

# ANÁLISE METALOGRÁFICA E DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA DO FIO DE AÇO INOXIDÁVEL 316L, DEFORMADO E IMPLANTADO NO TECIDO MUSCULAR DE RATO\*

Roberto Henrique BARBEIRO\*\*

Oslei Paes de ALMEIDA\*\*\*

Antonio Carlos GUASTALDI\*\*\*\*

Mário Francisco Real GABRIELLI\*\*

Alberto Cury NASSOUR\*\*\*\*\*

Adriano DI NARDO\*\*\*\*\*

- **RESUMO:** O fio de aço inoxidável 316L, reto ou deformado por torção, foi analisado através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e metalografia. A torção aumentou as linhas de segregação, deformou a superfície e gerou tensão na estrutura interna do metal. Após 120 dias de implantação no tecido muscular de rato, o fio reto apresentou fendas rasas, e no torcido observaram-se fendas profundas, sugestivas de processo corrosivo. Estes resultados mostraram que o fio 316L sofre modificações após a torção, que são acentuadas com a implantação. Períodos mais longos de observação são necessários para melhor avaliar as alterações do fio 316L, particularmente corrosão provocadas pela implantação.
- **PALAVRAS-CHAVE:** Fios ortopédicos; corrosão; metalurgia; metais; microscopia eletrônica de varredura.

## Introdução

No tratamento das fraturas dos ossos da face, bem como nas cirurgias ortognáticas, utilizam-se dispositivos metálicos como fios, miniplacas e parafusos, ou a combinação destes, para fixação dos fragmentos ósseos.<sup>3,4</sup> Os metais utilizados, além de não serem alergênicos, tóxicos ou carcinogênicos, necessitam manter suas propriedades físicas e biomecânicas ao longo do tempo, e particularmente resistir a

\* Resumo de Dissertação de Mestrado – Parte II.

\*\* Departamento de Diagnóstico e Cirurgia – Faculdade de Odontologia – UNESP – 14801-903 – Araraquara – SP.

\*\*\* Departamento de Patologia Oral – Faculdade de Odontologia – Unicamp – 13414-900 – Piracicaba – SP.

\*\*\*\* Departamento de Físico-Química – Instituto de Química – UNESP – 14800-230 – Araraquara – SP.

\*\*\*\*\* Departamento de Materiais – Faculdade de Engenharia – USP – 13560-250 – São Carlos – SP.

degradação no meio biológico.<sup>13</sup> Dos metais mais freqüentemente utilizados destacam-se as ligas de titânio, de crômio-cobalto-molibdênio e o aço inoxidável. As deformações a frio e as ranhuras produzidas pelos instrumentos cirúrgicos, durante a utilização desses dispositivos, introduzem alterações permanentes na estrutura interna do metal.<sup>10,11,18</sup> Essas alterações estruturais facilitam a fratura do metal, por fadiga, e a instalação de processo corrosivo.<sup>6,7,8,20,21</sup>

Neste trabalho estudaram-se as alterações do fio de aço inoxidável 316L provocadas pela torção e implantação no tecido muscular de rato. Os fios foram analisados em microscopia eletrônica de varredura e metalografia.

## **Material e método**

O fio de aço inoxidável 316L, nº 01, foi obtido no comércio especializado (Cirumédica – S. A.). A composição química da liga que compõe o fio foi informada pelo fabricante, por esta não constar na embalagem do produto, e foi comparada às normas internacionais da American Iron and Steel Institute – AISI. A análise química dos elementos molibdênio, silício, níquel, fósforo, manganês, crômio, carbono e enxofre foi realizada no Laboratório de Materiais da Escola de Engenharia de São Carlos, e obtida conforme metodologia do American Society for Testing and Materials Committee (ASTM-E 353-86A).<sup>2</sup> O fio de aço inoxidável foi cortado, com auxílio de instrumentos cirúrgicos, em pedaços de 1 e 6 cm de comprimento. Os de 6 cm foram dobrados ao meio e torcidos com auxílio de pinças para fio, com aproximadamente 50 torções, como ocorre clinicamente. Em seguida, foram cortados em partes de 1 cm de comprimento e implantados durante 60, 90 e 120 dias no tecido muscular de rato. Para cada grupo foram usados dois fios para MEV e dois para metalografia, num total de 40.

