

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
Departamento de Historia de la Medicina



TESIS DOCTORAL

Materiales implantables en la historia de la cirugía

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR

José María Vega del Barrio

DIRECTOR:

Agustín Albarracín Teulón

Madrid, 2015

José María Vega del Barrio

TP
1981

145



* 5 3 0 9 8 5 6 2 0 0 *
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE

X-33-066786-9

MATERIALES IMPLANTABLES EN LA HISTORIA DE LA CIRUGIA

Departamento de Historia de la Medicina
Facultad de Medicina
Universidad Complutense de Madrid
1981



BIBLIOTECA

© José María Vega del Barrio
Edita e imprime la Editorial de la Universidad
Complutense de Madrid. Servicio de Reprografía
Noviciado, 3 Madrid-8
Madrid, 1981
Xerox 9200 XB 480
Depósito Legal: M-17696-1981

**MATERIALES
ÍMPLANTABLES
EN LA
HISTORIA
DE LA
CIRUGÍA**

José M^a Vega del Barrio

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE
DE MADRID

FACULTAD DE
MEDICINA

M A T E R I A L E S I M P L A N T A B L E S
E N L A H I S T O R I A D E L A C I R U G I A

POR

JOSE MARIA VEGA DEL BARRIO.

TESIS PARA LA OBTENCION DEL GRADO DE DOCTOR .

Esta tesis ha sido dirigida por el
Dr. D. AGUSTIN ALBARRACIN TEULON,
Investigador científico del Instituto
"ARNAU DE VILANOVA" del C.S.I.C. y
Miembro del Departamento de Historia
de la Medicina de la Facultad de Me-
dicina de Madrid (PROF. DR. D. DIEGO
GRACIA GUILLEN).

(Madrid, Julio de 1.980).



DEDICATORIA

A la memoria de un protésico dental: mi padre (q. e. p. d.)

A mi esposa, médico-estomatólogo, como testimonio de respeto, admiración y cariño.

A mis hijos José María, Luis y Ana que en gran medida son también motores de ilusiones, afanes y proyectos.

ALGUNAS ERRATAS ADVERTIDAS

<u>Página</u>	<u>Línea</u>	<u>Dice</u>	<u>Debe decir</u>
55.....	14.....	Coltd.....	Co. Ltd.
87.....	15.....	La alusión al riesgo carcinognético no	
	⋮	se refiere al polietileno sino al poli-	
87.....	24.....	vinilo.	
101.....	19.....	Partes.....	Pertes
104.....	20.....	Zotas.....	Total
123.....	14.....	MARUBE.....	MURUBE
198.....	17.....	REISN.....	REIS
221.....	27.....	1592.....	1952
228.....	7	ofamitral.....	of a mitral

MATERIALES IMPLANTABLES EN LA HISTORIA DE LA CIRUGIA

José M^o Vega del Barrio.



C O N T E N I D O

	<u>página</u>
PROLOGO.....	1
INTRODUCCION.....	6
1.-HISTORIA DEL EMPLEO DE LOS MATERIALES ALOPLAS - TICOS EN CIRUGIA.....	27
1.1. <u>Metales</u>	30
1.1.1. Acero.....	35
1.1.2. Aleaciones cromo-cobalto.....	40
1.1.3. Aluminio.....	43
1.1.4. Amalgamas.....	44
1.1.5. Cinc.....	45
1.1.6. Cobre.....	45
1.1.7. Magnesio.....	46
1.1.8. Magnéticos.....	46
1.1.9. Niquel.....	47
1.1.10. Oro.....	48
1.1.11. Plata.....	50
1.1.12. Platino.....	51
1.1.13. Plomo.....	52
1.1.14. Radio.....	52
1.1.15. Tantalio.....	52
1.1.16. Titanio.....	54
1.2. <u>Plásticos</u>	61
1.2.1. Acido poliglicólico.....	64
1.2.2. Acrilatoamida.....	65
1.2.3. Acrílicos.....	65
1.2.4. Caucho.....	69
1.2.5. Celofán.....	75
1.2.6. Celuloide.....	76

	<u>página</u>
1.2.7. Cianocrilatos.....	78
1.2.8. Colodión.....	79
1.2.9. Fenol-formaldehido.....	80
1.2.10. Poliacetal.....	81
1.2.11. Poliamidas.....	81
1.2.12. Poli-HEMA.....	83
1.2.13. Poliésteres.....	83
1.2.14. Polietileno.....	85
1.2.15. Polipropileno.....	87
1.2.16. Politetrafluoretileno.....	88
1.2.17. Poliuretanos.....	89
1.2.18. Polivinilo.....	90
1.2.19. Polivinil-alcohol.....	91
1.2.20. PROPLAST.....	92
1.2.21. Resinas epoxi.....	92
1.2.22. Siliconas.....	93
<u>1.3.-Varios.....</u>	<u>108</u>
1.3.1. Catgut.....	109
1.3.2. Cera de Horsley.....	109
1.3.3. Cerámica y porcelana.....	110
1.3.4. Espuma de gelatina.....	111
1.3.5. G. B. H.....	112
1.3.6. Godiva.....	113
1.3.7. Gutapercha.....	114
1.3.8. Laminaria.....	115
1.3.9. Lino.....	116
1.3.10. Madera.....	117
1.3.11. Marfil.....	117
1.3.12. Parafina.....	118
1.3.13. Vidrio.....	120
<u>1.4.-Sinopsis de la primera parte.....</u>	<u>125</u>

2.-HISTORIA DE LA APLICACION DE LOS MATERIALES
ALOPLASTICOS EN LAS DIFERENTES ESPECIALIDA-
DES QUIRURGICAS..... 132

2.1. Técnicas quirúrgicas generales..... 132

2.1.1. Suturas y ligaduras..... 133

2.1.2. Adhesivos tisulares y cementos..... 139

2.1.3. Cateterismos, canulaciones y
sondajes..... 140

2.1.4. Hemostasia..... 142

2.1.5. Implantes para radiumterapia..... 143

2.2. Cirugía ortopédica y Traumatología..... 147

2.2.1. Operaciones sobre huesos..... 147

A/ Osteosíntesis..... 147

B/ Sustituciones óseas..... 151

C/ Muñones de amputación..... 152

2.2.2. Operaciones sobre articulaciones.... 153

A/ Hombro..... 154

B/ Codo..... 155

C/ Muñeca y mano..... 156

D/ Cadera..... 166

E/ Rodilla..... 174

F/ Pie..... 183

2.2.3. Operaciones sobre tendones y liga-
mentos..... 183

2.2.4. Sustituciones musculares..... 185

2.2.5. Fijaciones de la columna vertebral.. 186

2.3. Cirugía Cardiovascular..... 210

2.3.1. Prótesis valvulares..... 210

2.3.2. Marcapasos..... 215

2.3.3. Cateterismos cardiovasculares..... 224

2.3.4. Sustituciones vasculares..... 225

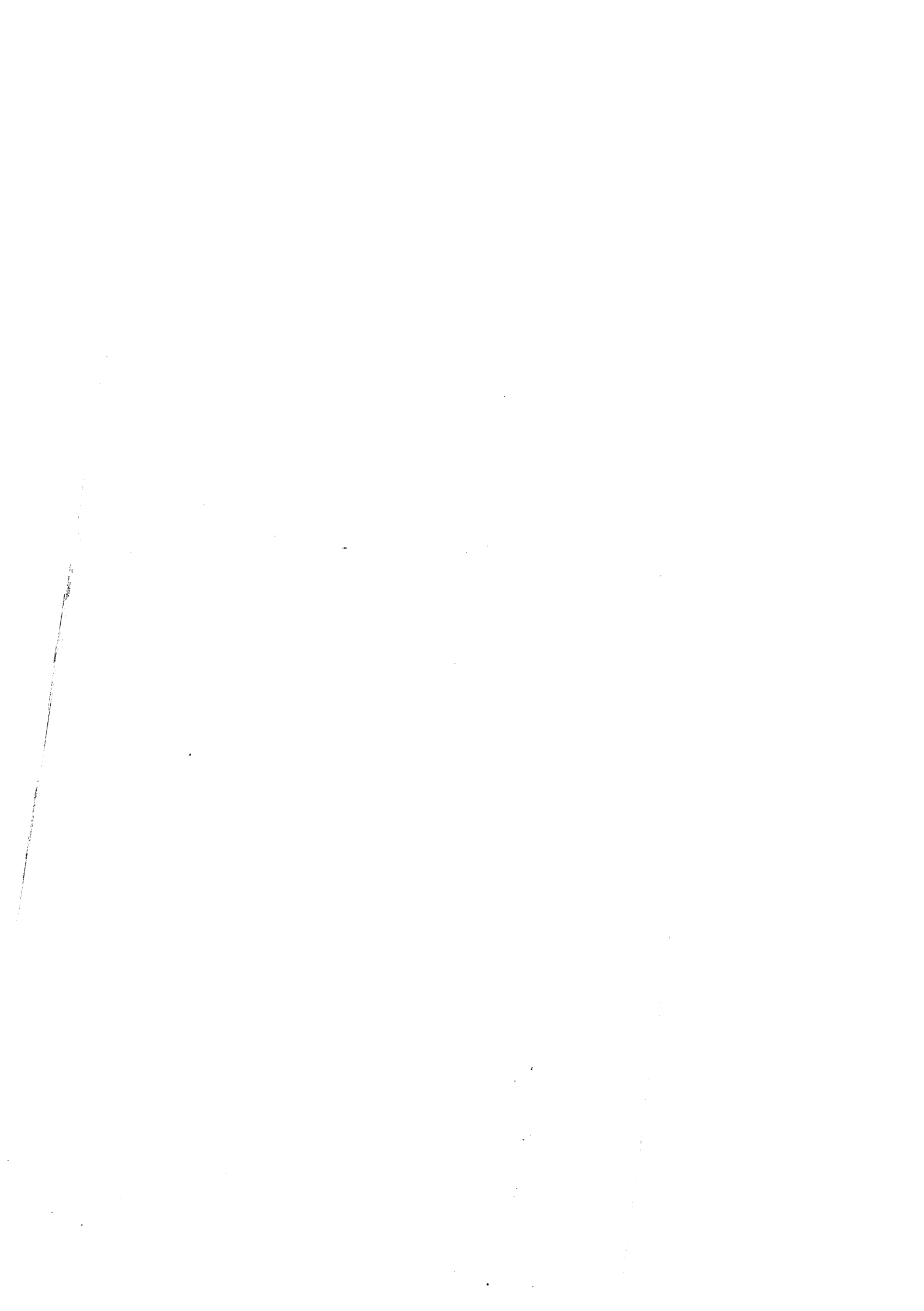
	<u>página</u>
2.4. <u>Neurocirugía</u>	234
2.4.1. Operaciones encaminadas a suprimir excesos de presión del LCR.....	234
2.4.2. Craneoplastias con materiales ar- tificiales.....	240
2.4.3. Intervenciones sobre nervios peri- féricos.....	243
2.4.4. Tratamiento de aneurismas intra- craneales.....	245
2.4.5. Hemostasia del diploe.....	246
2.4.6. Electroestimulación contra el dolor	246
2.5. <u>Cirugía plástica y Reparadora</u>	255
2.5.1. Intervenciones generales.....	257
2.5.2. Rinoplastia y mentoplastia.....	260
2.5.3. Otoplastia.....	261
2.5.4. Plastias mamarias.....	262
2.5.6. Tratamiento de la impotencia mas- culina de origen orgánico.....	264
2.5.7. Implantes testiculares.....	265
2.6. <u>Cirugía Oral y Maxilofacial. Estomatolo- gía</u>	270
2.6.1. Implantes que tienen por finalidad la conservación o reposición de dientes.....	272
A/ Implantes intraóseos internos.....	272
B/ Implantes intraóseos externos.....	274
C/ Implantes endodóncicos intraóseos.....	277
D/ Materiales de relleno en endodoncia....	277
E/ Obturación retrógrada en apicectomías..	282
F/ Implantes yuxtaóseos o subperiósticos..	284

	página
G/ Implantes magnéticos.....	284
2.6.2. Implantes que no persiguen la reposición o colocación de dientes.....	285
A/ Implantes con finalidad diagnóstica y cefalométrica.....	285
B/ Sustitución de resecciones óseas.....	286
C/ Inmovilización de fracturas.....	290
D/ Cirugía de la articulación temporoman- dibular con materiales implantables....	293
E/ Cirugía preprotésica.....	296
F/ Cierre de la comunicación oro-antral con materiales artificiales.....	298
2.7. <u>Cirugía Torácica</u>	308
2.7.1. Prótesis esofágicas.....	308
2.7.2. Prótesis traqueales.....	310
2.7.3. Materiales artificiales después de tora- coplastias y neumolisis.....	312
2.7.4. Membranas para intercambios gaseosos en circulación extracorpórea.....	313
2.8. <u>Oftalmología</u>	318
2.8.1. Implantes corneales.....	318
2.8.2. Implantes de cristalino.....	320
2.8.3. Cirugía del desprendimiento de retina.....	320
2.8.4. Reconstrucción y/o reopermeabilización de las vías lacrimales.....	321
2.8.5. Cirugía de los párpados.....	325
2.8.6. Intervenciones sobre las paredes orbita- rias.....	326
2.8.7. Implantes orbitarios magnéticos.....	327
2.9. <u>Otorrinolaringología</u>	336
2.9.1. Prótesis para el hueso estribo.....	336
2.9.2. Prótesis para el hueso yunque.....	337

	página
2.9.3. Reconstrucción completa de la cadena osicular.....	337
2.9.4. Drenaje transtimpánico.....	338
2.9.5. Cuerdas vocales.....	338
2.10. <u>Urología</u>	341
2.10.1. Prótesis para uréter.....	341
2.10.2. Prótesis para vejiga.....	342
2.10.3. Prótesis para uretra.....	342
2.10.4. Prótesis para el tratamiento de la in- continencia urinaria.....	342
2.11. <u>Ginecología y Esterilidad</u>	346
3. RESUMEN.....	348
4. CONCLUSIONES.....	351

oo00oo

PRÓLOGO.



● PROLOGO

Las razones para la realización del presente trabajo son fruto de una serie de circunstancias, que me tomo la libertad de exponer ahora, ya que parece obligado justificar un poco el por qué de este tema, el cómo de su realización y los medios y fuentes de que he dispuesto para su elaboración.

Aprobé la última asignatura del período de licenciatura de Medicina en Madrid, en Febrero de 1.966 y me matriculé en la Escuela de Estomatología. Que por qué me matriculé en Estomatología cuando en aquella época yo manifestaba un notorio interés por el campo de la Neurología es debido a razones particulares y a la vez comunes a otros compañeros y amigos. Mi padre era protésico dental, razón por la cual yo poseía algunos conocimientos sobre materiales, por otra parte él, fallecido dos años más tarde -me conoció como odontólogo, su gran ilusión, muy pocos meses- siempre me presionó para que hiciera la especialidad de Estomatología. Ejercí Neurología en un centro hospitalario de Madrid, de los de antigua usanza, durante casi dos años pero con nulo rendimiento económico (recuérdese década de los sesenta).

Terminé Estomatología e instalé un consultorio privado, en el que me ayuda mi esposa, también estomatólogo, como eficaz e inestimable colaboradora.

Sin embargo durante los primeros tiempos me preocupaba la idea del "puesto seguro". Tampoco me agradaba mantenerme aislado en el ambiente cerrado de una consulta privada. Un día llegó a mis manos un diario madrileño que llevaba inserto un anuncio impersonal, aséptico, según uso: "Importante laboratorio Internacional precisa Médico..." Escribí, a las pocas semanas una entrevista,

y sin otros preámbulos comencé a trabajar en el departamento médico de una importante Industria Farmacéutica repartida por todo el mundo. De esto hace 11 años. Poco tiempo después los avatares del complejo y complicado mundo financiero de las grandes industrias hicieron que dicho Laboratorio, que se dedicaba sólo a productos farmacéuticos, pasara a formar parte de un grupo internacional, más potente, que tenía muchas prótesis e implantes. Me nombraron director médico de esta sección y así tomé contacto de lleno con el mundo de los materiales aloplásticos. He asistido a muchos congresos sobre el tema, he leído muchas publicaciones especializadas e, incluso, he tomado contacto con algunas de las figuras más importantes que hoy día son estelares en este sector de la cirugía. He tratado a personas tan prestigiosas como Müller, Swanson y Cronin y he organizado o colaborado en la preparación de reuniones y conferencias sobre implantes. Por otro lado mi calidad de estomatólogo ya me había ligado con anterioridad al estudio de materiales, ya que su conocimiento entra a formar parte de las enseñanzas que se imparten en la Escuela de Estomatología.

Y así, con este bagage, un día de Noviembre de 1.974, en el Palacio de Congresos de Madrid, durante el descanso de cierto Symposium, un amigo neurocirujano me hizo ver la posibilidad de realizar una recopilación histórica de los materiales implantables en las diferentes especialidades quirúrgicas, y que tal vez yo dispusiera de datos suficientes. Me puse a buscar y, efectivamente, con auténtica sorpresa pude comprobar que tanto en casa como en la biblioteca del Laboratorio había suficiente para empezar una labor de búsqueda de cierta importancia. El resto ha sido relativamente sencillo, aunque largo. He escrito a otras varias firmas solicitando datos de aquello que no poseía o desconocía y puedo

decir que siempre he encontrado una eficaz y gentil colaboración. Por este motivo considero justo agradecer aquí toda la información y material bibliográfico facilitado por las firmas: DOW-LEPETIT, DOW-CORNING, USCI INTERNACIONAL INC., RHONEPOULENC (DEPT. GENIE MEDICAL), SHILEY, MEDTRONIC INC., KONTRON S.A., VITATRON MEDICAL, STIM TECH (STIMULATION TECHNOLOGY INC.), MEDGENERAL, SYNTHES HISPANIA S.A. y HOFFMAN-LA ROCHE.

El presente trabajo se ha dividido en dos partes: en la primera se hace una recopilación histórica de los diferentes materiales que se han utilizado o se utilizan como elementos implantables en clínica humana. Aparte de alguna alusión obligada se ha prescindido de lo puramente experimental en animales. La segunda parte está dedicada a las especialidades quirúrgicas que utilizan materiales artificiales (aloplastias) y a su perspectiva histórica. En ella se estudian los modelos más representativos para cada especialidad o superespecialidad quirúrgica, sus descubridores, creadores o introductores, así como las modificaciones más importantes realizadas por otros investigadores destacados, junto con los años y muy someras descripciones de sus aplicaciones o, al menos, alguna alusión a la fisiopatología y/o a la biomecánica concreta, en cada caso, sin entrar en detalles técnicos. Aunque hay repeticiones en la segunda parte, he considerado que no podían obviarse en razón a que cada material ha comenzado a utilizarse en las diversas especialidades en momentos diferentes.

Como aportación, pienso que lo que aquí se ordena y recoge es una parte inédita de la Historia de la Medicina -Historia de la Cirugía, más bien- que puede formar parte, con pleno derecho, del contexto general histórico, de la misma manera que lo forman el estudio de la Anatomía, la Fisiología, la Patología o la Farmacología.

La terapéutica, en general, es una ciencia a la vez antigua y moderna. La parte que aquí se contempla es una de las múltiples ramas de la terapéutica, muy reciente, sofisticada y tecnificada, pero que no se puede considerar menor, ni tampoco excesivamente joven, ya que si comparamos las fechas de los grandes descubrimientos de la farmacología, por ejemplo, se ve que marchan casi paralelas con las de las grandes aportaciones en el mundo de los implantes. Desde luego, en ambos casos, sólo se trata de retroceder unos cuarenta o cincuenta años, más o menos, desde el momento presente y aunque esto representa una pequeña porción de tiempo, no se puede hablar de juventud, con un criterio absoluto, para esta pequeña gran parcela de la cirugía, como tampoco se puede decir que la farmacología, entendida como ciencia actual, sea joven.

La bibliografía, algo extensa en algunas partes, se recoge al final de cada capítulo en forma de apartados separados para cada sección o división natural de un tema. He optado por este sistema porque me ha parecido más claro y rápido si se desea buscar algo con carácter monográfico, que no dar una larga y exhaustiva lista por orden alfabético. A lo largo del texto aparecen los números correspondientes a la notación bibliográfica que se recopila al final de cada tema. En algunos capítulos, además de la bibliografía citada en el texto, aparece una pequeña lista de bibliografía general o básica que me sirvió para la primera toma de contacto con el tema.

ADVERTENCIA : El autor del presente trabajo es consciente de la magnitud del tema escogido así como de la dispersión del mismo por la gran cantidad de materiales, dispositivos, técnicas, etc. y por el crecido número de intervenciones,

en muy distintas especialidades, en que pueden utilizarse materiales aloplásticos. Es muy posible que se cometan omisiones de cierta importancia en algún tema muy específico. Por ello pide disculpas y acepta, con sumo gusto, cualquier idea o aportación que sirva para completar el mismo.

INTRODUCCIÓN.

● INTRODUCCION

Antes de comenzar una panorámica histórica sobre los materiales que se han utilizado y utilizan para ser introducidas en el organismo humano, es necesario hacer algunas consideraciones especiales.

En primer lugar es justo tener presentes ciertos descubrimientos básicos realizados en el campo de la biología, en general, que han contribuído decisivamente al gran desarrollo que actualmente están alcanzando las técnicas de implantación de materiales. En este sentido parece obligado, una vez más, rendir homenaje a tres figuras de proyección universal en la historia de la medicina. Es indudable que Semmelweis (Austria, 1.816-1.865), Lister (Inglaterra, 1.827-1.912) y Pasteur (Francia, 1.822-1.895), representan jalones capitales, no sólo en el mundo de la cirugía en general, sino en el de los implantes protésicos en particular. Como es bien sabido, son dos las condiciones imprescindibles para que una intervención quirúrgica, en la que se introduce un material aloplástico en el organismo humano, sea un éxito:

- a) Ausencia de reactividad entre los tejidos y el material.
- b) Ausencia total de gérmenes en el campo operatorio.

La primera de estas condiciones sólo se consigue gracias al concienzudo y paciente trabajo de investigación en la búsqueda de nuevos materiales.

Sin embargo, es indudable que el conocimiento de la Microbiología, junto a las técnicas de asepsia y antisepsia, importantes en cualquier acto quirúrgico, han contribuído sin duda, más que otra cosa, a que la

cirugía protésica -mediante materiales extraños al organismo y de origen no biológico- pueda realizarse hoy con un porcentaje de éxitos francamente espectacular. Y no sólo esto, ya que la aparición de nuevas necesidades en este campo ha estimulado a muchos investigadores, la mayoría de las veces no profesionales de la medicina o de la cirugía (ingenieros, arquitectos, etc.), a crear o perfeccionar los sistemas de asepsia, dando paso a innovaciones de reciente incorporación, de los que se ha beneficiado la cirugía general (aire estéril en los quirófanos, aparatos de flujo laminar, nuevos materiales textiles para la confección de gorros, mascarillas, pijamas, etc., introducción de los utensilios llamados desechables tales como jeringas de un solo uso, ropa de quirófano de un solo uso, etc.).

Ya en la época inmediatamente anterior a Pasteur, Lister y Semmelweis existían materiales que "biológicamente" resultaban aptos para ser utilizados como aloplastias (oro, platino, etc.) pero es penoso comprobar cómo, en aquella época, el éxito era precisamente la excepción a pesar de los grandes esfuerzos que se realizaban, y todo por una causa inexorable: la infección postoperatoria.

Otro modesto homenaje que debe aquí rendirse, también, es hacia los descubridores y perfeccionadores de las técnicas de anestesia, ya que en cirugía protésica se trata de intervenciones generalmente largas, complejas, en las que sería inútil pensar sin la garantía de una perfecta, segura y duradera analgesia.

Antes de entrar de lleno en el tema objeto de este trabajo quisiera también hacer algunas reflexiones sobre algo que hoy ha cobrado carta de naturaleza en lugar destacado, dentro de las ciencias sociales: lo que se ha dado en llamar la comunicación.

Y me quiero referir, sobre todo, a la comunicación dentro de un sector muy específico y concreto; la Medicina y sus términos. De siempre ha sido proverbial que la terminología científica y técnica manejada por médicos y cirujanos parece un atributo "de clase", como un sello característico de una determinada parcela de la sociedad: la de los médicos. Algo parecido podría decirse de otras humanidades aunque actualmente, sin embargo, el fenómeno se ha generalizado a prácticamente todas las ramas del conocimiento de tal modo que ingeniería, arquitectura, sociología, economía, "marketing", administración, urbanismo, etc., disponen de "idiomas" propios y específicos que resultan, muchas veces, impenetrables hasta para los médicos, quienes hemos presumido durante muchas décadas de estar capacitados para entender, en un elevado porcentaje de casos, gran parte del lenguaje técnico. (Alguien dijo alguna vez que una ciencia es una lengua bien hecha). No obstante, y circunscribiéndonos al campo médico constituye un problema actual y creciente la continua aportación de nombres propios, con que de forma ininterrumpida se ve invadido nuestro campo, creando barreras a la comunicación antes aludida. Desde un punto de vista global, y sobre todo en la medicina europea, se rinde un excesivo tributo a las grandes figuras descubridoras o innovadoras de algo, sancionado con el uso de su apellido la entidad clínica descubierta, el signo descrito o el instrumento diseñado. Desde la perspectiva de la conducta humana esto puede tener dos explicaciones: una como un signo de respeto y homenaje de los dis-

cíbulos para con su maestro; otra, y desde el punto de vista de la persona individualizada, como una manifestación vanidosa del hombre que trata de perpetuar su nombre.

No cabe duda que nombres como Addison, Cushing, Parkinson, Babinsky, etc., representan algo muy importante en la Historia de la Medicina. Pero tampoco es menos cierto que, desde el punto de vista práctico, en la segunda mitad del siglo XX, existe una auténtica nube de nombres propios en la literatura médica que entorpece la visión clara de lo auténticamente importante: el conocimiento de los conceptos y de las ideas. Es por ello por lo que actualmente es ya fácil ver en los textos médico-quirúrgicos, sobre todo anglosajones, que se hable de "hipofunción corticosuprarrenal", "hiperfunción corticosuprarrenal", "síndromes extrapiramidales hipokinético-hipertónicos", "reflejo plantar", etc., que, lógicamente, definen con más exactitud lo que tratan de representar.

La perspectiva futura es desconsoladora. En el campo de la cirugía protésica, del que se va a tratar con extensión en este trabajo, aparecen cada día nuevas aportaciones. Las innovaciones e ideas originales son realmente pocas, pero las pequeñas modificaciones a los dispositivos creados son innumerables.

Para terminar, dos citas o referencias, que en cierto modo resumen todo lo anterior, a una obra que figura en la biblioteca de cualquier cirujano o médico: el Diccionario Médico Cardenal, clásico auxiliar de consulta. Una está recogida del prólogo a la primera edición y está firmada por el propio doctor Cardenal (1.918):

"El portentoso descubrimiento realizado durante estos últimos años en todas las ramas de las ciencias médicas, en particular en la serología, la fisiología, la

patología general y la medicina experimental, ha dado origen a un número extraordinario de voces nuevas que unidas a las ya existentes, antiquísimas algunas, y , otras exhumadas del profundo olvido en que yacían, y al sinnúmero de sinonimias que tanto realzan la erudición hoy común a la mayoría de autores, forman un conjunto no superado indudablemente por ninguna otra ciencia".

Vemos claramente una alusión a la "erudición hoy común a la mayoría de los autores" -esto se escribía en 1.918- pero lo que no sabemos es si bajo estas líneas se escondía una cierta dosis de ironía contra los médicos eruditos, en cierto modo semejante a la que animaba a algunos de nuestros clásicos del siglo XVIII contra los aficionados al latín y al barroquismo, o si por el contrario, el doctor Cardenal hacía un reconocimiento público a una moda que se consideraba común e, incluso, de "buen tono" en dicha época.

La segunda referencia corresponde al prólogo a la séptima edición de la mencionada obra (1.960), firmada por la casa editora, cuyo comienzo dice así:

"Las ciencias biológicas, y especialmente la medicina, evolucionan con tan asombrosa rapidez que el propósito de coleccionar en un diccionario terminológico su lexicografía sólo es válido a condición de someterlo a una continua revisión y una frecuente reedición".

Es lógico, y deseable, que continúe el progreso y evolución de las ciencias biológicas y, por consiguiente de la medicina; ello condiciona la servidumbre de haber de aprender nuevos conceptos y nuevos vocablos (p. ej. medicina nuclear, nuevos medicamentos, etc.) pero es deseable que no lleguen más nombres propios a nuestros textos. Como podrá verse más adelante no sólo no ha disminuido esta tendencia sino que ha aumentado en términos tales que me atre-

vería a calificar de absurda e innecesaria.

Y digo absurda porque en esta gran tela de araña constituida por una larga lista onomástica de creadores -los menos- e innovadores de dispositivos y prótesis, para ser implantados en un sin fin de órganos y tejidos, se esconde tal anarquía y barroquismo creativo que ya se ha percibido, en varias ocasiones, la necesidad urgente de una estandarización o normalización a nivel internacional. Hoy, tal como queda reflejado en un interesante artículo publicado en Tribuna Médica ^{II} puede ocurrir que una persona pase sus vacaciones en cierto país; en éste sufra un accidente y el cirujano le coloque, por ejemplo, una placa y unos tornillos de osteosíntesis para fijar y reducir una fractura. Pocos meses después otro colega, ya en el país de origen, habrá de retirar la placa y los tornillos correspondientes ¿Dispondrá éste último profesional del instrumental específico? ¿Conocerá los principios y técnicas de la primera intervención así como las características de los materiales utilizados?

El problema de la estandarización o normalización es muchísimo más complejo si se le contempla desde el punto de vista de la composición de los materiales utilizados (plásticos o aleaciones), la pureza de los mismos, qué límites de tolerancia deben establecerse para ciertos residuos peligrosos (arsénico, plomo, berilio, etc.). En algunos países ya existen Organismos encargados del estudio de los modernos materiales y de sus aplicaciones, así como de la emisión de normas, especificaciones o recomendaciones, usos, etc. Por ejemplo, en U.S.A. existe la "American Society for Testing Matherials" y en el Reino Unido la "British Standards Institution".

Algunas especialidades de la Medicina, como la Estomatología, disponen también de organismos específicos en

^{II}Tribuna Médica: "Normalización de Implantes para Cirugía"
11-1-74.

este sentido, conectados también con los anteriores. Tal es el caso de la FDI (Federación Dental Internacional) organismo que, por una parte, puede considerarse como una gran Sociedad Científica y, por otro, posee una sección ligada a la FDA americana (Food and Drug Administration) que emite periódicamente especificaciones para los diferentes materiales utilizados.

La industria está hoy íntimamente ligada al desarrollo de los nuevos materiales y de los nuevos implantes protésicos. Ello es natural y lógico dadas las características de los materiales, de donde resulta que los investigadores clínicos, en su mayoría, han de recurrir, como en el caso de la Farmacología, al apoyo, asesoramiento, y a, incluso, formar equipos conjuntos de trabajo con los técnicos de las grandes firmas.

En los inicios de la Implantología, el investigador aislado, el hombre genial, cuando tenía una idea, la desarrollaba con sus propios medios, ó los de un Hospital de su Universidad y quizás ayudado por un grupo pequeño de entusiasmados amigos ó colaboradores desinteresados.

Se acaban de exponer las dos imágenes típicas, y en cierta medida contrapuestas, de la primera época de los estudios experimentales, con el característico investigador de principios de siglo de cualquier disciplina -aislado, muchas veces incomprendido- y de la época actual, altamente sofisticada ó tecnificada, la de los modernos equipos de trabajo, con innumerables conexiones entre los centros hospitalarios y la industria privada.

No es el propósito de este trabajo entrar en discusión de cual de las situaciones es mejor, ni de polemizar sobre el viejo adagio de que "cualquier tiempo

pasado fué mejor". Lo que si parece más acertado es admitir la realidad de las circunstancias y aceptarlas. Por muy buena disposición de ánimo de cualquier investigador hoy, en el último cuarto del siglo XX, han de reconocerse las tremendas limitaciones que encuentra, si pretende trabajar sólo, en el diseño ó construcción de cualquier nuevo material ó prótesis. Debe poseer conocimientos amplios de biomecánica, de bioquímica, de los que se han dado en llamar biomateriales, en muchos casos, de electrónica, etc.

A la hora de redactar el final de este trabajo ha saltado al plano de la actualidad (octubre de 1.979) la concesión del Premio Nobel de Medicina de 1.979. En la presente ocasión está compartido por el norteamericano, de origen surafricano, McLeod Cormack y el británico Godfrey Newbold Hounsfield. El galardón ha sido concedido por el desarrollo y puesta a punto del nuevo y revolucionario método de diagnóstico conocido como tomografía axial computarizada. Cormack trabaja en el departamento de Física de la Universidad de Tufts (Medford-Massachusetts) mientras que Hounsfield es ingeniero y trabaja en la sección de investigación de una industria privada (firma EMI, según parece perteneciente al mundo discográfico).

Aunque la concesión de este Premio Nobel no está ligada, por su contenido, al campo de los materiales implantables, objeto de este trabajo, si que representa una muestra significativa de lo que anteriormente se ha venido exponiendo: las inevitables conexiones actuales entre las Universidades y la Industria en general. Hay dos hechos interesantes a destacar en el Premio Nobel de Medicina de este año. Por un lado, la circunstancia, en ningún modo nueva, de que el galardón se conceda a personas que no son médicos; por otro

el hecho, nada frecuente, de que la importante y notoria distinción se concede a un investigador de la industria privada.

Todo ello viene a colación porque en el devenir histórico del campo que nos ocupa -el de los implantes- se va desdibujando la figura del genio creador salvo, como es lógico, excepciones dignas de todo encomio. Pero este es un fenómeno natural y deseable; todo el mundo está hoy convencido de que los adelantos más espectaculares, en cualquier campo, se hacen posibles gracias a los esfuerzos creativos interdisciplinarios de diferentes grupos de profesionales. Y ello es posible gracias a otro fenómeno, aparecido en los últimos años, conocido por el nombre de la superespecialización.

Sin embargo, llegados a este punto, se hace necesario reflexionar brevemente sobre los conceptos de Universidad y de superespecialización. La idea "universal" que clásicamente presidió el ámbito universitario se pierde. Está fuera de toda duda que hoy nadie puede abarcar todos los conocimientos técnicos ó humanísticos existentes; pero tampoco es menos cierto que muchos de los que hoy nos llamamos universitarios sólo nos limitamos a serlo, en cuanto a conocimientos, en sectores más ó menos importantes ó amplios de lo que oficialmente reconoce nuestra titulación académica. Esto no es bueno porque a medida que la superespecialización de una persona, en un tema muy concreto, se hace más profunda, se van creando a su alrededor, paradójicamente, barreras para la comunicación con los profesionales de otras disciplinas, en ocasiones disciplinas paralelas ó afines. De todo esto surgen en la práctica, a veces, obstáculos insuperables para poder seguir adelante proyectos e ideas que podrían haberse plasmado en realidades importantes. El autor de este trabajo ha podido constatar personalmente este hecho en diferentes ocasiones.

Se hace necesario enfatizar en que la preparación de las personas que se ocupen de los materiales aloplásticos ha de ser amplia, interdisciplinaria, con conocimientos extensos de biología, de química, de física, de estadística, de sociología, etc. Gregorio Marañón, en su ensayo titulado "La Medicina y nuestro Tiempo", publicado en 1.954, decía: "... el mejor especialista será, a la postre, el que tenga una cabeza más universal". (Espasa Calpe. Col. Austral nº 1.201 p. 101).

Parece importante hacer hincapié en estos aspectos porque al hablar con representantes de las generaciones recientes que comienzan a estudiar medicina aflora, en un elevadísimo número de casos, un patente y manifiesto rechazo por las disciplinas que no consideran íntimamente relacionadas con los estudios médicos. Parece como si vivieramos todavía la época en que se consideraba empezar a ser buen médico conociendo sólo muy bien el cuerpo humano. Esta actitud necesita ser urgentemente modificada. La sociedad tecnificada e industrializada presente necesita médicos y cirujanos, sobre todo en el campo implantológico, con formación completa y compleja y con capacidad para contemplar los diferentes problemas técnicos, clínicos, biomecánicos, bioeléctricos, etc. con una perspectiva amplia así como con un bagaje de conocimientos suficiente que permita, al menos, el diálogo, con otros diferentes grupos de profesionales (ingenieros, físicos, bioquímicos, metalúrgicos, etc.)

Todo esto tiene unas evidentes connotaciones antropológico-culturales de gran interés debido a que el mundo de los materiales aloplásticos ha creado un indudable ambiente de expectación y ha producido un gran impacto entre la población en general.

Pero no es sólo esto, el mundo industrial, incluso, con sus evidentes implicaciones económicas, se ha visto arrastrado por esta corriente hacia un campo -campo que

salva espectacularmente vidas ó que rehabilita enfermos que en otras circunstancias permanecerían en la postración de la invalidez- y hoy ya no es una rareza encontrar grandes firmas que tienen su actividad específica especializada en fabricar prótesis y dispositivos implantables. Industrias que mantienen ocupados sus puestos de trabajo por personal de diferente grado de cualificación profesional.

Tampoco es raro conocer la existencia, por ejemplo, de revistas profesionales de química industrial que incluyen entre sus páginas información técnica sobre materiales implantables y sobre materiales biomédicos en general. Igualmente puede observarse también el acercamiento de las ciencias aplicadas al campo médico y así hoy existen profesionales llamados "bioingenieros" ó nuevas disciplinas como la biomecánica, la bioelectricidad, etc.

Son indudables, pues, las repercusiones mutuas que hay entre el campo quirúrgico y el campo de los materiales artificiales habiéndose producido un importante fenómeno socio-cultural cuyo análisis más profundo, incluso con sus consideraciones de tipo ético, etc., nos llevaría lejos de los límites de este trabajo.

Por último en la época actual, justo es reconocerlo, la puesta a punto de nuevos materiales implantables ó el diseño de nuevos dispositivos ó endoprótesis es objeto de concienzudos estudios previos a su introducción en la clínica quirúrgica; no hay más que contemplar la bibliografía . Pero tal vez se eche de menos una sistematización ó estandarización en los diferentes pasos experimentales -al contrario que en el caso de la farmacología- y se deja sentir la ausencia de legislaciones reguladoras, apropiadas, en muchos países. Pare-

ce que hubiera todavía una cierta rigidez oficial, en general, con respecto a los nuevos medicamentos y bastante "laxitud" por lo que respecta a los implantes, sin tener en cuenta que una endoprótesis puede tener tantas o más limitaciones que muchos fármacos ó, al menos, estar sometida a restricciones similares. De igual forma que existen diferentes fases en la puesta a punto de nuevos medicamentos, ha pasado ya tiempo suficiente para que la ciencia de los materiales implantables sea acogida con pleno derecho a ser objeto de regulaciones y normativas propias con carácter internacional.

● ALGUNAS DISCUSIONES SEMANTICAS Y DEFINICIONES.

Otro aspecto, ya de índole práctico, que es conveniente contemplar desde esta introducción al tema, es el de la terminología utilizada en cirugía protésica. En este aspecto existe una indudable confusión. Para un profano en medicina la palabra "prótesis" suele sugerir algo "externo" lo cual está de acuerdo con lo que puede leerse en muchos diccionarios y enciclopedias de uso corriente.

Un viejo diccionario, editado en 1.900^{II}, hace ver que en aquella época la palabra prótesis sólo era aplicada en su acepción gramatical:

"Prótesis: adición de letras eufónicas al principio del vocablo, v. gr.: aqueste por este".

El término debía existir ya en el ámbito científico pero, desde luego, parece que no era de uso corriente para el profano.

Hacia la década de los años cincuenta, para la misma voz, un diccionario enciclopédico^{III} da la siguiente definición:

"Prótesis: Cirugía. Procedimiento mediante el cual se repara la falta de algún órgano, como la de un diente, un ojo, etc."

^{II}GONZALEZ DE LA ROSA M.- "Diccionario Castellano Enciclopédico. Garnier Hnos. Libreros-Editores. IX edición. París 1.900.

^{III} Diccionario Enciclopédico ilustrado de la Lengua Española. Ed. Ramón Sopena. Barcelona 1.954.

En 1.965, en otro diccionario enciclopédico^{II}, se puede leer:

"Prótesis: Sustitución artificial de partes del cuerpo tales como piernas, brazos, ojos, dientes. Los miembros artificiales colocados en lugar de brazos, manos, piernas o pies humanos, perdidos por amputación, se construyen de materiales tales como..."

En la parte dedicada, en el último tomo de la misma obra a diccionario del léxico, dice:

"Prótesis: Cir. Procedimiento con el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él// Gram. Adición de una o más letras al principio de un vocablo como en "aquestos" por "estos". // dental. Odont. implantación de uno o más dientes, ordinariamente artificiales, por falta de los propios.// - de parafina. Cir. Inyección hipodérmica de parafina fundida para establecer el contorno natural de una parte."

La Real Academia Española, en su Diccionario de la Lengua Española (decimonovena edición. Madrid 1.970), dice:

"Prótesis: Cir. Procedimiento mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él; como la de un diente, un ojo, etc. 2. Gram. Figura de dicción que consiste en añadir algún sonido al principio de un vocablo, como en "Amatar" por "matar".

Vamos a ver las cosas ahora, desde el campo de la medicina. En 1.960 el Diccionario Terminológico de Ciencias Médicas Cardenal (Ed. Salvat. 7a. edición) define este término de la siguiente manera:

- "Prótesis: rama de la terapéutica que tiene por objeto reemplazar la falta de un órgano por otro órgano o parte artificial.// -dental: implantación de dientes o dentaduras, generalmente artificiales, reemplazantes

^{II}Gran Enciclopedia del Mundo. Durvan S.A. de Ediciones. Cesión de Editorial Marín. S.A. Barcelona. 1.965.

de las que faltan.//-maxilofacial: reparación de los defectos y lesiones de la cara y maxilares.//.-ocular: ojo artificial.//- de parafina: inyección subcutánea de parafina fundida para restablecer el contorno natural de una parte".

Por último, la undécima edición (1.974), de la misma obra, apenas modifica lo anterior pero ha suprimido la alusión a la parafina.

Un poco más atrás decíamos que para el profano en medicina, el vocablo "prótesis" sugiere, habitualmente, algo "exterior". En todas las referencias que hemos visto hasta ahora, las definiciones pueden ajustarse perfectamente para describir tanto las prótesis "externas" como las "internas"; pero los ejemplos que se citan, a excepción de las alusiones a las inyecciones de parafina, son más abundantes para las prótesis "externas" o claramente alusivas a ellas (ojos, dientes, miembros, etc.).

De todo lo anterior pueden sacarse las siguientes conclusiones:

- "Oficialmente" la voz "prótesis" no se utiliza como sustantivo para definir una pieza o dispositivo elaborado artificialmente, que va a ser colocado dentro ó en la superficie del organismo humano, sino que tiene una clara acepción en el sentido de rama de la terapéutica quirúrgica, es decir, una parte de la medicina.

- Cuando dicho vocablo desea sustantivarse ha de preceder a las partículas "dental", "maxilofacial", "ocular", "de parafina", etc.

- A la vista de estos adjetivos, o sustantivos adjetivados, que se utilizan, se comprueba que están mezclados los que podrían definirse como "prótesis externas" y los que podrían denominarse "prótesis internas" (después se insistirá más sobre esto).

-En alguna de las definiciones dadas se recurre a la palabra "implantación" para denominar el hecho mismo de la colocación.

-Tampoco aparece siempre claramente diferenciado, en estas definiciones, si el elemento reemplazante (la prótesis) ha de ser de origen natural o artificial. En la práctica, por otra parte, las cosas están, en este sentido, absolutamente claras: a las sustancias procedentes del reino animal se las denomina autoinjertos o autoplasias, homoinjertos u homoplastias y heteroinjertos o heteroplastias (según los casos) -aunque algo se han complicado las cosas con la moderna introducción del término "transplante", que son generalmente homoinjertos y a los elementos artificiales, es decir, procedentes del mundo inerte se les llama aloplastias.

Todo esto lleva a la conclusión de que no existen en nuestra lengua términos que definan claramente los conceptos de "prótesis externas" ó "prótesis internas". Hemos mencionado ya, en repetidas ocasiones, estos dos conceptos y es justo que planteemos, desde nuestro punto de vista, el por qué de su necesidad. Cuando al comienzo hablábamos de las condiciones imprescindibles para que una sustancia extraña al organismo fuera bien aceptada por éste, decíamos: "ausencia de reactividad de los tejidos frente al material".

Ahora bien, desde el punto de vista de dicha reactividad orgánica ¿ofrece las mismas posibilidades de éxito, y los mismos cuidados, la colocación de una mano artificial, una pierna artificial o una dentadura postiza, que la introducción en el cuerpo humano de una prótesis articular, una mama artificial o un "shunt" para derivar una hidrocefalia? Es evidente que no. En el primer caso las cosas son, en general, menos complicadas y los fenómenos de intolerancia que pueden surgir, serán debidos a problemas mecánicos (compresiones, decúbitos, etc.) ó, apurando las cosas, de índole disreactiva, por contacto

(manifestaciones alérgicas, siempre raras) En el segundo caso, la fenomenología por intolerancia, aparte de la mecánica -que también puede existir- es preferentemente de naturaleza biológica, cuando se presenta.

Y es aquí donde radica la diferencia fundamental entre los dos tipos de sustituciones a que aludimos (externas e internas). Dicho en otras palabras; la puesta en contacto de un material artificial con el medio interno (tejidos, humores, etc.) ofrece unas perspectivas biológicas totalmente diferentes a cuando simplemente se coloca algo en contacto con la piel ó, a lo sumo, con una mucosa. No es necesario recurrir al auxilio de la bibliografía para probar lo dicho puesto que resulta sobradamente conocido.

Los autores anglosajones utilizan la voz "implant", como sustantivo, para referirse a las prótesis internas. El equivalente español sólo existe oficialmente como verbo: en el Diccionario de la Lengua Española, editado por la Real Academia (decimonovena edición. Madrid 1.970) dice: "Implantar: Establecer y poner en ejecución doctrinas nuevas, instituciones, prácticas o costumbres".

En el Diccionario Terminológico de Ciencias Médicas. Salvat. (Undécima edición. Barcelona 1.974) podemos leer:

"Implantación: Fijación, inserción o injerto de un tejido u órgano en otro.// Inoculación de bacterias en la sangre u otro líquido cuyo poder bactericida se examina.// Fijación del huevo fecundado en la mucosa uterina.// Teratismo doble en el que el gemelo rudimentario está en la superficie exterior del otro.// Fili-grana. Fijación de una red metálica, de plata u otro material, dentro de la pared del abdomen con objeto de ocluir una hernia abdominal amplia.// -interna. INCLUSION// -nervios. Inserción de un nervio en otro nervio.// -pe-

rióstica: Inserción de un tendón sano en un colgajo perióstico de una región movida por un músculo paralizado, para suplir la acción de éste.// -terminoterminal. Reparación quirúrgica de un intestino, tendón ó nervio cortados, por la unión directa de los extremos seccionados".

De todo esto resulta que en la práctica se utilizan indistintamente, y con idéntico significado, los términos "endoprótesis", "implante", "prótesis implantable" e "implante protésico".

No queremos tomar partido por una u otra acepción. Opinamos que cada uno de los cuatro términos referidos define, para el médico o el cirujano, el concepto de esta pequeña discusión, pudiéndolos considerar como sinónimos sin el menor escrúpulo lingüístico. El único problema estriba en la palabra "prótesis" ya que si, como se ha dicho, parece sugerir, para el profano, algo "exterior" (generalmente un aparato ortopédico) es porque el mismo profano no sabe que hoy existen "prótesis implantables". Unos cuantos años más, seguramente, acabarán por hacer aceptar universalmente este término con un sentido más funcional que topográfico. Por ello tal vez fuera interesante todavía tener en cuenta esta simple división de las prótesis en internas y externas o en implantables y no implantables. Por todo lo visto, y ante la ausencia de un vocablo que reuna el concepto de todos aquellos biomateriales que pueden colocarse en el exterior o en el interior del cuerpo humano, proponemos la utilización, ya extendida a nivel popular, de la voz "prótesis" para definir: "todo dispositivo o mecanismo elaborado con uno o varios materiales, no reactivos frente a los tejidos orgánicos, destinado a devolver al organismo la falta de un órgano o parte de él, junto con su función específica, independientemente de si va a estar implantado o no."

Una vez llegados a este punto cabe preguntar entonces qué debe considerarse como un implante ó prótesis implantable. Permítasenos ensayar, igualmente, una definición original:

Todo dispositivo ó mecanismo elaborado con uno ó varios materiales artificiales, no metabolizables, no reactivos frente a los tejidos orgánicos, destinado a devolver al organismo la falta de un órgano o parte de él, junto con su función específica, que va destinado a entrar en contacto con el medio interno, independientemente de que esté colocado temporal ó definitivamente.

Dos palabras nada más para comentar, brevemente, los conceptos de función estática y función dinámica. Hasta hace poco tiempo la Biología interpretaba las funciones exclusivamente con un criterio dinámico; modernamente pueden denominarse funciones, también, a otras no funcionantes en el sentido fisiológico clásico, tales como la armonía estética, etc.

Según la definición dada, hasta una simple sutura podría estar catalogada como un implante. En muchos casos así es, por ejemplo una sutura tendinosa u ósea pero para el caso de la simple sutura cutánea, como es lógico, es exagerado. En este caso la sutura no es una prótesis porque en sí misma es un elemento auxiliar, es un intermediario gracias al cual el cirujano realiza su trabajo: la sutura es un auxiliar pero no "para el paciente" sino para el cirujano.

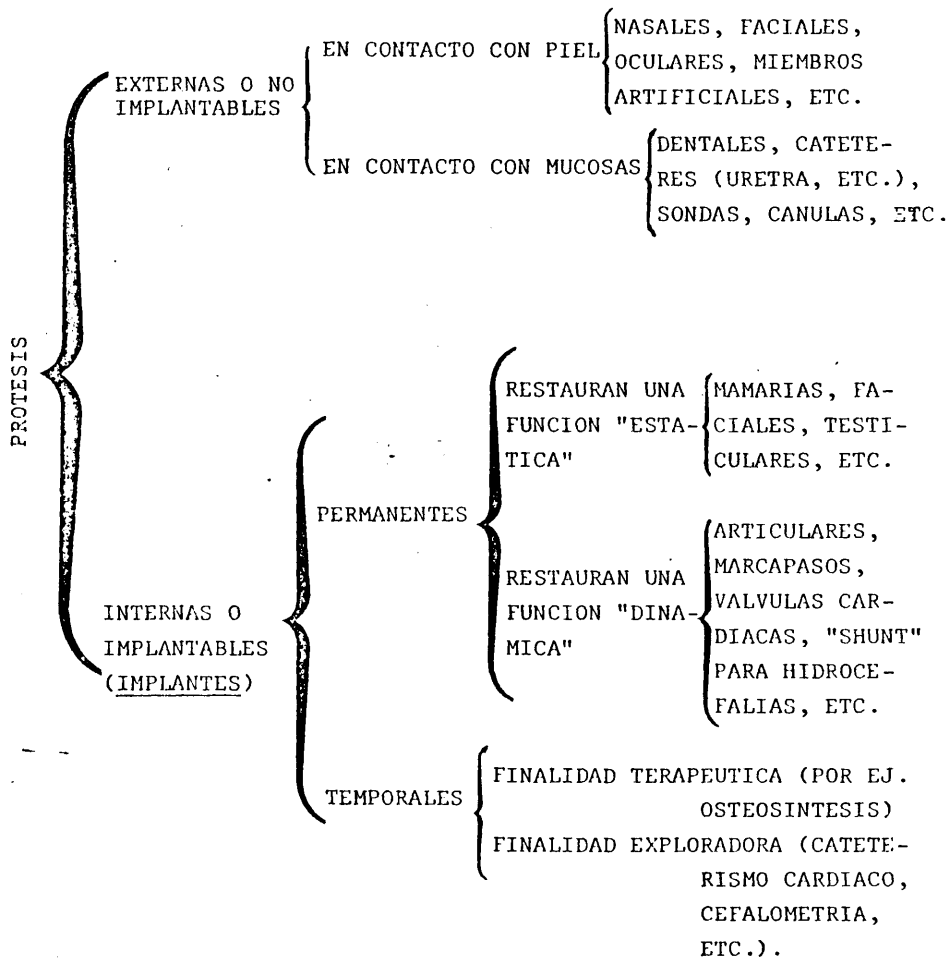
En la definición anteriormente enunciada hay dos ideas que parecen fundamentales dentro del concepto de implantes una no metabolizables y otra en contacto con el medio interno. Una sustancia metabolizable por definición, debe interpretarse como un medicamento. De otra parte es lógico que los materiales implantables no sean metabolizables ya que, en caso contrario, con el tiempo, el implante desaparecería. Una excepción a esto serían las suturas reabsorbibles pero aquí se busca este efecto

porque para cuando se produce su desaparición ya han cumplido su misión.

Un implante puede reemplazar definitivamente una zona alterada, por ejemplo, una válvula cardíaca afectada por endocarditis es sustituida con carácter permanente por una válvula artificial. Sin embargo puede haber funciones alteradas sólo temporalmente y colocar un implante mientras dura el trastorno, por ejemplo la inmovilización de una fractura mediante una placa y tornillos de osteosíntesis. Cuando la fractura se haya reparado, el implante habrá dejado de cumplir su misión pero esto es independiente, a su vez, de si el cirujano va a dejar colocado ó no, durante toda la vida del paciente, el implante.

Tratando de resumir lo dicho, y como final de esta introducción, tal vez queden más claramente expuestas las ideas expresadas con anterioridad en la siguiente clasificación original de las prótesis: (ver página 26).

En el presente trabajo, y de acuerdo con la definición dada anteriormente, sólo se tratará del aspecto histórico de los materiales implantables, esto es, de las prótesis internas. También, como se verá, se ha adoptado la voz "implante" como sustantivo, por estimar que este vocablo llena un vacío en la lengua castellana debido a lo cual abogamos por su aceptación e inclusión en nuestro vocabulario oficial. Igualmente, proponemos la utilización del verbo "implantar" para la acción de colocar un implante y el término "implantología" para la ciencia que se ocupa del estudio de los implantes y de sus materiales.



1. Historia del empleo de los materiales alo- plásticos en cirugía:

I.- HISTORIA DEL EMPLEO DE LOS MATERIALES ALOPLÁSTICOS EN CIRUGÍA.

Es innumerable la cantidad de sustancias de carácter aloplástico que, a lo largo de la historia de la cirugía, se ha introducido en el cuerpo humano para diferentes fines.

Como en tantos otros sectores de la medicina, el mundo de los implantes pasó primero por una etapa totalmente empírica durante la que, incluso, se llegó a utilizar materiales tan insólitos como la madera, para pasar posteriormente a una fase racionalista, científica, de observación ó experimental, que ha llegado algo lentamente, tal vez con la lentitud propia de toda empresa que antepone el afán de "llegar primero" al puro criterio reposado del "ver que pasa".

No obstante es justo reconocer que los primeros éxitos ó los hallazgos más primitivos en este campo con los diversos materiales utilizados han sido el paso adelante que ha permitido desarrollar, posteriormente, el amplio mundo de la implantología.

Hay dos campos claramente diferenciables en este terreno. Uno, el primero, que podría denominarse el de los metales, arranca en el siglo XIX -época que puede considerarse "experimental" donde se prueban con diferente fortuna magnesio, zinc, plata, oro, etc., pasando por el acero- hasta llegar, en el siglo actual, a la década de los cuarenta en que se introducen las aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno por Venable y Stucke (el "Vitallium") (1.936) para configurar el verdadero momento de desarrollo y expansión actuales, precisamente con este material, junto con algunos de más reciente generalización como el titanio y el tantalio, además del acero inoxidable.

El otro campo puede ser llamado de los plásticos,

más reciente; su comienzo puede situarse inmediatamente después del fin de la II Guerra Mundial, aunque algunos de los plásticos se conocieron con anterioridad. Entre ellos, los más importantes, están las siliconas, el polietileno, el polipropileno, el DACRON, el TEFLON y el NYLON.

A lo largo del presente trabajo aparecen citados también una serie de materiales varios que son aquellos que pueden considerarse insólitos, anecdóticos, pintorescos ó, simplemente, que se probaron sin resultado (madera, plomo, vidrio, marfil, etc.).

Una cosa llama la atención en el desarrollo y puesta a punto de estos materiales, tanto metales como plásticos, y es el gran esfuerzo que requieren previa su llegada a la clínica. Esfuerzo que, en una gran parte, recuerda muchas de las etapas de desarrollo de un fármaco, incluida la tan necesaria y nunca bien comprendida farmacología clínica. Casi todos los hallazgos en el campo de los implantes son fruto de la labor conjunta entre diferentes y heterogéneos grupos de profesionales como físicos, químicos, ingenieros, cirujanos y médicos, lo cual habla en favor del gran espíritu racionalista, crítico y esmerado que, en general, predomina en este campo y que justifica también, un tanto, el elevado costo de las prótesis. Hoy día se ha llegado a crear incluso, como consecuencia de las continuas revisiones a que se ve sometido el mundo implantológico, una serie de nuevas disciplinas no siendo ya raro oír hablar de biomecánica, bioingeniería, etc. También debe reconocerse que, a nivel conceptual incluso, las ideas sufren continuas transformaciones de tal forma que, por ejemplo, en la actualidad, en muchos casos, lo que se implanta es auténticamente una función y no simplemente una forma.

A continuación, y sin otros preámbulos, se comienza una revisión histórica de los diferentes materiales.

-biomateriales como los han llamado algunos- que se han utilizado alguna vez ó se utilizan en la actualidad como implantes aloplásticos en cirugía. A tal fin se los ha dividido, para una mejor claridad expositiva, en tres grupos:

- METALES
- PLASTICOS
- VARIOS

Posteriormente se estudian las diferentes especialidades quirúrgicas que utilizan materiales aloplásticos también desde un punto de vista histórico.

● 1.1.- METALES.

Posiblemente haya que situar la colocación del primer metal, como material implantable, en el hombre, en algún punto de la Península Ibérica durante los tiempos que rodearon a la unificación política de la misma durante el reinado de los Reyes Católicos. No ha quedado un antecedente claro de ello aunque sí ciertos vestigios. Quizás la personalidad arrolladora del francés Ambrosio Paré (1.510-1.590) eclipsó la de sus colegas ibéricos de la época. Tampoco debe olvidarse que España, al inicio del siglo XVI, terminaba un largo período de dominación musulmana y los árabes, que proporcionaban grandes médicos, como es bien sabido, por el contrario, en el campo quirúrgico apenas aportaron figuras de un cierto renombre. Tampoco debe olvidarse que durante esta época se produjo la expulsión de los judíos de España y que este grupo étnico siempre ha dado muchos médicos. Todo ello explicaría que el célebre procedimiento, denominado de la "Puntura de oro", de origen español, que fué adoptado por Paré, se conozca, más bien, como otra de las muchas aportaciones del francés a la cirugía.

Hasta esa época, las hernias eran tratadas, casi sistemáticamente, por cauterización para producir cicatrices "resistentes" y zonas esclerosadas con el fin de dar consistencia a la pared abdominal. El proceso de la "Puntura de oro" consistía en pasar un alambre de oro por la base del saco herniario, previa práctica de una pequeña incisión en la piel, y proceder a su posterior obturación por cierre de la ligadura. Paré llegó algo más lejos y posteriormente a la adopción del método de la "Puntura de oro", hacía ingerir a los enfermos herniados polvos de piedra imán y, a continuación, aplicaba en las ingles una mezcla de miel y limaduras de hierro con el fin de formar una ingle "ferrea y resistente"(1).

Parece ser que ya a finales del siglo XVIII y comienzos del XIX se utilizaban con cierta profusión diversos elementos metálicos en cirugía, pero tal vez sea necesario llegar hasta 1.804 con Bell (2) para conocer las primeras basés, con criterio científico, de la utilización de metales implantables al describir fenómenos de corrosión galvánica, en tejidos y fluidos biológicos, con la utilización de pequeños "pins" de acero y plata para el cierre de heridas. Por estas mismas épocas otros investigadores experimentaron también en animales la receptividad de los tejidos vivos para los implantes metálicos y así, Levert (3) en 1.829, probó la plata, el oro, el plomo y el platino, como materiales de ligadura en perros, encontrando que el platino era el menos irritante.

La primera especialidad quirúrgica que comenzó a beneficiarse, con estos estudios, fue la ortopedia y la cirugía traumatológica con el empleo de diferentes modelos y procedimientos de placas para fijaciones internas de fracturas (nacimiento de la osteosíntesis). En este sentido aparece Hansman (4), en 1.886, como uno de los primeros que utilizaron placas de acero y de níquel para la reducción cruenta de fracturas. En esta misma especialidad comenzaron después a ensayarse, para los mismos fines, toda una suerte de metales entre los que destacaron el aluminio, el bronce, el latón, el plomo, el magnesio, etc. Algunos dan a los hermanos Lambotte, de Bélgica, la prioridad en ser los creadores de la osteosíntesis; de ello se habla con más extensión en el capítulo dedicado a la Cirugía Ortopédica y Traumatología.

Un metal que se utilizó con profusión fue la plata. Sims en 1.849 (5) utilizó casualmente hilo de plata en una paciente portadora de una fístula vaginal; en 1.893 Lane utilizó el mismo material para la fijación de fracturas (6), Meyer en 1.902 (7) lo empleó para el

cierre de hernias, Robb en 1.907 (8) para el cierre de la fascia tras laparatomías y, por último, Cushing en 1.911 (9) diseñó unos "clips" de plata para la hemostasia de los vasos profundos, en neurocirugía, después de la extirpación de ciertos tipos de tumores.

El aluminio comenzó a ser utilizado por Elsberg (10) en 1.908, para reparar defectos óseos en el cráneo, aunque fue enseguida sustituido por el acero y por la plata (actualmente se utiliza para este fin el tantalio o las resinas acrílicas, ver más adelante).

Es en 1.924 cuando Zielrod (11) comienza ya a llamar la atención sobre los problemas derivados del empleo de estos metales y uno de los primeros en obtener observaciones importantes sobre los problemas derivados del empleo de muchos de ellos, en animales, comprobando que en varios tejidos, especialmente en el hueso, aparecían ciertas coloraciones, sin duda atribuibles al metal, cuando se implantaba cobre, níquel, zinc, aceros simples al carbono, magnesio, hierro y aluminio. Por el contrario, también observó que dichas coloraciones no se producían si se empleaba el oro, la plata, las aleaciones de cobalto (stellite), el plomo y el aluminio (11).

El principal avance que se produjo posteriormente lo constituyó la llegada de las aleaciones de cromo-cobalto con Venable y Stuck en 1.936 (Trabajos publicados en 1.947) (12) pudiendo aseverarse que estos materiales, junto con los plásticos, han configurado el estado actual de la implantología.

Los mismos Venable y Stuck (12), junto con Pudenz (13), han reivindicado para Burch y Carney hacia 1.938, el hecho de haber sido los primeros que estudiaron el tantalio como un posible metal de uso quirúrgico como elemento implantable. Otro autor que también se ocupó de este metal, aunque un poco después, fue Burke (14) en 1.940. Posteriormente han surgido el titanio y el

tántalo. Las innovaciones más recientes con los metales en el campo implantológico hay que buscarlas en 1.970 con Hahn y Palich (15) quienes comenzaron a evaluar las posibilidades de utilizar, como implantes, ciertas prótesis en cirugía ortopédica cuya superficie en contacto con el hueso fuera porosa o rugosa. Las cosas están todavía en el límite de finalizar la fase experimental y sujetas a grandes polémicas, pero ello aporta algo nuevo sobre la ya vieja discusión entre defensores y detractores de los cementos para la fijación de algunas prótesis como la de la cadera. Uno de los investigadores que primeramente ha trabajado en clínica bajo estas nuevas ideas es R. Judet el cual ha colocado su primera prótesis poro-metálica o multialveolar, sin cemento, en noviembre de 1.971 (16). El futuro habrá de decidir sobre la idoneidad de estos procedimientos.

En algún lugar de este trabajo se hace alusión a la necesidad de aplicar o extremar muchas de las normas y preceptos que hoy se utilizan en farmacología clínica, durante la investigación de un nuevo medicamento, en el campo de la investigación de nuevos materiales implantables. Por ello, en Estados Unidos, entre 1.965 y 1.967, y en el Reino Unido, en 1.968, han surgido, respectivamente, la "American Society for Testing and Materials" y la "British Standards Institution" organismos encargados de regular y reglamentar las composiciones idóneas de los metales y sus aleaciones actualmente utilizados (17) (18). Hoy día, en la práctica, los metales implantables quedan encuadrados en cinco grupos. Tres entran exclusivamente en el ámbito de la cirugía ortopédica y son estos los aceros inoxidables, el titanio y las aleaciones de cobalto-cromo. Otro grupo está formado por el tantalio, con aplicaciones en cirugía general y, sobre todo, en neurocirugía. El último grupo está formado por los metales nobles, es decir, el oro, la plata y el platino, aunque hoy día están prácticamente relegados por cuestiones económicas y ampliamente

superados por las excelentes cualidades de los metales de los grupos anteriores (la única especialidad que hoy utiliza todavía metales nobles es la estomatología).

Seguidamente se estudian en forma individualizada los siguientes metales, por orden alfabético:

- acero.
- aleaciones cromo-cobalto.
- aluminio.
- amalgamas.
- cinc.
- cobre.
- magnesio.
- magnéticos.
- níquel.
- oro.
- plata.
- platino.
- plomo.
- radio.
- tantalio.
- titanio.

- 1.1.1.- Acero.- El acero es una aleación de dos elementos: el hierro y el carbono. Un acero, para ser definido como tal, debe contener siempre menos de 1,7% de carbono. El carbono proporciona al hierro una interesante propiedad: la templabilidad. Este hecho era conocido hace ya milenios (Edad del Hierro) pero su descripción y utilización racional, como se verá después, no se produjo hasta el siglo XVIII.

Además del carbono es posible encontrar en los aceros, pequeñísimas cantidades de otros elementos, tales como manganeso, silicio, azufre, fósforo, etc. No obstante, lo que es interesante destacar es que el desarrollo de la industria metalúrgica, ha demostrado que pueden modificarse las características físicas de los aceros por adición de otros metales a la aleación (inoxidabilidad, dureza, resistencia, elasticidad, etc.), o simplemente calentándolo y enfriándolo rápidamente, operación que se conoce con el nombre de "templado del acero", lo que le confiere una gran dureza apta, por ejemplo, para la elaboración de instrumentos cortantes.

La adición de níquel al acero (acero al níquel) le confiere resistencia y dureza. El cromo es el componente que se adiciona al acero para hacerlo inoxidable. La proporción de cromo varía de unos fabricantes a otros pero es siempre importante: entre 10-25%. También son conocidas como aceros inoxidables aleaciones en las que al acero se añade níquel y cromo simultáneamente.

El tungsteno es otro de los metales que la industria metalúrgica utiliza en las aleaciones del acero. Este elemento entra en la composición de los aceros llamados "rápidos", muy apreciados para instrumentos que han de trabajar a gran velocidad. Otros elementos que pueden añadirse a estas aleaciones son el titanio, el vanadio, etc. El vanadio, por ejemplo, mejora mucho las condiciones

de aceptabilidad del acero por los tejidos vivos.

Hace unos 50 siglos (aproximadamente hacia el año 3.000 a. de J.C.)-época que corresponde al período Neolítico reciente, inmediata a la Edad del Bronce -parece ser que el hombre utilizó armas de hoja cortante, fabricadas de un metal que contenía hasta un 9% de níquel. Hacia el 235 a. de J.C. en Bactria -uno de los tres reinos en que se dividió la vieja Antioquía (Bactria, Partia y Pérgamo) que constituía, a su vez, una gran parte del imperio asiático de Alejandro el Magno- se utilizaron monedas en cuya composición entraba el níquel. La metalurgia, como se sabe, no comenzó a desarrollarse hasta el siglo XIX; por ello hay que sacar la conclusión de que en las dos circunstancias anteriores se trataba de hierro meteórico y no de verdadero acero. Los primeros aceros, con un criterio verdaderamente actual, parece ser que se produjeron por Benjamín Huntsman hacia 1.740. Sin embargo su procedimiento era lento y de escaso rendimiento. Por ello, en 1.856, el inglés Henry Bessemer descubrió un procedimiento para la fabricación de grandes cantidades de acero gracias a su "convertidor Bessemer" que junto con el sistema de "reverbero" debido al también británico William Siemens, en 1.857, permitieron la puesta a punto de procedimientos útiles para ser utilizados a escala industrial. Hoy día ambos procedimientos están anticuados pero los principios básicos siguen siendo los mismos, utilizando, principalmente, el soplado de oxígeno puro o el horno eléctrico.(23)

Los primeros aceros inoxidables, que son los que lógicamente tienen interés en cirugía, como implantes o como material de mano, ya se producían entre 1.851 y 1.886 en los talleres Hcltzer de Saint-Etienne (Francia) como aleaciones de hierro, níquel y cromo para la industria naval.(19). En Inglaterra, Robert Mushet en 1.871 (20), creó una aleación en la que añadía cromo y tungsteno al

acero para hacerlo más duro; este material, denominado "tool steel", se destinó a muy diferentes usos. Después de 1.880 los aceros ya contenían níquel y cromo, o ambos, pero hasta 1.910 fueron utilizados para cañones y blindajes. En dicho año, F.W. Taylor y M. White, de la Midvale Steel Co., comenzaron a investigar metales aptos para el corte, de donde surgieron aceros rápidos, muy superiores a los aceros al carbono utilizados hasta entonces. Más tarde comenzaron a utilizarse otros metales tales como el cobalto, molibdeno, vanadio, etc., llegando a producirse aceros que, para hablar con propiedad ya no deberían considerarse como tales. Así, entre 1.900 y 1.925, Stellite en Inglaterra creó materiales que contenían alrededor de un 55% de cobalto, de un 15 a un 25% de tungsteno y de un 15 a un 25% de cromo (21) (22). A partir de aquí surgieron las que posteriormente se conocen con el nombre de aleaciones de cromo-cobalto (ver más adelante en este trabajo).

El gran avance en la preparación y conocimiento del acero se obtuvo entre 1.909 y 1.912 cuando dicha aleación fue estudiada de manera científica por Strauss y Maurer en los laboratorios de investigación de la casa Krupp (Essen-Alemania). En 1.909 pudo comprobarse que la estabilidad química del níquel aumentaba si se le añadía cromo. Con el cromo ya había trabajado anteriormente el químico-físico Nitorff (hacia 1.898), observando que si este material se exponía al aire y al agua se comportaba, prácticamente, como un metal noble. Sin embargo, el cromo tenía (y tiene) un inconveniente, su dureza, lo que le hace quebradizo, difícilmente fundible y no maleable, por lo que resulta de difícil manejo.

A partir del hallazgo de 1.909, comentado con anterioridad, se ensayaron diferentes aleaciones de aceros al cromo y al cromo-níquel que, tras almacenamientos prolongados, no perdían el brillo y conservaban sus propie-

dades mecánicas, las cuales eran muy aceptables para su utilización. Todo esto fue de capital importancia ya que, hasta ese momento, otros aceros al níquel utilizados, y considerados como las aleaciones más resistentes, no cumplían las exigencias prácticas deseadas. Estos hallazgos permitieron las primeras aplicaciones del acero en el campo de la medicina, concretamente en el campo protésico en odontología y ciertas aplicaciones internas en cirugía ortopédica y traumatología (19).

Benng Straus era catedrático de química y fue galardonado con la Medalla Bunsen de oro (Química aplicada). Estos aceros se patentaron internacionalmente como los tipos V1 A y V2 A. La sigla A corresponde a la inicial de la voz germana "austenit" (resistencia) por lo que estos aceros han sido conocidos también como austeníticos. Otra aleación, la siguiente, también surgida de la casa Krupp, fue la conocida como Wipla, que alcanzó mucho auge y difusión en todo el mundo (19).

Algunos años después que en Alemania, en Francia, Mathieu en colaboración con técnicos de la fábrica Creusot, realizó el Platinox, también muy utilizado en prótesis dental. Poco tiempo después Husnot, en colaboración con la firma Holtzar puso a punto otra aleación comparable, el Uranox. Posteriormente surgieron otras aleaciones semejantes, entre ellas el Allinox, etc. (19).

Es interesante centrar brevemente la atención sobre las fechas surgidas en los últimos párrafos para comprender el gran auge que siguió después, en la expansión del acero inoxidable, en muchos sectores de la medicina y de la cirugía. El comienzo de la primera gran guerra, las convulsiones político-económicas de la década de los años veinte (depresión económica de 1.929), etc. encarecieron e hicieron escasear los metales nobles que hasta ese momento se consideraban insustituibles en ciertas especia-

lidades, entre ellas, la más clásica, la prótesis dental. Por esta época, justamente en el año 1.926, la firma Krupp creó y comercializó su acero inoxidable denominado 18-8 el cual presentaba una excelente tolerancia tisular (24). Este acero contenía un 18% de cromo y un 8% de níquel y era más resistente a la acción electrolítica de los tejidos y fluidos biológicos que los aceros al vanadio reputados hasta ese momento como los mejores, los cuales se venían empleando desde 1.912 por Sherman (ver capítulo dedicado a osteosíntesis). Poco después se introdujo en esta composición el molibdeno con el nombre de acero 18-8-Mo (25).

Posiblemente las primeras aplicaciones "internas" del acero fueron en el campo de la osteosíntesis (placas, tornillos, etc.) por Hansman en 1.886 (4); sin embargo conviene recordar que en esta época todavía no se habían descubierto los aceros inoxidables mencionados más atrás.

En 1.934 Rehn (26) utilizó láminas de acero como material de interposición en las alcantroplastias de rodilla. A partir de los años cuarenta la presencia del acero inoxidable en el mundo implantológico ha mantenido una marcha continuamente creciente hasta la actualidad.

- 1.1.2.- Aleaciones cromo-cobalto: Aunque debieran denominarse como aleaciones cobalto-cromo, ya que es el cobalto el elemento que entra siempre en mayor proporción, se designan con este nombre un grupo de aleaciones en los que intervienen, básicamente, ambos metales. Además de ellos, dichas aleaciones contienen diferentes cantidades de níquel, molibdeno, carbono, tungsteno, silicio, manganeso, etc. No producen electrolisis tisular.

Las numerosas variedades de estas aleaciones que han aparecido se diferencian en las diversas proporciones de sus componentes, variaciones que son dictadas por la experiencia de cada investigador o de cada firma productora para tratar de mejorar algunas de las propiedades físicas tales como, dureza, resistencia, elasticidad, etc. No obstante en los diferentes países productores hay ya normas, para el caso de las aleaciones que van destinadas a la fabricación de implantes, que rigen el máximo y el mínimo tolerables para cada componente. A título de ejemplo se transcribe, a continuación, el estandar británico:

	Composition of cobalt-chromium alloys (Figures in weight pr cent)	
	cast alloys	wrought alloys
Chromium	27.0 to 30.0	19.0 to 21.0
Molybdenum	5.0 to 7.0	--
Nickel	2.5	9.0 to 11.0
Tungsten	--	14.0 to 16.0
Carbon	0.2 to 0.35	0.05 to 0.15
Silicon	1.0	1.0
Manganese	1.0	2.0
Cobalt	balance	balance

BRITISH STANDARDS INSTITUTION SPECIFICATION BS 3531:1968
Tomado de Williams (1.973) (20) (24)

Como se ve en el cuadro adjunto, hay dos tipos de estas aleaciones "cast alloys" y "wrought alloys". Las primeras llevan molibdeno, mientras que las segundas llevan tungsteno y una mayor cantidad de níquel. Las segundas han sido introducidas mucho más tarde, son más fácilmente manipulables. Ambas tienen parecido comportamiento por lo que respecta a la resistencia a la corrosión y compatibilidad con los tejidos biológicos, mientras que, como se deduce de lo anterior, presentan, ambos tipos, diferentes propiedades mecánicas.

Los orígenes históricos de esta aleación hay que buscarlo en las aleaciones desarrolladas por Stellite en Inglaterra entre 1.900 y 1.925 (ver acero), fechas que hay que situar como de transición entre los que pueden llamarse propiamente aceros inoxidable y las aleaciones cobalto-cromo tal como hoy día se utilizan.

La primera de estas aleaciones se debe al americano Elwood Haynes (Ontario) en 1913, para instrumentos de corte(27)

En 1.929 la firma Austenal de New York comenzó la fabricación de una aleación de cobalto-cromo-molibdeno que patentó con el nombre de VITALLIUM^R (28).

