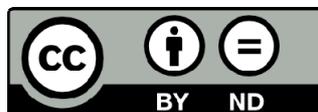




UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Comportamiento mecánico de diferentes aleaciones de uso dental sometidos a tratamiento térmico

Lidia Díaz Aparicio



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la llicència Reconeixement- SenseObraDerivada 4.0. Espanya de Creative Commons.

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia Reconocimiento - SinObraDerivada 4.0. España de Creative Commons.

This doctoral thesis is licensed under the Creative Commons Attribution-NoDerivatives 4.0. Spain License.

**UNIVERSIDAD DE
BARCELONA**

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**TESIS DOCTORAL
COMPORTAMIENTO MECANICO DE
DIFERENTES
ALEACIONES DE USO DENTAL
SOMETIDOS
A TRATAMIENTO TERMICO**

TD 78

0200155862

BIBLIOTECA DE LA UNIVERSITAT DE BARCELONA



0700155862

LIDIA DIAZ APARICIO

Febrero 1.999



UNIVERSITAT DE BARCELONA

Àrea de Recerca i Innovació
CAMPUS DE BARCELONA

Títol de la tesi: *Comportamiento mecánico de diferentes aleaciones de uso dental sometidos a tratamiento térmico*

Data de la lectura: **6 de juliol de 1999**

Director/s: **Dr. Joan Salsench/ Dr. Francesc X Gil**

Departament: **Unitat departamental d'Odontoestomatologia**

Programa: **Tècniques clíniques en Odontoestomatologia**

Bienni: **1996-98**



AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Profesor Dr. Joan Salsench Cabre, Director de este trabajo de investigación, su interés y apoyo sin el que no hubiera sido posible su realización.

Al profesor Dr. Francisco Javier Gil Mur (U.P.C) como Co-Director por sus ánimos, espíritu de trabajo y buen humor. Agradezco su colaboración en la comprensión de conceptos necesarios para llevar a cabo esta Tesis Doctoral.

Al equipo de investigación de la Universidad Politécnica de Catalunya por su colaboración en la realización técnica del estudio y estadística.

A mi hermana Sonia Diaz cuyos conocimientos informáticos han ayudado mucho en la presentación y organización del trabajo.

Al Sr. Palafox por facilitar información para realizar los gráficos y tablas.

Al apoyo de mis compañeros.

INDICE

1.- JUSTIFICACION	Pág. 1
2.- INTRODUCCIÓN	Pág. 3
2.1.- HISTORIA DE LOS METALES	Pág. 4
2.2.- INTRODUCCION A LOS MATERIALES METALICOS	Pág. 7
2.2.1.- Metalurgia	Pág. 7
2.2.2.- Metales	Pág. 9
2.2.2.1.- Definición	Pág. 9
2.2.2.2.- Estructura Atómica y enlaces interatómicos	Pág. 9
2.2.2.3.- Enlace metálico	Pág. 11
2.3.- BIOMATERIALES	Pág. 12
2.3.1.- Pruebas de biocompatibilidad	Pág. 14
2.4.- INTRODUCCION A LA METALOGRAFIA	Pág. 17
2.4.1.- Microestructura	Pág. 17
2.4.1.1.- Estructura cristalina	Pág. 17
2.4.1.2.- Materiales policristalinos	Pág. 20
2.4.1.3.- Microscopia-técnicas	Pág. 21
2.5.- SOLIDIFICACION DE METALES Y ALEACIONES	Pág. 26
2.5.1.- Aleaciones	Pág. 26
2.5.2.- Templado	Pág. 28
2.5.2.1.- Curvas de enfriamiento	Pág. 33

2.6.- CRECIMIENTO DE GRANO	Pág. 36
2.6.1.- Procedimiento de endurecimiento	Pág. 36
2.6.1.1.- Adición de solutos	Pág. 37
2.6.1.2.- Trabajo frío	Pág. 38
2.6.2.- Cinética del crecimiento de grano	Pág. 39
2.6.3.- Determinación tamaño grano	Pág. 40
2.6.4.- Microestructura del colado	Pág. 42
2.6.4.1.- Zona de enfriamiento rápido	Pág. 42
2.6.4.2.- Zona columnar	Pág. 43
2.6.4.3.- Zona central o equiaxial	Pág. 44
2.6.4.4.- Segregación	Pág. 44
2.7.- PROPIEDADES MECANICAS	Pág. 46
2.7.1.- Comportamiento tensión-deformación	Pág. 47
2.7.1.1.- Tensión	Pág. 47
2.7.1.2.- Deformación	Pág. 48
2.7.2.- Relación tensión-deformación	Pág. 48
2.7.3.- Dureza	Pág. 53
2.7.4.- Ductilidad (Ensayo de tracción)	Pág. 55
2.8.- OTRAS PROPIEDADES	Pág. 57
2.8.1.- Corrosión	Pág. 57
2.8.2.- Fricción y desgaste	Pág. 64
2.8.2.1.- Fricción	Pág. 65
2.8.2.2.- Tipos de desgaste	Pág. 67

2.8.2.2.1.-	Desgaste adhesivo	Pág. 68
2.8.2.2.2.-	Desgaste por fatiga	Pág. 73
2.8.2.2.3.-	Desgaste abrasivo	Pág. 74
2.9.-	ALEACIONES DE USO DENTAL	Pág. 77
2.9.1.-	Aleaciones en Odontología General (Prótesis y ortodoncia)	Pág. 77
2.9.2.-	Aleaciones de oro	Pág. 80
2.9.2.1.-	Tipos de aleaciones de oro	Pág. 80
2.9.2.2.-	Características de los metales de la aleación	Pág. 81
2.9.2.3.-	Propiedades de las aleaciones de oro	Pág. 85
2.9.2.4.-	Indicaciones de las aleaciones de oro	Pág. 87
2.9.3.-	Aleaciones con bajo contenido en oro	Pág. 88
2.9.4.-	Aleaciones de plata-paladio	Pág. 88
2.9.5.-	Aleaciones de metales base	Pág. 89
2.9.6.-	Propiedades fisico-químicas de las aleaciones para restauraciones ceramo-metálicas.	Pág. 91
2.9.6.1.-	Aleaciones nobles	Pág. 91
2.9.6.2.-	Aleaciones de metales base (no nobles)	Pág. 92
2.9.6.3.-	Aleaciones seminobles	Pág. 94
3.-	HIPÓTESIS	Pág. 97
4.-	OBJETIVOS	Pág. 99

7.1.2.- Energía de activación y orden de crecimiento	Pág. 150
7.1.3.- Estabilidad termodinámica	Pág. 153
7.2.- Propiedades mecánicas y corrosión	Pág. 154
7.3.- Comparación de las aleaciones	Pág. 159
8.- CONCLUSIONES	Pág. 161
9.- APÉNDICE	Pág. 163
9.1.- Definiciones	Pág. 164
10.- BIBLIOGRAFIA	Pág. 168

1.- JUSTIFICACION

1.- JUSTIFICACION

La rehabilitación con prótesis fija es un tratamiento frecuente en la consulta dental, y requiere conocimientos de los materiales que lo forman por parte del clínico y del técnico dental.

La elección del metal es uno de los factores que puede llevar al éxito o fracaso de la prótesis por su repercusión tanto a nivel local (ajuste, mecánica), como general (factores alérgicos) para la salud del paciente.

El propósito de esta Tesis Doctoral es proporcionar información sobre las variaciones en las propiedades mecánicas, corrosión y desgaste después del tratamiento térmico a diferentes temperaturas de aleaciones nobles, seminobles, y no nobles.

2.- INTRODUCCION

2.-INTRODUCCIÓN

2.1.-HISTÓRIA DE LOS METALES Y APLICACIÓN EN ODONTOLOGIA.

La Historia de la odontología está íntimamente ligada a la historia de la medicina desde los orígenes de esta hasta el siglo XVIII. (1)

En la América precolombina los mayas (2500 a.c – 900 d.c) a pesar de ser un pueblo básicamente de la edad de piedra, ya que sus herramientas eran de pedernal y sus armas de madera afilada con obsidiana aguzada, fueron consumados fundidores y herreros de oro, plata y en menor medida de bronce.

Sin embargo a pesar de destacar en los trabajos sobre piedra y metal, no llegaron a practicar verdaderamente una odontología correctora o restauradora para el mantenimiento o mejora de su salud oral.

Aunque sí, realizaban incrustaciones de piedras preciosas y metálicas en piezas anteriores . (2, 3).

En las piezas mesopotámicas arqueológicas no se han encontrado muestras de trepanaciones ni mutilaciones dentales. Sin embargo se han hallado gran cantidad de instrumentos como lancetas, raspadores etc...que podían haber sido utilizados en una práctica odontológica . También se habla de la existencia de los “*gallubu*”, barberos que tradicionalmente realizaban las operaciones de cirugía menor. (3)

En el antiguo Egipto dos hallazgos curiosos han originado gran cantidad de argumentos entre los historiadores de la odontología y se empieza a especular sobre los primeros trabajos de prostodoncia fija datados entre el 3000 y 2500 a.c.

Uno de ellos es un par de muelas unidas con alambre de oro, del año 2500 a.c. Se considera que la atadura fue hecha durante la vida del paciente para fortalecer una muela debilitada en el periodonto, uniéndola a otra más fuerte.

El otro hallazgo consistió en tres dientes unidos por un alambre de oro, aunque es probable que este trabajo fuera realizado post-mortem. (2)

Así mismo se han hallado evidencias de que los Sirios usaban la ligadura con alambre de oro para el tratamiento periodontal 600 al 400 a.c.

Estas técnicas fueron descubiertas por los fenicios, conocidos como grandes navegantes, los cuales las difundieron a Etruscos, Romanos e Israelitas hasta la era cristiana.

Trabajos de estas características no se descubrieron nuevamente hasta la Edad Media. En Francia a finales del 1300, se utilizaban dientes de vacunos para confeccionar prótesis dentales como sustitución en humanos. En el siglo XVII se detecta la introducción de un nuevo material, el marfil.

Todas estas rudimentarias técnicas Odontológicas fueron abriéndose camino progresivamente hasta el siglo XIX en el que aparecieron los precursores de la profesión, (Pierre Fauchard y Claude Mouton en Francia y John Greenwood en América)

dejando atrás los trabajos de reconstrucción elementales, para desarrollar técnicas y con ellas la concepción de la profesión tal y como se conoce hoy en día.

El primer libro publicado especializado en prótesis vendrá de mano de Mouton, en el que describe con todo detalle la confección de una corona de oro, aunque la primera corona que se conoce no llegaría hasta el año 1592 en Italia.(4)

Los estudiosos del momento extrajeron diversas conclusiones para justificar la aparición de dicha corona en el molar de un niño. Después de años de discusión en los que se barajaban diferentes hipótesis, sobre si su origen se debía a la presencia de oro en el agua que el niño consumía, al castigo a los pecados de su madre o a la obra del demonio, finalmente se llegó a una conclusión más científica y aceptable, se descubrió que había sido realizada por un habilidoso herrero.(5,6,7)

De este modo llegamos al inicio de la utilización de los biomateriales.

Así hasta el siglo XVIII los materiales metálicos utilizados en aplicaciones médicas eran fundamentalmente el oro y la plata, posteriormente empezaron a utilizarse los aceros y ya en este siglo aparecieron los aceros inoxidables y las aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno, siendo la década de los cuarenta, cuando se introdujo el titanio y sus aleaciones en el campo de la medicina. (8, 9, 10, 11).

2.2.-INTRODUCCION A LOS MATERIALES METÁLICOS .

2.2.1.-METALURGIA

La metalurgia es el arte y ciencia que estudia la preparación y aplicación de los materiales metálicos. Así incluye: procedimientos y técnicas de extracción del metal, su elaboración y tratamiento. (12)

Hay tres tipos de metalurgia:

1. Química: Se ocupa de los procesos de obtención de metales a partir de los productos encontrados en la naturaleza. Aunque algunos metales (el oro, la plata, el platino y el cobre) existen en estado natural (puro), la inmensa mayoría se encuentran en la naturaleza combinados formando compuestos tales como óxidos, sulfuros, carbonatos, silicatos, cloruros etc... con productos estériles, que forman la ganga y es preciso ante todo hacer una separación. Por tanto el mineral una vez extraído de la mina, se somete a las operaciones de lavado, aislamiento y concentración, mediante trituración, quebrantamiento, tria magnética, separación por lavado, ventilación o flotación en líquidos apropiados.
2. Física : Se ocupa del estudio de la naturaleza y su estructura (metalografía). El examen de la estructura cristalina a débiles aumentos se realiza con los métodos de la macrografía. El examen más detallado, con mayor

aumento y poder resolutivo se realiza con los métodos de la micrografía: microscopía óptica y electrónica, difracción de rayos X y difracción de electrones (12).

Y también del estudio de las propiedades de los materiales metálicos (pruebas de ensayo) y de los mecanismos que se pueden utilizar para variar estas propiedades (tratamientos térmicos).

3. Mecánica: Estudia los métodos para dar forma a los metales . Los principales métodos utilizados en prótesis son : el colado, el forjado y la soldadura (descritos anteriormente).(12)

2.2.2.-METALES.

2.2.2.1.-DEFINICION

Se puede definir metal , como un cuerpo simple con un brillo particular, llamado brillo metálico, buen conductor, en general del calor y de la electricidad, y que puede producir óxidos.

Los metales y no metales presentan diferencias de orden físico, como las mencionadas anteriormente; diferencias de orden mecánico, como: la dureza, resistencia a la tracción y al choque, elasticidad, maleabilidad y ductilidad.

Existen elementos como el boro, carbono y el sílice que si bien presentan algunas características de los metales no pueden ser consideradas como tales. (8, 12)

La definición del metal basado en su naturaleza química es la menos sujeta a controversias.

2.2.2.2.-ESTRUCTURA ATOMICA Y ENLACES INTERATOMICOS.

Algunas de las propiedades más importantes de los materiales sólidos dependen de la disposición geométrica de los átomos y de las interacciones que existen entre los átomos y moléculas constituyentes.

A grandes distancias, las interacciones son despreciables, pero al aproximarse, cada átomo ejerce fuerzas sobre el otro. Son de dos tipos, atractivas y repulsivas:

La fuerza atractiva depende del tipo de enlace que existe entre los dos átomos y varía con la distancia interatómica. Fig 1

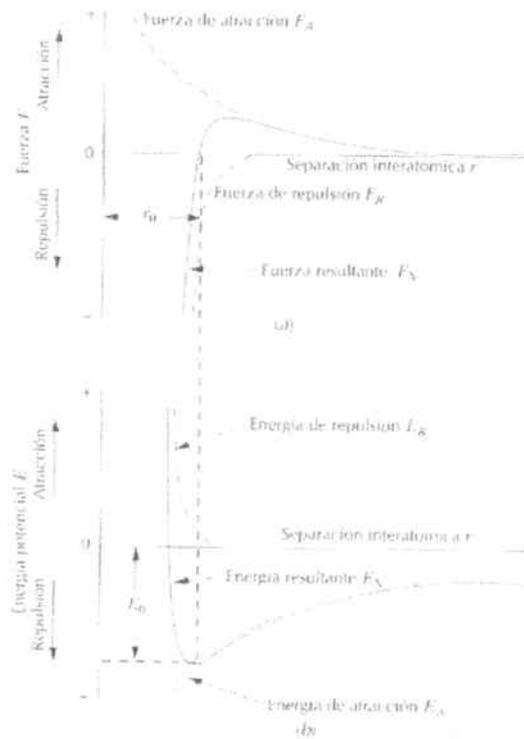


Fig 1 Tomado de W. D. Callister.

La gráfica de la resultante, entre ambas fuerzas, presenta un mínimo de energía potencial.

La distancia de equilibrio r_0 corresponde a la distancia entre átomos donde la energía potencial es mínima. Es la energía de enlace de estos de estos dos átomos (E_0), que es la energía necesaria para separar los dos átomos a una distancia infinita. Las sustancias sólidas se caracterizan por tener valores elevados de energía de enlace.

2.2.2.3.-ENLACE METALICO

Los materiales metálicos tienen uno, dos, a lo sumo tres electrones de valencia, que son más o menos libres de circular a través de todo el metal. Se puede interpretar como una nube de electrones. Fig 2.

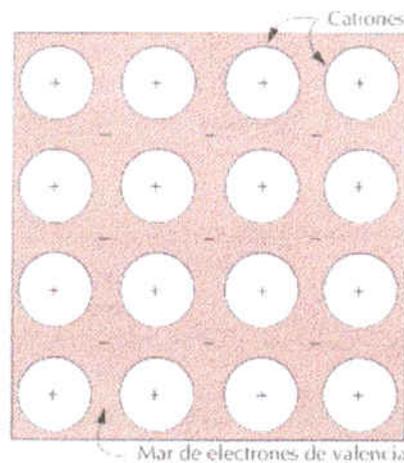


Fig. 2. Tomada de W.D. Callister.

Estos actúan como elemento de unión de los iones cargados positivamente. En consecuencia el enlace metálico tiene carácter no direccional.(12, 13)

El enlace generado puede ser fuerte o débil, y las temperaturas de fusión son -39°C y 3410°C (-38°F y 6170°F) respectivamente.

Debido a los electrones libres, son buenos conductores de la electricidad y el calor.

2.3.-BIOMATERIALES

Los biomateriales son materiales sintéticos utilizados para remplazar parte de un sistema vivo o funcionar en contacto íntimo con los tejidos vivos adyacentes, con una mínimas reacciones adversas o de rechazo. (14, 15)

Las propiedades de los tejidos y materiales utilizados en aplicaciones biomédicas (uso médico, dental o de aplicación farmacéutica), varían ampliamente de acuerdo a la aplicación específica. Así, los materiales se pueden clasificar en cuatro grandes grupos: Metales, polímeros, cerámicas y materiales compuestos de los anteriores. (16)

Muchos metales pueden ser tolerados por el cuerpo humano en pequeñas cantidades, (Fe, Cr, Co, Ni, Ti, Ta, Mo, W) y en algunos casos son esenciales, como el caso del hierro en la hemoglobina, cuya misión es el transporte del oxígeno a los tejidos.(15)

Sin embargo, no todos los materiales metálicos son aceptados biológicamente por parte de los tejidos que están en contacto con ellos. Por tanto los estudios de biocompatibilidad son fundamentales para la implantación de un biomaterial. Los materiales metálicos implantables son: aceros inoxidables, aleaciones base cobalto, titanio y sus aleaciones. Entre otros de menor uso están el tantalio, platino y oro. (16)

En la actualidad, los materiales que usamos para la fabricación de las prótesis fijas, son consideradas en general como biomateriales, ya que debido al estudio exhaustivo de su composición por parte de los fabricantes, se han conseguido unas características física y químicas aceptables para su uso en el ser humano. (17)

Los materiales para prótesis dental, una vez elaborados en las fábricas de origen, deben pasar unos procesos de modificación por parte de los técnicos dentales y los odontólogos para poder ser insertados en boca de los pacientes. En la secuencia de estas modificaciones no se deben alterar las propiedades de estos materiales ya que podrían convertirse en potencialmente nocivos o perder sus propiedades mecánicas. (4)

Así mismo, durante las modificaciones a las que se someten las aleaciones de uso en protodoncia fija, se podrían alterar sus propiedades tanto físicas como químicas. Los fabricantes de las aleaciones que usamos indican cuales son las temperaturas de colado a las que deben y pueden ser sometidos sus productos.

Estas temperaturas recomendadas no siempre son seguidas a la perfección por los laboratorios de prótesis dental, ya sea debido a falta de atención en el proceso , a la falta de máquinas de colar con control de temperatura , o al poco adiestramiento de los técnicos, y como consecuencia pueden empeorar las propiedades mecánicas, como favorecer la aparición de corrosión, grietas, fracturas etc...(9, 18).

Sin embargo, teniendo en cuenta que no todos los materiales metálicos son aceptados biológicamente por parte de los tejidos que están en contacto con ellos y que idealmente un material colocado en boca del paciente no debe ser tóxico ni irritante, ni con efectos citotóxicos o potencialmente alérgicos (8, 19, 20), son fundamentales los estudios de biocompatibilidad:

2.3.1.-PRUEBAS DE BIOCOMPATIBILIDAD

La Fédération Dentaire Internationale (FDI) y la Organisation Internationale de Standardisation (ISO, Informe Técnico 7405 , 1984), principalmente, han propuesto un conjunto muy completo de pruebas, formados por ocho ensayos para la valoración de aleaciones de uso dental (aleaciones con alto o bajo contenido en metales nobles, a base de metales no nobles, y soldaduras): (5, 7, 10).

1. Prueba de toxicidad general a corto término: por vía oral.
2. Prueba de hemólisis.
3. Prueba de Ames. (Prueba de mutagénesis).
4. Prueba de citotoxicidad in vitro (método por liberación de cromo).
5. Prueba de citotoxicidad (método del filtro molecular).
6. Prueba de citotoxicidad (bajo superposición de gelosa).
7. Prueba de sensibilización.
8. Prueba de irritación de la mucosa bucal.(16, 17, 18)

Además de estas pruebas, para la evaluación de cualquier biomaterial, se precisará la experiencia preclínica, que incluirá el estudio de:

1. Características físico-químicas: composición, densidad, microestructura, propiedades termodinámicas, propiedades elásticas.
2. Mecánica (elasticidad, resistencia, dureza...etc)
3. Banco de pruebas (desgaste, fricción, fatiga, corrosión, envejecimiento).(16)

Todas estas pruebas de biocompatibilidad son necesarias ya que los materiales utilizados en prostodoncia permanecen durante muchos años, y aún décadas, en la boca del paciente.

Durante este tiempo están constantemente expuestos a la acción de la saliva y de las sustancias que contiene, como por ejemplo alimentos, iones metálicos etc... Tal como ocurre con todos los materiales dentales el ataque corrosivo produce una pérdida de sustancia que depende principalmente de la calidad del material.

La pérdida de sustancia metálica produce iones metálicos (partículas con carga eléctrica) , ya que es la forma en que se produce su disolución. Los iones metálicos disueltos en la saliva son ingeridos por el paciente, y pueden ser reabsorbidos en el tracto gastro-intestinal y depositarse en diversos órganos.

En la alimentación diaria también se encuentran vestigios de iones metálicos de todos los elementos utilizados en las aleaciones dentales. Queda el interrogante de cual es la dosificación de iones metálicos tolerada por el cuerpo humano, y si a partir de determinada concentración pueden provocar efectos tóxicos o alérgicos.

Además se ha de tener en cuenta que existen diferencias entre el grado de sensibilidad de diferentes individuos.

El punto de partida para seleccionar una aleación, es el coeficiente de corrosión. Cuanto menos componentes pasan a solución, tanto menor es el peligro de provocar una reacción patológica en el organismo.

Por otra parte, si se sospecha una intolerancia, debe elegirse una aleación que no contenga el elemento causante de la reacción en el paciente.(21)

De los elementos utilizados en las aleaciones, la plata y el cobre disminuyen la biocompatibilidad, aunque tienen poco o ningún efecto dañino sobre los tejidos bucales.

Respecto al oro su resistencia a la corrosión y a la pigmentación ha sido ampliamente probada.

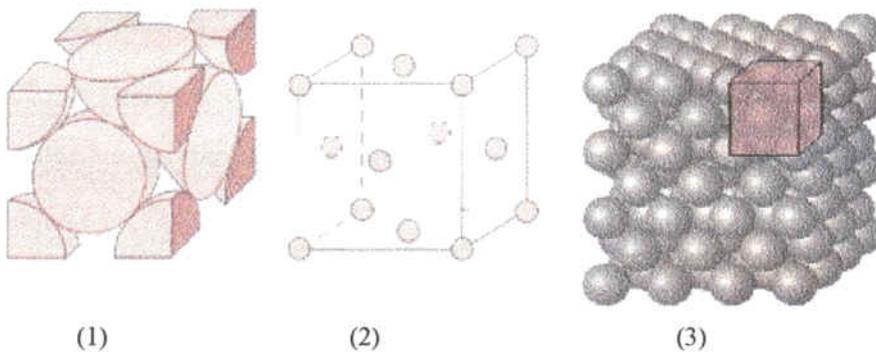
La sensibilidad al níquel es la más común, pudiendo causar en algunos pacientes, dermatitis alérgica al metal. (12, 23, 24)

2.4.-INTRODUCCIÓN A LA METALOGRAFÍA

2.4.1.-MICROESTRUCTURA.

2.4.1.1.- ESTRUCTURA CRISTALINA

En los materiales cristalinos los átomos se sitúan en una disposición repetitiva o periódica tridimensionalmente, estructura de la cual dependen algunas propiedades de los metales. Estos sólidos se dividen en pequeñas entidades que se repiten, llamadas celdillas unidad. En la mayoría de las estructuras cristalinas son paralelepípedos o prismas.



Las estructuras cristalinas más frecuentes en la mayoría de los metales son:

1. Estructura cristalina cúbica centrada en las caras . El enlace metálico al ser de naturaleza no direccional, permite un gran número de átomos muy próximos y densamente empaquetados.
2. Estructura cristalina cúbica centrada en el cuerpo (Fig. 3).
3. Estructura cristalina hexagonal compacta.

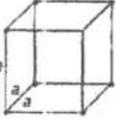
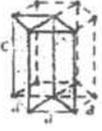
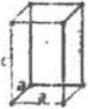
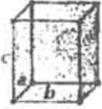
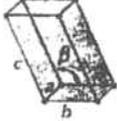
Sistema cristalino	Relación axial	Ángulos interaxiales	Geometría de la celdilla unidad
Cúbico	$a = b = c$	$\alpha = \beta = \gamma = 90^\circ$	
Hexagonal	$a = b \neq c$	$\alpha = \beta = 90^\circ, \gamma = 120^\circ$	
Tetragonal	$a = b \neq c$	$\alpha = \beta = \gamma = 90^\circ$	
Romboédrico	$a = b = c$	$\alpha = \beta = \gamma \neq 90^\circ$	
Ortorrómico	$a \neq b \neq c$	$\alpha = \beta = \gamma = 90^\circ$	
Monoclínico	$a \neq b \neq c$	$\alpha = \gamma = 90^\circ \neq \beta$	
Triclínico	$a \neq b \neq c$	$\alpha \neq \beta \neq \gamma \neq 90^\circ$	

Fig. 4 Tomado de W. D. Callister

La longitud de tres aristas a , b , c y los tres ángulos interaxiales α , β y γ son parámetros de red de los diferentes sistemas cristalinos. (Fig. 4.)

<i>Radios atómicos y estructuras cristalinas de 16 metales</i>					
Metal	Estructura cristalina ^a	Radio atómico ^b (nm)	Metal	Estructura cristalina	Radio atómico (nm)
Aluminio	FCC	0,1431	Molibdeno	BCC	0,1363
Cadmio	HC	0,1490	Níquel	FCC	0,1246
Cromo	BCC	0,1249	Platino	FCC	0,1387
Cobalto	HC	0,1253	Plata	FCC	0,1445
Cobre	FCC	0,1278	Tántalo	BCC	0,1430
Oro	FCC	0,1442	Titanio (α)	HC	0,1445
Hierro (α)	BCC	0,1241	Tungsteno	BCC	0,1371
Plomo	FCC	0,1750	Zinc	HC	0,1332

^a FCC=cúbica centrada en las caras; HC=hexagonal compacta; BCC=cúbica centrada en el cuerpo.
^b Un nanómetro (nm) equivale a 10⁻⁹ m. Para convertir los nanómetros a unidades angstrom (Å) es necesario multiplicar por 10 el valor de los nanómetros.

Tabla 1. Tomada de W. D. Callister

Algunos metales pueden tener más de una estructura cristalina, fenómeno conocido como polimorfismo. (13)

El cobre presenta reticulados espaciales cúbicos a cara centrada con un ión en cada vértice y otro en el centro de la cara del cubo. Otros ejemplos son el oro, la plata, el platino, el paladio y el níquel.

El cromo se presenta como una estructura cúbica a cuerpo centrado. Cada celda tiene un ión en cada vértice del cubo y otro en el centro de este.

El cinc posee un reticulado cuya capa superior e inferior tiene una forma hexagonal compacta con un ión en cada vértice y uno en el centro, además de una capa intermedia entre la superior y la inferior. (12)

2.4.1.2.-MATERIALES POLICRISTALINOS

La mayoría de los sólidos cristalinos son un conjunto de muchos cristales pequeños o granos. Estos materiales se denominan policristalinos.

Al principio, en la solidificación, aparecen pequeños cristales o núcleos en distintas posiciones, con orientaciones completamente al azar e indicadas por cuadrados.

Los granos crecen por la sucesiva adición de átomos del líquido subenfriado. Los extremos adyacentes interactúan entre sí al finalizar el proceso de solidificación, con irregularidades en la disposición atómica en esta región, denominada límite de grano, en estos materiales las orientaciones cristalográficas de los granos individuales son completamente al azar. En estas circunstancias aunque cada grano sea anisotrópico el conjunto se comporta isotrópicamente (tiene las mismas propiedades físicas en el conjunto).

2.4.1.3.-MICROSCOPIA –TECNICAS

El tamaño y la forma de los granos son dos características de la microestructura y se puede terminar utilizando técnicas fotomicrográficas.

MICROSCOPIA

En **microscopía** normalmente se utilizan el microscopio óptico y el electrónico. Estos instrumentos contribuyen al conocimiento de las características microestructurales de todo tipo de materiales. La mayoría de estas técnicas llevan acoplado un equipo fotográfico; la fotografía que recoge la imagen microscopía se denomina **fotomicrografía**.

MICROSCOPIA ÓPTICA

Con el microscopio óptico se utiliza la luz para estudiar la microestructura; sistemas ópticos y de iluminación son los principales elementos. En aquellos materiales que son opacos a la luz visible (todos los metales , muchos cerámicos y polímeros) sólo la superficie es susceptible de ser observada, y a luz del microscopio se debe usar la reflexión. Las distintas regiones de la microestructura originan diferencias en la reflexión y éstas producen contrastes en la imagen. Esta investigación se suele denominar **metalográfica**, ya que los metales fueron los primeros en ser examinados con esta técnica.

Para revelar los detalles importantes de la microestructura es necesario, generalmente, preparar cuidadosamente las superficies. La superficie debe desbastarse y pulirse hasta que quede pulida como un espejo. Esta condición se consigue utilizando papeles abrasivos y polvos cada vez más finos. Se revela la microestructura tratando la superficie con un reactivo químico apropiado en un procedimiento denominado *ataque*. La reactividad química de los granos de un material monofásico depende de la orientación cristalográfica. Por consiguiente, en una probeta policristalina, las características del ataque varían de un grano a otro. La figura 5 (b) muestra cómo se refleja la luz que incide perpendicularmente sobre tres superficies de granos atacados y con diferentes orientaciones cristalográficas. La figura 5 (a) describe la estructura superficial al ser observada con el microscopio; el brillo de cada grano depende de sus propiedades de reflexión.

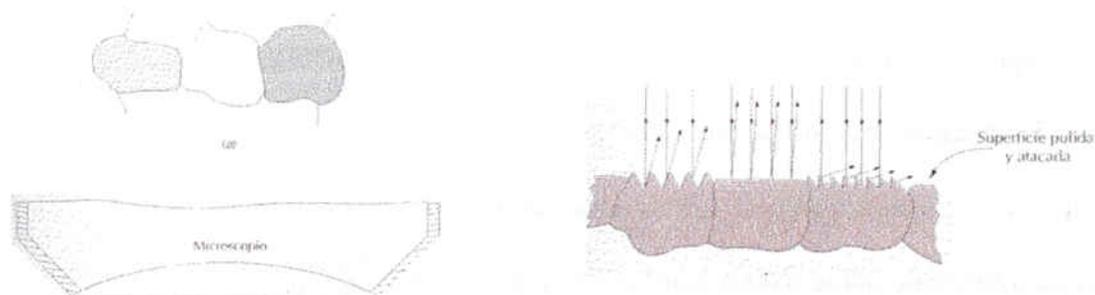


Fig. 5 (a) y (b). Tomadas de W.D. Callister

A lo largo de los límites de grano se forman pequeños surcos como consecuencia del ataque. Los átomos situados a lo largo de los límites de grano son más reactivos y se disuelven con mayor velocidad que los granos. Estos surcos se hacen visibles en la

observación microscópica porque reflejan la luz según un ángulo distinto al de los granos; este efecto se muestra en la figura 6 (a). La figura 6 (b) es una fotomicrografía de una probeta policristalina cuyos surcos de los límites de grano se evidencian como líneas oscuras.

