



# ANÁLISE DE FALHA DE INSTRUMENTAL CIRÚRGICO NÃO CORTANTE<sup>1</sup>

Cássio Barbosa<sup>2</sup>  
Ibrahim de Cerqueira Abud<sup>2</sup>  
Ieda Maria Vieira Caminha<sup>2</sup>  
Jôneo Lopes do Nascimento<sup>2</sup>  
Tatiana Silva Barros<sup>2</sup>

## Resumo

Assim como no caso de implantes, o aumento da expectativa de vida e do risco de acidentes, implicando em maior número de cirurgias, tem levado ao crescente uso de instrumentos cirúrgicos. O objetivo deste trabalho é analisar a falha de pinças utilizadas em cirurgias cranianas e tentar correlacioná-las com características microestruturais dos aços inoxidáveis martensíticos utilizados em sua fabricação. Técnicas como microscopia ótica, microscopia eletrônica de varredura (MEV), ensaios de dureza e de corrosão foram utilizadas. Os resultados obtidos neste estudo permitiram a identificação das causas da falha, primariamente relacionadas com uma quantidade significativa de vazios, e alguns localizados em contornos de grão, além da segregação dendrítica, implicando em uma condição fragilizante para o material.

**Palavras-chave:** Análise de falha; Aços inoxidáveis martensíticos; Microestrutura; Instrumental cirúrgico.

## FAILURE ANALYSIS OF NON CUTTING SURGICAL INSTRUMENTS

### Abstract

As in the case of implants, the increased life expectancy and the higher risk of accidents, thus rendering a higher frequency of surgeries, has lead to an increased use of surgical instruments. The aim of this work is a failure analysis of tweezers for cranial surgery and an attempt of correlating them with microstructural characteristics of the martensitic stainless steels used in their fabrication. Techniques such as optical microscopy, scanning electron microscopy (SEM), hardness and corrosion resistance tests were employed. The results which were obtained in this study allowed the identification of the causes of the failure, mainly related to a significant amount of voids, some of them placed on grain boundaries, as well as a dendritic segregation, thus rendering a embrittling condition for this material.

**Keywords:** Failure analysis; Martensitic stainless steels; Microstructure; Surgical instrument.

<sup>1</sup> Contribuição técnica ao 66º Congresso Anual da ABM, 18 a 22 de julho de 2011, São Paulo, SP, Brasil.

<sup>2</sup> Instituto Nacional de Tecnologia, Avenida Venezuela, 82, sala 626, Rio de Janeiro, CEP 20.081-312, cassio.barbosa@int.gov.br

## INTRODUÇÃO

O aumento da longevidade da população brasileira e mundial nas últimas décadas tem levado a um crescimento significativo de cirurgias de diversos tipos, embora outros fatores, como o avanço científico-tecnológico e a maior exposição dos indivíduos a riscos de trauma, por exemplo, também contribuam para essa tendência.<sup>(1)</sup> Diversos artigos já foram escritos sobre implantes cirúrgicos, tanto ortopédicos como dentais, abordando suas características tais como: biocompatibilidade, resistência mecânica (estática e dinâmica), resistência à degradação (corrosão e desgaste), bioadesão (ao osso), facilidade de fabricação por diferentes processos termomecânicos e disponibilidade/baixo custo.<sup>(2,3)</sup> Em geral os requisitos de composição química, microestrutura e propriedades mecânicas de implantes cirúrgicos metálicos estão estabelecidos em normas editadas por instituições de âmbito internacional como a ISO (International Organization for Standardization) e a ASTM (American Society for Testing and Materials).<sup>(4-9)</sup>

Entretanto, pouca informação<sup>(10)</sup> está disponível na literatura técnica-científica sobre os instrumentos utilizados nestas cirurgias, tanto cortantes como tesouras e bisturis, quanto não cortantes, como pinças, além das normas técnicas específicas sobre estes instrumentos.<sup>(11-15)</sup>