Este material empezó a utilizarse inmediatamente en Odontología pero en el campo realmente implantológico no hubo de esperarse mucho. En 1.936 Venable y Stuck iniciaron una serie de investigaciones, que culminaron con la primera implantación de VITALLIUM^R, en el hombre, el 10 de septiembre del mismo año; la intervención consistió en la osteosíntesis de una fractura de fémur utilizando una placa de marfil y cuatro tornillos de la ya citada aleación (28).

En 1.938 también otro grande de la cirugía ortopédica, Smith-Petersen, se interesó por esta aleación (idea, según parece recogida de su odontólogo John Cooke) y cambia su primitiva cúpula de cristal como prótesis

acetabular para la articulación coxofemoral, por otra cúpula de cromo-cobalto, después de probar otros muchos materiales (29).

A partir de estas fechas el interés por este nuevo material fue extendiéndose gradualmente y así, en 1.940 Moore (30) realiza por vez primera su prótesis para la cabeza del fémur en cromo-cobalto, abriendo ya ampliamente las puertas al vasto campo de las aloartroplastias de cadera que se estudian con más detalle en otro lugar del presente trabajo.

Muchas han sido las dificultades que ha habido que superar desde los puntos de vista metalúrgico, biomecánico, etc. antes de obtener las aleaciones y las prótesis tal como hoy las poseemos. Vaya unicamente a título de ejemplo el problema de dos superficies metálicas friccionando entre sí continuamente como en el caso de las artroplastias con endoprótesis metal-metal. Para ellas es necesario que el grado de tersura y pulimento de las superficies "articulares" así como el radio de esfericidad de las mismas sean lo más perfectos posible ya que cualquier sobrecarga o exceso de fricción en uno o varios puntos será capaz de producir al cabo de un tiempo, más o menos prolongado, zonas de desgaste con la aparición de pequeñas partículas metálicas en el interior de la articulación que pueden comportarse como cuerpos extraños. Hoy día se ha llegado a producir prótesis de cadera, por ejemplo, en que, gracias a la precisión de ciertos instrumentos utilizados en el control de acabado de las mismas, no existen en sus superficies articulares irregularidades mayores de 0'1 micra ni errores en el radio de esfericidad mayores de una micra.

Las aleaciones cobalto-cromo toleran bien durante largos períodos de tiempo la fricción de dos componentes entre sí elaborados con la misma aleación (por ejemplo prótesis de cadera tipo McKee, Minneapolis, etc.).

No obstante, Chrnlley (31) (32), entre 1.958-1.959 ha descubierto que, por el momento, el más bajo coeficiente de fricción entre dos superficies, después de ensayar diferentes materiales aloplásticos, se presenta entre las aleaciones de cromo-cobalto y los polietilenos de alto peso molecular (para más detalles ver articulación de la cadera).

Algunos de los principales nombres de las marcas comerciales de las aleaciones de cromo-cobalto son: VITALLIUM, PROTASUL, VINERTIA, etc.

- 1.1.3.- Aluminio: Es un metal tenaz, ligero, de brillo y color argénticos, punto de fusión 660°C. Su símbolo es Al, número atómico 12; peso atómico 26'98. Tiene una historia muy reciente ya que fue aislado, por primera vez, en el año 1.825 por el célebre químico-físico danés Oersted. Sin embargo los procedimientos de obtención de los primeros tiempos daban poco rendimiento, por lo que fue, durante muchos años, un metal escaso y relativamente raro. A partir de 1.886 es cuando comienza a generalizarse su empleo, conocimiento y difusión, gracias a un nuevo procedimiento de extracción ideado por el norteamericano Charles Martin Hall, alcanzando un gran auge en la industria debido a su ligereza (33).

Como es un elemento relativamente resistente a la oxidación atmosférica, no así al ataque de ácidos o álcalis, parece que se abrió camino pronto en el campo quirúrgico, al despertar el interés de muchos investigadores de la época. En este sentido cabe citar a los belgas hermanos Lambotte, pioneros en el campo de la osteosíntesis (ver capítulo de osteosíntesis), como unos de los primeros en probar el aluminio, junto con otros metales, en el tratamiento de las fracturas diafisarias oblicuas de los huesos largos. Los trabajos de estos autores, publicados en 1.913, dieron comienzo hacia el año 1.872 (34). También en el campo de la cirugía ortopédica es necesario

citar a Doisy quien en 1.894 (35) empleó láminas muy finas de aluminio como material de interposición entre ambas superficies articulares de la articulación de la rodilla. Un año más tarde Stoppany en Alemania (36) construyó con este metal prótesis de resección para la rama horizontal de la mandíbula y en 1.908 Elsberg (10) reparaba defectos óseos en el craneo también con el aluminio. Posteriormente fue decreciendo el interés por este metal, aunque durante una época se utilizó mucho en prótesis dental para la construcción de las bases de dentaduras artificiales.

- 1.1.4.- Amalgamas: Son aleaciones, en distintas proporciones, según las casas preparadoras, de mercurio, plata, cobre, zinc y estaño. Su utilización principal comenzó siendo como un material de obturación para empastes en Odontología. Su introducción en este campo se realizó a comienzos del siglo XIX y cabe citar, entre otros, a Reynart y Pell (1.818-1.819), Taveau (Paris 1.826) y a los hermanos Crawcour (U.S.A.- 1.833) (37) (38) (39). Su uso se generalizó en seguida pero pronto comenzaron a dividirse las opiniones y a caer en desuso llegando a producirse lo que se conoció con el nombre de "guerra de la amalgama", crisis que originó, incluso, en 1.856, la disolución de la Sociedad Norteamericana de Cirujanos-Dentistas. El problema surgió por cuestiones relativas a las propiedades físicas de las amalgamas hasta que en el año 1.895 Black publicó unos interesantes estudios que devolvieron a este material su papel preponderante en odontología conservadora (40). Hoy sigue utilizándose enormemente en este campo pero la razón de incluirlo aquí, entre la historia de los materiales implantables, obedece al uso que de la amalgama se hace como obturación retrógrada de los conductos radiculares amputados, de las piezas dentarias, a continuación de la intervención que se conoce como apicectomía (41).

- 1.1.5.- Cinc: Es un metal blanco de tinte ligeramente grisáceo-azulado, frágil, su símbolo es Zn, el número atómico es 30 y el peso atómico 65'38. Funde a 420°C. Se oxida muy lentamente en contacto con el aire húmedo.

Fue aislado como metal puro en 1.776 por Margraaf pero la realidad es que su aleación más conocida y característica, el latón, ya se utilizaba en la antigüedad. El nombre del metal puro así como los primeros estudios sobre el mismo se deben a Paracelso (42). La razón de conocerse primero su aleación es debido a lo que ocurre con otros muchos metales: en estado mineral el hombre los encuentra mezclados en la naturaleza y así es como primero los obtiene y utiliza hasta que consigue aislarlos.

El motivo de incluir el cinc como material implantable es porque en algún momento ha merecido la atención en este sentido por algunos cirujanos. Así, cabe citar al germano Schroder quien añadió a la prótesis de aluminio, ideada por Stoppany (ver aluminio) en 1.895, para la sustitución de la rama horizontal de la mandíbula, una rama ascendente de cinc, para los casos de hemirresección total con desarticulación de la ATM (43).

- 1.1.6.- Cobre: Es un metal de color rojizo típico, excelente conductor del calor y, sobre todo, de la electricidad, muy dúctil, maleable y tenaz. Su símbolo es Cu, su número atómico 29 y su peso atómico 63'57. Funde a 1.082°C. Su conocimiento es muy antiguo (Edad de Piedra) pero era muy difícil de obtener solo, puesto que como ocurre con otros muchos metales en estado natural, está mezclado con otros elementos. De aquí surgió el empleo del bronce (cobre y estaño) aleación que se extendió mucho más que el empleo del cobre aislado, (por decirlo de alguna manera de forma fortuita) dando nombre a todo un gran período prehistórico: La edad del Bronce.(44)

Este metal también ha servido en algún momento como material implantable, concretamente durante los comienzos de la osteosíntesis. Ambos metales, el cobre y el bronce, fueron experimentados por los hermanos Lambotte (Eddie y Albin) ya citados, en Bélgica, entre 1.872 y 1.886, junto con el magnesio, el aluminio, el acero y la plata. Estos trabajos se publicaron mucho más tarde (ver osteosíntesis).

- 1.1.7.- Magnesio: Metal blanco de aspecto semejante al de la plata, dúctil, maleable y muy ligero, poco tenaz, arde con luz muy brillante. Símbolo Mg., número atómico 12, peso atómico 24. Debido a su ligereza se usa mucho en la industria aeronáutica para la obtención de aleaciones resistentes y de poco peso. Debido a sus propiedades reductoras y a la luz tan viva que produce cuando se quema se utiliza también en fotografía.

Su conocimiento es reciente ya que se obtuvo por primera vez en 1.830 por el francés Bussy. En 1.833 Faraday lo obtuvo por vía electrolítica (45). Como metal implantable fue introducido también por los hermanos Lambotte (Eddie y Albin) en cirugía ortopédica, los cuales comenzaron a trabajar con él hacia 1.872 en Bélgica (46) (47). La vida de este metal en cirugía fue muy efímera ya que en seguida se vio que virtualmente se desintegraba y se absorbía en contacto con los tejidos vivos (Hey Groves) (48).

- 1.1.8.- Magnéticos: Basados en el principio de la atracción magnética de algunos materiales, diversos autores han aplicado esta propiedad para conseguir una mejor fijación de ciertas prótesis externas, las cuales, por sus características de situación, están expuestas a desplazamientos.

En el campo de la prótesis dental, Behrman y Egan en 1.953 (49) utilizaron este procedimiento para conseguir

una mejor retención de dentaduras postizas en los pacientes con apófisis alveolares poco prominentes. La técnica consistía en la implantación de un imán en la mandíbula y de otro imán en la prótesis mucosoportada. La atracción entre ambos conseguía una cierta estabilidad. (Idea discutida).

Algo semejante fue realizado por Roper-Hall en 1.956 (50) en el campo oftalmológico para conseguir una mejor fijación de prótesis para el globo ocular.

Otro uso de materiales magnéticos, aunque de carácter diferente, se ha realizado en neurocirugía por Fingerhut y Alksne en 1.967 (51) para el tratamiento de ciertos aneurismas intracraneales (ver capítulo dedicado a neurocirugía).

Hoy día, los implantes magnéticos, prácticamente no se utilizan sobre todo por el temor a las reacciones biológicas que pueda producir el campo magnético, a largo plazo, sobre los tejidos vivos. No obstante el tema sigue siendo argumento de estudio.

- 1.1.9.- Níquel: Es un metal muy duro, blanco argéntico, maleable y dúctil. No se oxida en frío. Su símbolo es Ni, número atómico 28, peso atómico 58'69, densidad 8'8, funde a 1.455°C y hierve a 3.075°C. Muy resistente a la corrosión por lo que es muy apto como implante. Desde mediados del siglo XIX se utilizó en Europa, en aleaciones con el cobre (cuproníquel), para la acuñación de monedas. El gran desarrollo de la industria metalúrgica ha introducido el níquel en muchas aleaciones (aceros, aleaciones cromo-cobalto, etc.). Es el elemento que confiere tenacidad a los aceros.

Desde el punto de vista histórico el níquel puede considerarse como un metal relativamente moderno pero su descubrimiento conserva un cierto aire pintoresco que merece la pena comentar: fue aislado por Cronstedt en 1.751 pero su conocimiento era bastante más antiguo entre los mine-

ros de la región de Hartz (o Hardt) zona montañosa del norte de Alemania. De este lugar se extraía cobre pero, a veces, los mineros encontraban una gran dificultad para seguir trabajando debido a la dureza del mineral encontrado y atribuían al "viejo Nick" (apelativo popular para denominar al diablo) esta imposibilidad de manejo del cobre. Se trataba del níquel. Del vocablo "Nick" surgió nickel y posteriormente níquel.

Este metal se ha utilizado, y se utiliza, mucho en implantología, bien sea sólo bien formando parte de un gran número de aleaciones. En 1.886 Hansmann (4) comenzó a utilizar placas de acero y de níquel así como tornillos de níquel como un primitivo material de osteosíntesis. Un poco después, en 1.895, Pitarka (53) empleó este metal en forma de delgadas láminas como material de interposición entre las dos superficies articulares patológicas de la articulación de la rodilla. El níquel es un metal que ha continuado usándose de manera creciente, con el transcurso del tiempo, de forma importante en implantología. Hoy se usa ya nada más que, como se ha dicho, formando parte de un gran número de aleaciones.

- 1.1.10.- Oro: Metal noble por excelencia, muy dúctil y maleable, de color amarillo característico (amarillo áureo), símbolo Au., densidad 19'3, número atómico 19, peso atómico 197. Funde a 1.063°C. Como es muy resistente a la corrosión y oxidación (los ácidos no le atacan, a excepción del agua regia) es un buen material implantable aunque tiene limitaciones en este sentido debido a sus propiedades mecánicas derivadas de su relativa blandura, por lo que es necesario utilizarlo en aleaciones. A pesar de todo, su precio representa un "hándicap" para su empleo, sobre todo en épocas de recesiones económicas como la del año 1.929 o la de la época actual. Muy probablemente el alto coste de los metales nobles durante la depresión económica de los años veinte fue uno de los

principales móviles para que se desarrollaran en medicina y cirugía y por supuesto en el campo implantológico, los aceros inoxidables y las aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno.

El oro es el metal más antiguo del que tenemos noticia que fuera implantado en el hombre. Entre 1.580 y 1.590 aparece la gran figura del cirujano de Cámara francés Ambrosio Paré (1.509-1.590) como creador del método denominado de la "puntura de oro" consistente en pasar por la base del saco de las hernias abdominales un hilo o alambre de oro que, posteriormente, ligaba para cerrarlas. No obstante la técnica parece ser que era reactualización de una similar que ya venía practicándose en la Península Ibérica y cuyos orígenes permanecen perdidos en el tiempo (54).

Para posteriores utilizaciones del oro como material de implantes hay que acercarse al final de la Edad Moderna o a los comienzos de la Edad Contemporánea para contemplar una lenta pero paulatina expansión del uso de este metal en diferentes especialidades quirúrgicas y así hacia el año 1.809 aparece Magliolo (55) como el creador de un tipo de implantes de oro que iban destinados a ser alojados en los alveolos dentarios, después de extracciones; estos implantes tenían forma de espigas o pivotes, trataban de reproducir, más o menos fielmente, la forma de raíces dentarias naturales y sobresalían ligeramente del reborde alveolar para servir de sujección a un diente artificial. En 1.893 el gran Mikulicz (56) ideó otra técnica de enorme interés al utilizar unos pequeños tubitos de oro para derivar, en las hidrocefalias, el exceso de líquido cefalorraquídeo desde los ventrículos cerebrales al tejido celular subcutáneo del cráneo. En 1.897 Beach (57) utilizó el oro en forma de láminas, como material de sustitución, para reconstrucciones o reposiciones de fragmentos de duramadre aunque parece que no con gran éxito. En 1.902 Robert Jones (58) en Inglaterra publicó un caso en que había utilizado con excelentes resultados una lámina de oro, como

material de interposición, entre las dos superficies articulares de la cadera. El resultado fue tan bueno que 21 años después de la intervención el implante seguía colocado satisfactoriamente.

A partir de aquí el interés por el oro, y otros metales nobles, continuó una marcha ascendente hasta llegar, como se ha indicado, a la depresión económica de 1.929 que puede considerarse como fecha decisiva en el mundo de los implantes ya que a partir de ese momento comienza el interés y el auge de las investigaciones con otros metales no nobles (aceros, aleaciones cromo-cobalto, etc.).

- 1.1.11.- Plata: Es un metal de aspecto blanco característico, muy dúctil y maleable, poco reactivo desde el punto de vista químico, excelente conductor de la electricidad y del calor. Símbolo Ag, número atómico 47, peso atómico 107'88. Su conocimiento data desde muy antiguo. Es un metal noble pero controvertido desde el punto de vista implantológico, aunque se ha utilizado ampliamente.

En el año 1.849 el norteamericano Sims (5) utilizó de forma casual hilo o alambre de plata en un caso de fístula vaginal antigua en el que había fracasado con otras técnicas. En 1.893 Lane (6) también utilizó alambre de plata, pero en este caso para fijar fracturas. En el año 1.901 aparece Payne (59) en el campo de la cirugía bucal como el creador de unos implantes odontológicos intraóseos de plata que tenían una forma que imitaba la de las raíces de los dientes naturales y que iban destinados a ser implantados en el alveolo dentario; tenían por objeto la reposición de dientes artificiales individuales. En 1.902 y 1.907 Mayer y Robb, respectivamente, utilizaron el alambre de plata para el cierre de hernias y para el cierre de fascia después de laparatomías (7) (8). En 1.911 aparece el gran genio de Cushing y diseña unos "clips" de plata para la hemostasia de los vasos profundos después de la extirpación de ciertos tumores endocraneales (9). Sin embargo en el mismo

1.911 Algrave (60) llamó la atención, a partir de ciertos trabajos experimentales, sobre la existencia de toxicidad tisular de la plata en contacto con el hueso.

Hoy día la plata no se usa sola como material implantable. Prácticamente sólo se usa en medicina formando parte, en una gran proporción, de las amalgamas dentales para la confección de obturaciones.

- 1.1.12.- Platino: Metal del color de la plata aunque menos brillante. Es duro, maleable y dúctil, pero menos dúctil que el oro, es atacado por el cloro y por el agua regia pero en general es bastante inalterable. Su símbolo Pt, número atómico 78, peso atómico 198'35, punto de fusión 1750°C.

Desde el punto de vista histórico puede decirse que este metal ya era conocido por los indios precolombinos en forma de una aleación natural con oro mediante la que fabricaban joyas. Para la cultura europea fue descubierto hacia 1.735 por el conquistador español A. de Ulloa (61).

- En cirugía oral fue utilizado en el año 1.910 por el norteamericano Greenfield para construir implantes dentarios. Este autor utilizaba hilo de platino (en realidad era platino iridiado) para elaborar raíces dentarias artificiales huecas como armazones en forma de malla o "canasta" lo que permitía que el hueso alveolar vecino, al crecer, invadiera y englobara el implante para permitir una sólida retención del mismo (62). Después estas raíces artificiales servían de soporte a dientes también artificiales.

En 1.912 fue utilizado por Ballance (63) en forma de pequeños tubos para derivar el exceso de líquido cefalorraquídeo, en casos de hidrocefalia, hacia el espacio subdural. Este método constituía, a su vez, una variante del procedimiento de Mikulicz, utilizado hacia 1.893, en el que utilizaba tubos de oro (ver capítulo dedicado a Neurocirugía).

- 1.1.13.- Plomo: Metal de color gris-azulado, muy blando y pesado, dúctil y maleable, se oxida fácilmente, sus sales solubles suelen ser venenosas. Símbolo Pb, número atómico 82, peso atómico 207'21; punto de fusión, muy bajo, 327°C y peso específico 11'3. Su conocimiento es muy antiguo. Puede decirse que es el metal más antiguo que el hombre conoce. Posiblemente, debido a su bajo punto de fusión, el hombre primitivo hizo fuego cerca de algún mineral de plomo (galena, etc.) y así, por azar, se obtuvieron las primeras muestras de plomo fundido.

La primera alusión a este metal como elemento implantable aparece en el año 1.746 al publicar el odontólogo bretón Pierre Fauchard la segunda edición de su libro "Le Chirurgien Dentiste". Este autor utilizaba el plomo, en forma de delgadas láminas, para introducirlo en los conductos radiculares de los dientes desvitalizados (64) (65).

- 1.1.14.- Radio: Metal blanco brillante cuyo interés principal se encuentra en su radioactividad natural, es decir en la emisión de diferentes tipos de radiaciones ionizantes. Símbolo Ra, número atómico 88, Peso atómico 226'05. Los esposos Curie lo descubrieron en la pechblenda (el urato natural de uranio y plomo) en el año 1.898. Posteriormente Mme. Curie y Debierne lo obtuvieron en estado metálico en el año 1.910.

El descubrimiento de los esposos Curie de 1.898 no sólo alcanza al radio sino también al polonio y al torio, es decir, los tres elementos radioactivos naturales (66) (67) (68).

Poco después el radio, en forma de agujas, entraba a formar parte del arsenal terapéutico contra el cáncer como material implantable.

- 1.1.15.- Tantalio: También conocido como Tántalo es un

metal poco corriente, de aspecto grisáceo semejante al platino, dúctil y maleable, arde con facilidad (sobre todo cuando está reducido a polvo o a filamentos o hilos). Muy resistente a la corrosión. Su símbolo es Ta, número atómico 73, peso atómico 180'8. Fue descubierto en 1.802 por el sueco Ekeberg (69) y comenzó a usarse en cirugía hacia el final de los años treinta de la centuria presente.

Es un metal que entró en el campo neuroquirúrgico por su excelente resistencia a la corrosión y aparente buena aceptabilidad por los tejidos biológicos. Los primeros estudios de dicho metal como posible implante fueron publicados en 1.938 por Bursch y Carney (referidos por Venable, Stuck y Pudenz) seguidos de los de Burke en 1.940 (12) (13) (14). Su aparición coincidió con un interés general por los materiales aloplásticos en neurocirugía. Las primeras aplicaciones que se hicieron de él fueron en la reparación de defectos de las cubiertas craneales.

Otro autor que puede considerarse también pionero del tantalio en neurocirugía es Pudenz en 1.943 (13).

A diferencia de los metales utilizados en ortopedia y cirugía traumatológica, donde estos están sometidos a grandes sollicitaciones mecánicas, la introducción del tantalio en neurocirugía ofrece una perspectiva diferente de los metales como materiales aloplásticos. El tantalio cumple, más bien, una finalidad estática, casi cosmética, como es la reparación o sustitución del defecto óseo. De todas formas ya desde los primeros estudios se había visto que aunque era un metal apto para ser implantado, su campo debía ser restringido a pocas aplicaciones y generalmente fuera del ámbito de la cirugía ortopédica debido, principalmente, a su relativa pobreza en propiedades mecánicas y a la dificultad de su manipulado.

En 1.949, Leksell substituyó el primitivo tubito de goma, ideado por Dandy en 1.920, por uno de tantalio, para reopermeabilizar el acueducto de Silvio en los casos de hidro-

cefalia producidos por esta causa (70).

- 1.1.16.- Titanio: Es un metal también raro, de color gris oscuro, ligero y resistente a la corrosión. Su símbolo Ti, número atómico 22, peso atómico 47'9. Fue descubierto en 1.791 por el inglés W. Gregor y aislado por primera vez en 1.825 por el sueco Berzelius.

Ha sido introducido como material implantable hacia los años 50 (71), bien solo o en forma de aleaciones en diversos campos como el de la cirugía ortopédica, la cirugía cardiovascular, etc.

BIBLIOGRAFIA SOBRE METALES

- 1.- Citado por THORDWALD J.: El triunfo de la cirugía. Ed. Destino. Barcelona, 1.972. p. 262.
- 2.- BELL B. A.: A System of Surgery. Troy. New York. Penniman (1.804).
- 3.- LEVERT H.S.: "Experiments on the Use of Metallic Ligatures as Applied to arteries". American Journal of Medical Sciences 4, 17, 1.829.
- 4.- HANSMANN H. : "A New Method of Fixation of Fragments in Complicated Fractures". Verein Deutsches Gesellschaft für Chirurgie. 15, 134, 1.886.
- 5.- SIMS M.: citado por THORDWALD J. en El Triunfo de la Cirugía. Ed. Destino. Barcelona. 1.972. p. 130.
- 6.- LANE: citado por Williams D.S. en Implants in Surgery. W. B. Saunders Coltd. London-Philadelphia-Toronto. 1.973. p. 5.
- 7.- MEYER W.- "The Implantation of Silver Filigree for the Closure of Large Hernial Apertures" Annals of Surgery. 36, 767, 1.902.
- 8.- ROBB H.: "The Comparative Advantages of Catgut and Silver Wire Sutures for Closing the Fascia After Abdominal Incisions". Surgery, Gynecology and Obstetrics. 5, 193, 1.907.
- 9.- CUSHING H.: "The Control of Bleeding in operations for Brain Tumours With Description of silver clips for the Occlusion of vessels inaccessible to the ligature" Annals of Surgery. 54, 1, 1.911.
- 10.- ELSBERG C. A.: "Aluminum Plate for Defects of the skull". Annals of Surgery. 47, 795, 1.908.
- 11.- ZIELROD A.A.: "Reaction of Bone to Various Metals" Archives of Surgery. 9, 364, 1.924.

- 12.- VENABLE C. S. and STUCK W. G.: The Internal Fixation of Fractures. Springfield. Illinois. C.C. Thomas 1.947.
- 13.- PUDENZ R. H.: "Repair of Cranial Defects with Tantalum" Journal of the American Medical Association. 121, 478, 1.943.
- 14.- BURKE G. L.: "The Corrosion of Metals in Tissues and an Introduction to Tantalum". Canadian Medical Association Journal. 43, 125, 1.940.
- 15.- HAHN y Cols.: "Preliminary Evaluation of Porous Metal Surface Titanium for Orthopaedic implants". Journal of Biomedical Materials Research. 4, 571, 1.970.
- 16.- JUDET R.: Las Prótesis Totales de Cadera en Metal Poroso sin Cementación, II Jornadas de Trabajo sobre Sustituciones Articulares. Ciudad Sanitaria La Paz. Madrid, 1.976.
- 17.- American Society for Testing Matherials.: Standard Specifications for Stainless Steel (F55-66 and F56-66) Cast Cobalt-Chromium-Molybdenum alloy (F75-67) and Titanium (F67-66) for Surgical Implants. Philadelphia, 1.965-1.967.
- 18.- British Standard Institution: Specification for Metal Implants and Tools Used in Bone Surgery. Part. I. Materials for Metal Surgical Implants, BS 3531. London, 1.968.
- 19.- TURNER CH. R. y ANTHONY L. P.: "Tratado de Prótesis Dental". Editorial Pubul. Barcelona, 1.935. T.II.p.456.
- 20.- ENCICLOPEDIA BRITANICA (V. Acero). T. 21. 752 Fc.
- 21.- WILLIAMS D. F. y cols: Implants in Surgery. W.B. Saunders Co. Ltd. London-Philadelphia-Toronto, 1.973. p. 309.
- 22.- DICCIONARIO ENCICLOPEDICO PLAZA Y JANES (V. Estelita). T.III. 1.976.

- 23.- ENCICLOPEDIA SALVAT DE LA TECNICA (V. acero) T.I. .
1.979. p. 14.
- 24.- CELORIA F.: "Osteosíntesis-Compresión en el tratamiento de las fracturas diafisarias". Ed. La Médica.
Córdoba-Rosario (Argentina) 1.969. p. 38.
- 25.- WILLIAMS D. F. (citado anteriormente) p.9-11.
- 26.- REHN E.: "Zur Wiederherstellungschirurgie der Gelenke"
Arch. Klin. Chir. 180, 395, 1.934.
- 27.- Enciclopedia Medico-Quirurgical. Stomatologie. 23065 R 10.
10, 1969
- 28.- PAVON S.J.: "Implantes Metálicos en Traumatología y Ortopedia". Ed. Médica Panamericana. B. Aires. p.34 (sin año).
- 29.- SMITH-PETERSEN M.N.: "Arthroplasty of the Hip: A New Method". Jour. Bone Joint Surg. 21, 269, 1.939
- 30.- MOORE A.T. y cols: Journal of bone and Joint Surg. 25,
688, 1.943.
- 31.- CHARNLEY J.: "Arthroplasty of the Hip in a New Operation".
- Lancet, i, 1.129, 1.961.
- 32.- CHARNLEY J.: "Total Hip Replacement". Clinical orthopaedics and Related Research, 72, I-241, 1.970.
- 33.- DICCIONARIO ENCICLOPEDICO PLAZA Y JANES T.I (V. Aluminio).
Barcelona, 1.976.
- 34.- LAMBOTTE A.: "Chirurgie Operatoire des Fractures". Masson
et Cie. París, 1.913.
- 35.- DOYSI: Citado por JUDET R. y cols en: "Resection-Reconstruction of the Hip. Arthroplasty with an acrylic Prosthesis" Livingstone. Londres, 1.954.
- 36.- STOPPANY: citado en La Escuela Odontológica Alemana. Ed.
Labor. Barcelona. T.Í. 1.936. p. 484.
- 37.- JOHNSON C. N.: "La práctica odontológica". Ed. Labor,
1.927, p.237.

- 38.- Citados por la "Escuela Odontológica Alemana". T.II, 1.936. p. 212.
- 39.- Citados por SCHULTZ L. C.: "Odontología Operatoria". Ed. Interamericana, 1.969. p. 73.
- 40.- BLACK G.: Citado por PARULA N. en: "Clínica de Operatoria Dental". Ed. ODA. B. Aires, 1.975. p. 400.
- 41.- RIES CENTENO G.A.: "Cirugía Bucal". Ed. "El Ateneo". B. Aires. 7a Edición, 1.968. p. 470.
- 42.- DICCIONARIO ENCICLOPEDICO PLAZA Y JANES. T. II. (v. cinc). Barcelona, 1.976.
- 43.- SCHRODER: citado en La Escuela Odontológica Alemana. Ed. Labor. Barcelona, T.I., 1.936. p.484.
- 44.- La misma fuente que para las citas 33 y 42 (voz "cobre").
- 45.- Idem. (voz "magnesio").
- 46.- LAMBOTTE A.: "Technique et Indications de la prothese perdue dans le traitement des fractures". Presse Medicale, 17, 231, 323, 1.909.
- 47.- LAMBOTTE A.: "Chirurgie Operatoire des fractures". Paris-Masson, 1.913.
- 48.- HEY GROVES E. W.: "An Experimental Study of the Operative Treatment of fractures". British Journal of Surgery, I, 438, 1.913.
- 49.- BEHRMAN S.J. y cols.: "The Implantation of Magnets in the Jaw to aid denture retention: an original brief research report". New York Dental Journal, 19, 353, 1.953.
- 50.- ROPER-HALL M.J.: "Magnetic Orbital Implant". British Journal of Ophthalmology, 40, 575, 1.956.
- 51.- FINGERHUT A.G. y cols.: "Magnets and Metallic Thrombosis of intracranial aneurysms" En Progress in Biomedical Engineering. Ed. Fogel L.J. & George F. W. Washington: Spartan. 1.967.

- 52.- Enciclopedia Labor. T.II: La Materia y la Energía. Ed. Labor. Barcelona, 1.956. p. 446.
- 53.- PITARKA: citado por JUDET R. y cols. en Resection Reconstruction of the hip Arthroplasty with an acrylic Prosthesis. Livingstone. Londres, 1.954.
- 54.- PARE: citado por THORWALD J. en El triunfo de la cirugía. Ed. Destino. Barcelona, 1.972, p. 262.
- 55.- MAGLIOLO: citado por RITACCO en Implantes Endodónticos Intraóseos. Ed. Mundi, 1ª Edición. B. Aires. 1.967, p. 34.
- 56.- MIKULICZ J. y cols.: "Beitrag zur Pathologie und Therapie des Hydrocephalus". Mitt. Grenzgeb. Med. V. Chir. Vol. I. 1.896. 264-301.
- 57.- BEACH H.H.: "Gold Foil in Cerebral Surgery". Boston. Med. Surg. J. 136, 281-282, 1.897.
- 58.- JONES R.: "Production of pseudo-arthritis of the hip without disarticulation of the head" Brit. Med. Jour. 1, 494, 1.908.
- 59.- PAYNE: citado por RITACCO (ver nota bibliográfica 55).
- 60.- ALGRAVE: citado en la misma fuente que el anterior.
- 61.- ULLOA: citado en Diccionario Enciclopédico Plaza y Janes. T. VII (voz "platino") Barcelona 1.976.
- 62.- GREENFIELD M.E.J.: citado por GAILLARD y NOGUE en Tratado de Estomatología. T.IV Dentistería Operativa. Ed. Pubul. Barcelona 1.926. p. 576.
- 63.- BALLANCE C.A.: Cerebral Descompresion in Ordinary Practice. Mac Millan C. 1.912.
- 64.- FAUCHARD P.: citado por LERMAN S. en "Historia de la Odontología y su Ejercicio Legal. Ed. Mundi. 2 Ed. B. Aires, 1.964. p. 340-341.
- 65.- MAISTO D. A.: Endodoncia. Ed. Mundi. B. Aires. 1.967. p. 15.

- 66.- ZARANDIETA G.: Lecciones de Terapéutica Física.
Ed. Científico. Med.Cop. Madrid, 1.965.
- 67.- DICCIONARIO ENCICLOPEDICO PLAZA Y JANES.T. VII.
(voz Radio)- Barcelona, 1.976.
- 68.- ENCICLOPEDIA LABOR. T.II: La MATERIA Y LA ENERGIA.
Ed. Labor. Barcelona 1.956.
- 69.- DICCIONARIO ENCICLOPEDICO PLAZA Y JANES. T. VIII.
(voz Tantaló) Barcelona, 1.976.
- 70.- LEKSELL: citado por OBRADOR S. en Hidrocefalias no tumorales. Ed. Toray. Barcelona, 1.962. p. 74.
- 71.- LEVENTHAL G.C.: Titanium a metal for surgery. Jour. Bone Joint Surg.33, 473, 1.951

● 1.2. PLASTICOS.

Los plásticos son productos artificiales, de naturaleza orgánica que pueden ser moldeados mediante tratamientos mecánicos o térmicos adecuados. De una forma muy general, los plásticos, también llamados resinas artificiales, son polímeros o macromoléculas formadas por la aposición o condensación de "unidades" relativamente pequeñas llamadas monómeros. Estos monómeros pueden ser iguales o diferentes: si las moléculas que se van a polimerizar son idénticas el cuerpo resultante se denomina homopolímero y si son diferentes copolímero. Los plásticos son clásicamente divididos en termoplásticos y termoestables. Los primeros se ablandan por la acción del calor y se endurecen cuando se enfrían; los termoestables se endurecen por la acción del calor pero ya no es posible modificar su forma otra vez por el calor sin que se deterioren.

La característica principal de los plásticos, es su baja reactividad química y su alto grado de estabilidad. Poseen, además, una resistencia al envejecimiento grande, no presentan fenómenos de corrosión y no son conductores del calor y de la electricidad. Otra característica importante es su relativo bajo precio aunque ultimamente han aumentado bastante de costo. Desde el punto de vista médico-quirúrgico, un pequeño inconveniente es el de su esterilización; como muchos de ellos se reblandecen por debajo de los 100°C no se pueden utilizar los procedimientos clásicos; es necesario recurrir a la esterilización por óxido de etileno, radiaciones gama, antisépticos, etc.

Clásicamente se admite que Baekeland es el iniciador de la época de los plásticos en 1.909, en Estados Unidos, al descubrir y patentar la BAQUELITA, el primer plástico totalmente artificial comercializado, resultante de la

reacción de condensación controlada entre el fenol y el formaldehído (1). No obstante, ya con anterioridad, puede decirse que se habían obtenido algunas sustancias con caracteres similares a los de los plásticos pero que tenían un origen natural y eran sometidas a posteriores transformaciones industriales. Por ello tal vez sea más justo decir que la historia de los plásticos comienza hacia 1.840 con la vulcanización del caucho por Charles Goodyear y después con la obtención del celuloide, por Parkes en 1.865 (más adelante se verá que existe algo de confusión con respecto a este descubrimiento). Ahora bien, ¿cabría recordar aquí también a Wöhler, padre de la química orgánica, cuando en 1.828 sintetizó la urea, como un precursor de la era de los plásticos?

El siguiente plástico que se conoció fué el acrílico hacia 1.872 pero no alcanzó su importancia hasta bastante tiempo después (1). Posteriormente viene el descubrimiento ya comentado de la BAKELITA por Baekeland (1.909). Sin embargo, el año 1.930 puede considerarse capital en el mundo de los plásticos ya que Carothers descubrió el NYLON y revolucionó, en cierta medida, la química de los plásticos, al demostrar que muchos de los principios de la química orgánica tradicional eran totalmente aplicables a las macromoléculas de los plásticos (2). A partir de aquí el campo de los macropolímeros crece de forma inusitada y entra de lleno también en el campo quirúrgico.

La historia de los plásticos aplicados a la cirugía, como implantes, comenzó con la colocación de dichas sustancias obtenidas por transformación de productos más o menos naturales tales como el celuloide y el caucho.

Es muy probable que el primer implante de un elemento plástico se realizará con celuloide para reparar defectos óseos craneales durante los últimos años del siglo XIX (ver celuloide) (3) (4).

El siguiente material plástico utilizado -hablando de plásticos en un sentido más amplio de polímeros- fué el caucho en 1.900 por Chlumsky, Hoffa y Hübscher como material de interposición entre las dos superficies articulares de la articulación coxo-femoral (5).

Un aspecto interesante a comentar, desde el punto de vista histórico-quirúrgico, es el de la tolerancia de los plásticos por el organismo. En principio, la llamada reactividad del organismo frente a estos productos es muy pequeña aunque no es posible decir que no exista. Cuando se sospecha la aplicabilidad de una de estas sustancias en el campo biológico, se inician estudios meticolosos encaminados a demostrar su buena tolerancia. Sin embargo, hay que pensar que solamente hace unos pocos lustros que se llevan implantando sistemáticamente. Hay todavía muchos puntos oscuros. El hombre parece mejor receptor que muchos de los animales utilizados en experimentación. Por ejemplo, los implantes de plásticos a muchos de estos animales provocan, casi siempre, granulomas de cuerpo extraño. Hay plásticos implantados a animales, en forma de delgadas películas, que tienen poder carcinogénico; sin embargo, el mismo material, implantado como polvo, no produce tumores (6). Todo esto viene a comprobar que existen muchas lagunas en el conocimiento del mundo de los implantes. Lo mismo se demuestra por el hecho de que una sustancia que comienza a ser implantada, en un determinado momento, llega a extenderse mucho para, al cabo de unos pocos años, ser sustituida por otra para las mismas aplicaciones. Es posible que deba pasar todavía bastante tiempo para que las cosas se aclaren o para que se abran nuevos caminos.

Dentro del enorme mundo de los plásticos, en cirugía, hoy día, la mayor importancia la han alcanzado el polietileno, las siliconas, el polietileno-tereftalato (DACRON), el politetrafluoretileno (TEFLON) y los poliésteres (NYLON).

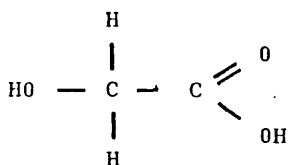
A continuación aparecen, por orden alfabético, los di-

ferentes plásticos que se han utilizado o utilizan en cirugía implantológica y su desarrollo en el tiempo.

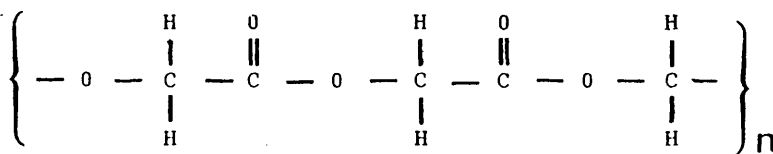
• 1.2:1.- Acido poliglicólico.

Se trata de un moderno polímero obtenido, por la firma "Cynamid International" de New York, a partir del ácido glicólico.

La introducción de este material en clínica quirúrgica se ha producido hacia 1.968 (7).



Acido glicólico



Acido poliglicólico

Concretamente, en la confección de suturas reabsorbibles muy resistentes y flexibles, está sustituyendo rápidamente al tradicional catgut, con respecto al cual se comporta fisiológicamente más inerte. La razón de ello parece estribar:

a) en su calidad "no proteica", a diferencia con el catgut y con las suturas de colágeno.

b) por esto mismo, su absorción se realiza merced a un simple proceso de hidrolización en los tejidos, mientras que para las otras suturas de origen orgánico, la reabsorción precisa de un proceso previo de desintegración enzimática y fagocitaria, que resulta más lento que la simple hidrolisis. La reacción tisular, además, es mayor con el catgut, la seda y el algodón, que con el ácido poliglicólico.

Una de las primeras suturas comercializadas de ácido poliglicólico se debe a la firma DAVIS & GECK con el nombre de DEXON.

Otra marca interesante en este campo es la proporcionada por la firma ETHICON con el nombre de VICRYL.

En este caso se trata de un copolímero de dos derivados directos, respectivamente, de los ácidos glicólico y láctico, que ha sido bautizado con el nombre de Poliglactín 910.

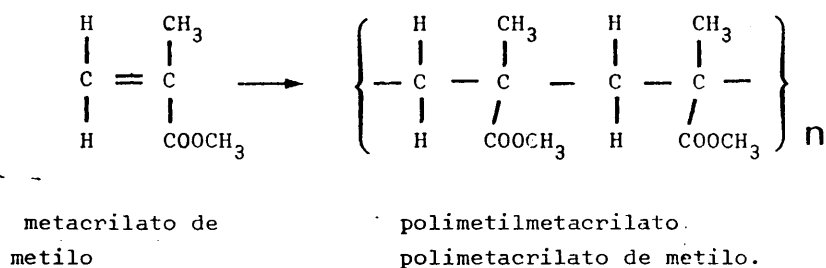
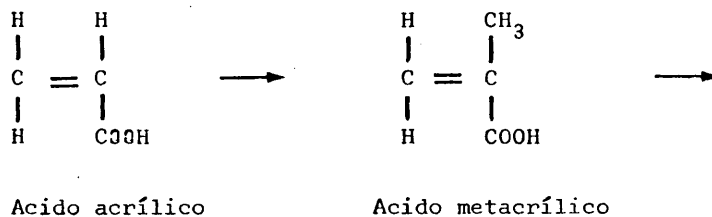
• 1.2.2.- Acrilatoamida.

Se trata de un terpolímero constituido por 90 partes de butil-acrilato, 7'5 partes de metil-metacrilato y 2'5 partes de metilacrilamida todo ello en un relleno de etil-metacrilato. El producto final tiene forma de tubos o de láminas y es de consistencia esponjosa. Este material se puso a punto hacia 1.959 en el Laboratorio de Investigación de Prótesis de la Armada de los Estados Unidos. Los primeros estudios que se hicieron con él fueron en cirugía vascular (8). Posteriormente se ha utilizado también en cirugía maxilofacial como elemento de sustitución para la restauración de defectos óseos del hueso alveolar (9).

• 1.2.3.- Acrílicos.

Generalmente conocidos con el nombre de resinas acrí-

licas son derivados del ácido acrílico o del ácido metacrílico (ambos, a su vez, proceden del etileno), mediante un simple proceso de polimerización por adición, para producir polimetacrilatos de metilo.



Estos materiales ya fueron estudiados por Rohm hacia 1.872 el cual no publicó sus trabajos hasta 1.901 (1). Dicho autor fué fundador de la firma ROHM & HASS Co., la cual comenzó la producción de dichas sustancias hacia 1.927 en Alemania y en 1.931 en Estados Unidos (10). Posteriormente, en 1.937, también entró en este campo la firma americana DUPONT (1).

Otra compañía digna de mencionarse es la británica Imp. Chemical Industries Ltd. (I.C.I.).

Estos son algunos de los nombres comerciales más utilizados con los que se conocieron los primeros acrílicos:

PLEXIGLAS, PERSPEX, TRANSPEX, KALLODENTINE, DIAKON, LUCITE, OROGLAS, etc.

El gran impulso en el desarrollo de los acrílicos se produjo durante la II Guerra Mundial, en el campo aeronáutico sobre todo, cuando se emplearon estos materiales, en láminas transparentes, como sustitutivos del vidrio ya que eran mucho más ligeros que éste y ofrecían, además, la ventaja de que cuando se rompían resultaban menos peligrosos que el cristal.

En 1.953 se concedió el Premio Nobel de Química al germano Staudinger por sus estudios con los metilmetacrilatos, que databan desde el año 1.927 (11). Otro autor que también debe ser mencionado en relación con la puesta a punto de los acrílicos es Bauer (11).

Los acrílicos son, en general, duros pero con un cierto grado de elasticidad que los convierte en muy útiles y prácticos para diversos fines quirúrgicos.

Las primeras aplicaciones en el campo médico-quirúrgico fueron en estomatología para la confección de prótesis dentales (bases de dentaduras y dientes artificiales). La adición de diversos colorantes a los acrílicos, produce, en los mismos, bellos efectos de naturalidad para la reproducción de encías y dientes. Por todo lo anterior y por su comodidad de manejo, reemplazaron rápidamente en este terreno al caucho endurecido, por supuesto que al celuloide, que era anterior e, incluso, a la cerámica (porcelana), aunque ésta ha vuelto a ocupar un papel importante en esta especialidad (dientes artificiales).

En los primeros tiempos de su utilización, los acrílicos solían ser suministrados en dos recipientes, uno que contenía un polvo y otro un líquido. Ambos se mezclaban y modelaban según era requerido por cada caso y, a continuación, se sometían a ebullición para que se realizara la polimerización.

Posteriormente han surgido los acrílicos autopoli-
merizables por adición a la mezcla de ciertos acelerado-
res, con lo cual el proceso se realiza a temperatura am-
biente en medio de una reacción ligeramente exotérmica.
Aunque esta pequeña formación de calor es ligeramente
incómoda, por algunos problemas que se cometan en otro
lugar, es indudable que todo esto ha sido definitivo
para la utilización de los acrílicos en la cirugía de
los implantes protésicos.

En 1.940, se consideraba que los acrílicos no ofre-
cían posibilidades de uso en artoplastias, pero en 1.943
Harmon (12) realizó algunas experiencias clínicas prome-
tedoras con cúpulas de este material para artoplastias
de cadera, y en 1.946 comienzan los trabajos de los her-
manos Judet con prótesis acrílicas para cadera, que se
comentan con más extensión en el capítulo de artroplas-
tias de cadera (13).

Es CHARNLEY (14) quien, en 1.958-1.959, comenzó a
utilizar estos metacrilatos como "cemento" de fijación
para las prótesis totales de cadera. Posteriormente su
uso se ha generalizado para otras prótesis que necesitan
fijación (rodilla, etc.). En este sentido, para cualquier
cirujano ortopédico son hoy familiares entre otros los
nombres de PALACOS, C.M.W. etc. con los que se conocen
los principales productos utilizados para este fin.

Una innovación importante ha sido recientemente in-
troducida (1.974) por la firma Merck. Como la infección
es una complicación seria que puede, incluso, dar al
traste con la prótesis, se ha recurrido a mezclar anti-
bióticos en los cementos. De todas las pruebas realizadas
el mejor resultado obtenido ha sido con la gentamicina.
Otros antibióticos retardan o inhiben la reacción de po-
limerización.

Otro campo que se ha visto beneficiado del empleo

clínico de los acrílicos ha sido la neurocirugía para recubrir pérdidas óseas producidas por traumatismos de la bóveda craneal, amplias resecciones o simples craneostomías.

El material acrílico también se ha utilizado en la cirugía de la tuberculosis como material de relleno tras toracoplastias; en oftalmología, como implante de córnea, etc. (ver capítulos correspondientes).

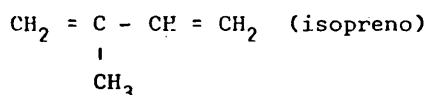
• 1.2.4.- Caucho.

El caucho es un producto natural que se obtiene practicando incisiones en los troncos de varias familias de plantas repartidas por América, Asia y África: "euforbiaceas", "lorantaceas", "apocinaceas", "ascepidiaceas", "campanulaceas" y "artocapeas". Los árboles que más se utilizan para la obtención del látex, del cual se extraerá posteriormente el caucho, son: "hevea brasilensis", "hevea guayanensis", "ficus elástica", "castilloa elástica" y "manihot glaciiovii". El procedimiento de obtención del látex, en síntesis, no varía sustancialmente del método seguido para la extracción de la resina de los pinos en España.

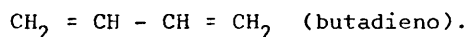
Como se ha dicho, el caucho no se obtiene como tal directamente de los árboles. El látex recogido es necesario tratarlo por varios procedimientos para separar el caucho de otros materiales que no interesan. Generalmente, el látex se deja coagular o "cuajar" por diferentes procedimientos. El coágulo formado constituye el auténtico caucho pero todavía contiene impurezas. A continuación, el proceso industrial sigue los siguientes pasos: lavado, "masticación", adición de colorantes y adición de aceleradores. Las fases de lavado y "masticación" o "masticado" tienen por objeto separar sustancias tales como resinas, albuminoides, minerales y agua.

El caucho así obtenido no es apto, todavía, para su utilización porque es blando y pegajoso. Por ello, es necesario someterlo al proceso denominado de vulcanización mediante el cual el caucho se mezcla con azufre en polvo en presencia de calor y presión y adquiere dureza (ebonita o vulcanita). La proporción de la mezcla azufre-caucho es variable a voluntad según el tipo de dureza que se desee conseguir y según el uso al que vaya destinado. No obstante, el máximo de esta proporción está en un 32% de azufre. El nombre de ebonita suele reservarse para los cauchos muy duros y el de goma o caucho, simplemente, para los demás. Existen muchos procedimientos para vulcanizar el caucho; más adelante se hablará de ellos.

Desde el punto de vista químico el caucho es un elemento de composición compleja. Un 95%, aproximadamente, está constituido por un hidrocarburo polimerizado (un politerpeno) cuya fórmula empírica sería $(C_5 H_8)_n$ (n representa un número de varias centenas). Este hidrocarburo es el isopreno o 2-metil-1, 3-butadieno, cuya fórmula desarrollada es:

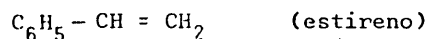


Posteriormente, la química industrial ha aprendido a elaborar cauchos sintéticos por diferentes procedimientos. En general, cualquier hidrocarburo no saturado que presente los dobles enlaces alternados (conjugados) es apto para ser polimerizado y obtener caucho; por ejemplo el butadieno:

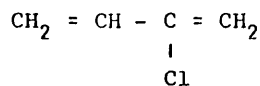


En Alemania éste es el cuerpo que se utiliza para

obtener los cauchos denominados BUNA. Por ejemplo, el BUNA (de características muy útiles) se obtiene de la copolimerización entre Butadieno y estireno:



En América, la casa Dupont, posee otro caucho artificial que es un derivado clorado del butadieno: el cloropreno o clorobutadieno:



El caucho es conocido desde hace muchos siglos. Como es bien sabido algunas de las civilizaciones precolombinas alcanzaron un alto grado de desarrollo manifestado no sólo en forma de expresiones culturales o artísticas, de las que han quedado recuerdos patentes y abundantes, sino por sus manifestaciones de organización social. Una de tales manifestaciones es, sin duda, la constituida por actividades deportivas y juegos. Así, en 1.536, en la "Historia General de las Indias" de Gonzalo Fernández de Oviedo y Valdés (Madrid, tomo V, cap. III) se describe el juego de bolos que practicaban los indios. Las pelotas que utilizaban eran de caucho. Posteriormente, de Herrera, en 1.601, a lo largo de la descripción que hace de la conquista de Méjico, y Juan de Torquemada, en 1.615, en su obra "De la Monarquía Indiana" hablan de los árboles en que los nativos practicaban incisiones para obtener la sustancia con la que confeccionaban las mencionadas bolas y de un procedimiento para impermeabilizar vestidos mediante caucho. Los indios mejicanos denominaban "ule" o "ulaquahuil" a estos árboles, tratándose, con seguridad, de la especie mejicana, mencionada anteriormente, conocida con el nombre de "Castilloa elástica". Otros grupos de exploradores, y en dife-

rentes regiones, observaron hechos parecidos. Así, en Haití y en la cuenca del Amazonas, los descubridores de estas tierras pudieron comprobar que los habitantes fabricaban diferentes utensilios con el látex desecado. En estas regiones dicho látex era conocido con el nombre de "cautchuc", cuya traducción viene a significar algo así como "lágrimas del árbol". (15) (16) (17).

En 1.736, el francés La Condamine, envió a Europa muestras de este producto. Entre 1.745 y 1.810, fueron descritos por La Condamine, Fresneau y Rasburgh los árboles a los que antes se ha hecho alusión: "hevea brasiliensis", "hevea guayanensis" y "ficus elástica". Los franceses comenzaron a llamar "cautchouc" al material blando, pegajoso y elástico que se obtenía del látex de dichos árboles, los alemanes "Kautschuk" o "gummi" y Priestley, en Inglaterra, en 1.770 denominó "rubber" a la "goma" que tiene la propiedad de "borrar los trazos hechos con lápiz".

1.876 representa un año capital en la historia del caucho ya que, por primera vez en Europa, se plantan semillas de "hevea brasiliensis" en el Jardín Botánico de Kew ^{II}. Los árboles plantados habían sido recogidos por H.A. Wickham en el Amazonas y 6 años más tarde, esto es, en 1.882, se obtuvieron las primeras cantidades de látex tras la práctica de incisiones en sus troncos. Se habían plantado unos 70.000 árboles pero sólo prendió el 3,75% de los mismos. (15) (16) (17).

^{II} Kew es una localidad del distrito de Richmond al Sureste de Inglaterra, sobre la orilla del río Támesis, a unos 9 Km. al Suroeste de Hyde-Park, es decir en las afueras de Londres, su Real Jardín Botánico con una extensión de 4,5 Ha. fué fundado en 1.759 por la princesa de Gales (actualmente tiene unas 120 Ha).

Otro personaje importante en este sentido fué Sir Joseph Hooker el cual, a pesar de la prohibición de exportar semillas del gobierno brasileño -que pretendía monopolizar la producción mundial- logró sacar de esta nación otras 70.000 semillas que se cultivaron en Ceilán y Malaca (18).

La verdadera revolución en el mundo del caucho se produce con la aparición del proceso que se denominó vulcanización en honor del dios Vulcano (en virtud de los compuestos de azufre que se desprenden de las chimeneas de los volcanes). El término fué introducido por Thomas Hanlock. Ya Ludersdorff, en 1.832, había descubierto que la adhesividad del caucho podía disminuir por adición de azufre en polvo el caucho disuelto en aguarrás (esencia de trementina). Simultánea y paralelamente, en América, Nathaniel Hayward obtuvo idéntico hallazgo. Pero es Charles Goodyear quien, en Enero de 1.839, en Woburn (Massachusetts), de forma accidental, descubre la vulcanización en caliente: a Charles Goodyear se le cayó encima de la placa caliente de una cocina uno de dichos fragmentos de caucho mezclado con azufre; poco después pudo comprobar que la porción interna de la masa había endurecido. (15) (16) (17).

Charles Goodyear había intentado ya anteriormente en diferentes ocasiones, resolver el problema de la goma elástica que en verano se hacía blanda y pegajosa mientras que en invierno era dura y quebradiza. En 1.835 patentó un primer sistema que consistía en mezclar el caucho virgen con magnesio y negro de humo disolviendo la mezcla en esencia de trementina, pero no dió resultado. En 1.837 describió un segundo procedimiento tratando las superficies engomadas con ácido nítrico y bismuto o cobre, pero no obtuvo resultados positivos por dificultades inherentes a la crisis económica de 1.837. A continuación conoció a Nathaniel

Hayward y le contrató como capataz. Charles Goodyear reconoció los derechos de la patente de aquel y en 1.844 patentó su procedimiento original, después de estudiar la temperatura y presión adecuadas para el proceso de la vulcanización (Patente Británica 10.027 de 1.844) (15) (16) (17).

Posteriormente, fueron ideándose otros procedimientos para la vulcanización del caucho; en 1.846 Parkes obtuvo la vulcanización en frío; en 1.913 Bernstein por medio de rayos ultravioleta, etc. (17).

Las primeras aplicaciones médicas de la ebonita o vulcanita se realizaron en el campo de la odontoestomatología. La primera prótesis dental realizada con este material se colocó en Francia en 1.854 por el dentista Nink (15). En esta especialidad se ha seguido utilizando el caucho vulcanizado hasta los años cincuenta del siglo XX en que fué definitivamente desplazado por los materiales acrílicos. Aunque muy raras, todavía puede verse alguna dentadura de caucho (los dientes de porcelana) en personas muy ancianas.

Al igual que el caucho alcanzó gran difusión y éxito en odontología, también se probó en diferentes especialidades quirúrgicas como material implantable. En cirugía maxilofacial, por ejemplo, son de destacar los trabajos de Claudio Martín, de Lyon, el cual creó unas prótesis inmediatas de sustitución para ser colocadas después de resecciones más o menos amplias de maxilares o de mandíbula. Este autor publicó sus trabajos en 1.889 (19) (20) (para ver más detalles ver capítulo de cirugía oral y maxilofacial). Como intervenciones neuroquirúrgicas, se puede citar a Abbe (21) el cual en 1.897 publicó un artículo sobre la implantación subdural de fragmentos de goma y a Senn (22) quien hacia 1.903 colocaba pequeños tubos de goma para derivar el líquido cefalorraquídeo en casos de

hidrocefalia. En cirugía ortopédica también se realizaron ensayos con implantes de caucho más o menos duro: en 1.900 Chlumsky, Hoffa y HBScher (15) lo utilizaron como material de interposición, entre ambas superficies articulares, en la articulación coxo-femoral y Delbert y Robineau, respectivamente, en 1.919 y 1.926, lo emplearon de forma análoga en la articulación de la rodilla (23) (24).

Como se puede apreciar el caucho supuso en su época ya una pequeña revolución en el mundo quirúrgico. Hoy ya no se emplea como material implantable ya que ha sido ampliamente superado por los más modernos, pero todavía se construyen con caucho tubos, catéteres, etc. que aún prestan grandes servicios en la clínica.

• 1.2.5.- Celofán.

Es el hidrato de celulosa. El invento se debe a los ingleses Cros y Beran (1892) pero su perfeccionamiento y puesta a punto industrial la realizó el suizo J.E. Brandenberger entre 1.910 y 1.912. La primera producción se hizo en la firma "La Cellophane", de París, en 1.913. Posteriormente la han producido la "Kalle & Co. A. G." de Wiesbaden y, en E.E.U.U., la "Dupont Cellophane Co. Inc." etc. Los nombres registrados con los que se ha conocido esta sustancia han sido: HELIOZELL, CLAR-APEL, TRANSPARIT, ULTRAPHAN, CELLGLAS, etc. (10) (25) (26) (27).

El nombre celofán se ha generalizado desde el francés como denominación genérica para designar esta sustancia.

Se ha utilizado mucho en Medicina y Cirugía en la elaboración de vendajes y compresas.

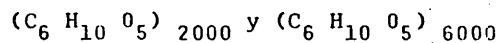
Como material implantable se han realizado algunos intentos con diferente fortuna. En 1.943 Mckeeber utilizó celofán como material de interposición en rodilla tras

sinovectomías (28) y en 1.949 Soabe y Sabaino para el mismo fin junto con fibrina (29).

• 1.2.6.- Celuloide.

El celuloide es una mezcla de nitrocelulosa y alcanfor. La nitrocelulosa, como dinitrato de celulosa (también llamado piroxilina), a su vez, se obtiene al tratar la celulosa con una mezcla de ácido nítrico y de ácido sulfúrico diluidos.

La celulosa es un polímero de las hexosas cuya fórmula oscila entre



Por lo que respecta al alcanfor, son tres las variedades del mismo que pueden utilizarse en la fabricación del celuloide: el alcanfor de Borneo, el alcanfor ordinario y sucedáneos del alcanfor (como la acetanilida). El alcanfor, desde el punto de vista químico, es un derivado polimetilénico, de la familia del pineno o terebenteno, es decir, un terpeno. El alcanfor natural u ordinario se obtiene de un árbol de la familia de las Laurineas que se encuentra en China y en Japón, llamado "Laurus Canphora" ("Laura Canphora" en otros textos). Su fórmula empírica es $C_{10} H_{16} O$. El alcanfor ordinario, por hidrogenación, conduce al alcanfor de Borneo. Este se obtiene de un árbol presente en Sumatra, Java y Borneo llamado "Drijobalonopo Camphora". El alcanfor de Borneo también puede obtenerse por hidratación del canfeno, otro terpeno. Si la celulosa se mezcla con ácidos concentrados, y en frío, se obtienen nitrocelulosas con carácter explosivo, mientras que si los ácidos, especialmente el nítrico, son diluidos, la nitrocelulosa obtenida no es explosiva.

El celuloide es un material termoplástico, es decir,

puede ser moldeado a partir de 70º u 80º C; alcanza su máxima plasticidad entre los 115º C y los 125º C. (30) (31) (32).

Como ya se dijo en el apartado dedicado a los plásticos en general, el celuloide fue descubierto por Parkes en 1.865. Algunos atribuyen el descubrimiento a unos tipógrafos de New Jersey, los hermanos J.S. y J.W. Hyatt, entre 1.869 y 1.870, los cuales trataban de obtener un material que sustituyera al marfil en la confección de bolas de billar. En realidad el mérito de los hermanos Hyatt consiste en haber sido los primeros en preparar el procedimiento de obtención industrial del celuloide. La nitrocelulosa había sido descubierta por Braconnat en 1.833 utilizándola como explosivo; en 1.865 Parkes tuvo la idea de ablandarla, para moldearla, utilizando acetona ó una mezcla de alcohol y éter. En 1.875 Spill disolvió el nitrato de celulosa en alcanfor caliente, obteniendo así el celuloide como tal. (30) (31) (32) (33).

Las primeras aplicaciones médicas del celuloide fueron también en el campo de la odontoestomatología. La primera prótesis dental de celuloide fué realizada y colocada por Preterre en New York en el año 1.868 (30). Estas primeras prótesis se deterioraban en pocos meses. La causa de ello estribaba en el hecho de que durante el proceso de fabricación del celuloide interviene el alcanfor; pero como para elaborar las prótesis era necesario calentar el material y para ello se recurría a un aceite ó a la glicerina no se tenía en cuenta que ambas sustancias eran disolventes del alcanfor. De ello resultaba que la prótesis quedaba prácticamente constituida por uno solo de sus componentes, la celulosa, la cual era fácilmente atacable, como es de suponer, por la flora bucal. Posteriormente este inconveniente se suprimió al sustituir el aceite o la glicerina por un elemento tan inerte y sencillo como es el agua.

Probablemente los primeros implantes en el hombre con materiales plásticos se realizaron en neurocirugía, para recubrir pérdidas óseas craneales, mediante celuloide, a finales del siglo XIX. Los resultados eran muy dispares, habiendo casos, como el de Schloffer (3), que 16 años después el implante se conservaba en perfectas condiciones, mientras que el caso de Funk, al cabo de 12 años, el material se había descompuesto totalmente (4).

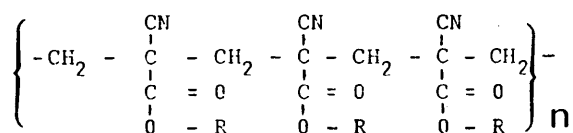
En el año 1.900, Chlumsky y otros varios autores (5) utilizaron el celuloide en cirugía, como un implante, al interponerlo entre las dos superficies articulares de la articulación de la cadera. Poco después, en 1.923, Smith Petersen introduce su cúpula acetalular para la articulación de la cadera, elaborada en vidrio y al comprobar que se fractura este material con mucha frecuencia, una vez implantado, realiza una serie de pruebas con diferentes materiales entre los que se encuentra el celuloide, la baquelita y el vidrio PYREX. (34) (35) (36).

Posteriormente Ney, en 1.939, ensayó el celuloide en neurocirugía para reparar las cubiertas craneales pero fué rápidamente sustituido por metales (vitallium y Tantalio) y por los acrílicos.

• 1.2.7.- Cianoacrilatos.

Constituyen una serie de polimeros que químicamente reciben el nombre de polialquil -2- cianoacrilatos. Varía la naturaleza del radical alquílico y, así, pueden existir: polimetil-2-cianoacrilatos, polietil-2-cianoacrilatos, polipropil-2-cianoacrilatos, polibutil-2-cianoacrilatos, etc.

Su estructura química es la siguiente:



R = radical alquílico (metil, etil, propil, butil, pentil, hexil, etc.)

El primero que se sintetizó fué el metil-2-cianoacrilato en el año 1.942 (38).

Se utilizan como adhesivos para tejidos y su introducción en cirugía es reciente.

De todos ellos el que ha mostrado poseer un mejor poder adhesivo junto a una mejor compatibilidad tisular es el polibutil-2-cianoacrilato. Polimeriza en unos 10 segundos y se le puede añadir un colorante (generalmente azul) que se desintegra fácilmente y no deja tatuajes, con el fin de controlar lo más exactamente posible, visualmente, su dosificación. El producto reacciona con los componentes proteicos orgánicos. Debido a ello no debe utilizarse sobre tejidos especialmente delicados como el nervioso ó el vascular.

De una relación bibliográfica, publicada por la firma Braum sobre adhesivos tisulares, que recoge 141 trabajos editados, los primeros artículos que aparecen haciendo referencia a los cianoacrilatos son en 1.959 y corresponden a estudios químicos y su perfil como adhesivos (39). Su empleo clínico puede establecerse, como comienzo, hacia 1.962 (40) y su generalización hacia 1.967-1.968 (41) (42) (43) (44).

• 1.2.8. - Colodión.

Se obtiene por disolución alcohólico-etérea de la mononitrocelulosa y dinitrocelulosa. Al someter este producto a evaporación queda una fina lámina que se ha utilizado como hemostático y para recubrir heridas.

El colodión fué obtenido por primera vez en 1.847 por Schönbein al disolver nitrato de celulosa en una mezcla de éter y alcohol. (45).

En 1.954 Pinto y cols (46) han publicado un procedimiento para prevenir la formación de neuromas dolorosos, después de amputaciones de los miembros, mediante el recubrimiento con colodión de los extremos de los nervios seccionados.

•1.2.9.- Fenol-formaldehido.

Es conocido también como resina fenol-formaldehido y químicamente como la oxibencil-metileno-glicolanhidrido (BAQUELITA).

Es el resultado de la copolimeración entre el fenol y el formaldehido.

En 1.872, Baeyer realizó esta mezcla, sin más, posiblemente de forma accidental, investigando algo en otro campo. Baeyer obtuvo una masa pastosa que no lograba cristalizar ni solidificar. Fué el belga Baekeland, ya en este siglo, en 1.909, quien al utilizar el amoníaco y un poco de calor, trabajando con la mezcla anteriormente descrita, obtuvo la BAQUELITA como tal y patentó el procedimiento. (Patentes U.S.A.: 942. 699, 942. 700, 942. 808 y 942.809 del 7 de Diciembre de 1.909) (1) (47). En el año 1.910 se creó la Bakelite Co. que fusionada posteriormente con otras dos grandes empresas americanas dió nacimiento a la Bakelita Corp. Esta compañía, a su vez, fué precursora de la actual Unión Carbide Co que es una de las más importantes industrias químicas de los Estados Unidos (1).

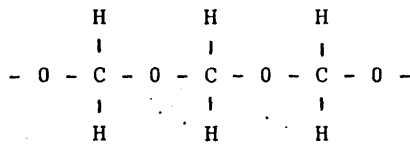
Hoy, la Baquelita ya no se utiliza en cirugía como material implantable pero en alguna ocasión se ha ensayado con ella:

Smith-Petersen después de la introducción en 1.923 de su cúpula cotoiloidea realizada en vidrio para la articulación coxo-femoral, dada la fragilidad de este material probó la baquelita, aunque tampoco la adoptó como definitiva, hasta que ensayó en el campo de los metales con el

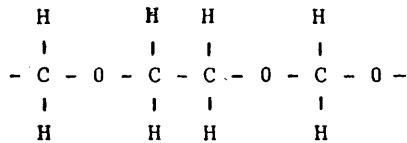
VITALLIUM (34)·(35) (36).

• 1.2.10.- Poliacetal.

Es un polimero del formaldehido.



También conocido como poliformaldehido o polióximetileno; es, como se ve, un homopolímero. Sin embargo algunas de sus propiedades mecánicas pueden mejorarse si la molécula está constituida por la copolimerización entre etileno y formaldehido:



Su puesta a punto parece haberse realizado hacia 1.953 y el comienzo de su expansión hacia 1.961 (10).

Se utiliza, como material implantable, en alguna de las prótesis metacarpofalángicas e interfalángicas proximales de los dedos de la mano (ver prótesis RM-Isoelastic) ó en prótesis valvulares cardíacas.

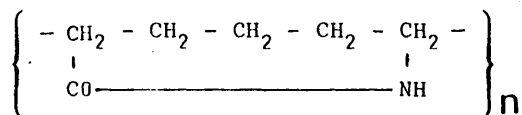
Su nombre comercial conocido es el de DELRIN.

• 1.2.11.- Poliamidas (NYLON).

Constituyen uno de los más importantes grupos de plásticos tanto dentro de la medicina como en el campo de la

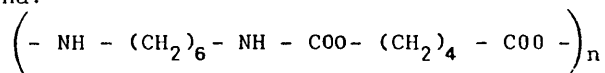
industria en general. Las poliamidas son más conocidas por el nombre de Nylon (esta denominación no fué registrada en U.S.A. por la firma DUPONT, su descubridora, por lo que Nylon ha pasado a ser la denominación genérica, en la práctica, para cualquier fibra de poliamida). Ahora bien, aunque hay muchos tipos, es necesario hacer la distinción entre los tres tipos más importantes de poliamidas siguientes:

- La policaprolactama, o Nylon 6 (ENKALON), se obtiene por polimerización de la caprolactama:



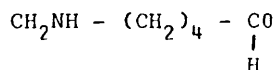
- La poliundecanoamida, o Nylon 11 (RILSAN), es el sebacato de decametildiamina.

- La polihexametilen-adipamida o Nylon 66 (BRINYLON), es, también, como la anterior, un copolímero obtenido al combinar el ácido adípico ó hexanodioico con la hexametildiamina:



Como ambas sustancias tienen 6 átomos de carbono cada una, de ahí la cifra 66.

Otra sustancia afín al Nylon en muchas de sus propiedades es la IGAMIDA B, más conocida como PERLON L. Se obtiene por polimerización de la épsilon-caprolactama:



Todos estos productos son fácilmente obtenibles en forma de fibras lineales y sus nombres resultan, junto con los de los poliésteres, muy familiares en el campo textil. Otras poliamidas son el ULTRAMID (BASF) y el SUPRONIL

(Kalle). Desde el punto de vista histórico su origen hay que buscarlo en 1.930 con los trabajos de Carothers de la Dupont "de Nemours and Co", su producción y comercialización amplía a partir de 1.938 (1) (48) (49) (50) (51).

En cirugía la gran importancia de estos materiales comenzó a partir de estos años en el campo de las suturas, dada su facilidad de obtenerlas como filamentos, sustituyendo rápidamente al lino, al algodón e incluso a la seda, aunque esta última mantiene todavía plena vigencia.

• 1.2.12.- Poli-Hema.

El polihidroxietilmetacrilato o Poli-HEMA, es uno de los llamados geles hidrofílicos y su interés como implante se centra, no en sus propiedades mecánicas, que son pobres, sino en su capacidad de embeber agua ó ciertos electrolitos en el organismo. Su nombre comercial es HYDRON (52). Fué desarrollado en 1.960 por Wichterle y cols (53) y se ha probado, como material implantable para muy diferentes usos. Así, en 1.968, Kliment y cols. (54) lo han utilizado en cirugía plástica de la mama mientras que Simpson, en 1.969, lo ha ensayado en defectos estéticos faciales (55).

En 1.968, el equipo de Levowitz y cols. (56). lo han encontrado muy apto como material implantable en cirugía cardiovascular ya que su superficie en contacto con la sangre es una de las que menos favorece la tromboformación.

• 1.2.13.- Poliésteres.

Se denominan con este nombre un conjunto de sustancias que derivan de un poliéster lineal, obtenido por combinación entre el polietilenglicol y el ácido teref-

tálico, llamado polietileno-tereftalato.

Los poliésteres fueron descubiertos en Inglaterra en la "Imperial Chemical Industries Ltd." hacia el año 1.930. El primer producto obtenido fué llamado TERILENE (denominación inspirada en las voces tereftálico y England). El poliéster desarrollado más tarde en E.E.U.U. por la firma DUPONT se denomina DACRON y es el más conocido de este grupo en el campo quirúrgico. En Francia fueron conocidos con el nombre de TERGAL (de Galia, gal), denominación que se adoptó también en España, tras el de TERIBER, por la compañía "SAFA". La firma "La Seda", de Barcelona, utiliza la denominación TERLENKA. Los poliésteres también han sido elaborados en forma de láminas; los nombres más conocidos son MELINEX, MYLAR, RHODERGON, etc. (57) (58).

Existen tres procedimientos diferentes de catalogar las fibras de DACRON, según el uso a que vayan destinadas: "Knitted", "Woven" y "Velour", cuya traducción respectiva podría ser la de tejido, entrelazado y aterciopeado (59).

- El DACRON elaborado en forma de "Knitted" se utiliza preferentemente para reemplazar segmentos arteriales de aorta ó arterias periféricas en la enfermedad oclusiva arterial. Este tipo de implante es el que también se utiliza en forma de parches para reparar defectos del septum interauricular ó para cierres arteriales después de endarteriectomías. Son muy porosos y permiten una buena adherencia del neoendotelio gracias al crecimiento del tejido fibrinoso después de colocado el implante (59).

- DACRON "Woven", por ser muy poroso, está indicado en aquellos procedimientos de cirugía vascular en que la hemorragia es la preocupación primordial tales como resección de aneurismas ó procesos en los que se precisa el uso

de anticoagulantes (59).

- Los implantes de DACRON "velour" son muy porosos y van entretejidos de forma que quedan pequeñas asas de filamentos dentro de la propia superficie de la luz vascular, lo que permite una mejor adherencia del tejido fibrinoso. Van mejor en vasos periféricos (59).

Los poliésteres son utilizados hoy día además de en el campo cardiovascular en cirugía plástica y reparadora, junto con las siliconas, para la restauración de tejidos blandos, etc. Las siliconas son un excelente material para ser implantados en el organismo pero no se adhieren a los tejidos vivos. A veces, esto constituye un problema porque el implante emigra una vez colocado. Para fijarlo suele recurrirse a su unión con fragmentos de malla o red de poliéster (ó fieltro de poliéster) mediante el uso de adhesivos especiales. De esta manera el implante queda unido al poliéster y éste, a su vez, es invadido por el tejido de granulación, (ver capítulo dedicado a cirugía plástica y reparadora).

Otra aplicación es la de reforzar láminas de silicona. Como las láminas de silicona pueden desgarrarse si están sujetas por suturas a tensión (p. ej.: reparación de eventraciones), existen presentaciones de láminas de silicona que, a modo de "sandwich", llevan en su interior una malla de poliéster que las hace extraordinariamente resistentes.

●1.2.14. Polietileno

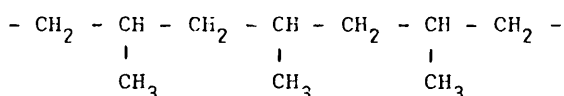
También conocido con los nombres de politeno y polieteno, es el más simple de todos los polímeros orgánicos ya que su unidad, ó monómero, es el etileno:

El empleo del polietileno en cirugía como material implantable es grande. Prácticamente todas las especialidades quirúrgicas lo utilizan por lo que remitimos a los capítulos respectivos. Únicamente destacar ahora uno de los trabajos que más se han difundido y que han contribuido más al uso del polietileno en cirugía ortopédica: entre 1.958 y 1.959 John Charnley (61) (62) descubrió que el menor coeficiente de fricción de materiales diferentes se presentaba entre las aleaciones de cromo-cobalto y los polietilencos de alta densidad. Surgieron así las prótesis "low friction" para la articulación de la cadera cuyo componente endofemoral es de cromo-cobalto y la porción cotiloidea es una cúpula de polietileno de alto peso molecular.

Recientemente, han comenzado a aparecer publicaciones que hablan de alto riesgo carcinogénico de este material para las personas que trabajan en la industria de su producción, habiéndose llegado a afirmar que tal riesgo puede ser extensivo a los pacientes portadores de prótesis elaboradas con dicha sustancia. Todavía es prematuro hacer conclusiones, pero esto podría marcar una época de declive en el polietileno, ó incluso su desaparición del campo protésico, en el cual está muy extendido.

• 1.2.15. Polipropileno

Es muy afín con el polietileno. Su fórmula es:



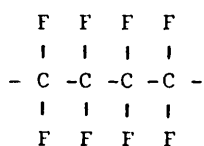
Este material fué desarrollado a partir de 1.957, (después de los polietilencos de alta densidad) por las firmas Hercules Powder (USA) y Hoechst (Alemania Occiden-

tal) (1) (10).

De algunas de sus propiedades físicas, tales como elasticidad, resistencia a la tensión y a la flexión, etc., se infieren algunas ventajas sobre el polietileno de alta densidad por lo que el propileno se utiliza, al igual que los elastómeros de siliconas, en la elaboración de prótesis flexibles, para las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas de los dedos de la mano, (ver en este capítulo prótesis de Calnan y Reis y prótesis de Calnan-Nicolle). También se ha utilizado como material de sutura y en la composición de válvulas cardíacas (63).

