

ALIIATGES METÀL·LICS PER A IMPLANTAMENTS OSSIS I ARTICULARS

per

E. TOMÀS - J. A. PLANELL

Departament de Metal·lúrgia de l'E.T.S.E.I.B.,
Universitat Politècnica de Catalunya, i
Secció d'Enginyeria, SCCFQM

i

A. VILADOT

Servei de Traumatologia de l'Aparell Locomotor.
Hospital de Sant Rafael, Barcelona

SUMMARY

Metallic materials are extensively used in prostheses and orthoses, and in the treatment of bone fractures. The aim of the present work is to summarise the features of the metallic alloys most commonly used in bone and joint implants, and to discuss the mechanical compatibility and bio-compatibility requirements placed upon such materials. Corrosion, as the main factor in the bio-activity of the alloy and fatigue, as the main cause of failure, are specially considered. Finally, some examples on the testing and the analysis of a few osteosynthesis plates are presented.

RESUM

Els materials metàl·lics són amplament utilitzats per a pròtesis i ortosis, així com en el tractament de fractures òssies. L'objectiu del present treball és de resumir les característiques més importants dels aliatges metàl·lics més utilitzats en implantaments ossis i articulars, i discutir els requeriments de compatibilitat mecànica i la biocompatibilitat que han de complir aquests materials. Mereixen una consideració especial la corrosió, com a principal factor en la bioactivitat de l'aliatge, i la fatiga, com a causa principal de ruptura. Finalment, hom presenta uns quants exemples d'assaigs i anàlisis d'unes quantes plaques d'osteosíntesi.

Introducció

En cirurgia ortopèdica i traumatologia hom usa diferents materials no biològics, principalment aliatges metàl·lics i polímers. Els aliatges metàl·lics són els de més antiga utilització i continuen essent insubstituïbles en moltes de llurs aplicacions. Els principals processos en què són utilitzats són els següents (hom

pot trobar-ne un bon resum en de Palacios, Hernández-Ros, Olaguibel, Rohde i Fernández, 1980):

Tractament de fractures

Hom utilitza:

Cargols per a unir fragments ossis fracturats obliquament.

Plaques, que hom fixa també a l'os per mantenir en bona posició fragments fracturats, sigui per traumatisme, sigui quirúrgicament, essent digne de menció el gran perfeccionament mecànic que ha aconseguit l'Escola Suïssa A.O. en aquesta metodologia.

Filferros, individuals o en forma de cable, que són utilitzats per a subjectar fragments ossis sotmesos a tracció.

Barretes metàl·liques intramedullars, utilitzades per a immobilitzar fractures d'ossos llargs, segons mètode ideat per Kunscher.

També hom utilitza llargues *agulles* que formen un feix i proporcionen una fixació sòlida a l'interior de l'os, les quals són emprades freqüentment en el tractament de les fractures del coll del fèmur pel mètode d'Ender.

Endopròtesis

En cirurgia ortopèdica hom entén per *pròtesi* un dispositiu destinat a substituir una part d'un membre que falta. En el cas que ens ocupa es tracta de la substitució d'una articulació o un os.

Quan són utilitzades en artroplàstia, és a dir, en substitució d'una articulació, generalment una de les peces és metàl·lica i l'altra de material plàstic.

També hom utilitza les pròtesis per a suplir una porció de l'os que ha estat objecte d'una resecció, com en el cas de tumors o d'infeccions greus.

Bé que menys freqüentment, també hom usa materials no orgànics per a cobrir zones de la volta cranial; per exemple, en neurocirurgia. També poden ésser emprats per a limitar el moviment d'una articulació. En aquest sentit hom usa les pròtesis en el peu pla per a bloquejar la mobilitat astràgalo-calcània.

Fixacions externes

Són aparells que serveixen per a unir les diverses peces d'un os fracturat i mantenen la seva posició correcta per mitjà d'un tutor extern. L'ur finalitat pot ésser de corregir determinades desviacions o d'aconseguir l'allargament d'un membre; per exemple, l'aparell Hoffman, per a la fixació externa de fractures, i el de Wagner, per a l'allargament de membres.