A análise de falhas utiliza diversos tipos de técnicas para a investigação das causas do defeito que leva ao colapso de um equipamento ou de uma estrutura. De um modo geral essas causas estão relacionadas com: a utilização de materiais inadequados, a presença de defeitos surgidos durante a fabricação, erros de projeto, de montagem, de manutenção ou de utilização. O conhecimento dessas causas e a correção dessas anomalias permitem aprimorar o funcionamento de equipamentos semelhantes e evitar a repetição do mesmo tipo de falha, melhorando o desempenho do componente, tanto em relação à funcionalidade, quanto ao atendimento dos requisitos de segurança. Em geral, a análise de falhas busca correlacionar o aspecto visual de uma fratura à sua possível causa, utilizando para isso técnicas de microscopia, principalmente a microscopia eletrônica de varredura (MEV).<sup>(16-18)</sup>

No presente trabalho é conduzida uma análise de falha de um instrumento cirúrgico não cortante, que é uma pinça utilizada em cirurgia craniana. Com essa finalidade procurou-se relacionar a falha com possíveis causas associadas ao não atendimento aos requisitos estabelecidos nas normas. Com esse objetivo foram empregadas as técnicas de análise metalográfica em microscópio ótico, análise visual macrográfica em estéreo-microscópio e análise fractográfica em microscópio eletrônico de varredura (MEV), permitindo concluir que os implantes fraturaram devido à presença de uma quantidade significativa de vazios, estando alguns localizados em contornos de grão, além da segregação dendrítica, implicando em uma condição fragilizante para o material.

## 2 MATERIAIS E METODOLOGIA EXPERIMENTAL

A Figura 1 mostra as duas amostras (pinças para cirurgia craniana) do mesmo lote, como recebidas.



**Figura 1** – Amostras como recebidas.

A Tabela 1 mostra a composição química de cada material.

**Tabela 1** - Composição química referente às duas pinças fraturadas

| Elementos  | Resultado da Análise Química (%) |           | Limites de Composição Química, (%), segundo a norma NBR 13911-97 |                  |
|------------|----------------------------------|-----------|------------------------------------------------------------------|------------------|
|            | Amostra 1                        | Amostra 2 | AISI 420-B                                                       | AISI 420-X       |
| Carbono    | 0,384                            | 0,356     | 0,26 – 0,35                                                      | 0,36 – 0,41      |
| Enxofre    | 0,012                            | 0,013     | 0,030 máx.                                                       | 0,030 máx.       |
| Silício    | 0,76                             | 0,68      | 1,00 máx.                                                        | 1,00 máx.        |
| Manganês   | 0,60                             | 0,53      | 1,00 máx.                                                        | 1,00 máx.        |
| Fósforo    | 0,029                            | 0,030     | 0,040 máx.                                                       | 0,040 máx.       |
| Cromo      | 13,3                             | 13,0      | 12,00 – 14,00                                                    | 12,00 – 14,50    |
| Níquel     | 0,5                              | 0,5       | 1,0 máx.                                                         | 1,0 máx.         |
| Molibdênio | 0,08                             | 0,07      | - <sup>(*)</sup>                                                 | - <sup>(*)</sup> |

<sup>(\*)</sup> O elemento Molibdênio não é previsto nessa norma para o material em questão.

## 2.1 Análise Metalográfica

As amostras foram preparadas de acordo com os procedimentos estabelecidos nas normas ASTM E 3 e E 407,<sup>(19,20)</sup> sendo em seguida observadas em microscópio ótico. Também foram consultadas normas que estabelecem os requisitos de características e propriedades que os materiais devem apresentar para este tipo de aplicação.<sup>(11-15)</sup>

## 2.2 Análise Fractográfica

Realizada na superfície de fratura do instrumental cirúrgico por microscopia eletrônica de varredura (MEV).

## 2.3 Ensaio de Dureza

Foram realizados ensaios de dureza em cinco pontos em cada amostra recebida, na escala Vickers, com carga de 10 kgf, segundo a Norma ISO 6507-1-05.<sup>(21)</sup>

## 2.4 Avaliação da Resistência à Corrosão

### 2.4.1 Ensaio de resistência à corrosão com água em ebulição

As amostras foram ensaiadas através de imersão total em água destilada à ebulição por 30 minutos, em seguida permaneceram imersas por 1h sem aquecimento e finalmente foram expostas ao ar por 2h. A avaliação foi realizada após as peças serem vigorosamente esfregadas com um pano macio seco, conforme recomendação da norma.