Para el examen de la microestructura de una aleación bifásica, se elige un reactivo que produzca diferentes texturas en cada fase de modo que se puedan distinguir ambas fases con facilidad.

MICROSCOPIA ELECTRONICA

El límite de aumentos del microscopio óptico es de aproximadamente 2000 diámetros. Algunos elementos estructurales son demasiado finos o pequeños para su observación mediante microscopía óptica. En estas circunstancias se utiliza el microscopio electrónico, capaz de conseguir muchos más aumentos.

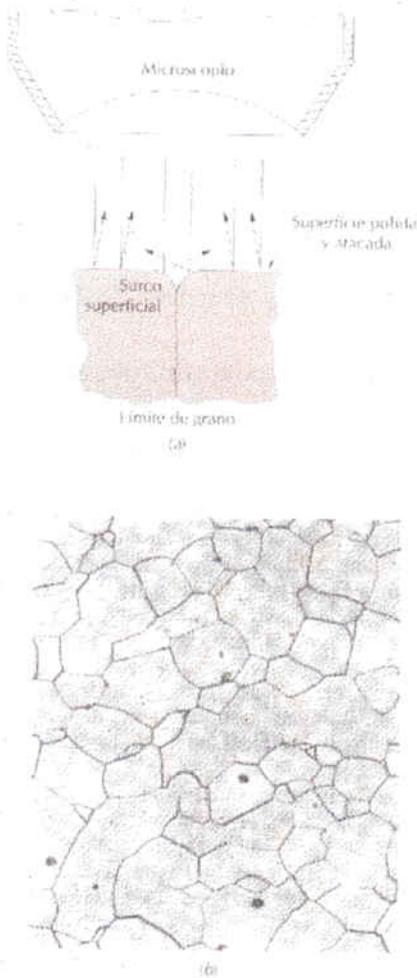
La imagen de la estructura investigada se genera utilizando haces de electrones en lugar de radiación lumínica. De acuerdo con la mecánica cuántica, un electrón de elevada velocidad actúa como una onda, con una longitud de onda inversamente proporcional a su velocidad. Los electrones, acelerados mediante altos voltajes, pueden conseguir longitudes de onda del orden de 0,003 nm. Estos microscopios tienen grandes aumentos y elevado poder resolutivo como consecuencia de la corta longitud de onda del haz de electrones. Lentes magnéticas focalizan el haz de electrones y forman la

imagen. La geometría de los componentes del microscopio es, esencialmente, igual que la del óptico. Existe la microscopia electrónica de transmisión y de reflexión.

Microscopia electrónica de transmisión. La imagen formada en un **microscopio electrónico de transmisión (TEM)** está formada por un haz de electrones que atraviesa una probeta. Se observan detalles de la microestructura interna; los contrastes de la imagen se consiguen por diferencias del haz difractado o dispersado por varios elementos de la microestructura o defecto. Teniendo en cuenta que los materiales sólidos absorben los haces de electrones, la probeta se debe preparar de forma muy delgada para asegurar, así, la transmisión del haz incidente a través de ella. El haz transmitido se proyecta en una pantalla fluorescente o película fotográfica a fin de conseguir la imagen. Con el microscopio de transmisión, frecuentemente utilizado para el estudio de las dislocaciones, se logran aproximadamente 1 000 000 de aumentos.

Microscopia electrónica de barrido. El **microscopio de barrido (SEM)** es una reciente innovación llamada a ser herramienta de investigación extremadamente útil. La superficie de la probeta a examinar se barre con un haz de electrones y el haz reflejado de electrones (“back-scattered!”) se recoge y se muestra con la misma velocidad de barrido en un tubo de rayos catódicos (una pantalla similar a la TV). La imagen que aparece en la pantalla, que puede fotografiarse, representa las características de la probeta. La superficie debe ser eléctricamente conductora, independientemente de que esté o no pulida y atacada. Son posibles aumentos de 10 a 50 000 diámetros, con gran

profundidad de campo. Equipado con accesorios, consigue el análisis químico elemental cualitativo y cuantitativo de áreas superficiales muy localizadas.



El examen microscópico constituye una herramienta extremadamente útil para el estudio y la caracterización de materiales. Además pone en evidencia la relación entre la microestructura y las propiedades. Del examen de la microestructura se determina la fractura mecánica, se prevén las propiedades mecánicas de las aleaciones, el correcto o anómalo tratamiento térmico y el diseño de aleaciones con nuevas combinaciones de propiedades.

Figs. 6 (a) y (b). Tomado de W.D. Callister

2.5.-SOLIDIFICACION DE METALES Y ALEACIONES.

2.5.1.-ALEACIONES. ESTRUCTURA

Una aleación es una mezcla de dos o más metales, llamándose; binarias, ternarias etc...

En el estado fundido los metales suelen tener una solubilidad mutua, el uno en el otro.

Cuando se enfría la mezcla fundida por debajo del punto de fusión ; puede suceder:

- a) Los metales componentes pueden seguir disueltos formando una solución sólida. Estas suelen ser más duras, fuertes y tienen valores más altos de límite elástico que los metales puros de los que se derivan. Esto explica por que es raro el uso de metales puros. La dureza se cree debida a que átomos de diferente radio atómico de una mismo red, forman una resistencia mecánica al movimiento de dislocaciones a lo largo de planos de deslizamiento.
- b) Los metales componentes pueden ser insolubles en estado puro. La aleación revela la presencia de ciertas áreas que contienen el metal puro A y otras que contienen el metal puro B. Este tipo de aleación es susceptibles de corrosión electrolítico, en particular si los componentes tienen potenciales electroquímicos muy diferentes.
- c) Los dos metales pueden ser solubles en parte en estado sólido. Una fase consiste en la solución sólida del B en el A, y otra fase del A en B.

- d) Si los dos metales muestran una particular afinidad por otro forman un compuesto intermetálico, con una formulación química precisa (por ejemplo: Ag_3Sn). (19, 25).

Los principios generales para los metales, también se mantienen para la mayoría de los sistemas de aleaciones. Así, el tamaño del grano en las aleaciones puede controlarse por el índice de enfriamiento del fundido (un enfriamiento rápido producirá muchos núcleos de cristalización y por lo tanto muchos granos de tamaño pequeño). También pueden endurecerse por trabajo mecánico y sufrir recristalización y crecimiento del grano en condiciones adecuadas. (19).

2.5.2.- SOLIDIFICACION. TEMPLADO

La mayoría de los metales son aleaciones en las cuales se añaden intencionadamente átomos extraños para conseguir un material de unas características específicas, variando así sus propiedades. Son impurezas en sólidos que dan “defectos cristalinos”, irregularidades de red como dislocaciones.

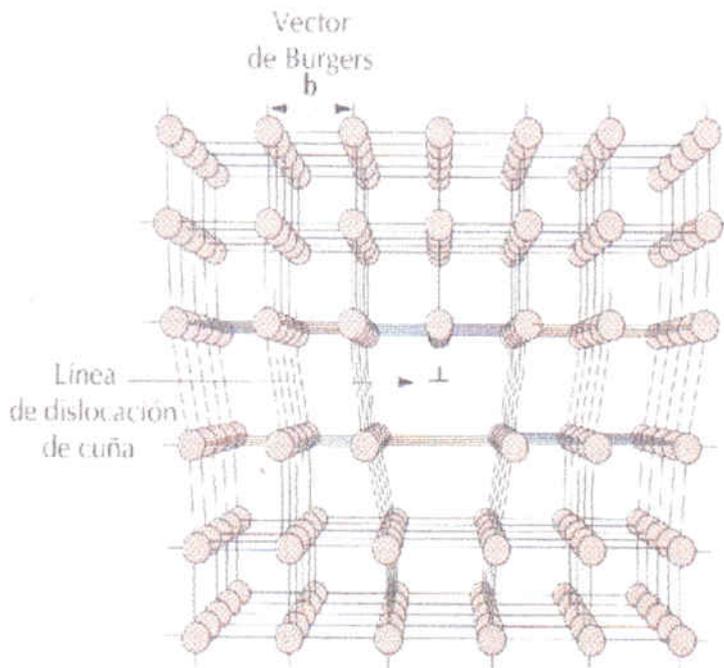


Fig. 7. Posiciones atómicas a lo largo de una dislocación de cuña.
Tomado de W. D. Callister

Otras irregularidades son los defectos interfaciales o límite de grano, como se puede ver en la figura 8.

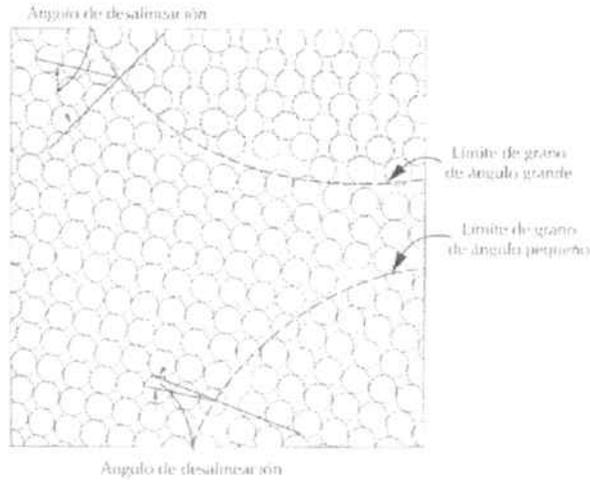


Fig. 8. Tomado de W. D. Callister

Cuando un metal o una aleación fundidos se enfrían, el proceso de solidificación se realiza a través de una cristalización y se inicia en zonas denominadas núcleos [Fig. 9.(a)], formados por impurezas en la masa fundida de metal.

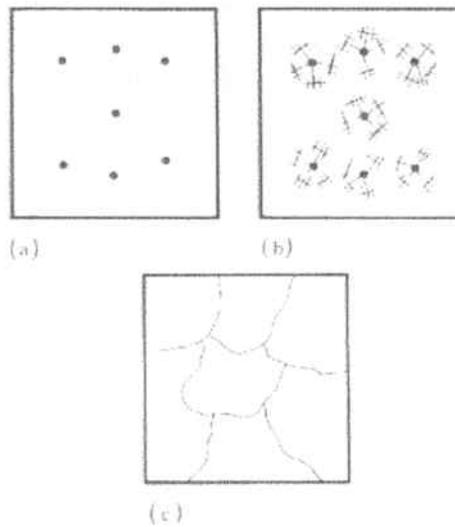


Fig. 9. (a) núcleos de cristalización; (b) crecimiento dendrítico ; (c) granos formados. Tomado de Mc Cabe.

Los cristales crecen como dendritas [Fig. 9 (b)] , que pueden describirse como ramas que surgen de un núcleo central, el crecimiento continúa hasta que todos los cristales dendríticos están en contacto. Cada cristal es un grano y el área de contacto entre dos granos es el límite del grano. Se dice que tienen una estructura en grano equiaxial. [Fig. 9 (c)].

Constituyen los materiales policristalinos y los cristales tienen diferentes orientaciones cristalográficas.

En la región límite hay un cierto desalineamiento cristalográfico. Cuando la diferencia de orientaciones es pequeña se denomina límite de grano de ángulo pequeño y se genera al alinearse dislocaciones de cuña.(Fig. 10).

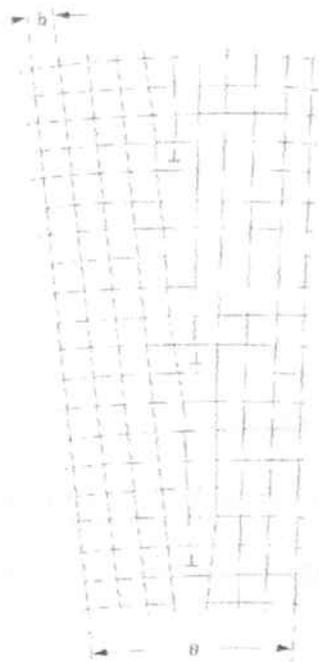


Fig. 10. Alineación de varias dislocaciones en cuña, que genera un límite de grano de ángulo pequeño θ . Tomado de W. D. Callister

A lo largo del límite de grano no todos los átomos están enlazados con otros átomos y por tanto existe una energía límite similar a la energía superficial. La energía es más elevada cuanto mayor es el ángulo del límite.

Los límites de grano son, químicamente más reactivos que los propios granos como consecuencia de la mayor energía y es donde se segrega un mayor número de átomos de impurezas. La energía interfacial total es menor en materiales con granos grandes. (13)

La disposición adaptada por cada cristal depende de factores específicos como el radio atómico y la distribución de carga de los átomos. En ocasiones aparecen defectos (dislocaciones) y su presencia tiene efectos sobre la ductilidad del metal o la aleación. Si el material se coloca bajo la influencia de una fuerza suficientemente alta, la dislocación puede moverse a través del retículo hasta que alcanza los límites de un grano. El plano a lo largo del cual se mueve la dislocación se llama plano de deslizamiento, y la tensión necesaria para iniciar el movimiento es el límite elástico. Una tensión mayor causaría una deformación permanente como resultado del movimiento de las dislocaciones (propiedad conveniente en la confección de alambres) los límites de grano son una barrera natural al movimiento de las dislocaciones. Cuanto más reducido es el tamaño de grano aumenta la concentración de los límites de grano. Los metales con granos más finos suelen ser más duros y con límite elástico mayor que los que presentan granos grandes. (13, 26)

Un índice de enfriamiento de fundido lento produce la formación de pocos núcleos que dan lugar a granos de tamaño mayor. (Fig. 11).

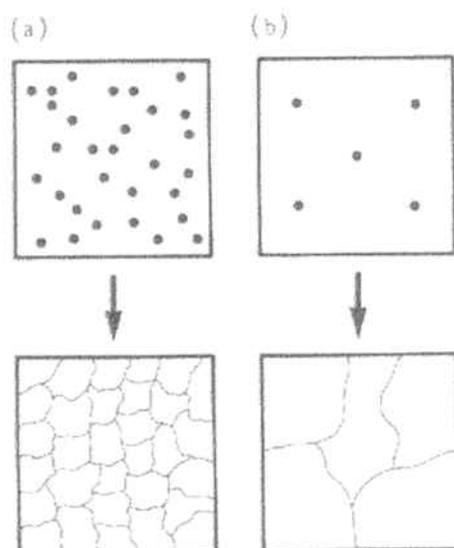


Fig. 11. Crecimiento de grano a partir de los núcleos.
Tomado de Mc. Cabe.

Se dice que algunos metales y aleaciones tienen una estructura granular refinada, y se consigue sembrando el material con un metal aditivo que forma núcleos de cristalización. (27).



2.5.2.1.-SOLIDIFICACION. CURVAS DE ENFRIAMIENTO

Según la temperatura de fusión de los metales que constituyen una aleación, podemos saber a que concentración de los materiales hay un mayor o menor grado de nucleación.

El potencial de nucleación es mayor cuando hay una separación amplia entre las líneas de *solidus* y *liquidus*. (Fig. 12)

Esto explica lo que sucede con una aleación en solución sólida (metales completamente insolubles en fase sólida). La aleación consiste en una mezcla de metales puros que se enfría rápidamente, por ejemplo durante el colado. Con un enfriamiento lento el proceso de cristalización se acompaña de difusión y una distribución al azar de los átomos, sin nucleación. Un enfriamiento rápido priva en seguida a la aleación de la energía y movilidad necesarias para que se produzca la difusión de los átomos (Figs. 13 y 14). La reducción de la velocidad de enfriamiento como medio de eliminar la nucleación podría ser perjudicial, dado que se produciría una aleación con granos de gran tamaño que sin duda tendrían propiedades mecánicas inferiores.

En ocasiones se utiliza un tratamiento térmico para eliminar la estructura nucleada, denominado *homogeneización* y que consiste en calentar a una temperatura justo por debajo la temperatura *solidus* durante unos minutos para permitir la difusión de los átomos y el establecimiento de una estructura homogénea. Después se temple la

aleación para impedir el crecimiento de los granos, mejorando propiedades como la resistencia a la corrosión (13, 19)

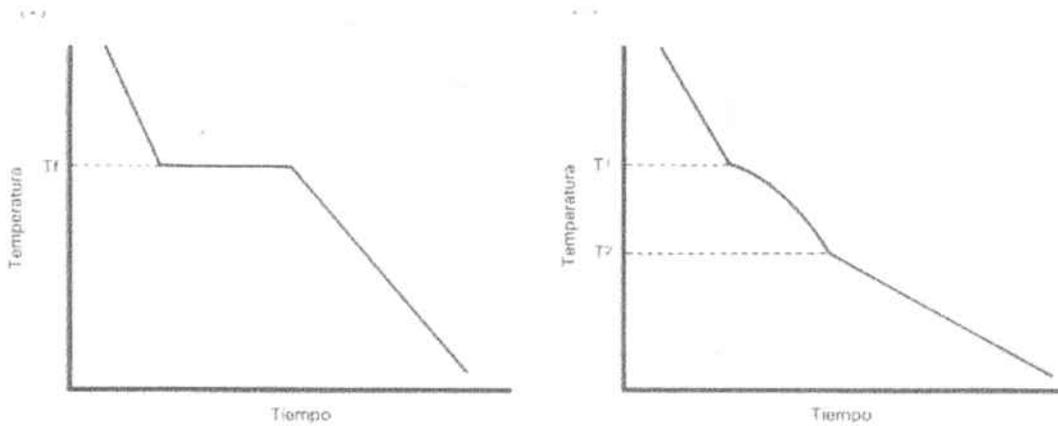


Fig. 12. Curvas de enfriamiento de un metal puro que muestran la solidificación a una temperatura determinada y de una aleación, que muestra la solidificación en un intervalo de temperaturas.

Tomado de Mc. Cabe.

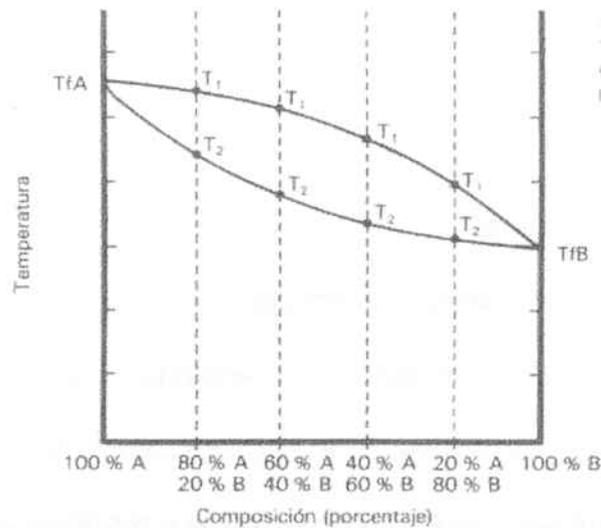


Fig. 13. Composición de la aleación a las diferentes temperaturas. Tomado de Mc. Cabe.

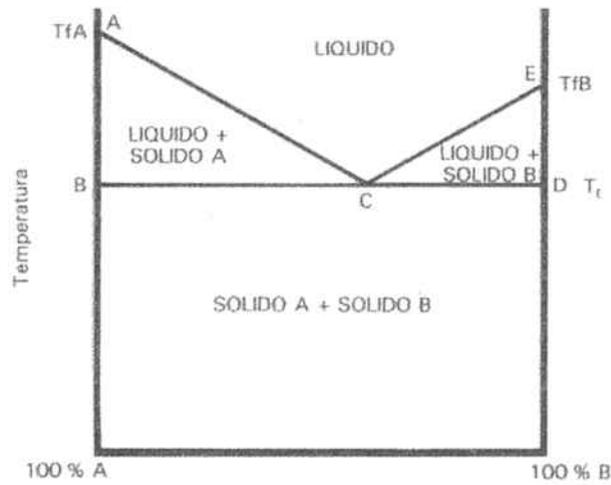


Fig. 14. Gráfica eutéctica de la solidificación de dos sólidos con diferentes temperaturas de fusión. Tomado de Mc. Cabe.

2.6.-CRECIMIENTO DE GRANO

2.6.1.- PROCEDIMIENTO DE ENDURECIMIENTO.

El proceso de endurecimiento se pueden dividir en tres estadios:

- ◆ Recuperación
- ◆ Recristalización primaria
- ◆ Crecimiento de grano

A temperaturas bajas y homogéneas se da la recuperación, que es una transformación sin difusión de átomos y puede eliminar los nudos o acumulaciones de dislocaciones. También contribuye a la nucleación del proceso de recristalización sin alterar el tamaño de grano.

A mayores temperaturas se da la recristalización primaria. En este proceso la estructura inicial se sustituye por uno nuevos granos libres de estrés. La recristalización se divide en dos fases: *nucleación y proceso de crecimiento*.

A temperaturas aún mayores se produce el crecimiento de grano. En este estadio los granos recristalizados empiezan a crecer. Hay dos tipos de crecimiento de grano; el crecimiento de grano normal y el crecimiento de grano anormal (también llamado recristalización secundaria), en el que un grano crece mucho más que los demás. El crecimiento de grano anormal causa un número limitado de granos que crecen hasta medidas anormales en una estructura granular fina. Este fenómeno es fácil de identificar

pero difícil de cuantificar. Aunque la recristalización primaria y el crecimiento de grano también involucran la migración de los límites de grano, las fuerzas conductoras no son las mismas. Las fuerzas para la recristalización primaria vienen de la energía almacenada durante el trabajo en frío y el proceso de recuperación mientras que las fuerzas conductoras para el crecimiento de grano vienen de la reducción en totalidad del sistema de la energía del límite del grano.

Dependiendo de la aplicación del material el crecimiento de grano puede ser suprimido imitando el proceso de endurecimiento o añadiendo solutos para obtener una estructura granular fina dando como resultado un material duro y fuerte. El crecimiento de grano también puede ser favorecido para conseguir granos grandes o incluso un único cristal si el material debe soportar tensión a altas temperaturas. (28, 29, 30)

Por tanto los cambios en la microestructura se pueden dar por:

- ◆ Adición solutos
- ◆ Trabajo en frío

2.6.1.1.-ADICION DE SOLUTOS

Como ha sido comentado anteriormente en el apartado de solidificación la adición de solutos, denominada nucleación heterogénea, consiste en añadir a un líquido solutos (impurezas insolubles), que se mojan por el metal líquido, formando cristales al solidificar sobre el agente de nucleación. Estos núcleos que actúan como semillas, disminuyen la energía requerida para formar un núcleo estable. (26)

2.6.1.2.-TRABAJO EN FRIO

Además de producir cambios en la microestructura concentrándose en las dislocaciones en los límites de grano también produce un cambio en la forma del grano. Estos dejan de ser equiaxiales y adoptan una estructura más fibrosa, aumentando el valor del límite elástico. La ductilidad o maleabilidad disminuye debido a que se reduce el potencial de mayores trabajos en frío, endureciéndose el material. (temperatura de recristalización). Si se efectúa este trabajo a temperaturas más elevadas, es posible cambiar la forma del metal sin alterar la forma del grano. Algunos trabajos del trabajo en frío en odontología son:

- a) Confección de alambres
- b) Flexión de alambres y ganchos durante la construcción de aparatos
- c) Forjado de bases de prótesis de acero inoxidable

Existe un límite para efectuar trabajo en frío, que una vez superado puede ocasionar la fractura. Si un metal o aleación trabajado en frío con estructura fibrosa, se calienta por encima de su temperatura de cristalización, revierte a forma equiaxial y se ablanda con un menor valor del límite elástico. Por tanto la recristalización puede utilizarse como un tratamiento térmico de ablandamiento. (31, 32, 33, 34).

Si se mantiene la temperatura de recristalización el tiempo suficiente puede producirse la difusión de átomos a través de los límites de grano, causando el crecimiento de grano. (33).

2.6.2.-CINETICA DEL CRECIMIENTO DE GRANO

La fuerza impulsora para el crecimiento de grano reside en la eliminación de energía de superficie de los límites de grano, de tal manera que al introducir una energía térmica se produce difusión, aumentando el tamaño y disminuyendo el área del límite de grano y a su vez, la energía total almacenada con la consiguiente mayor estabilidad termodinámica. (35 al 39).

La difusión de átomos a través de un límite de grano se considera que es un simple proceso activado por una energía de activación. Para una aleación se puede predecir el tamaño de grano para una determinada temperatura y tiempo de tratamiento térmico.

Al aumentar la temperatura la cinética es más rápida ; y en una misma temperatura al aumentar el tiempo el grano tiene un crecimiento exponencial, aunque al partir de un tiempo determinado es más lento.

La energía de activación (orden de crecimiento) depende de la composición química de la aleación. Si la energía de activación aumenta, la cinética del proceso disminuye. (22)

Para calcular la energía de activación, se utiliza una ecuación tipo Arrhenius que se asemeja a la etapa de crecimiento de grano: (33, 40,41).

$$D=Kt^n \quad (A)$$

Siendo K una constante, t el tiempo de tratamiento térmico, n el orden de crecimiento y D es como parámetro de tamaño, el diámetro mínimo.

Si $D=Kt^n$,operando con logaritmos tenemos que:

$$\text{LogD} = \text{LogK} + n\text{Logt}$$

$$\text{LogD} = k' + \text{Logt}$$

La representación gráfica de estos logaritmos son ecuaciones lineales, cuya pendiente nos da el orden de crecimiento (n).

Si la difusión de los átomos a través de un límite de grano es un proceso de activación simple, puede demostrarse que K, puede ser reemplazada por: (35 al 38)

$$K = K_0 \exp(-E/RT) \quad (\text{B})$$

Donde E es un calor de activación del proceso, T es la temperatura en grados Kelvin, R la constante internacional de los gases y K_0 es una constante de la energía específica del límite de grano. Combinando las ecuaciones (1) y (2) el tamaño de grano puede ser descrito en función de la temperatura y el tiempo a la vez. Obteniendo la *Ley de crecimiento de grano*: (53, 42).

$$D = K_0 \exp(-E/RT) t^n \quad (22)$$

2.6.3.-DETERMINACION DEL TAMAÑO DE GRANO

Es importante determinar el tamaño de grano, para considerar las propiedades de un material policristalino. Se puede calcular utilizando el método de intersección. Este consiste en trazar líneas rectas de la misma longitud en varias fotomicrografías que muestran la estructura granular.; se divide la longitud de la línea por el número medio de granos cortados por cada uno de los segmentos. El diámetro medio del grano se obtiene dividiendo este resultado por los aumentos lineales de las fotomicrografías.

Probablemente el método más utilizado es el desarrollado por la American Society for Testing and Materials (ASTM). ASTM tiene preparadas 10 cartas normalizadas, con granos de diferente tamaño medio de grano. Se ha asignado un índice a cada una de estas cartas, del 1 al 10, denominado *índice de tamaño de grano*; el mayor índice tiene el menor tamaño de grano. Las probetas se deben preparar cuidadosamente para revelar la estructura granular, que se fotografía a 100 aumentos. El tamaño de grano se asigna por comparación con el índice de tamaño de grano de la carta más parecida a la fotomicrografiada. Así, una determinación visual basta para asignar el tamaño. (43, 44, 45)

2.6.4.-MICROESTRUCTURA DEL COLADO

Durante el proceso de solidificación la estructura de un colado puede ser dividida en tres zonas:

- ◆ La zona de enfriamiento rápido, que está cercana a la pared del molde.
- ◆ La zona columnar con granos elongados.
- ◆ La zona central o equiaxial. (Fig. 15).

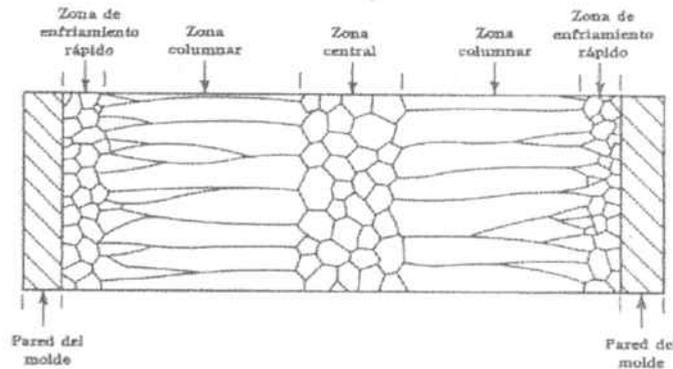


Fig. 15. Tomada de M. Svedberg.

2.6.4.1.-ZONA DE ENFRIAMIENTO RAPIDO

Cuando la primera parte de la aleación fundida entra en el molde de revestimiento y entra en contacto con las paredes de éste, se enfría rápidamente por debajo de la temperatura de *liquidus* resultando la formación de una gran cantidad de núcleos sobre la pared del molde, los cuales empiezan a crecer dentro del líquido. Al introducir la aleación fundida la pared del molde se calienta y algunos de los cristales solidificados se despegan de la pared por las turbulencias que se producen con la entrada en masa de la aleación fundida.

Si la temperatura de colado es suficientemente alta el material fundido mantiene durante un tiempo temperatura elevada y los cristales sólidos que se despegan se refunden de nuevo, de forma que los únicos cristales de enfriamiento rápido son los que se encuentran en la pared del revestimiento.

Si la temperatura de colado es baja ocurre un “*big-bang*” de nucleaciones. Esto significa que el líquido se rellena de multitud de cristales sólidos. Estos son asimilados en la zona fundida, pero como la temperatura del líquido es menos los cristales pueden seguir creciendo, resultando una estructura granular fina, compuesta de granos equiaxiales, sin zona columnar. (31, 32).

2.6.4.2.-ZONA COLUMNAR

Inmediatamente después de introducir la aleación en el molde de revestimiento el gradiente de temperatura de la aleación decrece y los cristales crecerán dendriticamente en direcciones cristalográficas. Los cristales con direcciones perpendiculares a la pared crecen más rápido, eliminan el crecimiento de los granos orientados menos favorablemente.

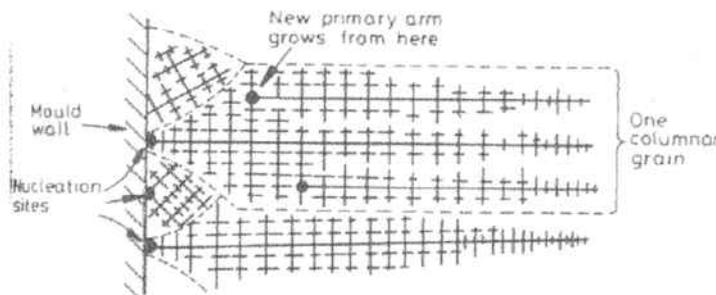


Fig. 16. Tomada de M. Svedberg.

Debido a la disminución de la temperatura, el espacio que existe entre las dendritas primarias y secundarias aumenta cuanto más alejados están de la pared modelo.

