

Sped. in abbon. postale - Gruppo III
(Pubblicazione mensile)

RIVISTA ITALIANA DI STOMATOLOGIA

FONDATA NEL 1932

ORGANO UFFICIALE DELL'ASSOCIAZIONE MEDICI DENTISTI ITALIANI
SOCIETÀ ITALIANA DI STOMATOLOGIA

ANNO XXII (Nuova Serie)

N. 4

APRILE 1967

P. PIERLEONI
Redattore Capo

F. VICHI
Direttore

M.F. BERGAMINI
Segretario di Redazione

COMITATO SCIENTIFICO

P. ALBANESE (Arezzo)
G. ARMENIO (Bari)
R. BANDETTINI (Pisa)
A. BARATIERI (Roma)
A. BENAGIANO (Roma)
C. BRANCHINI (Pavia)
A. BRANZI (Bologna)
G. BRIASCO (Genova)
L. CAPOZZI (Perugia)
L. FRONGIA (Cagliari)
G. KELESCIAN (Ferrara)
P. LAFORGIA (Bari)
P. MASI (Siena)
G. MESSINA (Palermo)
A. PROVVISORATO (Modena)
L. RUSCONI (Parma)
M. SILVESTRINI-BIAVATI (Sassari)
G. SORTINO (Messina)
E. TEMPESTINI (Palermo)
O. TEMPESTINI (Catania)

*

COMITATO DI REDAZIONE

A. BENINI - M. BERGAMINI -
U. BERNARDINI - A. BOBBIO
- G. BOREA - N. CALABRÒ -
M. CALANDRIELLO - M.D'ALI-
SE - M. DE FAZIO - F. FRU-
MENTO - E. GRANDI - G.
MAJ - M. MARTIGNONI - L.
MARZIANI - S. ORLANDO -
C.E. PINI - G. ROSSI - F. RU-
SPA - F. SINGER - P. TAGLIA-
NO - I. TOLLARO - G. TULLIO

SOMMARIO

- A. BENAGIANO - L'insegnamento della stomatologia in Italia Pag. 377
- R. CAVALIERE - A. BELTRAME - G. CONFORTI - Sulla terapia idrocortisonica per via intrarticolare nelle artrosi temporo-mandibolari » 387
- S. DE RISKY - G. NIDOLI - D. CAPRIOGLIO - Tra-
pianti e reimpianti dentali (contributo personale) » 409
- S. ORLANDO - Impianti metallici in stomatologia:
materiali (loro affaticamento ed elettrolisi) stru-
menti e metodi » 422
- S. BRUNETTI - Attività enzimatica dell'adenosintrifo-
sfatasi e della fosfatasi acida nell'adenoma della
lingua. » 455
- Recensioni » 465
- Notiziario » 468
- Sommario della Odontostomatologia Italiana » 489

Direzione e Redazione: FIRENZE - Viale G. Matteotti n. 66
Amministrazione: ROMA - Via Savoia n. 78

Ufficio Pubblicità: VENEZIA - S. Marina n. 6077/ A - Tel. 35.112
Editore: I.T.E. - VENEZIA - LIDO - Tel. 60.295

R. I. S.

IMPIANTI METALLICI IN STOMATOLOGIA:
MATERIALI (LORO AFFATICAMENTO ED ELETTROLISI)
STRUMENTI E METODI

S. ORLANDO

INTRODUZIONE

In questi ultimi decenni si è ricorso sempre più frequentemente allo impiego di impianti metallici sui tessuti ossei maxillo-facciali. In tale sede infatti se da una parte non si è accertato un significativo aumento di impianti ricostruttivi susseguenti ad exeresi ossee per lesioni neoplastiche, si è però notato una maggiore frequenza di impianti metallici in terapia di lesioni traumatiche o di loro complicanze.

Il progressivo evolversi della vita moderna ha imposto infatti all'uomo una sempre maggiore dinamicità, che trova nella motorizzazione dei trasporti e nella meccanizzazione del lavoro le sue più appariscenti manifestazioni; tutto ciò porta anche ad un preoccupante aumento della frequenza e della violenza degli incidenti traumatici.

Sempre più spesso vengono alla nostra osservazione fratture multiple ed atipiche della faccia, estremamente varie, che creano difficoltà notevoli nella loro riduzione e contenzione; non di rado coesiste una situazione di edentulismo di grado notevole, in buona misura sovente legato al trauma stesso, che obbliga ad un trattamento chirurgico a cielo aperto dei focolai di frattura. Si possono così reperire, ridurre e contenere i frammenti ossei mediante impiego di fili metallici, aghi, placchette e viti. A ciò si è obbligati in quanto la mancanza di elementi dentali o la loro presenza in numero limitato non permette di ristabilire la preesistente occlusione, garanzia di corretta riduzione dei monconi di frattura, mediante i tradizionali sistemi di cura ortopedica basati sull'impiego di ferule, elastici di trazione, docce apparecchi ad appoggio pericranico, etc.

Lo studio dei problemi connessi all'impianto di strutture metalliche nel corpo umano acquista quindi sempre maggiore importanza ed è scopo di questa nota inquadrare alcuni dei più significativi aspetti quali il loro affaticamento e la loro elettrolisi. Faremo anche il punto sulle metodiche d'impiego più idonee a garantire una protratta funzionalità degli impianti, in fase pre e intra-operatoria. Accenneremo infine alle cause più frequenti di eventuali insuccessi degli impianti metallici.

Dopo i primi impieghi di impianti metallici nella seconda metà del 1700 per contenere monconi di fratture ossee, nel 1800, molteplici problemi e soprattutto nei primi lustri del 1900, numerosi studiosi ^{46 48 52 63 24 71 76 81} ⁹⁵, hanno affrontato, di implantologia. A tutti questi contributi, ormai di valore storico, hanno poi fatto seguito una massa di studi, esperienze e relazioni che hanno permesso di acquisire una più approfondita conoscenza su molti aspetti del problema legato all'immissione di corpi metallici nel corpo umano.

L'AFFATICAMENTO DEGLI IMPIANTI METALLICI

È noto come una forza di appropriata intensità, se applicata ad un impianto metallico, possa determinarne la deformazione. Se l'intensità della forza non è eccessiva, la deformazione sarà di carattere elastico permettendo al metallo di riacquistare la sua forma e la sua posizione originale al cessare dell'azione; se verrà superato invece il limite di elasticità, si produrrà una deformazione permanente che altererà in modo definitivo le caratteristiche morfologiche originali del manufatto.

È però opportuno ricordare come una forza agente su di un impianto può anche avere effetti diversi nei vari settori dell'impianto stesso, in alcuni punti determinando alterazioni irreversibili, in altri provocando invece deformazioni elastiche che permettono localmente al metallo di resistere anche per lungo tempo a nuovi carichi inadatti. Naturalmente sulla superficie di un corpo metallico possono agire forze notevoli, anche provenienti da direzione diversa. Se tuttavia queste sono tra loro in equilibrio non provocano alcuna deformazione ⁴⁰.

Quando si parla di affaticamento di metalli si pensa generalmente ad un uso estremamente protratto nel tempo ed in condizioni di carico particolarmente gravose ^{10 13 23 27 35} come si verifica ad esempio per un'endoprotesi mandibolare ma non per una placchetta con viti al fine di contenere i monconi di una frattura. Ciò però non è esatto in quanto, come vedremo, vi sono fenomeni di corrosione talvolta così cospicui e veloci da disattivare una placca in pochi mesi ^{17 21}; quindi se è giustificata la massima cura nel disegno di un profilo o di uno spessore da parte di un progettista aeronautico, è anche indispensabile creare ed impiantare nel corpo umano strutture metalliche atte a combattere i fenomeni da fatica con un grande margine di sicurezza.

La presenza su di una placchetta di una semplice incrinatura, pure minima, come anche di certi particolari costruttivi (quali dentellatura, incavature, saldature, fori, etc.) può costituire un probabile punto di innesco per eventuali rotture ³⁶.

Interessante è ciò che si nota osservando una placca fratturata: la nostra attenzione è infatti attratta da una zona falciforme, a superficie ruvida e graffiata, che si diparte dal nucleo iniziale di frattura. Questa zona presenta delle striature concentriche, ed è circondata da una superficie scabra e rugosa che rappresenta la fase terminale della frattura. Un reperto così chiaro è talvolta mascherato dalla sovrapposizione di altre lesioni legate alla preesistenza di molteplici nidi di stress. L'esame microscopico dimostra che queste sottili fessure segnano le linee di minore resistenza del metallo e come esse, partendo da punti circoscritti a difettosa struttura, tendono ad espandersi verso altri nidi di stress collegandoli tra loro ²¹.

L'ELETTROLISI DI IMPIANTI METALLICI

Una delle caratteristiche dei metalli è quella di non possedere qualità chimico-fisiche tali da preservarli nel tempo, in modo indefinito, da processi di corrosione verso i quali sono naturalmente portati. Ricerche di VENABLE e Coll. ¹⁰⁰ inoltre hanno dimostrato che leghe di diversa composizione, poste in un mezzo elettrolitico, possiedono differenze di potenziale che favoriscono il dannoso fenomeno corrosivo ³¹.

La elettrolisi è un processo che si svolge secondo i principi della elettrochimica e richiede un insieme di condizioni quali si hanno anche nell'interno del corpo umano. I mezzi acquosi tissulari rappresentano la soluzione elettrolitica in cui avvengono i fenomeni di migrazione ionica, una volta che in questo mezzo siano state poste le apparecchiature di cui stiamo trattando ¹⁰⁵. È noto infatti che, in qualsiasi ambiente acquoso, un oggetto metallico crea intorno a sé un'area anodica, cioè un'emissione di elettroni, per la quale si determina l'allontanamento di quegli joni metallici dovuti all'ossidazione ed alla disintegrazione del metallo. L'area anodica, esistente attorno ad una protesi metallica, implica la presenza di una zona con funzione catodica, condizione essenziale per l'instaurarsi dei fenomeni elettrochimici. Anodo e catodo non devono obbligatoriamente trovarsi su pezzi metallici separati l'uno dall'altro, o comunque di natura fra di loro chiaramente diversa, in quanto differenze notevoli di potenziale possono prodursi per molteplici motivi su di un solo impianto metallico, anche se costituito da una sola struttura ^{44 26 38}.

Interessanti studi sui valori delle correnti che si producono tra le varie strutture componenti un impianto metallico sono stati condotti da STRINGA. L'A. ha usato una soluzione di cloruro di sodio al 10% nella quale immerse delle viti di Putti costituite dal corpo di vite, dalla rondella e dal dado. Tali viti provenivano da corpi umani dopo che erano state tenute in situ per un tempo protratto anche per anni. Si vide così che ogni qual

volta si immetteva una vite nella soluzione elettrolitica, l'ago del nullivoltmetro si spostava in una direzione o nell'altra — con valori oscillanti da 0,5 a 9,5 millivolts — dimostrando non solo la presenza di una certa differenza di potenziale, ma anche la variabilità delle funzioni anodiche e catodiche assunte ogni volta, variamente, dagli stessi pezzi metallici. Molto interessanti furono le conclusioni a cui giunse l'A. riguardo al rapporto tra differenza di potenziale e reazione del tessuto osseo: una notevole reattività si poteva avere anche con pochi millivolts, mentre talvolta a valori elevati di corrente non corrispondevano spiccati quadri reattivi tissulari.

Anche BOTHE e coll. giunsero a risultati analoghi. Mediante analisi spettrografiche è stato dimostrato come i metalli usati per impianti nel corpo umano emettono joni nei tessuti che li circondano; l'esempio più dimostrativo è rappresentato dalla accertata presenza di joni di ferro intorno agli impianti contenenti tale elemento. Mentre la presenza di queste particelle è stata appurata in modo inequivocabile con apparecchi di precisione, l'azione di questo metallo sui processi fisiologici, come ad esempio la deposizione dei sali di calcio, non è stata ancora provata.

A maggior ragione non è ancora conosciuto il livello di concentrazione nei tessuti al quale gli joni dei vari metalli possono determinare variazioni nei processi biologici; un esempio dimostrativo è dato dal fatto che, anche dopo molti anni dall'introduzione di un impianto, ad un certo momento compare una flogosi acuta di tipo asettico accompagnata da dolori intensi. Evidentemente qualcosa è avvenuto turbando il precedente equilibrio, grazie al quale il corpo estraneo era tollerato nell'organismo; qualcosa ha agito sui tessuti, ponendoli in uno stato di intensa irritazione e di difesa. Alcuni studiosi ^{33 37} si sono dedicati alla ricerca dei fattori che potevano modificare l'accettabilità di un impianto metallico, anche dopo anni di permanenza nel corpo umano.

Taluni di questi fattori sono stati individuati, tra questi ricordiamo: il cosiddetto transfer metallico; le impurità dei reticoli cristallini delle leghe; gli sforzi a cui sono sottoposti gli impianti; le alterazioni delle pellicole di ossidi protettivi; le variazioni del pH tissulare; la localizzazione di agenti infettivi nella zona di impianto.