### 2.4.2 Ensaio de resistência à exposição térmica

A amostra foi colocada durante 30 minutos em estufa de calor seco à temperatura de 175°C e, após resfriamento à temperatura ambiente, foi avaliada.

### 2.4.3 Ensaio de sulfato de cobre

Foi preparada uma solução de sulfato de cobre pentahidratado ( $\text{Cu SO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ ) com a seguinte composição:

| COMPONENTE                                 | QUANTIDADE |
|--------------------------------------------|------------|
| $\text{Cu SO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ | 44,4 g     |
| $\text{H}_2\text{SO}_4$                    | 60,4 mL    |
| $\text{H}_2\text{O}$                       | 1000 mL    |

As amostras foram previamente lavadas com sabão e água morna, enxaguadas e secadas com álcool isopropílico. Em recipiente contendo a solução de sulfato de cobre à temperatura ambiente, permaneceram imersas durante 6,5 minutos. Após este período, foram enxaguadas com água potável e esfregadas vigorosamente com um pano macio seco, sendo então avaliadas.

### 2.4.4 Ensaio de resistência à corrosão em autoclave

As amostras foram colocadas dentro da autoclave sobre uma bandeja, e submetidas a um ciclo de 3 minutos à 134°C e 0,22 MN.m<sup>-2</sup>. Após o término do ciclo foram removidas e esfriadas à temperatura ambiente e avaliadas.

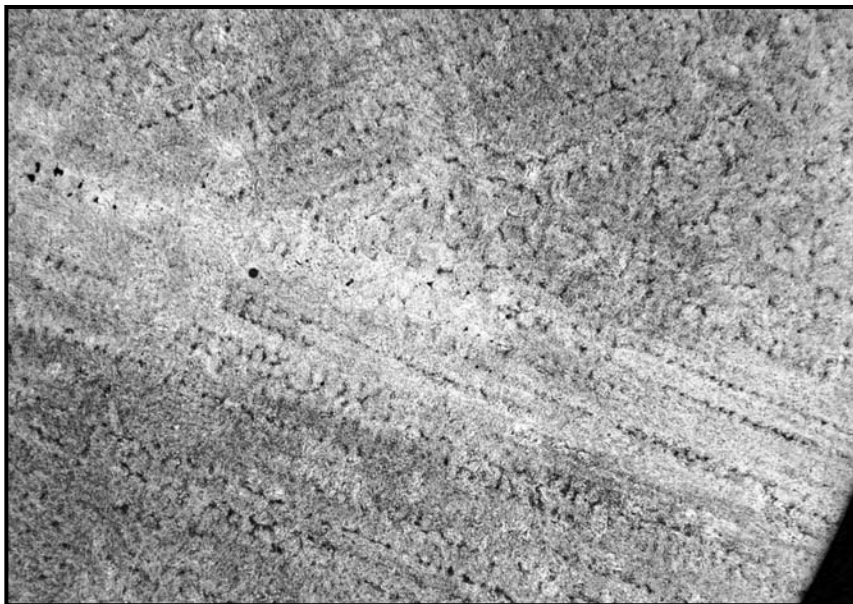
Estes ensaios de resistência à corrosão foram realizados segundo os critérios estabelecidos nas normas específicas.<sup>(14,15)</sup>

