

INTRODUCCION A LOS BIOMATERIALES

GUIA DE ESTUDIO DE LA UNIDAD V

BIOMATERIALES CERÁMICOS

5.1. Conceptos básicos de cerámicos de aplicación biológica

Los materiales cerámicos son materiales inorgánicos compuestos por elementos metálicos y no metálicos vinculados químicamente. Pueden ser cristalinos, no cristalinos o una mixtura de ambos. Poseen una alta dureza y resistencia al calentamiento, pero tienden a la fractura frágil.

Clasificación de la Estructura

Puede ser cristalina, no cristalina, o una mezcla de ambas. Se presentan en las más variadas formas; de estructuras muy simples a las más complejas mezclas de fases. Su abundancia en la naturaleza y las diferencias que presentan en sus propiedades respecto a las de los metales los convierte en materiales sumamente importantes. Según su estructura, los cerámicos pueden clasificarse en dos grandes grupos, los cristalinos o cerámicos, y los no cristalinos o vidrios. A su vez, los cristalinos pueden ser monocristalinos o policristalinos. Los que presentan estructura policristalina o no cristalina pueden a su vez ser monofásicos o polifásicos. (ver Fig. 1).

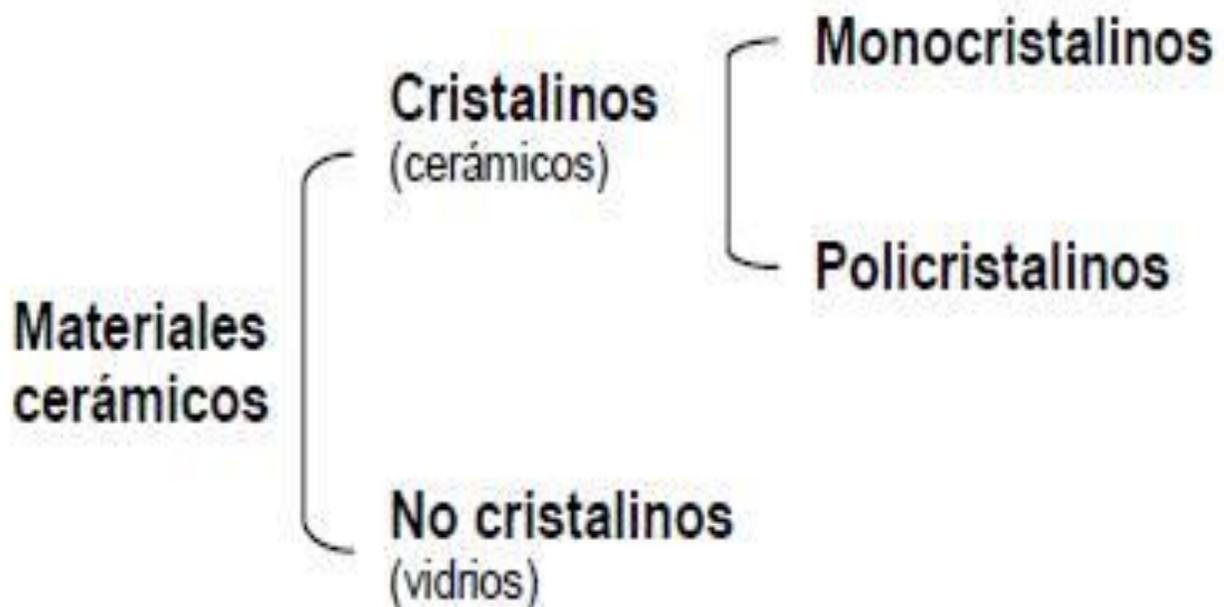


Figura 5.1. Clasificación de la estructura de los materiales cerámicos.

Estructura no Cristalina. Los átomos se acomodan en conjuntos irregulares y aleatorios. Los sólidos no cristalinos con una composición comparable a la de las cerámicas cristalinas se denominan vidrios. La mayor parte de los vidrios que se comercializan son silicatos.

En ocasiones la repetitividad se rompe o no es exacta, y esto diferencia los vidrios y los cristales, los vidrios generalmente se denominan materiales amorfos (desordenados o poco ordenados). No obstante, la materia no es totalmente ordenada o desordenada (cristalina o no cristalina) y nos encontramos una graduación continua del orden en que está organizada esta materia (grados de cristalinidad), en donde los extremos serían materiales con estructura atómica perfectamente ordenada (cristalinos) y completamente desordenada (amorfos).

En la estructura cristalina (ordenada) de los compuestos inorgánicos, los elementos que se repiten son átomos o iones enlazados entre sí, de manera que generalmente no se distinguen unidades aisladas; estos enlaces proporcionan la estabilidad y dureza del material. En los compuestos orgánicos se distinguen claramente unidades moleculares aisladas, caracterizadas por uniones atómicas muy débiles, dentro del cristal. Son materiales más blandos e inestables que los inorgánicos.