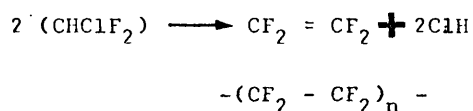
•1.2.16. Politetrafluoretileno

Es el más simple de los llamados fluorocarbonos; también se le llama algaflón (64):



Es la resina artificial más resistente al calor (hasta 300°C) y a los agentes químicos (64).

Se obtiene a partir del clorodifluorometano:



Comercialmente se le conoce con los nombres de TEFLON y FLUON (58).

Desde que se comenzó a conocer un poco sobre la química de los plásticos, se suponía que sólo podían

polimerizarse aquellos monómeros que contenían carbono e hidrógeno. Sin embargo, en 1.934, en la "I.G. Farb-
industrie A. G." se descubrió la capacidad de polime-
rización de un cuerpo que contenía solamente átomos de
carbono y halógenos, el trifluorcloroetileno. Un poco
más adelante en 1.943, la compañía DUPONT descubrió la
capacidad de polimerización, entre sí, de moléculas de
tetrafluoretileno para producir el politetrafluoretileno
(TEFLON). (10) (26) (27).

Es un plástico que ha alcanzado un amplio uso, como
implante, en muchos campos de la cirugía. Hoy por hoy,
quizás sea el politetrafluoretileno uno de los materiales
más inertes conocidos para ser introducido en el cuerpo
humano, junto con las siliconas, sin embargo no está do-
tado de grandes propiedades mecánicas (65).

Entre las primeras y más principales referencias que
pueden citarse sobre este material merecen destacarse los
estudios de Lee Veen y Barberio en 1.949 (66), así como
los de Harrison, Swanson y Lincoln en 1.957 (67) y los
de Calnan (68) y Brown (69) ambos en 1.963.

En 1.966 ha surgido un nuevo producto, en el que
interviene el TEFLON, que se encuentra todavía en fase ex-
perimental. Se denomina PROPLAST y es una combinación de
TEFLON con fibras de carbono glasificadas. Más adelante
se trata de este material en detalle.

•1.2.17. Poliuretanos

Químicamente están producidos por la reacción entre
un isocianato y un alcohol. Sin embargo también se conocen
como poliuretanos muchos polímeros producidos por la reac-
ción entre un poliisocianato y otras varias sustancias que
tienen grupos amínicos ó carboxílicos. Debido a la gran
variedad de posibilidades es posible obtener una amplia

gama de tipos de poliuretanos con diferentes propiedades físicas y mecánicas: consistencia rígida ó flexible, esponjosos, elastómeros, etc. (70) (71). Los primeros poliuretanos fueron puestos a punto por la I.G. Farben (Bayer) de Alemania en 1.941 (10).

En 1.959 Mandarino y Salvatore (72) utilizaron poliuretanos, con el nombre de OSTAMER, como material de osteosíntesis, en forma de adhesivo. Posteriormente Thompson, Sezgin y Redler, en 1.962, (73) (74) criticaron los trabajos de Mandarino y Salvatore manifestando menos triunfalismo ya que el material, al cabo de algún tiempo, se degradaba, se ablandaba y daba problemas inflamatorios. Después se han utilizado varios otros polímeros más estables a la hidrólisis.

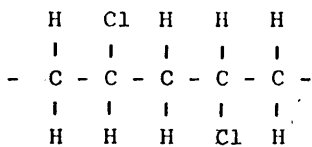
Otro poliuretano experimentado ha sido el ETHERON, con diferente resultado, por Walter y Chiaramonte en el año 1.965 (75).

Ultimamente, en 1.971, los trabajos de Boretos, Detmer y Donachy (76), parecen más prometedores con estas sustancias. Algunos poliuretanos se han utilizado en cirugía plástica, como sustitutos de la piel, pero con malos resultados (Chardack y cols. 1.961-62) (77) (78). Otros usos de los poliuretanos han sido el relleno de partes blandas en cirugía plástica y una prótesis muy interesante es la que se describe en la sección dedicada a implantes mamarios dentro del capítulo de cirugía plástica. Se trata de la prótesis de Ashley, la cual, diseñada en 1.970, es de silicona pero va recubierta de una capa de poliuretano de 1 mm. de espesor, de porosidad muy fina, lo que permite su adherencia a los tejidos vecinos (79).

• 1.2.18. Polivinilo

Para hablar con más exactitud, este material se

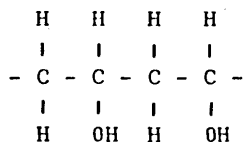
conoce con el nombre de cloruro de polivinilo o PVC (polyvinylchloride). Su fórmula es muy simple:



El cloruro de vinilo así como el acetato de vinilo ya se conocía hacia 1.917 (1) pero la puesta a punto del cloruro de polivinilo se produjo en 1.936 por la firma American Viscose (USA). Es un material que ha encontrado un gran número de aplicaciones en el campo quirúrgico sobre todo en forma de tubos, catéteres, etc.

•1.2.19. Polivinil-Alcohol

Es un material estudiado en Alemania hacia 1.928 por la firma Wacker y posteriormente en USA por la DuPont en 1.938. También tiene una fórmula sencilla:



Es más conocido por el nombre de IVALON y se le puede considerar como un precursor de la esponja de polihidroxietilmetacrilato (Citado más atrás)

En clínica quirúrgica fué utilizado hacia 1.949 en la Clínica Mayo por Grindlay y Clagett (80) en cirugía torácica después de neumonectomías. Ha sido utilizado además en muchas aplicaciones como implante subcutáneo, preferentemente en cirugía plástica (81), sin embargo

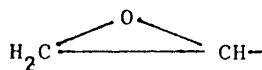
bajo algunas circunstancias pueden aparecer fenómenos de calcificación en diferentes puntos de los intersticios de la estructura esponjosa de este material (Dukes y cols. - 1.962) (82).

● 1.2.20. PROPLAST

Al hablar del politetrafluoretileno ya se mencionó un nuevo producto, aparecido hacia 1.966, denominado PROPLAST, constituido por una mezcla de politetrafluoretileno y fibras de carbono glasificadas. Es altamente poroso y muy apto como material implantable. El tamaño de sus poros oscila entre 100 y 500 micras. El volumen de los poros en relación con el del material representa de un 70 a un 90% del volumen total. Los primeros ensayos con este material fueron realizados en 1.966 por Ch. Homsy (un ingeniero-químico) y J.W. King (cirujano ortopédico de la Universidad de Baylor-Texas). El primer paciente que recibió este material fué un joven de 19 años, operado en 1.970 con éxito, que era portador de una anquilosis temporomandibular bilateral. Según se desprende de los estudios realizados, los tejidos vivos, una vez colocado el implante, crecen e invaden los poros del PROPLAST el cual, a su vez, puede ser utilizado para recubrir superficies de materiales metálicos. Es decir, sería un elemento de interposición entre los tejidos vivos y las superficies metálicas, duras, de ciertas prótesis metálicas articulares, por ejemplo cadera, ATM, etc. y serviría de "inductor" del crecimiento del tejido sano circundante. La gran ventaja estriba en que se conseguiría una perfecta adaptación entre las superficies articulares neoformadas. También se ha utilizado en otología para la reposición de la cadena osicular del oído medio, etc. (83) (84) (85) (86) (87).

● 1.2.21. Resinas Epoxi.

Se conocen con este nombre un tipo de resinas termoestables dotadas de una gran versatilidad en cuanto a sus propiedades y aplicaciones. Químicamente el grupo epoxi corresponde a un cuerpo en el que un oxígeno está unido a dos átomos de carbono de una misma cadena según el esquema siguiente:



A su vez dicha cadena puede ser un ácido orgánico, una amina, poliamidas, resinas fenólicas, etc. Un ejemplo de la obtención de una de estas resinas epoxi es haciendo reaccionar metacrilato de glicidilo con un bisfenol A (BIS-GMA). Este es el compuesto desarrollado hacia el final de la década de los cincuenta por Bowen y que ha alcanzado gran difusión en estomatología.

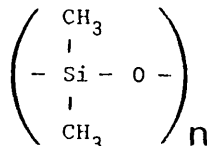
Las resinas epoxi tienen como principal característica la de la adhesividad de aquí que, en los últimos años, hayan surgido gran cantidad de adhesivos industriales basados en estas resinas. Otra característica muy importante, y motivo de su inclusión en este trabajo, es también la de poseer unas excelentes cualidades aislantes razón por la cual las resinas epoxi se han utilizado mucho para el recubrimiento y aislamiento de marcapasos cardíacos. Para más detalles ver capítulo dedicado a cirugía cardiovascular (92) (93).

• 1.2.22. Siliconas.

Las siliconas, es necesario decirlo en plural, son una familia de polímeros químicos en los que se combinan la versatilidad de las sustancias de origen orgánico y la estabilidad de un elemento inorgánico como es el silicio. En la composición de las siliconas, entran a formar parte el silicio, el oxígeno y diferentes radicales orgánicos, según los casos (metílicos, etílicos, fenílicos, etc.).

El silicio, como se sabe, elemento situado junto con el carbono en el grupo IV A de la Tabla Periódica de los elementos, tiene cuatro electrones, al igual que el carbono, en su capa externa. Esto permite a ambos, para obtener la "estabilidad" química de 8 electrones en su capa más externa, tener la misma facilidad de "desprenderse" de los 4 electrones o "adquirir" 4 de otro u otros elementos. A esta razón se atribuye la importancia de la "química del carbono" (la química orgánica) y por idéntico motivo la "química del silicio" lleva camino de ser tan importante como aquella.

Las siliconas son polímeros del dimetil-siloxano cuya fórmula es:



es decir, una silicona sería un dimetil-polisiloxano. Estos polímeros, debido a sus interesantes y casi constantes propiedades elásticas, han sido bautizados con el nombre de elastómeros ó "goma" de silicona, según las

ideas propuestas por el gran químico Fischer.

Una vez que se han obtenido las largas cadenas del polímero existe la posibilidad latente de crear un cruzamiento ó "reticulación" de las cadenas, de forma parecida a como en el caucho se producen puentes de azufre mediante el proceso de la vulcanización. Este mecanismo de reticulación se produce en las siliconas, pero sin intervención del azufre, gracias a la adición de ciertos catalizadores. A este procedimiento se le ha seguido denominando, aunque impropriamente, vulcanización. Del número y disposición de estos puentes y entrecruzamientos depende el estado físico final de la silicona:

- Sólido.
- Pastoso.
- Líquido.

Es indudable que hoy por hoy las siliconas representan el paso adelante más importante en el campo de los materiales aloplásticos ya que gracias a ellas como se verá después, ha sido posible introducir en el campo de la implantología, técnicas y sistemas verdaderamente inéditos y revolucionarios.

La primera persona que históricamente aparece relacionada con las siliconas es F.S. Kipping, de la Universidad de Nottingham (Inglaterra) quien, a principios del siglo actual, inicia sus investigaciones sobre estas sustancias, aunque su interés se centraba en los aspectos puramente químicos de las mismas. Desde 1.899 hasta 1.944 el número de los trabajos publicados por Kipping, sobre las siliconas (denominadas también siliconas al carbono) era de 54, cantidad realmente importante en esa época (88).

Y puesto que el silicio es el elemento que se puede considerar "básico" en la estructura de las siliconas

justo es dedicarle también un pequeño recuerdo histórico. Ya Plinio, a comienzos de la Era Cristiana, emitió la más antigua hipótesis que se recuerda sobre el silicio en el sentido de que podía ser considerado como "una forma de hielo resultante de una excesiva y prolongada congelación" (89). Es Johan Berzelius, en 1.823, quien lo aísla, separándolo del oxígeno (en la naturaleza se encuentra de manera abundantísima en forma de anhídrido silícico, Si O₂) y describe sus características principales (90). Cuarenta años después, Friedrich Wohler, que es otra de las grandes figuras de la química moderna y a quien se debe la síntesis de la urea, escribía que los experimentos con el silicio sugieren una analogía con los compuestos del carbono (88).

En 1.930, un grupo de técnicos e investigadores de la Corning Glass Works (USA) encabezados por J. Franklin Hyde a la vista de los trabajos de Kipping, estudian y ponen a punto un nuevo grupo de sustancias, que tenían ciertos parecidos con algunas resinas y con los cauchos; fueron denominadas siliconas. En 1.943, en plena Segunda Guerra Mundial, la firma Corning Glass Works y la firma Dow Corning Company fundan la Dow Corning a fin de desarrollar y producir siliconas con aplicaciones en los campos militar y aeronáutico con lo que nace en Midland (USA) uno de los centros más importantes del mundo en la investigación de siliconas. En 1.945 la Dow Corning y la General Electric Company hacen público el descubrimiento de una goma de silicona que soportaba satisfactoriamente temperaturas mucho más altas que otros compuestos orgánicos. Por esta misma época se observó también el carácter hidrófobo de las siliconas y se las empezó a utilizar para el siliconado de superficies de vidrio por ejemplo, en los frascos de antibióticos para per-

mitir su completo vaciamiento. Un hecho de importancia capital para el campo quirúrgico, en general, fué la comprobación de que el tiempo de coagulación de la sangre se alargaba, de forma significativa, cuando ésta estaba en contacto con superficies siliconadas (de aquí se han obtenido valiosísimas conclusiones prácticas para la manipulación de la sangre en los sistemas y aparatos de circulación extracorpórea). Por último, durante el final de los años cuarenta y comienzos de los cincuenta, se comprobó la excelente aptitud y tolerancia de los tejidos vivos frente a los implantes de silicona. A partir de entonces su interés y aplicaciones han continuado una vertiginosa marcha ascendente con el nombre de SILSTIC. (89). Otras firmas que están también en el campo de las siliconas implantables son la Rhône-Poulenc (SCURASIL) y la Eyer-Schultze.

Con las siliconas se pueden realizar una gran cantidad de implantes. Su versatilidad se centra en el hecho de la amplia gama de consistencias en que se pueden fabricar y porque también, muchas de ellas, pueden ser vulcanizadas a temperatura ambiente ("room temperature vulcanizing" ó elástomeros RTV) y se pueden esculpir ó modelar en la forma que se precise en el momento. Tal vez una de las aportaciones más interesantes que haya producido la llegada de las siliconas al mundo implantológico sea la proporcionada por el cirujano ortopeda Alfred B. Swanson. Este autor comenzó a trabajar con las siliconas en 1.953, en Michigan, y ha introducido en el campo aloartroplástico el concepto, en cierto modo "revolucionario", de los llamados "Flexible Implants". Como su nombre indica las prótesis diseñadas por Swanson (de las que se habla en el capítulo de Cirugía Ortopédica y Traumatología) se basan en las excelentes propiedades elásticas de algunas siliconas así como de su resistencia

a la fatiga mecánica pudiendo sufrir muchos millones de flexiones repetidas sin que aparezcan roturas ni deformidades (91).

BIBLIOGRAFIA SOBRE PLASTICOS.

a) Bibliografía General:

- APAP G. y COLS.: "A propos des silicones. Notions sur leur nature et leurs qualites physico-chimiques". Revue Française de Prothèse Maxillo-Faciale, nº 4, 1.973; 1-11.
- BRUHN CH. y COLS.: La Escuela Odontológica Alemana, III. Barcelona, Ed. Labor, 1.940; 66 y 55.
- CHULLER H.: "Los plásticos en la Medicina". Ibérica actualidad científica, Barcelona, Octubre 1.974, 455-461.
- DOW CORNING. CORP.: The Golden Nose. The significance of medical grade silicones for implantable soft tissue substitutes in contemporary medicine. Monografía editada por: Dow Corning Corporation 1.974, Midland. Michigan.
- EMYFAR S.A.: Una bendición para la cirugía plástica. XII. 117, Encuadre Gráfico, 1.975; 3-6.
- FIESER L.F. y COLS.: Química Orgánica Fundamental, Barcelona, Edit. Reverté S.A. 1.964; 326-343.
- GUITART J.: Enciclopedia Labor, X, Avances del saber, "Nuevas aplicaciones de la química", Barcelona, Ed. Labor, 1.971; 176.
- JUDET J. Y COLS.: Resection-Reconstruction de la Hanche, L'Expansion Scientifique Française Editeur, Paris, 1.952; 149-150.
- LORA M.: Química para Médicos, 2^a Ed. Madrid, Gráfica Administrativa, 1.951; 163, 205 y 297.

- MARTIN L. y COLS.: "La industria de los plásticos". Química e Industria, XXI, 1, enero 1.975; 24-60.
- REGNE DE OTAL F.: Enciclopedia Labor, II. La materia y la energía "Química General", Barcelona, Ed. Labor, 1.956; 521-522, 788 y 55.
- SWANSON A.B.: Flexible implant resection arthroplasty in the hand and extremities, Saint Louis, 1.973; 1-6.
- TROBO P.: Prótesis Dental, Madrid, Librería Científico Médica Española, 1.954; 178 y 55, 194 y 55.
- TURNER CH.R. y COLS.: Tratado de Prótesis dental, II, Barcelona, Ed. Pubul, 1.935, 442 y 55.
- WILLIAMS D.F. y COLS.: Implants in surgery, London, W.B. Saunders Company Ltd., 1.973; 31-64 y 299 - 357.
- ULLMANN F.: Enciclopedia de Química Industrial, XIV, 2º Ed. Barcelona, Edit. Gustavo Gili, 1.953; 662-702.
- WINNACKER K. y COLS.: Tecnología Química, IV, 2, Química Industrial Orgánica, Barcelona, Edit. Gustavo Gili, 1.959, 414-572.

b) Bibliografía sobre plásticos a que hace referencia el texto:

- 1.- SPENCER F.J.: "Progress in polymers today", Hydrocarbon Processing. Vol. 45, 7, 86-87, 1.966.
- 2.- ENCICLOPEDIA LABOR: AVANCES DEL SABER. T.10, Editorial Labor. Barcelona, 1.956, p. 178-182.

- 3.- SCHLOFFER: Citado por KIRSCHNER M. en: Tratado de Técnica Operatoria General y Especial. T.II. 2ª parte. Ed. Labor. Barcelona, 1.940, p.68.
- 4.- FUNK: Citado en la misma fuente que el anterior.
- 5.- CHLUMSKY y otros: Citado por CHAPCHAL en Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Cadera. Ed. Científico Médica. Barcelona, 1.968, p.315.
- 6.- SCHULLER H.: "Los plásticos en la Medicina". Ibérica Actualidad Científica, p.46. Octubre, 1.974.
- 7.- WILLIAM R.W. y cols.: "Comparision of polyglycolic acid suture to black silk, chromic and plain catgut in human oral tissues" Journal of Oral Surgery, 28, 739, 1.970.
- 8.- HARDY R.W. y cols.: "An acrylate-amide foam arterial prosthesis". Jour. Thorac. Cardiovasc. Surg. 36, 65, 1.959.
- 9.- HENEFER E.P. y cols.: "Acrylate-amide sponge for repair of alveolar bone defects". Jour. Oral Surg. 26, 577, 1.968.
- 10.- HUFBAUER G.C.: King's College, Cambridge, England. (No publicado).
- 11.- TROBO P.: Prótesis dental. Ed. Científico Médica. Madrid, 1.954, p.200.
- 12.- HARMON P.H.: "Arthroplasty of the Hip for Osteoarthritis, Utilising Foreign Body Cups of Plastic". Surgery, Ginecology and Obstetrics, 76, 347, 1.943.
- 13.- JUDET R. y cols.: Resection Reconstruction of the Hip. Arthroplasty with Acrylic Prosthesis. Livingstone. Edimburgo, 1.954.
- 14.- CHARNLEY J.: Acrylic Cement in Ortopaedic Surgery. Livingstone, Edimburgo, 1.970.

- 15.- TROBO P.: Prótesis Dental. Ed. Científico Médica. Madrid, 1.954, p.178-185.
- 16.- TURNER CH.R. y cols.: Tratado de Prótesis Dental Ed. Pubul. Barcelona, 1.933, p.501.
- 17.- BRUHN CH.R.: LA ESCUELA ODONTOLOGICA ALEMANA. Ed. Labor. S.A. Barcelona, 1.940. T.III, p.67.
- 18.- Diccionario Enciclopédico Plaza y Janes. Tomo II. (voz "caucho") Barcelona, 1.976.
- 19.- MARTIN C.: De la Prothese Inmediate appliquée à la Resection des Maxillaires. Masson et Cie . Paris, 1.889.
- 20.- MARTIN C.: "De la Prothese après Resections du Maxillaire Inferieure". Rev. de Chir. 190, 1.905.
- 21.- ABBE R.: "Epilepsy from cortical cicatrix, trephining, subdural implantation of rubber tissue". Ann. Surg. 25, 95-96, 1.897.
- 22.- SENN: Citado por OBRADOR S. en Hidrocefalias no tumorales. Ed. Toray, Barcelona, 1.962, p.74.
- 23.- DELBERT P.: "Endoprothèse en Caoutchouc Armé pour Parties de Substance de squelette". Bull. Acad. Med.Par. 82, 110, 1.919.
- 24.- ROBINEAU: "Prothèse Osseuse Perdue en Metal a Revêtement d'ebonite". Journal Chir. (Paris), 27, 51, 1.926.
- 25.- Diccionario Enciclopédico Plaza y Janes. T.II. (voz celcfan) Barcelona, 1.976.
- 26.- ULLMANN F.: Enciclopedia de Química Industrial XIV Ed. Gustavo Gili. Barcelona, 2ª Edición, 1.953.
- 27.- WINNACKER K. y cols.: Tecnología Química. IV.2. Química Industrial Orgánica. Ed. Gustavo Gili, Barcelona, 1.959.
- 28.- MCKEEBER P.C.: "The Use of Cellophane as an interpo-

sition Membrane in Synovectomy", Journal of Bone and Joint Surg. 25, 576, 1.943.

29.- SOABE F. y cols.: "Sui Preparati di Fibrina e di Cellulosa in Artroplastica". Chir. Org. Mov. 33-37, 1.949.

30.- TROBO P.: Prótesis Dental, Ed. Científico Médica. Madrid, 1954, p.194.

31.- TURNER CH.R. y cols.: Tratado de Prótesis Dental T.II. Ed. Pubul. Barcelona, 1.935, p.442.

32.- BRUHN CHR.: La Escuela Odontológica Alemana. T.III. Ed. Labor. Barcelona, 1.940, p.82.

33.- Diccionario Enciclopédico Plaza y Janes (vez Celuloide). T.II. Barcelona, 1.976.

34.- SMITH-PETERSEN M.N.: "Intracapsular Fractures of the Neck of the Femur; Treatment by Internal Fixation". Arch. of Surg. 23, 715, 1,931.

35.- SMITH-PETERSEN M.N.: "Arthroplasty of the Hip. A New Method". Journal of Bone and Joint Surg. 21, 269, 1.939.

36.- SMITH-PETERSEN M.N.: "Evaluation of Mould Arthroplasty of the Hip Joint". Journal of Bone and Joint Surg. 30B, 59, 1.948.

37.- NEY K.W.: "Repair of cranial defects with celluloid". American Journal of Surgery. 43, 394, 1.939.

38.- IBSEN R.L. y NEVILLE K.: Odontología Restauradora Adhesiva. Ed. Médica Panamericana. Buenos Aires, 1.977. p.200.

39.- COOVER H.W. y cols.: "Chemistry and performance of cyanoacrylate adhesives". Spe. Journal. 413-417. 1.959.

40.- HEALEY J.E. y cols.: "Non-suture repair of blood vessels". Annals of Surgery. 155, 817, 1.962.

- 41.- CAMERON J.J. y cols.: "The degradation of cyanoacrylate tissue adhesives". Surgery, 58, 424, 1.965.
- 42.- LEDNARD F. y cols.: "Synthein and degradation of poly (alkylalphacyanoacrylates)". Journal of Applied Polymer Science. 10, 259, 1.966.
- 43.- MATSUMOTO M.T. y cols.: "Cyanoacrylate tissue adhesive in surgery in anticoagulated subjects". Arch. Surg. 94, 187-189, 1.967.
- 44.- MATSUMOTO M.T.: "Tissue adhesives in surgery". Arch. Surg. Vienna International Symposium. 96, 226-230, 1.968.
- 45.- Diccionario Enciclopédico Plaza y Janés, T.II. (Voz : colodión) Barcelona, 1.976.
- 46.- PINTO V.A. y cols.: "Comparative Study of Methods for Prevention of Amputation Neuroma". Surgery Gynecology and Obstetrics, 99, 492, 1.954.
- 47.- REGNE DE OTAL F.: Química General en: Enciclopedia Labor. T.2. Barcelona, 1.956, p.521.
- 48.- WILLIAMS D.F. y cols.: Implants in Surgery. W.B. Saunders Co Ltd. London 1.973, p.341.
- 49.- GUITART J.: Nuevas aportaciones de la química. Enciclopedia Labor T. 10. Avances del saber. Ed. Labor. Barcelona, 1.971, p.182.
- 50.- ULLMANN F.: Enciclopedia de Química Industrial, 2ª Ed. Barcelona, Ed. Gustavo Gili, 1.953, p. 662-702.
- 51.- WINNACKER K. y cols.: Tecnología Química IV, 2. Química Industrial Orgánica, Barcelona, Ed. Gustavo Gili. 1.959, p.414-572.
- 52.- WILLIAMS D.F. y cols.: Implants in Surgery. W.B. Saunders Co Ltd. London, 1.973, p.227 y p.352.
- 53.- WICHTERLE O. y cols.: "Hydrophilie gels for biological use". Nature, 185, 117, 1.960.

- 54.- KLIMENT K. y cols.: "The use of spongy Hydron in plastic surgery". Journal of Biomedical Materials Research. 2, 237, 1.968.
- 55.- SIMPSON B.J.: "Hydron: a Hydrophilic polymer" Bio-Medical Engineering. 4, 65, 1.969.
- 56.- LEVOWITZ B.S. y cols.: "Biologic compatibility and applications of Hydron", Transactions of the American Society for Artificial Internal Organs. 15, 18, 1.968.
- 57.- GUITART J.: Enciclopedia Labor, T.10. Nuevas Aplicaciones de la química. Ed. Labor. Barcelona, 1.971, p.184.
- 58.- WILLIAMS D.F. y cols.: Implants in Surgery, W.B. Saunders Co Ltd. London, 1.973, p.327.
- 59.- DE BAKEY M.E. y cols.: "Fifteen Years Experience with DACRON vascular prosthesis". Monografía editada por ed. Baylor College of Medicine (sin año).
- 60.- Diccionario Enciclopédico Plaza y Janés, Tomo VIII. (voz: Ziegler) Barcelona, 1.976.
- 61.- CHARNLEY J.: "Arthroplasty of the Hip in a New Operation" Lancet, i, 1.129. 1.961.
- 62.- CHARNLEY J.: (editor) "Zotas Hip Replacement". Clinical Orthopaedics and Related Research. 72, 1-241, 1.970.
- 63.- WILLIAMS D.F. y cols.: "Implants in Surgery", W.B. Saunders Co Ltd. London, 1.973, p.572.
- 64.- Diccionario Enciclopédico Plaza y Janés. (voz: Algaflon) Barcelona, 1.976.
- 65.- WILLIAMS D.F. y cols.: (op.cit.) p.329.
- 66.- LEE VEEN y cols.: "Tissue reaction to plastics use in surgery with special reference to Teflon". Annals of Surgery. 129, 74. 1.949.
- 67.- HARRISON J.H. y cols.: "A comparison of the reactions to plastic materials: Dacron, Ivalon, Nylon and Teflon".

- Archives of Surgery. 74, 139. 1.957.
- 68.- CALNAN J.S.: "The use of inert plastic material in reconstructive surgery". British Journal of Plastic Surgery, 16. 1. 1.963.
- 69.- BROWN J.B. y cols.: "Silicone and Teflon prosthesis, including full jaw substitution". Annals of Surgery, 157 933. 1.963.
- 70.- WILLIAMS D.F. y cols.: (op. cit) p.57.
- 71.- PEYTON F. y cols.: Materiales Dentales Restauradores Ed. Mundi. B. Aires. 1.974, p.481.
- 72.- MANDARINO M.P. y SALVATORE J.E.: "Ostamer; a polyurethane polymer; its use in fractured and diseased bones", Journal of Bone and Joint Surgery. 41A, 1.542. 1.959.
- 73.- THOMPSON F.R. y SEZGIN M.Z.: "Polyurethane polymer: an experimental investigation of its adjunct value in the treatment of fractures and in arthrodesis". Journal of Bone and Joint Surgery. 44A. 1.605, 1.962.
- 74.- REDLER I.: "Polymer osteosynthesis: a clinical trial of Ostamer in forty-two patients". Journal of Bone and Joint Surgery, 44A. 1.721. 1.962.
- 75.- WALTER J.B. y CHIARAMONTE C.G.: "Tissue responses of the rat to implanted Ivalon, Etheron and Polyfoam plastic sponges". British Journal of Surgery. 52. 49. 1.965.
- 76.- BORETOS J.W., DETNER D.E. y DONACHY J.H.: "Segmented polyurethane. Two years experience". Journal of Biomedical Materials Research. 5. 373. 1.971.
- 77.- CHARDACK W.M. y cols.: "Synthetic skin: an experimental study". Journal of Traumatology. I. 54, 1.961.
- 78.- CHARDACK W.M. y cols.: "Synthetic substitutes for skin, clinical experience with their use in the treatment of burns". Plastic and Reconstructive Surgery. 30.

554, 1.962.

79.- ASHLEY F.L.: "A New Tipe of Breast Prosthesis, Preliminary Report". Plastic and Reconstructive Surgery. 45, 421, 1.970.

80.- GRINDLAY J.H. y CLAGETT O.T.: "Plastic sponge prosthesis for use after pneumonectomy". Proceedings of staff Meetings at Mayo Clinic. 24, 538, 1.949.

81.- BROWN J.B. y cols.: "Investigation of an use of dimethylsilicones, halogenated Carbons and polyvinyl alcohol as subcutaneons prostheses. Ann. Surg. 152. 534-47. 1.960.

82.- DUKES C.E. y cols.: "Polyvinyl sponge implants: experimental and clinical observations". British Journal of Plastic Surgery. 15, 225, 1.962.

83.- HOMSY CH.A.: "Bio-Compatibility in selection of Materials for Implantation". Journal Biomed. Mater. Research. 4. 341-356. 1.970.

84.- HOMSY CH.A.: "Implant Stabilization Chemical and Biochemical Considerations". Symposium on Interposition and Implant Arthroplasty. Orthopedic Clinics of North America. 4.2. Abril, 1.973.

85.- HINDS E.C. y cols.: "Use of a Biocompatible interface for Binding Tissues and Prostheses in temporomandibular joint Surgery". Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Phatology. 38.4. 512-519. 1.974.

86.- JANEKE J.B. y cols.: "Proplast in Cavity Obliteration and Soft Tissue Augmentation". Archives of Otolaryngology. 100. 24-27, 1.974.

87.- "Una bendición para la Cirugía Plástica". Encuadre Gráfico. Ed. Laboratorios Emyfar S.A. XIII. 117, 1.975.

SHEA J.J. y cols.: "The use of PROPLAST[®] in otologic Surgery". The Laryngoscope. Vol.LXXXIV, no10, p.1.835-1.845. 1.974.

- 88.- KIPPINK F.S.: citado en The Golden Nose. Monografía editada por Dow Corning Corporation. 1.974, p.6-7.
- 89.- Idéntica fuente que el anterior, p.5 y siguientes.
- 90.- Diccionario Enciclopédico Plaza y Janés. Tomo VII, (voz:silicio).
- 91.- SWANSON A.B.: Flexible Implant Resection Arthroplasty in the hand and extremities. C.V. Mosby Co. St. Louis, 1.973, p.2.
- 92.- WILLIAMS D.F. y cols.: "Implants in Surgery"W.B. Saunders Co Ltd. London. 1.973. p.344.
- 93.- BOWEN R.L.: "Use of epoxy resins in restorative materials". Jour. Dent. Res. 35, 360, 1.956.

● 1.3. VARIOS

Una vez vistos los campos correspondientes a metales y a plásticos, queda por recorrer otro, menos amplio, que se ha bautizado en este estudio bajo el epígrafe de "varios" y que encuadra una serie de materiales que no son ni plásticos ni metálicos pero que también se han utilizado ó utilizan en cirugía implantológica. Varios de ellos tienen todavía actualidad y vigencia en clínica quirúrgica pero otros pertenecen ya a lo anecdótico ó incluso a lo pintoresco. Se exponen a continuación, también por orden alfabético:

• 1.3.1.- Catgut

Es indudable que si cualquier hilo de sutura puede constituir, en un momento dado, un implante temporal ó permanente, es genuinamente el catgut el que realmente debe figurar como prototipo de los materiales de sutura que pueden ser incluidos entre los implantes con pleno derecho.

El catgut (de "cat" gato y "gut" tripa) es un hilo elaborado a partir de la túnica muscular del intestino de diferentes animales entre los que se encuentran el carnero, el gato, el cerdo, etc. Estos hilos desde el punto de vista químico son de naturaleza proteica y por lo tanto susceptibles de sufrir la acción desintegradora de los fermentos proteolíticos cuando han sido introducidos en el organismo humano para suturar ó ligar tejidos profundos.

Parece ser que ya en la antigua India y en el Mundo Árabe era conocido el empleo del catgut (1). No parece existir tampoco mucha diferencia entre este material de sutura y las cuerdas utilizadas durante muchas generaciones de músicos en diferentes instrumentos, tales como violines, guitarras, etc. No obstante la persona a la que se debe el uso del catgut con un criterio actual es a Lister (1.868), el cual realizó experimentos con cuerdas de guitarra que están reflejados en este trabajo en el capítulo dedicado a suturas y ligaduras (?).

• 1.3.2.- Cera de Horsley

Se conoce con este nombre a una mezcla de cera, aceite y ácido fénico que se utiliza mucho en neurocirugía como agente hemostático para cohibir hemorragias óseas y periólicas. Su nombre ha quedado perpetuado en

honor de su creador, un gran neurocirujano americano que vivió entre 1.870 y 1.946 y cuyo nombre completo era John Shelton Horsley (3).

• 1.3.3.- Cerámica y porcelana

Aunque empleados indistintamente son dos términos que indican conceptos diferentes, si bien directamente relacionados. Cerámica y porcelana tendrían entre sí, como alguien ha dicho, una relación semejante a la existente entre agricultura y jardinería. En los textos médico-quirúrgicos es fácil ver una u otra denominación; debe entenderse que se refieren a la porcelana.

La porcelana es la cerámica vitrificada. Los componentes primordiales son: un elemento plástico, el caolín; un elemento fundente, el feldespato; un desgrasante, el cuarzo ó sílice y colorantes si se precisan (p. ej. óxido de titanio). El proceso de vitrificación se produce cuando la masa anteriormente descrita se somete a altas temperaturas.

Es bien conocido que chinos, egipcios, etruscos, árabes y otros pueblos de la antigüedad conocieron y trabajaron con esmero la porcelana. Sus descubridores ó inventores fueron los chinos los cuales alcanzaron su apogeo en la elaboración de porcelanas hacia los siglos X-XIV, durante el período de las dinastías Yuan y Song. Hacia el siglo XV la porcelana pasó a Europa, posiblemente por influencia árabe o de las Cruzadas, pero la primera fábrica de porcelana no funcionó en Europa hasta el siglo XVIII en Sajonia. (Meissen).

En medicina las primeras aplicaciones de este material se encaminaron hacia la construcción de dientes artificiales y se deben a Duchâteau, boticario de una pequeña ciudad vecina a París, Saint-Germain-en-Laye, el

cual se asoció con un cirujano dentista parisino llamado Dubois-Chémant, que conocía algo de la elaboración de la porcelana a través de algunas amistades que tenía en la fábrica de Sèvres. Posteriormente, por problemas surgidos con otros compañeros de profesión, Chémant se trasladó a Londres donde, junto con Claudio Ash, elaboró dientes de porcelana. La fecha exacta de estos hechos es difícil de establecer pero hubo de ser posterior a 1.756, año de la fundación de la fábrica de Sèvres, y anterior a 1.808 año en que aparece en París un italiano, Fonzi, como el creador ó introductor de unos dientes de porcelana a los que había añadido unos pequeños pernos ó prolongaciones de platino para su retención en las dentaduras (4).

Durante muchos años la porcelana ha ocupado, y continúa ocupando, un puesto muy destacado entre los materiales dentales y ultimamente, sin embargo, ha merecido la atención de entrar de lleno en el mundo de los implantes. Existen varias escuelas en el mundo hoy trabajando con este material; los trabajos se han encaminado en una nueva dirección, sobre todo en el campo de la cirugía ortopédica, buscando materiales con superficies porosas ó rugosas, con el fin de crear nuevos horizontes a lo que ahora se hace en el campo de la interacción física entre hueso y superficie del material. Esto podría suponer una pequeña revolución por lo que respecta al cementado de algunas prótesis como la de la cadera ó rodilla. El futuro tendrá que decir la última palabra.

• 1.3.4.- Espuma de gelatina:

Es un material introducido después de la 2ª Guerra Mundial, que se utiliza hoy, en todos los campos de la cirugía, como agente hemostático. Es pues, desde el punto



de vista de este trabajo, un implante temporal con la característica de reabsorbible. Al igual que luego se comentará para el caso del marfil, no se trata de un verdadero material aloplástico, ya que procede del reino animal, por lo que debería ser considerado "sensu strictu" como un heteroimplante ó heteroplastia.

Se obtiene por desecación de una solución de gelatina purificada, mediante ebullición de ciertos tejidos bovinos muy ricos en colágeno. Esta espuma, una vez desecada, se corta convenientemente y se esteriliza por calor seco (6). Como es bien sabido, de esta sustancia se hace un amplio uso, por su acción hemostática, en el tratamiento de hemorragias capilares, venosas y parenquimatosas e, incluso, hoy día, algunos autores llegan a cohibir hemorragias muy importantes producidas a partir de grandes vasos.

La gelatina fué introducida como agente hemostático en 1.945 por Correl y cols. (7) (8) y Jenkins y cols. (9) (10). Es un invento de origen escandinavo; las primeras experiencias fueron presentadas en 1.947 por Bauer (11). La preparación de espuma de gelatina conocida como preparación Danish fué descrita en 1.947 por Bing (12).

• 1.3.5.- G. B. H.

Se conoce con estas siglas un material de recubrimiento de prótesis cardiacas y vasculares que tiene la propiedad de ser resistente a la formación de trombos. Su utilización principal se centra en el recubrimiento de las diferentes partes integrantes de las válvulas cardiacas. Está constituido por la combinación grafito-benzalconio-heparina (de cuyas iniciales toma el nombre) y su puesta a punto se debe a Vincent L. Gott y cols. (13), del Jons Hopkins, en 1.968.

Según este descubrimiento, el grafito coloidal puede unirse firmemente a muchos polímeros y metales al mismo tiempo que puede absorber benzalconio, el cual se combina con anticoagulantes como la heparina. Su mecanismo de acción no es bien conocido aunque parece estar relacionado con la alta carga electronegativa de la heparina más bien que con una posible liberación del anticoagulante.

El grafito, como se sabe, es una variedad de carbono puro que cristaliza en el sistema hexagonal, de color negro, bastante blando, que se utiliza en la construcción de lapiceros, lubricantes, pilas nucleares, etc., siendo su conocimiento muy antiguo.

El benzalconio es un amonio cuaternario. Como se sabe su empleo es también antiguo en medicina utilizándosele por sus propiedades antisépticas.

◆ 1.3.6.- Godiva

Es una sustancia de naturaleza compleja ya que entran en su composición diferentes elementos. Consiste en una mezcla variable (según las diferentes firmas productoras) de gutapercha, cera, alguna resina, óxido de zinc, sílice, mica, etc. A una temperatura aproximada entre 45º C y 55º C se ablanda (hacia los 70º C se deteriora) y puede moldearse a voluntad.

De este material se hace un amplio uso en estomatología para muchos fines; genéricamente recibe el nombre de pasta ó compuesto para modelar. Por ello en muchos libros de cirugía plástica, cuando se alude a su empleo como implante temporal, se le denomina "pasta de dentistas".

Su interés como material aloplástico se centra en

que puede ser utilizada como un implante temporal, dándole previamente la forma deseada, en cirugía plástica. Una intervención característica del empleo de la godiva es la formación ó ampliación del vestíbulo bucal (vestibulotomía) como intervención previa a la colocación de dentaduras artificiales en aquellos casos en que el proceso alveolar está muy atrofiado.

Este procedimiento fué concebido por Esser en 1.917 (14) y lleva su nombre. (ver cap. Cirugía Maxilof.)

También se utiliza como implante temporal después del vaciamiento del globo ocular para preformar la nueva órbita que ha de recibir una prótesis específica de globo ocular.

La introducción de la godiva como material no puede precisarse con exactitud en el tiempo pero parece ser que se produjo hacia 1.915 según se desprende de la lectura de los trabajos científicos de la época. No ha quedado nada sobre el nombre de la ó las personas que intervinieron en su descubrimiento.

• 1.3.7.- Gutapercha

Es un producto de origen vegetal que se obtiene por la coagulación del jugo de aspecto lechoso obtenido mediante incisiones en los troncos de ciertas plantas de la familia de las sapotaceas. Los géneros principales de donde se obtiene son el 'Isonandra' y el 'Pelagium' y el árbol más conocido para su extracción es el 'Isonandra Gutta', el cual se encuentra principalmente en Borneo, Java y Sumatra.

Su composición química es parecida a la del caucho; su fórmula bruta es $C_{10}H_{16}$. Puede ser vulcanizada, al igual que el caucho, con azufre, recibiendo entonces el

nombre de carnalita pero es muy frágil y quebradiza.

Parece ser, según Foster Flagg, que este material comenzó a utilizarse en odontología hacia el año 1.850 como elemento para empastes provisionales (15). Como material implantable su mayor interés se centra en el hecho de que hoy constituye uno de los más utilizados para el relleno de los conductos radiculares de los dientes en la intervención conocida con el nombre de desvitalización ó endodoncia. (Para más detalle ver capítulo dedicado a odontoestomatología).

• 1.3.8.- Laminaria

Los típicos tallos de laminaria ampliamente utilizados en época pasadas para la dilatación del cuello uterino, tienen cabida en este estudio sobre materiales implantables no por sus aplicaciones gineco-obstétricas (ya que no constituyen auténticos implantes) sino por la utilización que de ellos se hace en oftalmología.

Las laminariáceas son un grupo de algas feofíceas, de gran tamaño, que tienen raíces, hojas y tallos. El principal género de esta familia es el "laminaria" y algunas de sus especies ("laminaria digitata") son las que se utilizan en medicina gracias a la propiedad que tienen de aumentar mucho su tamaño cuando absorben la humedad de los líquidos circundantes (p. ej.: cuello del útero, trajectos fistulosos, etc.) (16).

Basándose en este principio el oftalmólogo Murube, de las Palmas de Gran Canaria, ha desarrollado, hacia 1.969, una técnica de reducción de las fracturas del canal lacrimonasal mediante la introducción de finos tallos de laminaria en dicho conducto. Dichos tallos, al hincharse, reducen la fractura y reconstruyen el canal determinando así su reparableización (17).

• 1.3.9.- Lino

Es una planta herbácea, oriunda de Asia Central, perteneciente a la familia de las lináceas. Existen dos variedades de la misma: el lino de fibra y el lino de semilla. Del primero se obtiene, desde la más remota antigüedad, una fibra textil muy apreciada comercialmente, junto con el algodón, mientras que del lino de semilla se obtiene el aceite de linaza, una grasa vegetal con amplias aplicaciones en la industria (pinturas, barnices, tintas para imprenta, etc.) y en medicina (linimentos, etc.). En la actualidad prácticamente la totalidad de la producción mundial de lino de fibra se realiza en Europa.

El lino tiene un tallo de aproximadamente un metro de largo. Las fibras hay que separarlas de la corteza que las recubre (enriado). Para ello pueden utilizarse dos procedimientos: uno químico y otro bacteriológico. El procedimiento químico se utiliza muy poco. Para el bacteriano se introducen los tallos en agua. En este medio, las bacterias presentes, como flora habitual de las plantas, comienzan a fermentar y a disolver las sales de calcio que mantienen unidas y aglutinadas las fibras, las cuales se separan. Una vez aisladas las fibras se limpian, se secan, se hilan y se tejen según el uso a que van a ser destinadas (damasco, lienzo, dril, tapices, suturas, papel, bramante, lona, etc.) (18).

Esta planta parece que comenzó a cultivarse hace unos 5.000 años. Su empleo como material de sutura es, igualmente, antiquísimo. Un día del año 1.862, en Luxor, el norteamericano Edwin Smith, un aficionado a la egiptología, compró un largo papiro, que completó poco después con la adquisición de otros ocho fragmentos del mismo. El papiro de Smith, con 4'68 cm. de longitud por 35 cm. de ancho, 377 líneas en el anverso y 92 en el reverso, escrito en caracteres hieráticos, se afirma por

algunos que es la copia realizada hacia el 1.600 a. de J.C. de otro texto cuya antigüedad se remontaría a la época de construcción de las pirámides (hacia el 3.000 a. de J.C.) En el papiro de Smith se aconseja en seis ocasiones recurrir a la sutura y el material recomendado es el lino. Puede considerarse como el texto quirúrgico más antiguo hoy conocido (19) (20).

● 1.3.10.- Madera

Sin entrar en otros detalles y puesto que al realizar el presente trabajo se ha seguido la costumbre de decir unas palabras sobre la constitución de cada material, puede, en dos palabras, concretarse que la madera es la parte leñosa, rígida y dura que se encuentra internamente, con respecto a la corteza, de tallos y troncos de los árboles. La madera, desde un punto de vista bioquímico, está constituida por celulosa, aunque también es posible encontrar en ella, ó junto a ella, otras sustancias como azúcares, alcanfor, resinas, etc.

Resulta insólito, e incluso pintoresco, incluir la madera entre una serie de materiales implantables pero el hecho es que el dato histórico está ahí y como referencia se puede citar a Carnochan (21) quien en 1.840 introdujo un fragmento de madera en una articulación coxofemoral, como material de interposición. La intervención, según parece, resultó un completo fracaso.

Hacia 1.864, un odontólogo, Suersen, introducía pequeños conos ó puntas de madera de nogal en los conductos radiculares de las piezas dentarias como obturación endodóncica (22).

● 1.3.11.- Marfil

No se trata, para hablar con propiedad, de un mate-

rial aloplástico ya que, como es bien sabido, el marfil es el nombre que también se da a la dentina. El marfil, ó dentina, es pues, desde el punto de vista implantológico, un heteroinjerto ó heteroimplante.

Es una sustancia que se ha usado mucho como material implantable, alcanzando gran difusión, durante bastante tiempo aunque hoy ya no se emplea.

En 1.810 Gluck (23) publicó tres casos de tuberculosis de rodilla en que utilizó una prótesis total diseñada por él mismo y elaborada con marfil. Los resultados no parece que fueron buenos.

En 1.902, Köenig, en Alemania, utilizó clavijas hechas con marfil para el tratamiento cruento de ciertas fracturas (24). Este autor hacía mucho incapié en la necesidad de una rígida fijación de los extremos óseos fracturados con el fin de permitir la movilización precoz del miembro lesionado.

En Inglaterra, Hey-Groves en el año 1.926 revisó todo lo que había sobre el uso de enclavijados para cuello de fémur e introdujo otra clavija de marfil que después se transformó en un tornillo más ó menos largo, el cual alcanzó gran difusión durante bastante tiempo. Su indicación principal eran ciertas fracturas del cuello del fémur (3).

El mismo autor, y también hacia el mismo año, realizó algunas sustituciones de cabeza femoral con una prótesis igualmente de marfil (25).

•1.3.12.- Parafina

La parafina, ó más propiamente hablando las parafinas, pertenecen al vasto mundo de las ceras. Las ceras están presentes en una gran variedad de productos naturales y artificiales. Así, por ejemplo, las hay proceden-

tes del reino animal (de abejas, de esperma de ballena, etc.), del reino vegetal (de carnauba, de candelilla, de palma, etc.), del reino mineral (de lignito, del petróleo, etc.) y de origen artificial (ésteres de alcoholes polihídricos, etc.).

Las parafinas son las ceras que están presentes en diferentes fracciones de la destilación del petróleo, son pues ceras de origen mineral. Hay dos clases de parafinas las llamadas normales y las microcristalinas. En ambos casos se trata de mezclas de alcoholes, ácidos, ésteres y otros hidrocarburos saturados. Las parafinas normales suelen ser de punto de fusión más bajo que las microcristalinas y de menor viscosidad.

La parafina fué utilizada por primera vez, en cirugía plástica, por el cirujano vienés Gersuny, en 1.897 (26). Parece ser que, según Ormsby (27), la inyectó en el escroto, para sustituir la ausencia de testículos, de un hombre que había de pasar el reconocimiento médico previo a su ingreso en el servicio militar.

En el año 1.913 Baer de Munich (28) comenzó a utilizar la parafina como material de relleno, para introducirla en la cavidad torácica de pacientes sometidos a toracoplastias y resecciones pulmonares con el fin de evitar espacios vacíos ó como método sustitutivo de la colapsoterapia gaseosa, cuando ésta no podía realizarse. Posteriormente la parafina se utilizó bastante en cirugía plástica para remodelar superficies ó contornos como, por ejemplo, en la cara, para aumento mamario, etc. La Ley de alimentos, medicamentos y cosméticos publicada en 1.939 en USA, estableció el concepto de parafina desde el punto de vista farmacéutico.

El término parafina ("paraffinum") fué introducido en la XV edición de la United States Pharmacopeia: "La parafina es una mezcla de hidrocarburos obtenida del

petroleo... Es una masa incolora ó blanca, más ó menos translúcida con estructura cristalina. No tiene olor ni sabor, es ligeramente grasienta al tacto..... Su punto de fusión oscila entre 47 y 65°C."

El hecho de aparecer esta definición en una obra como la U.S.P. confirmó a la parafina, así como a las especificaciones aparecidas en la misma, una validez oficial, e incluso legal indiscutible, aún a pesar de que una definición como ésta no es útil ni representa nada específico frente a la gran cantidad y variedad de parafinas que existían en el mercado. Actualmente la parafina ya no se utiliza como material implantable por los problemas que producía sobre todo emigraciones y también, en ocasiones, "parafinomas".

• 1.3.13.- Vidrio

El vidrio es un material compuesto por la mezcla de carbonato sódico, piedra caliza y arena (sílice) calentados hasta que se forma una masa pastosa que después se deja enfriar. El Pirex ó Pyrex es, en realidad, una marca comercial de vidrio que se ha generalizado para aquellos vidrios especiales, muy duros y con un coeficiente de dilatación lineal muy bajo, en cuya composición entra el borosilicato sódico.

Como puede verse en el capítulo dedicado a las aloartroplastias de cadera, en el presente trabajo, cabe a Smith-Petersen el mérito de ser el creador de las llamadas artroplastias por interposición. Hacia el año 1.923 comenzó una serie de estudios (publicados en 1.939) (29) (30) basados en una observación casual, que le llevaron a construir unas cúpulas acetabulares que interponía entre la cavidad cotiloidea del hueso iliaco y la cabeza femoral. Toda la idea partió después de la extracción de un pequeño fragmento de vidrio, de la espalda de

un paciente, que había permanecido alojado accidentalmente en el cuerpo del enfermo durante cerca de un año. En dicho período se había formado una pseudo-cápsula sinovial alrededor del cuerpo extraño que contenía en su interior una pequeña cantidad de líquido amarillento. A partir de esta observación Smith-Petersen comenzó a utilizar el vidrio para sus cúpulas acetabulares pero la indefectible aparición de fracturas del material le llevaron a probar el pyrex y, posteriormente, otros materiales hasta que obtuvo la respuesta definitiva con las aleaciones de cromo-cobalto.

El célebre cirujano de París Chassaignac (1.804-1.875) tuvo la idea de extraer líquidos patológicos y colecciones purulentas de la cavidad abdominal mediante tubos que unas veces fueron de caucho y otras de vidrio. Con estos procedimientos y mediante estos materiales puede considerársele el iniciador de los drenajes (31).

BIBLIOGRAFIA SOBRE "VARIOS"

- 1.- FOMON S.: Cirugía Plástica y Reparadora. Ed. Labor S.A. Argentina. 1.943, p.40.
- 2.- LISTER: Citado por THORWALD J. en El siglo de los cirujanos. Ed. Destino. Barcelona. 1.970, p.300.
- 3.- HORSLEY: Citado por THORWALD J. en El triunfo de la cirugía. Ed. Destino. Barcelona. 1.972, p.168.
- 4.- La Escuela Odontológica Alemana: T. III. Ed. Labor S.A. Barcelona. 1.940, p.940-941.
- 5.- HULBERT y cols.: "Potencial of ceramic materials as permanently implantable Skeletal prostheses". Journal of Biomedical Materials Research 4, 433, 1.970.
- 6.- JORDANO J.: "Identación pasajera mediante inclusión intraescleral de espongostán". Arch. Soc. Esp. Oftalm. 33.10.895-918. 1.973.
- 7.- CORREL J.T. y cols.: "Certain properties of a new physiologically absorbable sponge". Proc. Soc. Exper. Biol. And Med. 58. 233. 1.945.
- 8.- CORREL J.T. y cols.: "Biologic Investigations of a new Absorbable sponge". Surg. Gynec. and Obst. 81.585. 1.945.
- 9.- JENKINS H.P. y cols.: "Gelatin Sponge. A new Haemostatic substance: studies on absorbability" Arch. Surg. 51. 253. 1.945.
- 10.- JENKINS H.P. y cols.: "Studies on the use of gelatine sponge or foam as a hemostatic agent in experimental liver resections and injuries to large veins". Ann. Surg. 124. 952. 1.946.
- 11.- BAUER G.: "Gelatinskum sam blödningsstillande medel" Nord. Med. 34. 1.121. 1.947.

- 12.- BING J.: "Experimental observarions on the use of a Danish Gelatin sponge preparation (spongostan) an absorbable haemostatic agent" Acta Pharmacol. et Toxicol. 3: 364. 1.947.
- 13.- GOTT V.L. y cols.: Graphite-benzalkonium heparin coatings on plastic and metals. Annals of the New Academy of Sciences. 146, 21, 1.968.
- 14.- ESSER J.F.S.: Studies in Plastic Surgey -of the face. Ann. Aurg. 65, 297, 1.197.
- 15.- FLAGG F.: Citado por JOHNSON en La Práctica Odontológica. Ed. Labor. Barcelona. 1.927, p.249.
- 16.- WINTER-NAUJOKS.: "Tratado de obstetricia operatoria". Ed. Acta Ginecológica-Madrid, 1.955.
- 17.- MARUBE J. y cols.: Tratamiento de las lesiones de las vías lacrimales en los traumatismos del tercio medio de la cara. Rev. Esp. Cir. Plast. Vol. VII, nº 2. 107-112, 1.974.
- 18.- Enciclopedia Durvan: Gran Enciclopedia del Mundo. Distrib. Ed. Marín. Barcelona, 1.965.
- 19.- POLLAK K.: Los Discípulos de Hipocrates. Ed. Plaza y Janés. Barcelona, 1.969, p.65.
- 20.- FOMON S.: Cirugía Plástica y Reparadora. Ed. Labor S.A. Argentina, 1.943, p.40.
- 21.- CARNOCHAN: Citado por CHAPCHAL G. en "Cirugía Ortopédica y Traumatología de la cadera." Ed. Científico-Médica, Madrid, 1.968, p.315.
- 22.- SUERSEN: Citado por ZABOTINSKY A. en "Técnica de Dentistería Conservadora. Preparación de Cavidades." Librería Hachette S.A. Argentina, 8ª Edición. 1.960, p.26.
- 23.- GLUCK: Citado por JANNELLI E. y cols. en "La Artroprotesi di Ginocchio!" LIX Congresso della Societa Italiana

di Ortopedia e Traumatología. Cagliari. 30 Sept.- 3 Oct. 1.974.

24.- KOENIG: Citado por CELORIA F. en Osteosíntesis-Compresión. Ed. La Médica, Córdoba (Argentina) p.18, 1.969.

25.- HEY-GROVES E.W.: "Some contributions to the reconstructive surgery of the hip". British J. of Surgery. 14. 486. 1.926.

26.- GERSUNY R.: "Veber eine Subcutane Prothese". Ztschr. F. Hailk. 1: 199, 1.900.

27.- ORMSBY: Citado por FOMON S. en "Cirugía Plástica y Reparadora". Ed. Labor S.A. Argentina, 1.943, p.1.301.

28.- BAER: Citado por COURY CH. en "Grandeur et Declin d'une Maladie. La Tuberculose au course des ages". Ed. Lepetit. S.A. París, 149-150, 1.972.

29.- SMITH-PETERSEN M.N.: "Arthroplasty of the hip". A new method. Journal of bone and joint surgery. 21, 269, 1.939.

30.- SMITH-PETERSEN M.N.: "Evaluation of mould arthroplasty of the hip joint". Journal of bone and joint surgery. 30B. 59. 1.948.

31.- CHASSAIGNAC: Citado por D'ALLAINES en Historia de la cirugía. Ed. Oikos-Tau. Barcelona, 1.971, p.74.

1.4. SINOPSIS DE LA PRIMERA PARTE

- 1.550 (aproximadamente): procedimiento de Ambrosio Paré denominado de la "Puntura de Oro", de origen ibérico, para la ligadura de la base del saco de hernias abdominales.
- 1.746: Pierre Fauchard, odontólogo francés, publica en la segunda edición de su obra "Le Chirurgien Dentiste" un método de relleno de los canales radiculares de dientes desvitalizados mediante delgadas láminas de plomo.
- 1.804: Bell describe fenómenos de corrosión galvánica en los tejidos vivos, después de utilizar pequeños "pins" metálicos para el cierre de heridas.
- 1.829: Levert publica sus estudios realizados con plata, oro, plomo y platino llegando a la conclusión de que el platino es el menos irritante.
- 1.839: Charles Goodyear, en Woburn (Massachusetts), descubre accidentalmente la vulcanización del caucho al caérsele un fragmento de este material, en estado natural, que previamente había impregnado con azufre, sobre la placa caliente de una estufa. El caucho, que hasta ese momento no podía manipularse bien ya que era blando y pegajoso en verano y duro y quebradizo en invierno, gracias a este procedimiento podía endurecerse permanentemente.
- 1.844: Después de estudiar la temperatura y presión necesarias para optimizar los resultados de la vulcanización, Charles Goodyear patenta su procedimiento (Patente británica nº 10027-1.844).
- 1.847: Schönbein obtiene el colodión.
- 1.849: Sims, norteamericano, utiliza casualmente, y con éxito, hilo de plata para cerrar una fístula vaginal.

- 1.865: Parkes descubre el celuloide en Inglaterra.
Algunos autores atribuyen este descubrimiento a los tipógrafos norteamericanos hermanos Hyatt entre 1.869 y 1.870.
- 1.868: Preterre coloca en New York la primera prótesis dental elaborada con celuloide.
- 1.872-1.886: Los hermanos Lambotte, en Bélgica, y Hansman, en Berlín, comienzan a ensayar, respectivamente, placas metálicas para la reducción cruenta de las fracturas lo que puede considerarse como el nacimiento de la osteosíntesis. Los metales probados por los Lambotte fueron el aluminio, la plata, el magnesio, el cobre, el bronce y el acero. Hansman, por su parte, utilizó placas de acero y de níquel.
- 1.892: Los ingleses Cros y Beran descubren el celofán pero su puesta a punto industrial no se realiza hasta 1.910-1.912 por el suizo Branderberger.
- 1.894: Lane comienza a utilizar un sistema de material de osteosíntesis a base de acero. Publica sus trabajos en 1.914.
- 1.897: Abbe publica un artículo sobre la implantación subdural de fragmentos de goma.
- 1.899: El cirujano vienés Gersuny inyecta parafina en el escroto de un hombre que había de pasar el examen médico previo a su ingreso en el servicio militar.
- 1.900: Chlumsky, Hoffa y Hübscher utilizan láminas de caucho, celuloide, magnesio, estaño, plata y cinc como materiales de interposición entre las dos superficies articulares de la articulación coxo-femoral.

- 1.902: König, en Alemania, utiliza clavijas de marfil para el tratamiento cruento de ciertas fracturas.
- 1.903: Seen coloca tubos de goma para derivar el exceso de líquido cefalorraquídeo en casos de hidrocefalias.
- 1.908: Elsberg utiliza el aluminio para reparar defectos óseos del cráneo.
- 1.909: Baekeland, en Bélgica, consigue la copolimerización entre el fenol y el formaldehído; ha nacido la baquelita.
- 1.909-1.912: Straus y Maurer comprueban, para la firma Krupp (Essen-Alemania), que la estabilidad química del níquel aumentaba si se le añadía cromo. Surgen los aceros al cromo y al cromo-níquel, patentados como V1A y V2A.
- 1.911: Cushing crea unos "clips" de plata para la hemostasia de los vasos profundos en neurocirugía.
- 1.912: Sherman (U.S.A.) modifica el sistema de Lane y, asesorado por ingenieros y metalúrgicos, comienza a utilizar aceros al cromo y aceros al vanadio.
- 1.914-1.918: Primera Guerra Mundial.
- 1.917: Esser recurre a la godiva, como implante temporal en cirugía oral, para ampliar el vestíbulo bucal en cirugía preprotésica.
- 1.923: Smith-Petersen comienza a construir cúpulas de vidrio (después de Pyrex) para la articulación coxo-femoral. Posteriormente prueba a implantar la baquelita y el celuloide, para la misma indicación, pero sin el resultado apetecido.
- 1.924: Zielrod llama la atención sobre la aparición de ciertas coloraciones hísticas atribuidas al

uso de algunos metales (cobre, níquel, cinc, aceros simples al carbono, magnesio, hierro y aluminio). Por el contrario, observa que dichas coloraciones no se producen con oro, plata, aleaciones de cobalto, plomo y aluminio.

- 1.925: Desde 1.900 hasta este año Stellite, en Inglaterra, estudia diferentes tipos de aleaciones que contienen alrededor de un 55% de cobalto, de un 15 a un 25% de tungsteno y de un 15 a un 25% de cromo. Pueden ser consideradas como las precursoras de las modernas aleaciones de cromo-cobalto introducidas posteriormente.
- 1.928: Se descubre el acrílico en la firma Rohm & Haas (Alemania y U.S.A.).
- 1.928: Se descubre el polivinil-alcohol en la firma Wacker de Alemania.
- 1.929: La depresión económica llega a su punto culminante.
- 1.929: La firma Austenal; de New York, comienza la fabricación de aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno que patenta con el nombre de VITALLIUM^R.
- 1.930: Técnicos de la firma Corning Glass Work (U.S.A) ponen a punto las siliconas, pero no es hasta 1.944 cuando se une esta compañía con la Dow Chemical Company y se crea la Dow-Corning en Midland (U.S.A.) para la investigación de las aplicaciones de las siliconas (SILASTIC)^R.
- 1.930: Carothers, de la DUPONT de Nemours (U.S.A), descubre las poliamidas cuyo representante más conocido es el NYLON .
- 1.930: Se descubren los poliésteres en la firma Imperial Chemical Industries Ltd. (ICI) en el Reino Unido. El primero obtenido se conoció con el nombre de TERYLENE^R. Más tarde la firma DUPONT en U.S.A.

desarrolló otro poliéster que es el que resulta más conocido en el ámbito quirúrgico: DACRON^R.

- 1.934: La firma I.G. Farbenindustrie A.G. (Alemania) descubre la capacidad de polimerización entre sí de cuerpos que contienen átomos de carbono y halógenos; un poco después la firma DUPONT (U.S.A.) descubre, basándose en este principio, el politetrafluoretileno, más conocido por su nombre registrado TEFLON^R.
- 1.936: Se pone a punto el cloruro de polivinilo (PVC) por la compañía American Viscose (U.S.A.).
- 1.936: En el mes de septiembre (acontecimiento realmente histórico), Venable y Stuck realizan la primera implantación de VITALLIUM mediante la colocación de unos tornillos de este metal en una fractura de fémur.
- 1.938: Burch y Carney estudian el tantalio como material implantable.
- 1.939: Comienza la Segunda Guerra Mundial, el 3 de Septiembre.
- 1.939: Se descubre el polietileno en la firma inglesa ICI. Sin embargo hay que esperar a 1.954 para que, en el Instituto Max Plank, se produzcan los primeros polietilenos de alto peso molecular que son los que en realidad tienen más importancia en implantología.
- 1.941: Son puestos a punto los poliuretanos por la I.G. Farben (Bayer) de Alemania.
- 1.945: Un grupo de investigadores escandinavos, encabezados por Correl, introducen la espuma de gelatina como material hemostático.
- 1.945: Finaliza la Segunda Guerra Mundial el 14 de Agosto.

- 1.946: En Francia, los hermanos Robert y Jean Judet ensayan sus primeras endoprótesis en acrílico para la porción cefálica de la articulación coxo-femoral.
- 1.953: Swanson (Michigan-U.S.A.) comienza a trabajar con las siliconas y crea una larga lista de endoprótesis para cirugía ortopédica. Es también el creador e introductor de la idea de los "flexible implants".
- 1.957: Es puesto a punto el polipropileno por las firmas Hercules Powder (U.S.A) y Hoechst (Alemania Occidental).
- 1.958: Charnley, en el Reino Unido, comienza a utilizar acrílico como elemento de fijación ó cemento de las prótesis de cadera.
- 1.958: El mismo Charnley descubre que el polietileno de alto peso molecular es el que presenta el coeficiente de fricción más bajo frente a las aleaciones de cromo-cobalto e inicia la era de las prótesis de baja fricción metal-plástico.
- 1.959: Comienzan a publicarse los primeros trabajos sobre estudios químicos y perfil de los cianoacrilatos. Los primeros estudios habían comenzado con la síntesis de los mismos hacia 1.949 pero su uso clínico no se empieza a generalizar hasta bien entrados los años sesenta.
- 1.959: Lerowitz y colaboradores descubren la aptitud del poli-HEMA (polihidroxietilmetacrilato) como material implantable en cirugía cardiovascular ya que su superficie apenas favorece la formación de trombos.
- 1.968: Vicent L.Gott y colaboradores, del John Hopkins ponen a punto el G.B.H. (grafito-benzalconio-

-heparina) una nueva sustancia resistente a la formación de trombos que sirve para recubrir diferentes prótesis que han de estar en contacto con la sangre (válvulas cardiacas, etc.).

2. Historia de la aplicación de los materiales aloplásticos en las diferentes especialidades quirúrgicas:

2.1. TECNICAS QUIRURGICAS GENERALES CON MATERIALES IM- PLANTABLES.

Antes de comenzar el estudio de cada especialidad quirúrgica, por separado, desde el punto de vista de la historia de los materiales aloplásticos, parece necesario realizar una panorámica sobre una serie de técnicas que pueden tener cabida dentro de lo que clásicamente se considera como cirugía general y que son comunes, a muchas especialidades. Qué duda cabe que cuando el cirujano ortopeda, por ejemplo, está colocando una prótesis de cadera realiza algo propio de una alta especialización quirúrgica, pero tampoco es menos cierto que, en el mismo acto operatorio, necesita realizar una serie de maniobras, como hacer hemostasia, colocar un drenaje, realizar suturas en diferentes planos, cementar la prótesis, etc., todas ellas propias de la cirugía general. Ocurre aquí, por lo tanto, lo que sucede con tantas y tantas manifestaciones del saber ó de las ciencias aplicadas: sobre toda especialización existe siempre una base común, y previa, sobre la que, con el transcurso del tiempo, van creándose las distintas ramas.

2.1.1.- Suturas y ligaduras.

Desde luego, y casi sin temor a dudas, puede afirmarse que las suturas y las ligaduras han constituido las maniobras más antiguas mediante las cuales se han introducido materiales aloplásticos en el organismo humano.

Kurt Pollak (1) sostiene que "... los quirúrgicos de la raza Cro-Magnon (40.000-30.000 a. J.C.) empleaban ya unos diminutos cuchillos de piedra (microlitos) y agujas de hueso, con su correspondiente ojete. Es muy probable que cosieran las heridas mediante esos instrumentos". Es difícil, por no decir imposible, precisar cual pudiera ser el material de sutura empleado por estos hombres, si es que realmente practicaron el arte de coser heridas. No parece disparatado pensar, al igual que lo hacen algunos autores, en el caso de las civilizaciones precolombinas (2), que el primer material más a mano pudo haber sido el cabello.

Como primeras referencias históricas de las suturas, es decir, las aparecidas en un documento escrito, pueden considerarse los seis casos en que se aconseja su uso en el "Papiro de Smith". Un día del año 1.862, en Luxor, el norteamericano Edwin Smith, un aficionado a la egiptología, compró un largo papiro, que completó poco después con la adquisición de otros ocho fragmentos del mismo. El "Papiro de Smith", con 4.68 m de longitud por 35 cm. de ancho, 377 líneas en el anverso y 92 en el reverso, escrito en caracteres hieráticos, se afirma por algunos que es la copia realizada hacia el 1.600 a. J.C. de otro texto cuya antigüedad se remontaría a la época de la construcción de las pirámides (hacia el 3.000 a. J.C.). El "Papiro de Smith" es sin duda el primer texto quirúrgico conocido y contiene 48 "casos" entre los que se describe algo parecido al esparadrapo, para el cierre de heridas, y en seis ocasiones se aconseja recurrir a

la sutura. El material recomendado en el papiro de Smith es el hilo de lino (1) (3). Hacia el año 600 a. J.C. aparece Sùsruta (3) como el creador de suturas cuyos materiales eran la crin de caballo y ciertos tendones de algunos animales.

No parece tampoco, que la sutura fuera una práctica rara durante la época del Imperio Romano y en el mundo árabe. En este sentido puede citarse a Celso (3) (4) que en el siglo I de nuestra era, se refiere en unos escritos a las suturas como un procedimiento usual empleando el "hilo suave no excesivamente retorcido". En los casos de heridas abiertas que interesan partes musculares recomienda el empleo de "fibulas" (posiblemente agrafes de metal). El cirujano árabe Rhazes (850 a 932 d. de J.C.) parece que fué el primero en utilizar catgut para el cierre de heridas abdominales (3) (4). Otra alusión a las ligaduras, aunque ésta de carácter insólito, aparece hacia el siglo XI con Abulcasis (?), otro de los pocos médicos árabes que se ocupó, en sus escritos, de problemas quirúrgicos. Este autor menciona un singular y pintoresco procedimiento de síntesis quirúrgica mediante la utilización de hormigas gigantes, las cuales con su aparato masticador realizarían esta misión. Por muy espectacular e insólito que pueda parecer este método, no obstante, parece ser que llegó a alcanzar una cierta difusión extramuros del mundo árabe, en muchos puntos de Africa y en el Brasil, pudiendo ser considerado dicho método como otro precursor de los actuales "clips" ó agrafes para la piel (4). El sistema podría sintetizarse en la siguiente forma: una vez aproximados los bordes de la herida con los dedos de una mano del operador, se acercaba a la zona a suturar, con la otra mano, la extremidad cefálica de la hormiga la cual, con sus mandíbulas, se adhería firmemente y coaptaba ambos bordes.

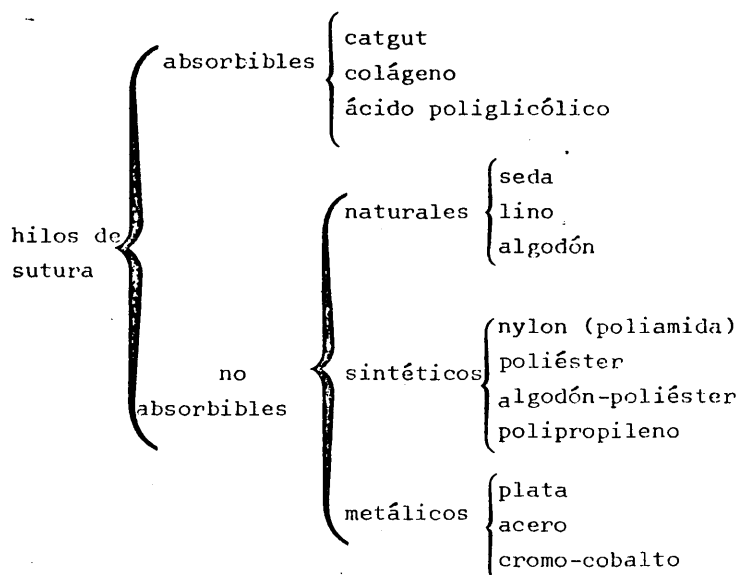
A continuación se separaba el cuerpo del animal, por torsión, con el fin de dejar la cabeza firmemente fijada a la herida y ésta completamente cerrada.

A pesar de lo mucho que pueda hoy repugnar este método y pese a las muchas sonrisas de benevolente superioridad que pueda despertar hoy hacia miembros de civilizaciones ó culturas anteriores, es oportuno recordar, sin embargo, que en pleno siglo XX, y dentro del ya sofisticado mundo accidental de los primeros años de la centuria presente, todavía podían verse en las estanterías de algunas boticas, frascos con sanguijuelas, aunque para otros fines.

Haciendo omisión de este paréntesis, que más bien debería estar incluido dentro de un capítulo dedicado a la medicina pintoresca, volviendo a la noción de que suturas y ligaduras son procedimientos remotos en el tiempo, tanto unas como otras parecen haberse utilizado ya con cierta profusión entre los siglos XV y XVI, y se puede atribuir al cirujano de cámara de Francisco I de Francia, el célebre Ambrosio Paré (1.509-1.590), la utilización de las suturas con un criterio plenamente actual (3). Si se tiene en cuenta que durante muchos siglos la cauterización fué remedio universalmente utilizado, de forma indiscriminada, para tratar de resolver muy diferentes problemas y si se tiene en cuenta, además, que con este procedimiento se buscaba, la mayoría de las veces, la formación de un tejido fibroso, cicatricial, resistente -como en el caso de las hernias- no parece descabellado situar con Ambrosio Paré también el punto de arranque para las ligaduras. Hasta esta época los pacientes herniados eran sometidos casi sistemáticamente a la tortura de la cauterización por el hierro al rojo ó, desde Guy de Chauliac (1.300-1.368) (5), con arsénico y cal viva.

Paré, al final de su dilatada y fecunda vida como cirujano militar, en la que sobresalió por su inusitado criterio científico, para la época, y su gran humanidad, aplicó el procedimiento denominado "puntura de oro", mediante el cual introducía en la base del saco herniario un alambre de oro que, posteriormente, ligaba. También se debe a Paré la reactualización de la ligadura para cohibir las hemorragias, para lo cual utilizaba el bramante. Es de resaltar, no obstante, que el procedimiento de la "puntura de oro" no era invención de Paré sino la adopción de una técnica de origen español, de la que se volverá a tratar un poco más adelante, cuyos antecedentes permanecen perdidos en el tiempo (5) (6).

Antes de seguir adelante parece interesante contemplar, por un momento, la panorámica de los hilos para sutura, según la situación actual, con la siguiente sinopsis:



Los antecedentes del catgut habría que ir a buscarlos en la India y en el mundo árabe, donde parece que ya, en la antigüedad, se utilizaron fragmentos de intestino de diferentes animales, sometidos previamente a procesos de desecación y de torsión más ó menos rudimentarios (vease más atrás) (2) (3).

La aparición del catgut con un criterio actual, como material de sutura, se debe a Lord Joseph Lister, hecho poco conocido de la biografía de este gran investigador solitario, ya que su nombre aparece siempre, más bien, ligado a la introducción del método antiséptico, que es en realidad lo que ha hecho pasar su nombre a las páginas de oro de la Historia de la Medicina. Jürgen Thorwald en su libro "El Siglo de los Cirujanos" describe cómo Lister realizó sus primeras experiencias con el catgut más primitivo que podía disponer entonces: cuerdas de guitarra (7). Parece ser que, acompañado de su mujer Inés, pasó las Navidades del año 1.868 en la localidad de Upton, de donde eran originarios sus padres y allí, ayudado por su sobrino Rickman John, ligó varios vasos de una ternera con cuerdas de guitarra que, previamente, había sumergido durante cuatro horas en una solución de fenol. Lister ya había apuntado con anterioridad la idea de que la seda, material reputado hasta ese momento como ideal para realizar suturas, podía albergar la infección en los espacios que quedaban entre las fibrillas, por lo que intuyó que las fibras ó tiras obtenidas de intestinos de animales, que son lisas, convenientemente esterilizadas, podrían ofrecer considerables ventajas. Y en efecto, así ocurrió ya que a las cuatro semanas, una vez sacrificada la ternera, pudo observar que las ligaduras que había practicado no sólo estaban libres de supuraciones sino que el material utilizado había sido reabsorbido. No obstante, después se vió que el catgut podía transmitir el tétanos.

El interés de los diferentes hilos de sutura como materiales implantables, no sólo reside en su empleo exclusivo como elemento de síntesis en cualquier tejido u órgano. También se han utilizado para fines distintos al de cierre de tejidos y heridas, por ejemplo Mikulicz en 1.893 utilizaba hebras de diferentes tejidos para drenar el exceso de LCR, en casos de hidrocefalia, al espacio subdural ó al tejido celular subcutáneo del cuello ó del cráneo (8).

