

ROBERTO HENRIQUE BARBEIRO

ALTERAÇÃO MICROESTRUTURAL DO FIO DE AÇO INOXIDÁVEL 316L,
APÓS DEFORMAÇÃO E IMPLANTE NO TECIDO MUSCULAR DE RATO. ESTUDO
MACROSCÓPICO, METALOGRÁFICO E MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de *Mestre*
em Ciências - Área de Biologia e
Patologia Buco-Dental.

9203406/04

PIRACICABA - SP

1991

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

Este exemplar foi devidamente
corrigido conforme resolp
CCP6 1036/83
14/02/92
Almeida

ROBERTO HENRIQUE BARBEIRO

ALTERAÇÃO MICROESTRUTURAL DO FIO DE AÇO INOXIDÁVEL 316L,
APÓS DEFORMAÇÃO E IMPLANTE NO TECIDO MUSCULAR DE RATO. ESTUDO
MACROSCÓPICO, METALOGRÁFICO E MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Orientador: Prof. Dr. Oslei Paes de Almeida

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de *Mestre*
em Ciências - Área de Biologia e
Patologia Buco-Dental.

Piracicaba - SP

1991

DEDICO ESTE ESTUDO

Aos alunos da 1^a Turma da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - UNAERP, pelo reconhecimento de um trabalho.

Ao Prof. Dr. Oslei Paes de Almeida pela amizade, orientação firme e segura durante todo este estudo e a grande contribuição à minha formação.

À minha esposa Andréa que soube, com carinho, estimular meu trabalho e compreender minha ausência e à minha filha Camila (R/D).

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Elcio Marcantonio, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, por ter me iniciado na carreira universitária.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Guastaldi, do Instituto de Química de Araraquara/UNESP, que foi o co-orientador deste trabalho, e responsável pela microscopia eletrônica de varredura.

Ao Prof. Dr. Mario Francisco Real Gabrielli, da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP, pela colaboração e sugestões.

À Prof^{ca} Lizeti Toledo de Oliveira Ramalho, da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP, pela sua colaboração na interpretação dos achados histológicos, documentação e sugestões.

Ao Eng^o Adriano Di Nardo, aluno de Mestrado em Bioengenharia, da Escola de Engenharia de São Carlos/USP, pela contribuição e estímulo na realização deste estudo.

Ao Prof. Dr. Luis Marino, do Departamento de Materiais, da Escola de Engenharia de São Carlos/USP, pela colaboração e sugestões.

Ao Eng^o Alberto Cury Nassour, do Departamento de Materiais, da Escola de Engenharia de São Carlos/USP pela colaboração e orientação na metalografia e sua documentação, sugestões e grande dedicação.

Aos técnicos, Silvano Cerqueira Lima, responsável pela análise química, e João Bernardi, pelos ensaios de tração, ambos do Departamento de Materiais, da Escola de Engenharia de São Carlos/USP.

Aos técnicos, Fabiana Facco Casarotti pelos cortes histológicos e coloração, Pedro Duarte Novais pela colaboração na documentação, e Maria Helena de Vasconcelos Peron, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP e à Secretária, Rosa Maria Fornasiari pela contribuição.

Ao técnico, Pedro Sérgio Simões, do laboratório de Histologia da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP, pelo auxílio na coloração pelo Tricrômico de Mallory.

Aos fotógrafos, Luis Antonio Rocatelli e José Carlos Pelicola, da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP, pela colaboração na documentação.

A todos os funcionários da Disciplina de Cirurgia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP, pelo estímulo e apoio.

À Secretária, Thelma Aparecida Gomes e ao Escriurário, Antonio Medeiros Filho, do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP, pelos serviços prestados.

À Profa. Marlene Di Nardo, da Escola Estadual de 1.º e 2.º graus Bento de Abreu de Araraquara, pela amizade e revisão geral do texto.

À Bibliotecária, Maria Estela Moralis Caramori, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pelo atendimento pronto e gentil na revisão da pesquisa bibliográfica.

Às Secretárias, Elisabeth Freitas Ribeiro e Elisa Sakae Sinzato, do Departamento de Morfologia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP, pelos serviços prestados.

A todos os professores do Curso de Biologia e Patologia Buco-Dental, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP.

A todos os colegas do Curso de Biologia e Patologia Buco-Dental, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP.

Ao meu pai e irmãos, pelo pronto socorro financeiro, nos momentos difíceis da carreira universitária.

INDICE

1. INTRODUÇÃO.....	01
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	03
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	09
4. RESULTADOS.....	12
5. DISCUSSÃO.....	34
6. CONCLUSÕES.....	43
7. RESUMO.....	44
8. SUMMARY.....	45
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	46

INTRODUÇÃO

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 a fixação dos fragmentos ósseos (BRONS & BOERING, 1970; ARDARY, 1989). 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 à degradação no meio biológico (CRIMMINS, 1969). Dos metais mais frequentemente utilizados, destacam-se as ligas de Titânio, de Crômio-Cobalto-Molibidênio e o aço inoxidável. Durante o ato cirúrgico, os dispositivos metálicos são submetidos a deformações mecânicas a frio necessárias para a obtenção dos resultados desejados na osteossíntese. As deformações a frio e as ranhuras produzidas pelos instrumentos cirúrgicos, introduzem alterações permanentes na estrutura do metal (COLLANGELO & GREENE, 1969; LEMONS & ALLING, 1977; COLM & FARISH, 1989). Essas alterações estruturais facilitam a fratura do metal por fadiga, e instalação de processo corrosivo (CAHOON & PAXTON, 1970; BYRNE et alii, 1973; VAN ORDEN, 1983; BUNDY et alii, 1986) que podem retardar a consolidação óssea, ou mesmo provocar abscessos e reações alérgicas (SCHRIVER et alii, 1976; STEINER et alii, 1981), tornando indicada a remoção desses dispositivos, após a consolidação óssea (BOS et alii, 1989).

Neste trabalho foram estudadas as alterações do fio de aço 316L, provocadas pela torção e implantação no tecido muscular de rato. Os fios foram analisados em lupa estereoscópica, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e metalografia.

REVISÃO DA LITERATURA

REVISÃO DA LITERATURA

Desde de o início do século, os biomateriais vêm sendo implantados no corpo humano, com finalidades ortopédicas na traumatologia e na substituição de partes perdidas do corpo humano. LAING, em 1966, sugeriu a necessidade de melhor conhecimento das propriedades dos materiais destinados a implantes, e o estudo de possíveis complicações decorrentes de sua utilização, como a corrosão, que é uma reação, particularmente do metal, com os elementos encontrados no meio biológico, causando degradação do metal e a liberação de íons metálicos que podem migrar para os tecidos causando reações inflamatórias. Relatou também vários trabalhos que estudaram a utilização dos materiais metálicos em implantes, avaliando a durabilidade e resistência à corrosão dos dispositivos metálicos.

CRIMMINS, em 1969, considerou o desenvolvimento da engenharia biomédica ou bioengenharia, mostrando o interrelacionamento das ciências médicas e dos materiais, preocupada com o desenvolvimento de materiais cada vez mais resistentes e compatíveis com os tecidos vivos. O autor ainda procurou correlacionar a interação do implante com o hospedeiro, e a presença de condições favoráveis à instalação de processo corrosivo, como a presença de íons cloreto no fluido extra celular e no sangue.

Ainda em 1969 COLANGELO & GREENE, utilizando microscopia óptica e eletrônica constataram 56% de corrosão em dispositivos de

aço inoxidável removidos rotineiramente de pacientes, além de fraturas por fadiga do material e defeitos metalúrgicos, tais como inclusões, que são partículas de impurezas encontrados nos dispositivos.

Estudando implantes ortopédicos, através de técnicas metalográficas convencionais, CAHOON & PAXTON, em 1970, concluíram que mais de 50% dos implantes apresentavam deficiências do ponto de vista metalúrgico, tais como inclusões e porosidades.

BYRNE et alii (1973) estudaram os problemas clínicos da utilização de dispositivos metálicos na fixação de fraturas da face, relacionando-os com a corrosão desses dispositivos e mesmo considerando como sérios, relataram serem poucas as publicações sobre o assunto. Os autores relataram um caso clínico, concluindo que faltam conhecimentos aos cirurgiões sobre os materiais empregados.

Avaliando implantes odontológicos, SMALL (1975), relatou que a deformação mecânica, que pode ser a torção, compressão, tração ou flexão, leva ao encruamento do metal, que é a alteração da estrutura de grãos introduzindo alterações permanentes na estrutura interna do metal, e estas podem favorecer a instalação de processo corrosivo, comprometendo seu desempenho.

Em 1976, SCHRIVER descreveu reação alérgica ao níquel, em paciente tratado com fixação intermaxilar por meio de fios de aço inoxidável, relacionando-a à corrosão do metal.

Em nota técnica, LEMONS & ALLING (1977) condenaram a utilização pelos cirurgiões de fios de aço cirúrgico pré-estirado.

SYRETT & DAVIS (1979) compararam "in vivo" dois tipos de aço inoxidável e o Vitalium, concluindo que, quando testados em ratos e cães, tanto a resistência à corrosão, quanto a resposta tecidual foram semelhantes. Porém, quando estudado no macaco, o aço inoxidável 316L se mostrou mais resistente à corrosão.

Analisando a resposta tecidual a implantes metálicos, KAWAHARA (1983) relatou que a agressão aos tecidos é diretamente proporcional ao grau e ao tipo de reação entre o metal e o fluido tissular.

VAN ORDEN (1983), estudou a interface tecidual nos implantes, relatando boa tolerância dos metais. Analisando as alterações nos metais, quando se provocam deformações a frio, relacionou tais alterações às possíveis formas de corrosão dos implantes no meio biológico, tais como corrosão galvânica pela utilização de dois tipos de ligas metálicas ou da mesma liga de diferente composição, corrosão por "pit" devido a defeitos metalúrgicos ou de manipulação, corrosão em frestas por aeração diferencial, corrosão sob tensão e corrosão por fricção. Fez, também, considerações sobre os problemas metalúrgicos que podem ocorrer no processo de manufatura desses dispositivos metálicos, levando ao insucesso do implante.

Avaliando as propriedades biomecânicas dos implantes, LEMONS (1983) relatou a importância da manutenção da camada passivadora,

que é uma camada protetora de óxido, obtida através de reação controlada de oxigênio com o cromo que é componente da liga dos dispositivos de aço inoxidável 316L. O rompimento da camada apassivadora facilita a instalação de corrosão do metal no meio biológico.