Des de fa anys són usades en traumatologia les agulles de Kirschner, de 1 mm i 2 mm de gruix, les quals, sotmeses a tensió, serveixen per a la tracció

contínua dels membres. Recentment, les ha usades Ilizarov, unides a fixacions externes, i ha aconseguit de dur a terme una sèrie d'operacions ortopèdiques (correcció de desviacions, allargament de membres, etc.).

Pròtesis externes

Serveixen per a suplir parts de membres que han estat amputats, i n'hi ha una gran varietat de tipus.

Ortesis

Són aparells que, col·locats al voltant d'un membre, serveixen per a corregir-ne determinades alteracions (fèrules per a immobilització o correcció, plantilles, etc.).

Consideracions generals sobre els materials metàl·lics per a implantaments ossis

Malgrat la ràpida expansió de la ciència dels biomaterials al llarg dels últims anys, l'avaluació de la fiabilitat a llarg termini dels materials per a implantaments és en revisió constant, i les condicions que han de complir els aliatges metàl·lics no en són una excepció.

Els materials emprats en els aparells i processos descrits a l'introducció, i especialment els que han d'ésser col·locats a l'interior de l'organisme, han de complir necessàriament els requisits fonamentals següents:

— Tenir la resistència mecànica necessària per a poder dur a terme la seva funció.

— Ésser com més lleugers i menys voluminosos millor.

— No deteriorar-se en contacte amb els teixits i humors orgànics.

— No produir cap reacció tissular, ni produir al·lèrgia ni hipersensibilitat.

— Han de poder ésser esterilitzats adequadament.

— No han de tenir efectes carcinogenètics.

Aquestes condicions introdueixen criteris molt selectius sobre els materials que cal emprar.

L'agressió del medi biològic sobre el material implantat porta a l'alliberament en l'organisme dels productes de la corrosió i pot portar a la variació de propietats mecàniques, físiques o químiques de la pròtesi.

La reacció dels teixits biològics amb les substàncies de la corrosió i amb el material implantat i el tipus de capa de reacció que l'organisme produeix a la interfase material-teixit, constitueixen la resposta de l'organisme enfront de l'implantament i han d'ésser estudiats per tal d'avaluar la toxicitat del material potencialment implantable.

Pel que fa a las propietats mecàniques o físiques d'un material implantable, hauran d'ésser tals que s'emmotllin a la funció que dugui a terme l'implantament.

De fet, és pràcticament impossible que els materials tinguin unes característiques òptimes des de tots els punts de vista (característiques mecàniques, químiques, etc.). Per tant, el gran repte de la ciència dels biomaterials és d'obtenir productes que satisfacin al màxim els diferents requisits.

En el cas d'implantaments ossis hom demana que els materials duguin a terme funcions estructurals i mecàniques, i en cada cas serà la funció específica que la pròtesi hagi de dur a terme la que marcarà les característiques mecàniques que ha de complir el material. Així, en cada cas, hom haurà d'avaluar les diferents característiques mecàniques, com són: mòdul elàstic, límit elàstic, resistència a tracció o compressió, duresa, tenacitat, ductilitat, relaxació o fluència, resistència a la fatiga i al desgast.

A continuació presentem un resum dels materials metàl·lics més generalment utilitzats en pròtesis òssies. Val a dir, però, que d'entre el gran nombre de metalls i aliatges coneguts, són pocs els que serveixen, per tal com la majoria fallen en avaluar llur biocompatibilitat. En aquest sentit només són utilitzables els que tenen com a base de l'aliatge els elements ferro, cobalt, níquel, titani, tàntal, zirconi, argent, ruteni, rodi, pal·ladi, osmi, iridi, platí i or. D'entre ells, tant el tàntal com els metalls nobles no presenten propietats mecàniques adients per a la construcció de la majoria de pròtesis i alguns, com el zirconi, resulten massa cars. Les possibilitats queden pràcticament reduïdes als aliatges de base ferro (acers inoxidable), de base cobalt i de base titani.

Els acers inoxidable

Alguns acers inoxidable han gaudit d'una gran popularitat per llur bon compliment de les propietats anteriorment citades i per llur preu econòmic en comparació d'altres aliatges.