Suturas metálicas.- Como se indica en la parte de este trabajo dedicada al estudio de los metales, este tipo de suturas comenzó a utilizarse entre finales del siglo XVIII y comienzos del XIX. Buena prueba de ello lo constituyen los trabajos de Bell (9) quien en 1.804 sienta los fundamentos científicos del empleo de los metales en cirugía, precisamente en el campo de las suturas, al estudiar ciertos fenómenos de corrosión galvánica, en tejidos biológicos, después de la utilización de pequeños fragmentos metálicos, que los anglosajones denominan "pins", para el cierre de heridas.

Aparte del episodio de la "Puntura de oro" actualizado por Paré en el siglo XVI, ya comentado anteriormente, la primera sutura metálica parece haberla efectuado, según Jürgen Thorwald (10), de forma casual, un ginecólogo norteamericano, llamado Marion Sims en el año 1.849. Al parecer Sims se vió obligado circunstancialmente a utilizar hilo de plata en un caso de fístula vaginal, situación en la que había fracasado anteriormente con otros materiales de sutura.

Posteriormente Meyer (11), generalizó el hilo de plata para las hernias; Robb en 1.907 comenzó a suturar fascia lata con este mismo material y, por fín, Cushing, en 1.911, creó sus clips de plata para la he-

mostasia de los vasos profundos en neurocirugía (12) (13).

Los siguientes hilos metálicos para suturas utilizados han sido el acero inoxidable y, recientemente, el alambre de cromo-cobalto, generalmente para osteosíntesis.

• 2.1.2.- Adhesivos químicos para la unión de tejidos y para la fijación de implantes

Aunque en un principio parece que con los distintos tipos de suturas, el problema de la aproximación de los bordes de cualquier tejido seccionado debería estar resuelto, la práctica ha demostrado que no es así en todos los casos. Así, por ejemplo, la eversión de los bordes de una herida que, en determinadas circunstancias, puede producir una sutura, puede ser causa de una gran deformidad de una zona. Otro ejemplo podría ser -hay muchos- la incompleta unión que puede producirse entre los dos extremos de un vaso seccionado con la consiguiente pérdida de sangre. Debido a la aparición de estos inconvenientes han surgido últimamente ciertos tipos de adhesivos hísticos, que en ocasiones, pueden sustituir muy bien a las clásicas suturas. En este sentido se han desarrollado varios grupos: cianoacrilatos, resinas epoxi, poliuretanos, derivados de la goma natural, etc. De todos ellos los que parecen haber alcanzado un mayor interés son los cianoacrilatos y concretamente el polibutil - 2 - cianoacrilato. Son sustancias que polimerizan rápidamente (unos 10 segundos) a las que se les suele añadir un colorante para su fácil identificación sin producir tatuajes. Han sido introducidos en cirugía, entre los años 1.959 y 1.962. (ver cianoacrilatos).

Otro concepto que puede tenerse en cuenta también aquí es el de los nuevos cementos para la fijación al hueso de ciertas prótesis como la de la cadera, rodilla, etc. El prototipo de ellos lo constituyen los cementos acrílicos, de los que se habla con más detalle en el capítulo dedicado a la cirugía ortopédica y traumatología, habiendo sido su introductor Charnley en 1.958-59.

También se han elaborado otros tipos de adhesivos a base de siliconas. Unos no son implantables y se utilizan, por ejemplo, para fijar ciertos dispositivos a la piel tales como bolsas colectoras en colostomías, etc. Otros sí que son implantables pero se utilizan para unir diferentes materiales entre sí, como silicona con silicona, silicona con DACRON, etc. Estas suelen ser manobras previas a la implantación con objeto de conseguir más estabilidad de la prótesis, si el tejido receptor es muy laxo, uniéndose a un material esponjoso como el fieltro de DACRON, etc. Estos adhesivos se han introducido simultáneamente con las siliconas, esto es, hacia 1.953.

•2.1.3.- Cateterismos, canulaciones y sondajes.

Indudablemente en este terreno existen muchas dificultades semánticas ¿son ó no son conceptos sinónimos? El diccionario terminológico de ciencias médicas de Cardenal dá las siguientes definiciones (7ª Edición, Salvat, 1.960).

- Cateter: "Instrumento tubular quirúrgico para el desague de líquidos de una cavidad del cuerpo ó para distender un paso ó conducto".
- Cánula: "Tubo de calibre, forma y material varia-

bles, abierto por ambos extremos, que se introduce en una abertura natural ó accidental del cuerpo, generalmente con un trócar en su interior en el acto de la introducción".

-Sonda: "término general para distintos instrumentos largos y delgados por lo común, que se introducen en un conducto ó cavidad con fines de exploración y evacuación especialmente".

Es decir, el término "sonda" parece más genérico aunque todas estas voces contienen, conceptualmente, ideas similares. Otras analogías podrían establecerse, así mismo, con las denominaciones bujía, candelilla y estilete.

Aquí, siguiendo la definición de implantes dada al comienzo del trabajo, sólo se tratará de aquellas introducciones, aunque temporales, en que el material aloplástico entre en contacto con el medio interno.

En este sentido, el cateterismo más clásico es el del aparato cardiovascular, bien con fines diagnósticos (la mayoría de las veces) bien con finalidad terapéutica (ver capítulo dedicado a cirugía cardiovascular).

Benjamin Franklin (1.706-1.790), universalmente conocido por sus estudios sobre electricidad atmosférica e inventor del pararrayos, político y periodista, amén de físico de gran renombre, debe de figurar aquí como inventor de cierto catéter flexible (14). (otras aportaciones de Franklin al campo médico, pero fuera del mundo de los implantes, son algunas observaciones sobre la hemeralopía y el saturnismo, el invento de las lentes bifocales y la aplicación de la electroterapia en el campo de las parálisis).

Otra figura de renombre en la historia de la anatomía y de la cirugía es el parisino Chassaignac (1.804-1.875) (muy conocido por el famoso tubérculo que lleva su nombre en la rama anterior de la apófisis transversa de la sexta vértebra cervical y que sirve como punto anatómico de referencia para localizar la carótida primitiva), debe ser aquí consignado como "inventor" de los drenajes mediante tubos de vidrio ó de caucho, con los que evacuaba colecciones y exudados del abdomen (15).

Por último, puede citarse también a Forssmann (16) un urólogo alemán que en 1.928 se cateterizó a si mismo el corazón derecho pudiendo considerársele como pionero de los cateterismos cardiacos (para más detalles ver capítulo dedicado a cirugía cardiovascular).

• 2.1.4.- Hemostasia

La hemostasia es una maniobra quirúrgica tan antigua como la propia cirugía; sin embargo, recientemente, se han introducido ciertas técnicas hemostáticas que entran prácticamente de lleno en el campo de los implantes ya que, mediante ellas, se introducen sustancias extrañas en el organismo. Se trata de la espuma ó esponja de gelatina, más conocida, con sus nombres comerciales (Espongostan, Zimospuma, etc.) Es un invento de origen escandinavo introducido por Correl y cols. y Jenkins y cols. en el año 1.945 (ver capítulo "varios": espuma de gelatina). En sentido estricto no se trata de un auténtico material aloplástico ya que procede del reino animal por cocción, desecación y purificación de ciertos tejidos bovinos muy ricos en fibras colágenas. Desde los primeros momentos de su introducción el material a base de gelatina alcanzó una gran difusión ya que se utiliza localmente para cohibir una gran variedad de tipos de hemorragias.

●2.1.5.- Implantes para radiumterapia

El descubrimiento de la radioactividad se debe a H. Becquerel en 1.895, trabajando con el uranio, quien notó que las películas fotográficas podían ser impresionadas si estaban cerca de dicho elemento. Poco después, en 1.898, los esposos Curie descubrieron el radio, el polonio y el torio como elementos radioactivos naturales. Seguidamente entre Becquerel, Rutherford y Paul Villard (hasta 1.900) describen los tres tipos de radiaciones conocidas con los nombres de alfa, beta y gamma. Independientemente, Roentgen en 1.895 descubre, así mismo, los rayos por él denominados X, a partir de sus estudios con el llamado tubo de Crookes.

Sin embargo lo que da cabida al tema de la radioactividad en este trabajo es la posibilidad de introducir material radiactivo en el organismo humano, bien con finalidades exploratorias, bien con fines terapéuticos, etc. Esta posibilidad vió considerablemente aumentadas sus perspectivas en el año 1.934 cuando el francés Frédéric Joliot-Curie junto con su esposa Irene, obtuvieron un cierto número de isótopos radiactivos no existentes en la naturaleza hasta ese momento, llamados isótopos artificiales. A partir de aquí se abre un importante capítulo de la radiobiología pues ello permitió, y permite, disponer con mayor facilidad y versatilidad, de una serie de elementos específicos para diferentes fines (17) (18) (19).

El primer isótopo radiactivo descrito para fines médicos fué el cobalto (^{60}Co) por Meyers en el año 1.948 (20).

Con el radium la aplicación principal se centraba, como se sabe, en el tratamiento de los tumores. Hoy día, este elemento ya no se utiliza para este fin ha-

biendo sido superado por las fuentes ionizantes artificiales más modernas y perfeccionadas pero en los primeros tiempos se utilizó bien como placas ó tubos superficiales bien como agujas implantadas. Estas técnicas alcanzaron gran difusión hacia las décadas de los años 30 y 40. Son de destacar en este campo los nombres de Albright y el del Centro Radiumhemmet de Estocolmo (21).

BIBLIOGRAFIA SOBRE TECNICAS QUIRURGICAS GENERALES.

- 1.- POLLAK K.: Los Discípulos de Hipocrates (título original: "Die Junger des Hippokrates") Ed. Plaza y Janés. Barcelona, 1.969, p.65.
- 2.- D'ALLAINES C.: Historia de la Cirugía. Ed. Oikos-Tau S.A. Barcelona, 1.971.
- 3.- Citado por FOMON S.: Cirugía Plástica y Reparadora. Ed. Labor S.A. Argentina, 1.943, p.40.
- 4.- OWEN DAWSON J.: "Surgical Ligatures and sutures" from surgical Dressings, Ligatures and sutures. Vol.6 de la serie: "Pharmaceutical Monographs" publicado por William Heinemann Medical Books Ltd. 115-142.
- 5.- Citado por THORWALD J.: El triunfo de la Cirugía. Ed. Destino. Barcelona, 1.972, p.262,
- 6.- HAGGARD H.W.: "El médico en la historia". Ed. Sudamericana. Buenos Aires, 1.943, p.257.
- 7.- Citado por THORWALD J.: El siglo de los cirujanos. Ed. Destino, Barcelona, 1.970, p.300.
- 8.- MIKULICZ J. y cols.: "Beitrag zur Pathologie und therapie des Hydrocephalus". Mitt. Grenzgeb. Med. J.Chir. V.I. 264. 1.896.
- 9.- BELL B.A.: A system of Surgery. Troy. New York. Penniman 1.804.
- 10.- SIMS M.: citado por THORWALD J. en El triunfo de la cirugía. Ed. Destino, Barcelona, 1.972, p.130.
- 11.- MEYER W.: "The Implantation of silver Filigree for the closure of large Hernial Apertures". Annals of Surgery. 36, 767, 1.902.
- 12.- ROEBB H.: "The comparative advantages of catgut and silver wire sutures for closing the Fascia after Abdominal

- incisions". Surgery. Gynecology and Obstetrics. 5, 193, 1.907.
- 13.- CUSHING H.: "The Control of Bleeding in operations for Brain Tumors with Description of silver clips for the oclusión of vessels inaccessible to the ligature". Annals of Surgery, 47, 795, 1.908.
- 14.- Citado por POLLAK K.: "Los discípulos de Hipócrates" Plaza y Janés, Barcelona, 1.969, p.265.
- 15.- CHASSAIGNAC: citado por Claude d'Allaines en Historia de la Cirugía. Ed. Oikos-Tau. Barcelona, 1.971, p.74.
- 16.- Citado por POLLAK K.: "Los discípulos de Hipócrates" Plaza y Janés, Barcelona, 1.969, p.301.
- 17.- G. Zarandieta J.: Lecciones de Terapéutica física. Ed. Librería Científico Médica Española. Madrid, 1.956.
- 18.- Diccionario Enciclopédico Plaza y Janés. T. VII, (voz: Radioterapia) (voz: Radioactividad). Barcelona, 1.976.
- 19.- Enciclopedia Labor. T.II. "La Materia y la Energía". Ed. Labor, Barcelona, 1.956, p.838.
- 20.- MEYERS W.G.: "Artificial radioactive isotopes in therapy" American Journal of Roentgenology. 60, 816, 1.948.
- 21.- Citados por FOMON S.: Cirugía plástica y reparadora. Ed. Labor S.A. Argentina, 1.943, p.1.312.

2.2.- CIRUGIA ORTOPEDICA Y TRAUMATOLOGIA.

Esta especialidad es, sin duda, la que más se ha beneficiado y enriquecido con el advenimiento de los materiales implantables, no sólo por la diversidad de ellos que se han utilizado y utilizan también sino por la exuberante variedad de endoprótesis que continuamente se crean.

Este tema se expondrá, a continuación, dividido en la siguiente forma:

2.2.1.- Operaciones sobre huesos.

- A. Osteosíntesis.
- B. Sustituciones óseas.
- C. Muñones de amputación.

2.2.2.- Operaciones sobre articulaciones.

- A. Hombro.
- B. Codo.
- C. Muñeca y mano.
- D. Cadera.
- E. Rodilla.
- F. Pie.

2.2.3.- Operaciones sobre tendones y ligamentos.

2.2.4.- Sustituciones musculares.

2.2.5.- Fijaciones de la columna vertebral.

• 2.2.1.- Operaciones sobre huesos.

A. OSTEOSINTESIS.

El tipo de intervención que más se ha generalizado y extendido es el de la reducción cruenta de las frac-

turas mediante dispositivos mecánicos tales como placas, tornillos, clavos, etc. Estas técnicas constituyen lo que se conoce con el nombre de Osteosíntesis.

Aunque, como se verá a continuación, la generalización de los procedimientos de reducción cruenta de las fracturas se inicia en el período comprendido entre 1.870 y 1.890, Celoria (1) recoge en su libro un antecedente sobre dichas intervenciones: ... "Como ejemplo puede citarse el hecho publicado por una revista francesa de cirugía, en 1.775, en la que un cirujano acusa a otro de ser responsable de haber causado la muerte a un paciente al colocarle una ligadura de alambre común para fijarle una fractura y éste al defenderse manifiesta que ha visto a eminentes cirujanos usarlo con éxito y que anteriormente al deceso, otros médicos habían comprobado que la herida estaba en buenas condiciones".

Otra referencia interesante, que cabe citar también en este sentido, es la de Lister el cual, en 1.877, practicó cerclajes de rótula y olécranon con alambre (2). Es idea bastante generalizada que los creadores de la osteosíntesis fueron los hermanos Lambotte (Albín y Edie), de Bruselas, ya que el primero de ellos describió en 1.890, en la Presse Medicale Belga (3), el procedimiento que utilizaba para el tratamiento de las fracturas diafisarias oblicuas mediante alambres ó tornillos. Los trabajos de Lambotte se encuentran recogidos en un libro de Masson y Cie. publicado en París en 1.913 titulado: "Chirurgie Operatoire des Fractures". Sin embargo hay autores (3) (4) que atribuyen a Hansman (5) de Berlín, en 1.886, la colocación de la primera placa de osteosíntesis. No obstante hay que decir que los trabajos de Lambotte habían comenzado ya en 1.872 (3).

Por lo que respecta a los materiales utilizados Albin Lambotte empleó, al principio, aluminio, plata, magnesio,

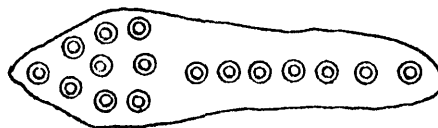
cobre y bronce, posteriormente usó acero (6). Hansman, por su parte, se valió de unas láminas de acero y de níquel y tornillos de níquel. Es digno de tener en cuenta el meritorio esfuerzo de este último en cuanto al diseño de su material. Hansman era consciente del hecho de que no disponía de materiales idóneos, en cuanto a su tolerabilidad por los tejidos. Debido a ello, sus placas y tornillos podían ser extraídos fácilmente, después de un tiempo de permanencia implantados, porque un extremo de la placa y las cabezas de los tornillos sobresalían a través de la piel.

Otro de los grandes pioneros en este campo fué Lane (7) el cual, en 1.893, empleó hilos de plata para la fijación de las fracturas y, posteriormente, tornillos de acero. En 1.914 el mismo Lane (8) publicó un sistema de placas de osteosíntesis, elaboradas en acero, que había comenzado a utilizar en 1.894, alcanzando gran difusión. Una de las principales aportaciones de las ideas de Lane fué la de diseñar sus tornillos y placas para que existiera el menor contacto posible entre el hueso y los metales (9).

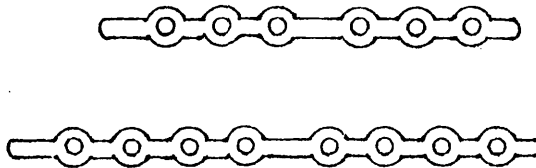
En 1.902 König, en Alemania, utilizó clavijas de marfil para el tratamiento cruento de ciertas fracturas (3). En 1.912 surgió otra figura importante, Sherman (10) en E.E.U.U., cuyo principal mérito consistió en las modificaciones que introdujo en las placas de Lane para subsanar sus deficiencias. Previamente asesorado por ingenieros y por especialistas en metalurgia, cambió de material comenzando a utilizar aceros al cromo y al vanadio y modificó ligeramente el diseño con el fin de disminuir la concentración de fuerzas alrededor de los orificios de los tornillos. Este diseño fué recomendado, en su época, en la "United States Bureau of Standards" y por "The American College of Surgeons".

O S T E O S I N T E S I S

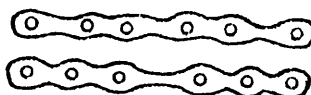
Esquema de una placa de Lambotte.



Esquema de una placa de Lane.



Esquema de una placa de Sherman.



La introducción de los aceros 18-8 por la firma Krupp en 1.926 (ver metales) (18% de cromo y 8% de níquel), la llegada posterior del Molibdeno a esta aleación (acero 18-8-Mo) y, por fin, la introducción por Venable, Stuck y Beach en 1.935 de las aleaciones de cobalto-cromo (Vitallium) configuraron el presente de la implantología en el campo de la cirugía ortopédica. Los trabajos de Venable y Stuck fueron publicados entre 1.938, 1.947 y 1.948 (11) (12) (13).

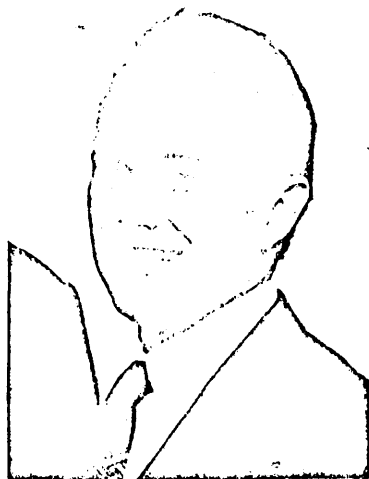
Otros nombres que deben ser tenidos en cuenta entre los precursores de la osteosíntesis son Scudder en Estados Unidos (1.911) (14) y Hey Groves en Inglaterra (1.920) (15), los cuales también realizaron aportaciones de interés en este campo.

Entre 1.913 y 1.914, son dignos de recordar los trabajos de Murphy y Preston (16) (17) para la fijación de las fracturas del cuello femoral mediante enclavijamientos y tornillos metálicos.

Souttar en 1.913 fué el primero que sugirió el uso de láminas finas de acero, dobladas en L, para la inmovilización y reducción de fracturas transversas de los huesos largos (18).

Otra notable contribución que merece citarse en cualquier sinopsis histórica de cirugía ortopédica es la aportación de Kuntscher (19), en 1.940, al presentar en el Congreso Alemán de Cirugía un nuevo procedimiento de enclavado intramedular para las fracturas diafisarias mediante un clavo en V. Aunque este clavo tiene antecedentes en Lambotte y Hey Groves, sin embargo se ha universalizado el tipo propuesto por Kuntscher. Existen muchas modificaciones de este clavo, sobre todo, por lo que respecta a su sección.

Otro importante concepto se introdujo en el campo de la osteosíntesis en 1.949, de la mano del belga Danis (20),



El suizo Maurice E. Müller es uno de los máximos representantes de la A.O. Internacional (Asociación para el estudio de la Osteosíntesis). La fotografía está tomada durante un Congreso sobre Osteosíntesis celebrado en Madrid, en abril de 1973, en el Hospital Central de la Cruz Roja.

cuando creó el método de osteosíntesis por compresión. Los fundamentos de esta técnica quedan claramente explicados en un bonito trabajo publicado por Eggers en 1.949 y realizado en animales (21). Este autor provocaba experimentalmente fracturas de cráneo a los animales y ejercía una tracción lateral elástica sobre uno de los fragmentos con lo que lograba presión sobre una zona de la línea de fractura. Pudo comprobar que la presión favorecía la osificación y la consolidación de la fractura, en menos tiempo, aún en presencia de infección.

También Key en Australia entre 1.932 y 1.937 (22) (23) y Charnley en Inglaterra entre 1.948 y 1.951 (24) (25) se ocuparon del papel que puede desempeñar la compresión en cirugía ortopédica como factor estimulador de la osteogénesis, aunque estos autores lo han enfocado principalmente hacia la cirugía articular (compresión-artrodesis).

En último y más reciente lugar hay que destacar en el campo de la compresión a los componentes de la AO Internacional (Asociación para el estudio de la Osteosíntesis) quienes en los últimos años han marcado modernas directrices. Sus máximos representantes son Müller, Allgöwer, Willenegger y Perren (26) (27) (28).

Un nuevo horizonte parece haberse abierto, en los últimos años, en el campo de la osteosíntesis, con la aparición de un tipo de tornillos reabsorbibles aunque todavía en fase experimental. Los estudios han comenzado en la Universidad de Friburgo y fueron presentados en el Décimo Congreso de la Sociedad Europea de Cirugía Experimental. El material utilizado en la elaboración de estos tornillos es la fibrina (29).

B. SUSTITUCIONES OSEAS.

Hoy por hoy no puede hablarse de sustituciones

totales de huesos largos; sí, en cambio, en el caso de huesos pequeños y para zonas particulares (ver. carpo). A parte de algunos ensayos, en fragmentos de huesos largos, con sustancias acrílicas, son de destacar los trabajos de Seddan y Scales en 1.949 que utilizaron fragmentos de polietileno para los dos tercios superiores de la diáfisis femoral (1) y los de Kraft y Levinthal en 1.954 para reemplazar con acrílico el extremo distal del fémur como consecuencia de un tumor gigantocelular (2).

Para otros detalles ver capítulo dedicado a Cirugía Oral y maxilofacial.

C. MUÑONES DE AMPUTACION.

Cuando se realiza la amputación de un miembro, a nivel de un hueso largo, quedan siempre pendientes una serie de problemas casi todos ellos girando en torno a la piel y partes blandas que recubren el muñon óseo. La incógnita es siempre mayor, lógicamente, en el miembro inferior cuando se plantea la utilización de un aparato ortopédico externo con el fin de permitir la deambulaci6n del paciente. Son bien conocidas las molestias y quebraderos de cabeza para enfermo y cirujano ocasionados por ulceraciones, decúbitos, etc. debido al extremo óseo seccionado que lesiona y comprime las partes blandas que reciben la carga. El problema es más agudo si el paciente es joven y su hueso tiene todavía capacidad osteogénica.

En 1.966, Swanson (1) (2) ha creado un implante de silicona, fungiforme, cuya prolongaci6n o vástago se coloca en el interior del canal diafisario seccionado. La cabeza de la prótesis "remodela" el extremo óseo cortado y, lo que es más importante, amortigua el contacto entre bordes óseos y partes blandas.

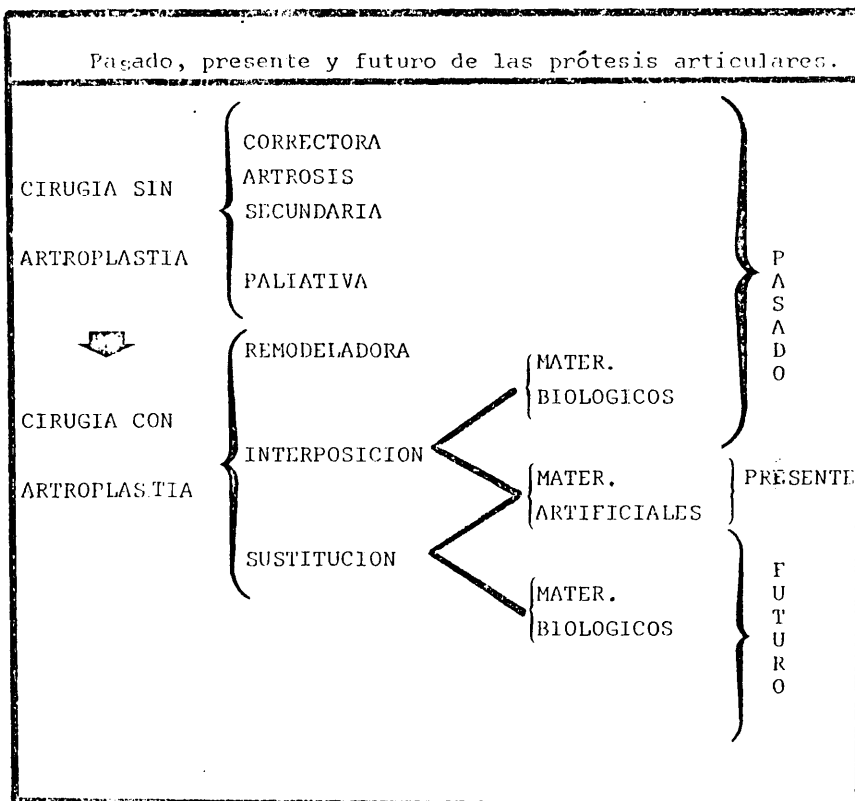
Swanson ha creado de esta manera, un dispositivo sen-

cillo y fácil de colocar, que resuelve muchos problemas en este campo.

• 2.2.2.- Operaciones sobre articulaciones.

En el cuadro adjunto puede verse la evolución que han seguido las intervenciones sobre articulaciones desde un punto de vista global.

Hay muchas situaciones patológicas en las que una articulación puede verse intensamente afectada, invalidando



al paciente, con fuertes dolores, incapacidad funcional, anquilosis, etc. Cuando no se disponía de elementos sustitutivos, la cirugía trataba de suprimir aquello que más molestaba al paciente, generalmente el dolor, pasando a un segundo plano el factor función: la artrodesis en buena posición era (y sigue siendo en ocasiones) la solución más lógica. Las modernas prótesis aloplásticas devuelven al paciente un grado muy aceptable de función a la par que suprimen el dolor, las rigideces, las contracturas, etc.

Sin duda el pasado de la gran cirugía articular está representado por las intervenciones paliativas. Su finalidad primordial era la de corregir las artrosis secundarias a los trastornos específicos que, lógicamente, son las que más invalidan al enfermo. En este "pasado" de la cirugía articular habría que incluir también las intervenciones que introducían en la articulación materiales biológicos de interposición (autoinjertos, homoinjertos ó, incluso, hetero-injertos).

El presente está constituido por el auténtico "boom" que representan las modernas prótesis aloartroplásticas, dominando, con mucho, las diferentes técnicas y modelos para la articulación de la cadera, realizadas en varios metales (cromo-cobalto, titanio, acero inoxidable) y plástico (polietileno, silicona, polipropileno, etc.). Parece que comienza a apuntar un inmediato futuro para dichas aloartroplastias con la porcelana.

Dado que todo el mundo es consciente de que dichos materiales no son, a pesar de todo, los más idóneos, el futuro parece encaminarse a la sustitución total de las articulaciones con materiales biológicos, es decir, hacia los auténticos trasplantes de articulaciones.

A. HOMBRO.

Son de reciente introducción debido a que esta

articulación ha merecido poca atención. Posiblemente la razón del relativo poco interés por ella, sobre todo si se la compara con la cadera ó incluso con la rodilla, estriba en la propia patología de la zona, afortunadamente no frecuente en alteraciones y lesiones que requieran un reemplazo protésico.

Las primeras endoprótesis para esta articulación fueron realizadas por Neer en 1.955 (1) y tenían como finalidad sustituir la cabeza del húmero en casos de intensas artrosis ó necrosis avasculares. El material utilizado fué una aleación de cobalto-cromo. Los trabajos de Neer se publicaron en 1.963.

Hacia 1.968 Swanson (2) diseñó una prótesis para hombro que todavía no ha superado la fase experimental. En este implante, al igual que en los otros creados por este autor, utiliza como material la silícóna.

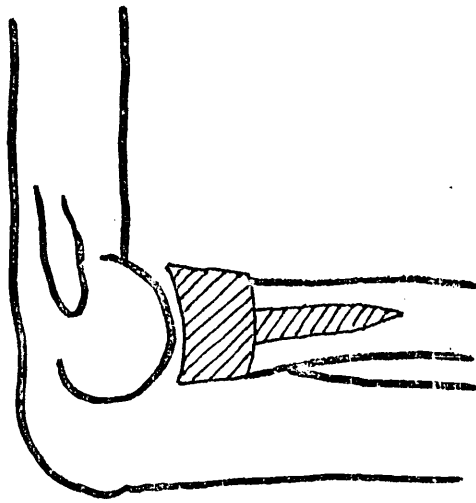
B. CODO.

a. Prótesis humero-cubitales.-

Las primeras intervenciones aloatroplásticas en el codo hay que buscarlas en el año 1.947 con Meller y Phalen (1) que sustituyeron la epífisis distal del húmero mediante una prótesis de material acrílico y, posteriormente, en 1.954 con Mac Ausland que utilizó para el mismo fin una prótesis elaborada en Nylon (2).

El siguiente intento con un nuevo material se produjo en 1.965 por Barr y Eaton (3) quienes utilizaron Vitallium para elaborar una epífisis distal del húmero, modelada anatómicamente.

De esta manera se llega a 1.971 y 1.972 al concepto de la prótesis de Dee para codo (4) (5) en el sentido de la prótesis total, basada en el principio de la charnela ó



Esquema de la colocación de la prótesis de Swanson para la extremidad superior del radio. El material con que está elaborada es un elastómero de silicona.

bisagra. Realización semejante es la de Mc Kee; en ambos casos las dos prótesis son metálicas, tienen dos tallos, uno endohumeral y otro endocubital y se fijan mediante cemento acrílico.

En esta región existen muchos problemas biomecánicos y de dinámica articular que son difíciles de superar. Estas prótesis, parece que debido a dichas razones, no han alcanzado gran difusión. Resumiendo brevemente sus limitaciones cabe recordar que sólo devuelven el movimiento de flexo-extensión (charnela) pero no el de pronosupinación.

Otra prótesis que ha aparecido es la citada por Swanson en su libro que responde al concepto de las "flexible implants". Fue creada por este autor en 1.966 y es de silicona (6).

b: Prótesis para la cabeza del radio.

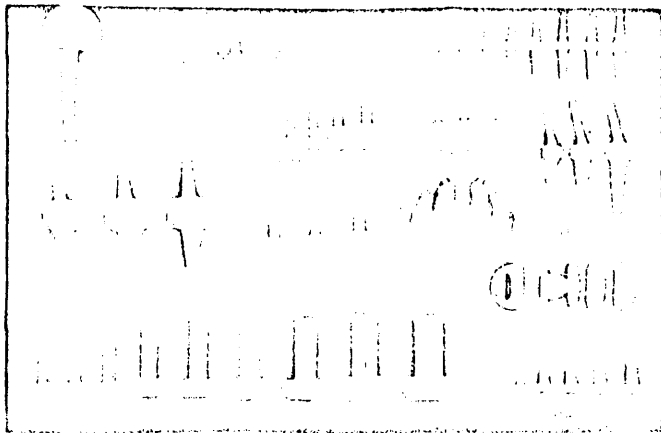
Hacia final de la década de los años sesenta Swanson (U.S.A.) ha diseñado una prótesis, de silicona, para la sustitución de la cabeza del radio (epífisis proximal del radio) en los casos en que ésta debe ser reseca por artrosis, fracturas ó graves insuficiencias de la articulación radiocubital proximal. Dicha prótesis reproduce antémicamente la extremidad superior del radio y va provista de una prolongación ó tallo para su inserción en el interior de la diáfisis radial (6).

C. MUÑECA Y MANO.

Por razones obvias, esta región tiene una importancia social y laboral extraordinaria. Muy posiblemente, debido a ello, a pesar de la reconocida complejidad, diferenciación y especialización de los movimientos en esta



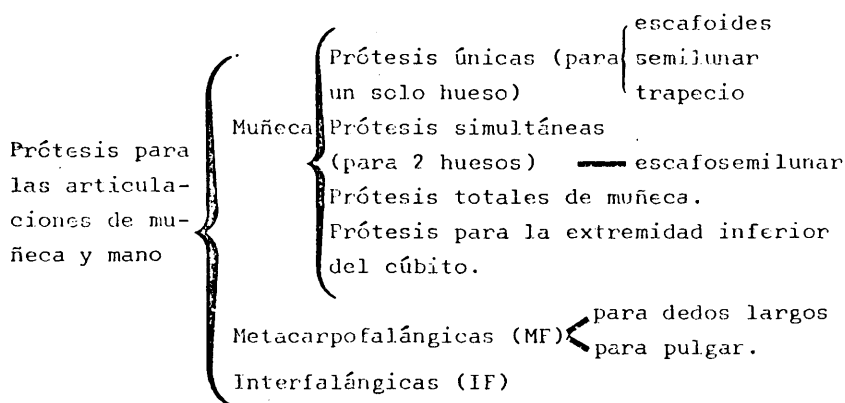
Alfred B. Swanson es sin duda una de las principales figuras de hoy, en el campo de los implantes dentro de la cirugía ortopédica. Es creador de un gran número de prótesis y del concepto de los implantes flexibles de silicona. Actualmente trabaja en U.S.A en el estado de Michigan. La fotografía es tomada durante su estancia en Madrid, en la primavera de 1974, invitado por la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología para una conferencia en el Colegio de Médicos de Madrid.



El cuadro pertenece a la reproducción de una página del libro del Prof. Swanson donde se recogen todas las prótesis diseñadas por el autor.

región, los esfuerzos de muchos investigadores hayan sido mayores en este campo, y, paradójicamente, hayan sido resueltas, antes que en otras zonas, varias situaciones cuya única posibilidad se centra en la aloartroplasia. Una cosa es cierta: los hallazgos son todos muy recientes, lo cual habla también en favor del hecho de que no ha sido posible el planteamiento de estas nuevas prótesis, hasta no haber dispuesto de materiales más modernos como las siliconas, el polipropileno, el polietileno y las modernas aleaciones.

Por razones de claridad se van a exponer, a continuación, las diferentes prótesis para muñeca y mano, clasificándolas en la siguiente forma:



a. Prótesis para sustituir un solo hueso.

En la práctica, y por la propia patología de la zona, los huesos que más frecuentemente se afectan en el carpo son el escafoides, el semilunar y el trapecio.

Prótesis de escafoides: Los primeros intentos hay

que buscarlos en Waugh y Revling (1.945) (1), Legge (1.951) (2), Metcalfe (1.954) (3) y López Barrios (1.968) (4) que han utilizado prótesis esféricas fabricadas en cromo-cobalto y en la escuela francesa con Picaud (1.953) (5), Renard y cols. (1.970) (6) (7) (8) y Fouchér y cols. (1.972) (9) que han utilizado prótesis acrílicas reproduciendo la forma anatómica del escafoides. Puede decirse que la solución definitiva al problema la da Swanson (10) (11) (12) (13) (14) en 1.967 con la introducción de su prótesis elaborada en silicona. Esta prótesis tiene forma anatómica y va provista de una pequeña prolongación que actúa como elemento estabilizador y que se introduce en un pequeño tunel labrado en el trapecio.

Hay casos en que por pseudartrosis del escafoides, con un pequeño fragmento proximal necrosado, puede estar indicada la pequeña prótesis de Michon y Pillet (1.972) (15), también de silicona, en forma esférica y de 10-12 mm. de diámetro.

Prótesis de semilunar: Para no alargar innecesariamente esta relación el siguiente cuadro resume el desarrollo histórico de las prótesis para semilunar:

Año	Autores	Nº de casos realizados	materiales
1.949	Lippman y McDermott (16)	1	cobalto-cromo
1.951	Danis (17)	1	acrílico
1.953	Foucher y col. (18)	4	acrílico

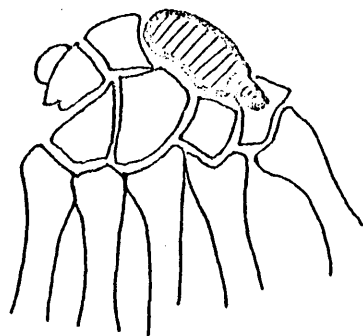
(continuación)

Año	Autores	Nº de casos realizados	Materiales
1.957	Renard y col (19)	2	acrílico
1.958	Soave (20)	3	cobalto-cromo
1.963	Agerholm y Goodfellow (21)	15	acrílico
1.967	Mikyska y col. (22)	7	cobalto-cromo
1.967	Swanson (23) (24)	muchos	silicona

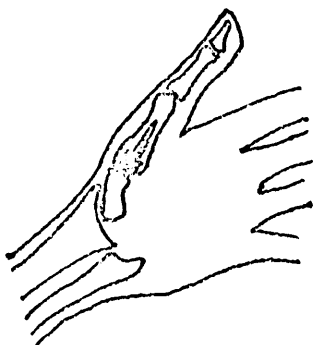
Hasta el momento de aparición de las prótesis para semilunar, este hueso ha sido y continua siendo, en ocasiones, extirpado por los problemas que produce. Clásicamente se ha admitido que la lunarectomía produce pocos trastornos funcionales; pero en realidad lo que ocurre es que el escafoides, el hueso grande y el piramidal, emigran para ocupar el espacio del hueso semilunar extirpado. Esto conduce a un trastorno dinámico global con desequilibrio de todas las articulaciones del carpo y propensión a la aparición de fenómenos artrósicos. Es indiscutible que la correcta sustitución protésica de este hueso mejora el síndrome del paciente, sobre todo por lo que respecta a la sintomatología dolorosa.

A la vista del cuadro anterior se aprecia que los intentos con prótesis acrílicas y de cobalto-cromo no han sido satisfactorios; basta observar las exigüas casuísticas de los diferentes autores. No merece la pena comentar ni características ni forma de dichas prótesis.

Al igual que en el caso del escafoides, es Swanson en 1.967 (23) (24) quien crea una prótesis de concepción anatómica, en silicona, cuya



Esquema de la prótesis de Swanson para el escafoides del -carpo. El material utilizado es un elastómero de silicona.



Esquema de la prótesis de Swanson para el hueso trapecio. El material utilizado es también un elastómero de silicona.

introducción ha sido definitiva para resolver el problema ya que hoy, prácticamente, es la que más se utiliza. Desde el punto de vista de su diseño, aunque conserva la forma anatómica, es de destacar el hecho de que es ligeramente más cóncava que el hueso natural, lo que permite una mejor adaptación al hueso grande y, por lo tanto, una mayor estabilidad. Posee, al igual que la prótesis para el escafoides, una pequeña prolongación ó tallo que en el presente caso sirve para ser fijada en un pequeño túnel labrado en el piramidal.

Prótesis de trapecio: En primer lugar hay que destacar, para este hueso, su importancia para la fisiología del pulgar. En realidad sería más propio hablar de prótesis para la articulación trapecio-metacarpiana (TM) como se verá a continuación. Las diferentes prótesis para la articulación trapecio-metacarpiana pueden clasificarse en dos grandes grupos:

- prótesis que sustituyen una de las superficies dañadas ó prótesis parciales TM.
- prótesis que sustituyen ambas superficies articulares (prótesis totales TM).

El siguiente cuadro resume los diferentes modelos de prótesis para esta articulación, con el nombre de su autor respectivo y el año de aparición:

Prótesis para la articulación TM.	Prótesis Parciales	{	Kessler y Axer (1.971)
			Swanson (1.968)
	Prótesis Totales	{	Mosselli (1.968)
			Kapandji (1.972)
			J.Y. de la Caffiniere y Duparc (1.972)

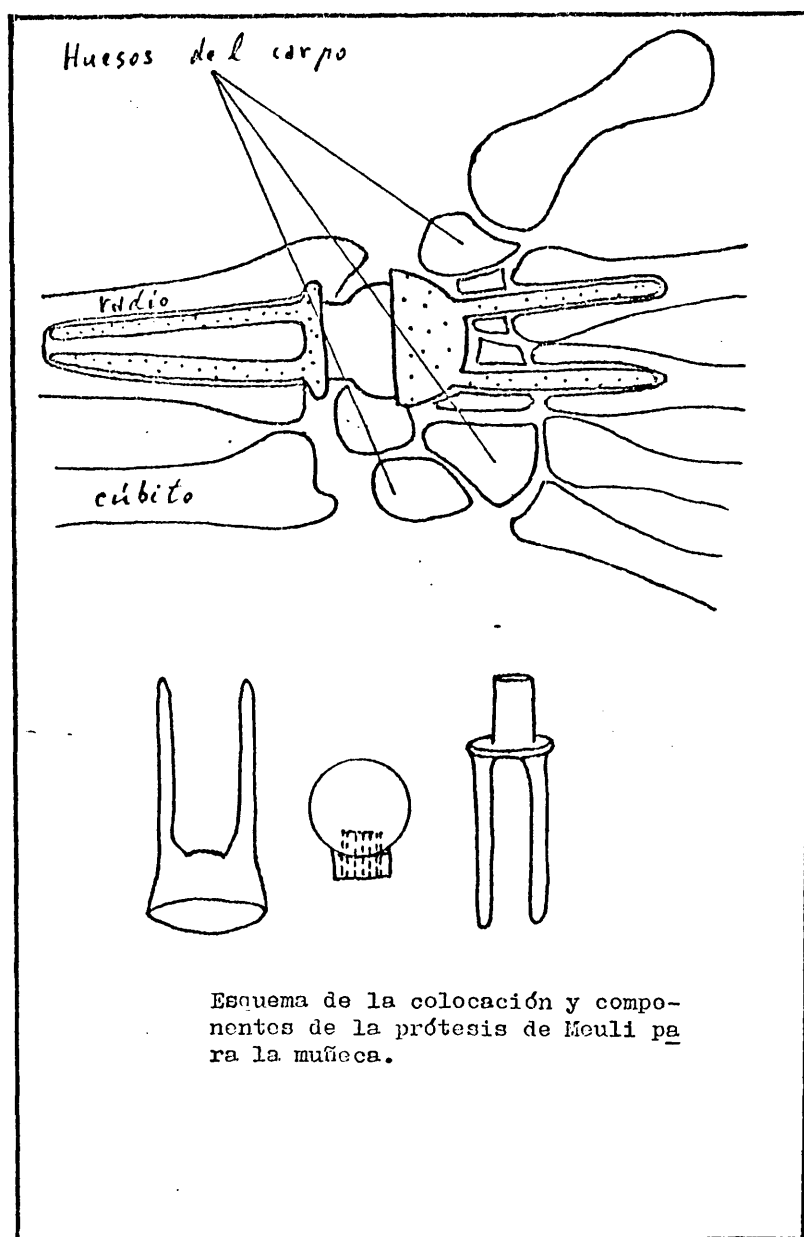
La prótesis de Kessler y Axer (1.971), de silicona, sustituye sólo la base, ó epífisis proximal, del primer metacarpiano. Está indicada en aquellos casos en que no es necesaria la extirpación del trapecio. Es fungiforme y ligeramente excéntrica por lo que respecta al vástago endomedular (25).

La prótesis de Swanson (1.968), también de silicona, al principio era fungiforme y ligeramente convexa por su superficie proximal, lo que le confería cierta inestabilidad; por ello Swanson modificó, poco después, la prótesis haciéndola cilíndrica y con la base ligeramente cóncava que es como actualmente se emplea (26) (27) (28).

La prótesis de Mosselli no ha llegado a pasar de la fase experimental. Es de polietileno y corresponde al principio de la articulación entre una esfera maciza y otra hueca. Es necesaria la extirpación del trapecio, al igual que la de Swanson, previa a su colocación (29).

La prótesis de Kapandji, igualmente de silicona, recuerda mucho, como ya se ha visto, a la metacarpofalángica de Swanson, pero tiene dos zonas de articulación-flexión, por lo que ha sido asemejada a una unión del tipo Cardan (30) (31) (32).

Por último, la prótesis de J.Y de la Caffiniere y Duparc, se basa en los mismos principios de la prótesis de cadera. Es del tipo metal-plástico, la cúpula de polietileno va cementada en el trapecio y la esfera de co-



balto-cromo tiene una prolongación que se inserta en el canal intramedular del I metacarpiano (33) (34) (35).

b. Prótesis simultánea escafo-semilunar.

Se denominan así aquellas prótesis formadas por la unión de escafoides y semilunar. Como antecedentes hay que citar los trabajos de Censi, en 1.963, en los que este autor sustituía simultáneamente escafoides y semilunar con prótesis metálicas, esféricas, de Fett (36). Posteriormente Swanson, en 1.967, comenzó a ensayar un tipo de prótesis para ambos huesos a la vez, pero todavía no ha superado la fase experimental (37). En 1.973, Michon y Pillet han creado un modelo de silicona, al igual que el caso de Swanson, de una sola pieza, que ha sido comercializada aunque su difusión y empleo es limitado. (38).

c. Prótesis totales de muñeca.

Su desarrollo es completamente actual:

- Prótesis de Swanson, creada en 1.967, es de silicona, de forma semejante a la utilizada para las articulaciones metacarpofalángicas pero de dimensiones mayores. La extremidad superior de la prótesis se aloja en la diáfisis radial y la distal en el canal medular del tercer metacarpiano. Está reforzada con DACRON (37).

- Prótesis de Gschwend y Scheir, aparecida en 1.973, es de cromo-cobalto y su funcionamiento se basa en el principio de la esfera maciza girando en el interior de una esfera hueca; sería, por lo tanto, una prótesis metal-metal. Consta de tres piezas metálicas y un tornillo permitiendo movilidad tanto en sentido frontal como lateral (39).

- Prótesis de Meuli, ideada en 1.973, recuerda mucho, por su concepción, a las prótesis de cadera. Es de las del tipo metal-plástico, con tres componentes,

dos metálicos, en cromo-cobalto, y uno esférico, intermedio, de poliéster. Los componentes metálicos se fijan al hueso con cemento acrílico. Las dos prolongaciones de la porción distal pueden ir alojadas en el canal medular del 2º y 3º metacarpianos ó 2º y 4º respectivamente (40).

d. Prótesis para la extremidad inferior del cúbito.

Es un pequeño cilindro, con el extremo distal semiesférico, y una prolongación intramedular para la diáfisis del cúbito. Es de silicona y su diseñador fué Swanson en 1.966 (41). Recientemente, en 1.975, este autor ha modificado el diseño, ligeramente, y ha introducido la novedad de ser sujeta la prótesis al hueso (a veces se producían extrusiones) mediante un hilo de poliéster.

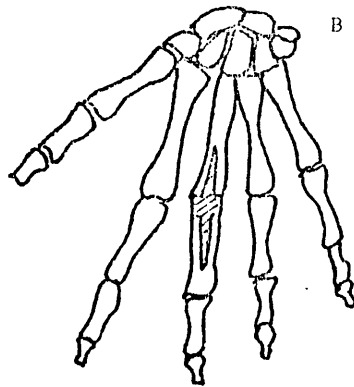
e. Prótesis metacarpofalángicas (MF) para los dedos largos.

Muchas de éstas son utilizadas, también, para las articulaciones interfalángicas (IF) proximales, por lo que puede hacerse su estudio conjuntamente dejando para un poco más adelante el recuerdo de las metacarpofalángicas para el pulgar.

Dentro de este grupo habría que destacar, a su vez, las prótesis parciales y las prótesis totales. Como prótesis parciales es preciso recordar a Burman (42) que, en 1.940, utilizó una cúpula de cromo-cobalto para recubrir la epífisis distal del metacarpiano y a Bateman (43) (1.955) con su prótesis para la misma indicación, también de cromo-cobalto, pero con un tallo intramedular. En el terreno de las totales MF e IF puede hacerse la siguiente clasificación-resumen:



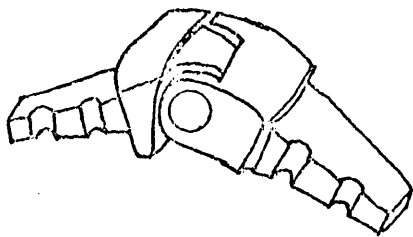
A



B

A.-Esquema de la prótesis de Swanson para la articulación metacarpofalángica. Está elaborada en elastómero de silicona y es flexible.

B.-Representación esquemática de su colocación.



Prótesis para la articulación metacarpofalángica del pulgar conocida como B.L.U.C.-MP. (cromo-cobalto).

ARTICULACIONES TOTALES MF E IF PROXIMALES

	Brunelli (44)	1.955	
	Bramon y Klein (45)	1.958	Primero acero inox. después titanio.
METALICAS	Flatt (46) (47) (48) (49) (50) (51) (52) (53) (54)	1.960	Acero inoxidable.
	Volkov y Blokhin (55)	1.969	
	Richards (56)	1.970	
	<hr/>		
PLASTICO	Swanson (57) (58) (59) (60) (61)	1.968	Silicona (5º diseño)
	Niebauer(62) (63) (64)	1.968	Silicona-daeron
	Calnan y Reis (65) (66) (67) (68)	1.968	Polipropileno
	Calnan y Nicolle (69)	1.972	Polipropileno-Sili- cona.
	Moselli (28)	1.968	Poli-etileno (experi- ment.).
<hr/>			
METAL- PLASTICO	RM-Isoelastic (70)		Poliacetal-poliester- -metal.
	Steffee (71)	1.974	Ortocromo-poli-etile- no.

Las metálicas se basan todas en el principio de la charnela ó bisagra diferenciándose, únicamente, en la forma y manera de realizarse la retención de los tallos proximal y distal en los respectivos canales diafisarios. Como antecedentes de ellas cabría citar el experimento de Brunelli, realizado en 1.955 y publicado en 1.974, con una prótesis metálica, que utilizó en un caso. Las

prótesis de plástico aprovechan las excelentes propiedades elásticas de los materiales plásticos utilizados (silicona, propileno, etc.) así como su resistencia a la "fatiga" frente a las flexiones repetidas. Existen aparatos especiales que miden experimentalmente dicha resistencia a la fatiga; los resultados que se obtienen son los siguientes de forma comparativa: la prótesis de Swanson resiste 124 millones de movimientos de flexo-extensión, la de Niebauer 36 millones, la de Calnan y Reiss 23 millones y la de Calnan y Nicolle 20 millones (72).

En 1.975, Swanson ha modificado nuevamente su prótesis, cambiando ligeramente el diseño de la misma, aunque en líneas generales conserva los mismos principios de las anteriores basadas en el principio de los "flexible implants". Lo importante de la nueva prótesis reside en el material utilizado, un nuevo elastómero de silicona, denominado H.P. (High Performance) que permite obtener más de 250 millones de flexiones hasta la posición de 90º sin que se aprecien signos de fatiga del material ni evidencias de fracturas.

Por lo que respecta a las prótesis metal-plástico, la prótesis "RM-Isoelastic", de origen suizo, tiene una porción proximal en poliacetal mientras que la distal es de poliéster; la articulación se realiza entre ambas (plástico-plástico) mientras que el metal forma el "esqueleto" de las piezas de tal forma que puede correr a lo largo de los tallos ó prolongaciones de la prótesis para determinar el bloqueo ó fijación de la misma en el interior de los canales óseos respectivos (metacarpiano y primera falange ó primera falange y segunda falange). La prótesis de Steffee es de las del tipo metal-plástico en el sentido funcional de tal denominación; la porción distal articular y ambos vástagos endomedulares son metálicos mientras que la porción proximal articular es de polietileno. Esta prótesis debe ser cementada.

f. Prótesis metacarpofalángicas para el pulgar.

Aunque para esta articulación pueden utilizarse muchas de las descritas (Flatt, Calnan-Reiss, Swanson, Calnan-Nicolle, etc.), existe una prótesis específica denominada B.L.U.C.-MP, de reciente introducción (1.973-1.974). Es de cromo-cobalto, debe ser cementada y ha sido puesta a punto en los laboratorios de biomecánica de la Universidad de Cincinnati (73).

g. Prótesis interfalángicas.

Ya se ha mencionado anteriormente que para estas sustituciones se utilizan las mismas prótesis descritas en el apartado de prótesis metacarpofalángicas.

D. CADERA.

Los primeros ensayos para tratar de introducir material aloplástico en la articulación de la cadera fueron como consecuencia de los continuos y múltiples fracasos obtenidos tras el intento de colocar materiales orgánicos tanto homólogos como heterólogos (paredes de quiste de ovario, hueso descalcificado, vejiga de cerdo, piel, tejido celular subcutáneo, fascia, músculo, etc.), como plásticos por interposición.

También fueron utilizados, y hasta fecha reciente, los tejidos autólogos con mejores resultados que lo anterior.

Pero es en 1.840 cuando Pean realizó una artroplastia de cadera fijando la articulación con una placa metálica (1) ^{II}. Posteriormente, en 1.900 Chlumsky comenzó a utilizar, como materiales de interposición, el magnesio, el estaño, el cinc, la plata, el celuloide y el caucho, secundado posteriormente por Hoffa, Hübscher y algunos más (3).

^{II} Aquí hay una confusión, pues también en 1.840 aparece otro cirujano -Carnochan- como introductor de un material aloplástico en la cadera, se trataba de madera; pero en otro texto hemos visto la misma alusión pero refiriéndose a la articulación temporo-mandibular (2).

En 1.902 Robert Jones (Inglaterra 1.859-1.933) publicó un caso en el que como material de interposición había utilizado láminas de oro. El caso fué muy brillante porque 21 años después de la intervención los resultados eran satisfactorios (4).

Pupovac utilizó una placa de magnesio (5) en el mismo año. En 1.912 Taylor utilizó una mezcla de cera y lanolina para realizar las artroplastias (6).

Hasta aquí queda resumido lo que puede decirse sobre aloartroplastias por interposición cuando se trataba de sustituir o imitar, de alguna manera, las superficies articulares dañadas. Sin embargo, debido a todos los inconvenientes que los diferentes métodos de interposición presentaban, así como los pobres resultados que se obtenían globalmente, hicieron pensar en un tipo de artroplastias diferente: la artroplastia por sustitución ("replacement arthroplasty"). En este campo los estudios han sido, y continúan siendo, vastos e interesantes. Para su mejor conocimiento es preciso subdividir la historia de las aloartroplastias de cadera por sustitución en tres temas condicionados por la particular anatomía de la zona: a) Cavidad cotiloidea, b) cabeza femoral, y c) la articulación totalmente considerada.

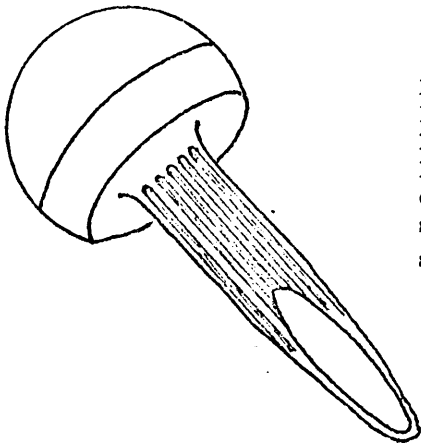
a) Cavidad cotiloidea.

Entre 1.917 y 1.923 Smith-Petersen (7) (8) (9) creó una cúpula que denominó "Mould Arthroplasty" fabricada en cristal y, posteriormente, en pirex, celuloide y, por último en baquelita. Dicha cúpula en forma de copa o cazoleta, se dejaba libre entre cabeza femoral y cotilo por lo que, en cierto modo, podría ser considerada un paso intermedio entre una artroplastia por interposición y una artroplastia por sustitución. La mayoría de los autores parecen inclinarse a catalogarla dentro de las artroplastias por interposición;

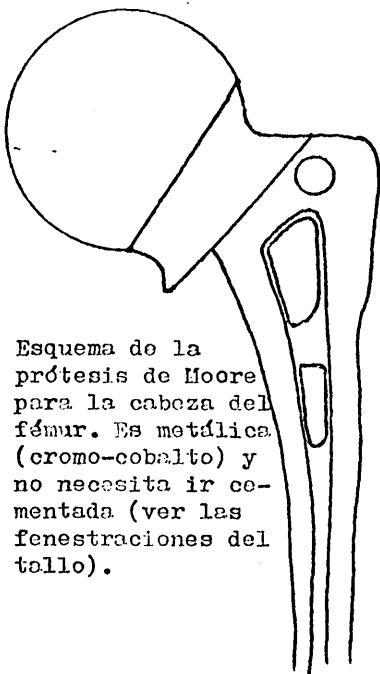
si la consideráramos como artroplastia de sustitución habría que preguntarse, en realidad, qué es lo que sustituye ¿la cabeza femoral ó la cavidad cotiloide?. Por su forma no nos parece descabellado incluirla como un precursor de las actuales cúpulas cotiloideas de las prótesis totales que se verán más adelante. En 1.938 Smith-Petersen cambió de material comenzando a utilizar el VITALLIUM (aleación de cromo-cobalto con la que habían comenzado a experimentar en 1.936 Venable y Stuck como implante quirúrgico) (ver aleaciones cromo-cobalto). Según parece la idea de utilizar cromo-cobalto por Smith-Petersen en 1.938 fué sugerida por su dentista John Cooke (10). La prótesis de Smith-Petersen así concebida conserva, actualmente, plena vigencia siempre que, como es lógico, se limite su empleo a sus indicaciones precisas. M. Lange en 1.951 y Adams en 1.953 modificaron ligeramente la técnica, consiguiendo un firme anclaje de la cúpula sobre el muñón de la extremidad superior del fémur. Hoy día se fabrica tanto en cromo-cobalto como en acero. A pesar de todo, en 1.943, Harmon (11) realizó algunas experiencias clínicas con cúpulas de acrílicos que también fueron interesantes, aunque como después se verá este material alcanzó su máxima preponderancia en la cadera, como prótesis cefálicas, un poco después en las manos de los hermanos Judet, en Francia. (Harmon también utilizó en sus experiencias el celofán).

b) Cabeza femoral.

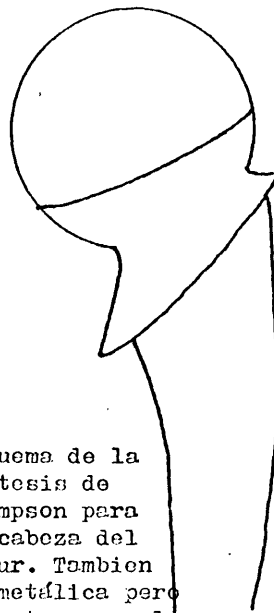
Aunque hasta 1.946 no comienza a realizarse en Francia, por los hermanos Judet (Robert y Jean), de una forma sistematizada, la técnica de la sustitución de la cabeza del fémur con material aloplástico, existen algunos intentos anteriores que vale la pena recordar: así Groves-Hey (1.923) (12), que no utilizó sustancias aloplásticas sino material heterólogo (marfil) pero la forma y tamaño que dió a su



Representación de uno de los primitivos modelos de la prótesis de Judet para la cabeza femoral. el material utilizado en su construcción era un acrílico.



Esquema de la prótesis de Moore para la cabeza del fémur. Es metálica (cromo-cobalto) y no necesita ir cementada (ver las fenestraciones del tallo).



Esquema de la prótesis de Thompson para la cabeza del fémur. También es metálica pero en este caso el tallo es liso (va cementada).

prótesis parece que fueron la idea de partida en la que se inspiraron, más tarde, los hermanos Judet para sus trabajos. En 1.940 Moore y Bohlmann (13) utilizan, por primera vez para este fin, una aleación de cromo-cobalto (VITALLIUM) en un caso aislado. Y es en 1.946, como se ha dicho, cuando Robert y Jean Judet (14) (15) crean unas prótesis exclusivamente cefálicas, realizadas en acrílico. Para colocar esta prótesis era necesario resecaer previamente la cabeza femoral (lo que presuponía, por tanto, una afectación previa intensa por un proceso patológico). Son varios los tipos de prótesis de Judet que han aparecido, con diversas modificaciones sobre todo en el vástago cervical ó cérico-diafisario, con el fin de conseguir una mayor "retención".

Posteriormente, en 1.950, Moore (16) (17), y esta vez en colaboración con Reyman, crea una prótesis cefálica, de VITALLIUM, con una larga prolongación que va destinada a alojarse en la diáfisis femoral.

En 1.952 Thompson (18) diseña en modelo que, en líneas generales, es semejante al de Moore con la diferencia de que el tallo diafisario del modelo Thompson es liso, mientras que el del modelo Moore presenta varios orificios o fenestraciones con el objeto de que sean invadidas por el hueso y conseguir así su fijación. Más adelante, al hablar del problema de la fijación de las prótesis totales, se volverá a insistir sobre esto.

A partir de aquí puede decirse que surge un auténtico "boom" en este campo específico:

- 1.951- Dana Street, De Palma.
- 1.952- Timmermans (Prótesis semejante a la de Judet pero con un tallo corto, realizado en poliuretano).
- 1.953- Marino-Zuco, Movin, Zanolli, Anderson, Townley, Valls, Eicher.

- 1.954- Merle D'Aubigné, Retting, Lange, Gosset.
- 1.957- Lippman.
- 1.962- Reiley (Minneapolis), nuevo modelo Judet.
- 1.963- Matchett.
- etc.

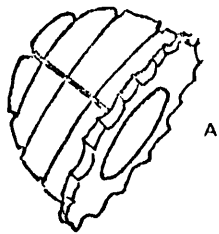
c) Prótesis totales.

Constituidas por dos componentes, uno cefálico también llamado cervicodifisario y otro cotiloideo (tipo Smith-Petersen), han alcanzado el máximo desarrollo.

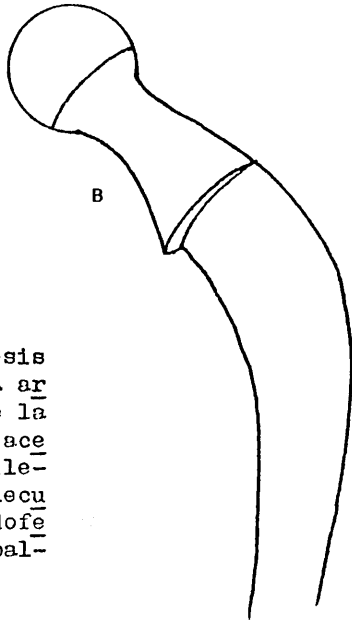
El primero en realizar una prótesis total de cadera fué el inglés Wiles en 1.938 (19) seguido de Mckee (1.951) (20). Las prótesis de Wiles eran de acero inoxidable.

No obstante fué Charnley entre 1.958 y 1.959 el que aportó conceptos e ideas nuevas, y en cierto modo revolucionarias, realizando una contribución de gran importancia (21) (22) (23). Las prótesis de Mckee eran, en sus dos componentes (cefálico y cotiloideo) totalmente metálicas, y, en las primeras utilizadas, Mckee fijaba el componente cotiloideo por medio de un tornillo. El hecho de que ambas superficies articulares sean metálicas, condiciona una gran superficie de fricción por lo que, a pesar de que esas prótesis van bien durante largos períodos de tiempo, muchas veces aparecen signos de intolerancia porque en las zonas de fricción se produce un desgaste con producción de pequeñísimas partículas metálicas que, al quedar libres en el interior de la articulación, producen fenómenos de "cuerpo extraño".

El gran mérito de Charnley consistió en probar el grado de fricción de diferentes materiales entre sí, encontrando que el coeficiente de fricción más bajo aparecía cuando una de las superficies era una aleación de cromo-cobalto y la otra un polietileno de alta densidad. De esta forma diseñó sus prótesis denominadas "low friction" (baja fricción) en las que también y como diferencia fundamental con la prótesis

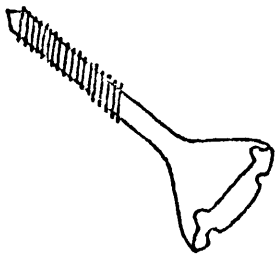


A



B

Esquema de la prótesis de Charnley para la articulación total de la cadera. A: porción acetabular, de polietileno de alto peso molecular. B: porción endofemoral, de cromo-cobalto.



Esquema de la porción acetabular de la prótesis de Ring.



Esquema de la cúpula acetabular de la prótesis de Urist.

de Mckee, redujo sensiblemente el diámetro de la cabeza de la porción endofemoral. La otra gran aportación de Charnley al mundo de las prótesis fué la introducción del cementado tanto de la porción cefálica como de la cotiloidea (23). Con este procedimiento se solucionó un gran problema porque, como se recordará cuando se habló de las prótesis de cabeza femoral exclusivamente, la forma de los tallos intradiafisarios ha sido muy variada, siempre tratando que fuera "retentiva". Algunas prótesis, con la de Moore, tienen un tallo fenestrado para permitir que el hueso, después de la intervención, penetre en los orificios y fije así la prótesis. Otros opinan que es mejor evitar esa excesiva fijación porque de esta manera, en un momento dado, si aparecen complicaciones, puede extraerse la prótesis con un mínimo trauma.

El problema de la fijación de las prótesis ha sido, y es en la actualidad, motivo de múltiples controversias ya que aún en plena era del cementado existen muchos detractores del mismo. Antes de los cementos, para fijar las cúpulas acetabulares -que son las que, en principio, presentan más inconvenientes para su fijación- se recurría a varias técnicas (algunas de ellas continúan utilizándose ahora):

- Procedimientos de Urist, Sbarbaro, etc.: las cúpulas acetabulares llevan unas espículas o clavillos, que se clavan en el hueso iliaco.
- Procedimiento de Ring: de la parte superior y externa de la porción cotiloidea emerge un largo tornillo que se introduce en el espesor del hueso iliaco (24).

Charnley utilizó como material de cementación el metacrilato de metilo que es el que actualmente se utiliza; es decir utilizó una resina acrílica, completamente semejante a la que se utiliza en odontoestomatología para la confección de algunas prótesis dentales o para la elaboración de

dientes artificiales.

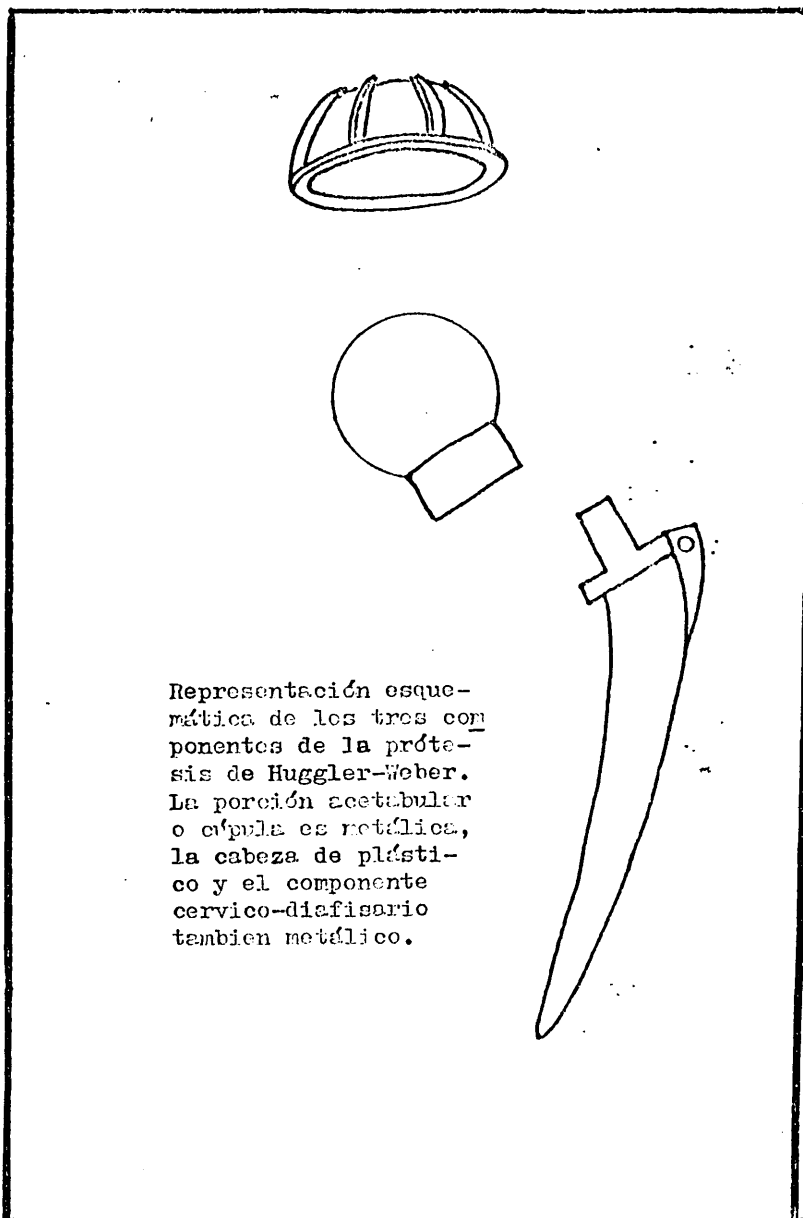
Es indudable el interés de los trabajos de Charnley ya que no sólo han supuesto pasos importantes en la cirugía protésica de la cadera, sino que han abierto el camino a otras técnicas como, por ejemplo, las prótesis de rodilla. Por sus ideas, que muy bien pueden calificarse de geniales, el profesor John Charnley -de la Universidad de Manchester- ha sido galardonado en 1.975 con el premio Albert Lasker de investigación médico-clínica (25).

Hoy el campo de las prótesis totales de cadera es muy vasto. Los tipos y variedades de modelos es grande pero todos ellos son modificaciones más ó menos sustanciales de los primitivos descritos por Mckee y por Charnley. Como excepción pueden citarse los nuevos modelos de Judet, uno denominado "monobloc" y otro denominado "poro-metal" y la prótesis de Huggler-Weber. El modelo "monobloc" de la prótesis de Judet -nombre por demás evocador- constituye un tipo de prótesis inluxable, por el que también se han mostrado partidarios otros autores franceses al hacer sus diseños, como Lagrange-Letournel.

La prótesis denominada "poro-metal" responde a un tipo nuevo de concepción por lo que respecta a la forma de establecer la retención entre la porción metálica y el hueso. Esta prótesis es toda ella de superficie irregular -a excepción, como el lógico, de las superficies articulares-; con ello el autor suprime la utilización del cemento ya que el tejido óseo invadiría los "poros" y pequeñas anfractuosidades de la superficie metálica rugosa. Dicho modelo está siendo motivo de múltiples polémicas, pero tiene partidarios.

La prótesis de Huggler-Weber, de origen suizo (26) fué diseñada respondiendo a diversas inquietudes. Con ella se han logrado introducir algunas modificaciones de interés

17263



Representación esquemática de los tres componentes de la prótesis de Huggler-Weber. La porción acetabular o cúpula es metálica, la cabeza de plástico y el componente cervico-diafisario también metálico.

en la porción femoral. Mientras que en todas las prótesis anteriormente mencionadas la porción femoral es de una sola pieza, en la de Huggler-Weber la esfera que constituye la cabeza es independiente del tallo intradiafisario. Para ello dicha esfera cefálica presenta una cavidad en la que se aloja un vástago que emerge del tallo diafisario. Esto tiene una ventaja práctica indudable ya que si por cualquier circunstancia es necesario reintervenir, por aparecer fenómenos de exceso de fricción entre cabeza y cúpula cotiloidea, la cabeza puede ser recambiada fácilmente. En esta prótesis la porción acetabular es metálica, la cabeza es de plástico y la porción cérvico-diafisaria es también metálica. En 1.974 se ha introducido una modificación en que el acetábulo es de plástico y la cabeza, con una pequeña prolongación cilíndrica hueca, es metálica y encaja en el tallo. Vistas las cosas desde un punto de vista funcional, la prótesis de Huggler-Weber, a diferencia de las demás, realiza dos movimientos: uno al deslizarse la cabeza de la porción femoral en el interior de la cúpula y otro al deslizarse la misma cabeza sobre el vástago que sobresale del tallo diafisario (en los demás tipos sólo se verifica un movimiento de deslizamiento entre cabeza y cúpula).

Como resumen pueden clasificarse los diferentes modelos de prótesis de cadera dividiéndolos en dos grupos, las prótesis metal-metal y las prótesis metal-plástico:

PROTESIS TOTALES

Metal-Metal

McKee
McKee-Watson-Farrar
Minneapolis
Urist-Moore
Austin-Moore
Ring

Metal-plástico

Charnley
Charnley-Müller
Stanmore
Lagrange-Letournel
Huggler-Weber
McKee-Farrar-Arden

PROTESIS TOTALES (continuación)

<u>Metal-Metal</u>	<u>Metal-plástico</u>
Sbarbaro	etc.
Judet (Monobloc Pcro-Metal)	
etc.	

Por lo que respecta a los materiales utilizados, puede decirse que en las prótesis metal-metal los dos componentes pueden ser:

- aleaciones cobalto-cromo-molibdeno
- acero inoxidable
- titanio

con una clara tendencia a universalizar el empleo de las aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno.

En las prótesis metal-plástico, para las porciones metálicas los mismos elementos que en el caso anterior (también con una clara tendencia hacia las aleaciones cobalto-cromo-molibdeno) y en las porciones de plástico, polietileno de alto peso molecular, muy duros, que, como se ha dicho, presentan el más bajo coeficiente de fricción frente a los metales.

Como futuro de las prótesis totales de cadera parece que se tiende a la adopción de un nuevo material en este campo: la cerámica, pero todavía es prematuro aventurar nada en este sentido; con dicho material ya se está trabajando en algunos centros.

E. RODILLA.

Aunque aparentemente la articulación de la rodilla es menos compleja que la de la cadera, la sustitución protésica de la primera ha sido mucho más posterior que la segunda

debido a diversas dificultades biomecánicas. Muchas de las etapas históricas de las artroplastias de rodilla son semejantes a las de la cadera (hetero u homoinjertos, etc.) por lo que no se va a insistir aquí más sobre ello.

Como se sabe, la epífisis distal del fémur está constituida por los dos cóndilos femorales. De ellos uno, el interno, es más voluminoso que el otro. El eje longitudinal del fémur, además, no coincide con el eje longitudinal de la tibia ya que aquel presenta un cierto grado de valgüismo fisiológico.

Todo ello determina que el más principal de los movimientos de esta articulación, el de flexo-extensión, no se realice en un único plano del espacio. Es bien sabido que cuando una persona flexiona ambas rodillas éstas se dirigen hacia adelante y afuera simultáneamente. Para los distintos investigadores que se han ocupado en diseñar prótesis para la articulación de la rodilla, son éstas, en líneas generales, las principales características anatómicas que han tenido que superar para la construcción de las prótesis. Después se verá la gran cantidad de modelos que han visto la luz y sus diferencias principales. De su número se deduce fácilmente, como en el caso de la cadera, que el problema no está definitivamente resuelto y que no existe una prótesis idealmente, al menos, perfecta.

Muchos de los conceptos y principios biomecánicos que han supuesto pasos importantes en el desarrollo de estas prótesis han sido aplicados también a partir de los hallazgos obtenidos para la articulación de la cadera; entre ellos, tal vez los más importantes, como en aquel caso, están: a) la aplicación de los cementos de metilmetacrilato para la fijación de las prótesis y b) las prótesis de baja fricción ("low friction" de Charnley) en las que uno de los componentes es metálico (aleación de cromo-cobalto-molibdeno) y el otro un plástico, el polietil-

leno de alta densidad (ver cadera).

El punto de partida de las aloartroplastias de rodilla hay que buscarlo en 1.894 con Doisy (1) quien utilizó láminas muy finas de aluminio, como material de interposición, y Pitarka (2), seguidamente, que utilizó el níquel, en el mismo año. A continuación se repiten muchos de los nombres que investigaron sobre la cadera y que también hicieron patentes sus inquietudes y esfuerzos por la sustitución protésica de la rodilla: Chlumsky en el año 1.900 trabajó con estaño, zinc, plata, magnesio, celuloide, goma y colodión (3); Hübscher en 1.901 con magnesio (4); Jones en 1.908 con oro (5); Delbet en 1.919 (6) con ebonita; Smith-Petersen en 1.923 con cristal, en 1.925 con pirex, en 1.933 con celuloide y en 1.937 con baquelita (7); Robineau en 1.926 con ebonita otra vez (8); Rehn en 1.934 con acero (9); Venable y Stuck (10) en 1.937 con aleación cromo-cobalto-níquel-molibdeno; McKeeber en 1.943 con celofán (11); Giuntini en 1.946 con gelatina (12); Soabe y Sabaino en 1.949 con celulosa y fibrina (13), etc.

