

UNIVERSIDAD ANAHUAC  
ESCUELA DE INGENIERIA  
INCORPORADA A LA U.N.A.M.

881217

8  
2ej



PROCESO DE MANUFACTURA DE  
UNA PROTESIS ORTOPEDICA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:  
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA  
AREA MECANICA

P R E S E N T A :

JOSE ANTONIO DIEGO GONZALEZ

MEXICO, D. F.,

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

1986



Universidad Nacional  
Autónoma de México



## **UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso**

### **DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

PROCESO DE MANUFACTURA DE UNA PROTESIS ORTOPEDICA

CONTENIDO:	PAGINA
CAPITULO I: INTRODUCCION Y OBJETIVOS	1
CAPITULO II: ANTECEDENTES HISTORICOS	3
CAPITULO III: BASES TEORICAS	
a) <u>METALURGIA Y PLASTICOS</u>	7
a.1) INTRODUCCION	7
a.2) METALES IMPLANTABLES	15
a.3) TABLAS COMPARATIVAS DE PROPIEDADES FISICO- QUIMICAS DE ALGUNOS METALES IMPLANTABLES	23
a.4) PLASTICOS IMPLANTABLES	25
a.5) EL POLIETILENO DE ALTA DENSIDAD ALTO PESO MOLECULAR	26
a.6) TABLAS COMPARATIVAS DE PROPIEDADES FISICO- QUIMICAS DE ALGUNOS TERMOPLASTICOS	34
b) <u>CALIDAD Y ADMINISTRACION DE LA CALIDAD</u>	43
c) <u>PROCESOS DE MANUFACTURA</u>	46
CAPITULO IV: ANATOMIA Y ORTOPEDIA	
a) <u>DESCRIPCION ANATOMICA DE LA ARTICULACION           COXOFEMORAL</u>	50
b) <u>CIRUGIA DE REEMPLAZOS ARTICULARES</u>	55
c) <u>ENDOPROTESIS Y PROTESIS TOTALES DE CADERA</u>	57

CAPITULO V:	
a)	<u>SELECCION DEL IMPLANTE APROPIADO</u> 67
b)	<u>TEORIA DE LA FRICCION MINIMA Y COMPROBACION</u> 78
c)	<u>ANALISIS DE INGENIERIA DE UNA PROTESIS DE ARTICULACION COXOFEMORAL</u> 91
c.1)	ESTUDIO BIOMECANICO DEL COMPONENTE FEMORAL 93
c.2)	ESTUDIO BIOMECANICO DEL COMPONENTE ACETABULAR 105
CAPITULO VI: PROCESO DE MANUFACTURA DE LA PROTESIS METALICA (COMPONENTE FEMORAL)	
a)	<u>PROCESO DE MANUFACTURA DE LA PROTESIS DE CROMO-COBALTO-MOLIBDENO</u> 113
b)	<u>PROCESO DE MANUFACTURA DE LA PROTESIS DE ACERO INOXIDABLE TIPO AISI 316 LVR</u> 134
CAPITULO VII: PROCESO DE MANUFACTURA DE LA PROTESIS PLASTICA (COMPONENTE ACETABULAR) 140	
CAPITULO VIII: LIMPIEZA, EMPAQUE Y ESTERILIZACION DE LOS IMPLANTES DE CADERA TOTAL	
a)	<u>LIMPIEZA O LAVADO DE LAS PROTESIS</u> 152
b)	<u>EMPAQUE Y ESTERILIZACION DE LOS COMPONENTES FEMORALES</u> 154
c)	<u>EMPAQUE Y ESTERILIZACION DE LOS COMPONENTES ACETABULARES</u> 154
CAPITULO IX: PRUEBAS Y CONTROL DE CALIDAD	
a)	<u>COMPONENTE FEMORAL</u> 156

a.1)	CONTROL DE CALIDAD DE LAS PIEZAS DE FUNDICION Y FORJA	156
a.2)	PRUEBA DE ESFUERZO DE FATIGA	165
a.3)	PRUEBA DE ESFUERZO DE TENSION Y PRUEBA DE ESFUERZO DE FLUENCIA	167
a.4)	PRUEBA DE RESISTENCIA A LA CORROSION SUPERFICIAL	168
a.5)	PRUEBA DE RESISTENCIA A LA CORROSION DE HENDIDURA	169
a.6)	ANALISIS DE CONTROL DIMENSIONAL Y SUPERFICIES DE DESLIZAMIENTO	170
b)	<u>COMPONENTE ACETABULAR</u>	173

CAPITULO X:

	CONCLUSIONES	180
	APENDICE I: IMPLANTACION DR. MARCO ANTONIO LAZCANO M.	182
	APENDICE II: NORMA ANSI/ASTM F-565-78	197
	INDICE DE FIGURAS	199
	INDICE DE TABLAS	206
	BIBLIOGRAFIA	207

## CAPITULO I

## CAPITULO I: INTRODUCCION Y OBJETIVOS

Hoy en día, la economía nacional atraviesa por una profunda crisis estructural. La demanda de Tecnología y Instrumentación en el ramo de la Medicina aumenta día con día, y es ahora cuando tenemos que dar una solución a la importación de dichos bienes, que debido a la situación actual de nuestra moneda, se han encarecido.

La producción de prótesis ortopédicas a nivel mundial, se encuentra concentrada en dos focos principales, el Reino Unido y Los Estados Unidos de Norteamérica. El estudio profundo del proceso de manufactura de una prótesis de Articulación Coxofemoral, hace factible la posibilidad de integrar su producción en México, con una calidad igual a las prótesis importadas, con tecnología, mano de obra e infraestructura nacional.

El objetivo primordial de esta tesis es proporcionar una respuesta a una demanda de carácter nacional, así como ofrecer un análisis del proceso óptimo para la fabricación de prótesis ortopédicas en México.

Es también objetivo de esta tesis, el manifestar la importancia de un vínculo de unión entre dos importantes ramas de la ciencia: la Ingeniería y la Medicina.

La justificación de este trabajo radica entre otras cosas, en la necesidad de integrar en nuestro país este tipo de prótesis; la razón de proporcionar estos productos a la demanda popular a precios razonables y

la importancia de no importar tecnología, así como satisfacer una demanda nacional con posibles metas a la exportación.

Esta tesis pretende poner a disposición del ingeniero, la posibilidad de fabricar implantes ortopédicos de cadera utilizando los procesos - más prácticos y económicos.



## CAPITULO II

## CAPITULO II: ANTECEDENTES HISTORICOS

A lo largo de la historia, los metales han desempeñado un importante papel en la Cirugía Ortopédica.

La historia del uso de metales en la cirugía empieza hace más de -- 400 años, cuando en 1565 Petronius utiliza una placa de oro para la reconstrucción de paladares hundidos. Aproximadamente 100 años después, Fabricius usa cable de hierro, bronce y oro para suturar heridas.

En 1775 el Diario de Cirugía Francés relató el disgusto entre los médicos Pujol e Icart. Este debate surgió de la diferencia de opiniones entre ambos, ya que Icart favorecía el uso de implantes quirúrgicos mientras que Pujol se oponía.

En 1827, Rogers, un cirujano del Hospital de Nueva York, utilizó cable de plata para fijar fracturas. Sin embargo, Pancoast en un tratado sobre cirugía publicado en 1844 manifestó que no debería usarse cable en la cura de fracturas pues produciría necrosis ósea (muerte en el organismo viiente de algunos elementos celulares o grupos de dichos elementos que pueden llegar a constituir un tejido).

Una vez más, la diferencia de opinión sobre el uso de metales en -- tratamientos ortopédicos continuó por varios años y hasta hace unos pocos años, la solución favoreció el uso de la fijación interna.

A través del siglo pasado, una diversidad de materiales fueron usados en conexión con las reconstrucciones y reparaciones ortopédicas, estos incluían, oro, plata, plomo, platino, marfil, entre otros muchos.

Sin embargo, el uso de materiales de implantación para la reducción de fracturas no tuvo aceptación general entre los médicos debido al peligro de la infección asociado con los procedimientos quirúrgicos utilizados.

Entre los años de 1860 y 1870 el Dr. Joseph Lister desarrolló técnicas asépticas en cirugía, lo que resultó en un menor porcentaje de infección post-operatoria. Esto contribuyó en gran medida al implante de metales, los cuales requerían un manejo cuidadoso para evitar infección. Además, a finales del siglo XIX el desarrollo de los rayos Roentgen (rayos x) estimuló el uso de la fijación interna. En esta misma época, surgió la necesidad de materiales para arthroplastia (cirugía plástica de articulaciones).

Todos estos factores estimularon una investigación intensiva sobre la biocompatibilidad y la eficiencia mecánica de los implantes ortopédicos.

A principios del siglo XX muchos investigadores estudiaron el uso de diferentes materiales para fijación de fractura y su efecto de recuperación en comparación con los procesos normales del organismo. Placas para hueso fueron usadas y probadas. Estas placas estaban hechas de una variedad de metales incluyendo aluminio, bronce, plata y acero niquelado.

Varios progresos se lograron con la colaboración de varios médicos y científicos, pero es de notar la labor de Lambotte y Sherman. La contribución de Sherman consistió en la introducción de acero al vanadio como material en las placas, debido a que ésta aleación es más fuerte y resistente que muchas aleaciones usadas en aquel tiempo. Sin embargo su elección a pesar de lograr un gran avance no fue el óptimo debido a la presencia de

corrosión sobre las placas de acero al vanadio.

En 1936, el uso de materiales en aplicaciones ortopédicas recibió un nuevo ímpetu, Venable y Stuck emprendieron experimentos sobre los efectos de metales y aleaciones en los huesos. Los materiales estudiados incluían acero al cromo, acero inoxidable, acero al vanadio, y una fundición de cromo-cobalto-molibdeno.

Los estudios revelaron que el cromo-cobalto-molibdeno provocaba el menor rechazo de los tejidos, y decidieron utilizar esta aleación como el material más adecuado para implantes.

A partir de esta fecha, la aleación cromo-cobalto-molibdeno fue usada en forma intensiva durante 47 años con excelentes resultados.

En 1952 la aleación de cromo-cobalto-molibdeno forjada fue introducida al mercado ortopédico y es usada clínicamente desde entonces, para ciertas aplicaciones.

El acero inoxidable también se consideró como material implantable al mismo tiempo que la aleación de cromo-cobalto-molibdeno. A principio el AISI 303 fue usado, sin embargo, para mejorar las propiedades mecánicas y biocompatibilidad, se realizaron refinamientos posteriores. Posteriormente se utilizaron el AISI 304 y AISI 316, el último ha sido usado hasta la actualidad hasta la introducción de dos nuevas versiones, estas son: 316L con bajo contenido de carbono.

316LVM el cual también posee bajo contenido de carbono y fundido al vacío.

Durante la década de los 50 se realizaron nuevas investigaciones enfocadas a utilizar nuevos materiales para implantación, un ejemplo de ello

es el titanio, el cual ha sido utilizado en los Estados Unidos desde 1951 y en el Reino Unido desde 1958.

Posteriormente, se consideró el uso de una aleación de titanio conteniendo 6% de aluminio y 4% de vanadio. Recientemente fué introducida una aleación multi-fase cobalto que contiene 35% de níquel, designada como MP35N. Estas aleaciones no son usadas ampliamente y sus propiedades no han demostrado ser superiores a las de aquellos metales probados clínicamente como lo son el acero inoxidable y las aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno.

### **CAPITULO III**

CAPITULO III: BASES TEORICAS

a) METALURGIA Y PLASTICOS

a.1) INTRODUCCION

Todo material con el que se entra en contacto tiene propiedades - que lo caracterizan e individualizan de los demás. Algunos son duros, - mientras que otros son suaves. Algunos se sienten tibios, mientras que otros se sienten fríos. Estas y muchas otras propiedades subjetivas es- tñ relacionadas con las propiedades físicas intrínsecas del material, - que pueden ser medidas y definidas en una escala apropiada.

Las propiedades están relacionadas a las estructuras atómica y mo- lecular de los materiales.

Por ejemplo, si se comparan el hierro, el vidrio, la sal y el po- lietileno; estos representan un metal sólido cristalino, una cerámica vi- trificada amorfa, un sólido cristalino no metálico y un polímero amorfo. Las siguientes figuras muestran la estructura en forma esquemática, de - cada uno de estos ejemplos.

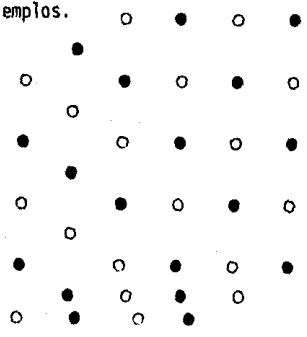


Fig. 1. Estructura general cristalina de una substancia con apariencia sólida

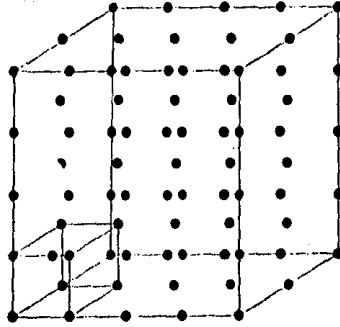


Fig. 2. Estructura cristalina de un metal

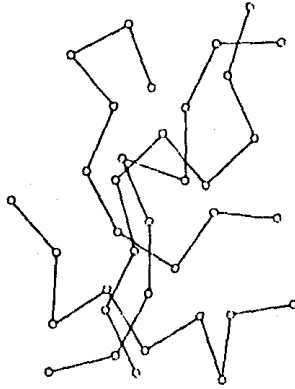


Fig. 3. Estructura de una cerámica, amorfa vitrificada



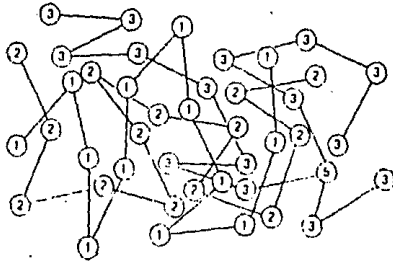


Fig. 4. Estructura de un polímero amorfo

(Los números facilitan la identificación de las cadenas individuales).

La razón de esta comparación de estructuras, es tratar de comprender cuál es la estructura de los polímeros, la cual es una combinación de estructuras vítrea, no metálica cristalina, y amorfa.

La siguiente figura muestra un sólido iónico cristalino (metal o no metal) y su respuesta a una fuerza aplicada. La fuerza aplicada es una carga cortante que es la más sencilla de visualizar y puede relacionarse a cargas de tensión o compresión comunes.

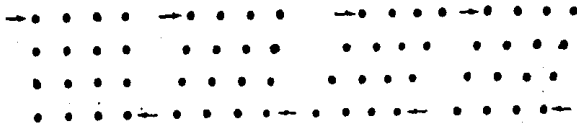


Fig. 5. Comportamiento de un sólido iónico cristalino a la carga aplicada.

Los átomos de este sólido, se encuentran ligados por atracción electrostática. Esta atracción resulta en una fuerza considerable de atracción y la deformación ocasionada al empujar los planos de los átomos resulta en un incremento en la distancia que separa a los átomos; esta requiere que se realice un trabajo. Cuando esta fuerza de deformación se abate, los campos electrostáticos retornan a los átomos, a su posición original de equilibrio. Los tiempos involucrados son del orden de  $10^{10}$  a  $10^{12}$  segundos, lo cual es, en efecto, instantáneo.

Cuando la fuerza aplicada es lo suficientemente grande, los planos de átomos se mueven sobrepasando a los demás, asumiendo el siguiente conjunto de posiciones de equilibrio. Es en este punto, cuando el material sobrepasa el límite elástico y presentará una deformación permanente.

Es común el enlace covalente en cerámicas y cristales, éste fija el ángulo entre los átomos que forman las estructuras. La siguiente figura es un ejemplo de plásticos de enlace covalente.

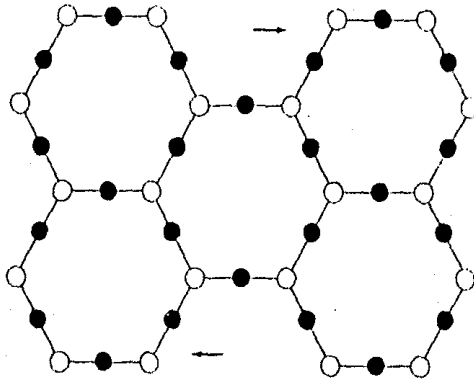


Fig. 6. Carga aplicada a un material de enlace covalente.

Los esfuerzos aplicados al material tienen el efecto de disturbar el ángulo de enlace que a su vez cambia los campos electrostáticos que mantienen este ángulo. Al cesar las fuerzas externas, estos ángulos quedarán reestablecidos y esta fuerza restauradora será completamente elástica con un tiempo reestablecedor de menos de  $10^{10}$  segundos.

Los polímeros son largas cadenas de elementos químicos simples, conocidos como "monómeros". La estructura de los plásticos y el comportamiento de estos materiales están basados, tanto en la naturaleza química del enlace monómero individual, como en la forma en que las cadenas se unen. En la mayoría de los polímeros de enlace covalente, los monómeros individuales tienen entre sí libertad de rotación, de tal manera que el ángulo puede ser fijado en tal forma que permite suficiente rotación y de esta manera las cadenas pueden alterar su configuración.

Cuando un plástico o polímero es sujeto a esfuerzos, la estructura reacciona de distintas maneras. En la primera reacción, los enlaces reaccionan estirándose o alabeándose, lo que significa una respuesta elástica.

En el caso de estructuras más ordenadas, la respuesta inicial es retardada y por cierta interferencia intermolecular y por tanto el material muestra un retraso entre la aplicación del esfuerzo y el estado resultante, debido a estos efectos de fricción. Este comportamiento se conoce como comportamiento viscoelástico.

Varias generaciones de ingenieros en diseño se han guiado por el uso de una serie de relaciones basadas en la ley de Hooke, para predecir la respuesta de un material plástico sujeto a este esfuerzo. Desafortunadamente, la ley de Hooke no refleja perfectamente el comportamiento -- fuerza-efecto de las partes plásticas y resulta ser una guía no confiable para el buen diseño.

En contraste con otros materiales que presentan comportamiento -- elástico, los plásticos requieren que cualquier tipo de análisis, incluso el más simple de ellos, tome en cuenta los efectos de fluencia y las relaciones fuerza-efecto no lineales. Se deberá considerar además, dos importantes variables que van íntimamente relacionadas con las propiedades físicas de los polímeros, estas son, la temperatura y el tiempo.

Este comportamiento viscoelástico puede visualizarse utilizando - los modelos análogos siguientes.

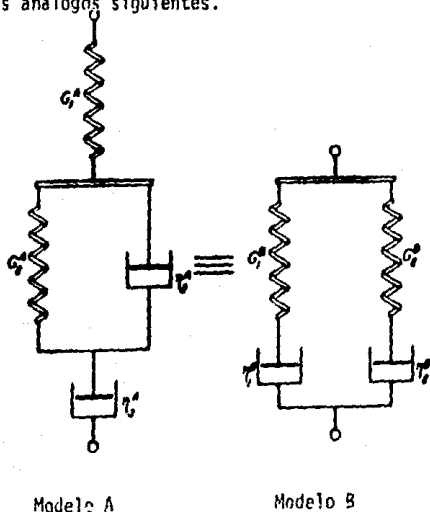


Fig. 7. Modelos análogos para el estudio del comportamiento de materiales viscoelásticos.

Para poder predecir el comportamiento de un miembro plástico sujeto a esfuerzos, se puede hacer uso de dos tipos de información. Uno de ellos son las curvas esfuerzo-deformación, las cuales son graficadas para el rango de cargas de 25 a 50 centímetros por minuto y representan el comportamiento instantáneo del material. El otro tipo de información lo constituyen las series de las llamadas curvas de fluencia, las cuales representan el comportamiento y desarrollo de la deformación del material como una función del tiempo a varios niveles de esfuerzo constante.

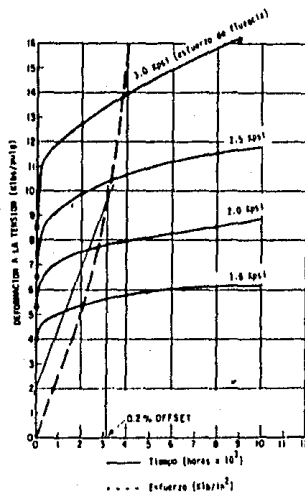


Fig. 8. Diagrama deformación-tiempo.

Un diagrama típico deformación-tiempo a esfuerzo constante, se muestra en la siguiente figura.

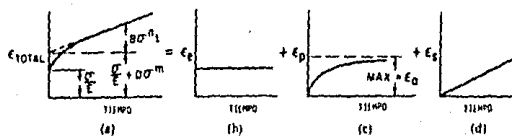


Fig. 9. Diagramas deformación-tiempo.

La deformación para cualquier tiempo, será la suma de tres diferentes deformaciones, las cuales pueden ser sumadas usando el principio de Boltzman y así dar la deformación resultante. (a) La primera de éstas es la deformación instantánea, (b) resultante de la imposición inicial de esfuerzo. La segunda deformación (c) es producida por el efecto visco-elástico o efecto elástico retardado. El tercer efecto (d) es la fluencia.

## a.2) METALES IMPLANTABLES

Un implante ortopédico es un dispositivo mecánico, que tiene por objeto reemplazar o soportar parte de la estructura esquelética del cuerpo humano. Debido a esto, el metal del implante, estará sujeto a una -- gran variedad de esfuerzos mecánicos y hostilidades de tipo biológico.

Cuando se está considerando un metal para ser usado en un implante ortopédico, se requiere utilizar un criterio muy severo.

Primero que nada, un implante deberá funcionar en un medio ambiente hostil donde estará sujeto a cargas repetitivas y considerables en -- cuanto a magnitud. Además, el material tendrá que cumplir con las propiedades mecánicas suficientes para soportar estas cargas.

El material implantado, además de llevar a cabo esta función, tendrá que garantizar la nulidad de causar efectos adversos por el cuerpo humano.

El material del implante deberá tener un alto límite de fluencia y un alto punto de esfuerzo último, además de tener el suficiente grado de ductilidad. En adición a las propiedades mencionadas, este material tendrá que tener un alto esfuerzo de fatiga, alta resistencia a la corrosión y ser biocompatible.

Debido al tipo de propiedades requeridas para que un material -- sea implantable, existen sólo algunas pocas aleaciones que se utilizan con este propósito. Estas aleaciones están divididas en las siguientes categorías:

#### A) Aleaciones en base hierro.

Consiste en varios tipos de acero inoxidable. Inicialmente se usaron los aceros AISI 302, 304 y 316, pero debido a la investigación y a la experiencia se ha introducido el uso de los tipos AISI 316L y 316LVM, cuyas propiedades mecánicas y biocompatibilidad han sido óptimas.

Debido al requerimiento de alta resistencia a la corrosión requerido en el material de un implante, se utiliza en la cirugía ortopédica el acero inoxidable austenítico. El acero inoxidable austenítico no tiene una gran capacidad de endurecimiento por tratamientos térmicos, sin embargo, posee un amplio rango de esfuerzo a la tensión y otras propiedades que se pueden obtener de un tratamiento de deformación o por trabajo en frío. En estado recocido, el acero inoxidable austenítico tiene un esfuerzo de tensión promedio de aproximadamente la mitad de el valor del esfuerzo a la tensión del mismo material trabajado en frío. Sin embargo, la ductilidad se ve reducida grandemente por el trabajo en frío, a un valor de aproximadamente 1/6 de el valor para el acero inoxidable recocido. Generalmente, la dureza del material también es reducida a altos grados de trabajo en frío.

Como se sabe, la condición del material, no afecta el módulo de elasticidad del mismo, el cual permanece constante y muy similar al de las aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno.

Como se mencionó anteriormente, el AISI 316 es un acero inoxidable austenítico satisfactorio para los implantes ortopédicos. Sin embargo se ha descubierto que la presencia de carbón en la aleación reducirá en -



forma significativa la resistencia a la corrosión del material, si se ha tratado en forma impropia. Una aleación designada como 316L, ha sido desarrollada y su contenido de carbono es muy bajo, lo que significa una gran ventaja.

Las imperfecciones en acero inoxidable pueden ser severamente dañinas por lo que respecta a la resistencia a la corrosión del material. Estas imperfecciones pueden ser reducidas por una refundición al vacío de la aleación una o dos veces. Este proceso purifica y reduce la posibilidad de contaminación en la aleación. Esta nueva aleación se conoce como AISI 316LVM.

La necesidad de procesar el acero inoxidable de esta manera es debido a su inherente baja de resistencia a la corrosión comparando con los demás metales implantables.

Es importante que la aleación sea tan limpia como se pueda. El contenido de molibdeno en el acero inoxidable es de gran importancia, y la investigación ha demostrado que es de vital importancia mantener su nivel correcto, para mantener una adecuada resistencia a la corrosión. Si el contenido de molibdeno es menor de 3%, la resistencia al picado y agrietamiento producidos por la corrosión se reducirá considerablemente. La investigación también ha demostrado que la resistencia a la corrosión del acero AISI 316 depende en forma crítica en la existencia de una capa "pasiva" en la superficie del material. Como esta capa pasiva no se reforma después de una rotura o desgarró, es de vital importancia el enorme cuidado para no dañar la superficie del mate

rial durante el implante.

Se debe enfatizar acerca de la óptima resistencia a la corrosión en un acero inoxidable existe cuando éste se encuentra en estado recocido.

Sin embargo, dentro de los aceros inoxidables, el material con mayor resistencia a la corrosión, le corresponderán las menores propiedades mecánicas.

## B) ALEACION DE CROMO-COBALTO.

En vista de que estas aleaciones son difíciles de maquinarse debido a su dureza, la mayoría de los componentes se manufacturan por fundición.

Las aleaciones de cromo-cobalto de fundición, se caracterizan por su excelente resistencia a la corrosión, muy superior a las aleaciones de acero inoxidable.

A pesar de que la fundición y el forjado son dos procesos muy distintos, se ha demostrado que las propiedades mecánicas de una pieza hecha de fundición de aleación de cromo-cobalto-molibdeno (la cual es llamada comúnmente cromo-cobalto), son similares a las obtenidas mediante el forjado de una pieza de acero inoxidable. Además, las propiedades mecánicas de las aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno, como son los esfuerzos a la tensión y a la fluencia, son superiores a aquellas de las aleaciones de acero inoxidable.

El temprano uso de las aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno de fundición se retardó por la complejidad del proceso de fundición. Sin embargo, la metalurgia moderna con nuevas técnicas de fundición y estricto control de calidad, ha eliminado en gran modo esos problemas.

Un obstáculo que se presentó fue el tamaño del grano de una pieza producida por fundición, el cual era mayor que el de la pieza producida por forjado. El uso de técnicas especiales ha permitido reducir el tamaño del grano de los productos de fundición con aceptables límites prácticos.

Otro problema fue la baja ductilidad de la fundición de la aleación de cromo-cobalto-molibdeno. La ductilidad de estas aleaciones ha sido incrementada, e inclusive duplicada por un tratamiento térmico después de la fundición. Este tratamiento térmico iguala en lo que a ductilidad se refiere a las aleaciones de acero inoxidable frente a las aleaciones de fundición de cromo-cobalto-molibdeno.

Se podría pensar que un proceso de fundición al vacío como el -- utilizado en la manufactura del AISI 316 LVR podría de igual modo beneficiar a la aleación de fundición de cromo-cobalto-molibdeno produciendo una aleación más limpia. Sin embargo, estudios han demostrado que debido a que la química básica de la aleación de fundición de cromo-cobalto-molibdeno es totalmente diferente a la del acero inoxidable, el proceso de fundición al vacío no traería ningún beneficio.

### C) TITANIO Y SUS ALEACIONES

El titanio no aleado fué utilizado hace algunos años. No tiene capacidad de endurecimiento por tratamiento térmico, pero posee una excelente resistencia a la corrosión. Sin embargo, este material ha sido poco usado con fines ortopédicos.

Una aleación de titanio conteniendo 6% de aluminio y 4% de vanadio, se ha preferido para usos ortopédicos debido a que su resistencia es mayor que la del titanio no aleado,

Un detalle interesante sobre el titanio y sus aleaciones, es que tienen todos un relativamente bajo módulo de elasticidad, aproximadamente la mitad del valor del módulo de acero inoxidable y las aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno. Esto originó dos corrientes en el pensamiento de la ortopedia, si este detalle significó o no una ventaja.

Solo un pequeño porcentaje de productos se producen en titanio y sus aleaciones, en vista de que estas aleaciones tienen una baja resistencia al desgaste y no pueden ser usadas en articulaciones de prótesis - para superficies en contacto metal/metal.

### D) ALEACION MULTI-FASE

Las aleaciones multi-fase son en base níquel-cobalto, y un representante es el tipo MP35N. Esta aleación es resistente a la corrosión, pero no es superior a las aleaciones cromo-cobalto fundidas o forjadas.

Las propiedades mecánicas de la aleación MP35N pueden variarse mediante una combinación de los procesos de trabajo en frío y envejecimiento; e

to puede resultar en un alto valor de esfuerzo a la tensión. El MP-35N se endurece rápidamente al ser maquinado, lo que lo ha limitado a algunos métodos de fabricación. El MP35N no es usado para superficies en contacto.

a.3) TABLAS COMPARATIVAS DE PROPIEDADES FISICO-QUIMICAS  
DE ALGUNOS METALES IMPLANTABLES

Tabla 1. Propiedades Físico-Químicas del acero AISI-316

COMPOSICION QUIMICA (AISI)

C <sup>1</sup> %	Mn %	Si %	P %	S %	Cr %
0.10 Max.	2.00 Max.	1.00 Max.	0.040 Max.	0.030 Max.	16.0/18.0
Ni %	Mo <sup>2</sup> %				
10.00/1400	2.00/3.00				
			(1) 316L = 0.03% Max.		
			(2) 316L = 1.75/2.5%		

PROPIEDADES FISICAS

Densidad a 70°F	0.283 lb/cu in. (7.98 S.G)
Calor específico, cal/gr a 212°F	0.11d
Resistividad específica microhm/cm <sup>3</sup> a 70°F	74
Magnetismo (recocido)	No magnético.

CONDUCTIVIDAD TERMICA

Btu/ft <sup>2</sup> /hr/ft/°F	A 212°F	9.4
	A 932°F	12.4

COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA

RANGO DE TEMPERATURA	COEFICIENTE x 10 <sup>-6</sup> /°F
32 - 212°F	8.9
- 600°F	9.0
-1000°F	9.7
-1200°F	10.3
-1500°F	11.1

PROPIEDADES TECNICAS

Temperatura de forja	2100 a 2300°F
Temperatura de recocido	1850 a 2050°F
Temperatura de endurecimiento	Solo se endurece por trabajo en frio
Maquinabilidad	Mala
Soldabilidad	Buena
Temperatura de oxidación	1650°F
Temperatura de relevado de esfuerzos	400 a 750°F
Estirabilidad	Buena

PROPIEDADES MECANICAS (En estado recocido 70°F)

Esfuerzo a la tensión	80-90 Mpsi
Esfuerzo de fluencia	30-40 Mpsi
Alargamiento	50-60 % ± 2 in
Reducción de area	70 %
Dureza Brinell (BHN)	150
Dureza Rockwell	B-78 a B-85
Esfuerzo máximo de fatiga	38-39 Mpsi
Resistencia al impacto	110 ft lbs.

Tabla 2, Propiedades Físico-Químicas de la aleación  
Cobalto-cromo-Molibdeno, "Vitallium"

## COMPOSICION QUIMICA (Típica)

C	Mn	Si	Cr	Ni	Mo	Co	Fe
%	%	%	%	%	%	%	%
0.22	0.66	0.53	27.4	2.8	5.5	62.2	0.7

## PROPIEDADES FISICAS

Densidad a 70°F

0.229 <sup>lb</sup>/<sub>cu in</sub> (8.298 S.G.)

## CONDUCTIVIDAD TERMICA

Watts/cm <sup>2</sup> °c	a	200°c	0.145
		300°c	0.160
		400°c	0.175
		500°c	0.190
		600°c	0.205

## COEFICIENTE DE EXPANSION TERMICA

Rango de Temperatura

Coeficiente X 10<sup>-6</sup>/°F

70 - 600	7.83
- 800	7.96
- 1000	8.18
- 1200	8.38
- 1500	8.68
- 1600	8.72
- 1800	8.90

## PROPIEDADES TECNICAS

Temperatura de Recocido	2100 °F
Temperatura de Endurecimiento	1300-1700 °F (Por envejecimiento)
Temperatura de fusión	2550 °F
Maquinabilidad	Maia (utilizar herramientas de carburo en estado recocido)
Soldabilidad	Buena

## PROPIEDADES MECANICAS

(70°F)

Esfuerzo a la tensión	101.3 Mpsi
Esfuerzo de fluencia	82.3
Alargamiento	8.2 ± 2in
Reducción de área	9.0 †
Esfuerzo máximo de fatiga	36.0 x 10 <sup>8</sup> psi (a 10 <sup>8</sup> ciclos, - 120 ciclos/seg.)



#### a.4) PLASTICOS IMPLANTABLES

Existen una serie de plásticos que debido a sus características - tienen la capacidad de ser implantados en el cuerpo humano. Muchos de - ellos se emplean provisionalmente como son las sondas, los catéteres, -- etc., pero existen otros que son empleados permanentemente como son los implantes ortopédicos y los implantes de cirugía reconstructiva que debe rán permanecer dentro del cuerpo humano por tiempo indefinido.

Las características que deberá tener cualquier plástico para poder ser considerado como implantable son las siguientes:

Resistencia al PH del cuerpo

Libre de Pirógenos .

Esterilizable

No tóxico

Puro

No degradable

El polietileno alta densidad, alto peso molecular (UHMWPE), es un plástico que cumple con estas características además de otras propiedades físico-químicas que lo hacen el material idóneo para la fabricación del - implante de cadera (componente acetabular).

#### a.5) EL POLIETILENO DE ALTA DENSIDAD ALTO PESO MOLECULAR

El polietileno de alto peso molecular, es un polietileno de alta densidad con un peso molecular extremadamente alto, en el rango de 2 a 6 millones.

Esto compara el peso molecular de 300,000 a 500,000 de las resinas empleadas en tuberías a los que se refiere sus proveedores algunas veces como "alto peso molecular". La larga cadena molecular de este polímero es una bendición y una desventaja. Las ventajas radican en las propiedades únicas que tiene el polietileno de alto peso molecular; estas propiedades provocan que el material no pueda inyectarse ni extruirse.