Si parla di transfer per indicare il passaggio di microscopiche quantità di sostanza da un corpo ad un altro; così, ad esempio, quando la punta di un lapis viene passata su di un foglio si ottiene un transfer di una certa quantità di grafite. Un fenomeno simile avviene quando, per necessità operative, noi impieghiamo a contatto reciproco, strumenti di diverse caratteristiche come viti e cacciaviti, martelli e chiodi, viti e placchette, etc. In passato tale fenomeno era sconosciuto, o comunque sottovalutato, oggi invece si è rivelato di estrema importanza in quanto può causare una per-

data della purezza metallica di un impianto, con successiva insorgenza di notevoli fenomeni elettrolitici ^{15 16 20}.

Un transfer, sia pure di minima entità, può determinarsi anche per un contatto accidentale non violento tra due corpi metallici apparentemente dotati di superfici assolutamente lisce (BOWDEN e TABOR ¹⁴). Superfici metalliche precedentemente lucidate con cura a specchio, al microscopio elettronico presentano moltissimi avvallamenti ed escrescenze irregolari, per cui nel contatto reciproco di due superfici, appartenenti a strumenti apparentemente lisci, solo una piccola parte di queste viene realmente in congiunzione; tale parte è stata calcolata, mediante studio delle resistenze elettriche locali, pari a 1/10.000 di tutta l'area di apparente reciproco contatto. Una piccola forza, che si realizzi su di una zona così limitata, può determinare violenti e cospicue deformazioni settoriali; un successivo distacco delle due superfici, specie se eseguito mediante scivolamento, provoca un distacco di piccoli frammenti metallici che si trasferiscono sullo strumento con cui erano venuti a contatto. Si verifica così una distruzione della pellicola superficiale di ossidi che, costituendo uno dei più importanti ostacoli alla corrosione, crea una situazione di crisi specie alla superficie di manufatti in acciaio inossidabile.

Osservazioni cliniche e sperimentali intese a studiare la corrosione su impianti metallici, hanno confermato l'importanza del transfer nella genesi di tale fenomeno: infatti esso si determina solo su superfici su cui già si era lavorato durante la messa in situ dell'impianto ^{18 19 22}. Anche una semplice ma sicura esperienza di laboratorio ha accertato l'esistenza del transfer impiegando un cacciavite radioattivo per immettere una vite in un pezzo di legno dolce; una autoradiografia ha infatti testimoniato la radioattività di alcune particelle metalliche rimaste sulla testa della vite stessa ⁶¹.

Il transfer, in genere, è maggiore impiegando strumenti fatti con leghe a caratteristiche simili, mentre diminuisce con leghe tra loro a composizione nettamente diversa. Ciò è vero solo quando non vi sia un'apprezzabile diversità di durezza tra i due strumenti, altrimenti è quest'ultima caratteristica che influenza prevalentemente il fenomeno; infatti i frammenti di metallo si depositeranno sulla lega più dura e in quantità proporzionale alla differenza di durezza esistente tra i due strumenti. Un transfer particolarmente consistente si è potuto notare a partenza da strumentari in leghe stampate.

Un altro fenomeno, altamente deleterio per la funzionalità nel tempo di un impianto metallico, è quello del seminamento di piccoli frammenti nei tessuti destinati ad accogliere l'endoprotesi. È un fenomeno che, osservato spesso da attenti chirurghi, è stato confermato anche in laboratorio. Al fine di individuare la lega più idonea alla confezione di cacciaviti a scarso transfer, con l'impiego di radio-isotopi si è appunto notata la pre-

senza di frammenti radioattivi, praticamente invisibili ma individuati con sicurezza mediante contatori di radioattività nel legno in cui erano state immesse le viti.

L'importanza dell'integrità molecolare di un impianto, al fine di evitarne un aumento della corrosione, è stata messa in evidenza da alcuni AA.^{21 22 28 52} che hanno accertato come le eventuali zone di alterazione potevano non soltanto essere confinate a livello molecolare, ma interessare anche piani di congiunzione, e in particolare, saldature. Tali AA. sono giunti alla conclusione che la levigatezza delle superfici, ad esempio di una piastra, doveva essere perfetta su ambedue le facce, poiché anche un graffio superficiale portava all'anodizzazione rispetto alle zone circostanti e quindi alla corrosione; il metallo si presentava allora come una superficie fornita di tante piccole rientranze ed escrescenze, quasi a buccia di arancia. La perdita del valore strutturale e funzionale dell'impianto veniva poi confermata dalla sua susseguente rottura.

Il diverso carico che si può imporre in alcuni punti di un impianto, con conseguente deformazione settoriale, od anche le tensioni interne alle quali questi metalli possono sottostare contribuiscono in modo rilevante ad una loro eventuale corrosione. Ciò si può provare ricordando come sia facile per una soluzione corrodente dimostrare una maggiore attività distruttiva se posta a contatto con metalli già sotto sforzo. Tale capacità viene impiegata per mettere nuovamente in evidenza numeri stampigliati su superfici metalliche che erano stati cancellati mediante abrasione.

Altro fattore di grande importanza per la funzionalità di un impianto metallico è quello della disponibilità di ossigeno sui tessuti della zona. Il processo di ossigenazione dei metalli avviene, secondo risultati sperimentali, con una velocità che è direttamente proporzionale alla concentrazione del gas; si è potuto inoltre dimostrare come si possono creare, tra due punti a diversa concentrazione di ossigeno, notevoli campi elettrici. Nel punto dove due impianti sono strettamente a contatto si determina una zona a bassa potenzialità di ossigeno che assume la funzione di anodo, mentre intorno esiste una zona ad alta potenzialità di ossigeno con funzione di catodo. Questa è la situazione, ad esempio, che si può notare sotto le teste delle viti, nel punto dove esse sono a contatto con le piastre⁵⁹.

Molti metalli devono la loro resistenza alla corrosione ad una marcata tendenza ad unirsi all'ossigeno sulla loro superficie, formando una pellicola di ossido, impermeabile all'ulteriore passaggio di atomi di questo gas. Esistono anche dei metodi per conferire al metallo una maggiore affinità per questo elemento e per facilitare così la formazione di ossidi alla sua superficie. Una condizione intensamente ossidante all'inizio, costituisce una protezione che aumenta la resistenza alla corrosione mentre un'alta concen-

trazione locale di biossido di carbonio combinata con l'ossigeno può causare una rapida ed intensa corrosione ^{43 50 51}.

Un altro fenomeno veramente importante per la funzionalità di un impianto è quello della variazione del pH nei tessuti quando questi si trovano a contatto di impianti deteriorati; si crea, infatti, un'interazione tra tessuto e metallo che porta danni irreparabili all'uno ed all'altro, determinando così differenze di potenziale tra le varie zone metalliche e le varie parti sane e malate dell'osso ⁵⁹.

Nei tessuti in preda alla necrosi, il pH scende al valore di 5,3-5,6 per poi gradualmente risalire a circa 7,35 nel giro di qualche giorno. L'essudazione tissulare è in questo periodo estesa ed abbondante, il che dimostra l'acuzie della flogosi iniziale; si verifica inoltre una crescita tumultuosa dei vasi sanguigni capillari nell'area interessata da questi fenomeni. Alcuni AA. sostengono che questi cambiamenti di pH ambientale rappresentano per gli impianti una situazione particolarmente deleteria, che si rivela responsabile di fenomeni corrosivi notevolmente intensi e rapidi.

METALLI PER IMPIANTI

Oggi l'industria, per soddisfare le richieste dei chirurghi produce una elevata quantità di metalli e di leghe sempre più tollerabili e sempre più robuste. Nella scelta di un metallo per un impianto tre punti devono essere considerati: in primo luogo il materiale deve essere tanto robusto da svolgere il lavoro richiesto con un largo margine di sicurezza; in secondo luogo, dovrà essere in grado di resistere alla corrosione del mezzo organico in cui è messo a dimora; il terzo punto è rappresentato dalla sua capacità ad essere fuso, o comunque lavorato, senza eccessive difficoltà.

Gli elementi puri che sono stati sperimentati con successo in impiantologia, senza sostanze addizionali, sono il titanio e lo zirconio; il tantalio ha incontrato invece scarso successo.

Tra le leghe da impianti dobbiamo richiamare l'attenzione su quelle a base di ferro e a base di cobalto. Anche le nuove leghe a base di titanio sembrano destinate ad un soddisfacente impiego ^{53 101}, mentre le leghe aventi come base il nichel o l'alluminio sono state abbandonate dai più per la scarsa resistenza allo sforzo e alla corrosione.

Tutti i metalli hanno una caratteristica struttura cristallina che può essere osservata mediante particolari microscopi ad alta riflessione. Il metallo viene preparato in sottili strisce, a mo' di tessuto, che vengono pulite, fissate in contenitori di plastica e poi trattate con acidi corrosivi mediante elettrolisi. Si evidenziano così i cristalli del metallo e le loro caratteristiche, mentre vengono attaccati e distrutti i confini granulari. Si

possono notare in tal modo eventuali errori di struttura, fenomeni di corrosione, inclusioni di elementi estranei accidentalmente o volontariamente inseriti durante la fusione o dopo. Le inclusioni accidentali non sono desiderabili, in quanto peggiorano costantemente le caratteristiche del metallo o della lega.

Gli acciai inossidabili.

Gli acciai sono leghe aventi come base il ferro. L'inossidabilità viene acquisita aggiungendo vari elementi, ciascuno dei quali conferisce al ferro stesso specifiche proprietà. Tra questi elementi il più importante è il cromo, seguito dal nichel e infine da vari altri quali il molibdeno ^{7 8 39}.

Dell'elemento ferro esistono tre forme principali: alfa e delta, che sono identiche, e il ferro gamma. Durante il raffreddamento del ferro fuso si verifica una serie di modificazioni strutturali dell'atomo per cui si dice che il ferro è allotropico. Così, sui 2.802° F. il Fe diviene solido e si presenta come ferrite o forma delta, con propria struttura cristallina; sui 2.552° F. i cristalli si modificano e si ha l'austenite o forma gamma; a 1.671° F. si ha infine il Fe alfa a struttura cristallina identica a quella della forma delta. Durante l'abbassamento della temperatura tra i 2.552° F. e i 1.671° F., l'intervento di alcuni fenomeni può determinare una deviazione nella già descritta evoluzione strutturale cristallina, con formazione di martensite invece che di austenite.

L'aggiunta del cromo al Fe determina un aumento della resistenza alla corrosione; piccole quantità di cromo provocano un allargamento della struttura cristallina della austenite e maggiori quantità causano una contrazione strutturale dei cristalli con creazione di maglie cristalline a gamma chiusa. Con un'aggiunta di cromo superiore al 12% si ha invece una scomparsa della austenite rimanendo solo la ferrite ⁴⁴.

L'immissione del nichel provoca un ampliamento della struttura cristallina dell'austenite finché, con il 10% di Ni, la struttura dell'austenite diventa stabile alla temperatura ambiente. Con l'ampliarsi della struttura dell'austenite, si ha anche un abbassamento della sua durezza e delle tensioni interne, con diminuzione della tendenza ad indurire col lavoro a freddo. Il Ni, conferendo al ferro proprietà austenizzanti, permette l'aggiunta di più cromo e molibdeno che portano ad un livello soddisfacente di resistenza alla corrosione ⁵⁰. Proprietà simili sono possedute, oltre che dal cromo e dal molibdeno, anche dal vanadio, tungsteno, titanio e zirconio. Il molibdeno ha una grande resistenza all'attacco dei cloruri e alla corrosione e dona queste caratteristiche agli acciai a cui è aggiunto.

Le diverse caratteristiche degli acciai austenitici o ferritici sono state studiate da Zapffe ¹⁰⁵. In generale si può notare come gli acciai ferritici sono

ben resistenti alla corrosione mentre gli acciai austenitici hanno una resistenza superiore alla corrosione e buona resistenza alla rottura. In particolare negli acciai austenitici il cromo è contenuto nel 16-26 % mentre il nichel è aggiunto come stabilizzatore; quando una sua concentrazione superi il 10-12 % abbiamo una maggiore capacità all'indurimento: si hanno così sono comunemente usate negli impianti chirurgici⁵⁴; esse si differenziano gli acciai europei 18/8 (con il Cr presente nel 18-20 % e il Ni nel 10-14 %).

Aggiungendo del molibdeno, che favorisce lo stato ferritico, in quantità superiori al 2 % abbiamo invece l'acciaio tipo 316 (secondo la classificazione dell'American Iron and Steel Institute o AISI); mentre se tale aggiunta supera il 3,5 % abbiamo il tipo 317 AISI. Per la presenza di molibdeno questi due ultimi acciai resistono nel corpo umano agli ioni cloruri⁵⁵. Non sono attratti da magneti.