Las prótesis de rodilla, ya como prótesis de sustitución, pueden dividirse de la siguiente manera:

Prótesis de	Parciales	FEMORALES TIBIALES ROTULIANAS
Rodilla	Totales	DE CHARNELA DE DESLIZAMIENTO DE LA "TERCERA GENERACION"

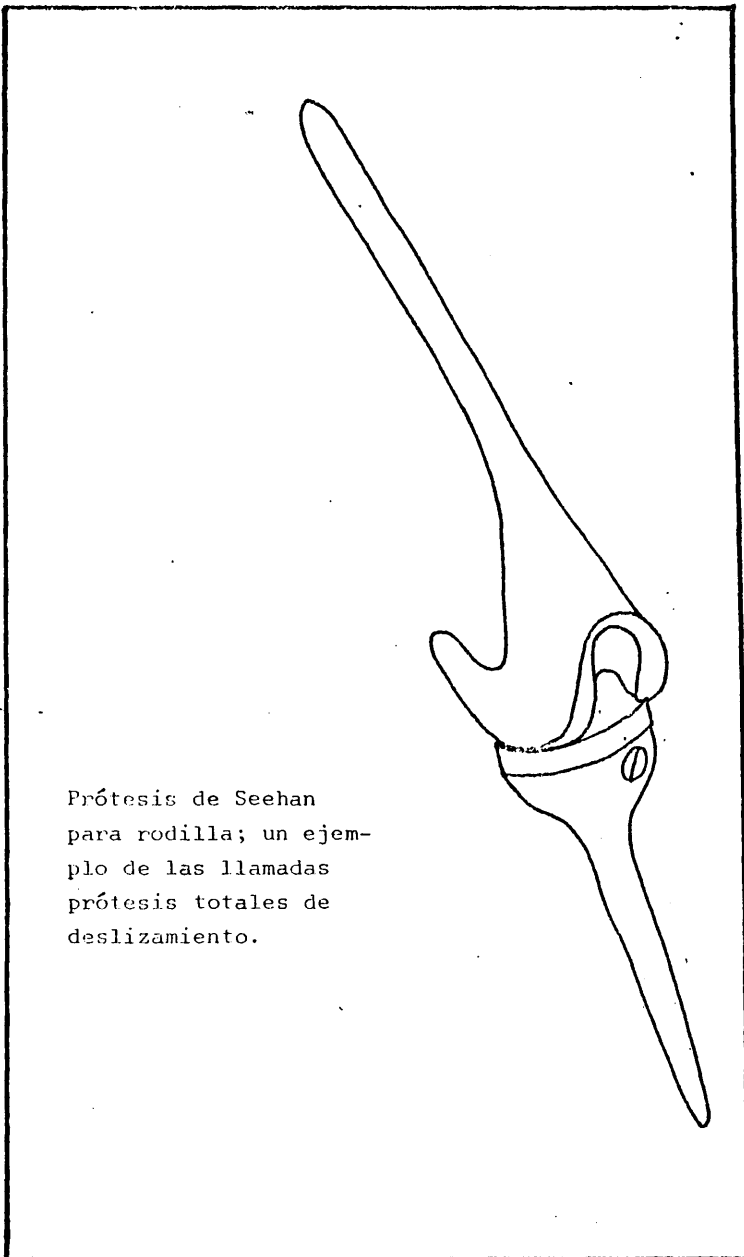
A) Prótesis parciales:

Por lo que respecta a las prótesis parciales poco vamos a decir puesto que no han dado grandes resultados. Comprenden tres tipos:

a) Femorales: El primero en utilizar una de estas prótesis fué Campbell en 1.940 (14); empleó una aleación de cromo-cobalto para elaborar una cúpula de recubrimiento total para la extremidad inferior del fémur que se fijaba al hueso mediante un tornillo. Smith-Petersen (1.942), basándose en los mismos principios que le animaron en la creación de su "mould arthroplasty" para la cabeza femoral, creó una prótesis para la epífisis distal femoral que no necesitaba ningún tipo de fijación (15). En 1.945 Delitalia (16) (17) (18), en un caso de sarcoma, utilizó una prótesis para el tercio inferior del fémur elaborada en acero inoxidable que se articulaba con la tibia mediante una placa modelada. Cinco años después, en otro caso de sarcoma, Cabitza substituyó el tercio inferior del fémur con una prótesis metálica anatómicamente modelada (19). En 1.952 Rocher utilizó dos prótesis acrílicas de cadera (modelo Judet) con el fin de substituir ambos cóndilos femorales en un caso de anquilosis postraumática (20). En 1.953 Tran-Ngoc-Ninh aplicó a un caso de artropatía tabética de rodilla una prótesis de acrílico para substituir el cóndilo externo (21), produciéndose al año siguiente tres nuevos intentos de prótesis parcial substitutiva: uno de Kraft y Levinthal (acrílico) (22), otro de Mayr (metal) (23), y un último de De Palma (24) (25) que recubrió con nylon ambos cóndilos femorales y substituyó la epífisis tibial con cromo-cobalto. En 1.955 Platt (26) realizó una prótesis en acero inoxidable que constaba de dos cóndilos femorales unidos entre sí por un puente también metálico.

En 1.964 comienzan, con Sbarbaro (27) (28) (29), las que podrían considerarse "actuales" dentro de las prótesis parciales de fémur. La prótesis de Sbarbaro es de cromo-cobalto y se realiza en dos modelos uno monocóndileo y otro bicondíleo; su característica principal es su poco espesor lo que supone una mínima resección ósea. Muy semejante a la de Sbarbaro es la de Moore y Lunccferd (1.965)

11760



Prótesis de Seehan
para rodilla; un ejem-
plo de las llamadas
prótesis totales de
deslizamiento.

(30) con cinco pequeños pernos internos de fijación. Por último puede citarse la llamada M.G.H. (Massachusetts General Hospital, de Boston) que fué diseñada por Aufranc y cols. en 1.969 y es, en realidad, una reactualización de la antigua de Smith-Petersen pero con tallo intramedular (31).

b) Tibiales: En 1.930 nace una de las prótesis de este grupo que más se ha difundido, la de Mac Keever (33), en cromo-cobalto. En 1.944 Burmann (32) efectuó un implante de platillo tibial con una placa de cromo-cobalto que fijaba con tornillos. A continuación hay, en 1.953, dos modestos intentos, uno de Kiaer (34) (acrílico) y otro de Larson (35) (cromo-cobalto) para seguir en 1.961 con otra de las prótesis que se ha difundido relativamente bien, la de Sbarbaro (27) (28) (29). Otra de las más conocidas es la de Mac Intosh (36) (37) (38), aparecida hacia 1.965 así como la de Townley en 1.964 (39), la de Mac Connel en 1.968 (40) (41) (42), y la de Marmor en 1.969 (43) (44), todas en cromo-cobalto.

Uno de los últimos intentos, que no parece haber superado todavía la fase experimental, es la Swanson(45). Este investigador utiliza, como sustitución de los platillos tibiales, unos discos de silicona provistos, por su parte inferior, de una aleta vertical como elemento de fijación.

c) Rótula: La primera prótesis es debida a Mac Keever (1.955) (46) realizada en cromo-cobalto. Posteriormente Hanslik (47) (48) ha utilizado una semejante a aquella pero elaborada en polietileno. Groeneveld (49) utiliza plástico para recubrir la cara posterior de la rótula; dicho material lo fija al hueso mediante pequeñas irregularidades.

B) Prótesis totales:

El mérito de la colocación de la primera prótesis total artificial de rodilla, en humanos, debe ser para

Gluck quien, en 1.810, publicó tres casos de tuberculosis de rodilla en los que utilizó una prótesis diseñada por él y construida en marfil de colmillo de elefante; los resultados no fueron buenos (50).

Hasta 1.947 no vuelve a realizarse el intento de sustitución total de la rodilla. Son otra vez los hermanos Robert y Jean Judet (51) (ver cadera) que dirigen sus esfuerzos hacia la rodilla creando una prótesis total de charnela en acrílico; tampoco fueron buenos los resultados, por las necrosis producidas, posiblemente, consecutivas a intolerancia tisular del material. Tres años más tarde (1.950) Majnoni d'Intignano (52) colocó una prótesis de acrílico a siete pacientes pero tampoco se obtuvo buen resultado. Un año después Ameline y Huguier (53), implantaron en dos pacientes un cilindro acrílico en la articulación, colocado en sentido transversal, los resultados fueron muy positivos. Y es a partir de este momento cuando, en 1.951, aparecen las prótesis totales de charnela de la mano del sueco Waldius (54) (55).

a) Prótesis de charnela. - Como su nombre indica se basan en el principio de la charnela ó bisagra. Aunque hay algunas excepciones a ello, como después se verá, constan generalmente de dos elementos, uno femoral y otro tibial, ambos metálicos (cromo-cobalto), unidos entre sí por una pieza cilíndrica que actúa a modo de bulón.

Seguidamente se relacionan los principales modelos de prótesis de charnela aparecidos, denominados con el nombre por el que son conocidas junto con el país de origen (en algunos casos también la ciudad) y el año (tomadas de Janelli) (50).

- Waldius (Suecia-Instituto Karolinska de Estocolmo) (1.951).
- Stanmore (Inglaterra, los autores: Scales y Trichey) (1.952).

- Merle d'Aubigné (Francia) (1.953).
- Moeys (Holanda) (1.954).
- Shiers (Inglaterra) (1.954).
- Mac Ausland (E.E.U.U.) (1.957).
- Mac Kee (E.E.U.U.) (1.965).
- Young (E.E. U.U.) (1.963).
- Lagrange-Letournel (Francia) (1.969).
- G.U.E.P.A.R. (Francia -son iniciales de: "Groupe pour l'utilisation et l'Etude des Prothèses Articulaires") (1.969).
- Herbert (1.971).
- Trillat (Francia) (1.972).
- Elauth (Alerania-Kiel).
- St. Georg (Alemania-Hamburgo).
- Blietz (Alemania-Erema).
- Otras: Jackson y Elson, esferocéntricas de Matthews (Michigan), Devas, Watts, Katayama y Maczawa, Zanasi, von Hellens, Bahler ó también llamada GSB (Zurich), etc.

La prótesis de Lagrange-Letournel (56) es de las del tipo metal-plástico. La de Herbert, aunque se la incluye dentro de las del grupo de charnela su movimiento se realiza entre dos esferas, una maciza y otra hueca; la esfera cóncava, que es la femoral, está revestida, por su superficie interna, con una capa de polietileno, por lo que puede considerársela metal-plástico.

La prótesis de St. Georg recibe también el nombre de intracondílea porque la porción femoral va alojada profundamente en una cavidad labrada previamente por ostectomía intercondílea, por lo que resulta que la resección ósea a realizar es menor que la necesaria para otros modelos de prótesis de charnela. La prótesis de Blietz (57) vuelve a ser de las que la articulación se restablece mediante dos esferas; una hueca, la femoral y otra maciza, la tibial.

b) Prótesis de deslizamiento.- En estas prótesis se

han aplicado, por entero, los principios de la "low friction" de Charnley. Constan, en líneas generales, de dos elementos metálicos femorales unidos ó no entre sí que, a modo de esquíes, se deslizan sobre unos soportes de polietileno alojados en los platillos tibiales. Los principales tipos de prótesis de deslizamiento se relacionan a continuación junto con el país de origen y el año (50).

- Policéntrica (Canadá- Autor: Gunston) (1.965).
- St. Georg (Alemania-Hamburgo) (1.969).
- Marmor (E.E.U.U.) (1.969).
- Freeman-Swanson (Inglaterra) (1.970).
- Geocéntrica (E.E.U.U. - autores: Coventry, Riley, Turner y Upshaw) (1.971).
- Duo-Condílea ó duo-condílar (E.E.U.U. -autor: Walker) (1.971).
- U.C.I. (E.E.U.U. -autor: Waugh; las siglas corresponden a las iniciales de Universidad Irvin de California) (1.971).
- I.O.R. ó prótesis de Paltrinieri (Italia-Bolonia; las siglas corresponden a las iniciales del Instituto Ortopédico Rizzoli) (1.971-72).
- Sheeham (Irlanda) (1.975).
- Otras: Seedhom (Universidad de Leeds), Leane (Universidad de Oxford), Wright y Cavendish (Universidad de Liverpool), Newton (Manchester), etc.

Para seguir el orden de exposición reflejado en el cuadro de clasificación insertado al principio de este capítulo, ahora correspondería el turno a las prótesis denominadas de la "tercera generación", pero antes de entrar en su estudio es necesario hacer algunas consideraciones sobre las indicaciones, ventajas e inconvenientes de las anteriormente descritas.

En principio, las rodillas afectadas por un proceso

patológico (generalmente artrosis, artritis reumatoide ó ciertas complicaciones postraumáticas) tributarias de reemplazamiento protésico, podrían quedar clasificadas, de forma simplista, de acuerdo con el grado de afectación del sistema cápsulo-ligamentoso (especialmente los ligamentos cruzados) en:

- rodillas estables
- rodillas inestables.

Según esto, las prótesis de charnela, por su concepción, ofrecen un grado de solidez entre el componente femoral y el componente tibial, lo cual las hace ser de indicación absoluta en los casos de rodillas inestables. Por el contrario, las prótesis de deslizamiento, de concepción más "fisiológica", están indicadas en las rodillas estables. A pesar de todo esto, las prótesis de charnela tienen otro inconveniente: como nunca puede preverse cuanto tiempo va a poder estar implantada una prótesis, si llega la coyuntura de su extracción va a producirse un acortamiento importante de la extremidad correspondiente. En razón a las extensas osteotomías que es necesario realizar con este tipo de prótesis (excepción es la intracondílea de Sr. Georg), siempre existe dicha incógnita a la hora de colocar estas prótesis.

Por ello, ha surgido con Atempbrougt, recientemente (Inglaterra) (1.975) (58) el concepto de las denominadas:

c) Prótesis de tercera generación.- Esta prótesis parece constituir, si no la correspondiente a la postura ecléctica entre las de charnela y las de deslizamiento, sí un tipo de prótesis total de rodilla donde se han conservado las preferencias "fisiológicas" de las de deslizamiento y la estabilidad gracias a un ingenioso sistema que impide los desplazamientos en los planos anteroposterior ó lateral.

Dicha prótesis consta de una porción femoral en cromo-cobalto constituida por los dos "patines" típicos unidos entre sí y una porción tibial de polietileno. De la parte inferior de la porción femoral, emerge un pequeño tallo cilíndrico cuyo extremo proximal termina en una bola (que le sirve de elemento retentivo); su porción distal es libre y se aloja en un pequeño túnel labrado en el espesor del polietileno del componente tibial. Todo el sistema posee además un sencillo mecanismo autolubrificante y constituye un eficaz elemento de estabilidad.

Como futuro de las prótesis totales de rodilla parece prematuro indicar nada. Al igual que con otras articulaciones han comenzado experiencias con cerámica y, lo que es más atrevido pero a la vez más ideal, ya hay intentos de sustitución total, en animales, con elementos heteroplásticos.

F. PIE.

Para el pie Swanson en 1.966 (1) ha creado un implante encaminado a suprimir los acortamientos, rigidez e inestabilidad que se suelen producir en el primer dedo del pie, después de ciertas intervenciones artroplásticas como en la de la corrección del "hallux valgus". La prótesis, de silicona, va provista de una prolongación destinada a ser alojada en el canal medular de la diáfisis de la primera falange del primer dedo del pie.

Por último, recientemente, ha aparecido una prótesis para la articulación tibioastragalina. Es de las del tipo de deslizamiento; consta de dos elementos, uno tibial, de polietileno, y otro astragalino de cromo-cobalto (2) (3).

• 2.2.3.- Operaciones sobre tendones y ligamentos.

A) Sobre tendones.- La problemática quirúrgica de la

reconstrucción ó sutura de un tendón seccionado viene dada por su particular anatomofisiología. Cuando se produce la sección de un tendón simultaneamente se produce también la de la vaina tendinosa que lo envuelve. El tratamiento de esta situación consistiría en la simple sutura de los extremos tendinosos seccionados. Sin embargo, en la práctica, las cosas no son tan sencillas ya que el tejido conjuntivo de cicatrización que se producirá en la vaina tendinosa acabará englobando la zona suturada del tendón con la aparición consiguiente de adherencias que imposibilitarán ó dificultarán la función de deslizamiento del tendón a través de su vaina.

Teniendo en cuenta estas premisas, las intervenciones que se pueden hacer en este terreno, siguiendo a Hunter (1), se pueden clasificar de la siguiente manera:

a/ Operaciones que introducen sustancias aloplásticas que tienen finalidad de barrera para el tejido de cicatriz. Se han hecho muchos ensayos en este sentido y con muy diferentes materiales. En 1.914 Henze utilizó seda (2), en 1.939 Wheeldon celofán (3), Nichols en 1.949 esponja de gelatina (4), González también en el mismo año tubos de polietileno y 9 años más tarde TEFLON (5) (6), Ashley en 1.959 tubos de celulosa (7), en 1.960 Hochstrasser y Broadbent otro plástico el IVALON (8), en 1.962 Ashley con silicona (9), etc.

b/ Operaciones encaminadas a crear una pseudovaina: aquí habría que destacar a Thatcher que, en 1.939, utilizó tiras de acero inoxidable (10) al igual que ya lo había hecho antes, en 1.936, Leo Mayer con celoidina (11). El paso siguiente se da por Carroll en 1.963 cuando empieza a utilizar varillas de silicona (12). Estas intervenciones dejan durante un tiempo (aproximadamente un mes) el material aloplástico hasta que se crea un tunel adecuado para introducir el tendón seccionado.

c/ Colocación de tendones artificiales: tema controvertido ya que, en general, se sigue prefiriendo el autoinjerto. No obstante se han hecho tentativas para conseguir la movilidad activa mediante materiales artificiales. Lange en 1.906 alargó el tendón del cuádriceps de una persona con seda trenzada (13). Después otros autores han realizado trabajos experimentales con diferente resultado empleando materiales diversos: Delbert en 1.928 con caucho (14); Grau en 1.958 con polietileno recubierto de seda (15); Williams en 1.960 con Teflon (16), etc.

Hoy se prefiere inducir primero la regeneración de la vaina tendinosa mediante un material artificial (generalmente una varilla cilíndrica de silicona) para, una vez cicatrizada ésta, proceder a la sutura tendinosa, según el esquema ya mencionado anteriormente por Carroll (12) y por Hunter (1).

B) Sobre ligamentos.- Aparte las simples suturas que pueden realizarse con diferentes materiales y que no representan "per se" un interés histórico particular merece la pena citarse una curiosa prótesis para los ligamentos cruzados de la rodilla puesta recientemente a disposición de los traumatólogos por la firma Richards Manufacturing Co. Inc. Consta de dos tubos de acero inoxidable con estrías anulares exteriores para ser introducidos en sendos túneles labrados, previamente, en la epífisis distal del fémur y en la epífisis proximal de la tibia. En el interior de ambos tubos, y uniéndolos, va alojada una varilla de polietileno, flexible, que es en realidad el elemento sustitutivo del ligamento cruzado correspondiente. Los tubos metálicos han de ir cementados con polimetilmetacrilato (17).

• 2.2.4.-Sustituciones musculares.

Algunos autores se han ocupado también, en el transcurso de los años, del problema de la sustitución de la función muscular en los casos en que ésta se encuentra gravemente

afectada por poliomielitis, mielodisplasias, etc.

En el año 1.934 Voelcker (1) publicó unos trabajos mediante los cuales había implantado diferentes dispositivos elásticos como sustitutivos de grupos musculares paralizados. Al principio utilizó simples tiras de goma elástica pero no tuvo éxito y, a continuación, empleó muelles de acero inoxidable en cinco pacientes con parálisis de los músculos peroneos como secuela de poliomielitis. Estos implantes iban colocados entre el tercio medio de la tibia y el pie. El procedimiento no podía utilizarse durante el período de crecimiento.

Otros trabajos que merecen la pena de ser destacados son los realizados por Cruca en 1.957 (2) para introducir muelles en el tronco, junto a la columna vertebral, que sirvieran de refuerzo a la función muscular debilitada en algunos casos de deformidades espinales.

Por último, cabe citar también a Strach que en 1.972 (3) ha implantado, con éxito, muelles para reemplazar la función muscular en niños afectados por diferentes formas de mielodisplasias.

A pesar de lo dicho en este campo, quedan sin resolver, todavía, muchos problemas derivados, principalmente, de los fallos mecánicos de los implantes y de la tolerancia tisular.

•2.2.5.- Fijaciones de la columna vertebral.-

Son muchos los problemas que se plantean ante un enfermo con una deformidad espinal, por ello son múltiples los procedimientos propuestos en lo que se refiere a la colocación de sustancias aloplásticas.

En 1.955 Allan (1) diseñó un resorte de expansión que aplicaba fuerzas conocidas con el nombre de "distracción". Este dispositivo sufrió, posteriormente, varias modificaciones, como la del ruso Kazmin, hasta llegar al aparato

diseñado por Harrington en 1.962 (2) que consiste en dos ganchos opuestos, pero unidos por una pieza corredera intermedia. Estos ganchos se fijan en los procesos articulares de las vértebras que limitan la zona sobre la que se quiere actuar. El grado de distracción deseado puede ser graduado actuando en la pieza intermedia.

Roaf (3) (4) en 1.969 propuso un sistema diferente al pensar que podía ser más efectivo un tipo de placa con muchos puntos de fijación y así diseñó su placa espinal.

BIBLIOGRAFIA SOBRE OSTEOSINTESIS.

- 1.- CELORIA F.- Osteosíntesis - compresión en el tratamiento de las fracturas diafisarias. Ed. La Médica. Argentina (Córdoba-Rosario), 1.969. p. 17.
- 2.- LISTER J.- "An address on the treatment of the Patella". British Medical Journal. 2, 855-860, 1.893.
- 3.- LAMBOTTE A.- Citado por CELORIA F. en "Osteosíntesis - compresión en el tratamiento de las fracturas diafisarias". Ed. La Médica. Argentina (Córdoba-Rosario) 1.969. p. 18.
- 4.- WILLIAMS D.F.- Implants in Surgery. W.B. Saunders Company Ltd. London-Philadelphia-Toronto, 1.973. p. 5
- 5.- HANSMANN H.- "A new method of fixation of fragments in complicated fractures". Verein Deutsches Gesellschaft für Chirurgie. 15, 134, 1.886.
- 6.- LAMBOTTE A.- Chirurgie Operatoire des Fractures. París: Masson et Cie. 1.913.
- 7.- LANE W.A.- "On the advantage of the steel screw in the treatment of fractures". Lancet. ii, 1,500, 1.893.
- 8.- LANE W.A.- The Operative Treatment of Fractures. London: Medical Publishing Company, 1.914.
- 9.- LANE W.A.- Citado por CELORIA (fuente citada) p. 22.
- 10.- SHERMANN W.O.- "Vanadium steel plates and screws". Surgery, Gynecology and Obstetrics, 14, 629, 1.912.
- 11.- VENABLE G.S. and STUCK W.G.- "The effects on bone of the presence of metals based upon electrolysis. An experimental study". Ann. of Surg. 105, 917-938, 1.937.
- 12.- VENABLE G.S. and STUCK W.G.- The internal fixation of fractures. Springfield. Illinois, Charles G. Thomas, 1.947.
- 13.- VENABLE G.S.- "Results of recent studies and experi-

ments concerning metals used in the internal of fractures". Journal of bone and Joint Surgery. 30-A, 247, 1.948.

14.- SCUDDER CH.- The treatment of fractures. Philadelphia. W.S. Saunders Co. 1.911.

15.- HEY GROVES.- "Experimental principles of the operative treatment of fractures and their clinical implications". Lancet no 7.302, 361, 1.963.

16.- MURPHY J.B." "The old ununited fracture of anatomic neck of femur". Southern Medical Journal. 6, 387, 1.913.

17.- PRESTON M.E.- "New appliance for the internal fixation of fractures of the femoral neck". Surgery Gynecology and Obstetrics. 18, 260, 1.914.

18.- SOUTTAR H.S.- "A method for the mechanical fixation of transverse fractures" Ann. Surg.58, 653, 1.913.

19.- KUNTSCHER G.- The practice of Intramedullary Nailing. Springfield, Illinois. Thomas, 1.967.

20.- DANIS R.- Theorie et pratique de l'osteosynthese. Masson éd. Paris. 1.949.

21.- EGGERS G. y cols.- "The influence of the contact-compression. Factor on osteogenesis in surgical fractures". 31-A, 693-716 1.949 .

22.- KEY J.A.- "Arthrodesis of knee with large central autogenous bone peg". Southern Medical Journal. 30, 574, 1.937.

23.- KEY J.A.- "Positive Pressure in arthrodesis for tuberculosis of knee joint". Southern Medical Journal. 25, 909, 1.932.

24.- CHARNLEY J.- "Positive pressure in arthrodesis of the knee joint". Journal of bone and joint surgery. 30 B.478, 1.948.

25.- CHARNLEY J.- "Compression arthrodesis of the ankles and shoulder". Journal of bone and joint Surgery. 33 B, 180, 1.951.

26.- ALLGOWER M. y cols.- "Clinical experience with a new compression plate". Acta Orthopædica Scandinavica. Supplementum 125, 45, 1.969.

27.- MULLER M. y cols.- Technique of internal Fixation of Fractures. Berlin. Springer 1.965.

28.- PERREN S.M. y cols.- "A dynamic compression plate". Acta Orthopædica Scandinavica. Supplementum 125, 29, 1.960.

29.- LEVET G.: "Orthopédie: des vis résorbables à l'étude" Artículo aparecido como: Informations Médicales en Le Quotidien du Médecin. 10 abril 1.975.

BIBLIOGRAFIA SOBRE SUSTITUCIONES OSEAS.

1.- SEDDON J.H. y SCALES J.T.-"A polythene substitute for the upper two-thirds of the shaft of the femur". Lancet ii 795, 1.949.

2.- KRAFT G.L. y LEVINTHAL D.H.-"Acrylic prosthesis replacing lower end of the femur for benign giant cell tumour". J.of Bone and Joint Sur. 36, A, 368, 1.954,

BIBLIOGRAFIA SOBRE MUÑONES DE AMPUTACION.

1.- SWANSON A.B.- "Improving the end-bearing characteristics of lower extremity amputation stumps interceiric". Information Bulletin, Blodgett Memorial Hospital (Grand Rapids, Michigan) 5,1, 1.966.

2.- SWANSON A.B.- Flexible Implant Resection Arthroplasty in the hand and extremities. The C.V. Mosby Co. St. Louis Missouri, 1.973.

BIBLIOGRAFIA SOBRE HOMBRO.

1.- NEER C.S.- "Prosthetic replacement of the humeral head".

Surgical Clinics of North America. 43, 1.581, 1.963.

2.- SWANSON A.B.- "Flexible implant resection arthroplasty in the hand and extremities". The C.V. Mosby Co. S. Louis 1.973.

BIBLIOGRAFIA SOBRE CODO.

1.- MELLER R.H y PHALEN G.S.-"Arthroplasty of elbow by replacement of distal portion of the humerus with acrylic prosthesis". Journal of Bone and Joint Surgery. 29, 348, 1.947.

2.- MACAUSLAND W.R.- "Nylon prosthesis for lower end of humerus". Western Journal of Surgery. 62, 557, 1.954.

3.- BARR J.S. y EATON R.G.- "Elbow reconstruction with a new prosthesis to replace the distal end of the humerus". Journal of Bone and Joint Surgery, 47 A, 1.498, 1.965.

4.- DEE R.- Total replacement of the elbow joint. Modern Trends in Orthopaedics ed. Apley A.G. London: Butterwoeths 1.971, p. 250.

5.- DEE R.- "Total replacement arthroplasty of the elbow for rheumatoid arthritis". Journal of bone and joint Surgery. 54 B.88, 1.972.

6.- SWANSON A.B.- "Flexible implant resection arthroplasty in the hand and extremities". The C.V. Mosby Company. S. Louis, 1.973, p. 26-27.

BIBLIOGRAFIA SOBRE PROTESIS DE MUÑECA Y MANO.

Bibliografía general.

- BEDESCHI P. y col.: Endoprotesis articolari del polso e de la mano. LIX Congreso della Societa Italiana di Ortopedia e Traumatologia, Cagliari 30 Sep.-3 Oct. 1.974.

- FLATT A.E.: The Care of the Rheumatoid Hand. Mosby Co.

St. Louis. 1.963.

- SWANSON A.B.: "Flexible Implant Arthroplasty for Arthritic Finger Joints". The Journal Bone and Joint Surgery. 54 no 3, 435-442. 1.972.

- SWANSON A.B.: "Implant Arthroplasty for Disabilities of the Distal Radioulnar Joint". Symposium on Interposition and Implant Arthroplasty. Orthopedic Clinics of North America. Vol. 4 no 2. 373-382, 1.973

- SWANSON A.B.: "Pathogenesis and Pathomechanics of Rheumatoid Deformities in the Hand and Wrist". Symposium on Practical Surgery of the Hand. Orthopedic Clinics of North America. Vol. 4 no 4. Oct. 1.973.

- SWANSON A.B.: "Implant Resection Arthroplasty of the Proximal Interphalangeal Joint". Symposium on Practical Surgery of the Hand. Orthopedic Clinics of North America. Vol. 4 no4 Oct. 1.973.

- SWANSON A.B.: Surgery of Established Rheumatoid Deformities in the Hand. Surgery of Rheumatoid Arthritis. J.B. Lippincott Company. Philadelphia Toronto. 1.971. 177-198.

- SWANSON A.B.: Flexible Implant Resection Arthroplasty in the Hand and Extremities. The C.V. Mosby Co. St. Louis Missouri. 1.973.

Bibliografía que hace referencia al texto.

1.- WAUGH R.L. y REVLING L.: "Ununited fractures of carpal scaphoid: preliminary report on use of Vitallium replicas as replacement after excisión". Amer. Jour. Surg. 67, 184, 1.945.

2.- LEGGE R.F.- "Vitallium Prosthesis of the carpal navicular". Western Jour. Sur. 59, 468, 1.951.

3.- METCALFE W.- "The Vitallium Sphere Prosthesis for non-union of the navicular bone". Jour. Int. Coll. Surg., 4, 459, 1.951.

- 4.- LOPEZ BARRIOS H.E.- "Artroplastia de escafoides carpiano". Bol. Soc. Arg. Ort. Traum. 33. 296-304. 1.968.
- 5.- PICAUD A.- "Treatment of Pseudoarthrosis of the Scapoid with Acrylic prosthesis". Mem. Ac. Chir. 79. 200. 1.953.
- 6.- RENARD V.- "Remplacement Prothetique du Semilunaire". Mem. Acad. Chir. 96. 92-96. 1.970.
- 7.- RENARD V.- "Remplacement Protetique du Semilunaire". Chirurgie 98. 466-467. 1.972.
- 8.- RENARD V. y col.- "Place de la Prothese Acrylic dans le traitement des Pseudoarthroses du Scaphoide et des osteomalacies du semilunaire". Chirurgie (Mem. Ac. Chir) 96. 92-96 1.970.
- 9.- FOUCHER y col.- "Les Protheses Acryliques de semilunaires et scaphoides carpiens". Chirurgie 98. 466-467. 1.972.
- 10.- SWANSON A.B.- "Silicon Rubberd Implantsfor Replacement of Arthritic or Destroyed Joints in the Hand". Surg. Clin. North Amer. 48. 1.113, 1.127, 1.968.
- 11.- SWANSON A.B.- "Silicone Rubber Arthroplasty for Problems at the bas of the Thumb". Amer. Society for. Surg. of. the Hand. Enero 1.969.
- 12.- SWANSON A.B.- "Silicone Rubber Implants for the replacement of the carpal scaphoid and lunate bone". Orthop. Clin. North. Amer. 1. 299. 1.970.
- 13.- SWANSON A.B.- "Relazione Introduttiva sull'impiego dell'endoprotesi in Sylastic in Chirurgia de la mano". Riv. Chir. della mano. 8. 133. 1.973.
- 14.- SWANSON A.B.- "Flexible Implant Resection Arthroplasty in the Hand and Extremities". The C.V. Mosby Co. St. Louis. 1.973.
- 15.- Citados por BEDESCHI P. y Col.- "Endoprotesi articolari del polso e de la mano". LIX Congreso. Soc. Ital. Ortop.

Traum. Cagliari 30 Sept.-3 Oct. 1.974. p. 31-32.

16.- LIPPMAN E. y McDermott L.: "Vitallium Replacement of the Lunate in Kienbock's Disease. Milit. Surgeon 105. 482. 1.949.

17.- DANIS A.: "Osteomalacie du Semilunaire, Traitée par Exerese et Prothese Acrylique. Resultat apres trois ans". Arch. Chir. Belg. 50. 120-126. 1.951.

18.- FOUCHER S.B. y col.: "Les Protheses Acryliques de semilunaires et Scaphoides Carpiens". Chirurgie 98. 466-467 1.972.

19.- RENARD V. y col.: "Place de la Prothèse Acrylic dans le Traitments des Pseudoarthroses du Scaphoide et des osteomalacics du Semilunaire (à propos de 7 observations de 8 à 13 ans)". Chirurgie (Mem. Ac. Chir.) 96. 92-96. 1.970.

20.- SOAVE G.: "La malacia del semilunare. Trattamento sostitutivo con protesisi a sfera". Min. Ortop. 9. 237. 1.958.

21.- AGERHOLM J.C. GOODFELLOW J.W.: "Avascular necrosis of the Lunate Bone Treated by Excision and Prosthetic Replacement". Jour. Bone Joint. Surg. 45/B. 110-116. 1.963.

22.- MYKYSKA V. y col.: "Endoprotheses of the Semilunar Bone of the Hand". Acta Chir. Orthop. Traumat. Cech. 34. 366-368. 1.967.

23.- SWANSON A.B.: "Silicon Rubber Implants for the Replacement of the carpal Scaphoid and Lunate Bone". Orthop. Clin. North Amer. 1. 299. 1.970.

24.- SWANSON A.B.: "Flexible Implants Resection Arthroplasty in the Hand and Extremities". The C.V. Mosby Co St. Louis. 1.973.

25.- KESSLER I. AXER A.: "Arthroplasty of the First Carpometacarpal Joint with a Silicone Implant". Plast. Reconstr. Surg. 47. 252. 1.971.

26.- SWANSON A.B.: "Silicone Rubber Implants in Trapezio-

metacarpal Joint Arthritis". Jour. Bon. Joint Surg. 51/A
799-800. 1.969.

27.- SWANSON A.B.: "Disabling Arthritis at the Base of
the Thumb. Treatment by Resection of the Trapezium and
Flexible (silicone) Implant Arthroplasty". Jour. Bon. Joint.
Surg. 54/A. 456-471. 1.972.

28.- SWANSON A.B.: "Flexible Implant Resection Arthroplas-
ty of the Base of the Thumb". Actas de la SICOT 12. 1.972.
p. 619.

29.- MOSSELLI M.: "Premesse Teoriche e sperimentali alla
realizzazione di una endoprotesi Articolare in Plastica per
le Ditta della Mano". Min. Ortop. 19. 857-875. 1.968.

30.- KAPANDJI I.A.: "Mecanique Articulaire. Articulation
trapezo-metacarpienne". Presse Medicale 31. 71-73. 1.963.

31.- KAPANDJI I.A.: "A New Prosthesis of the Carpo-Metacar-
pal Joint of the Thumb". Actas de la SICOT. 12. 620. 1.972.

32.- KAPANDJI I.A.: "Fisiologia Articolare". Vol. 1. Arto.
Superiore. Demi. Ed. Roma 1.974.

33.- DE LA CAFFINIÈRE J.Y.: "Remplacement de l'articulation
trapezio-metacarpienne par une Prothèse Totale Articulée
Scelée". Actas de la SICOT 12. 2. 617. 1.972.

34.- DE LA CAFFINIÈRE J.Y.: "Comunicazione alla Riunione
del G.E.M." Paris. Nov. 1.973.

35.- DUPARC J. Y DE LA CAFFINIÈRE J.Y.: "A propos des Mou-
vements du Premier Metacarpien". Presse Medicale. 78. 833-834.
1.970.

36.- CENSI M.: "La Protesi Sferica di Fett Come Alternativa
Terapeutica in Casi dei Lussazione Trans-naviculo-perilunare
del Carpo". Actas de la SICOT. 48. 103-108. 1.963.

37.- SWANSON A.B.: "Flexible Implant Resection Arthroplasty
in the Hand Extremities". The C.V. Mosby Co. St. Louis. 1.973.
p. 24.

- 38.- MICKON citado por BEDESCHI P. y cols.: Endoprotesi Articolari del Polso e della Mano. LIX Congresso della Societa Italiana de Ortopedia e Traumatologia. Cagliari 30 Sept-3 Oct. 1.974. p. 32.
- 39.- GSCHWEND N. y SCHEER H.: "Die GSB-Handgelenksprothese". Orthopade. 2. 46-47. 1.973.
- 40.- MEULI H. Ch.: "Arthroplastie du Poignet". Ann. Chir. 27. 1.973. 527-530.
- 41.- SWANSON A.B.: "Flexible Implant Resection Arthroplasty in the Hand and extremities". The C.V. Mosby Co. St. Louis. 1.973. p. 33.
- 42.- BURMANN M.S.: "Vitallium Cup Arthroplasty of Metacarpophalangeal and Interphalangeal Joints of Fingers". Bull. Hosp. Joint. Dis. 1. 79-89. 1.940?
- 43.- BATEMAN: citado por BEDESCHI P. y cols. en: Endoprotesi Articolari del polso e della mano. LIX Congresso S.I.O.T. Cagliari 30 Sept-3 Oct. 1.974. p. 65.
- 44.- BRUNELLI G.: citado por idéntica fuente que el anterior, p. 68.
- 45.- BRANNON E.W. y KLEIN G.: "Experiences with a Finger-Joint Prosthesis". Jour. Bon. Joint. Surg. 41/A. 87-107. 1.959.
- 46.- FLATT A.E.: "The Prosthetic Replacement of Rheumatoid Finger Joints". Rheumatism. 16. 9--97. 1.960.
- 47.- FLATT A.E.: "Restoration of Rheumatoid finger-joint Function; Interim report on Trial of Prosthetic Replacement". Jour. Bon. Joint. Surg. 43/A. 753-774. 1.961.
- 48.- FLATT A.E.: "Restoration of Rheumatoid Finger-Joint Function". Jour. Bon. Joint Surg. 45/A. 1.101-1.103. 1.963.
- 49.- FLATT A.E.: "The care of the Rheumatoid Hand". Mosby Co. St. Louis, 1.963.
- 50.- FLATT A.E.: "Prosthetic Replacement of Joints in the

Rheumatoid Hand". Expansior Ed. Paris 1.969. p. 165.

51.- FLATT A.E.: "Studies on Finger Joint Replacement".
Arch. Surg. 107. 437-443. 1.973.

52.- FLATT y col.: "A Clinical and Biomechanical Investi-
gation of Finger Joint Prostheses". Jour. Bcn. Joint. Surg.
49/A. 520. 1.967.

53.- FLATT y col.: "Biomechanical Factors in the Replacement
of Rheumatoid Finger Joint". Ann. Rheum. Dis. 28. Suppl.
1.969. 36-41.

54.- FLATT y col.: "Restoration of Rheumatoid Finger Joint
Function III". Jour. Bcn. Joint. Surg. 54/A. 1.317- 1.322.
1.972.

55.- VGLKOV M.V. y BLOKHIN V.N.: "Metalic Finger Joint".
SICOT XI Congrès. México 1.969. 145-150.

56.- RICHARDS: citado por BEDESCHI (op. cit.) p. 68.

57.- SWANSON A.B.: "The Results of Silicone Rubber Implant
Arthroplasty in the Digits". Jour. Bon. Joint Surg. 53/A.
1-71. 807.

58.- SWANSON A.B.: "A Dynamic Brace for Finger-Joint Re-
construction in Arthritis". N. Y. Univ. Inter. Clin. In-
form. Bull. 10. 1-7. 1.971.

59.- SWANSON A.B. : "Treatment of the Hand and Flexible
Implant Arthroplasty in the Fingers". Instr. Course Lect.
21. 73-97. 1.972.

60.- SWANSON A.B.: "Fléxible Implant Arthroplasty for
Arthritis Finger Joints". Jour. Bon. Join. Surg. 54/A.
435-455. 1.972.

61.- SWANSON A.B. y col.: "The Proximal Interphalangeal
Joint in Arthritis Disabilities and Experiencies in the
Use of Silicon Rubber Implant Arthroplasty in the Uper
Extremity". Jour. Bon. Joint. Surg. 52/A. 1.265. 1.970.

- 62.- NIEBAUER J.J.: "Dacron-silicone Prosthesis for the Metacarpophalangeal and Interphalangeal Joints". Symposium on the Hand. Mosby co. St. Louis. 1.971. p. 96-105.
- 63.- NIEBAUER J.J. y col.: "Dacron-silicone Prosthesis for Metacarpophalangeal and Interphalangeal Joints". The Hand 3. 55. 1.971.
- 64.- NIEBAUER J.J. y col.: "Silicone-Dacron Hinge Prosthesis. Design, Evaluation and Application". Ann. Rheum. Dis. 28. 56-58. 1.969.
- 65.- CALNAN J.S.: "Artificial Finger Joints for Rheumatoid Arthritis". Brit. Jour. Hosp. Med. 5. 487. 1.971.
- 66.- CALNAN J.S.: "Operative Technique for Joint Replacement". Ann. Rheum. Dis. 28. suppl. 1.969. 81-88.
- 67.- CALNAN J.S. y REIS N.D.: "The Development and use of an artificial Finger Joint for Rheumatoid Arthritis". Biomed. Eng. 3. 314-319. 1.968.
- 68.- CALNAN J.S. y REIS N.D.: "Artificial Finger in Rheumatoid Arthritis: Development and Experimental Assessment". Ann. Rheum. Dis. 27. 207-217. 1.968.
- 69.- NICOLLE F.V. y CALNAN J.S.: "A New Design of Finger Joint Prosthesis for the Rheumatoid Hand". The Hand 4. 135-146. 1.972.
- 70.- Citada por BEDESCHI P. y col.: "Endoprotesi Articolari del Polso e della mano". LIX Congr. Soc. Ital. Ortop. Traum. Cagliari 30 Sept - 3 Oct. p. 74-76; 1.974.
- 71.- STEFFEE: citado por BEDESCHI (op. cit.) p.76.
- 72.- Citado por BEDESCHI (op. Cit.) p.77.
- 73.- Citado por BEDESCHI (op. Cit.) p.68.

BIBLIOGRAFIA SOBRE PROTESIS DE CADERA.

A/ Bibliografía general:

BRUNELLI G.: La Protesi totales dell'anca. Aulo Gaggi Editore. Bologna. 1.970.

CHAPCHAL G.: Cirugía Ortopédica y Traumatología de la cadera. Ed. Científico-Médica. Barcelona. 1.968.

HUGGLER A.H.: Aloartroplastia de la cadera con prótesis endofemorales puras y totales. Ed. Toray S.A. Barcelona. 1.972.

JAYSON M.: Total Hip Replacement. Sector Publishing Limited. London. 1.972.

JUDET R., JUDET J. y cols.: Resection-Reconstruction de la Hanche. Arthroplastie par Prothèse Acrylique. Expansión Scientifique. Paris. 1.952.

PARRINI y cols.: La Protesi totali dell'anca. LIX Congresso della Societa Italiana di Ortopedia e Traumatología. Cagliari 30 Sept-3 Oct. 1.974.

B/ Bibliografía que hace referencia el texto:

1.- PEAN: citado por CHAPCHAL G. en "Cirugía Ortopédica y traumatología de la cadera" p. 315. Ed. Científico-Médica. Barcelona 1.968.

2.- CARNOCHAN: Misma fuente que el anterior.

3.- CHLUMSKY V.: "Uber die Wiederherstellung des Beveglickeit des Gelenkes bei Ankylose". Centralbl.f. Chir. 27. 921, 1.900. Y citado también en la misma fuente que los anteriores.

4.- JONES R.: "Production of Pseudo-arthritis of the hip without disarticulation of the head". Brit. Med. Jour. 1, 494, 1.908 y citado también en la misma fuente que los anteriores.

- 5.- PUPOVAC: Citado en la misma fuente que los anteriores.
- 6.- TAYLOR: Citado en la misma fuente que los anteriores.
- 7.- SMITH-PETERSEN M.N.: "Intracapsular Fractures of the Neck of the Femur; Treatment by Internal Fixation". Arch. of Surg. 23, 715, 1.931.
- 8.- SMITH-PETERSEN M.N.: "Arthroplasty of the Hip. A New Method". Jour. of Bone and J. Surg. 21, 269, 1.939.
- 9.- SMITH-PETERSEN M.N.: "Evaluation of Mould-Arthroplasty of the Hip Joint". Jour. of Bone and J. Surg. 30B, 59, 1.948.
- 10.- JOHN COOKE: Citado por WILLIAMS D.F. y cols. en "Implants in Surgery". W.b. Saunder. Co Ltd. London. 1.973, p.13.
- 11.- HARMON P.H.: "Arthroplasty of the Hip for Osteoarthritis utilising foreign body cups of plastic". Surgery, Gynecology and Obstetrics, 76, 347, 1.943.
- 12.- GROVES-HEY E.W.: "Some Contributions to the Reconstructive Surgery of the hip". British Journal of Surgery. 14, 486, 1.926.
- 13.- MOORE A.T. y BOHLMAN H.R.: Journal of Bone and Joint Surg. 25, 688, 1.943.
- 14.- JUDET R. y JUDET J.: "Resection-Reconstruction de la Hanche. Arthroplastie par Prothese Acrylique". L'Expansion Scientifique Française Editeur. 1.952.
- 15.- JUDET R. y JUDET J.: "Resection-Reconstruction of the hip. Arthroplasty with Acrylic Prosthesis". Edimburgo. Livingstone. 1.954.
- 16.- MOORE A.T.: "The Self-locking Metal Hip Prosthesis" Journal of Bone and J. Surg. 39A, 811, 1.957.
- 17.- MOORE A.T.: "The Moore Self-locking Vitallium Prosthesis in Fresh Femoral Neck Fractures. A New Low Posterior Approach". American Academy of Orthopaedic Surgery. 16, 309,

1.959.

18.- THOMPSON F.R.: "Two and a half years Experience with a Vitallium Intramedullary Hip Prosthesis". Journal of Bone and J. Surg. 36A, 489, 1.954.

19.- WILES P.: "The Surgery of the osteoarthritis Hip". British Journal of Surgery. 45, 488, 1.957.

20.- MCKEE G.K, y cols.: "Replacement of Arthritic Hips by the McKee-Farrar Prosthesis". Journal of Bone and J. Surg. 48B, 245, 1.966.

21.- CHARNLEY J. "Arthroplasty of the Hip in a Operation". Lancet. i, 1.129, 1.961.

22.- CHARNLEY J.: (Editor) "Total Hip Replacement". Clinical Orthopaedics and Related Research. 72, 1-241, 1.970.

23.- CHARNLEY J.: "Acrylic cement in Ortopaedic Surgery". Edimburgo y Londres. Livingstone. 1.970.

24.- RING P.A.: "Total Hip Replacement". Proceedings of the Royal Society of Medicine. 60, 281, 1.967.

25.- "Reconstructor de Caderas": La Gaceta Ilustrada nº 963. 23-3, 1.975.

26.- HUGGLER A.H.: Artroplastia de la cadera con prótesis endofemorales puras y totales. Ed. Toray. Barcelona, 1.972.

BIBLIOGRAFIA SOBRE PROTESIS DE RODILLA.

A/ Bibliografía general:

ATTENBOROUGH C.G.- Total Knee Replacement Using a Stabilised Gliding Prosthesis. C 22/74 Instn. Meck. Engrs. 92-95, 1.974.

JANNELLI E. y cols.- Le Artroprotesi di Ginocchio. LIX Congresso della Società Italiana di Ortopedia e Traumatología. Cagliari, 30 Sept-3 Oct. 1.974.

SHEEHAN J.M.- Arthroplasty of the Knee. Instn. Mech. Engrs.
80-83, 1.974.

B/ Bibliografía a que hace referencia el texto:

- 1.- DOYSI: Citado por Judet R., Judet J., Lagrange J. y otros en "Resection-Reconstruction of the Hip. Arthroplasty with an acrylic Prosthesis". Livingstone. Londres. 1.954.
- 2.- PITARKA: Citado en la misma fuente que el anterior.
- 3.- CHLUMSKY V.: "Über die Wiederherstellung des Beveglichkeit des Gelenkes bei Ankylose". Centralbl. F. Chir. 27. 921. 1.900.
- 4.- HUESCHER C.: "Blutige Lösung der Ankylosierten Kniescheibe. Interposition von Magnesiumblech". Konosp. Bl. Schweiz. Artze. 24. 1.901.
- 5.- JONES R.: "Production of Pseudoarthrosis of the Hip without disarticulation of the Head". Brit. Med. Jour. 1, 494. 1.908.
- 6.- DELBERT P.: "Endoprothèse en Caoutchouc Armé Pour Parties de Substance de Squelette". Bull. Acad. Med. Par. 82, 110, 1.919.
- 7.- SMITH-PETERSEN.: Citado por JANNELLI E. y cols. (ver bibliografía general de rodilla).
- 8.- ROBINEAU.: "Prothèse Osseuse perdue en Metal a Revêtement d'ebonite". Journal Chir. (Paris) 27, 51, 1.926.
- 9.- REHN E.: "Zur Wiederherstellungschirurgie der Gelenke" Arch. Klin. Chir. 180, 395, 1.934.
- 10.- VENABLE C.S. y STUCK W.G.: "The Effects on Bone of the Presence of Metals Based Upon Electrolysis. An Experimental Study". Ann. Surg. 105, 917, 1.937.
- 11.- McKEEBER D.C.: "The Use of Cellophane as an Interposition Membrane in Synovectomy". Journal of Bone and Joint Surg. 25, 576, 1.943.

- 12.- GIUNTINI L.: "La Mobilizzazione della Rigidità Articolari con Interposizione di Membrane Assorbibili". Chirurgia degli Organi di Movimento. 30, 216, 1.946.
- 13.- SOABE F. y SABAINO D.: "Sui Preparati di Fibrina e di Cellulosa in Artroplastica". Chir. Org. Mov. 33-37, 1.949.
- 14.- CAMPBELL W.C.: "Interposition of Vitallium Plates in Arthroplasties of the Knee". Amer. Jour. Surg. 47, 639, 1.940.
- 15.- SMITH-PETERSEN: Citado por Jannelli E. y cols. (ver bibliografía general de rodilla).
- 16.- DELITALIA F.: "L'endoprothèse Metallique des Os et des Articulations Chez L'homme". Rev. Orthop. 33, 217, 1.947.
- 17.- DELITALIA F.: "Sostituzione di Grandi Segmenti Scheletrici e di Articolazioni mediante Endoprotesi". Minerva Chir. IX, 11, 1.954.
- 18.- DELITALIA F.: "Le Endoprotesi in Ortopedia". Rivista Italiana Stomatologia. I, 10, 1.955.
- 19.- CABITZA A.: "Endoprotesi Metallica Sostitutiva del Terzo Distale del Femore". La Clínica Ortop. IV, 5, 1.952.
- 20.- ROCHER C.: "Arthroplastie du Genou par Têtes Fémorales en Acrylic". Bordeaux Chir. 1, 48, 1.952.
- 21.- TRAN-NGOC-NINH.: "Aspects Cliniques et Therapeutiques des Arthroplasties Tabetiques des Membres Inferieures". Actualités chirurgicales. Chirurgie Reparatrice 2^{ème} serie. Expansion Scientifique Française. 97.
- 22.- KRAFT G.L. y cols.: "Acrylic Prosthesis Replacing Lower end of the Femur benign giant-cell tumor". Jour. Bone Joint Surg. 36 A, 2, 1.954.
- 23.- MAYR H.: "Bemer Kungen zun Chronischen Gelenkrheumatismus". Verhandl. d. Dtsch. Orthop. Gesellsch. 1.954.
- 24.- DE PALMA A F.: "Desease of the Knee". Philadelphia-

London-Montreal. J.B. Lippincot Co. 1.954.

25.- DE PALMA A.F. y cols.: "Joint Changes Following Experimental and Total Patellectomy". Jour. Bone Joint Surg. 40 A 2, 395-413. 1.958.

26.- PLATT G.: "Arthroplasty of the Knee in Rheumatoid Arthritis". Jour. Bone Joint Surg. 48 B. 179. 1.966.

27.- SBARBARO J.L.: "Surgical Reconstruction of the Rheumatoid knee Utilizing a Femoral mold". Product Bull. Howmet. 151. 1.970.

28.- SBARBARO J.L.: "Femoral Condylar Mold Arthroplasty in 150 Rheumatoid Knee". Acta Orthop. Belg. 39, 1, 138, 1.973.

29.- SBARBARO J.L.: "Hemi-Tibial Plateau Prosthesis, Ten Years Experience in 500 Knee Arthroplastis". Acta Orthop. Belg. 39, 1, 91, 1.973.

30.- MOORE A.T. y cols.: "The Moore-Lunceford Knee Prosthesis". American Academy of Orthopaedic Surgeons. Annual Meeting. New York. Enero 1.965.

31.- SMITH-PETERSEN: Citado por Jannelli F y cols. (ver bibliografía general sobre rodilla).

32.- McKEEVER D.C.: "Tibial Plateau Prosthesis". Clin. Orthop. 18, 86, 1.960.

33.- BURMAN M.: "The Weight Stream in Charcot's Disease of the Joints. Reconstruction of the Charcot Knee". Jour. Int. Coll. Surg. 33, 3, 1.960.

34.- KIAER S.: "Knee Arthroplasty with Acrylic Prosthesis" Acta Orthop. Scand. 22, 350, 1.953.

35.- LARSON C.B.: Citado por WALDIUS en. "Arthroplasty of the Knee Using an Endoprosthesis" 1.957.

36.- MACINTOSH D.L.: "The Surgical Treatment of Osteoarthritis of the Knee". S.I.C.O.T. XI Congreso. México. 400-403. 1.969.

- 37.- MACINTOSH D.L. y cols.: "The Use of the Hemiarthroplasty Prosthesis in the Management of Advances Osteoarthritis and Rheumatoid Arthritis of the Knee". Jour. Bone Joint Surg. 53, 1.030, 1.971.
- 38.- MACINTOSH D.L. y cols.: "The Use of the Hemiarthroplasty Prosthesis for Advance Osteoarthritis and Rheumatoid arthritis of the Knee". Jour. B. Joint Surg. 54 B, 244-255, 1.972.
- 39.- TOWNLEY C.O.: "Articular-plate Replacement. Arthroplasty for the Knee Joint". Clin. Orthop. 36, 77-85, 1.964.
- 40.- MAC CONNELL B.E.: "A Variable Height Tibial Plateau Prosthesis for Correction of Genu Varus or Genu Valgus. A Preliminary Repport". Western Orthop. Association Meeting (S. Francisco) Oct. 1.968.
- 41.- MAC CONNELL B.E.: "The Wedge Shaped Variable Height Tibial Plateau Prosthesis in Knee Arthroplasty". Texas Orthop. Assoc. Meeting Houston. Mayo 1.971.
- 42.- MAC CONNELL B.E.: "The Wedge-shaped Variable Height Tibial Plateau Prosthesis in Knee Arthroplasty". Comunicación al Congreso Internacional sobre Rodilla. Rotterdam. Sept. 1.973.
- 43.- MARMOR L.: "Salvage of the Knee Severely Involved by Rheumatoid Arthritis". Surg. Gynec. and Obstet. 128, 788, 1.969.
- 44.- MARMOR L.: "The Modular Knee". Clin. Orthop. 94, 242, 1.973.
- 45.- SWANSON A.B.: "Flexible Implant Resection Arthroplasty in the Hand and Extremities". The C.V. Mosby Co S. Louis Missouri, 1.973.
- 46.- MACKEEVER D.C.: "Patellar Prosthesis". Jour. B. Joint. Surg. 37 A, 1.074, 1.955.
- 47.- HANSLIK L.: "Das Patellafemorale. Gleitlager Beim

Totalen Kniegelenkersatz. Vorläufige Mitteilung über die Implantation einer Modifizierten McKeever Endoprothese in Kombination mit der Alloarthroplastik nach Young". Z. Orthop. 109, 435, 1.971.

48.- HANSLIK L.: "First Experience on Knee Joint Replacement Using the Young Hinged Prosthesis Combined With a Modification on the McKeever Patella Prosthesis". Clin. Orthop. 94, 115, 1.973.

49.- GROENEVELD H.B.: "Combined Femoro-Tibial-Patellar Endoprosthesis of the Knee joint Preserving the Ligaments". Acta Orthop. Belg. 39, 1.210, 1.973.

50.-GLUCK: Citado por JANNELLI E. y cols. (ver bibliografía general sobre rodilla).

51.- JUDET J. y cols.: "Essais de Prothese osteo-articulaires". Presse Medicale. 26, 302, 1.947.

52.- MAJNONI D'ENTIGNANO J.M.: "Articulations Totales en Résine Acrylic". Rev. Orthop. 36, 535-537. 1.950.

53.- AMELINE A. HUGUIER J.: "Arthroplastie sur Prothese d'acrylic". Mem. Acad. Chir. 75, 425-426. 1.949.

54.- WALDIUS B.: "Arthroplasty of the Knee Joint Employing and Acrylic Prosthesis". Acta . Orthop.Scand. 23, 2, 1.953.

55.- WALDIUS B.: "Prosthetic Replacement of the Knee Joint". Journal of Bone Joint Surg. 50 B, 221, 1.968.

56.- IAGRANGE J. et LETOURNEL E.: "Arthroplastie Totale du Genou. Principe et Technique d'Arthroplastie du Genou avec un Nouveau Modèle de Prothèse. Presse Medicale. 78, 16, 735-754, 1.970.

57.- BIJETZ R.: "Biomechanical Studies and Desing of a Spheric Knee Joint". Congreso Internacional de Rodilla de Rotterdam. Sept. 1.973.

58.- ATTENBOROUGH C.G.: "Total Knee Replacement Using a Stabilised Gliding Prosthesis" C. 22/74. Instn. Meck. Engrs.

92-95, 1.974.

BIBLIOGRAFIA SOBRE EL PIE.

- 1.- SWANSON A.B.: "Flexible Implants Resection Arthroplasty in the Hand and Extremities". The C.V. Mosby Co. S. Louis 1.973.
- 2.- BUCHHOLZ: Der Chirurg. 44 Jahrgang 5 Heft. 241-244. Mayo 1.973.
- 3.- BUCHHOLZ: Prótesis total de tobillo. I Jornadas de Trabajo sobre sustituciones Articulares. Ciudad Sanitaria "La Paz"-Madrid- 23-26 de octubre 1.973 p.117-125 (Publ. 1.975).

BIBLIOGRAFIA SOBRE OPERACIONES EN TENDONES.

- 1.- HUNTER J. "Artificial Tendons. Early Development and Application". Amer. Jour. of Surgery. 109, 325-338, 1.965.
- 2.- HENZE C.W. y cols.: "An Experimental Study of Silk-tendon plasties with Particular Reference to the Prevention of Postoperative adhesions". Surg. Gynecol. & Obst. 21, 10 1.974.
- 3.- WHEELDON T.: "The Use of Cellophane as a Permanent Tendon Sheath". Jour. Bone and Joint Surg. 21, 393, 1.939.
- 4.- NICHOLS E.H.: "Discussion of Tendon Repair with Clinical and Experimental Data on Use of Gelatin Sponge". Ann. Surg. 129, 223, 1.949.
- 5.- GONZALEZ R.I.: "Experimental Tendon Repair Within Tendon Tunnels: Use of Polyethylene Tubes for Improvement of Funtional Results in Dog". Surgery. 36, 181, 1.949.
- 6.- GONZALEZ R.I.: "Experimental Use of Teflon in Tendon Surgery". Plastic & Reconstructive Surg. 23, 562, 1.958.
- 7.- ASHLEY I.L. y cols.: "Experimental and Clinical Studies on the Application of Monomolecular Cellulose Filter

Tubes to Create Artificial Tendon Sheaths in Digits".

Plastic & Recons. Surg. 23, 526, 1.959.

8.- HOCHSTRASSER A.E. y cols.: "Sheath Replacement in Tendon Repair. Experimental Study with Ivalon" Rocky Mountain M.J. 57, 30, 1.969.

9.- ASHLEY F.L. y cols.: "Healing of Tendons in Silicone Rubber Sheaths". The Bulletin-Dow Corning Center. Vol. 4, 3, Julio 1.962.

10.- THATCHER H.H.: "Use of Stainless Steel Rods to Canalize Flexor Tendon Sheaths". South. M.J. 32, 13, 1.939.

11.- MAYER L. y cols.: "Reconstruction of the Digital Tendon Sheaths: a Contribution to the Physiological Method of Repair of Damaged Finger Tendons". Jour. Bone Joint Surg. 18, 607, 1.936.

12.- CARROLL R.E. y cols.: "Formation of Tendon Sheaths by Silicone Rod Implants". Jour. of Bone Joint Surg. 45 A, 884. 1.963.

13.- LANGE F.: "Eine Verbesserung der Kunstlichen Sehen". Ztschr. Orthop. 17, 206, 1.906.

14.- DELBERT P.: "Endoprosthèses en Caoutchouc". Rev. Chir. 66, 181. 1.928.

15.- GRAU H.R.: "The Artificial Tendon: An Experimental Study". Plastic and Recons. Surg. 22, 562, 1.958.

16.- WILLIAMS R.D.: "Teflon as a Tendon Substitute". S. Forum, 11, 39, 1.960.

17.- Encarte informativo de Richards Manufacturing Co. Inc.

BIBLIOGRAFIA SOBRE SUSTITUCIONES MUSCULARES.

1.- VOELCKER H.: "Erfahrungen mit der Einheilung von Stahlfodern des Muskelerersatz". Archiv. für Klinische Chirurgie. 120, 347, 1.934.

2.- GRUCA A.: "The Pathogenesis and Treatment of Idiopathic Scoliosis". Journal of Bone and Joint Surg. 39A, 699, 1.957.

3.- STRACH E.: Comunicación personal 1.972, citada por WILLIAMS D.F. en "Implants in Surgery". W.B. Saunders Co Ltd. 1.973.

BIBLIOGRAFIA SOBRE FIJACIONES DE LA COLUMNA VERTEBRAL.

1.- ALLAN F.J.: "Scoliosis: Operative Correction of Fixed Curves". Journal of Bone and J. Surg. 37B, 92, 1.955.

2.- HARRINGTON P.R.: "The Treatment of Scoliosis". Journal of Bone and J. Surg. 44A, 501, 1.962.

3.- ROAF R.: "A New Plate for Correction Scoliosis". Proceedings of the Royal Society of Medicine. 62, 272, 1.969.

4.- ROAF R.: "The Significance of Horizontal Forces in the Development and Control of Spinal Deformities". Paraplegia. 9, 183, 1.972.

2.3.- CIRUGIA CARDIOVASCULAR.

Este capítulo es, junto con el de la Neurocirugía, uno de los que más expectación ha despertado durante los últimos años dentro del mundo de los implantes por su espectacularidad. Son indudables las insospechadas cotas alcanzadas hoy, en este terreno, sobre todo, contemplando el problema desde la perspectiva de las primeras décadas del siglo XX. En aquellos años ya no eran los implantes puras teorías en otras especialidades, la cirugía ortopédica por ejemplo, pero si que, desde luego, no podía soñarse siquiera con reponer válvulas cardiacas, sustituir segmentos vasculares ó, incluso, implantar un corazón artificial completo, cosa, esta última, ya nada lejana.

Para el estudio del presente tema, como siempre dentro del aspecto histórico de los implantes, se tendrán en cuenta los siguientes apartados:

- 2.3.1.- Prótesis valvulares.
- 2.3.2.- Marcapasos.
- 2.3.3.- Catcterismos cardiovasculares.
- 2.3.4.- Sustituciones vasculares.

- 2.3.1.- Prótesis valvulares.- La cirugía valvular, en general, arranca del año 1.925 gracias al conocido método de Souttar, consistente en la dilatación digital de la estenosis mitral (1). También es necesario señalar que todos los recientes progresos en cirugía cardiaca se han visto ayudados por los importantes avances en la puesta a punto de aparatos y dispositivos (en ocasiones auténticas máquinas), capaces de realizar la circulación extracorpórea (corazón-pulmón artificial, oxigenadores, etc.) (Melrose 1.955, Lillehci y de Wall en 1.958, etc.) (2) (3).

A pesar de todo, el genial y a la vez simple método de Souttar no era válido para el tratamiento de las válvulas insuficientes ó destruidas por la terrible endocarditis. Debido aello surgió la necesidad de crear prótesis valvulares que sustituyeran las patologicamente destruidas. Dadas las peculiaridades patológicas de las válvulas cardiacas los diferentes modelos de prótesis sustitutivas de las mismas, que se han ideado, y en gran cantidad, sólo se centran en la válvula mitral y en la válvula aórtica, principalmente, esto es, aquellas válvulas que más frecuentemente se afectan por procesos patológicos. La primera prótesis valvular (mitral) que, en experimentación animal, resultó con éxito se debe a Denton en 1.951 (4) y la primera usada en clínica humana fué colocada por Hufnagel de Georgetown, en 1.954, en un caso de insuficiencia aórtica (5).

Esta prótesis consistió en una válvula de bola (construida en polimetilmetacrilato), incluida en un tubo rígido que se insertó en la aorta descendente. Los beneficios para el paciente parece que fueron muy limitados aunque es de destacar el hecho de que, en este caso, todavía no se utilizó circulación extracorpórea.

En 1.957, Glover y Davila (6) emplearon un nuevo método para la corrección de la insuficiencia mitral consistente en realizar una sutura circunferencial alrededor del anillo mitral, con el fin de reducir su diámetro. Esta puede considerarse la primera sutura cardiaca utilizada en el hombre en cirugía valvular pero quizás convenga recordar aquí que la primera sutura del corazón -sutura de una herida de miocardio- la realizó en Francfort, en el año 1.898, con éxito, el cirujano Ludwig Rehn (ver capítulo dedicado a marcapasos) (7).

Siguiendo en el campo de las prótesis valvulares, el equipo de Kernan, en 1.957 (8), colocó una válvula de disco en la mitral y en 1.958 Edwards y Smith (9) describie-

ron una válvula aórtica de bola. En este mismo año Roe y Moore (10) diseñaron una válvula flexible que dió malos resultados por fatiga del material debida al pequeño espesor de la lámina. En 1.960 Starr (11) y en 1.962 Cartwright (12) describieron, respectivamente, sendas válvulas de bola.

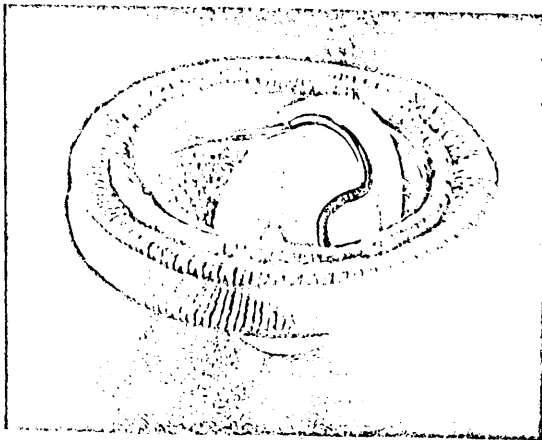
La primera válvula de bola, no suturada, fué utilizada en 1.963 por Magovern, Kent y Cromie (13). En 1.964 Melrose (14) describe un nuevo tipo de válvula de disco y, por último, Pierce, Behrendt y Morrow, en 1.968 (15) ponen a punto las llamadas "pivoting" ó válvulas de disco que basculan sobre un eje lateral.

De todos estos modelos, que pueden considerarse los pioneros, han derivado y proceden todos los tipos después conocidos que pueden resumirse en cinco tipos:

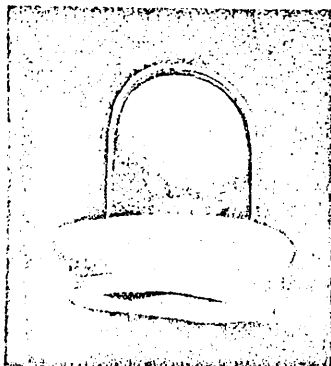
- de bola
- de disco, lenticulares ó "low profile"
- de disco que se abre lateralmente ó "flap"
- flexibles ó "leaflet" (laminares)
- de disco que se abre lateralmente por medio de pivotes "pivoting".

El problema principal, y aún no resuelto, con todo este tipo de implantes son las complicaciones derivadas de la trombogénesis producida al entrar en contacto la sangre con materiales artificiales. De todos ellos la silicona es uno de los que mejor se comporta en este sentido. Pero debido a todos estos problemas de orden coagulatorio, los esfuerzos de casi todos los investigadores se han encaminado en los últimos tiempos hacia la búsqueda de procedimientos para hacer más resistente a la coagulación la superficie de los materiales.

En este sentido Vincent L. Gott y cols., del Johns Hopkins, en 1.968 (16), han desarrollado y puesto a punto un "revestimiento" duradero y resistente a la for-



Prótesis de Björk- Shiley para la válvula mitral.



Prótesis de Starr-Edwards para la válvula aórtica.

mación de trombos llamado G.B.H. Este material está constituido por la mezcla grafito-benzalconio-heparina. Su mecanismo de acción no es bien conocido pero más bien parece estar en relación con la alta carga electronegativa de la heparina que no a una lenta y gradual liberación del anticoagulante. El G.B.H. sirve para recubrir muchos plásticos y metales haciéndolos resistentes a la aparición de trombos en su superficie. Otro ejemplo de las investigaciones que se orientan recientemente en este campo es el procedimiento desarrollado en 1.969 por Grode y cols. (17) los cuales utilizan cloruro de tridodecilmetil-amonio para embeber el polímero durante el proceso de elaboración. Salyer y cols. (18), en 1.971, incorporan directamente la heparina en la masa de ciertos polímeros termoestables como las resinas epoxi y algunos poliuretanos, etc. Por último pueden citarse aquí las aportaciones más recientes que incluyen el carbón pirolítico por Bokros y cols. en 1.969 (19); la sílica fluorizada por Musolf y cols. en 1.969 (19); el Hydron por Levowitz y cols. en 1.968 (21) y ciertos derivados del poliuretano por Boretos y Pierce en 1.967 (22). Todas estas superficies son bastantes resistentes a la formación de trombos.

Por lo que respecta a los materiales utilizados las válvulas artificiales cardíacas, de forma muy general, constan de tres partes: a) Un elemento móvil u oclusor, que puede ser una bola, un disco plano, un disco lenticular, etc., que abre ó cierra el flujo de la sangre según esté adaptado ó no contra el anillo. Para la confección de este elemento se han utilizado y utilizan muy diferentes materiales. Al principio ya se vió que Hufnagel utilizó metilmetacrilato (5); moderadamente las bolas pueden ser de elastómero de silicona (por ejemplo la Starr-Edwards 6.120/3M; la Smeloff/Cutter M7, etc.) ó de metal, genralmente cromo-cobalto ó titanio (como la Starr-Edwards 6.300/2M; 6.300/3M y

6.300/4M; la Lusterlite tamaño 3; la Magovern-Cromie; etc.). Los discos pueden ser de silicona (como la Cooley-Bloodwell-Cutter 31, etc.); de polipropileno (como la Portex-Hammersmith 1, etc.) ó de metal (como la Starr-Edwards 6.500/3M, etc.). Algunas de las llamadas lenticulares utilizan silicona como la UCT, M 23, etc. (23) (24). Otros materiales que se utilizan para la elaboración del disco pueden ser el DELIRIN (un poliacetal) ó el carbono pirolítico (ambos tipos se pueden encontrar entre los diferentes modelos de la válvula de Björk-Shiley, etc.) (25).

b) El anillo es la parte, en forma de aro, sobre la que se aplica el ocluser para abrir ó cerrar el lumen de la válvula. Completa, pues, junto con el elemento anteriormente descrito, la válvula propiamente dicha. Todas las válvulas van dotadas de algún sistema ó elemento específico que sirve de "retención" al ocluser para evitar que este escape al torrente circulatorio. Unas veces seran unos pequeños resaltes ó pivotes gracias a los cuales el ocluser se abrirá y cerrará lateralmente, otras veces será una auténtica "jaula" mediante la cual el ocluser, en forma de bola, disco, etc. se desplazará hacia arriba ó abajo en sentido axial para acercarse ó separarse del anillo. Generalmente los pivotes, las "jaulas", etc. salen del propio anillo y suelen ser del mismo material que él, por ejemplo un metal como el titanio (prótesis de Wada-Cutter) (26) ó el acero inoxidable (Starr-Edwards, 1.961) ó el politetrafluoroetileno (TEFLON) como en una reciente alternativa de modificación de la mencionada prótesis de Starr-Edwards en que, inversamente, el balón es de acero inoxidable y la "jaula" va recubierta de TEFLON, etc. (27).

c) El borde es otro anillo, generalmente concéntrico y exterior al anterior, que tiene por finalidad permitir la sutura, aunque hay algún tipo de válvula que

no se sutura (ya se vió algún modelo de la de Magovern-Cromie). Puede ser dicho borde de politetrafluoretileno como la válvula de Starr-Edwards ó la Wada-Cutter, ó de Poliéster (Magovern-Cromie "vertical-cuff, continuous-suture", etc.). (27).

- o 2.3.2.- Marcapasos (Pacemakers).- Como premisa es necesario destacar que desde el punto de vista histórico, se puede hablar de dos tipos principales de marcapasos: externos, esto es que actúan por estimulación transcutánea (ó transtorácica) e internos, implantables, que son los que realmente constituyen el principal motivo de incluir estos dispositivos en el presente trabajo. Además, no se debe olvidar, para los externos, todo el conjunto de conductores y electrodos los cuales también son material implantable por excelencia.

El hecho de aparecer conjuntamente, en el mismo capítulo, dos técnicas aparentemente tan dispares como son de un lado los marcapasos y de otro los cateterismos, queda justificado más adelante porque, como se verá, desde el punto de vista histórico, el concepto de estimulación endocárdica se desarrolló gracias a la introducción de electrodos, con la ayuda de catéteres, a través de los vasos durante estudios de fisiología encaminados a aclarar el funcionamiento de las válvulas cardiacas. No obstante después hay un epígrafe dedicado exclusivamente al cateterismo cardiovascular.

Los marcapasos pueden definirse como unos dispositivos que contienen un generador de impulsos eléctricos que a través de cables conductores envían dichos estímulos hasta unos electrodos colocados en el corazón (miocardio ó endocardio).

La frecuencia de los impulsos artificiales debe oscilar entre 65 y 90 pulsaciones/minuto. Por lo que respecta a la frecuencia hay dos tipos de marcapasos, unos

denominados de frecuencia fija (70/min.) y otros conocidos como de frecuencia modulada, controlada ó de demanda; en general estos últimos detienen espontaneamente su frecuencia artificial cuando el corazón alcanza un ritmo propio aceptable. Ello se hace por sincronización, principalmente, con la onda R ó la onda P del electrocardiograma.

Uno de los problemas técnicos principales a superar durante la construcción de uno de estos aparatos es el del generador ó fuente de energía utilizado ya que, por ser los marcapasos elementos implantables, es necesario disponer de baterías que no necesiten ser reemplazadas cada cierto tiempo. Hasta ahora se han venido utilizando dos tipos de pilas: uno, el que podría considerarse como "clásico" (pilas de mercurio y zinc), tiene un período de recambio que oscila entre los 2 y 3 años, y el otro, que data aproximadamente de 1.970, a base de pilas nucleares (plutonio 238) y duran unos 10 años. Hace poco tiempo investigadores del Massachussetts General Hospital, de la Universidad de Missouri, han puesto a punto un estimulador cardiaco que funciona "sin pilas". La realidad es que este sistema utiliza las diferencias de potencial creadas entre dos elementos, el platino y el aluminio, los cuales son resistentes al contacto con los fluidos y tejidos biológicos. Este mecanismo de producción de energía eléctrica, basado en el ya antiguo y conocido fenómeno del bimetalismo, ha sido bautizado con el nombre de "célula híbrida biogalvánica" (1).