2.6.4.3.-ZONA CENTRAL O EQUIAXIAL

La mayoría de estos granos se forman a partir de brazos de dendritas refundidos. Las corrientes de convección que se forman en el interior del líquido causan pulsos de aleación a diferentes temperaturas. Si un pulso toca a una dendrita ya formada puede empezar a fundirla de nuevo y esta se despegar de su localización anterior. Si un pulso de menor temperatura llega a la dendrita despegada antes de su fusión total, ella puede actuar como núcleo de cristalización para una nueva dendrita. Por eso se entiende que las corrientes de convección juegan un papel importante. Si la convección es pobre, el tamaño final de grano es grande y hay preponderancia de granos columnares.(29-30).

2.6.4.4.-SEGREGACIÓN

Cuando los componentes (A Y B) de una aleación tiene diferentes temperaturas de fusión, al solidificarse a medida que disminuye la temperatura , A cristaliza antes que B.

Esto significa que la concentración de A y B varía en la aleación y en unas zonas del material habrá una mayor porcentaje de A que de B, ya que este último solidifica a

una temperatura menor, permaneciendo en estado líquido cuando A ya se ha endurecido. (40).

2.7.-PROPIEDADES MECANICAS

Las propiedades de los materiales utilizados en aplicaciones odontológicas varían de acuerdo a su aplicación específica. Los metales y su comportamiento mecánico (resistencia, dureza, ductilidad) juegan un papel imprescindible para la confección de prótesis dentales. (Gil) (47).

Factores como la estructura atómica , densidad , tipo de enlace ,estructura cristalina, tamaño de grano, dislocaciones, metales aleados etc... conforman las características del material.(42, 46).

Las propiedades mecánicas se refieren al comportamiento del metal cuando se le inducen tensiones y se deforma. Esta relación tensión – deformación es fácil de conseguir utilizando máquinas de ensayo, que consiste en aplicar diferentes tipos de carga (pruebas de ensayo) . La estabilidad de un sólido bajo la aplicación de una carga mecánica viene determinada por la energía de sus enlaces. La distancia más estable es la que corresponde a las posiciones de mínima energía ; ese valor de equilibrio es cero. A distancias mayores la fuerza es positiva y representa una atracción ; a distancias menores, su valor es negativo y representa una repulsión. (49, 50).

2.7.1.-COMPORTAMIENTO TENSION-DEFORMACION

2.7.1.1.- TENSION

Cuando se aplica una fuerza externa a un cuerpo o muestra de material ensayado, en el cuerpo se crea una fuerza interna igual en magnitud, pero en dirección opuesta.

Las fuerzas y momentos a los que puede ser sometido un material pueden tener diferentes direcciones, como son : tracción, compresión, flexión, cizalladura, torsión o combinaciones de diferentes modos de carga.



Fig. 17.Tomada de J.F. Gil. Fundamentos de biomecánica.

Métodos de ensayo comúnmente utilizados con los materiales dentales son:

- ◆ Prueba transversal o de flexión en tres puntos.
- ◆ Prueba de tracción – compresión diametral. (19, 48).

2.7.1.2.- DEFORMACION

La aplicación de una fuerza externa a una muestra da como resultado un cambio en la dimensión del cuerpo, que depende de las propiedades del material y de la fuerza aplicada. Según la elasticidad del cuerpo, se recuperará, permanecerá deformado o se recuperará parcialmente.

2.7.2.-RELACION TENSION-DEFORMACIÓN

La tensión y deformación pueden observarse como un ejemplo de causa y efecto. Si sometemos un material a una carga mecánica, su respuesta es la deformación. Este cambio de dimensión sigue una curva fuerza-elongación como en la figura 18.

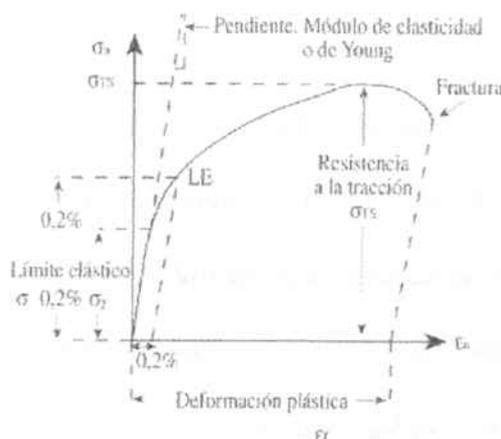


Fig. 18. Tomado de J. F. Gil: Fundamentos de biomecánica.
 σ = tensión . ϵ = defomación.

La primera parte de la curva es lineal y responde a una ecuación de la ley de Hooke, que en términos de tensión - deformación, se describe:

$$\sigma = E \varepsilon$$

donde σ es la tensión que corresponde al cociente entre la fuerza aplicada y el área, ε es la deformación o el cambio de longitud respecto a la longitud inicial y la pendiente de la curva, es el módulo de elasticidad o de Young (representado por E), y se corresponde a la tensión a partir de la cual las deformaciones no se recuperan totalmente. A menudo por la dificultad de caracterizar experimentalmente el módulo de Young, se suele utilizar el límite de proporcionalidad (P) para dar una aproximación del valor del límite elástico. Si "P" es elevado, el material soportará probablemente la tensión aplicada sin sufrir deformación. En la práctica, para los conectores de prótesis parciales interesa una " P " elevada, como en el caso del Cr-Co que puede soportar tensiones elevadas sin distorsionarse. (19).

El comportamiento elástico del material conlleva que si se descarga el material, retorna a su forma original, no observándose deformación alguna. Sin embargo un material linealmente elástico muestra un cambio de área cuando es alargado. La disminución relativa de área por unidad de aumento de longitud se expresa por la relación de Poisson que puede definirse como:

$$\nu = -\varepsilon_y / \varepsilon_x = -\varepsilon_z / \varepsilon_x$$

para una barra de material a la que se aplica una tensión en la dirección de las "x" y que se contrae en las direcciones "y" o "z", siendo ε_x , ε_y , ε_z las deformaciones en cada eje.

Hay que señalar que esta definición es sólo verdadera para materiales isotrópicos (materiales

en los que las propiedades son iguales en cualquier dirección); los materiales anisotrópicos, muestran cantidades diferentes de contracción en distintas direcciones y no obedecen a la anterior igualdad. Si un material tiene un elevado módulo de Poisson, se puede decir que sus átomos pueden moverse libremente unos con respecto a otros, como por ejemplo: (caucho). En los materiales cuyos átomos están fuertemente enlazados y resisten por tanto un cambio de forma, el módulo de Poisson tiende a cero. (26, 30).

El módulo de elasticidad (E) está relacionado con el módulo de cizalladura (G) mediante la relación de Poisson para un material isotrópico por la ecuación:

$$G = E/2(1+\nu)$$

Las tensiones de cizalladura se aplican paralelamente a la superficie de la estructura, como puede observarse en la Figura 19. Estas tensiones producen deformación por deslizamiento. La Figura 19 muestra un bloque originariamente rectangular, que se distorsiona en un paralelepípedo por traslación de los vértices, dando un ángulo γ .

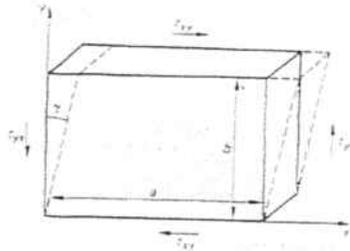


Fig. 19. Tomada de J.F. Gil : Fundamentos de biomecánica.

Si se mide γ en radianes, se define como la deformación por cizalladura para un material linealmente elástico como:

$$\tau = G\gamma$$

Si el material linealmente elástico se somete a la acción de una tensión hidrostática, generalmente una presión p , la deformación viene ahora definida como un cambio de volumen dV/V y la tensión se relaciona con este cambio de volumen por medio del módulo de volumen K , donde:

$$p = KdV/V$$

Se puede demostrar que los diversos módulos están relacionados mediante las siguientes ecuaciones:

$$G = E/2(1+\nu)$$

$$K = E/3(1-2\nu)$$

y de las dos ecuaciones anteriores, se puede escribir

$$E = 3G/(1+G/3K)$$

Para la mayoría de los materiales $3K \gg G$, y por tanto se puede escribir

$$E = 3G(1-G/3K)$$

como se desprende de la última ecuación, el módulo de elasticidad vendrá determinado principalmente por la resistencia a la cizalladura (G) y no por el cambio de volumen (K).

El módulo de elasticidad (E) de muchos materiales dependerá principalmente de dos factores: la rigidez de enlace y la densidad de enlaces por unidad de área. Un enlace se comporta como un muelle. Tiene una constante de recuperación denominada S y se relaciona con E de la siguiente forma :

$$m. \text{ elástico } (E) = S / \text{radio atómico.}$$

S es mayor en los enlaces covalentes que en el iónico y metálico. De esta relación se deduce que los metales tienen un módulo de elasticidad elevado a causa de los empaquetamientos compactos de sus átomos dando una elevada densidad de enlaces y una alta energía. (26, 47, 51, 52).

2.7.3.-DUREZA

La capacidad de un material a resistir una carga estática es determinado por el ensayo de tracción, compresión o cizalladura. Apartir de las curvas tensión - deformación se pueden obtener las propiedades mecánicas que caracterizan al material.

El área bajo la curva tensión-deformación da una información más importante sobre los materiales ensayados (Fig. 20). El área bajo la curva hasta el límite elástico, proporciona datos sobre la elasticidad. Esta se puede definir como la energía absorbida por un material que está sufriendo deformación y se libera al adoptar su forma original.

El área total bajo la curva de tensión-deformación indica la dureza. Esta se mide en unidades de energía y puede definirse como la cantidad total de energía que un material puede absorber hasta llegar al punto de fractura. Un material capaz de absorber grandes cantidades de energía se denomina material duro. Lo contrario de la dureza es la fragilidad.

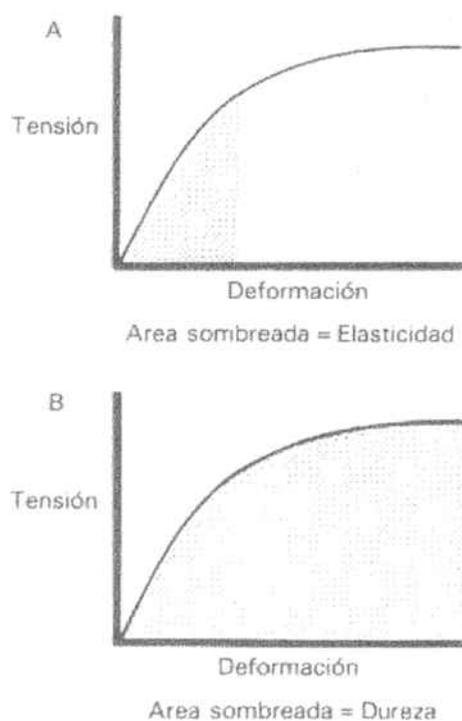


Fig. 20. Tomado de Mc. Cabe.

La dureza a menudo se utiliza para indicar la capacidad de resistir rascaduras, y también para indicar la resistencia a la abrasión, por ejemplo en el desgaste abrasivo.

El valor de dureza, a menudo denominado número de dureza, depende del método utilizado para su evaluación. Por lo general, valores bajos indican un material blando.

Entre los métodos más utilizados están: Vickers, Knoop, Brinell y Rockwell. (19, 27).

En el caso de dureza Vickers se utiliza una pirámide de diamante de base cuadrada para indentar el material. Después se mide la profundidad de la hendidura utilizando un microscopio.

2.7.4.-DUCTILIDAD. ENSAYO DE TRACCION

Los ensayos de tracción nos dan una indicación de ductilidad .La tensión es la fuerza por unidad de área y el alargamiento o deformación es el cambio por unidad de longitud de la dimensión lineal de un cuerpo que acompaña al desarrollo del esfuerzo y se expresa en porcentajes.

Si las tensiones que se aplica al material son superiores al límite elástico, la deformación que se produce es permanente (deformación plástica) y corresponde a la aparición de discontinuidades en la red cristalina, dislocaciones, bandas de deslizamiento, donde los movimientos atómicos son mayores en varios órdenes de magnitud respecto al parámetro reticular.

En la zona donde se produce una deformación permanente, la carga continúa creciendo, aunque a una velocidad siempre decreciente. Los materiales dúctiles (con gran alargamiento), se estiran mientras la carga se mantiene constante o disminuye; y por último, se rompen. (48, 53).

Al aumentar la tensión en el ensayo de tracción se produce un alargamiento de la muestra hasta la rotura. La reducción de la sección en esta zona se denomina estricción. Este valor junto con el alargamiento indican la ductilidad del material..

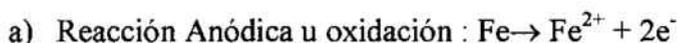
2.8 -OTRAS PROPIEDADES

2.8.1.-CORROSIÓN

La corrosión puede ser definida como una reacción química entre un metal y su entorno para formar compuestos metálicos. Algunos metales pueden reaccionar espontáneamente tanto en un entorno gaseoso como acuoso. Los compuestos obtenidos son químicamente más estables que los metales de los cuales se originan, ya que tienden a oxidarse para conseguir una mayor estabilidad termodinámica. (54).

La corrosión es un fenómeno indeseable y reduce el número de aleaciones que pueden ser usadas en la cavidad oral. (9).

El entorno oral es ideal para la corrosión acuosa debido a la presencia de humedad y fluctuaciones de pH y temperatura. La corrosión acuosa que se produce en condiciones fisiológicas es de tipo electroquímico:



Esta última reacción ocurre para valores de PH neutros, pudiéndose producir otras reacciones en medios más ácidos. Al producirse simultáneamente estas reacciones en la superficie del metal se crea una pila electroquímica. (5, 6, 7)

Celdas electrolíticas:

Se ha de considerar un medio electrolítico conteniendo cationes M^+ y aniones A. Si dos conductores eléctricos, o electrodos, se colocan en este electrolito y una

diferencia de potencial eléctrico se establece entre ellos con una batería, entonces tendremos movimiento de iones. Los cationes se moverán hacia el electrodo cargado negativamente, el cátodo, y los aniones se moverán hacia el ánodo, o electrodo cargado positivamente. Este proceso se denomina electrolisis. Las reacciones que se dan son:

Reacción en el cátodo: $M^+ \text{ electrón} \rightarrow M$

Reacción en el ánodo: $A \rightarrow A \text{ electrón}$

Celdas galvánicas :

Consideramos dos electrodos de diferentes materiales, por ejemplo de cobre y zinc, sumergidos en un electrolito de ácido sulfúrico. Cuando entre los dos electrodos se produzca el contacto eléctrico, fluirá una corriente, por la diferencia de potencial entre los dos elementos. Las reacciones pueden escribirse como:

Reacción en el cátodo: $2H^+ + 2 \text{ electrones} \rightarrow H_2$

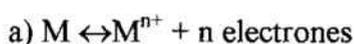
Reacción en el ánodo: $Zn \rightarrow Zn_2 + \text{ electrones}$

Esto es un ejemplo de una celda galvánica en la que el zinc se corroerá.

La corrosión se produce en diferentes lugares de la superficie metálica formando picaduras (10). La localización de estas depende de muchos factores, como puede ser la unión de diferentes metales que crea una celda galvánica, zonas con diferente concentración de oxígeno, o de otros iones, donde haya erosión o fricción metálica, límites de grano...etc. La corrosión provoca pérdida de propiedades del material y la liberación de iones metálicos en el fluido fisiológico con los posibles problemas de toxicidad que esto conlleva. (11, 55, 56).

Potencial de electrodo:

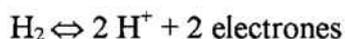
Si se considera la reacción (a) reversible:



La reacción directa ($M \leftrightarrow M^{n+} + n \text{ electrones}$) libera electrones, y la reacción inversa ($M^{n+} + n \text{ electrones} \rightarrow M$) los consume. Cuando los electrones son producidos esto causa un potencial en el electrodo. Este potencial de electrodo indica el sentido principal hacia el que se desarrollará la reacción, indicando la tendencia del metal a corroerse.

El flujo de electrones entre ánodo y cátodo que ocurre por el diferente potencial se puede medir utilizando el electrodo estándar de hidrógeno. Los potenciales pueden alterarse en función del estado termomecánico (trabajo en frío, recocidos, etc), por la concentración de impurezas presentes, entre otras.

El potencial de electrodo estándar se expresa normalmente relativamente a la reacción:



A la que se le ha dado el valor de cero. El metal que tiene el menor potencial estándar de electrodo actúa como ánodo y se corroerá.

Polarización:

Lo que se extienda la corrosión en el tiempo depende principalmente de la polarización. Este fenómeno es la combinación de tres factores:

- I. La activación de la polarización resulta de la diferencia de potencial requerida para permitir que las reacciones del electrodo tengan lugar a una cierta velocidad.
- II. La concentración de la polarización, debido a la acumulación de productos de la reacción, puede ocurrir. Por ejemplo, alrededor del ánodo de zinc, puede haber una concentración de iones de zinc, que reducirán la corriente hasta que ellos se vayan al cátodo.
- III. La polarización debida a la formación de una película en la superficie del electrodo puede reducir la velocidad de la reacción electroquímica. (11, 55).

Polarización de ánodo y cátodo:

Mediante la polarización del ánodo y del cátodo, se obtienen un curvas midiendo el potencial de cada electrodo a una corriente determinada. Cuando aumenta la corriente de la celda, el potencial de electrodo aparente del ánodo aumenta mientras que el del cátodo decrece. La corriente en el punto donde esas curvas confluyen se llama la corriente de corrosión, I_c , y es la corriente máxima de la celda. (57).

Para un metal capaz de formar un óxido que sea estable en la presencia de un electrolito, se dice que el metal se ha pasivado a potenciales superiores a valor en el que se cubre por una capa de óxido. (56).

Mediciones potencioestáticas

Las mediciones potencioestáticas se usan para obtener datos experimentales de pasividad. En vez de medir el potencial para una corriente determinada, se controla el potencial y se mide el valor de corriente para mantener el potencial determinado.(58).

Protección a la corrosión

Las estructuras que deben mantener su función durante períodos de tiempo muy largos deben estar hechos o de aleaciones nobles o aleaciones con pasivado, (59, 64) que es la tendencia a formar una película de óxido superficial, que protegerá al resto del material metálico del ataque químico. (65, 69).

Tipos de corrosión.

Se puede producir “corrosión bajo tensión” y “corrosión fatiga”, que se producen cuando el material en ambiente corrosivo está sometido a tensiones mecánicas externas de tipo estático o cíclico, respectivamente. La tensión mecánica provoca la aparición de zonas anódicas en los lugares donde haya una mayor intensidad de tensión, respecto a las zonas no tensionadas, que se comportarán como zonas catódicas. (70, 71, 72).

Otro tipo de corrosión es la producida por el desgaste. Cuando los materiales tienen rozamiento, se produce además de la creación de zonas anódicas y catódicas, la destrucción de las capas de óxido por efecto de la fricción, generándose otras nuevas, pero los residuos van a parar a los tejidos vivos. Los tratamientos térmicos pueden hacer más resistente al material a este tipo de corrosión. (73, 74).

2.8.2.-FRICCIÓN Y DESGASTE.

Las fuerzas de fricción son de gran importancia en la mecánica, al permitir la transmisión de movimiento y pares de fuerza entre piezas en contacto. Aunque son conocidas desde antiguo no lo es tanto su naturaleza, por lo que la predicción de su magnitud es todavía básicamente empírica. A diferencia de otros tipos de esfuerzos aplicados en elementos mecánicos, las fuerzas de fricción dependen de la naturaleza y estado de las partes frotantes. Es decir, para unas mismas condiciones de entorno (temperatura, velocidad relativa, carga aplicada) las fuerzas de fricción existentes dependen del par frotante y basta que varíe uno de ellos, para que también ellas lo hagan. (53).

La importancia del desgaste es comparable a la de otros mecanismos de fallo como fractura frágil, fatiga y corrosión. El desgaste es consecuencia de la fricción y, por lo tanto puede aparecer en la superficie de aquellas piezas en contacto y en movimiento respecto a otras, causando su deterioro. El conocimiento básico del desgaste está todavía apreciablemente atrasado con respecto al que se tiene de otros mecanismos de fallo mecánico. Aunque en los últimos años se han realizado avances sustanciales, las técnicas de predicción de vida no han alcanzado el desarrollo que permita su utilización como herramientas fiables de diseño. Esto es debido a que el desgaste no es un proceso sencillo; factores tan variados como temperatura, atmósfera corrosiva, velocidad de las partes en contacto, tipo y magnitud de las cargas aplicadas, acabado superficial,

lubricación etc., afectan y alteran de forma dramática el tipo de desgaste que puede tener lugar en cada caso. (30, 48).

2.8.2.1.-LA FRICCIÓN.

Las fuerzas de fricción se producen cuando existe un movimiento relativo entre dos piezas en contacto bajo la aplicación de una carga, que puede incluso ser el propio peso de una de ellas. La fuerza de fricción generada se opone al movimiento entre las dos piezas y es, por tanto, una cizalladura actuando sobre la intercara de contacto.

Esta fuerza de fricción es conocida desde antiguo y depende de la carga aplicada (L) y del coeficiente de fricción (μ). La fuerza de fricción (F) = $L\mu$

Consideremos dos piezas en movimiento relativo con velocidad “ v ”, entre las que hay aplicada una carga “ L ”. Supongamos, por el momento que una de las piezas tiene mucha mayor dureza que la otra. El desplazamiento de la pieza más dura contra la blanda, producirá una deformación plástica de esta última desde su superficie hasta el interior, afectando una profundidad que dependerá de la carga aplicada y del desplazamiento total realizado.. Se pueda afirmar que la deformación no es homogénea en todo el espesor, sino que disminuye gradualmente desde la superficie en donde actúa la fuerza de fricción (F), responsable de la deformación.

El trabajo realizado por la fricción al desplazarse una pieza sobre la otra una distancia , debe ser igual a la energía de deformación plástica en la subcapa. Es decir , depende de la naturaleza del material y de su curva tensión – deformación. (47).

El que la anchura del área de contacto entre las dos piezas varíe con la carga aplicada, se debe a que las superficies no son perfectamente lisas, siendo por tanto, el área real de contacto menor que la teórica de la pieza. Cuando la carga se hace suficientemente grande, ambas áreas tienden a igualarse, los campos de deformaciones plásticas debajo de las irregularidades superficiales se solapan, y en consecuencia la variación del área con la carga, será cada vez más lenta.

En el caso que las dos piezas tuvieran durezas similares, la deformación plástica producida por la fricción se repartirá entre ellos.

De igual forma se han de tener en cuenta , si existen otros materiales interpuestos entre las dos superficies, como por ejemplo películas superficiales de óxidos. De aquí la importancia del estado superficial en la determinación de las fuerzas de fricción. Este mismo hecho explica el bajo coeficiente de fricción cuando se aplican lubricantes. (51, 53).

2.8.2.2.-TIPOS DE DESGASTE.

El desgaste se puede definir como el cambio dimensional no deseado, producido por la eliminación gradual de materia de las superficies en contacto y en movimiento relativo (acción mecánica).(75)

En la literatura se encuentran citados numerosos tipos distintos de desgaste, entre los que cabe citar los siguientes: adhesivo, abrasivo, fatiga superficial, corrosivo, erosión y cavitación.

El desgaste adhesivo es el que tiene lugar entre superficies en deslizamiento. El abrasivo es el producido por partículas sueltas atrapadas entre las superficies en movimiento. Finalmente, el desgaste por fatiga superficial tiene lugar entre superficies animadas de un movimiento de rodadura.

La complejidad del fenómeno desgaste viene aumentada por el hecho de que en la práctica, los distintos tipos no actúan aislados, sino que puede haber varios de ellos actuando simultáneamente.

Además existen factores que influyen en él, como el área de contacto real y aparente.

Area de contacto real y aparente:

Dado que no existen superficies microscópicamente lisas, es muy importante conocer la diferencia entre el contacto real y el contacto aparente que se produce cuando dos superficies, microscópicamente rugosas, entran en contacto.

La figura 22 (a) muestra que el contacto físico entre las dos superficies está localizado exclusivamente en diversos puntos, denominados uniones. La suma del área de contacto de esas uniones nos da la superficie real de contacto mientras que la aparente sería el área macroscópica de las superficies que están enfrentadas en ese momento. (76)

2.8.2.2.1.-DESGASTE ADHESIVO.

El desgaste adhesivo sucede cuando un material sólido resbala sobre la superficie de otro material y es presionado contra él. Por efecto de la fricción ocurre que las asperezas causadas en una de las superficies quedan soldadas a la otra. (Fig. 21 (a)). El volumen de material transferido es proporcional a la superficie real de contacto y a la distancia de desplazamiento. (77,78).

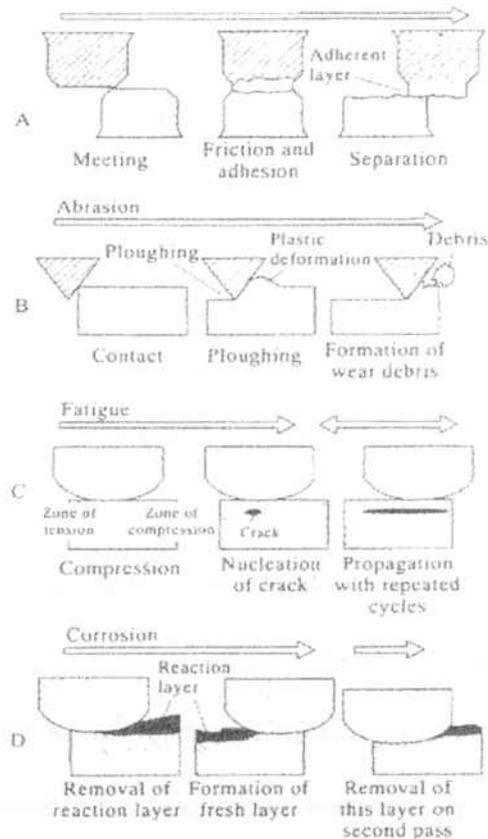


Fig. 21. Tomada de M. Svedberg.

Una forma frecuente de representar el desgaste por deslizamiento consiste en graficar la pérdida en volumen (o peso) en función de la distancia deslizada. La velocidad de desgaste es la pendiente de la línea. Es frecuente la existencia de dos pendientes, una inicial elevada, correspondiente a un desgaste transitorio inicial y otra menor, posterior. (79,82)

Dentro del llamado desgaste adhesivo [Fig. 21 (a)] la complejidad es grande, pudiendo de nuevo existir varios mecanismos responsables del mismo. Estos se pueden clasificar en cuatro grandes grupos.

- a) Gripaje.

- b) Desgaste por fusión.
 - a) Desgaste oxidativo.

 - d) Desgaste plástico.

Las variantes que controlan el mecanismo de desgaste son: la carga normalizada, la velocidad de desgaste normalizada , el área de contacto, la dureza a temperatura ambiente, el radio de círculo equivalente al área de contacto y la difusividad térmica.

a) Gripaje.

El área real de contacto entre superficies, es normalmente muy pequeña .

Las presiones locales elevadas en los puntos de contacto pueden forjar uniones metálicas entre las superficies, incluso en condiciones estáticas. Para que sea posible el movimiento entre las dos superficies, las uniones deben cizallarse volviéndose enseguida a formar nuevas uniones que de nuevo se cizallan; mediante este mecanismo y bajo grandes cargas el área real de contacto crece hasta que iguala el área de contacto, siendo ésta la condición de “gripaje”. (83).

Este mecanismo parece depender de la aplicación de cargas elevadas y ser independiente de la velocidad de deslizamiento.

b) Desgaste por fusión.

La fusión localizada puede existir incluso a velocidades de deslizamiento tan modestas como 1 m/s. A velocidades más elevadas, 10 :- 100 m/s, el coeficiente de fricción disminuye hasta valores muy pequeños debido a la formación de una película de metal líquido en la intercara de deslizamiento que actúa como lubricante. La capa líquida aguanta la carga hidrodinámicamente, pero el calor generado por el trabajo viscoso en la capa continúa fundiendo más material, de esta forma la velocidad de desgaste es elevada aunque el coeficiente de fricción sea pequeño. El metal eliminado de las superficies es

arrojado como partículas incandescentes o como gotas fundidas. Este mecanismo es competitivo con el oxidativo, y requiere no sólo de altas velocidades de deslizamiento, sino también de cargas relativamente elevadas.

c) **Desgaste oxidativo o químico**

Denominado también desgaste corrosivo (Fig. 21 d). Cuando la superficie del material sufre un proceso de corrosión, se forma una capa de material corroído, que posteriormente se desprenderá al friccionar con la superficie del otro material. Una vez eliminada esta primera capa, la reacción química continúa y formará una nueva capa de material corroído que volverá a ser arrancada, repitiéndose sucesivamente el proceso. Las partículas liberadas dependen de la velocidad a la que las superficies se deslizan, al producirse calor de fricción. Una velocidad de 1 m/s es suficiente para producir temperaturas instantáneas que produzcan oxidación (por ejemplo en el caso del acero). La temperatura instantánea y local depende fuertemente de la velocidad pero apenas de la carga. A 1 m/s esta temperatura es de 700°C. (76,78).

La aparición del desgaste oxidativo puede ir acompañado de una disminución en la velocidad del desgaste , por la formación de martensita en la superficie de contacto. El desgaste en este régimen está causado por la formación de una película de óxido, que se desprende y se vuelve a formar sucesivamente, como se ha comentado anteriormente. Cuando la velocidad y la carga son bajas, la película de óxido es delgada, discontinua y frágil. A mayores velocidades (> 10 m/s) y cargas, la película se hace más espesa y

continua, abarcando toda la superficie. En estas condiciones el calor de fricción es considerable; y en consecuencia el desgaste del metal es menor. Se puede por tanto distinguir dos regímenes: “desgaste oxidativo suave” y “desgaste oxidativo severo”, relacionados con las velocidades de deslizamiento antes citadas. Es importante señalar que el “desgaste oxidativo severo” lo es en lo que se refiere a la formación de óxido, pero es suave en los referente a la pérdida de material. (79, 82).

d) Desgaste plástico.

A velocidades de deslizamiento menores de 0.1 m/s, el calentamiento superficial es despreciable. El efecto de la fuerza friccional es deformar la superficie del metal, cizallándola en la dirección de deslizamiento. El cizallamiento causa “fallo plástico”: eliminación de partículas de metal de las superficies. (Fig. 21 b)

Si debido al desgaste saltan pedazos de metal, se tienen que nuclear y propagar grietas, en una escala microcópica, para permitir la separación de estos fragmentos.

2.8.2.2.2.-DESGASTE POR FATIGA SUPERFICIAL.

Este tipo de desgaste se produce cuando una superficie resbala sobre otra sin arañarla o por ejemplo cuando dos superficies operan en rodadura. Este proceso crea una zona de compresión por delante de la zona de contacto y una zona de tensión por detrás. (Fig 21 c) Esta situación, produce que se forme un punto de fractura en el interior del material, el cual se va propagando a consecuencia de la repetición de los ciclos. Si la fractura se propaga hasta la superficie, se fractura el objeto y, en consecuencia, se pierde el material. Este material perdido puede actuar con partículas de desgaste intermedio. (74, 76 y 78).

En el caso de dos cilindros, se produce una distribución de presiones sobre la anchura de contacto de los dos cilindros de ejes paralelos, por debajo de la capa superficial. Se aprecia una presión hidrostática que es máxima en la superficie y disminuye hacia el interior. La componente importante de cara al desgaste es la de cizalladura que es nula en la superficie, pero a medida que la zona de contacto pasa por un determinado lugar de la superficie, la cizalladura efectúa en el interior un ciclo que producen esfuerzos y por tanto, un efecto de fatiga mecánica en la pieza. Las grietas se nuclean en el interior de la pieza y crecen paralelas a la superficie hasta que alcanzan una longitud crítica que altera el estado tensional en la punta de la grieta, lo que hace que ésta se curve y acabe emergiendo al exterior, liberando de esta forma una partícula de material.