Caratteristiche degli acciai inossidabili 316 e 317 AISI. - Queste leghe sono comunemente usate negli impianti chirurgici⁵⁴; esse si differenziano dagli acciai inossidabili 18/8 S-Mo, che in Europa sono impiegati per uguali fini, in quanto questi ultimi hanno un contenuto di nichel più basso e cioè l'8 % invece del 10-14 %. La più alta concentrazione di azoto nel 18/8 è usata appunto come austenizzante al posto del nichel, raro e costoso.

Gli acciai 316 e 317 hanno ormai superato la prova del tempo nel campo degli impianti chirurgici; oggi però incominciano ad avere numerose leghe competitive, leghe create per sopportare le situazioni limite che si realizzano nei razzi e negli apparecchi a reazione. Queste nuove leghe ed altri nuovi elementi interesseranno certamente in futuro i chirurghi.

Gli acciai inossidabili 316 e 317 hanno una resistenza alla rottura veramente soddisfacente. Una volta temperato, il 316 presenta una resistenza massima alla tensione di 80.000 psi (pounds X inch²) e una resistenza massima alla pressione di 35.000 psi che una volta forgiati e induriti aumenta fino a 200.000-300.000 psi.

Tutti gli acciai inossidabili possono essere induriti a freddo determinandosi in tal caso una riduzione delle loro dimensioni e una deformazione plastica della struttura cristallina interna. Industrialmente sono impiegati acciai inossidabili con valori di durezza compresi in una scala tra 1 e 5, ma per uso chirurgico usualmente vengono impiegati quelli di durezza 4.

Per ovviare alla corrosione è necessario che tutte le parti di un impianto abbiano la stessa durezza e la stessa composizione, altrimenti si comportano come metalli diversi; il che, purtroppo, non sempre si può realizzare in impianti chirurgici composti di più elementi (placche + viti; placche + fili; endoprotesi + viti, etc.).

Sono importanti anche le dimensioni granulari dell'acciaio, cioè le *dimensioni di quegli agglomerati molecolari che si rendono evidenti all'osservazione con microscopio ad alta riflessione*. Tali dimensioni vengono

indicate con numeri da 1 a 8 in scala decrescente; negli impianti chirurgici è raccomandato l'uso di leghe con piccoli granuli di nn. 6-7.

La resistenza alla corrosione degli acciai 316 e 317 è nella maggioranza dei casi decisamente soddisfacente. Dei due tipi però, il 317 ha caratteristiche superiori in questo impiego in quanto contiene una maggiore quantità di molibdeno.

Come è noto la resistenza alla corrosione degli acciai inossidabili sembra dipendere dalla più o meno notevole creazione di un film di ossidi protettivi sulla loro superficie. L'esatta natura di questi films è ancora in discussione: può essere data da uno strato di ossigeno o invece entrare in gioco uno strato di ossidi con spessore pari a pochi Angstroms. La possibilità da parte degli acciai inossidabili di riformare questo film dopo danneggiamento è limitata, venendo così ad essere compromessa la loro resistenza alla corrosione. Infatti, dopo aver superato la resistenza di questa pellicola, la corrosione può agire più agevolmente trovandosi a contatto della struttura cristallina sottostante. È necessario quindi evitare qualsiasi danneggiamento del film se si vuole garantire una protratta resistenza alla corrosione.

Gli acciai inossidabili 316 e 317 sono anche suscettibili alle differenze di ossigenazione che si possono verificare nei tessuti che li circondano; come già abbiamo detto, una situazione di diversa quantità di ossigeno si realizza tra la parte di una vite a contatto di una piastra, zona poco ossigenata, e la parte della vite a contatto con il tessuto vivente che invece subisce una forte ossigenazione.

Un altro difetto di questi materiali è l'impossibilità a mantenere costante la partecipazione dei diversi elementi alla lega, quando si tratta di fusioni preparate in tempi diversi o, a maggior ragione, in fabbriche diverse.

La buona resistenza del 316 e del 317 alla corrosione è però condizionata dal fatto che l'impianto non deve essere sottoposto ad eccessive sollecitazioni. Anche la foggia deve essere idonea e sotto questo punto di vista il suo disegno assume notevole importanza.

Riassumendo, gli svantaggi che si incontrano nell'impiego degli acciai 316 e 317 sono i seguenti:

- 1) Difficoltà ad ottenere superfici altamente pulite e non danneggiate.
- 2) Il transfer metallico che può determinarsi in modo anche cospicuo.

3) Resistenza limitata alla corrosione in ambiente clorurato. Infatti UHLIG⁹⁸ ha dimostrato che il 316 subisce una forte corrosione ad un pH di 6-7, in una soluzione al 4% di cloruro di sodio. Questi acciai possono essere raccomandati per manufatti di attrezzature marine, ma nel corpo umano le condizioni sono peggiori per la sfavorevole azione dei liquidi extracellulari⁶⁵.

4) Capacità da parte dell'impianto di cedere in notevole misura ai tessuti ambientali elementi facenti parte della lega, come ha dimostrato l'esame spettrochimico. Non è ben conosciuto tuttavia il ruolo di queste piccole particelle metalliche sul biochimismo dei tessuti e in particolare sul processo di calcificazione delle ossa e sul ricambio degli elettroliti. Importanti studi di OPPENHEIMER e della sua Scuola ⁸⁰ hanno dimostrato che impianti di acciaio 316 possono provocare nei topi gravi lesioni cancerose.

Leghe al cobalto.

Il cobalto, similmente al ferro, è allotropico ed esiste nelle due forme cristalline principali alfa e beta. Di queste, la forma alfa è stabile alla temperatura ambiente e possiede una struttura spaziale chiusa. Quando il cobalto è riscaldato cambia la sua struttura; lo stato austenitico comincia quando solidifica, ma scompare alla temperatura ambiente. RANDEBAUGH ⁸⁶ considera la trasformazione da cobalto beta a cobalto alfa, durante il raffreddamento, simile alla formazione di martensite nel ferro.

Le leghe al cobalto per noi interessanti sono quelle al cobalto-cromo-molibdeno e al cobalto-cromo-tungsteno.

All'inizio di questo secolo fu scoperto che addizionando il cromo al cobalto si aveva un'ottima lega: questa in origine era data da un 25 % di cromo e da un 75 % di cobalto. Fu chiamata stellite, quasi fosse una stella dei metalli, e il nome è rimasto ad indicare genericamente un alto numero di leghe al cobalto. Queste si possono dividere in leghe ad alto e basso contenuto di carbonio e l'ultimo gruppo è usato appunto per impianti ⁴.

La lega cobalto-cromo-molibdeno (Cast-Vitallium, Vinertia, Stellite 21 o Zim alloy) dapprima usata in odontoprotesi con risultati veramente notevoli ha acquisito poi un posto preminente in chirurgia. Essa contiene cobalto nel 61-62 %, cromo nel 28-29 %, molibdeno nel 4,5-5 %, nichel nell'1,5-2 % e ferro in quantità inferiore allo 0,61 %; il contenuto di carbonio si aggira invece nello 0,30-0,35 %.

BADGER e KROFT ⁵ hanno osservato come cromo molibdeno e tungsteno alzino la temperatura in cui si ha la trasformazione di cobalto beta in alfa, mentre il ferro e il nichel svolgono un'azione contraria. Gli AA. affermano inoltre come la stellite 21 fusa sia data da cobalto alfa e beta mentre dopo essere lavorata è costituita solo da cobalto beta.

La notevole resistenza alla corrosione di questa lega, dipendente sia dal contenuto in molibdeno che dalla formazione di ossidi di cromo sulla superficie del manufatto, è superiore in soluzione clorurata a quella dell'acciaio 317. Il suo comportamento all'interno dei tessuti è quindi buono e risulta migliore di quello degli acciai inossidabili. In talune esperienze

però questa lega, al contrario di ciò che si nota con l'acciaio 316, si è dimostrata danneggiata da tessuti ad alto contenuto di ossigeno.

La lega cobalto-cromo-molibdeno, in analogia con i metalli nobili, ha anche una certa tendenza a spostare l'idrogeno dalle soluzioni.

La lega cobalto-cromo-nichel-tungsteno, (stellite 25, Haynes 25, Neutralium o Wrought Vitallium) è stata largamente adottata sotto forma di laminato ad alta pressione per impieghi ad alte temperature (1.800° F). Dotata di notevole resistenza alla corrosione a tutte le temperature, è data da cobalto nel 46-53 %, da nichel nel 9-11 %, da cromo nel 19-21 %, da tungsteno nel 14-16 %, da ferro in quantità inferiore al 3 % e da manganese nel 1-2 %. Resiste ad una forza di tensione pari a 140.000 psi. La reazione tissulare a questa lega è simile a quella provocata dalla stellite 21, come pure è simile la presenza dei suoi elementi costitutivi nei tessuti adiacenti agli impianti, e se ne differenzia per una maggiore facilità alla lavorazione.

Gli elementi puri.

Il maggior vantaggio che ci si attendeva dall'impiego di un elemento puro come impianto metallico era l'altissima resistenza alla corrosione; ma bisogna ricordare come questi metalli siano poco resistenti all'affaticamento ed alle forze di torsione.

In passato è stato fatto un ampio uso del tantalio ⁴⁵, ma questo elemento pur dotato di una forte resistenza agli alogeni agli acidi e agli alcoli, nel corpo umano ha dato dei risultati negativi per la forte corrosione ⁶ e per le frequenti fratture ⁵⁶. Attualmente solo il titanio e lo zirconio sono preferiti come materiali di impianto ^{41 68 69}.

Il titanio, impiegato anche come elemento principale in nuove leghe, compare in commercio addizionato allo 0,25 % di ferro, allo 0,03 % di carbonio, e allo 0,04 % di idrogeno. La sua resistenza massima alla tensione è pari a 70.000-90.000 psi. Meno forte dell'acciaio 316, può essere danneggiato notevolmente, ad esempio, da un cacciavite. La resistenza non eccessiva alla tensione lo rende adatto ad impianti non sottoposti ad eccessivi sforzi; ed infatti, per l'eccellente resistenza alla corrosione, è spesso impiegato in chirurgia cardiovascolare. Come per altri metalli, una certa quantità di titanio è stata dimostrata nei tessuti circondanti impianti di tale elemento; non sembra comunque che la sua azione sia tossica, tanto più che tracce di esso sono state trovate come elemento naturale nelle fibre muscolari del coniglio ⁶⁰.

Lo zirconio, molto simile al titanio, è stato impiegato puro per impianti negli Stati Uniti e in Gran Bretagna. Il forte costo, come d'altra parte avviene per il titanio, ne ha ostacolato l'adozione massiva ⁸⁸. Esso sembra però destinato a risvegliare un notevole interesse in chirurgia ⁴¹.

GLI IMPIANTI METALLICI: FASE PREOPERATORIA

Abbiamo già visto, quali sono i metalli e le leghe più idonei ad un impiego nel corpo umano; indichiamo ora quali sono i metodi più opportuni affinché tali materiali giungano alla loro messa in situ nelle migliori condizioni.

La realizzazione di un impianto inizia con la preparazione del metallo o della lega nella fonderia, prosegue con la manifattura dello strumento nella fabbrica e con la conservazione in sala operatoria dell'impianto pronto per l'uso, anche per molto tempo e, infine, si completa con l'inserimento nel corpo del paziente dove potrà rimanere in situ per poco o per molto tempo, talvolta anche per tutta la vita.

Ogni fabbricante di impianti metallici, una volta scelta la lega ed il metallo, dipende per la fornitura dalle fonderie specializzate che, facendo fusioni in piccole quantità e prestando molta attenzione ai singoli dettagli del processo, ottengono preparazioni altamente pure ma a composizione incostante; comunque ogni fonderia accompagna la fornitura di metallo con certificati completi di analisi spettrografica. Il fabbricante è così in grado, conoscendo con esattezza la composizione di ogni fornitura, di accettarla o respingerla.

Nella costruzione degli strumenti destinati ad essere utilizzati per impianti è necessario limitare al massimo le saldature; a parte infatti l'estrema difficoltà nell'evitare minime fissurazioni nella massa del saldame, si creano sempre, ai lati delle saldature, zone di facile corrosione. Una volta fabbricato lo strumento, la rifinitura ed il controllo finale debbono essere perfettamente accurati ¹⁰⁸.

Per gli acciai inossidabili e per il titanio sono consigliabili superfici altamente brillanti, mentre per le leghe al cobalto è opportuno avere superfici modicamente satinata. Ancora in discussione è l'opportunità, o meno, di stampare numeri o marchi di fabbrica sugli impianti metallici. L'inevitabile conseguenza di tale stampaggio, come già è stato detto, provoca nidi di stress che possono costituire nuclei di future corrosioni ⁵.