Administração oral de níquel e cromo, em porcos, não induziu hipersensibilidade a esses elementos quando os animais foram submetidos a splintes oclusais com liga de níquel-cromo, segundo, VREEBURG et alii, 1984.

Estudando a reação do tecido subcutâneo de rato ao implante de biomateriais, AKAGAWA (1985) constatou o início de formação de cápsula fibrosa aos 7 dias de implantação, e total encapsulamento aos 42 dias.

LEMONS & NATIELLA (1986) relataram desenvolvimento dos biomateriais e a importância da existência de órgãos normalizadores, tais como o American Society for Testing Materials Committee-ASTM, o American Dental Association-ADA, e o Food and Drug Administration-FDA, para o controle da manufatura, de testes laboratoriais e da aplicação dos biomateriais.

Analisando a influência do stress mecânico, que pode ser qualquer deformação mecânica introduzida a um dispositivo metálico, sobre a corrosão dos dispositivos de aço 316L, em solução de Ringer, BUNDY et alii em 1986, concluíram que o aumento do stress sobre esses dispositivos, aumenta a suscetibilidade à corrosão. Os autores sugeriram que, quando

necessário, deve-se introduzir o mínimo de stress nos dispositivos, pois a integridade da camada apassivada no aço 316L pode ser comprometida.

Estudando corrosão em próteses ortopédicas, BUCHANAN et alii (1987), relataram que a taxa de corrosão nesses dispositivos aumenta em proporção com a área de camada apassivadora que é removida do material, durante sua utilização.

Em 1987, GJERDET et alii, estudando fios de aço inoxidável (Fe-Cr-Ni) e de cobalto-crômio (Co-Cr-Ni), concluíram, através de análise sob microscopia eletrônica de varredura, que fios com diferentes composições químicas, tendem a apresentar características superficiais diferentes.

Tanto corrosão do aço inoxidável no tecido biológico, como reações adversas, associadas a produtos de corrosão, foram relatadas por ZABEL et alii (1988), estudando a camada apassivadora do aço inoxidável em solução salina, no soro e "in vivo".

A qualidade das superfícies dos implantes, e sua relação com a manutenção das propriedades mecânicas, estabilidade química e resistência à corrosão, foram relatadas no estudo de KASENO & LAUSMAA (1988), concluindo os autores que a qualidade da superfície dos implantes depende amplamente de sua manufatura e manipulação.

MERRITT & BROWN (1988) estudando corrosão em miniplacas e parafusos de aço inoxidável, salientaram a dificuldade em correlacionar as taxas de corrosão "in vitro" e "in vivo".

Avaliando miniplacas e parafusos bio-absorvíveis em cães, BOS et alii (1989) relataram que os maiores inconvenientes dos materiais metálicos são a necessidade de remoção, após a consolidação óssea, e reações inflamatórias decorrentes da corrosão do metal.

O aumento da resistência à deformação plástica e da resistência à tração, com redução da elasticidade dos fios de aço pré-estirados, foi relatado por COLM & FARISH (1989) sugerindo os autores que os cirurgiões utilizem fios pré-estirados ou façam o pré-estiramento, manualmente, antes de seu uso.

CIGADA et alii, em 1989, analisando aço inoxidável utilizado na manufatura de dispositivos para osteossíntese, salientaram que a existência de sulcos e ranhuras podem favorecer a instalação de corrosão localizada.

Estudando a evolução dos dispositivos utilizados para osteossíntese, ARDARY, em 1989 considerou as vantagens da fixação com parafusos e miniplacas de compressão, sobre os métodos convencionais, os quais necessitam da fixação intermaxilar, e podem levar a algumas complicações clínicas indesejáveis, tal como dificuldade de oxigenação do paciente no pós operatório.

Em 1990, HUGHES et alii, estudando implantes de Cr-Co-Mo, destacaram a importância da camada apassivadora na redução das taxas de corrosão dos dispositivos implantados.

MATERIAL E MÉTODOS

MATERIAL E MÉTODOS

O fio de aço inoxidável 316L n.º 1 foi obtido no comércio especializado (Cirumédica-SA). A composição química da liga que compõe o fio, foi dada pelo fabricante, por esta não constar na embalagem do produto. A composição fornecida pelo fabricante foi comparada às normas internacionais da American Iron and Steel Institute-AISI e com análise química, dos elementos químicos Molibidênio, Silício, Níquel, Fósforo, Manganês, Crômio, Carbono e o Enxofre realizada no laboratório de Materiais da Escola de Engenharia de São Carlos, obtida conforme metodologia da American Society for Testing Materials Committee (ASTM-E 353-86A).

O fio de aço inoxidável 316L foi cortado com auxílio de instrumentos cirúrgicos, em pedaços de 1 cm e 6 cm de comprimento. Os de 6 cm foram dobrados ao meio e torcidos com auxílio de pinças de fio, simulando a osteossíntese, após o que a parte torcida foi cortada em pedaços de 1 cm de comprimento.

Fios livres de deformação (retos) e com 20, 40 e 60 torções foram analisados através da metalografia, lupa estereoscópica e microscopia eletrônica de varredura. Também foram estudados fios livre de deformação e com 50 torções, que é o número de torções aproximado quando da utilização clínica, implantados durante 3, 7, 14, 21, 35, 60, 90 e 120 dias no tecido muscular de rato. Para cada grupo foram usados os fios implantados em 4 ratos, sendo os fios de 2 ratos analisados através da metalografia e 2 para microscopia eletrônica de varredura, e os fios retirados em um rato de cada grupo foi reservado para eventuais repetições.

METALOGRAFIA

Para análise metalográfica (COLPAERT, 1974; FASANO, 1980), os fios 316L foram incluídos em resina de poliéster e polidos com papel abrasivo de granulometria 180, 240, 320, 400 e 600 em óxido de crômio. O acabamento final foi realizado com panos de polimento embebidos em alumina fina (0,3 μm de diametro) e o ataque ácido feito com glicerégia (ácido nítrico 10 ml, ácido clorídrico 15 ml, ácido acético 10 ml e 3 gotas de glicerina). As observações e documentação foram realizadas num banco metalográfico CARL-ZEISS/JENA.

ANÁLISE MACROSCÓPICA

Os fios de aço inoxidável 316L, livres de deformação e deformados por torção, foram analisados e documentados em lupa estereoscópica ZEISS.

MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Os fios de aço foram submetidos a limpeza em acetona, durante 10 minutos num aparelho de ultrassom THORTON T-14, fixados com pasta condutora de prata no suporte de alumínio (porta amostras) do microscópio, observados e documentados num MEV JEOL JSM - T 330.

IMPLANTAÇÃO NO TECIDO MUSCULAR DE RATO

Foram usados 40 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 8 grupos de 5. Após anestesia com éter etílico e tricotomia, os ratos receberam a implantação de um fio livre de deformação no músculo "rectus femoralis" (GREENE, 1949), da coxa traseira esquerda, e um torcido no lado direito. Para implantação, o músculo foi fixado por pressão digital e o fio, com 1 cm de comprimento, inserido totalmente na massa muscular com auxílio de uma pinça de fio, sem incisão da pele. Os animais foram mortos depois de 3, 7, 14, 21, 35, 60, 90 e 120 dias. Os fios foram retirados após secção transversal do músculo, lavados imediatamente em água destilada deionizada para remoção do tecido conjuntivo aderente à superfície, com auxílio de fricção com gaze no fio torcido, secados por 4 horas à 60°C e processados para metalografia ou MEV. Os fios retirados de um animal de cada grupo foram estocados, mas não utilizados. O tecido muscular do local do implante foi incluído em parafina, e os cortes de 7 μ m corados em Hematoxilina e Eosina, Picrosírius e Tricrômico de Mallory. As observações e documentações foram feitas num fotomicroscópio ZEISS.

RESULTADOS

RESULTADOS

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

METALOGRAFIA

O fio livre de deformação (reto) revelou grãos homogêneos, de forma poligonal (Fig. 1), na estrutura interna. Com 20 torções houve discreto alongamento dos grãos, com a microestrutura permanecendo semelhante à do fio reto. Depois de 40 e 60 torções houve pronunciado alongamento dos grãos, evidenciando as linhas de tensão, devido ao encruamento do metal (Fig. 2). Após 120 dias de implantação no tecido muscular o fio reto não apresentou alteração nos contornos de grãos (Fig. 3), e no fio torcido observaram-se diminuição da coesão nos contornos de grãos e perda de grãos formando fendas (Fig. 4). Tanto no fio reto como no torcido, nos períodos mais curtos, não houve modificações devidas ao implante.

