respectivamente, obtidos por Athanaisou et al. (2000).

### 2.5.6 Substratos de aço inox

Um filme fino e superficial, passivo à oxidação, protege o aço inoxidável de ataques químicos de diversos meios e aumenta sua resistência à corrosão. De acordo com Villamil et al. (2003) essa camada protetora se forma quando a superfície metálica, constituída de óxido de cromo, entra em contato com o ar, conforme citações de Woodman et al. (1984) e Disegi e Eschback (2000).

Os implantes de aço inoxidável fornecem melhores propriedades biomecânicas comparadas às ligas do cromo-cobalto ou ao titânio (ligas) (MÜLLER et al., 2005), entretanto, a resistência à corrosão e a biocompatibilidade daquele material é reduzida (ZITTER; PLENK, 1967). Bischoff et al. (1994); Long e Rack (1998); Hallab, Jacobs e Black (2000); Swiontkowski et al. (2001) e Reclaru et al. (2006) comprovaram que o níquel é um elemento tóxico a seres humanos, aumenta a

susceptibilidade à infecção bacteriana e possui efeitos cancerígenos. Long e Rack (1998) afirmam que estudos *in vitro* mostraram respostas inflamatórias graves em tecidos vivos causadas por concentração de menos de 10 µg/g de Níquel.

O processo de corrosão do aço inoxidável pode ser acentuado quando o implante metálico se encontra em contato com íons de  $Cl^+$ ,  $Na^-$ ,  $HCO_3^-$ , presentes nos fluidos celulares e sangüíneos (POHLER, 1986). Para Merritt e Brown (1981) e Azevedo e Hippert (2002), em ambientes industriais, o Cromo e o Níquel são agentes cancerígenos, e outros íons solúveis como Cobalto e Molibdênio também são citotóxicos e causam tumores malignos em cobaias.

As propriedades de alguns aços inoxidáveis usados em implantes ósseos são mostrados na Tabela 3. O coeficiente de dilatação volumétrica quantifica variações no comprimento, largura e altura do corpo quando submetidos a aumento de temperaturas (BÂAS; DOCA; BISCUDA, 1992).

Características	316L % em massa	VI 138 % em massa	VI 58329 % em massa
Densidade (20°C) g / cm <sup>3</sup>	-	7,97	7,98
Calor específico (20°C) J / (kg °C)	-	486	475
Condutividade térmica (20°C) W / (m °C)	-	14	14
Coef.de dil.térmica (°C <sup>-1</sup> )	16,6	16,5	16,9
Resistência à tração (Mpa)	540	40	730
Alongamento (%)	40	45	40
Módulo de elasticidade (Mpa) (20°C)	—	200 x 10 <sup>3</sup>	200 x 10 <sup>3</sup>
Dureza Brinell (HB)	160	170	220

Tabela 3- Tabela das características do aço inoxidável 316L, 138 e VI 58329. Fonte: Villares, (2006).



## 2.5.7 Substrato de carbono vítreo

De acordo com Bokros (1997) o CV e o tecido ósseo apresentam uma íntima ligação, que cresce nos poros do material carbonoso, estimulando sua proliferação. O CV possui a capacidade de absorção de estresse aceitável ao osso trabecular.

Fields e Swain (1996) confirmam que o CV apresenta características de materiais frágeis, pois quando submetido a estresse de tensão e compressão apresenta falhas. Além disso, em baixas tensões, ele explicita propriedades de materiais elásticos.

Em testes de medidas de dureza, constatou que o CV apresenta recuperação elástica quando o micro-penetrador é retirado do material, surgindo micro-trincas concêntricas (HAWOTHORNE, 1975; FIELDS; SWAIN 1996).

As propriedades mecânicas e outras características do CV, obtidas por pesquisadores são mostradas na Tabela 4, abaixo:

Características	Valores
Coef.de dil.térmica ( $^{\circ}\text{C}^{-1}$ )	0,6 a 4,3
Porosidade (%)	6,37
Resistividade elétrica ( $\mu.\text{Ohm.m}$ )	61,90
Resistência à flexão (MPa)	170,40
Módulo de elasticidade (GPa)	29,32
Tenacidade à fratura ( $\text{MPa.m}^{1/2}$ )	0,96
Energia total requerida para criar uma falha ( $\text{J/m}^2$ )	31,40
Massa específica real ( $\text{g/cm}^3$ )	1,4 a 1,6

**Tabela 4- Tabela com as características do carbono vítreo obtido a partir da resina furfurúlica .  
Fonte: Jenkins e Kawamura (1976), Muñoz (1983) e Rezende (1991).**

De acordo com Edelson et al. (1986), o CV apresenta valores de resistência à flexão (~100 MPa) e de dureza Vickers (~3,0 GPa). Normalmente, a força elástica fica entre 100 e 200 MN  $\text{m}^{-2}$  (JENKINS; GRIGSON, 1979).