La fornitura degli impianti metallici alle camere operatorie viene eseguita in pezzi staccati (piastre, fili, etc.) e mediante confezioni di più pezzi, come ad esempio viti a gruppi di sei. Solo pochi fabbricanti forniscono impianti in confezioni singole chiuse, mentre tali confezioni sono sommamente consigliabili in quanto si ha una efficace protezione di ogni pezzo da contatti con metalli simili o, peggio ancora, dissimili. Questa protezione, che dovrebbe isolare l'impianto dalla sua rifinitura in fabbrica fino al tavolo operatorio, eviterebbe così transfer metallici o sgraffi ed irregolarità sulle sue superfici.

La conservazione di diversi tipi di impianti in sala operatoria deve

essere curata immettendo una serie completa di ciascun tipo di vite, chiodo, piastra, filo, etc. in apposite custodie di tela (una per ogni pezzo). I pezzi devono essere lubrificati; il che, tra l'altro, costituisce una ulteriore protezione contro i fenomeni di transfer. Dalle custodie l'impianto sarà asportato solo al momento di metterlo in autoclave, sempre avvolto in garza per evitare traumi e transfer.

Deve anche essere tenuta accurata nota delle leghe di cui son fatti i singoli pezzi, nonché degli strumenti metallurgicamente più idonei per la loro messa in situ (pinze, cacciaviti, trokar, punteruoli direzionali, martelli, etc.); si potrà così impiegare in ogni caso leghe di caratteristiche costanti.

Ogni tentativo di risparmio in questo campo è inopportuno e, senza dubbio, controproducente; comunque anche in una sala di chirurgia in cui i trattamenti ortopedici non sono frequenti, dovrebbe essere presente almeno una calamita per tentare di differenziare tra loro strumenti di più o meno notevole sensibilità magnetica, separandoli almeno da quelli inerti, quali quelli in acciaio inossidabile 316 e 317 AISI o 18/8 S-Mo.

IMPIANTI METALLICI: FASE OPERATORIA

Accenneremo appena il problema delle indicazioni e delle controindicazioni di questi interventi di cui vogliamo esaminare solo determinati aspetti tecnici.

È opportuno innanzi tutto ricordare come, in sede d'intervento, lo spostamento dei manufatti per impianti ed il loro fissaggio deve essere eseguito solo manualmente o mediante strumenti con branche rivestite da tubi di plastica o gomma, ottenendo una presa migliore e più sicura ed evitando al tempo stesso di lesionare il metallo con conseguente transfer. Gli strumenti da impiegare sulle ossa devono essere di materiale dotato di notevole durezza e quindi a piccolo transfer; ad esempio si adopereranno forbici o frese al carburo di tungsteno e tale materiale può anche comparire nella composizione delle branche di osteotomi (LAIG, VAUGHAN e GREBNER⁶¹). I martelli metallici che, come è noto, sono spesso responsabili di un seminamento di schegge urtando su scalpelli o sgorbie, devono avere la testa ricoperta da un cappuccio di nylon, benché anche questo materiale possa frammentarsi disturbando il normale ricambio dei tessuti ospiti (OPPENHEIMER e Coll.⁷⁹).

Uno strumento che è quasi costantemente responsabile di un seminamento metallico anche cospicuo è la sega di Gigli, specie se nuova; in questo caso si consiglia di passarla prima, anche a lungo, su di un pezzo di osso di vitello. È opportuno impiegare lo stesso artificio anche con frese nuove

per ossa; infatti nel foro si determina sempre una contaminazione metallica che diviene notevole se la fresa è nuova e poco resistente.

Il materiale con cui sono fatte le frese può essere vario; si può impiegare così l'acciaio al carbonio, che è molto duro e resistente all'usura in condizioni d'impiego non asettiche, ma che è tanto corrosivo in autoclave da rendere impossibile il suo uso dopo sterilizzazione. Inoltre la durezza dell'acciaio al carbonio può renderlo fragile. Resistenti alla sterilizzazione sono invece il vitallium e l'acciaio inossidabile i quali sono anche più malleabili e meno fragili dell'acciaio al carbonio; questo fattore positivo ha un peso non trascurabile nella scelta delle frese in chirurgia ortopedica.

Per quel che riguarda la forma della fresa, la più idonea ad una corretta trapanazione ossea è la cilindrica con l'estremità operativa ad angolo di 90 gradi; la punta angolare a 90 gradi è infatti l'unica che si è dimostrata capace di non scheggiare sostanze quali la bachelite e la plastica, che si frantumano invece facilmente a contatto con le frese a punta angolata a 56 gradi.

L'angolatura di 90° diminuisce anche il pericolo di uno slittamento della punta sul tavolato osseo, aumentando la precisione della perforazione. Tale punta inoltre nella perforazione a tutto spessore di un osso costituito da due corticali compatte, una volta superato lo strato spongioso, tenderà meno a scivolare incontrando la più resistente compatta profonda, non sempre parallela a quella superficiale. Diversamente, la fresa, slittando sull'ostacolo più resistente della compatta profonda, può andare incontro a rottura all'altezza dello stretto foro già praticato sul tavolato osseo compatto esterno.

Fili.

I fili metallici per osteosintesi sono in genere in vitallium, in tantalio^{54 55} o in acciaio inossidabile con diametro fra 0,5 e 1 mm.^{34 73 86 97.}

Vi sono AA. che sostengono invece l'opportunità di impiegare spessori maggiori fino a 4-5 mm di diametro (AUBRY e FREIDEL³). Naturalmente questi ultimi fili sono applicabili con maggiori difficoltà e l'attorcigliamento dei loro capi costituisce un problema non trascurabile, specie per le dimensioni cospicue del relativo peduncolo, sovente mal tollerato dai tessuti circostanti. La parte più debole di una osteosintesi con filo è costantemente rappresentata dall'attorcigliamento dei capi o dal loro annodamento. Di ciò bisogna tener conto nello scegliere lo spessore del filo per una determinata sutura e nella manipolazione, della massima cura, onde evitare torsioni o altre cause di stress. È consigliabile, per eseguire l'attorcigliamento, impiegare strumenti appositi (fig. 1) come l'apparecchio di Leute-Ginestet. Non bisogna scordare che un filo offre sempre una resistenza inferiore a

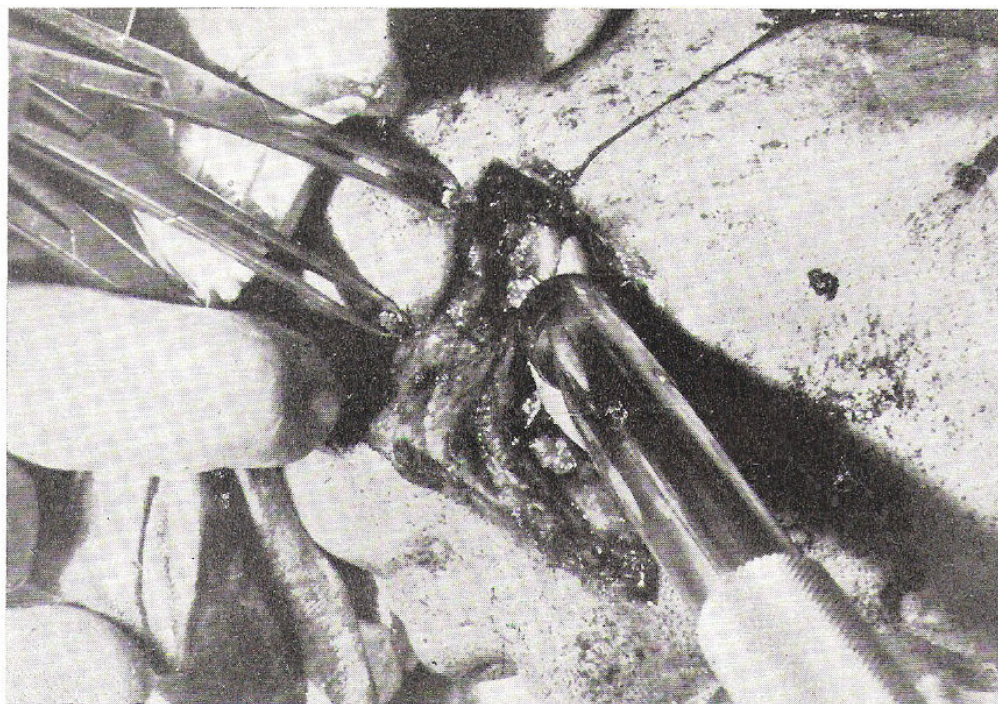


FIG. 1 - Strumento per eseguire trazione ed attorcigliamento dei capi di un filo metallico per osteosintesi. Se la forza impiegata nell'attorcigliamento è eccessiva, il filo si rompe non a contatto con l'osso ma all'altezza delle estremità ritenute dallo strumento.

quella dell'osso integro, tanto che è consigliabile di associare l'osteosintesi con filo con quella con placche od altre apparecchiature di contenzione. Un'osteosintesi con fili costituisce un metodo valido di contenzione solo quando i monconi di frattura sono sottoposti a limitate trazioni muscolari^{73 86 97}. PINI chiarisce come la sola sutura metallica mal si opponga alla dislocazione angolare dei monconi su di un piano perpendicolare a quello della rima di frattura.

I fori destinati a contenere i fili dell'osteosintesi sono in genere eseguiti in modo che la legatura risulti ad angolo retto rispetto alla linea di frattura. Per i motivi sopra addotti, una legatura semplice ed unica spesso è insufficiente, specie a livello della regione dell'angolo mandibolare, per cui è preferibile una legatura obliqua alla rima di frattura per opporsi in tal modo alle forze muscolari traenti verso l'alto.

Spesso però si adotta la più sicura doppia legatura a nodi separati o una legatura ad X o, infine, la combinazione della semplice legatura transossea con una legatura circonferenziale.

Un cenno a parte merita il cerchiaggio con fili della mandibola per ancorare a scopo contentivo, in fratturati edentuli, protesi totali o sovrastrutture particolari (figg. 2 e 3). I fili sono mantenuti in situ per circa cin-

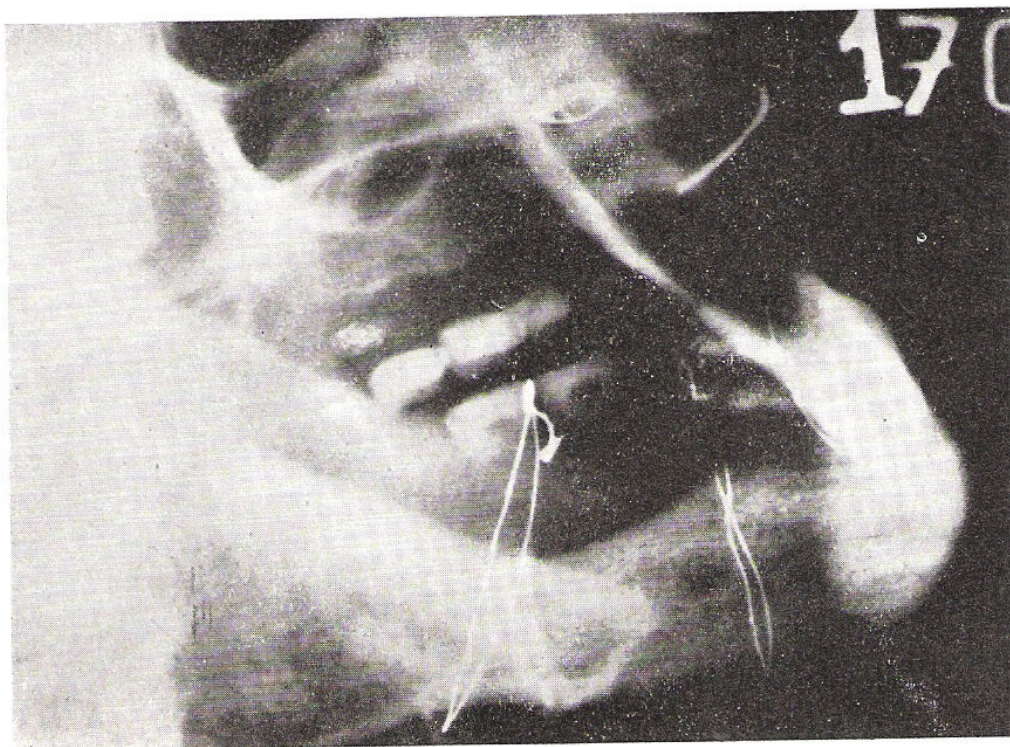


FIG. 2 - Cerchiaggio sulla mandibola di protesi totale inferiore, in un fratturato edentulo, mediante quattro fili in acciaio inossidabile.

que settimane, fino cioè alla presumibile guarigione del focolaio di frattura, e possono essere in tantalio o in acciaio inossidabile. Noi usiamo in tali casi con esiti soddisfacenti fili intrecciati di acciaio chirurgico Surgaloy (nn. 2-3) che sono notevolmente robusti e di impiego estremamente facile. È consigliabile inglobare i nodi in una piccola massa di resina autoindurente sia per rafforzarli che per evitare lesioni alle parti molli con le quali possono venire a contatto.