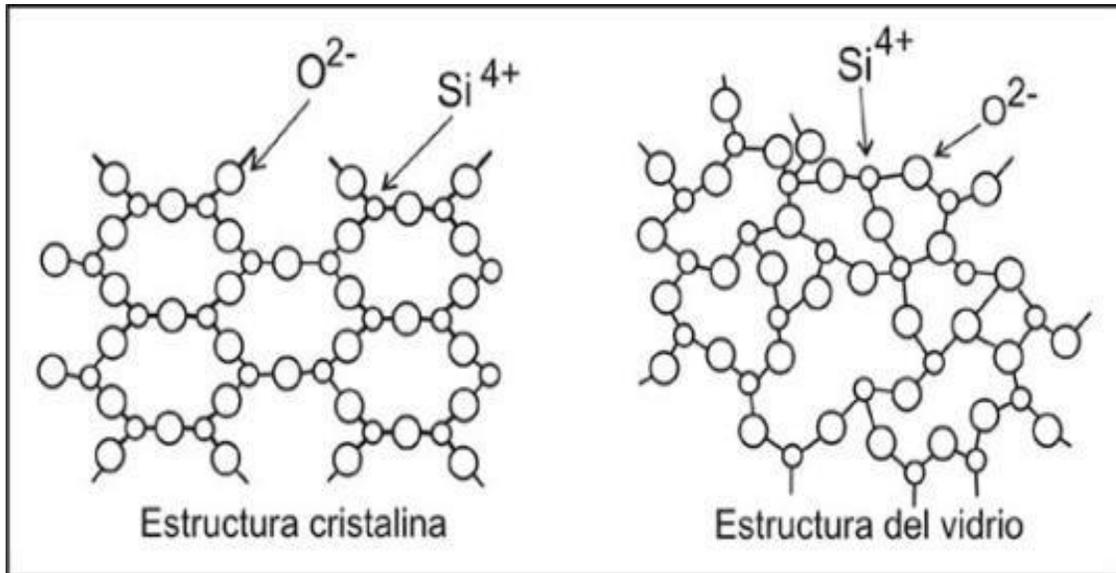


Figura 5.2. Diferencias de la estructura cristalina entre el estado cristalino y el de un vidrio..

Estructura Cristalina. Es la forma sólida de cómo se ordenan y empaquetan los átomos, moléculas, o iones. Estos son empaquetados de manera ordenada y con patrones de repetición que se extienden en las tres dimensiones del espacio. La cristalografía es el estudio científico de los cristales y su formación.

El estado cristalino de la materia es el de mayor orden, es decir, donde las correlaciones internas son mayores. Esto se refleja en sus propiedades antrópicas y discontinuas. Suelen aparecer como entidades puras, homogéneas y con formas geométricas definidas (hábito) cuando están bien formados. No obstante, su morfología externa no es suficiente para evaluar la denominada cristalinidad de un material.

Las cerámicas cristalinas pueden clasificarse en tres grupos. Las cerámicas de silicato, cuya unidad estructural fundamental es el SiO_2 , incluyen por ejemplo a la porcelana y los materiales refractarios. Los cerámicos de óxido sin silicatos son compuestos a los que se les agregan impurezas, como el Al_2O_3 , MgO y BeO . Las cerámicas sin óxidos, como el ZnS , SiC y TiC , se utilizan como material para elementos calefactores de horno, así como material abrasivo.

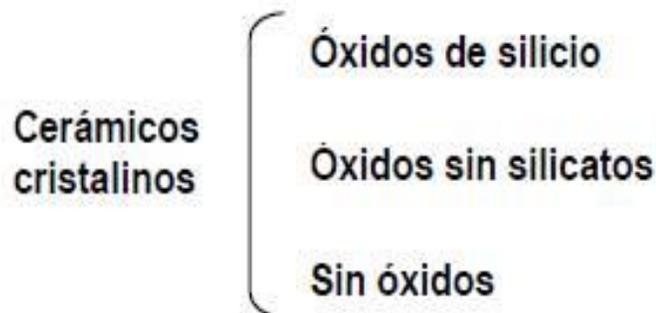


Figura 5.3. Clasificación de los materiales cerámicos cristalinos.

Se caracterizan principalmente por su bajo peso, alta rigidez y baja tenacidad, alta resistencia al calor y al desgaste, poca fricción y buenas propiedades aislantes. Los materiales cerámicos son baratos, pero su procesado hasta producto terminado es normalmente lento y laborioso. Además, la mayoría de estos materiales se dañan fácilmente por impacto a causa de su baja o nula ductilidad.