#### PROPIEDADES VENTAJOSAS

EL POLIETILENO DE ALTO PESO MOLECULAR EXHIBE UNA COMBINACION UNICA DE PROPIEDADES, A SABER:

- 1) La más alta resistencia a la abrasión de cualquier polímero termoplástico.
- 2) Resistencia al impacto excepcional aún a temperatura criogénica.
- 3) Bajo coeficiente de fricción.
- 4) Auto lubricado.  
Superficie no adherente.
- 6) Muy buena resistencia química.
- 7) Resistencia a la fatiga cíclica.
- 8) Amortiguador de ruido.
- 9) Aprobado por la FDA y USDA americanas para usarse en alimentos y carnes.

## PROCESADO

La dificultad del procesado del polietileno de alto peso molecular para llevarlas a formas finales, es en gran parte la causa de que aún con tantas propiedades tan sobresalientes, no ha encontrado grandes aplicaciones en la industria.

Por su extremadamente alto peso molecular el material no puede procesarse en máquinas convencionales como las de inyección, soplado, extrusión, termoformado, etc. La muy larga cadena molecular no se derrite o fluye en una forma termoplástica normal.

Por ejemplo, un bloque o forma de polietileno de alto peso molecular calentado arriba de su punto de cristalización ( $132^{\circ}$ ), no cambiará en dimensión o forma significativamente.

Solamente cambiará en apariencia de opaco a claro, indicando la desaparición de las estructuras cristalinas. Debido a esto se han desarrollado algunos procesos de manufactura:

- 1) Moldeo por compresión; de barra, placas, etc.
- 2) Extrusión por pistón, para barras, flechas y perfiles.
- 3) Forja; para piezas complejas como engranes, ruedas, catarinas y levas
- 4) Estampado de hojas y placas para producir formas simples empleadas como superficies de desgaste o cubiertas protectoras.

## MOLDEO POR INYECCION

Los japoneses han desarrollado un método para inyectar en una máquina muy sofisticada diseñada especialmente, que es una modificación de una -

máquina de tornillo. Los productos mas comunes de esta máquina, son piñones para snowmobiles.

#### ESTAMPADO EN CALIENTE

Otro proceso nuevo consiste en estampar en caliente, empleando una prensa hidráulica como las empleadas para metal, partiendo de hojas de polietileno de alto peso molecular.

Este proceso se emplea para fabricar cubiertas de impacto o abrasión para autos y aplicaciones industriales.

#### MAQUINADO

El polietileno de alto peso molecular se suministra en bloques, hojas y barras para transformarse en piezas terminadas. Se puede cortar en sierra, torneear, cepillar, barrenar, roscar o punzonar en equipo generalmente empleado para madera.

Cuando se maquina este material, es importante emplear herramientas bien afiladas y con buen enfriamiento, con un buen espacio entre cuchillas para permitir una total separación de las rebabas.

#### APLICACIONES

El polietileno de alto peso molecular tiene una gran variedad de aplicaciones en diferentes industrias. Los mayores usuarios son:

Procesadoras químicas, maquinaria para comida y bebidas, fundiciones, aserraderos, manejo de materiales, usos médicos, minería, procesamiento de minerales, pulpa y papel, usos recreativos, textiles y transportación.

#### QUÍMICOS, ALIMENTOS Y BEBIDAS

En la industria química, las propiedades más importantes son: resistencia a la corrosión, a la abrasión y a la ruptura. Las mayores aplicaciones

nes son: bombas, filtros y partes para válvulas, con muchos usos como juntas, bujes y empaques.

Para la gran cantidad de aplicaciones en alimentos y bebidas, se emplean en las máquinas para aligerar el manejo, abatir el ruido y evitar -- desgastes. Las aplicaciones son: estrellas, tornillos sin fin alimentadores, orientadores y medidores, placas de desgaste, baquetas gufa para equipo llenador de comida y bebida así como de empaque.

#### FUNDICIONES Y ASERRADEROS

Las fundiciones emplean hojas de este polímero para manejar la arena húmeda en sus tolvas y silos.

La ventaja es: superficies sin adhesión. La industria maderera fabrica resbaladillas, canales y soleras de desgaste para cadenas, para facilitar el manejo de los troncos hacia en aserradero.

#### MANEJO DE MATERIALES

El polietileno de alto peso molecular se emplea en el diseño de -- equipo para manejo de materiales que requiere mover productos de un lado a otro silenciosamente, con menor consumo de energía y sin desgastar o dañar las partes a mover. Las principales propiedades, para estas aplicaciones son: resistencia al desgaste, lubricidad, resistencia al impacto y abatimiento de ruidos. Las piezas fabricadas son: soleras de fricción, cintas gufa, canales, cintas de desgaste, placas deslizantes y tolvas.

#### TEXTILES

La industria textil, como la del papel, es uno de los usuarios originales de este material. En la industria del tejido, la aplicación original es el "picker", que impulsa a la afilada lanzadera a través del te-

lar, Generalmente las aplicaciones textiles emplean la resistencia al impacto y amortiguamiento de vibraciones y ruido de este material, Sus usos abarcan bujes, engranes, conectores y pickers,

#### USOS MISCELANEOS

Finalmente, este material encuentra aplicaciones en otras industrias marina, de herramientas, eléctrica, agropecuaria, criogénica, electrónica, etc.

Cada industria encuentra en este material una combinación de propiedades que no tienen otros plásticos y metales,

#### IMPLANTES ORTOPEDICOS

En este caso, el polietileno alta densidad se procesa para posteriormente servir como un implante en la cirugía ortopédica. De esta forma se elaboran rodillas, falanges de las manos, copas acetabulares, etc.

El polietileno alta densidad, alto peso molecular tiene además de sus múltiples propiedades, el de ser un material implantable. Las exigencias que se ponen a este material, así como los métodos de control, están determinados en Alemania en la norma DIN 834 (actualmente en planeación). También está en preparación una norma ISO correspondiente.

#### MAQUINADO DE PIEZAS EN POLIETILENO DE ALTO PESO MOLECULAR

El polietileno de alto peso molecular se suministra en un rango de blocks, placas y flechas para ser convertidas en piezas terminadas. Se puede fresar, cortar en sierra, torneear o troquelar en equipo empleado para metal.

Quando se maquina este polietileno es muy importante usar herramientas afiladas para dar una superficie tersa.

Las herramientas con punta de stellite o carburo se recomiendan ampliamente.

Para todas las herramientas de corte se necesita una distancia entre dientes amplia para permitir el correcto arranque de viruta.

La velocidad de trabajo para piezas fabricadas en este material es de 5,000 R.P.M. Mientras que las velocidades menores no afectan, las velocidades mayores provocarán calentamiento y no se separarán bien las virutas. Es por esto que se recomienda enfriar con aceite soluble, agua o aire al torneado. En cualquier caso deben evitarse las altas temperaturas pues estas tienden a derretir el polímero en las orillas de corte.

#### ASERRADO

Las sierras cinta son muy adecuadas para trabajar este material, puesto que la sierra se lleva el calor, permitiendo altas velocidades de corte sin necesidad de enfriamiento adicional. Las sierras deben tener ligeramente algo de traba.

Al usar sierras circulares se recomiendan las que tengan pastillas de tungsteno.

Mientras más alta sea la velocidad de corte, mejor será el acabado superficial, limitándose únicamente por la acumulación de calor debido a la fricción.

#### RECOMENDACIONES PARA EL CORTE CON SIERRA

	Sierra Cinta	Sierra Circular
Angulo, grados	5-8	0-5
Vel. de Aliment. Plg/rev.	Manual	Manual
Vel. de corte Pies/min.	3,000-6,000	3,000-9,000
Traba del diente	0. 120-0.400	- - - - -

## FRESADO

Las máquinas estándar de fresado se pueden emplear con ventajas para terminar piezas en este material, pudiendo utilizarse fresadoras horizontales, verticales, angulares y de puente que desarrollan producción económica. Se recomiendan velocidades de corte de 600 a 1,800 pies/min.

## BARRENADO

Se puede taladrar en torno, fresa o taladro.

Deberá enfriarse con aire comprimido, agua o aceite caliente. Si no se emplean refrigerantes se deberá sacar la broca continuamente para desalojar toda la viruta y prevenir sobrecalentamiento.

<u>DIAMETRO BARRENO PULGS.</u>	<u>ANGULO DE PUNTA. GRADOS</u>	<u>HELICE GRADOS</u>	<u>VEL. ALIMENT, PULGS./REV.</u>	<u>VEL. DE CORTE PIES/MIN.</u>
0.8	60	0	0.008	250
0.8-1.6	120	0	0.008	250
1.6	140	0	0.015	330

## TORNEADO

Las piezas de polietileno de alto peso molecular se pueden tornearse sin dificultad en tornos convencionales para madera o metal. Para producción en masa a bajo costo se pueden emplear tornos para metales ligeros. Aunque no siempre se requiere de enfriamiento, se debe tener cuidado que todas las rebabas sean eliminadas. Se pueden emplear velocidades en la superficie hasta de 6.00 Pies/min., con una alimentación de 0.002-0.005 - Pulgs/Rev.



## CEPILLADO

El polietileno de alto peso molecular se puede cepillar en cepillos para madera o formadores para metal. Ambos pueden trabajar a altas velocidades y cuando se emplean herramientas de carburo de tungsteno se puede -- usar una velocidad de alimentación de hasta 0.012 Plg/Rev.

a.6) TABLAS COMPARATIVAS DE PROPIEDADES FISICO- QUIMICAS  
DE ALGUNOS TERMOPLASTICOS

TABLA 3. Propiedades y usos de los termoplásticos

Concepto	Poliéstero de alta densidad	Poliéstero de baja densidad	Polipropileno	
Propiedades principales	Resistencia a productos químicos, resistencia mecánica, bajo costo	Propiedades eléctricas, flexibilidad, bajo costo	Tenacidad, brillo, peso ligero, resistencia al calor	
Usos principales	Folículos, blanqueadoras, botellas, tubos	Folículos, recipientes, forro de alambres	Enseres domésticos, placas de artefactos, revestimiento de tanques	
Densidad, g/cc	0.94-0.96	0.91-0.93	0.90-0.92	
Resistencia a la tracción, lb/pulg <sup>2</sup>	3 100-5 500	1 000-2 300	3 500-6 000	
Módulo de tracción, lb/pulg <sup>2</sup> x 10 <sup>-3</sup>	0.4-1.5	0.17-0.35	1-2	
Temp máx en uso continuo, °F	250	180-212	200-320	
Temperatura de moldeo, °F	300-800	375-700	350-400	
Resistencia dieléctrica, volts/mil	440-650	420-700	450-650	
Constante dieléctrica, 1 000 Hz	2.30-2.35	2.25-2.35	2.3	
Factor de disipación, 1 000 Hz	Menos de 0.0002	Menos de 0.0005	0.0002-0.0003	
Absorción de agua en 24 horas, %	Menos de 0.01	Menos de 0.015	Menos de 0.02	
Concepto	Asfalto de estireno	Vinilo rígido	Vinilo plástificado	
Propiedades principales	Bajo costo, tenacidad, claridad, puede colorearse	Adaptabilidad para componentes	Adaptabilidad para componentes, bajo costo, flexibilidad	
Usos principales	Pavillos de puertas, empaques blando, alojamiento para artefactos domésticos	Productos químicos, Canchales, tubos, paneles para construcción	Tuberías, juntas, tapaderas, sellado	
Densidad, g/cc	1.26-1.34	1.35-1.45	1.16-1.35	
Resistencia a la tracción, lb/pulg <sup>2</sup>	1 900-8 300	5 000-9 000	1 300-3 500	
Módulo de tracción, lb/pulg <sup>2</sup> x 10 <sup>-3</sup>	1.0-4.0	4-6	1.50-1.75	
Temp máx en uso continuo, °F	140-220	120-160	200-300	
Temperatura de moldeo, °F	200-400	205-400	200-300	
Resistencia dieléctrica, volts/mil	200-300	375-700	275-900	
Constante dieléctrica, 1 000 Hz	3.5-7.0	3.0-3.3	4.0-6.0	
Factor de disipación, 1 000 Hz	0.01-0.06	0.01-0.02	0.01-0.10	
Absorción de agua en 24 horas, %	1.0-6.5	0.07-0.6	0.15-0.75	
Concepto	Asfalto-butirato de celulosas	Nylon, 6, 6	Metacrilato polimérico (Lucite o Plexiglas)	Poliasulfonileno (Teflon)
Propiedades principales	Resistencia a impactos, claridad, resistencia a la intemperie	Tenacidad, bajo coeficiente de fricción, maquinabilidad	Cristalino, resistencia mecánica y a la intemperie, puede colorearse	Estabilidad térmica, bajo coeficiente de fricción, resistencia a los productos químicos
Usos principales	Bólidos exteriores, "mocas" de vehículos	Engranajes, cojinetes, bisagras, fibras	"Micas" para automóviles, paneles, conformados, rótulos	Juntas, superficies no adherentes, aplicaciones en aisladores y eléctricas
Densidad, g/cc	1.15-1.22	1.09-1.14	1.17-1.20	2.13-2.22
Resistencia a la tracción, lb/pulg <sup>2</sup>	2 600-6 900	7 000-12 000	7 000-11 000	2 600-4 500
Módulo de tracción, lb/pulg <sup>2</sup> x 10 <sup>-3</sup>	0.5-2.0	2.6-4.0	6.5	0.50
Temp máx en uso continuo, °F	140-220	270-300	140-180	350
Temperatura de moldeo, °F	245-400	470-720	300-500	
Resistencia dieléctrica, volts/mil	250-350	340-410	350-400	400

Concepto	Acetato-butirato de celulosa	Nylon, 6, 6	Metacrilato polimetílico (Lucite o Plexiglas)	Polieterafluorotileno (Teflon)
Constante dieléctrica, 1 000 Hz	3.3-4.3	4.0-4.5	3.0-3.5	2.0
Factor de disipación, 1 000 Hz	0.01-0.04	0.02-0.04	0.03-0.05	Menos de 0.0002
Absorción de agua en 24 horas, %	0.9-2.2	0.4-1.5	0.3-0.4	0.00
Concepto	Poliestireno (usos generales)	Poliestireno de alto compacto	Acilonitrilo-butadieno-estireno (ABS)	
Propiedades principales	Bajo costo, cristalino	Bajo costo, resistencia a los impactos, resistencia a grietas menudas	Tenacidad, resistencia mecánica, facilidad para procesarlo	
Usos principales	Recipientes para alimentos, paneles ligeros, película	Ajuar para artefactos, equipaje, tubo y conexiones	Accesorios para automóviles, revestimiento de refrigeradores, aparatos telefónicos	
Densidad, g/cc	1.05-1.07	0.98-1.10	1.01-1.15	
Resistencia a la tracción, lb/pulg <sup>2</sup>	5 000-9 000	2 000-6 000	2 000-9 000	
Módulo de tracción, lb/pulg <sup>2</sup> x 10 <sup>-3</sup>	4.5	3-4.5	1-4	
Temp. máx. en uso continuo, °F	150-170	140-175	140-250	
Temperatura de moldeo, °F	265-400	250-480	300-400	
Resistencia dieléctrica, volts/mil	400-600	300-680	310-600	
Constante dieléctrica, 1 000 Hz	2.4-2.65	2.4-4.5	2.4-4.75	
Factor de disipación, 1 000 Hz	Menos de 0.0003	0.0004-0.002	0.002-0.012	
Absorción de agua en 24 horas, %	0.03-0.05	0.1-0.3	0.1-0.3	

Factores de conversión: 1 lb./pulg<sup>2</sup> = 4 909 N/m<sup>2</sup>; °C = (°F - 32)/1.8; Hz = ciclos por segundo.



	Concentración peso %	ABS	Acrílico	CAB	DCA	LDPE	HDPE	UHMWPE	polipropileno	Policarbonato	Fluorosint TFE	Torlon	PVC tipo I	PVC tipo II	CPVC	Nylon 101	Nylon std.
Diesel		-	A					A	-	A	A	-	-	-	-	B	B
Etanol liq.	96	-	-	A	-	-	-	A	-	A	A	A	-	-	-	B	B
Cloruro de etileno		D	-	D	A	-	-	B	-	D	A	A	A	-	-	B	B
Cloruro de fierro liq. 10		-	A	-	-	-	-	-	-	A	A	-	A	A	C	C	C
Acido fluosilico		-	-	A	-	B	A	A	A	-	-	-	-	-	-	D	C
Freon 12		-	-	B	-	B	A	-	A	A	A	-	A	A	A	A	A
Jugos de frutas	Conc	A	-	-	A	A	A	A	C	A	A	A	A	A	A	B	B
Glicerina		A	A	B	-	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	-
Heptrono		-	-	-	A	-	-	A	-	V	A	A	A	A	-	A	A
Hexano		B	-	B	A	D	C	A	D	C	A	A	A	D	A	A	A
Peroxiso de hidrógeno liq.	0.5	-	-	A	-	B	A	A	A	A	A	-	A	A	-	C	-
Acetato de plomo liq. 10		-	-	-	-	A	A	A	A	-	A	-	A	A	A	C	B
Petróleo		-	-	-	A	D	C	A	C	B	A	A	A	A	A	A	A
Bromuro de litio		-	A	-	-	-	-	-	-	A	A	-	A	A	A	D	D
Sulfato de manganeso liq.	10	-	-	-	A	-	-	-	-	A	A	-	-	-	-	-	A
Cloruro de Mercurio liq.	6	-	A	-	B	B	A	A	A	-	A	-	A	A	A	C	C
Mercurio		-	-	-	A	B	A	A	A	-	A	-	A	A	A	A	A
Acetato de metilo		-	-	D	B	-	-	-	-	A	A	-	-	-	-	A	A
Metil etileno		D	D	D	B	D	D	A	D	D	A	A	D	D	D	A	A
Cloruro de metilo		-	-	D	C	D	D	B	D	D	A	-	D	D	D	C	B
Leche		B	-	-	A	A	A	A	A	A	A	-	A	A	A	A	A
Aceites minerales		-	-	-	A	C	B	A	C	C	A	A	A	A	A	A	A
Naftalina		D	-	-	-	C	B	A	B	-	A	-	D	D	D	A	A
Acido nítrico	10	-	-	-	D	-	-	A	-	A	-	A	-	A	A	D	D
Ozono		-	-	-	B	C	D	D	B	C	D	A	-	A	A	C	C
Parafina		-	-	-	A	-	-	A	-	-	A	A	A	-	-	A	A
Acido fosfórico	0.3	-	A	A	-	A	A	A	A	C	A	A	A	A	A	-	B
Bromuro de potasio	10	-	-	-	A	-	A	A	A	A	A	-	A	A	A	A	A
Nitrato de potasio liq.	10	-	-	-	B	B	A	A	A	A	A	-	A	A	A	A	-
Permanganato de potasio liq.	1	-	-	-	A	A	A	A	A	-	A	A	A	A	A	D	C
Gas propano		-	-	-	A	-	D	D	A	C	-	A	A	-	A	A	A

	Concentración peso	ABS	Acrílico	CAB	DCA	LOPE	HMPE	Polipropileno	Policarbonato	Fluorosint TFE	TFE	Torlon	PVC tipo I	PVC tipo II	CPVC	Nylon 101	Nylon std.
Nitrato de plata		-	-	A	A	A	A	A	A	-	A	A	-	A	A	A	A
Sodio		-	-	-	-	-	-	-	-	B	B	-	-	-	-	-	-
Bicarbonato de sodio liq.	50	-	A	A	A	A	A	B	A	A	A	A	A	A	A	A	-
Cloruro de sodio liq.	10	A	A	A	A	A	A	A	-	A	A	A	A	A	A	A	A
Hidroxido de sodio liq.	10	A	C	C	C	A	A	A	C	A	A	D	A	A	A	A	A
Nitrato de sodio liq.	50	-	A	-	A	A	A	A	-	A	A	-	A	A	A	A	A
Acido sulfúrico	2	B	D	-	D	B	A	A	A	A	A	A	A	A	A	C	C
Tolueno.		D	-	D	A	D	D	B	D	D	A	A	D	D	D	A	A
Urea		-	-	-	A	A	A	A	-	A	A	-	A	A	A	A	A
Vaselina		B	-	-	A	-	A	-	A	A	A	A	A	A	A	A	A
Aceites vegetales		C	-	-	A	-	-	A	-	A	A	A	-	-	-	A	A
Agua		A	-	-	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
Cera		C	-	-	A	-	-	A	-	A	A	A	-	-	-	A	A

- A- No ataca, posibilidad de ligera absorción. Ningún efecto en las propiedades mecánicas.
- B- Ligero ataque por absorción. Posible ligero aumento en volumen y pequeña reducción en las propiedades mecánicas.
- C- Ataque moderado y absorción apreciable. La duración del material se limita.
- D- El material se descompondrá o disolverá en poco tiempo.
- No existen datos

liq.- Solución líquida

sat.- Solución saturada

conc.- Solución líquida concentrada

TABLA 5. Propiedades comparativas de algunos plásticos

PROPIEDAD	UNIDADES	Método de Prueba ASTM	A B C	Acrílico de Fundición	Acetal	C A B
1) Gravedad Específica		D792	1.04	1.18-1.20	1.41-1.42	1.18-1.24
2) Esfuerzo a la Tensión 73°F	Psi	D638	2400-9000	9000	8800-12000	2600-6400
3) Módulo de Elast.a la Tensión 73°F	Psi	D638*	10-38x10 <sup>4</sup>	10-50x10 <sup>4</sup>	41-52x10 <sup>4</sup>	20-25x10 <sup>4</sup>
4) Enlongación 73°F	%	D638	10-140	2.0	12-75	60-100
5) Esfuerzo a la flexión 73°F	Psi	D-790	3600-14500	14000	13000-15500	4000-9000
6) Modulo de elasticidad a la flexión 73°F	Psi	D790 *	13-10x16 <sup>4</sup>	35-50x10 <sup>4</sup>	375-550x10 <sup>3</sup>	13-16x10 <sup>4</sup>
7) Máximo esfuerzo cortante 73°F	Psi	D732	—	—	7700-9500	—
8) Máximo esfuerzo de compresión 73°F	Psi	D695	2500-11000	14000-18000	—	4000-5000
9) Modulo de elast.a la compresión 73°F	Psi	D695	—	—	—	—
10) Coef.de fricción estático seco/Acero	-	-	-	-	0.15-0.35	-
11) Dureza Rockwell 63°F	-	D785	R86-101	M80-M100	-	R101-111
12) Dureza Durometro 73°F	-	D676	—	—	2.3	—
13) Tensión de impacto 73°F	Ft-lb/in <sup>2</sup>	D1822	—	—	40-90	—
14) Coef.de expansión térmica lineal	in/in/°F	D696	6-13x10 <sup>-6</sup>	4.5x10 <sup>-5</sup>	4.2-4.7x10 <sup>-5</sup>	4.2-4.7x10 <sup>-6</sup>
15) Deformación bajo carga 122°F 2000 Psi	%	D621	—	—	0.4-1.0	—
16) Temperatura de deflexión 264 Psi	°F	D648	—	—	230-255	—
17) Temperatura de deflexión 66 Psi	°F	D648	—	—	316-338	—
18) Punto de fusión	°F	D789	—	—	329-347	—
19) Temp.máxima de serv.contfnuo (aire)	°F	-	140-230	150	180	140-220
20) Esfuerzo dieléctico	Volts/mil	D149	310-410	400	380-500	250-400
21) Resistividad volumétrica	OH-CM	D257	3.8x10 <sup>16</sup>	10 <sup>15</sup>	1-10x10 <sup>14</sup>	1-100x10 <sup>10</sup>
22) Constante dieléctrica 60 Hz		D150	2.87	3.5-4.5	3.7	3.5-6.4
23) Constante dieléctrica 1000 Hz		D150	—	3.0-3.5	3.7	—
24) Constante dieléctrica 1000 000 Hz		D150	—	3.0	3.7	—
25) Absorción de agua (Inmersión 24 hrs.)	%	D570	0.43	0.3	0.12-0.25	0.9-2.2
26) Saturación	%	D570	—	—	0.80-0.90	7-9

TABLA 5. (Continuación)

PROPIEDAD	Nylon 101	Nylatron <sup>R</sup>	Poliétileno ED	Poliétileno AD	UHMWPE
1) Gravedad Específica	1.14-1.15	1.14-1.13	0.91-0.92	0.94-0.96	0.94
2) Esfuerzo a la Tensión 73°F	9000-12000	10000-14000	1300	3500	4000-5500
3) Módulo de Elast. a la Tensión 73°F	25-40x10 <sup>4</sup>	45-60x10 <sup>4</sup>	34000	170000	80-100x10 <sup>3</sup>
4) Entangación 73°F	20-200	5-150	90-800	15-100	200-450
5) Esfuerzo a la flexión 73°F	12500-14000	16000-19000	1300	1400	—
6) Módulo de elasticidad a la flexión 73°F	175-410x10 <sup>3</sup>	40-50x10 <sup>3</sup>	4000	160000	75000
7) Máximo esfuerzo cortante 73°F	9600	9500-10500	2440	3300	3500
8) Máximo esfuerzo de compresión 73°F	5000	12500-13000	4030	4570	—
9) Módulo de elast. a la compresión 73°F	—	—	—	—	—
10) Coef. de fricción estático seco/Acero	0.17-0.43	0.15-0.35	—	—	0.09-0.12
11) Dureza Rockwell 63°F	R110-120	R110-125	10	30-50	R64
12) Dureza Durometro 73°F	080-85	080-90	—	—	—
13) Tensión de impacto 73°F	90-180	50-180	—	—	1000
14) Coef. de expansión térmica lineal	5.5x10 <sup>-5</sup>	3.5x10 <sup>-5</sup>	1.61x10 <sup>-4</sup>	1.25x10 <sup>-4</sup>	7.2x10 <sup>-5</sup>
15) Deformación bajo carga 122°F 2000 Psi	1.0-3.0	0.5-2.5	—	—	6-8(6 hrs.)
16) Temperatura de deflexión 264 Psi	200-450	250-470	—	—	158-174
17) Temperatura de deflexión 66 Psi	400-460	400-490	—	151	266
18) Punto de fusión	492-500	482-500	—	—	—
19) Temp. máxima de serv. continuo (aire)	180-200	180-200	180-212	250	160-180
20) Esfuerzo dieléctico	250-400	300-400	300-400	450-550	450-500
21) Resistividad volumétrica	4.5x10 <sup>13</sup>	25x10 <sup>13</sup>	10 <sup>15</sup>	10 <sup>15</sup>	10 <sup>18</sup>
22) Constante dieléctrica 60 Hz	4.1	—	2.3	2.3	2.3
23) Constante dieléctrica 1000 Hz	4.0	—	—	—	—
24) Constante dieléctrica 1000 000 Hz	3.4	—	—	—	—
25) Absorción de agua (Inmersión 24 hrs.)	0.6-1.5	0.5-1.4	0.04	0.03	0.009
26) Saturación	7-9	6.8	—	—	—



TABLA 5. (Continuación)

PROPIEDAD	Polícarbonato	Polipropileno	PVC I	CPVC	Fluorocarbon	Fluorocint 207	Tarlon 4301
1) Gravedad Específica	1.20	0.90	1.47	1.53	2.1-2.3	2.25-2.35	1.45
2) Esfuerzo a la Tensión 73°F	9000-10500	4500	7000	7700	1500-5000	1300-1500	19600
3) Módulo de Elast.a la Tensión 73°F	320000	190000	350-600x10 <sup>3</sup>	425000	50-90x10 <sup>3</sup>	300-450x10 <sup>3</sup>	—
4) Elongación 73°F	50-100	200-700	2-4	1	75-350	3-25	6
5) Esfuerzo a la flexión 73°F	11500-12500	6400	12500	14600	—	2000-3000	26400
6) Modulo de elasticidad a la flexión 73°F	310-500x10 <sup>3</sup>	230000	420000	474000	90-110x10 <sup>3</sup>	350-450x10 <sup>3</sup>	920000
7) Máximo esfuerzo cortante 73°F	—	5710	9240	9220	—	—	16000
8) Máximo esfuerzo de compresión 73°F	10000-14000	6720	10830	11400	—	—	30300
9) Modulo de elast.a la compresión 73°F	—	—	—	—	95-115x10 <sup>3</sup>	225-275x10 <sup>3</sup>	630000
10) Coef.de fricción estático seco/Acero	—	—	—	—	0.04-0.1	0.04-0.2	0.13-0.25
11) Dureza Rockwell 63°F	R110-120	95	R115	R118	R10-20	R40-60	—
12) Dureza Durometro 73°F	D80-85	—	D32	D32	D55-70	D64-74	M120
13) Tensión de impacto 73°F	—	—	—	—	30-200	—	—
14) Coef.de expansión térmicallineal	9.58x10 <sup>-5</sup>	9.58x10 <sup>-5</sup>	2.95x10 <sup>-5</sup>	7.97x10 <sup>-5</sup>	6.5x10 <sup>-5</sup>	4.1x10 <sup>-5</sup>	1.5x10 <sup>-5</sup>
15) Deformación bajo carga 122°F 2000 Psi	0.2 280-290	—	—	—	230	2.25-285	—
16) Temperatura de deflexión 264 Psi	183-293	—	165	—	100-140	200-220	525
17) Temperatura de deflexión 66 Psi	514	210	—	—	—	—	—
18) Punto de fusión	—	—	360	360	621	621	650
19) Temp.máxima de serv.contínuo (aire)	250	250-320	160	—	500	500	500
20) Esfuerzo dieléctrico	400	500-660	552	—	500-650	200-250	—
21) Resistividad volumétrica	2.1x10 <sup>16</sup>	10 <sup>17</sup>	10 <sup>12</sup>	—	10 <sup>17</sup>	—	—
22) Constante dieléctrica 60 Hz	3.17	2.3	3-4	—	2.0-2.1	2.65-2.85	—
23) Constante dieléctrica 1000 Hz	3.1	—	—	—	2.0-2.1	—	—
24) Constante dieléctrica 1000 000 Hz	2.96	—	—	—	2.0-2.1	—	—
25) Absorción de agua (inmersión 24 hrs.)	0.2	0.3	0.05	0.05	0.00-0.05	0.34	0.22
26) Saturación	—	—	—	—	—	0.09	—

Tabla 6: Coeficiente de fricción estática y dinámica de algunos polímeros.

POLIMERO	ACERO/POLIMERO		POLIMERO/POLIMERO	
	$\mu_s$	$\mu_k$	$\mu_s$	$\mu_k$
Teflón	0.10	0.05	0.04	0.04
PTFE-HFP (FEP Teflón)	0.25	0.18	-	-
Polietileno (baja densidad)	0.27	0.26	0.33	0.33
Polietileno (alta densidad)	0.18	0.08-0.12	0.12	0.11
Resina de acetato (Delrin)	0.14	0.13	-	-
Policarbonato	0.60	0.53	-	-
PET ("Mylar")	0.29	0.28	0.27*	0.20*
Nylon	0.37	0.34	0.42*	0.35*
PVC (Cloruro de polivinilo)	0.45*	0.40*	0.50*	0.40*
PVDC (Cloruro de polivinilideno)	0.68*	0.45*	0.90*	0.52*

\* Movimiento intermitente

## b) CALIDAD Y ADMINISTRACION DE CALIDAD

Entre los diferentes conceptos de calidad existe una semejanza al relacionar las características de un producto para ser utilizado. Una definición de calidad ampliamente aceptada establece que: "calidad es la totalidad de propiedades y características de un producto o servicio que influyen en su capacidad para satisfacer las necesidades dadas".

La calidad de un producto depende directamente del uso al que está destinado y del grado de satisfacción que proporciona al consumidor durante su empleo. Se trata entonces de un concepto que indica la medida en que las cualidades de un producto satisfacen lo que se espera de él:

- Confiabilidad
- Servicialidad
- Durabilidad

La calidad de un producto la determina el uso o aplicación que tenga este artículo. Sin embargo, debe existir una concordancia entre fabricante y consumidor de acuerdo a las características que debe reunir el producto para la realización de una expectativa y el precio que se pagará por éstas.

Este acuerdo implica el establecimiento de estándares y la evaluación del cumplimiento de los mismos. De aquí surge la necesidad de planear, diseñar, conservar y evaluar la calidad durante su proceso de manufactura.

Es entonces donde surge el Control de la Calidad o Control de Calidad, ya que la calidad de un producto manufacturado siempre está sujeta a una cierta variación.

Una falla en la calidad en un producto puede traer consecuencias catastróficas, es por ello que surgen acciones legales en contra de fabricantes para compensar daños y perjuicios ocasionados por una falla de calidad.

Hace ocho años que existe en nuestro país la Ley Federal de Protección al Consumidor, la cual incluye algunas leyes, en lo que se refiere a calidad, reglamenta la publicidad, el abasto de refacciones, el cumplimiento de normas y el otorgamiento de garantías.

La "Administración de Calidad" es el conjunto de acciones planeadas sistemáticamente, necesarias para proporcionar confianza de que un producto o servicio satisfará necesidades dadas.

Para poder proporcionar confianza es necesario producir evidencia objetiva de que la función de la calidad se lleva a cabo adecuada y eficientemente.

El fabricante debe disponer de pruebas que certifiquen que la calidad se ha planeado formalmente, que ha sido revisado el sistema que llevará a la consecución de la misma, y que se ha verificado que los planes se han implementado de acuerdo al sistema.

La herramienta principal de la Administración de Calidad, es la Auditoría de Calidad, que compila la información necesaria para respaldar la calidad del producto.

De este modo, se es posible asegurar la calidad, también será factible formular garantías y certificados que establezcan límites de responsabilidad, indemnización y temporalidad razonable.

### c) PROCESOS DE MANUFACTURA

Para poder seleccionar la mejor máquina o el mejor método de fabricación para un problema dado, se requiere un amplio conocimiento de todos los métodos de fabricación existentes. Los factores a considerar son:

- Volumen de Producción.
- Calidad del producto terminado
- Ventajas y limitaciones de diversos tipos y procesos capaces de hacer el mismo trabajo.

Los métodos de fabricación para el trabajo de los metales pueden clasificarse de acuerdo a los procesos de manufactura, varios de los cuales, con ciertas modificaciones, pueden aplicarse a la mayoría de los materiales no metálicos.