ANÁLISE MACROSCÓPICA

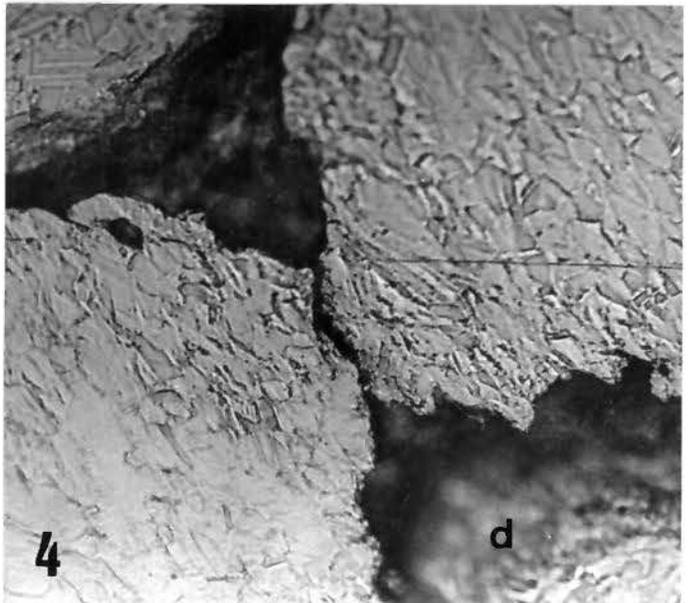
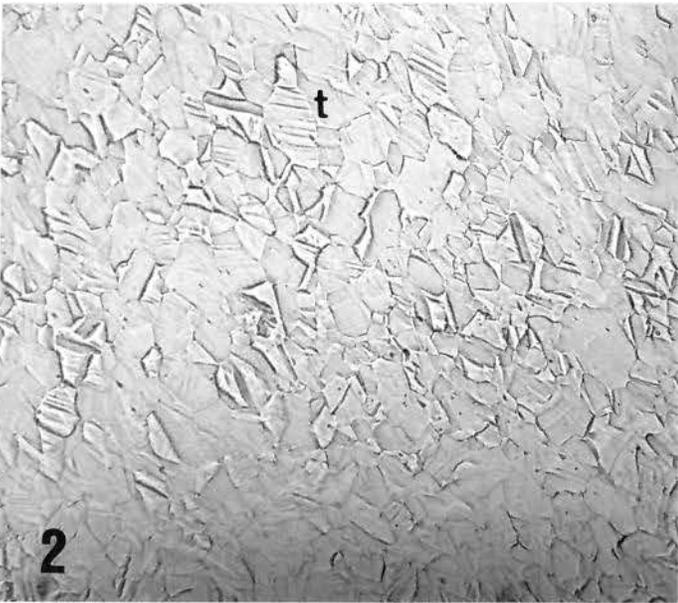
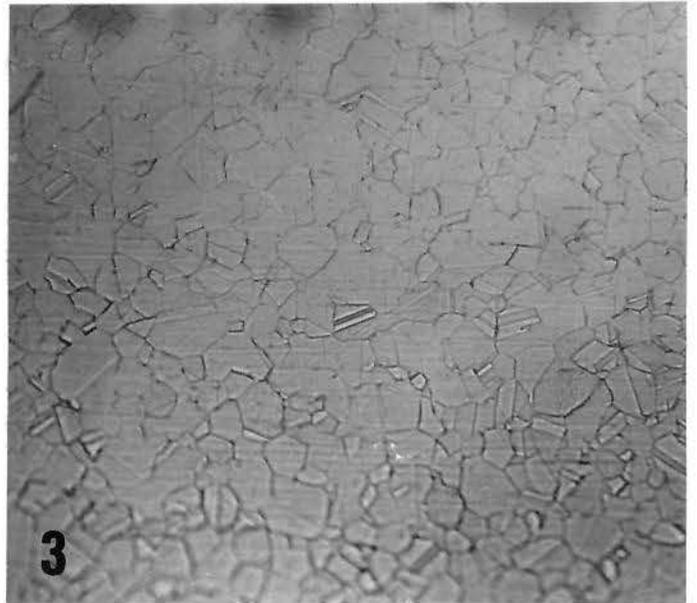
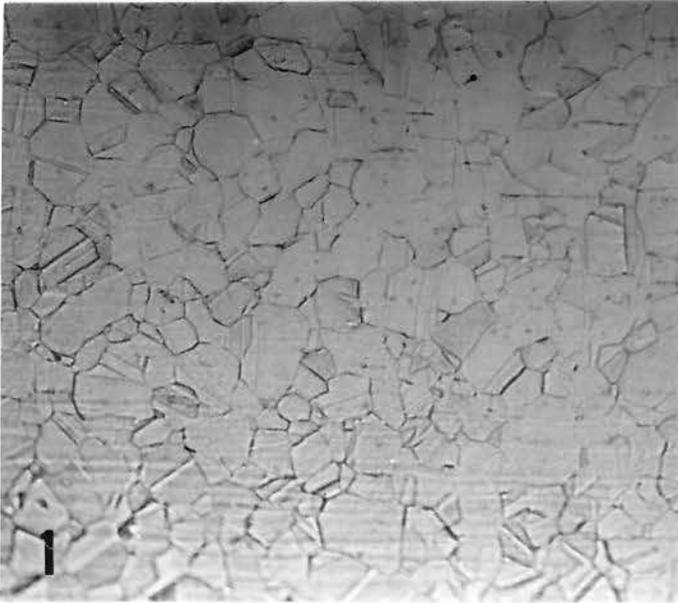
A análise em lupa estereoscópica revelou superfície uniforme, lisa e brilhante no fio livre de deformação, enquanto que o fio torcido exibiu superfície fosca e corrugada (Fig. 5). Na região de corte e manipulação notaram-se áreas de esmagamento e irregularidades (Fig. 6).

Fig. 1 - Metalografia do fio de aço inoxidável 316L, livre de deformação (reto), não implantado, mostrando grãos poligonais e homogêneos. 400X.

Fig. 2 - Metalografia do fio de aço inoxidável 316L após 60 torções, não implantado. Os grãos estão alongados, evidenciando linhas de tensão (t). 400X.

Fig. 3 - 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.

Fig. 4 - 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 de fenda (d). 700X.



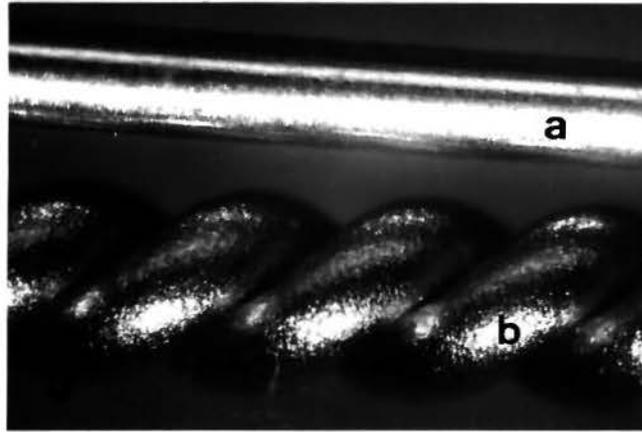


Fig. 5 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, em lupa estereoscópica, não implantado, livre de deformação (a), exibindo superfície uniforme, lisa e brilhante. O fio torcido (b) mostra superfície corrugada e fosca. 20X.



Fig. 6 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, em lupa estereoscópica, torcido, não implantado, exibindo área de manipulação e corte do fio, com esmagamento na região de manipulação e irregularidades na região de corte. 20X.

MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

O fio livre de deformação (reto) mostrou superfície irregular, com linhas de segregação e ranhuras perpendiculares à trefilação (Fig. 7). Houve ampliação gradativa das linhas de segregação e deformações nos fios com 20, 40 e 60 torções. Após 60 torções ficaram evidentes linhas de tensão (Figs. 8, 9 e 10).

Nos períodos iniciais de implante do fio, não se observaram alterações que pudessem ser creditadas aos efeitos da implantação. Já nos períodos mais longos, houve aumento gradativo das alterações. Com 60 dias de implante começaram a aparecer algumas fendas tanto no fio reto como no torcido. Aos 90 e 120 dias tornaram-se evidentes, porém superficiais, no fio reto, (Figs. 11 e 12), e profundas no torcido, principalmente após 120 dias (Figs. 13 e 14).

Fig. 7 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, livre de deformação (reto), não implantado mostrando linhas de segregação (s) e ranhuras (r). MEV/2000X.

Fig. 8 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, com 20 torções, não implantado exibindo discreta ampliação das linhas de segregação (s). MEV/2000X.

Fig. 9 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, com 40 torções, não implantado exibindo ampliação das linhas de segregação (s) e deformação da superfície. MEV/2000X.

Fig. 10 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, com 60 torções, não implantado exibindo ampliação das linhas de segregação (s), deformação da superfície e linhas de tensão (t) devido ao encruamento do metal. MEV/2000X.