Las grietas en este proceso crecen a profundidades mayores que el caso del desgaste adhesivo, por lo que cuando se libera un fragmento metálico se produce un claro “desconchado” de la superficie metálica. (84).

2.8.2.2.3.-DESGASTE ABRASIVO.

En este tipo de desgaste las partículas son levantadas de la superficie por la acción de arado de las asperezas de la otra superficie más dura, o por partículas más duras atrapadas entre las superficies. Este tipo de desgaste se manifiesta por la aparición de rayas y hendiduras superficiales.(Fig. 22) (83, 85).

Se ha establecido que la mayor resistencia al desgaste abrasivo está asociada a una mayor dureza y un menor módulo de elasticidad, pues de esta forma la energía elástica superficial es mayor.

Hay casos diferentes de desgaste abrasivo:

- a) El desgaste a dos cuerpos, que se da cuando las asperezas forman parte de una de las dos superficies, como muestra la (Fig. 22 a)
- b) Desgaste a tres cuerpos, que ocurre cuando el desgaste es producido por partículas sueltas que se han interpuesto entre las dos superficies friccionantes (Fig. 22 b). Si estas partículas han sido transportadas por un gas o líquido, entonces estaremos hablando de *erosión* . También el material que va siendo arrancado de una superficie en un caso de desgaste a dos cuerpos ,puede interponerse y causar un desgaste a tres cuerpos o ser transportado por un gas o líquido y causar erosión. El desgaste abrasivo se puede utilizar en odontología para pulir metales. (Fig. 22 c) (74)

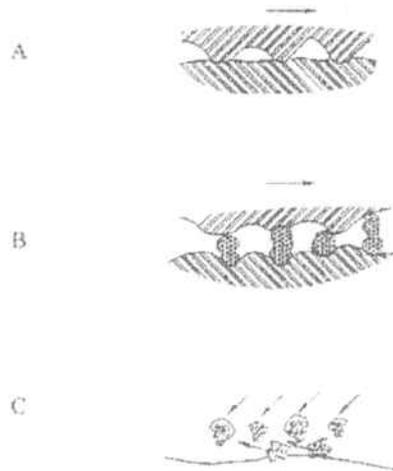


Fig. 22. Representación de desgaste abrasivo con partículas intermedias.
Tomado de M. Svedberg.

PREVENCIÓN DEL DESGASTE.

En otros ámbitos fuera del campo de la medicina , se utilizan dos sistemas para prevenir el desgaste de componentes y piezas: la lubricación y el endurecimiento superficial.

La lubricación se basa en interponer entre las dos superficies frotantes una capa de un material con una resistencia a la cizalladura muy baja, de esta forma la deformación plástica de las superficies se evita al ser absorbida por la capa de lubricante. (86, 87).

La efectividad de los lubricantes líquidos (por ejemplo, la saliva), depende de su capacidad de mantener la separación entre las superficies metálicas. En consecuencia, factores como la viscosidad son determinantes para realizar dicha función. (76, 88).

La presión, puede llegar a producir la rotura de la película de lubricante. En estos casos, el lubricante acumulado en los valles de las irregularidades superficiales actúa como un

cojín , que disminuye las presiones entre las superficies metálicas y como un refrigerante que evita que se alcancen altas temperaturas superficiales.

2.9.-ALEACIONES PARA USO DENTAL

2.9.1.-ALEACIONES EN ODONTOLOGIA GENERAL

Los metales y aleaciones tienen múltiples usos en odontología:

- a) El acero se utiliza para fresas e instrumentos dentales.

- b) La amalgama dental (una aleación de plata y estaño a veces con pequeñas cantidades de cobre y cinc, que cuando se mezcla con el mercurio fragua rápidamente para dar un material duro y fuerte) es un material de obturación muy utilizado.

- c) Las aleaciones de oro se utilizan para incrustaciones inlays, onlays, coronas y puentes. Aunque hay otras alternativas como aleaciones de Ag-Pd de metales base que se han desarrollado: Ni-Cr, Ni-Cr-Co ...

- d) Las siguientes aleaciones se utilizan o utilizaron para prótesis parciales:
 - Aleaciones de oro
 - Aleaciones de cobalto-cromo
 - Aleaciones de plata-paladio
 - Aleaciones de aluminio-bronce

e) El acero inoxidable puede usarse como base de una prótesis parcial.

f) Las siguientes aleaciones son o han sido utilizadas en forma de alambre:

Acero inoxidable

Aleaciones de oro

Aleaciones de cobalto-cromo

Aleaciones de níquel-cromo

Aleaciones de níquel-titanio

Beta-titanio

g) Algunos materiales para muñones son polímeros con rellenos metálicos. En esta misma línea, una impresión puede rociarse con una aleación de bismuto-estaño.

h) Soldaduras dentales. (27).

La forma de los metales y aleaciones de uso dental puede conseguirse por uno de estos tres métodos:

1) El colado : Significa el calentamiento del material hasta que se funde, momento en el cual puede forzarse en un modo de revestimiento que ha sido preparado a partir de un patrón de cera.

2) El trabajo en frío: Supone el contorneado mecánico del metal a

temperaturas bajas, aprovechando los elevados valores de ductilidad y maleabilidad de un gran número de metales.

- 3) Amalgamación : Algunas aleaciones pueden mezclarse con mercurio para formar una masa plástica que se endurece de manera gradual por una reacción química seguida de cristalización (12, 19).

2.9.2.-ALEACIONES DE ALTO CONTENIDO EN ORO PARA COLADOS.

2.9.2.1.-TIPOS DE ALEACIONES DE ORO

El dentista y el técnico dental deben conocer ciertas propiedades físicas y químicas de las distintas aleaciones de oro que utilizan.; propiedades que dependen de la composición de dichas aleaciones.

Los metales de aleación utilizados con el oro tienen efectos concretos sobre las restauraciones coladas; además, la cantidad de cada componente en la aleación final es un factor importante de su comportamiento físico y químico. Mediante la quinta especificación, el American dental Association Council clasifica la aleaciones según las proporciones de sus componentes (tabla 2).

<i>Tipo de aleación</i>	<i>Oro</i>	<i>Plata</i>	<i>Cobre</i>	<i>Paladio</i>	<i>Platino</i>	<i>Cinc</i>
<i>I</i>	80,2 a 95,8	2,4 a 12	1,6 a 6,2	0 a 3,6	0 a 1	0 a 1,2
<i>II</i>	73 a 83	6,9 a 14,5	5,8 a 10,5	0 a 5,6	0 a 4,2	0 a 1,4
<i>III</i>	71 a 79,8	5,2 a 13,4	7,1 a 12,6	0 a 6,5	0 a 7,5	0 a 2
<i>IV</i>	62,4 a 71,9	8 a 17,4	8,6 a 15,4	0 a 10,1	0,2 a 8,2	0 a 2,7

Tabla 2. Composición de las aleaciones de oro para colado dental: límites de porcentaje de los componentes (Extraído de J. Rhoads)

Los oros modernos para colados dentales, excluyendo las aleaciones especiales de oro que se utilizan con la porcelana, contienen hasta siete metales distintos. Cada metal aporta ciertas cualidades a la aleación final. (Tabla 3).

Idealmente, la composición está dominada por el contenido en oro o metal noble, como el platino y el paladio. La resistencia al deslustrado y la corrosión en la cavidad oral son características importantes que dependen del contenido en metal noble.

Otros aspectos importantes de la composición de la aleación son sus efectos sobre las características de fundido y manipulación en el laboratorio dental. Cada uno de los metales incluidos en la aleación aporta ciertas cualidades a la aleación final. (89).

2.9.2.2.-CARACTERÍSTICAS DE LOS METALES DE LA ALEACION.

Oro. La aportación principal del oro a la aleación es la de aumentar la resistencia a la decoloración y la corrosión. El contenido de oro debe ser de aproximadamente el 75% del peso para que sea eficaz frente a la decoloración en la cavidad oral. El oro influye en el color de la aleación y también en su ductilidad.

Platino. El platino, igual que el oro, aumenta la resistencia a la decoloración y la corrosión. Es el mejor endurecedor de la aleación, superior al cobre. Sin embargo, incluso en pequeñas cantidades, el platino aumenta considerablemente la temperatura de fusión, por lo que rara vez se utiliza en cantidades superiores al 3-4% de la composición total.

Paladio. El paladio ejerce un profundo efecto sobre el color de la aleación. Se utiliza en lugar del platino por su coste y su capacidad para aportar propiedades físicas similares a la aleación.

Cobre. El cobre, uno de los metales más importantes en las aleaciones dentales de oro, aumenta la resistencia y la dureza. La dureza de una aleación del 6 % de cobre y el 94% de oro es más de dos veces superior a la del oro puro. El cobre hace también que la aleación de oro pueda tratarse eficazmente por el calor. Es posible lograr un tratamiento endurecedor del oro de uso dental por el calor combinando tan sólo un 8 % de cobre con el oro. Así en las aleaciones que contienen aproximadamente del 40 al 80% de oro si se realiza el tratamiento térmico correcto en que se sobrepase la solubilidad, pero sea posible la difusión atómica se dará un endurecimiento por el orden, impidiéndose el movimiento de las dislocaciones en los planos de deslizamiento. El cobre reduce la resistencia de la aleación a la decoloración y a la corrosión, y se utiliza, por tanto, en cantidades de hasta el 20 %. En general una aleación dental de oro debe tener por lo menos un 75 % de metales nobles (oro, platino y paladio) para que esté asegurada una adecuada resistencia a la corrosión.

Un exceso de cobre enrojecerá la aleación. El cobre reduce el punto de fusión de ésta y, cuando se combina con oro, aumenta su ductilidad en presencia de otros metales.

También reduce la densidad de la aleación que es aproximadamente la mitad que la del oro.

Plata. La plata modifica el color de la aleación. Neutraliza el color rojo procedente del cobre y tiende a enriquecer el aspecto de oro de la aleación. La plata tiene pocos efectos sobre la resistencia de las aleaciones dentales, aunque aumenta algo la ductilidad cuando se utiliza junto con paladio.

La plata fundida puede disolver gases como el oxígeno, lo que conduce a un colado con porosidades y posterior tinción de la porcelana.

Cinc. Se añade cinc a las aleaciones fundidas como medio de eliminar los óxidos. Su única propiedad beneficiosa para la aleación es la capacidad de reducir la oxidación durante los procedimientos de colado.

Indio. Se añade indio en pequeñas cantidades para reducir el tamaño del grano y aumentar la fluidez durante el procedimiento de colado. También se emplea indio para lograr efectos similares. Ambos metales tienen tendencia a aumentar la ductilidad gracias al pequeño tamaño del grano, lo que generalmente contribuye al terminado de los colados hechos con estas aleaciones.

Iridio: Ayuda a afinar la estructura cristalina, es decir reduce el tamaño de los granos y por tanto aumenta las propiedades mecánicas. (19, 89).

	Oro (Au)	Platino (Pt)	Paladio (Pd)	Cobre (Cu)	Plata (Ag)	Cinc (Zn)	Indio (In)
Densidad	19,32	21,45	12	8,96	10,49	7,31	7,31
Punto de fusión °C	1062,77	1773,33	1553,88	1082,77	960,55	419,44 (906,11 punto de ebullición)	156,11 (1450 punto de ebullición)
Diámetro atómico	2,88	2,77	2,74	2,55	2,88	2,66	3,24
Red cristalina	Cúbica centrada en las caras.	Cúbica centrada en las caras.	Cúbica centrada en las caras.	Cúbica centrada en las caras.	Cúbica centrada en las caras.	Hexagonal muy densa.	Tetragonal centrada en las caras.
Acción química	Inerte	Inerte	Moderada	Muy activa	Activa	Muy activa	Activa
Color	Amarillo	Blanco	Blanco	Rojo	Blanco	Blanco	Blanco
Contenido aproximado	50-95%	0-20%	0-12%	0-17%	0-20%	0-2%	0-0,5%
Color	Da color amarillo	Blanquea levemente; 12 % necesario; blanco no puro.	Blanquea rápidamente; tan sólo 5 %.	Da color rojo; placa oscura con mucho cobre.	Blanquea muy levemente; contrasta el rojo del cobre; crea color verde y oro.	Porcentajes demasiado bajos para tener defectos.	Porcentajes muy bajos.
Fusión	Eleva levemente el punto de fusión	Eleva el punto de fusión bastante rápidamente.	Eleva rápidamente el punto de fusión	Hace descender el punto de fusión incluso por debajo del propio	Efecto ligero. puede elevarse o a veces descender levemente	Hace descender el punto de fusión rápidamente en muchos elementos soldadores	Hace descender el punto de fusión rápidamente; puede usarse en soldadores
Resistencia al deslustrado	Esencial para una buena resistencia al deslustrado	Contribuye notablemente a la resistencia al deslustrado	Aumenta la resistencia al deslustrado, pero menos que el oro y el platino	Contribuye al deslustrado o con alimentos sulfurosos	Decolora en presencia del azufre	Decolora, pero en porcentajes muy bajos tiene poco efecto	Decolora, pero menos que el cinc
Endurecimiento por color	Contribuye de forma importante con cobre	Aumenta con cobre	Algún aumento con cobre	Esencial si la aleación endurece con calor.	Aumenta con cobre	Poco con cobre	Poco efecto
Absorción de gas	-----	-----	Bastante elevada para el hidrógeno	-----	Bastante elevada con oxígeno	Buen desoxidante	Buen desoxidante
Colabilidad	(Los efectos no son críticos)						

Tabla 3.- Extraída de J. Roads

2.9.2.3.-PROPIEDADES DE LAS ALEACIONES DE ORO

Tiene facilidad de colado. Los puntos de fusión de las aleaciones de oro son los siguientes:

TIPO I1.100 – 1.180 ° C
TIPO II 940 - 980 ° C
TIPO III 900 - 960 ° C
TIPO IV 880 - 950 ° C

Las aleaciones de oro se contraen al realizar el colado, debido tanto a la contracción inherente al proceso de solidificación, como por la contracción que se produce al enfriarla hasta temperatura ambiente. Los colados de oro son fácilmente limpiados y acabados, permitiendo conseguir superficies lisas y brillantes. Esto representa un contraste con algunas aleaciones de metales no nobles que son muy duras y, por lo tanto más difíciles de acabar. (Tabla 4, 5, 6 y 7)

<i>Tipo</i>	<i>Dureza</i>	<i>Límite proporcional</i>	<i>Resistencia</i>	<i>Ductibilidad</i>	<i>Resistencia a la corrosión</i>
<i>I</i>	↓	↓	↓	↓	↓
<i>II</i>	↓	↓	↓	↓	↓
<i>III</i>	Aumenta	Aumenta	Aumenta	Disminuye	Disminuye
<i>IV</i>	↓	↓	↓	↓	↓

Tabla 4 . PROPIEDADES COMPARATIVAS DE LA ALEACIONES DE ORO PARA COLADO. Extraída de E. Mallat.

<i>Condición</i>		<i>Resistencia para 0,1 % de deformación</i>
<i>Tipo I</i>	Ablandada	60-150 ° C
<i>Tipo II</i>	Ablandada	150-250 ° C
<i>Tipo III</i>	Ablandada	180-260 ° C
<i>Tipo III</i>	Endurecida	280-350 ° C
<i>Tipo IV</i>	Ablandada	300-390 ° C
<i>Tipo IV</i>	Endurecida	550-680 ° C

Tabla 5. PROPIEDADES MECANICAS. Extraída de E. Mallat

<i>Resistencia tradicional</i>		<i>Alargamiento</i>
<i>Tipo I</i>	200-310	20 - 35 %
<i>Tipo II</i>	310-380	20 - 35 %
<i>Tipo III</i>	330-390	20 - 25 %
<i>Tipo III</i>	410-560	6 - 20 %
<i>Tipo IV</i>	410-520	4 - 25 %
<i>Tipo IV</i>	690-830	1 - 6 %

Tabla 6. PROPIEDADES MECANICAS. Extraída de E. Mallat.

<i>N° de Vickers (HVN)</i>	
<i>Tipo I</i>	40 - 70 HVN
<i>Tipo II</i>	70 - 100 HVN
<i>Tipo III</i>	90 - 130 HVN
<i>Tipo III</i>	115 - 170 HVN
<i>Tipo IV</i>	130 - 160 HVN
<i>Tipo IV</i>	200 - 240 HVN

Tabla 7. PROPIEDADES MECANICAS. Extraída de E. Mallat.

2.9.2.4.-INDICACIONES DE LAS ALEACIONES DE ORO

5. Aleación Tipo I

Al ser relativamente blanda se utiliza en insrustaciones y se pueden bruñir mejorando el ajuste marginal. Se colocan en zonas que no están obligadas a resistir grandes fuerzas de masticación.

6. Aleaciones Tipo II

Son las más utilizadas para incrustaciones.

7. Aleaciones Tipo III

Son más duras y se usan para fabricar coronas, puentes e insrustaciones en áreas de tensión alta.

8. Aleaciones Tipo IV

Son extraduras, se utilizan para construir componentes de prótesis parcial, también se pueden hacer coronas, puentes, coronas telescópicas y barras. (19, 2, 90).

2.9.3.-ALEACIONES CON BAJO CONTENIDO EN ORO

Algunas aleaciones de este tipo sólo contienen un 10 % de oro, pero lo normal es que el contenido sea del 45 – 50 % . Tienen un elevado contenido en paladio que les otorga un característico color blanquecino.

Las propiedades de las aleaciones con bajo contenido en oro varían de un producto a otro, pero a grandes rasgos son similares a las aleaciones de oro para colado de tipo III y IV, pero la ductilidad de estas tiende a ser significativamente menor que la de las aleaciones convencionales de oro. Una aleación típica del tipo III puede ser sometida a una extensión del 20 % antes de fracturarse, mientras que una aleación de bajo contenido en oro sólo puede extenderse un 2 %. Por tanto si se efectuasen grandes doblados terminaría en fractura, en el caso, por ejemplo de modificar ganchos de prótesis parciales.

2.9.4.-ALEACIONES DE PLATA PALADIO (SEMINOBLES)

Las aleaciones plata-paladio contienen poco o nada de oro. Por lo general, contienen un mínimo del 25 % de paladio junto con pequeñas cantidades de cobre, cinc e indio.

La densidad de estas aleaciones es significativamente menor que en las aleaciones de oro, factor que puede afectar al colado. Para un volumen dado de colado, se genera una fuerza menor por la aleación fundida, por lo que se han de considerar detalles como la

temperatura de colado y la temperatura de fusión, si se quiere que el molde quede bien lleno de la aleación.

En este proceso se ha de evitar el sobre calentamiento u oxidación de la aleación fundida ya que el paladio en este estado, tienen tendencia a disolver el oxígeno y en consecuencia puede resultar un material poroso.

Las propiedades de las aleaciones plata-paladio son similares a las de las aleaciones de oro tipo III y IV, a excepción de su menor ductilidad. La resistencia a la corrosión no es tan buena, pero si el contenido de paladio supera el 25 % la cantidad de corrosión será prácticamente despreciable.

2.9.5.-ALEACIONES DE METALES BASE

Las dos aleaciones base más utilizadas en odontología son las de cromo-niquel (Cr-Ni), que se usan por lo general para coronas y las de cromo-cobalto (Cr-Co) que se suelen utilizar como armazón de prótesis parciales.

ALEACIONES DE CROMO-NIQUEL

Estas aleaciones por lo general suelen tener un 70-80 % de Ni, 10-25% de Cr, y pequeñas cantidades de otros elementos.

Su módulo de elasticidad o rigidez es aproximadamente el doble que en las aleaciones de Au, por tanto la cantidad de estrés que se requiere para deformar

un colado de metal base es mayor. Aunque esta propiedad es más ventajosa para prótesis parciales, también se puede utilizar en coronas y permite disminuir el grosor del colado, dejando más espacio para la porcelana e incluso realizar un tallado menos abrasivo.

La temperatura de fusión y de colado de estos metales son mayores que para las aleaciones de Au y precisan otros métodos diferentes de colado, que dan como resultado un ajuste marginal menos predecible. (89).

Berilio.- Este elemento se añade a muchas aleaciones de Cr-Ni por las siguientes razones:

- ◆ Reduce la temperatura de fusión y facilita el procedimiento de colado
- ◆ Mejora el pulido y por lo tanto las características físicas y mecánicas.
- ◆ Permite el grabado electrolítico para la unión micromecánica a cerámica o resina.
- ◆ La incorporación de Be disminuye la resistencia a la corrosión.

Se han realizado estudios en los que se ha observado que el potencial de corrosión de aleaciones Ni-Cr- Be es mayor que las que no contienen Be (91).

Cromo - Es un elemento muy reactivo, produce un recubrimiento de una película superficial tan adherente , que resiste la oxidación aún a temperaturas elevadas.(47)

Molibdeno: Ayuda a disminuir el tamaño de grano.

2.9.6.-PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS DE LAS ALEACIONES PARA RESTAURACIONES CERAMOMETÁLICAS.

Los metales a los que se funde la porcelana se agrupan generalmente en tres tipos denominados popularmente , nobles (de alto contenido en oro : tipos I, II; III; IV; de bajo contenido en oro) , seminobles (a base de plata-paladio) y no nobles (metales base de cromo-níquel) . Puede unirse porcelana de bajo punto de fusión a cualquiera de estas aleaciones, pero química y físicamente tienen un parecido entre sí.

2.9.6.1.-ALEACIONES NOBLES

Las aleaciones preciosas están constituidas aproximadamente por el 85% de oro , el 5-8% platino, 5-8 % de paladio y el 2-4% de indio y estaño, con menos del 1% de hierro. El oro y el platino son químicamente nobles, es decir no se oxidan en las condiciones necesarias para la aplicación de la porcelana. El paladio se oxida mínimamente y el estaño y el indio se oxidan con facilidad. El óxido de estaño e indio forma la unión química entre la porcelana y el metal subyacente. El platino y el paladio se emplean en las aleaciones de oro para elevar sus temperaturas de fusión y disminuir sus coeficientes de expansión térmica hasta valores compatibles con la porcelana superpuesta (40). El platino y el paladio también blanquean la aleación. Las aleaciones nobles son las de mayor densidad de todas las que se emplean para colados dentales (debido a su menor

distancia interatómica) y, en consecuencia, tienen un bajo volumen específico. El coste comparativo por unidad de estas aleaciones es, por tanto, más elevado.

Estas aleaciones tienen valores de dureza y rigidez similares a la incrustación convencional de tipo III de oro y el técnico puede manipularlas utilizando instrumentos similares a los necesarios para el tipo III. Sin embargo, tienen menos ductilidad (porcentaje de elongación) que las aleaciones de oro para incrustación y, aunque los bordes pueden bruñirse y afinarse, las aleaciones nobles unidas a la porcelana se endurecen y se descaman fácilmente. (40).

Todas las aleaciones nobles para porcelana suelen fundirse con un soplete oxiacetilénico, ya que su temperatura de fusión oscila entre 1.066 °C y más de 1.370 °C. A temperatura elevada son las aleaciones base para porcelana de menor resistencia al doblado, factor que conviene contrarrestar en el diseño de la estructura de puentes con mucha luz mediante la colocación adecuada de masas de metal en las zonas de gran presión.

2.9.6.2.-ALEACIONES DE METALES BASE

En el otro extremo del espectro químico, físico y económico se encuentra una clase de aleaciones constituidas por metales base (Cr-Ni) que se han hecho populares dentro de la profesión por el precio del oro. Estas aleaciones están constituidas

químicamente sobre todo por níquel y cromo, con otros elementos añadidos para mejorar sus propiedades físicas y químicas. El profesional puede elegir entre numerosas marcas, y los fabricantes o distribuidores generalmente proporcionan una relación de las propiedades físicas de cada aleación.

Estas aleaciones por lo general no contienen metales nobles y se oxidan fácilmente a temperaturas elevadas. Pueden reaccionar también con el carbono que se encuentra en ciertos revestimientos, lo que puede alterar las propiedades físicas de la aleación o liberar gases durante la adición de la porcelana. Por estas razones, a menudo se recomienda colar las aleaciones de metales base (Cr-Ni) en revestimientos exentos de carbono, ligados a base de fosfato.

La facilidad de formación de óxidos han provocado controversias entre los profesionales acerca de la capacidad de estas aleaciones para fijarse realmente a la porcelana. En ciertas publicaciones se citan pruebas que demuestran la separación de la porcelana del metal base sin que quede porcelana unida. Esta unión deficiente plantea cuestiones que se refieren a la aceptabilidad clínica de las restauraciones con metal base (Cr-Ni). (31).

De hecho, la porcelana se fija fácilmente al óxido de los metales base, pero la excesiva formación de óxido facilita su fractura, bien por la interfase de óxido o en la interfase óxido-metal. Debido a su alta capacidad de oxidación, las técnicas para la preparación del metal y la adición de la porcelana son considerablemente distintas.

Físicamente, las aleaciones no nobles difieren significativamente de las nobles. No hay dos aleaciones que muestren las mismas propiedades, las aleaciones no nobles

son mucho más rígidas, duras y resistentes a la flexión, a elevadas temperaturas que las aleaciones de alto contenido en oro. Su más alto límite elástico y su mayor dureza obligan a utilizar piezas de mano de alta velocidad para producir las fuerzas necesarias para pulir y terminar el metal. Una vez que se han aplicado fuerzas suficientes, las aleaciones no nobles muestran una ductilidad (o elongación) mayor que la de las aleaciones nobles y, por tanto, es posible bruñirlas sin romperlas en condiciones adecuadas de laboratorio. Son muy difíciles de ajustar intraoralmente. Esto es debido a que la contracción de colado es mayor en las aleaciones de Cr- Ni y es probable que no este bien compensada por los cambios dimensionales en el molde de revestimiento (2). Las aleaciones no nobles pueden utilizarse en las situaciones que requieren un tramo largo y estructuras finas, o cuando la economía es una consideración de primera importancia. La baja densidad de estas aleaciones (aprox. la mitad de la de las aleaciones nobles), junto con el bajo coste del metal, permiten fabricar un gran volumen de estructuras metálicas a un precio moderado.

2.9.6.3.-ALEACIONES SEMINOBLES

Las aleaciones seminobles comprenden una gran variedad de aleaciones a base principalmente de plata-paladio; algunas contienen también oro. El oro y el paladio son relativamente nobles, pero la plata se oxida fácilmente (92). Los puntos de fusión de estas aleaciones son comparables a los de las nobles, y las propiedades físicas de la mayoría de ellas están a medio camino entre las aleaciones nobles y las de las no nobles (metal base). Las aleaciones seminobles se trabajan algo mejor que las de níquel-cromo,

pero suelen resultar más difíciles de terminar que las de oro-platino-paladio. La reactividad química generalmente elevada de las aleaciones seminobles exige técnicas especiales propias de cada aleación, de modo que no haya oxidación excesiva en la superficie de fijación de la porcelana. Aunque muy aptas cuando se manejan adecuadamente, las aleaciones que contienen plata a veces acompañan de decoloración de la porcelana en la unión porcelana-metal cuando ésta se cuece sobre cofias que han sido excesivamente calentadas durante el colado .

Habitualmente se eligen aleaciones seminobles por su relativa economía y sus mejores propiedades mecánicas (en comparación con las de las aleaciones nobles), que las hacen más adecuadas para el trabajo de los puentes de mucha luz y las subestructuras metálicas más delicadas.

Todas las propiedades físicas de las aleaciones para colado dependen de su composición. Algunas de estas propiedades son más importantes que otras para el dentista y el técnico de laboratorio. Las propiedades físicas que influyen sobre la fabricación, manipulación y función clínica de la restauración colada son de primera importancia cuando se decide qué aleación se va a utilizar. Estas propiedades son las siguientes:

1. *Módulo de elasticidad*, que indica la rigidez relativa de la aleación. Cuanto más elevado sea el módulo, más rígida será la aleación.
2. *Resiliencia*, similar al límite proporcional o resistencia útil de la aleación. Cuanto mayor sea la resiliencia, más difícil resultará deformar permanentemente el colado.

Además, cuando se terminan o alteran los márgenes con un instrumento de mano o rotatorio, una aleación de baja resiliencia será más fácil de terminar o de pulir que otra de resiliencia elevada.

3. *Porcentaje de elongación.* En una medida de la ductilidad. Cuanto mayor sea el porcentaje de elongación, más cederá el metal al pulirlo al presionar sobre él. La combinación de resiliencia y porcentaje de elongación constituye el grado de manejabilidad de una aleación. Una resiliencia relativamente baja con un elevado porcentaje de elongación permite trabajar en frío la aleación muy fácilmente, mientras que la resiliencia alta y el bajo porcentaje de elongación de una aleación colada hace más difícil terminar los bordes y ajustar los ganchos o fijaciones.
4. *Dureza.* En una aleación indica su resistencia a la indentación. A medida que aumenta el valor de la dureza, se eleva la resistencia al desgaste. (89, 93)

3.- HIPOTESIS

3.- HIPOTESIS

La revisión de la bibliografía y trabajos de investigación demuestran que el crecimiento de grano en una aleación sometida a tratamiento térmico sigue unas leyes de crecimiento. Al aumentar la temperatura aumenta el tamaño de grano.

En esta Tesis Doctoral investigamos las siguientes hipótesis:

1. Comprobación de la aseveración mencionada anteriormente y la observación cualitativa y cuantitativa del crecimiento de grano.
2. Al aumentar el tamaño de grano en la microestructura del metal sometido a tratamiento térmico, puede haber una modificación de las propiedades mecánicas, (límite elástico, resistencia máxima, ductilidad) y se puede producir una variación en el desgaste del material.
3. Al aumentar el tamaño de grano en la microestructura del metal sometido a tratamiento térmico puede haber una modificación en la resistencia a la corrosión. Se puede producir una variación de la liberación de iones en un medio electrolítico.
4. Estas variaciones y modificaciones en el comportamiento del metal (propiedades mecánicas, de corrosión y desgaste), se pueden dar por igual en aleaciones: nobles, seminobles y no nobles.

4.- OBJETIVOS

4. OBJETIVOS

Para comprobar las hipótesis planteadas anteriormente:

1. Se valoran el comportamiento y leyes de crecimiento de grano de las muestras sometidas a diferentes tratamientos térmicos después del colado.
2. Se observa cuantitativa y cualitativamente la variación del tamaño de grano, de las aleaciones sometidas a diferentes tratamientos térmicos después del colado.
3. Se observa la variación de las propiedades mecánicas de los metales (límite elástico, tensión máxima, deformación y dureza), según el tamaño de grano, mediante ensayos mecánicos y de dureza.
4. Se evalúa la pérdida de volumen del material al aumentar el tamaño de grano mediante una máquina de desgaste.
5. Se estudia la liberación de iones en un medio electrolítico (saliva artificial) de las muestras de tamaño de grano más pequeño, para valorar la corrosión.
6. Se valoran los puntos anteriores para las aleaciones nobles, seminobles y ~~no~~ nobles.

5.- MATERIAL Y METODO

5.-MATERIAL Y METODO

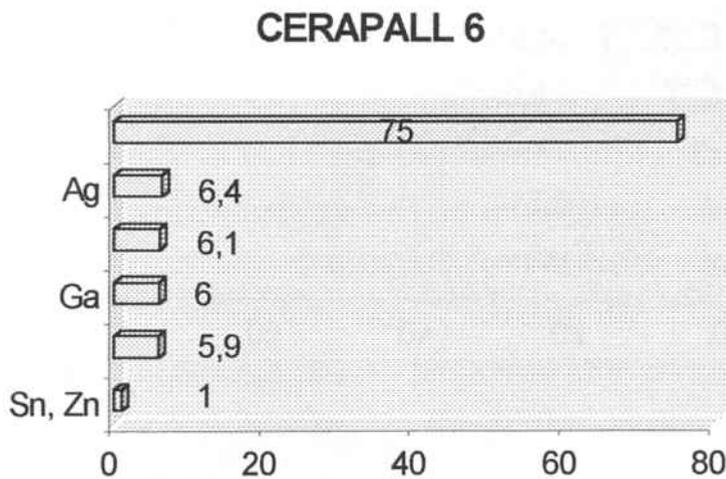
5.1.- MATERIAL

Para realizar este estudio se ha partido de tres aleaciones: Pontor 4 CF, Cerapall-6, Nibon.