En general, los procesos de manufactura pueden clasificarse en:

#### 1) Procesos que cambian la forma del material,

- Metalurgia extractiva
- Fundición
- Formado en frío y en caliente
- Metalurgia de polvos
- Moldeo de plásticos

#### 2) Procesos que provocan un desprendimiento de viruta para obtener las piezas dentro de las tolerancias indicadas.

- Maquinados convencionales con arranque de viruta.

Torneado

Acepillado

Cepillado

Taladrado

Mandrillado

Rimado

Aserrado

Brochado

Fresado

Rectificado

Tallado de engranes

Contorneado

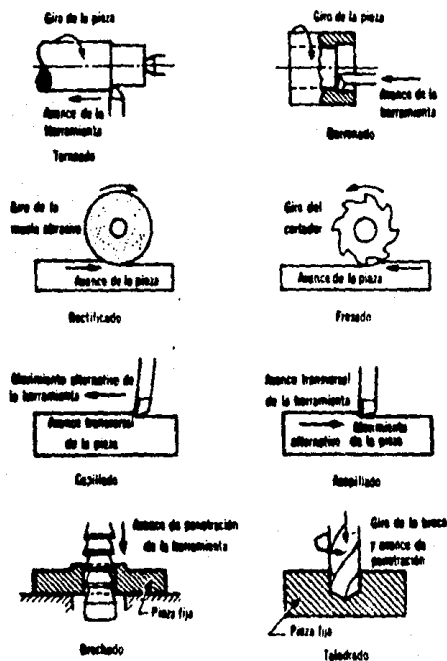


Fig.10. Métodos de maquinado convencionales.

- Maquinados no convencionales

Ultrasónico

Fresado químico

Electroerosión

Maquinado por chorro abrasivo

Por arco eléctrico

Maquinado por haz de electrones

Maquinado por haz de Laser

Maquinado por arco de plasma

Electroquímico

3) Procesos para el acabado de las superficies.

Por desprendimiento de viruta

Por pulido

Por recubrimiento

4) Procesos para el ensamblado de los materiales.

5) Procesos para cambiar las propiedades físicas.



## CAPITULO IV



a) DESCRIPCIÓN ANATOMICA DE LA ARTICULACION COXOFEMORAL

La articulación coxofemoral, llamada articulación de la cadera, - establece la unión entre el miembro inferior propiamente dicho y la cintura pelvina, entre el fémur y el hueso coxal. Constituye el tipo más perfecto de las enartrosis.

Superficies articulares.- Las superficies articulares de la articulación de la cadera son: de una parte, una superficie esférica y convexa, la cabeza del fémur, y de otra parte, una superficie esférica, pero cóncava, la cavidad cotiloidea del hueso coxal.

Cabeza del fémur.- La cabeza del fémur redondeada y lisa, representa aproximadamente los dos tercios de una esfera, cuyo radio sería de 25 milímetros en el hombre y de 20 milímetros tan sólo en la mujer. Mira oblicuamente hacia arriba, adentro y un poco adelante; en la unión de su tercio inferior con sus dos tercios superiores, y por consiguiente un poco por debajo del centro de la superficie articular, la cabeza femoral presenta una pequeña depresión rugosa, a veces redondeada, pero de ordinario triangular u oval, cuyo eje mayor es anteroposterior; llámase fosilla de la cabeza, y en ella vemos insertarse un ligamento intraarticular, el ligamento redondo. En el fondo de esta fosilla se abren cierto número de pequeños orificios destinados a dar paso a otros vasos, principalmente venas.

La cabeza del fémur se apoya por fuera en una porción ósea estrechada, que ha recibido el nombre de cuello anatómico o más sencillamente, cuello. El límite respectivo de la cabeza y del cuello está representado,

no precisamente por una línea exactamente circular, sino por dos líneas - curvas, de concavidad externa, una superior, más pequeña, y otra inferior, mucho más grande. Estas dos líneas se unen entre sí, por un lado, en la parte ánterosuperior de la cabeza y por otro, en la parte media de su cara posterior. En este último punto, las dos líneas forman un ángulo muy marcado, que avanza más o menos sobre el cuello. Respecto del cuello mismo, reviste la forma de un cilindroide aplanado de delante - atrás y presenta, por consiguiente: 1) una cara anterior casi plana; 2) una cara posterior, conexa de arriba abajo y cóncava en sentido - transversal; 3) un borde superior, muy corto y casi horizontal; 4) un borde inferior, mucho más largo, oblicuamente dirigido hacia abajo y - afuera.



Fig. 12. Cabeza del fémur.

Cabeza del fémur (lado derecho) con su collar capsular y el repliegue pectíneo-loval de Amantini.

1. cabeza del fémur. — 2. capsula articular, vuelta hacia abajo por el fémur. — 3. fémur capsular. — 4. repliegue pectíneo-loval de Amantini, limitado por una banda articular. — 5. pectineo, adyacente, el cual se ve el origen de dos pectíneo-lovas laterales que corren por el repliegue. — 6. ligamento redondo. — 7. tendón del músculo pectíneo.

En la parte externa del cuello se levanta una eminencia voluminosa trocánter mayor. En su mayor parte inferior y posterior se ve una segunda eminencia mucho más pequeña. el trocánter menor o trocántín. Estas dos eminencias están unidas entre sí, en la parte posterior, por una cresta, siempre muy marcada, llamada cresta intertrocántérea, y en la parte anterior vemos partir igualmente del borde anterior del trocánter mayor una línea rugosa que se dirige oblicuamente hacia el trocánter menor y termina a cosa de un centímetro por delante de esta última tuberosidad; llamándose Línea oblicua del fémur cresta intertrocántérea anterior de algunos autores. Esta línea oblicua presenta con alguna frecuencia, en una y otra de sus dos extremidades, un tubérculo más o menos marcado; el del extremo superior se llama tubérculo petrocántéreo, y el del extremo inferior, tubérculo pretrocántíneo.

En estado fresco, la cabeza femoral está cubierta en toda su extensión, excepto la mitad anterior de la fosilla del ligamento redondo, por una capa de cartílago hialino, cuyo espesor disminuye del centro a la periferia. Es de notar que esta capa cartilaginosa está más desarrollada en la parte superior de la cabeza que en su parte inferior. Su máximo de espesor corresponde encima de la inserción del ligamento redondo, en cuyo punto mide dos milímetros y medio hasta tres milímetros.

Cavidad cotiloidea.- La cavidad cotiloidea, que se conoce también con el nombre de cotilo o de acetábulo, representa aproximadamente la mitad de una esfera hueca. Todo su contorno está circunscrito por un borde

circular más o menos delgado, llamado ceja cotiloidea. Esta ceja, por lo demás bastante irregular, presenta tres escotaduras, que corresponden a las tres líneas de soldadura de las tres piezas primitivas del hueso coxal, ilion, isquion y pubis, y son: 1º por delante, la escotadura iliopubiana; 2º por detrás y abajo, la escotadura iliosquípatica; 3º por abajo y adelante, la escotadura isquiopubina. De estas tres escotaduras, las dos primeras son muy poco marcadas, pero la isquiopubina, en cambio, es muy ancha y muy profunda en todos los sujetos.

En la superficie anterior de la cavidad cotiloidea se distinguen dos porciones de muy diferente aspecto: una de ellas es lisa y articular y la otra es más o menos rugosa y toma una parte, indirecta en la articulación. La porción no articular, más profundamente situada que la articular, labrada, por decirlo así, en esta última ha recibido por esta circunstancia el nombre de trasfondo de la cavidad cotiloidea. Comienza en la parte central de la cavidad cotiloidea y se dirige en seguida hacia -- abajo y adelante. En su conjunto reviste la forma de un cuadrilátero de unos 35 milímetros de lado; uno de sus bordes, el inferior, está situado a nivel de la escotura isquiopubiana, de la cual forma el fondo, por decirlo así, y los otros tres corresponden a la porción articular de la cavidad cotiloidea.

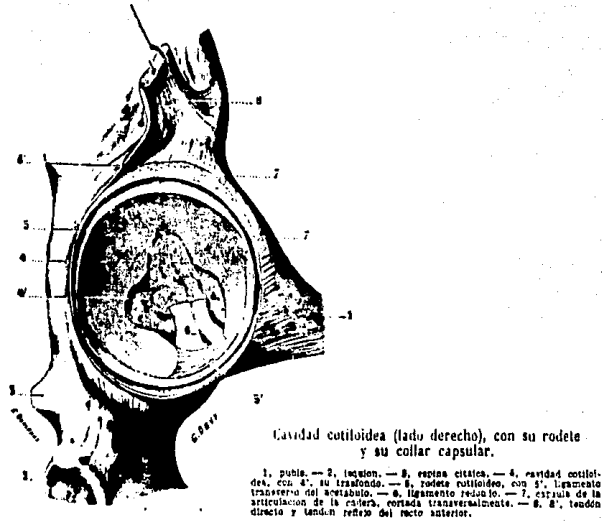


Fig. 13. Cavidad cotiloidea.

La porción articular rodea a la precedente a manera de herradura o de media luna, cuyas dos extremidades o astas terminan en las extremidades correspondientes a la escotadura isquiopubiana.

En estado fresco, la porción articular de la cavidad cotiloidea es la única cubierta de cartilago, cuyo espesor, al contrario de lo que sucede en la cabeza del fémur, va en aumento del centro a la periferia. En cuanto al trasfondo mencionado, hállase tapizado, como todas las superficies óseas no articulares, por una hoja de perostio sobre la cual se extiende un paquete celuloadiposo de color amarillento o rojizo.

## b) CIRUGIA DE REEMPLAZOS ARTICULARES

La cirugía de reemplazos articulares tiene por principio, como su nombre lo indica, el reemplazo de una articulación natural o parte de ella, por una prótesis. El objeto general de este tipo de cirugía en la ortopedia consiste en eliminar la articulación dañada, ya sea por traumatismo u otras patologías como son: en el caso de reemplazos de cadera,

- 1) Artritis reumatoide
- 2) Artritis deformante
- 3) Vascularización
- 4) Deformación congénita de cadera
- 5) Luxación múltiple
- 6) Pseudoartrosis
- 7) Enfermedad de Phete

En el caso de reemplazos de articulación coxofemoral se obtienen -- los siguientes resultados si el implante es satisfactorio:

- Alivio del dolor
- Se mejora la marcha del individuo
- Se aumenta su arco de movimiento

La cirugía de reemplazos articulares es muy basta, en vista de que se han desarrollado una serie bastante amplia de diseños de prótesis para un -- gran número de articulaciones del cuerpo humano.

Concentrando la atención en el caso de reemplazos articulares de articulación coxofemoral, se encuentra que existen varios diseños de prótesis, dentro de los cuales se distinguen dos grandes grupos, las endoprótesis o --



prótesis de cadera parciales, y las prótesis de cadera total. Dentro de cada uno de estos dos grupos, existen varios diseños, cada uno de los cuales tiene su propia técnica de implante sugerida a los cirujanos.

En el apéndice I de esta tesis, se hará mención de la técnica desarrollada por el destacado cirujano. Dr. Marco Antonio Lazcano M., para la implantación de reemplazos totales de articulación coxofemoral tipo -- Charnley.

El resultado final de todo implante ortopédico, depende no sólo del proceso de manufactura de la prótesis, sino también de la técnica seguida por el cirujano durante la implantación, del cuidado y manejo del implante durante la implantación y del proceso de rehabilitación del paciente.

En el apéndice II de esta tesis, se hará mención a la norma ANSI -- (American National Standard) que rige el cuidado y manejo adecuado para -- implantes e instrumentos ortopédicos.

c) ENDOPROTESIS Y PROTESIS DE CADERA TOTAL

Como ya se ha dicho, existen en general dos tipos de prótesis de articulación coxofemoral:

c.1) Endoprótesis.- La endoprótesis tiene por objeto el de suplir parte del fémur, sin alteración o modificación del acetábulo de la cadera, por lo tanto, resulta adecuada para fracturas u otro tipo de patologías - donde la cavidad acetabular no esté dañada. Por esta razón, a las endoprótesis se les conoce como reemplazos de cadera parciales. Es entonces la endoprótesis un componente femoral y no una prótesis de articulación - coxofemoral.

Cabe mencionar en este tipo de prótesis, las prótesis:

- Thomson
- Austin Moore
- Hastings
- Bateman

c.2) Prótesis de cadera total.- Este tipo de prótesis sustituye parte del fémur y la cavidad acetabular en su totalidad. Este implante resulta adecuado cuando la patología de la articulación ha afectado tanto al fémur (cabeza) como a la cavidad acetabular de la cadera. (A continuación se mostrarán las figuras de endoprótesis y prótesis totales con objeto de que el lector visualice mejor la diferencia entre ellas).

Algunos médicos consideran que este tipo de implante es mucho más - confiable que el de endoprótesis y por ello implantan una prótesis de cadera total aún cuando el componente dañado sea únicamente el femoral.

Otro tipo de prótesis es el llamado RSA (reemplazos de superficies articulares), en el cual, como su nombre lo indica, se sustituyen únicamente las superficies en contacto o articulares. En vista de que en este tipo de implante no existe mutilación del hueso, resulta preferencial para pacientes jóvenes y puede aplicarse posteriormente una prótesis de cadera total, si así se requiere años más tarde.

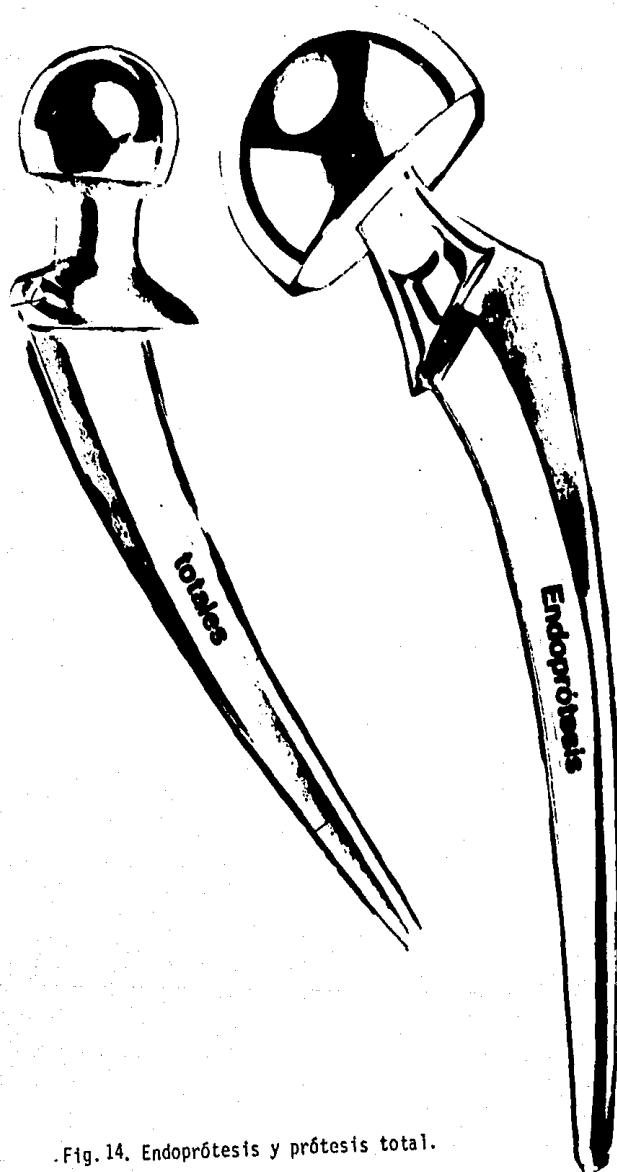


Fig. 14. Endoprótesis y prótesis total.

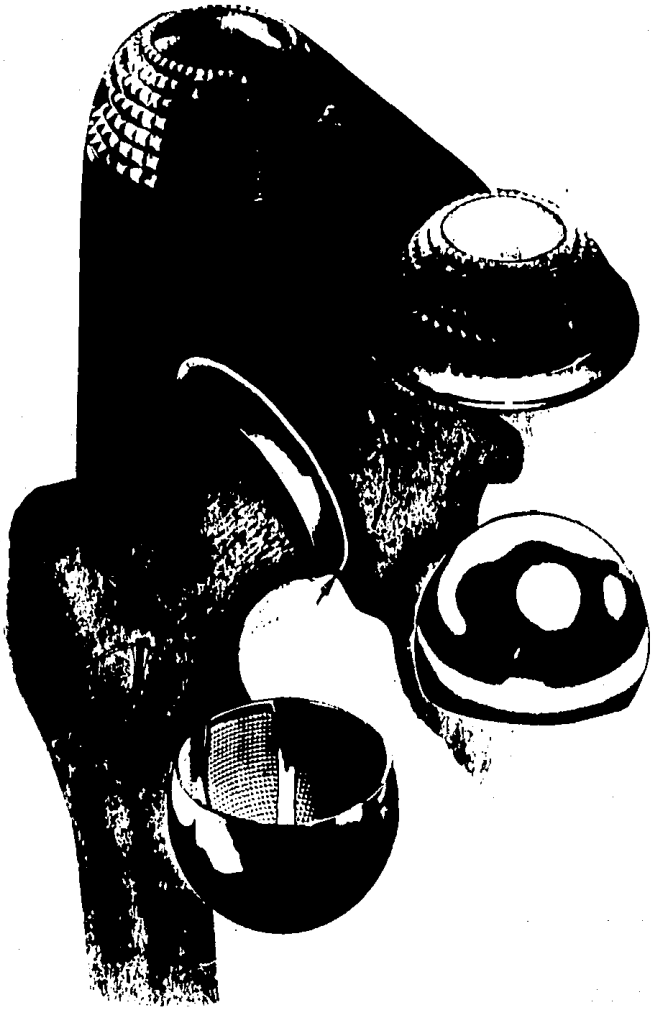


Fig.15. Reemplazo de superficies articulares.

Este trabajo se concentrará en el proceso de manufactura de las prótesis de cadera total, ya que este proceso de manufactura es aplicable tanto para endoprótesis como para reemplazos de superficies articulares.

Se estudiarán algunos de los diseños más conocidos a nivel mundial de las prótesis de cadera total. Estos tipos de prótesis han sido el resultado de minuciosos estudios realizados por prestigias universidades y hombres de ciencia.

#### c.2.1) Prótesis de cadera total según WELLER.

Este tipo de prótesis consta de dos componentes, el componente femoral y el componente acetabular.

El componente femoral es de aleación cobalto-cromo-molibdeno tipo - ASTM F-75. Suele fabricarse en las siguientes medidas.

Diámetro de cabeza: 32-54 mm.

Longitud de tallo: 115, 125, 130, 170, 240 mm.

Longitud de cuello: 28, 34, 40 mm.

El componente acetabular está hecho de UHMWPE en tres distintos modos: normal, como horde de aplicación y plazo con borde de aplicación.

#### c.2.2.) Prótesis de WATSON-FARRAR

Esta prótesis consta de dos partes con las siguientes características:

a) Componente femoral de aleación cobalto-cromo-molibdeno tipo ASTM F-75, -- con las siguientes medidas comerciales:

Diámetro de cabeza: 32 mm.

Longitud de tallo: 115 mm.

Long. del cuello = 25,30,35 mm.

b) Componente acetabular hecho, de UHMWPE en cuatro tipos comerciales, -- que son el ovoide estandard, ovoide pequeño, circular estandard, y circular pequeño, todos con cavidad de 32 mm., de diámetro.

c.2.3) Prótesis de STANMORE.

La prótesis de Stanmore también cuenta con los dos componentes conocidos, con los materiales de aleación cromo-cobalto-molibdeno y polietileno alta densidad alto peso molecular, respectivamente en las siguientes medidas comerciales:

Prótesis femoral:	Copa acetabular
Diámetro de cabeza = 35,29,25 mm.	ID = 35,29,25
	OD = 53,50,45 resp.

ID = diámetro interior, OD = diámetro exterior.

c.2.4) Prótesis de MULLER.

Este tipo de prótesis consta de dos componentes como lo son:

El componente femoral, en aleación de cromo-cobalto-molibdeno del tipo ASTM F-75.

Componente acetabular con las siguientes medidas comerciales:

Femoral:

Diámetro de cabeza = 32 mm.

Longs. de tallo = 95,105,110,200,225,250,300 mm.

Longs. de cuello = 27,33,40 mm.

Acetabular.

ID = 32 mm.

OD = 44,49,54,56 mm.

#### a.2.5) Prótesis de CHARNLEY

Esta prótesis es quizá la más conocida a nivel mundial.

Consta al igual de las demás prótesis descritas de los componentes femoral y acetabular, sólo que este diseño se fabrica actualmente el componente femoral de acero inoxidable tipo AISI 316 con bajo contenido de carbono y de aleación de cobalto-cromo-molibdeno.

El componente acetabular es de UHMWPE.

Actualmente se fabrica este diseño en una gran variedad de medidas y formas, 21 modelos distintos, todos con cabeza de 22 mm., de diámetro, dentro de los que se encuentran de cuello corto, mediano y grande, con flagelo y sin flagelo, extra pesadas y para propósitos especiales. Así mismo el componente acetabular de 22 mm., de diámetro de cavidad se fabrica en una gran variedad de modelos como pequeña, extra pequeña, grande, estándar, con pared posterior grande, con pared posterior estándar y excéntrica.



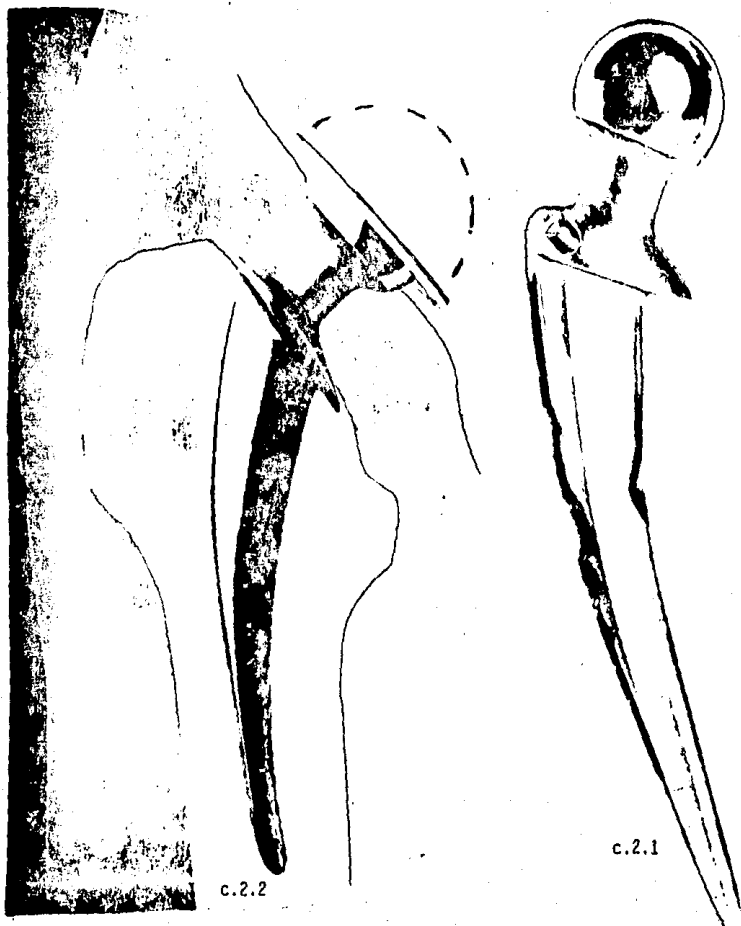
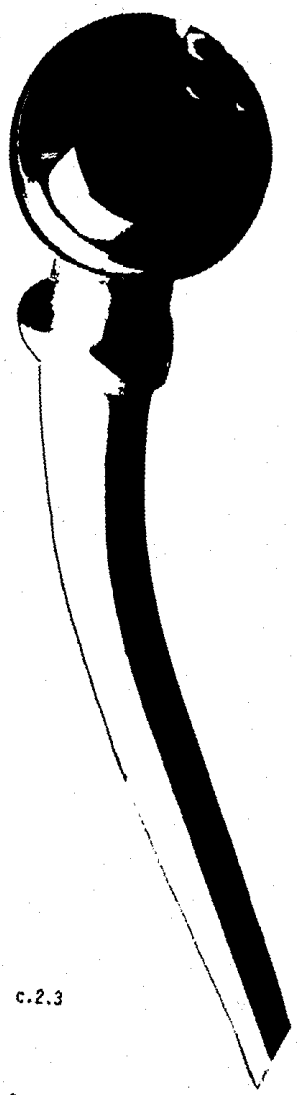


Fig.16. Prótesis de Watson Farrar y de Weller.



c.2.3

Fig.17. Prótesis de Standmore.

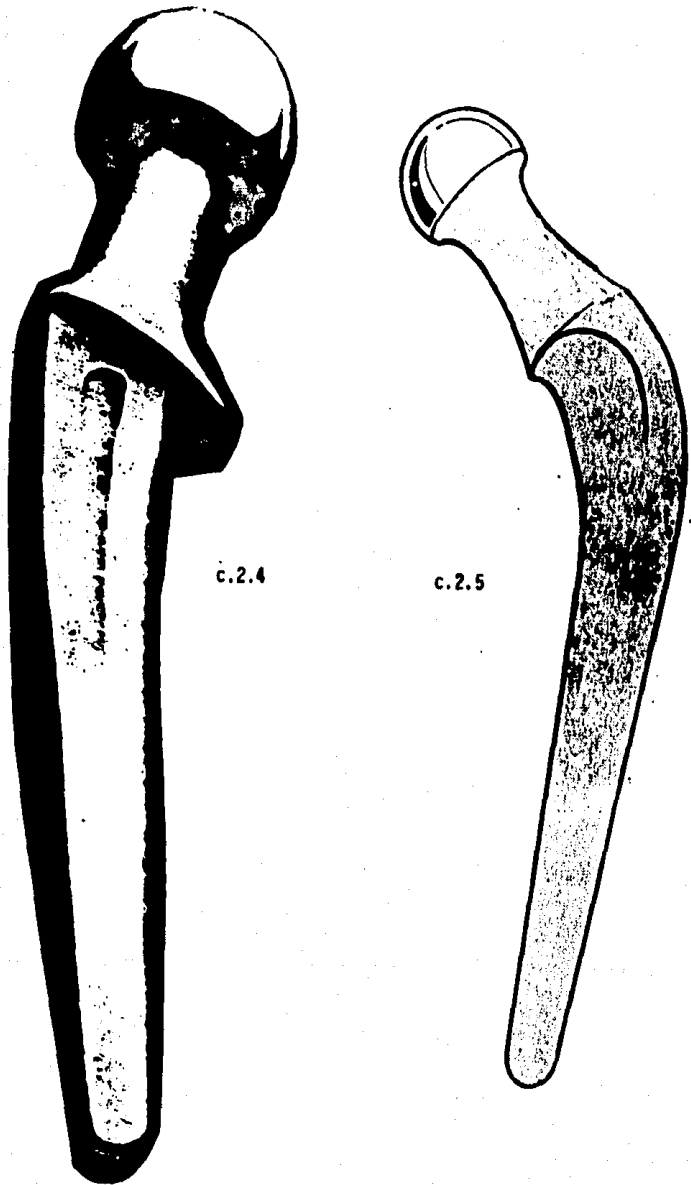


Fig. 18. Prótesis de Müller y de Charnley.

## CAPITULO V

## CAPITULO V

a) SELECCION DEL IMPLANTE APROPIADO

El éxito o fracaso de un implante ortopédico desde una uña intramedular hasta una cadera total depende de muchos elementos entre los cuales figuran:

- Las propiedades físicas, mecánicas y bioquímicas del material del implante
- El diseño, construcción y control de calidad del implante
- La selección del implante apropiado para la técnica quirúrgica a seguir
- La técnica de la operación
- El comportamiento post-operatorio del paciente

Es objeto de este apartado de la tesis, discutir:

- La selección del material apropiado
- Propiedades, ventajas y desventajas de varios materiales usados, en la actualidad para la fabricación de implantes
- La importancia de las técnicas de diseño y manufactura

La búsqueda del material apropiado data de hace más de 500 años, - comenzando con Petronius. En realidad la selección del material apropiado es un proceso de optimización, de propiedades, físicas, mecánicas y bioquímicas de los distintos materiales, y de las técnicas de fabricación.

Las propiedades de un implante hipotético "ideal" serían:

A) Buena compatibilidad entre el material y el medio ambiente hostil

- Alta resistencia a la corrosión
- Alto grado de resistencia a la corrosión de hendidura.

- Bajo grado de irritación local
- Bajo grado de toxicidad
- B) Propiedades físicas y mecánicas del material del implante
- Alto esfuerzo de fluencia
- Alto esfuerzo a la tensión
- Buena ductilidad
- Alto esfuerzo de fatiga

C) Facilidad de fabricación

- Métodos de producción económicos disponibles para fabricar figuras complejas en una producción masiva
- Habilidad para dar un acabado superficial apropiado
- Habilidad para conservar precisión dimensional y consistencia

La selección del implante adecuado, se hará de acuerdo a estos 3 factores mencionados.

Las propiedades de los materiales utilizados en implantes ortopédicos pueden dividirse en dos categorías.

Propiedades físico-mecánicas

Propiedades bioquímicas

Las propiedades físico-mecánicas que consideramos importantes en un material para implante son:

- Esfuerzo de fluencia
- Esfuerzo de tensión
- Esfuerzo de fatiga

- Elásticidad
- Ductilidad

Las propiedades bioquímicas se pueden dividir a su vez en dos categorías:

- Aquellas relacionadas con los efectos que tiene el medio ambiente hostil sobre el implante (corrosión)
- Aquellas relacionadas con los efectos que tiene el implante sobre el medio vecino.

TABLA 7. Metales usados como implantes

Elemento	Acero inoxidable de bajo carbono (1)	Aleación de cromo-cobalto de fundición (2)	Aleación de cromo-cobalto forjada ASTM F90-76 (3)	Aleación de cromo-cobalto forjada	Titanio puro	Titanio 6Al-4V	MP35N	Tantalum puro
Hidrógeno	—	—	—	—	0.0125-0.015	0.0125	—	0.001
Carbono	0.03máx.	0.35máx.	0.05-0.15	0.05máx.	0.10	0.08	0.025máx.	0.010
Oxígeno	—	—	—	—	0.18-0.40	0.13	—	0.015
Nitrogeno	—	—	—	—	0.03-0.05	0.05	—	0.010
Aluminio	—	—	—	—	—	5.5-6.5	—	—
Silicio	0.75máx.	1 máx.	—	1 máx.	—	—	0.15máx.	0.005
Fósforo	0.025máx.	—	—	—	—	—	0.15máx.	—
Azufre	0.010máx.	—	—	—	—	—	0.010máx.	—
Titanio	—	—	—	—	resto	resto	—	0.010
Vanadio	—	—	—	—	—	3.5-4.5	—	—
Cromo	17 - 20	27 - 30	19 - 21	26 - 28	—	—	19 - 21	—
Manganeso	2.0	1 máx.	2 máx.	1 máx.	—	—	0.15máx.	—
Hierro	resto	0.75máx.	3 máx.	0.75máx.	0.20-0.30	0.25	1 máx.	0.010
Cobalto	—	resto	resto	resto	—	—	resto	—
Níquel	12 - 14	2.5máx.	9 - 11	1 máx.	—	—	33 - 37	0.010
Molibdeno	2 - 4	5 - 7	—	5 - 7	—	—	9.0-10.5	0.010
Tungsteno	—	—	14 - 16	—	—	—	—	0.030
Neubín	—	—	—	—	—	—	—	0.05

(1) Especificaciones ASTM F138-76 y F139-76

(2) Especificaciones ASTM F75-76

(3) Especificaciones ASTM F90-76

(4) Especificaciones ASTM F67-77



Comparando ahora las propiedades físicas y mecánicas de estos meta-

les.

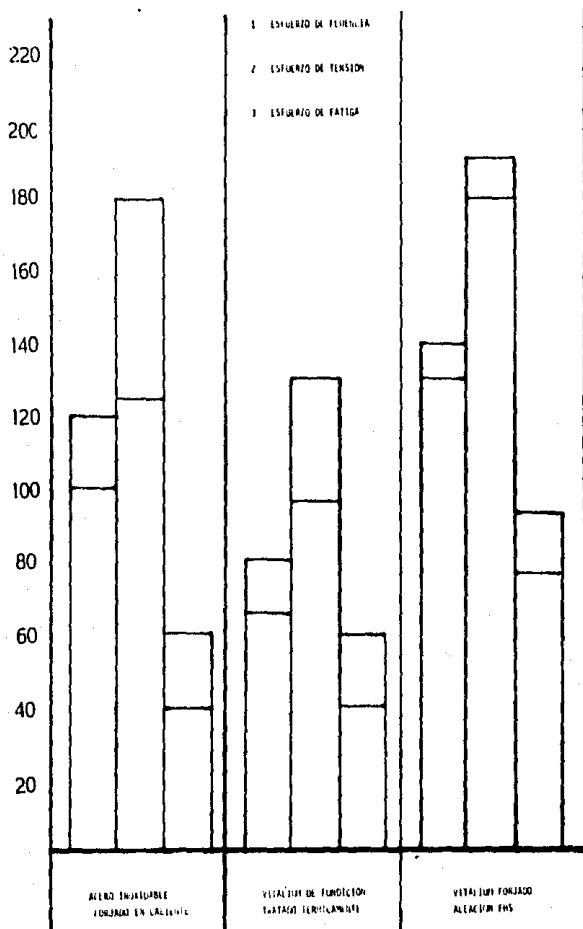


Fig. 19. Esfuerzos de fluencia, de tensión y de fatiga de los metales usados como implantes.

En el campo de los implantes ortopédicos de cadera, se utilizan - - principalmente el acero inoxidable tipo 316 LVR forjado en frío, la aleación de Cr, Co, Mo con tratamiento térmico, y la aleación Vitalium forjado FHS. Los otros materiales han sido usados antiguamente o bien se aplican a otra clase de implantes.

Tomando como referencia las gráficas anteriores se puede hacer el siguiente análisis; tomando en cuenta las tres principales propiedades físicas y mecánicas:

Esfuerzo de fluencia: El mayor esfuerzo promedio corresponde a la aleación de Cr, Co, Mo, forjada ( $130 \times 10^3$  Ib/pulg<sup>2</sup>); la aleación de acero inoxidable 316 LVR ( $110 \times 10^3$  Ib/pulg<sup>2</sup>) y por último la aleación Cr,Co, Mo con tratamiento térmico ( $75 \times 10^3$  Ib/pulg<sup>2</sup>).