Naturalment, la raó de l'existència dels acers inoxidable és llur bona resistència a la corrosió. Per a aconseguir-ho, el crom és el principal element d'aliatge i ha d'ésser-hi en una proporció, com a mínim, de l'onze per cent. D'acord amb les teories clàssiques, el crom forma una capa prima d'òxid sobre la superfície del metall, la qual és impermeable i insoluble en el medi corrosiu. D'acord amb resultats més recents (Techniques de l'Ingénieur, 1981) sembla que el crom contribueix a passivar el ferro gràcies a la tendència d'aquell a absorbir electrons del ferro. Cinc àtoms de ferro perdrien un electró de llur capa 3d per a omplir cinc vacants de la capa 3d del crom i això donaria una proporció del 15,7 % en massa de crom, la qual s'aproxima al contingut mínim que és necessari per a una bona resistència a l'atac químic.

De la família dels acers inoxidable, són els austenítics els que tenen un

camp d'aplicació més ampli, i són els que hom utilitza per a implantaments. Aquests acers conserven l'estructura cristal·lina f.c.c. (fase gamma) a la temperatura ambient. Gràcies a això tenen una fase única, són fàcilment enduribles per a treball en fred, conserven la ductilitat i són menys sensibles a fenòmens de fragilitat que les altres famílies d'acers inoxidables.

La fase gamma a la temperatura ambient és obtinguda, en la majoria dels casos, per addició de níquel, bé que en alguns casos hom substitueix part del níquel per manganès. Per a continguts entre el 8 % i el 30 % de níquel, aquests acers són no-magnètics. En general, llur contingut en carboni varia entre el 0,03 i el 0,01, i llurs propietats mecàniques a l'estat de recuit vénen a ésser:

límit elàstic, 200 a 300 Mpa; resistència a tracció, 550 a 650 Mpa; allargament, 40 a 60 %.

Els acers inoxidables austenítics més utilitzats per a implantaments són els tipus AISI 316 i, especialment, AISI 316L. Aquests acers contenen del 17 % al 20 % de Cr, del 12 % al 14 % de Ni i del 2 % al 4 % de Mo, i tenen una bona resistència a la corrosió en medis reductors. Sofreixen corrosió localitzada en un termini d'entre 6 mesos i 2 anys. L'acer 316L té un contingut en carboni més baix, i això el fa més resistent a la corrosió i n'augmenta la ductilitat.

Malgrat que actualment són els aliatges de titani i els de cobalt els que semblen oferir millors característiques per als implantaments ossis, és el factor econòmic el que fa que els acers inoxidables austenítics siguin usats generalment en certes aplicacions, com ara en les plaques d'osteosíntesi.

Els aliatges de cobalt

La base d'aquests aliatges és constituïda pel cobalt i el crom. Hom hi afegeix el níquel per a millorar-ne la ductilitat. La presència de carboni, juntament amb la dels metalls capaços de formar carburs (com ara el molibdè i el tungstè), n'augmenten la duresa.

Aquests aliatges tenen poca ductilitat, i això els fa difícils d'ésser deformats en fred. En canvi són pràcticament inerts.

Un dels més importants és el *vitallium* (Co com a metall base, amb 30 % de Cr i 5 % de Mo), molt resistent a la corrosió. En canvi, té poca capacitat de deformació plàstica (límit elàstic elevat i poc allargament) i per això és emprat per a peces obtingudes per fusió.

El *neutrillium* (que conté Co, Cr, Ni i W) té bones propietats mecàniques i pot ésser forjat o estampat.

Té molt bones característiques l'*aliatge multifàsic* (denominat MP 35 N i a Europa *Protasul 10*), de composició: 35 % Co, 35 % Ni, 20 % Cr, 10 % Mo. Reuneix una gran resistència a la corrosió, una alta resistència a la tracció i una

bona ductilitat. Ha donat molts bons resultats clínics. Per contra, s'endureix molt ràpidament quan hom el treballa en fred, i el seu cost és elevat.

Aliatges de titani

El titani és un metall lleuger i molt resistent a la corrosió, però de característiques mecàniques inferiors a les dels acers inoxidable i aliatges de cobalt, i molt poc resistent al desgast. En canvi, té un mòdul elàstic de valor la meitat del que tenen els acers, és a dir, més similar al dels ossos, i això és favorable per a les peces que van ancorades a l'os. La seva toxicitat és molt baixa.