### 3 MATERIAL E MÉTODOS

Este capítulo tem por objetivo apresentar as principais etapas experimentais, condição de trabalho, matéria-prima, preparo da resina furfurílica, porcentagem de catalisador para polimerizar a resina, as técnicas para obtenção de parafusos em CV e os coeficientes de dilatação térmica do CV e do aço inoxidável 316 L.

#### 3.1 Matéria prima

O CV é obtido através da degradação térmica, em atmosfera inerte de matrizes poliméricas, com um alto grau de ligações cruzadas, levando o material final a uma orientação estrutural ao acaso, normalmente com micro-poros (REZENDE, 1991; VASCONCELOS, 1996).

Este trabalho fez uso da resina furfurílica, por ser a matéria-prima que tem as melhores características para a obtenção do CV, de acordo com Rezende (1991). A resina empregada neste trabalho foi obtida pela HP Biopróteses de São Paulo e antes de ser utilizada foi armazenada e refrigerada ( $-20^{\circ}\text{C}$ ). Inicialmente a resina apresenta a densidade de  $1,240\text{ g/cm}^3$  ( $25^{\circ}\text{C}$ ), teor de cinzas de 0,6% e viscosidade Brookfield de 3000 MPas ( $25^{\circ}\text{C}$ ), valores estes próximos aos utilizados por Rezende (1991). Para determinar a viscosidade de materiais líquidos é utilizado o método Brookfield, no qual um cilindro executa movimentos rotacionais em velocidade constante no interior do fluido, a força necessária para vencer a resistência nos dá a viscosidade do material.

## **3.2. Preparo da resina furfurílica**

Após a resina furfurílica ter sido exposta à temperatura ambiente, foi realizada a polimerização pela adição da solução aquosa de ácido p-toluenossulfônico, que atua como catalisador. A concentração de 4,9% em massa do catalisador ácido, adicionado à resina, foi determinada experimentalmente, evitando a aceleração excessiva da reação, ou um tempo exageradamente longo para polimerização dos materiais e conseqüente danos no precursor polimérico.

A resina e o ácido foram homogeneizados para na etapa seguinte serem colocados sobre os moldes, devidamente preparados com desmoldante, para a confecção dos pinos ou parafusos com ou sem a alma metálica (núcleo com pino ou parafuso inoxidável), levando em consideração a espessura máxima da resina utilizada de 6mm, para evitar as falhas nas peças.

Toda parte experimental do trabalho foi realizada no laboratório de química da Universidade Federal de Uberlândia.

### **3.2.1 Teste de catalisador da resina furfurílica**

Com a finalidade de obtenção da resina furfurílica polimerizada, sem danos à sua estrutura, foi realizado um pré-teste, para determinar a quantidade de catalisador ácido p-toluenossulfônico necessário para que a cura ocorra de maneira controlada.

Neste teste foram colocados 15g de resina furfurílica em vários recipientes, misturados ao catalisador em diversas porcentagens em massa e agitados

manualmente durante seis minutos. As amostras permaneceram em temperatura ambiente durante 24 h.

O aspecto da resina após a adição do ácido p-toluenossulfônico é caracterizado por seu estado sólido, borrachoso. Uma cura controlada permite a eliminação lenta e gradativa, por difusão, de bolhas inerentes a seu processo de preparação, e evita a cura brusca que causa falhas no produto final.

No lote de resina furfurílica utilizada no presente trabalho, foi confirmado que a melhor quantidade de massa de catalisador ácido p-toluenossulfônico é 4,9% em massa. Durante o teste do catalisador, as porcentagens do ácido p-toluenossulfônico variaram de 2,5 a 25%, salientando-se que as grandes porcentagens de catalisador e a reação de polimerização da resina furfurílica que ocorre de forma exodérmica podem se dar de forma bastante violenta, observada pela expansão volumétrica do material polimérico. Quantidades baixas do catalisador são insuficientes para realizarem a pré-polimerização da resina furfurílica.

### **3.3 Obtenção dos parafusos em CV**

Os 20 (vinte) pinos e os 20 (vinte) parafusos construídos somente com CV tiveram diâmetro final e máximo igual a 6 mm e o comprimento de até 30mm. Já os 20 (vinte) parafusos com núcleo em aço inoxidável apresentaram comprimento e diâmetro final e máximo de até 100 mm e 10 mm respectivamente, sendo a espessura da camada de CV de até 3 mm.