Esfuerzo de tensión promedio.- El esfuerzo de tensión promedio es de  $180 \times 10^3$  Ib/pulg<sup>2</sup> para la Cr,Co, Mo forjada  
 $155 \times 10^3$  Ib/pulg<sup>2</sup> para el 316 LVR y  
 $155 \times 10^3$  Ib/pulg<sup>2</sup> para el Cr,Co,Mo

Esfuerzo de fatiga promedio.- El esfuerzo de fatiga promedio es de  
 $80 \times 10^3$  Ib/pulg<sup>2</sup> para el Cr, Co., Mo. forjado  
 $50 \times 10^3$  Ib/pulg<sup>2</sup> para el AISI 316 LVR  
 $48 \times 10^3$  Ib/pulg<sup>2</sup> para el Cr,Co, Mo.

Por lo que respecta al módulo de elasticidad de estos materiales.

AISI 316 LVR	$28 \times 10^6$ Ib/pulg <sup>2</sup>
Cr,Co,Mo (fund)	$30 \times 10^6$ Ib/pulg <sup>2</sup>
Cr,Co,Mo (forj)	$33 \times 10^6$ Ib/pulg <sup>2</sup>

En lo que respecta a ductilidad, se sabe que esta propiedad puede representarse en términos de porcentaje de enlongación y porcentaje de reducción de área. Se observan las siguientes gráficas:

E long.	Red	
2 in	Area	
%	%	
45	65	AISI 316 LVR (Forjado)
15.2	10	Cr, Co, Mo, (Fundido con tratamiento térmico)

Se tratará ahora lo que respecta a las propiedades bioquímicas del material del implante.

Como se dijo anteriormente, estas propiedades se dividen de acuerdo a:

- 1) Los efectos del implante en el organismo.
- 2) Los efectos del organismo sobre el implante.

Por lo que toca al punto número uno, se sabe que tanto el AISI --- 316 LVR como la aleación de Cr, Co, Mo, ya sea de fundición o forjada, son perfectamente biocompatibles con el cuerpo humano, muestra de ello es su amplia casuística durante años.

Por otro lado, por lo que respecta al punto número dos, se puede medir la corrosión de que es víctima el implante dentro del cuerpo humano en dos formas: una corresponde a la llamada corrosión galvánica o superficial.

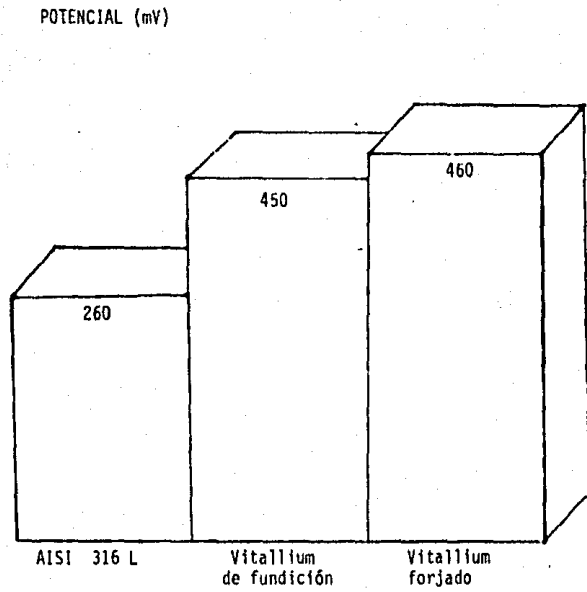


Fig. 20. Potencial para corrosión superficial.

La otra corresponde a la corrosión de hendidura.

POTENCIAL (mV)

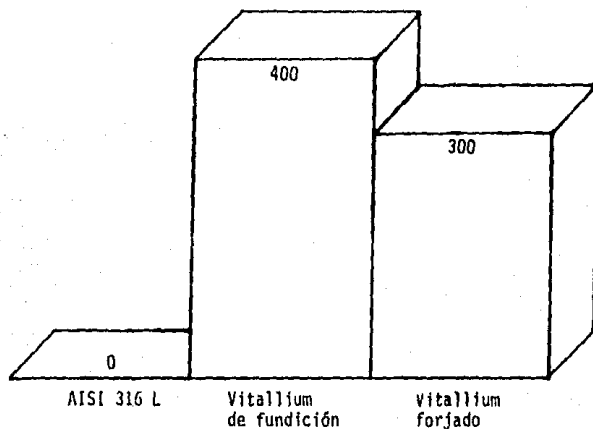


Fig. 21. Potencial para corrosión de hendidura.

Otro de los aspectos de considerable importancia para la selección del implante apropiado, es la factibilidad y costo del proceso de manufactura de los implantes que estamos considerando.

A continuación se señalan los costos que atañen al proceso de manufactura de la prótesis de Cr, Co, Mo, y posteriormente los del proceso de la prótesis de Acero Inoxidable tipo 316 LVR.

<u>Prótesis de Cr, Co. Mo.</u>	<u>\$/ Por pieza</u>
- Proceso de fundición a la cera perdida (Incluye costo del proyecto y la elaboración del molde de hierro amortizado en 5000 piezas)	\$ 22,542.00
- Control de calidad de la fundición	4,335.00
- Soldadura y control de calidad	1,299.50
- Maquinado (Incluye costo del cortador y amortización de afilado del mismo)	1,517.90
- Pulido	6,187.80
- Arenado	309.10
- Pasivado	52.00
- Control de calidad de acabado superficial y esfericidad	6,490.90
- Lavado y empaçado	1,734.00
	<hr/>
T o t a l:	\$ 44,468.20

Por lo que respecta a la prótesis de acero inoxidable, el costo del proceso de manufactura es el siguiente:

- Pieza forjada	\$ 27,505.60
(Incluye amortización de dados de forja, troqueles de recorte, dados de acuñado)	
- Maquinado	1,214.40
- Pulido	4,812.70
- Arenado	309.10
- Pasivado	52.00
- Control de calidad de acabado superficial y esfericidad	6,490.90
- Lavado y empacado	1,734.00
	<hr/>
Total:	\$ 42,118.70

### b) TEORIA DE LA FRICCION MINIMA Y COMPROBACION

Esta teoría fue desarrollada por Sir John Charnley, y es el resultado de 24 años de experiencia con distintos diseños y materiales. Esta teoría tiene por objeto, el demostrar que el tamaño óptimo de la cabeza de la prótesis femoral es de 22 mm.

Uno de los primeros problemas encontrados por Charnley fue el aflojamiento o desplazamiento de las copas acetabulares (componentes acetabulares de la prótesis) dentro de su lecho óseo.

Razonando un poco, este aflojamiento podría ser el resultado de que las fuerzas de fricción entre el componente femoral y el componente acetabular tienden a arrastrar al componente acetabular siguiendo el movimiento del componente femoral.

Para una mejor comprensión de la Teoría de la fricción Mínima es necesario recordar algunas lecciones sobre fuerzas de fricción o rozamiento entre dos superficies. Se sabe que siempre que la superficie de un cuerpo desliza sobre la de otro, cada cuerpo ejerce una fuerza de rozamiento sobre el otro cuerpo, siendo dichas fuerzas paralelas a las superficies. La fuerza de rozamiento, sobre cada cuerpo está en sentido opuesto a su movimiento con relación al otro cuerpo.

Estas fuerzas de rozamiento pueden ser;

$$f_s = \mu_s N$$

$$f_k = \mu_k N$$



ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

donde:

$f_s$  = Fuerza de rozamiento estático.

$f_k$  = Fuerza de rozamiento cinético.

$\mu_s$  = Coeficiente de rozamiento estático.

$\mu_k$  = Coeficiente de rozamiento cinético.

$N$  = Fuerza normal, perpendicular al área de contacto entre las superficies.

Las fuerzas de rozamiento tanto estático como cinético ( $f_s$  y  $f_k$ ) entre superficies siguen las siguientes leyes empíricas:

- 1) Son aproximadamente independientes del área de contacto, dentro de muy amplios límites.
- 2) Es proporcional a la fuerza normal.

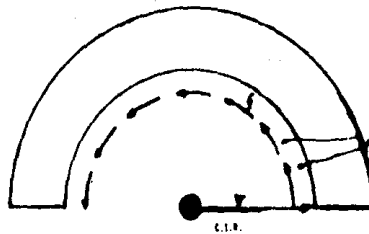
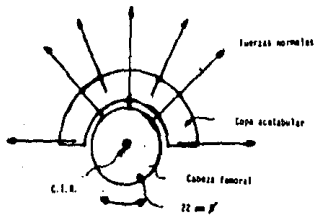
La fuerza de rozamiento cinético  $f_k$  es hasta cierto punto independiente de la rapidez relativa con que las superficies se muevan una sobre la otra.

El coeficiente de rozamiento depende de muchas variables, tales como la naturaleza de los materiales, su acabado superficial, películas superficiales, temperatura, grado de contaminación y naturaleza del lubricante que se encuentre entre las superficies.

En base al repaso anterior, se demostrará la teoría de Baja Fricción. No existe diferencia aparente en lo que corresponde a fuerzas de fricción - puesto que el coeficiente de fricción es independiente del área de contacto y es proporcional a la fuerza normal, que en este caso son iguales.

Sin embargo, el aflojamiento no es causado solamente por las -- fuerzas de fricción, sino por el momento debido a tales fuerzas con res pecto al centro instantáneo de rotación de la copa acetabular. Esta ex plicación se visualiza más fácilmente en las siguientes figuras.

Cabeza de 22 mm.



Fuerzas de fricción que actúan sobre la superficie de la copa

r = radio o brazo

f = fuerzas de fricción

Momento de las fuerzas de fricción respecto al C.I.R. de la copa

$$= M_{fr} = f \cdot r = \mu \cdot N \cdot r$$

Fig. 22. Estudio de fuerzas de fricción y su momento con cabeza de 22 mm. de diámetro.

Cabeza de 44 mm.

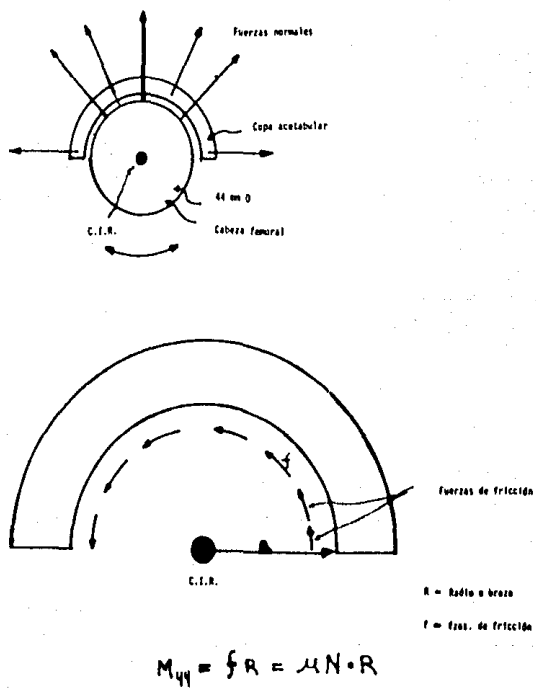


Fig.23. Estudio de las fuerzas de fricción y su momento con cabeza de 44 mm. de diámetro.

Comparando  $M_{22}$  y  $M_{44}$  :

$$M_{22} = \mu N \cdot r \quad \text{y} \quad M_{44} = \mu N \cdot R$$

$$\text{Por lo tanto:} \quad \mu H = \frac{M_{22}}{r} = \frac{M_{44}}{R}$$

Como:  $R \approx r$  ; ( $R \approx 2r$ )

$$\text{Entonces:} \quad \underline{\underline{M_{44} \approx 2M_{22}}}$$

Con lo que queda comprobado que el momento debido a las fuerzas de fricción respecto al centro instantáneo de rotación (CIR) aumenta a medida que aumenta el diámetro de la cabeza del componente femoral. Ahora bien, el momento debido a las fuerzas de fricción no es la única variable importante. Otras variables importantes son:

- Las posibilidades de luxación.
- El desgaste.

El problema se resume ahora en encontrar el punto de equilibrio entre los tres puntos anteriores, de gran importancia cada uno de ellos.

En cuanto al riesgo de luxación, éste se incrementa cuando el diámetro de la cabeza es menor.

El problema de el desgaste ha dejado de ser tan crítico como lo fue hace 20 años, cuando se usaban copas de teflón. Ahora, utilizando copas acetabulares de polietileno alta densidad con un desgaste 500 veces menor a las copas de teflón.

Según observaciones empíricas realizadas por Charnley, el punto de equilibrio entre el aflojamiento, el desgaste y el riesgo de luxación se optimiza utilizando una prótesis femoral de 22 mm., de diámetro.

En cuanto a la técnica quirúrgica tipo Charnley, se puede decir que uno de sus propósitos es mejorar la marcha del paciente, mejorando la balance articular restituyendo hasta donde sea posible, los brazos de palanca a una relación más adecuada para su trabajo, o sea, uno a uno. Normalmente la relación de la cadera es de 2.5 a 1, mientras que en la cadera patológica esta relación puede ser de 3 a 1 ó de 4 a 1.

Se ha observado tanto en la clínica como en el laboratorio que -- cuando la cabeza del femur es la mitad del diámetro externo de la copa acetabular, el desgaste y el aflojamiento son menores. Resulta obvio -- que también la fricción entre superficies articulares dependerá del acabado de las superficies, es por lo cual la cabeza de la prótesis femoral es pulida en grado óptico al grado de espejo y con una superficie perfectamente esférica.

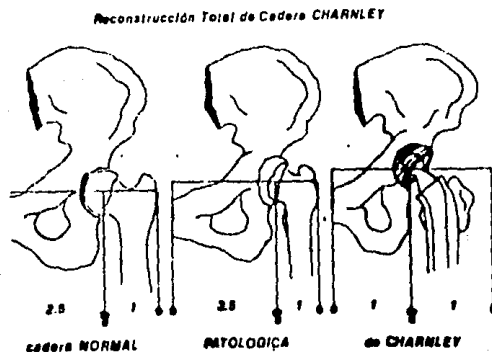


Fig. 24. Mejora de la balanza articular con un reemplazo tipo Charnley.

### RESULTADOS A LARGO PLAZO

Los resultados a largo plazo reportados por Charnley de sus artroplastías totales de cadera son altamente satisfactorios.

Los estudios postmortem de pacientes que habían sido sujetos a artroplastías totales de cadera y cuyos especímenes fueron estudiados a base de radiografías, estudios macroscópicos y microscópicos son también halagadores en cuanto se refiere al resultado de esta operación cuando se realiza siguiendo todos los principios básicos de la operación con una técnica precisa. El resumen de 12 a 15 años de evolución publicado en el libro "Low Friction Arthroplasty. Clinical Orthopedics", de J. Charnley es el siguiente:

Año de estudio: 1977

Año de publicación: 1979

Promedio de observación: 13.2 años

Período de operaciones: Nov. 1962-Dic 1965

Número original: 396

Casos Revisados: 97

Dolor promedio post-operativo: 5.9\*

Funcionamiento: 6\*

Bilaterales : 5.5\*

Movilidad : 4.9\*

Copas flojas : 5 (1.26%)

Tallos flojos : 1 (0.25%)

Infecciones : 14 (3.5%) (Sala común de operaciones)



Por otro lado, observaciones reportados a 10 años de observación por: Cupic, Salvati y Wilson, Coventry, Moreland, Resansky, Petrachi, - Hermida, Rudelli, Ferrari y Lazcano comunican resultados excelentes entre el 85 % y 90 % a 10 años de observación, con lo que se puede considerar que los éxitos son universales satisfactorios.

\* Dolor, funcionamiento y movilidad se clasifican de acuerdo a la - tabla de Merle D' Aubigne y Postel modificada por Lazansky y Charnley lo que proporciona un método para valorar la mejora post-operatoria del paciente.

Estos tres conceptos se clasifican en una tabla y tienen una escala de 1 a 6 donde: por ejemplo:

Dolor grado uno = Dolor constante diurno y nocturno

Dolor grado seis = Sin dolor

Funcionamiento grado uno.- Paciente en cama, camina difícilmente con bastones y muletas.

Funcionamiento grado seis.- Marcha completamente normal.

PRUEBAS DE LABORATORIO QUE COMPRUEBAN LA TEORIA DE BAJA FRICCIÓN DE - -  
 CHARNLEY

Es factible comprobar la teoría de baja fricción de Charnley con una sencilla prueba de laboratorio. La prueba consiste en hacer uso de un péndulo en el que se puede observar las oscilaciones correspondientes a los distintos diámetros de cabeza con la copa acetabular correspondiente, simulando el peso y la actividad natural.

Fig. 25. Péndulo para comparar diversos diámetros de cabeza femoral.

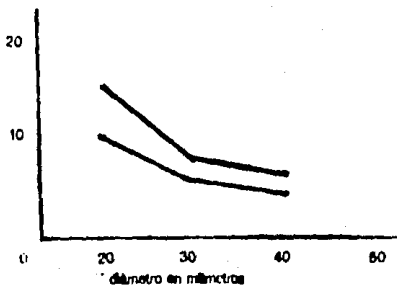
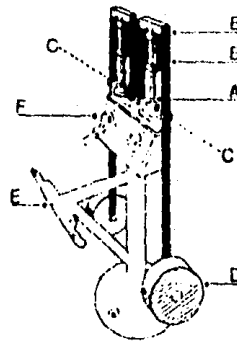


Fig. 26. Resumen de oscilaciones en relación al diámetro de la cabeza femoral.

La gráfica anterior se obtuvo de los resultados de la prueba que - antecede con distintos diámetros de cabeza femoral (eje abscisas). La línea superior de la gráfica muestra el número de oscilaciones que se presentan cuando las superficies se encuentran lubricadas con un líquido viscoso semejante al líquido sinovial; la inferior, cuando las superficies están - secas.

De esta gráfica se observa que la cabeza de 22 mm., oscila quince - veces cuando está húmeda y la cabeza de 41 mm., sólo siete veces. Sin lu-  
bricación, las oscilaciones son: diez para la cabeza de 22 mm., y cinco pa-  
ra la de 41 mm. Es notable que la cabeza femoral de 41 mm., presenta ma-  
yor fricción y que la fricción decrece de acuerdo al decrecimiento del diá-  
metro de la cabeza femoral.

Si se hace uso del método anterior para comparar una vez más las pró-  
tesis de Müller y Charnley, se observa que esta comparación es una comproba-  
ción más de la teoría de baja fricción y con los datos obtenidos de la grá-  
fica anterior:

TABLA 8: Oscilaciones en seco y en húmedo obtenidas en el péndulo con diversos tamaños de cabeza femoral.

<u>Prótesis</u>	<u>Oscilaciones en seco</u>	<u>Oscilaciones con lubricación</u>
22 mm.	10	15
32 mm.	5	7
25 mm.	7	11

De esta tabla, se puede concluir un hecho: que a menor diámetro del  
componente femoral, es más notable y más efectiva la lubricación.

Lo anterior es el resultado del fenómeno siguiente: En el caso de - -

cabezas menores, el líquido sinovial ó lubricante de la articulación presenta mayor penetración entre las superficies friccionantes. En las cabezas de diámetro mayores esta penetración es más difícil, y en algunos casos, no es posible la formación de una película uniforme entre ellas. Lo anterior se ejemplifica en la siguiente figura.

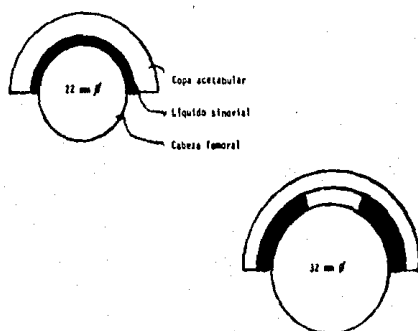


Fig. 27. Distribución de líquido sinovial entre componentes del implante de cadera total.

c) ANÁLISIS DE INGENIERIA DE LA PROTESIS DE ARTICULACION COXOFE--  
MORAL.

El tratamiento actual de pacientes que se han sometido a una reconstrucción de cadera total después de tener algunos problemas patológicos con su cadera natural ha probado ser muy eficiente en la mayoría de los casos, sin embargo, el problema de dislocación y aflojamiento resulta un problema considerable y común entre pacientes jóvenes o con mayor actividad. Durante aproximadamente veinte años de experiencia europea y doce de experiencia americana con esta operación ha existido un continuo desarrollo y optimización tanto en las técnicas quirúrgicas, como en el diseño de los implantes. Con muy pocas excepciones, la experiencia de diez años utilizando cemento para huesos PMMA, los diseños tradicionales de prótesis femorales, y componentes acetabulares de UHMWPE, ha probado tener excepcionales resultados -- con pacientes mayores.

Además de esto, se requiere optimizar aún más tanto el diseño de los implantes como las técnicas quirúrgicas para lograr avanzar aún más con la reconstrucción de cadera total; sobretodo, tratar de incluir la utilización a pacientes más jóvenes y más activos reduciendo la tasa de aflojamiento.

Los implantes ortopédicos antiguos de esta clase, fueron el resultado de largos procesos de diseño intuitivo. Afortunadamente, la intuición de personas como Sir John Charnley, posteriormente, han estado bien fundamentadas, y podemos decir, que a partir de entonces y hasta la actualidad -- los implantes ortopédicos son el producto, tanto de la ingeniería experimental, como de la ingeniería teórica.

El propósito de este inciso, es el de analizar información actualizada, en estas ramas de la ingeniería con respecto a la reconstrucción de cadera total. Esto incluye el estudio tanto del miembro femoral, como de el miembro acetabular.

El primer problema mecánico asociado con los componentes femoral y acetabular de las prótesis convencionales de cadera total es el aflojamiento. Este aflojamiento puede ser séptico o aséptico. El aflojamiento debido a bajo grado de sepsis es muy difícil de distinguir del aflojamiento -- aséptico. El aflojamiento aséptico puede ser de origen mecánico o biológico. Las causas biológicas del aflojamiento aséptico pueden ser, problemas de irrigación sanguíneas, necrosis osea, el desarrollo de circulación endosteal, y espacios medulares secundarios entre el cemento y el hueso, o también, la reacción a un cuerpo extraño como lo son las partículas de metilmetacrilato (cemento). El aflojamiento mecánico puede ser producto de la fatiga del hueso, cemento, o el componente protésico. La falla en cualquiera de estos materiales o el espacio entre ellos pueden alterar significativamente la distribución de esfuerzos de el sistema completo y dar origen a fallas mecánicas secundarias en algún otro componente del sistema. El aflojamiento mecánico en la unión hueso-implante puede ocasionar una -- respuesta biológica tal como una inflamación por reacción a un cuerpo extraño, destrucción paulatina del hueso y posteriormente el aflojamiento. De igual modo, el aflojamiento ocasionado por razones biológicas puede producir efectos mecánicos secundarios.

La etapa en la cual el problema clínico se identifica, ya sea por -

rayos X o por reoperación puede alterar la primera impresión de las - - - causas del aflojamiento. La identificación precisa de las causas del aflojamiento es muy difícil debido al pobre resultado de la evaluación clínica, el problema de la evaluación de tiempo y la múltiples variables clínicas.

Aunque resulte difícil interpretar la causa real del aflojamiento, el estudio de la causas posibles ha resultado en hipótesis razonables que pueden determinar de forma lógica la causa del aflojamiento, e incorporar experiencias y resultados al diseño de nuevos implantes.

#### C.1) ESTUDIO BIOMECANICO DEL DISEÑO DEL COMPONENTE FEMORAL

A Partir del año de 1958 se principió a implantar prótesis de articulación coxofemoral, y en la actualidad la experiencia que se tiene, - tanto en el aspecto de la manufactura como en la técnica quirúrgica de im- plante es bastante amplia. Se comenzó usando prótesis totales de cadera con copas de teflón y cabezas femorales de distintos tamaños obteniéndose resultados desastrosos a largo plazo. Sin embargo, todas estas experien- cias han sido estudiadas y se puede decir que los diseños actuales que se han mencionado y descrito en esta tesis son de óptima calidad y fisiolo- gía.

Indudablemente la persona que mayor parte de su vida dedicó al es- tudio de esta prótesis fue Sir John Charnley quien realizó estudios de In- geniería y Medicina para después dedicarse a la investigación y a la opti- mización de la prótesis.

Aunque en la actualidad existen varios diseños de prótesis de arti-

culación coxofemoral, se deduce que los más importantes y los que más tecnología presenta su diseño son la prótesis de Charnley y la prótesis de Müller, cuya principal diferencia radica en el diámetro de la cabeza femoral, y por lo tanto la cavidad del componente acetabular.

Se ha encontrado que el aflojamiento del componente femoral se debe a un remodelo del femur próximo, particularmente el calcar (lámina vertical de tejido denso delante del trocánter menor, que refuerza el cuello del femur), en respuesta a alteraciones inducidas por la prótesis en el femur, sometido a esfuerzo.

A pesar de que este remodelo óseo puede ser responsable de algún aflojamiento femoral, la mayoría de evidencia clínica sugiere que no existe ninguna asociación casual entre el aflojamiento femoral y la resorción del calcar. Una explicación más plausible para la mayoría de los casos de aflojamiento de componentes femorales es la falla del cemento PMMA, precedida por la falla de adherencia entre el cemento y el implante. Esta falla del cemento es el resultado de la fatiga (cargas respectivas), asociada con actividades locomotivas. Una reducción en la tasa de aflojamiento podría obtenerse mediante la reducción en magnitud de las cargas aplicadas sobre el implante, mejorando la unión entre el cemento u el implante y reduciendo los esfuerzos críticos desarrollados en el cemento. En la siguiente figura se muestran los parámetros de diseño del componente femoral.



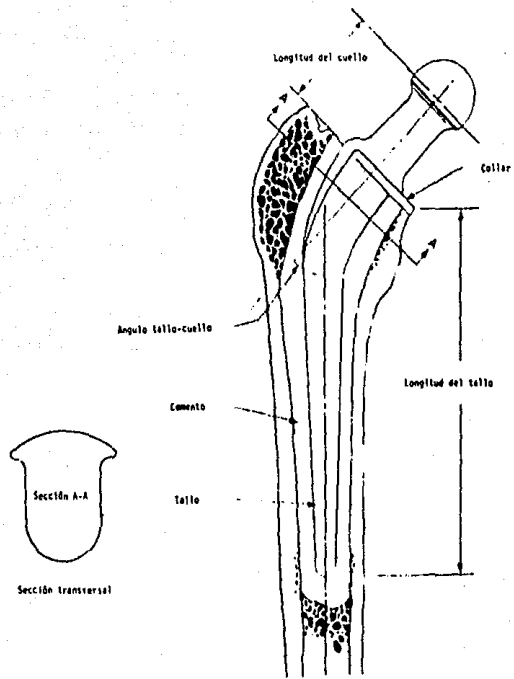


Fig.28. Parámetros de diseño del componente femoral.

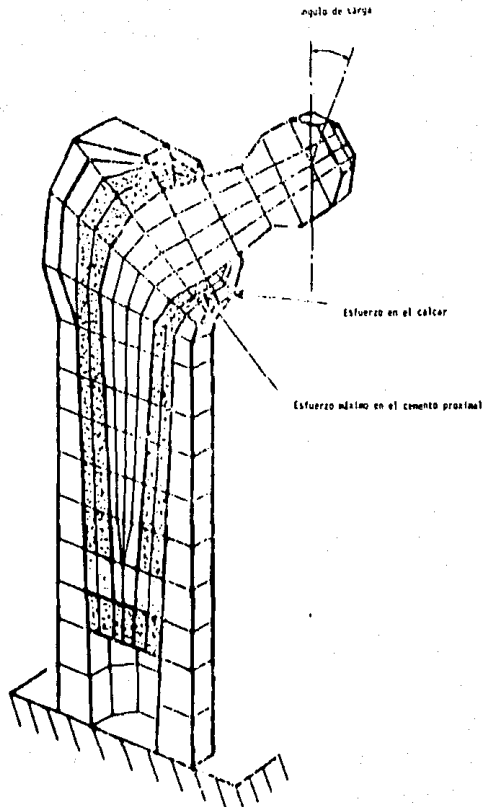


Fig. 29. Esfuerzo en calcar y cemento proximal.

#### REDUCCION DE LA CARGA ACTUANTE SOBRE LA PROTESIS.

La carga aplicada a la prótesis durante la locomoción, es el resultado de la acción de los músculos que cruzan la cadera. En cuanto mayor sea el esfuerzo muscular asociado con la locomoción, será mayor la carga sobre el implante.

Se ha demostrado que las prótesis con ángulos valgus altos entre -cuello y tallos resulta en mayor carga sobre la prótesis, en comparación con prótesis con ángulos entre cuello y tallo más anatómicos. Esta mayor carga asociada con prótesis con mayor valgus es el resultado de disminuir la eficiencia del músculo abductor.

En la siguiente figura se ejemplifica que al incrementar el valgus cuello-tallo resulta en incrementar el esfuerzo muscular y aumenta la talla en la articulación.

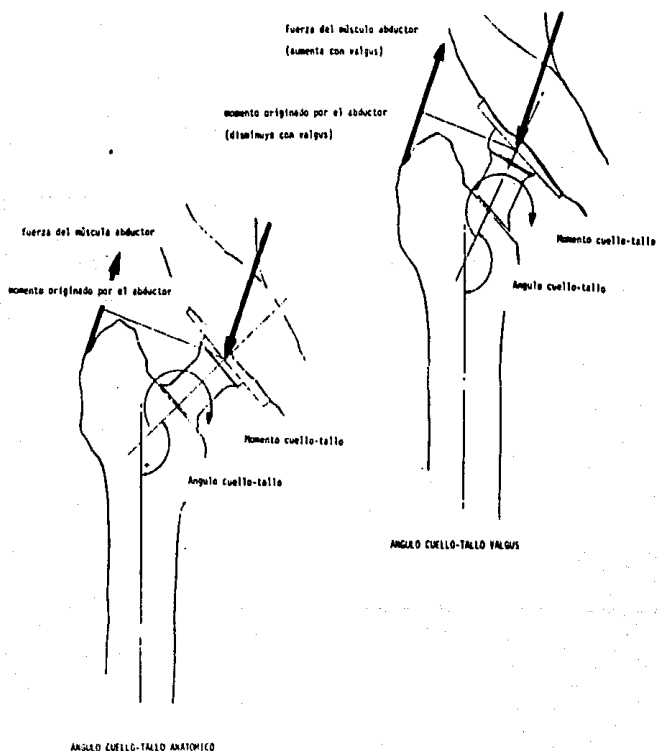


Fig. 30. Comparación de ángulos cuello-tallo valgus y anatómico.

El incremento en la carga del componente puede también resultar de un colocamiento acetabular superior y lateral. Este colocamiento comparado con colocamientos más medios e inferiores incrementa el momento con respecto al centro de la cadera y disminuye la eficiencia del abductor.

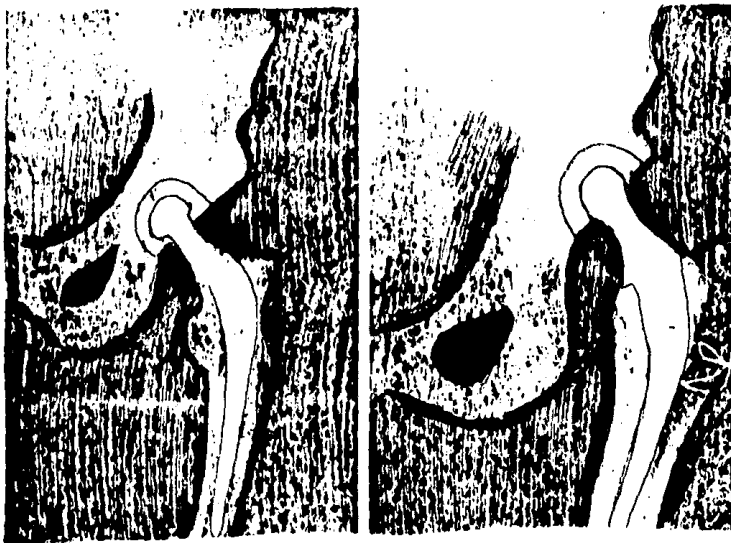


Fig. 31. Comparación de colocamientos superior lateral e inferior medio.

En la figura anterior se muestra la diferencia entre los colocamientos superior-lateral e inferior-medial del componente acetabular,

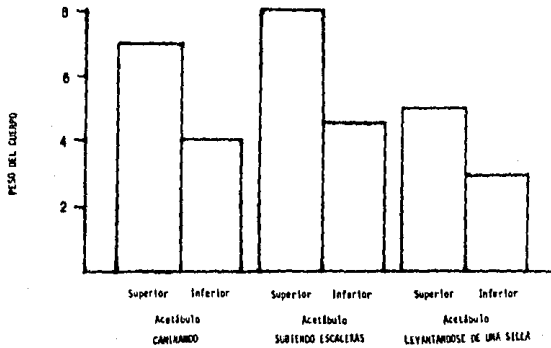


Fig. 32. Fuerza máxima de contacto articular,

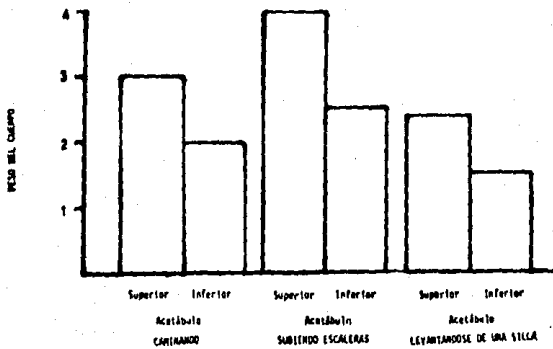


Fig. 33. Fuerza máxima del músculo abductor,

Es posible concluir de las gráficas anteriores, el colocamiento inferior-medial reduce el momento respecto al centro de la cadera, incrementa la eficiencia del abductor, reduce el esfuerzo muscular y reduce la fuerza de contacto de la cadera.

#### MEJORANDO LA UNION ENTRE CEMENTO E IMPLANTE

La unión cemento-implante resulta importante al mantener la integridad de la cubierta de cemento alrededor del componente femoral. Actualmente se continúa desarrollando diseños por ingenieros y médicos con objeto de optimizar esta unión. Existen algunas técnicas de manufactura para mejorar la unión entre cemento e implante dentro de las que cabe mencionar la que consiste en el recubrimiento del implante con cemento PMMA, proporcionar al implante una superficie más rugosa, entre otras técnicas.

La siguiente figura muestra unos modelos fotoelásticos de un tallo bien fijo (fig.izq.) y un tallo flojo (fig.der.). El modelo refleja altos esfuerzos en el cemento, para el caso del tallo no unido al cemento.