È da tener presente inoltre la possibilità di infezioni che trovano una facile via di accesso attraverso i fori della mucosa da cui i fili emergono in bocca.

Contrariamente ad altri AA., come il Thoma, che in tali tipi di cerchiaggio mandibolare applicano due legature dal lato della frattura, a monte e a valle della rima, e una dal lato opposto, noi preferiamo eseguirne due per lato al fine di creare un cerchiaggio più robusto ed equilibrato.

Cerchiaggi mandibolari, con fili simili, sono impiegati anche per assicurare impianti alloplastici destinati a funzionare da supporto a protesi dentali totali o parziali. I problemi che questi cerchiaggi suscitano sono simili a quelli prima accennati aggravati dal fatto che tali fili devono rimanere in situ a tempo indeterminato.

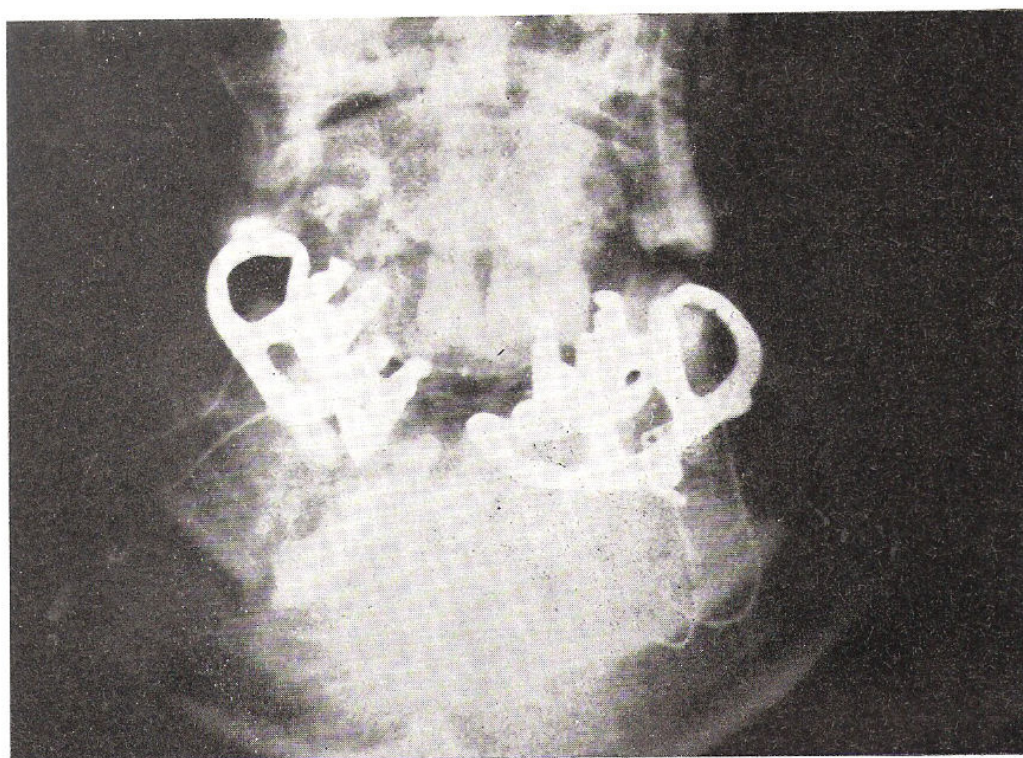


FIG. 3 - Cerchiaggio sulla mandibola edentula di speciali strutture per contenere indirettamente un mascellare superiore polifratturato.

Chiodi e aghi.

La possibilità di ottenere la fissazione di monconi ossei, attraverso la introduzione di aghi metallici in sede midollare, è stata presa in esame da diversi Autori. RUCH e KUENTSCHER, che misero a punto particolari aghi, hanno sostenuto che la fissazione intramidollare offre diversi vantaggi biologici e meccanici, tanto che talvolta essa può dare risultati superiori a quelli ottenibili con placche e viti. Secondo tali AA. i disturbi recati alla circolazione ematica midollare non sono notevoli, mentre sono evitate pericolose carenze di vitalità del periostio che, con questi metodi, non subisce lesione alcuna.

KUENTSCHER⁵⁷ ha perfino sostenuto l'opportunità di allargare la cavità midollare al fine di introdurre un chiodo di dimensioni tali da far corpo con la guaina, per così dire, dell'osso compatto a monte e a valle della frattura.

La pericolosità di uno strumento del genere non è però da sottovalutare; nella preparazione della cavità, infatti, si ottiene sempre una diminuzione dello spessore della teca ossea compatta e, con l'introduzione dell'ago, spesso anche delle fissurazione della teca stessa. Inoltre l'infibulazione non permette di opporsi ai movimenti di rotazione sull'asse tanto che si

rende talvolta necessario rinforzare la contenzione con altre apparecchiature.

Per quanto descritte ed utilizzate nella traumatologia maxillo-facciale da alcuni AA. (PINI, MELA), siffatte metodiche di osteosintesi poco si prestano ad un ampio impiego in questa regione anche per le particolari conformazioni anatomiche delle strutture ossee.

Viti.

Nella contenzione di fratture maxillo-facciali la vite è quasi sempre impiegata per fissare placchette oppure in associazione a sistemi di contenzione esterni. Soltanto raramente viene usata isolatamente nella contenzione di fratture oblique o parcellari della mandibola. In tali circostanze l'impiego della vite rappresenta un esempio classico di un forzato compromesso tra necessità biologiche e meccaniche; infatti pur presentando il vantaggio di turbare la vitalità del periostio solo in minimo grado, da un punto di vista meccanico determina un indebolimento dell'osso senza conseguire una contenzione sicura.

Tra i molti tipi di viti limitiamo la nostra attenzione a quelle con lunghezza oscillante tra i 5 e i 18 mm ed aventi diametri tra 1,5 e 4 mm. Le teste si possono presentare piatte o emisferiche, con solchi per cacciaviti più o meno profondi ed ampi; in genere preferiamo viti con teste Philips o Woodruff, sulle quali il cacciavite ha una facile e robusta presa, con minore pericolo di slittamenti che possono determinare stress e transfer metallici.

Il pane delle viti — cioè il rilievo disposto ad elica che permette al maschio della vite di stringere e fermare — può essere di forme e dimensioni quanto mai varie: di solito a prisma triangolare o quadrangolare. Sulla punta e sull'ultimo anello spesso vi è un solco che serve a ben dirigere la vite nella profondità del tessuto osseo (fig. 4). È però da dire come talvolta si riscontri una indesiderabile mancanza di uniformità in uno stesso gruppo di viti, del medesimo tipo e provenienti da una medesima fabbrica, il che porta ad una difficile scelta di trokar o di punteruoli-guida per preparare i fori in cui le viti possano poi far presa con opportuna forza. PETERSON^{84 85} ha infatti accertato che una sproporzione in eccesso tra il diametro del punteruolo-guida e quello della vite, può essere una delle più frequenti cause di successiva mobilità della vite.

Di particolare interesse è la misurazione della parte attiva di una vite: questa agisce, stringendo e fermando, solo con un segmento, sia pure preponderante, della sua lunghezza (fig. 4). Di ciò bisogna tenere conto quando si vuole bloccare la vite su di uno strato osseo compatto profondo; infatti la punta non fa presa nei tessuti, avendo come solo compito quello di dare la direzione di marcia alla vite. Quando si parla quindi di una vite

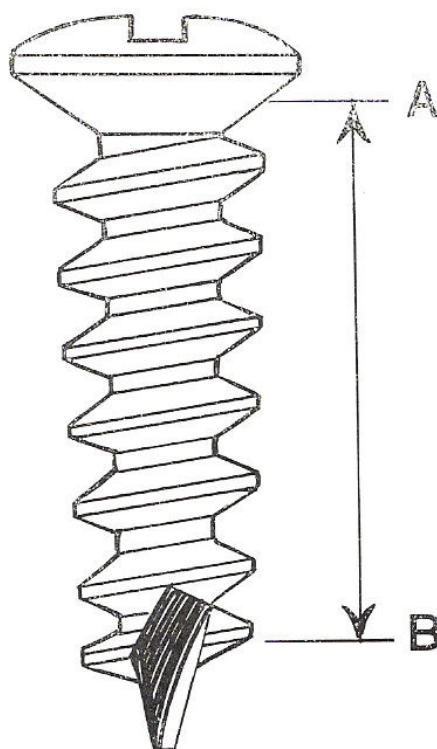


FIG. 4 - La vite, qui rappresentata schematicamente e ingrandita cinque volte, fa presa nell'osso solo con la parte A-B. Osservare il solco ad unghia che interessa la punta e l'anello ad essa contiguo.

lunga 15 mm si accenna ad uno strumento che agisce realmente per una profondità di 15 mm, non contando l'altezza della testa e della punta.

Un cenno particolare merita il problema della opportunità o meno di far presa con le viti sul tavolato osseo compatto interno della mandibola. PINI⁸⁶ preferisce impiegare sul mascellare inferiore viti lunghe 5 mm e con diametro pari a 1,5-2 mm, per evitare il rischio di ledere le strutture neurovascolari del canale mandibolare; TORRIELLI E MAIRO⁹⁷ ammettono invece che, interessando all'avvitamento anche lo strato compatto interno, si migliora la fissazione dello strumento senza eccessivi disturbi o pericoli. Noi siamo dello stesso parere e per rendere completo l'avvitamento spingiamo la punta della vite, che di per sé non ha presa, al di là del tavolato compatto profondo, e mai abbiamo dovuto lamentare disturbi particolari post-operatori o complicanze di sorta.

La tecnica più consigliabile per ottenere una corretta penetrazione di viti nel tessuto osseo compatto mandibolare contempla l'impiego di un punteruolo direzionale o di una sottile sgorbia che permette poi di creare in profondità un foro su cui la vite farà presa. Questo accorgimento è dettato dalla particolare durezza del tessuto osseo compatto, che può essere

paragonato ad un legno duro dove, facendo penetrare un chiodo, si ottengono facilmente fissurazioni in direzione longitudinale (BENNINGHOFF¹²). L'osso spugnoso ha invece caratteristiche di resistenza simili a quelle del legno dolce: una vite vi può penetrare senza che si crei una larga fissurazione; si ha infatti una rottura limitata di tessuti che, in tal modo, comprimono efficacemente lo strumento, inibendone la mobilitazione. Non si sono notate significative diversità di ritenzione delle viti nel tessuto spugnoso col cambiare delle caratteristiche del pane della vite, anche quando si fa superare alla testa di vite lo strato osseo compatto superficiale, facendo così presa solo nella spongiosa⁷⁰. In tali condizioni è sempre da temersi una distruzione della desiderata impanatura ossea (PETERSON⁸⁴).

Particolare attenzione deve essere posta nel non affondare eccessivamente una vite quando la faccia profonda della testa non sia piatta ma conoide; in tale caso infatti i danni che essa procura sull'osso compatto sono notevoli. Occorre fare attenzione inoltre nell'immettere la vite esattamente secondo l'asse del foro creato dal punteruolo. Un inserimento obliquo provocherebbe infatti una migrazione laterale rispetto all'asse del foro già tracciato, con danno all'impanatura ossea e con una disuguale distribuzione della pressione esercitata dalla filettatura; la testa della vite determinerebbe inoltre una lesione dell'orifizio del foro sulla compatta superficiale.

Generalmente, come abbiamo già detto, la preparazione del foro per la successiva impanatura della vite viene eseguita con un punteruolo di calibro inferiore a quello della vite che deve essere impiantata; la preparazione viene completata dal passaggio di una fresa da osso con le caratteristiche precedentemente descritte. Da parte nostra preferiamo dirigere la fresa mediante apposito trokar. Il THOMA usa una fresa chirurgica di Henahan. Frese a rosetta sono impiegate invece da TORRIELLI e MAIRO e da PINI; quest'ultimo A. usa anche frese a fessura. Noi sconsigliamo le frese a rosetta in quanto, desiderando arrivare con l'avvitamento sul tavolato compatto profondo, con tale tipo di fresa è facile perdere in profondità la capacità a mantenere rettilineo il foro.

Tutti gli strumenti descritti dovrebbero essere costruiti con leghe o metalli idonei: così si usano frese in acciaio inossidabile 420 AISI dovendo impiantare viti in 316 o al titanio; mentre si impiegheranno frese in lega al cobalto quando il successivo impianto sarà in cobalto-cromo-molibdeno o in cobalto-cromo-nichel-tungsteno. Viti in tali leghe al cobalto devono essere impiantate con cacciaviti costituiti da cobalto-cromo-molibdeno o da leghe al tungsteno (LAING^{58 59}, LAING e Coll.^{60 61}); viti al titanio o in 317 saranno invece trattate con cacciaviti in 420 AISI.