Aunque las cerámicas y los vidrios no sufren corrosión, presentan alguna forma de degradación cuando son expuestas al medio biológico, siendo el mecanismo de la degradación dependiente del tipo particular de material considerado. Aun las cerámicas consideradas inertes químicamente (alúmina, por ejemplo) experimentan una degradación de sus propiedades mecánicas como consecuencia del contacto con la solución salina del medio biológico.

La mayor desventaja de las cerámicas y los vidrios es su fragilidad y pobres propiedades mecánicas: aunque pueden soportar grandes cargas en compresión, fallan cuando son cargadas en tracción o en flexión; pero son empleados donde la resistencia al desgaste es de vital importancia y se utilizan, generalmente, para reparar o reemplazar tejido conectivo duro del esqueleto. Sin embargo, hay que destacar que el éxito de la aplicación depende de lograr una unión estable entre estos biomateriales y el tejido conectivo.

Las cerámicas con aplicaciones médicas constituyen un interesante campo de investigación y desarrollo para la fabricación y/o fijación de implantes. Las cerámicas se introdujeron como biomaterial en la década del 70 cuando comenzaban a detectarse fracasos en algunos de ellos utilizados hasta ese momento, como eran el acero inoxidable, las aleaciones base cobalto y el acrílico (polimetilmetacrilato).

Los fracasos se debían, entre otras razones, a la encapsulación de estos materiales (recubrimiento por un tejido fibroso), lo que hizo dirigir la mirada hacia las cerámicas en un intento de buscar una buena oseointegración. Sin embargo, la fragilidad de las cerámicas restringió en gran medida su campo de aplicación, seleccionándolas únicamente para aplicaciones que no necesitaran elevadas prestaciones mecánicas, a excepción de la alúmina y la zirconia, que se emplearon y emplean en articulaciones de cadera.



Figura 5.4. Ejemplos de cerámicos de aplicación biológica.

Las cerámicas permiten reemplazar muchas piezas del cuerpo humano, aunque sus aplicaciones hoy en día están centradas en la fabricación de dispositivos que no deban soportar cargas, como es el caso de la cirugía del oído medio, en el relleno de defectos óseos tanto en cirugía bucal como en cirugía ortopédica y en el recubrimiento de implantes dentales y articulaciones metálicas; pero su futuro como biomaterial es mucho más ambicioso ya que presentan determinadas propiedades que son difíciles de imitar con otros materiales.

Los biocerámicos son compuestos químicos complejos que contienen elementos metálicos y no metálicos. Debido a sus enlaces iónicos o covalentes, son generalmente, duros y frágiles. Además de tener un alto punto de fusión y una baja conductividad térmica y eléctrica, los cerámicos se consideran resistentes al desgaste.

Los principales biocerámicos son alúmina, zirconia, hidroxiapatita, porcelanas, vidrios bioactivos, etcétera. Sus principales aplicaciones están en el sistema óseo, con todo tipo de implantes y recubrimientos en prótesis articulares; también se utilizan en aplicaciones dentales, en válvulas artificiales, cirugía de la espina dorsal y reparaciones craneales.



Figura 5.4 bis. Ejemplos de cerámicos de aplicación biológica.

Las cerámicas con aplicaciones médicas constituyen un interesante campo de investigación y desarrollo para la fabricación y/o fijación de implantes. Las cerámicas se introdujeron como biomaterial en la década del 70 cuando comenzaban a detectarse fracasos en algunos de ellos utilizados hasta ese momento, como eran el acero inoxidable, las aleaciones base cobalto y el acrílico (polimetilmetacrilato).

Los fracasos se debían, entre otras razones, a la encapsulación de estos materiales (recubrimiento por un tejido fibroso), lo que hizo dirigir la mirada hacia las cerámicas en un intento de buscar una buena oseointegración. Sin embargo, la fragilidad de las cerámicas restringió en gran medida su campo de aplicación, seleccionándolas únicamente para aplicaciones que no necesitaran elevadas prestaciones mecánicas, a excepción de la alúmina y la zirconia, que se emplearon y emplean en articulaciones de cadera.

Las cerámicas permiten recambiar muchas piezas del cuerpo humano, aunque sus aplicaciones hoy en día están centradas en la fabricación de dispositivos que no deban soportar cargas, como es el caso de la cirugía del oído medio, en el relleno de defectos óseos tanto en cirugía bucal como en cirugía ortopédica y en el recubrimiento de implantes dentales y articulaciones metálicas; pero su futuro como biomaterial es mucho más ambicioso ya que presentan determinadas propiedades que son difíciles de imitar con otros materiales.