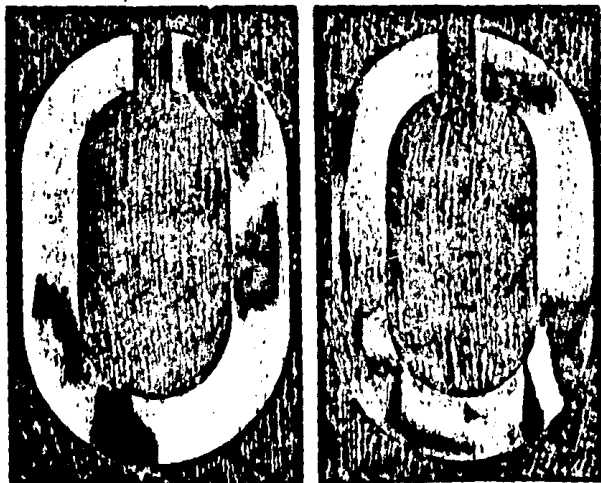


Fig.34. Modelos fotoelásticos del cemento con un tallo fijo (fig.izq.) y un tallo flojo (fig.der.)

#### REDUCCION DE ESFUERZOS CRITICOS EN EL CEMENTO.

El diseño del componente femoral juega un papel mucho muy importante en el mecanismo de transferencia de carga y por lo tanto en el desarrollo de esfuerzos en el cemento que lo cubre. Se han mejorado los diseños de implantes existentes con objeto de reducir los esfuerzos críticos en el cemento que lo cubre y así prolongar la vida de servicio del implante.

Se puede asegurar que la sección transversal del tallo del implante afecta en forma muy significativa al desarrollo de esfuerzos máximos en el cemento próximo. Muestra de ello es la siguiente figura, donde se observan los esfuerzos máximos de tensión y compresión en el cemento para di

ferentes secciones transversales del tallo.

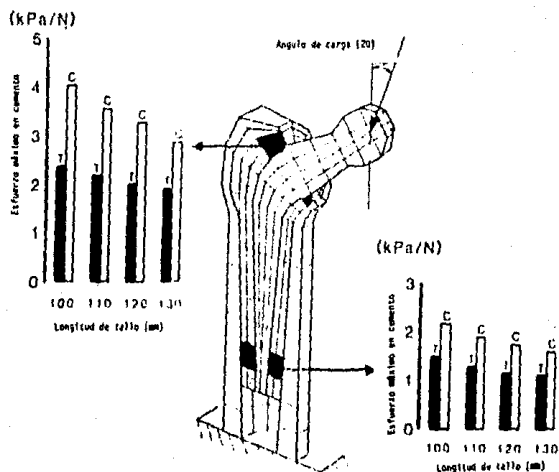


Fig. 35. Esfuerzo máximo en región proximal y distal para distintas longitudes de tallo.

Se ha comprobado que los tallos de sección transversal con aristas o cantos y bajo esfuerzo a la flexión incrementan los esfuerzos concentrados en el cemento y por lo tanto contribuyen a un mayor número de aflojamiento. En cambio existen menores incidentes de aflojamiento o falla del cemento en prótesis con tallos de sección transversal con aristas redondeadas, con mayor esfuerzo de flexión y de contornos que causan un apoyo menor sobre el cemento en cargas a tensión y más en cargas a compresión. (Ver fig. anterior (a).) Incluso se puede observar en la siguiente figura que también el largo del tallo juega un papel importante en lo que a generación de esfuerzos máximos en el cemento se refiere.



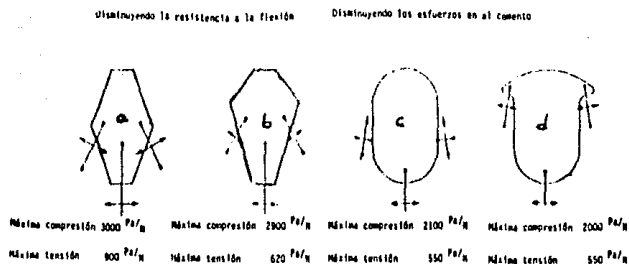


Fig.36. Distintas secciones transversales de tallo y esfuerzos desarrollados.

Los niveles de esfuerzo en el cemento son altos tanto en la porción próxima como en la porción distal del tallo. Estos altos esfuerzos locales se encuentran influenciados por la longitud del tallo. Dentro del rango de tamaños de tallo comerciales, algunos tallos más largos, reducen los esfuerzos máximos en el cemento mientras que los tallos más cortos incrementan los esfuerzos máximos en el cemento.

Por lo que respecta al material de que está hecha la prótesis pode--

mos decir que también este afecta a la capacidad de flexión del implante. Esta flexión afecta a su vez a la generación de esfuerzos máximos en el cemento próximo, mientras que reducen los esfuerzos en el cemento distal.

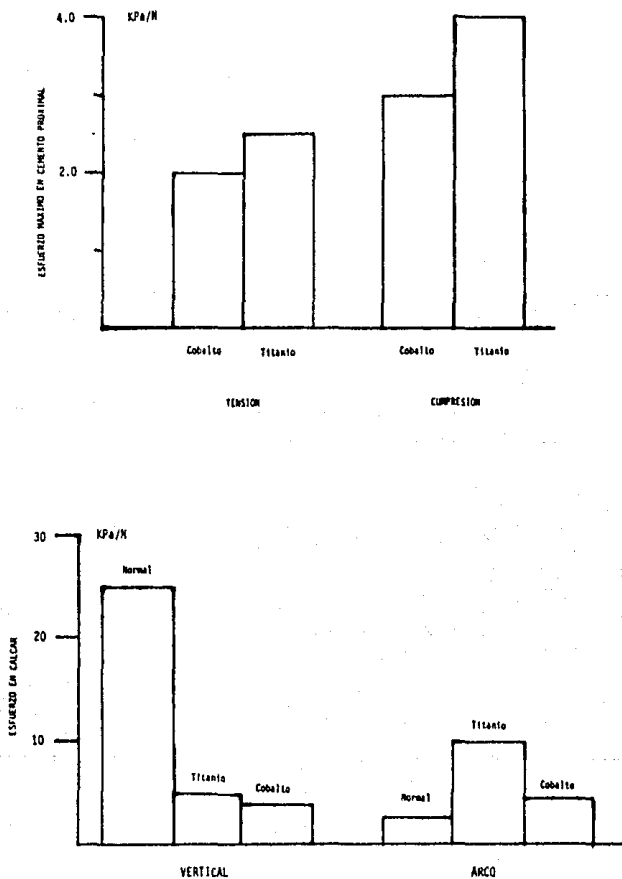


Fig.37. Esfuerzos máximos en región proximal y calcar.

## C.2) ESTUDIO BIOMECANICO DEL COMPONENTE ACETABULAR.

En 1962 se comenzo a estudiar la posibilidad de hacer el componente acetabular de polietileno alta densidad, lo que actualmente se conoce UHMWP, pues los resultados obtenidos con las copas de teflón fueron un -- fracaso.

La fórmula de este material es RH 1000 y tiene muchas importantes ventajas, entre las cuales las más importantes son:

- Biocompatibilidad absoluta
- Coeficiente de fricción muy bajo
- Muy poco desgaste con el paso del tiempo

Los plásticos en general tienen una gran resistencia al desgaste - dentro de la industria, pero en vivo, esta resistencia parece ser mayor - por el mecanismo elasto-hidrodinámico entre el líquido sinovial y las superficies de deslizamiento. Por esta razón, las artroplastías que emplean copas de UHMWP tienen una gran duración de hasta 25 y 30 años.

Se ha observado experimentalmente, que el desgaste de la copa acetabular depende más de la actividad del paciente que de su peso corporal.

El aflojamiento del componente acetabular ha sido recientemente re conocido como un problema mecánico que se ha incrementado. La (s) causa (s) del aflojamiento del componente acetabular no es (son) tan clara (s) como la (s) causa (s) que causan el aflojamiento del componente femoral.

Espesor de la pared del componente acetabular.- La distribución de esfuerzos en la región acetabular está relacionada con la transmisión de -

carga a través de los componentes acetabulares de polietileno alta densidad resulta en altos niveles de esfuerzos en el cemento y en esfuerzos periacetabulares subcondrales y trabeculares en la región superior-medial del acetábulo de la cadera. Estos esfuerzos son mayores en componentes acetabulares de pared delgada y los esfuerzos trabeculares se elevan con la eliminación de hueso subcondral.

En la siguiente figura se muestran los esfuerzos máximos del hueso acetabular trabecular, hueso subcondral y esfuerzos en el cemento correspondientes a componentes acetabulares de distintos espesores de pared y con superficie metálica.

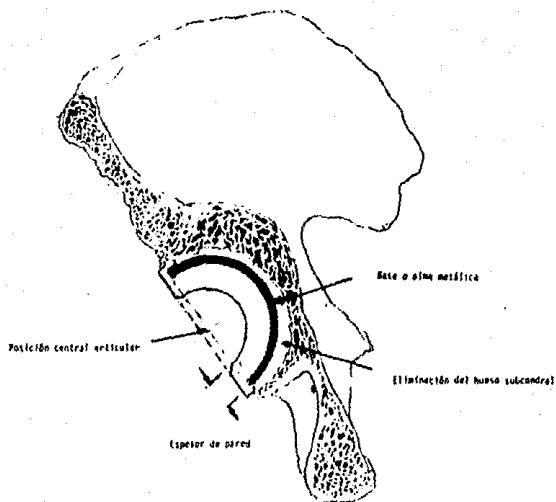


Fig.38. Parámetros de diseño del componente acetabular.

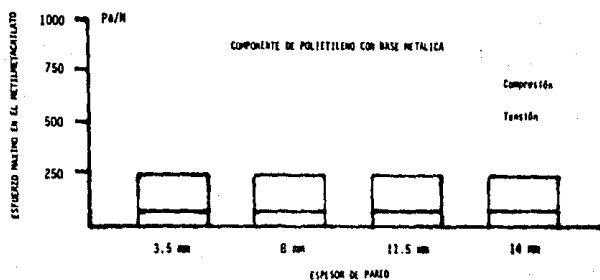
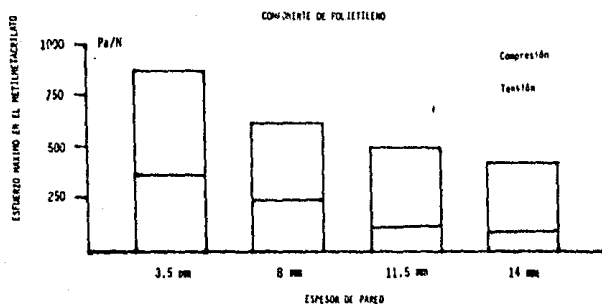


Fig. 39. Esfuerzos máximos en el cemento desarrollados por componentes de polietileno y componentes de polietileno con base metálica.

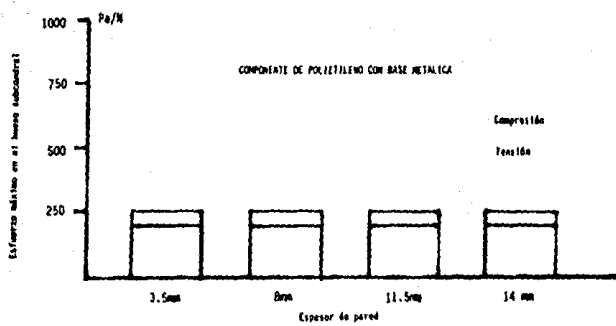
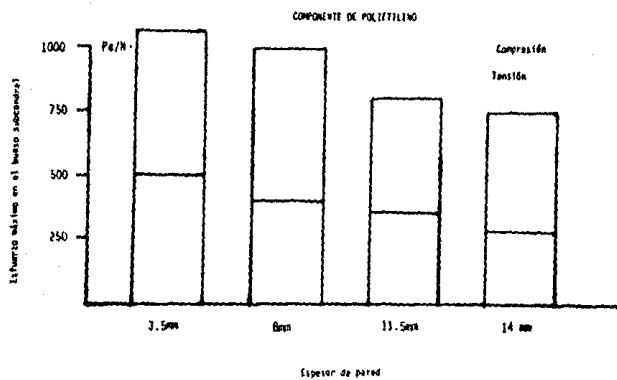


Fig. 41. Esfuerzo máximo en el hueso subcondilar.

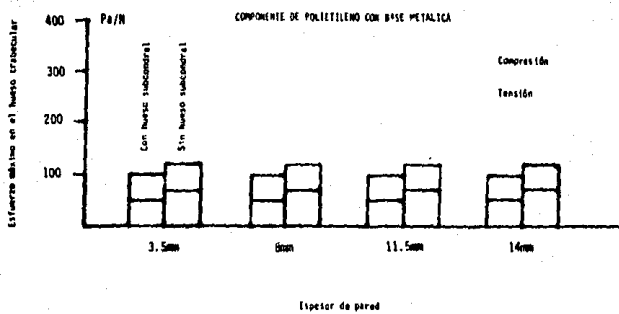
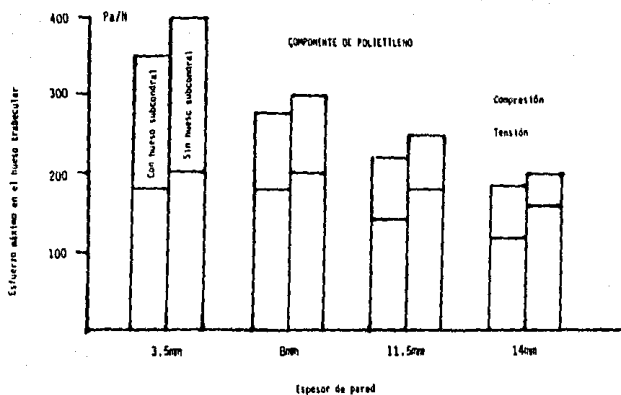


Fig. 42. Esfuerzos máximos en el hueso trabecular para componentes de polietileno y polietileno con base metálica, con hueso subcondral y sin hueso subcondral.

Si el aflojamiento del componente acetabular está relacionado con la falla del cemento o con sobrecarga del hueso, entonces se puede predecir que la tasa de aflojamiento será la mayor con componentes de pared delgada y menor en componentes de pared más gruesa.

#### COMPONENTES ACETABULARES CON SUPERFICIES METALICAS

El dotar al componente acetabular de una cubierta metálica o superficie metálica logra que el componente tenga más rigidez, lo que resulta en una distribución más uniforme de la carga de contacto articular a la región periacetabular que la rodea. Los niveles de esfuerzos máximos dentro del cemento PMMA, hueso subcondral y trabecular, se reducen con el componente con cubierta metálica.

Las siguientes figuras muestran los esfuerzos medial pelvis cortex y esfuerzos a tensión del cemento reducidos mediante el uso de componentes acetabulares con cubierta metálica y el uso de copas de Protrusio.



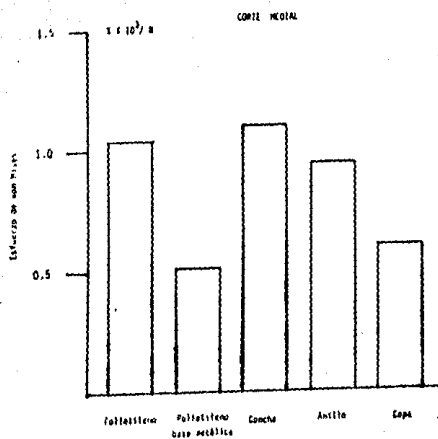


Fig. 43. Esfuerzos de Von Mises en el corte medial para distintos diseños.

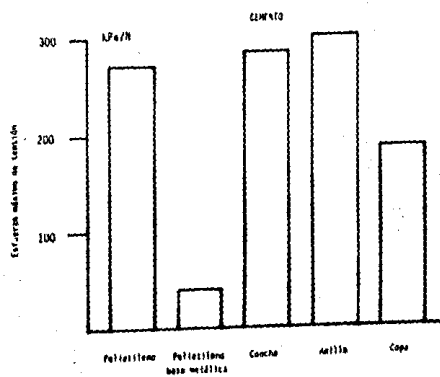


Fig. 44. Esfuerzos máximos de tensión en el cemento para distintos diseños.

## CAPITULO VI

## CAPITULO VI; PROCESO DE MANUFACTURA DE LA PROTESIS METALICA

### a) PROCESO DE MANUFACTURA DE LA PROTESIS DE CROMO-COBALTO-MOLIBDENO

La prótesis se fabrica a partir de piezas de fundición elaboradas de la aleación Cr, Co, Mo, y que resultan del proceso de fundición de la "Cera Perdida", también conocido como proceso de microfusión o fundición de precisión.

El primer paso de este proceso, consiste en elaborar un molde o matriz de hierro, a partir de un plano acotado de la pieza o de un modelo físico de ella. Se elabora una reproducción (positiva) de la pieza original en cera, al inyectar cera a presión de alta calidad en el molde o matriz. Esto se realiza en una inyectora que fusiona la cera, y por medio de presión la conduce hasta el molde.

La cera inyectada, al encontrarse dentro del molde a temperatura menor, se solidifica casi inmediatamente. Las piezas en cera así obtenida, son retocadas si poseen alguna imperfección. Una vez revisadas las piezas de cera, se procede a unir las mediante calor a una pieza central llamada Arbol, formándose así racimos, los cuales se cuelgan en un transportador móvil hasta un cuarto de atmósfera controlada.

En dicho cuarto se encuentran unas tinas conteniendo jalea con -- aglutinantes (solución especial de sílice coloidal), donde se inmersiona el Arbol continuamente y a su vez se le aplica material refractario molido (arena sílice fina) espolvoreando abundantemente, esto hace que se forme un molde cerámico perfecto.

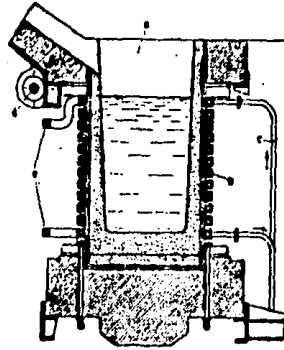


Fig.47. Inmersión de las prótesis de cera en una solución cerámica.

Se derrite la cera (cera perdida) en un autoclave especial, eliminando así el modelo (positivo), el cual deja la cavidad perfecta para recibir el material fundido.

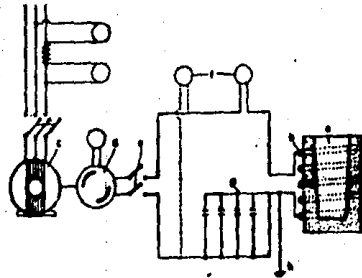
En un horno tipo Mufla, se calienta el molde cerámico a temperaturas mayores a 1000°C hasta que se fragua.

Se funde el metal en un horno de inducción de alta frecuencia, a 1399°C, y se procede a colar el metal en el molde cerámico. Estos hornos, son hornos de inducción sin núcleo y operan según la ley física que dice: "los cuerpos metálicos sometidos a la acción de un campo magnético de corriente alterna, se calientan tanto más cuando más intenso es el campo magnético y cuanto más elevada es la frecuencia". Están constituidos por una espiral cilíndrica de tubo de cobre de sección rectangular o cuadrada (enfriada por circulación interna de agua), entre la cual va instalado un crisol que contiene el metal a fundir. Por efecto del campo magnético generado por la espiral, se induce una corriente a la masa metálica y la energía eléctrica absorbida se transforma en calor.



— Horno de inducción de alta frecuencia. El armazón de refractario superior, está rodeado de la espiral *b*, de inducción, de sección cuadrada hacia abajo, que puede ser movida por algún procedimiento de la cámara *c*. La espiral con sus conexiones *e* está conectada a la red. Para elevar la columna en base parte el horno (por ejemplo, hidráulicamente) sobre el punto *d*.

Fig. 48. Horno de inducción de alta frecuencia.



— Esquema de instalación para horno de alta frecuencia. La línea trifásica alimenta al motor *a* del grupo convertidor que hace funcionar el interruptor de alta frecuencia *b*. El cable *c* está rodeado por la espiral *d*, alimentada por la corriente monofásica del convertidor. En *e* hay un interruptor para conectar el horno; en *f*, los instrumentos de medida (voltímetro y amperímetro); en *g*, la batería de los condensadores; *h* es la puesta a tierra.

Fig. 49. Esquema de instalación para un horno de alta frecuencia.



Fig. 50. Fusión de la aleación.



Fig. 51. Destrucción del molde cerámico.

Mediante el uso de maquinaria especial de vibración, se destruye el molde cerámico, se separan las piezas del arbol y se desbasta la pieza mediante bandas y ruedas abrasivas.



### SOLDADURA Y MAQUINADO DE LA PROTESIS DE Cr. Co.

Una vez que se tienen las piezas de fundición y que se ha llevado a cabo su control de calidad por los métodos que se mencionarán se procede a maquinaslas para darles las dimensiones exactas en lo que respecta a la cabeza femoral.

Surgen de aquí dos variantes:

A) Prótesis de Charnley (prótesis macisa de una pieza). Requiere únicamente el maquinado.

B) En la prótesis de Müller Austin Moore, Thompson, etc., (cabeza hueca), se realiza previamente al maquinado, la soldadura de las dos semiesferas que componen la cabeza femoral de la prótesis. Esto se describe a continuación:

1) Primeramente se ensamblan las dos partes que componen a la cabeza femoral. Ambas partes se encuentran roscadas por lo que dicho ensamble se lleva a cabo atornillando la parte superior sobre la inferior.

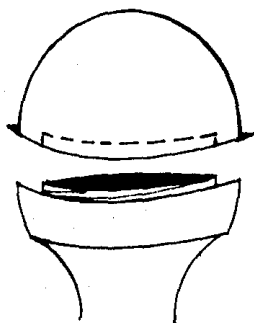


Fig.52. Cabeza del componente femoral desarmado.

2) posteriormente se soldan ambas partes usando soldadura de argón utilizando como aporte, la fusión de la propia ceja de la parte superior de la prótesis

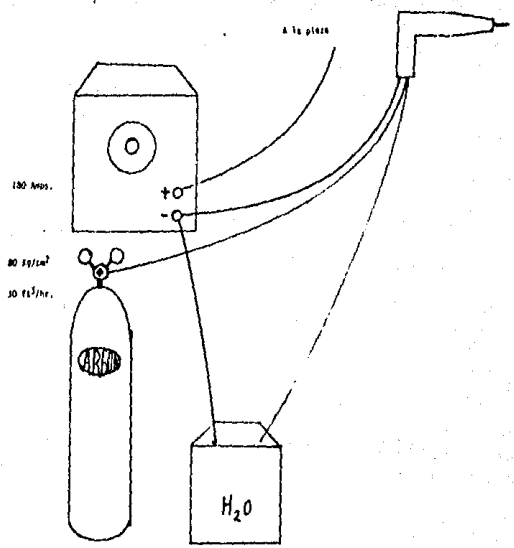
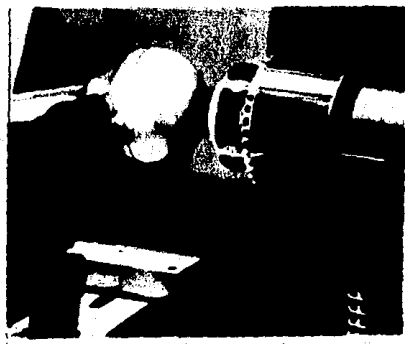


Fig. 53. Proceso de soldadura.

De esta manera, se irá girando la prótesis mediante un dispositivo motorizado al mismo tiempo que se sueldan las partes.

El proceso de soldadura utilizado para soldar los dos segmentos de la semiesfera de la cabeza femoral es el conocido como soldadura de arco metal con gas o soldadura de electrodo no consumible protegida con gas. En este proceso de soldadura se utiliza un soplete con las siguientes conexiones:

- Conexión de alimentación de agua de enfriamiento.
- Conexión de gas (argón).
- Conexión de salida de agua.

En este proceso la coalescencia se procede por el calor que proviene de un arco entre un eléctrico de metal y la pieza, la cual se encuentra protegida por medio de una atmósfera de Argón.

La corriente directa de polaridad invertida proporciona un arco estable y ofrece la mayor entrada de calor en la pieza de trabajo, mientras que la polaridad directa con argón tiene un índice alto de combustión, pero el arco es inestable y con mucha salpicadura. La corriente alterna es también inherentemente inestable y se usa muy poco en este proceso.

Una vez soldada la cabeza femoral, se procede a llevar a cabo el control de calidad de esta soldadura, ya que a veces aparecen poros debidos a la fuga de aire caliente contenido dentro de la semiesfera.

Se coloca la pieza en un dispositivo como el que se muestra a continuación.

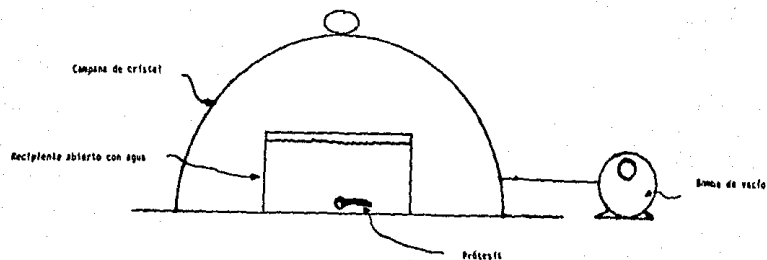


Fig. 54. Control de calidad de la soldadura.

Se coloca la prótesis en un recipiente con agua corriente y se cubre al conjunto con una campana de cristal la cual se encuentra conectada a una bomba de vacío lo cual hace que dentro de la campana exista un vacío y por lo tanto, si existe un poro en la soldadura de la prótesis - al aire contenido dentro de la semiesfera, tenderá a salir siendo este fenómeno visible al notar que una pequeña burbuja emana de la prótesis - hacia la superficie del recipiente conteniendo agua.

Una vez comprobada la inexistencia de poros en la soldadura, se procederá a maquinar la prótesis desde 32.508 mm., en diámetro, hasta 32.127 mm., es decir, se desbastan 15 milésimas de pulgada en el maquinado.

El maquinado de la prótesis se describe a continuación:

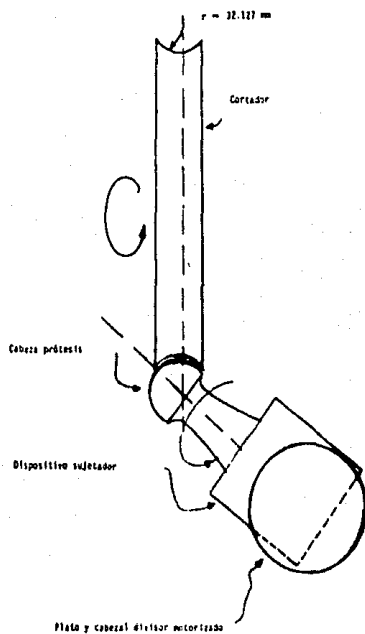


Fig. 55. Maquinado de la cabeza de la prótesis femoral.

1er Paso.- Se coloca la prótesis en un soporte especial, el cual se encuentra acoplado al plato divisor motorizado de 0.5 RPM y 1/4 Hp.

2do Paso.- Se encuentran la superficie de la esfera ó cabeza femoral, -- con la herramienta de corte, en este caso que posee como superficies de corte, pastillas de carburo de tungsteno con un perfil de 32.127 mm., de radio de giro. Utilizando un avance de aproximadamente 4 milésimas de pulgada, radial por vuelta de la simiesfera, se logra llegar a la medida de 32.127 mm., en solo dos vueltas de la prótesis.

Una vez desbastadas las 15 milésimas de pulgada en la fresadora - procedemos a llevar a cabo el pulido, este será descrito a continuación:

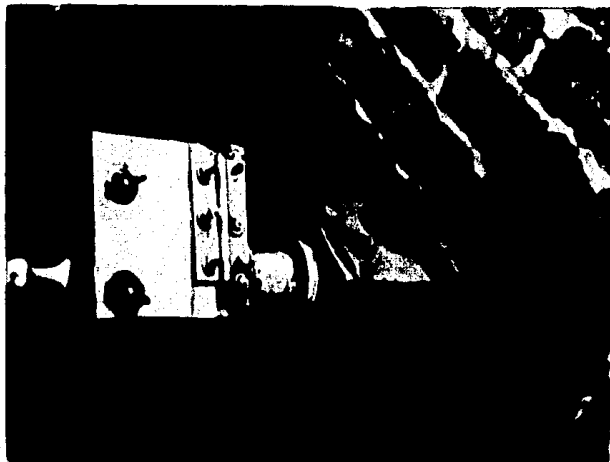
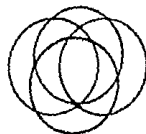


Fig. 56. Dispositivo sujetador de la prótesis para el pulido.

Para el pulido se utilizará un dispositivo sujetador de la prótesis acoplado a un motorreductor de 1/4 Hp y 40 rpm. Este dispositivo ha sido diseñado con el objeto de que el eje neutro ó eje de rotación de la semiesfera corresponda al eje neutro de la flecha del motorreductor. De este modo, si se observa la cabeza femoral de la prótesis de frente, se notará - única y exclusivamente una rotación y no una translación que sería perjudicial para el acabado esférico a lograr.



DISPOSITIVO CORRECTO



DISPOSITIVO PERJUDICIAL

Fig. 57. Dispositivos correcto y perjudicial de pulido.

Para asegurar que este dispositivo está bien hecho junto con la colocación de la prótesis, se utiliza un calibrador de carátula que se pondrá en contacto con la semiesfera de la prótesis. La lectura de la carátula comprobará que si existe una desviación menor de 0.0008 pulg, el conjunto está en condiciones de llevar a cabo el pulido mientras que si esta lectura es 0.0008, dicho conjunto debe ser alineado con la flecha del motorreductor.

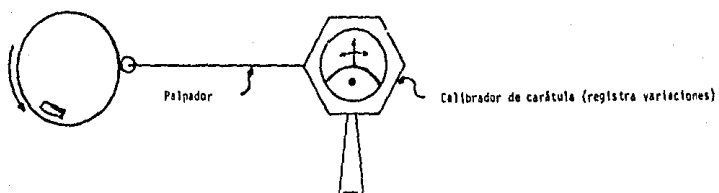


Fig. 58. Calibrador de carátula para checar línea lidad.

Una vez comprobado esto, se procede a sujetar las piedras abrasivas a un dispositivo que se encuentra acoplado a un taladro de velocidad variable.

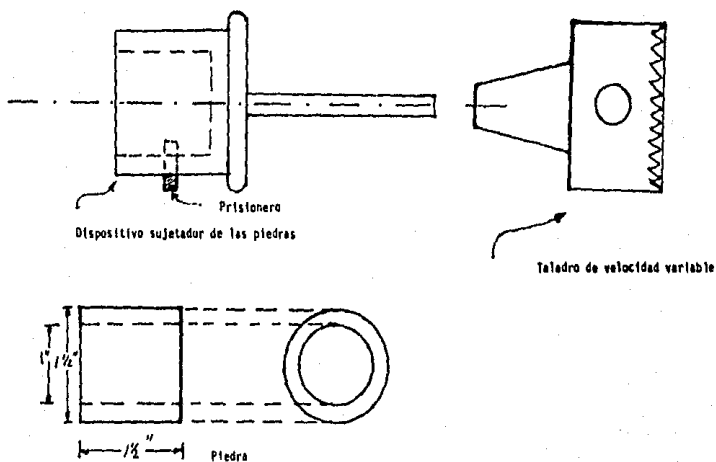


Fig. 59. Dispositivo sujetador de las piedras abrasivas y características dimensionales de las piedras.



Las piedras deberán tener las dimensiones anteriores y se utilizan en los siguientes granos:

		<u>tiempo aprox.</u>
180 Mallas	Desbaste hasta 32.076 mm.	40 Min.
240 Mallas	Pulido hasta 32.051 mm.	20 Min.
320 Mallas	Pulido hasta 32.013 mm.	40 Min.
CARACT. DE LA PIEDRA	CARACT. DE LA PIEDRA	DEBASTE
<u>ACERO INOX.</u>	<u>Cr. Co. Mo</u>	<u>MILESIMAS DE PULG.</u>
30 A 180 0 0 V2	89 A 180 K 0 0V2	2
30 A 240 0 0 V2	89 A 240 K 0 0V2	1
30 A 320 0 0 V2	89 A 320 K 0 0V2	1.5

Tabla 9 : Características de las piedras utilizadas en el desbaste y pulido.

La velocidad de pulido está en base a las siguientes puntos:

- Características de la máquina que va a realizar el pulido
- Características de la superficie a pulir
- Acabado superficial a lograr
- Características de abrasivo utilizado

Estudiando los puntos anteriores y considerando la importancia de cada uno de ellos, es posible utilizar el siguiente método de pulido.

Como se observa, tanto el desbaste, como el pulido con piedra, son muy lentos, pero de este modo se puede asegurar que el acabado obtenido es óptimo, en vista de que el choque entre la piedra abrasiva y las crestas de la superficie de la cabeza femoral se lleva a cabo a una veloci--

dad absoluta de 80 RPM lo cual es considerablemente lento. De este modo, se reduce el golpeteo entre defectos superficiales y la piedra asegurando se así el excelente acabado superficial y esfericidad perfecta.

1º Se sujeta la prótesis en el dispositivo y se comprueba su linealidad - con el eje neutro del motorreductor.

2º Se sujeta la piedra de grano 180 mallas en el dispositivo mediante los 3 prisioneros.

3º Se pone en marcha el motorreductor de modo que este gira en sentido de las manecillas de reloj. Se pone en marcha el taladro de velocidad variable, se ajusta su velocidad a 40 rpm con rotación en sentido de las manecillas del reloj (visto de frente)

4º Se encuentran la piedra y la cabeza de la prótesis y se comienza a dotar al taladro de un movimiento orbital en dos planos alrededor de la cabeza de la prótesis muy lentamente.

La lubricación de la piedra es continua con una solución de aceite soluble y agua al 50 %

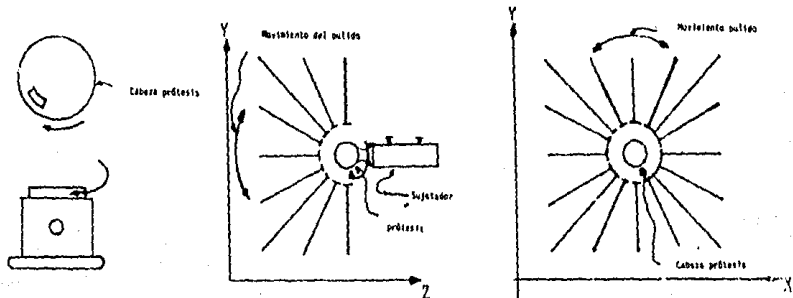


Fig. 60 . Rotación de la cabeza de la prótesis: rotación de la piedra y movimiento de pulido orbital en dos planos.