## **Microscopia eletrônica de varredura**

Os fios de aço foram submetidos a limpeza em acetona, num aparelho de ultra-som Thornton T-14, fixados com pasta condutora de prata no suporte de alumínio (porta-amostras) do microscópio, observados e documentados num MEV JEOL JSM – T330.

## **Metalografia**

Para análise metalográfica,<sup>12,14</sup> os fios de aço inoxidável 316L foram incluídos em resina de poliéster, polidos com papel abrasivo de granulometria 180, 240, 320, 400 e

600 em óxido de cromo. O acabamento final foi realizado com panos de polimento embebidos em alumina fina (0,3 m de diâmetro), e o ataque ácido foi feito com Glicerégia (ácido nítrico 10 ml, ácido clorídrico 15 ml, ácido acético 10 ml e 3 gotas de glicerina). As observações e documentações foram realizadas num banco metalográfico Carl-Zeiss/Jena.

## Implantação no tecido muscular de rato

Foram utilizados 15 ratos (*Rattus norvegicus*, *Albinus*, *Wistar*) machos, pesando 200-230 g, provenientes do Biotério Central da Unicamp, alimentados com ração Labina (Purina) e água *ad libitum*. Os animais foram divididos em 3 grupos de 5 ratos. Após anestesia com éter etílico e tricotomia, os ratos receberam a implantação de um fio livre de deformação no músculo *rectus femoralis*,<sup>16</sup> da coxa traseira esquerda, e um fio torcido no lado direito. Para implantação, o músculo foi fixado por pressão digital, e o fio com 1 cm de comprimento foi inserido totalmente na massa muscular com auxílio de uma pinça de fio, sem incisão da pele. Os animais foram sacrificados depois de 60, 90 e 120 dias, e os fios foram retirados após secção transversal do músculo, lavados imediatamente em água destilada deionizada para remoção do tecido conjuntivo aderido na superfície, com auxílio de fricção com gaze no fio torcido devido à aderência do tecido, secados por quatro horas a 60°C e processados para metalografia ou MEV.

## Resultado

A análise química do fio de aço inoxidável 316L, realizada pelo laboratório do Departamento de Materiais da Escola de Engenharia de São Carlos – USP (EESC), confirmou a especificação fornecida pelo fabricante, e as pequenas variações encontradas estão dentro dos limites estabelecidos pelas normas da American Iron and Steel Institute (AISI) (Tabela 1).

Tabela 1 – Composição química do aço inoxidável 316L (% em peso)

Elemento químico	AISI	Fabricante	EESC
C	0,030	0,025	0,020
Mn	2,000	1,450	1,810
P	0,045	0,025	0,012
S	0,030	0,011	0,008
Si	1,000	0,520	0,210
Ni	10 a 14	11,150	13,000
Cr	16 a 18	16,980	16,910
Mo	2 a 3	2,300	2,030

## Microscopia eletrônica de varredura

O fio livre de deformação (reto), mesmo antes da implantação, mostrou superfície irregular, com linhas de segregação e ranhuras perpendiculares à trefilação (Figura 1). Após 50 torções aproximadamente, observaram-se ampliação das linhas de segregação, deformação da superfície e linhas de tensão devidas ao encruamento do metal (Figura 2).

Após implantação no tecido muscular, o fio livre da deformação, com 60 dias de implantação, apresentava pequenas fendas junto das linhas de segregação, que ficaram mais evidentes após 90 e 120 dias de implantação (Figuras 3 e 5).

O fio torcido apresentou, após implantação, algumas fendas próximas das linhas de segregação já ampliadas pela torção (Figura 4) e, após 120 dias, revelou fendas profundas (Figura 6).