## 3 RESULTADOS

### 3.1 Microestrutura

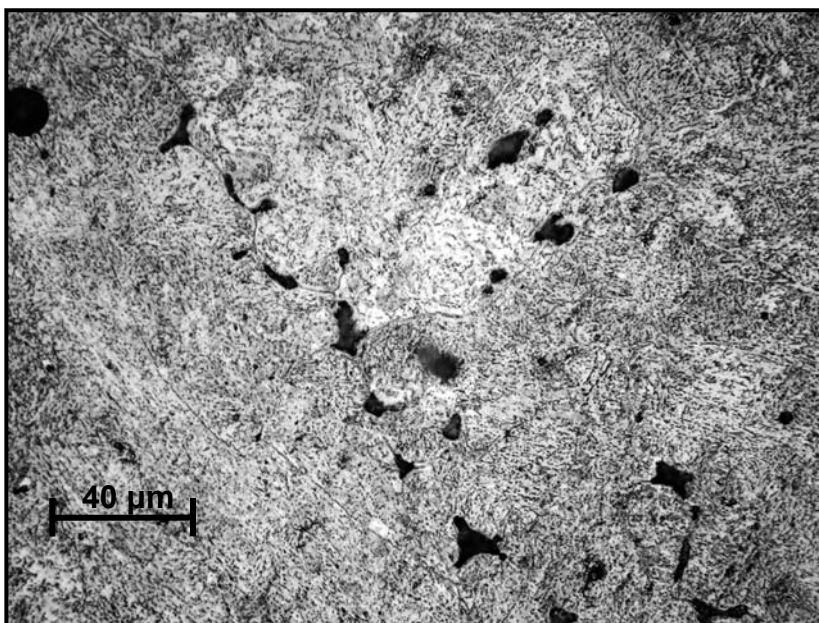
A Figura 2 apresenta o aspecto microestrutural do material das pinças sob investigação, enquadrado na série dos aços inoxidáveis martensíticos AISI 420, de acordo com a norma 13911-97,<sup>(13)</sup> temperado e revenido. Verificou-se também, na mesma figura, segregação dendrítica no material, típica do processo de fundição. Um aspecto também observado foi a ocorrência de vazios (regiões mais escuras), sendo que uma quantidade significativa destes localizados nos contornos de grão, como indica a Figura 3.





180  $\mu\text{m}$

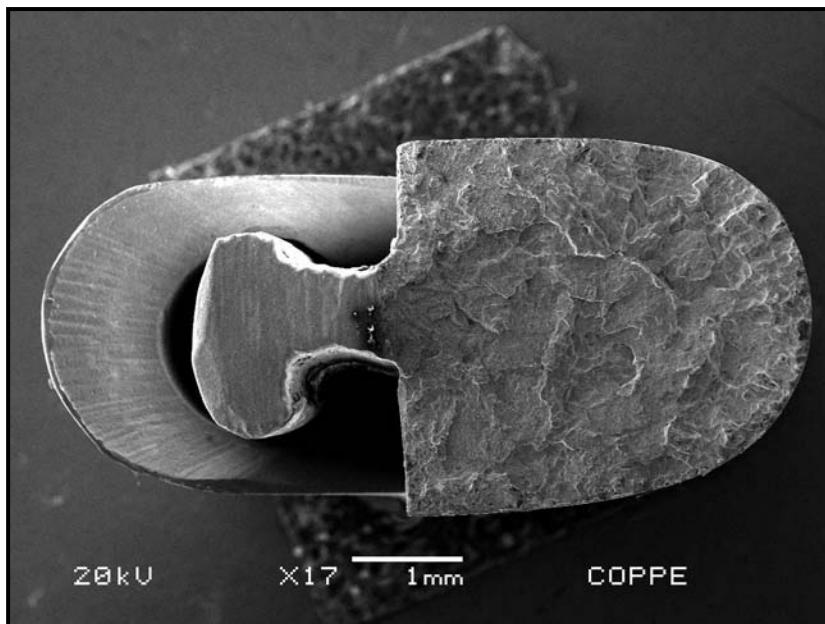
**Figura 2:** Microestrutura do material sob investigação, constituída predominante por martensita revenida, com regiões de segregação (Ataque: reagente de Kalling).