5° Se cambian las piedras después de los tiempos aproximados indicados y se checan los diámetros correspondientes mediante el uso de un micrómetro.

6° El pulido final se lleva a cabo utilizando pasta de diamante en los siguientes granos, con los siguientes tiempos correspondientes y con una velocidad del taladro de 2000 RPM.

TABLA 10: Características de las pastas de diamante utilizadas en el pulido, tamaño de grano y tiempo de pulido.

Grado según Bureau Nacional de standards U.S.A.	Tamaño Micrón	Equivalente en Mallas	Color	Tiempo
30	20-40	600	Rojo	20 min.
9	6-12	1,800	Verde	20 min.
3	1-5	8,000	Amarillo	20 min.
1	0-2	14,000	Marfil	20 min.
1/2	0-1	60,000	Gris	20 min.

La pasta se aplica en un fieltro de lana de 3/16" de espesor, el cual se sujeta al mismo dispositivo de las piedras, utilizando una de ellas como base.

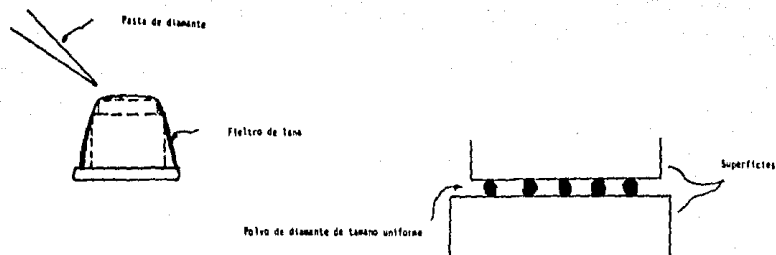


Fig. 61. Aplicación de la pasta de diamante y característica de la pasta.

Cada 5 minutos debe aplicarse una nueva dosis de pasta sobre el fieltro, siendo un total de 3 aplicaciones para cada grano. Esta pasta de diamante está manufacturada con polvos de diamante de tamaño uniforme y con un riguroso control en su pureza y grados.

Una vez que se realiza el pulido hasta el grano más fino, se lleva a cabo el pulido del tallo con sisal y manta hasta que se logra una superficie tersa. Para ello se cubre la cabeza de la prótesis con una bolsa de fieltro de lana muy fina para que no se maltrate.



Fig. 62. Interior de la cabina de arenado.

Ya pulido el tallo, se efectúa el baño de arena a presión o "blasting" en una cabina diseñada con este propósito. En ella se introduce la prótesis (cubriendo la cabeza para que no sea maltratada por el chorro de microesfera de cristal). Se suministra a la cabina la microesfera de cristal grano 200 mallas. El tamaño del grano, presión, velocidad, han sido seleccionados como los óptimos para obtener la superficie adecuada para la mejor fijación entre el cemento acrílico y el implante.

Mediante un regulador de presión se regula la presión en la pistola a 80 lb/pulg<sup>2</sup>. y de este modo, se suministra un baño de microesfera uniforme que va mateando la superficie de la prótesis.

El siguiente paso consiste en efectuar el pasivado de las superficies de la prótesis mediante un baño en una solución de ácido nítrico al 30%, a 60°C. durante 150 minutos. Este pasivado, logra un endurecimiento superficial de la prótesis que evita el rayado y desgaste al contacto con el componente acetabular, además de dotar a la superficie de una mayor resistencia a la corrosión.



Fig. 63. Cabina de sand-blasting.

Posteriormente se lleva a cabo el lavado ultrasónico que se describirá.

**b) PROCESO DE MANUFACTURA DE LA PRÓTESIS DE ACERO INOXIDABLE****TIPO AISI 316 LVR**

El proceso de manufactura de la prótesis de acero inoxidable, es decir, la prótesis de AISI 316 LVR, es distinto al de la prótesis de aleación Cr, Co, Mo, a excepción de los procesos de maquinado, pulido, arenado, pasivado y control de calidad, que son muy similares.

En este inciso, se describirá únicamente el proceso de manufactura de la prótesis de acero inoxidable, desde la materia prima, hasta el maquinado.

Para elaborar la prótesis de acero inoxidable, se hace uso de un proceso de forja en frío, es decir, forja a temperatura ambiente. Este proceso de forja constituye un moldeado del metal por medio de deformaciones plásticas por debajo de la temperatura de recristalización.

Las ventajas de este proceso de forja en frío con respecto a posible proceso de forja en caliente son:

- Mejor control dimensional
- Reproductividad e intercambiabilidad de las piezas
- Mejor acabado superficial
- No se requiere calentamiento
- Mejora las propiedades de resistencia
- Pueden impartirse propiedades direccionales.

Además, se sabe que únicamente mediante este proceso se alcanzan a igualar, e incluso a superar las propiedades de la prótesis de Cr, Co, Mo,

elaborada por fundición, mientras que mediante un proceso de forja en caliente no se alcanzarían estas propiedades.

Para elaborar la prótesis de acero inoxidable, se parte de barras de aleación tipo AISI 316 LVR. Estas barras son producto de un proceso de fundición en un horno de inducción de alta frecuencia al alto vacío. Este grado de sofisticación en la fundición da al acero inoxidable propiedades óptimas en cuanto a pureza, fatiga, fricción y geometría, logrados mediante una estructura de grano más cerrada e integridad del material.

El primer paso consiste en forjar la barra de acero inoxidable utilizando un dado con cuatro cavidades como se muestra en la figura:

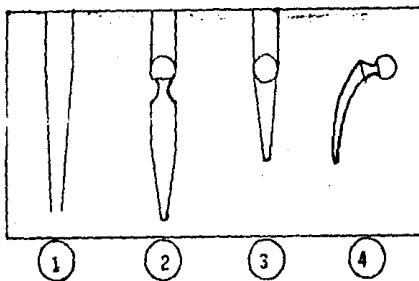


Fig. 64 . Dado de forja de cuatro cavidades.



(1) Cavity de rolado.- Esta cavity tiene por objeto el rolar la barra redonda, girándola 90 grados en cada impacto con objeto de reducir el diámetro de mayor a menor, es decir, en forma cónica para dar un perfil aproximado al tallo final de la prótesis.

(2) Cavity de forja -  
recta.-

En esta cavity se forja la barra ya rolada, para obtener una prótesis recta como la que se muestra en la figura:

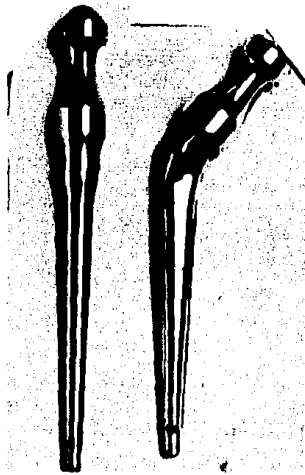


Fig. 65 . Productos de la forja recta y forja curva.

(3) Cavidad de dobléz.- En esta cavidad la prótesis se dobla hasta -  
obtener la curvatura necesaria.

(4) Cavidad de forja -  
final.- Una vez que se ha doblado la prótesis, se --  
procede a llevarla a la forja final.

Esta cavidad tiene por tarea el detallar por completo los 3 -  
componentes de la prótesis (cabeza, cuello, tallo).

Para realizar este trabajo, es necesario una prensa de más de  
1000 ton. Como resultado de este trabajo en frío obtenemos excelentes  
propiedades como podremos constatar en el capítulo referente al con--  
trol de calidad.

En la siguiente figura, se puede observar la sección longitudi-  
nal obtenida del proceso de forja en frío y se revela el patrón de flu  
jo de grano a través de la sección.



Fig. 66. Sección longitudinal de una prótesis forjada.

En la figura anterior, se puede apreciar que en la zona crítica de la prótesis, es decir en el área próxima al inicio del tallo, existe una estructura perfecta para la aplicación a la que se destinará la prótesis.

Esta estructura sólo es posible lograrla mediante este proceso.

Posteriormente a la forja en frío, se procede a llevar las prótesis a los troqueles de recorte; estos troqueles se encargan de recortar las rebabas de la forja en frío en el contorno de la prótesis.

Se procede entonces a llevar los procesos de maquinado, pulido, arenado, pasivado y control de calidad de curvatura y esfericidad de la cabeza de la prótesis del mismo que con la prótesis de Cr, Co, Mo.

Cabe mencionar que el único inconveniente en cuanto al proceso de manufactura de la prótesis de acero inoxidable, es el de la materia prima como se ha mencionado en la descripción del proceso de manufactura de este tipo de prótesis. Se parte de una barra de acero de material - - - AISI 316 LVR. Este tipo de acero, es producto de un horno muy especial y en México no se encuentra actualmente ninguna compañía que cuente con este tipo de horno, por lo tanto, habría que importar dichas barras, lo que significaría una fuga de divisas, que a su vez, iría en contra del objetivo de esta tesis.

Por otro lado, en México tampoco existe ninguna empresa con experiencia en forjar acero inoxidable, lo que significa riesgos en las prensas empleadas y en el herramental utilizado.

## CAPITULO VII

## CAPITULO VII:

PROCESO DE MANUFACTURA DE LA PROTESIS PLASTICA. (COMPONENTE ACETABULAR.

El componente acetabular o complemento del componente femoral (metálico) descrito anteriormente, se elabora de polietileno alto peso molecular conocido como UHMWPE. Las propiedades físico-químicas de este material fueron descritas en el capítulo III.

Debido al alto peso molecular el polietileno altamente ultramolecular posee una extremadamente alta viscosidad de fundición. Por ello el material no puede ser trabajado como otros materiales sintéticos termoplásticos en el procedimiento de fundición inyectada.

Las copas acetabulares de UHMWPE cuyo proceso de fabricación se encuentra proyectado en este trabajo, deberán ser producidas con un procedimiento de trabajo con arranque de viruta. Aunque en la unión de deslizamiento de la pieza de metal/materia sintética se alisan las caras de deslizamiento de la pieza de material sintético rápidamente, al trabajar las copas deberá ponerse el mayor cuidado para obtener una cara de deslizamiento lisa para limitar al máximo la producción de partículas de salida.

El UHMWPE es plastificado en piezas de alta presión con platos horizontales y el empleo de temperatura.

De este modo se obtiene el material en placas de espesores que pueden variar entre 10 y 70 mm.; las condiciones de trabajo como son temperatura, presión y tiempo de residencia, son variables que dependen del espesor deseado de la placa.

Una vez que el material se ha prensado, se procede a cortar en una sierra de disco los tramos requeridos, cepillándose para eliminar cualquier impureza que haya podido aparecer en las superficies.

Posteriormente, el material se transforma mediante el uso de tornos, en barras del diámetro requerido. Estos tornos serán convencionales para trabajar metales ligeros o madera. (Ver características del cepillado y aserrado en el Cap. III).

Una vez que se tiene el UHMWPE en barras del diámetro deseado, se procede a alimentarlas a un nuevo torno, en el cual será el encargado de maquinar la prótesis acetabular y darle la forma especial. Esto se logra mediante el uso de un hidrocopiador, el cual consta a su vez de un mecanismo hidráulico que obedece a un seguidor o palpador. El mecanismo hidráulico del hidrocopiador tiene un efecto directo sobre el desplazamiento de la herramienta de corte (buril) en el sentido transversal, y de este modo, el palpador obtiene la información de la leva y le transmite la información a la herramienta de corte.

Ahora bien, el palpador y por lo tanto la leva, tiene efecto únicamente en el desplazamiento transversal de la herramienta, y entonces se tendrá que complementar este deslizamiento transversal con un movimiento paralelo a la bancada del torno.

Esto se logra montando el equipo completo de hidrocopiado sobre el carro del torno, y de este modo, embragando este último en el usillo patrón del torno.

La forma de las levas a utilizar sería el respectivo a los tamaños y formas de las prótesis comunes. En la siguiente figura se observan 3 tamaños comerciales de las prótesis acetabulares o como se conocen comúnmente, copas acetabulares.

## COPA ACETABULAR

54 mm. Diámetro externo  
32 mm. Diámetro interno

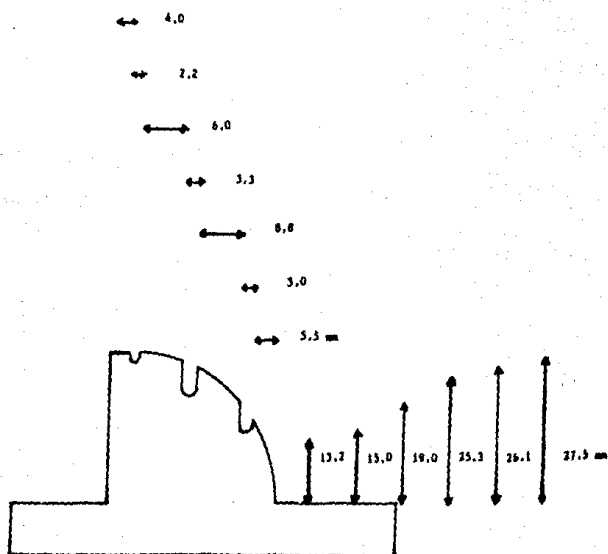


Fig. 67. Leva para hidrocopiado de una prótesis acetabular.



## COPA ACETABULAR

44 mm. Diámetro externo  
32 mm. Diámetro interno

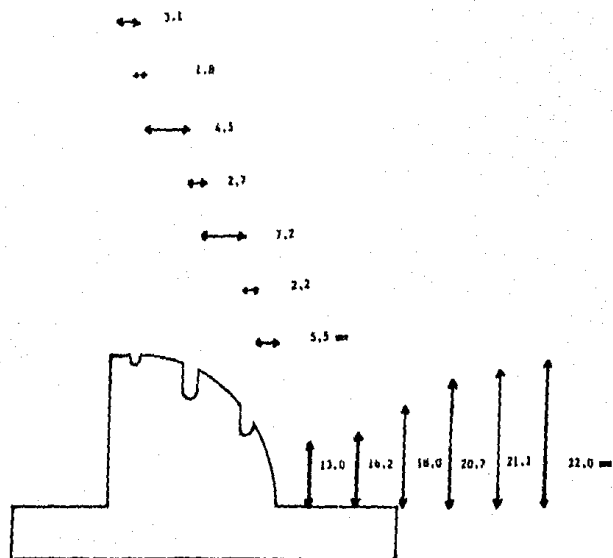


Fig. 68. Leva para hidrocopiado de una prótesis acetabular.

## COPA ACETABULAR

49 mm. Diámetro externo  
32 mm. Diámetro interno

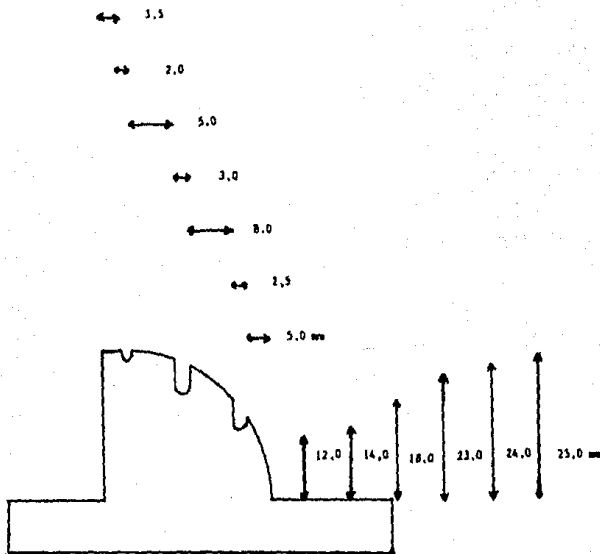


Fig. 69 : Leva para hidrocopiado de una prótesis acetabular.

El torneado de la prótesis acetabular tiene las siguientes características:

Velocidad de trabajo = 5000 RPM

Angulo = 17 grados

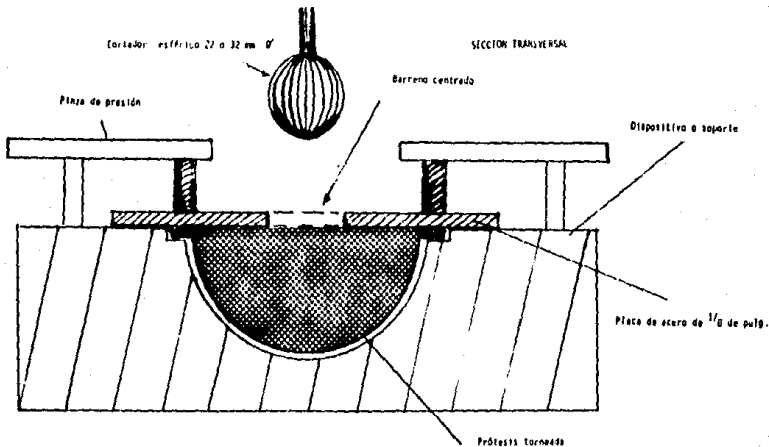
Herramienta = Stellite o carburo de tungsteno

Vel. de Alimen. = 0.008 Pulg/rev

Vel. de corte = 1000 Pies/Min.

Agente Refrigerante = Agua

Posteriormente al torneado se realiza la operación de fresado en el cual se barrena la cavidad de la copa acetabular donde acoplará el componente femoral; esto se realiza, montando una prótesis en un soporte especial que tiene una cavidad idéntica a la copa. Se sujeta la prótesis por medio de la placa de acero templado (con objeto de que no sufra deformación alguna) que se encuentra articulada al mismo dispositivo por medio de una bisagra. La placa se presionará contra la prótesis por medio de unas pinzas de presión como se muestra en la figura:



Vista de planta

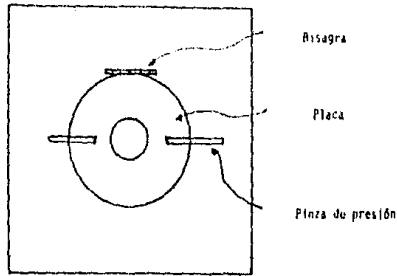


Fig. 70. Dispositivo para el fresado del componente acetabular.

De este modo, resulta práctica una alta producción de prótesis utilizando un dispositivo para cada diámetro externo de la prótesis deseado. Se utilizan cortadores esféricos de 32 y 22 mm., si la prótesis a fabricar es tipo Müller ó Charnley respectivamente.

Las condiciones de fresado recomendadas son:

Fresadora = Fresadora Vertical.

Velocidad de Corte - 1400 pies/Min.

Razón de Alimentación = 0.01 pulg/Rev.

Agente refrigerante = Agua

Cortador = Stellite ó Carburo de tungsteno

Ahora bien, el fresado de la cavidad en el componente acetabular, no es la única realizada en la fresadora, existe una operación más de fres

sado en la copa acetabular, esta es;

Operación de fresado en la semiesfera de la prótesis.

Para entender la importante función de esta operación de fresado en el implante terminado, se estudia la siguiente figura:

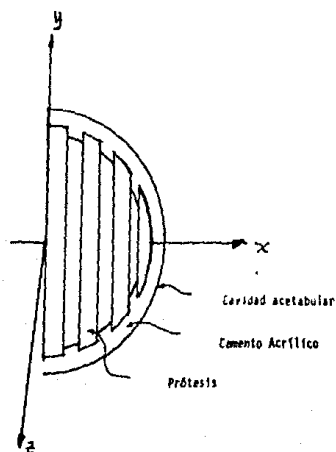


Fig. 71. Estudio del posible aflojamiento del componente acetabular.

Como se observa en la figura anterior, cuando se ha implantado la prótesis dentro de la cavidad acetabular, queda esta última fijada mediante el cemento acrílico (Metil-Metacrilato). La ranuras que se han hecho en el torneado de la prótesis permiten al cemento penetrar en ellas y lograr una mayor fijación.

Por ejemplo, si se hace referencia a los ejes coordenados cartesianos trazados en la figura anterior, se podrá observar que la penetración

del cemento en estas ranuras, evitan que esta gire en el plano XZ, en el plano XY pero no evitan un posible giro en el plano YZ. Por esta razón, se requiere de esta operación de fresado en la cual se fresa 3 nuevas cavidades en la superficie semiesférica exterior de la prótesis.

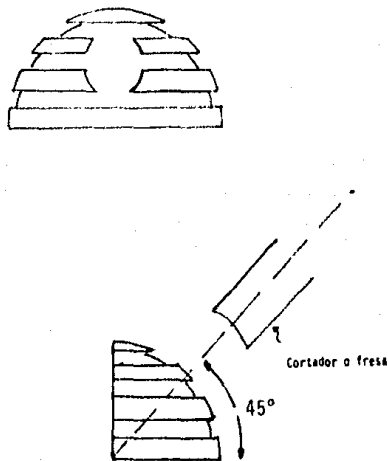


Fig. 72. Fresado de cavidades en el componente acetabular

Para realizar este fresado se requiere únicamente de un plato divisor con un plato de cuatro mordazas. Se inclina el plato ó cabezal  $45^\circ$  sobre el plano de la mesa de la fresadora y se realiza el fresado de la primera cavidad a 1 mm. de profundidad; se gira el cabezal por medio del plato  $120^\circ$  y se hace la 2<sup>a</sup> cavidad. Se repite esta operación para la tercera cavidad.

De este modo, se soluciona el problema de la posible rotación en el plano YZ.

Otro modo de solucionar el problema de la posible rotación en este plano, es utilizando un pantógrafo, realizando una ranuras que se cruzan en el vértice de la semiesfera, como se muestra en la figura.

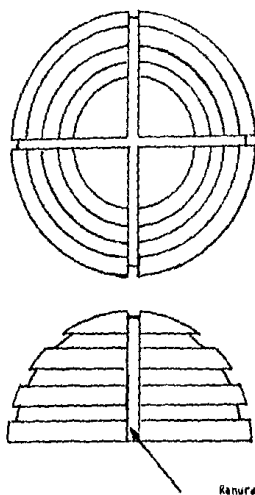


Fig. 73. Fresado de ranuras en el componente acetabular.

El siguiente paso consiste en barrenar unos pequeños agujeros en la copa acetabular. Estos agujeros servirán como medio de fijación para el alambre que se colocará en la copa. Este alambre tendrá dos funciones muy importantes:

- 1) Hace posible identificarla prótesis utilizada por medio de una simple radiografía.

- 2) Hace posible el estudio del comportamiento del implante dentro del cuerpo humano a través de los años, mediante análisis radiográficos.

Se sabe que existen algunos tamaños y diseños de componentes femorales. Una vez que estos han sido implantados resultaría muy difícil -- identificar el tipo ó tamaño de prótesis empleada por un análisis radiográfico. Debido a estos problemas que suelen presentarse en la práctica, se ha convenido en utilizar un código que facilite la identificación del implante: Esto es tan simple como que el modo de fijación entre alambre y prótesis sea distinto en cada tipo y tamaño de prótesis. Por ejemplo la prótesis estándar tendrá un modo de fijación alambre-prótesis como se muestra en la figura.

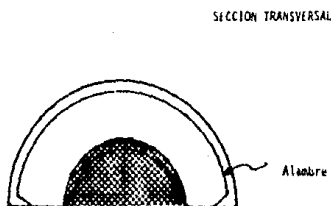


Fig. 74 Posición del alambre en el componente acetabular para prótesis estándar.

La prótesis con pared posterior mayor (utilizado para disminuir la posibilidad de luxación), tiene un modo de fijación alambre prótesis como se muestra en la figura.



## SECCION TRANSVERSAL



Fig. 75. Posición del alambre en el componente acetabular para prótesis de pared posterior mayor.

Por otro lado, estudiando la segunda ventaja de emplear el alambre se sabe que el polietileno de alto peso molecular no es radiopaco, esto es que no se manifiesta en una placa de rayos X. Después de un reemplazo total de cadera todos los cuerpos actúan distintamente frente al cuerpo extraño, esto suele manifestarse de varias formas.

Por ejemplo, existen casos en que la cadera tiende a ceder ante el cuerpo extraño (implante) manifestándose en un avance del implante hacia el centro de la cadera. Otro ejemplo es, cuando el cuerpo humano tiende a oponerse y a cubrir al cuerpo extraño. Otro sería cuando el implante se afloja en el interior del acetábulo.

Por estas y otras razones se ha convenido en utilizar alambre de acero para que estos problemas puedan ser detectados mediante los rayos X.

El alambre que utilizaremos será de acero tipo AISI 316 LVR en estado recocido de 30 milésimas de pulgada de diámetro. El barreno que se hace al implante acetabular se hará con una broca de 24 milésimas de pulgada de diámetro para que el alambre sea introducido al agujero a presión y no tienda a salirse.

## CAPITULO VIII

## CAPITULO VIII:

## LIMPIEZA, EMPAQUE Y ESTERILIZACION DE LOS IMPLANTES DE CADERA TOTAL.

a) LIMPIEZA O LAVADO DE LAS PROTESIS.

Se ha estudiado bastante el tema del lavado de implantes ortopédicos, debido a la importancia que este proceso representa como etapa final del proceso de manufactura.

La limpieza que se recomienda consiste en un lavado con ultrasonido; esto es, un lavado de las prótesis (tanto el componente femoral, como el componente acetabular) en una tina destinada para este propósito y que se observa en el siguiente dibujo:

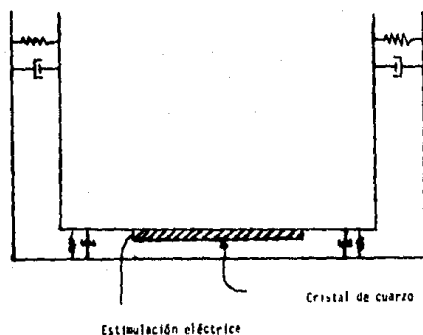


Fig. 76. Tina para lavado ultrasónico.

Esta tina cuenta con una placa de cristal de cuarzo en su parte inferior que será la fuente o generadora del fenómeno ultrasónico. El cristal de cuarzo sometido a una estimulación eléctrica oscila a 96,400 ciclos/seg., esto hace que se generen ondas ultrasónicas que se transmitirán a través del medio o solución que contenga la tina hasta el implante ortopédico.

Estas ondas, se manifestarán como ondas de choque contra la superficie de la prótesis y con la ayuda de la solución se logrará el propósito de limpieza al desprender posibles manchas o absesos de agentes como grasa, pasta de pulido, etc.

Para lograr una limpieza perfecta de los implantes, se considera necesario dos baños ultrasónicos que se mencionan a continuación:

Baño A.- Este baño tiene por objeto el eliminar los residuos de jabón que tenga el implante y cuya eliminación con agua corriente sería imposible.

Para ello se utiliza una solución alcalina en la que se sumergirán los implantes, y se estimula eléctricamente el cristal de cuarzo para lograr la limpieza.

Como consecuencia de este baño, se observará en los implantes huellas de agua en forma de pequeñas manchas. Para eliminar estas huellas o manchas de agua, se aplicará un baño posterior.

Baño B.- Este baño tendrá por objeto la eliminación de las huellas de agua mediante el desprendimiento de álcalis logrado con la utilización de vapor denso de tricloro trifluoro etano (freón 22) como

medio, dentro de nuestra tina ultrasónica.

**b) EMPAQUE Y ESTERILIZACION DE LOS COMPONENTES FEMORALES**

El empaque de las prótesis de cadera de componente femoral es muy sencillo y consiste en colocar a la cabeza de la prótesis una bolsa de algodón 100 % con jareta, de modo que proteja a la cabeza del implante hasta la hora de ser implantado, para entrar cualquier rayado o maltrato de la superficie articular, en su manejo en quirófano y durante su esterilización.

Posteriormente, se coloca a la prótesis dentro de una caja de cartón en una cavidad de espuma de poliuretano de mediana densidad, la cual se suaja con un suaje del perfil exacto de la prótesis. De este modo -- evitamos el movimiento de la prótesis dentro de la caja.

La caja esta provista de etiquetas en donde se encuentran impresos la indicación del contenido y el número correspondiente a 2 unidades que permite el control sobre fabricación y esterilización.

La esterilización más comunmente usada para los implantes de componentes femorales es por medio de un autoclave.

**c) EMPAQUE Y ESTERILIZACION DE LOS COMPONENTES ACETABULARES.**

**EMPAQUE.**

Las copas acetabulares se empaclarán al vacfo en bolsas de polietileno y se colocan en un envase de poliesterol, cuya junta de unión está pegada alrededor. La esterilidad de la parte exterior de la bolsa de polietileno que cubre la copa acetabular queda entonces garantizada, siempre que la caja de poliesterol no sea dañada. La protección para ella -

la dan dos medias concha de estiropor, que también están pegadas. Finalmente este envase es metido en una caja de cartón. Todas las piezas de embalaje están provistas de etiquetas en las que se encuentran impresas la indicación del contenido y el número correspondiente a 2 unidades que permite un control sobre la fabricación, esterilización y control de esterilidad. Los puntos indicativos pegados en los paquetes, que cambian de color durante la esterilización por rayos gamma, del amarillo al rojo debido a un reactivo especial impreso en ellos, indican si el paquete ha sido sometido a rayos o no.

#### ESTERILIZACION

La resistencia al calor del polietileno altamente ultramolecular no es suficiente para poder esterilizar piezas producidas de este material en vapor. También se ha comprobado que la esterilización mediante óxido de etileno presenta algunos problemas. Ya que las prótesis acetabulares esterilizadas de este modo pueden producir por el óxido de etileno (que se libera de la materia sintética después de la esterilización), daños en la salud del paciente, si las copas ya estériles no son lo suficientemente desgasificadas.

Por estas razones se ha convenido en utilizar la esterilización mediante rayos gamma, con una dosis de 2.5 megarradios. Para ello se envían las prótesis acetabulares al centro nuclear del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ).

## CAPITULO IX

## CAPITULO IX:

### PRUEBAS Y CONTROL DE CALIDAD

#### a) COMPONENTE FEMORAL

Para asegurar que el implante sea perfecto en cuanto a fisiología y biocompatibilidad dentro del cuerpo humano, éste deberá ser objeto de cuidadoso control de calidad por parte del laboratorio. Este estudio se enfocará a las características o propiedades más importantes que deberá tener el implante.

Estas pruebas son las siguientes:

- a.1) Control de calidad de las piezas de fundición y forja.
- a.2) Prueba de esfuerzo de fatiga.
- a.3) Prueba de esfuerzo de tensión y prueba de esfuerzo de fluencia.
- a.4) Prueba de resistencia a la corrosión superficial.
- a.5) Prueba de resistencia a la corrosión de hendidura.
- a.6) Análisis de control dimensional y superficie de deslizamiento.

#### a.1) CONTROL DE CALIDAD DE LAS PIEZAS DE FUNDICION Y FORJA

En vista de que las piezas de fundición y forja serán más tarde -- parte de un organismo humano, el control de calidad de éstas deberá ser -- minucioso y detallado.

Existen cinco tipos de ensayos no destructivos que se aplican a las piezas de fundición y forja tan delicadas como éstas. Estos son:

- a.1.1) Ensayos microscópicos.
- a.1.2) Ensayos sónicos.
- a.1.3) Ensayos ultrasónicos.



- a.1.4) Examen por rayos X
- a.1.5) Examen por rayos Gamma.

a.1.1) Los ensayos macroscópicos consisten en la inspección directa de las piezas, para localizar defectos en el material, fisuras, poros, rechupes, etc. Las grietas y fisuras pueden hacerse resaltar sumergiendo la pieza en petróleo durante una media hora, para que el petróleo por capilaridad, penetre en sus fisuras. Una vez sumergida se enarena, apareciendo manchas que coinciden con el trazado de las grietas o fisuras. Aún se observa mejor facilitando la exudación del petróleo golpeando la pieza con un martillo.

El más importante método de penetración líquida, lo constituye el examen de las piezas utilizando hidrocarburo líquido con un material fluorescente en suspensión. Una vez secadas las piezas en inspección, se pulveriza sobre ellas una substancia absorbente (revelador seco) o se sumerge en una solución que después de seca deposita una fina película sobre su superficie (revelador húmedo). Después de dicho velado ya sea seco o húmedo, se examinan las piezas con luz ultravioleta en un cuarto oscuro. Las partes no defectuosas quedan sin señal mientras que los defectos aparecen brillantes.

Los rechupes y porosidades se observan con una substancia acuosa de ácido clorhídrico al 50%, manteniendo la pieza en el baño durante 15 minutos a una temperatura aproximada de 70°C.

a.1.2) Ensallos Sónicos.- Son basados sólo en la experiencia que se tiene que al golpear una pieza metálica sólida se produce un sonido vibrante, mientras que al golpetear una pieza agrietada se origina un ruido sordo. Desde luego es muy limitada la aplicación de este método, pero tiene la ventaja de una fácil ejecución.

a.1.3) Ensallos Ultrasónicos.- Se consideran ultrasónicos los producidos por vibraciones mecánicas de una frecuencia superior a 20,000 ciclos por segundo, que es la máxima frecuencia audible para el oído humano.

Las frecuencias en ensayos de este tipo son del orden de  $10^5$  y  $10^7$  kilo ciclos por segundo y al propagarse en líneas rectas pueden atravesar espesores de varios metros en acero.

Los aparatos que emplean este sistema están provistos de un oscilógrafo de rayos catódicos, en cuya pantalla aparecen tres imágenes correspondientes a la reflexión de la onda sobre la superficie de la pieza, sobre la cara opuesta y entre ambos la imagen de reflexión del defecto, si éste existe. Estos aparatos utilizan un solo palpador que lleva interconectadas las dos cabezas del emisor receptor, formando entre ellas un ángulo fijo para inspección de defectos de 1.5 a 15 cm., bajo la superficie, cuando la inspección es para mayores profundidades las dos cabezas se localizan paralelamente.

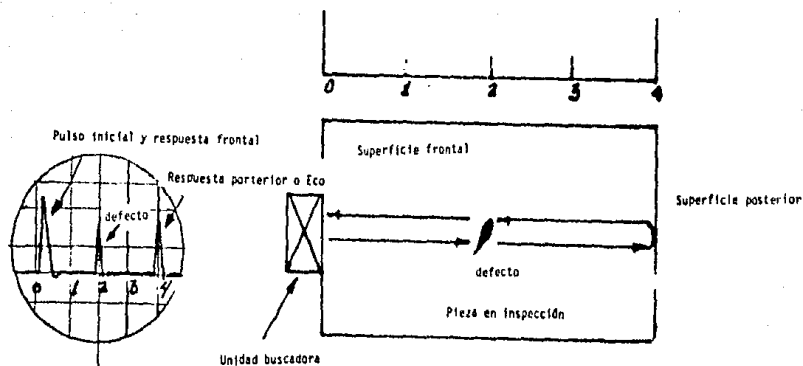


Fig. 77. Inspección ultrasónica por contacto.