Pontor 4 CF es una aleación de alto contenido en oro (tipo IV) y su composición es del 65 % de Au, 18.9 % de Ag , 10 % de Pd, 4 % de In, y 2% de Sn, Zn.(Metalor).

Cerapall 6 es una aleación a base de paladio extradura, cuya composición es del 75 % de Pd, 6.4 % de Ag, 6.1 % de Au, 6% de Ga, 5.9 % de In y 1% de Sn, Zn. (Metalor).

Nibon es una aleación metal base de un 76.5 % de Ni, 14.3 % de Cr, 5.6 % de Al, 2.3% de Mo, 0.75 % de Si y 0.5 % de Fe. (Fig. 23).



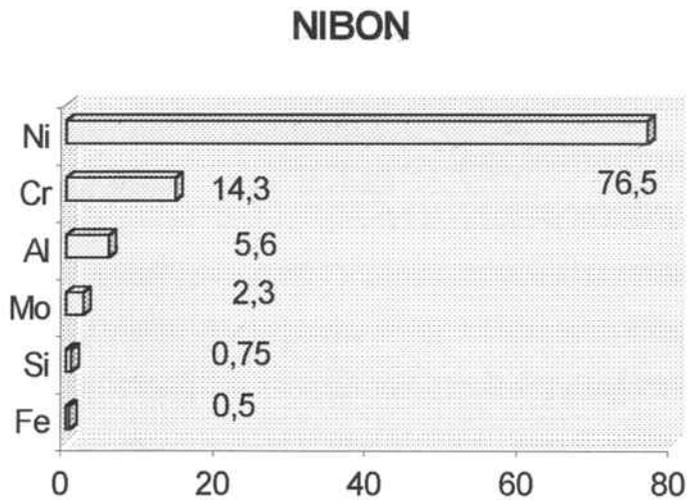
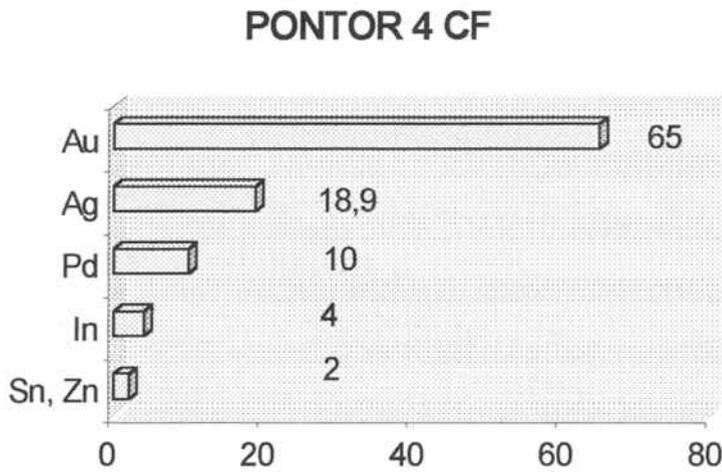


Fig. 23. Composición del Cerapall 6, Pontor 4 CF y Nibon.

TRATAMIENTOS TERMICOS

Para el estudio del crecimiento de grano, 16 muestras de Pontor 4 coladas a 1160° C , 16 muestras de Cerapall 6 coladas a 1260° C, y 16 muestras de Nibon coladas a 1420° C, fueron sometidas a diferentes tratamientos térmicos de 700, 800, y 900° C, durante 5, 10, 20 , 30, y 120 minutos para cada temperatura. Las muestras una vez sometidas al tratamiento térmico se enfriaron en agua a la temperatura de 20° C con el fin de parar el crecimiento de grano.

El horno con el que se realizaron los tratamientos térmicos fue un horno de resistencias de carbono grafito que puede alcanzar los 1600 ° C, con un alma tubular formada por refractario de alumina ($Al_2 O_3$) de la marca Herón 6000.El control de la temperatura se realizó con un termopar de Pt/Pt Rh.

5.2.- METODO

5.2.1.- MICROSCOPIA ÓPTICA

La observación al microscopio óptico se consideró necesaria para la caracterización de las fases presentes.

Las muestras se prepararon encastrando en baquelita muestras de las aleaciones tratadas y sin tratar de unos 15mm de longitud. Se empleó una encastadora BUEHLER LTD. SPEED-PRESS. Con esta acción, no cabe esperar cambios netos en la microestructura debido a que las velocidades de enfriamiento son pequeñas. Como que las muestras son muy delgadas y con un buen acabado superficial, se pulieron con papeles de esmeril con una granulometría de 600 y 1200, seguido de un pulido con paños de terciopelo mediante solución acuosa de óxidos de aluminio de 1 y 0.05 μm de tamaño de partícula. Estas acciones de pulido son necesarias para la eliminación de rayas y rugosidades que impedirían una visión clara de la microestructura. Posteriormente, se procedió al ataque químico de las muestras con una solución de 30% HNO_3 , 24% HF y el resto agua destilada, durante tiempos comprendidos entre los 2 y los 15 segundos. El ataque se da de manera discriminada en función de las fases, por lo que se revela la microestructura y permite la observación microscópica. Finalmente, las muestras se limpiaron mediante técnica de ultrasonidos con acetona.

El microscopio óptico empleado fue un LEICA REICHERT MEF 4A/M, equipado con lentes de 5, 10, 20 y 50 aumentos, a los que hay que aplicar los 10 aumentos proporcionados por el visor. El microscopio incorpora una macro y una cámara CCD. Se tomaron fotografías empleando una película de sensibilidad 100 ASA.

Los parámetros de tamaño de grano, diámetro y área, se obtuvieron usando el microscopio óptico (Leica Reichert MEF 4 A/M) conectado a un PC con un programa de análisis de imagen (Buehler Omnimet 3), (Fig.24).

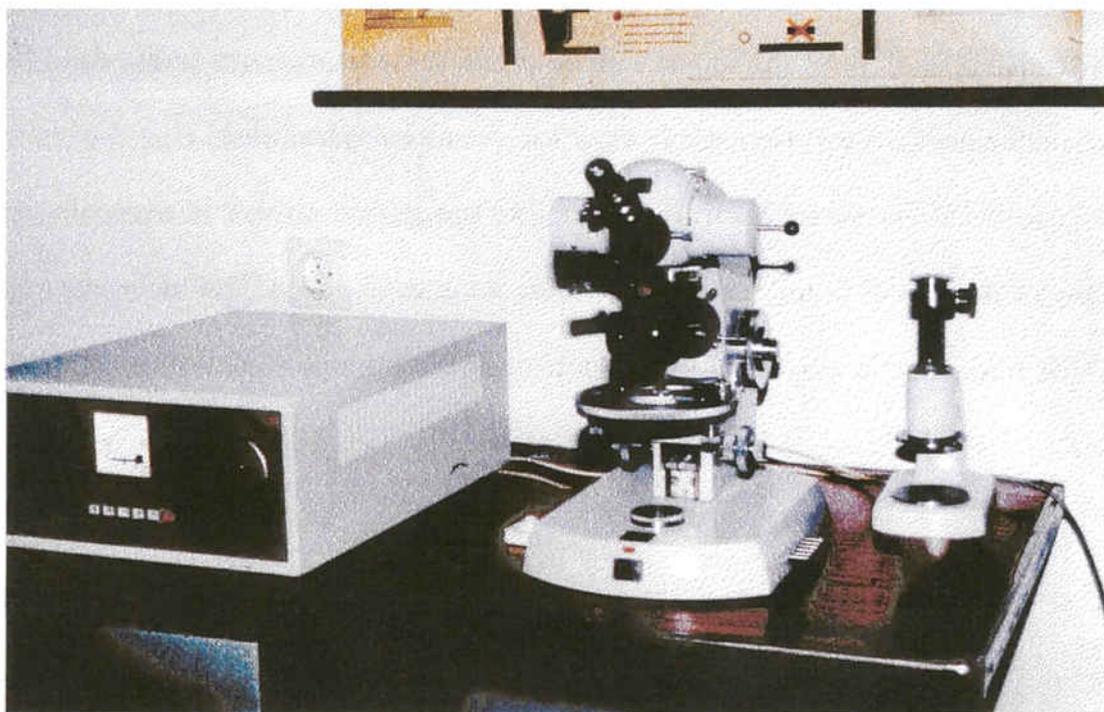


Fig. 24. Microscopio óptico

5.2.2.- MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO

La microscopía electrónica de barrido se hizo imprescindible para la observación a aumentos suficientes de las fases presentes y los defectos del colado. Esta técnica se basa en la formación de una imagen, fruto de la detección de electrones dispersados (retrodispersados o secundarios) al incidir un haz de electrones sobre la muestra a observar.

La preparación de las muestras fue la misma que la seguida para la observación al microscopio óptico, con el añadido de un baño de oro sobre las muestras encastadas a fin de conferir conductividad eléctrica a la superficie que ofrece la baquelita.

El equipo empleado fue un JEOL-JSM 6400. Se trabajó con un voltaje acelerador de electrones de 20 kV, y con aumentos comprendidos entre 150 y 3300 aumentos. Se tomaron fotografías, y para ello se empleó una película con una sensibilidad 400 ASA.

(Fig.25).

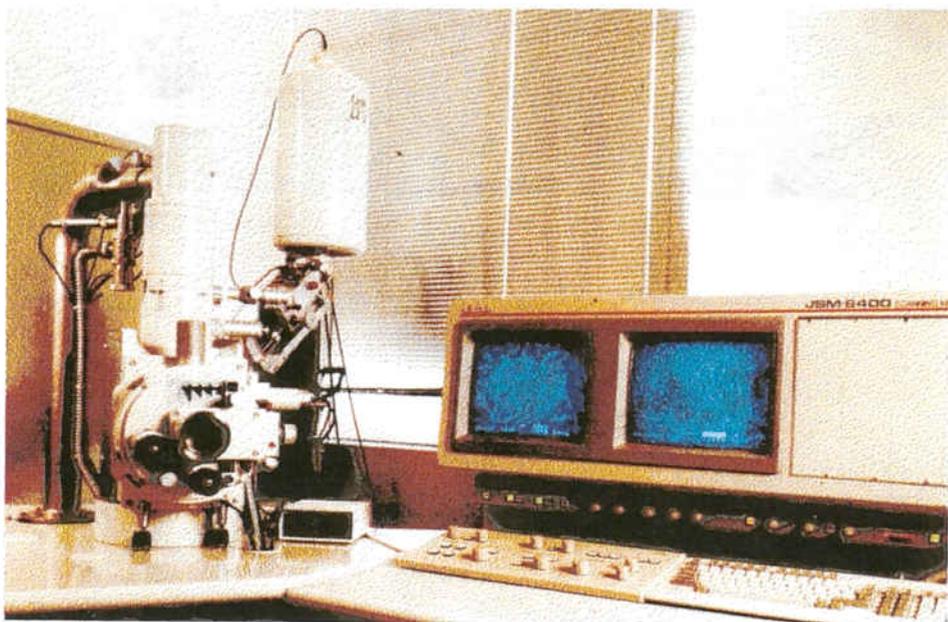


Fig. 25. Microscopio Electrónico.

5.2.3.- MICROANÁLISIS DE ENERGÍA DISPERSIVA DE RAYOS X

Un espectro de energía dispersiva es resultante de la detección de la energía asociada a los rayos X producidos al incidir un haz de electrones sobre la muestra. Cuando este haz

incide sobre los átomos de la muestra, el 99% de la energía del haz se pierde en calor, mientras que los otros electrones son desacelerados debido a la interacción con los átomos de la muestra produciendo radiaciones electromagnéticas en el orden de los rayos X (radiación de frenado o *bremstrahlung*). Por otro lado, existe la posibilidad de que algunos electrones incidentes arranquen electrones de capas internas (efecto Compton), dejando huecos. Éstos tienen un exceso de energía que emiten en forma de rayos X característicos de cada elemento químico. Su detección permite el microanálisis químico de energía dispersiva de rayos X (EDS) y su intensidad depende de la cantidad del elemento presente. No obstante, la concentración mínima que puede ser detectada es del 0.2 al 0.3%.

Se realizaron microanálisis de energía dispersiva de rayos X para conocer la composición química del material en estado de recepción, así como de los materiales tratados en su interior y en distintas zonas de la muestra.

Las muestras fueron las mismas que aquellas empleadas en la observación al microscopio electrónico de barrido y el equipo empleado el mismo, ya que dispone de un espectrómetro de energía dispersiva de rayos X acoplado.

5.2.4.- ENSAYOS MECANICOS DE DUREZA

Se hizo necesaria la medición de la dureza de las muestras para apreciar esta propiedad del material, tanto del material en estado de recepción (sin tratar) como de todos los casos tratados térmicamente. Por el tamaño de las muestras y su geometría de sección circular, tuvo que recurrirse a la determinación de la microdureza, consistente en la medición de una indentación muy pequeña de una determinada geometría y la asociación de sus dimensiones con el valor Vickers (HV).

El equipo empleado fue un FISHER empleando cargas de 1g durante 15 segundos; las huellas se midieron con un microscopio óptico OLYMPUS acoplado al equipo de dureza.

5.2.5.- ENSAYOS MECANICOS DE COMPRESION

Para la determinación de las propiedades mecánicas de las muestras con diferentes tamaños de grano, se han realizado diez ensayos mecánicos de compresión siguiendo las indicaciones de la norma ASTM E-8. Para ello se han mecanizado diez probetas de compresión.

Los ensayos mecánicos se han realizado en una máquina de ensayos mecánicos INSTRON electromecánica de la serie 4507 (Fig. 25). La velocidad de movimiento de mordazas ha sido de 1 mm/minuto y la velocidad de adquisición de datos ha sido de 10

puntos/segundo. Los datos han sido registrados informáticamente con el programa MT especial para ensayos mecánicos. Para la determinación de la deformación se ha utilizado extensometría con el fin de determinar más exactamente la curva tensión-deformación. Los valores que se han obtenido son el límite de proporcionalidad, límite elástico del 0.2 %, resistencia máxima, módulo de elasticidad o de Young, y acortamiento porcentual.



Fig. 26. Ensayo mecánico de compresión.
Maquina INSTRON

5.2.6.- RESISTENCIA A LA CORROSION

La medición del potencial natural de corrosión indica la tendencia, desde el punto de vista termodinámico, que un material tiene para sufrir corrosión. Cuanto más elevado es el potencial de corrosión, más “noble” es el material, y menor es su tendencia para sufrir corrosión.

Para la realización de este ensayo se utiliza el siguiente material:

1. Una célula electrolítica, que comprende un portamuestras, un electrodo de referencia de cloruro de plata y un termómetro

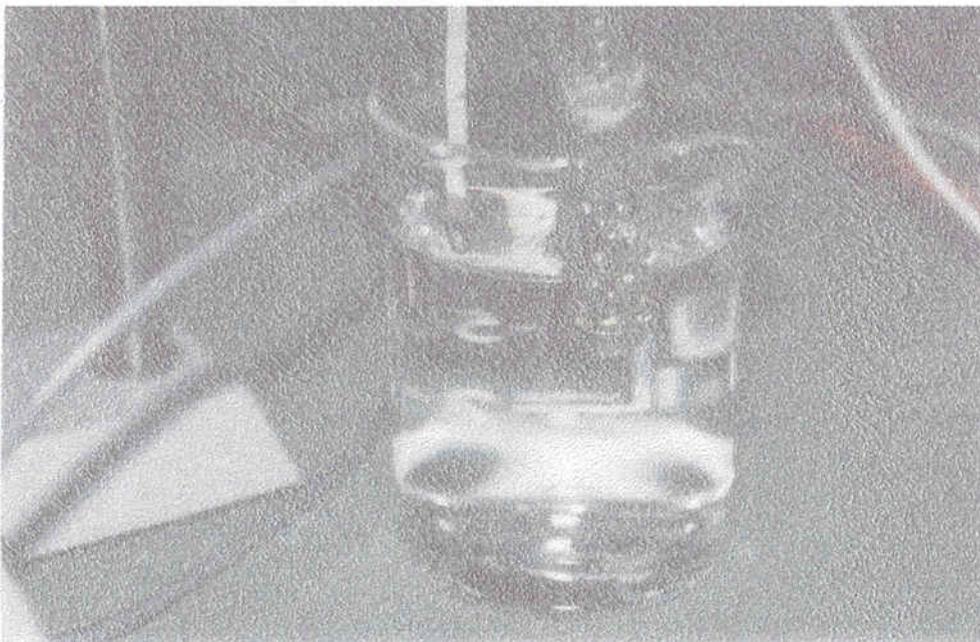


Figura 27 Célula electrolítica

2. Un dispositivo de termostato, para mantener una temperatura de 37 °C en la célula electrolytica

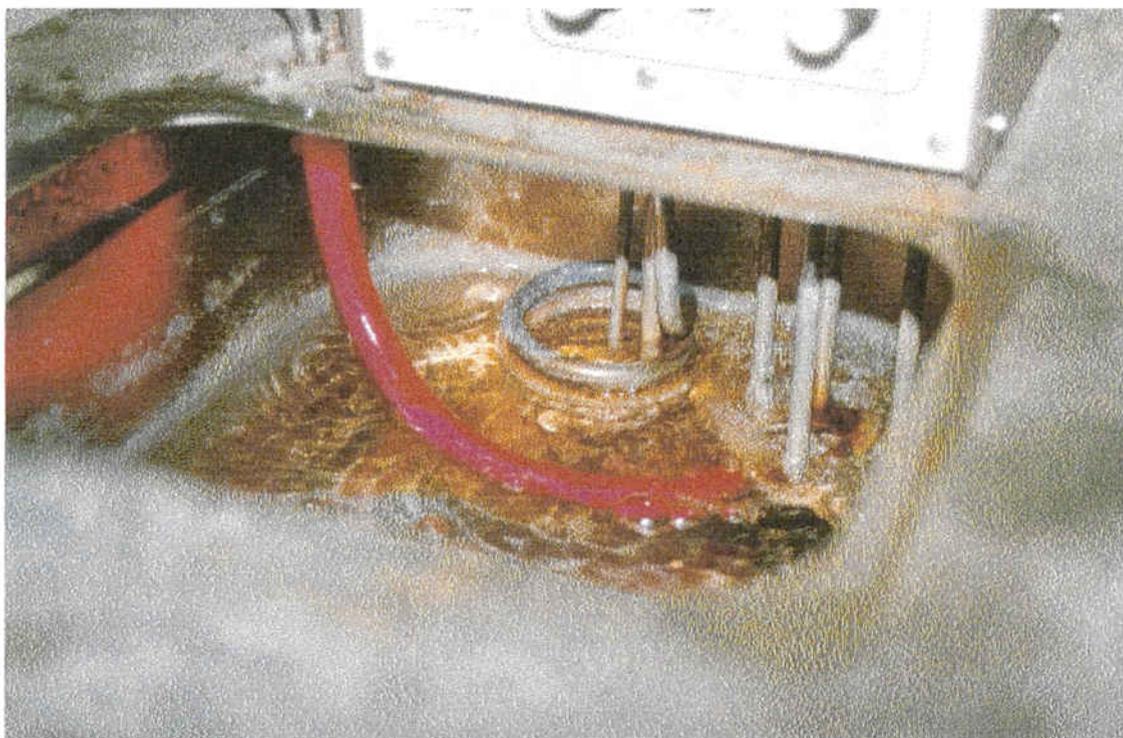


Figura 28 Cubeta de calentamiento y termostato.

3. Un milivoltímetro de precisión, para medir el potencial existente entre el electrodo de referencia y la muestra estudiada

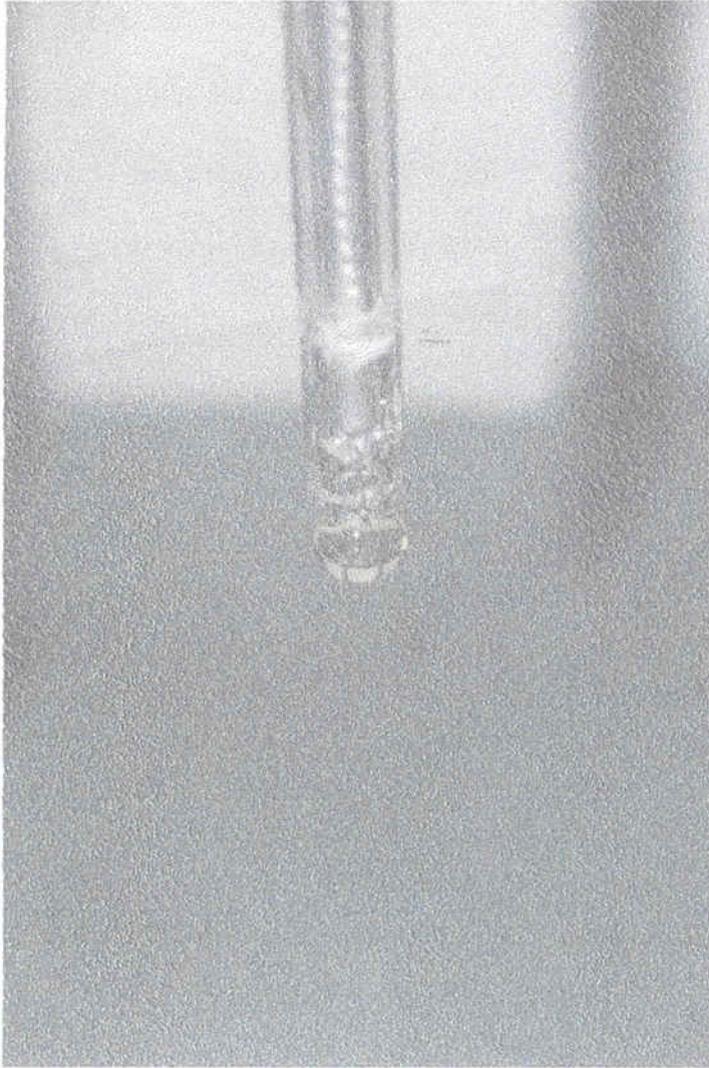


Figura 29. Electrodo de referencia (Cloruro de plata).

El ensayo sigue en su preparación y realización la norma ASTM G31-90. En este caso, el electrolito es saliva artificial sin flujo. El tiempo de ensayo es variable, dependiendo del tiempo que sea necesario para alcanzar un estado estacionario de la evolución del potencial, entre 2 y 12 horas.

La medición del potencial se realiza tomando como referencia el electrodo de cloruro de plata, el cual tiene un potencial de +0,210 V respecto al Electrodo Standard de Hidrógeno, a 37 °C.

Este método es útil para estudiar la evolución con el tiempo permitiendo estudiar la variación del potencial en condiciones idénticas a las que se presentan en servicio. El inconveniente es la larga duración de los ensayos, y el hecho de que sólo informa de la tendencia a la corrosión, y no de la cinética de la corrosión.

5.2.6.1.- LIBERACION DE IONES.

Para realizar este estudio las muestras escogidas para la liberación de iones, fueron las originales (las de tamaño de grano más pequeño),ya que son las que más se pueden corroer.

Se utilizaron 100ml en total de saliva artificial, cuya fórmula química consiste en: 0.4 gr Na Cl, 1.21 gr K Cl, 0.78 gr de $\text{Na H}_2 \text{PO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, 0.005 gr de $\text{Na}_2 \text{S} \cdot 9 \text{H}_2\text{O}$, 1 gr de urea ($\text{C O (NH}_2)_2$), 1000 ml de agua destilada y desionizada,(94), de los cuales se extrajeron 5 ml a las 0 , 1, 5, 24, 180, 360 horas.

La superficie expuesta a la saliva fue de 42 mm^2

5.2.6.2.- OBTENCIÓN DE LAS CURVAS DE POLARIZACIÓN INTENSIDAD-POTENCIAL

La curva de polarización de un material permite conocer su tendencia a la corrosión desde el punto de vista cinético, o sea, la velocidad de corrosión del material. Esto es importante, ya que, si bien es importante conocer la tendencia a la corrosión desde la termodinámica (el potencial de corrosión), este dato no indica la velocidad a la que se produce la corrosión.

La obtención de las curvas de polarización intensidad-potencial requiere un equipo costoso y difícil de manejar, debido a la dificultad de controlar la tensión impuesta a la muestra con la precisión requerida. Por ello, es necesario más equipo que en el caso de la medición de la evolución del potencial natural.

El equipo necesario consta de:

1. Una célula electrolítica, compuesta por un electrodo controlado (la muestra), un electrodo de referencia, un contraelectrodo para cerrar el circuito eléctrico y un termómetro
2. Un dispositivo de termostato, para mantener constante a 37 °C el electrolito de la célula electrolítica
3. El circuito potencioestático, que incluye:

- Un potencióstato, aparato que permite imponer una tensión dada al electrodo respecto un electrodo de referencia, con la posibilidad de obtener una tensión controlada con una variación lineal
- Un milivoltímetro
- Un miliamperímetro de precisión
- Un registrador de los valores de tensión y potencia.

La realización de este ensayo sigue a norma ASTM G5-87. Para ello, se dispone un esquema eléctrico como el mostrado en la Figura 30.

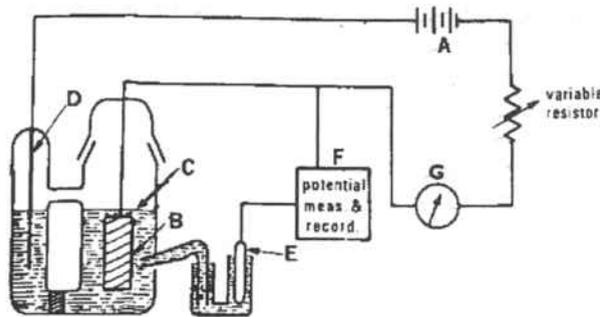


Figura 30. Esquema de un ensayo potencióstático
A: batería; B: muestra a ensayar; C: electrolito; D: contraelectrodo; E: electrodo de referencia; F, G: medidores.

En un primer paso, se registra el potencial de la muestra en circuito abierto tras una inmersión de 55 minutos. Tras hallar este valor, se comienza a aumentar el potencial en la muestra mediante el potencióstato, con el punto de inicio en el potencial de corrosión, con relación al electrodo de referencia, con escalones de tensión de 50 mV, hasta un

valor de 1,6 V. A fin de evitar el efecto capacitivo del circuito, se esperan 5 minutos tras el salto de potencial a realizar la medida de la corriente que circula.

Los resultados se muestran en una gráfica, con el logaritmo de la intensidad de corriente en abscisas y la tensión existente entre muestra y electrodo de referencia en ordenadas.

Este ensayo permite aplicar unas condiciones rigurosas al material estudiado, de forma que en poco tiempo se obtienen resultados que permiten comparar entre sí diferentes materiales. Además, este ensayo permite obtener el potencial y la corriente de corrosión, y a partir de estos valores hallar la velocidad de corrosión, que junto al potencial de corrosión son los datos que indican el comportamiento y resistencia a la corrosión del material.

5.2.7.- REALIZACIÓN DE LOS ENSAYOS DE DESGASTE

MAQUINA DE DESGASTE UTILIZADA

Para realizar los ensayos de desgaste se ha empleado una máquina de desgaste abrasivo, reproducida en la Figura 31, la cual incorpora un cilindro giratorio con una superficie de papel esmeril, de grano 180. La velocidad de desplazamiento del cilindro es constante, y de un valor de 0,314 m/seg. La carga aplicada sobre la probeta ensayada también es constante, con un valor de 1 kg. La carga aplicada es baja con el fin de evitar el desgaste adhesivo.

Este ensayo se realizó siguiendo la norma DIN 53516

PRUEBA DE DESGASTE REALIZADA

La prueba de desgaste realizada consistió en someter la muestra estudiada a desgaste durante 60 minutos. Cada 10 minutos, y también a los 5 minutos, se limpiaba la probeta y se pesaba a fin de obtener el decremento de masa sufrido por la misma. La medición del peso de la probeta se realizaba en una báscula de precisión, con una sensibilidad de 0,0001 g.

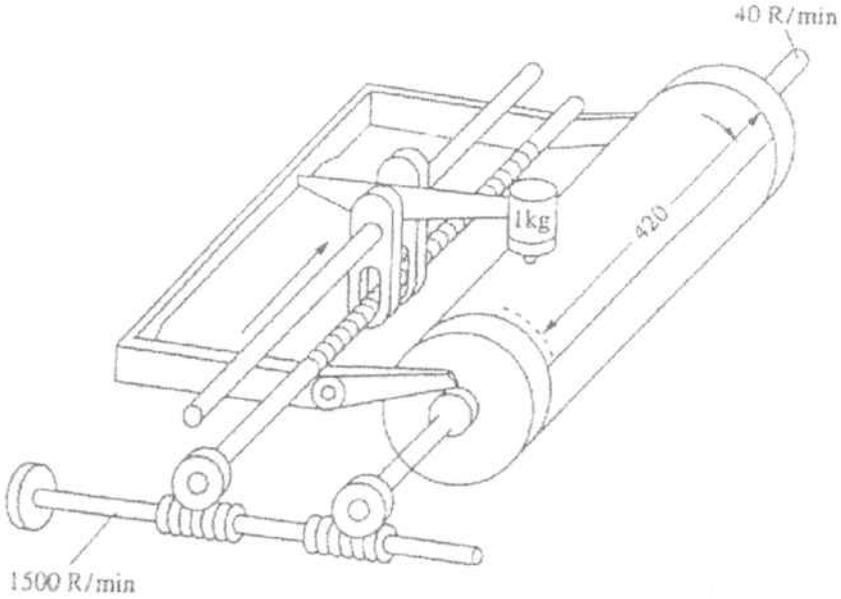


Fig. 31 Máquina utilizada para realizar ensayos de desgaste

6.- RESULTADOS

6.-RESULTADOS

Los resultados obtenidos en esta Tesis Doctoral, se pueden clasificar en tres grandes apartados:

A. Observación del crecimiento de los granos cristalinos de las tres aleaciones estudiadas (*Pontor 4 CF, Cerapall y Nibon*) determinando la cinética de grano (energía de activación y orden de crecimiento) mediante el análisis de los diámetros y del área.

Estos parámetros se observaron con un microscopio óptico conectado a un PC con un software de análisis de imagen, (Origin version 4.1. y Excell version 97) que permite realizar la estadística (con el método de doble varianza ANOVA con $P < 0,005$), de los resultados y representar el conjunto de datos obtenidos en forma gráficas.

B. Influencia del tamaño de los granos en las propiedades mecánicas: dureza, límite elástico, acortamiento porcentual y resistencia máxima.

Los resultados se obtuvieron de las muestras de las aleaciones después del tratamiento térmico, sometiéndolas a ensayos mecánicos mediante maquinaria especializada, conectada a un programa informático MT.

C. Influencia del tamaño de los granos en la degradación de los materiales metálicos, estudiando :El desgaste abrasivo y la corrosión electroquímica.