Os pinos e os parafusos metálicos escolhidos para serem recobertos com CV foram perfurados perpendicularmente ao diâmetro resultando em três orifícios com diâmetro de 0,5 mm (Figura 3) a fim de permitir, inicialmente, a penetração da resina, para promover uma maior fixação, entre as superfícies do aço e da resina.

Para o recobrimento dos pinos e dos parafusos metálicos com CV foi fabricado um recipiente específico, revestido interiormente por cera odontológicas, usada como desmoldante. O parafuso foi depositado no recipiente, mantendo contato entre as superfícies apenas nas extremidades. O interior do recipiente foi preenchido pela resina furfurilica misturada ao ácido p-toluenossulfônico, e toda a extensão do parafuso de aço inox 316L foi recoberta.

Para a construção de pinos e parafusos somente de CV, a resina foi colocada em um molde de vidro na forma de placa, nas dimensões de 100 mm x 50 mm x 7 mm, devidamente preparado com desmoldante.

Após permanecerem por 24hs em temperatura ambiente, os recipientes contendo a resina, com ou sem os parafusos foram transferidos para uma Mufla com temperatura de 80 °C até sua completa polimerização, ou seja, até atingir o estado borrachoso, com dureza Barber-Colmer de 20 unidades (Figura 8), visando a usinagem da peça na próxima etapa para a obtenção do comprimento, do diâmetro dos pinos e também da rosca nos parafusos.

A próxima etapa consistiu na usinagem do material polimerizado, nos quais foram feitos passos em toda sua extensão, seguindo o molde dos parafusos de aço, usando um torno convencional.

Os substratos após polimerizados e usinados mediante métodos e processos convencionais à mecânica devem ser carbonizados, sob atmosfera inerte, ou seja,

aquecidos, até atingir temperatura máxima de 1200°C, com aumento de 10°C/h, utilizando um forno, cuja temperatura pode ser controlada por um termopar tipo K (Alumel-Cromel). O resfriamento do forno até a temperatura ambiente é realizado naturalmente, com uma duração média de 12 horas.

Neste trabalho é utilizada a atmosfera inerte de N, nos experimentos que contêm a resina furfurílica e o CV, para evitar a degaseificação da resina e do CV.

### 3.4 Coeficiente de dilatação térmica

A dilatação volumétrica do CV e do aço inox 316L é observada durante o aquecimento, caracterizado pelo processo de carbonização da resina furfurílica e o aumento das suas dimensões.

A dilatação volumétrica dos materiais é obtida através da equação 1.

Onde  $v$  é o volume final,  $V_0$  é o volume inicial do corpo,  $g$  é o coeficiente de dilatação volumétrica e  $DT$  a variação da temperatura em °C (temperatura final - temperatura inicial).

$$V = V_0(1 + \gamma \cdot \Delta t) \quad (1)$$

A figura 5 mostra os coeficientes de dilatação térmica do aço inox 316 L e do CV.

Material	Coef. de dil. térmica (°C <sup>-1</sup> )
Carbono Vítreo	0,6 a 4,3
Aço Inox 316 L	16,60

Figura 5- Tabela com os coeficientes de dilatação térmica do CV e do aço inox 316 L.  
Fonte: Jenkins e Kawamura, (1976); Villares, (2006).

## 4 RESULTADOS

Os resultados obtidos neste trabalho são referentes à pesquisa e ao desenvolvimento experimental da obtenção de pinos e parafusos em CV, com ou sem o núcleo metálico, para aplicações na área de ortopedia humana e veterinária.

Os pinos e os parafusos, com comprimento de até 30 mm e o diâmetro de até 6 mm, sem o núcleo metálico, foram obtidos em CV pela carbonização da resina furfurílica em atmosfera inerte de Nitrogênio (Figura 2).