Un cenno a parte meritano le viti impiegate a sostegno di strutture esterne, extra-cutanee. Si tratta di viti che vengono impiantate a monte e a valle di una frattura mandibolare e che, una volta raggiunta chirur-

gicamente la riduzione dei monconi in giusta posizione, servono alla contenzione associandole rigidamente ad una struttura extra-cutanea. Si tratta delle apparecchiature tipo Rogers-Anderson, Ginestet e simili.

Noi abbiamo preparato un'apparecchiatura simile a quella di FRAC-SURE o di GINESTET, aumentando notevolmente la solidità della struttura esterna all'altezza dei vari morsetti (fig. 5). Tale apparecchiatura è stata

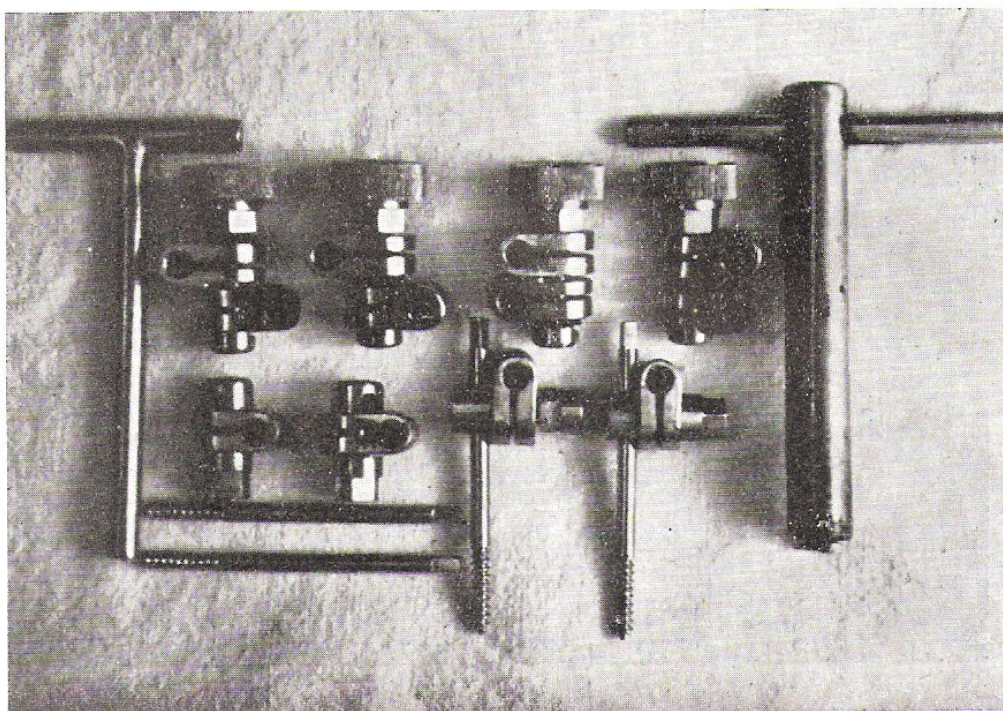


FIG. 5 - Apparecchiatura per contenzione di monconi di fratture mandibolari a cielo coperto. Simile a quella di Ginestet o di Frac-Sure, è stata da noi modificata per aumentare la forza dei morsetti esterni. È interamente costruita (come anche gli strumenti per avvitare e per stringere i morsetti) in acciaio inossidabile 18/8 S-Mo.

costruita completamente in acciaio inossidabile 18/8 S-Mo, compresi gli strumenti per l'avvitamento e per l'immobilizzazione dei morsetti. Però queste viti in rapporto con l'ambiente esterno, pur nell'osservanza di una rigida asepsi nell'applicazione e nelle medicazioni e di una adeguata terapia antibiotica, non è raro che favoriscano attorno ad esse, dopo un certo numero di giorni dall'applicazione, piccoli focolai osteitici.

L'apparecchiatura, sempre sopportata dai pazienti con molta disinvoltura e senza dolori (fig. 6), incomincia così ad avere quella « mobilità



FIG. 6 - Apparecchiatura di contenzione esterna in siu: è sopportata dall'infortunato senza disturbi soggettivi. L'esame radiografico, di cui alla Fig. 7, mette però in evidenza focolai di osteite.

stabile » di cui tanto ottimisticamente si è parlato trattando degli impianti alloplastici intraossei a scopo odontoprotesico ^{29 30}. A questo punto l'apparecchiatura non è più in grado di svolgere il suo compito contentivo e deve essere asportata; quando però ciò avviene, quasi sempre il focolaio di frattura è già andato incontro a guarigione.

Placche.

Le placche vengono impiegate, come tutte le osteosintesi metalliche, quando si è nella impossibilità di applicare un bloccaggio intermascellare mediante uso di ferule ad appoggio dentale. Tali circostanze si realizzano

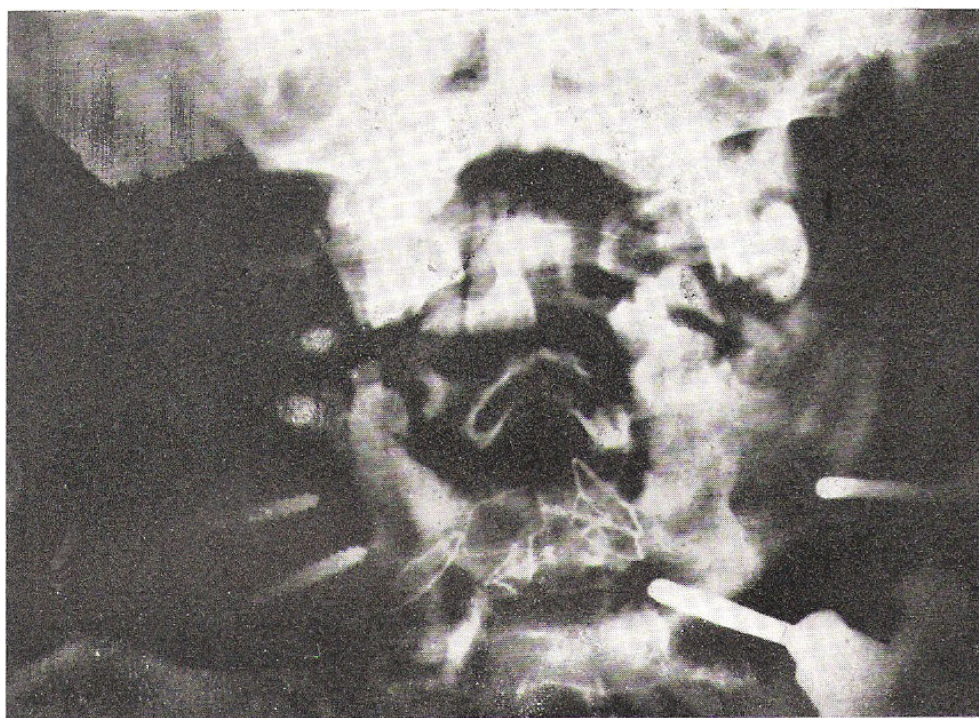


FIG. 7 - Si notano focolai di osteolisi grave intorno alle viti infisse nella emimandibola sinistra.

per una deficienza quantitativa o qualitativa dei denti presenti sulle arcate, o a causa di particolari stati morbosi del fratturato: cardiopatie, asma, malattie nervose, etc.

Taluni AA.^{86 97} hanno auspicato un più largo uso di queste osteosintesi metalliche. Dal punto di vista biologico una placca avvitata porta solo un piccolo disturbo alla circolazione sanguigna locale, con scarsa demolizione di tessuto osseo e non determina significativi ritardi nella guarigione. La resistenza da essa offerta non è però tale da permettere al paziente di riprendere una normale attività masticatoria prima che si sia formato il callo osseo. Diversamente da PINI e da TORRIELLI e MAIRO i quali affermano che l'operato possa subito riprendere l'attività masticatoria, in accordo con il THOMA riteniamo opportuno e utile favorire nel periodo post-operatorio il riposo funzionale della parte lesa mediante un bendaggio anche gessato e una rigida autodisciplina da parte del paziente.

La rimozione della placca può essere eseguita dopo 3-4 mesi od anche prima, al 25° giorno dall'intervento, previo esame radiografico di controllo. PINI, in accordo con AUBRY e FREIDEL, ritiene che basta questo periodo a

conferire al callo una sufficiente robustezza, sempre che la revisione intraoperatoria del focolaio di frattura sia stata eseguita accuratamente e l'affrontamento dei monconi sia stato perfetto. Se i materiali impiegati sono stati idonei la placchetta con viti può senza danno essere lasciata in situ anche per molto tempo. Bimetallismo o fenomeni di corrosione obbligano ad una rimozione la più precoce possibile. Talvolta l'allontanamento della placca è stato dettato da segni di sofferenza del fascio vascolo-nervoso del canale mandibolare anche quando il fascio stesso non era stato maltrattato nell'applicazione della placca o direttamente lesionato nell'approfondimento delle viti.

Le placchette, generalmente di vitallium o di acciaio inossidabile, sono di forma rettangolare con dimensioni varie; il loro spessore si aggira tra 0,9 e 1,2 mm (PINI) e presentano solitamente fori per quattro viti. Nella mandibola le viti vanno infisse al di sotto del canale per non ledere il fascio nerveo-vascolare.

La placca deve essere applicata in posizione iuxta-ossea, al di sotto del periostio, che viene pertanto scollato e sollevato a monte e a valle della rima di frattura e in modo da creare un lembo regolare a U rovesciato che potrà

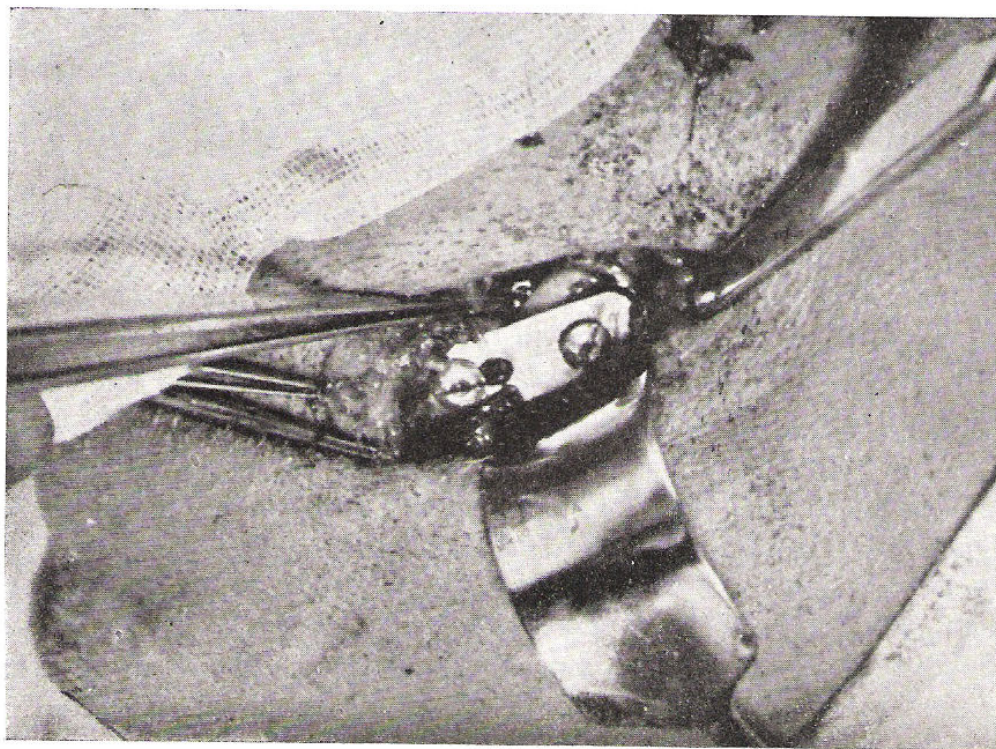


FIG. 8 - Le dimensioni della placchetta ed anche il numero delle viti possono variare a seconda delle caratteristiche della frattura.

poi ricoprire la placchetta fissata sull'osso e permettere una ripresa immediata del flusso vasale zonale al di sopra ed ai lati dell'impianto. Purtroppo in pratica, raramente si riesce a ricavare questa regolarità di lembo, specie se i monconi si erano spostati lacerando il piano periosteo-muscolare.

PETERSON ⁸⁴ consiglia di impiegare placche curve ai bordi, in modo da aumentarne l'aderenza e la pressione sull'osso e da diminuire la fatica delle viti. Molti operatori usano poi piegare le placchette in modo da meglio adattarle alla superficie ossea; spesso ciò è inevitabile, ma a nostro modo di vedere è opportuno limitare al massimo tali manovre. All'altezza delle piegature infatti si determina una forte alterazione della struttura cristallina del metallo, con eventuali successive corrosioni e rotture dell'impianto; meglio quindi affidarsi ad una vasta riserva di piastre, di varie misure e disegno. Comunque, se necessaria, appare opportuno eseguire la piegatura dolcemente senza angolature brusche impiegando pinze rivestite di gomma o di plastica.