6.1.- CRECIMIENTO DE GRANO: ÁREA, DIAMETRO, ENERGIA DE ACTIVACIÓN

Aleación Cerapal 6	Tratamiento Térmico	CRECIMIENTO DE GRANO : ÁREA			
		RANGO MÍNIMO	TIEMPO	RANGO MÁXIMO	TIEMPO
	700 ° C	72 microns ²	0 min.	262 microns ²	120 min
	800 ° C	155 microns ²	5 min	325 microns ²	120 min
	900 ° C	165 microns ²	5 min	340 microns ²	120 min

Tabla 8.-CERAPALL 6, ÁREA DE GRANO

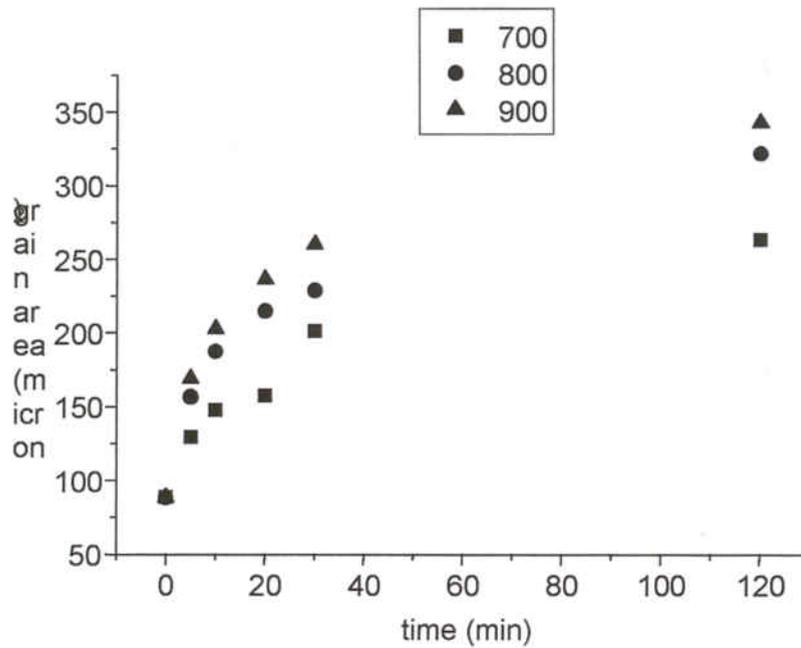


Fig. 32 : Crecimiento del área de grano en relación con el tratamiento térmico a cada temperatura testada para el Cerapall 6, colado a 1260 ° C.

Aleación Cerapal 6	Tratamiento Térmico	CRECIMIENTO DE GRANO DIÁMETRO			
		RANGO MÍNIMO	TIEMPO	RANGO MÁXIMO	TIEMPO
	700 ° C	10,25 microns ²	0 min.	17,75 microns ²	120 min
	800 ° C	12,50 microns ²	5 min	18,75 microns ²	120 min
	900 ° C	14,25 microns ²	5 min	20,50 microns ²	120 min

Tabla 9.-CERAPALL 6, DIÁMETRO DE GRANO

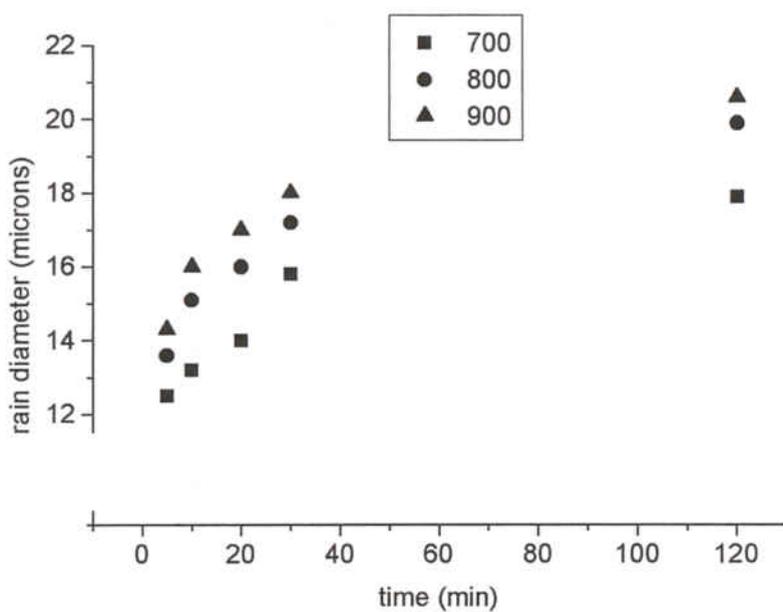


Fig. 33 : Crecimiento del diámetro de grano en relación con el tratamiento térmico a cada temperatura testada para el Cerapall 6 colado a 1260 °C.

Aleación Pontor 4 CF	Tratamiento Térmico	CRECIMIENTO DE GRANO : ÁREA			
		RANGO MÍNIMO	TIEMPO	RANGO MÁXIMO	TIEMPO
	700 ° C	2000 microns ²	0 min.	3750microns ²	120 min
	800 ° C	2500 microns ²	5 min	4250 microns ²	120 min
	900 ° C	3225 microns ²	5 min	5000 microns ²	120 min

Tabla 10.- PONTOR 4 CF, ÁREA DE GRANO

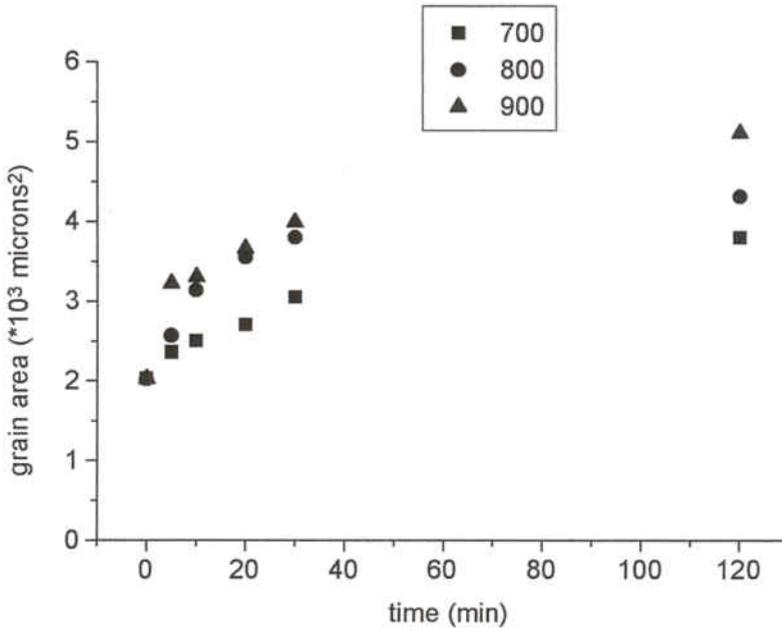


Fig. 34 Crecimiento del área de grano en relación con el tratamiento térmico a cada temperatura testada para el Pontor 4 CF colado a 1160 ° C.

Aleación Pontor 4 CF	Tratamiento Térmico	CRECIMIENTO DE GRANO DIÁMETRO			
		RANGO MÍNIMO	TIEMPO	RANGO MÁXIMO	TIEMPO
	700 ° C	48 microns ²	0 min.	67,5 microns ²	120 min
	800 ° C	55 microns ²	5 min	72 microns ²	120 min
	900 ° C	62,5microns ²	5 min	78,5 microns ²	120 min

Tabla11.- PONTOR 4 CF, DIÁMETRO DE GRANO

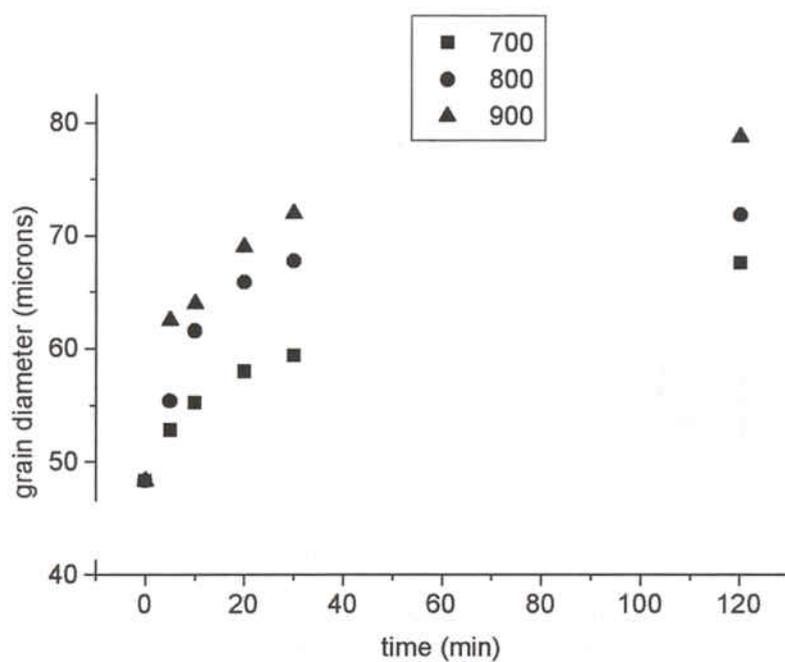


Fig. 35 Crecimiento de grano en relación con el tratamiento térmico a cada temperatura testada para el Pontor 4 CF. Colado a 1160 ° C

Aleación Nibon	Tratamiento Térmico	CRECIMIENTO DE GRANO :ÁREA			
		RANGO MÍNIMO	TIEMPO	RANGO MÁXIMO	TIEMPO
	700 ° C	7,60 microns ²	0 min.	1260 microns ²	120 min
	800 ° C	1000 microns ²	5 min	1600 microns ²	120 min
	900 ° C	7,60 microns ²	0 min	2600 microns ²	120 min

Tabla12.- NIBON , ÁREA DE GRANO

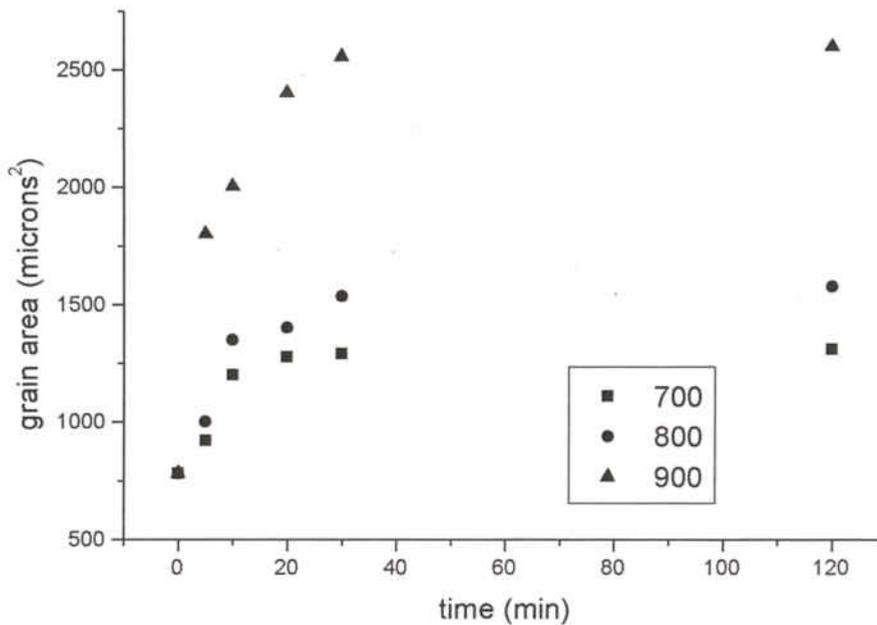


Fig. 36 Crecimiento del área de grano en relación con el tratamiento térmico a cada temperatura testada para el Nibon colado a 1420 ° C.

Aleación Nibon	Tratamiento Térmico	CRECIMIENTO DE GRANO DIÁMETRO			
		RANGO MÍNIMO	TIEMPO	RANGO MÁXIMO	TIEMPO
	700 ° C	100 microns ²	0 min.	260 microns ²	120 min
	800 ° C	215 microns ²	5 min	345 microns ²	120 min
	900 ° C	100 microns ²	0 min	425 microns ²	120 min

Tabla 13.- NIBON , DIÁMETRO DE GRANO

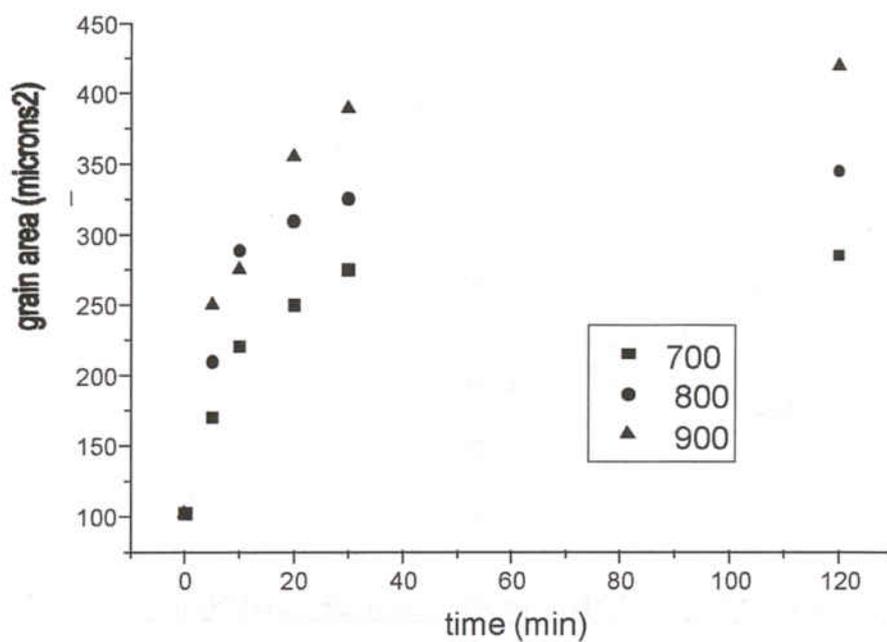


Fig. 37 Crecimiento del diámetro de grano en relación con el tratamiento térmico a cada temperatura testada para el Nibon colado a 1420 ° C.

	Parámetro	T (° C)	Ecuación	r+	n*
Pontor 4 CF	Diámetro d (μm)	700	Log(d-d ₀)= -0,45+0,45 log t	0,98	0,45
		800	Log(d-d ₀)= 0,33+0,28 log t	0,99	0,28
		900	Log(d-d ₀)= 0,50+0,26 log t	0,98	0,26
	Área A (μm) ²	700	Log(A-A ₀)= 1,17+0,55 log t	0,98	0,55
		800	Log(A-A ₀)= 1,81+0,28 log t	1,00	0,28
		900	Log(A-A ₀)= 2,33+0,26 log t	0,98	0,26
Cerapall 6	Diámetro d (μm)	700	Log(d-d ₀)= -0,66+0,41 log t	0,98	0,41
		800	Log(d-d ₀)= -0,26+0,33 log t	0,99	0,33
		900	Log(d-d ₀)= -0,08+0,29 log t	0,98	0,29
	Área A (μm) ²	700	Log(A-A ₀)= 0,44+0,45 log t	0,98	0,45
		800	Log(A-A ₀)= 0,92+0,38 log t	1,00	0,38
		900	Log(A-A ₀)= 1,07+0,35 log t	0,98	0,35
NIBON	Diámetro d (μm)	700	Log(d-d ₀)= 0,52+0,37 log t	0,99	0,37
		800	Log(d-d ₀)= 0,46+0,38 log t	0,97	0,38
		900	Log(d-d ₀)= 0,32+0,38 log t	0,99	0,38
	Área A (μm) ²	700	Log(A-A ₀)= 1,24+0,40 log t	0,97	0,40
		800	Log(A-A ₀)= 2,22+0,41 log t	0,98	0,41
		900	Log(A-A ₀)= 3,22+0,44log t	0,99	0,44

Tabla 14.- CERAPALL, NIBON Y PONTOR 4 CF, ENERGIA DE ACTIVACIÓN

Tabla 14 Variación del exponente del orden de crecimiento
 (+) : r es el coeficiente de correlación
 (*) : n es el orden de crecimiento

Aleación	Parámetro	Log K_0	Q (Kj/ mol)	Coef. Correl
Pontor 4 CF	Área	18,39	127	1,00
	Diámetro	12,17	105	0,96
Cerapall 6	Área	9,78	70	0,94
	Diámetro	6,51	65	0,99
Nibon	Área	10,24	97	0,97
	Diámetro	9,97	82	0,99

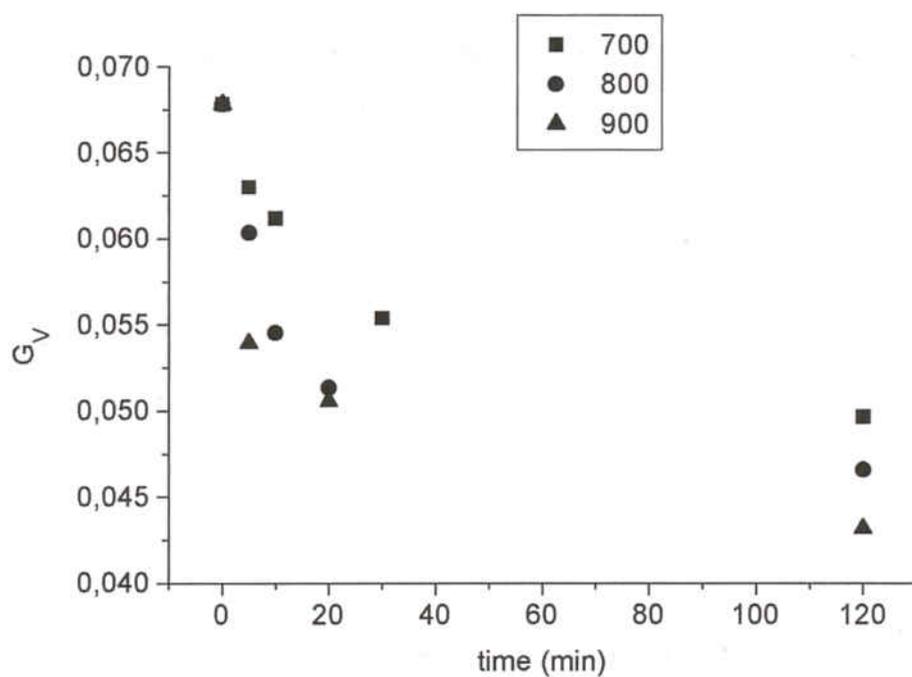
Tabla 15 Energía de activación (Q)

Fig. 38 El ratio del área de límite de grano por unidad de volumen G_v respecto al tratamiento térmico a cada temperatura testada para el Pontor 4 CF.

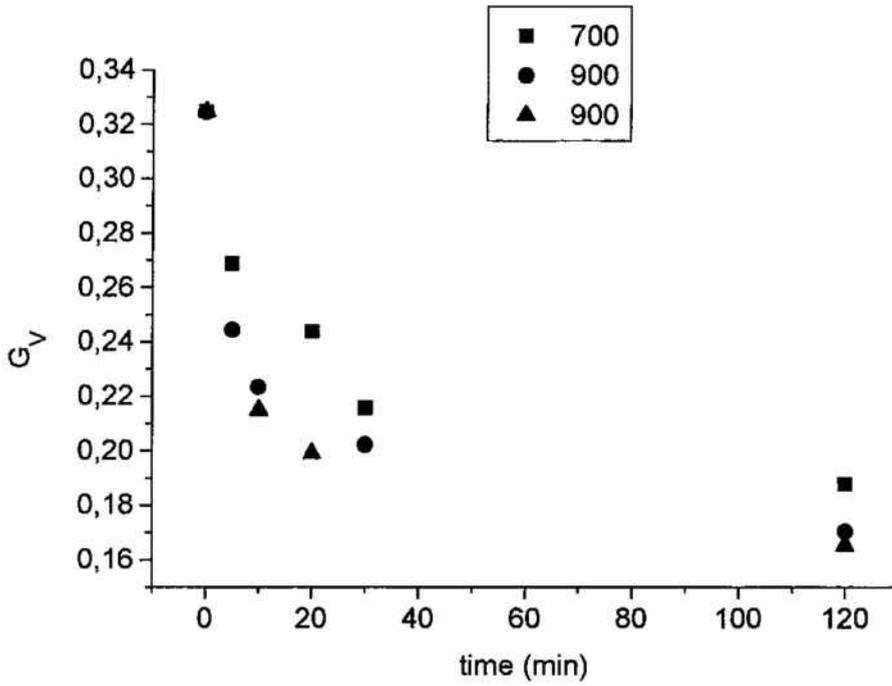


Fig. 39 El ratio de área de límite de grano por unidad de volumen G_v , respecto al tiempo de tratamiento térmico a cada temperatura testada para el Cerapal 6.

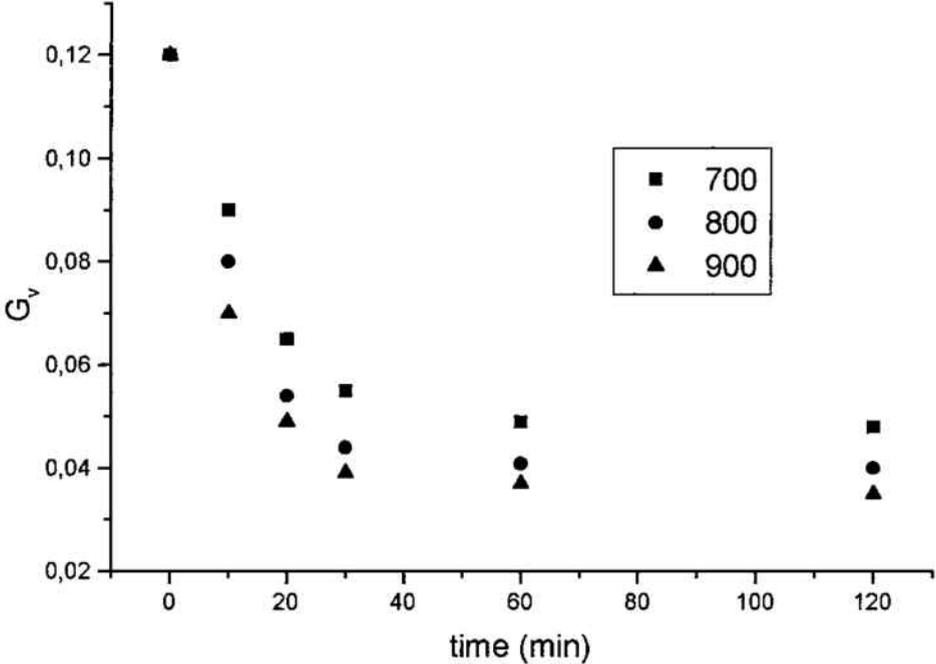


Fig. 40 El ratio del área del límite de grano por unidad de volumen G_v , respecto al tiempo de tratamiento térmico a cada temperatura testada para el Nibon.

6.2.- PROPIEDADES MECÁNICAS

Propiedades mecánicas	Valor	Diámetro de grano	Valor	Diámetro de grano
Límite elástico	235 MPa	33 - 41 μm	152 MPa	145 μm
Tensión máxima	382 MPa	35 - 42 μm	305 MPa	158 μm
Deformación	39 %	35 μm	52 %	156 μm
Dureza	235 HVN	35 μm	201 HVN	156 μm

Tabla 16.- PROPIEDADES MECANICAS - PONTOR 4CF

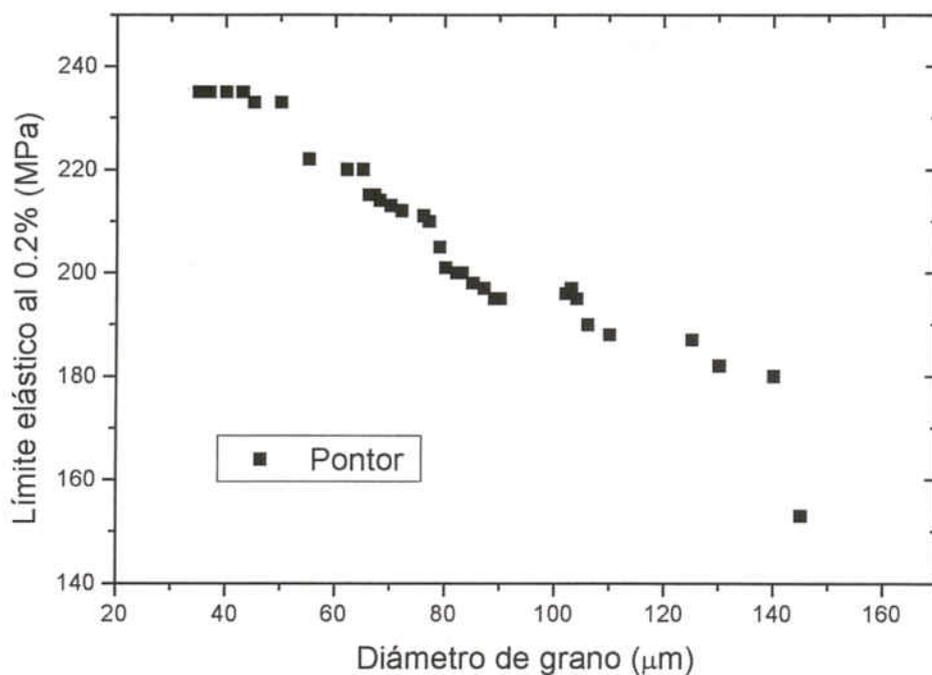


Fig. 41 Límite elástico según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Pontor 4 CF.

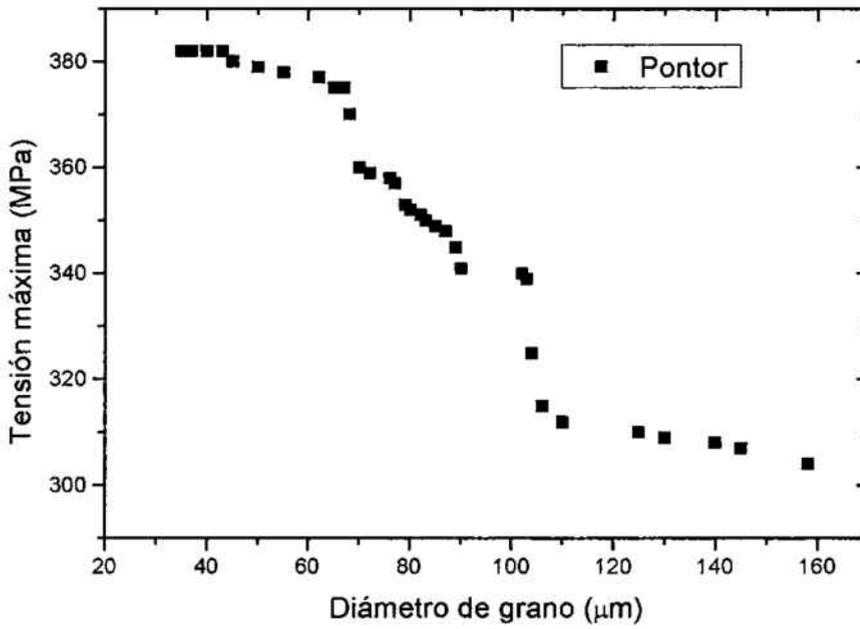


Fig. 42 Tensión máxima según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Pontor 4 CF

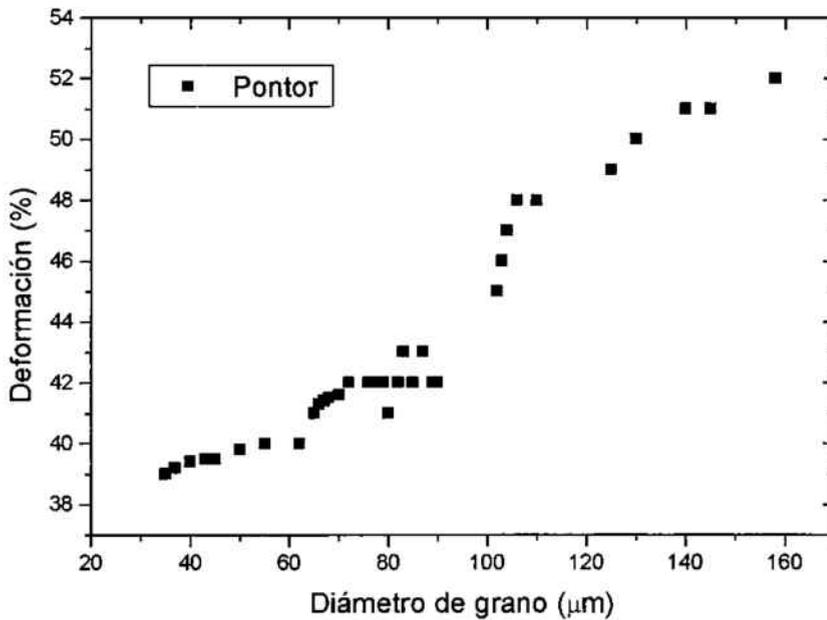


Fig. 43 Deformación según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Pontor 4 CF

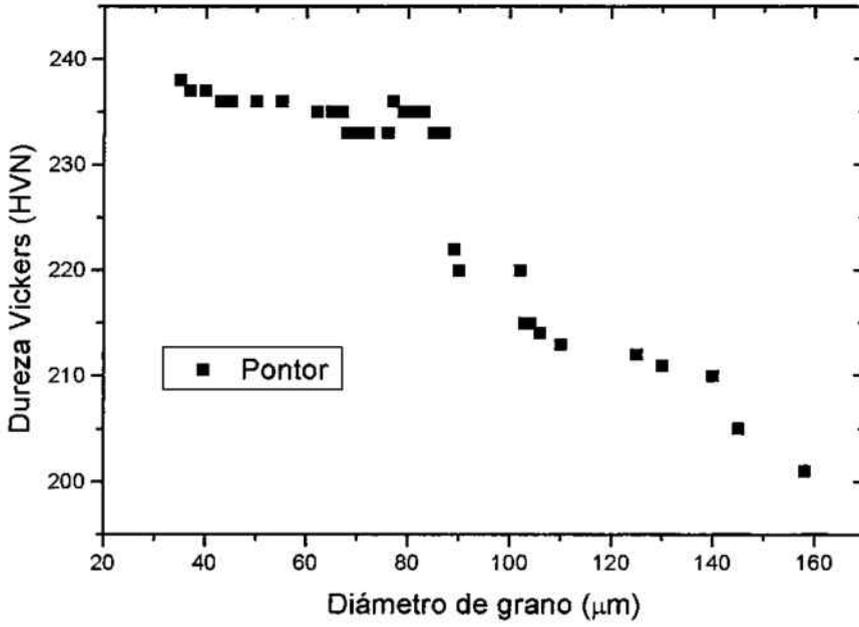


Fig. 44 Dureza según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Pontor 4 CF

<i>Propiedades mecánicas</i>	<i>Valor</i>	<i>Diámetro de grano</i>	<i>Valor</i>	<i>Diámetro de grano</i>
Límite elástico	510 MPa	2 μm	385 MPa	325 μm
Tensión máxima	740 MPa	2 μm	675 MPa	325 μm
Deformación	37 %	2 μm	49,5 %	325 μm
Dureza	240 HVN	2 μm	201 HVN	325 μm