Por lo que respecta al aspecto bioeléctrico-funcional de los marcapasos debe recordarse que el miocardio obedece a la ley del todo ó nada. El umbral de excitabilidad depende de muchos factores (tamaño de los electrodos, características del impulso, etc.), suele ser más bajo si el estímulo eléctrico es de tipo catódico y es

más alto si la colocación del electrodo es endocárdica en lugar de miocárdica. Dicho umbral aumenta algo durante los primeros meses de implantación.

De forma general y esquemática hay dos procedimientos para conseguir la estimulación artificial sin toracotomía (esto es mediante marcapasos no implantables), uno percutáneo, mediante agujas ó alambres que pasan a través de la pared torácica hasta el miocardio y otro endovascular mediante conductores flexibles en cuyo extremo existe un electrodo que excita el corazón desde el endocardio. Es aquí precisamente donde marchan paralelas la historia de los marcapasos y la de los cateterismos cardiovasculares.

A) Estimulación miocárdica.

El primer hito histórico que debe ser establecido, para esta técnica, es el de la ruptura con la vieja y mítica idea de que el corazón no podía ser manipulado. Una de las primeras personas que introdujeron agujas a través de la pared torácica hasta el corazón fué Leonardo Da Vinci, en un cerdo (3) (4), con el fin de contar la frecuencia de los latidos. De igual forma que el genio del italiano, muchos otros autores llegaron a la conclusión de que la punción cardíaca en animales no producía daño en la función de este órgano. Sin embargo quedaba por dar el paso siguiente, el decisivo, el que levantó tantas polémicas: la punción cardíaca en el hombre. Fué un oscuro cirujano de Francfurt llamado Louis Rehn quien un día del mes de septiembre de 1.896 suturó con hilo de seda el miocardio de un joven jardinero llamado Wilhelm Justus que había recibido una cuchillada en el corazón (5). Tres meses antes el americano Daniel Hale Williams, en el Provident Hospital de Chicago, había suturado el pericardio de un joven de 24 años herido en forma semejante a la del jardinero alemán (5).

Estos dos hechos tienen una doble importancia trascendental para considerarlos como la apertura de la era de los implantes cardiacos. De un lado son constataciones clínicas de que un corazón humano recibe un material extraño y lo tolera constituyendo ambas intervenciones un completo éxito incluyendo el postoperatorio. De otra parte estos hechos desmitifican el tradicional y tan viejo miedo, como la historia misma, a emprender la gran aventura de la cirugía cardiaca.

Según Schechter (6) de la División de Cirugía Torácica y Cardiovascular del New York Medical College, las primeras estimulaciones eléctricas cardiacas mediante una aguja fueron realizadas por Krimer en 1.828 (7) (8). Estos intentos, en dos pacientes, parece que fracasaron por haberse decidido a utilizar su técnica un poco tardíamente.

No obstante los antecedentes de todo esto hay que buscarlos en las tentativas de resucitación, mediante estímulos eléctricos, sobre corazones de animales, que se comenzaron hacia mediados del siglo XVIII utilizando el principio de la botella de Leyden ó la pila de Volta (9), como Galvani en 1.791 (10) ó, incluso en el hombre, en casos de muerte por trauma craneal, asfixia por inmersión, electrocución (9) (11) ó en criminales ajusticiados (Aldini 1.804) y víctimas de la Revolución Francesa (Nysten 1.802) (6) (12) (13).

Durante el siglo XIX ya se ha citado a Krimer como el iniciador de la estimulación eléctrica cardiaca transcutánea. Posteriormente resulta también justo citar a Walshe en 1.862 (14), Althaus (1.863-64) (15) y Duchenne (1.872) (16). Parece ser que Duchenne produjo la ranimación (¿resucitación?) de un niño "muerto" por difteria. La técnica de este autor consistió en la aplicación de un electrodo cutáneo indiferente y otro precordial de

acción repetitiva y rítmica que recuerda bastante a la utilizada por Aldini casi un siglo antes para reanimar a un niño que había caído por unas escaleras.

En 1.871 Steiner (17) comenzó a recoger un amplio material de observación procedente de diferentes accidentes clínicos surgidos con los anestésicos de la época y de "hasta 55 experimentos sobre electropunción cardiaca en 3 caballos, 1 asno, 10 perros, 14 gatos y 6 conejos". Al hacer una revisión de todos sus hallazgos y experiencias así como de las historias clínicas de pacientes con heridas en el corazón, llegó a la conclusión de que la zona cardiaca que mejor toleraba las agresiones externas era el ápex del ventrículo izquierdo. Dió, incluso, unas directrices muy precisas para la correcta inserción percutánea de agujas y electrodos. Publicó algún caso clínico tratado con éxito, gracias a su método, en la clínica del famoso profesor Billroth (17). Inexplicablemente los trabajos de Steiner fueron controvertidos y cayeron en el olvido hasta mucho después.

B) Estimulación endocárdica.

El concepto de estimulación endocárdica es mucho más reciente que el de estimulación miocárdica. Se debe, accidentalmente, a un fisiólogo al estilo del gran Claude Bernard, se trata de Chaveau (18), el cual pasó gran parte de su vida realizando cateterismos en animales para registrar gráficamente la cinética del corazón y de sus válvulas. En el año 1.899 Chaveau introdujo unos pequeños cilindros y tubitos metálicos, a través de las carótidas y de las yugulares de varios caballos, hasta las cavidades cardiacas, con el fin de conocer la dinámica valvular. En síntesis lo que él hacía era lo siguiente: uno de los mencionados catéteres contenía en su extremo un delicado muelle que cerraba un circuito eléctrico cada vez que era comprimido por las válvulas aórticas durante la diástole ventricular. Pero la corriente así producida

actuaba como una pequeña señal electromagnética y se generaba así una corriente autoinducida desde el "carrrete" ó "bobina" (el resorte) a través de la sangre, en el ventrículo; así que las válvulas se abrían el contacto se interrumpía. Esto ocurría a cada latido cardiaco. Las corrientes utilizadas eran débiles, pero eran lo suficientemente intensas para que la corriente inducida formada estimulara el endocardio, independientemente de la estimulación fisiológica, y se produjera una taquicardia progresiva y la consiguiente muerte del animal. Desgraciadamente Chaveau no vislumbró las posibilidades clínicas de este hallazgo fortuito (6) (18).

Poco tiempo después Floresco (19) (20), en 1.905, ya con el fin de estimular el endocardio, introdujo a través de la vena yugular externa de diversos animales una sonda de vidrio vaselinizado que llevaba un pequeño brazo lateral a la altura del "atrium". Este autor excitaba, a continuación, el endocardio, mediante corrientes inducidas con la ayuda de hilos de cobre ó de platino aislados.

Posteriormente, es necesario citar a otra importante figura en este campo, Marmorstein (21) quien en 1.927 investigó mediante electrodos unipolares, bipolares y tripolares, en perros, muchas características anatómico-funcionales y fisiológicas de la estimulación eléctrica cardiaca, encontrando que el miocardio es menos sensible que el endocardio a los impulsos.

Es curioso pero los trabajos de Marmorstein, publicados en Europa, permanecieron prácticamente desconocidos en América hasta que, en 1.950, Bigelow, Callaghan y Hopps (22) publican independientemente trabajos muy parecidos.

Como ya se dijo anteriormente, el creador del concep-

to de marcapasos y del primero de estos aparatos de uso manual fué Hyman en 1.932 (2), con una aguja transtorácica como electrodo. El dispositivo creado por Hyman fué utilizado con éxito primero en animales y después en el hombre pero, al igual que en el caso anterior, por no aparecer publicado lo que verbalmente había sido comunicado en diversas ocasiones, no se generalizó su conocimiento hasta 20 años después. Algo parecido ocurrió con otro pionero de esta controvertida rama de la cirugía, Gould, que diseñó un "generador de pulso" y un electrodo-aguja transtorácico, anodal y unipolar, Presentó sus trabajos en una reunión en Australia pero no aparecen recogidos en la literatura americana salvo en una sola cita que de ellos hace el propio Hyman.

Según los conceptos de Hyman se conoce por marcapasos la "producción iterativa de un impulso eléctrico que es capaz sólo de despolarizar el tejido cardiaco adyacente al electrodo; el resto del miocardio es activado, a continuación, por propagación del potencial de acción". La utilización del aparato diseñado por Hyman (incluido su electrodo-aguja) era únicamente para las paradas cardiacas ya que su uso era manual por lo que no resolvía el problema del bloqueo cardiaco complicado con asistolia, conocido desde hacía más de 100 años.

La era de los marcapasos no implantables comienza en 1.592 de la mano de Paul Zoll el cual describió un método consistente en la aplicación de estímulos de 2 mseg. de duración y de 75 a 150 voltios mediante dos placas metálicas colocadas sobre la piel de la pared anterior del torax (23). No obstante el interés de este método se vió disminuido en gran medida debido a un cierto número de complicaciones, como quemaduras cutáneas, dolores, dificultades en pacientes enfisematosos, etc., principalmente debidas a los altos voltajes requeridos.

La solución a estos problemas fué dada un poco después, hacia 1.957, por Weirich, mediante la introducción de hilos suturados al miocardio que se colocaban directamente durante el acto operatorio (24). Inicialmente estos hilos eran dos, uno unipolar sobre el miocardio y otro indiferente sobre la piel; posteriormente dichos hilos fueron bipolares y aplicados directamente sobre el miocardio.

Todo esto trajo como consecuencia el desarrollo de pequeñas y poderosas baterías y de electrodos bipolares aislados con silicona (25). También se extendió el uso de las técnicas de marcapasos a otros muchos tipos de bloqueos cardíacos.

Tampoco esta técnica estaba exenta de problemas sobre todo ocasionados por la posible desconexión accidental de los electrodos. Y es por esta misma época cuando en 1.958, Furman (26), comenzó varias experiencias clínicas con electrodos endocárdicos colocados por cateterismo venoso, desconociendo los trabajos de Bigelow y Callahan referidos anteriormente. El primer electrodo usado en los estudios experimentales preliminares en perros fué un catéter de Courmand al que iba unido un hilo de acero. La primera intervención se realizó en un hombre con una larga historia de once años portador de un síndrome de Stokes-Adams y que en aquel momento debía ser sometido a una resección de colon por un carcinoma. El segundo paciente operado con esta técnica es también interesante desde el punto de vista histórico. Se trataba de un hombre con enfermedad reumática, insuficiencia cardíaca congestiva, infarto de miocardio sobreesnádido, fibrilación auricular y bradicardia ventricular. Bajo estas pésimas condiciones clínicas se decidió la colocación de catéteres estimuladores endocárdicos, cuando se consideró que el paciente estaba en una situación terminal con pérdida de conciencia y de los controles

esfinterianos. El procedimiento, que había sido planeado para una duración de 1-2 semanas, permitió al cabo de un mes que el paciente diera algunos paseos con la ayuda de un cable de 50 pies de largo conectado al aparato estimulador que estaba colocado sobre un anaquel en la pared.

Sin embargo las dificultades derivadas, en los tratamientos largos, de la presencia de electrodos atravesando la piel (riesgo de infección, desconexión accidental, aparatología externa, etc.) hicieron que se desarrollaran otros sistemas resumidos principalmente en las soluciones siguientes:

- Sistemas de marcapasos parcialmente implantados, datan de 1.959 (27) (28) y consisten en un generador externo de impulsos acoplado por ondas de radio-frecuencia ó por inducción a través de la piel intacta a un sistema implantado de receptor y electrodos.

- Sistemas de marcapasos completamente implantados, generador y electrodos. Arranca su uso desde 1.960 con Chardack (29) y ha llegado a ser el procedimiento de elección en el bloqueo cardiaco crónico.

- Sistemas totalmente implantables mediante electrodos endocárdicos colocados por vía transvenosa (30) (Siddons y cols. 1.967); (31) (Nathan y cols. 1.963); (32) (Parsonnet y cols. 1.966); etc.

- Los hallazgos más recientes, ya mencionados, consisten en la introducción de la energía nuclear como fuente de producción de estímulos en los aparatos implantables, lo que les dota de una gran duración (33) y el descubrimiento de la llamada "célula híbrida biogalvánica" (1), dispositivo generador de impulsos basado en el bimetallismo producido en los propios tejidos vivos mediante la colocación de pequeñas placas de platino y aluminio aprovechando las diferencias de potencial creadas entre ambos elementos.

Por lo que respecta a los materiales utilizados puede decirse que todo sistema de marcapasos implantable consta de las siguientes partes:

- a) Un estuche que contiene el generador de impulsos, una batería ó pila, el circuito eléctrico impreso, etc. Todo ello va convenientemente encapsulado y hermético para que los fluidos orgánicos no penetren y deterioren el sistema y para que lo que esté en contacto con los tejidos vivos sea lo más inerte posible. En este sentido se han utilizado las resinas epoxi (aunque parece que pueden ser permeables al vapor de agua) ó algún metal, como el titanio, ó silicona.
- b) Los hilos conductores que pueden ser de aleaciones de cromo y tungsteno ó de acero inoxidable todos ellos envueltos y aislados unas veces con silicona, otras con un poliéster (DACRON) ó un polietileno. Estos cables finalizan en electrodos que al principio eran de metales nobles y hoy practicamente son todos de aleaciones de platino e iridio ó de aleaciones de cobalto y níquel (ELGILOY) (34) (35) (36) (37).

- 2.3.3.- Cateterismos cardiovasculares. - En el epígrafe anterior ya se ha mencionado algo sobre cateterismo cardiovascular aunque sólo en la vertiente de su utilización como procedimiento de introducir electrodos, mediante catéteres, hasta el endocardio para producir la estimulación eléctrica.

El genuino concepto de cateterismo cardiaco es el que comprende todas las técnicas de que hoy se vé enriquecida la clínica para el diagnóstico de las diferentes lesiones valvulares principalmente.

En este sentido aparece en el año 1.928 un urólogo alemán, Werner Forssmann (1) (2), a la vez como pionero y autoexperimentador ya que consiguió introducir en el sistema venoso de uno de sus propios brazos un catéter de

goma hasta hacerlo llegar al corazón derecho. Forssmann compartió posteriormente en 1.956 el Premio Nobel de medicina con los americanos Dickinson W. Richards y André Cournand (éste último de origen francés), ambos de la Universidad de Columbia, concedido por sus estudios sobre cateterismo cardiaco. André F. Cournand, nacido en París en 1.895 ha dado nombre a un famoso catéter (?).

• 2.3.4.- Sustituciones vasculares.- Como elementos sustitutos de segmentos vasculares se han intentado utilizar en primer lugar auto y heteroinjertos pero debieron ser abandonados por los muchos problemas que planteaban. El primer autor que puede citarse en este sentido es el alemán Gluck (1) quien, en 1.894, colocó un injerto venoso en la arteria carótida de un paciente.

Ya en el campo de los materiales implantables los primeros intentos que se realizaron tampoco tuvieron éxito. Los elementos que primero se probaron fueron tubos más ó menos rígidos de acrílicos, polietileno ó, incluso, metales como el aluminio, la plata y el oro. Quien parece haber obtenido los mejores resultados fué Hufnagel, hacia 1.947, con el polimetilmetacrilato (2).

No obstante esto, la entrada real de la técnica de sustitución de segmentos vasculares con materiales artificiales se debe a los trabajos realizados por Voorhees, Jaretza y Blakemore, en 1.952, con el Vinyon N (3) (un copolímero del acrilonitrilo y el cloruro de vinilo) en forma de malla ó tejido. Como dato anecdótico puede citarse que el propio Voorhees, un año antes, había demostrado que el nylon utilizado en la construcción de paracaídas podía ser utilizado como material de sustitución de segmentos arteriales.

El hecho hemodinámico más interesante de todas estas técnicas consiste en que el material plástico utilizado siempre está entretejido, por lo que su estructura deja

pequeños orificios ó intersticios entre los que se introduce la sangre la cual, al coagularse, cierra dichos poros, se crea una peculiar "túnica media" vascular sobre cuya superficie interior surge inmediatamente un neoendotelio por el que circula la sangre sin problemas.

Posteriormente al Vinyon N, y bajo los mismos principios generales, se han utilizado otros plásticos tales como el Nylon (poliamida), el Orlon (poliacrilonitrilo), el Teflon (politetrafluoretileno), etc. Uno de los autores que más ha trabajado en este campo, desde 1.957, es Wesolowski (4), del Centro Médico Downstate de Brooklyn, el cual ha probado más de doscientos materiales distintos. Otro investigador muy destacado en este terreno es De Bakey (5) en colaboración muy estrecha con el Prof. Tom Edman de la Facultad de Textiles y Ciencia de Filadelfia.

Hoy día el material más extendido en cirugía sustitutiva de segmentos arteriales es el Dacron el cual se prepara en tres formas principales, según el uso a que vaya destinado: aterciopelado, entrelazado y tejido. De ellos se habla en la parte de este trabajo destinada a los materiales (ver poliésteres).

BIBLIOGRAFIA SOBRE CIRUGIA CARDIOVASCULAR

BIBLIOGRAFIA SOBRE PROTESIS VALVULARES:

- 1.- SOUTTAR H.: "The Surgical Treatment of Mitral Stenosis". British Med. Jour. ii, 175, 1.925.
- 2.- MELROSE D.G. y cols.: "A Mechanical Heart-lung For Use in Men". British Med. Jour. ii, 57, 1.953.
- 3.- LILLIHEI C.W. y cols.: "Design and Clinical Application of the Helix Reservoir Pump-oxygenator". Postgraduate Medicine. 23, 561, 1.958.
- 4.- DENTON G.R.: "A plastic Prosthesis Without Moving Parts for the A.V. Valves". Proceedings of the Surgical Forum: Clinical Congress College of Surgeons 1.950. Philadelphia. W.B. Saunders. 1.951, p.239-245.
- 5.- HUFNAGEL C.A.: "Surgical Correction of Aortic Insufficiency". Surgery. 35, 673, 1.954.
- 6.- GLOVER R.P. and DAVILA J.C.: "The Treatment of Mitral Insufficiency by the Purse String Technique; Initial Clinical Application". Journal of Thoracic Surg. 35, 75, 1.957.
- 7.- THORWALD J.: "El Siglo de los Cirujanos". Ed. Destino. Barcelona, 1.970. p. 407-419.
- 8.- KERNAN M.C. y cols.: "Prosthesis to Replace the Mitral Valve". Journal of Thoracic Surgery. 33, 698, 1.957.
- 9.- EDWARDS W.S. and SMITH L.: "Aortic valve Replacement with a Subcoronary Ball Valve". Surgical Forum. 9, 309, 1.958.
- 10.- ROE B.B.: "Flexible Leaflet Prosthetic valve-late Follow-up". Jour. of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 58, 59, 1.969.
- 11.- STARR A.: "Total Mitral Valve Replacement: Fixation and Thrombosis". Surgical Forum 11, 258, 1.960.

- 12.- CARTWRIGHT R.S. y cols.: "Combined Replacement of Aortic and Mitral Valves: and Original Transatrial Approach to the Aortic Valve". Journal of the American Medical Association. 180, 6, 1.962.
- 13.- MAGOVERN G.J. y cols.: "Sutureless Artificial Heart Valves". Circulation. 27, 784, 1.963.
- 14.- MELROSE D.G. y cols.: "The Evolution of a mitral valve Prosthesis". Lancet, ii, 623, 1.964.
- 15.- PIERCE W.S. y cols.: "A Hinged Prosthetic Cardiac Valve Fabricated of Rigid Components". Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 56, 229, 1.968.
- 16.- GOTT V.L. y cols.: "Graphite-benzalconium-heparin coatings on plastic and metals". Annals of the New York Academy Sciences. 146, 21, 1.968.
- 17.- GRODE G.A. y cols.: "Non-Thrombogenic Material via a Simple Coating Process". Transactions of the American Society of Artificial Internal Organs, 15, 1, 1.969.
- 18.- SALYER I.O. y cols.: "New Blood Compatible Polymers for Artificial Heart Applications". Publicado en Medical Applications of Plastic. 10 Symposium sobre Materiales Biomédicos. Ed. Gregor H. New York: Wiley-Interscience 1.971, p.59.
- 19.- BOKROS J.S. y cols.: "Correlations between Tissue Compatibility and Heparin Adsorptivity for an Impermeable Isotropic Pyrolytic Carbon". Journal of Biomed. Materials Research. 3, 497, 1.969.
- 20.- MUSOLF M.C. y cols.: "Development of Blood Compatible Silicone Elastomer". Transactions of the American Society of Artificial Internal Organs. 15, 18, 1.969.
- 21.- LEVOWITZ B.S. y cols.: "Biologic Compatibility and Applications of Hydron". Transactions of the American Society for Artificial Internal Organs. 15, 18, 1.969.
- 22.- BORETOS J.W. y cols.: "Segmented Polyurethane: a

New Elastomer for Biomedical Applications". Science.
158, 148, 1.967.

23.- WRIGHT J.T.M.: "The Flow Characteristics of some
Commercially Available Prosthetic Mitral Valves" en
Developments in Biomedical Engineering. Editado por
Martin M. Black (School of Applied Sciences. Universi-
ty of Sussex. Crane, Russakand Co Inc. New York. (sin
año) p.40.

24.- MAGOVERN-CROMIE Mitral, Vertical cuff. continuous
suture Prosthesis. Monografía editada por Surgitool Inc.
(sin año).

25.- The BJORK-SHILEY heart valve prosthesis. Monografía
editada por Shiley Lab. Inc. (sin año).

26.- WADA-CUTTER Hingeless Heart valve. Monografía editada
por Cutter Lab. Inc. (sin año).

27.- BLACK M.M.: Developments in Biomedical Engineering.
Crane, Russak and Co Inc. New York. p.8.

BIBLIOGRAFIA SOBRE MARCAPASOS:

- 1.- Noticias médicas. 20 Julio 1.976.
- 2.- HYMAN A.S.: "Resuscitation of the Stopped heart by
intracardiac therapy II. Experimental use of an artifi-
cial pacemaker". Arch. Intern. Med. 50, 283, 1.932.
- 3.- McMURRICH J.P.: "Leonardo Da Vinci, The anatomist".
Williams and Wilkins. 1.928. Baltimore.
- 4.- BAUMGARTNER L.: "Leonardo Da Vinci as Physiologist".
Ann. M. Hist. 4, 155, 1.949.
- 5.- THORWALD J.: "El siglo de los cirujanos". Ed. Destino
Barcelona, 1.970. p.407-419.
- 6.- SCHECHTER D.CH.: "Backround of clinical cardiac elec-
trostimulation. V. Direct electrostimulation of heart
without thoracotomy". New York State Journal of Medicine.

Vol. 72. marzo 1. 1.972:

- 7.- KRIMER W.: "Die acupunctur als belegungsmittel bei ersauften und durch-Steinkohlendampf Erstickten". J. Chir. u. Augenh. 13. 520.
- 8.- SCHMITZ-CLIEVER E.: "Zur Frühgeschichte der elektrotherapie des Herzstillstandes". M. Hist. (Hildesheim) 3. 114. 1.969.
- 9.- SCHECHTER D.C.: "Early experience with resucitation by means of electricity". Surgery. 69, 360, 1.971.
- 10.- GALVANI L.: "De viribus electricitatis in motu commentarius". R.M.Green. Trans. Cambridge. Mass. Elizabeth Licht 1.953.
- 11.- Registers of the Royal Humane society of London. Nichols and sons. 1.774-1.784.
- 12.- ALDINI G.: "General views on the application of galvanism to medical purposes". London. J. Callow 1.819.
- 13.- NYSTEN D.H.: "Experiences sur le coeur et les autres parties d'un homme decapité le 14 Brumaire". Au XI, Paris, Levkault. 1.802.
- 14.- WALSH W.H.: "A practical treatise on diseases fo the heart and great vessels". Philadelphia. Blanchard and Lee 1.862.
- 15.- ALTHAUS J.: "Report of the Commetee appointed by the Royal Medical and Chirurgical Society to inquire into the uses and the Physiological, Therapeutical and Toxicol. effects of chloroform". Med-Chir. Tr. London 47. 416. 1.864.
- 16.- DUMIENNE DE BOULOGNE: "De l'ectrisation localise et son application a la pathologique et a la therapeutique". Paris. Bailliere. 1.872.
- 17.- STEINER F.: "Ueber die Electropunctur des Herzens als Wiederbelegungs mittel in der chloroformsyncope, Zugleich eine Studie ueber Stichwunden der Herzens", Arch.

Klin. Chir. 12, 741, 1.871.

18.- CHAVEAU J.: "Inscription électrique des mouvements valvulaires qui déterminent l'ouverture et l'occlusion des orifices du cœur". J. Physiol. Path. Gen. 1. 377. 1.899.

19.- FLORESCO N.: "Pince excitatrice" ibid. 7. 785. 1.905.

20.- FLORESCO N.: "Rappel à la vie par l'excitation directe du cœur". ibid. 7. 797. 1.905.

21.- MARMORSTEIN M.: "Contribution à l'étude des excitations électriques localisés sur le cœur en rapport avec la topographie de l'innervation du cœur chez le chien". J. Physiol. Path. 24. 40. 1.927.

22.- BIGELOW W.A., CALLAGHAN J.C., and HOPPS J.A.: "General Hypothermia for experimental intracardiac surgery. The use of electrophrenic respirations an artificial pacemaker for cardiac standstill and radio-frequency rewarming in general hypothermia". Ann. Surg. 132. 531. 1.950.

23.- ZOLL P.M.: "Resuscitation of the heart in ventricular standstill by external electric stimulation". New England J. Medicine. 247. 768. 1.952.

24.- WEIRICH W.L. y cols.: "The treatment of complete heart block by the combined use of a myocardial electrode and an artificial pacemaker". Surg. Forum. 8. 360. 1.957.

25.- HUNTER S.W. y cols.: "A bipolar myocardial electrode for complete heart block". Lancet. 79. 506. 1.959.

26.- FURMAN y cols.: "The use of an intracardiac pacemaker in the correction of total heart block". Surg. Forum. 9. 245. 1.958.

27.- ABRAMS L.D. y cols.: "A surgical approach to the management of heart block using an inductive coupled artificial pacemaker". Lancet. 1. 1.372. 1.960.

28.- GLENN W.W.L. y cols.: "Remote Stimulation of the

- heart by radiofrequency transmission." New England J. Med. 261. 948. 1.959.
- 29.- CHARDACK W.M. y cols.: "A transistorized, self-contained, implantable pacemaker for the long-term correction of complete heart block". Surgery. 48. 643. 1.960.
- 30.- SIDDONS H. y cols.: "Cardiac pacemakers" Springfield III. Charles C. Thomas. 1.967.
- 31.- NATHAN D.A. y cols.: "An implantable synchronous pacemaker for the long-term correction fo complete heart block". Amer. J. Cardio. 11. 362. 1.963.
- 32.- PARSONNET V. y cols.: "clinical use of an implantable standby pacemaker". J.A.M.A. 196. 104. 1.966.
- 33.- LAURENS P. y cols.: "Stimulateur cardiaque isotopique, recherche sur la securité et la fiabilité a long term. Communication a la Societé Francaise de Cardiologie" 10 mayo 1.970. Arch. Mal Coeur. 63. 906. 1.970.
- 34.- R-WAVE Inhibited Demand Pacemakers, monografía editada por STIMTECH Stimulation Technology, Inc. U.S.A. Feb. 1.976.
- 35.- Marcapasos implantables con cápsula de titanio (TELE-CTRONICS) Monografía editada por Proquil S.A. (sin año).
- 36.- PARSONNET V.: "Innovations in implantable pacemakers" Electrochemical Bioscience and Bioengineering. Editado por The Electrochemical Society New Jersey. 1.973. p. 97-98.
- 37.- ROY O.Z.: "The current status of cardiac pacing". Critical reviews in Bioengineering. 2,3,259, 1.975.

BIBLIOGRAFIA SOBRE CATETERISMOS CARDIOVASCULARES:

- 1.- FORSSMAN: Citado por POLLAK K. en: Jos discípulos de Hipocrates. Ed. Plaza y Janés. Barcelona, 1.969. p.301.
- 2.- Cateterización cardiaca. Tribuna Médica. nº788, 4

febrero, 1.979.

BIBLIOGRAFIA SOBRE SUSTITUCIONES VASCULARES:

- 1.- GLUCK T.: "Die Moderne Chirurgie des Circulation Apparates". Berl. Klin. 70:1, 1.898.
- 2.- HUFNAGEL C.A.: "Permanent Intubation of the Thoracic Aorta". Archives of Surgery 54, 382, 1.947.
- 3.- VOORHEES A.B. y cols.: "Use of Tubes Constructed from Vinyon -N Cloth in Bridging Arterial Defects". Annals of Surgery: 135, 332, 1.952.
- 4.- WESOLOWSKI S.A.: "Performance of Materials as Prosthetic Blood vessels". Bulletin of the York Academy of Medicine. 48, 2, 331-356. Febr. 1.972.
- 5.- DE BAKEY M.E. y cols.: "Fifteen years Experience with Dacron Vascular Prostheses". Monografía editada por el Baylor College of Medicine and the Cardiovascular Research and Training Center The Methodist Hospital. Houston Texas.

2.4.- NEUROCIRUGIA

La implantación de materiales aloplásticos también ha llegado a una especialidad como ésta, tan mítica como la cirugía cardiovascular. Ambas especialidades han despertado tradicionalmente cierto "respeto quirúrgico" en razón de sus específicas funciones y de su alto grado de diferenciación, tanto funcional como morfológica e histológica. A pesar de ello, hoy día se ha abierto paso un buen número de técnicas de implantación de materiales con una excelente tolerancia tisular, y, lo que es más importante, que han permitido, y permiten, alargar la vida de muchos pacientes durante bastantes años. Los diferentes tipos de intervenciones mediante las cuales es posible introducir algún material artificial en neurocirugía, pueden resumirse en:

- 2.4.1.- Operaciones encaminadas a suprimir excesos de presión del líquido cefalorraquídeo (LCR).
 - 2.4.2.- Craneoplastias con materiales artificiales:
 - A) Reconstrucción de la duramadre.
 - B) Reconstrucción de la calota.
 - 2.4.3.- Intervenciones sobre nervios periféricos.
 - 2.4.4.- Tratamiento de aneurismas intracraneales.
 - 2.4.5.- Hemostasia del diploe.
 - 2.4.6.- Electroestimulación contra el dolor.
- 2.4.1.- Operaciones encaminadas a suprimir excesos de presión del L.C.R.

Sin entrar en clasificaciones sobre los distintos tipos de hidrocefalias, lo cual complejizaría innecesariamente esta exposición, hay que decir que son varias las técnicas propuestas y utilizadas en este campo debido

a que es variable la localización del obstáculo que impide la normal circulación del LCR y que, también para el mismo problema, como tantas y tantas veces dentro de la cirugía, pueden ser varias las soluciones.

A) Podría comenzar a hablarse de las intervenciones destinadas a desobstruir el acueducto de Silvio. Su creador fué Dandy, en 1.920 (1), y la técnica es tan simple como el hacer pasar un pequeño tubo de goma a través del orificio distal del acueducto de Silvio; seguidores de este proceder han sido Mixter (1.921) y Beriel, Cone, Saucier y Ricard en 1.936 (2). En 1.958 Klein (3) substituyó el tubito de goma por un pequeño catéter de polietileno, Leksell, en 1.949, colocó tubos espiroideos de tantalio para el mismo fin (4).

B) Intervenciones cuya finalidad es la de derivar el exceso de LCR.

a)- La primera tentativa se debe a Mikulicz, en el año 1.893 (5), al derivar el LCR desde los ventrículos cerebrales al tejido celular subcutáneo del cráneo, mediante un tubo de oro ó mediante hilos de sutura trenzados. Posteriormente se intentaron otras derivaciones bien al espacio subaracnoideo, al subdural ó a la aponeurosis epicraneal con diferentes sustancias: Sutherland y Cheyene en 1.898 con seda y catgut; Senn, en 1.903, con tubos de goma; Krause con tubos de plata, etc.(6).

b)- Otra técnica, utilizada por primera vez por Torkildsen en 1.939 (7) (8), fué la de derivar, mediante un tubo de goma ó de polietileno, el LCR desde el asta occipital del ventrículo lateral a la cisterna magna. Como una modificación

- de esta técnica Lazorthes, en 1.957 (9), introdujo la ventriculocisternostomía transcallosa que drena el líquido desde el ventrículo lateral a la cisterna pericallosa, mediante un tubo de plástico cuyo extremo craneal está dispuesto en forma de T para impedir el desplazamiento del mismo tubo hacia el interior del ventrículo.
- c)- En 1.925 Heile (10) introdujo la técnica de derivar directamente el LCR desde el espacio subaracnoideo lumbar al uréter previa la práctica de una nefrectomía. Sin embargo en 1.949 Matson (11) reactualizó, modificó y sistematizó la técnica anterior realizando tal derivación con la ayuda de un tubo de polietileno. Esta intervención tiene un porcentaje alto de fracasos (aproximadamente un 10%) sobre todo por la aparición de obstrucciones e infecciones ascendentes. Debido a ello, el propio Matson, en 1.951 (12), modificó sustancialmente el principio de la técnica creando la ventriculoureterostomía mediante la cual el exceso de LCR es derivado desde uno de los ventrículos laterales al uréter mediante un largo tubo de polietileno que se coloca subcutáneamente a lo largo del cuello y de la pared torácica.
- d)- Una de las técnicas que más se ha generalizado en la actualidad es la de hacer llegar el exceso de LCR al peritoneo aprovechando, como es bien sabido, la gran capacidad de absorción de dicha serosa. Según Jackson y Snodgrass (13) debe reconocerse el mérito de la primera idea en este sentido para Ferguson quien en 1.898 ideó este tipo de intervención estableciendo directamente una comunicación entre el espacio subaracnoideo lumbar y la cavidad peritoneal. Sin embargo es Kausch en 1.905 (14) el pri-

mero en realizar el mismo tipo de desagüe pero desde los ventrículos laterales. Posteriormente Cole en 1.948-1.949 y Lewis y Jackson (15) en 1.949, sistematizaron la técnica utilizando un catéter de polietileno. Picaza en 1.956 (16) utilizó también tubos de polietileno para hacer la derivación entre el espacio subaracnoideo lumbar y el peritoneo. Como muchas veces el orificio distal del catéter de plástico se obstruye, Grob en 1.957 (17) tuvo la idea de proteger dicho extremo para obviar este inconveniente. A continuación Luyendijk en 1.959 (18), comenzó a utilizar tubos de polivinilo en los que colocaba en su extremidad distal un pequeño "faldón" de polietileno ("petticoat").

Actualmente y a partir de 1.958 en que Pudenz (19) (20) comenzó a utilizar tubos de silicona para derivar el liquor desde los ventrículos cerebrales a la aurícula derecha del corazón, como se verá más adelante, también comenzaron a utilizarse tubos de silicona para las derivaciones al peritoneo.

- c)- Derivaciones al sistema venoso.-- La primitiva idea para este tipo de cortocircuitos (ó más popularmente "shunts" como también se les conoce) debe ser reconocida a favor de Gärtner (1.895) (21) pero es Payr (22) (23) quien la lleva a la práctica trece años después utilizando injertos de vena safena, vena temporal ó arteria de ternera parafinada y endurecida por formol, para llevar el liquor al seno venoso longitudinal superior, vena facial ó vena yugular interna.

Ya en el campo aleplástico, el primer intento según estas ideas lo realizó Cushing, en 1.917 (24), con tubos de plata que hacía pasar a través del cuerpo calloso y desde el III ventrículo al seno venoso

longitudinal superior. Los resultados no fueron buenos. A pesar de estas tentativas, relativamente tempranas, no es hasta 1.947 cuando vuelven a realizarse nuevos intentos por Ingraham (25) (26) (27), aunque ahora en el campo experimental, utilizando tubos de polietileno desde los ventrículos laterales al seno venoso longitudinal superior. Como resultado de estas experiencias se observó que, aunque la derivación funcionaba bien en principio, al cabo de un período que oscilaba entre 6 y 48 días, se producía la obstrucción del tubo por reflujo de sangre hacia el sistema derivador. A pesar de ello, todavía hay que citar dos nombres que intentaron nuevamente este tipo de cortocircuitos en el año 1.950: Dereymaker (28), hacia el seno venoso longitudinal superior, con polietileno, y Gupta (29) hacia la vena yugular externa.

Vistos estos malos resultados, el propio Ingraham, y en el mismo año que había comenzado sus ensayos, sintió la necesidad de disponer de válvulas que regularan la circulación por el sistema y que impidieran la aparición del mencionado reflujo; esto dió paso a los modernos sistemas de derivación acompañados de válvulas más ó menos complicadas. En 1.949, Nulsen y Spitz (30) realizan una primera derivación desde uno de los ventrículos cerebrales a la vena yugular interna colocando dos válvulas que se unen mediante un pequeño tubo de goma. En 1.955, Pudenz (31) (32) comenzó a realizar derivaciones desde el ventrículo lateral derecho a la aurícula derecha mediante un tubo de polivinilo en cuyo extremo distal iba colocada una válvula de Teflón diseñada por Hoyer. Posteriormente Pudenz, a partir de 1.958 (32), ha utilizado con mejores resultados

tubos de silicona y las válvulas de Heyer denominadas "streamline slit and core valve" que van alojadas en el interior de la aurícula. En 1.956 los ya mencionados Nulsen y Spitz (33) utilizan válvulas de plástico diseñadas por Holter: estas válvulas tienen como particularidad su fácil accesibilidad y simple control digital por ir colocadas subcutáneamente en la región de la apófisis mastoidea. Por un extremo van conectadas al catéter ventricular y por el otro al intravascular.

- f)- Otra zona que también ha sido objeto de tentativas para servir de receptor del LCR en los casos de aumentos patológicos de presión intracraneal ha sido la trompa de Falopio. Este planteamiento fué expuesto por Harsh en 1.954 (34). La técnica de la intervención es algo complicada: es necesario introducir una sonda metálica en la trompa a través de la fimbria para que sirva de fiador ó guía al tubo de polietileno que después se hace llegar al espacio subaracnoideo lumbar.
- g)- También han sido intentadas derivaciones hacia asas aisladas de intestino delgado por Neumann, Ardizzone y Richman en 1.959 (35) (aquí no es necesario el empleo de material aloplástico); al espacio pleural por Ransohoff (36) en 1.954 mediante tubos de goma ó de plástico; al cuerpo vertebral por Ziemnovicz en 1.950 (37) basándose en las ideas expuestas en 1.865 por Dubuisson y Christot (38) quienes observaron la gran capacidad de absorción de la médula ósea; en estos casos se utiliza un tornillo hueco de acero inoxidable ó cromo-cobalto que pone en comunicación el espacio subaracnoideo vertebral directamente con el cuerpo de la vértebra correspondiente; una última modalidad que

puede ser mencionada es a la apófisis mastoidea realizada por primera vez en 1.950 por Nosik mediante un tubo de polietileno (39).

•2.4.2.- Craneoplastias con materiales artificiales.

Como es bien conocido, las trepanaciones se han venido realizando desde hace milenios en las distintas civilizaciones. No obstante, también se sabe que estas operaciones eran practicadas, principalmente, como rituales mágico-religiosos ó, dentro del campo médico, con un criterio absolutamente empírico. Prescindiendo de estos hechos que han sido estudiados repetidas veces por diferentes autores, hay otras circunstancias que merece la pena sean tenidas en cuenta. El gran traumatismo craneal, con fractura de bóveda, ha existido desde el momento en que una tribu se enfrentó a otra rival, ó desde que el cazador primitivo se accidentó al perseguir sus presas. Según parece desprenderse de los estudios y observaciones llevados a cabo por los exploradores de Oceanía, en el siglo XIX, como Parkinson, Sanson, Lesson, Ella y Ellis, en dicha época los curanderos de las islas Tarté, Pomotu (ó Tuamotú), Nueva Irlanda y Nueva Bretaña (citados por Jürgen Thorwald en "El triunfo de la Cirugía" 1.960, p.26) practicaban diversos tipos de aberturas craneales que después cerraban con fragmentos de nuez de coco y que recubrían con la piel del cráneo. Parece que el motivo de tales intervenciones era la extirpación de las esquirlas y fragmentos óseos que podían lesionar ó presionar el encéfalo. Como se ve una indicación y una técnica concebidas con criterios plenamente actuales.

Julio Verne (1.828-1.905) en la novela "De la Tierra a la Luna" presenta a uno de sus protagonistas como por-

tador de un implante de goma, en el cráneo, como tratamiento de una herida producida por arma de artillería. Dicha novela fué publicada en 1.865 y, aunque no hay que olvidar su carácter fantástico revela, a través de la fecunda y documentada producción científico-literaria de su autor, lo que en aquella época tal vez ya no fuera mera especulación ó, utilizando un lenguaje de hoy, simplemente ciencia-ficción.

Desde el punto de vista de la clínica quirúrgica son muchas las situaciones que se acompañan de defectos de las cubiertas craneales, de diferente magnitud, debidas a procesos traumáticos, expansivos ó, simplemente, por intervenciones con finalidad exploradora. Las dos estructuras que se sustituyen con mayor frecuencia son la duramadre y el hueso:

A) Reconstrucción de la duramadre.

Son muy diversos los materiales que se han empleado con este fin. Revisando la bibliografía sobre el tema aparece, contemporáneamente a la obra de Verne, en 1.897, un artículo publicado por Abbe (1) sobre la implantación subdural de fragmentos de goma. Otro material que también se utilizó en la misma fecha, por Beach (2), fué el oro en forma de láminas. A pesar de estos intentos, no parece que se cosecharan éxitos importantes ya que, a continuación, surge un largo período de silencio en este terreno, hasta la década de los cuarenta, en que empiezan a aparecer comunicaciones de trabajos realizados con nuevos materiales. En 1.940 Penfield y cols. ensayaron un nuevo material denominado aminoplastina (3) (4) utilizada también por Pudenz y Odom (5) en 1.942 junto con varios materiales orgánicos, tanto homólogos como heterólogos. Estos

misimos autores comienzan a emplear láminas de un nuevo metal que después será muy usado en neurocirugía, el tantalio, y un plástico, el polivinil-alcohol, también en láminas. En 1.944 y 1.945 vuelven a aparecer trabajos con el tantalio publicados por Delarue y cols. (6) y Robertson y cols. (7). También en 1.944 Ingraham y Bailey (8) ensayan la espuma de fibrina y, posteriormente, en 1.947, utilizan láminas de fibrina (9). A partir de aquí, y salvo la excepción del polivinil-alcohol, citado anteriormente, irrumpen los plásticos en esta especialidad con el polietileno por Brown y cols. en 1.947 y 1.948 (10) (11) e Ingraham y cols. (12) en 1.947; con el orlón por Huertas en 1.955 (13); con el Vinyon por Teng y cols. en 1.955 (14); con el Teflón por Teng y cols. en 1.963 (15) y con el formaldehído tratado y colágeno por Jannetta en 1.965 (16). El último de los materiales incorporados en este campo ha sido la silicona, Fletcher y cols. en 1.967 (17). Para estas intervenciones es muy interesante la preparación que modernamente se hace de la silicona en láminas, en cuyo espesor va embutida una fina red de dacron que le confiere una gran resistencia y permite que las suturas puedan realizarse con cierta energía sin temor a desgarros.

B) Reconstrucciones de la calota.

Aparte los hallazgos realizados por los exploradores de las islas del Pacífico, a los que se ha hecho mención un poco más atrás, puede decirse que los primeros intentos de reconstrucción de defectos de la bóveda craneal con materiales artificiales con un criterio médico deben situarse alrededor del año 1.908, época por la que Elsberg hacía reconstrucciones de la bóveda en aluminio (18). Han de pasar varios años hasta que, hacia 1.939, Ney (19) utilice el celuloide para dicha indicación

y aunque estas intervenciones alcanzan éxito y una cierta difusión, fueron rápidamente reemplazadas por aquellas en que se utilizaba un elemento metálico, primero las aleaciones cobalto-cromo por Peyton y Hall (20), y Geib (21) en 1.941 ó Beck (22) en 1.942 y, posteriormente, con el tantalio por Burke en 1.940 (23) y Pudenz en 1.943 (24).

• 2.4.3.- Intervenciones sobre nervios periféricos.

El pronunciar la palabra neuroma, va implícito muchas veces, con su asociación a uno de los cuadros hiperalgésicos más graves que se conocen en clínica. Como es bien sabido, dos son los cuadros de lesión nerviosa que pueden seguirse de la formación de neuromas: la amputación quirúrgica de un miembro ó la sección traumática de un nervio seguida de su anastomosis quirúrgica. La primera descripción en la literatura médica de un neuroma de origen traumático se debe a Odier en 1.811 (1). A partir de entonces muchos han sido los intentos para tratar de evitar esta complicación.

A) Amputaciones

William y Frackelton (2), de la Universidad de Wisconsin, clasifican los diferentes métodos de prevención de dichos neuromas de la siguiente forma:

- Procedimientos físicos.
- Procedimientos mecánicos.
- Procedimientos biológicos.
- Procedimientos químicos.

Entre los procedimientos físicos se encuentran la congelación del extremo del nervio seccionado, la electrocoagulación y la cauterización. Entre los métodos biológicos y químicos aparecen toda una serie de técni-

cas que se salen del contenido de este trabajo (recubrimientos con pared arterial, fascia, plasma, etc.; tratamientos con inyecciones de alcohol, formaldehído, violeta de genciana, etc.).

Los procedimientos mecánicos son los que interesan desde el punto de vista de las aloplastias. Son varios los materiales que se han empleado para recubrir los extremos de los nervios seccionados. Pero, en general, con resultados no satisfactorios. En 1.944 Poth y cols. (3) construyeron tubitos de tantalio para recubrir los extremos de dichos muñones nerviosos proximales. En 1.954 Pinto y cols. (4) publicaron un método de recubrimiento con colodión y en 1.961 Petropoulas y cols. (5) hicieron un tratamiento similar utilizando oro, plata y, otra vez, tantalio.

El problema parece haberse resuelto favorablemente con la aparición de las siliconas ya que se ha visto experimentalmente, que recubriendo el extremo del nervio cortado con un material no irritante, se previene el depósito de plasma y sangre, medio en el cual pueden proliferar los fibroblastos, los cuales participan en la formación del neuroma (2).

B) Sutura de nervios periféricos.

Aunque, como es bien sabido, la neurografía es una técnica perfectamente realizable hoy día y funcionalmente aceptable, ya que consigue un porcentaje alto de regeneración de las fibras nerviosas, sin embargo, no está exenta de la temida complicación constituida por la aparición de neuromas y/o por la excesiva proliferación de tejido conjuntivo, en torno a la zona de la anastomosis, comprometiendo el buen resultado de la intervención.

En 1.956 Campbell comenzó una serie de trabajos, publicados en 1.964 en un Symposium sobre Rehabilitación del Nervio facial, en los que muestra los buenos resultados que obtuvo recubriendo las neurorrafias con dos sustancias, el MILLIPORE y el SILASTIC (6). Anteriormente, el mismo Campbell cita los trabajos de Conley, el cual obtenía también buenos resultados, experimentalmente, con polietileno (6).

Durante los últimos años de la década de los sesenta Ducker y Hayes (7) han estudiado con detalle los diferentes problemas del recubrimiento de los nervios seccionados y han puesto a punto un sistema de cilindros de paredes muy finas, de tamaños variables, de silicona, que se utilizan desde entonces en clínica humana con buenos resultados.

•2.4.4.- Tratamiento de aneurismas intracraneales.

Fingerhut y Alksne en 1.967 (1) utilizaron un procedimiento para el tratamiento de un aneurisma intracraneal, consistente en la utilización de elementos magnéticos y partículas de hierro. La técnica estaba basada en una combinación de la técnica de Mullen (2) (1.964), que producía un trombo en el aneurisma mediante una corriente eléctrica, de un amperio, por colocación de un electrodo en el interior del aneurisma, y de la técnica de Meyers y cols. (3) (1.963) que utilizaban partículas de hierro imantado como medio de contraste radiográfico.

El procedimiento de Fingerhut y Alksne consistía en la colocación, mediante cánula, de un elemento magnético en la vecindad del aneurisma y la inyección posterior de carbonil-hierro por la arteria carótida.

•2.4.5.- Hemostasia del diploe.

El motivo de incluir aquí una alusión especial a la hemostasia ósea que se hace en neurocirugía se debe a la aportación de un gran neurocirujano americano llamado John Shelton Horsley, que vivió entre 1.870 y 1.946, al cual se le ocurrió utilizar una mezcla de cera, aceite y ácido fénico para cohibir las hemorragias óseas y periósticas durante las craneostomías. El procedimiento se generalizó con el nombre de cera de Horsley (1) (2).

2.4.6.- Electroestimulación contra el dolor.

En los últimos años han surgido una serie de técnicas para tratar de suprimir dolores rebeldes que no ceden a otros tratamientos. No parece lógico terminar este capítulo sin hacer, aunque sea, una breve alusión a ellas. En clínica se presentan, con alguna frecuencia, cuadros hiperalgésicos sobradamente conocidos (miembros fantasma doloroso, ciertos cánceres viscerales, etc.). Se puede actuar en estos enfermos mediante estimulación con ciertos tipos de corrientes eléctricas actuando bien a nivel cutáneo, mediante electrodos apropiados, bien implantando electrodos en forma de agujas en la zona de la metámera correspondiente al territorio de inervación donde se está produciendo el dolor. Existe algún tipo de estos sistemas que constan de una parte implantada (electrodos y cables) y otra no implantada que lleva el paciente en alguna zona accesible (por ejemplo un bolsillo) constituida por un emisor de radio-frecuencia que, por medio de mandos adecuados, gradúa él mismo según la necesidad del estímulo que debe emitir en cada momento ó en cada caso especial.

BIBLIOGRAFIA SOBRE NEUROCIRUGIA.

Operaciones encaminadas a suprimir excesos de presión del LCR.

- 1.- DANDY W.E.: "Diagnosis and treatment of strictures of the aqueduct of Sylvius (causing hydrocephalus)". Arch. Surg. V.51.1-14 1.945 .
- 2.- MIXTER, BERIEL, CONE, SAUCIER y RICARD: Citados por Obrador S. en "Hidrocefalias no tumorales". Ed. Toray p.74 1.962 .
- 3.- KLEIN M.R.: "L'Hydrocephalie du nourrison". Masson, Paris 1.958 .
- 4.- LEKSELL: Citado por Obrador S. en "Hidrocefalias no tumorales". Ed. Toray p. 74 (1.962).
- 5.- MIKULICZ J. y HEULE A.: "Beitrag zur Pathologie und therapie des Hydrocephalus". Mitt. Grenzgeb. Med. U. Chir. V.I. 264-301 1.896 .
- 6.- SUTHERLAND, CHEYENE, SENN y KRAUSE: Citados por Obrador S. en "Hidrocefalias no tumorales". Ed. Toray. p.74 1.962 .
- 7.- TORKILDSEN A.: "A new palliative operation in cases of inoperable occlusion of the Sylvian aqueduct". Acta Chir. Scand. V.82, 117-124 1.939 .
- 8.- TORKILDSEN A.: "Ventriculo-cisternostomy. A palliative operation in different types of non-communicating hydrocephalus". Johan Grundt Tanun Forlag. Oslo 1.947 .
- 9.- LAZORTHES G. y cols.: "La ventriculo-cisternostomia transcallosa". Neurochir. V.3. 59-64 1.957 .
- 10.- HEILE B.: "Ueber neue operative wege zur Drucken-tlastung bei angeborenen Hydrocephalus (Ureter-Duraanas-

- tomose)". Zbl. Chir. V.52 2.229-2.236 1.925 .
- 11.- MATSON D.D.: "A new operation for the treatment of communicating hydrocephalus". Journ. Neurosurg. V.6. 238-247 1.949 .
- 12.- MATSON D.D.: "Ventriculo ureterostomy". Journ. Neurosurg. V.8. 398-404 (1.951).
- 13.- JACKSON I.J. y SNODGRASS S.R.: "Peritoneal shunts in the treatment of hydrocephalus and increased intracranial pressure. A 4 years Survey of 62 patients". Journ. Neurosurg. V.12. 216-327 1.910 .
- 14.- KAUSCH W.: "Die Behandlung des Hydrocephalus der Kleinen Kinder". Arch. Klin. Chir. V.87. 709-796 1.908 .
- 15.- KONE W.E., LEWIS R. y JACKSON I.J.: "Shunting of the cerebrospinal fluid into peritoneal cavity". Reg. Meet. Coll. Phys. Montreal 1.949 .
- 16.- PICAZA J.A.: "The posterior-peritoneal shunt technique for the treatment of internal hydrocephalus in infants". Journ. Neurosurg. V.13. 289-293 1.956 .
- 17.- GROB M.: "Lehrbuch der Kinderchirurgie". Stuttgart 1.957 .
- 18.- LUYENDIJK W. y cols.: "Surgical treatment of internal hydrocephalus in infants and children". Acta Neurochir. V.7. 483-501 1.959 .
- 19.- PUDENZ R.H. y cols.: "Ventriculo-auriculostomy. A technique for shunting cerebrospinal fluid into the right auricle. Preliminary report". Journ. Neurosurg. V.14. 171-179 1.957 .
- 20.- PUDENZ R.H.: "Experimental and clinical observations on the shunting of cerebrospinal fluid into the circulatory system". Proc. Cong. Neurol. Surg. V.5. 98-114 1.958 .
- 21.- GARTNER: Citado por Obrador S. en "Hidrocefalias no

tumorales". Ed. Toray. p.95 1.962 .

22.- PAYR E.: "Drainage der Hirn ventrikel mittelst frei transplantierten Blutgefäße; Bemerkungen über Hydrocephalus". Arch. Klin. Chir. V.87. 801-855 1.908 .

23.- PAYR E.: "Ueber Ventrikeldrainage bei Hydrocephalus". Verh. Dtsch. Ges. Chir. V.40. 515-535 1.911 .

24.- CUSHING: Citado por Obrador S. en "Hidrocefalias no tumorales". Ed. Toray. p.97 1.962 .

25.- INGRAHAM F.D. y cols.: "Polyethylene, a new synthetic plastic for use in surgery. Experimental applications in Neurosurgery". Journ. Amer. Med. Ass. V.135. 82-87 (1.947) .

26.- INGRAHAM F.D. y cols.: "Experimental hydrocephalus". Journ. Neurosurg. V.4. 164-176 (1.947) .

27.- INGRAHAM F.D. y cols.: "Studies in treatment of experimental hydrocephalus". Journ. Neuropathol. Vol. 7. 123-143 1.948 .

28.- DEREYMAKER A.: "Le drainage ventriculo-transversaire. Premiers resultats dans l'aracnoidite de la fosse posterieure". Rev. Neurol. V. 82. 438-441 1.950 .

29.- GUPTA S.M.: "New surgical treatment for idiopathic hydrocephalus. Preliminary note". Indian. Journa. Med. Sci. V.4. 85-87 1.950 .

30.- NULSEN F.E. y SPITZ E.B.: "Treatment of hydrocephalus by direct shunt from ventricle to jugular vein". Surgical forum. Amer. Coll. Surg. V.2. 399-403 1.952 .

31.- PUDENZ R.H. y cols.: "Ventriculo-auriculos-tomy. A technique, for shunting cerebrospinal fluid into the right auricle. Preliminary report". Journ. Neurosurg. V.14. 171-179 1.957 .

32.- PUDENZ R.H. y cols.: "Experimental and clinical observations on the shunting of cerebrospinal fluid

into the circulatory system". Proc. Cong. Neurol. Surg.
V.5. 98-114 1.956 .

33.- NULSEN F.E.: "The regulation of hydrocephalus by
ventriculocava shunt". Rapport II. Int. Congress Neuro-
surg. Washinton. Excerpta Medica. Congress Series nº 36
1.961 .

34.- HARSH G.R.: "Peritoneal shunt for hydrocephalus
utilizing the fimbria of the fallopian tube for entrance
to the peritoneal cavity". Journ. Neurosurg. V.II.
284-294 1.954 .

35.- NEUMAN CH. y cols.: "Reconstructive surgery for
hydrocephalus: anastomosis of isolated ileal segment to
lumbar subarachnoid space (modified ileoentectomy)".
S. Clin. North America. V.30. 491-500 1.959 .

36.- RANSOHOFF J.: "Ventriculo-pleural anastomosis in
treatment of midline obstructions neoplams". Journ.
Neurosurg. V.II. 295-298 1.954 .

37.- ZIEMNOWICZ S.: "A New trial of operative treatment
of hydrocephalus comunicans progressivus". Zbl. Neuro-
chir. V.10. 11-17 1.950 .

38.- DUBISSON Y CHRISTOT: Citados por Obrador S. en --
"Hidrocefalias no tumorales". Ed. Toray. p.95 (1.962).

39.- NOSIK W.A.: "Ventriculomastoidostomy. Technique and
observations". Journ. Neurosurg. V.7. 236-239 1.950 .

Craneoplastias con materiales artificiales.

A) Reconstrucción de la duramadre:

1.- ABBE R.: "Epilepsy from cortical cicatrix; trephi-
ning; subdural implantation of rubber tissue". Ann. Surg.
25.1.897. 95-96.

2.- BEACH H.H.A.: "Gold foil in cerebral surgery". Boston

med. surg. J. 136. 281-282.

3.- CHAD Y.C. HUMPHREYS S. and PENFIELD W.: "A New method of preventing adhesions. The use of aminoplastin after craniotomy". Br. Med. J. 1. 1.940. 518-519.

4.- PENFIELD W.: "Aminoplastin -A warning". Br. Med. J. 2. 1.940. 668.

5.- PUDENZ R.H. and ODOM G.L.: "Meningocerebral adhesions. An experimental study of human amniotic membrane, aminoplastin, beef allantoic membrane, corgile membrane, tantalum foil and polyvinil alcohol films". Surgery 12. 1.942. 318-344.

6.- DELARVE N.C., LINELL E.A. and MCKENZIE K.G.: "An experimental study of the use of tantalum in the sub-dural space." J. Neurosurg. 1. 1.944. 230-242.

7.- ROBERTSON R.C. and PEACHER W.G.: "The use of tantalum foil in the subdural space". J. Neurosurg. 2. 1.945. 281-284.

8.- INGRAHAM F.D. and BAILEY O.T.: "The use of products prepared from human fibrinogen and human thrombin in neuro-surgery. Fibrin foams as hemostatic agents; fibrin films in repair of dural defects and in prevention of meningocerebral adhesions." J. Neurosurg. 1. 1.944. 23-39.

9.- BAILEY O.T., INGRAHAM F.D., NEUHAUSER E.B.D. and COBB C.A. (jr.): "Fibrin film in neurosurgery, further studies. The insertion of fibrin film between the sutured dura and the intact leptomeninges; the effect of roentgen therapy on tissues reactions to fibrin film". J. Neurosurg. 4. 1.947. 465-471.

10.- BROWN M.H., GRINDLAY J.H. and CRAING W. Mck.: "The use of polythene film as a dural substitute. A preliminary report". J. Neurosurg. 4. 1.947. 505-507.

- 11.- BROWN M.H., GRINDLAY J.H. and CRAING W. Mck.:
"The use of polythene films as a dural substitute.
An experimental and clinical study". Surgery Gynec.
Obstet. 86. 1.948. 663-668.
- 12.- INGRAHAM F.D., ALEXANDER E. (jr.) and MATSON D.D.:
"Polyethylene, a new synthetic plastic for use in sur-
gery. Experimental application in neurosurgery. J. Am.
med. Ass. 135. 1.947. 82-87.
- 13.- HUERTAS J.: "The use of orlon for dural replacement
J. Neurosurg. 12. 1.955. 550-554.
- 14.- TENG P. and LEIGIN I.: "Vinyon N as a dural substi-
tute. An experimental study in the monkey". J. Neurosurg.
12. 1.955. 591-600.
- 15.- TENG P. and PAPTAEODOROV C.: "The use of teflon
as a dural substitute and its other neurosurgical appli-
cations". J. Neurl. Neurosurg. Psychiat. 26. 1.963.
244-248.
- 16.- JANNETTA P.J. and WHAYNE T.F.: "For maldehyde-trea-
ted, regenerated collagen film and film laminate as a
substitute for dura-mater." Surg. Formu. 16. 1.965. 435-
-437.
- 17.- FLETCHER J., ODOM G.L. and TINDALL G.T.: "Experi-
mental evaluation of silicone-coated dacron and colla-
gen fabric-film laminate as dural substitutes". J. of
Neurosurgery. 6. 1.967. 558-564.

B) Reconstrucción de la calota.

- 18.- ELSBERG C.A.: Aluminum plate for defects of the
skull. Annals of Surgery. 47, 795. 1.908.
- 19.- NEY K.W.: Repair of cranial defects with celluloid.
Amer. Journ. of Surg. 43, 394, 1.939.
- 20.- PEYTON W.T. y cols.: Repair of a cranial defect

with a Vitallium plate. Surgery, 10, 711, 1.941.

21.- GEIB F.W.: Vitallium skull plates, Journal of the Amer. Med. Ass. 117, 8, 1.941.

22.- BECK C.S.: Repair of defects in skull by ready made Vitallium plates. Journ. of the Amer. Med. Ass. 118, 898, 1.942.

23.- BURKE G.L.: The corrosion of metals in tissues and an introduction to tantalum. Canadian Medical Assoc. Jour. 43, 125, 1.940.

24.- PUDENZ R.H.: Repair of cranial defects with tantalum. Journ. of the Amer. Med. Ass. 121, 478, 1.943.

Intervenciones sobre nervios periféricos.

1.- ODIER L.: "Manuel de Medicine Pratique". J.J. Paschoud Geneve 1.811, 362.

2.- WILLIAM H. y cols.: "Silicone capping of nerve stumps in the problem of painful neuromas". Dep. of Surgery Marquette University School of Medicine Milwaukee, Wisconsin. No publicado.

3.- POTH E.J. and BRAVO-FERNANDEZ E.: "Prevention of Neuroma Formation by Encasement of the Severed Nerve End in Rigid Tubes". Proceedings of Society of Experimental Biology and Medicine. 56. 1.944. 7-8.

4.- PINTO V.A. de C. y JUNQUEIRA L.C.U.: "Comparative study of Methods for Prevention of Amputation Neuroma". Surgery Gynecology and Obstetrics 99. 1.954. 492.

5.- PETROPOULAS P.C. and STEFANKO S.: "Experimental Observations on the Prevention of Neuroma Formation". Journal of Surgical Research 1. Sept. 1.961. 241-245.

6.- CAMPBELL J.B.: "Facial Nerve Repair; New surgical Techniques". Symposium: Facial Nerve Rehabilitation. Ann. Acad. of Ophthalmol. And Otolaryng. Nov.-Dic. 1.068-1.075.

1.964.

7.- DUCKER T.B. y HAYES G.: "Experimental Improvements in the use of Silastic cuff for peripheral nerve repair". Journal of Neurosurgery. XXVIII, 6, 582-587. 1.968.

Aneurismas intracraneales.

1.- FINGERHUT A.G. y ALKSNE J.F.: "Maquets and metallic thrombosis of intracranial aneurysms". Progress in Biomedical Engineering. Ed. Fagel L.J. and George. F.W. Washington: Spartan. 1.967.

2.- MULLEN S.: "An experimental approach to the problem of cerebral aneurysm". Journal of Neurosurgery. 21. 838. 1.964.

3.- MEYERS P.H. y cols.: "Experimental approach to the use of magnetic control of metallic iron particles in the lymphatic and vascular system of dogs as a contrast and isotopic agent". American Journal of Roentgenology. 90. 1.068. 1.963.

Hemostasia del diploe.

1.- THORWALD J.: "El triunfo de la Cirugía". Ed. Destino Barcelona 2ª Ed. p. 168, 1.972.

2.- CARDENAL: "Diccionario Terminológico de Ciencias Médicas" Salvat Ed. S.A. 7ª Ed. 1.960.

2.5.- CIRUGIA PLASTICA Y REPARADORA

Han transcurrido muchos años desde que los hindúes reconstruían las narices amputadas a delincuentes, guerreros derrotados ó adúlteros mediante sus conocidos colgajos frontales. Qué duda cabe que los cirujanos plásticos han sido -y continúan siendo- grandes innovadores introduciendo una serie de técnicas que han conferido a la cirugía plástica su fisonomía actual y particular. Dentro de estas técnicas ocupan un lugar destacado aquellas mediante las cuales se colocan materiales artificiales subcutáneamente para modificar ó normalizar la armonía estética. Es justo reconocer que los éxitos ó los hallazgos, en este campo, con los diferentes materiales utilizados al principio (goma, parafina, etc.) han constituido el paso adelante que ha permitido desarrollar, posteriormente, el amplio campo de la implantología en todos los demás terrenos de la cirugía.

La Cirugía Plástica puede decirse que abarca tres grandes grupos de intervenciones. El primero estaría constituido por las deformidades congénitas, e incluye un amplio grupo de atrofas, hemiatrofas, asimetrías, etc. y trabaja, incluso, en íntima colaboración con otras especialidades (Psicología, Pediatría, Neurología, Ortodoncia, Dermatología, Oftalmología, Otorrinolaringología, etc.). El segundo grupo de intervenciones del que se ocupa la Cirugía Plástica -tal vez el más complejo e importante- es el constituido por las deformaciones adquiridas (cicatrices, secuelas de intervenciones por tumores ó traumas, retracciones, hundimientos, etc.). En este sentido, esta especialidad alcanzó un gran desarrollo como consecuencia de la Primera Gran Guerra del presente siglo. Sin embargo, durante este período no se habían desarrollado todavía, con amplitud, los implantes. Las prótesis que se

utilizaron, con bastante profusión, fueron únicamente externas, casi en su mayoría, y de predominio facial. La segunda Guerra Mundial coincidió -e impulsó ella misma- con el desarrollo y puesta a punto de muchos materiales que inmediatamente tuvieron amplia cabida en el campo aloplástico. Hoy día estas intervenciones han continuado desarrollándose en virtud de la gran masa de accidentados que desafortunadamente proporcionan los campos laboral y del automovilismo.

El tercer grupo de intervenciones plásticas y reparadoras está formado por aquellos pacientes que sin padecer secuelas de accidentes, ni ser portadores de ninguna malformación congénita "sensu strictu", acuden al cirujano plástico para corregir algo que psicológicamente no encuadra del todo con los dictados expuestos por las modas, las actitudes sociales ó, simplemente, el paso del tiempo.

La Cirugía Plástica ha alcanzado hoy un desarrollo tan importante que incluso ya han comenzado a surgir subespecialidades ó superespecialidades de la misma. Tal es el caso de los centros dedicados a grandes quemados, ó el de aquellos cirujanos plásticos que prácticamente sólo se dedican a, por ejemplo, la mano ó a la cirugía de la mama ó a las hipospadias, etc. De igual manera, el campo de esta especialidad cada vez es mayor y así, en ocasiones, es difícil delimitar la Cirugía Plástica de la Cirugía Maxilofacial, de la propia Cirugía General ó, incluso, de la Traumatología. Es por esto que al exponer este capítulo, desde el punto de vista de los implantes con materiales artificiales, no vamos a repetir lo que se dijo en el de Cirugía Ortopédica y Traumatología sobre la mano ó en el de Cirugía Maxilofacial sobre la mandíbula. Por ello nos referiremos a la cara (dentro de ella a las rinoplastias,

las mentoplastias y las otoplastias de forma específica), a la región mamaria, al tratamiento de la impotencia masculina de origen orgánico y a los implantes testiculares.

• 2.5.1.- Intervenciones generales.

Hay una intervención plástica, de tipo general, que es el de la remodelación de alguna superficie alterada por un hundimiento, atrofia, etc. mediante la introducción de una sustancia sólida ó líquida por vía subcutánea. Tanto puede localizarse la técnica en la cara, como en la mama, la región glútea, etc. El primer material utilizado para este fin parece haber sido la parafina. Es difícil establecer la fecha exacta de estas primeras aplicaciones de la parafina. Si, como parece lo más probable, se hicieron para aumento mamario, es fácil pensar que los rígidos criterios socio-culturales de los inicios del presente siglo, debieron de hacer de estas intervenciones algo próximo a lo clandestino, por considerarlo frívolo ó incluso francamente ilegal, en ciertas circunstancias, como es en el caso de los transexuales.

La primera intervención aloplástica con parafina de que se tiene noticia escrita se debe a Gersuny, de Viena (1.899) (1) el cual, según ORMSBY (2) inyectó este material en la región escrotal de un hombre para poder superar el reconocimiento médico del Servicio militar.

Parece pues que fué en estos años cuando también comenzó a utilizarse la parafina en Cirugía Maxilofacial. Sobre todo difundieron el método Corning y Eckstein para el relleno de diferentes defectos faciales (2). La técnica de utilización de la parafina se generalizó y extendió rápidamente en virtud a su facilidad de manipulación ya que no era necesaria una auténtica intervención

quirúrgica puesto que la aplicación podía realizarse mediante una simple inyección subcutánea con un riesgo doloroso muy pequeño. A pesar de todo, el tiempo demostró la aparición de bastantes complicaciones que hacían fracasar estos implantes, principalmente emigraciones de la parafina hacia los tejidos vecinos y la aparición de los llamados parafinomas.

En la década de los años cincuenta del siglo actual, aparecen los elastómeros de silicona para uso médico y cambia radicalmente un amplio sector del mundo del cirujano plástico. Los procesos de industrialización de las siliconas permiten obtenerlas en estado sólido (con diferentes consistencias), en estado líquido ó en estado pastoso (geles de silicona). Facilmente se comprende que el inmediato sustituto de la parafina, para el remodelamiento de superficies, fué la silicona líquida. Pero, sin embargo, en seguida se vió que tampoco estaba desprovista de inconvenientes. Estos podían ir desde emigraciones del implante ó la formación de microesferas del material hasta el paso de la silicona al interior del sistema reticuloendotelial y la posterior diseminación y aparición en órganos tales como hígado, nódulos linfáticos, riñones, etc. (3). Todo ha hecho que las leyes federales en U.S.A. hayan prohibido su uso en humanos hasta no tener más investigaciones con las siliconas líquidas. Estas investigaciones se centran en la utilización de siliconas líquidas con densidades más altas (los últimos trabajos investigan con siliconas líquidas que oscilan entre los 350 y los 2.000 centistokes de densidad) (3). El autor del presente trabajo ha visto personalmente como la firma Dow Corning, una de las principales productoras mundiales de siliconas de uso médico-quirúrgico, en 1.974 hacía firmar un documento a las personas que adquirían silicona líquida por el cual se comprometían a no implantarla en humanos. Dicho documento era controlado posteriormente por

la FDA (Food and Drug Administration) de U.S.A.

Por todo lo anterior, el remodelamiento de una superficie ó, en otras palabras, la sustitución protésica de "partes blandas" subcutáneamente se hace en la actualidad mediante el empleo de siliconas sólidas, de consistencia más ó menos blanda, según la región, que logran imitar muy bien la morbilidad del tejido celular subcutáneo. Para ello, se puede recurrir a dos procedimientos:

- a) Recortar de un bloque de silicona una porción que se modela y "esculpe" con instrumental de fácil manejo, antes de la intervención, que se esteriliza y, posteriormente se implanta, habiéndole dado la forma necesaria a la región a reconstruir.
- b) Adquirir en el mercado prótesis estandarizadas, generalmente ya esterilizadas y de tamaños variables, como es el caso de la rinoplastia, la mentoplastia, la otoplastia, la mamoplastia, etc.

Otros materiales que se han probado también como implantes subcutáneos como sustitutivos de "partes blandas", con diferente fortuna y resultados han sido el polivinil alcohol, los carbonos halogenados y los poliuretanos (4). Incluso autores como Chardack, Taylor y Hogeman (5) (6) (7), entre otros, han tratado de encontrar sustitutivos, al menos temporales, para la piel, aunque el problema está prácticamente superado por los autoinjertos ó autoplastias. Entre los materiales utilizados para este fin se encuentran los poliuretanos y el polivinil alcohol.

Existen otras muchas intervenciones típicas de la cirugía plástica que también utilizan materiales artificiales como son los párpados, en el tratamiento de la parálisis facial, en las asimetrías faciales, etc. Como al realizar este trabajo se ha seguido más bien un criterio "topográfico", estas intervenciones pueden verse descritas en los capítulos correspondientes de cirugía

oral y maxilofacial, oftalmología, etc.

Una intervención típicamente bucal pero que clásicamente la han venido haciendo los cirujanos plásticos es la llamada operación de Esser (8). Con este proceder, llamado método de revestimiento epitelial interno ó injertos sobre molde se persigue el tratamiento de la obliteración cicatrizal del vestíbulo bucal inferior como maniobra de ampliación de dicho vestíbulo para colocar, posteriormente, una prótesis dental removible. Esta intervención la describió Esser en 1.917 y utiliza como material aloplástico la godiva, la cual se coloca como implante temporal en la cavidad del "neovestíbulo" cruento y después se utiliza como molde para la colocación de un autinjerto cutáneo.

• 2.5.2.- Rinoplastia y mentoplastia.

Dentro de la cirugía plástica la nariz ha representado clásicamente uno de los centros de atención con carácter preferencial. Por ello también la colocación de materiales artificiales en este órgano, con una finalidad plástica, ha tenido dos localizaciones importantes, una a nivel del dorso nasal, para restaurar la típica nariz en silla de montar, y otra a nivel del "armazón" nasal ó "esqueleto" cartilaginoso.

A nivel del dorso nasal Gersuny (9) en 1.900 utilizó vaselina, Eckstein en 1.901 (10) parafina, Foderl en 1.903 (11) celuloide y Joseph en 1.918 (12) marfil. Para reconstruir el armazón nasal Letievant en 1.879 utilizó elementos metálicos y hacia 1.915 Citner y Joseph emplearon el marfil (13).

Las prótesis estandarizadas para rinoplastia y mentoplastia fueron creadas simultaneamente en 1.966 por el norteamericano Safian (14) y han alcanzado gran difu-

sión. No obstante aparecen algunos antecedentes muy próximos en el tiempo como los de Beekhuis en 1.964 (15) y Barry (16) en 1.965 que también se ocuparon de la reconstrucción del dorso nasal con silicona. Ambas prótesis de Safian, para rinoplastia y mentoplastia, se utilizan en aquellos casos de escaso desarrollo del dorso nasal ó del mentón, respectivamente. El implante de mentoplastia tiene forma de media luna pero puede sufrir desplazamientos y emigraciones. Para fijarlo a los tejidos vecinos algunos cirujanos suelen recurrir a cementarlo, mediante adhesivos específicos, a fragmentos de fieltro de DACRON. Esta pequeña maniobra permite que cuando crece el tejido de granulación invade las "celdillas" del DACRON y el implante quede fijado a los tejidos vivos.

Aparte de las siliconas, en el caso de las rinoplastias con materiales aloplásticos, se han ensayado también otros materiales como el metilmetacrilato por González Ulloa en 1.964 (11); el polietileno en 1.962 y 1.964 por Pennisi y Wilde y el TEFLON en 1.966 por Barron (18) (20) (21).

● 2.5.3.- Otoplastias.

Por lo que respecta a los implantes para pabellón auricular (también conocidos como implantes para otoplastia), las cosas no han ido todo lo bien que hubiera sido de desear. De un lado la anatomía del pabellón es complicada por el gran número de pliegues que posee; de otra parte es una zona muy expuesta, no sólo a traumas, sino a las inclemencias atmosféricas, está mal vascularizada y la piel que recubre el cartílago es muy fina. Las prótesis que se han diseñado para los casos de atresia congénita, generalmente, tratan de sustituir la masa cartilaginosa del pabellón auricular y después, recubrirla, a partir de la piel vecina. En 1.964 González Ulloa (17)

y Wilde (18), también en el mismo año, han diseñado prótesis para otoplastia en placas de acrílico y polietileno, respectivamente, pero los resultados no han sido alentadores. Un poco después, en 1.966, Cronin (19) ha diseñado una nueva, reproduciendo la anatomía del cartílago del pabellón auricular. El material que ha utilizado es la silicona. Aunque con este implante las cosas han marchado mejor que con las anteriores, su colocación exige una técnica muy esmerada para evitar fracasos.

●2.5.4.- Plastias mamarias.

En el momento presente los implantes mamarios puede decirse que son, con respecto a la Cirugía Plástica, algo parecido a las prótesis de cadera con respecto a la Cirugía Ortopédica. Es decir ocupan el lugar más destacado dentro del campo implantológico cosmético y existen ya muy pocos prejuicios socio-culturales para su uso. Además, la moderna Psicología ha aportado mucho en un campo en el que muchas mujeres sufrían grandes frustraciones por asimetrías, hipoplasias, atrofiás postparto, etc. El problema de las mastectomías simples por enfermedad quística, etc. igualmente puede beneficiarse de estos implantes pero no así, desgraciadamente, la amplia mastectomía radical para la cual, al no quedar suficiente cantidad de piel remanente, técnicamente resulta una intervención no viable.

En 1.963 Edwards (22) utilizó una prótesis hecha con esponja de silicona recubierta de una fina capa de silicona, para hacerla impermeable, rodeada de una tira de TEFLON para permitir su fijación a los tejidos. En 1.964 Malbec (23) desarrolló otro modelo elaborado en Polystan. Esta prótesis era hueca, rellena con aire.