Para analizar este fenómeno es importante conocer cuál será la respuesta del tejido a la presencia del material implantado y, para ello, se reconocen cuatro situaciones diferentes:

- a) Si el material empleado es tóxico, el tejido circundante muere.
- b) Si el material no es tóxico y es, biológicamente, inactivo (inerte), se forma un tejido fibroso alrededor del material de espesor variable.
- c) Si el material no es tóxico y es, biológicamente, activo (bioactivo), se producen nuevos enlaces químicos entre el material y el tejido que lo rodea.
- d) Si el material no es tóxico pero se disuelve en el medio biológico, el tejido circundante, gradualmente, va reemplazando al material que se va disolviendo.

Dando por evidente la idea de que un biomaterial debe ser no tóxico (eliminando la situación a), quedan por considerar 3 situaciones, obteniendo de ese modo la posibilidad de existencia de cerámicas inertes (tipo b), cerámicas bioactivas (tipo c) y cerámicas reabsorbibles (tipo d).

Las cerámicas inertes producen una respuesta mínima por parte del organismo y llevan al encapsulamiento del material como consecuencia de lo que se denomina respuesta al cuerpo extraño. Estos materiales son, en extremo, estables tanto química como físicamente, y sufren muy poca alteración en contacto con el medio biológico.

Las cerámicas inertes más frecuentemente empleadas son la alúmina (Al_2O_3), la zirconia (ZrO_2) y nitruro de silicio (Si_3N_4). Estos tres materiales tienen la característica de que presentan una alta resistencia a la compresión, una excelente resistencia al desgaste y una inercia química casi total.



Figura 5.5. Prótesis total de cadera mostrando la cabeza de fémur fabricada en alúmina y distintos tipos de cabeza de fémur construida con alúmina.

La alúmina es la cerámica bioinerte más frecuentemente utilizada y ha venido siendo usada desde hace más de 35 años. Debido a su dureza y a que, adecuadamente, pulida presenta un bajo desgaste se la emplea para fabricar la cabeza del fémur en los reemplazos totales de cadera.

El uso de la alúmina como biomaterial está motivado, fundamentalmente, por su excelente biocompatibilidad, por la formación de una cápsula muy fina de tejido a su alrededor lo que permite la fijación de la prótesis sin cementar; y su baja fricción y baja velocidad de desgaste.

La zirconia también es empleada como esfera articular en reemplazos totales de cadera. Es, fundamentalmente, ZrO_2 con el agregado de algún óxido metálico tal como el óxido de magnesio (MgO). La ventaja potencial de la zirconia en prótesis bajo cargas es su alta resistencia mecánica y su buena tenacidad, comparada con otras cerámicas. Sin embargo, hasta ahora hay insuficiente cantidad de datos para determinar si esas propiedades conducirán a un éxito clínico luego de más de 15 años de uso.

Las cerámicas bioactivas producen un enlace químico directo con los tejidos, en particular con los huesos. Son materiales cuya superficie es muy reactiva, aunque presentan una baja solubilidad en el medio biológico. Son empleadas frecuentemente para la fijación de implantes en el sistema óseo.

El exponente más importante de esta familia de cerámicas está dado por la hidroxiapatita (HA), cuya fórmula química es $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, que es el componente fundamental (pero no el único) de los huesos vivos, ya que el hueso natural es un material compuesto que contiene aproximadamente 80% de hidroxiapatita (que le proveen dureza) y 20% de fibras colágenas (que le proveen flexibilidad).

Este material tiene pobres propiedades mecánicas y se lo emplea para aplicaciones que no deben soportar cargas, como por ejemplo, en recubrimientos de acero inoxidable, titanio o aleaciones de cobalto-cromo en implantes óseos y dentales y para reconstrucciones maxilofaciales.

La hidroxiapatita natural, obtenida a partir de corales, también tiene aplicación en la fabricación de prótesis oculares, en las cuales los músculos del ojo se unen, directamente, al implante permitiendo el movimiento de la órbita ocular del mismo modo que lo haría un ojo natural.

Otro grupo de materiales bioactivos son los denominados vidrios bioactivos (como el Bioglass). Se ha demostrado que ciertas composiciones de vidrios se enlazan, químicamente, con los tejidos. Una característica común de estos materiales es una modificación de su superficie que es dependiente del tiempo transcurrido luego de su implantación.

La superficie forma una película, biológicamente, activada de hidroxiapatita carbonatada que resulta la interfase enlazante con los tejidos. Los materiales que son bioactivos desarrollan una interfase adherente con los tejidos que resistirán esfuerzos mecánicos importantes.

La unión con los huesos fue primeramente demostrada para un rango de vidrios bioactivos que contenían dióxido de silicio (SiO_2), óxido de sodio (Na_2O), óxido de calcio (CaO) y óxido de fósforo (P_2O_5) en proporciones específicas que hacen que su superficie tenga una alta reactividad cuando son expuestos a un medio acuoso.

Las aplicaciones clínicas de los vidrios bioactivos y los vidrios cerámicos incluyen la cirugía y reemplazo del oído medio, cirugía vertebral y en el mantenimiento de las crestas óseas, como así también en la reparación de defectos dentales.