Quando, attraverso i fori della placchetta, si immette nell'osso il punteruolo-guida od una fresa per preparare il letto alla vite, è conveniente tenere ben immobilizzata la lastra metallica per evitare lesioni o transfer metallici sulla placca stessa.

GLI IMPIANTI METALLICI: INSUCCESSI

Le cause che possono portare ad un insuccesso, cioè alla necessità di asportare un impianto metallico dall'organismo ospite sono molteplici. Già a lungo abbiamo parlato dell'affaticamento di un impianto: è da ricordare però come questo fenomeno in sede maxillo-faciale si determini piuttosto raramente, al contrario di quanto avviene per impianti agli arti inferiori. Notevolmente intense sono infatti le forze che agiscono in questo settore, sollecitando le strutture impiantate.

L'elettrolisi invece può determinare, anche in sede maxillo-faciale, uno stato di sofferenza tissutale che, oltre a rendersi evidente radiologicamente attraverso segni talvolta cospicui di osteolisi e osteoporosi — o più raramente attraverso un alone sclerotico —, obbliga ad asportare il metallo impiantato in quanto il paziente accusa un dolore locale vago, ma persistente, dovuto a danneggiamento di terminazioni nervose zonali. Talvolta la sintomatologia dolorosa può interessare invece un nervo in toto, come avviene nella mandibola per la terza branca del trigemino in seguito a compromissione del canale mandibolare e del tronco nervoso in esso contenuto.

Questi fenomeni tissutali da elettrolisi si hanno quasi sempre intorno alle viti che ancorano le placchette. Essi sono dovuti ad un bimetallismo esistente tra le due parti dell'impianto e, più raramente, a fenomeni di trans-

fer, di seminamento metallico da scalpelli o, ancora, a presenza di frammenti di ossivore o di frese usate nella preparazione dei fori per le viti.

Un insuccesso può essere causato anche da una inadeguata immobilizzazione post-operatoria, con precoce entrata in sottosforzo delle viti, dei fili, etc.

Anche l'intervento operatorio per l'impianto può di per sé dar luogo ad un susseguente insuccesso favorendo una necrosi del tessuto osseo. Questa necrosi è causata da una vascolarizzazione locale deficiente prodotta da uno scollamento eccessivo dei tessuti molli sovrastanti o da una deficitaria vitalità del lembo periosteale sovrastante l'impianto. Non per nulla già molti anni or sono, HESCHEM e GERLACH parlavano di « malattia metallica del callo » per indicare quei ritardi di consolidamento e quei fenomeni, più o meno cospicui, di osteite rarefacente o di osteoporosi intorno al materiale impiantato.

Altra causa di insuccesso che in passato ha ampiamente dominato la patologia degli impianti metallici, è costituita dalle complicanze settiche che possono seguire ad un intervento praticato senza adeguata protezione del campo operatorio. Quando sopraggiungono tali complicanze s'impone l'allontanamento dell'impianto non risultando di alcuna utilità la somministrazione locale o generale di farmaci; infatti, se sulla superficie di contatto tra metallo e tessuto osseo si instaura una flogosi, questa non avrà alcuna possibilità di miglioramento fino a quando il corpo estraneo non verrà rimosso. Ciò è legato anche ad un processo di corrosione del metallo che inizia, o si incrementa se già iniziato, per quelle variazioni del biochimismo tissutale (ossigenazione, pH, potenziale ossido-riduttivo, etc.) che si determinano nell'infiammazione.

RIASSUNTO

L'A. descrive i materiali più comunemente impiegati per eseguire impianti metallici nel corpo umano con particolare riguardo al settore maxillo-facciale. Di tali materiali sono stati illustrati la composizione, i pregi, i difetti. Con attenzione sono stati descritti e spiegati i due fenomeni che maggiormente condizionano il successo di un impianto metallico: l'affaticamento e l'elettrolisi, fenomeni che in pratica non possono essere evitati in modo completo.

Attualmente però non si è in grado di spiegare l'estrema variabilità di reazione da parte dei tessuti che circondano gli impianti eseguiti con identici materiali e con uguali metodiche. L'età, il sesso, l'abito costituzionale, lo stato di salute possono entrare in gioco per modificare questa reattività sancendo o meno il successo dell'impianto.

Sono indicate inoltre le metodiche più idonee a garantire un esito positivo ad un impianto di fili, aghi, viti e placchette metalliche in sede maxillo-facciale. A questo proposito viene illustrata una personale modifica dell'apparecchiatura esterna di Frac-Sure che è stata interamente costruita in acciaio 48/8S-Mo.

Dopo aver documentato alcuni casi di osteosintesi l'A. conclude passando in rassegna le varie cause di insuccesso susseguente ad interventi operatori con applicazione di impianti metallici.

R É S U M É

L'Auteur décrit les matériaux le plus communément employés pour exécuter des implants métalliques dans le corps humain avec un égard particulier au secteur maxillo-facial. De ces matériaux on a illustré la composition, les qualités, les défauts. On a décrit et expliqué avec attention les deux phénomènes qui conditionnent davantage le succès d'un implant métallique: la fatigue et l'électrolyse, phénomènes qui dans la pratique ne peuvent être évités d'une manière complète.

Actuellement toutefois on n'est pas à même d'expliquer l'extrême variabilité de réaction de la part des tissus qui entourent les implants exécutés avec des matériaux identiques et avec des méthodes analogues. L'âge, le sexe, l'habitus constitutionnel, l'état de santé peuvent entrer en jeu pour modifier cette réactivité en sanctionnant ou moins le succès de l'implant.

On a indiqué en outre les méthodes les plus aptes à garantir une issue positive à une implant de fils, aiguilles, vis et plaquettes métalliques en siège maxillo-facial. À ce propos on illustre une modification personnelle de l'implant externe de Frac-Sure qui a été entièrement construit en acier 18/8S-Mo.

Après avoir documenté quelques cas d'ostéo-synthèse, l'Auteur conclut en passant en revue les différentes causes d'insuccès subséquent à des interventions opératoires avec application d'implants métalliques.

S U M M A R Y

The Author describes the most common materials used for metallic installation in the human body with particular care to the sector maxillo-facial. Of such materials have been illustrated the compositions, its value and defect. With great care have been described and explained the two phenomena which condition mostly the success of the metallic installation: fatiguing and electrolisis, phenomena which in practice cannot be avoid in a complete way.

Presently we are not in the position to explain the extreme variability of rection of the part of tissues which surround the installation done with same materials and methods. The age, sex, constitution, state of health can enterfere in order to change this reactivity showing more or less the success of the installation.

Have also been indicated the methods more fit ot guarantee a positive result to an installation of threads, needles, metallic screws and plaques in maxillo-facial place. About this it is illustrated a personal change of the outside implement of Frac-Sure which has completely made in steel 18/8S-Mo.

After having noticed some cases of osteosynthesis the Author concludes reviewing the various causes of non success following operations with application of metallic installation.

Z U S A M M E N F A S S U N G

Der Verfasser beschreibt die häufigst angewandten Materialien, um metallene Implantationen im menschlichen Körper auszuführen, mit besonderer Bezugnahme auf den Gesichtsmaxillo Sektor. Von diesen Materialien wurden die Zusammenstellung, die Vorzüge, die Nachteile illustriert. Mit besonderer Aufmerksamkeit wurden die Phänomene beschrieben und erklärt, welche hauptsächlich den Erfolg von metallenen Implantationen bedingen: die Ueberanstrengung und die Elektrolyse, Phänomene welche nicht in kompletter Art und Weise vermieden werden können.

Derzeit ist man jedoch noch nicht in der Lage die extreme Variabilität der Reaktion

seitens der Gewebe, welche die ausgeführten Implantationen mit identischen Materialien und gleichen Methoden umgeben, zu erklären. Das Alter, das Geschlecht, die Gewohnheiten, der Gesundheitszustand können dabei eine grosse Rolle spielen, um diese Reaktivität zu modifizieren und somit den Erfolg oder Misserfolg der Implantation festzusetzen.

Es wurden ausserdem die geeignetsten Methoden angezeigt, um ein positives Ergebnis einer Implantation von Drähten, Nägel, Nadeln, Schrauben und Metallplättchen auf dem Gesichts maxillo Gebiet zu garantieren. Zu diesem Zweck wird eine persönliche Abänderung des äusseren Apparates von Frac-Sure illustriert, welcher vollkommen in Stahl 18/8S-Mo konstruiert wurde.

Nachdem einige Fälle von Osteosynthesei besprochen wurden, schliesst der Verfasser mit der Aufzählung der verschiedenen Gründe des Misserfolges, welche Operationen folgten mit Anwendung von metallenen Implantationen.

BIBLIOGRAFIA

- 1 ALBANESE V.A., *Valutazione clinico-radiologica sugli impianti endoossei eseguiti con metodo personale*. R.I.S., 19, 1159, 1964.
- 2 ARCHER W.H., *A manual of oral surgery*. Saunders Editore, Philadelphia, 1956.
- 3 AUBRY M., DREIDEL C., *Chirurgie de la face et de la région maxillo-faciale. Indications et procédés opératoires*. Masson, Paris, 1942.
- 4 AUFRANC O.E., *Constructive hip surgery with the vitallium mold*. J. Bone & Joint Surg., 39 A, 237, 1957.
- 5 BADGER F.S. Jr., KROFF F.C. Jr., *Cobalt-base and nickel-base alloys for ultra high temperatures*. Metall Progress, 52, 294, 1957.
- 6 BAILEY O.T., INGRAHAM F.D., WEADON P.S., SUSEN A.F., *Tissue reaction to powdered tantalum in the central nervous system*. J. Neurosurg., 9, 83, 1952.
- 7 BAIN E.C., *Some fundamental characteristics of stainless steel*. Chem. & Ind. (London), 51, 685, 1952.
- 8 BAIN E.C., *Functions of the Alloying Elements in Steel*. Cleveland, 1963.
- 9 BARATIERI A., CONTINOLO C., *Gli impianti iuxta-ossei*. Rass. Trim. Odont., 39, 566, 1958.
- 10 BECHTOL C.O., *Engineering Principles Applied to Orthopedic Surgery. Proceeding Instructional Courses*. A.A.O.S., vol. IX, p. 257, Edwards Publishing Co., Ann. Arbor. Michigan, 1962.
- 11 BENAGIANO L., *Il problema biologico negli impianti alloplastici*. Ann. Stom., 8, 465, 1959.
- 12 BENNINGHOFF K., *Spaltlinien am Knochen, eine Methode zur Ermittlung der Architektur Krocher*. Anat., Anziger, 21, 189, 1925.
- 13 BLUNT J.W. Jr., HUDACK S.S., MURRAY C.R., *Metals and Plastics in Orthopedic Surgery and General Surgery*. Clinical Congress American College of Surgeons, September 1952, New York.
- 14 BOWDEN F.P., TABOR D., *The friction and lubrication of solids*. Rev. Ed. Oxford University Press, London, 1964.
- 15 BOWDEN F.P., WILLIAMSON J.B.P., *Metallic transfer in engineering operations*. Engineering, 182, 619, 1966.
- 16 BOWDEN F.C., WILLIAMSON J.B.P., LAING P.G., *Metallic transfer in screwing and its significance in bone surgery*. Nature, 173, 520, 1954.
- 17 BOWDEN F.P., WILLIAMSON J.B.P., LAING P.G., *Clinical and metallurgical observation on the corrosion of stainless steel screws used in orthopedic surgery*. Nature, London, 173, 1186, 1954.
- 18 BOWDEN F.P., WILLIAMSON J.B.P., LAING P.G., *Significance of metallic transfer in orthopedic surgery*. Nature, 174, 834, 1954.