Les propietats mecàniques del titani milloren amb l'addició d'alumini, vanadi i molibdè. Així doncs, tenim l'aliatge Ti-6Al-4V, que té una elevada resistència a la corrosió i aguanta molt bé la fatiga, és molt dúctil, té una relació resistència/pes elevada i una toxicitat molt baixa per als teixits del cos humà.

Val la pena d'assenyalar que avui hi ha mètodes de fabricació que permeten d'obtenir els aliatges del titani amb una gran puresa; per exemple, els forns de fusió al buit utilitzant el sistema de canó d'electrons.

La corrosió dels materials metàl·lics per a implantaments

Els implantaments en el cos humà es troben sotmesos a un medi que consisteix en una solució aquosa airejada de clorur sòdic a l'1.1 %, que conté també altres sals i substàncies orgàniques i, per tant, és agressiva (probablement similar a l'aigua de mar airejada i tèbia). Els metalls estaran sotmesos per tant, a una corrosió humida, del tipus electroquímic (Fontana i Greene, 1978).

Els efectes de la corrosió ja hem vist que són perjudicials per a la peça implantada i ensems per als teixits humans que s'hi troben en contacte.

La composició química dels aliatges és fonamental pel que fa a llur resistència a la corrosió. Amb tot, hi ha d'altres factors, de tipus metallúrgic i mecànic, que tenen una importància decisiva i han d'ésser tinguts en compte quan hom procedeix a l'elaboració de les peces. Els principals són:

— *L'estructura metal·logràfica.* Aquesta, en els acers inoxidable del tipus 316, ha d'ésser totalment austenítica, sense gens de ferrita ni de martensita. Tampoc ha de contenir precipitacions de carburs en els límits de gra. Per a aconseguir-ho, cal un tractament tèrmic correcte.

— *La presència d'inclusions no metàl·liques* (òxids, sulfurs, etc.) que han d'ésser com més escasses i més petites millor. Amb els moderns processos d'elaboració, avui és possible d'obtenir aliatges amb un alt grau de «netedat».

— *L'existència de tensions internes*, produïdes en la deformació en fred o bé en la fixació de la peça (per exemple, en collar els cargols).

Aquestes tensions poden donar lloc al fenomen de corrosió sota tensió en els acers austenítics.

— *El contacte de dos aliatges* de composició diferent, que dóna lloc a la creació de parells electroquímics que faciliten la corrosió del material menys noble.

— *Existència de cavitats i esclatxes* que poden donar lloc a la corrosió per fenòmens d'aireig diferencial. Aquesta circumstància pot donar-se en el cas de plaques fixades amb cargols que no s'hi ajustin perfectament.

— *Els defectes de superfície*. Cal esmentar la importància de l'acabat superficial, ja que qualsevol ratlla o altre defecte pot facilitar l'inici de la corrosió.

Per tal de minimitzar les possibilitats de corrosió cal, doncs, escollir els aliatges més convenients, però també cal procedir a l'establiment d'un disseny adequat i a efectuar amb molta cura totes les fases de la fabricació (conformació, tractaments, etc.).

Per tal de comprovar la resistència a la corrosió dels aliatges metàl·lics, hom pot introduir provetes en una solució que simuli les condicions biològiques i mesurar els efectes de la corrosió al llarg del temps comprovant la pèrdua de pes de les provetes. Aquest mètode però, no és massa precís.

Més exactes són les tècniques de polarització potencioestàtica, en què la proveta és introduïda en la solució de Hank (que conté clorurs, fosfats, glucosa, etc.) i hom mesura el potencial d'aquesta en relació amb un potencial de referència i la seva variació amb el temps. La velocitat de dissolució és mesurada pel corrent de corrosió. D'aquesta manera hom comprova la passivació del material i la seva capacitat de transpassivar-se i sofrir un atac per picadures.

La fractura per fatiga dels implantaments

Avui hom sap que un 90 % de les falles mecàniques que es produeixen en peces i estructures són degudes a fatiga. Evidentment, els implantaments no són una excepció.