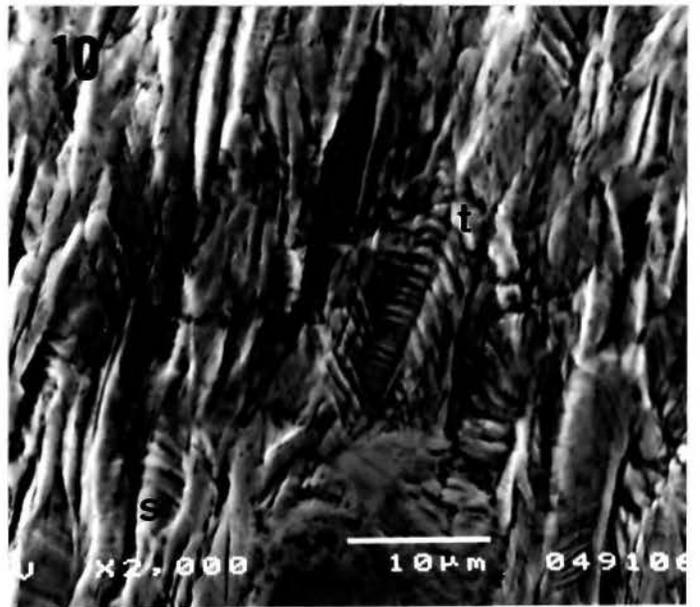
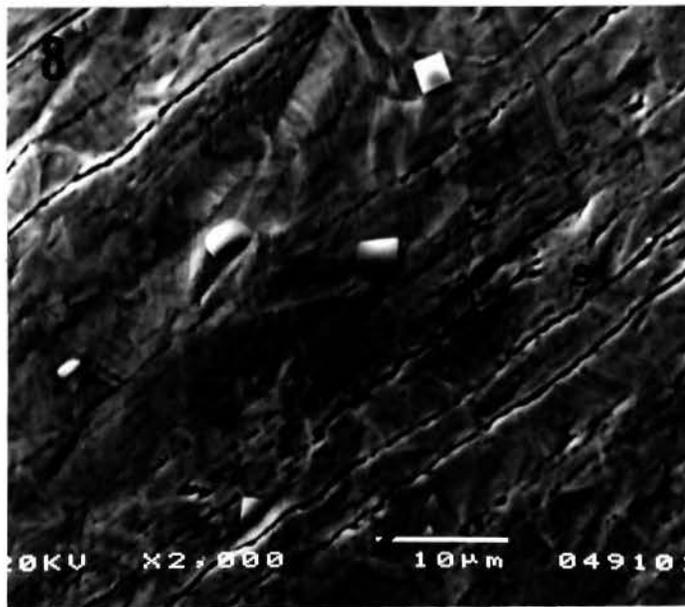
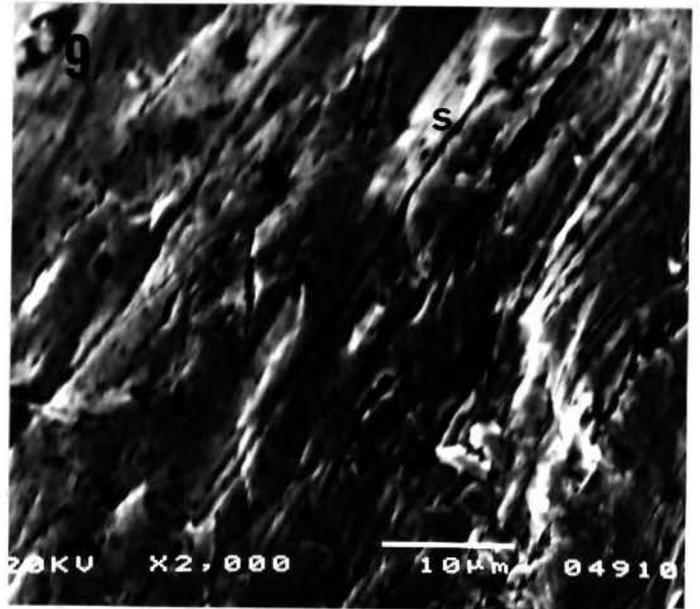
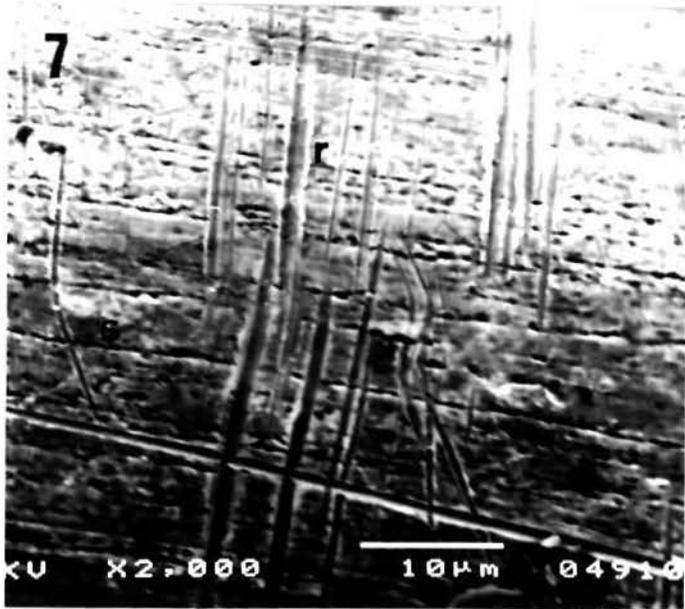
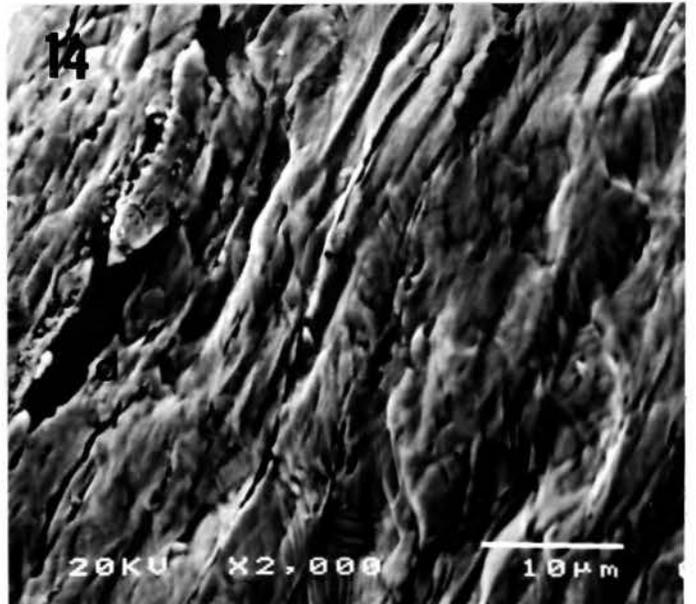
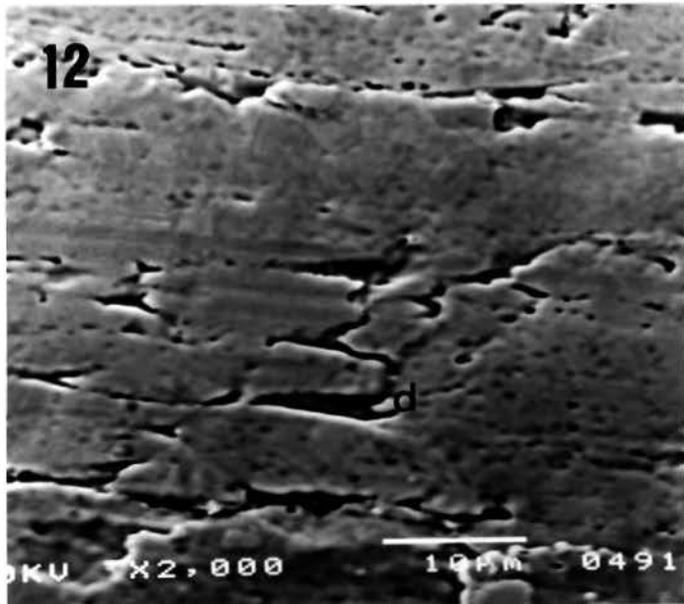
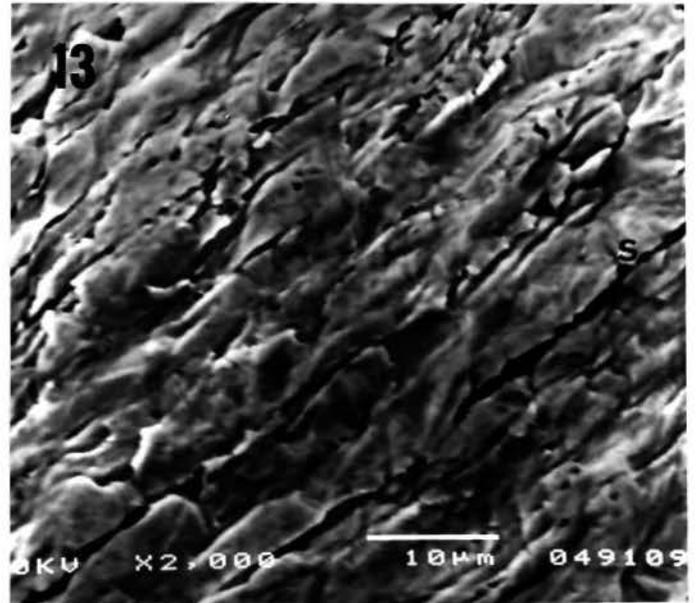
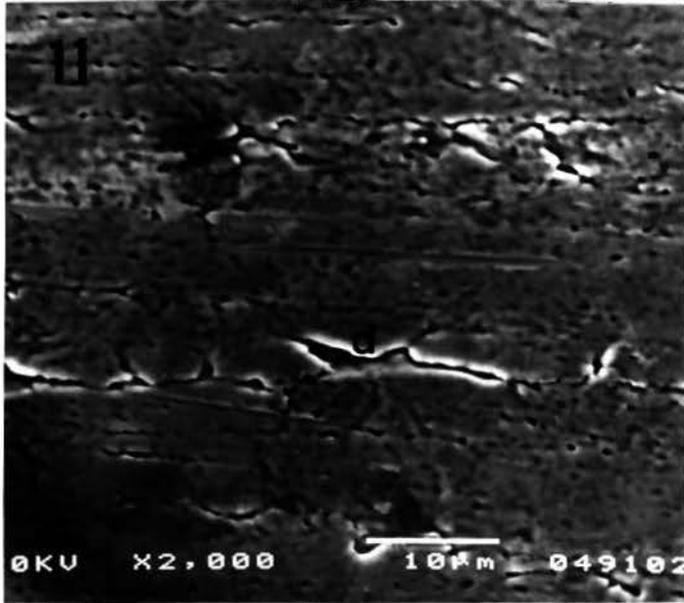


Fig. 11 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, livre de deformação e, após 90 dias de implantação no tecido muscular de rato, exibindo várias fendas superficiais (d). MEV/2000X.

Fig. 12 - 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 (d). MEV/2000X.

Fig. 13 - Superfície do fio de aço inoxidável 316L, com 50 torções, após 90 dias de implantação no tecido muscular de rato, mostrando linhas de segregação (s) e deformações ampliadas. MEV/2000X.

Fig. 14 - 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 (d). MEV 2000X.



IMPLANTAÇÃO NO TECIDO MUSCULAR DE RATO

A descrição microscópica foi feita usando-se principalmente os cortes corados em H/E. O material corado em Picrosírius e Tricrômico de Mallory foi usado para complementar as observações.

3 dias

Em todos os casos o fio deixou espaço circular de cerca de 0,5 mm, mostrando algumas distorções, devido à remoção do fio e/ou processamento do material. A colocação do fio causou intenso infiltrado inflamatório mononuclear e pequenas áreas hemorrágicas junto ao tecido conjuntivo do perimísio. O tecido muscular adjacente ao implante mostrava áreas de necrose. O perimísio exibia extensa rede de fibrina associada a proliferação de fibroblastos, sendo a reação tecidual, nesse período, semelhante para o fio reto e torcido.

7 dias

A superfície do tecido em contato com o fio estava formada por delgada membrana hialina, e subjacente a esta havia fibrilas de colágeno e células mononucleares. Mais externamente, particularmente no perimísio, havia intensa proliferação fibroblástica, angiogênese, além de áreas hemorrágicas com deposição de hemossiderina. Alguns eosinófilos estavam nas regiões mais periféricas.