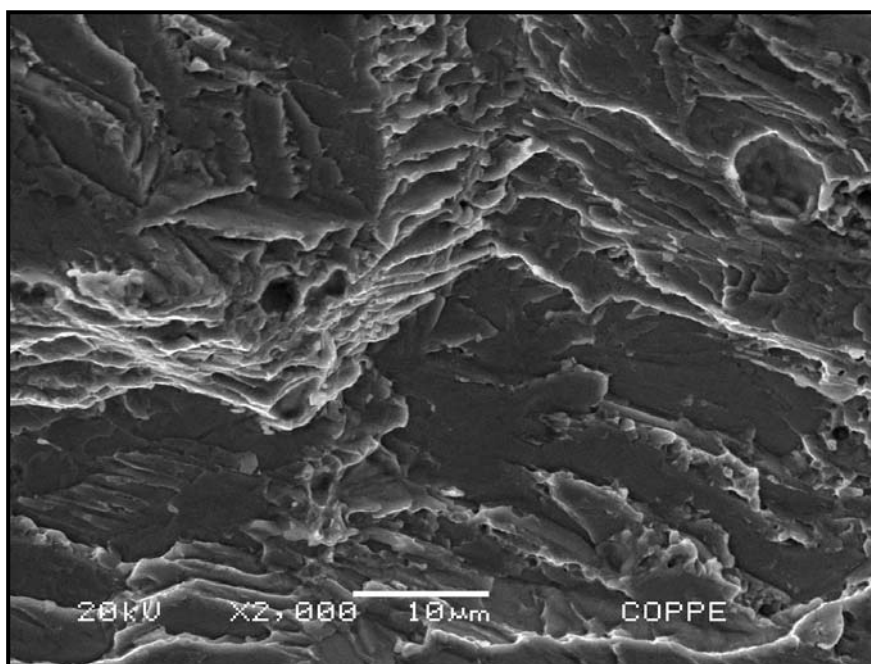
**Figura 3** – Detalhe dos vazios em contornos de grãos. Ataque: HCl + ácido pícrico.

### 3.2 Análise Fractográfica

A Figura 4 mostra a fratura sofrida por uma das amostras. A Figura 5 evidencia que a fratura do instrumental cirúrgico se deu por clivagem, ou seja, de modo frágil.

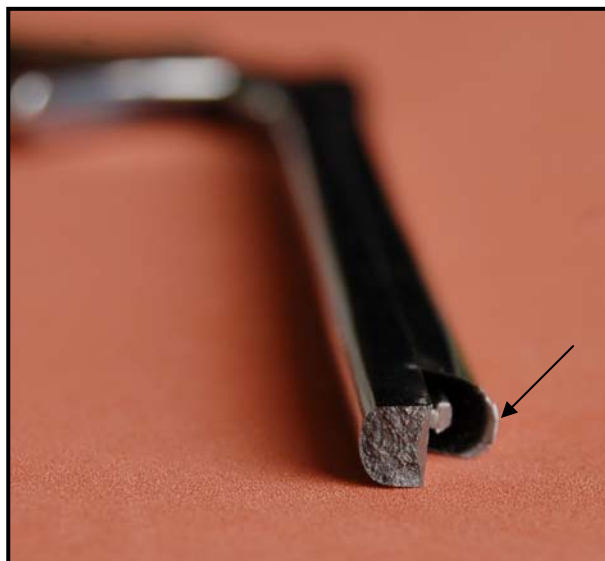


**Figura 4:** Superfície fraturada do instrumental cirúrgico, observada por MEV.



**Figura 5:** Superfície do instrumental cirúrgico fraturada por clivagem, observada por MEV.

Outro aspecto verificado na região da fratura de uma das amostras, mostrado na Figura 6, é a deformação plástica localizada na parte superior da pinça (indicado pela seta). Isto pode ter sido causado pelo esforço, além do limite de escoamento, no manuseio do instrumento.