Por su parte, algunas cerámicas, tienen la particularidad que son destruidas químicamente por el medio biológico o sea reabsorbidas.

Los productos químicos generados por su degradación son capaces de ser procesados por las rutas metabólicas normales del organismo sin producir efectos nocivos.

La velocidad de su disolución está dada por su composición química y por la relación entre el área expuesta al medio biológico y el volumen del material.

Uno de los exponentes más importantes de este tipo de cerámicas son las de fosfato de calcio, que se vienen empleando en medicina y odontología desde hace aproximadamente 25 años.

Las aplicaciones incluyen implantes dentales, tratamientos periodontales, aumento de la cresta alveolar, ortopedia y cirugía maxilofacial y otorrinolaringología.

La primera biocerámica está presente en nuestros huesos. Es una apatita biológica de tamaño nanométrico, deficiente en calcio y carbonatada. La estructura ósea tiene una porosidad jerarquizada que va desde la micra hasta cientos de ellas.

Por tanto tenemos varios elementos a tener en cuenta, con dimensiones muy diferentes: huesos con porosidad micrométrica, apatitas biológicas de dimensiones nanométricas, células con dimensiones de tamaño micrométrico y proteínas, péptidos y factores de crecimiento óseo, de tamaño nanométrico.

Es útil entender qué factores rigen la formación de un nuevo hueso para introducirnos en el campo aplicado de los biomateriales. Y aquí se pone de manifiesto el primer encuentro entre biología, materiales y medicina.

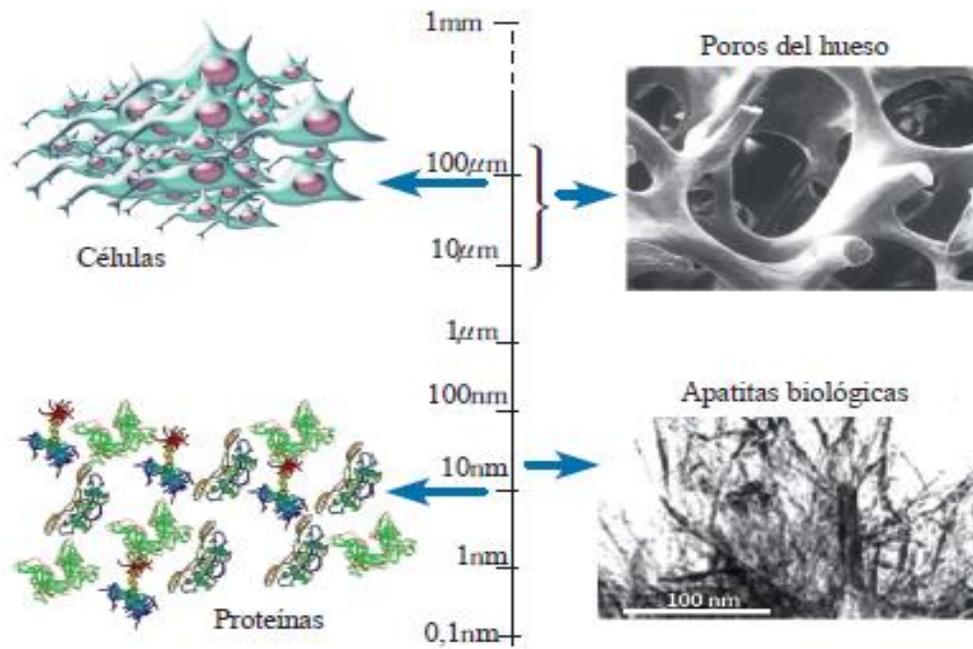


Figura 5.6. Dimensiones de los elementos participantes en la estructura ósea.

Los biomateriales han experimentado una clara evolución, pasando de utilizar materiales inertes a materiales bioactivos y biodegradables.

De hecho, en estos momentos se habla de tres generaciones de biomateriales: con la primera generación se buscaba sustituir un tejido dañado, con la segunda el objetivo se centraba en reparar los tejidos y con la tercera el objetivo es llegar a regenerarlos.

Se empiezan a utilizar cerámicas que posean dos características: bioactividad y biodegradabilidad. Por bioactividad se entiende que puedan unirse directamente al hueso sin interposición de cápsula fibrosa (Figura 5.6).