- 19 BOWDEN F.P., WILLIAMSON J.B.P., LAING P.G., *Metallic transfer in drilling and its significance in orthopedic surgery*. Nature, 176, 826, 1955.
- 20 BOWDEN F.P., WILLIAMSON J.B.P., LAING P.G., *The significance of metallic transfer in orthopedic surgery*. J. Bone & Joint Surg., 37B, 676, 1955.
- 21 BOWDEN F.P., WILLIAMSON J.B.P., LAING P.G., *Metallic corrosion in orthopedic surgery*. Lancet, 1, 1081, 1957.
- 22 BOWDEN F.P., WILLIAMSON J.B.P., LAING P.G., *Metallic transfer in screwing and bolting and its significance in bone surgery*. In Radioisotope Conference vol. 1, p. 112, Butterworth Scientific Publications London, 1964.
- 23 BRICK R.M., PHILLIPS A., *Structure and Properties of Alloys*, Mc Graw-Hill Book Company, New York, 1962.
- 24 BURKE G., *The corrosion of metals in tissues and introduction to tantalum*. Canad., M.A.J., 43, 125, 1960.
- 25 CAMPBELL E., MEIROWSKY A., HYDE G., *Studies on the use of metals in surgery: comparative fibroblast culture*. Ann. Surg., 114, 472, 1941.
- 26 CAPENER N., *Corrosion in metal used for internal fixation*. Lancet, 2, 1107, 1956.
- 27 CARTER W.H., HICKS J.H., *Recent history of corrosion in metal used for internal fixation*. Lancet, 2, 871, 1956.
- 28 CHARNLEY J., *The Closed Treatment of Common Fractures*. 2a Edizione, Williams & Wilkins Co., Baltimore, 1957.
- 29 CHERCHEVE M., *Impianti endo-ossei*. Ann. Odont.-Stom., 17, 149, 1960.
- 30 CHERCHEVE M., *Sistema personale di impianti endo-ossei*. R.I.S., 16, 388, 1961.
- 31 CLARK E.G., HICKMAN J., *An investigation into the correlation between the electrical potentials of metals and their behavior in biological fluids*. J. Bone & Joint Surg., 35, 467, 1953.
- 32 CONTINOLO C., *Controlli istopatologici relativi ad un impianto alloplastico parziale in tantalio non deiscienti a distanza di due anni dal suo inserimento*. Rass. Trim. Odont., 39, 523, 1958.
- 33 BBOER H.H., FAST J.D., *The influence of oxygen and nitrogen in the alpha-beta transition of zirconium*. Rec. Travaux Chem., Pays Bas, 55, 459, 1936.
- 34 DECHAUME M., *L'osteosintese au fil d'acier dans le traitement des fractures du maxillaire inférieur*. Rev. de Stomat., 54, 710, 1953.
- 35 DELITALA F., *Endoprotesi*. Cappelli, Bologna, 1960.
- 36 EVANS U.R., *Metallic Corrosion, Passivity and Protection*. Edward Arnold & Co., London, 1963.
- 37 EVANS F.G., PEDERSEN H.E., LISSNER H.R., *The role of tensile stress in the mechanism of femoral fractures*. J. Bone & Joint Surg., 33A, 485, 1951.
- 38 FINK C.G., SMATKO J.S., *Bone fixation and the corrosion resistance of stainless steels to the fluids of the human body*. J. Electrochem. Soc., 94, 271, 1948.
- 39 FRANKS R., BINDER W.O., BISHOP C.R., *The effect of molybdenum and columbium on the structures, physical properties and corrosion resistance of austenitic stainless steel*. Trans Am. Soc. Metals 29, 35, 1961.
- 40 GROVE H.J., GORDON S.A., JACKSON L.R., *Fatigue of Metals and Structures*. Bureau of Aeronautics, Department of Navy, 1964.
- 41 HAMPER C.A., *Rare Metals*. Handbook Reinhold Publishing Corp. N. Y. 1964.
- 42 HAND F.E., LYON W.F., *An improvement in the application of bone plates*. Am. Surg., 108, 1118, 1938.
- 43 HARWOOD J.J., *Corrosion*. American Society for Metals, Cleveland, 1963.
- 44 HAYNES E., *Stellite and stainless steel*. Proc Eng. Soc. West Pennsylvania 35, 367, 1950.
- 45 HAWKINS J., *Braided tantalum wire*. Lancet, 262, 949, 1952.
- 46 HEY-GROVES E.W., *An experimental study of the operative treatment of fractures*. Brit. J. Surg., 438, 501, 1913.

- 47 HUDACK S., *High chromium low nickel steel in the operative fixation of fractures*. Arch. Surg., 40, 867, 1940.
- 48 ICART, *Letter in response to the memorandum of Mr. Rujol*. J. med. Chir. et Pharm., Roux, 44, 169, 1775.
- 49 INMAN V.T., *Functional aspects of abductors*. J. Bone & Joint Surg., 29, 607, 1947.
- 50 INTERNATIONAL NIKEL CO., *Corrosion Resistance Properties of the Austenitic Chromium-Nickel Stainless Steels*. Nickel Alloy Steels, Section 7, foglio B, New York, 1964.
- 51 INTERNATIONAL NICKEL CO., *Corrosion in action*. Nickel Alloy Steels, Section 7, foglio C, New York, 1964.
- 52 JERGENSEN F.H., *Studies of various factors influencing internal fixation as a method of treatment of fractures of the long bones*. Report to National Research Council; December 1961, New York.
- 53 JERGENSEN F.H., *The use of titanium prosthetically in orthopedic surgery*. Rem-Cru Titanium Rev., 2, 6, 1965.
- 54 KEY J.A., *Stainless steel and vitallium in internal fixation of bone*. Arch. Surg., 40, 867, 1940. Arch. Surg., 43, 615, 1941.
- 55 KEY J.A., *Electrolytic absorption of bone due to use of stainless steels of different composition for internal fixation*. Surg. Gynec. & Obst., 82, 319, 1946.
- 56 KOONTZ A.R., KIMBERLY R.C., *Tissue reaction to tantalum mesh and wire*. Ann. Surg., 134, 666, 1950.
- 57 KUENTSCHER G.B.G., *The Kuntscher method of intramedullary fixation*. J. Bone & Joint Surg., 40 A, 570, 1958.
- 58 LAING P.G., *The influence of metallic foreign bodies on the inertness of vitallium screws*. Canad. Serv. M.J., 11, 787, 1955.
- 59 LAING P.G., *The significance of metallic transfer in the corrosion of orthopedic screws*. J. Bone & Joint Surg., 40 A, 853, 1958.
- 60 LAING P.G., FERGUSON A.B., HODGE E., *A spectrochemical determination of trace metals in normal striated muscle in the rabbit*. J. Bone & Joint Surg., 42 A, 120, 1960.
- 61 LAING P.G., VAUGHAN R.L., GREBNER M.A., *A radioisotopic investigation of the contamination of screws and tissues by screws drivers*. Canad. M.A. Journ., 65, 203, 1965.
- 62 LAMBOTTE A., *Les implants dans le traitement des fractures: techniques et indications*. Presse méd., 17, 321, 1909.
- 63 LANE W.A., *Some remarks on the treatment of fractures*. Brit. M. Journ., 1, 861, 1985.
- 64 LANE W.A., *The operative treatment of fractures*. Medical Publishing Company, London, 1914.
- 65 LAQUE F.L., *Behavior of metals and alloys in sea water*. In Corrosion Handbook p. 383 J. Wiley & Sons, New York, 1958.
- 66 LEHMANS J., *Protheses sur implants endo-osseux et sur piliers naturels*. Prothese verrouillee, p. 122, fig. 88. Ed. Maloine, Paris, 1962.
- 67 LEHMANS J., *Risultati ottenuti in due anni di sperimentazione con l'impianto ad arco*. R.I.S., 16, 409, 1961.
- 68 LEVENTHAL G.S., *Titanium, a metal for surgery*. J. Bone & Joint Surg., 33 A, 473, 1951.
- 69 LEVENTHAL G.S., *Titanium for femoral head prosthesis*. Am. J. Surg., 94, 735, 1957.
- 70 LYON W.F., COCHRAN J.R., SMITH L., *Actual holding power of various screws in bone*. Ann. Surg., 114, 376, 1941.
- 71 LINDSAY M.H., HOWES E.L., *The breaking strength of healing fractures*. J. Bone & Joint Surg., 3, 491, 1931.
- 72 LO BIANCO F., *Gli impianti endoossei per via transradicale*. R.I.S., 20, 1162, 1965.
- 73 MACCAFERRI G., *Ostéosynthèse métallique à la mandibule*. Rev. de Stomat., 6, 309, 1933.

- 74 MARZIALI L., *Impianto di una vite in tantalio per consolidamento di radice fratturata*. R.I.S., 20, 209, 1965.
- 75 MARTZ C.D., *Stress tolerance of bone an metal*. J. Bone & Jint Surg., 38 A, 827, 1956.
- 76 MASMONTTELL F., *The tolerance of bone for metalliu foreign bodies*. Presse méd., 43, 1915, 1935.
- 77 MC BRIDE E.D., *Absorbable metal in bone surgery*. J.A.M.A., 111, 2464, 1938.
- 78 MIROWSKY A.M., HAZOURI L.A., GREENER D.T., *Epidurhl grnhulomhth in presence of thn-thlum plhtes*. J. Neurosurg., 7, 485, 1950.
- 79 PPPENHEIMER B.S., OPPENHEIMER E.T., DANISHEFSKY I., STOUT A.P., *Further studies of polymere hs chrcinogenic agents in animals*. Cancer Res., 15, 333, 1955.
- 80 OPPENHEIMER B.S., OPPENHEIMER E.T., DANISHEFSKY I., STOUT A.P., *Carcinogenic effect of metals in rodents*. Cancer Res., 16, 439, 1956.
- 81 ORSOS E., *The current generated by bone suture*. Zeutralbl. Chir., 56, 1114, 1925.
- 82 PASQUALINI U., *Reperti anatomopatologici e deduzioni clinico-chirurgiche di 91 impianti alloplastici in 28 animali da esperimento*. R.I.S., 18, 3, 1962-1963.
- 83 PERRON C., *Gli impianti endoossei con la vite di Formiggini*. R.I.S., 16, 401, 1961.
- 84 PETERSON L.T., *Fixation of bones for plates, screws*. J. Bone & Joint Surg., 29, 335, 1947.
- 85 PETERSON L.T., *Principles of internal fixation with plates and screws*. Arch. Surg., 64, 345, 1952.
- 86 PINI C.E., *Le osteosintesi mediante placchette metalliche nelle fratture della mandibola*. Min. Stom., 8, 105, 1959.
- 86 RAUDEBAUGH R.J., *Nonferrous Physical Metallurgy*. Pitman & Sons, London, 1964.
- 87 ROBERTSON W.D., *Stress Corrosion Cracking and Embrittlement*. John Wiley and Sons, New York, 1962.
- 88 ROBERTSON A.H., STEVENS W.W., *Zirconium, once a rare metal, it is now ready for commercial use*. Modern Metals, 6, 36, 1965.
- 89 ROCCIA B., *La terapia nelle fratture dei mascellari*. Min. Med., 44, 45, 1944.
- 90 ROCCIA B., MACCAFERRI G., *Conquiste e moderni orientamenti della chirurgia maxillo-facciale*. Min. Stom., 7, 91, 1958.
- 91 RUDORFF D.E., *Nas an alloying Element in Gr-Ni Steels*. Metal Progress, 60, 68, 1965.
- 92 SACCHETTI L., *Ricerche istopatologiche su cani come apporto scientifico allo studio degli impianti*. Ann. Stom., 7, 687, 1958.
- 93 SHAW E.N., SCALES J.T., in *Radioisotope Conference Vol. 1*, p. 122, 1964, Butterworth Scientific Publications, London.
- 94 SHELBY W.B., HURLEY H.J., *The allergic origin of zirconium deodorant granuloma*. Brit. J. Dermat., 70, 75, 1958.
- 95 SHERMAN W.D., *Vanadium steel plates and screws*. Sur. Gynec. & Obst., 14, 629, 1912.
- 96 SOTO-HALL R., MC CLOY N., *Cause and treatment of angulation of intramedullary nails*. In Clinical Orthopeedics n. 2, p. 66, J.B. Lippincott CO., Philadelphia, 1953.
- 97 TORRIELLI F., MAIRO F., *Le osteosintesi mandibolari a placchetta metallica*. R.I.S., 17, 977, 1962.
- 98 UHLIG H.H., *The pitting of stainless steel*. Trans. Am. Inst. Mech. Eng. 140, 387, 1964.
- 99 VENABLE C.S., STUCK W.G., *The internal fixation of fractures*. 111a Ediz., C. Thomas, Springfield 111, 1963.
- 100 VENABLE C.S., STUCK W.P., BEACH A., *The effect on bone of the presence of metals. Study based on electrolysis*. Ann. Surg., 105, 997, 1937.
- 101 WAKAMATSU W., *Fundamental studies of the use of titanium in orthopedic surgery*. Proceedings Japanese Society of Orthopedic Surgery. J. Bone & Joint Surg., 37 A, 1294, 1955.
- 102 WEISERT E.D., *High Alloys to combat corrosion*. Corrosion Handbook, J. Wiley & Sons, New York, 1958.
- 103 WORMER H.W., *Some of the less known metals in Australia*. Australian Engineer, 36, 2, 1962.

-
- 104 WYCHE E.H., *Corrosion in crevices*. Trans, Electrochem, Soc., 89, 149, 1964.
- 105 ZAPFFE C.A., *Humane body fluids affect stainlees steel*. Metal Progress, 6, 95, 1965.
- 106 ZEROSI C., BARATIERI A., *Visione panoramica dei reparti istopatologici di tessuti sottoposti ad impianti iuxta-ossei*. Atti del 11^o Simposio Internazionale sugli Impianti Alloplastici, Napoli, 1958.
- 107 ZIEROLD A.A., *Reaction of bone to various metals*. Arch. Surg., 9, 365, 1924.
- 108 ZMESKAL O., *Electrolytic polisaing of stainless steel and other metals*. Metal Progress, 47, 729, 1954.