Tabla 17.-PROPIEDADES MECANICAS - CERAPALL 6

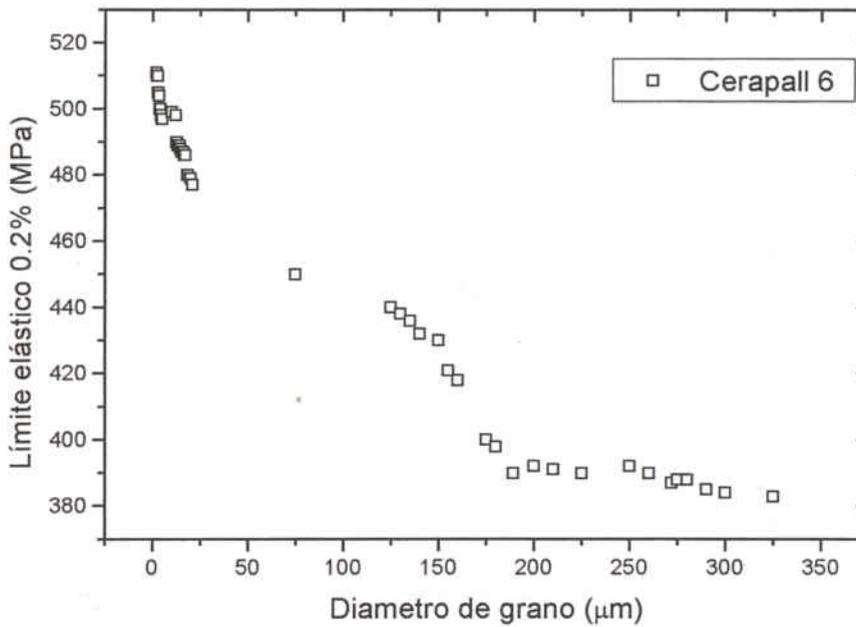


Fig. 45 Límite elástico según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Cerapal 6

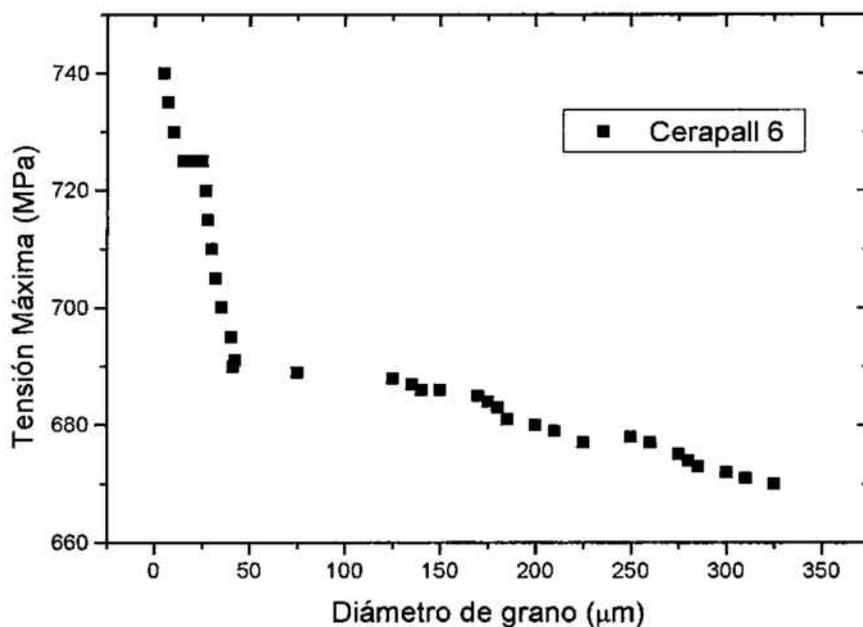


Fig. 46 Tensión máxima según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Cerapall 6

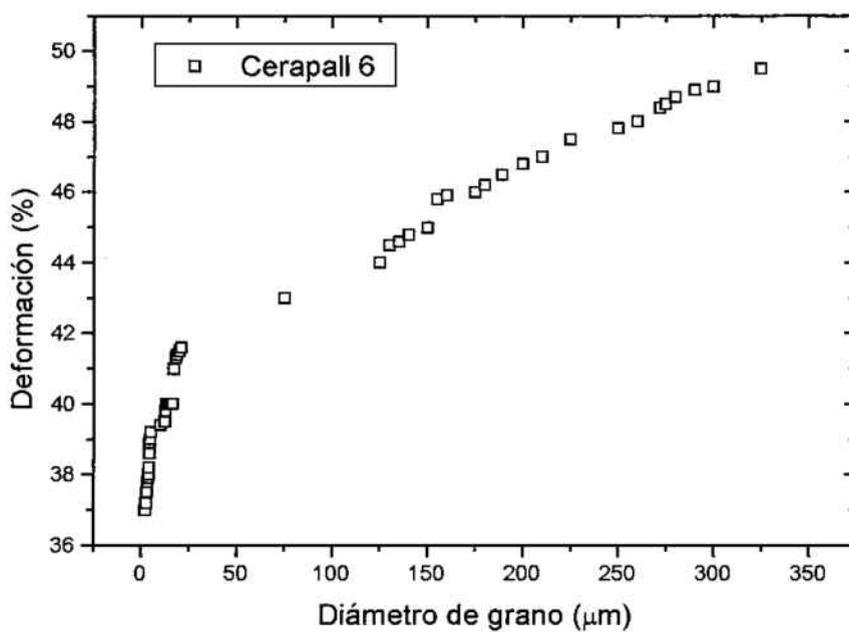


Fig 47 Deformación según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Cerapall 6

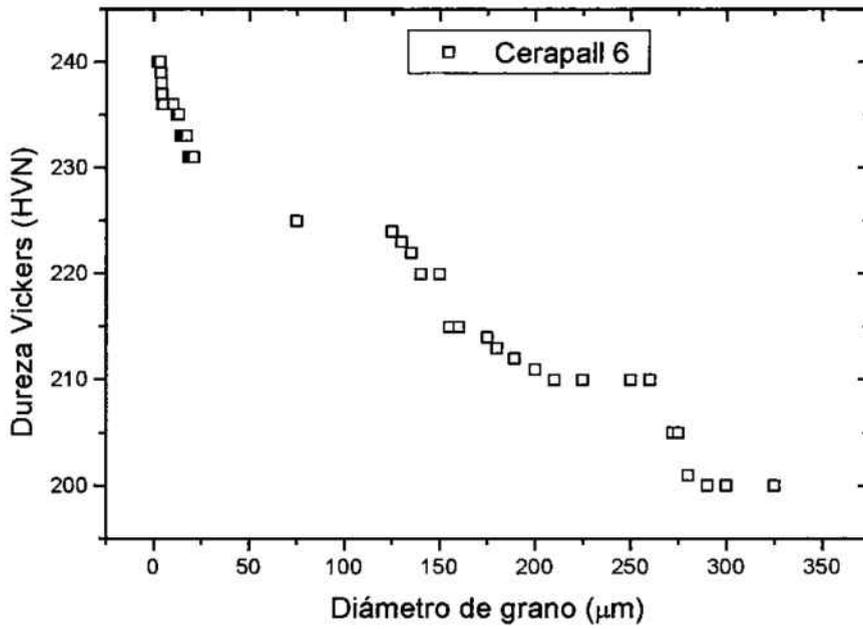


Fig. 48 Dureza según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Cerapall 6

<i>Propiedades mecánicas</i>	<i>Valor</i>	<i>Diámetro de grano</i>	<i>Valor</i>	<i>Diámetro de grano</i>
Límite elástico	390 MPa	25 μm	280 MPa	1125 μm
Tensión máxima	510 MPa	25 μm	382 MPa	1125 μm
Deformación	70 %	25 μm	120 %	1125 μm
Dureza	390 HVN	25 μm	282 HVN	1125 μm

Tabla 18.-PROPIEDADES MECANICAS - NIBON

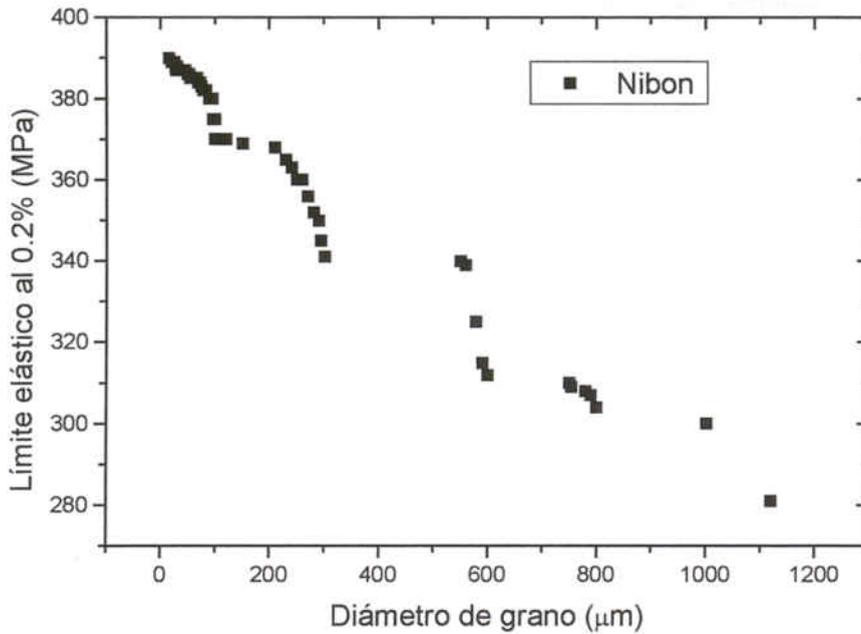


Fig. 49 Límite elástico según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Nibon

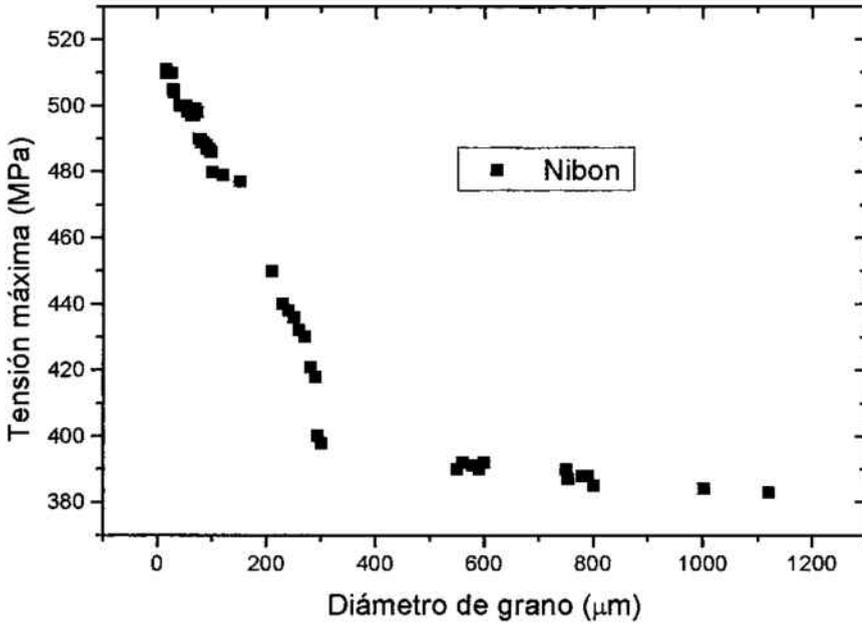


Fig. 50 Tensión máxima según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Nibon

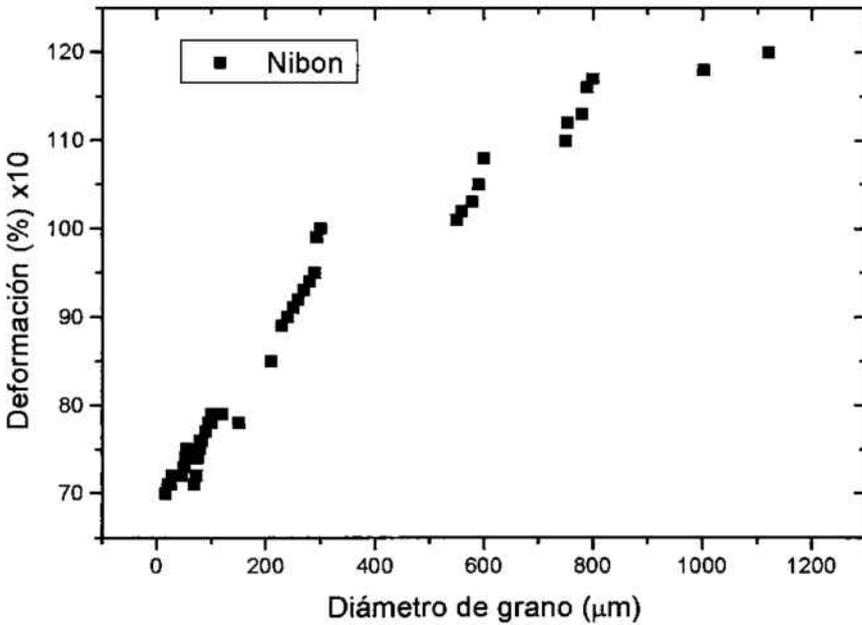


Fig. 51 Deformación según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Nibon

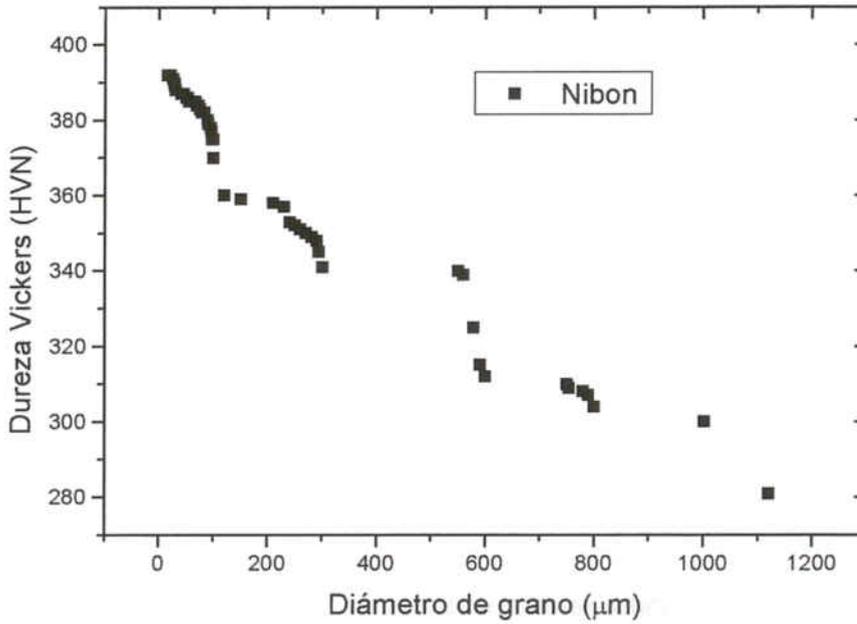


Fig. 52 Dureza según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Nibon

6.3.- DESGASTE Y CORROSION

<i>Otras Propiedades</i>	<i>Valor</i>	<i>Diámetro de grano</i>	<i>Valor</i>	<i>Diámetro de grano</i>
<i>Velocidad de desgaste</i>	98 mm ³ /h.	35 μm	154 mm ³ /h.	140 μm
<i>Corrosión</i>	37,5 (MO/cm ²)x10 ³	35 μm	53(MO/cm ²)x10 ³	156 μm

OTRAS PROPIEDADES : DESGASTE Y CORROSIÓN
PONTOR 4CF

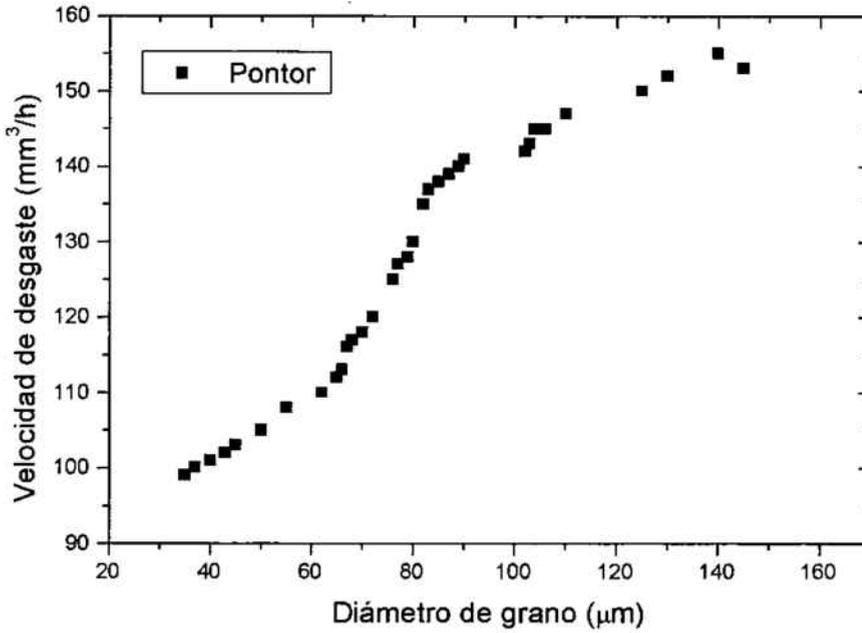


Fig. 53 Velocidad de desgaste según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Pontor

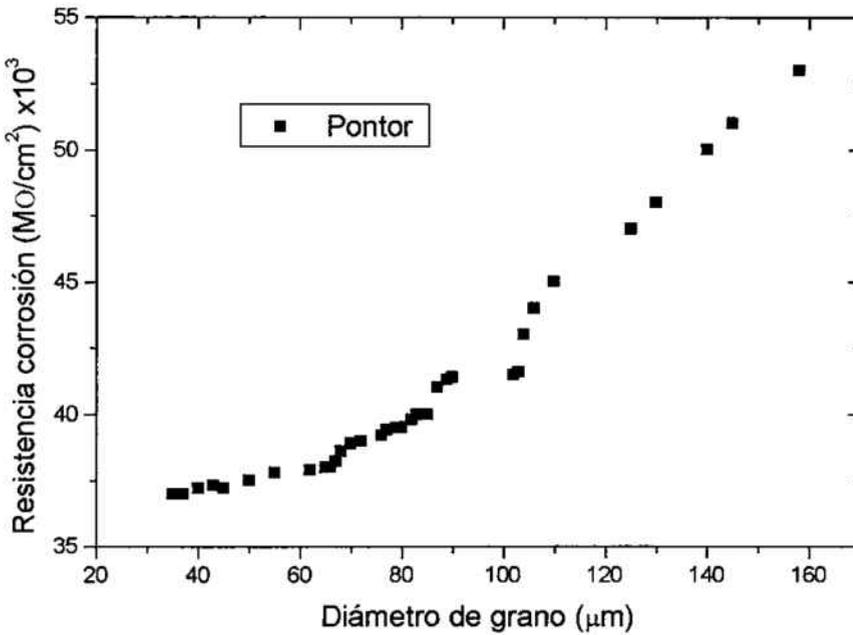


Fig. 54 Resistencia a la corrosión según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Pontor

Otras Propiedades	Valor	Diámetro de grano	Valor	Diámetro de grano
Velocidad de desgaste	70 mm ³ /h.	2 μm	120 mm ³ /h.	325 μm
Corrosión	158 (MO/cm ²)x10 ²	2 μm	215(MO/cm ²)x10 ²	325 μm

**Tabla 20.- OTRAS PROPIEDADES : DESGASTE Y CORROSIÓN
CERAPALL 6**

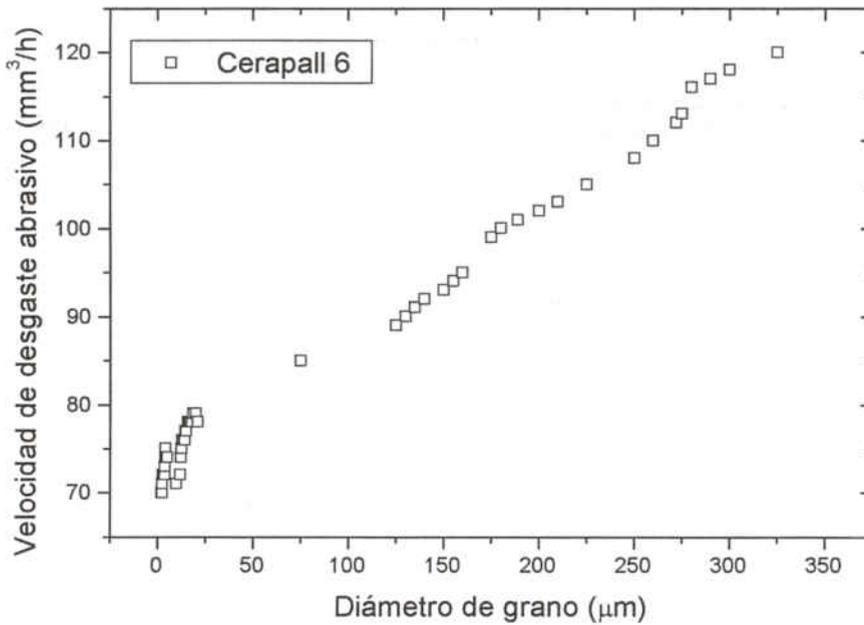


Fig. 55 Velocidad de desgaste según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Cerapall 6

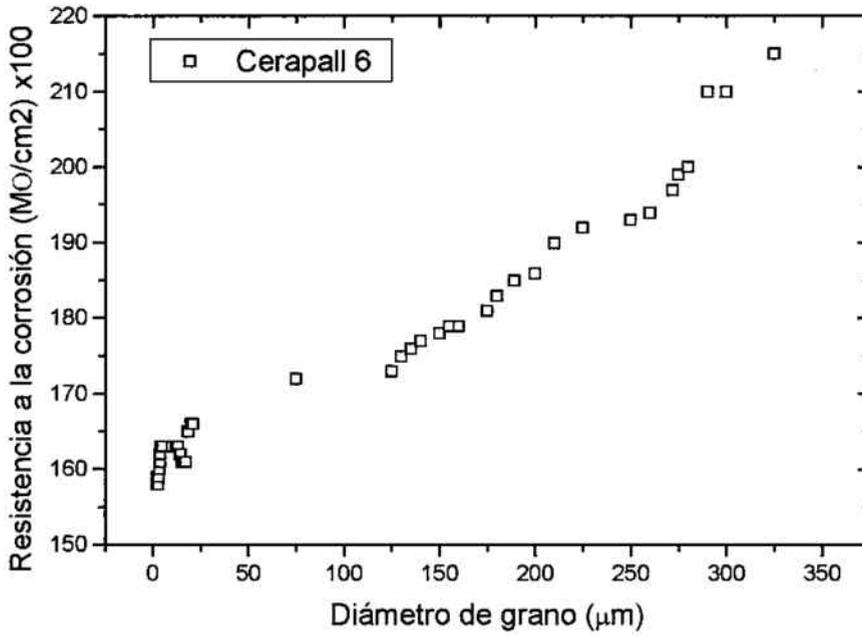


Fig. 56 Resistencia a la corrosión según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Cerapall 6

Otras Propiedades	Valor	Diámetro de grano	Valor	Diámetro de grano
Velocidad de desgaste	58 mm ³ /h.	25 μm	120 mm ³ /h.	1125 μm
Corrosión	158 (MO/cm ²)x10 ⁴	25 μm	215(MO/cm ²)x10 ⁴	1125 μm

**Tabla 21.- OTRAS PROPIEDADES : DESGASTE Y CORROSIÓN
NIBON**

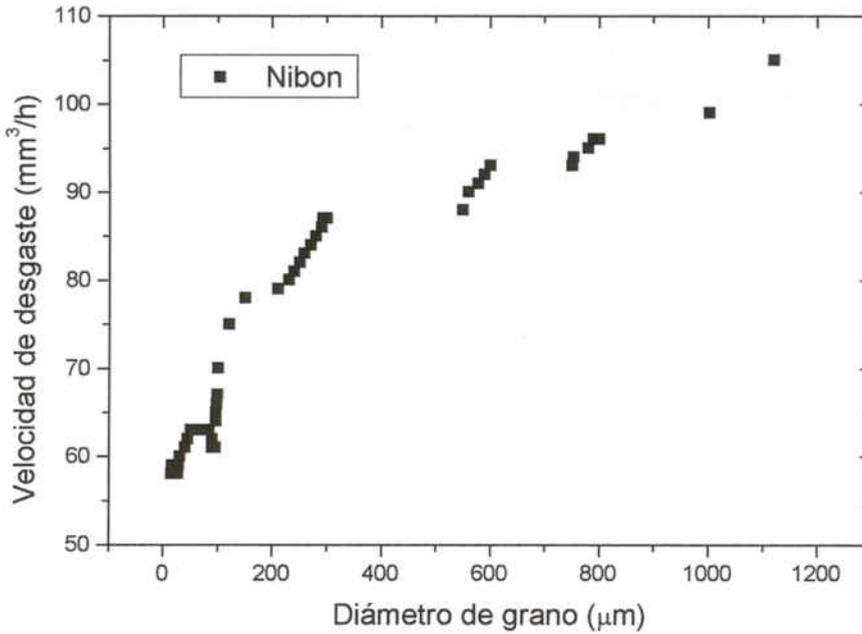


Fig. 57 Velocidad de desgaste según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Nibon

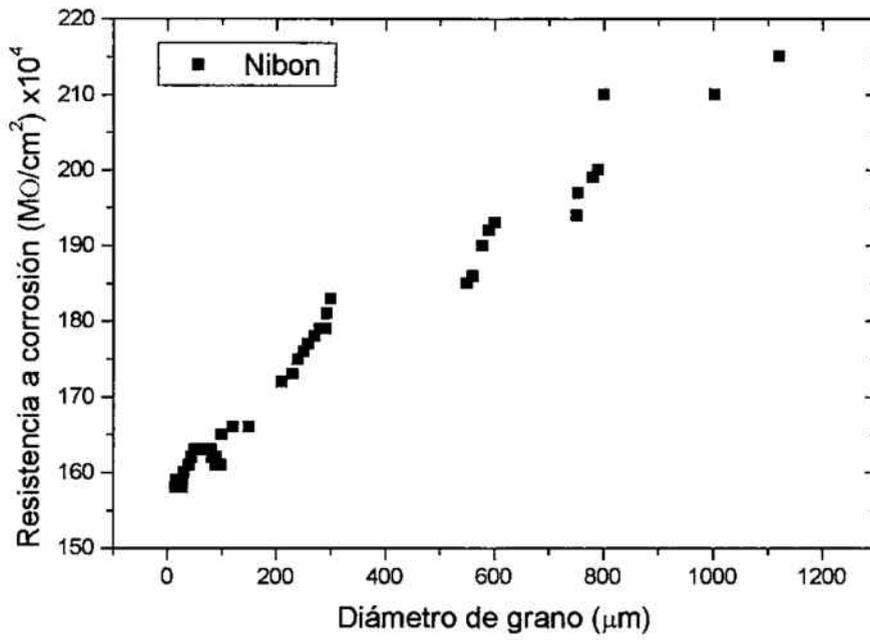


Fig. 58 Resistencia a la corrosión según el diámetro de grano para las muestras tratadas térmicamente de Nibon

7.- DISCUSSION

7.- DISCUSION

Para poder obtener una aleación se mezclan los metales que la componen fundidos, estado en el que suelen tener una solubilidad mutua. Durante el enfriamiento o solidificación se conformará una estructura que dará las características propias de cada aleación (Andersson).

En este estudio se parte de tres aleaciones coladas a una determinada temperatura (Cerapall 6 a 1260° C, Pontor 4 CF a 1160 ° C y Nibon a 1420° C) que más tarde en el proceso de solidificación, durante el enfriamiento o cristalización abocará en un tamaño de grano determinado para cada aleación. (Mc Craig).

7.1.- CRECIMIENTO DE GRANO

Una vez tenemos la aleación, si se someten a un tratamiento térmico adecuado se produce el crecimiento de grano, fenómeno que está íntimamente relacionado con las propiedades mecánicas del material. (Ashby)

Al introducir esta energía térmica, se produce un crecimiento del grano que conlleva una disminución del área del límite de grano y por tanto hay una reducción de la energía superficial total almacenada en estas zonas con la consiguiente mayor estabilidad termodinámica (Gil) y cambios de las propiedades del material (Fischer).

7.1.1.- ESTIMACION DE ECUACIONES CINETICAS.

En este estudio para cada aleación, temperatura, y tiempo de tratamiento térmico se han obtenido el área (micrómetros cuadrados) y el diámetro de cada grano (en micrómetros), como se puede ver en las tablas 8, 9 para el Cerapall 6, en las tablas 10, 11 para el Pontor 4 CF, y en las tablas 12, 13 para el Nibon.

La representación de cada uno de los valores de tamaño de grano en función del tiempo de tratamiento para cada temperatura y aleación permiten obtener las gráficas que se pueden observar en las figuras 31, 32, 33, 34, 35 y 36.

De acuerdo con estas gráficas, las representaciones obtenidas se ajustan a ecuaciones exponenciales. En los resultados obtenidos se puede observar para las tres aleaciones, en el diámetro y área, que a tiempos grandes el valor de tamaño de grano tiende a una constante.

Con estos datos se han obtenido las ecuaciones cinéticas de crecimiento de grano que nos proporcionan el tamaño de grano final después de un tiempo de tratamiento a una temperatura fijada.

En las gráficas podemos observar además, que al aumentar la temperatura la cinética es más rápida y al aumentar el tiempo, el crecimiento de grano es mayor.

Entre los 0 min. y los 20-30 min. la cinética del crecimiento es mayor y a partir de este tiempo hasta los 120 min. se ralentiza la velocidad para todas las aleaciones, tendiendo a un valor, que es la consecuencia de que en el sistema hay algún impedimento físico que impide prosperar la cinética. Esto puede ser debido a que a medida que disminuye el

área del límite de grano el material tiende a una estabilidad termodinámica poseyendo menos irregularidades en la disposición de los átomos, y como hemos comentado anteriormente la fuerza conductora para el crecimiento de grano viene de la reducción en la totalidad del sistema de la energía de límite de grano.

Si consideramos las diferentes aleaciones que se han estudiado observamos que para el Pontor 4 CF a 900° C el área va de 2000 μm^2 a los 0 min. hasta 3750 μm^2 a los 120 min., para el Cerapall 6 a 900° C el área va de 72 μm^2 (0 min.) a 262 μm^2 (a los 120 min) y para el Nibon de 750 μm^2 (a los 0 min.) a 2600 μm^2 (a los 120 min.).

El Pontor es el que presenta un tamaño de grano mayor; en su composición encontramos un porcentaje más elevado de Au, elemento químico caracterizado por una elevada velocidad de difusión y por tanto con mayor facilidad para desplazarse en el proceso de crecimiento.

Para las otras temperaturas (700-800° C) y para el diámetro, siguen el mismo comportamiento.

7.1.2.- ENERGIA DE ACTIVACION Y ORDEN DE CRECIMIENTO.

Si consideramos la cinética del crecimiento de grano, se asume que este se da de una forma uniforme en la totalidad de la muestra, y la disposición de los tamaños de grano sigue una ley semejante a la ecuación tipo Arrhenius, de los 0 a los 10-15 min. de crecimiento:

$$D = K T^n$$

Donde K es una constante, T es el tiempo de tratamiento, D es el diámetro mínimo y n es el orden de crecimiento o velocidad de crecimiento que se corresponde a la pendiente de la curva que se forma al unir todos los datos de los diámetros y áreas para una temperatura.

Según autores Smart, Verhoever, Gil , se valora para temperaturas de 5min. ya que a este tiempo se obtiene aproximadamente el 50% del crecimiento total y no sobrepasan generalmente el valor de 0.5 que se encuentra en metales de alta pureza y a altas temperaturas (Burke y Turbull).

Si de $D = K T^n$, operamos con logaritmos tenemos que :

$$\text{Log } D = \text{Log } K + n \log t$$

$$\text{Log } D = K' + n \log t$$

Representando gráficamente Log D frente a Log t se obtienen ecuaciones lineales, que nos dan el coeficiente de correlación (r) cuyo valor máximo es 1.00 y nos indica un crecimiento de grano regular con el tiempo.

Los valores obtenidos de (r) y (n) para el Pontor, Cerapall y Nibon se pueden ver en la tabla 14.