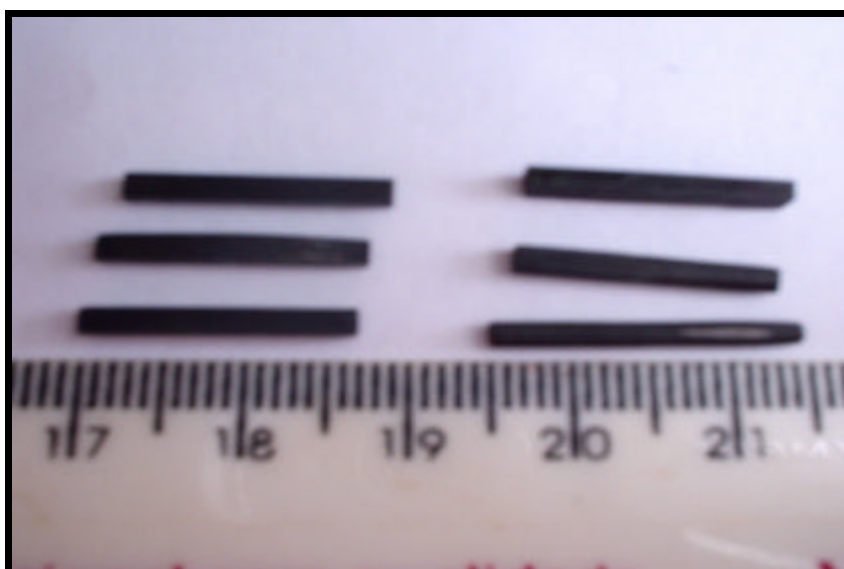


Figura 2. Foto dos pinos de carbono vítreo

Os resultados deste experimento confirmaram a fragilidade dos parafusos e dos pinos de CV porque eles se quebraram com facilidade, quando expostos a esforços superiores a 0,5 Nm. A resistência à flexão do CV, obtida através do método de três pontos, em 10 amostras de pinos sem o núcleo metálico, alcançou valores de 150 MPa, mesmo padrão em todas as amostras, e foram comparados com os da Tabela 4, ocorrendo variações. Estes resultados confirmam trabalhos realizados por diversos autores (REZENDE, 1991; JENKINS; KAWAMURA, 1976), sobre a

influência das características da resina e de parâmetros de processamento (REZENDE, 1991; JENKINS; KAWAMURA, 1976) na obtenção do CV.

A dureza do CV foi testada utilizando um penetrador piramidal tipo Vickers, por meio do qual se obteve o valor de 3,0 GPa, com desvios estatísticos insignificativos entre as peças, concordante com a determinada por Rezende (1991) e maior que a apresentada por Vasconcellos (1996). As diferenças apresentadas nos valores são esperadas em função de variações de porosidade, que alteram as medidas de dureza, como apresentado por Rezende (1991).

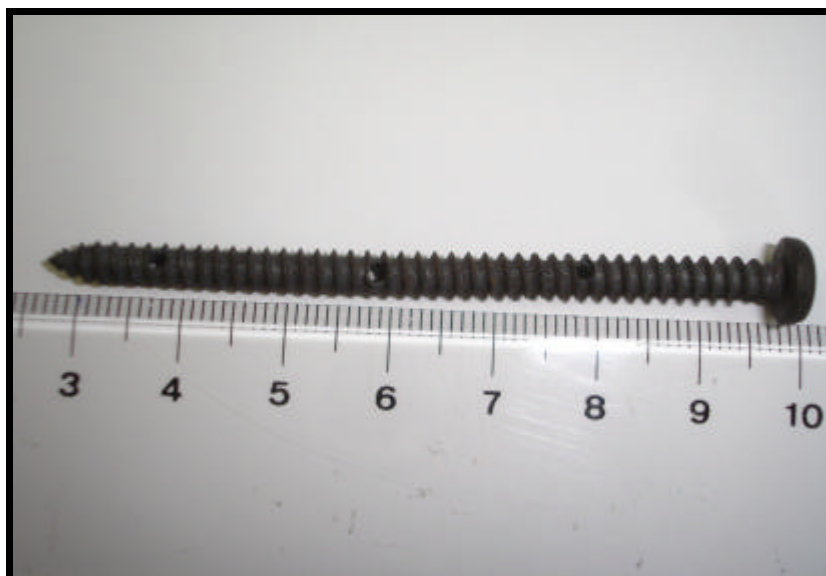
O módulo de elasticidade do CV foi de 24,32 GPa, obtido pelo método de ressonância sônica, apresentando valores próximos aos mostrados por Rezende (1991) e também Fitzner e Schaefer (1969,1970).

Os valores do coeficiente de dilatação térmica do CV, apresentaram uma variação entre  $(6 - 43) \times 10^{-1}/^{\circ}\text{C}$ .

Os parafusos de aço inoxidável 316L, apresentando três orifícios perpendiculares a seu diâmetro (Figura 3) foram recobertos por resina furfurílica pré-polimerizada, com o uso de um recipiente, fabricado de aço, pelos processos convencionais à mecânica, nas condições mostradas nas Figuras 4, 5, 6, e 7.

A figura 3 mostra a foto do parafuso de aço inox 316L com três orifícios perpendiculares a seu diâmetro, para permitir maior contato inicial entre as superfícies de CV e aço inox 316L.