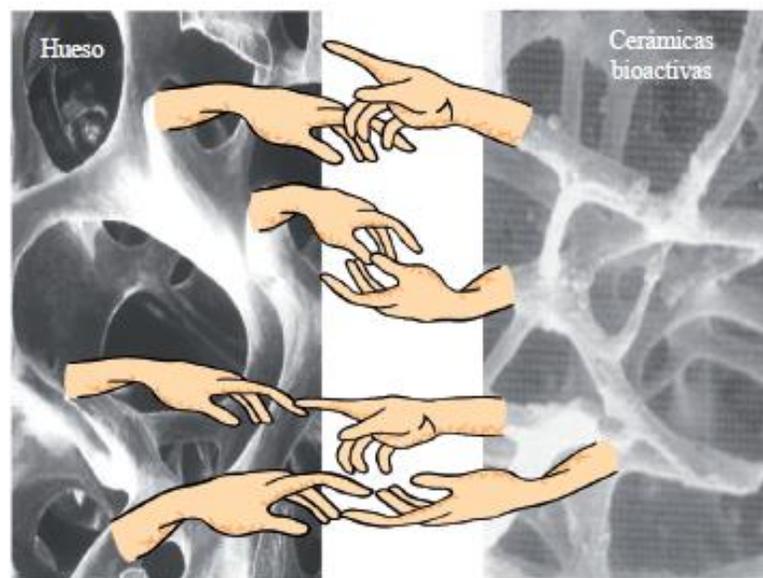


Figura 5.7. Esquema que ilustra la unión del hueso a las cerámicas bioactivas.

Con la tercera generación se da paso a la biología, que entra de lleno en el campo de los biomateriales reorganizando conceptos y obligando a introducir nuevas disciplinas en este campo tan multidisciplinar. Hay una clara evolución en el conocimiento y enfoque del trabajo a realizar, y los mundos de la medicina y la ciencia de los materiales se abren y coordinan con la bioquímica y la biología para lograr obtener esos materiales cuya misión es regenerar los tejidos vivos.

Las biocerámicas de segunda generación se utilizan como materiales de partida para fabricar las de tercera generación, para lo que es necesario buscar nuevos métodos de conformación a temperatura ambiente de piezas porosas, scaffolds (en literatura inglesa), que serán los sustratos sobre los que sembrar células, dando entrada a la ingeniería tisular.

Se intenta darles un valor añadido funcionalizándolas adecuadamente para que realicen mejor su misión, que es la de regenerar los tejidos vivos, para lo que es imprescindible introducir la química de superficies para que sea posible una interacción efectiva con el mundo biológico.

Si además se pueden diseñar de tal forma que puedan responder a estímulos externos, por ejemplo haciéndolas capaces de cargarse con moléculas biológicamente activas, en unos casos para liberarlas de forma controlada en el momento preciso y en el lugar adecuado, como podría ser el caso de fármacos antitumorales, o en otros para unirlos covalentemente a la superficie del material y facilitar su unión a los osteoblastos y así acelerar la formación de nuevo hueso, las haríamos inteligentes.

Éste es un campo en el que ahora se comienza a avanzar y que está lleno de nuevas posibilidades. En biocerámicas de tercera generación se busca dar soporte a las células para que ellas desarrollen el trabajo de regeneración. La ingeniería tisular se sustenta en tres pilares fundamentales, las células, las señales y los andamios (scaffolds).

La reparación del cuerpo humano se puede abordar por dos vías o aproximaciones: la aproximación biónica, que utiliza biomateriales de primera y segunda generación para la fabricación de prótesis e implantes útiles para todas las especialidades clínicas, y la aproximación de medicina regenerativa que incluye tanto terapia celular como ingeniería de tejidos, y utiliza biomateriales de tercera generación.

La evolución de los biomateriales en general y de las biocerámicas en particular está siendo espectacular. En muy pocos años han cambiado muchos conceptos y formas de trabajar. Todo ello impulsado por la demanda social, las necesidades clínicas, el desarrollo tecnológico, el empuje legislativo junto a los programas de financiación tanto internacionales como españoles.

El avance de los biomateriales, que no son otra cosa que materiales que se utilizan en la fabricación de dispositivos que interactúan con los sistemas biológicos y que se aplican en diversas especialidades de la medicina y la farmacología no ha cesado de reclutar especialistas de los campos de las ciencias, la ingeniería, la biología y la medicina.

Por sistemas biológicos se entienden moléculas de naturaleza bioquímica, tales como células, tejidos, órganos y fluidos corporales. Las especialidades médicas y farmacológicas incluyen la cirugía reparadora y plástica, la medicina regenerativa, la administración de fármacos y la diálisis, entre otros. Y en todo este conjunto no deben olvidarse los dispositivos de diagnóstico y pronóstico clínico en base a sensores o material biológico como el análisis genético y molecular en base a marcadores.

Los biomateriales se enmarcan dentro de la ingeniería biomédica, y aglutinan conocimientos del mundo de las ciencias, la ingeniería, la biología y la medicina (Figura 5.8). La química está presente y conjuga conocimientos de muchas áreas como puede observarse en la Figura 5.8.