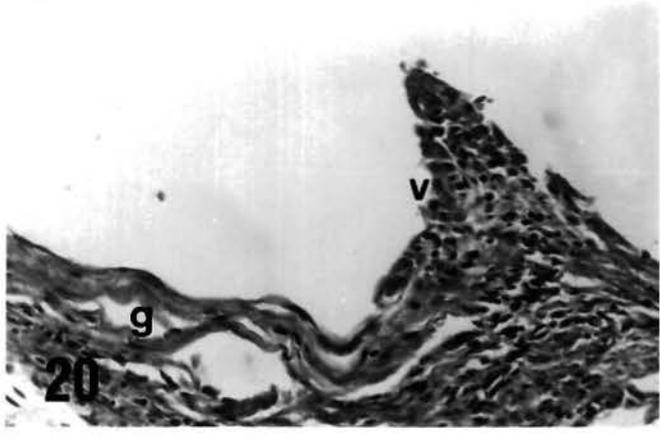
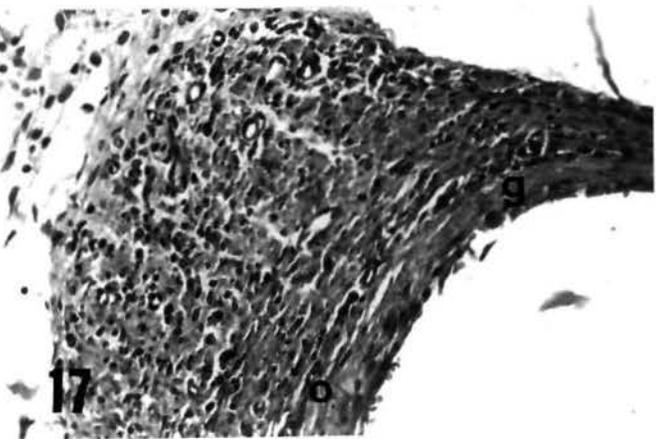
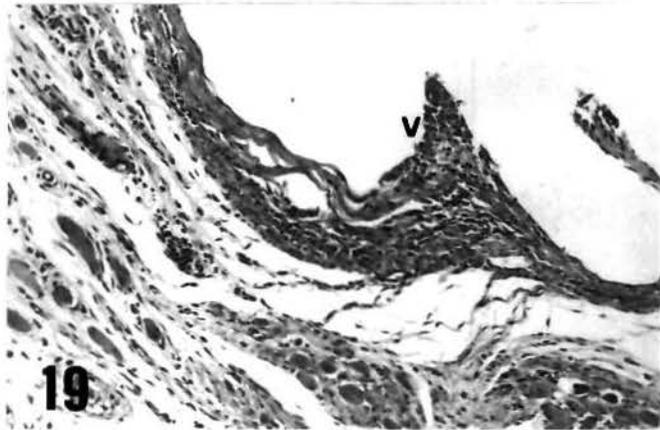
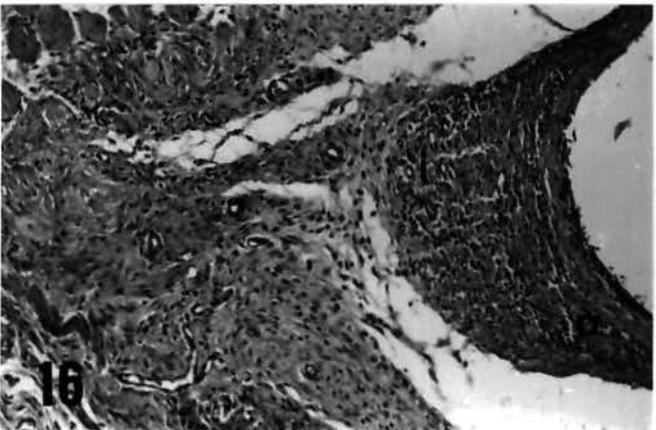
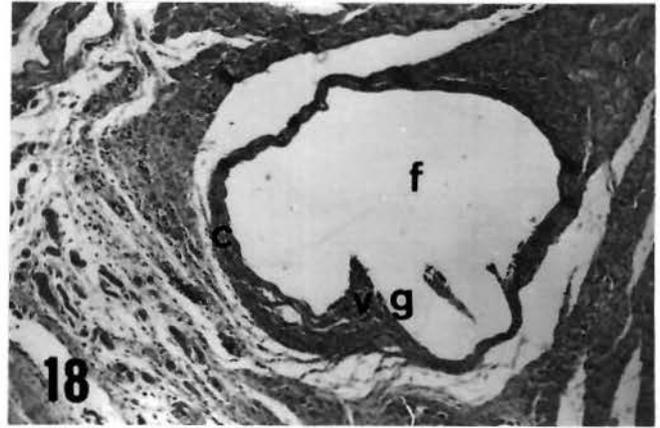
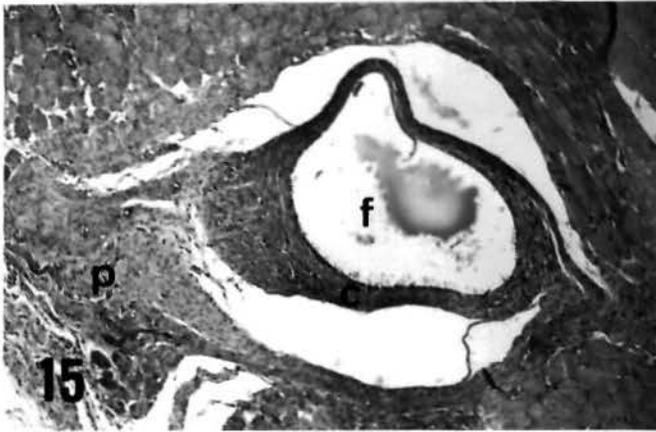
No caso do fio torcido as alterações foram semelhantes, mas mais intensas, particularmente a hemorragia e células musculares necrosadas. A delgada membrana hialina em contato com o fio apresentava projeções em forma papilar.

14 dias

Nesse período, com o fio reto, as fibras de colágeno próximas ao fio estavam mais organizadas, e dispostas de modo a envolver o implante, formando uma cápsula. Macrófagos contendo hemossiderina estavam presentes, assim como alguns eosinófilos. Deve-se destacar que na região do perimísio a resposta inflamatória e a proliferação fibroblástica era mais pronunciada que nas proximidades das células musculares (Figs. 15, 16 e 17). Pelo Tricrômico de Mallory as fibras apresentavam-se ordenadamente dispostas ao redor do implante.

A superfície do tecido próximo ao fio torcido era irregular, formando pequenas projeções em forma papilar. Nessas regiões, o infiltrado inflamatório era mais intenso e a quantidade de fibras menor (Figs. 18, 19 e 20).

- Fig. 15 - Tecido muscular de rato, 14 dias após implante do fio 316L reto, exibindo a posição ocupada pelo fio (f), e a cápsula fibrosa (c) além da proliferação fibroblástica no perimísio (p). H/E - 150X.
- Fig. 16 - Maior aumento da figura anterior mostrando o perimísio com infiltrado inflamatório mononuclear (i) e proliferação fibroblástica (o). H/E - 300X.
- Fig. 17 - Maior aumento da figura anterior exibindo proliferação fibroblástica (o) e deposição de fibras colágenas (g) na região em contato com o fio. H/E - 500X.
- Fig. 18 - Tecido muscular de rato, 14 dias após implante do fio 316L com 50 torções, exibindo a posição ocupada pelo fio (f) circundado por cápsula fibrosa (c) não uniforme e com pouca organização das fibras colágenas (g) nas projeções papilares da cápsula (v) nos pontos de torção do fio. H/E - 150X.
- Fig. 19 - Maior aumento da figura anterior mostrando a projeção papilar da cápsula (v) nos pontos de torção do fio. H/E - 300X.
- Fig. 20 - Maior aumento da figura anterior, exibindo cápsula com fibras colágenas (g) bem orientadas na secção reta do fio, projeção papilar da cápsula (v) pouca formação de fibras e vários fibroblastos. H/E - 500X.



21 dias

Esse período exibiu cápsula fibrosa bem definida, com fibras colágenas jovens acompanhando o contorno do fio reto, vários fibroblastos, alguns macrófagos, pigmentação de hemossiderina, e alguns eosinófilos. A cápsula estava em continuidade com o tecido muscular (Figs. 21, 22 e 23).

Pelo Tricrômico de Mallory, era evidente a organização das fibras e a disposição dos fibroblastos acompanhando o implante. As fibras em contato direto com o implante apresentaram-se mais maduras em relação às mais distantes.

A reação do fio torcido exibiu cápsula não uniforme ao redor do implante, apresentando projeções papilares na região de torção do fio, com atraso na organização das fibras nestas projeções e grande número de fibroblastos. Macrófagos e eosinófilos também estavam presentes (Figs. 24, 25 e 26).

Pelo Tricrômico de Mallory a cápsula apresentou-se com fibras finas, e nas projeções observou-se fibroblastos em meio a pequena quantidade de fibrilas colágenas.

Fig. 21 - Tecido muscular de rato, 21 dias após implante do fio reto, exibindo, ao centro, local ocupado pelo fio (f), circundado por cápsula fibrosa (c) uniforme e bem organizada H/E - 150X.

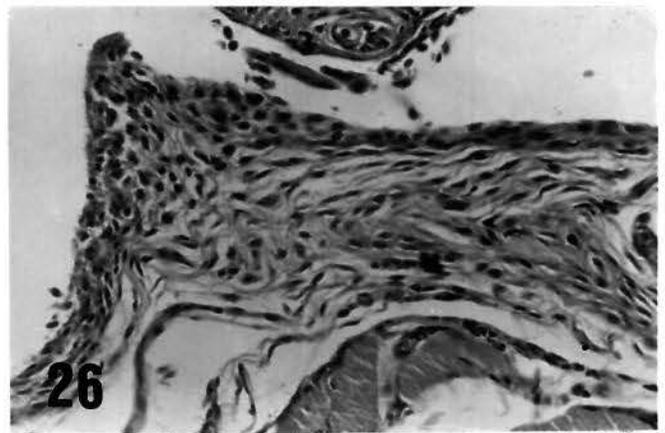
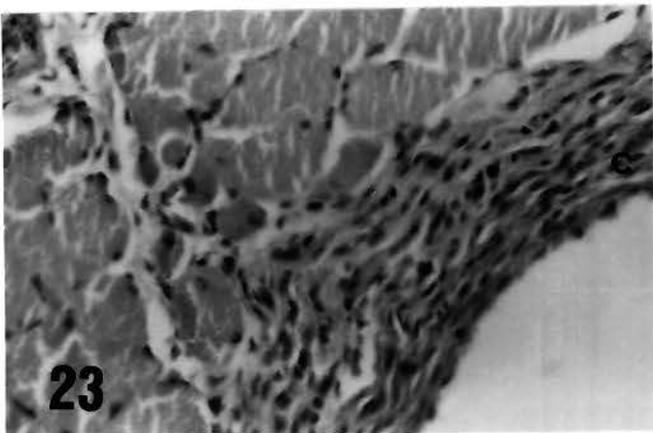
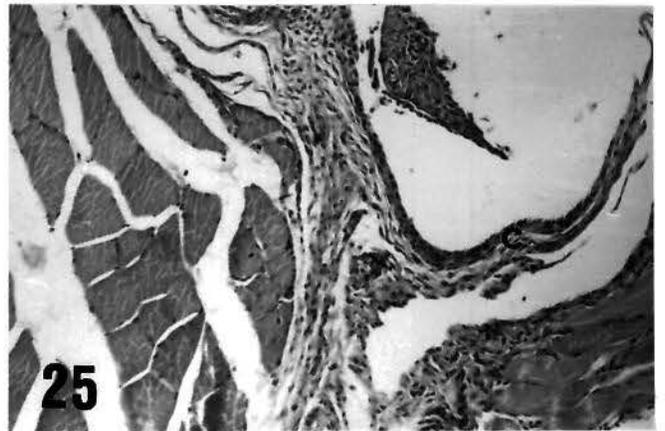
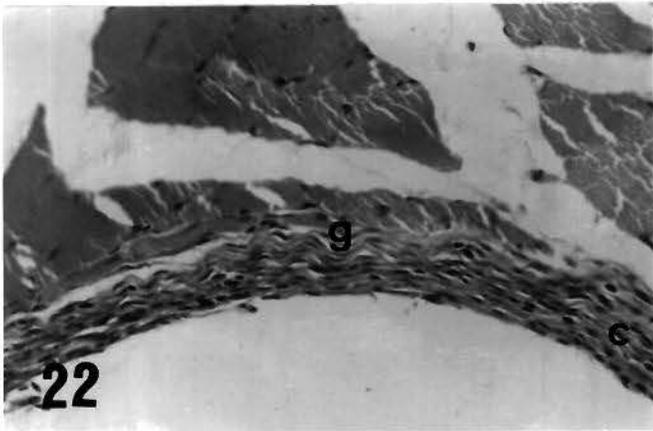
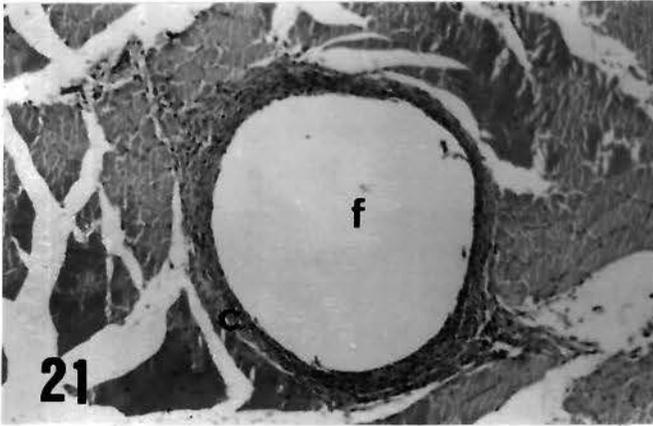
Fig. 22 - Maior aumento, exibindo cápsula fibrosa (c) bem organizada, e deposição de fibras colágenas (g) jovens e bem orientadas. As células são principalmente fibroblastos. H/E - 300X.