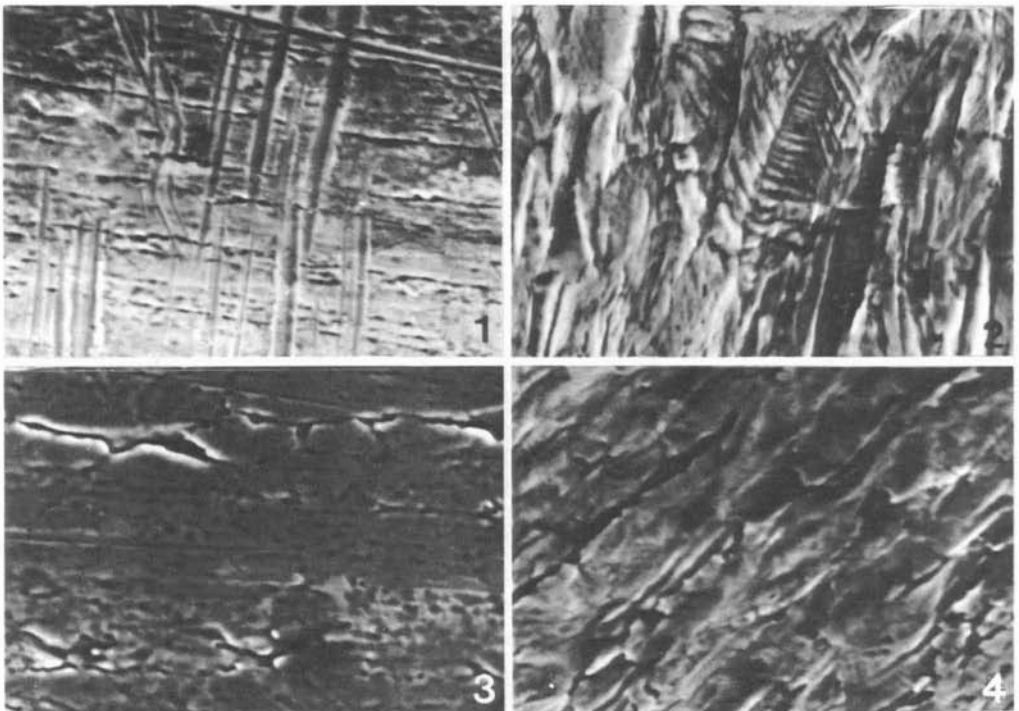


FIGURA 1 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, livre de deformação, não implantado, mostrando linhas de segregação e ranhuras. MEV/2.000X.

FIGURA 2 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, com 60 torções, exibindo ampliação das linhas de segregação, deformação da superfície e linhas de tensão devido ao encruamento do metal. MEV/2.000X.

FIGURA 3 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, livre de deformação, após 90 dias de implantação no tecido muscular de rato, exibindo várias fendas superficiais. MEV/2.000X.

FIGURA 4 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, com 50 torções, após 90 dias de implantação no tecido muscular de rato, mostrando linhas de segregação e deformações ampliadas. MEV/2.000X.

## **Metalografia**

O fio livre de deformação revelou, na estrutura interna, grãos homogêneos de forma poligonal (Figura 7). Depois de aproximadamente 50 torções, houve pronunciado alongamento dos grãos, evidenciando as linhas de tensão, devido ao encruamento do metal (Figura 8). Após 120 dias de implantação no tecido muscular, o fio reto mantinha a integridade de sua microestrutura (Figura 9); no fio torcido observaram-se fendas, com perda de grãos por diminuição da coesão nos contornos de grãos após 120 dias de implantação (Figura 10).

## **Discussão**

Os fios de aço inoxidável 316L são, no Brasil, muito utilizados para osteossíntese. Esta situação tenderá a manter-se enquanto outros métodos de fixação, como miniplacas e parafusos, tiverem custo elevado, como ocorre atualmente. O sucesso da osteossíntese depende de vários fatores, incluindo a qualidade do fio implantado e a possibilidade de instalação de processo corrosivo do metal, no meio biológico, que pode comprometer o tratamento.<sup>7</sup> De acordo com Syrett & Davis<sup>19</sup> e Cigada et al.,<sup>9</sup> dispositivos de aço inoxidável 316L possuem boas qualidades para uso clínico, mas são poucos os dados da literatura mostrando possíveis alterações estruturais após torção e implantação em tecido ósseo ou muscular. Neste trabalho, a implantação foi feita no tecido muscular, pois é a estrutura que, além do osso, está usualmente em contato com o fio, e também porque não exige manipulações maiores do fio para a implantação.