La fatiga dels metalls es produeix per l'aplicació d'esforços fluctuants o repetitius sobre el material, els quals produeixen la nucleació d'una petita esquerdada que després va propagant-se i acaba produint la ruptura del material.

La nucleació de l'esquerdada requereix esforços locals prou elevats per a produir la descohesió del metall, i això és aconseguit per la concentració de tensions deguda a la presència de defectes, ja siguin interns o externs. Els primers poden ésser entalles o ratlles superficials, angles vius deguts al mateix disseny de la peça, presència de forats, etc. Entre els segons hi ha les inclusions no metàl·liques.

Cal esmentar que la corrosió té un paper fonamental en les fractures per fatiga, tant la corrosió prèvia com la fatiga sota corrosió. Els pouets de corrosió

creats a la superfície del metall afavoreixen la concentració d'esforços i la nucleació d'esquerdes per fatiga.

Malgrat que els problemes de fractura per fatiga es poden presentar en qualsevol pròtesi, són probablement les falles per fatiga en eixos de pròtesis femorals les més estudiades. Aquests tipus de falles s'han produït en materials ben diferents: aliatges de Co-Cr-Mo fos, acer inoxidable 316 L fos, forjat i recuit, treballat en fred, i en titani forjat (Semlitsch i Panic, 1980).

Aquests problemes acostumen a tenir l'origen en l'estat defectuós del ciment de polimetil-metacrilat que fa de llit entre l'eix de la pròtesi i l'os. Amb el moviment, el contacte s'afluixa i el metall es ratlla en fregar amb el ciment. Les ratlles produïdes són els nuclis de les esquerdes de fatiga. Aquest efecte de desenganxament entre metall i ciment pot ésser explicat per la diferència entre els mòduls de Young de l'aliatge metàl·lic, del ciment i de l'os (Bonfield, 1984), i així s'explica la necessitat de buscar materials mecànicament compatibles tant com biocompatibles (Bonfield, Grynepas, Tully, Bowman i Abram, 1981).

L'experiència clínica revela un bon nombre de condicions que fan que el contacte metall-ciment s'afluixi i que estan associades amb la tècnica quirúrgica, el disseny de la pròtesi, el material de l'implantament i les seves reaccions amb el teixit corporal. D'altra banda, hom ha estudiat quines són les condicions que fan que la pròtesi hagi d'aguantar tensions de flexió i de torsió fins de 300-450 MPa (Andriacchi, Galante, Belytschko i Hampton, 1976). El fet que els esforços repetitius siguin tan alts és important, perquè fa que, malgrat llur baixa freqüència d'aplicació (el ritme del caminar), afectin la vida de fatiga del material.

Els requeriments mínims referents a les propietats mecàniques que han de complir els aliatges per a eixos de pròtesis femorals, i els resultats obtinguts en els assaigs de diferents materials, han estat estudiats amb detall per Semlitsch i Panic (1980), i els presentem a continuació:

1. Límit elàstic mínim ($\sigma_{0,2}$) de 500-650 MPa com a mesura de seguretat contra la deformació d'un eix de pròtesi femoral que s'hagi afluixat.
2. Resistència de fatiga mínima (σ_f) de 400-450 MPa com a mesura de seguretat contra fractura per fatiga d'un eix de pròtesi femoral que s'hagi afluixat.
3. Resistència a la tracció mínima (σ_T) de 650-1.000 MPa com a mesura de seguretat contra fractura en el cas de sobrecàrrega severa de l'eix.
4. Allargament mínim del 10 per cent.

Quant a les característiques de diferents materials es poden resumir així:

Límit elàstic ($\sigma_{0,2}$) i resistència a la fatiga (σ_f) en aire d'aliatges implantables per a eixos de pròtesis femorals.