El valor medio de la velocidad de crecimiento (n) para el Pontor 4 CF es de 0.35, de 0.37 para el Cerapall 6 y de 0.42 para el Nibon, con una (r) ≥ 0.98 para las tres aleaciones. Esto indica un crecimiento de grano de una tendencia constante pero con velocidades diferentes que dependen de la temperatura y composición de la aleación, entre los factores más importantes.

Observamos que al aumentar la temperatura (n) disminuye; el crecimiento del área y diámetro de grano es más lento.

Para la estimación de la energía de activación se utilizan valores experimentales de tamaño de grano hasta encontrar el punto de inflexión de la curva cinética. Esta curva se puede asemejar a ecuaciones del tipo:

$$D = K T^n$$

$$\text{Log } D = K' + n \text{ Log } t$$

Si además se considera que la difusión de los átomos a través del límite de grano es un simple proceso activado, puede demostrarse que la constante K puede ser reemplazada por la expresión:

$$K = K_0 \exp(-E/RT)$$

Donde $E = Q$ es un calor de activación para el proceso, T la temperatura en grados Kelvin y R es la constante interna de los gases. Los resultados de la tabla 15 se han obtenido del logaritmo de la ecuación anterior:

$$\text{Log } K = \text{Log } K_0 - (E/RT)$$

Y de la representación gráfica de $\text{Log } K - K_0$, que da unas ecuaciones lineales cuyas pendientes son las energías de activación.

Observamos que para el Pontor 4 CF la energía de activación es de 105 KJ / mol para el diámetro y de 127 KJ/mol para el área. Para el Cerapall 6 es de 65 KJ/mol y 70 KJ/mol. Para el Nibon es de 82 KJ/mol y de 97 KJ/mol respectivamente.

Según el estudio con aleaciones Cu - Zn - Al (Gil 1989) la energía de activación depende de la composición química y en este caso varía de 80 a 190 KJ/ mol. Cuando la energía de activación aumenta la cinética del proceso de crecimiento disminuye.

En este estudio el Pontor es el que tiene una velocidad de crecimiento menor y una energía de activación (Q) mayor. Se podría decir que esta aleación tiene una cinética lenta pero la termodinámica está favorecida.

7.1.3.- ESTABILIDAD TERMODINAMICA.

El ratio del área del límite de grano por unidad de volumen (Gv), fue determinado para cada temperatura y tiempo de tratamiento térmico. Podemos ver en las figuras 37, 38 y 39 que Gv a mayor tiempo sometido a las tres temperaturas (700, 800 y 900° C) disminuye para las tres aleaciones. Al aumentar el tamaño de grano con la temperatura, la energía del límite de grano decrece, ya que tiende a un sistema termodinámico más estable. A más temperatura menor es el valor de Gv.

De las tres aleaciones el Pontor presenta valores menores de Gv respecto al Cerapall y el Nibon, esto puede explicar porque el Pontor tiene una velocidad de crecimiento menor..

7.2.- PROPIEDADES MECANICAS

El aumento del tamaño de grano de los materiales metálicos dentales produce una significativa disminución en las propiedades mecánicas de límite elástico, resistencia máxima, dureza y resistencia al desgaste. Este hecho se fundamenta en los mecanismos de endurecimiento de los materiales metálicos por la formación de defectos cristalinos en su estructura.

Los metales se deforman porque en su interior se crean defectos cristalinos, denominados dislocaciones (defectos lineales), vacantes (defectos puntuales) o bien maclas (defectos superficiales) al aplicar tensión mecánica en los mismos. Es decir, la energía mecánica producida por la tensión, se invierte de dos maneras en el material, la más importante en forma de energía calorífica, (el metal se calienta) y otro porcentaje de entre el 10 y 20% se invierte en la creación de defectos en el material. Esta producción de defectos (puntuales, lineales y superficiales) es la causa principal de que un material metálico sea deformable. Los materiales cerámicos no pueden crear este tipo de defectos, por eso son materiales que no sufren deformación, pasan de resistir mecánicamente a romperse; con este tipo de materiales no se les puede dar forma si no es por solidificación o bien por un mecanizado cuidadoso, pero no se les puede conformar por la aplicación de la tensión como es el caso de los materiales metálicos. Para el caso de los materiales poliméricos, su deformación, aunque limitada viene dada por la movilidad de las cadenas orgánicas unas respecto otras, pero no por la creación de defectos.

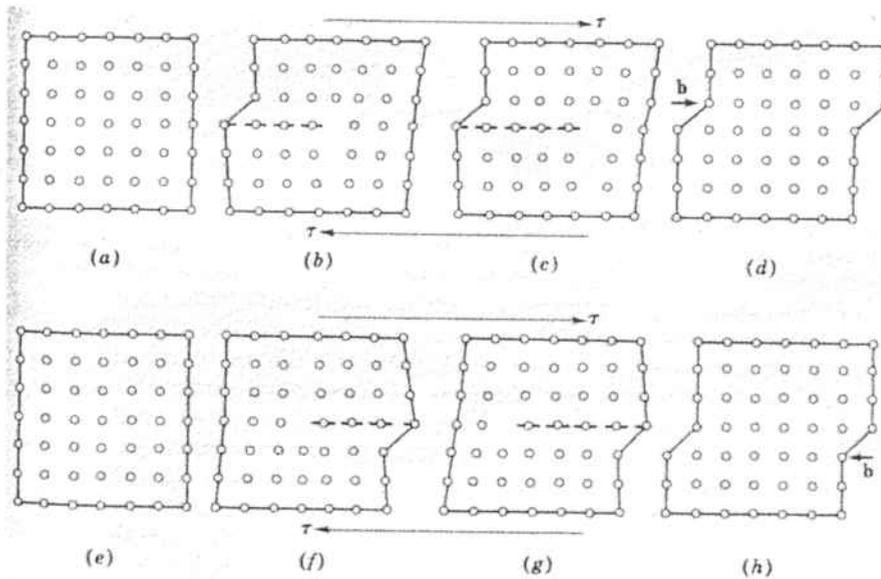


Fig. 59. Tomada de C. Barret: Dislocaciones .

El proceso de conformación por aplicación de tensión, por tanto se da en los materiales metálicos debido a la naturaleza deslocalizada del enlace metálico, es decir los enlaces no son de un átomo respecto a otro con una direccionalidad bien definida sino que en el enlace metálico no hay direcciones preferenciales, los electrones que intervienen se mueven por todo el metal con pocas restricciones para su movilidad, eso produce la posibilidad de producir defectos cristalinos sin la necesidad de llegar a la rotura del material.

Estos defectos, como se muestra en la figura 58, que es una dislocación de arista producida por una tensión de cizalladura de un metal es la que produce la deformación y por tanto sus propiedades mecánicas. Son dos las contribuciones a la deformación: la *creación* y la *movilidad* de estos defectos cristalinos. Cuanta mayor posibilidad de formación y mayor movilidad exista, mayormente se deformará el metal y por tanto

menor será su límite elástico, su carga máxima, su dureza y en consecuencia su resistencia al desgaste.

Cuando un metal puede formar una gran cantidad de defectos y su movilidad está favorecida es un metal blando y con poca resistencia mecánica; si el material crea pocos defectos o su movilidad de dislocaciones está restringida, su posibilidad de deformación disminuirá y por tanto las propiedades mecánicas aumentarán.

El efecto de los límites de grano es claro en las propiedades metálicas de los materiales metálicos, actúan como obstaculizadores de la movilidad de las dislocaciones; ya que los límites de grano unen y separan diferentes orientaciones cristalinas. Cuando una dislocación llega al límite de grano, se para y anclada en el mismo límite ya que no puede proseguir con el otro cristal al tener una orientación diferente, y por tanto las dislocaciones se van agrupando o como se dice en ingeniería se produce un "enmarañamiento" de defectos que cuando se hace muy denso provocará la aparición de las denominadas bandas de deslizamiento que progresarán a grietas y la posterior fractura del material.

Por tanto, si tenemos un material con cristales muy pequeños, es decir con gran cantidad de límites de grano tendremos un material con muchos obstaculizadores en la movilidad de los defectos y por tanto será un material duro, resistente y con un elevado límite elástico. Si es un material duro necesitará más energía para poder producir pérdidas o arrancamientos de material en el proceso de desgaste. Para la buena resistencia al desgaste necesitamos metales duros, que no se deformen con facilidad, es decir con

límites elásticos elevados y con alta resistencia mecánica, lo que se traduce en el campo microestructural en materiales con grano pequeño.

Sin embargo, respecto a la resistencia a la corrosión es al contrario, necesitamos materiales como se observa en los resultados experimentales, con tamaño de grano grande. Este hecho es debido a la propia naturaleza de la corrosión, que es una reacción química que se establece entre materiales no sólo de diferente composición química, sino que se puede producir cuando dentro del mismo material hay diferencias en las tensiones internas, orientaciones cristalinas diferentes, defectos o impurezas en el interior del material.

Los límites de grano poseen una energía interna debido a la anisotropía del material, ésta es debida a que estos materiales tienen diferentes propiedades físicas y mecánicas respecto a la orientación que nosotros tenemos, y eso provocó la aparición de tensiones en las zonas de unión. Al tener los granos cristalinos diferentes, esta cierta heterogeneidad de propiedades, se corresponden con zonas o lugares susceptibles de corroerse y lo hacen en forma de picaduras en los límites de grano, ya que como se ha comentado son las zonas más energéticas del material. Por tanto cuanto mayor son los cristales, más homogéneo en propiedades es el material, menos límites de grano, tendrá menos zonas susceptibles de corrosión y se producirá menos corrosión electroquímica.

Se puede decir que el aumento del crecimiento de grano produce una mayor ductilidad del material y una mayor resistencia a la corrosión, (tablas 19, 20, y 21) pero se produce la pérdida en la resistencia mecánica y al desgaste (figuras 52, 54 y 56). En nuestro estudio hemos observado un comportamiento general de las tres aleaciones

como vemos en las tablas 16, 17, y 18, al aumentar el tamaño de grano , el límite elástico, la tensión máxima y dureza disminuye mientras que aumenta la deformación. Esto se traduce en un material poco beneficioso si ha de estar sometido a fuerzas constantes como ocurre con nuestras prótesis fijas sobre pilares dentales, en la función oral.

Actualmente la gran mayoría de las prótesis fijas son de metal porcelana por la demanda estética. Si el alma metálico tiene un límite elástico elevado y es blando provocará microgrietas en la cerámica. Por tanto se han de tener en cuenta las características de ésta, entre ellas, su mayor fragilidad y su menor límite elástico; aunque esta observación se aleja del interés de nuestro estudio.

7.3.- COMPARACION DE LAS ALEACIONES

Como hemos visto el tamaño del grano tiene una fuerte influencia no sólo en las propiedades mecánicas sino también frente a la corrosión. Estas propiedades dependen no sólo del tamaño de grano, sino de la naturaleza química de los elementos que lo forman, de la energía de enlace, de la estructura con la que cristalizan, de la cantidad de defectos e impurezas en los procesos de colado que dependerán de los átomos que forman la aleación.

Estas características hacen que al estudiar la influencia del tamaño de grano, los resultados se deban comparar para cada aleación en particular con sus tratamientos térmicos respectivos, pero no sería un estudio riguroso si se establecieran comparaciones entre las diferentes aleaciones debido a la gran cantidad de variables a tener en cuenta. Sí podemos decir en general que: de las tres aleaciones observamos que el Pontor 4 CF tiene valores inferiores de límite elástico y tensión máxima que el Cerapall y el Nibon, como se puede observar en las figuras 40, 41, 44, 45, 48 y 49.

Estos últimos se asemejan más en las propiedades mecánicas. Las diferencias entre el cromo-niquel y las aleaciones a base de Paladio son, por su potencial alergénico, difícil manipulación, mal ajuste por el coeficiente de expansión y excesiva formación de óxidos que facilita la fractura de la porcelana; características que se atribuyen a las aleaciones no nobles como el Nibon.

Con la contribución de esta Tesis Doctoral, se han comprobado unas leyes de crecimiento y sus consecuencias en las propiedades mecánicas, corrosión y desgaste, que permiten al clínico orientarse en la elección del tipo de aleación y tratamientos térmicos para obtener características óptimas en el uso clínico.

Como estudios futuros se podría continuar este estudio realizando ensayos en puentes de metal colado con porcelana o resina y llegar a un compromiso entre las propiedades mecánicas, corrosión y desgaste cuando el metal es sometido a tratamientos térmicos, que tienen como consecuencia el crecimiento de grano, para determinar cual va a ser el servicio del material en boca, y si necesita unas propiedades mecánicas elevadas o bien que no se degrade con el medio corrosivo.

8.- CONCLUSIONES

8.-CONCLUSIONES

- A. Al aumentar la temperatura y el tiempo de tratamiento térmico aumenta el crecimiento de grano.
- B. Entre los 20-30 minutos de tratamiento térmico la velocidad de crecimiento es mayor y tiende a ser constante la cinética. Después de este tiempo la velocidad es menor.
- C. A mayor tamaño de grano el material tiende a una estabilidad termodinámica.
- D. La energía de activación del crecimiento de grano depende de la composición química.
- E. Uno de los factores importantes de que dependen las propiedades mecánicas, de corrosión y desgaste es el tamaño de grano.
- F. El aumento del tamaño de grano en materiales metálicos dentales produce una disminución de las propiedades mecánicas (límite elástico, resistencia máxima, dureza) y de la resistencia al desgaste.
- G. El aumento del tamaño de grano de aleaciones dentales produce una disminución en la corrosión del material.
- H. Estas características se dan para aleaciones nobles, seminobles, y no nobles

9.- APENDICE

9.-APÉNDICE

9.1.-DEFINICIONES:

Límite de proporcionalidad. Es la tensión máxima que se puede inducir a un metal sin que se pierda la proporcionalidad entre la tensión y la deformación, punto donde empieza la deformación permanente.

Deformación elástica. La tensión inducida por debajo del límite proporcional da lugar a una deformación, si cesamos esa tensión, la deformación también concluye, el metal se comporta elásticamente.

Deformación plástica. Si la tensión inducida se encuentra por encima del límite proporcional, al cesar la tensión la recuperación elástica no es total y se obtiene una deformación permanente.

Módulo de elasticidad de Young. Es la relación numérica existente entre cualquier tensión que no supere el límite proporcional y su deformación correspondiente. Este cociente siempre nos dará un valor constante. A este valor se le denomina módulo de elasticidad o de Young.

Límite elástico. Es la tensión máxima que puede soportar el material sin sufrir deformación permanente. El límite elástico se encuentra situado ligeramente por encima del límite proporcional en el gráfico tensión-deformación. En la práctica los consideramos equivalentes.

La aleación cromo-cobalto presenta un valor elevado de límite de proporcionalidad, lo que la hace adecuada para la confección de PPR, ya que puede soportar tensiones elevadas sin sufrir deformación de modo permanente.

Rigidez y flexibilidad. En la gráfica tensión-deformación, para igual tensión máxima e igual límite proporcional, la rigidez será mayor en el metal en que se produzca menor deformación. Si el módulo de elasticidad es muy elevado, también lo será la tensión inducida para producir la deformación elástica.

En realidad, el módulo de elasticidad no define la elasticidad del material sino su rigidez. Un módulo elevado indica un material rígido.

Ductilidad y maleabilidad. La ductilidad es la capacidad de un metal de deformarse permanentemente bajo cargas traccionales, y la maleabilidad, la capacidad de deformarse permanentemente bajo cargas compresivas.

El valor de la deformación que encontramos entre el límite elástico y el punto de fractura del material nos indica su ductilidad, si le aplicamos fuerzas de tracción. Pero si le aplicamos fuerzas de compresión, nos indicará maleabilidad. Un material dúctil, puede ser doblado y estirado sin fracturarse, mientras que uno maleable puede golpearse hasta formar láminas.

Alargamiento. Es el tanto por ciento de longitud que se deforma cuando se rompe bajo tracción.

Un metal es frágil si el tanto por ciento de alargamiento es inferior al 5 % y dúctil y es superior.

Tenacidad. Capacidad de absorber energía al deformar plásticamente un metal por encima del límite proporcional. En la gráfica tensión-deformación está representada por el área total debajo de la curva.

Resiliencia. Capacidad de absorber energía al deformar de manera elástica un metal. Está relacionada directamente con el límite proporcional (sin superarlo) e inversamente con el módulo de elasticidad. En la gráfica tensión-deformación está representada por el área debajo de la zona elástica.

Fragilidad. Si al aplicar tensión a un metal, la rotura está cercana al límite proporcional, no existe deformación plástica, es decir, no tolerará la deformación de manera permanente; el metal será frágil.

Dureza. Resistencia que ofrece un metal a que se le efectúe una indentación permanente.

Este valor depende no sólo del tipo de metal a estudiar, sino de la forma del indentedor y de la carga con que se proyecta.

Resistencia a la abrasión . Capacidad con que se desprenden partículas superficiales por la acción de un agente abrasivo. Depende de las características del material, del tipo de agente abrasivo y de la lubricación.

Creep. Deformación plástica que experimenta un metal bajo tensiones mantenidas o cíclicas inferiores al límite proporcional.

La selección de un metal para ser aplicado a nuestras prótesis no debe limitarse a una sola característica por importante que sea, sino que debe analizarse en distintos sentidos hasta encontrar la combinación de propiedades que hagan más apto el material para cumplir con la determinada función

10.- BIBLIOGRAFIA

10.- BIBLIOGRAFÍA

1. DURANTE AVELLANAL C. Diccionario Odontológico. Apéndice actualizado. 4ª edición. Ed. Mundi S.A.I.C. y F 1982.
2. MALVIN E. RING. Historia Odontologia .Barcelona "Ed Doyme ".
3. GINESTA R. S. Historia de la estomatología hasta el Renacimiento.Trabajo de licenciatura. Universidad de Barcelona. 1986.
4. BLACK. J. Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice. New York: Ed.Churchill Livingstone. 1988; 163-167.
5. POURBAIX M.. Proc. "Biointeractions 84". London. 1984; 5: 239.
6. FRAKER A. C, RUFF A.W, SUNG P. and VAN ORDEN A.C. "Titanium alloys in surgical implants". H.A.Luckey and f.Kubli Eds, STP 796, Philadelphia, PA, ASTM. 1983 ;pp. 206-219.
7. LUCAS L.C, LEMONS J.E. "Biodegradation of restorative metallic systems". Adv. Sdent. Res. 1992; 6: pp.32-37.
8. VAN NOORT R. "Titanium: The implant of today". J. Mat Scien.1987; 22: 3801-3811.
9. NIELSEN K. Corrosion of implants. Br. Corros. J.1987; 22 (4): pp. 272-279.
10. GEIS -GERSTORFER J. "In vitro corrosion measurements of restorative metallic systems". J.Dent Res. 1994; 22: pp. 247-251.
11. MEÑYER J. M, and NALLY J. N. (1975). "Influence of artificial salivas on the corrosion of dental alloys". J.Dent. Res.1975; 54: pp 678.

12. MALLAT DESPLATS E., KEOGH T.P. Prótesis parcial removible. Clínica y laboratorio. Madrid. Ed. Mosby /Doyma. 1995. Cap 19.
13. CALLISTER Jr , WILLIAM D. Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. Barcelona. Ed. Reverté, S. A. 1997. Cap 1-14.
14. SVEDBERG M. Influencia de la temperatura de colado y tratamiento térmico. Proyecto de investigación. Universidad Politécnica de Cataluña. 1988.
15. STANFORD J. W . Recommendations for determining biocompatibility and safety for the clinical use of metals in dentistry. Int Dent J. 1986; 36: 45-48.
16. PROUBASTA J, GIL MUR J, PLANELL J.A. Fundamentos de la biomecánica y biomateriales. Madrid. Ed Ergón .1997. Cap 11, 14, 15.
17. PARK. J.B. "Biomaterials Science and Engineering". New York. Ed. Plenum Press. 1984. pp193-199.
18. RHOADS J. E, RUDD K.D, MORROW R.M. Procedimientos en el laboratorio Dental. Tomo II Prótesis fija. Barcelona. Ed. Salvat.1988. Cap 7.
19. Mc CABE J.F. ANDERSON. Materiales aplicación dental. Barcelona. Ed Salvat. 1988. Cap 2, 6, 7,8.
20. NOGUERAS J. SALSENCH J. SAMSO J. PERAIRE M. ANGLADA JM. . Estudio preliminar de la liberación de iones metálicos de aleaciones usadas en prótesis fija. Rev Europea Odonto-estomatol. 1996;vol : 93-96
21. BERGMAN M. BERGMAN B. SOREMARK R. Tissue accumulation of nickel released due to electrochemical corrosion of non precious dental casting alloys. J Oral Rehab. 1980; 7: 325-330.

22. METALOR. Tablas de aleaciones, y aleaciones dentales, Cendres & Metaux S.A.
23. ARIKAN A. Effects of nickel-Chrome dental alloys used in dentistry on saliva and serum nickel levels, peripheral T-lymphocytes and some other blood parameters. *J Oral Rehab.* 1992; Vol 19: pp 343-352.
24. IVARA A. MJOR, GORDON J. CHRISTENSEN. Assessment of local side effects of casting alloys. *Quintessence int.* 1993; 24: 343-351.
25. O'BRIEN-RIGE. Materiales dentales su selección. Buenos Aires. Ed. Panamericana. 1986. Cap 1, 2, 15, 19.
26. WILLIAM F. SMITH. Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales. McGraw-Hill 1998. Cap 4.
27. E. COMBE. Materiales dentales. Barcelona. Ed Labor. 1990. Cap 10, 11.
28. DUCHEYNE P. , HASTING G. W. Metal and ceramics biomaterials. Florida. Ed. CRC Press. 1984.
29. PRADO J. M. , HERRERO A. , PLANELL J. A. , TARFESA J. Metalurgia general. Barcelona. Ed. CPDA. 1987.
30. ASBHY M. F. , JONES D. R. H. Engineering materials. Oxford. Pergamon Press. 1990.
31. HAESSNER. Recrystallisation of Metallic Materials, Dr. Riederer Verlag. GmbH, Stuttgart, 1978.
32. LISFSCHITZ M and SLYOZOV V.V. Recrystallization in metals. *J. Phys Chem Solids.* 1961; 19: 35-50.
33. BECK A. J. Grain growth after recrystallitation. *Appl. Phys.* 1948; 19: 507.

34. HILLERT. Normal grain growth. *Acta Metall.* 1965; 13: 227.
35. FISCHER C. and FULLMAN R. L. *Progress in Metal Physics*. Ed Chalmers. 97 1952.
36. HIGGINS T. Grain growth kinetics. *Metal Sci.* 1974; 8: 143.
37. ELST J. , VAN HUMBEECK and DELAY L. Shape memory alloys activation energy. *Z Metallkde.* 1985; 76: 705 .
38. REINBACH and NOWIKOW A. Niti shape memory alloy grain growth kinetic. *Z Metallkde.* 1956; 47: 1196.
39. GIL J. , TARIN P. and PLANELL J. A. *Titanium 92*. Ed Science and Technology. F. H. Froes and Y. Captan. TMS, 1993; pp. 777-782 .
40. GUY G. and HREN J. J. *Elements of Physical Metallurgy*, 134, Adison Wesley, Reading,MA 1980.
41. FULLMAN L. American Society for Metals, *Seminar Metals Interfaces*. 1952; 179: pp54 .
42. GIL F. J. , GUILMANY J. M. , FERNANDEZ J. Kinetic grain growth in β -copper shape memory alloys. *Materials science and Engineering*. 1998; A 241: 114-121.
43. FOX P. *Titanium 92. Science and technology*. Ed. F.H. froes and I. Captan. TMS, 1994; pp 769-776.
44. SEMIATIN L. , SOPER J. C. and SUKONNIK I. M.. *Scripta Met. Et Mat.* 1994; vol. 30 (7): pp 951-955.
45. ABRAHAMSON P. Grain growth in metals. *Trans. Met. Soc. AIME.* 1961; 221: pp 1193.

46. BESING C. , BERGMAN M. Metallographic characterization of four alternative alloys intended for fixed prostheses. *Acta Odontol. Scand* .1986; 44:101-112.
47. KELLY J.R. , ROSE T.C. Non precious alloys for use in fixed prosthodontics. A literature review. *J Prosthet Dent*. 1983; 49: 363-70.
48. ASM. "Case histories in failure analysis". American Society for Metals. Ohio, 4ª edición,1985.
49. GUY A. G. "Introduction to Materials Science". Nueva York. Ed McGraw Hill., 1972.
50. HAASEN P. "Physical Metallurgy". Cambridge. Cambridge University Press., 1978.
51. ROLLANSON E. C. "Metallurgy for Engineers". Londres. Ed Arnold., 1978.
52. SMALLMAN R. E. "Modern Physical Metallurgy". Londres. Ed Butterworth., 1970.
53. VERHOEVEN J. D. "Fundamentals of Physical metallurgy". Nueva York. John Wiley and Sons Eds , 1975.
54. NACE. "Corrosion Basics. An introduction". National Association of Corrosion Engineering. Houston, 1984.
55. SATO N. Toward a more fundamental understanding processes. *Corrosion*. 1989; 45: pp. 354-368.
56. CANAY S, OKETEMER M. In vitro corrosion behavior of 13 prosthodontic alloys. *J Dent Res*. 1992; 23: pp. 279-282.

57. SYRETT L., ACHARGA C. Corrosion and degradation of Implant Materials. ASTM. ATP 1989; 684. Ohio.
58. POURBAIX. "Lectures on Electrochemical corrosion". Nueva York. Plenum Press, 1973.
59. BRUGIRARD J. , BARGAIN R. , DUPUY JG.. Study of the electrochemicla behavior of gold dental alloys. J. Dent. Res. 1983; 52: pp. 828-836.
60. SAKAR NK , FUYS R. A. ,STANFORS JW. The chloride corrosion of low-gold casting alloys. J. Dent Res. 1973; 52: Pp. 568-575.
61. SAKAR NK, FUYS R. A. , STANFORD JW. The chloride corrosion behavior of silver-base casting alloys. J Dent Res. 1979; 58: pp. 1572-1577.
62. SASTRU S. , VAIDYANATHAN T.K. , MUKHERJEE K. Potentiodynamic polarization analysis of silver-palladium alloys in chloride solutions. Metall. Trans. 1982; 13^a: Pp. 313-317.
63. BRANEMARK P. , HANSSON B. O. , ADELL R. , BREINE U. , LINDSTRIM J. HALLEN O. , OHMAN A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 years period". Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. 1977; 16: pp.11.
64. BRANEMARL P. , ADELL R. , ALBREKTSSON T. Osseointegrates titanim implants in the rehabilitation of the edentulous patient. Adv Biomaterials. 1982; 4: pp. 133-141.
65. FONTANA M. G. and GREENE N.D. Corrosion Engineering. Nueva York. Ed Mc Graw Hill, 1978.

66. OLUDEK V. R. Design and corrosion control. Nueva York. Wiley and sons Eds, 1977.
67. SYRETT B. C. and WING S. S. Corrosion. National Association of corrosion Engineers. 1978; 34: 138-145.
68. PESSALL N. and LIU C. Corrosion behaviour in different enviromental conditions. Electrochemical Acta.1971; 16: 303.
69. FRANKEN HRAL R. P. and KRUTER K. Passivity of Metals. Electrochemical Society. Princeton. N. J. 1978; 525.
70. ADELL R. , LEKHOM U. , ROCKER B. , BRANEMARK P. A 15 year study of osseointegrated implants in treatment of the endentulous jaw. Int. J Oral Surg. 1981; 6: Pp 387-416.
71. RECLARU L. and MEYER J.M. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. J Dent Res. 1994; 22: pp. 159-168.
72. MANERO JM. , GIL FJ. , PLANELL JA. Effect of saline solution environment on the cyclic deformation of Ti-6Al-4V. J. Mater. Sci: Materials in Medicine. 1996; 7: Pp. 131-134.
73. FRANCE W.D. Localized Corrosion. Carse of Metal Failure. Ohio. ASTM. STP.516, 1972.
74. RABINOWICZ E. , Friction and wear of materials. New York. Eds Wiley and sons, 1995.

75. GIL F J. , FERNANDEZ J M. , PLANELL J A. A study of the abrasive resistance of metal alloys with applications in dental prosthetic fixators. *Bio-Medical Materials and Engineering* .1995; 5: 3: 161-167.
76. BOWDEN F. O, TAYLOR D. The friction and lubrication of solids. London. Oxford University Press, 1950.
77. MOHD. Z.A.M.S, RAMLAH A .A. Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. *J Prostht Dent*. 1990; 63: 342-9.
78. MAIX L. H. , STOLOVSKI T. A. , VOWLES R. W. , LLOYD CH. Wear: Mechanisms, manifestations and measurement. Report of workshop. *J Dent*. 1994, 24: 141-148.
79. GRAIG R. G. and POWERS J.M. Wear of Dental Tissues and Materials. *Int Dent J*. 1976; 26: 121-133.
80. POWERS J.M. AND KORAN A. The Wear of Hard Dental Tissues. A Review of the literature. *J Mich Dent Assoc*. 1973; 55: 119-126.
81. SULONG M. Z. A. M. AND AZIZ R.A. Wear of Materials usef in Dentistry: A Review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1990; 63: 324-349.
82. TILLITSON E. W. , CRAIG R. G. , AND PEYTON F.A. Friction and wear. *Rest Dent Mat. J Dent Res*. 1971; 50: 149-254.
83. DE GEE A. J. , PALLAV P. , and DAVIDSON C.L. Effect of abrasion Medium on Wear of Stress-Bearing Composites and Amalgams in vitro. *J Dent Res*. 1986; 65: 654-658.

84. ARGARWALA V.S. , KIM K.Y. and BHATTACHARYVA S. An electrochemical method for investigating corrdition in rubbing surfaces. Materials Evaluating under fretting conditions . Philadelphia. Ed Brown S.R 1981; ASTM. 684 , pp. 106-124..
85. POWERS J.M. AND BAYNE S. Friction and Wear of Dental Materials in Handbook of Friction andd Wear. Ohio. 1988; ASTM 666-678.
86. BUCHANAN R.A., RIGNEY D.E., WILLIAMS J.M. Wear accelerated Corrosion of Ti-6Al-4V: Mechanisms and Influenceof fixed stress magnitude. J Biomed Mat Res. 1987; 21: pp. 367-377.
87. MELETIS E.I. AND KIAN K. "Effects of sliding wear on corrosion behaviour of amalgm. In Sagues A. And Meletis E. (Eds) Wear Corrosion Interactions in Liquid Media". Pp. 139-142, TMS: Pennsylvania (1991).
88. MELITIS E. I. Wear corrosion behaviour of ion plated thin films. J Mat Eng. 1989; 11(2): 159-167.
89. ATKINSON V. Model of grain growth. Acta Metall. 1988; 36 (3): 469-491.
90. SHILLINGBURG / HOBBO/ WHITSETT. Fundamentos prótesis fija.Méjico. Ed Científica la prensa médica mejicana. 1983.
91. LEINFERDER K. F. An Evaluation of casting alloy used for restorative procedures. JADA.1997; 128: 37-45.
92. IMAM M.A. , GILMORE C.M. , FRAKER A. Proceedings Conference on Environmental Degradation of Engineering materials. Virginia Polytechnic Institute. 1977; Pp. 783-790.

93. GIL F.J. , MANERO J.M. and PLANELL J.A. Effects of heat treatment on the cyclic softening". Titanium 92. Science and Technology. Froes and Caplan Eds. TMS. 1993;Vol. 2: Pp. 1843-1849.
94. GIL F. J., MANERO J.M, PLANELL J.A. Relevant aspects in the clinical applications of NiTi shape memory alloys. J Mat Sci : Material in medicine. 1996 ; 7: 403-406.
95. BARRET C., BMASSALSKI T. Structure of metals. Defects in crystals. Oxford. Ed. Pergams Press. 3ª ed. 1993; pp.384.