**Figura 6:** Amostra com a parte superior deformada plasticamente.

### 3.3 Ensaio de Dureza

A Tabela 2 apresenta os resultados obtidos de dureza Vickers. Os valores médios foram convertidos para a escala Rockwell C em conformidade com a norma ASTM E 140-05,<sup>(22)</sup> sendo de, aproximadamente, 50HRC para a Amostra 1 e 51HRC para a Amostra 2. Pela norma NBR 13911-97,<sup>(12)</sup> referente a materiais para instrumental cirúrgico, ambas as amostras apresentaram valores dentro da faixa destinada à classe dos aços inoxidáveis martensíticos AISI 420-X e AISI 420-B. Porém, segundo a norma NBR 13913-97,<sup>(13)</sup> específica para instrumento cirúrgico articulado não cortante, os valores de dureza superam o intervalo recomendado que é de 40HRC a 48HRC (o que corresponde, aproximadamente, ao intervalo de dureza Vickers de 390HV a 485HV).

**Tabela 2** – Dureza Vickers (HV10) dos instrumentais cirúrgicos recebidos

| Ponto              | Amostra 1      | Amostra 2     |
|--------------------|----------------|---------------|
| 1                  | 508,78         | 535,09        |
| 2                  | 501,40         | 537,40        |
| 3                  | 504,54         | 538,56        |
| 4                  | 523,21         | 526,85        |
| 5                  | 531,09         | 513,07        |
| <b>Média (HV)</b>  | <b>513, 80</b> | <b>530,20</b> |
| <b>Média (HRC)</b> | <b>50</b>      | <b>51</b>     |

### 3.4 Ensaios para Avaliação da Resistência à Corrosão

De acordo com a norma NBR 13851-97,<sup>(16)</sup> as amostras foram aprovadas em todos os testes, aos quais foram submetidas: de água em ebulição, da resistência à exposição térmica, de tratamentos térmicos através do ensaio de sulfato de cobre e ensaio em autoclave. Neste último, ambas as amostras apresentaram regiões com manchas, no entanto a referida norma não determina que essa característica possa reprovar o material.





## 4 DISCUSSÃO

Os resultados da análise microestrutural indicam a existência, nos contornos de grãos, de vazios interdendríticos, resultantes de processo de fundição realizado em condições térmicas inadequadas, que causaram a ocorrência deste tipo de defeito.<sup>(23,24)</sup> Os vazios, com aspecto poligonal, atuam como concentradores de tensões, favorecendo a iniciação e a propagação de trincas, que, com as tensões associadas à aplicação do instrumento durante a cirurgia, acabam por levar o material à fratura. Outro aspecto desfavorável é a evidência de segregação dendrítica de solutos e impurezas em geral, também resultante de processo de fundição inadequado,<sup>(24,25)</sup> favorecendo também a ocorrência de fratura. Entretanto, a composição química de ambas as amostras enquadra-se na norma.

A análise fractográfica por MEV revelou que o material analisado sofreu fratura frágil transgranular, pelo mecanismo de clivagem, indicando que o material falhou de maneira repentina, em consequência das suas características microestruturais desfavoráveis (vazios e segregação interdendríticos). A fratura frágil apresentada por ambas as amostras e a análise microestrutural das mesmas, evidenciam deficiências de fabricação e, possivelmente, manuseio inadequado dos instrumentos: uma das amostras estudadas apresentou, além da fratura frágil, uma deformação plástica na haste superior, podendo ser um indicador de sobrecarga no manuseio da pinça.

O ensaio de dureza indicou que o material é mais duro do que o esperado para este tipo de aplicação, provavelmente devido às condições de tratamento térmico inadequadas. Esta dureza excessiva também contribui para a fragilização do material, pois normalmente todo material muito duro é igualmente mais frágil do que o desejável.

Os resultados obtidos nos ensaios de resistência à corrosão levaram às seguintes considerações: o material das amostras apresentou manchas ao ser submetido ao ensaio de resistência à corrosão em autoclave em determinadas regiões. No entanto, a norma NBR 13851-97 não aponta essa ocorrência como critério de reprovação. Nos demais ensaios, não houve qualquer alteração superficial.

### Agradecimentos

Agradecemos à Dra. Denise Souza de Freitas e à equipe do Laboratório de Corrosão (LACOR) do INT, pela colaboração na realização dos ensaios de corrosão.