Aliatge	Tractament	$\sigma_{0.2}$ MPa	of MPa	Referència
Acer Inoxidable AISI 316 L (Acer forjat Fe-Cr-Ni-Mo)	Recuit	290-340	250-320	S
	Treballat en fred	— 800	— 415	Z
Zimaloy Micrograin (Co-Cr-Mo P/M)	Recuit 1.100 °C	825 min	620 min	Z
Vitallium FHS (Aliatge forjat Co-Cr-Mo)	Recuit	860-930	505-620	H
Protasul 10 (Aliatge forjat Co-Ni-Cr-Mo)	Treballat en calent i recuit	650 min	400-450	S
	IMI Tivanium (Aliatge forjat Ti-Al-V)	Treballat en calent	1.000-1.600	S
	Treballat en calent i recuit	800 min	400 min	Z

(Abreviatures: H = Howmedica Inc., Rutherford, New Jersey, USA; S = Sulzer Brothers Ltd, Winterthur, Switzerland; Z = Zimmer, Warsaw, Indiana, USA.)

Els resultats obtinguts als laboratoris esmentats poden ésser comparats amb els requeriments mínims enunciats més amunt. Hom pot observar que el Zimaloy Micrograin, el Vitallium FHS, el Protasul 10 i el IMI Tivanium són els que ofereixen millors característiques amb límits de fatiga dins l'interval o superiors als 400-450 MPa. En el cas del Protasul 10, que és exactament dins els límits, hom l'utilitza des del 1972 i no hi ha referències que s'hagi produït cap falla per deformació plàstica, fractura forçada o fractura per fatiga. D'altra banda, els materials amb resistència a fatiga de 500-750 MPa permeten una millor facilitat en el disseny dels eixos de la pròtesi femoral amb garantia contra ruptura en les condicions del cos humà.

Assaig dels materials metàl·lics al laboratori

Les principals característiques mecàniques dels materials metàl·lics (resistència a tracció, límit elàstic, allargament) són comprovades per mitjà de provetes normalitzades, de secció cilíndrica o rectangular, amb màquines dinamomètriques.

Hom també fa proves a tracció o flexió de peces acabades (plaques, claus, etc.).

Les proves de fatiga a flexió rotativa són dutes a terme amb provetes cilíndriques curosament mecanitzades, per mitjà de màquines rotatives que permeten d'aplicar càrregues de diferents valors i mesurar el nombre de cicles que aguanta el material abans de trencar-se.

L'anàlisi de composició dut a terme per via química o espectromètrica permet de comprovar si els elements d'aliatge compleixen les toleràncies prescrites i si la puresa del material és l'adequada.

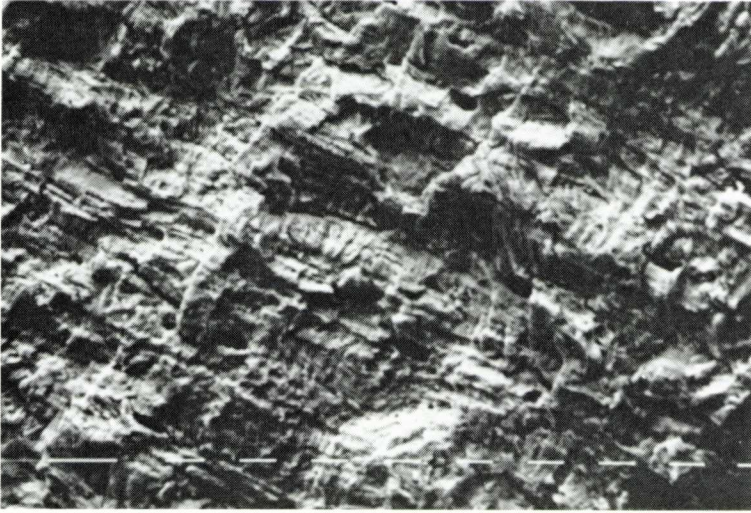


Fig. 1. - Superfície de ruptura observada en el microscopi electrònic de rastreig corresponent a la fractura per fatiga d'una placa d'osteosíntesi trencada en servei. x 640.



Fig. 2. - Microestructura d'una placa d'osteosíntesi d'acer inoxidable 316 L (austenític) vista al microscopi òptic. x 200.

L'observació de provetes al microscopi òptic serveix per a comprovar si l'estructura metal·logràfica és correcta i si l'índex d'inclusions és suficientment baix. L'observació al microscopi permet també d'analitzar les causes de les falles quan aquestes es produeixen (casos de ruptura o de corrosió) i descobrir l'existència de microfissures o porositats en el material, els efectes de la corrosió intergranular, corrosió sota tensió, etc.