**Figura 3- Foto do parafuso de aço inoxidável 316L, com três orifícios, após aquecimento a 1.200°C.**

A figura 4 mostra a foto do recipiente com tampa e duas faces, usado para cobrir os parafusos de aço inox 316L com resina furfurílica pré-polimerizada.



**Figura 4 – Foto do recipiente usado no recobrimento de pinos e parafusos de aço com resina furfurílica, com tampa e duas faces.**

A figura 5 indica o recipiente revestido com cera, que é o desmoldante utilizado. A tampa apresenta vários furos, por meio dos quais o recipiente é preenchido.



**Figura 5- Foto do recipiente revestido com cera.**

A figura 6 mostra o posicionamento do parafuso de aço inox 316L dentro do recipiente.



**Figura 6- Foto do parafuso posicionado no interior do recipiente.**

Na figura 7 consta o recipiente fechado, o qual contém o parafuso de aço inox e resina furfurílica em seu interior.



**Figura 7-Foto do recipiente fechado.**

A figura 8 mostra o aspecto da resina furfurílica polimerizada cobrindo o parafuso de aço inox 316L.



**Figura 8-Aspecto da resina furfurílica polimerizada, cobrindo o parafuso de aço inox 316L.**

A Figura 9 mostra a foto dos parafusos de aço inoxidável 316L recobertos com resina furfurílica polimerizada, após a usinagem.



**Figura 9- Foto do parafuso de aço inox 316L recobertos por resina furfurílica.**

Durante o processo de usinagem da resina furfurílica polimerizada, ocorreram algumas falhas, como mostrado na figura 10.



**Figura 10-Falhas decorrentes do processo de usinagem.**

Os pinos e os parafusos com comprimento de até 80 mm e o diâmetro de até 7mm obtidos em CV com o núcleo metálico apresentaram falhas, as quais ocorreram, principalmente, durante o processo de carbonização do CV.

As falhas ocorreram durante o processo de carbonização, em decorrência dos diferentes valores dos coeficientes de dilatação volumétrica do aço inox e CV, pois com o aumento da temperatura o volume do parafuso de aço inox torna-se maior do que a aceitável pelo diâmetro interno suportável pela resina.

Os custos dos parafusos de CV com comprimento de até 30 mm e o diâmetro de até 6 mm e dos parafusos de CV com núcleo metálico, que apresentam comprimento e diâmetro final e máximo de até 100mm e 10 mm, respectivamente, foram obtidos levando-se em consideração a matéria prima e mão-de-obra; e o do aço inox 319 e titânio foram obtidos através de seus fornecedores. No mercado, 250L de resina furfurílica tem um custo de 100 dólares.

Substrato	R\$ (DEZ/2006)
Aço inox 319	46,00 (a peça)
Titânio	1.000,00 (a peça)
Carbono vítreo	0,15 (a peça de CV)

**Tabela 6- Valores dos substratos usados para fabricação de parafusos ortopédicos.**

A análise da tabela 6 mostra que o custo dos parafusos de CV é inferior ao dos demais, hoje utilizados na área médica, viabilizando ainda mais novos estudos na área de utilização deste material carbonoso para fabricação de parafusos ortopédicos. O custo para fabricação de parafusos de CV com núcleo metálico é a soma dos substratos de CV e aço inox.

## 5 CONCLUSÕES

As conclusões deste trabalho baseiam-se nos resultados obtidos com a pesquisa e o desenvolvimento para a obtenção de pinos e parafusos em CV, com ou sem o núcleo metálico.

Com a pesquisa bibliográfica realizada, concluiu-se de forma resumida, que os tecidos ósseos se rompem quando sujeitos a esforços de tensão, compressão e cisalhamento, superiores aos valores aceitáveis até o limiar de dano, podendo aqueles serem reparados por colagem óssea ou substituição por próteses, pinos e parafusos.

Através dos resultados obtidos foi confirmado e concluído que o CV apresenta maior fragilidade em relação aos aços inoxidáveis utilizados para fins ortopédicos, quando submetidos a ensaios mecânicos. Os resultados referentes à resistência à flexão, ao módulo de elasticidade e ao coeficiente de dilatação térmica do CV são repetitivos e semelhantes aos obtidos por outros autores.

Conclui-se que os pinos e os parafusos de CV, desenvolvidos neste trabalho, têm aplicabilidade imediata na área de ortopedia humana e animal, somente onde os esforços mecânicos são desprezíveis, ou seja, servem somente como guias, devido à fragilidade do material.

Para os parafusos que contêm o núcleo metálico, verificou-se que as peças poderão vir a ser empregadas na área de ortopedia, após aprimoramento do processo de obtenção, pois 100% dos resultados deste trabalho apresentaram falhas, tendo em vista que o coeficiente de dilatação volumétrica do aço é maior que o do CV.