Ingeniería biomédica

Biomateriales

Biosensores

Biotecnología

Biomecánica

Informática clínica

Diagnóstico por imagen

Instrumentación biomédica

Análisis clínico y biológico

Ingeniería de rehabilitación

Ingeniería clínica

Modelización, simulación y control fisiológico

Efectos biológicos de campos electromagnéticos

Dispositivos protésicos y órganos artificiales

Ciencias
Ingeniería
Medicina

Química
Física
Biología
Farmacología

Estado sólido
Superficies
Inorgánica
Orgánica
Bioquímica
Analítica

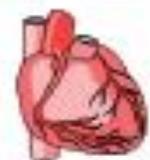
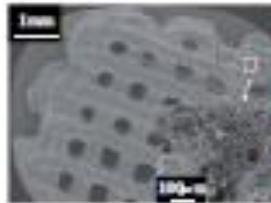


Figura 5.8. Esquema de distintas disciplinas que forman parte de la ingeniería biomédica.

Cuando un biomaterial se implanta en el cuerpo humano es imprescindible tener en cuenta el contexto biológico que se va a encontrar, que es complejo tanto a escala celular como molecular. Se va a poner en contacto con distintos tipos celulares y diferentes biomoléculas, que van a interactuar y a entrar en contacto directo con el implante.

En función de cómo sea esa interacción célula-biomaterial se producirán situaciones muy diferentes: encapsulación del implante en una cápsula colaginoso acelular, que es lo que ocurre con los biomateriales inertes, o por el contrario, si esa interacción es positiva, el tejido dañado se regenerará, y nos encontraremos por tanto, con implantes de tercera generación.

Las tendencias en biomateriales están centradas fundamentalmente en matrices para medicina regenerativa, que deben ser biocompatibles y funcionales y capaces de promover regeneración celular de forma diferenciada para cada aplicación, sistemas de liberación controlada, tales como gelificación o encapsulación de moléculas o células con actividad terapéutica incluido el uso de micro y nanopartículas, sistemas de cultivo y validación, donde se incluyen los soportes para cultivo celular o tisular en la fabricación de material de ingeniería de tejidos, producción de ortobiológicos, esto es, sistemas bacterianos modificados genéticamente para la producción y ensamblaje de unidades polipeptídicas que se repiten y producen materiales de origen biológico, superficies bifuncionales, esto es, materiales modificados para albergar componente biológico, como por ejemplo sangre y enzimas, sin contaminar órganos artificiales y dispositivos de diagnóstico, y por último aplicaciones biónicas, es decir, los implantes de materiales tradicionales, bien mejorados o fabricados con nuevos diseños y materiales.

5.2. Características y tipos de biocerámicos.

Las biocerámicas son un subtipo importante de material biocompatible. Son materiales cerámicos biocompatibles, que están específicamente diseñados para ser utilizados en la fabricación de implantes quirúrgicos, prótesis y órganos artificiales, así como para cumplir una determinada función fisiológica en el cuerpo humano que es la base fundamental de un material biocerámico.



Figura 5.9. Descripción de los biocerámicos y tipos de implantes.

➤ Tipos de biocerámicas

Atendiendo a su actividad química en el organismo humano, se consideran dos tipos de biocerámicas: bioinertes y bioactivas.

- Las bioinertes son aquellas que no se unen química o biológicamente con el tejido, por lo tanto, el organismo no las puede absorber y, por consiguiente, no producen ninguna alergia ni reacción secundaria. Son totalmente biocompatibles, resistentes a la corrosión y no son tóxicas. Alúmina y circona son ejemplos de este tipo de materiales.
- Las bioactivas son aquellas que poseen una reactividad con el tejido vivo, como las vitrocerámicas y las hidroxiapatitas.

Cerámicos inertes Densos o porosos No interaccionan con el tejido	Cerámicos no osteoconductivos Cápsula fibrosa (observable por microscopio óptico)	Materiales carbonosos cristalinos, alúmina
	Cerámicos osteoconductivos Cápsula fibrosa (observable sólo por microscopio electrónico)	Titanio, zirconio, HA-zirconio
Cerámicos bioactivos Densos, pero en forma particulada. A menor tamaño de partícula se van volviendo reabsorbibles (forman un enlace químico con el hueso)		Biovidrios, biovitrocerámica
Cerámicos reabsorbibles (son sustituidos por el tejido)		Yeso de París, β -TCP, fosfato monocálcico

Figura 5.10. Clasificación de las biocerámicos en relación con la respuesta tisular.