O fio na forma comercializada apresenta estrias transversais sugestivas de danos ao material durante a embalagem e/ou transporte. Também observaram-se linhas de segregação, possivelmente oriundas da trefilação e decapagem do fio (Figura 1). O fio estudado é embalado e comercializado pela empresa Cirumédica S. A., que não produz o fio, e especificações detalhadas do produto não constam na embalagem.

No fio deformado, as irregularidades acentuaram-se proporcionalmente ao aumento do número de torções. De acordo com Cigada et al.,<sup>9</sup> tais sulcos e ranhuras podem sofrer corrosão localizada, com liberação de íons, particularmente níquel e cromo, podendo provocar danos teciduais<sup>7,13,17,20</sup> pelo menos até que o material seja removido ou encapsulado por tecido fibroso.<sup>15</sup> O sucesso clínico dos dispositivos de aço inoxidável 316L implantados por longos períodos depende da sua resistência à corrosão.<sup>5</sup>

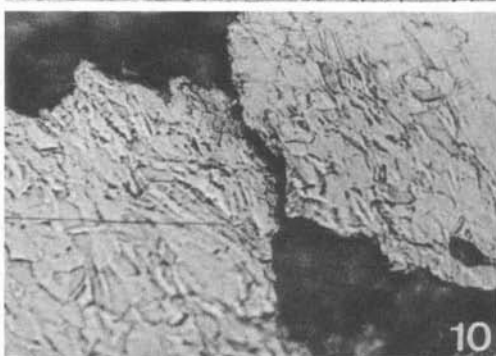
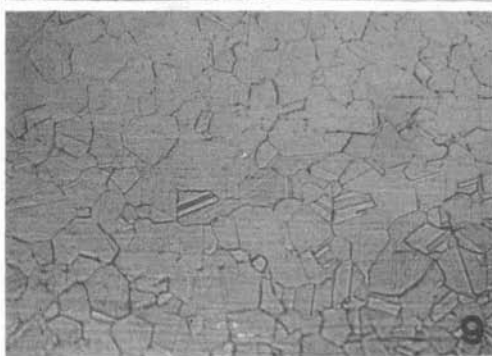
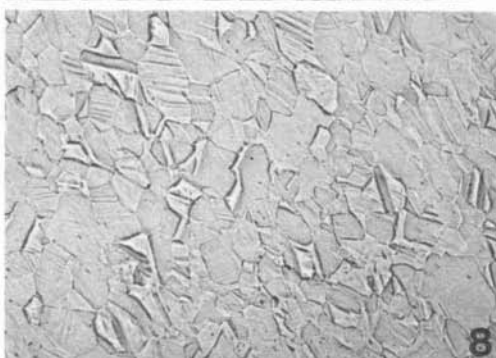
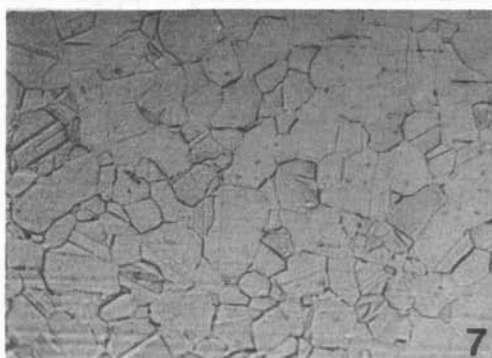
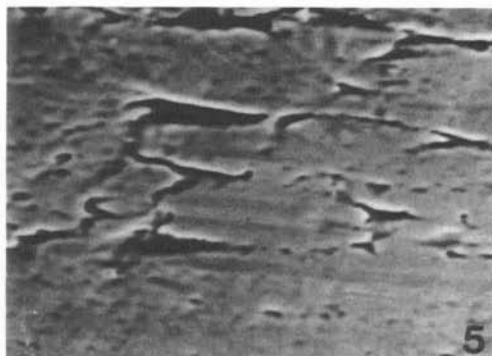


FIGURA 5 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, livre de deformação e após 120 dias de implantação no tecido muscular de rato, exibindo várias fendas superficiais. MEV/2.000X.

FIGURA 6 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, com 50 torções e após 120 dias de implantação no tecido muscular de rato, mostrando as deformações e fendas profundas. MEV/2.000X.

FIGURA 7 - Metalografia do fio de aço inoxidável 316L, livre de deformação (reto), não implantado, mostrando grãos poligonais e homogêneos. 400X.