Concluiu-se neste trabalho que as próteses, os pinos, parafusos e arames metálicos, atualmente usados no mercado, continuarão sendo empregados em ortopedia até que as peças recobertas com CV sejam aprimoradas e não apresentem falhas. Entretanto, deve-se pesquisar a admitância entre o coeficiente de dilatação térmica dos parafusos metálicos e do CV,

Finalmente é importante concluir que o processo de obtenção do CV é simples, pois apresenta baixo custo de produção, pelo uso de resinas termorrígidas nacionais e, para polimerização da resina furfurílica, se faz necessário à realização de um teste para dosagem da quantidade exata do catalisador ácido p-toluenosulfônico. Esse trabalho demonstrou também que superfícies metálicas podem ser recobertas por resina furfurílica polimerizadas e usinadas por processos mecânicos convencionais. Entretanto, para que o CV tenha aplicabilidade na obtenção de pinos e parafusos com núcleo metálico, deve ser dada continuidade a esse estudo.

## REFERÊNCIAS

APLEY, A. G.; SOLOMON, L. **Ortopedia e Fraturas em Medicina e Reabilitação**. 6. ed. São Paulo: Atheneu, 1996.

ARAUJO, T. L. de; COUTO, A.A. Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico. **Revista Mackenzie On-Line de Engenharia**. 2004. Disponível em: <[http://www.mackenzie.com.br/universidade/engenharia/cepex\\_ctm/Revista/aco\\_inoxidavel.pdf](http://www.mackenzie.com.br/universidade/engenharia/cepex_ctm/Revista/aco_inoxidavel.pdf)>. Acesso em: 25 set. 2006.

ATHANASIOU, K.A., et al. Fundamentals of biomechanics in tissue engineering of bone. **Tissue engineering**, v.4, p.361-381, 2000.

AZEVEDO, C. R. F.; HIPPERT, E. Análise de Falhas de Implantes Cirúrgicos no Brasil: a Necessidade de uma Regulamentação Adequada”, **Cadernos de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v.18, n.5, 2002.

BISCHOFF, U. W., et al. Wear induced by motion between bone and titanium or cobalt-chrome alloys. **J. Bone jt. surg.**, v.76-B, p.713–716, 1994.

BOSHI, A.O. O que é necessário para que um material possa ser considerado um biomaterial? In: ENCONTRO NACIONAL DE BIOMATERIAIS, 2., 1993, São Paulo. **Resumos...** São Paulo: IPEN-CNEN/SP, 1996.

BOKROS, J. C. Carbon biomedical devices. **Carbon**, v.15, p.355, 1977.

BOTELHO, E. C. **Estudo Reológico de Resinas Fenólicas e Furfurílica na Obtenção de Materiais Carbonosos**. 1998. Dissertação (Mestrado em Física) – Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos, SP, 1998.

BOTELHO, E. C., SCHERBAKOFF, N., REZENDE, M., C. Porosity control in glassy carbon by rheological study of the furfuryl resin. **Carbon**, v.39, p.45–52, 2001.

CHLOPEK, J., et al. In vitro studies of carbon nanotubes biocompatibility. **Carbon**, v.44, p.1106–1111, 2006.

CRENSHAW, A. H. **Cirurgia Ortopédica de Campbel**. 7. ed. São Paulo: Manole, 1989. v.3.



COMARCK, D. H. **Ham Histology**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. p.223-224.

DAIOZ, A. M. **Fundamentos da patologia óssea**. 5. ed. São Paulo: Fundação BYK, 1994. p.19.

DISEGI, J. A.; ESCHBACK, L. Stainless steel in bone surgery. **Injury**, v. 31, p.2-6, 2000.

DOMINGO-GARCIA, M.; LÓPES-GARZON, F. J.; PEREZ-MENDOZA, M. Modifications produced by O<sub>2</sub> plasma treatments on a mesoporous glassy carbon **Carbon**, v.38, p.555–563, 2000.

DUCY, P.; SCHINKE, T.; KARSENTY, G. The osteoblast: a sophisticated fibroblast under central surveillance. **Science**, v.289, p.1501–1504, 2000.

EDELSON, L. H.; GLAESER, A. M. Method for removing surface porosity on glassy carbon tiles. **Carbon**, v.14, p.635, 1986.

EINHORN, T. A. The bone Organ System: Form and Function. In: MARCUS, R.; FELDMAN, D.; KELSEY, J. (eds). **Osteoporosis**. San Diego: Academic Press, 1996. Cap.1, p.22.