Un instrument que proporciona informació molt valuosa sobre les falles del material és el microscopi electrònic de rastreig (*scanning*) amb analitzador de raigs X acoblat. Aquest instrument permet d'obtenir imatges molt significatives de les superfícies de ruptura (ruptura dúctil, fràgil, plans de clivatge, fatiga, etc.),



Fig. 3. - Inclusions no metàl·liques a l'interior d'una placa d'osteosíntesi trencada en servei, observades en el microscopi electrònic de rastreig. x 1.250.

i d'analitzar la composició química de les inclusions i segregacions existents en el material, la qual cosa permet d'interpretar les causes de ruptura.

Els assaigs per a determinar la resistència a la corrosió dels aliatges metàl·lics, ja han estat descrits anteriorment.

Dins el camp de les proves i assaigs de materials metàl·lics per a implants, els Laboratoris de l'Escola Tècnica Superior d'Enginyers Industrials de Barcelona (Universitat Politècnica de Catalunya) hi treballen des de fa temps, i recentment ha estat creat un grup de treball en el qual col·laboren especialistes en traumatologia i ortopèdia de l'aparell locomotor i professors del Departament de Metal·lúrgia de l'Escola.

Dins els diferents treballs que han estat portats a terme, potser pugui ésser

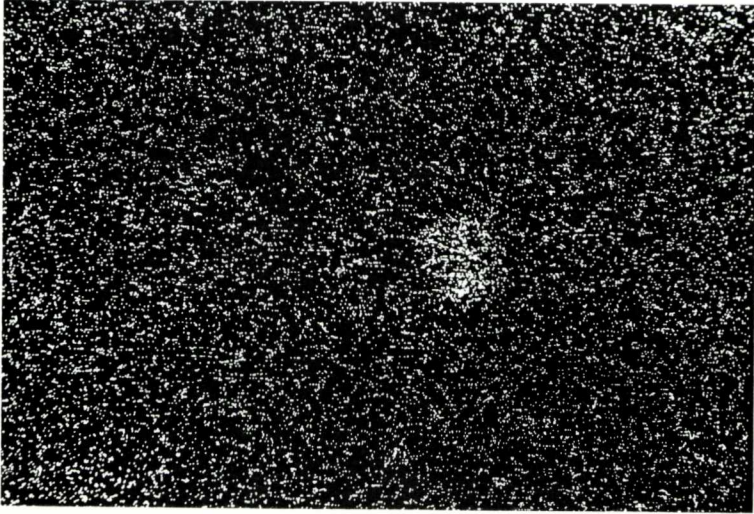


Fig. 4. - Mapa de Cr corresponent a la Fig. 3, obtingut a través de l'analitzadoracoblat al microscopi electrònic de rastreig. La concentració de Cr en la inclusió rodona confirma que es tracta d'un òxid de crom.

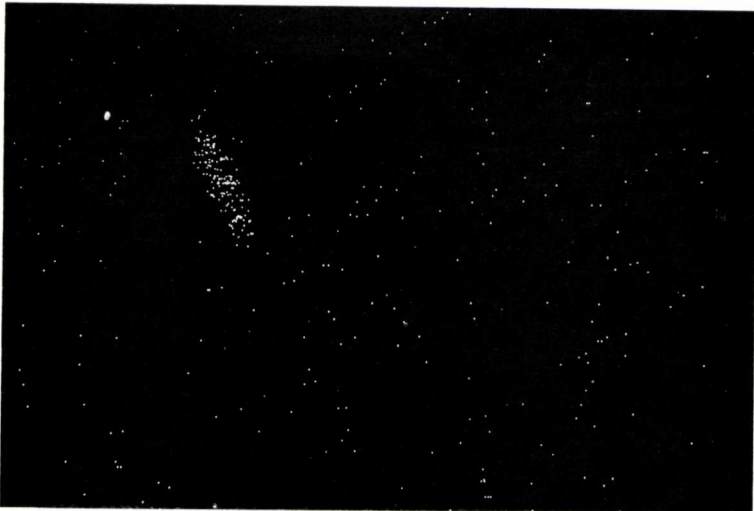


Fig. 5. - Mapa de Mn corresponent a la Fig. 3. La concentració de Mn en la inclusió allargada confirma que es tracta d'un sulfur de manganès.

il·lustratiu de presentar alguns resultats, en aquest cas tots referits a l'estudi de plaques d'osteosíntesi d'acer inoxidable (en concret 316 L).