Fig. 23 - Maior aumento, exibindo cápsula fibrosa (c) com fibroblastos dispostos ordenadamente. H/E - 500X.

Fig. 24 - Tecido muscular de rato, 21 dias após implante do fio torcido, exibindo no centro a posição do fio (f), circundado por cápsula fibrosa (c) não uniforme, com atraso na organização das fibras nas projeções papilares da cápsula (v). H/E - 150X.

Fig. 25 - Maior aumento exibindo projeção papilar da cápsula fibrosa (c) na porção torcida do fio. H/E - 300X.

Fig. 26 - Maior aumento exibindo atraso na deposição de fibras colágenas e vários fibroblastos. H/E - 500X.



35 dias

A cápsula fibrosa estava bem organizada, com fibroblastos seguindo a orientação das fibras de acordo com o contorno do implante. Alguns macrófagos e eosinófilos estavam dispersos pela cápsula. Notou-se a hialinização do perimísio, que se apresentava pouco celularizado e sem exsudato (Figs. 27 e 28).

A análise pelo Tricrômico de Mallory revelou cápsula com fibras colágenas maduras e regularmente dispostas ao redor do implante.

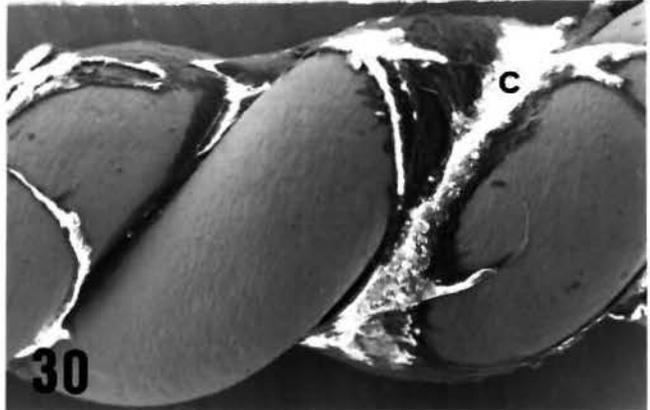
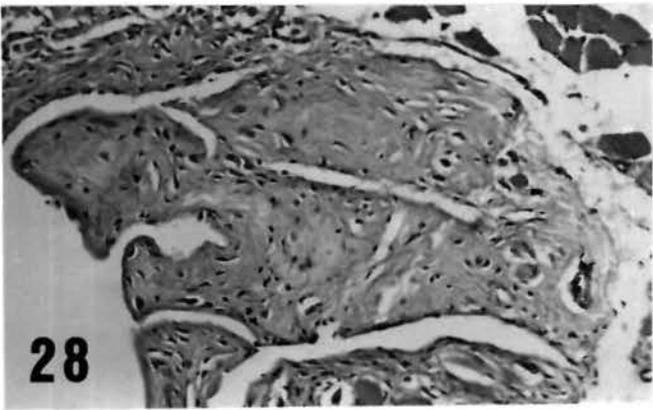
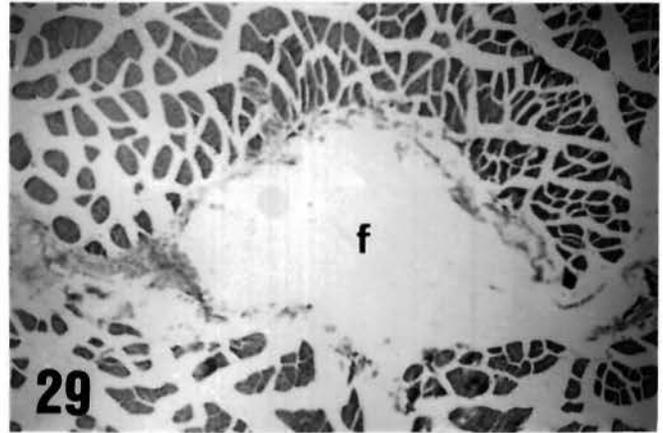
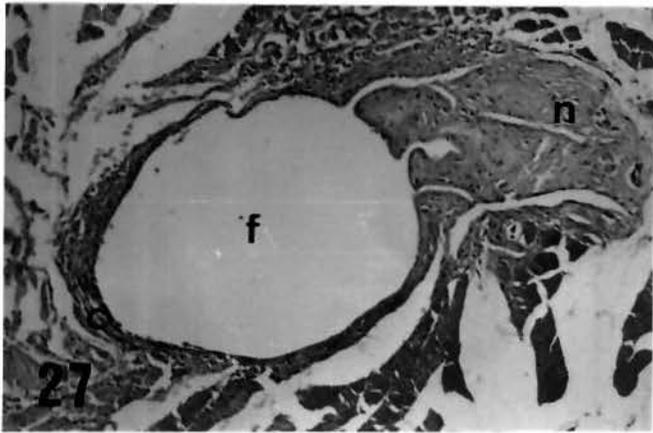
A partir dos 35 dias não foi mais possível observar a área do implante do fio torcido, provavelmente devido à destruição da região quando da remoção do fio, que trazia aderido grande quantidade de tecido fibroso (Figs. 29 e 30).

Fig. 27 - Tecido muscular de rato, 35 dias após implante do fio reto, exibindo ao centro a posição ocupada pelo fio (f), circundada por cápsula fibrosa (c) bem organizada e o perimísio com intensa hialinização (n). H/E - 150X.

Fig. 28 - Maior aumento exibindo a hialinização do perimísio. H/E - 300X.

Fig. 29 - Tecido muscular de rato, 35 dias após implante do fio torcido, exibindo no centro local ocupado pelo fio (f) e com tecido adjacente dilacerado pela remoção fio. H/E - 150X.

Fig. 30 - Superfície do fio torcido, em microscopia eletrônica de varredura, 35 dias após implante no tecido muscular de rato. A cápsula fibrosa (c) está aderida ao fio. MEV 75X.



60 dias

A cápsula fibrosa estava fina, com poucos fibroblastos, ausência de reação celular e em continuidade com o tecido muscular. No perimísio o tecido conjuntivo estava em organização.

Na análise pelo Tricrômico de Mallory a cápsula mostra fibras colágenas bem orientadas, envolvendo o implante, e exibindo poucos fibroblastos distribuídos ordenadamente pela cápsula.

90 dias

A cápsula fibrosa era delgada, com contorno bem definido. A presença de células inflamatórias era muito pequena, com a cápsula em continuidade com o tecido muscular. O tecido conjuntivo do perimísio apresentou-se com vasos sanguíneos calibrosos, vários fibroblastos e deposição de fibras colágenas jovens.

O Tricrômico de Mallory, evidenciou a presença de fibroblastos e deposição de fibras colágenas jovens no perimísio, além da cápsula fibrosa fina e bem definida rodeando todo implante.

120 dias

Após 120 dias a cápsula fibrosa estava delgada, organizada e em continuidade com o tecido muscular adjacente (Figs. 31 e 32).

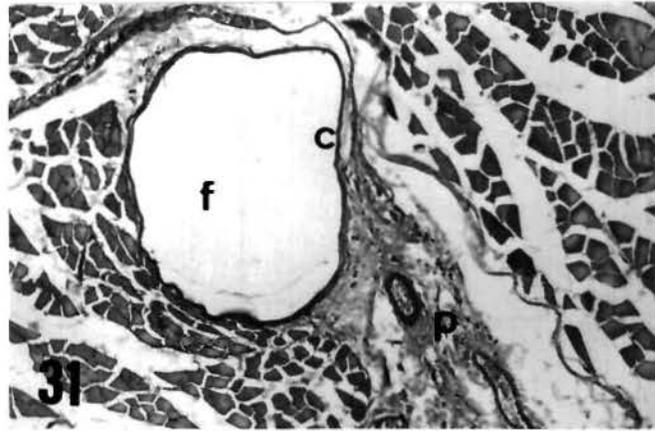


Fig. 31 - Tecido muscular de rato, exibindo ao centro a posição ocupada pelo fio reto (f), exibindo fina cápsula fibrosa (c) do perimísio (p). H/E - 150X.