FIELDS, J. S.; SWAIN, M. V. The indentation characterisation of the mechanical properties of various carbon materials: Glassy Carbon, coke and pyrolyti graphite. **Carbon**, v.34, p.1357-1366, 1996.

FINI, M., et al. A new austenitic stainless steel with negligible nickel content: an in vitro and in vivo comparative investigation. **Biomaterials**, v.24, p.4929-4939, 2003.

FITZER, E.; SCHAEFER, W.; YAMADA, S. The formation of glassylike carbon by pyrolysis of polyfurfuryl alcohol and fenólic resin. **Carbon**, v.7, p.643, 1969.

GRENOBLE, D. E.; VOSS, R. Analysis of five years of study of vitreous carbon endosseous implants in humans. **Oral Implantol.**, v.6, p.509, 1977.

GÜTTLER, A.; ZECHO, Th; KÜPPERS, J. Interaction of H (D) atoms with surfaces of glassy carbon:adsorption, abstraction, and etching. **Carbon**, v.42, p.337–343, 2004.

HALLAB, N.; JACOBS, J.J; BLACK, J. Hypersensitivity to metallic biomaterials: a review of leukocyte migration inhibition assays. **Biomaterials**, v.21, p.1301–1314, 2000.

HALL, S. **Biomecânica básica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. p.320.

HAWORTHORNE, H. M. The microindentation hardness behaviour of carbon filaments, glassy carbon, and pyrolytic graphites. **Carbon**, v.13, p.215, 1975.

HENCH, L. L.; ANDERSSON, Ö. “Bioactive Glass Coatings”. In: HENCH, L.L., WILSON, J. (eds). **An Introduction to Bioceramics**. Gainesville, USA: World Scientific, 1993.

HOLLINGER, J. O.; BUCK, D. C; BRUDER, S. Biology of bone healing: Its impact on clinical therapy. In: LYNCH S. E.; GENCO R. J.; MARX R. E. (eds.). **Tissue Engineering**. San Diego: Quintessence Publishing, 1999. p.17–53.

HOMSY, C. A. Biocompatibility in selection of materials for implantation. **J. Biomed. Mater. Res.**, v.4, p.341, 1970.

JENKINS, G. M.; KAWAMURA, K. **Polymeric Carbons: Carbon Fibre, Glass and Char**. 1. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1976, p.6-72.

JENKINS, G. M.;GRIGSON, C. J. The fabrication of artifactsout of glassy carbon and carbon-fiber-reinforced carbon for biomedical aplication. **J. Biomed. Mater. Res.**, v.3, p.372, 1979.

KAPLAN, F. S. et al. Form and Function of Bone. In: SIMON, S.R. **Orthopedic Basic Science**. Illinois: American Academy of Orthopedic Surgeons, 1994, p.144.

LAUSLAHTI, K., et al. Interaction of microporous glassy carbon and living tissue. **Biomedical Engennering**, v.2, p.495-489, 1983.

LONG, M.; RACK, H. J. Titanium alloys in total joint replacement—a material science perspectives. **Biomaterials**, v.19, p.1621–1639, 1998.

MACIONCZYK, F.; GEROLD, B., THULL, R. Repassivating tantalum/tantalum oxide surface modification on stainless steel implants. **Surf Coat Tech.**, v.142–144, p.1084–1087, 2001.

MALEKI, H., et al. Determining the shortest production time for glassy carbon ware. **Carbon**, v.35, n.2, p.227-234, 1997.

MARKLE, D. H.; GRENOBLE, D; MELROSE, R. J. Histologic evaluation of vitreous carbon endosteal implants in dogs. **Biomater. Med. Devices Artif. Organs.** v.3, p.97-114, 1975.

MARTIN, T. J., DEMPSTER, D. W. Bone Structure and Cellular Activity. In: STEVENSON, J.C.; LINDSAY, R. **Osteoporosis**, London: Chapman & Hall Medical, 1998, p.1-28.

MEARS, D. C. Metals in medicine and surgery. **Intern Metals Rev.**, v.218, p.119-155, 1997.

MERRITT, K.; BROWN, S. A. Metal sensitivity reactions to orthopedic implants. **Int J Dermatol.**, v.20, n.2, p.89-94, 1981.

MULLER, R., et al. Surface engineering of stainless steel materials by covalent collagen immobilization to improve implant biocompatibility. **Biomaterials**, v.26, p.6962-6972, 2005.

MULLER, M.E., et al. **Manual de Osteossíntese. Técnicas recomendadas pelos grupos AO-ASIF.** 3. ed. São Paulo: Manole, 1993.