FIGURA 8 - Metalografia do fio de aço inoxidável 316L, após 60 torções, não implantado. Os grãos estão alongados, evidenciando linhas de tensão. 400X.

FIGURA 9 - Metalografia do fio de aço inoxidável 316L, livre de deformação (reto), após 120 dias de implante no tecido muscular de rato. Os grãos são homogêneos e poligonais. 400X.

FIGURA 10 - Metalografia do fio de aço inoxidável 316L, com 50 torções, após 120 dias de implantação no tecido muscular de rato. Os grãos estão alongados, mostrando perda de coesão dos grãos e área fenda. 700X.

Fios implantados foram estudados a partir de 60 dias, pois em períodos menores é pouco provável a ocorrência de modificações estruturais oriundas da interação com os líquidos teciduais. Nos períodos de 60 e 90 dias, as alterações não foram tão evidentes quanto após 120 dias. Nesse período, o fio reto apresentou fendas rasas, que no torcido acentuaram-se, ficando profundas e generalizadas (Figuras 3, 4, 5 e 6). Para melhor avaliação dos resultados, seriam interessantes dados com tempos mais longos, visto que parece haver deterioração gradativa do fio implantado, e dispositivo metálico de área maior, que permitiria análise específica para corrosão (ASTM-A 262-A).<sup>1</sup>

A manipulação provoca solução de continuidade na camada superficial apassivadora, tornando o metal mais suscetível à corrosão no meio biológico, devido à presença principalmente do íon cloreto nos fluidos orgânicos.<sup>13,20</sup> Não foi possível determinar a instalação de corrosão, mas os aspectos das fendas encontradas, pela metalografia, no fio torcido, após 120 dias de implantação, são sugestivas da presença desse processo (Figura 10).

A metalografia mostra que a torção gera tensões na estrutura interna, com alongamento dos contornos de grãos (Figura 7), favorecendo a instalação de processo corrosivo.<sup>8,19</sup> Para diminuir o número de torções durante a osteossíntese, sugere-se uso de fios curtos e que sejam apreendidos o mais próximo possível do local da síntese, diminuindo com isso o número de torções. A análise metalográfica não mostra grande número de inclusões no fio 316L (Figuras 6 e 8), sugerindo que a metalurgia do fio é adequada,<sup>6</sup> diminuindo riscos de trincas. Mesmo assim, fios torcidos e implantados por 120 dias mostraram fendas profundas e perda de grãos por falta de coesão, como observado na Figura 10.

Os implantes metálicos têm longa história de utilização clínica bem sucedida, embora reações adversas tenham sido descritas em associação à corrosão.<sup>8</sup> Em resumo, os resultados mostram que a torção provoca alterações, particularmente fendas, que se tornam mais evidentes após 120 dias de implantação no tecido muscular. Portanto, seria interessante usar tempos mais longos e testes específicos para verificação de processo corrosivo.

## Conclusão

Nas condições experimentais do presente estudo e com os resultados obtidos, concluímos que:

1. a torção do fio de aço inoxidável 316L introduz alterações permanentes na sua estrutura interna e na sua superfície;
2. o fio de aço inoxidável 316L torcido apresenta, após 120 dias de implantação, fendas, reveladas na metalografia, que sugerem corrosão do fio torcido após implantação.

BARBEIRO, R. H., ALMEIDA, O. P. de, GUASTALDI, A. C., GABRIELLI, M. F. R., NASSOUR, A. C., DI NARDO, A. Scanning electron microscopy and metallographic analysis of the 316L stainless steel wire deformed and implanted in the muscular tissue of rat. *Rev. Odontol. UNESP, São Paulo*, v. 23, n. 2, p. 261-269, 1994.