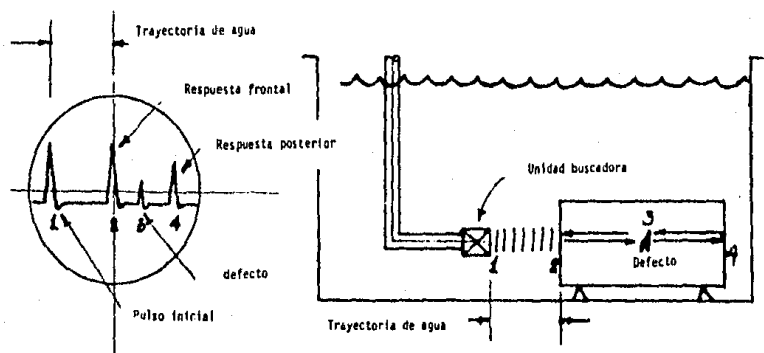


Fig. 78. Inspección ultrasónica por inmersión.

Este procedimiento es aplicable a fundiciones ferrosas y no ferrosas. Sin embargo, lo gravoso es el costo inicial del equipo, la dificultad de operación ya que requiere personal preparado, más que para operarlo, para interpretar los resultados obtenidos y para seleccionar correctamente los cristales y las frecuencias que para cada material deben de usarse.

a.1.4) Examen por rayos X.- Los rayos X son producidos al chocar los electrones emitidos por filamento incandescente que actúa de cátodo contra una placa anódica ó ánodo, transformándose su energía cinética en radiaciones. Estas radiaciones según Van Laue (1912), comprobó se transmiten a la velocidad de la luz y son de la misma naturaleza que la luz, su sola diferencia es su frecuencia y longitud de onda.

Los rayos X atraviesan fácilmente espesores considerables en todos los materiales y son capaces como la luz de impresionar películas fotográficas. En las fallas, inclusiones, etc., al tener distinta densidad que el metal que las rodea, absorben radiaciones en distintas proporciones que el metal y así se acusan zonas más claras y oscuras en la película impresionada.

La penetración de los rayos X depende de su longitud de onda, -- siendo más penetrantes las radiaciones de onda corta o duras. Esta intensidad de radiación se expresa en miliamperios y dependen de la intensidad de corriente que pasa por el filamento, la cual es regulada por un reóstato. La intensidad de los equipos más comunes empleados en la industria es de 15 a 20 miliamperios. Las tensiones más utilizadas varían de 200,000 a 300,000 volts.

Espesores máximos que pueden penetrarse con rayos X				
KV	Tiempo de exposición	Acero mm	Cobre y Latón mm	Bronce mm
150	1 hora	50	30	20
300	1 hora	100	65	40
1 000	1 hora	200	150	100
2 000	1 hora	300	250	250

Tabla 11. Espesores de penetración de Rayos X.

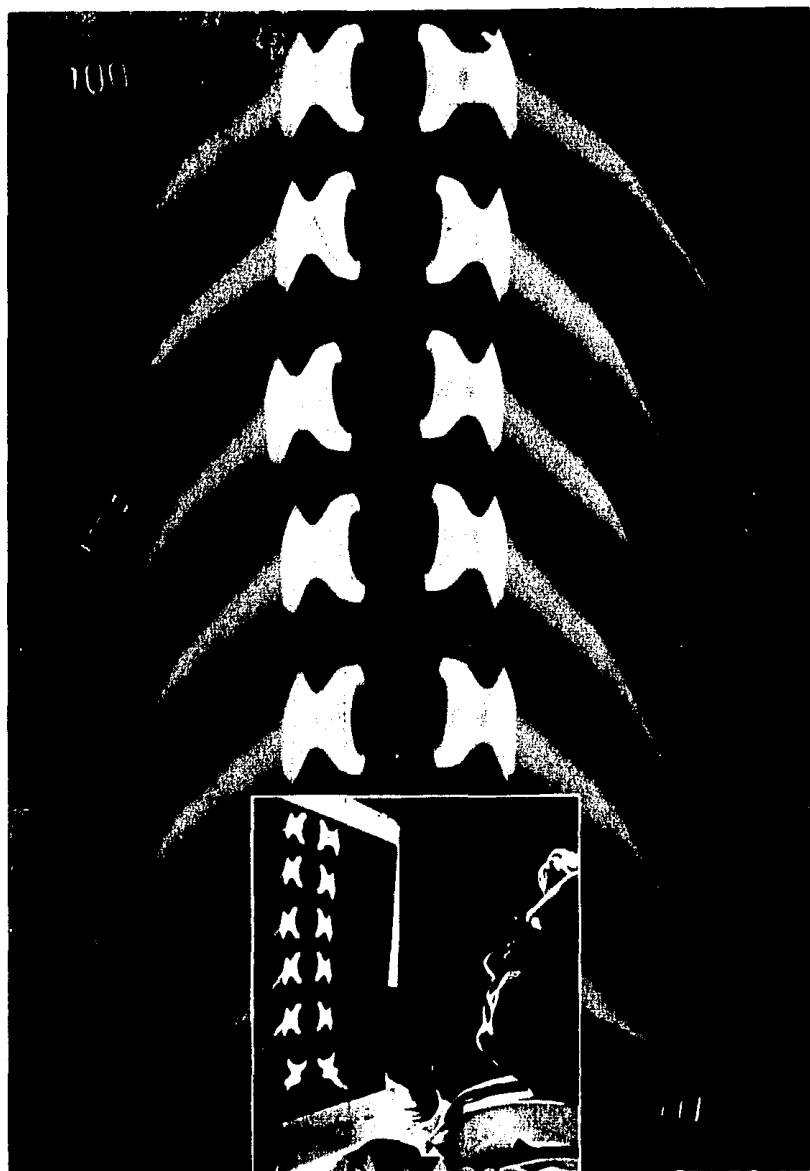


Fig. 79. Placa radiográfica de componentes temporales.

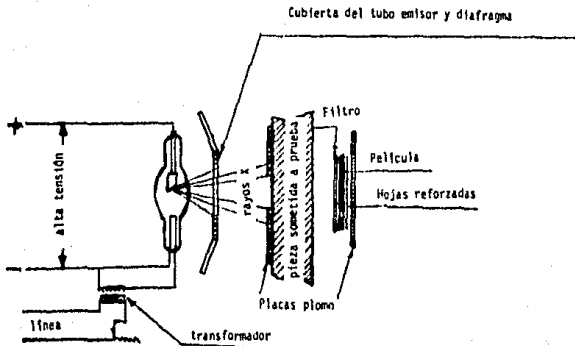


Fig. 80 . Esquema de instalación de Rayos X.

a.1.5) Examen por rayos gamma.- Los rayos gamma son radiaciones electromagnéticas del mismo tipo que los rayos X, pero con longitud de onda más corta. Los rayos X son de longitud de onda promedio de un Angstrom, mientras que los rayos gamma son en promedio de una longitud de onda de una centésima de Angstrom. La fuente de los rayos gamma la constituye la fusión de los elementos radioactivos, productos de la fisión del uranio 235 o elementos radioactivos artificiales originados por la exposición de algunos metales a una fuerte radioactividad en las llamadas pilas atómicas.

La intensidad de la fuente reactiva se mide en miligramos de contenido de radio real, siendo el curio la intensidad de un gramo de radio, - (mc), la milésima parte de un curio.

Una característica importante de un isótopo en su vida media que es el tiempo a transcurrir para que la actividad inicial se reduzca a la mitad.

Actualmente se utilizan cada vez más los isótopos radioactivos y cada vez menos por el contrario, las sales de uranio en la industria.

La principal limitación de este método de examinación consiste en la dificultad de su manejo, ya que el personal que maneje estos equipos debe ser entrenado en la Comisión de Energía Nuclear, además de ser necesario efectuarles chequeos médicos periódicos. También es necesario construir -- edificaciones con blindaje que resultan muy costosas.

#### RAYOS X

Espesor máximo: 100 mm

Inspección más rápida.

El costo es más elevado

#### RAYOS GAMMA

Espesor máximo: 250 mm

Inspección mucho más larga.

El costo de los isótopos es más económico.

Tabla 12: Comparación de Rayos X y Rayos Gamma.

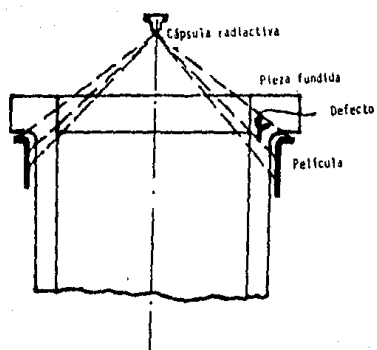


Fig. 81. Inspección por Rayos Gamma.



### a.2) PRUEBA DE ESFUERZO DE FATIGA

Esta prueba, como su nombre lo indica, consiste en medir el esfuerzo último de fatiga de la prótesis, sujeta a flexión. Es decir que a la prótesis se le aplica una carga en tal forma como ésta las sufre durante funcionamiento en el interior del cuerpo humano, es decir de la siguiente forma:



Fig. 82. Prueba de esfuerzo de fatiga.

Esta prueba se realiza bajo las siguientes condiciones:

Tipo de Prótesis:	Prótesis tipo Charnley de tallo redondeando STD de cuello medio no.	Prótesis tipo Muller - de tallo redondeando - STD, de cuello mediano
Material:	Acero Inox. tipo AISI 316 L	Aleación Cr,Co, Mo ASTM F -75
Orientación de - la Prótesis:	20° valgs, 15° Péndulo Anteroposterior	20 ° Valgs, 15° Péndulo anteroposterior
Carga Máxima:	11, 127Nt (2500 Lbf)	11, 127 Nt (2500 Lbf)
Carga Mínima:	556 Nt (125 Lbf)	556 Nt (125 Lbf)
Ciclaje de Prueba:	10 Hz	10 Hz
No. de Ciclos:	10 <sup>7</sup>	10 <sup>7</sup>
Medio Ambiente:	Solución salina acidificada	Sol. Salina acidificada
Profundidad de Fi- jación:	57 mm (2.25 Pulg)	57 mm (2.25 Pulg.)
Resultados:		

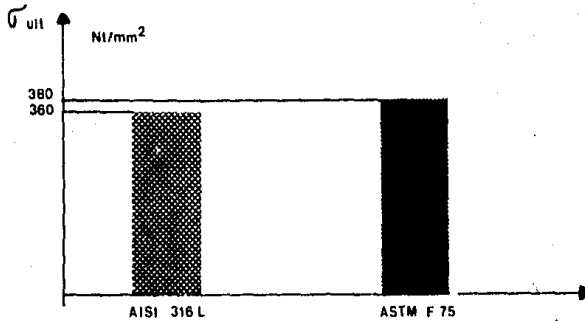


Fig. 83. Resultados de la prueba de fatiga.

a.3) PRUEBA DE ESFUERZO A LA TENSION Y PRUEBA DE ESFUERZO DE FLUENCIA

El esfuerzo de fluencia es una medida del esfuerzo (usualmente expresado en términos de libras/pulg<sup>2</sup> ó en Nt/mm<sup>2</sup>), requerida para causar en la prótesis una deformación permanente del 0.2 %.

El esfuerzo de tensión es una medida del esfuerzo (expresado en lb/pulg<sup>2</sup> ó Nt/mm<sup>2</sup>) requerida para causar la fractura del material. Los materiales utilizados como implantes ortopédicos deberán poseer un alto esfuerzo de fluencia y un alto esfuerzo de tensión de tal modo que se pueda eliminar la existencia de una posible deformación permanente o fractura en su fisiología en el interior del cuerpo humano.

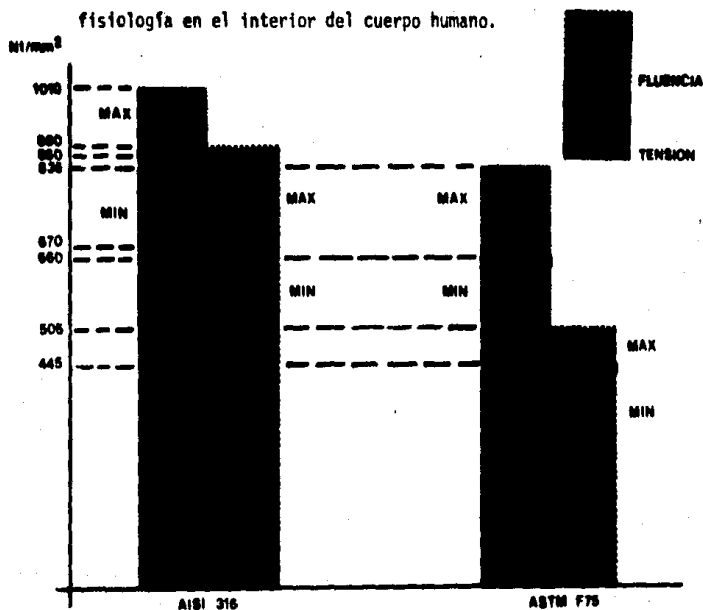


Fig.84 . Resultados de la prueba de Tensión y Fluencia.

#### a.4) PRUEBA DE RESISTENCIA A LA CORROSION SUPERFICIAL

Esta prueba también es conocida como Prueba de Polarización anódica y consiste en sumergir a la prótesis en una solución (solución acida de cloruro en aerosol) y utilizando el aparato estandar de laboratorio para pruebas de corrosión.

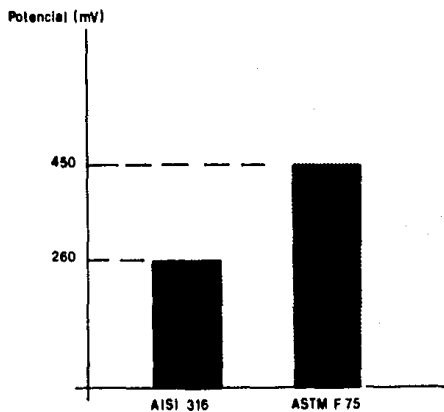


Fig. 85 . Resultados de la prueba de Resistencia a la Corrosión Superficial.

#### a.5) PRUEBA DE RESISTENCIA A LA CORROSION DE HENDIDURA

Esta prueba consiste en cuantificar la capacidad de resistencia a la corrosión de hendidura.

Para ello se utiliza una solución (solución acida de cloruro)

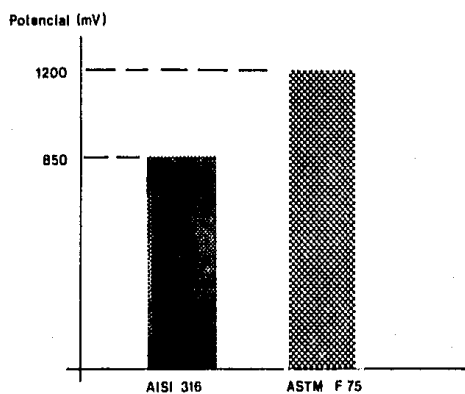


Fig. 86. Resultados de la prueba de Resistencia a la Corrosión de Hendidura.

#### a.6) ANALISIS DE CONTROL DIMENSIONAL Y SUPERFICIES DE DESLIZAMIENTO

Para asegurar el óptimo funcionamiento de las prótesis, es imprescindible la atención que se debe prestar al control dimensional de la prótesis en general, y al acabado superficial y esfericidad de la cabeza del implante femoral.

##### a) Utilización del aparato graficador para control de esfericidad y acabado superficial.

El primer paso consiste en determinar la esfericidad y acabado superficial de la prótesis (cabeza) utilizando un aparato que graficará y cuantificará ambas características. Este aparato está compuesto de una mordaza giratoria que sujeta a la prótesis y la dota de un movimiento de rotación.

Asimismo, un palpador muy sensible, se pone en contacto con la superficie de la cabeza de la prótesis. Este palpador transmitirá la información por medio de señales que llegan hasta un procesador electrónico.

Este análisis se efectúa mediante la extracción y cuantificación de las características de la superficie. Esta tarea se realiza en una microcomputadora acoplada al mismo equipo, lo que hace que se logre mayor precisión en la medición y mayor velocidad de lectura.

De este modo, los resultados pueden ser observados en una pantalla y registrados en una gráfica polar como se muestra a continuación:

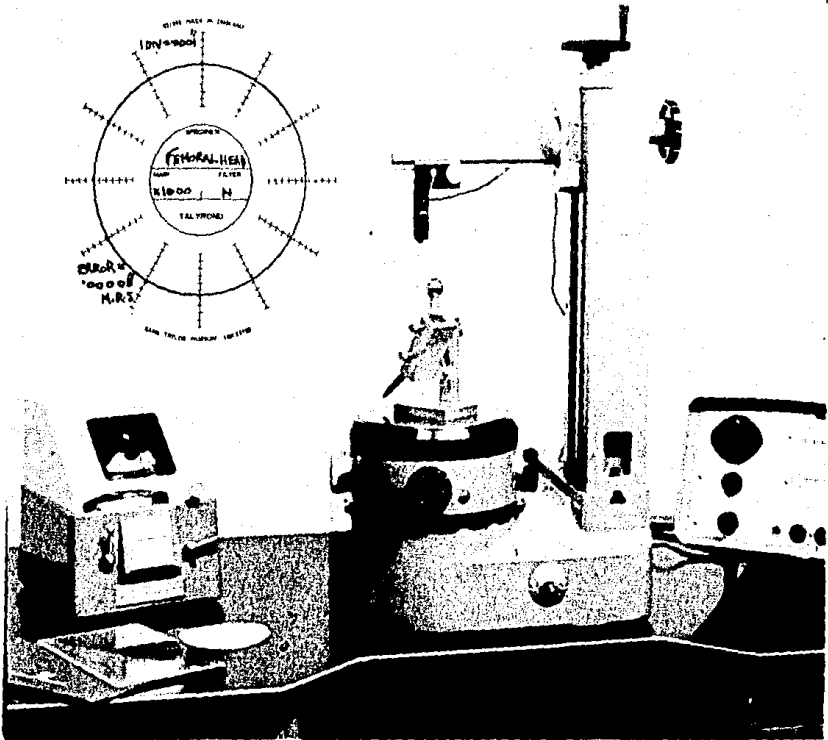


Fig. 87. Aparato graficador de esfericidad y gráfica obtenida.

Este análisis verificará calidad en cuanto a la esfericidad de la semiesfera en un plano normal al eje neutro de la semiesfera y del cuello de la prótesis. Sin embargo, este estudio no demuestra que la semiesfera sea perfecta. Por ejemplo, al observar la siguiente figura:

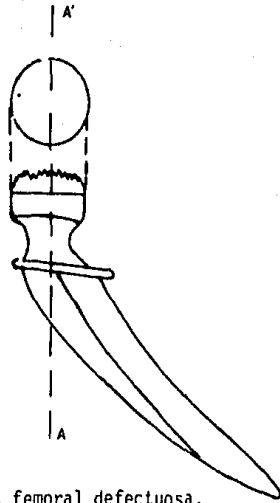


Fig. 88. Prótesis femoral defectuosa.

La prueba señalada demuestra que la semiesfera en el plano punteado normal al eje neutro AA', es una perfecta circunferencia. Sin embargo, si se observa la semiesfera de la prótesis tal y como la muestra la figura, es fácil darse cuenta que dista mucho de ser una semiesfera.

Para controlar estos posibles defectos, es necesario estudiar la esfericidad de la cabeza de la prótesis en 2 planos más. Esto resultaría en un estudio completo de la esfericidad en tres planos. A continuación se mostrará una figura que enseña este método de medición en tres planos y unas gráficas correspondientes a mediciones prácticas de algunas prótesis, utilizando una ampliación de 2000 X

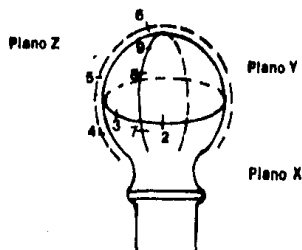


Fig. 89. Método de graficación de esfericidad en tres planos.



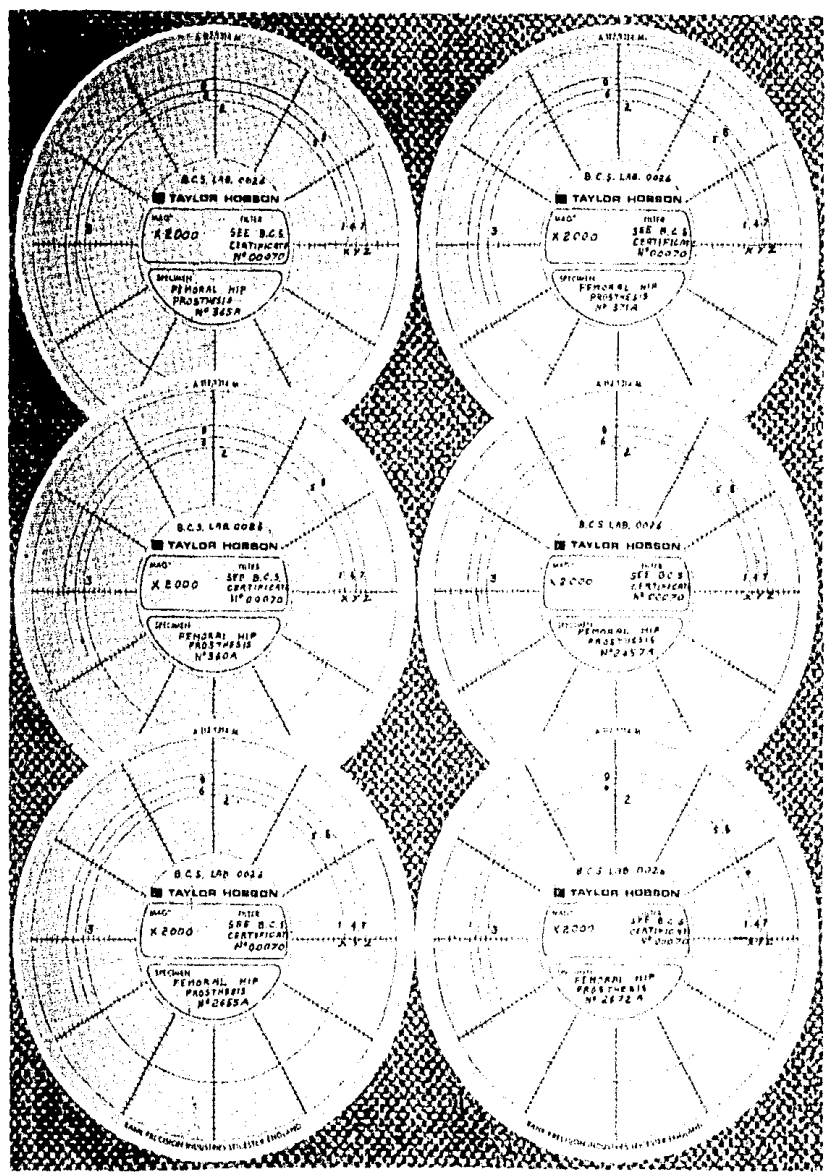


Fig. 90. Gráficas obtenidas de la graficación en tres planos

b) Utilización de un "Comparador Óptico" para control de esfericidad y acabado superficial

La utilización del Comparador Óptico, constituye una opción - frente a la utilización del aparato graficador descrito en el inciso anterior. Para realizar este estudio se requiere el siguiente equipo:

- (1) Un comparador óptico de alta precisión.
- (2) Un dispositivo sujetador de la prótesis.
- (3) Una plantilla o "gage" que sirva de referencia.

El dispositivo sujetador consiste en un cabezal y un plato divisor con 36 divisiones, es decir, cada diez grados de la semi esfera; esto permitirá ir girando manualmente la prótesis, e ir comparando ópticamente su esfericidad con la plantilla que se encuentra acoplada al equipo comparador óptico.

El equipo comparador óptico, como su nombre lo indica, ira comparando el perfil circular de la cabeza de la prótesis con la plantilla e irá registrando la diferencia.

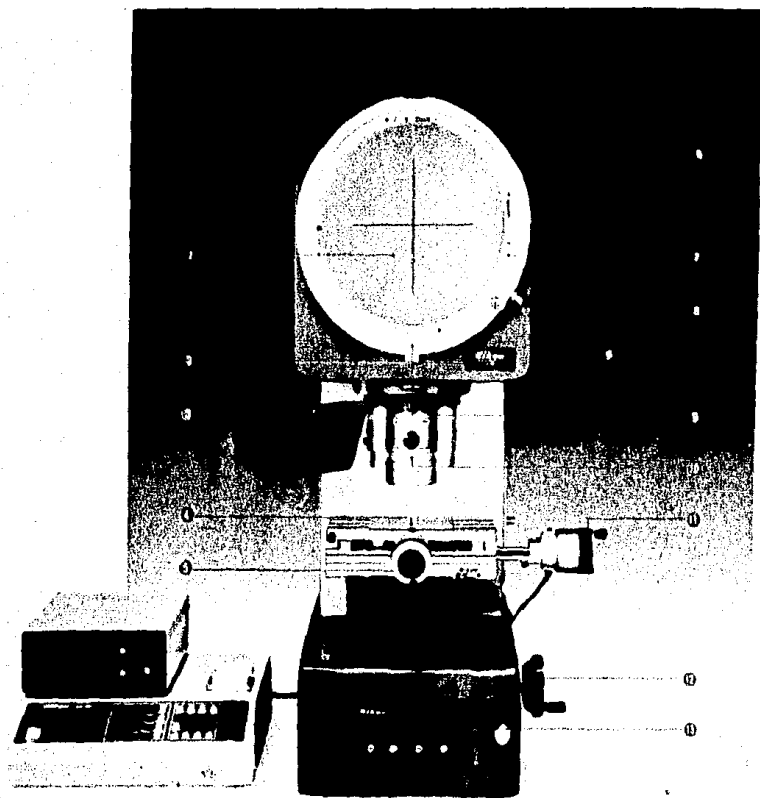


Fig. 91. Comparador óptico.

Como complemento a este análisis y aseguramiento de calidad en cuanto a acabado superficial, se procede a la observación detallada de la superficie de deslizamiento. Es decir, la cabeza de la prótesis femoral, con un microscopio de superficie. Esta observación, hace factible la detección de posibles poros o microfallas en la superficie de deslizamiento.

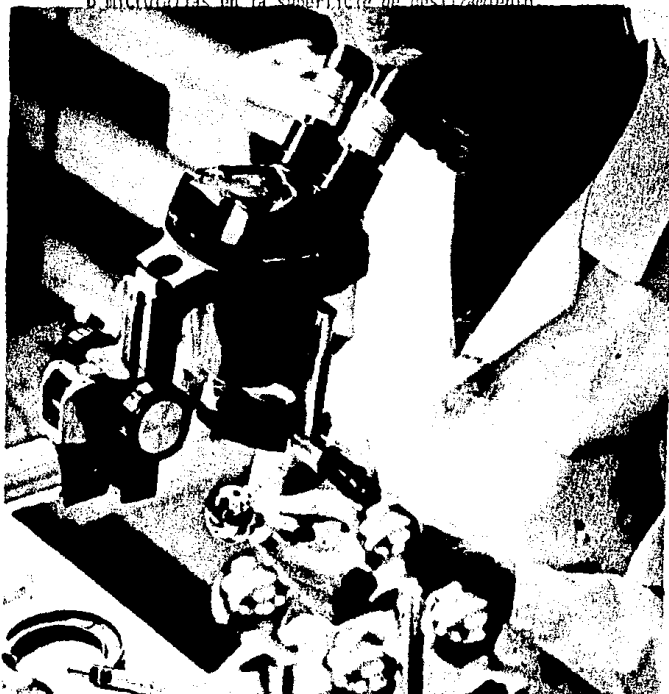


Fig. 92. Observación con microscopio de superficie.

Conclusiones al estudio de esfericidad y acabado superficial.

- (1) Maxima desviación de una esfera perfecta: 5 micrones ( $5 \times 10^{-6}$  Mt)
- (2) Acabado de textura superficial logrado 0-0.052 micrones ( $5 \times 10^{-8}$  Mt)

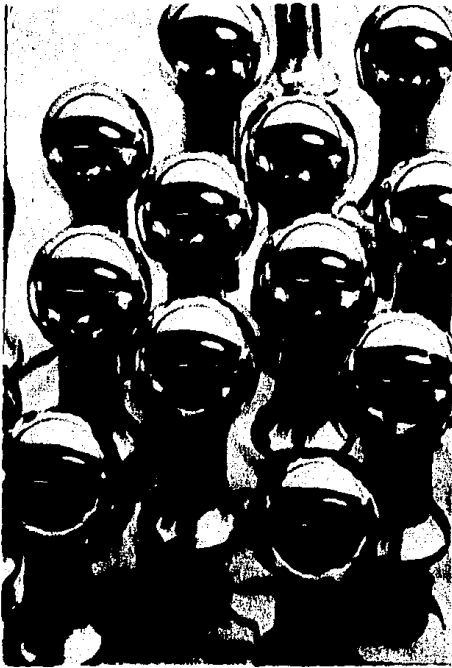


Fig. 93, Prótesis femorales.

## B) COMPONENTE ACETABULAR

Las copas acetabulares para el reemplazo total de cadera, están hechas de polietileno UHMWPE, el cual debe pasar en la fábrica, hasta su entrega como material para implantes, unos procesos de fabricación y controles especiales. Las exigencias que se ponen a este material, así como los métodos de control y fechas de control, están determinados en la norma DIN 58 834 (actualmente en planificación); también está en preparación la norma ISO correspondiente.

La fabricación y examen del material destinado a implantes, debe ser garantizado por un certificado de fabricación.

Durante la producción del polietileno altamente ultramolecular, no pueden evitarse pequeñas suciedades procedentes de la preparación y restos catalizadores de la síntesis. La carencia de importancia fisiológica de estos especímenes está demostrada, pero sin embargo ha de examinarse cuidadosamente que la cara deslizante de la copa acetabular esté absolutamente libre de estas partículas que a veces pueden ser muy duras, pues esto tendría como consecuencia un rayado de la cabeza esférica del componente femoral y el subsecuente desgaste de ambos componentes.

Para asegurar la calidad de las copas acetabulares en lo que respecta a la presencia de los llamados "specs", se analizan todas y cada una de las copas producidas con un microscopio de superficie, de tal modo se verifica que la superficie de deslizamiento de este implante está pura.



Fig. 94. Prótesis Acetabulares.

## CAPITULO X



## CONCLUSIONES

El proceso de manufactura de prótesis de cadera de acero inoxidable, utiliza como materia prima, una barra de sección redonda de AISI -- 316 LVR; esta aleación es producto de un horno de inducción de alta frecuencia y alto vacío. Este horno es muy sofisticado y no existe un horno similar en México, lo cual significaría tener que importar dichas barras y una consecuente salida de divisas, lo cual iría en contra de los objetivos de esta tesis.

Por otro lado, por lo que respecta al proceso de forja en frío de las prótesis de acero inoxidable, no se tiene en el País experiencia en forja de acero inoxidable. Esta forja resultaría un riesgo en cuanto a la prensa y en cuanto al herramental utilizado debido a la resiliencia del acero inoxidable.

En base a lo anterior, el proceso de manufactura con mayor posibilidad de llevarse a efecto en el País, es el de los implantes de cobalto, cromo, molibdeno, ya que se tiene la tecnología e infraestructura necesarias para su elaboración.

El estudio profundo de los implantes de cadera total; su origen, desarrollo y proceso de manufactura, conducen a concluir que la cirugía ortopédica ha avanzado bastante en lo que respecta a la segunda mitad de este siglo.

Nuevas aleaciones tan sofisticadas como el Vitallium, procesos de manufactura como lo es la fundición del AISI 316 LVR; la aplicación del polietileno alta densidad (UHMWPE) y el cemento acrílico, son el resultado de muchos años de estudio, tanto de ingenieros como de médicos que -- han dedicado su vida a optimizar este tipo de implantes, y con ello han legado un bien a la humanidad.

Aunque estudiando los diseños actuales y sus procesos de manufactura se crea que se ha llegado a la cumbre en cuanto a la biomecánica - del reemplazo de articulación coxofemoral, es muy factible que en lo que resta del siglo habrá todavía descubrimientos muy significativos, con - nuevas aleaciones y nuevos diseños que permitan fabricar implantes muy - ligeros, resistentes y con una biocompatibilidad que permita su permanen - cia en el cuerpo humano por tiempo indefinido.

Por otra parte, considero que este estudio puede ser de gran utilidad para México en el sentido de percatarnos de que tanto los implan-- tes ortopédicos como la mayoría del instrumental y aparatos médicos pueden ser fabricados en México, y con una calidad igual a la de los grandes productores.

Al concluir este trabajo, manifiesto mi profundo sentimiento de - agradecimiento a la Universidad Anáhuac, que me ha brindado los conoci-- mientos necesarios para su realización.

## APENDICE I : IMPLANTACION

DR. MARCO ANTONIO LAZCANO M.

La técnica quirúrgica por vía lateral ha sido seleccionada a través de los años y después de varios intentos de usar diversas vías de acceso para la artroplastia total de cadera. La posición en decúbito dorsal permite una buena orientación del acetábulo, teniendo como referencias las espinas iliacas anterosuperiores.

Antes de realizar la operación, el cirujano debe haber medido el tamaño y el tipo de prótesis que va a usar; además haber adelantado los problemas con que se va a encontrar.

Recordemos que cada cadera es un caso particular y presenta problemas especiales y singulares. Debemos estar preparados para ello.

## VIA DE ACCESO A LA ARTICULACION

Se realiza una incisión oblicua como se muestra en la figura, que teniendo como referencia al trocanter en la porción proximal es anterior y en la distal se hace ligeramente posterior; esta incisión oblicua tiene la ventaja que nos da mejor exposición del trocanter al pasar la sierra de Gigli para la osteotomía de esta tuberosidad y permite asimismo descubrir ampliamente el acetábulo. La longitud de la incisión será de 20 a 25 cm. centrada en la cresta del vasto interal del trocánter. La incisión debe hacerse profunda para que en un sólo corte lleque hasta la aponeurosis sin incidirla.