MUNOZ, G.S. e MARQUES, S. C. Estudo sobre acabamento superficial, **Revista do INMETRO**, v.2, p.9-21, 1983.

PATROCINIO, A. P. **Uso do implante de Carbono Na Correção Cirúrgica do Nariz em Cela.** 1985. 47 f. Dissertação de Mestrado – Universidade de São Paulo. 1985.

POHLER, O. E. M. Failure of metallic orthopaedic implants. In: AMERICAN SOCIETY FOR METALS (Edit.) **Metals handbook.** 9. ed. Ohio: American Society for Metals, 1986, v.11, p.668-694.

REZENDE, M. C. **Produção de carbono vítreo em escala de laboratório, a partir de resinas furfurílica e fenólica.** 1991. 289 f. Tese de doutorado - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1991.

RECLARU, L., et al. Comparative corrosion study of “Ni-free” austenitic stainless steels in view of medical applications. **Acta Biomaterialia**, v.2, p.433–444, 2006.

RODRIGUES, M, E, de S. (2003). **Análise do Risco de Fratura Óssea por Ultrassonometria e Ensaio de Compressão**. 2003. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2003.

ROUSSEAU, F. & TCHOUBAR, D. Structural evolution of a glassy carbon as a result of thermal treatment between 1000 and 2700 °C - II. Tridimensional configuration of a glassy carbon. **Carbon**, v.15, p.63, 1977.

SABOLINSKI, M. L., et al. Cultured skin as ‘smart material’ for healing wounds: experience in venous ulcers. **Biomaterials**, v.17, p.311–320, 1996.

SANTOS, L. A. ARRUDA, R. C A.; BOCSHI, O. A. **Desenvolvimento de Cimento de Fosfato de Cálcio Reforçado por Fibra para Uso na área Médico-Odontológico**. 2002. Tese de Doutorado - Universidade Estadual de Campinas. Unicamp, 2002.

SCHMITZ, J. P.; HOLLINGER, J. O.; MILAM, S. B. Reconstruction of bone using calcium phosphate bone cements: a critical review. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v.57, p.1122-1126, 1999.

SOMMERFELDT, D. W.; RUBIN, C. T. Biology of bone and how it orchestrates the form and function of the skeleton. **Eur Spine J.**, v.10, p.86–95, 2001.

STEVEN, D. D.; OKSANA. K. WILLIAM, B. L. Preparation and characterization of fullerene-doped low-temperature glassy carbon. **Carbon**, v.37, p.619-624, 1999.

SWIONTKOWSKI, M. F., et al. Cutaneous metal sensitivity in patients with orthopaedic injuries. **J Orthop Trauma**, v.2 , p. 86–89, 2000.

TURNER, C. H., et al. The fabric dependence of the orthotropic elastic constant of cancellous bone. **J. Biomech**, v.23, p.549-61, 1990.

VAN VLACK, L. **Princípios de Ciência e Tecnologia dos Materiais**. 4. ed. Rio de Janeiro; Editora Campos Ltda, 1984.

VASCONCELLOS NETO, L. C. **Desenvolvimento de Espelhos de Baixa densidade**. 1996. 87 f. Dissertação de Mestrado – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São Jose dos Campos, 1996.

VILLAMIL, R. F. V., et al. Aços inoxidáveis em implantes ortopédicos: Fundamentos e resistência à corrosão. **Rev Bras Ortop.**, v. 37, p.11-12, 2002.

VILLARES. Catálogo com características dos aços inoxidáveis. Disponível em <<http://www.villaresmetals.com.br>> Acesso em 25 maio 2006.

YASZEMSKI, M. J., et al. Evolution of bone transplation: molecular, cellular and tissue strategies engineer human bone. **Biomaterials**, v.17, p.175-185, 1996.

WANCI, S., et al. Expanded Graphite A New Kind of Biomedical Material. **Carbon**, v.37, p.351-358, 1999.

WANG, X., et al. Graphitization of glassy carbon prepared under high temperatures and high pressures. **Carbon**, v. 41, p.179-198, 2003.

WOODMAN, J. L.; JACOBS, J. J.; GALANTE, J. O. Urban, R.M. Metal ion release from titanium-based prosthetic segmental replacements of long bones in baboons: a long-term study. **J Orthop Res.**, v.1 4, p.421-430, 1984.

WILLIAM, D. CALLISTER, Jr. **Ciência e Engenharia de Materiais: uma Introdução** - 5. ed. Rio de Janeiro: LTC Editora, 2000.

ZITTER, H.; PLENK Jr.,.H. The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. **J Biomed Mater Res.**, v.21, p.881-96,1987.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)