Una de las prótesis mamarias que más se ha desa-

rrollado y de las que mejor resultados da a largo plazo es la diseñada y construida por Cronin en 1.964 (24) de la cual se han hecho varias modificaciones, principalmente en lo que corresponde a morbidez y en dotarla de un peso específico lo más parecido posible al del tejido mamario natural. Esta prótesis, en líneas generales, está formada por una cubierta ó "envoltura" de silicona rellena con un gel, también de silicona. Por su parte posterior lleva unos parches redondos de DACRON para permitir su fijación a los tejidos de la pared torácica. La colocación de la prótesis es subcutánea inmediatamente por delante de la fascia del músculo pectoral mayor pero en 1.968 Dempsey y Latham (25) comenzaron a colocarla más profundamente, esto es, por detrás del músculo pectoral mayor, entre éste y el pectoral menor. Los resultados de esta técnica en cuanto a sujeción y menores riesgos de extrusión son importantes.

Otra prótesis mamaria que ha adquirido importante desarrollo y difusión es la llamada Simaplast ó de Arion (26) también de silicona pero que tiene la particularidad de disponer de un tubo para su relleno. Es pues inflable a voluntad, según el tamaño que se desee. El material que corrientemente se utiliza para su relleno es una solución de Dextrano 70.

Puede citarse por último otro modelo -hay más pero que no aportan otras novedades sustanciales- diseñado por Ashley en 1.970 (27). Este implante tiene algunas particularidades de interés. Es de silicona, como las anteriormente descritas de este material, pero está tabicada en su interior por un "septum" en forma de Y. Esta disposición actúa de forma que el tabique en Y suple la función del ligamento de Cooper de la mama natural. La otra novedad de esta prótesis es la de estar recubierta de una fina capa de 1 mm. de espesor de poliuretano de una porosidad muy fina lo que permite que la prótesis quede adherida a los tejidos ya que la silicona,

por sí misma, es prácticamente inerte (no reactiva para los tejidos) y no queda fijada (es por esta razón por lo que la prótesis de Cronin lleva parches posteriores de fijación de DACRON). En los casos de asimetría la prótesis de Ashley puede ser rellenada desde el exterior, con una simple inyección, ya que la capa de poliuretano la describen sus diseñadores como "autosellante".

• 2.5.6.- Tratamiento de la impotencia masculina de origen orgánico.

En el año 1.952 Goodwin y Scott (28) utilizaron una tira de acrílico para la reconstrucción de un pene pero parece que la intervención no dió resultado por ser demasiado largo el implante. En 1.964 Tokhian (29) ha publicado 29 casos de reconstrucción de pene, debidas a diversas causas (curvaturas congénitas anormales, hipodesarrollo, amputación, etc.), mediante el empleo de un material de origen ruso (cuya composición desconozco hasta la fecha) denominado EGMASS 12. El control posterior de estas intervenciones ha abarcado 17 años con buenos resultados.

A pesar del evidente interés de estos trabajos, uno de los problemas más importantes en la cirugía del pene con materiales artificiales se centra en el tratamiento de la impotencia de origen orgánico. En líneas muy generales puede decirse que existen dos tipos de impotencia, una de origen psíquico, ó funcional, cuyo tratamiento cae dentro del terreno del psicólogo, y otra de origen orgánico. Como mecanismo fisiopatológico de esta última puede citarse el hecho de que la falta de erección, ó la erección débil, está motivada por la escasa llegada de sangre a los cuerpos cavernosos del pene; tal es el caso del hombre de cierta edad.

En 1.964 Loeffler y cols. (30) basados en la observación de que algunos animales como la ballena, la morsa y ciertos primates poseen el llamado "os penis", tuvieron la idea de implantar un pequeño cilindro de acrílico entre ambos cuerpos cavernosos del pene de pacientes afectados de impotencia orgánica. Los resultados fueron buenos desde el punto de vista funcional por lo que Lash, Zimmerman y el mismo Loeffler perfeccionaron el sistema cambiando de material, utilizando la silicona que es flexible (31). Posteriormente Pearman (32) en 1.967 ha diseñado otro modelo, muy parecido al de Lash-Loeffler (también de silicona), en forma de cilindro algo aplanado, con sus dos extremos más blandos que la porción central, aunque ésta también es flexible. Estas prótesis "suplen", por decirlo de algún modo, la disminución de aporte sanguíneo que debería llegar a los cuerpos cavernosos en circunstancias anatomofisiológicas normales.

•2.5.7.- Implantes para testículo.

Por razones bien conocidas, cuando se presenta la ausencia uni ó bilateral, tanto congénita ó adquirida, de estos órganos suelen producirse en algunos pacientes graves conflictos psicológicos.

Por ello la cirugía plástica se ha ocupado desde hace mucho tiempo en devolver a esta región al menos un aspecto morfológico congruente con la configuración anatómica normal, ya que no es posible hacer nada, desde el punto de vista funcional, en los casos de atrofia ó ausencia accidental.

La primera intervención en esta región con materiales artificiales (ya citada) data del año 1.899 y se debe al Vienés Gersuny (1) quien, según Ormsby (2) inyectó parafina en el escroto de un hombre que presentaba ausencia de testículos y había de pasar el examen

médico obligado antes de su ingreso en el Servicio militar.

Recientemente, al final de la década de los sesenta, Lattimer (33) ha introducido prótesis testiculares de silicona. Los primitivos modelos eran macizos, posteriormente ha modificado el diseño dotándolos de una cubierta de silicona que va rellena de un gel también de silicona.

BIBLIOGRAFIA SOBRE CIRUGIA PLASTICA Y REPARADORA.

- 1.- GERSUNY R.: "Veber Eine Subcutane Prosthese". Ztschr. F. Hailk, 1, 199, 1.900.
- 2.- Citado por FOMON S. en "Cirugía Plástica y Reparadora". Ed. Labor. S.A. Argentina, 1.943, p.1.301.
- 3.- WILLIAMS D.F. y cols.: "Implants in Surgery". W.B. Saunders Co Ltd. London, 1.973, p.559.
- 4.- BROWN J.B. y cols.: "Investigations of an Use of Dymethyl Siloxanes, Halogenated Carbons and Polivinil-alcohol as Subcutaneous Prostheses". An. Surg. 152, 534-47, 1.960.
- 5.- CHARDACK W.M. y cols.: "Synthetic Substitutes for skin. Clinical Experience with their use in the treatment of burns". Plastic and Recons. Surg. 30, 554, 1.962.
- 6.- TAYLOR P.H. y cols.: "Ivalon as a cover for excised burn wounds". Arch. of Surgery. 86, 250, 1.963.
- 7.- HOGERMAN K. y cols.: "Ivalon Surgical Sponge used as temporary cover of experimental skin defects in rats". Acta Chirurgica Scandinavica. 121, 83, 1.961.
- 8.- ESSER J.F.S.: Studies in Plastic Surgery of the face Ann. Surg. 65, 297, 1.917.
- 9.- GERSUNY R.: Citado por KIRSGHNER M. en "Operationslehre" Vol. 3/1. Berlin, J. Springer, 1.935.
- 10.- ECKSTEIN G.: Citado por JOSEPH J. : Nasenplastik und Sonstige Gesichts plastik. Leipzig, C. Kabitzsch. 1.931.
- 11.- FODERL: Citado por FOMON S. en "Cirugía Plástica y Reparadora". Ed. Labor. S.A. Argentina, 1.943, p.689.
- 12.- JOSEPH J.: Nasen plastik und Sonstige Gesichts plastik. Leipzig. C. Kabitzsch, 1.931.

- 13.- Citados por FOMON S. en "Cirugía Plástica y Reparadora". Ed. Labor, S.A. Argentina, 1.943, p.746.
- 14.- SAFIAN J.: "Progres in Nasal and Chin Augmentation"
Plastic and Recons. Surg. 37: 446-52, 1.966.
- 15.- BEEKHUIS G.J.: "Silicone Rubber Implants in Nasal
Reconstructive Surgery". The Laryngoscope 74, 1.405-19,
1.964.
- 16.- BARRY W.B.: Experimental Observation Upon Reconstruc-
tion of the Nasal Dorsum". The Laryngoscope 75, 1.320-3,
1.965.
- 17.- GONZALEZ ULLOSA M. y cols.: "Implants in the Face.
A review of our experience in the Subcutaneous use of
Methylmethacrylate". Plastic and Recons. Surg. 33, 532,
1.964.
- 18.- WILDE J. y cols.: "Use of Polyethylene plate in Plas-
tic Surgery" Plastic and Recons. Surg. 33, 349, 1.964.
- 19.- CRONIN T.D.: "Uses of a silastic Frame for total and
subtotal reconstruction of the external ear; Preliminary
Report". Plastic and Recons. Surg. 37, 399, 1.966.
- 20.- PENNISI V.R. y cols.: "The use of Marlex 50 in Plas-
tic and Reconstructive Surgery". Plastic and Recons. Surg.
30, 254, 1.962.
- 21.- BARRON J.N. y cols.: "A Report on Teflon" British
Jour. of Plastic Surg. 19, 113, 1.966.
- 22.- EDWARDS B.F.: "Teflon-Silicone Breast implants"
Plastic and Recons.Surg. 32, 519, 1.963.
- 23.- MALBEC E.F.: "Mammary Hypoplasia; Corrective Implants"
Transactions 3rd International Congress of Plastic Surgery,
Washington D.C. p.60. Amsterdam: Excerpta Médica Founda-
tion 1.964.
- 24.- CRONIN T.D. y cols.: "Augmentation Mammoplasty: a
New Natural Feel Prosthesis". Transactions 3rd Internatio-
nal Congress of Plastic Surgery, Washington D.C. p.41

Amsterdam. Excerpta Medica Foundation, 1.964.

25.- DEMPSEY W.C. y cols.: "Subpectoral Implants in Augmentation Mammoplasty. Preliminary Report". Plastic and Reconstruc. Surg. 15, 225, 1.968.

26.- ARION: citado por WILLIAMS D.F. en "Implants in Surgery". W.B. Saunders Co Ltd. London. 1.973. p.561.

27.- ASHLEY F.L.; "A New Type of Breast Prosthesis. Preliminary Report" Plastic and Reconstructive Surgery. 45, 421, 1.970.

28.† GOODWIN W.E. y cols.: "Phalloplasty" Journal of Urology. 68, 903, 1.952.

29.- TOKHIAN A.D.: "Plastic repair of the penis and the urethra in cases of congenital underdevelopment nad trauma" Transactions of 3rd International Congres of Plastic Surgery, Washington D.C. Amsterdam: Excerpta Médica Foundation. 1.964, p.921.

30.- LOEFFLER R.A. y cols.: "The artificial os penis" Plastic and Reconstructive Surgery, 34, 71, 1.964.

31.- LASH H. y cols.: "Silicone Implantation: Inlay method" Plastic and Reconstructive Surgery, 34, 75, 1.964.

32.- PEARMAN R.O.: "Treatment of Organic Impotence by Implantation of a Penile Prosthesis" Journal Urol. 97: 716-19, 1.967.

33.- LATTIMER: Implante Testicular Gell-Filled SILASTIC^R Monografía editada por Dow Corning, 1.973.

2.6.- CIRUGIA ORAL Y MAXILOFACIAL. ESTOMATOLOGIA.

Qué duda cabe que si el hombre ha sentido la necesidad de reparar sus defectos estéticos y/o funcionales, ha sido en la boca donde, desde más antiguo, ha ensayado multitud de métodos protésicos. Es bien conocido que estruscos, egipcios, griegos y romanos fueron pioneros en este arte y de ello han quedado múltiples pruebas.

Varias pueden ser las razones del por qué de la prótesis dental enfocada ya como simple menester artesanal ya como rama dentro de la más primitiva y rudimentaria cirugía. Una de las razones, sin duda la más importante, debe haber sido la necesidad social de dar armonía al rostro. Hoy día, todo el mundo está de acuerdo en que la cara es el soporte de una gran parte de las relaciones humanas. Es indudable que cuando los pueblos evolucionaban hacia culturas más refinadas, los hombres sintieron, antes que otras cosas, la exigencia de un rostro estéticamente aceptable, de un boca en consonancia con su nivel social, profesional ó jerárquico.

Sin embargo no son estas las prótesis objeto del presente estudio. Todas ellas, junto con los métodos actuales muy perfeccionados, constituyen "sensu strictu" el contenido de la disciplina llamada Prótesis Dental, ó sea, el estudio de las que pueden considerarse prótesis "externas" ó no implantables. Según el sentido dado en las definiciones expuestas al inicio del presente trabajo.

La moderna tecnología ha puesto a disposición de la cirugía, hace ya algunos años, una serie de materiales destinados a ser alojados en el interior del organismo que constituyen lo que se ha generalizado con el nombre de implantes ó, lo que sería lo mismo, prótesis "internas"

ó implantables ó endoprótesis, serían pues auténticas aloplastias. Pero además de esto, conviene no olvidar que si admitimos como aloplastias ó prótesis internas (ó implantables) a todos aquellos elementos de origen artificial que se colocan en el interior de un tejido y entran en contacto con el medio interno, debemos en buena lógica admitir también como tales a todas aquellas sustancias que se utilizan como material de relleno y obturación en las intervenciones de endodoncia y en las apicectomías.

Otros campos para las aloplastias dentro de la Estomatología y de la Cirugía Oral y Maxilofacial son: la articulación temporomandibular (ATM), las correcciones ó sustituciones a nivel de la mandíbula (mentón, etc.), huesos nasales, partes blandas, etc. Aunque muchas de estas son también dominio del cirujano plástico, ó del traumatólogo, existe una amplia variedad de posibilidades para introducir materiales aloplásticos en las estructuras que constituyen la boca y la cara; por ello cuatro son las especialidades que se imbrican en esta zona estando mal delimitadas las actuaciones de estricta competencia de cada una de ellas, son: la Estomatología, la Cirugía Plástica, la Cirugía Oral y Maxilofacial y la Traumatología. Por razones de sistematización práctica se va a dividir este tema en dos grandes grupos:

- . Implantes que persiguen la reposición ó conservación de dientes.
- . Implantes que no persiguen la reposición ó conservación de dientes.

En el primer caso se entra de lleno en el terreno de la Cirugía Oral ó endobucal mientras que en el segundo se está, más bien, dentro de la Cirugía Maxilofacial,

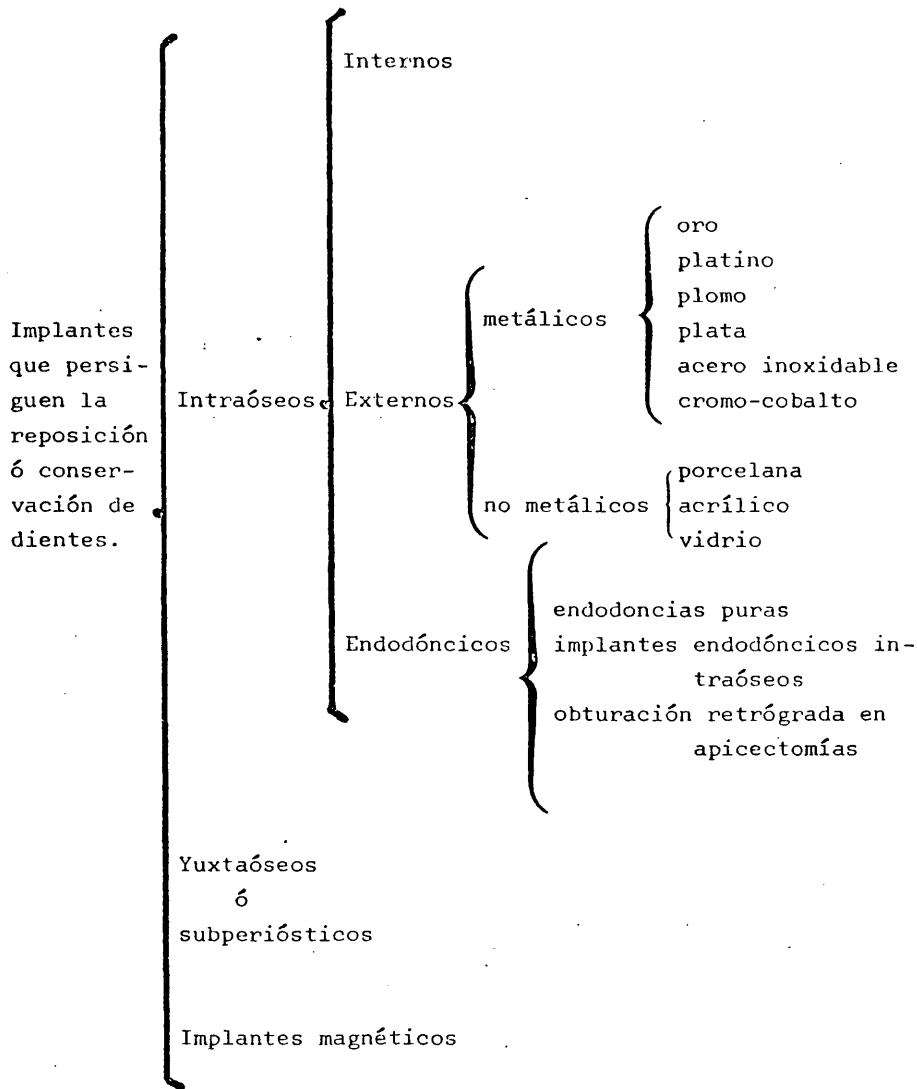
de la Cirugía Plástica ó, incluso, de la Traumatología.

Es necesario destacar que los implantes, en esta zona, en general, están expuestos a migraciones y extrusiones debido a la gran movilidad de los tejidos blandos, a la actividad masticatoria y, por otra parte, es necesario tener presente que, en el caso de los implantes que persiguen la reposición de dientes, ésta es la única región de la economía en que se introducen implantes que van a ser simultáneamente internos y externos lo cual requiere la existencia de una solución de continuidad en la superficie gingival; por ello el riesgo de infecciones y de aparición de fenómenos de rechazo a partir de la mucosa gingival es bastante elevado.

● 2.6.1.- Implantes que tienen por finalidad la reposición ó conservación de dientes.

Este tipo de implantes puede clasificarse, según el adjunto cuadro en:

A) Implantes intraóseos internos.- Son aquellos que se colocan en el espesor del hueso esponjoso de los maxilares y no tienen relación con la cavidad oral propiamente dicha. Los más típicos para ser incluidos aquí son los ideados por Chercheve y Gerard Manuel en 1.956 (1). Consisten en bloques de resina acrílica alojados en la masa del hueso esponjoso. A estos bloques de acrílico llegaban, por vía endodóncica, pernos metálicos cuya finalidad era la de fijar dientes paradentósicos. Este método no parece haber dado buenos resultados ya que fué abandonado enseguida.



B) Implantes intraóseos externos. - Van alojados en la masa del tejido óseo esponjoso pero emergen en la cavidad oral a través de la encía. Tienen por objeto la reposición de dientes aislados ó bien, la ubicación en la superficie de la encía de un número variable de muñones artificiales que sirvan después como base y sujeción de prótesis fijas ó removibles.

Es el grupo de implantes odontológicos más amplio y en el que se han desarrollado más tipos y modelos con resultados variables. Siempre hay un problema, prácticamente insuperable con esta técnica, el de la solución de continuidad que necesariamente tiene que producirse en la superficie gingival (éste es un problema común con los subperiósticos ó yuxtaóseos, como después se verá). El tejido epitelial de la boca es muy "vivaz" y tiende, en la mayoría de los casos, a invaginarse y a tratar al implante como un cuerpo extraño, aparte del evidente riesgo permanente de infección. Este grupo de implantes puede subdividirse en dos grupos, metálicos y no metálicos:

- METALICOS: Dentro de este apartado pueden clasificarse, a su vez, según la forma del implante. El cuadro adjunto recoge los principales tipos, junto con los autores respectivos que primeramente los han utilizado, los materiales empleados y el año (1):

IMPLANTES INTRAOSEOS EXTERNOS METALICOS

FORMA DEL IMPLANTE	MATERIAL	AUTOR	AÑO
espigas ó pivotes (con forma que imita la de las raíces na- turales)	ORO PLATINO (re- cubierto de plomo) PLOMO PLATINO PLATA	MAGLIOLO HARRIS BERRY LEWIS PAYNE	1.809 1.887 1.888 1.889 1.901
tornillos	ORO ACERO CROMO-COBAL- TO	WEIGELE ABEL RAPPAPORT Y LUBIT	1.928 1.934 1.949
canastas ó de malla	Se han utili- zado de plati- no, de acero inoxidable, de tantalio y, los más modernos, de cromo-cobal- to.	GREENFIELD MULLER Mc CALL RAPPAPAPORT	1.910 1.937 1.946 1.949
espirales (algunos au- tores las subdividen en huecas y llenas)	Igual caso ante- rior: primero acero inoxidable y tantalio, pos- teriormente cro- mo-cobalto	FORMIGGINI CHERCHEVE PERRON LINCOV TRAMONTE	1.947 1.955 1.963 1.966 1.966

IMPLANTES INTRAOSEOS EXTERNOS METALICOS (cont.)

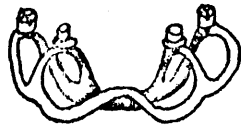
FORMA DEL IMPLANTE	MATERIAL	AUTOR	AÑO
tubos		BRILL	1.932
		SKINNER Y	
		ROBINSON	1.946
		BENAIM	1.959
agujas (Únicas ó múltiples)	CROMO-COBALTO	SCIALOM	1.962
		ORLAY	1.960

De todos ellos los de forma de tornillo parece que han sido los mejor tolerados con respecto a los demás modelos. No obstante los resultados globales no han sido todo lo buenos que se esperaba.

- NO METALICOS: Han tenido poco éxito y difusión. Por ello, para no alargar innecesariamente esta exposición, en el siguiente cuadro se resumen las principales tentativas realizadas con estos implantes recogiendo materiales, autores y años (1):

IMPLANTES INTRAOSEOS EXTERNOS NO METALICOS

MATERIAL	AUTOR	AÑO
PORCELANA	ZNAMENSKY	1.891



ESQUEMA DE UN IMPLANTE YUXTAOSEO

Tres ejemplos de implantes
intraóseos externos:



Formigini



Greenfield



Cherchève

IMPLANTES INTRAÓSEOS EXTERNOS NO METÁLICOS (cont.)

MATERIAL	AUTOR	AÑO
PORCELANA	SCHOLL	1.905
	BRILL	1.906
	MARZIANINI	1.947
ACRILICO	NUR	1.946
	KELLY	1.948
	NEUGEBAUER	1.949
	RATENBERG	1.952
VIDRIO	ABEL	1.934

C) Implantes endodónticos intraóseos: Este es el grupo de implantes odontológicos que ha alcanzado más difusión y que, según sus preconizadores, parecen más seguros y cercanos a la fisiología. Consisten en largas agujas ó pernos de cromo-cobalto que van alojados en los canales radiculares dentarios y transpasan el ápice para fijarse en el espesor del hueso esponjoso. Pueden ser simples cuando la corona está conservada ó pernos-muñones cuando la corona está destruida. La idea de los pernos-muñones fué introducida por Bruno, ver más adelante, posteriormente Ritacco ha diseñado un sistema de pernos-muñones elaborados en medidas estandard.

D) Materiales de relleno en endodoncia: Como es bien conocido, todo diente posee una cavidad pulpar y conductos radiculares (uno por cada raiz). Estos espacios, en condiciones normales, están ocupados por vasos, nervios y tejido conjuntivo. Cuando estos elementos se inflaman

de forma irreversible, ó se necrosan, puede estar indicado el tratamiento conservador mediante tratamiento endodóncico. Consiste, en síntesis, en el vaciamiento del tejido enfermo y el relleno posterior con diferentes sustancias.

El material de relleno de los conductos radiculares, a través de los ápices, se relaciona con el medio interno, parece pues lógico incluir aquí también el estudio de dichas sustancias de relleno ya que, con absoluta propiedad, pueden ser consideradas como materiales aloplásticos.

Es ingente la cantidad de sustancias que se han probado como relleno de los conductos radiculares. La noción sobre cual es la fecha de estas primeras intervenciones es vaga. Son varias las razones que no permiten hoy establecer con exactitud el origen de estas intervenciones. Puede decirse sin temor a errar que, prácticamente, todo odontólogo que en el momento que sea, haya utilizado procedimientos endodóncicos seguramente ha introducido personalmente modificaciones ó aportaciones. De otra parte, dada la accesibilidad de la cavidad oral es fácil entender que, desde antiguo, los odontólogos, a la vista de abscesos y demás complicaciones ocasionadas por caries, restos radiculares, etc. hayan intentado el tratamiento de los canales radiculares.

Parece ser Pierre Fauchard (1.678-1.761) nacido en Bretaña, el punto de arranque histórico para las intervenciones endodóncicas ya que en 1.728 y 1.746 publica, respectivamente, la primera y segunda ediciones de su obra "Le chirurgien Dentiste". Este autor obturaba los conductos radiculares con hojas de plomo (emplomadura) (1.746) y posteriormente colocaba un pequeño perno que cementaba con goma laca y polvo de coral (27). Otro autor interesante de destacar como pionero en el tratamiento de la pulpa dentaria es Roberto Woofendale

hacia 1.783. Sin embargo se puede decir que la época cercana al año 1.800 fué la del comienzo de la generalización de esta técnica. A partir de entonces, se ha introducido en la cámara pulpar y conductos radiculares una larga lista de sustancias con fines endodóncicos (16) (17) (18) (19). Con una finalidad meramente expositiva, en beneficio de la claridad, dichas sustancias pueden clasificarse en tres grandes grupos:

- Pastas y cementos
- Materiales plásticos
- Materiales sólidos preparados en forma de conos.

A su vez, entre las pastas y cementos cabría señalar las pastas antisépticas, así denominadas por contener alguno de los múltiples antisépticos conocidos, las pastas alcalinas, que contienen hidróxido de calcio, elemento introducido por Permar en 1.920 con el nombre de Calxyl(20) y los cementos medicamentosos que contienen algún antiséptico más alguna otra sustancia y se endurecen en pocos minutos, generalmente óxido de zinc en polvo y eugenol en líquido. (El eugenol es un producto tradicional en Estomatología constituido por aceite de clavo).

Como elementos plásticos habría que citar las resinas vinílicas, el polietileno, el teflon, el nylon, los compuestos ó resinas epoxi y las resinas acrílicas. No obstante es un grupo que no ha tenido mucho éxito en este campo y una gran parte del mismo se encuentra todavía en experimentación.

El grupo de los materiales sólidos preparados en forma de conos es el más utilizado junto con los cementos y pastas. Los conos determinan el cierre del conducto radicular por su ápice y los cementos fijan y sellan herméticamente aquellos a las paredes. Hoy

día prácticamente se usan sólo los conos de plata y los de gutapercha. La gutapercha fué introducida en odontostomatología por Ása Hill en 1.847 (ver gutapercha en la la parte).

Para no alargar inutilmente el tema presente la tabla siguiente recoge, en forma sinóptica, los diferentes materiales, bien en forma de pastas, cementos, plásticos ó sólidos cónicos, utilizados para la obturación de conductos radiculares y cavidad pulpar, el creador ó inventor del procedimiento y el año del comienzo de su aplicación (16) (17) (18) (19):

<u>AÑO</u>	<u>AUTOR</u>	<u>MATERIALES</u>
1.746	Fauchard	- plomo
1.864	Suersen	- madera de nogal
1.868	Waita	- oro y algodón en creosota
1.869	Cutler	- algodón embebido en éter
1.872	Schlenker	- papel ó algodón embebidos en éter ó timol
1.874	Howard	- cloropercha (gutapercha disuelta en cloroformo)
1.877	Sauer	- catgut impregnado en aceite fenicado
1.878	Bowman	- cloropercha
1.879	Witzel	- cemento fenolado
1.886	Kern	- yodoformo y cera
1.886	Davis	- carbón animaly -cloroformo
1.887	Asa Hill	- gutapercha
1.888	Baumes	- borato de Al, posteriormente borax
1.890	Schreier	- sodio y potasio para limpieza
1.893	Miller	- pastas momificantes a base de bicloruro de mercurio. Después alumbre, timol y formalina

<u>AÑO</u>	<u>AUTOR</u>	<u>MATERIALES</u>
1.894	Callahan	- ácido sulfúrico para limpieza
1.895	Mühlreiter	- bálsamo del Canadá
1.898	Gysi	- pasta Trio (formalde- hido, eugenato de zinc y cemento)
1.899	Scheur	- formaldehido
1.912	Callahan	- resina, cloroformo y conos
1.918	Howe	- nitrato de plata amo- niacal
1.920	Hermann	- hidróxido de Ca (Calxyl)
	Buckley	- tricresol-formol
1.921	Roy	- óxido de zinc, aristol y eugenol
1.924	Robin	- óxido de zinc, trioxi- metileno, minio y eugenol
1.927	Rickert	- plata, óxido de zinc, aristol, resina blanca, aceite de clavo, bálsamo del Canadá
1.928	Walkoff	- pasta antiséptica con yodoformo y paramonoclo- rofenol-alcanfor-mentol
1.936	Grossman	- plata precipitada, resina en polvo, óxido de zinc, eugenol, cloruro de zinc
1.945	Giovacchini	- yodoformo, glicerina, mentol y clorofenol
1.949	Badan	- óxido de zinc, bálsamo de Tolú, timol, hidrato de cloral, acetona
1.955	Maisto	- hidróxido de calcio, yo- doformo

<u>AÑO</u>	<u>AUTOR</u>	<u>MATERIALES</u>
1.958	Wach	- óxido de zinc, fosfato de Ca, subnitrate de Bi, óxido de Mg pesado, bálsamo de Canadá, aceite de clavo, eucaliptol, creosota
1.961	Nygaard Ostby	- cloropercha, bálsamo de Canadá, resina colofonia, gutapercha blanca, óxido de zinc
1.962	Laws	- hidróxido de calcio y propilenglicol

Un largo etcétera puede cerrar esta relación que casi podría prolongarse indefinidamente. Únicamente podría citarse en último lugar la pasta antiséptica lentamente reabsorbible de Maisto, puesta a punto por este autor basándose en los trabajos de Walkhoff. Su composición es a base de óxido de zinc, yodoformo, timol, clorofenol alcanforado y lanolina anhídrida; ha sido desarrollada y estudiada entre 1.941 y 1.965 (17).

E) Obturación retrógrada en apicectomías: Dentro de lo que se ha dado en llamar Cirugía endodóncica se encuentra la cirugía periapical (curetaje periapical y apicectomía) como intervenciones curativas ó correctoras de diferentes trastornos originados, generalmente, por fracasos del tratamiento endodóncico. En síntesis, trataremos aquí de la sección del extremo apical radicular y la posterior obturación del extremo del canal con un material de relleno previo el tallado de una pequeña cavidad retentiva (apicectomía con obturación retrógrada).

Son varios los materiales que se han probado para este relleno. Parece que el uso de todos ellos arranca desde el año 1.919 época en que Garvin (21) confirmó

radiologicamente la posibilidad de realizar estos rellenos por vía apical la cual ha recibido posteriormente el nombre de vía retrógrada. Todo esto ha sido corroborado muy posteriormente por Cummings (22) quien ha confirmado histologicamente que amputando unos dos ó tres mm. del ápice es posible eliminar todos los conductos que normalmente presenta el ápice.

Aunque el elemento más universalmente utilizado es la amalgama de plata se han probado otros varios con diferente resultado (gutapercha, cemento de policarboxilato, Cavit, etc.).

En 1.974 Personn y cols. (23) compararon los resultados obtenidos mediante la obturación por vía retrógrada con CAVIT y con amalgamas. El control realizado al cabo de un año demostró que los resultados eran mejores con la amalgama. En 1.975 Marcotte y cols. (24) realizaron un trabajo experimental en monos para ver la diferente tolerancia tisular obtenida utilizando amalgama y gutapercha encontrando que ambos materiales eran bien tolerados. En el mismo año Barry y cols. (25) publicaron otro trabajo en el que el cemento de policarboxilato (DURELON) aparecía como el material menos seguro frente a la amalgama y a la gutapercha.

Como se ve hay una clara preferencia por la amalgama. Sin embargo es necesario hacer algunas observaciones sobre esta preferencia. Las amalgamas comunes, ordinariamente utilizadas en Estomatología, son quiniarias, esto es, son aleación de mercurio, plata, cobre, zinc y estaño. Sin embargo la amalgama que se debe emplear para obturaciones retrógradas, en apicectomías, no debe contener zinc. Según las observaciones publicadas por Omnell en 1.959 (26) este autor comprobó que entre el zinc y los otros metales, si se utiliza la amalgama común ó quiniaria, se produce un flujo eléctrico continuo que es capaz

de generar fenómenos electrolíticos alrededor del implante, precipitándose carbonato de cinc, en los tejidos periapicales, produciéndose así un retardo en los procesos de cicatrización.

F) Implantes yustaóseos ó subperiósticos: Como su nombre indica van colocados subperiosticamente sobre la lámina de hueso compacto que rodea al esponjoso.

Más ó menos consisten, todos ellos, en una rejilla ó malla, colocada subperiosticamente, apoyada sobre el hueso compacto. De dicha malla ó rejilla emerge un número variable de muñones que, transpasando la mucosa gingival, una vez en la cavidad oral, se utilizan como anclaje de prótesis fijas ó removibles de la arcada inferior. El introductor de esta técnica parece ser Dahl hacia 1.964 (27) (28). Otros autores que se han ocupado del mismo tema son: Obwegeser en 1.959 (29); Gershkoff en 1.961 (30); Bausch en 1.966 (31), etc. Estos implantes son generalmente de cromo-cobalto y parecen haber tenido mayor aceptación en América que en Europa, a pesar de que los resultados a largo plazo no son muy satisfactorios.

Conviene recordar lo que ya se decía al principio de este capítulo en el sentido de que estos implantes tienen el gran inconveniente de ser simultaneamente internos y externos lo que, al obligar a existir una solución de continuidad en la superficie gingival, implica siempre riesgo de infección y aparición de fenómenos de intolerancia y rechazo.

G) Implantes magnéticos: Un tipo de implantes metálicos con cierta originalidad se ha realizado mediante la colocación de fragmentos submucosos magnéticos con el fin de sujetar y estabilizar prótesis dentales mucosoportadas. El fundamento de esta técnica es polémico y muy controvertido. No obstante se han realizado intentos en este

sentido como por ejemplo los de Behrman y Egan (32) hacia 1.953. Como los imanes no son materiales aptos para el implante tenían que ser previamente recubiertos con polimetilmetacrilato. Más tarde se encontró que las aleaciones de cobalto-platino y las de platino-níquel podían servir como implantes magnéticos permanentes y así Gibson (33) en 1.964 publicó la colocación de implantes magnéticos en la boca de un paciente al que había tenido que extirpar un tumor del paladar duro.

●2.6.2.- Implantes que no persiguen la reposición ó conservación de dientes.

Por razones prácticas se va a subdividir esta sección en las siguientes partes:

- A.- Implantes con finalidad diagnóstica y cefalométrica.
- B.- Sustitución de resecciones óseas.
- C.- Inmovilización de fracturas.
- D.- Cirugía de la articulación temporomandibular (ATM).
- E.- Cirugía preprotésica.
- F.- Cierre de comunicaciones bucosinusales y buconasales.

A.- Implantes con finalidad diagnóstica y cefalométrica: En este campo es interesante citar los trabajos del sueco Björd (3) (4) (5), entre 1.955 y 1.961, para seguir la evolución del crecimiento de los huesos del macizo facial mediante el estudio radiográfico sucesivo de niños a los que había implantado pequeños fragmentos metálicos (cromo-cobalto) en diferentes puntos. Los estudios de Björd han marcado un hito muy importante en el campo de los estudios cefalométricos y han aportado muchos datos en este complicado terreno.

Muy recientemente, en 1.977, y con el fin de realizar

controles radiográficos postoperatorios, Marsh Robinson ha descrito también una sencilla técnica para la colocación de pequeñas esferas de acero inoxidable de 1/16 de pulgada de diámetro, alojadas en el cuello del condilo mandibular (6).

B.- Sustitución de resecciones óseas: Actualmente los tumores, con mucha frecuencia, y los campos traumatólogo y de heridas por armas de fuego originan la pérdida más ó menos amplia de fragmentos óseos del macizo maxilofacial y muy especialmente de la mandíbula. En épocas pretéritas la tuberculosis y la sífilis no eran tampoco situaciones raras en las que había que recurrir a resecciones mandibulares parciales.

Por todo ello, desde hace mucho tiempo, los cirujanos maxilofaciales se han ocupado de reponer la pérdida ósea, con diferentes sustancias, a fin de evitar, por un lado, graves deformidades, por otro, desplazamientos de fragmentos con sus perniciosos efectos sobre la función y, en todos los casos, para conseguir la restauración protésica, posteriormente, de los dientes.

Después de utilizar diferentes materiales aloplásticos casi siempre se ha llegado, en esta región, a la conclusión de que el mejor elemento para ser implantado es el hueso autólogo. No obstante los intentos de colocación de sustancias artificiales han sido, y son, muchos; algunos ya nada recientes. Practicamente todos ellos arrancan desde el momento en que se pudo disponer del caucho vulcanizado ó ebonita, es decir el caucho endurecido. En este sentido cabe citar a Claude Martin, de Lyon, como el iniciador de estas técnicas que publicó en el año 1.889 (7) (8). El descubrimiento de la vulcanización del caucho se había producido por el norteamericano Charles Goodyear en 1.839 (ver caucho). Claude Martín puso a punto las llamadas prótesis inmediatas y valen tanto para

la mandíbula como para los maxilares. Tenían la forma de las hemiarquadas, sin los dientes, por lo que había que remodelarlas, cortarlas ó "esculpir las" al tamaño y dimensiones específicas para cada caso concreto. Iban provistas de un ingenioso sistema de canales gracias al cual realizaba el desagüe y evacuación de secreciones y exudados, y, así mismo, se podía proceder a su lavado y desinfección mediante la introducción de soluciones antisépticas.

Estas prótesis, durante el postoperatorio inmediato, eran auténticos implantes puesto que quedaban en íntimo contacto con la herida operatoria. Posteriormente, cuando la mucosa iba creciendo y se producía la cicatrización de la herida, la prótesis se transformaba en endobucal pura sin embargo ya había cumplido sus objetivos, fundamentalmente el mantenimiento de los fragmentos en posición y en servir de "guía" para la cicatrización, evitando adherencias, etc. A partir de este momento la prótesis inmediata se retiraba y era sustituida por una endobucal ya definitiva a la cual se le podían agregar dientes ó se le adosaba otra prótesis dental "sensu strictu" dotada de algún sistema de anclaje ó sujeción apropiado.

Antes de la introducción de las prótesis inmediatas, también llamadas prótesis de resección, de Claude Martin, se habían venido utilizando los llamados apósitos de resección de los cuales había muchos tipos. En síntesis consistían en alambres curvados que se fijaban por diferentes procedimientos. Si habían quedado dientes en el fragmento óseo vecino a la resección se sujetaban a los mismos mediante bandas ó coronas; si no había dientes los extremos del alambre se clavaban directamente en la esponjosa del hueso remanente. Podía ocurrir, y era frecuente, que un extremo fuera sujeto por uno de estos procedimientos y el extremo opuesto por el otro.

Todos estos sistemas siguieron utilizándose mucho incluso bastante tiempo después de la descripción del método del francés Martin así por ejemplo: SAUER (1.888), HAHL (1.896), ERNST (1.926), etc. (9) (10) (11).

Uno de estos muchos sistemas era el de PARTSCH (12) que tenía la particularidad de ser una lámina de hojalata (hojalata marca VICTORIA, era la recomendada) fijada al hueso mediante sutura metálica (1.896). De esta misma época, y como técnicas complementarias de las anteriores, datan procedimientos, más ó menos ingeniosos y útiles, para corregir las desviaciones laterales durante la apertura de la boca mediante el empleo del plano inclinado de SAUER ó el plano inclinado hasta el ángulo de la mandíbula introducido por HAHL ó la sustitución del plano inclinado por una charnela, debida, debida a HERBST, ó la articulación esférica de ZIMMER ó la articulación compensadora de ERNST mediante una vaina de deslizamiento, etc. (13).

A pesar de los muchos méritos de las prótesis de Martin Bastantes autores eran reacios a utilizarlas por temor a dejar en la zona de la herida, en ocasiones amplia, un material aloplástico que en la mayoría de las ocasiones llegaba muy cerca de la base del cráneo.

Hacia 1.895 STOPPANY, en Alemania, preparó una férula de aluminio cuya forma era semejante a la de la superficie externa de la rama horizontal de Claude Martin. Posteriormente, el también germano SCHRODER añadió a la férula de Stoppany una rama ascendente de cinc para los casos de hemirresección total con desarticulación ATM. El mismo Schöder acabó también por introducir en Alemania un sistema de maxilares de ebonita, similares a los de Claude Martin pero sin los canales de drenaje de estos, aunque sí les dotó de una cierta excavación por su superficie interior (14) (15) (16).

Como dato anecdótico, curioso e interesante puede verse que en la edición de 1.936 de "La Escuela Odontológica Alemana" se siguen recomendando estos maxilares de ebonita pero teniendo la precaución de suturarlos al hueso con hilo de bronce aluminio ó con hilo de acero inoxidable (marca Krupp), evitando las suturas con hilo de plata ya que este metal podía reaccionar con restos de azufre procedentes de la incompleta vulcanización del caucho ó ebonita y formarse sulfuro de plata lo que conlleva la rotura del hilo de plata (13).

En abril de 1.917 los españoles Aguilar y Landete (17) presentaron una comunicación en la Academia Médico-Quirúrgica Española que se titulaba "Un caso de resección mandibular y prótesis inmediata". El interés de este trabajo, que había comenzado en 1.908, se centraba en la originalidad y, a la vez, simplicidad del método. Como no es posible predecir, antes de la intervención, las dimensiones exactas del tamaño a resecar, y por lo tanto, de la prótesis a utilizar, estos autores idearon un dispositivo extensible, de uso temporal, elaborado con alambre de plata, acodado varias veces en doble S con sendas puntas en ambos extremos para ser clavadas en el hueso. Con un simple alicate se podía acortar ó alargar al tamaño adecuado.

Es necesario seguir adelante en el tiempo para llegar, con los años cuarenta a dos de las aplicaciones más importantes en el campo aloplástico: una el descubrimiento de las aleaciones de cromo-cobalto por Venable y Stuck (ver capítulo correspondiente a cromo-cobalto) y otra la introducción en el mundo implantológico de los acrílicos ya conocidos desde la época de la Primera Guerra Mundial pero no utilizados en Cirugía hasta mucho después. En este sentido cabe citar a Freeman en 1.948 y a Conley en 1.951 (18) que utilizaron prótesis de VITALLIUM fijadas al hueso mediante tornillos y pernos así como a Healey (20)

que, en 1.954, utilizó implantes de acrílico que reproducían, más ó menos fielmente, el fragmento mandibular extirpado. Posteriormente se han ido probando, con diferente fortuna, otros materiales como la silicona, etc. pero parece que siempre se llega a la conclusión de que el mejor material a emplear, en esta zona, es el hueso autólogo.

C.- Inmovilización de fracturas: Muchos son los materiales y procedimientos empleados para este fin. A su vez unos pueden ser implantes definitivos mientras que otros, por las razones que interesen, sólo se mantienen colocados un tiempo, como implantes temporales, mientras dura la reparación ósea. Pueden distinguirse dos grupos de intervenciones en este campo:

- Osteosíntesis con alambres ó agujas metálicas.
- Osteosíntesis con placas y tornillos.

Osteosíntesis con alambres ó agujas metálicas.- El empleo de agujas de Kirschner como material de osteosíntesis para los huesos de la cara fué introducido en 1.928 por el danés Ipsen (21). Las primeras aplicaciones del procedimiento fueron fracturas mandibulares difundiendo el método muy rápidamente en USA por Barret Brown y en Francia por Cadenat. El tipo de material utilizado viene a ser casi sistemáticamente el mismo: alambre de Kirschner de acero inoxidable de un diámetro que oscila entre 8-15/10 mm. (21).

No obstante, y por lo que respecta a los alambres, puede citarse que la sutura ósea es el modo de osteosíntesis mandibular más corrientemente utilizado. Desde sus comienzos se ha empleado la vía bucal y el hilo de plata KINLOCH, de Charleston (1.858). Posteriormente a la plata se utilizaron otros hilos, como el de cobre en diversas aleaciones. Actualmente todos han sido sustituidos, con

ventaja, por los alambres de acero inoxidable (22).

Milton Adams marcó un hito importante en la cirugía maxilofacial mediante colgamientos craneofaciales y faciales, desde la apófisis fronto-cigomática ó desde el arco cigomático a las arcadas dentarias bloqueadas por medio de férulas, hasta obtener la consolidación ósea, por fractura u osteotomía. Este es un proceder vigente aún en la actualidad e indicadísimo (23).

Osteosíntesis con placas y tornillos.-Desde el final de la Primera Guerra Mundial, para reducir e inmovilizar fracturas mandibulares, se han utilizado, básicamente, cuatro técnicas que posteriormente han sufrido combinaciones y modificaciones. Se pueden resumir, según KHEDRO, en:

- Ligaduras interdentes-intermaxilares.
- Aparatos para fijación intraoral.
- Aparatos para fijación extraoral.
- Reducción y fijación transósea mediante cirugía abierta.

La osteosíntesis, en general, mediante placas y tornillos metálicos, comenzó a utilizarse sistemáticamente en Cirugía Ortopédica y Traumatología hacia finales del siglo XIX (ver capítulo dedicado a osteosíntesis). En este capítulo nos vamos a referir a los dos últimos de los cuatro procedimientos enunciados anteriormente.

En el año 1.918 Pickerell (24) publicó sus trabajos realizados con tornillos colocados extraoralmente para la inmovilización de fragmentos del reborde mandibular en heridas de guerra. Este autor fijaba a los tornillos una tira metálica de níquel-plata para dar más estabilidad a la inmovilización. Posteriormente, en 1.931 Bosworth (25) y Conn (26) utilizaron un dispositivo, también extraoral, en forma de larguero ó travesaño ajustable que

permitía estabilizar una serie de "pins" metálicos los cuales, a su vez, se clavaban en los fragmentos fracturados.

Entre 1.936 y 1.938 Anderson (27) (28) describió el aparato que lleva su nombre para el tratamiento de las fracturas de huesos largos e inmediatamente fue adaptado por Dubourg y Barroux en 1.938 (29) para el tratamiento de las fracturas mandibulares. Durante la segunda Guerra Mundial se utilizó una gran cantidad de sistemas basados en el aparato primitivamente diseñado por Anderson para el tratamiento e inmovilización de fracturas mandibulares. En 1.963 los autores Robinson y Yoon (30) publicaron los trabajos que habían comenzado en 1.957 sobre el uso de placas de acero dobladas en L para el tratamiento de fracturas mandibulares. Esta misma placa ya había sido utilizada en 1.913 por Souttar para la reducción e inmovilización de fracturas transversas de huesos largos.

El metal utilizado para estos fines suele ser acero inoxidable del tipo 18-8-Mo (especificación nº 316 del American Steel and Iron Institute) es decir, aceros que contienen un 18% de cromo, un 8% de níquel y un 2-3% de molibdeno (ver aceros). Estas placas dobladas en L constan de una porción "inlay" de 2mm. de ancho y otra "onlay" de 4mm. de ancho por una longitud de 12'7 a 29 mm. La porción "inlay" se introduce en una ranura ó muesca que se talla en el hueso mientras que la porción "onlay" contiene de 4 a 10 agujeros para los tornillos. Dichos tornillos tienen de 6'5 a 9'5 mm. de longitud, son de cabeza plana y exagonal y están hechos del mismo material que las placas. Gracias a la porción "inlay" del doblado en L sólo son suficientes 2 tornillos para una buena inmovilización (31).

Posteriormente han surgido multitud de tipos de placas ó "mallas" para osteosíntesis así como tornillos ge-

neralmente de cromo-cobalto ó de acero.

Una aportación interesante puede ser señalada en 1.963 por Hinds (32) que utilizó tiras de tantalio perforadas para fijar y unir fragmentos de injertos óseos.

D.- Cirugía de la articulación temporomandibular con materiales implantables: La ATM también ha sido objeto de gran atención en el campo aloplástico debido a la patología compleja que, en ocasiones, presenta. Por ello es también amplio el abanico de posibilidades que existe para introducir, con diferente fortuna, materiales artificiales en esta zona. Las intervenciones que se pueden realizar en el campo implantológico se pueden clasificar del siguiente modo:

- Tratamiento de la luxación recidivante con materiales artificiales.
- Materiales de interposición.
- Sustitución del cóndilo mandibular con materiales artificiales.

Tratamiento de la luxación recidivante de la ATM con materiales artificiales.- Se han hecho intentos de introducir diferentes dispositivos cuya finalidad es la de frenar ó restringir el movimiento anormal del cóndilo mandibular hacia adelante. En este sentido cabe citar los trabajos de Findlay en 1.964 (33) consistente en la colocación de un "pin" ó pequeño clavo en la apófisis zigomática del hueso temporal para actuar de freno al cóndilo durante su desplazamiento anómalo. Posteriormente, Georgiade en 1.965 (34) utilizó tiras de MERSILENE y muy recientemente, en 1.978, Howe (35) ha descrito un curioso implante elaborado con malla de VITALLIUM consistente en una lámina longitudinal atornillada a la apófisis zigomática sobre la que, a su vez, va unido un pequeño prisma triangular colocado transversalmente que es el que

hace de tope para que el cóndilo mandibular no se desplace hacia adelante.

Actualmente lo más eficaz es el injerto autógeno de cresta iliaca colocado bajo el periostio del cóndilo del temporal e inmovilización durante un mes. De esta forma se aumenta el relieve del cóndilo temporal impidiendo la recidiva.

Materiales de interposición.- Al igual que en otras articulaciones, muchos autores se han ocupado de interponer materiales artificiales entre ambas superficies articulares de la ATM cuando existe lesión ó "incongruencia" entre las mismas. (Algunos autores llegan a hablar de la auténtica "sustitución" del menisco interarticular). En este sentido puede citarse a Brophy en 1.915 (36); Padgett en 1.948 (37) y Chirstenson en 1.964 (38) como algunos de los que se han ocupado del problema tratando de solucionarlo con láminas metálicas. En este sentido pueden utilizarse metales como el oro ó el VITALLIUM, debidamente pulimentados para disminuir al máximo el riesgo de irritación tisular aunque siempre se tropieza con la incognita de la posible emigración del implante. También se han utilizado por Goodsell en 1.958 finas laminillas de tantalio (39). Por lo que respecta a los materiales sintéticos (evidentemente nos referimos a los plásticos) igualmente los intentos han sido numerosos y diversos entre los que merece la pena citar a Gordon en 1.957 y 1.958 con pequeñas cúpulas de polietileno ó de acrílico (40) (41); en el mismo año Beekhuis (42) con TEFLON ó en 1.969 Hansen y Deshazo (43) con pequeños discos de SILASTIC, etc. En 1.970 ha entrado en cirugía maxilofacial un nuevo material en el que tal vez resulte interesante detenerse brevemente. Se trata del PROPLAST (hasta ahora no lo conocemos con otro nombre que no sea el comercial) un material poroso constituido por politetrafluor-

etileno y fibras de carbono glasificadas; de él se habla con más detalle en el capítulo "Plásticos" del presente trabajo. Este material puede ser cementado sobre cualquier superficie metálica y presenta la particularidad de que, debido a su gran porosidad, una vez implantado, es invadido por los tejidos circundantes. Esto tiene un indudable valor puesto que cuando se trata de reconstruir la función de una ATM anquilosada y se recurre a la extirpación del cóndilo y del menisco alterados puede sentirse la necesidad de reponer la pérdida de sustancia habida con algún material. Si se utiliza, por ejemplo, un metal es prácticamente imposible darle la forma deseada exacta para que "ajuste" perfectamente en el espacio remanente. Con el PROPLAST puede ser recubierta la superficie del cóndilo metálico (adhiriéndole al mismo previamente). Posteriormente, los tejidos vecinos, en su crecimiento, invadirán el PROPLAST y quedará reconstruido el nuevo cóndilo adaptado a las dimensiones precisas de la cavidad glenoidea. La primera intervención realizada según el esquema descrito se realizó en 1.970 en el Hospital Metodista de Houston (Texas) a un muchacho de 19 años portador de una anquilosis temporomandibular bilateral. Posteriormente se ha utilizado también el PROPLAST, como implante, para la reconstrucción de defectos faciales y para el aumento de procesos alveolares, como cirugía pre-protésica, en pacientes con grandes reabsorciones (44) (45) (46).

Sustitución del cóndilo mandibular con materiales artificiales: Aunque ya en el epígrafe anterior se ha mencionado algo que entra de lleno en lo que se puede llamar sustituciones del cóndilo es necesario recalcar que aquí más bien se trata de resecciones amplias de la hemimandíbula que engloban también el cóndilo. En este sentido cabe citar los trabajos de Kleitsch, publicados en 1.951 (47) sobre reconstrucciones de una hemiman-

díbula y la articulación temporomandibular con prótesis de VITALLIUM. En 1.960 también comenzó el equipo de Hahn y cols. (48) a implantar mallas de VITALLIUM en una serie de casos de los cuales el primero consistía en una prótesis hemimandibular que se extendía desde la línea media hasta el cóndilo.

Para los casos de resección del cóndilo mandibular se han empleado cúpulas metálicas de acrílico, de polietileno, de cromo-cobalto, de silicona, etc. (38) (49) (50) (51), pero es un tema controvertido y sometido como tantos otros, en esta región, a múltiples polémicas. En la actualidad las opiniones están muy divididas entre los partidarios de los injertos de cartílago autólogo ó heterólogo (cartílago de ternera liofilizado ó congelado durante varios meses) y los partidarios de los materiales aloplásticos.

E.- Cirugía preprotésica: La cirugía implantológica también ha intentado llenar un campo conflictivo y polémico como es el de la cirugía preprotésica. Estas intervenciones tienen por objeto aumentar la apófisis alveolar mandibular en pacientes edéntulos que presentan una gran atrofia de esta zona y en los que la construcción de una dentadura artificial plantea muchas incongnitas en cuanto al futuro de su estabilidad dentro de la boca.

Las primeras intervenciones con materiales artificiales, en este campo, iban encaminadas a ampliar el vestíbulo bucal y se deben a Esser (54) quien las empleó hacia 1.917. Este autor se valía de la godiva como un implante temporal que a modo de "guía" introducía en la vestibulotomía mientras se producía la cicatrización de una autoplastia realizada con injerto libre de piel, no de espesor total, extraído con dermatomo y con la cara cruenta hacia afuera. Esta intervención se hace poco actualmente

pero de alguna manera conserva todavía vigencia.

Sin embargo, como se dijo al principio, la auténtica cirugía preprotésica con materiales implantables tiene por objeto la colocación de una aloplastia submucosa con el fin de "elevar" la apófisis alveolar atrófica. Los materiales que más se han ensayado para este fin han sido el polivinil-alcohol, la acrilatoamida, las siliconas y el PROPLAST. Con el polivinil-alcohol Struthers realizó hacia 1.955 un estudio experimental (55) para emplearlo como sustitutivo del hueso. Posteriormente Dresser (56) en 1.959 publicó los resultados de un trabajo experimental sobre la respuesta tisular frente a este material implantado en mandíbulas de perros. En 1.960 Lewin-Epstein (57) publica un informe preliminar sobre el empleo del polivinil-alcohol en alveoloplastias.

Con esponja de acrilato-amida publicaron en 1.965 McFall y cols. (58) un trabajo sobre la implantación de esponja de acrilatoamida subcutánea y subperiosticamente en ratas blancas por vía intraoral. Posteriormente Henefer y cols. (59) lo han utilizado, también en forma experimental, implantado en mandíbulas de monos para que sirviera de "matriz" al hueso circundante durante el proceso de reparación.

Por lo que respecta a las siliconas, como material implantable, para aumento de la cresta alveolar, hay que señalar los trabajos de Boucher, entre 1.964 y 1.965 (60) (61), en que este autor inyectó tres tipos diferentes de silicona líquida para aumento de la apófisis alveolar. En 1.968 Gatewood y cols. (62) utilizaron una combinación de silicona y DACRON para reconstruir la cresta alveolar total ó parcialmente reabsorbida.

En cuanto se refiere al PROPLAST, material que también se ha utilizado con éxito como material implantable en esta zona, los primeros trabajos que se realizaron con

él para aumento de la cresta alveolar comenzaron en octubre de 1.971 (63).

F. Cierre de la comunicación oro-antral con materiales aloplásticos: la comunicación permanente entre el seno maxilar y la cavidad oral es una eventualidad que se produce, en ocasiones, generalmente por trauma externo ó trauma quirúrgico (exodoncia) y, a veces, resulta una lesión pertinaz y rebelde a diferentes tratamientos por lo que muchos autores se han ocupado en intentar su cierre mediante materiales artificiales. En este sentido cabe citar a BUDGE (64) (65) que lo ha intentado entre 1.951 y 1.952 con pequeñas láminas de tantalio, al igual que MCCLUNG también en 1.951 con el mismo material (66). En 1.956 CROLIUS (67) empleó láminas de oro al igual que, más recientemente, en 1.964 FREDRICKS (68).

Actualmente estas comunicaciones se cierran habitualmente mediante autoplastias con colgajos de vecindad.

BIBLIOGRAFIA SOBRE CIRUGIA ORAL Y MAXILOFACIAL.

ESTOMATOLOGIA.

BIBLIOGRAFIA SOBRE IMPLANTES QUE PERSIGUEN LA REPOSICION
O CONSERVACION DE DIENTES:

- 1.- Citados por RITACCO A. y cols. en "Implantes endodónticos intraóseos". 1ª Ed. Ed. Mundi. Buenos Aires. 1.967. p. 33-49.
- 2.- SCIALOM J.: "L'Evolution Odonto-Implantologique". Editorial 2. 3-4 Marzo, 1.964.
- 3.- SCIALOM J.: "Une Nouvelle Technique sous"Base-Support". Fixe ou Amovo-Inamovible est Née". Evol. Odonto-Implant. 2. 14-44, Marzo 1.964.
- 4.- SCIALOM J.: "Une Decouverte fortuite: Les implants Aiguilles". Inform. Dent. 44, 737-742. Marzo, 1.962.
- 5.- SCIALOM J.: "Les implants Aiguilles a l'heure Implantaire". Inform. Dent. 44. 1.607-1.616; mayo 1.962.
- 6.- SOUZA M.: "Estabilizacion intraorea in aplicación en las apicectomías y en organos Paradentoricos". Rev. Asoc. Odont. Argent. 42. 325-341. Agosto de 1.954.
- 7.- BRUNO B.G.A.: "Estabilización Intraorea. Nuevas Aco-taciones de Trabajos Originales, Adaptación y ampliación de casos Prácticos a través del Estabilizador- Muñoz". Odont. Uruguay 8, 311-325, Mayo 1.954.
- 8.- STAEGEMANN V.G.: "Die Stifverbolzung Yeldkerten Zähne". Zahnärztl Rdsch. 67, 263-269, Febrero 1.958.
- 9.- ORLAY H.G.: "Endodontic Splinting Treatment in Perio-dontal Disease". Brit. Dent. J. 108, 118-121, Feb, 1.960.
- 10.- ORLAY H.G.: "Consolidation des Dents Mobiles a l'aci-de d'Implants Stabilizateurs". L'Evolution Odonto-Implan-tologique. 2. 28-32, Mayo 1.964.

- 11.- ORLAY H.G.: "Splinting with Endodontic Implants Stabilizers". dent. Pract. 14, 481-491, Agosto, 1.964.
- 12.- ORLAY H.G.: "A new Universal Prosthetic Implants Technique. The Pin Implants of Scialon". J. Oral Implant Transplant Surg. 1.965 (monografía).
- 13.- ORLAY H.G.: "Stabilization with Endodontic Implants". J. Oral Implant Transplant Surg. Londres. 1.965 (monografía).
- 14.- ORLAY H.G.: "Contention par Implantation de Stabilisateurs Transradiculaires". Inform. Dent. Oct. 1.966 (monografía).
- 15.- RITACCO A.A. y cols.: "Implantes endodónticos intra-óseos". 1ª Ed. Editorial Mundi. Buenos Aires, 1.967.
- 16.- LERMAN S.: "Historia de la Odontología y su ejercicio legal". 2ª Ed. Editorial Mundi. Buenos Aires. 340-341. 1.964.
- 17.- MAISTO O.A.: "Endodoncia". Ed. Mundi. Buenos Aires. 15 1.967.
- 18.- ZABOTINSKY A.: "Técnica de dentística conservadora. Preparación de cavidades" Librería Hachette S.A. Buenos Aires.
- 19.- GAILLARD Y NOGUE : "Tratado de Estomatología". Tomo IV Ed. Pubul. Valencia, 1.921.
- 20.- HERMANN B.W.: "Der desinfektorische wert des Calxil". Zahnärztl. Rundsch. 44, 1.929-1.934. 1.935.
- 21.- GARVIN M.H.: "Foci of infection in relation to nonvital teeth". Jour. Nat. Dent. Assoc. 6, 195, 1.919.
- 22.- CUMMINGS: Citado por INGLE en "Endodoncia". Ed. Interamerican. 2ª Edición. México, 1.976. p.607.
- 23.- PERSON G. y cols.: "Results of retrograde root filling with amalgam and cavit as materials". Swedish Dent. Jour. 67, 123, 1.974.

- 24.- MARCOTTE L.R. y cols.: "Apical healing with retrofilling materials amalgam and guttapercha". Jour. Endodontic. 1, 63, 1.975.
- 25.- BARRY G.N. y cols.: "Comparison of apical sealing methods". Oral Surg. 39, 806, Mayo 1.975.
- 26.- OMNEL K.A.: "Electrolytic precipitation of zinc carbonate in the jaw". Oral Surg. 12, 846, 1.959.
- 27.- DAHL G.: "Superplants" L'Evolution Odonto-Implantologique. 23-27, Mayo 1.964.
- 28.- DAHL G.: "Some Aspects of the use of Intramucosal inserts". J. Oral Implant. Transplant Surg. 12, 61-65, Dic. 1.966.
- 29.- OBWEGESER H.L.: "With Subperiosteal implants". Oral Surg. Oral Med. and Oral Path. 12, 777-786, Jul. 1.959.
- 30.- GERSHKOFF y cols.: "Dentaduras implantadas" Librería Panamericana. Es. As. 1ª Ed. 19-36, 1.961.
- 31.- BAUSCH E.: "Laboratory Requirements for the Construction of Subperiosteal Vitallium Implants" J. Oral Implant Transplant Surg. 12, 9-11, Diciembre 1.966.
- 32.- BEHRMAN S.J. y EGAN G.F.: "The implantation of magnets in the jaw to aid denture retention original brief research report N.Y." dental Journal. 19, 353, 1.953.
- 33.- GIBSON T.: "Locally malignant and radioresistant tumours of the face". Plastic and Reconstructive Surgery. 34, 491, 1.964.

BIBLIOGRAFIA SOBRE IMPLANTES QUE NO PERSIGUEN LA REPOSICION O CONSERVACION DE DIENTES:

- 1.- Citados por GAILLARD Y NOGUE en "Tratado de Estomatología" T. VIII titulado: "Enfermedades quirúrgicas de la boca y de los maxilares". Ed. Pubul. Barcelona, 1.926. p.45-46.

- 2.- Citado por KIRSCHNER M. en "Tratado de Técnica Operativa General y Especial". T.II. 2a Parte. Ed. Labor 1.940, p.547-548.
- 3.- BJORD A.: "Cranial Bone Development". Am. Jour. Orthodont. 41. 199-255. 1.955.
- 4.- BJORD A.: "Facial Growth in Man Studied with the Aid of Metallic Implants". Acta Odont. Scand. 13. 9-34. 1.955.
- 5.- BJORD A.: "Roentgencephalometric Growth Analysis". En: Pruzansky Samuel "Congenital Anomalies of the Face and Associated Structures". Charles C. Thomas Springfield. Illinois. 1.961.
- 6.- ROBINSON M.: "A simple Metal Bone Implant for Postsurgical Radiographic Evaluation". Journal Oral Surgery. 35, 510. 1.977.
- 7.- MARTIN C.: "De la Prothese Immediate Appliquee à la Resection des Maxillaires". Masson et C. Paris 1.889.
- 8.- MARTIN C.: "De la Próthese après Resections du Maxillaire Inferieure". Rev. de Chir. 790. 1.905.
- 9.- SAUER: "Herstellung eines Künstlichen Unterkiefers Usw". Ref. Zbl. Chir. 1.088.
- 10.- HAHN: "Ueber Verbände und Prothesen nach Resektion am Unter Kiefer". Berl. Klin. Wschr. 33. 1.896.
- 11.- ERNST: "Prothesen nach Ober und Unterkieferresektion". En: "Kirschners-Nordman Chirurgie". Berlin. Urban & Schwarzenberg. 4. I. 1.926.
- 12.- PARTSCH: "Ueber Unterkieferresektion und Unterkieferersatz". Allg. Klin. Z. stg. 93. 1.896.
- 13.- Citados en "La Escuela Odontológica Alemana". Ed. Labor T.I. p. 465. 1.936, (así como las 4 citas anteriores y las 3 posteriores en la p.484.).
- 14.- STOPPANY: "Kiefersatz". Korresp. Bl. Zahnärzte. 319.1.895.

- 15.- SCHRODER H.: "Die Anwendungsweise Zahnärztlicher Prothetik im Bereiche des Gesichtes und mit Besonderer Berücksichtigung des sofortigen Keiferersatzes nach Resektionen." Korresp. bl. Zahnärzte. 1.901.
- 16.- SCHRODER H.: "Resektionsprothesen". Odont. bl. 1.903.
- 17.- Citados por GAILLARD Y NOGUE en: Tratado de Estomatología. Ed. Pubul. Barcelona. Tomo VIII p.453-458. 1.925.
- 18.- FREEMAN B.S.: "The use of Vitallium plates to maintain function following resection of mandibule". Plastic and Reconstructive Surgery 3, 73, 1.948.
- 19.- CONLEY J.J.: "Use of Vitallium prosthesis and implants in reconstruction of mandibular arch". Plastic and Reconstructive Surg. 8, 151, 1.951.
- 20.- HEALEY M. y cols.: "The use of acrylic implants in one Stage reconstruction of mandibule". Surgery, Gynecol. and Obst. 98, 395, 1.954.
- 21.- IPSEN: Citado por CADENAT H. y cols. en "Mise au point sur l'utilisation des broches de Kirschner dans les fractures de la face". Revue de Stomatologie. Paris, 74, 8, 698-705, 1.973.
- 22.- BATAILLE R. y cols.: Chirurgie Maxillofaciale. Technique Operatoire. Julien Prelat Editeur. Paris. 1.962 p. 145.
- 23.- ADAMS M.: Citado por CALATRAVA L. en: Lecciones de Patología Quirúrgica Oral y Maxilofacial. Ed. Oteo. Madrid 1.980. p. 402.
- 24.- PICKERELL H.P.: "Methods of control of fragments in gunshot wounds of the jaws". Lancet. 2, 195, 1.918.
- 25.- BOSWORTH D.M.: "Skeletal distraction". Surg.Gynec. and Obst. 52, 893, 1.931.
- 26.- CONN H.R.: "The internal fixation of fractures". Jour. Bone Joint. Surg. 13, 261, 1.931.

- 27.- ANDERSON R.: "Ambulatory method of treating fractures of the shaft of the femur". Surg. Gynec. and Obstet. 62, 865, 1.936.
- 28.- ANDERSON R.: "Ambulatory method of treating femoral shaft fractures utilizing fracture table for reduction. Amer. J. Surg. 39, 538, 1.938.
- 29.- DUBOURG G. and BARROUX R.: "Technique de reduction et de contention des fractures graves de jambe par une quadruple transfixation tibiale". Presse Med. 46, 126, 1.938.
- 30.- ROBINSON MARSH and YOON.: "L splint for the fractured mandibule: a new principle of plating". Jour. Oral Surg. Anesth. Hosp. Dent. Serv. 21, 395, 1.963.
- 31.- MESSER E.J. y cols.: "Use of intraosseous metal appliances in fixation of mandibular fractures". Jour. Oral Surg. 25, 495, 1.967.
- 32.- HINDS E.C. y cols.: "Use of tantalum trays in mandibular Surgery". Plastic and Reconstructive Surgery. 32, 439, 1.963.
- 33.- FINDLAY J.A.: "Operation for arrest of excessive condylar movement". Jour. Oral Surg. 22, 110, 1.964.
- 34.- GEORGIADIS N.: "Surgical Correction of Chronic Luxation of the Mandibular Condyle". Plast.Recons. Surg. 36, 339, 1.965.
- 35.- HOWE A.G. y cols.: "Implant of Articular Eminence for Recurrent Dislocation of the Temporomandibular Joint" Jour. Oral. Surg. 36, 523-526. 1.978.
- 36.- BROPHY T.W.: "Oral Surgery. Blakinston Co. Philadelphia. 1.915. p.463.
- 37.- PADGETT E. y cols.: "Ankylosis of temporomandibular joint". Surgery, 24, 426, 1.948.
- 38.- CHRISTENSEN R.W.: "Mandibular joint Arthrosis corrected by the insertion of a cast-Vitalium glenoid fossa prosthesis.

Journal Oral Surg. 17, 712, 1.964.

39.- GOODSELL J.: "Tantalum in Temporomandibular Joint Arthroplasty". Journal of Oral Surgery, 16, 517, 1.958.

40.- GORDON S.: "A Prosthetic Mandibular Heard: Case Report". Plastic and Reconstruct. Surg. 20, 62, 1.957.

41.- GORDON S.: "Surgery of the temporomandibular joint" American Journal of Surgery. 95, 263, 1.958.

42.- BEEKHUIS G. y cols.: "Trismus; Etiology and management of inability to open the mouth". Laryngoscope 75, 1.234, 1.965.

43.- HANSEN W.C. y cols.: "Silastic Reconstruction of Temporomandibular joint meniscus". Plastic and Reconstructive Surgery". 43, 388, 1.969.

44.- HINDS E.C. y cols.: "Use of a biocompatible interface for binding tissues and prostheses in temporomandibular joint Surgery". Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 38, 4. 512-519. 1.974.

45.- KENT J.N. y cols.: "Condylar Reconstruction: Treatment Planning". Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 37, 4. 489-497. 1.974.

46.- JANEKE J.B. y cols.: "Proplast in Cavity Obliteration and Soft Tissue Argumentation". Archives of Otolaryngology. 100. 1.974.

47.- KLEITSCH W.P.: "Vitallium reconstrucción of hemimandible and temporomandibular joint". Plast. Reconstr. Surg. 7, 244, 1.951.

48.- HAHN G.W. y cols.: "Chrome-cobalt mesh mandibular prosthesis". Jour. Oral. Surg. 27, 5, 1.969.

49.- PENNISI y cols.: "The use of MARLEX 50 in plastic and reconstructive surgery". Plastic and Reconstruct. Surg. 30, 254, 1.962.

- 50.- WILDE J.N. y cols.: "Use of polyethylene plate in plastic surgery". Plastic and Reconstr. Surg. 33, 349, 1.964.
- 51.- BROWN J.B. y cols.: "Silicone and Teflon prosthesis including full jaw substitution; laboratory and clinical studies of Ethern". Annals of Surg. 157, 932, 1.963.
- 54.- ESSER J.F.S.: "Studies in Plastic surgery of the Face". Ann. Surg. 65, 247, 1.917.
- 55.- STRUTHERS A.M.: "Experimental Study of polyvinil sponge as a substitute for bone". Plastic and Reconstr. Surg. 15, 274, 1.955.
- 56.- DRESSER W.J. y cols.: "Study of tissue response to polyvinil resin sponge implants in the jaws of dogs". Journ. Oral Surg. Anesth. and Hosp. D. Serv. 17, 3, 1.959.
- 57.- LEWIN-EPSTEIN J.: "Use of polyvinil alcohol sponge in alveolo plasty: a preliminary report". Jour. Oral. Surg. Anesth. And Hosp. D. Serv. 18,453, 1.960.
- 58.- MCFALL T.A. y cols.: "A study of acrylato-amide foam in experimental orofacial surgery". Jour. Oral Surg. 23, 108, 1.965.
- 59.- HENEFER E.P. y cols.: "Acrylate-amide sponge for repair of alveolar bone defects". Jour. Oral Surg. 26, 577, 1.968.
- 60.- BOUCHER L.J.: "Injected Silastic in ridge extension procedures" jour. Prosth. Dental 14, 460, 1.964.
- 61.- BOUCHER L.J.: "Injected Silastic for tissue proteccion" Jour. Prosth. Dental 14, 73, 1.965.
- 62.- GATEWOOD J.B. y cols.: "Reconstruction of the alveolar ridge with silicone-Dacron implants: a pilot study". J. Oral Surg. 26, 441, 1.968.
- 63.- PROPLAST ridge for alveolar ridge augmentation product Information. Monografía editada en USA por la firma que los

comercializa SKSS; 194 Dic. 1.974.

64.- BUDGE C.T.: "Edentulous Antra-oral Opening Closed by Tantalum Plate". D. Survey 27, 953, 1.951.

65.- BUDGE C.T.: "Closure of an Antraoral Opening by use of the Tantalum Plate". Jour. Oral Surg. 10, 32, 1.952.

66.- MCCLUNG E.J. y cols.: "Tantalum Foil Used in Closing Antro-oral Fístulas". U.S. Armed Forces M. J. 2, 1.183, 1.951.

67.- CROLIUS W.E.: "Use of Gold Plate for the Closure of Oro-antral Fistulas". Oral Surg. Oral Med. Oral Phatology. 9, 836, 1.956.

68.- FREDRICKS H.J.: "Closure of Oro-antral Fistula with Gold Plate: Report of Case". Jour. Oral Surg. 23, 650-54, 1.965.

2.7.- CIRUGIA TORACICA.

La cavidad torácica encierra órganos tan dispares como los pertenecientes a los aparatos respiratorio y circulatorio, parte del aparato digestivo, órganos linfáticos, tejido nervioso, etc. Algunos de ellos son susceptibles de recibir ó ser sustituidos, al menos en parte, por materiales aloplásticos. Varios ya han sido estudiados en el apartado dedicado, en este trabajo, a cirugía cardiovascular. Quedan, no obstante, por ver los siguientes:

- Prótesis esofágicas.
- Prótesis traqueales.
- Materiales artificiales después de toracoplastias y neumolisis.
- Membranas para intercambios gaseosos en circulación extracorpórea.

• 2.7.1.- Prótesis esofágicas.

La aparente simplicidad anatómica y funcional del esófago puede hacer pensar en su relativa facilidad para ser sustituido por vía protésica. Desgraciadamente las cosas no son así. El esófago no es un simple conducto que une boca con estómago, como muchas veces se le define. Su pared trabaja, mediante sus capas musculares, de una forma específica y concreta, haciendo discurrir el bolo alimenticio y los líquidos en una sola dirección. Existen, además, de forma natural, mecanismos anatómicofisiológicos que impiden el reflujo gástrico hacia el esófago.

Todo lo dicho centra un poco la problemática que se deriva de la posible sustitución protésica del esófago en dos aspectos muy concretos:

- a) La sustitución en sí misma del conducto.
- b) El empleo de sistemas valvulares adecuados que impidan el reflujo

Por ello, hoy día, las aloplastias esofágicas son un buen desafío para la técnica quirúrgica ya que la oclusión completa del lumen esofágico no es exclusiva, ni mucho menos, de las tumoraciones malignas. Existen muchos problemas benignos que se beneficiarían grandemente de este tipo de sustituciones ó "interposiciones". Todo ello cobra aún más importancia si se piensa que las soluciones "biológicas" que hoy brinda la cirugía para estos casos, y que pueden resumirse en los dos métodos principalmente utilizados -elevación del estómago hacia el mediastino ó interposición de un segmento de intestino- estan lejos de ser enteramente satisfactorias.

Los primeros intentos para tratar de superar la obstrucción esofágica, por tumores malignos, fueron realizados por Symonds (1) en 1.887 que comenzó colocando tubos permanentes, a lo largo de la luz esofágica, con el fin de salvar el obstáculo. La inserción de estos "catéteres" la hacía desde la boca. En 1.914, Guisee (2) utilizaba tubos de goma bajo visión directa y en 1.924 Souttar (3) también utilizaba catéteres de goma pero que tenían la particularidad de llevar incorporados en su pared alambres de plata arrollados en espiral.