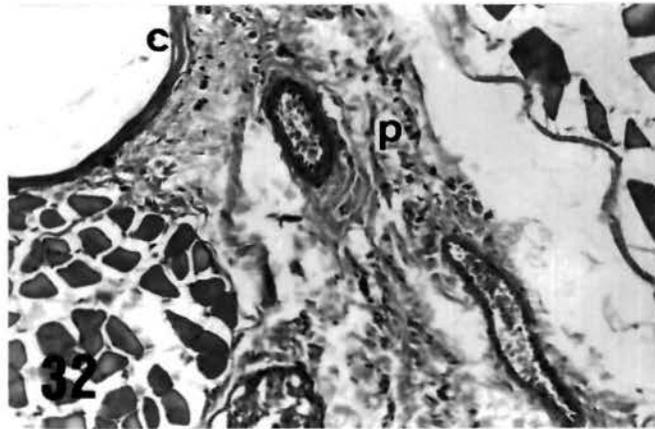


Fig. 32 - Maior aumento mostrando detalhe da cápsula fibrosa (c) fina e delicada, e a reorganização do perimísio (p). H/E - 300X.

DISCUSSÃO

DISCUSSÃO

Os fios de aço inoxidável são, no Brasil, muito utilizados em osteossíntese. Essa situação tende a se manter enquanto outros métodos de fixação, como miniplacas e parafusos tiverem custo elevado, como ocorre atualmente.

Embora usualmente se considere que os fios metálicos utilizados para osteossíntese não necessitam ser removidos, permanecendo envolvidos por tecido conjuntivo fibroso, é indicada a remoção do fio numa certa porcentagem de casos por reação inflamatória crônica e/ou infecção, com sintomatologia. Esse tipo de reação pode ser devido a diversos fatores, tais como, qualidade do fio, "afrouxamento" e movimentação, posicionamento superficial da osteossíntese, ou corrosão do material utilizado. A corrosão pode ser responsável por manifestações clínicas, tais como dor, formação de abcesso ou osteomielite (BYRNE et alii, 1973). Assim, de acordo com BOS et alii, 1989 a maior desvantagem da utilização de dispositivos metálicos é a necessidade de sua remoção após, a consolidação óssea.

É possível que tais ocorrências sejam mais frequentes do que se supõe. Normalmente são limitadas, não envolvendo todas as osteossínteses utilizadas no paciente, sendo resolvidas com a remoção do fio. Talvez por isso, normalmente não são publicadas estatísticas nesse sentido, nem são estudados os fios removidos.

De acordo com SYRRET & DAVIS (1979), o aço inoxidável 316L possui boas qualidades para manufatura de dispositivos de osteossíntese. O fio utilizado no presente estudo revelou, pela análise química de seus componentes, atender às especificações internacionais para este tipo de aço (Tabela 1). Porém são poucos os dados da literatura mostrando possíveis alterações estruturais do aço 316L após torção e implantação no tecido ósseo ou muscular. Neste trabalho a implantação foi feita no tecido muscular, pois é a estrutura, que além do osso, fica usualmente em contato com o metal e, também, por não exigir maiores manipulações do fio para a implantação.

O fio utilizado no presente estudo não é pré estirado. COLM & FARISH (1989), relataram aumento da resistência à deformação plástica e da resistência à tração, com redução da elasticidade pelo estiramento prévio do fio, recomendando que seja estirado manualmente antes de seu uso, visando menor deformação elástica e evitando perda da rigidez da osteossíntese no pós-operatório. No entanto, para LEMONS & ALLING (1977), esse tipo de tratamento a frio depende de fatores subjetivos, como força do cirurgião, e também de características do próprio fio, como diâmetro e propriedades mecânicas, por isso condenando o procedimento. De qualquer forma, o cirurgião estira o fio no ato da síntese, adicionando a isso a torção do fio. É duvidoso, no entanto, que a força manual no pré-estiramento tenha efeito significativo nas propriedades mecânicas do fio.

A análise microscópica revelou, no fio reto, muitas irregularidades superficiais. Essas irregularidades tornaram-se acentuadas após a torção (Figs. 7, 8, 9 e 10). Tais sulcos e ranhuras podem sofrer corrosão localizada (CIGADA et alii, 1989), com liberação de íons metálicos, em particular níquel e crômio, provocando irritação local com possibilidade de manifestações clínicas, citadas anteriormente, pelo menos até que o material seja removido ou totalmente encapsulado por tecido fibroso (GABRIELLI et alii, 1987).

De fato as irregularidades observadas não só podem favorecer a corrosão (VAN ORDEN, 1983; BYENE et alii, 1973), como também dificultar a resposta tecidual. Quando um metal entra em contato com tecido vivo, o grau de agressão ao tecido depende da intensidade e do tipo de reação entre o metal e o fluido tissular (KAWAHARA, 1983). As irregularidades encontradas nos fios, no presente estudo, confirmam essa observação. A análise em lupa estereoscópica mostrou o fio reto com superfície lisa e brilhante que, após torção, ficou corrugada, com aspecto de "casca de laranja". A região de manipulação e corte mostrou esmagamento do fio, sendo essa área também mais suscetível de corrosão no meio biológico (Figs. 5 e 6).

A análise metalográfica mostrou que, após 20 torções, o fio praticamente não sofreu alterações de sua estrutura granular. O alongamento dos contornos de grão e aparecimento das linhas de tensão foram observadas a partir de 40, acentuando-se com 60

torções (Fig. 2). É provável que, durante a utilização clínica, os fios sejam torcidos entre 40 e 60 torções, e portanto tendo sua microestrutura alterada. Dessa forma, a torção gera tensão na estrutura do metal, ficando este menos resistente à corrosão. Para diminuir o número de torções necessárias à realização de osteossíntese, sugere-se uso de fios curtos, e que sejam pinçados próximo do local da osteossíntese, diminuindo assim o número de torções necessárias na síntese.

O fio livre de deformação, submetido a microscopia eletrônica de varredura mostrou linhas de segregação, possivelmente originadas do processo de trefilação (manufatura do fio) e agravadas pela decapagem do fio (lavagem para remoção de óxidos indesejáveis em solução ácida) (Fig. 7). As linhas de segregação ficaram alargadas no fio deformado (Figs. 8, 9 e 10).

O fio reto também apresentou estrias transversais sugestivas de danos ao material, durante o processo de embalagem e transporte (Fig. 7). Embora a composição dos fios utilizados seja de aço que atende às especificações internacionais para implantação (Tabela 1), o produto final apresenta muitas irregularidades na superfície, que poderiam ser reduzidas através de melhor controle de qualidade do processo de fabricação. Por outro lado, a procedência original do fio não é conhecida pelo consumidor, desde que é apenas embalado e esterilizado pelo distribuidor, e sua embalagem não traz especificações sobre o produto.

As alterações encontradas no fio reto e agravadas pela torção sugerem que, quando houver alguma complicação clínica,

citada anteriormente, decorrente de sua utilização, o cirurgião deve não só removê-lo, como também, enviá-lo para análise, além de conhecer o material utilizado.

Cumprе salientar que fios de diferentes composições tendem a apresentar características superficiais diferentes quando observados em microscopia eletrônica de varredura (GJERSER et alii, 1987).

Implantes metálicos podem falhar devido a solicitação mecânica exagerada, falhas no planejamento do sistema utilizado ou deficiência no processo metalúrgico de manufatura dos implantes (CAHOON & PAXTON, 1970). Do ponto de vista biológico, a permanência a longo prazo está intimamente relacionada, com a liberação de íons pelo implante e, portanto, com suas características de resistência à corrosão (BUCHANAN et alii, 1987).

CAHOON & PAXTON, 1970, verificaram que mais de 50% dos implantes ortopédicos por eles avaliados, apresentavam deficiências do ponto de vista de metalurgia, como inclusões, porosidades e trincas resultantes de trabalho a frio em aço 316L. Segundo estes autores, é difícil obter baixos índices de inclusão em aço inoxidável, embora a fusão a vácuo reduza grandemente esse problema. O aço inoxidável 316L apresenta baixa ductilidade após deformação a frio, com alto risco de trincas quando existir elevado número de inclusões.

A análise metalográfica do fio utilizado no presente estudo, não sugere presença de grande quantidade inclusões, porém, após a torção, mostra estrutura interna sob tensão (Fig. 2), que é mais suscetível de degradação no meio biológico.

Os fios implantados no tecido muscular foram analisados a partir do 21.^o dia, desde que períodos mais curtos provavelmente não seriam significativos para avaliação de possíveis alterações do aço.

Após 21 e 35 dias as linhas de segregação dos fios reto e torcido mantiveram-se semelhantes aos controles não implantados. A partir dos 60 dias apareceram fendas rasas, junto às linhas de segregação do fio reto, que tenderam a aumentar com o tempo. O fio torcido mostrou fendas profundas após 120 dias de implantação (Fig. 14).

A corrosão pode ser definida como desgaste, ou modificação química ou estrutural de um material, provocadas pela ação química ou eletroquímica espontânea de agentes do meio ambiente. Assim os metais utilizados para implantação geralmente possuem uma camada superficial apassivada, tornando a superfície da liga mais resistente à corrosão. A solução de continuidade ou remoção da camada apassivadora, por fatores mecânicos ou químicos, facilita a corrosão. O íon geralmente envolvido é o cloreto, presente nos fluidos orgânicos (VAN ORDEN, 1983).

Além disso, podem ocorrer áreas de oxigenação diferencial (diferentes concentrações de oxigênio em determinadas regiões do

implante) nas áreas de interface metálica, ou que estejam em contato com diferentes tipos de tecidos, favorecendo determinadas formas de corrosão (CRIMMINS, 1989; VAN ORDEN, 1983). A torção do fio estudado, compromete a integridade da camada apassivadora.

No presente trabalho, fendas encontradas nos períodos mais longos de implantação podem representar áreas que favoreceriam a corrosão do material ou a própria corrosão. O stress mecânico e a deformação permanente podem favorecer a corrosão superficial de implantes metálicos, provocando fendas que favorecem esse processo (SMALL, 1975; SYRET & DAVIS, 1979).

A semelhança da presença de fendas tanto nos fios reto como no torcido após implantação (Figs. 11, 12, 13 e 14), verificado através do microscópio eletrônico de varredura, pode ser devido ao fio reto apresentar irregularidades superficiais excessivas, mesmo sem tratamento mecânico (Fig. 7). Porém, através da metalografia dos fios implantados, observou-se que somente o fio torcido implantado durante 120 dias apresentava falta de coesão entre os grãos, com regiões características de perda dos contornos de grão, levando à formação de fenda (Fig. 4).