- **ABSTRACT:** *Stainless steel 316L wire deformed or not by torsion was analysed by scanning electron microscopy and metallography. Torsion increased the segregation lines and clefts. After 120 days of implantation into the muscular tissue of rat, the straight wire showed flat clefts and deformed wire had deep clefts, suggesting installation of corrosion. These data show that 316L stainless steel suffers structural alterations after torsion, which are further increased after implantation into the muscular tissue. Longer periods are necessary for better evaluation of the alterations on 316L steel caused by implantation, particular corrosion.*
- **KEYWORDS:** *Bone wires; corrosion; metals; metallurgy; microscopy, electron, scanning*

## Referências bibliográficas

1. AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. Standard methods for chemical analysis of stainless, heat-resisting, maraging, and other similar chromium-nickel-iron alloys: ASTM E353-86A In \_\_\_\_\_. *Annual Book Standards*. Philadelphia, 1986. v. 5, pt. 3, p. 665-9.
2. \_\_\_\_\_. Standard methods for intergranulate corrosion of stainless steel: ASTM A 262-A. In \_\_\_\_\_. *Annual Book Standards*. Philadelphia, 1986. v. 5, pt. 3, p. 635-99.
3. ARDARY, W. C. Prospective clinical evaluation of the use compression plates and screws in the management of mandible fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v. 47, p. 1150-3, 1989.
4. BRONS, R., BOERING, G. Fractures of the mandibular body treated by stable internal fixation: a preliminary report. *J. Oral Surg.*, v. 28, p. 407-15, 1970.
5. BUCHANAN, R. A., RIGNEY JUNIOR, E. D., WILLIAMS, J. M. Wear-accelerated corrosion of Ti-6Al-4V and nitrogen-ion-implanted Ti-6Al-4V: Mechanisms and influence of fixed-stress magnitude. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 21, p. 367-77, 1987.
6. BUNDY, K. J., VOGELBAUM, M. A., DESAT, V. H. The influence of static stress on the corrosion behavior of 316L stainless steel in Ringer's solution. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 20, p. 493-505, 1986.
7. BYRNE, J. E., LOVASKO, J. H., LASKIN, D. M. Corrosion of metal fracture fixation appliances. *J. Oral Surg.*, v. 31, p. 639-45, 1973.
8. CAHOON, J. R., PAXTON, H. W. A metallurgical survey of current orthopedic implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 4, p. 223-44, 1970.
9. CIGADA, A. et al. Duplex stainless steels for osteosynthesis devices. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 23, p. 1087-95, 1989.
10. COLANGELO, V. J., GREENE, N. D. Corrosion and fracture of type 316 SMO orthopedic implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 3, p. 247-65, 1969.
11. COLM, S. J., FARISH, S. E. Effect of stretching on the physical properties of stainless steel wire. *J. Oral. Maxillofac. Surg.*, v. 47, p. 1296-7, 1989.



12. COLPAERT, H. *Metalografia dos produtos siderúrgicos comuns*. 3. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1974. p. 412.
13. CRIMMINS, D. S. The selection and use of materials for surgical implants. *J. Metals*, v. 1, p. 38-42, 1969.
14. FASANO, C. T. A. V. *A prática metalográfica*. São Paulo: Hemus, 1980. p. 453.
15. GABRIELLI, M. F. R. et al. Reação do tecido subcutâneo de rato ao implante de uma liga binária do sistema cobre-alumínio: avaliação dos níveis séricos de cobre. *Rev. Paul. Odontol.*, v. 9, n. 1, p. 49-62, 1987.
16. GREENE, E. C. Gross anatomy. In FARRIS, E. J., GRIFFITH JÚNIOR, J. O. (Ed.) *The rat in laboratory investigation*. 2. ed. New York: Hafner, 1949. p.49.
17. KAWAHARA, H. Celular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *Int. Dent. J.*, v. 33, p. 350-75, 1983.
18. LEMONS, J. E., ALLING, C. C. Considerations on prestretching metallic wires. *J. Oral Surg.*, v. 35, p. 235-7, 1987.
19. SYRETT, B. L., DAVIS, E. E. *In vivo* evaluation of a high-strength, high-ductility stainless steel for use in surgical implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 13, p. 543-56, 1979.
20. VAN ORDEN, A. C. *Corrosive response of the interface tissue to 316L stainless steel, titanium-based alloys, and cobalt-based alloys*. In SYMPOSIUM ON THE DENTAL IMPLANT-TISSUE INTERFACE, 1983, Chicago. Littleton, Mass.: PSG Publ. Co., 1985. p. 1-4.
21. ZABEL, D. D. et al. AES analysis of stainless steel corroded in saline, in serum and *in vivo*. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 22, p. 31-44, 1988.

Recebido em 18.3.1993.