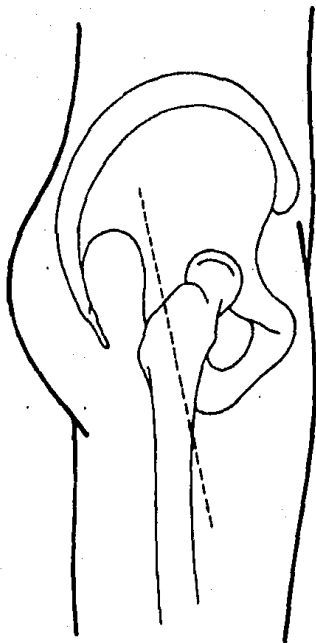


Fig. A1.- Incisión oblicua, paciente en decúbito dorsal.

Se hace la hemostasia de vasos que se pueden encontrar en el borde posterior del tensor de la fascia lata. Es de gran importancia tener bien descubierto el trocánter y la cara anterior de la cápsula articular.

Una vez colocado un separador, tenemos acceso a la cara anterior del cuello del fémur, para lo cual es necesario en primer lugar, colocar el miembro inferior en rotación externa, lo que nos va a permitir una mejor exposición.

Exposición de la cresta del vasto lateral: cambiando ahora la posición de la extremidad a rotación interna se procede a hacer una incisión con el termocauterío en la extremidad superior del vasto en su inserción, en la base del trocánter. La incisión llega hasta el hueso y dividirá la rama ascendente de la arteria circunfleja en el nivel más distal de las fibias anteriores del glúteo medio.

#### INCISION DE LA CAPSULA

Se ha demostrado que una incisión baja permite la sección del ligamento pubocapsular y proporciona una mejor exposición del acetábulo, sobre todo en su parte inferior. Esta incisión se prolonga hasta el corte que se había realizado en el vasto externo.

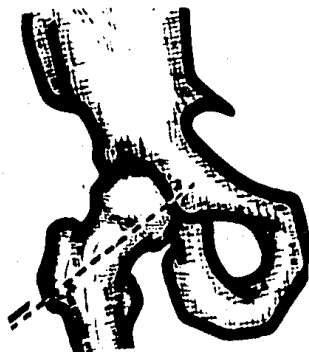


Fig. A2. Corte anterior de la cápsula articular.

### OSTEOTOMIA DEL TROCANTER

La osteotomía del trocánter es una de las claves de la operación; debe realizarse con precisión para poder lograr una buena reimplantación del mismo y por ende una cadera estable. Con la extremidad en abducción y rotación externa, se introduce la pinza de colecistectomía en la cara anterior del cuello del fémur intraarticular, deslizandola por el borde superior de la cápsula, tomar la sierra con la pinza y pasarla por arriba del trocánter, para este tiempo la extremidad debe estar en posición neutra y abducción, pero al terminar de pasar la pinza, es conveniente colocar la pierna en abducción y rotación interna. Con un cincel delgado (1.5cm.) bien afilado, se separa el colgajo del peviostio y aponeurosis sobre el vasto externo, distalmente hasta casi dos centímetros de la superficie lateral del fémur. El primer corte con la sierra de Gigli se hace longitudinalmente hacia los pies del paciente.

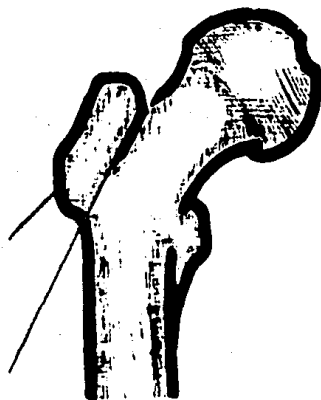


Fig. A3. Corte del trocánter. Extremidad en neutro cuando se usa sierra de Gigli.

A continuación se debe hacer la hemostasia; encontramos tres fuentes de sangrado en el muñón del fémur y una en el trocánter.

#### LUXACION DE LA CABEZA FEMORAL

Para iniciar la luxación, se debe primero aumentar la aducción de la extremidad y colocar la palanca de Watson Jones en la articulación.

Cuando la cabeza del fémur haya salido más de la mitad, se debe entonces proceder a la rotación externa.

Una vez luxada la cabeza del fémur, el segundo ayudante deberá terminar de cruzar la pierna en aducción y flexión para que la extremidad superior del fémur quede bien expuesta.

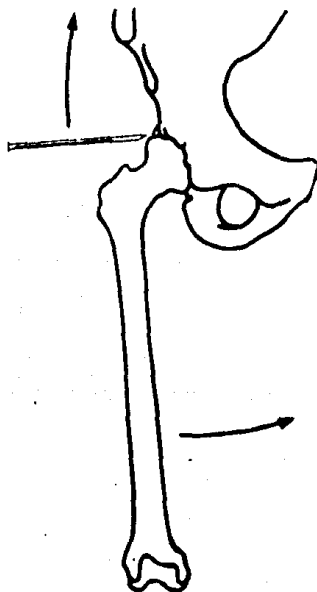


Fig. 4A. En ocasiones se usa un osteotomo o cincel para separar el espacio entre el acetábulo y la cabeza.

## RESECCION DE LA CABEZA FEMORAL

Tenemos ya la cabeza del fémur luxada, el muslo de la extremidad operada en aducción completa sobre la extremidad no operada. El ayudante en el lado opuesto de la mesa, sujeta la pierna vertical, con la rodilla flexionada a  $90^\circ$  para ayudar al cirujano a calcular el plano.

El corte del cuello se debe realizar en la base del mismo paralelo a la línea intertrocantérica a  $45^\circ$  de la línea X y que es transversal al eje del fémur a nivel del vasto lateral. Es mejor tener mucha cortical en este punto, pues siempre se podrá cortar la que sobre.

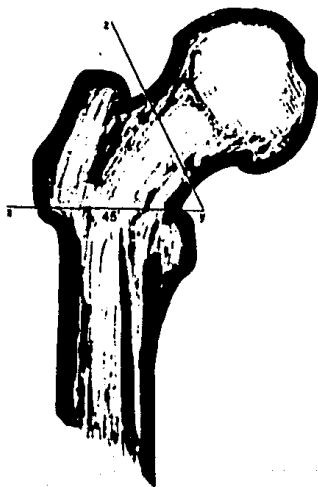


Fig. A5. Líneas para calcular la osteotomía del cuello.



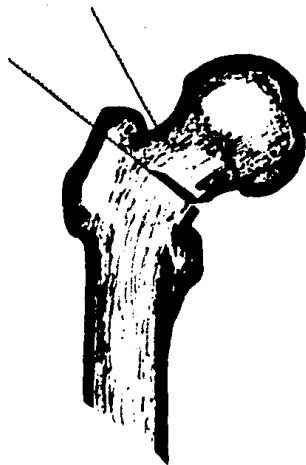


Fig. A6. Corte del cuello del fémur.

#### COLOCACION DEL SEPARADOR HORIZONTAL

Se utiliza el separador horizontal Charnley II para lograr una buena exposición del acetábulo.

#### EXPOSICION DEL ACETABULO

Para que la copa acetabular esté bien colocada, es necesario en primer lugar tener el acetábulo bien expuesto. Para ello es muy importante -- usar los separadores claro, para exponer el labio superior del acetábulo. La clave de la exposición del acetábulo se basa principalmente en la retracción ascendente del trocánter glúteo medio y cápsula y en la movilización descendente del fémur.

## PREPARACION DEL ACETABULO

La preparación adecuada del acetábulo requiere:

- (a) Limpieza completa, eliminando todo el tejido fibroso ligamento redondo, sinovial y osteofitos y cartílago articular.
- (b) Hemostasia.
- (c) Profundización del acetábulo y agujeros de anclaje del cemento del hueso subcondral.

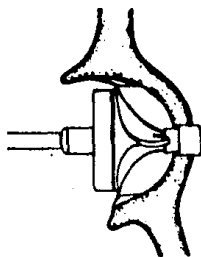


Fig. A7. Rimado con la rima acetabular.

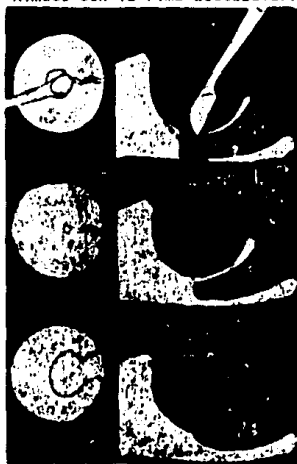


Fig. A8. Limpieza del fondo acetabular.

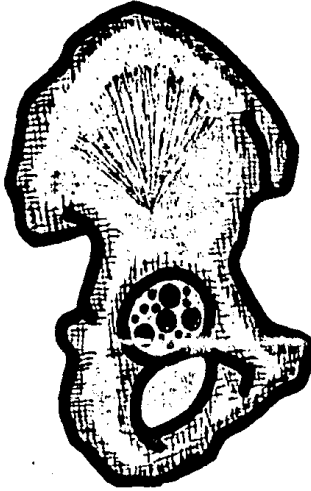


Fig. A9. Perforaciones múltiples en el acetábulo.

#### CEMENTADO DEL ACETABULO

Se debe iniciar cuando al estar preparando el cemento, éste no se adhiera más a los guantes. Es conveniente introducirlo al acetábulo en forma de pelota y con el dedo medio tratar de introducirlo hacia las perforaciones iliacas; isquiática y púbica, continuar la presión con una gasa seca y con el mango de madera del sujetador de la copa que es una semiesfera.

Una vez fraguado el cemento y colocada la prótesis, el cirujano y el primer ayudante deben revisar perfectamente bien la periferia de la copa -

en donde se puede encontrar cemento extruído, el cual se debe extirpar totalmente para evitar dolor al quedar libre.

#### PREPARACION DEL CANAL MEDULAR Y COLOCACION DE LA PROTESIS FEMORAL

El éxito de la colocación de la prótesis femoral para que pueda durar más de veinte o treinta años sin aflojamiento, dependerá, como en el acetábulo, de una técnica quirúrgica depurada que deberá incluir en primer lugar un cementado óptimo del canal medular. Un buen alineamiento del componente femoral. Determinar la longitud adecuada de la cabeza y cuello femorales y por último, un buen manejo del trocánter, cuya reimplantación debe ser perfecta.

Se iniciará con la introducción de la fresa en T, en la zona externa de la superficie reseca del cuello, es importante este paso, colocar una compresa que recoja el hueso esponjoso y la sangre que proviene del canal medular, con el objeto de impedir la formación del hueso ectópico.

El cemento debe apoyarse sobre el hueso cortical para evitar interfase y aflojamiento. La limpieza del canal medular debe ser perfecta, para lo cual incluso se recomienda el lavado con agua oxigenada o suero a presión, el secado con grasa e incluso se recomienda el uso de escobetilla.

Se introduce la prótesis de prueba para probar movilidad y estabilidad. Al hacer la reducción de la cabeza metálica sobre la copa acetabular, lo primero que se debe notar es una reducción concéntrica, que permita una movilidad normal; no debe hacer ni anteverción, ni retroversión.

Una vez preparado el canal medular, se debe proceder a taponarlo en su parte distal, con el objeto de asegurar un piso que soporte tanto el cemento como la prótesis femoral, varias han sido las técnicas descritas al respecto. Personalmente pienso que se deben usar dos: primero con la jeringa de cemento, colocar éste lo más distal posible y posteriormente colocar el injerto que podemos tomar con facilidad del cuello femoral o de la región trocántérica, éste es un hueso de mejor calidad que el que se puede obtener de la cabeza femoral, que puede ser quístico y avascular.

Antes de iniciar el cementado intramedular, se perfora la cara externa del tercio superior del fémur con una broca y se pasa el alambre vertical doble y, según la técnica que se vaya a usar para la fijación del cemento, pasar los alambres horizontales por debajo del trocante menor; o si se van a usar los alambres cruzados en forma de araña, hacer las perforaciones atravesadas en el trocánter y cuello femoral.

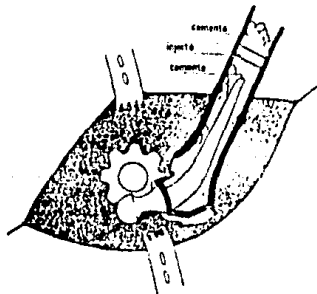


Fig. A10. Canal medular obliterado Cemento-Injerto-Cemento.

Estamos listos para colocar el cemento que sostenga a la prótesis femoral, aquí una cementación perfecta a presión, usando los dos pulgares es mandatoria para lograr un buen cementado, de otra manera tendremos - - aflojamiento en pocos años. Al terminar de colocar el cemento seguir presionando la abertura del fémur con los dos pulgares o incluso usando un - guante para ocluir perfectamente el canal medular e impedir que el cemento salga por los lados.

Con el fémur en aducción completa, y la prótesis en el porta prótesis, se deberá insertar en el cemento. Se debe insertar en línea recta - desde el punto de entrada de la punta del vástago al asentamiento de la - pestaña dorsal de la prótesis en la cavidad medular, sin cambiar la dirección. Al terminar la colocación hasta el fondo, presionar entre el calcar femoral y la prótesis, para obtener una mejor fijación. Por último, proceder a la reducción final verificando nuevamente la movilidad y estabilidad de la nearticulación, iniciando ahora la reinsertación del trocánter.

#### TECNICA DE REIMPLANTACION DEL TROCANTER

Al principio de los años 70, la técnica de reimplantación del trocánter, consistía en una fijación por medio de un alambre vertical doble y un alambre horizontal con ella, el porcentaje de pseudoartrosis fué de 5% por lo que en 1974 se cambió la técnica a un sistema de alambres cruzados y la grapa con la cual los resultados a largo plazo han sido mejores.

La técnica de alambres cruzados consiste en tres alambres; un alambre vertical y dos alambres transversales.

La técnica que he usado personalmente desde hace aproximadamente --siente años, es una técnica de cuatro alambres; un alambre vertical doble y dos alambres horizontales.

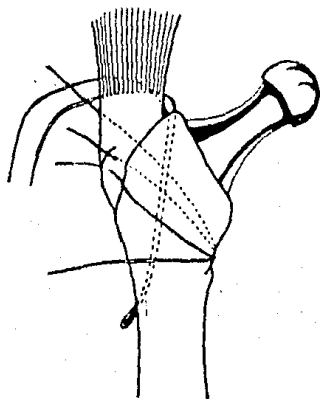
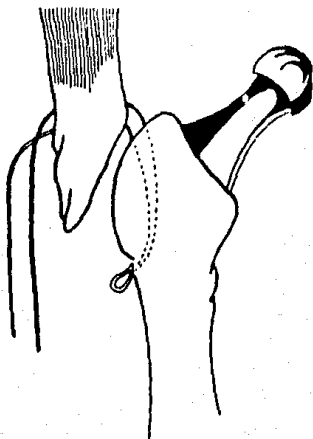


Fig. A11. Dos alambres horizontales en cillos; uno a través de dos orificios del trocánter.

Fig. A12. Alambre vertical doble.



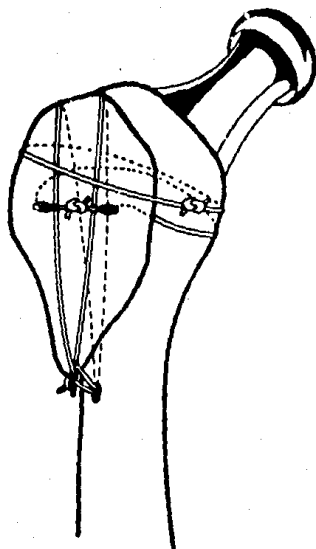


Fig. A13. Cruce de alambre vertical y el primer horizontal.

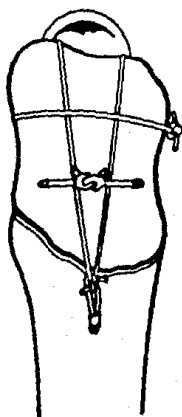


Fig. A14. Alambres cruzados y trenzados con tensor de Kishner.



## SUTURAS DE LA HERIDA

Se usan dos drenajes de succión, de preferencia tubos de 3mm. de diámetro que deben emerger en una dirección de declive para facilitar el drenaje.

La aponeurosis se suturará inicialmente con dos suturas centrales. La fascia lata es un tendón importante y las suturas absorbibles no son lo bastante seguras, si efectuamos una rehabilitación inmediata, es mejor suturar con puntos sueltos, con seda o dexón que tiene un período de absorción más prolongado. Los nudos triples o cuádruples son menos propensos a resbalar que las vueltas simples. Para cerrar la fascia en el extremo superior de la herida, es mejor colocar la pierna en ligera flexión y aducción, después de los dos primeros puntos en el extremo proximal de la herida, se colocará la pierna en abducción para relajar la fascia y aplicar los puntos distantes.

La sutura de piel y tejido celular subcutáneo, puede hacerse con las almohadillas de compresión, o suturando el tejido celular subcutáneo con dexón y la piel con surjete continuo tipo Sarnoff, que permite la cicatrización temprana de la herida. Los apósitos de la herida preferimos fijarlos con micropore que produce menor irritación de la piel.



## Standard Practice for CARE AND HANDLING OF ORTHOPEDIC IMPLANTS AND INSTRUMENTS<sup>1</sup>

This Standard is issued under the fixed designation F 555; the number immediately following the designation indicates the year of original adoption or, in the case of revision, the year of last revision. A number in parentheses indicates the year of last reapproval.

### 1. Scope

1.1 This practice covers recommended procedures for the handling of orthopedic implants and instruments.

1.2 Hospital receiving personnel, central supply personnel, operating room personnel, surgeons, and occasionally other individuals will handle orthopedic implants and instruments. All personnel should be informed of recommended care and handling procedures to prevent damage of orthopedic implants and instruments.

1.3 Handling and packaging procedures for the producer are not a part of this practice and are covered in other practices.

### 2. Definitions

2.1 *orthopedic implant*—for the purpose of this practice, a device introduced by surgically penetrating the skin or mucosa of the body with the intention that it remain within the body following the surgery. This device is referred to in this practice as an "implant."

2.2 *orthopedic instrument*—any cooperative device used during surgical procedures involving the implantation of orthopedic implants. This device is referred to in this practice as an "instrument."

### 3. Receiving Implants and Instruments

#### 3.1 Receipt:

3.1.1 Many implants are wrapped in special sterilizable or pre-sterilized packages, envelopes, or other containers. These wrappings should not be removed by the receiving personnel.

3.1.2 Carefully unwrap and handle non-sterilized implants and instruments upon receipt to avoid scratching, marking, or abrasion by other implants, instruments, unpacking tools, or by dropping or otherwise endangering the surface finish or configuration.

3.2 *Transport*—Perform transport in a manner to preclude any damage or alteration to the received condition of the implant or instrument.

#### 3.3 Storage:

3.3.1 Store implants or instruments prior to use in such a manner as to maintain the device's surface finish or configuration, or both.

3.3.2 Many implants are identified by a serial or lot number, or both, on the package label, package insert, or surface of the device. Record these control numbers and retain for transfer to patient records, to facilitate inventory, stock rotation, and possible traceability to the manufacturer.

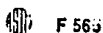
3.3.3 *Stock Rotation*—The principle of first in, first out, is recommended.

3.3.4 Store implants in the operating room in such a manner as to isolate and protect the implant's surface, sterility, and configuration. Keep implants made of different metals separated.

3.3.5 Store the implants and instruments in

<sup>1</sup> This practice is under the jurisdiction of ASTM Committee F-4 on Medical and Surgical Materials and Devices, and is the direct responsibility of Subcommittee F04.30 on Orthopaedics.

Current edition approved June 30, 1978. Published August 1978.



the operating room in such a manner as to isolate the instruments from the implants.

#### 4. Handling

4.1 *Mixing Metals*—Maintain orthopedic implants and instruments of different metals separately to avoid the possibility of mixing during surgery.

##### 4.2 *Cleaning and Sterilization:*

4.2.1 Prior to initial sterilization and promptly following each surgical procedure, thoroughly and carefully clean all instruments and implants. Ultrasonic cleaners, mechanized washers, or hand scrubbing are suitable methods, if carefully done. The method employed should be utilized to prevent impact, scratching, bending, or surface contact with any materials that might affect the implant or instrument surface or configuration.

4.2.2 Closely follow the manufacturer's recommendations on cleaning. In hand scrubbing, use soft brushes and avoid harsh chemicals or harsh cleaning solutions.

4.2.3 After cleaning, rinse the orthopedic implants and instruments completely free of all residuals, soap, detergent, or cleaning solutions. Following rinsing, dry them thoroughly. Devote special attention to hinges, pivots, box locks, and other recesses since these are points that entrap both chemicals and rinse water.

4.2.4 Lubricate instruments that require lubrication immediately after drying. Follow the recommendations of the manufacturers of such instruments explicitly as to method, type, and amount of lubricant. Insufficient or excessive lubrication can be nearly as disastrous as no lubrication.

4.2.5 Carry out sterilization by steam autoclaving or other methods in a manner that protects the integrity of the implants and

instruments.

4.2.6 Sterilize implants and instruments of polymeric materials in accordance with methods recommended by the manufacturer.

4.2.7 Do not sterilize implants in contact with instruments or implants of other materials. Metallic oxide could transfer to the implant, initiating an unacceptable conditioning.

4.2.8 Do not expose instrumental cutting edges and teeth to the hazard of dulling.

4.3 *Appearance*—Dispose of orthopedic implants that exhibit surface or configuration damage.

##### 4.4 *Contouring and Modifying Implants and Instruments:*

4.4.1 Contouring or clamping of orthopedic implants, when necessary, shall be performed by the surgeon in a manner that will least damage the implant.

4.4.2 It is recommended that metallic orthopedic implants should not be sharply bent, re-bent, angulated at a screw hole, notched, or scratched.

4.4.3 Reshaping or contouring may cause complete loss of performance for instruments. It is recommended that orthopedic instruments be handled with care to prevent costly reworking or destruction. If modifications are necessary, the instrument should not be sharply bent, re-bent, or angulated.

4.4.4 Orthopedic instruments in general have a long service life, but mishandling or inadequate protection can quickly diminish the instrument's life expectancy.

4.4.5 Dispose of instruments whose performance capabilities have been jeopardized by mishandling or improper care.

#### 5. Reuse

5.1 Avoid the use of orthopedic implants previously implanted.

*The American Society for Testing and Materials takes no position respecting the validity of any patent rights asserted in connection with any item mentioned in this standard. Users of this standard are expressly advised that determination of the validity of any such patent rights, and the risk of infringement of such rights, is entirely their own responsibility.*

*This standard is subject to revision at any time by the responsible technical committee and must be reviewed every five years and if not revised, either reapproved or withdrawn. Your comments are invited either for revision of this standard or for additional standards and should be addressed to ASTM Headquarters. Your comments will receive careful consideration at a meeting of the responsible technical committee, which you may attend. If you feel that your comments have not received a fair hearing you should make your views known to the ASTM Committee on Standards, 1916 Race St., Philadelphia, Pa. 19103, which will schedule a further hearing regarding your comments. Fading satisfaction there, you may appeal to the ASTM Board of Directors.*

## INDICE DE FIGURAS

<u>FIGURA</u>	<u>PAGINA</u>
1) Estructura general cristalina de una sustancia con apariencia sólida	7
2) Estructura cristalina de un metal	8
3) Estructura de una cerámica amorfa vitrificada	8
4) Estructura de un polímero amorfo	9
5) Comportamiento de un sólido iónico cristalino a la carga aplicada	9
6) Carga aplicada a un material de enlace covalente	10
7) Modelos análogos para el estudio del comportamien- to de materiales viscoelásticos	12
8) Diagrama deformación tiempo a esfuerzo constante	13
9) Diagramas deformación-tiempo	14
10) Métodos de maquinado convencionales	47
11) Estructura esquelética del cuerpo humano	49
12) Cabeza del fémur	51
13) Cavidad cotiloidea	54
14) Endoprótesis y prótesis total	59
15) Reemplazo de superficies articulares	60
16) Prótesis de Watson Farrar y de Weller	64
17) Prótesis de Standmore	65
18) Prótesis de Müller y de Charnley	66
19) Esfuerzos de fluencia, de tensión y de fatiga de los metales utilizados como implantes	71
20) Potencial para corrosión superficial	74

<u>FIGURA</u>	<u>PAGINA</u>
21) Potencial para corrosión de hendidura	75
22) Estudio de fuerzas de fricción y su momento con cabeza de 22 mm de diámetro	81
23) Estudio de fuerzas de fricción y su momento con cabeza de 44 mm de diámetro	82
24) Mejora de la balanza articular con un reemplazo tipo Charnley	85
25) Péndulo para comparar diversos diámetros de cabeza femoral	88
26) Resumen de oscilaciones en relación al diámetro de la cabeza femoral	88
27) Distribución de líquido sinovial entre compo- nentes del implante de cadera total	90
28) Parámetros de diseño del componente femoral	95
29) Esfuerzos en calcar y cemento proximal	96
30) Comparación de ángulos cuello-tallo valgus y anatómico	97
31) Comparación de colocamientos superior lateral e inferior medio	98
32) Fuerzas máximas de contacto articular	99
33) Fuerza máxima del músculo abductor	99
34) Modelos fotoelásticos del cemento con un tallo fijo (figura izquierda) y un tallo flojo (fi- gura derecha)	101

<u>FIGURA</u>	<u>PAGINA</u>
35) Esfuerzo máximo en región proximal y distal para distintas longitudes de tallo	102
36) Distintas secciones transversales de tallo y esfuerzos desarrollados	103
37) Esfuerzos máximos en región proximal y calcar	104
38) Parámetros de diseño del componente acetabular	106
39) Esfuerzos máximos en el cemento desarrollados por componentes de polietileno y componentes de polietileno con base metálica	107
40) Esfuerzos máximos en el hueso trabecular	108
41) Esfuerzos máximos en el hueso subcondral	109
42) Esfuerzos máximos en el hueso trabecular para componentes de polietileno y polietileno con base metálica con hueso subcondral y sin hueso subcondral	110
43) Esfuerzos de Von Mises en el corte medial para distintos diseños	112
44) Esfuerzo máximo de tensión en el cemento para distintos diseños	112
45) Impresión en cera obtenida del molde del hierro	114
46) Armado del racimo o árbol con las prótesis de cera	114
47) Inmersión de las prótesis de cera en una solución cerámica	115
48) Horno de inducción de alta frecuencia	117

FIGURAPAGINA

49) Esquema de instalación para un horno de inducción de alta frecuencia	117
50) Fusión de la aleación	118
51) Destrucción del molde cerámico	118
52) Cabeza del componente femoral desarmada	120
53) Proceso de soldadura	121
54) Control de calidad de la soldadura	123
55) Maquinado de la cabeza de la prótesis femoral	124
56) Dispositivo sujetador de la prótesis para el pulido	125
57) Dispositivos correcto y perjudicial de pulido	126
58) Calibrador de carátula para checar linealidad	127
59) Dispositivo sujetador de las piedras abrasivas y características dimensionales de las piedras	127
60) Rotación de la cabeza de la prótesis. Rotación de la piedra y movimiento de pulido orbital en dos planos	129
61) Aplicación de la pasta de diamante y características de la pasta	131
62) Interior de la cabina de Sand-Blasting	132
63) Cabina de Sand-Blasting	133
64) Dado de forja de cuatro cavidades	135
65) Productos de la forja recta y forja curva	136
66) Sección longitudinal de una prótesis forjada	138

<u>F I G U R A</u>	<u>P A G I N A</u>
67) Leva para hidrocopiado de una prótesis acetabular	142
68) Leva para hidrocopiado de una prótesis acetabular	143
69) Leva para hidrocopiado de una prótesis acetabular	144
70) Dispositivo para el fresado del componente acetabular	145, 146
71) Estudio del posible aflojamiento del componente acetabular	147
72) Fresado de cavidades en el componente acetabular	148
73) Fresado de ranuras en el componente acetabular	149
74) Posición del alambre en el componente acetabular para prótesis estándar	150
75) Posición del alambre en el componente acetabular para prótesis de pared posterior mayor	151
76) Tina para lavado ultrasónico	152
77) Inspección ultrasónica por contacto	159
78) Inspección ultrasónica por inmersión	159
79) Placa radiográfica de componentes femorales	161
80) Esquema de instalación de Rayos X	162
81) Inspección por Rayos Gamma	164
82) Prueba de esfuerzo de fatiga	165
83) Resultados de la prueba de fatiga	166
84) Resultados de la prueba de tensión y fluencia	167
85) Resultados de la prueba de resistencia a la corrosión superficial	168



<u>FIGURA</u>	<u>PAGINA</u>
86) Resultados de la prueba de resistencia a la corrosión de hendidura	169
87) Aparato graficador de esfericidad y gráfica obtenida	171
88) Prótesis femoral defectuosa	172
89) Método de graficación de esfericidad en tres planos	172
90) Gráficas obtenidas de la graficación en tres planos	173
91) Comparador óptico	174
92) Observación con microscopio de superficie	176
93) Prótesis femorales	177
94) Prótesis acetabulares	179
A1) Incisión oblícuca, paciente en decúbito dorsal	183
A2) Corte anterior de la cápsula articular	184
A3) Corte del trocánter	185
A4) Uso de osteotomo o cincel en la separación de acetábulo y cabeza femoral	186
A5) Líneas para calcular la osteotomía del cuello	187
A6) Corte del cuello del fémur	188
A7) Rimado con la rima acetabular	189
A8) Limpieza del fondo acetabular	189
A9) Perforaciones múltiples en el acetábulo	190
A10) Canal medular obliterado cemento-injerto-cemento	192
A11) Dos alambres horizontales sencillos, uno a través de dos orificios del trocánter	194

FIGURASPAGINA

A12)	Alambre vertical doble	194
A13)	Cruce de alambre vertical y el primer horizontal	195
A14)	Alambres cruzados y trenzados con tensor de Kishner	195

## INDICE DE TABLAS

<u>TABLA</u>	<u>PAGINA</u>
1) Propiedades Físico-Químicas del acero AISI 316	23
2) Propiedades Físico-Químicas de la aleación Cobalto, Cromo, Molibdeno "Vitalium"	24
3) Propiedades y usos de los termoplásticos	34, 35
4) Resistencia química de algunos plásticos	36 -38
5) Propiedades comparativas de algunos plásticos	39 -41
6) Coeficiente de fricción estático y dinámico de algunos polímeros	42
7) Metales utilizados como implantes	70
8) Oscilaciones en seco y en húmedo obtenidos en el péndulo con diversos tamaños de cabeza femoral	89
9) Características de las piedras utilizadas en el desbaste y pulido	128
10) Características de las pastas de diamante utili- zadas en el pulido, tamaño del grano y tiempo de pulido	130
11) Espesores de penetración de los Rayos X	160
12) Comparación entre Rayos X y Rayos Gamma	163

## B I B L I O G R A F I A

- 1) Amstead, B.H., Ostwald, P.F. Begeman, M.L.  
"Procesos de Manufactura, Versión S.I., CECSA.  
México, 1981.
- 2) Anónimo, "An Engineering Analysis of Total Hip Component Design"  
American Academy of Orthopaedic Surgeons, 50th Annual Meeting.  
Anaheim, California, 1983.
- 3) Anónimo, "Congreso Nacional y Exposición de la Industria de la  
Fundición", Sociedad Mexicana de Fundidores, A.C.,  
Agosto 1974
- 4) Anónimo, "Metal implants for Orthopaedic and Dental Surgery  
Metals and Ceramics Information Centre",  
Batelle Institute, Report MCIC-74-18.  
Columbus, Ohio, 1974.
- 5) Anónimo, "Standard Toxicity and Tissue Compatibility Tests",  
British Industrial Biological Research Association,  
London, 1976.
- 6) Anónimo, "Technical Publication B-166 57825M" Zimmer U.S.A., Inc.
- 7) Capello Edoardo, "Tecnología de la Fundición",  
Gustavo Gill, S.A., Barcelona, España, 1974.
- 8) Charnley, J., "Low Friction Arthroplasty of the Hip"  
Springer Verlag, 1969.
- 9) Charnley, J., Kamangar A., "The optimum size of prosthetic Heads  
in relation to the wear of plastics sockets in the total -  
replacement of the hip"  
Centre for Hip Surgery Wrightinton, Int. Pub. 1968.
- 10) Contreras Leyva José Antonio, "Administración de la Calidad en  
la Pequeña y Mediana Industria", Tesis Profesional,  
Ingeniería Mecánica, Universidad Anáhuac, 1984.
- 11) De Garmo E. Paul, "Materiales y Procesos de Fabricación",  
Reverte, S.A., 1978.
- 12) Harper, Charles A., "Plásticos-Manuales", Mc. Graw Hill Book  
Company, Inc., 1975.
- 13) Hoyt, Samuel L., "Metals Properties", ASME Handbook,  
Mc. Graw Hill Book Company, Inc., 1954.

- 14) Krause, "Introducción al Análisis Químico de Plásticos", Blume, Madrid 1970.
- 15) Latapi Juan, "Compendio de Términos Siderúrgicos Básicos", AHMSA, Fundidora Monterrey, S.A., SICARTSA, 1978.
- 16) Lazcano M.M. Antonio, "Artoplastia Total de Cadena tipo Charnley", C.E.C.S.A., México, 1984.
- 17) Levy Sidney, Du Bais J. Harry, "Plastics Product & Design Engineering Handbook", Van Nostrand Reinhold Company, 1923.
- 18) Ludwingson D.C., "Requirements for Metallic Surgical Implants and Prosthetic Devices", Metals Eng., August 1965.
- 19) Marks, "Manual del Ingeniero Mecánico", Mc. Graw Hill de México, S.A. de C.V., 1982.
- 20) Miles D.C., Buston J.H., "Polymer Technology", Chemical Publishing Co., Inc., N.Y. 1965.
- 21) Pinner S. H., Simpson W.G., "Plastics: Surface and Finish" Butterworths, London, 1971.
- 22) Popov P. Egor, "Introducción a la Mecánica de Sólidos" Limusa, México, 1981.
- 23) Rodriguez Pinto Mario, "Anatomía Fisiología e Higiene", Progreso, S.A., México, 1972.
- 24) Semlitsch M., Swiss Meol I., 1979.
- 25) Shanley F.R., "Mecánica de Materiales", Mc. Graw Hill Book Company, 1974.
- 26) Testut L., Latarjet A., "Anatomía Humana". Salvat Editores, S.A., México, 1954.
- 27) White E. Harvey, "Física Moderna", Montaner y Simon, S.A. Barcelona, España, 1974.