As alterações teciduais provocadas por metal dependem de diversos fatores. Metais de baixo peso molecular são mais citotóxicos, irritantes e apresentam potencial carcinogênico, enquanto que metais do mesmo grupo com peso molecular mais alto, são mais biocompatíveis (KAWAHARA, 1983).

Para atuar sobre as células, o metal deve ser ionizado. O grau de injúria tecidual, provocado por metal, depende do tipo de reação entre ele e os fluídos teciduais. As ligas metálicas também

sofrem reação de oxiredução no tecido vivo e são, muitas vezes apassivadas pela formação de camada superficial oxidada em certos casos (KAWAHARA, 1983).

O aço inoxidável 316L é reconhecidamente biocompatível (SYRET & DAVIS, 1979; CIGADA et alii, 1989). No presente estudo o fibrosamento iniciou-se após 7 dias, havendo reação inflamatória inicial, devido ao traumatismo cirúrgico. Após 21 dias o fio reto estava bem encapsulado (Figs. 21, 22 e 23), enquanto o torcido apresentava áreas com fibras desorganizadas, nas projeções papilares da cápsula, nas dobras do fio (Figs. 24, 25 e 26) A análise histológica não pôde ser feita depois de 21 dias porque a cápsula vinha aderida ao fio no momento de sua remoção (Figs. 29 e 30).

Desde o período de 7 dias de implantação a cápsula formada ao redor do fio torcido era irregular e mostrou pouca organização das fibras colágenas, enquanto que a cápsula no fio reto era uniforme e bem organizada. As projeções papilares nas dobras do fio torcido apresentaram, nos períodos 7, 14 e 21 dias células inflamatórias e atraso na deposição de fibras colágenas, sugerindo menor biocompatibilidade do fio, após torção. Porém, a partir de 21 dias de implantação, devido à aderência da cápsula ao fio torcido, não foram obtidos cortes histológicos que permitissem a análise da reação tecidual.

A organização da cápsula ao redor do fio reto completou-se aos 35 dias (Fig. 27), apesar de o implante ter sido realizado em área de mobilidade, sugerindo boa biocompatibilidade, não obstante as irregularidades do fio. Aos 120 dias a cápsula era fina e sem

células inflamatórias. Se ocorreu corrosão, não foi suficiente para promover reação tecidual que compromettesse a biocompatibilidade do material.

Os implantes metálicos têm longa história de utilização clínica bem sucedida, embora reações adversas tenham sido descritas em associação com a corrosão (ZABEL et alii, 1988).

Apesar da boa biocompatibilidade observada no presente estudo, talvez algumas reações locais adversas a fios de aço possam relacionar-se com a corrosão do fio, especialmente quando em contato com diferentes tipos de tecidos, devido às irregularidades da superfície do fio estudado, e das alterações causadas pela torção.

CONCLUSÕES

CONCLUSÕES

1 - O fio de aço inoxidável 316L atende às especificações internacionais quanto à composição, porém apresenta grande quantidade de irregularidades na superfície, que são agravadas pela torção.

2 - A análise metalográfica revelou que a estrutura granular do fio permanece inalterada até 20 torções. Foram observadas deformações após 40 e 60 torções.

3 - O fio reto foi bem tolerado em tecido muscular de rato. Os efeitos da torção só pode ser avaliado até os 21 dias, prejudicando assim qualquer conclusão definitiva.

4 - Após 120 dias de implantação o fio torcido apresentou fendas, que foram observadas no MEV e a metalografia comprovou a falta de coesão nos contornos de grãos e perda de grãos, sugerindo processo corrosivo do fio após deformação a frio e implantação.

RESUMO

RESUMO

O fio de aço inoxidável 316L reto ou deformado por torção, foi analisado através de lupa estereoscópica, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e metalografia. A torção ampliou as linhas de segregação, deformou a superfície e gerou tensão na estrutura interna. Após implantação em tecido muscular de rato, o fio torcido apresentou falta de coesão entre os grãos e perda de grãos formando fendas, sugerindo corrosão após 120 dias de implantação. Apesar das irregularidades do fio, os aspectos histopatológicos da região do implante confirmaram que o fio de aço 316L tem boa biocompatibilidade.

SUMMARY

SUMMARY

Stainless steel 316L wire, straight or deformed by torsion, was analysed through a stereoscopic microscope, scanning electron microscope and metallography. Torsion enhanced segregation lines, deformed the surface and generated tension in the internal structure. After implantation in rat muscle, the twisted wire presented lack of cohesion between metal grains, as well as loss of grains, resulting in clefts. Those observations suggested corrosion after 120 days. Although the wire presented irregularities, the histopathological results confirmed the fact that the 316L stainless steel wire is highly biocompatible.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKAGAWA, Y. ; HASHIMOTO, M. ; KONDO, N. ; YAMASAKI, A. ; TSURO, H.
Tissue reaction to implanted biomaterials. J. prostet. Dent.,
v.53, p. 681-686, 1985.
- ARDARY, W. C. Prospective clinical evaluation of the use of
compression plates and screws in the management of mandible
fractures. J. oral maxillofac. Surg., v. 47, p. 1150-1153,
1989.
- ASTM E353-86A. Standard methods for chemical analysis of
stainless, heat-resisting, maraging, and other similar
chromium-nickel-iron alloys. In: ASTM Annual Book Standards.
Philadelphia, 1986, v. 03.05, pt. 3, p. 865-899.
- BOS, R. R. M.; ROZEMA, F. R.; BOERING, G.; NIJENHUIS, A. J.;
PENNINGS, A. J.; VERWEY, A. B. Bio absorbable plates and
screws for internal fixation of mandibular fractures. J. oral
maxillofac. Surg., v. 18, p. 365-369, 1989.
- BRONS, R.; BOERING, G. Fractures of the mandibular body treated
by stable internal fixation: a preliminary report. J. oral
Surg., v. 28, p. 407-415, 1970.

BUCHANAN, R. A.; RIGNEY Jr, 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.
367-377, 1987.

BUNDY, K. J.; VOGELBAUM, M. A.; DESAI, 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.

BYRNE, J. E.; LOVACO, J. L. Fracture fixation appliances. J. oral Surg., v. 31, p.
639-645, 1973.

CAHOON, J. R.; PAXTON, H. W. A metallurgical survey of current
orthopedic implants. J. biomed. Mater. Res., v. 4, p. 223-244,
1970.

CIGADA, A.; RONDELLI, G.; VICENTINI, B.; GIANCOMAZZI, M.; ROOS, A.
Duplex stainless steels for osteosynthesis devices. J. biomed.
Mater. Res., v. 23, p. 1087-1095, 1989.

- COLANGELO, V. J.; GREENE, N. D. Corrosion and fracture of type 316 SMO orthopedic implants. J. biomed. Mater. Res., v. 3, p. 247-265, 1969.
- COLM, S. J.; FARISH, S. E. Effect of stretching on the physical properties of stainless steel wire. J. oral maxillofac. Surg., v. 47, p. 1296-1297, 1989.
- COLPAERT, H. Metalografia dos produtos siderurgicos comuns . 3. ed. São Paulo, Edgard Blucher . 1974, 412 p.
- CRIMMINS, D. S. The selection and use of materials for surgical implants. J Metals, p. 38-42, jan., 1969.
- FASANO, C. A. T. V. A prática metalográfica. São Paulo, Hemus, 1980, 453 p.
- GABRIELLI, M. F. R.; LEPERA, J. S.; MARCANTONIO, E.; TOLEDO, B. E. C.; GABRIELLI, F.; LIA, R. C. C. Reação do tecido subcutâneo do 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.

GJERDET, N. R.; KALLUS T.; HEESTEN-PETTERSEN, A. Tissue reactions to implanted orthodontic wires in rabbits. Acta odontol. scand., v. 45, p. 163-169, 1987.

GREENE, E. C. Gross anatomy. In: FARRIS, E. J.; GRIFFITH Jr, J. Q., eds. The rat in laboratory investigation. 2.ed. New York, Hafner, 1949. p. 49.

HUGHES, P. J.; BROWN, S. A.; MERRITT, K. The effects of heat treatments and bead size on the corrosion of porous F75 in saline and serum. J. biomed. Mater. Res., v.24, p. 79-94, 1990.

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Biomaterial and implant surfaces: on the role of cleanliness, contamination, and preparation procedures. J. biomed. Mater. Res., v. 22, n. A2, p. 145-158, 1988.

KAWAHARA, H. Celular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. Int. dent. J., v. 33, n. 4, p. 350-375, 1983.

LAING, P. G. Problems in the use of metals as surgical implants. J. dent. Res., v. 45, p. 1660-1661, 1966.

LEMONS, J. E. Dental implant interfaces as influenced by biomaterial and biomechanical properties. In: SYMPOSIUM ON THE DENTAL IMPLANT-TISSUE INTERFACE, Chicago, 1983. Littleton, Mass., PSG Publ. Co., 1985, p. 143-157.

LEMONS, J. E.; ALLING, C. C. Considerations on prestretching metallic wires. J. oral Surg., v. 35, p. 235-237, 1987.

LEMONS, J. E.; NATIELLA, J. Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant consideration. Dent. Clin. North Am., v. 30, n. 1, p. 3-23, 1986.

MERRITT, K.; BROWN, S. A. Effect of proteins and pH on fretting corrosion and metal ion release. J. biomed Mater. Res., v. 22, p. 111-120, 1988.

SCHRIVER, W. R.; SHEREFF, R. H.; DOMNITZ, J. M.; SWINTAK, E. F.; CIVJAN, S. Allergic response to stainless steel wire. J. oral Surg., v. 42, p. 578-581, 1976.

SMALL, I. A. Metal implants and the mandibular staple bone plate. J. oral Surg., v. 33, p. 571-585, 1975.

STEINER, M.; von FRAUNHOFER, J. A.; MASCARO, J. The possible role of corrosion in inhibiting the healing of a mandibular fracture: report of case. J. oral Surg., v. 39, p. 140-143, 1981.

SYRETT, B. C.; 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, 543-556, 1979.

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, Chicago, 1983. Littleton, Mass., PSG Publ. Co., 1985. p. 1-24.

VREEBURG, K. J. J.; GROOT, K.; von BLOMBERG, M.; SCHEPER, R. J. Induction of immunological tolerance by oral administration of nickel and chromium. J. dent. Res., v. 63, p. 124-128, 1984.

ZABEL, D. D.; BROWN, S. A.; MERRITT, K.; PAYER, J. H. AES analysis of stainless steel corroded in saline, in serum and "in vivo". J. biomed. Mater. Res., v. 22, p. 31-44, 1988.