La fig. 1 presenta l'aspecte de la superfície de ruptura d'una placa trencada en servei. La micrografia ha estat obtinguda en el microscopi electrònic de ras- treig. L'aspecte de la superfície de ruptura indica clarament que es tracta d'una fractura per fatiga. Les estries paral·leles que hom hi observa són indicadores de la propagació de l'esquerda al llarg dels cicles d'aplicació de la càrrega a la qual la placa es veia sotmesa. Tal com hem esmentat prèviament, la fatiga és la causa principal de la ruptura en servei dels implantaments.

La fig. 2 presenta la microestructura d'una placa d'osteosíntesi d'acer inoxi- dable 316 L vista al microscopi òptic. Hom hi pot observar clarament els grans austenítics allargats en una direcció preferencial. Això és indicatiu del treball en fred al qual ha estat sotmès el material en la seva elaboració. Les línies de llisca- ment (fines ratlles paral·leles) que hom observa en l'interior d'alguns grans són indicació inequívoca de la deformació plàstica soferta pel material. Tal com ha estat indicat abans, els acers inoxidables austenítics poden acomodar una bona taxa de deformació plàstica, la qual cosa els fa molt aptes per a ésser treballats en fred. Aquest avantatge pot convertir-se en inconvenient si el treballat en fred és massa sever, per tal com el material es fragilitza i, si és sotmès en servei a sobrecàrregues, la pèrdua de ductilitat soferta pot ésser fatal.

La fig. 3 mostra dues inclusions a l'interior d'una placa trencada en servei. L'una dona contrast clar i té forma arrodonida, mentre que l'altra és fosca i allar- gada. Aquestes conclusions poden ésser analitzades químicament per espectro- metria d'energia dispersiva i hom en pot obtenir mapes d'elements com és ara els de les figures 4 i 5. La fig. 4 correspon al mapa de Cr. Hom hi pot observar un fons uniforme d'aquest element a causa del 18 % de contingut en aquest acer. És clara, però, la superior concentració de Cr en la inclusió arrodonida. La fig. 5 correspon al mapa de Mn, i hom hi pot veure la major concentració d'aquest ele- ment en la inclusió allargada. Juntament amb l'anàlisi d'altres elements, podem afirmar que, en la fig. 3, la inclusió arrodonida correspon a un òxid de crom, men- tre que la inclusió allargada correspon a un sulfur de manganès.

BIBLIOGRAFIA

- ANDRIACCHI, T. P., GALANTE, J. O., BELYTSCHKO, T. B., i HAMPTON, S. (1976), *A Stress Analysis of the Femoral Stems in Total Hip Prostheses*, J. Bone Joint Surg., 58A, 618.
- BONFIELD, W. (1984), *Hydroxyapatite Reinforced Polyethylene for Prosthetic Applications*. Curs de Postgrau «Materiales en Ingeniería», Dept. de Metalúrgia, E.T.S.E.I.B., Univ. Pol. Catalunya.
- BONFIELD, W., GRYPAS, M. D., TULLY, A. E., BOWMAN, J., i ABRAM, J. (1981), *Hydroxyapa- tite Reinforced Polyethylene - a Mechanically Compatible Implant Material for Bone Replacement*. Biomaterials, 2, 185.

- FONTANA, M. G. i GREENE, N. D. (1978), *Corrosion Engineering*. McGraw-Hill, Nova York.
- DE PALACIOS, J., HERNÁNDEZ-ROS, C., OLAGUIBEL J., ROHDE, M., i FERNÁNDEZ, M. (1980), *Implantes óseos y articulares*. Norma, Madrid.
- SEMLITSCH, M. i PANIC, B. (1980), *Mechanical Properties of Biomaterials*. Ed. G. W. Hastings i D. F. Williams, John Wiley, Chichester.
- Techniques de l'Ingénieur, Metallurgie (1981), M-320, 2-1.