### REFERÊNCIAS

- 1 AZEVEDO, C.R.F.; HIPPERT Jr., E.; “Análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil: a necessidade de uma regulamentação adequada”, Cadernos de Saúde Pública, Rio de Janeiro, 18 (5), set-out, 2002, pp.1347 – 1358.
- 2 CAVALCANTI, E.; COELHO, S.; “Implantes Ortopédicos Temporários de Aços Inoxidáveis”, Revista Inox, ano V, nº 8, 1997, pp. 6 – 8.
- 3 BREME, J.; “Titanium and titanium alloys, biomaterials of preference”, Mèmoires et Études Scinetifiques Revue de Métallurgie, Octobre, 1989, pp. 625 – 637.
- 4 NBR ISO 5832 – 12 partes; “Implantes para cirurgia – Materiais metálicos”. Parte 2: Titânio comercialmente puro, 2001. Parte 3: Ligas de titânio, 1997.





- 5 NBR ISO 15374 – “Implantes para cirurgia – Requisitos para a produção de forjados”, 2000.
- 6 ASTM B 348-93 – “Standard Specification for Titanium Alloy Bars and Billets”, 1993.
- 7 ASTM F 67-89 – “Standard Specifications for Unalloyed Titanium for Surgical Implant Applications”, 1989.
- 8 ASTM F136-02 – “Standard Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum – 4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)”, 2002.
- 9 ETTC2 – “Microstructural Standards for Titanium Alloy Bars”.
- 10 RODRIGUES, C.A.D; ENOKIBARA, F.; LEIVA T.P.; NUNES, I.A.; ROLLO, J.M.D.A.; “Qualidade do aço inoxidável martensítico do tipo AISI-420 utilizado na confecção de ferramentas cirúrgicas”, revista da Escola de Minas, Ouro Preto, 62, (4) outubro-dezembro, 2009, pp. 475-480.
- 11 ABNT NBR ISO 7153-1-07 – “Instrumental Cirúrgico – Materiais Metálicos. Parte 1: Aço Inoxidável”.
- 12 ABNT NBR ISO 7153-1-07 – “Instrumental Cirúrgico – Materiais Metálicos. Parte 1: Aço Inoxidável”.
- 13 ABNT NBR 13913-97 – “Instrumental Cirúrgico Articulado não Cortante – Requisitos Gerais”.
- 14 ABNT NBR ISO 13402:1997 – “Instrumental Cirúrgico e Odontológico – Determinação da resistência à esterilização em autoclave, à corrosão e à exposição térmica”.
- 15 ABNT NBR ISO 13851:1997 – “Instrumental Cirúrgico e Odontológico – Resistência à esterilização em autoclave, à corrosão e à exposição térmica – Requisitos Gerais”.
- 16 AZEVEDO, C.R.F.; CESCÓN, T.; “Metalografia e Análise de Falhas, Casos Seleccionados (1933-2003); IPT (Instituto de Pesquisas Tecnológicas), São Paulo, 2004, 1ª edição, 416 p.
- 17 WOUTERS, R.; FROYEN, L.; “Scanning electron microscope fractography in failure analysis of steels”; Materials Characterization, 36, 1996, pp. 357-364.
- 18 METALS HANDBOOK, Ninth Edition, Volume 11, Failure Analysis and Prevention, ASM (American Society for Metals), Metals Park, Ohio, 1986, 843 p.
- 19 ASTM E 3 - 01 – “Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens”.
- 20 ASTM E 407- 99 – “Standard Practice for Microetching Metals and Alloys”.
- 21 ISO 6507-1- 05 – “Metallic Materials – Vickers Hardness Test – Part 1: Test Method”.
- 22 ASTM E 140-05 – “Standard Hardness Conversion Tables for Metals Relationship Among Brinell Hardness, Vickers hardness, Rockwell Hardness, Superficial Hardness, Knoop Hardness, and Scleroscope Hardness”.
- 23 - KONDIC, V.; “Metallurgical Principles of Founding”, Edward Arnold Publishers Ltd., London, 1968, 286 p.
- 24 BEELEY, P.R.; “Foundry Technology”; Butterworths, London, 1972, 544 p.