La década de los años cincuenta de la centuria presente coincide con la introducción, en casi todas las especialidades de la cirugía, de los plásticos como materiales aloplásticos. No es hasta 1.954 cuando comienza a utilizarse el plástico en cirugía esofágica con Coyas (4) para dos años después aparecer el primer tubo utilizado por Mouseau y Barbin (5), también de plástico, que fué el precursor del utilizado por Celestin (6) en 1.959 siendo actualmente uno de los más difundidos.

dos. Es de polietileno y de sección oval.

Sin embargo, de todos los sistemas referidos hasta aquí, ninguno constituye un auténtico implante ya que lo que hacen es "repermeabilizar" el conducto esofágico.

La interposición de un fragmento de material artificial como elemento de sustitución de una porción de esófago es muy compleja. El primer problema que hay que superar es el de la sutura ó medio de unión entre el tejido vivo y el inerte debido al peligro de que el contenido esofágico "rezume" hacia el mediastino. Se han hecho intentos que merecen la pena ser tenidos en cuenta como por ejemplo Klopp (7) que en 1.951 utilizó tubos de polietileno; Bermann que entre 1.950 y 1.956 utilizó nylon y otros plásticos (8) (9); Sheena que utilizó Marlex (10) en 1.962; Fryfogle silicona y DACRON en 1.963; Mark y Briggs (1.964) TEFLON; La Guerre (1.968) Hydron recubierto por TEFLON y DACRON (11) (12) (13); etc. No obstante el problema no está resuelto y el camino queda abierto a todas las investigaciones.

Por lo que se refiere a la posible inserción de un dispositivo valvular en las prótesis esofágicas merece la pena citar los trabajos de Black, Melcher y Oliver (1.971) como estudios preliminares de válvulas uni ó bidireccionales (14) (15).

•2.7.2.- Prótesis traqueales.

De un trabajo publicado en el Journal Thoracic and Cardiovascular Surgery por Borrie y cols. en junio de 1.973 (16) transcribimos las siguientes palabras: "Nadie que haya permanecido varios años trabajando en cirugía torácica puede negar que hay ocasiones en que, para salvar una vida, se siente la necesidad de disponer de una

eficaz y verdadera prótesis traqueal para la bifurcación. De cuando en cuando uno vé cilindromas relativamente benignos ó adenomas que alcanzan la carina ó que se extienden más de 5 cm. por la pared traqueal. La anastómosis término-terminal del tejido traqueal remanente no es posible ni segura".

Con este comentario queda suficientemente planteada la problemática de la eventual sustitución protésica de la traquea, (tanto de segmentos rectos como de la bifurcación), intervención que está todavía lejos de ser una práctica rutinaria en la clínica quirúrgica.

Se han realizado varios intentos, en diferentes ocasiones, con diversos materiales. Así, hacia 1.968 se ha ensayado el Marlex (un polietileno) para reconstruir defectos circunferenciales de la traquea (17). Sin embargo los resultados no fueron alentadores debido a hemorragia fatal por erosión de la aorta y estenosis cicatricial del implante (17).

Mejores perspectivas parecen haberse obtenido con el SILASTIC (una silicona). Con este material empezaron a trabajar experimentalmente en perros Graziano y cols. hacia 1.967 (parece que anteriormente ya se había ensayado algún otro material) (18) y se llegaron a colocar siete segmentos rectos individuales de silicona en el hombre como sustitución de porciones de traquea (19). Es interesante destacar el trabajo de Neville y cols. (19), publicado en 1.972, en el que menciona los 7 casos citados anteriormente y en el que refiere el implante de silicona para la bifurcación traqueal colocado en una paciente que por presentar un adenocarcinoma quístico fué necesario extirparle la porción intratorácica de la traquea y ambos bronquios.

La prótesis, lógicamente en forma de Y, estaba hecha de silicona, pero como es este un material no poroso

y muy inerte fué necesario recubrir los extremos anatómicos con DACRON para permitir el crecimiento necesario de tejido fibroso y "fijar" la prótesis.

La enferma había ingresado en el Hospital, con un cuadro asfíctico grave, y operada en mayo de 1.970. A la hora de enviar el trabajo para su publicación (noviembre de 1.971) se encontraba en estado satisfactorio (19).

•2.7.3.- Materiales artificiales después de toracoplastias y neumolisis.

La necesidad de introducir material aloplástico en la cavidad torácica tiene como punto de partida las toracoplastias iniciadas por Cerenville, de Lausana, en 1.885 (20). A partir de este momento dicha intervención comenzó a generalizarse, en sus diferentes variantes, tanto para tratar cavidades pleurales residuales como cavidades pulmonares durante los primeros tiempos del tratamiento quirúrgico de la tuberculosis pulmonar. Pronto se vió, sin embargo, la necesidad de "rellenar" los espacios vacíos que el cirujano dejaba, cuando no era posible realizar otra cosa.

La idea de introducir materiales artificiales después de las neumolisis fué precedida de la introducción de sustancias autólogas tales como grasa, epiplon, etc. Como promotor de estos trabajos debe ser citado Tuffier hacia 1.891 (20) (21) (22). Posteriormente A. Schmidt, de Bonn, utilizó aceite (21) pero fué Baer, de Munich en 1.913 (20) (21), el primero en introducir parafina. Este material se utilizó, a partir de esta fecha, con cierta profusión siendo uno de sus mayores difusores el también alemán Sauerbruch y su escuela (20).

A pesar de las buenas cualidades relativas que en aquella época ofrecía la parafina (facilidad de esterilización, manejabilidad, etc.) tenía una cierta tendencia a producir fenómenos de eliminación y rechazo. Debido a ello, con el tiempo apareció otro material que resultaba más idóneo para el mismo fin; se trataba de las resinas acrílicas en forma de pequeñas esferas. El introductor de esta técnica fué el americano Wilson en 1.948 tanto como como implante temporal como implante permanente (21). La marca comercial que primeramente se utilizó se denominaba LUCITA. Hoy día el polimetilmetacrilato se utiliza prácticamente sólo como implante temporal después de las toracoplastias. Los autores franceses llaman a esta técnica "plombage" vocablo que también puede verse en los textos en lengua castellana.

En 1.949 en la "Mayo Clinic" se utilizó un nuevo material después de neumonectomías, por Grindlay y Clagett (23). Se trataba de el polivinil-alcohol en forma de esponja. Después se vió que este material solía sufrir procesos de calcificación (Dukes-1.962) (24).

•2.7.4.- Membranas para intercambios gaseosos en circulación extracorporea.

Resulta difícil sustraerse a la idea de mencionar aunque sea de pasada, dos palabras sobre las membranas oxigenadoras en los llamados corazón-pulmón artificiales. No se trata, obviamente, de implantes pero como la sangre, en estos aparatos, se pone en contacto con materiales artificiales parece lógico hacer aquí ahora, aunque sea, una breve alusión.

Al comienzo se realizaron pruebas con membranas de celofán pero los resultados no fueron buenos. Después

se han utilizado diferentes tipos de membranas hidrofobas microporosas que no ofrecían ninguna permeabilidad selectiva frente a los gases ya que lo que se pretende es que se realice la perfusión del O_2 y del CO_2 . Los materiales utilizados en la elaboración de estas membranas son básicamente el politetrafluoretileno ó los polímeros de silicona. Así por ejemplo, los aparatos de Kolobow, de Landé y de Bramson utilizan elastómeros de silicona. El aparato de la General Electric emplea silicona y policarbonato, el de Rhône - Poulenc papel siliconado, el de Travenol politetrafluoretileno, el de Monsanto politetrafluoretileno y grafito, etc. (25).

Un problema que ha sido motivo de muchos estudios con estos aparatos ha sido el del diseño de la forma de estas membranas. Primero fueron planas pero en la capa de sangre en contacto con el material se producían enlentecimientos que dificultaban la perfusión. Se hizo circular la sangre entonces, sometida a suaves agitaciones mecánicas (pequeñas turbulencias, ligeras corrientes helicoidales, etc.). Otro proceder fué el de sustituir las membranas, como superficies planas, por los mismos materiales pero dispuestos como tubos capilares de perfusión para el mismo volumen. No obstante las preferencias de los constructores siguen hacia los aparatos con membranas de superficie plana (25).

BIBLIOGRAFIA SOBRE CIRUGIA TORACICA.

Bibliografía sobre Prótesis esofágicas:

- 1.- SYMONDS C.J.: "The Treatment of Malignant Stricture of the oesophagus by tubage or Oral Catheterización" British Med. Jour. 1. 870, 1.887.
- 2.- GUISEZ J.: "Del Intubation de Caoutchoutte Oesophagienne". Presse Med. 22, 85, 1.914.
- 3.- SOUTTAR H.S.: "Treatment of Carcinoma of the oesophagus based on one Hundred cases and aighteen postmortem examinations". British Jour. Surg. 15, 76, 1.927.
- 4.- COYAS A.: "Paliative Intubation in Carcinoma of the Oesophagus". The Lancet 269. 647. 1.955.
- 5.- MOUSSEAU M. y cols.: "Place de l'intubation a Demeure dans le Traitement Palliaty du Cancer de l'Oesophagus". Arch. Mal. App. Digest. 45, 208, 1.956.
- 6.- CELESTIN L.R.: "Permanent Intubation in Inoperable Cancer of the Oesophagus and Cardia. A New Tube". Ann. Royal Colleg. Surg. (England) 25, 165, 1.959.
- 7.- KLOPP C.T. y cols.: "The use of polyethylene film and split thickness skin graft in reconstruction of cervical, oesophagial and pharyngial defects". Surgery. 29, 231, 1.951.
- 8.- BERMAN E.F.: "The Experimental Replacement of Portions of the Oesophagus by plastic tube". Amer. Jour. Surg. 135, 337, 1.952.
- 9.- BERMAN E.F.: Plastic Prosthesis in Carcinoma of the Oesophagus. Surg. Clin. H. Amer. 36, 883, 1.956.
- 10.- SHEENA K.S. y cols.: "Replacement of the cervical oesophagus with Marlex Mesh". Surgery. 51, 648, 1.962.
- 11.- FRYFOGLE J.D. y cols.: "Replacement of the middle

third of the oesophagus with a silicone rubber prothesis". Dis. Chest. 43, 464, 1.963.

12.- MARK J.B. y cols.: "Segmental Replacement of the oesophagus with woven Teflon". Jour. Surg. Res. 4. 400. 1.964.

13.- LA GUERRE J.N. y cols.: "Prosthetic replacement of oesophagial segments". Jour. Thorac. cardiovasc. surg. 56, 674, 1.968.

14.- BLACK M.M. y cols.: "U.K. Patent Application No 6.814/70 and 39.643/70" Bio. Med. Eng. 6, 10, 1.971.

15.- BLACK y cols.: "Some preliminary Studies of Bio-Medical applications of a uni- or bi-directional flow control valve". Bio. Med. Eng. 6, 10, (1.971).

16.- BORRIE J. y cols.: "Silastic tracheal bifurcation prothesis with subterminal Dacron suture cuffs". Journal Thorac. Cardiovasc. Surg. 65, 6, 956-962, 1.973.

17.- PEARSON F.G. y cols.: "The reconstruction of circumferencial Tracheal Defects with a Porous Prosthesis". Jour. Thorac. Cardiovasc. Surg. 55, 605, 1.968.

18.- GRAZIANO J. y cols.: "Prosthetic Replacement of the Tracheal Carina". Ann. Thorac. Surg. 4, 1, 1.967.

19.- NEVILLE W.E.: "Replacemnt of the intrathoracic trachea an both stem bronchi with a molded Silastic prothesis". Jour. Thorac. Cardiovasc. Surg. 63, 4, 569, 1.972.

Bibliografía sobre materiales artificiales después de toracoplastias y neumolisis.

20.- CERENVILLE citado por BOURGEOIS P. y cols.: Maladies de l'appareil respiratoire. Ed. Medicales Flammarion. 16, 589 t. Puesta al día de 1.961.

21.- TUFFIER citado por COURRY CH.: Grandeur et declin d'une maladie. La tuberculose au corse des ages. Ed.

Lepetit S.A. Paris p. 149-50. 1.972.

22.- TUFFIER: "De la Resection du Sommet du Poumon".
Sem. Med. de Paris. 2, 202, 1.891.

23.- GRINDLAY J.H. y cols.: "Plastic sponge prothesis
for use after pneumonectomy". Proceedings of Staff Meetings at Mayo Clinic. 24, 538, 1.949.

24.- DUKES C.E. y cols.: "Polyvinyl-alcohol sponge im-
plants: experimental and clinical observations". British Journal of Plastic Surgery. 15, 225, 1.962.

Bibliografía sobre membranas para intercambios gaseosos
en circulación extracorporea.

25.- SADOUL P. y cols.: "Les poumons artificiales a mem-
brane. Principes, realization et utilization". Gazette
Medicale de France 82, 6.609-617, 1.975.

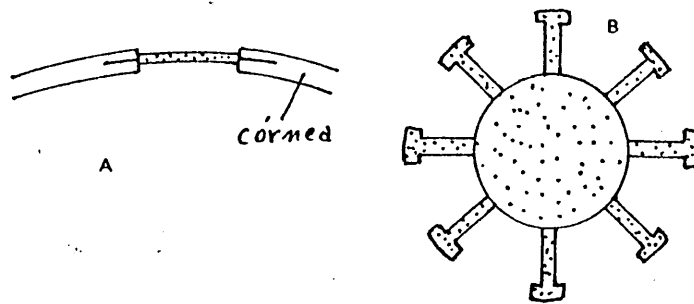
2.8.- OFTALMOLOGIA.

La llegada de los materiales aloplásticos a la oftalmología es reciente. Una zona tan delicada como el ojo y una función tan peculiar como la de la visión, no han permitido la colocación de sustancias artificiales hasta no haber dispuesto de, entre los más modernos materiales, aquellos que se presentan más inertes. En esta especialidad, las intervenciones que pueden realizarse, en el campo implantológico, son las siguientes:

- 2.8.1.- Implantes corneales.
- 2.8.2.- Implantes de cristalino.
- 2.8.3.- Cirugía del desprendimiento de retina.
- 2.8.4.- Reconstrucción y/o repermeabilización de las vías lagrimales.
- 2.8.5.- Cirugía de los párpados.
- 2.8.6.- Intervenciones sobre las paredes orbitarias.
- 2.8.7.- Implantes orbitarios magnéticos.

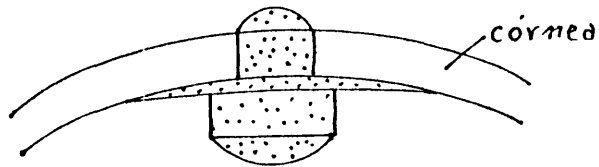
• 2.8.1.- Implantes corneales.

La técnica de los implantes corneales se desarrolló al término de la II Guerra Mundial, coincidiendo con la expansión del empleo de los materiales acrílicos. En 1.948, Dorzee comenzó a utilizar, con buenos resultados, una prótesis transparente de metilacrilato que colocaba, previa extirpación del fragmento corneal opaco, en la córnea remanente. Publicó sus trabajos en 1.954 (1). Posteriormente, varios autores, como Franceschetti en 1.949 (2) y Cardona entre 1.950 y 1.953 (3), introdujeron algunas modificaciones en este tipo de implante. El principal inconveniente de la técnica de Dorzee consistía en no conseguir un mantenimiento duradero de la prótesis en



Representación esquemática de la prótesis corneal de MacPherson y Anderson:

- A.- Vista transversal.
B.- Vista frontal.



Representación esquemática de la prótesis corneal propuesta por Cardona.

su lugar ya que, con frecuencia, se observaban casos de extrusiones y/o migraciones de la misma. Para superar estos inconvenientes Stone y Herbert (4), en 1.954, idearon un tipo de prótesis con pequeños orificios, distribuidos periféricamente, con el fin de permitir al tejido vecino sano su crecimiento y que invadiera dichas perforaciones y conseguir así una mejor fijación.

Un procedimiento ingenioso para conseguir mayor retención se debe a Mac Pherson y Anderson, también en 1.953 (5), consistente en la creación de un implante dotado de una serie de expansiones radiales periféricas. Dichas prolongaciones son intralamelares -al igual que en el procedimiento de Stone y Herbert aunque aquí eran orificios dispuestos circunferencialmente- es decir, van alojadas en un pequeño canal ó surco labrado, circularmente, en el borde de la córnea sana. Otra técnica que se ha desarrollado posteriormente para conseguir una mejor fijación ha sido el empleo de algunos tipos de sustancias con carácter de adhesivos (Refojo, 1.971) (6), pero no parecen haber alcanzado gran difusión.

No obstante, un problema que surge con el empleo de estas prótesis es el de que el tejido corneal puede crecer a lo largo de las superficies exterior ó interior del implante y opacificarse de nuevo, invalidando así sus resultados. La prótesis propuesta por Cardona en 1.962 (3) consiste en un dispositivo cilíndrico que hace protrusión por delante y por detrás de la superficie de la córnea remanente y que va provisto, además, de una placa ó escudo circular, más ancha que el cilindro, de transparencia similar, que sirve de anclaje. También se han realizado intentos para colocar implantes corneales de silicona pero no parecen haber dado los resultados apetecidos. No obstante todas estas técnicas han sido desplazadas por los homoinjertos corneales de bancos de ojos humanos.

• 2.8.2.- Implantes de cristalino.

Ridley (1), en el año 1.949, realizó un implante destinado a sustituir el cristalino afectado por catarata. Publicó sus trabajos entre 1.954 y 1.960 (1) (2). Dicho implante, que era de acrílico, lo colocó anatómicamente, esto es, por detrás del iris, en la cámara posterior del ojo, pero los resultados a largo plazo no fueron buenos debido a traslocación del implante hacia el humor vítreo y a la aparición de glaucoma, tal como el mismo Ridley publicó posteriormente en 1.970 (3). Por estas razones se hizo necesario revisar las ideas de Ridley llegando a la conclusión de colocar estos implantes en la cámara anterior. En este sentido Strampelli en 1.954 (4), Choyce entre 1.960 y 1.970 (5) (6) y el propio Ridley en 1.960 (2) crearon prótesis también de acrílico para la cámara anterior. Las principales diferencias existentes entre estos diversos modelos de implantes estriban en el sistema de fijación periférico. Algunos tienen tres rebordes ó pestañas para su correcta ubicación, mientras que otros, como el de Barraquer (1.959) (7), se fijan por medio de pequeñas asas de nylon.

• 2.8.3.- Cirugía del desprendimiento de retina.

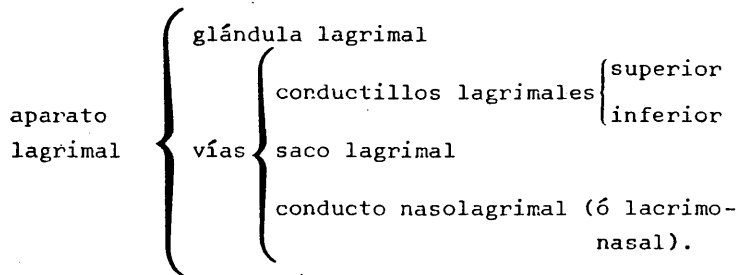
En los últimos años se han desarrollado una serie de técnicas quirúrgicas que actúan a nivel de la esclerótica y que van encaminadas al tratamiento del desprendimiento de retina: resecciones esclerales, plegados exteriores esclerales, "undermining", "buckling", etc. (1). El tipo de intervenciones que introducen materiales aloplásticos es el denominando "scleral buckling". Consiste en una especie de "cerclaje" alrededor de la esclerótica, mediante un material flexible en forma de tiras ó bandas (plástico ó silicona) que permite así realizar las

suturas, englobando este material, sin el riesgo de desgarros de la esclerótica, ó una vez aproximada la retina a la coroides, gracias a la presión circular ejercida, realizar la soldadura por fotocoagulación.

La primera de estas intervenciones se debe a Schepens (2) en 1.955 quien utilizó un tubo de polietileno, hueco, en el que iba alojado el material de sutura. Posteriormente el material fué sustituido por silicona al haber observado Girard (3) (4) en 1.959 la aparición de granulomas inflamatorios en el lugar de las suturas, de la técnica anterior, que se realizaban con seda.

•2.8.4.- Reconstrucción y /o repermeabilización de las vías lagrimales.

Para centrar mejor este tema quizás resulte oportuno recordar primero, muy someramente, la anatomía del aparato lagrimal: consta de la glándula lagrimal y de las vías lagrimales. A su vez, las vías lagrimales comprenden los conductillos lagrimales (en número de dos, uno para cada párpado), el saco lagrimal y el conducto nasolagrimal:



La glándula está situada en el ángulo externo del ojo; sus conductos excretores vierten la secreción en el fondo del saco conjuntival superior. La secreción baña la superficie del globo ocular y es recogida, a

nivel del llamado lago lagrimal, por los dos conductillos lagrimales, los cuales desembocan en el saco lagrimal y éste se continua con el conducto nasolagrimal (alojado en el canal óseo de igual nombre) para desaguar en el meato nasal inferior.

Con frecuencia, las vías lagrimales pueden resultar lesionadas u obstruidas por múltiples causas. Resumiendo puede decirse que los dos tipos de lesiones que se observan con más frecuencia son:

- Sección de los conductillos lagrimales.
- Obstrucción del conducto nasolagrimal.

En todos los casos anteriormente citados, los diversos autores han descrito procedimientos basados en la introducción de varios materiales que sirven de guías ó tutores con el fin de poder realizar la sutura borde a borde ó de favorecer la reepitelización del conducto evitando las estenosis cicatriciales tras las reepitelizaciones ó las intervenciones. Para la reparación de los conductillos seccionados existen diferentes técnicas (tutores monocanaliculares, tutores bicanaliculares, a su vez con fijación intranasal ó palpebral, tutores anulares, etc.) (1) (2) (3) pero, independientemente de la técnica utilizada han sido, y son, muchos los materiales empleados para este fin. Las primeras publicaciones en las que se hace referencia al uso de un tutor en las secciones de los conductillos se debe a Wagenmann (4), en el año 1.913, que utilizó distintos tipos de sondas y crines animales, y a Elschnig (5), en 1.915, que empleó caucho y barbas de ballena. Posteriormente son muchos los autores que se han ocupado del problema. Las técnicas, como se vió un poco más atrás, son diferentes y todas ellas van encaminadas a conseguir una mejor sujeción del tutor introducido ya que suele moverse y ser engorroso para el paciente. Con el fin de no alargar

innecesariamente esta relación, el cuadro adjunto resumen los diferentes intentos realizados con los distintos materiales, el autor respectivo, el año y la técnica en que se ha utilizado como primicia:

	MATERIALES	AUTORES			AÑO
		tutores monocanaliculares	tutores bicanaliculares, Fij.intra nasal.	tutores bicanaliculares, Fij.palpebral.	
NATU- RALES.	HILO DE SEDA	Raupp (6)	-	-	1.915.
	HILO DE LINO	Bauer (7)	-	-	1.959.
	id. CATGUT	Stardgart	-	-	1.918.
	id. ESTEARATO DE CO- LFSTEROL	(8)	-	-	1.059.
	CRIN DE FLO- RENCIA.	Huggert (9)	-	-	1.964.
		-	-	Riu et Reboul (10)	1.964.
META- LES.	SONDA DE BOWMAN	(11) Spaeth y Duke-Elder	-	-	1.954.
	SONDA DE GUYON	Roveda (12)	-	-	1.951.
	FIADORES AGUJAS HIPODERMICAS	Broggi (13)	-	-	1.954.
	HILOS DE ALUMINIO- BRONCE	(14) Heinsius	-	-	1.950.

META- LES.	HILOS DE PLATA	Della Casa (15-16)	-	-	1.959. 1.963.
	Idem	-	-	Rodenhäuser (17)	1.966.
	HILOS DE COBRE	Erlyshev (18)	-	-	1.961.
	<hr/>				
PLAS- TICOS	POLIVIOL	Thiel (19)	-	-	1.942.
	NYLON	Stallard (20)	-	-	1.950.
		-	Pavistic (21)	-	1.851.
		-	-	Greaves (22)	1.950.
	POLIVINI LO	Bunge (23)	-	-	1.955.
	POLIETILE NO	Henderson (24-25)	-	-	1.950. 1.953.
		-	Huggert (26)	-	1.959.
		-	-	Sisler (27)	1.968.
	SUPRAMIDE	-	-	Howsam (28)	1.961.
	SILICONAS	Weil (29)	Gibbs (30)	-	1.967.

Por lo que respecta a las obstrucciones del canal nasolacrimal, consecutivas a las fracturas del canal óseo del mismo nombre, merece la pena destacar la aportación de un compatriota nuestro, Murube de las Palmas de Gran Canaria, cuya técnica, en síntesis, consiste en introducir en el canal lacrimonasal, previamente desobstruido mediante una aguja de punción lumbar con punta roma, un fino tallo de laminaria de un milímetro de diámetro, el cual permanece colocado de un día a una semana. El tallo de laminaria, que como se sabe, tiene la propiedad de hincharse en contac-

to con la humedad, aumenta de volumen paulatinamente con lo que comprime y "reduce" las paredes fracturadas del canal óseo (31).

•2.8.5.- Cirugía de los párpados.

Aunque se estudia aquí la parte dedicada a las intervenciones quirúrgicas mediante las que se introduce algún material artificial en los párpados, por estar dentro del apartado dedicado a la Oftalmología, no obstante lo que aquí se expone ahora muy bien podría formar parte, también, del capítulo dedicado a la Cirugía plástica, estética y reconstructora.

La cirugía de los párpados mediante técnicas con implante de materiales aloplásticos se centra en la solución de dos problemas principales. Uno es el de las complicaciones surgidas a consecuencia de parálisis facial periférica (lagofthalmos, epífora, exposición corneal, ulceraciones corneales, etc.), otro el de la ptosis palpebral.

Por lo que respecta a la parálisis facial, según el problema de que se trate, se puede actuar en el párpado superior ó en el inferior.

1) Párpado superior: los implantes para el párpado superior pueden resumirse en dos tipos, uno el constituido por pequeños fragmentos de diferentes materiales que actúan a modo de pesos, otro formado por diversos tipos de resortes ó muelles.

Sheehan empleó, en 1.950 (1), pequeños pesos hechos con alambres y mallas de tantalio e Illig en 1.958 (2) placas de oro. Poco después Cronin (3) en 1.963 y Freeman (4) en 1.964 volvieron a utilizar pesos de tantalio y, a continuación, Smellie (5) en 1.966, y Barclay y Roberts (6) en 1.969 otra vez el oro.

Por su parte, en 1.964 Morel-Fatio y Lalardrie (7)

utilizaron muelles ó resortes de acero inoxidable que tenían forma de ángulo agudo. De las dos ramas del resorte, la superior se fijaba en el periostio del reborde orbitario superior permaneciendo fija; la inferior iba alojada en el tarso palpebral. En 1.969 el mismo Morel-Fatio introdujo la modificación de fijar el asa inferior del resorte mediante una tira de fieltro de Dacron (8).

2) En el párpado inferior los implantes han sido diversos. Genralmente consisten en una pequeña lámina plástica, de espesor muy fino, cuya finalidad es la de sustentar subcutáneamente el párpado. Anderson utilizó para este fin en 1.961 (9), láminas de ALKATHENE (un polietileno). Posteriormente, Barron, Borchgrevik y El Bayadi, en 1.966 (10) y O'Brien en 1.971 (11) han obtenido buenos resultados con finas laminitas de TEFLON de 0'06 mm. de espesor.

Siguiendo investigaciones en otro sentido Freeman en 1.969 (12) ha utilizado SILASTIC (una silicona) en tiras de 1'5 mm. de diámetro y también ha utilizado asas del mismo material para activar el músculo orbicular de los párpados.

Otro terreno en el que se han desarrollado los implantes en este capítulo de la Oftalmología es el tratamiento de la ptosis palpebral. El fundamento de la técnica consiste en unir el párpado superior al músculo frontal mediante bandas ó pequeñas tiras de algún material. Se han destacado en este campo Tillet y Tillet hacia 1.966 (13) utilizando tiras de silicona. Actualmente se usan tiras de fascia lata.

•2,8.6.- Intervenciones sobre las paredes orbitarias.

Los problemas que más a menudo suelen ser corregidos mediante la utilización de materiales implantables en las paredes orbitarias, son las fracturas de suelo y

y el tratamiento de ciertos enoftalmos residuales consecutivos a diferentes traumatismos.

Para las reconstrucciones ó reparaciones del piso orbitario se ha recurrido a muchas técnicas y materiales: Sherman en 1.947 (1) utilizó láminas de acrílico, de polietileno y de fibra de vidrio. Pennisi y cols. (2) en 1.962 emplearon MARLEX (un polietileno). Freeman en 1.961 (3) introdujo TEFLON. Converse hacia 1.967 comenzó con la silicona (4) y Browning en 1.969 con DACRON (5).

En los casos en que la depresión del suelo orbitario es grande, y se produce un enoftalmos de mayor ó menor intensidad, se hace necesario introducir implantes de mayor tamaño ó espesor. Ballen, en estos casos, comenzó a utilizar en 1.964 (6) material acrílico que confeccionaba justo en el momento mismo de la intervención (recuérdese la posibilidad de disponer de acrílicos autopolimerizables a temperatura ambiente). Borghouts y Otto (7), han utilizado fragmentos de TEFLON siliconado alojados en el espacio supero-lateral de la órbita. Hoy día se prefiere el autoinjerto óseo del hueso iliaco.

•2.8.7.- Implantes orbitarios magnéticos.

Al igual que en el caso de la Prótesis Dental, en Oftalmología se han utilizado implantes magnéticos para globo ocular, después de enucleaciones, aunque casi no han pasado del terreno puramente inicial puesto que no han llegado a desarrollarse, posiblemente por la incógnita parcial que todavía existe sobre la acción del campo magnético sobre los tejidos vivos. Sin embargo puede citarse a Roper-Hall (1) quien hacia 1.956 utilizó este tipo de implantes basados, lógicamente, en la atracción entre dos campos magnéticos de distinto signo alojados, uno, en la prótesis para globo ocular y, otro, en la pared orbitaria, subcutáneamente, con lo que al parecer obtenía hasta un 50% menos de movilidad del globo ocular

artificial en el interior de la órbita.

BIBLIOGRAFIA SOBRE OFTALMOLOGIA.

BIBLIOGRAFIA SOBRE IMPLANTES CORNEALES:

- 1.- DORZEE M.J.: "Keratoprosthesse en Acrylique". Bulletín de la Societé Belge Ophtalmologique. 106, 582. 1.954.
- 2.- FRANCESCHETTI A.: "Corneal Grafting". Transactions of the Ophtalmological Society of the United Kingdom. 69, 17. 1.949.
- 3.- CARDONA H.: "Keratoprosthesis". American Journal of Ophtalmology. 54, 284, 1.962.
- 4.- STONE W. y HERBERT E.: "Experimental Study of Plastic Matherials for Replacement of the Cornea". Amer. Jour. of Ophtalmology. 36, 1.113. 1.953.
- 5.- MAC PHERSON D.G. y ANDERSON J.M.: "Keratoplasty with Acrylic implant". British Medical Journal. i, 330, 1.953.
- 6.- REFOJO M.P.: "Polymers in Ophtalmic Surgery". Journal of Biomedical Materials Research. 5, 113, 1.971.

BIBLIOGRAFIA SOBRE IMPLANTES DE CRISTALINO:

- 1.- RIDLEY H.: "Further Experiences of Intra-ocular Acrylic Lens Surgery". British Journal of Ophtalmology. 38, 156. 1.954.
- 2.- RIDLEY H.: "Intra-ocular Acrylic Lens". Bristish Journal of Ophtalmology. 44, 705. 1.960.
- 3.- RIDLEY H.: "Long-term Results of Acrylic Lens Surgery". Proceedings of the Royal Society of Medicine. 63, 369, 1.970.
- 4.- STRAMPELLI: Citado por STALLARD H.B. en "Eye Surgery". Bristol: Wright. 1.965.
- 5.- CHOYCE D.P.: "The Correction of Uniocular Aphakia by Means of all Acrylic Anterior Chamber Implants". American

Journal of Ophtalmology, 49, 417. 1.960.

6.- CHOYCE D.P.: "Long-term Tolerance of choyce Mark I and Mark VIII Anterior Chamber Implants". Proceedings of the Royal Society of Medicine. 63, 310. 1.970.

7.- BARRAQUER J.: "Anterior Chamber Plastic Lens. Results and conclusions from five years experience". Transactions of the Ophtalmological Society of the United Kingdom. 79, 393. 1.959.

BIBLIOGRAFIA SOBRE CIRUGIA DEL DESPRENDIMIENTO DE RETINA:

1.- EVERETT W.G.: "A New Tyoe Silicone Rod for Scleral Buckilng". Trans. American Academy Ophtalmology and Otolaryngology. 65, 2, 197-9. 1.961.

2.- SCHEPENS CH.L.: "Symposium on Retinal Detachement" AMA. Arch. Ophtal. 54, 143-156. Julio 1.955.

3.- GIRARD L.J.: "Full Thickness Scleral Buckling Silicon Rubber Rodding and the Light Coagulator". Presentado en el "Mid-Southern Section Meeting Association for Research in Ophtalmology". Houston. Texas. 1.959.

4.- GIRARD L.J.: "Full Thickness Scleral Buckling Using Silicon Rubber Rodding and the Light Coagulator". Hight Lights Ophtal. 4, 42, 1.960.

BIBLIOGRAFIA SOBRE VIAS LAGRIMALES:

1.- MURUBE J.: "Reconstruction de canaliculos obstruides ó seccionados con intubación bicanalicular anular". Arch. Oftal. B. Aires. XLV, 5, 201-206. 1.970.

2.- MURUBE J.: "L'intubation bicanalulaire annulaire dans les sections des canalicules lacrymouse", Bull. et Mem. Soc. Franq. d'Ophtalm. 222-232. 1.973.

3.- MURUBE J. y MURUBE F.: "Tratamiento de las lesiones de

las vías lagrimales en los traumatismos del tercio medio de la cara". Rev. Esp. Cir. Plast. VII.2. 107-112, 1.974.

4.- WAGENMANN A.: "Handbuch der gesam, Augenheilkunde" In GRAEFE-SAEMISCH. Engelmann, Leipzig, Vol.9.5, 862. 1.913.

5.- ELSCHNIG A.: "Tranenröhrchennaht" Klin. Mbl. Augenheilk. 55, 144-146. 1.995.

6.- RAUPP R.: "Tranenröhrchennaht". Klin. Mbl. Augenheilk. 55. 388. 1.915.

7.- BAUER F.: "Vereinigung Traumatisch zerrissener Tränenröhrchen". Klin. Mbl. Augenheilk. 135, 706-707. 1.959.

8.- STARDGART K.: "Naht des durchrissenen unteren Tränenkanalchens". Zeitschr. Augenheilk. 40, 320-323, 1.918.

9.- HUGGERT A.: "The treatment of stenosis of the lacrimal canalicule". Acta Ophthal. (Kbh). 37, 355-358, 1.959.

10.- RIN R. et REBOUL: "Plaies des paupieres avec section des canalucules lacrymause". Bull. Soc. Ophtalmol. Franç. 64. 1.107-1.109, 1.964.

11.- SPAETH E.B.: In "Principes and practice of ophtalmic Surgery". 2 Ed. Lea and Febiger. Philadelphia. 224. 1.941.

12.- ROVEDA J.M.: "Tratamiento quirúrgico de las obstrucciones del canaliculo inferior" (Técnica personal). Arch. Oftal. Buenos Aires. 26, 510-515. 1.951.

13.- BROGGI R.: "Repair of severed lacrimal canaliculi: with hypodermic-needle stylet wires used as indwelling conformers" Ann. J. Ophtal. 37, 936-938. 1.954.

14.- HEINSIUS E.: "Zur Behandlung der Tränenwegstenosen und obliterationen. Klin. Mbl. Augenheilk. 117, 524-529, 1.950.

15.- DELLA CASA F.: "Zur Therapie der Tränenröhrchenverletzungen" Ophthalmologica. 137, 204-206. 1.959.

16.- DELLA CASA F.: "Zur Wiederherstellung der Tränenwege". Ophthalmologica. 145, 287-290. 1.963.

- 17.- RODENHAUSER J.H.: "Zur chirurgischen Versorgung verletzter Tränenröhrchen". Klin.Mbl. Augenheilk. 148. 892-895. 1.966.
- 18.- ERLYSHER P.A.: "Primenenie elastitchnikh plastomassovikt zondov pri sloujeny sleznikh kanaltcev i sleznosovogo". Vestn. Otalm. 74.2. 31-34. 1.961.
- 19.- THIEL: Citado por MURUBE J. en "L'intubation bicana-liculaire annulaire dans les sections des canaliculs lacrymaux". Bull. et mem. soc. franç. d'ophtalm. 1.973.
- 20.- STALLARD H.B.: In "Eye Surgery". Williams and Wilkins. Ed. Baltimore. 2 Ed. 255-256. 1.950.
- 21.- PAVISIC Z.: "O rekonstrukciji odrodnih suznih puteva". Med. Archiv. 5.4. 1-5. 1.951.
- 22.- GREAVES D.F.: "Operation for repair by primary suture of a recently divided lower canaliculus". Citado por Stallard (20).
- 23.- BUNGE E.: "Eine Dauersonde zur Verwendung bei Tränenröhrchenzerreissungen. Bericht über d.59 Zusamm, d." Deutsch. Ophthal. Ges. Verlag J.F. Bergmann, Munchen. 365-366. 1.955.
- 24.- HENDERSON J.W.: "Management of strictures of the lacrimal canalicule with polyethylene tubes". Arch. Ophtal. (Chicago). 44. 198-203. 1.950.
- 25.- HENDERSON J.W.: "Management of obstruction of the lacrimal canaliculi with polyethylene tubes". Arch. Ophtal. (Chicago). 49. 182-184. 1.953.
- 26.- HUGGERT A.: "The treatment of stenosis of the lacrimal canaliculi". Acta Ophtal. (KBH) 37. 355-358. 1.959.
- 27.- SISLER H.A.: "Lacrimal canicular repair: a simplified technique for intubation". Arch. Ophtal. (Chicago). 79. 54-56. 1.968.
- 28.- HOWSAN K.G.: "Injuries of the lid involving the lachrymal canaliculi: A review fo cases treated at the Royal Victorian Eye and Ear Hospital from 1.950 to 1.960". Trans. Ophtal. Soc. Australia. 21. 109-112. 1.961.

29.- WEIL B.A.: "Actualización clínica y quirúrgica en el diagnóstico y tratamiento de la patología del aparato lagrimal". Arch. Oft. Buenos Aires. 42. 73-78. 1.967.

30.- GIBBS D.C.: "New probe for the intubation of lacrimal canaliculi with silicone rubber tubing". Brit. J. Ophthal. 51. 198. 1.967.

31.- MURUBE J.: "Permeabilización de las vías lagrimales con tallos de laminaria". Arch. Soc. Oft. Hisp. Amer. 29, 610-616. 1.969.

BIBLIOGRAFIA SOBRE CIRUGIA DE LOS PÁRPADOS:

1.- SHEEHAN J.E.: "Progress in correction of facial palsy with tantalum wire and mesh". Surgery. 27, 122. 1.950.

2.- ILLIG K.M.: "A new operation for lagopthalmos". 1.958. Citado por MOREL-FATIO D. y cols. Plastic and Reconstructive Surgery. 33, 446. 1.964.

3.- CRONIN T.D.: Comunicación personal a Freeman en Reconstructive Plastic Surgery. Ed. Converse. J.M. Philadelphia: Saunders. 1.963.

4.- FREEMAN: ver cita anterior.

5.- SMELLIE G.D.: "Restoration of the blinking reflex in facial palsy by a simple lid-load operation". British Journal of Plastic Surgery 19. 279. 1.966.

6.- BARCLAY T.L. y ROBERTS A.C.: "Restoration of movement to the upper eyelid in facial palsy". British Journal of Plastic Surgery. 22. 257. 1.969.

7.- MOREL-FATIO D. y LALARDRIE J.P.: "Palliative surgical treatment of facial paralysis. The palpebral spring". Plastic and Reconstructive surgery. 33, 446. 1.964.

8.- MOREL-FATIO D.: "The palpebral spring. Abstract 1.970 en plastic and Reconstructive Surgery. 45, 621. 1.969.

- 9.- ANDERSON J.G.: "Eversión and ptosis of the lower eyelide, correct with tarsal inlay". British Journal fo Plastic Surgery. 14. 157. 1.961.
- 10.- BARRON J.N. y cols.: "A report on teflon". British Journal of Plastic Surgery. 19.113. 1.966.
- 11.- O'BRIEN P.: "Eye problem associated with facial nerve paralysis resulting from excisión of acoustic neuroma". Transactions of 5th International Congress of Plastic and Reconstructive Surgery. 62. Melbourne: Butterworths. 1.971.
- 12.- FREEMAN, B.S.: "Silastic rod sling to elevate the paralysis lower eyelid". Plastic and Reccnstructive Surgery. 44. 401. 1.969.
- 13.- TILLET C.W. y TILLET G.M.: "Silicone sling in the correction of ptosis". American Journal of Ophthalmology. 62. 521. 1.966.

BIBLIOGRAFIA SOBRE INTERVENCIONES SOBRE LAS PAREDES ORBITARIAS:

- 1.- SHERMAN A.E.: "Reconstruction of orbital floor defects". Surgery, Gynecology and Obstetrics. 184. 799. 1.947.
- 2.- PENNISI V.R. y cols.: "The use of Marlex 50 in plastic and reconstructive surgery". Plastic and Reconstructive Surgery. 30. 254. 1.962.
- 3.- FREEMAN B.S.: "The direct approach to acute fractures of the zygomatic-maxillary complex and immediate prosthetic replacement of the orbital floor". Plastic and Reconstructive Surgery. 29. 587. 1.962.
- 4.- CONVERSE J.M. y cols.: "Orbital blow-out fractures, a ten-year surgery". Plastic and Reconstructive Surgery. 39. 20. 1.967.
- 5.- BROWNING C.W.: "Dacron mesh-based implants for orbital floor reconstructions". American Journal of Cphthalmology.

68. 914.1.969.

6.- BALLEEN P.H.: "Further experiences with rapidly polymerising methylmethacrylate in orbital floor fractures". Plastic and Reconstructive Surgery. 34. 624. 1.964.

7.- BORGHOUTS H.M. y OTTO A.J.T.: "Orbital correction using alloplastic material". Proceedings of the 21st Congress of the Netherlands Society for Advancement of Surgical Studies". 1.969.

BIBLIOGRAFIA SOBRE IMPLANTES ORBITARIOS MAGNETICOS:

1.- ROPER-HALL M.J.: "Magnetic orbital implant". British Journal of Ophthalmology. 40. 575. 1.956.

• •

2.9.- OTORRINOLARINGOLOGIA.

La otorrinolaringología encuentra su lugar en el campo implantológico, dentro de las denominadas sorderas de transmisión, en dos situaciones patológicas muy características: la otoesclerosis y las secuelas y complicaciones de la otitis media.

Esta especialidad también se ha beneficiado de la incorporación a la cirugía de los materiales implantables. Las intervenciones que pueden realizarse son las siguientes:

- 2.9.1.- Prótesis para el hueso estribo.
- 2.9.2.- Prótesis para el hueso yunque.
- 2.9.3.- Reconstrucción completa de la cadena osicular.
- 2.9.4.- Drenaje transtimpánico.
- 2.9.5.- Cuerdas vocales.

•2.9.1.- Prótesis para el hueso estribo.

Como sustitución del estribo en 1.958 Shea (1) utilizó tubos de polietileno, mientras que más tarde, Schuknecht y Oleksink, en 1.960 (2), emplearon alambre de tantalio; para su fijación, un extremo del alambre formaba un asa alrededor de la porción larga del yunque. No obstante Shea mantenía que para que la intervención fuera realmente eficaz tenía que ser completamente movilizado el estribo a fin de que penetrara en el vestíbulo actuando como un pistón. Debido a ello Shea y Smyth en 1.962 (3) han creado una prótesis de "pistón" consistente en una columna de politetrafluoretileno que tiene una expansión ó cabeza en uno de los extremos. Dicha expansión tiene un canal para recibir al hueso yunque. Posteriormente

Bluestone (4) ha modificado la prótesis de Shea introduciendo un pequeño cono de acero inoxidable cuya finalidad principal es la de permitir su mejor localización radiológica; pero posteriormente se pudo comprobar que mejoraba la curva audiométrica, para los tonos agudos, debido al mayor peso introducido.

• 2.9.2.- Prótesis para el hueso yunque.

En 1.962 Sheehy (1) (2) ha diseñado una prótesis para sustitución del hueso yunque realizada con alambre de acero inoxidable. El dispositivo tiene un pequeño gancho en un extremo y un asa en el otro. El asa sirve para su colocación en la ventana oval donde queda fijada por medio de GELFOAM (un poliuretano).

• 2.9.3.- Reconstrucción completa de la cadena osicular.

En 1.966 Waltner (1) diseñó una prótesis semejante a la descrita anteriormente para el hueso yunque. Estaba confeccionada con alambre de acero inoxidable y poseía dos asas en sus extremos, una para ser fijada en la ventana oval y otra en el tímpano.

Posteriormente, en 1.970 Tabor (2), ha realizado con idéntica finalidad otra prótesis, esta vez en politetrafluoretileno. Uno de los extremos tiene forma de horquilla que va articulada en un cartílago articular el cual se apoya en la membrana timpánica. En 1.974 Shea (3), con el auxilio de un nuevo material denominado PROPLAST, ha creado una prótesis de sustitución para la cadena completa de huesecillos, que consiste en un pequeño cilindro de TEFLON de unos 0'8 mm. de diámetro que lleva adheridos en sus dos extremos, respectivamente, un disco grande y otro pequeño ambos de PROPLAST. El disco grande está en relación con el tímpano y el pequeño con la ventana oval (3).

●2.9.4.- Drenaje Transtimpánico.

Aunque esta prótesis ha sido bautizada por algunos como "artificial Eustachian Tube", tal denominación es a todas luces incorrecta ya que, como se verá a continuación, no pone en comunicación la cavidad del oído medio con la faringe.

Como es bien sabido, la Trompa de Eustaquio tiene como función primordial permitir la aireación de la cavidad del oído medio. Cuando dicha trompa se obstruye, la función ventiladora descrita no puede realizarse y se producen diferentes trastornos. Para evitar este inconveniente una simple perforación en el tímpano sería suficiente para que dicha ventilación se mantuviera. No obstante el problema no quedaría resuelto de forma definitiva ya que dicha perforación puede cerrarse.

En 1.962 y 1.964 Donaldson (1) (2) ha diseñado un pequeño dispositivo, construido de silicona, en forma de cilindro hueco, con una pequeña muesca transversal en su parte media -en conjunto su forma recuerda a la de un pequeño diábolo- que se introduce en la miringotomía y evita que el orificio se cierre. Como la prótesis, en síntesis, es un pequeño cilindro hueco, la ventilación del oído medio queda asegurada. La prótesis está coloreada en azul para permitir su fácil identificación, sobre el tímpano, cuando está implantada.

●2.9.5.- Cuerdas vocales.

Ciertas parálisis de las cuerdas vocales así como varias deformidades de las mismas han sido tratadas por diferentes autores mediante la colocación de pequeños implantes. Así, se puede citar a Arnold (1) quien en 1.961 comenzó a utilizar pequeñas partículas de politetrafluoretileno suspendidas en glicerina para aumentar ó "llenar" cuerdas vocales paralizadas ó deformadas.

BIBLIOGRAFIA SOBRE OTORRINOLARINGOLOGIA.

Bibliografía sobre prótesis para el estribo.

- 1.- SHEA J.J.: "Fenestration of the oral window". Annals of Otolaryngology. 67. 932, 1.958.
- 2.- SCHUKNECHT H.F. y OLEKSIUK S.: "The metal prothesis for stapes ankylosis". Archives of Otolaryngology. 71, 287, 1.960.
- 3.- SHEA J.J., SANABRIA F. y SMYTH G.D.L.: "Teflon piston operation for otosclerosis". Archives of Otolaryngology. 76, 516, 1.962.
- 4.- BLUESTONE C.D.: "Polyethylene - stainless steel Co in middle ear surgery". Archives of Otolaryngology. 76, 303. 1.962.

Bibliografía sobre prótesis para el hueso yunque.

- 1.- SHEEHY J.L.: "Stapedectomy in the fenestrated ear". Annals of Otology, Rhinology and Laryngology. 71, 1.027, 1.962.
- 2.- SHEENY J.L.: "Stapes Surgery when the incus is missing". Hearing Loss - Problems in Diagnosis and Treatment. Ed. Bois L.R. 141 Otolaryngologic Clinics of North America. Philadelphia: W.B. Saunders 1.969.

Bibliografía sobre reconstrucción completa de la cadena osicular.

- 1.- WALTNER J.G.: "Dumbell tympanoplasty". Archives of Otolaryngology. 83, 339, 1.966.
- 2.- TABOR J.R.: "Reconstruction of the ossicular chain". Archives of Otolaryngology. 92, 141, 1.970.

3.- SHEA J. y cols.: "The use of PROPLASTTM in Otolologic Surgery". The Laryngoscope. Vol. LXXXIV, 10, 1.835, 1.974.

Bibliografía sobre drenaje transtimpánico.

- 1.- DONALDSON J.A.: "Modern Otologic Surgery: Who Can Be Helped". Journal Iowa Med. Soc. 591. 1.962.
- 2.- DONALDSON J.A.: "SILASTIC Artificial Eustachian Tube". No publicado, 1.964.
- 3.- DONALDSON J.A.: "The Role of the Artificial Eustachian Tube in Cleft Palate Patients". Cleft Palate Journal, 3, 61, 1.966.

Bibliografía sobre cuerdas vocales.

- 1.- ARNOLD G.C.: "Vocal Rehabilitation of Paralytic Dysphonia". Archives of Otolaryngology. 73, 290, 1.961.

2.10.- UROLOGIA.

Este es un campo que con la incorporación de los materiales aloplásticos no ha alcanzado la expansión y los buenos resultados que en otras especialidades.

Para una sistematización se seguirá el siguiente esquema de exposición:

- 2.10.1.- Prótesis para uréter.
- 2.10.2.- Prótesis para vejiga.
- 2.10.3.- Prótesis para uretra.
- 2.10.4.- Prótesis para el tratamiento de la incontinencia urinaria.

•2.10.1.- Prótesis para uréter.

Todas ellas han dado resultados muy pobres, a pesar de que los intentos han sido múltiples. Los fracasos son generalmente debidos a incrustaciones ó depósitos e infecciones. Kaufman ha revisado extensamente el problema. Como materiales aloplásticos sustitutivos de segmentos más ó menos amplios del uréter se han utilizado el vidrio, la goma, la plata, el tantalio, el polietileno, el DACRON, el VITALLIUM, el polivinil-alcohol, el TEFLON, etc. (1).

Parece que los mejores resultados los han obtenido Ulm y Kraus a partir de 1.960 (2) (3) con una prótesis elaborada en TEFLON. Dicho implante es un tubo que une directamente riñón con vejiga. Ambos extremos del tubo van provistos de un reborde para su sutura.

En 1.971 Azagra y cols. (4) han publicado un nuevo método para prevenir la estenosis "extrínseca" debida a procesos esclero-fibro-lipomatosos retroperitoneales mediante

la interposición periureteral de una lámina fina de silicona, reforzada con fibras de poliéster, que fijan al músculo psoas.

●2.10.2.- Prótesis para vejiga.

A pesar del desafío que supone un problema tal como el del reemplazo de la vejiga y a pesar de que el éxito parece lejos de conseguirse, Stanley y cols., en 1.972 (1) han empleado un implante para la vejiga (a excepción de la zona del triángulo), hecho de silicona. El dispositivo se suturaba a los bordes de la vejiga remanente (zona del triángulo).

Los autores han podido comprobar que el implante actúa como un armazón el cual permite la regeneración de los tejidos conectivo, muscular y epitelial de transición, por lo que al cabo de algunos meses hay una regeneración importante. Según esto, la prótesis podría ser retirada algún tiempo después.

●2.10.3.- Prótesis para uretra.

Weinberg y Pagonitch, en 1.969 (1), han preconizado el uso de un tubo de silicona suturado, por uno de sus extremos, a la pared de la vejiga. Sin embargo, parecen obtenerse mejores resultados utilizando, para el mismo fin DACRON.

●2.10.4.- Tratamiento de la incontinencia urinaria.

Serry ha utilizado entre 1.961 y 1.965 (1) (2), para el tratamiento de la incontinencia urinaria, un dispositivo consistente en una placa de acrílico con un orificio en su centro, a través del cual pasa la prolongación de un baloncito hecho de goma de silicona. El

implante se situa en el bulbo de la uretra y se fija, por medio de suturas, a la rama ascendente del pubis. Es un procedimiento no exento de complicaciones y los resultados no son muy brillantes.

Otro autor que se ha ocupado de este problema ha sido Timm en 1.971 (3). Basándose en conceptos expuestos por Foley en 1.947 (4), Timm ha creado una especie de cilindro de silicona de paredes inflables, que envuelve la uretra y se fija por el extremo interno mediante un pequeño baloncito. El inflado se realiza por un mecanismo externo de control de presión. El fundamento de esta técnica consiste en la estimulación periódica y voluntaria de la función del esfínter para permitir ó no el paso de orina a través de la uretra. Estos trabajos todavía no han pasado de la fase experimental.

Todavía puede citarse otro tipo de implante ensayado para la corrección de la incontinencia urinaria. Se trata de la estimulación electrónica del esfínter utilizada por Caldwell, Slack y Broad en 1.965 (5). Los autores implantaron en un caso dos electodos al músculo del esfínter, conectados a un transformador de radiofrecuencias apropiadas; perseguían la estimulación de los nervios aferentes específicos. Todo el sistema implantado iba recubierto en PERPEX (un acrílico) para conseguir una mejor tolerancia tisular.

En el capítulo dedicado a cirugía plástica, se habla de implantes para pene y testículo.

BIBLIOGRAFIA SOBRE UROLOGIA.

Bibliografía sobre prótesis para el uréter.

- 1.- KAUFMAN J.J.: "Ureteral replacements". The Ureter. Ed. Bergmen H. New York. Harper and Row. 1.967.
- 2.- ULM A.H. y KRAUSS L.: "Total unilateral. Teflon ureteral substitute in the dog". Journal of Urology. 83, 575, 1.960.
- 3.- ULM. A.H.: "Total replacement of the human ureter with Teflon prosthesis". Journal of Urology. 96, 455, 1.966.
- 4.- AZAGRA L. y cols.: Nuevo intento quirúrgico de resolución de los procesos esclero-fibro-lipomatosos retroperitoneales. Archivos españoles de urología. XXIV. 5, 413, 1.971.

Bibliografía sobre prótesis para la vejiga urinaria.

- 1.- STANLEY T.H. y cols.: "Subtotal cystectomy and prosthetic bladder replacement". Journal of Urology. 107, 782, 1.972.

Bibliografía sobre prótesis para la uretra.

- 1.- WAINBERG S.R. y PAGOVITCH B.: "Permanents cystostomy with a Silastics prothesis". Journal of Urology. 102, 443, 1.969.

Bibliografía sobre prótesis para el tratamiento de la incontinencia urinaria.

- 1.- BERRY J.L.: "A new procedure for correction of urinary incontinence - A preliminary report". Journal of Urology. 85, 771, 1.961.

2.- BERRY J.L.: "Post-prostatectomy urinary incontinence". Surgical Clinics of North America. 45, 1.481, 1.965.

3.- TIMM G.W.: "An implantable incontinence device". Journal of Biomechanics. 4, 213, 1.971.

4.- FOLEY F.E.B.: "An artificial sphincter: a new device and operation for control of enuresis and urinary incontinence". Journal of Urology. 58, 250, 1.947.

5.- CALDWELL K.P.S. y cols.: "Urinary incontinence following spinal cord injury treated by electronic implant". The Lancet. I. 846, 1.965.

2.10.- GINECOLOGIA Y ESTERILIDAD.

En los últimos años el amplio mundo de los implantes ha ensanchado un poco más sus fronteras entrando en el campo de la ginecología-esterilidad para tratar el problema de la obstrucción de las extremidades fimbriales. Como es bien sabido, la extremidad externa de la Trompa de Falopio, en los días que anteceden a la ovulación, se acerca al ovario para recibir el ovocito u óvulo después de la rotura del folículo. Hay ocasiones en que, generalmente, por problemas inflamatorios ó cicatriciales, la extremidad de la Trompa está permanentemente obstruida siendo causa de infertilidad femenina.

Para el tratamiento quirúrgico de esta situación Mulligan (1), hacia finales de los años sesenta, diseñó y propuso una prótesis temporal, infundibuliforme, de silicona, unida a un tubo que sirve para ser introducido en la Trompa. Durante el acto operatorio es necesario realizar varias incisiones y evertir los bordes de la extremidad fimbrial obstruida. Una vez hecho esto se coloca la prótesis durante unas 12 semanas, período durante el cual cicatriza la herida quirúrgica y el tubo ó cilindro de la prótesis mantiene abierto el lumen de la trompa. Al cabo de este tiempo la prótesis se retira, mediante una segunda laparotomía, y la Trompa queda así repermeabilizada.

BIBLIOGRAFIA SOBRE GINECOLOGIA Y ESTERILIDAD

- 1.- MULLIGAN W.J.: "Results of Salpingostomy" Int. Jour. Fert. 11, 424, 1.966.

• •

3. RESUMEN:

RESUMEN.

Se recoge, analiza y sistematiza una parte muy importante de la terapéutica quirúrgica, la que corresponde a la gran aventura de introducir en el organismo humano materiales artificiales ó aloplastias.

Para escoger este tema el autor ha aprovechado la doble circunstancia de ser estomatólogo y de haber permanecido como asesor médico, durante nueve años, en una importante industria internacional dedicada, en una parte, a materiales implantables. Ambas situaciones le han permitido conocer en profundidad el gran mundo de los que se han dado en llamar materiales biomédicos, lo que ha dado posibilidad, a su vez, de disponer de una gran cantidad de bibliografía.

Este estudio se ha dividido en tres partes fundamentales. En la primera, de carácter introductivo, se verifican una serie de análisis de tipo gramatical y lingüístico, debido a que con el transcurso del tiempo, se ha creado una cierta confusión terminológica al haberse acuñado diversas denominaciones, aparentemente dispares, que pueden considerarse en la práctica sinónimos (endoprótesis, implante, prótesis implantable e implante protésico). En esta primera parte se ensayan, por último, dos definiciones originales para los términos de prótesis y de implante, respectivamente, así como una clasificación, también original, de los diferentes tipos de prótesis.

La segunda parte de este trabajo recoge la historia de los diferentes materiales aloplásticos, en el hombre, divididos por orden alfabético en tres grupos: metales, plásticos y varios. El primer grupo engloba desde los más antiguos metales de que se tiene noticia que fueran implantados en el hombre, como el oro por Ambrosio Paré, a finales del siglo XV en forma de alambres para el cierre

de hernias abdominales (procedimiento de la Puntura de oro), pasando por otros metales, generalmente nobles, utilizados con criterios más ó menos científicos ó empíricos, hasta llegar a la depresión económica de la segunda década del siglo XX (año 1.929) en que, al encarecerse y escasear los metales nobles, se desarrollan en cirugía los aceros inoxidables y, posteriormente en 1.936, las aleaciones de cromo-cobalto. Otros metales surgidos con posterioridad han sido el titanio y el tantalio.

El grupo de los plásticos utilizados en cirugía implantológica recoge desde los más primitivos, cuya antigüedad se remonta tan solo a los últimos años del siglo XIX (la baquelita, el caucho, el celuloide, etc.) hasta la época presente constituida por una pléyade de materiales entre los que destacan el politetrafluoretileno ó PTFE (TEFLON), las poliamidas (NYLON), los poliésteres (DACRON), los polietilenos, los acrílicos, las siliconas, etc. Todos ellos, ó su mayoría, se han desarrollado como consecuencia de la industria de guerra, en los diferentes países beligerantes, durante ambos conflictos bélicos mundiales del siglo XX, generalmente, al principio, para fines ajenos al campo médico (aeronáutico y espacial sobre todo). El momento de inicio de la expansión de la implantología con estos nuevos materiales puede situarse entre 1.935 y 1.945. Desde entonces este campo ha experimentado un crecimiento y desarrollo inusitados.

El grupo varios, por fin, recoge una serie de materiales, no encuadrables en los dos anteriores, en ocasiones anecdóticos y/ó pintorescos (como la madera) ó que se probaron con pobres resultados ó que fueron ampliamente superados por otros más modernos (como ocurrió con el vidrio, el marfil ó la parafina) ó, simplemente, que no tienen cabida ni como metales ni como plásticos como es el caso de la gutapercha, la espuma de gelatina, etc.

En la tercera parte de este trabajo se exponen y sistematizan, también desde el punto de vista histórico, las diferentes especialidades quirúrgicas que se han beneficiado del advenimiento de los materiales implantables. Se comienza por un capítulo dedicado a la cirugía general en el que se revisan los hitos cronológicos de aquellas técnicas de carácter general que utilizan materiales artificiales a modo de implantes tales como las suturas, las ligaduras, ciertos procedimientos hemostáticos, uso de adhesivos tisulares, cementos para la fijación de prótesis, implantes para radiumterapia, etc. A continuación aparecen aquellas especialidades que más han utilizado materiales aloplásticos como la cirugía ortopédica y la traumatología, la cirugía cardiovascular, la neurocirugía, la cirugía plástica y reparadora, la cirugía oral y maxilofacial y la estomatología, para terminar con aquellas otras especialidades que si bien presentan un abanico más reducido de aplicaciones, no por ello son menos importantes, desde el punto de vista histórico ó incluso clínico, como la cirugía torácica, la otorrinolaringología, la oftalmología, la urología y la ginecología y esterilidad.

75000

4. CONCLUSIONES:

CONCLUSIONES.

Dadas las características de este trabajo ha parecido más lógico distribuir las 19 conclusiones del mismo en una serie de grupos según los criterios expuestos a continuación:

Como en la parte que se ha denominado INTRODUCCION se hacen una serie de reflexiones de carácter lingüístico y terminológico y se emiten, además dos definiciones y una clasificación originales cuyo fin es el de aportar algo en un campo en el que la bibliografía consultada ofrece una cierta confusión, el primer grupo de conclusiones puede estar constituido por las que se han denominado conclusiones de tipo semántico y lexicográfico.

El segundo grupo es de carácter expositivo y en él se recogen y analizan los diferentes hechos históricos relativos al descubrimiento y puesta a punto de materiales implantables así como su ubicación y conexiones con otros hechos y datos de la historia del hombre, en general, y de la historia de la cirugía en particular. Por esto, dicho segundo grupo se ha denominado conclusiones de carácter historiográfico.

En el tercer grupo se incluyen una serie de consideraciones de carácter crítico pero con matices antropológicos. Al enunciar la palabra crítico se hace necesario aclarar que no se trata de levantar un estandarte para arremeter con tal ó cual filosofía terapéutica ni para enjuiciar unas técnicas determinadas. Se trata, más bien de analizar unos hechos que han repercutido en el concepto quirúrgico actual modificando, en cierta medida, el modo de pensar del mundo de hoy con respecto al campo de los implantes y a todos los problemas técnicos que suscitan la puesta a punto de los mismos. Por todo

ello el tercer grupo de conclusiones lo constituyen las recogidas como conclusiones de carácter crítico.

Así como las conclusiones del segundo grupo pueden constituir el pasado del mundo de los implantes y las del tercero el presente parece lógica consecuencia realizar la prospección futura de este gran campo dinámico de la cirugía. Ello encuentra, además, especial justificación en razón a la propia esencia de la Historia como ciencia. El cuarto grupo de conclusiones aparece como conclusiones a modo de proyección futura.

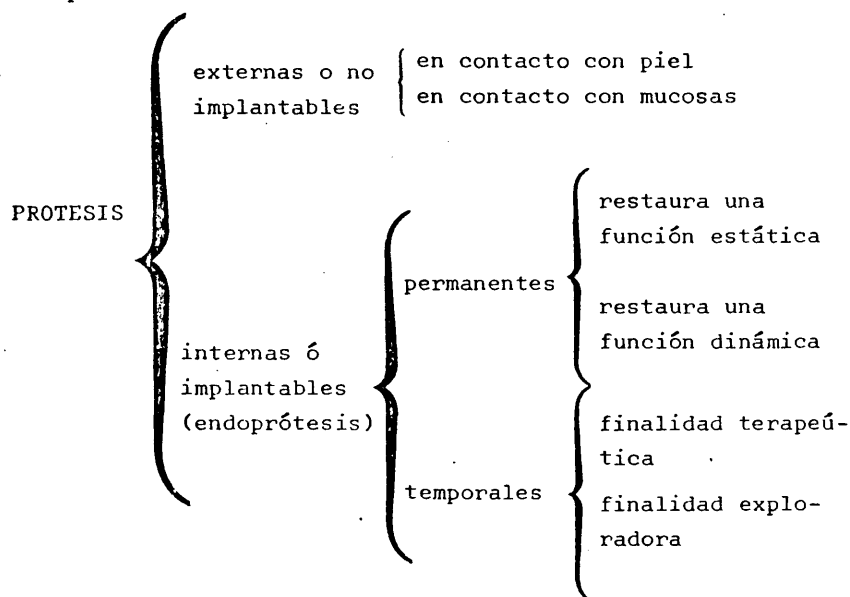
I. CONCLUSIONES DE TIPO SEMANTICO Y LEXICOGRAFICO.

1.- En castellano existe el término prótesis que puede prestarse a confusión. Como para el profano en medicina ó incluso en los diccionarios suele sugerir algo artificial pero externo con respecto al organismo, Este vocablo debería pues aceptarse como sustantivo para referirse a "todo dispositivo ó mecanismo elaborado con uno ó varios materiales artificiales, no reactivo frente a los tejidos orgánicos, destinado a devolver al organismo la falta de un órgano ó parte de él, junto con su función específica, independientemente de si va a estar implantado ó no!"

2.- En el campo aloplástico los términos de endoprótesis, prótesis implantable, implante e implante protésico pueden quedar englobado bajo la siguiente definición original: todo dispositivo ó mecanismo elaborado con uno ó varios materiales artificiales, no metabolizables, no reactivos frente a los tejidos orgánicos, destinado a devolver al organismo la falta de un órgano ó parte de él, junto con su función específica, que va destinado a entrar en contacto con el medio interno, independientemente de que esté colocado temporal ó definitivamente.

3.- Esta definición lleva a tomar en consideración,

con cierto detenimiento, la idea de algo artificial en contacto con el medio interno ya que aquí va a radicar la gran diferencia entre las que pueden considerarse prótesis externas ó no implantables y las prótesis internas ó implantables. Por ello se ha elaborado la siguiente clasificación original de las prótesis, en general, teniendo en cuenta que este trabajo sólo trata de las internas ó implantables:



4.- Según el Diccionario de la Real Academia, en lengua castellana la voz "implantar" se utiliza en el sentido de "establecer y poner en ejecución doctrinas nuevas, instituciones, prácticas ó costumbres". En cirugía el mismo término se emplea para hacer referencia a la "colocación de un medicamento sólido debajo de la piel". Las endoprótesis no pueden ser consideradas como medicamentos ya que, según lo visto, no deben ser metabolizables. Por ello, abogamos y proponemos la voz "implante", como sustantivo, para describir lo que se define en la conclusión nº 2 y el verbo "implantar" para la acción de colocar un implante.

De igual manera también debería aceptarse el término de "implantología" para la ciencia que se ocupa del estudio de los implantes y de sus materiales.

5.- En algunas publicaciones hemos podido ver el término "injerto" que se utiliza para hacer referencia a una aloplastia. Estimamos que esta acepción es incorrecta en el campo implantológico ya que el vocablo "injerto" sugiere algo que se "une" al ser receptor y llega a formar parte de los procesos vitales del mismo. Otro término que debe ser proscrito es el galicismo "plombage", para referirse a la colocación de materiales en ciertas cavidades como la pleural.

II. CONCLUSIONES DE CARACTER HISTORIOGRAFICO.

6.- Desde el punto de vista de un trabajo histórico es importante destacar no sólo la simple sucesión cronológica de hechos y fechas en un campo concreto sino su interconexión con los datos y momentos más importantes de la historia del hombre. Como se verá más adelante, muchos de los descubrimientos y aplicaciones en el campo aloplástico han sido consecuencia de otros hallazgos previos en sectores muy diferentes del médico-quirúrgico ó fueron el resultado de convulsiones económicas, sociales ó políticas en diferentes momentos de la historia de la humanidad.

7.- Con un criterio de estricta meticulosidad las suturas pueden ser consideradas como los primeros materiales artificiales en contacto con el interior del organismo humano. En este sentido cabe citar el Papiro de Smith, como el primer testimonio escrito en que se aconseja recurrir a las suturas. El material utilizado era el lino.

8.- Las suturas no parecen haber sido prácticas raras durante el Imperio romano y en el mundo árabe, pero es necesario llegar a la época de Ambrosio Paré (1.509-

1.590) para conocer los antecedentes de una nueva técnica, la de las ligaduras, y un nuevo material, el oro. El procedimiento, que se conoció con el nombre de la Puntura de Oro, consistía en ligar la base del saco de las hernias mediante un alambre de oro. Esta técnica, atribuida a Paré, parece ser que ya se practicaba con anterioridad en la Península Ibérica.

9.- El paso de la Edad Moderna a la Edad Contemporánea es el que coincide con el inicio del interés por el mundo de los implantes. Sin embargo es justo reconocer que su gran desarrollo se hizo posible gracias a tres técnicas primordiales: la asepsia, la antisepsia y la anestesia.

En las épocas inmediatamente anteriores a Semmelweis (1.816-1.865), Pasteur (1.822-1.895) y Lister (1.827-1.912) la implantación de materiales artificiales, generalmente metales nobles, era no sólo posible técnicamente sino que se intentó en muchas ocasiones; sin embargo, la infección postoperatoria era la regla, dando al traste con lo que en ocasiones hoy podemos juzgar como auténticamente meritorio. Por otra parte, si las técnicas de anestesia no se hubieran desarrollado en la forma que lo han hecho no hubiera podido soñarse siquiera con la realización de complejas y largas intervenciones como son muchas de las que hoy se realizan en el campo implantológico.

10.- Los metales nobles fueron utilizados durante el siglo XIX y comienzos del XX con alguna profusión, y con éxito, pero su empleo se vió grandemente deprimido durante la crisis económica del final de los años veinte del presente siglo (momento culminante en 1.929). Ello fué, con toda seguridad, el estímulo principal para la aparición de los aceros inoxidables, mucho más baratos y tan buenos ó mejores que los metales nobles, siendo algunos de ellos incluso precursores de las aleaciones de cromo-cobalto.

11.- La segunda Guerra Mundial marcó otro hito importante en el desarrollo de los materiales. Las necesida-

des bélicas en los diferentes países hicieron sentir la falta de muchos tipos de sustancias. En algunas naciones, debido a los bloqueos, escasearon los metales. En el sector aeronáutico, a la vez que crecía el tamaño de los aparatos y el peso de su carga, era necesario disminuir la tara sin detrimento de su resistencia. Los elementos utilizados en juntas, aislamientos, conductores, elementos dieléctricos, sustancias transparentes, etc., al tener que volar a grandes alturas, también precisaron de materiales más perfeccionados. Todo ello trajo como consecuencia el desarrollo de algunos plásticos que ya se conocían con anterioridad (como es el caso de los acrílicos) ó la creación de muchos nuevos que después se probaron con éxito en el campo de la cirugía.

12.- Vease pues que, además del grupo "varios" constituido por una miscelánea de productos (vidrio, marfil, gutapercha, espuma de gelatina, etc.), difícilmente encuadrables en otros grupos, existen dos campos bien delimitados, el de los metales y el de los plásticos, con historias paralelas, aunque el primero es el más antiguo. El comienzo del uso de los metales como materiales implantables puede situarse en la época de Ambrosio Paré según se vió en la conclusión nº 8 mientras que el inicio de la época de los plásticos es mucho más reciente y podría quedar señalado hacia finales del siglo pasado cuando comienzan a implantarse el celuloide, el caucho, la baquelita, etc.

III. CONCLUSIONES DE CARACTER CRITICO.

13.- En el campo implantológico, al igual que en otros sectores de la medicina y de la cirugía, se pasó primero por una etapa totalmente empírica durante la que se llegaron a probar materiales tan insólitos como la madera. Posteriormente fué llegando, de forma paulatina, una fase racionalista, científica, de observación y experimentación, que ha llegado algo lentamente, tal vez con la lentitud propia de toda empresa que, en ocasiones, ha antepuesto el afán de

"llegar primero" al puro criterio reposado de "ver que pasa" en la experimentación previa.

14.- La figura del genio creador, al igual que en casi todas las ramas de las ciencias aplicadas, va desapareciendo. En los albores del campo aloplástico es fácil encontrar en la bibliografía nombres tales como Cushing, Smith-Petersen, Sherman, etc. Sin embargo, a partir de los años cuarenta del presente siglo, junto a los nombres propios empiezan a aparecer los de las grandes firmas ó los de las sociedades científicas nacionales ó internacionales. Y a medida que se amplía el horizonte del campo de los materiales implantables se va separando la investigación cada vez más del ámbito universitario, para pasar a manos de la industria privada.

15.- Se hace necesario enfatizar en que la preparación de las personas que se ocupen de los materiales aloplásticos ha de ser amplia, interdisciplinaria, con conocimientos de biología, de química, de física, de estadística, de sociología, etc. Parece como si se reviviera la época en que se consideraba empezar a ser buen médico conociendo sólo muy bien el cuerpo humano. Esta actitud mental necesita ser urgentemente modificada. La sociedad actual necesita de médicos y cirujanos, en el campo de los materiales en general, con formación compleja y con capacidad para contemplar los diferentes problemas técnicos, clínicos, biomecánicos, bioeléctricos, etc. con una óptica amplia y con capacidad de diálogo con otros grupos profesionales (ingenieros, físicos, bioquímicos, metalúrgicos, etc.).

16.- Fruto de la gran proliferación de implantes y del enorme barroquismo creativo se echa hoy de menos una sistematización ó estandarización en las diferentes fases experimentales y se deja sentir la ausencia en muchos países, entre ellos España, de legislaciones reguladoras apropiadas sobre el empleo y características de los diferentes materiales. Ha pasado ya tiempo suficiente para que la ciencia

de los materiales implantables, y de los materiales biomédicos en general, sea acogida como disciplina autónoma con pleno derecho a ser objeto de regulaciones y normativas propias con carácter internacional ya que una endoprótesis puede tener tantas ó más limitaciones que muchos fármacos ó, al menos, estar sometida a controles, especificaciones y restricciones similares.

IV. CONCLUSIONES A MODO DE PROYECCION FUTURA.

17.- Al hablar de materiales implantables se corre el riesgo de pensar que el futuro del cirujano será el de convertirse en un mero artífice de recambio de órganos y tejidos naturales envejecidos ó lesionados, por toda una serie de dispositivos artificiales y de artilugios mecánicos más ó menos sofisticados. En este sentido se han publicado ya muchos artículos sensacionalistas que, evidentemente, ofrecen una imagen futurista exagerada, por no decir grotesca. En prueba de que el futuro no será así, en el presente trabajo se ha visto que, en muchas ocasiones, después de probar diferentes materiales, se llega a la conclusión de que el mejor elemento para ser implantado sigue siendo el autoinjerto relegando, si es caso, el empleo de alguno de los materiales ó endoprótesis para su utilización mientras mejoran las condiciones locales ó generales del paciente hasta que pueda recibir la autoplastia ó autoinjerto.

18.- Es muy posible que al igual que existen hoy bancos de sangre, bancos de huesos ó bancos de ojos, el campo de los transplantes se incremente considerablemente, en el futuro, para disponer de "bancos de vasos", "bancos de articulaciones", "bancos de corazones", etc. ya que es muy presumible que las investigaciones en el campo inmunológico vayan más aprisa que las de puesta a punto y descubrimiento de nuevos materiales "más ideales".

19.- Estos presupuestos están lejos de ser peyorativos

para el mundo de los implantes artificiales ya que resultaría absurdo negar la evidencia de miles de personas que deben hoy su vida ó mantienen una actividad muy normalizada gracias a una válvula cardiaca, a un marcapasos ó a un "shunt" para derivar una hidrocefalia. Pero tampoco es menos cierto que es muy probable que la era de los materiales implantables sea, en cierta medida, transitoria, siga desarrollándose sólo unos pocos años más para, una vez alcanzado el cénit -que seguramente se producirá cuando se implante el primer corazón artificial completo- entrar en un período de regresión en el que muchos de ellos pasarán al recuerdo y otros, seguramente los menos, quedan a disposición del cirujano solamente como implantes temporales en espera de que mejoren las circunstancias locales ó generales del enfermo. Vease como tal vez anticipando ya esta nueva era, la previsión de los juristas de los diferentes países y gobiernos se prepara ya para ella mediante una abundante legislación en materia de donaciones y de transplantes de órganos.