<i>Tipo de biocerámica</i>	<i>Tipo de fijación</i>	<i>Ejemplo</i>
1	las cerámicas densas, no porosas, casi inertes se fijan por crecimiento de hueso en las irregularidades superficiales (fijación morfológica)	Al_2O_3 (Alúmina)
2	En implantes porosos inertes se produce colonización (crecimiento) óseo que fija mecánicamente el hueso al material (fijación biológica)	Al_2O_3 porosa, metales recubrimiento de hidroxiapatita (HA)
3	Las cerámicas, vidrios y vitrocerámicas de superficie reactiva, densos y no porosos se fijan directamente por químico con el hueso (fijación bioactiva)	Vidrios bioactivos vitroceramicas bioactivas, HA
4	Las cerámicas reabsorbibles, densas y porosas o no porosas están diseñadas para ser substituidas lentamente por hueso	sulfato de calcio, fosfato tricálcico, sales de fosfato de calcio

Figura 5.11. Clasificación de las biocerámicas y tipos de fijación.

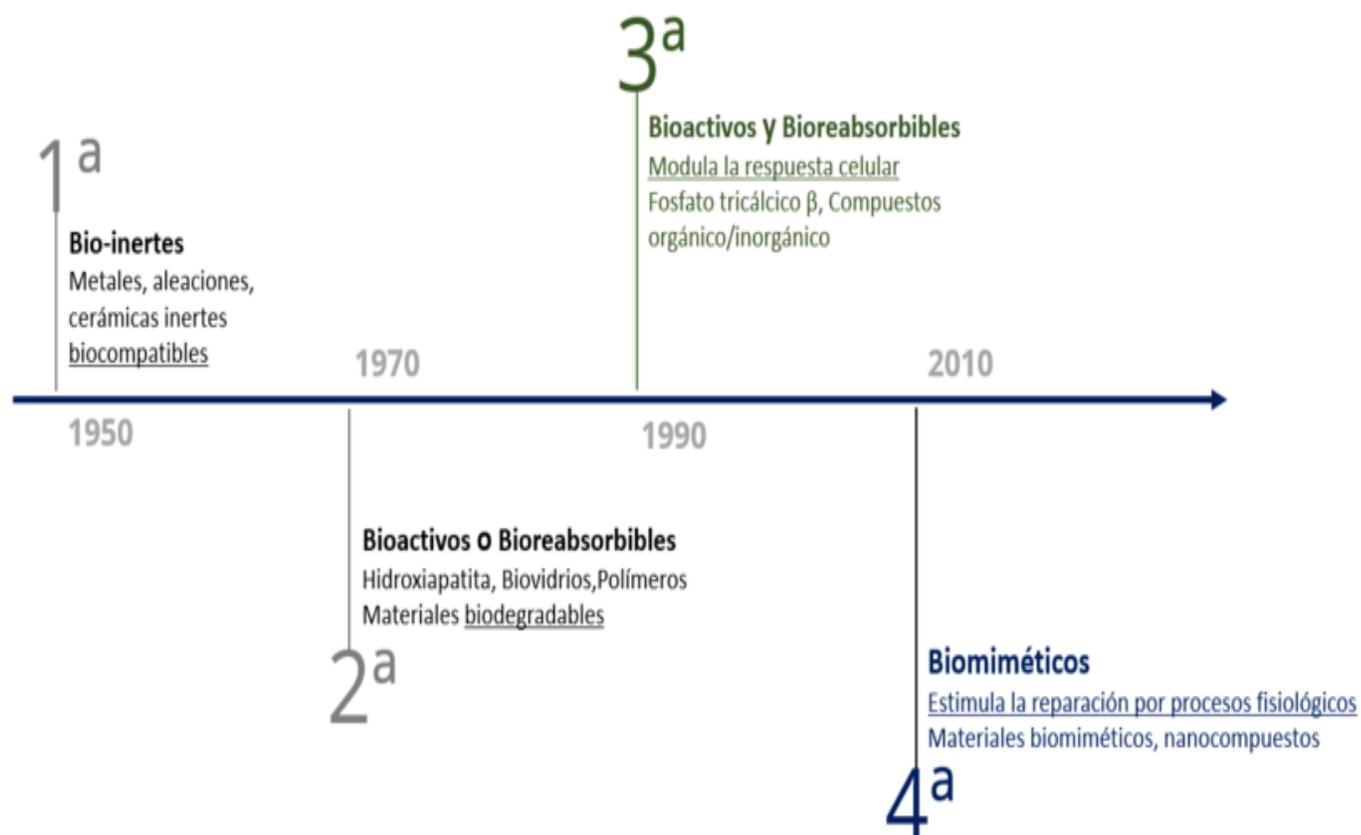


Figura 5.12. Las cuatro generaciones de biocerámicos de regeneración ósea.

- **Biocerámicas inertes**

Estos biomateriales cerámicos pueden estar hechos de :

❖ Óxidos metálicos, alúmina (Al_2O_3), zirconia (ZrO_2), Titania (TiO_2), fibra de carbono, apatita artificial, **Hidroxiapatita**, **Biovidrios**, aluminatos de calcio y algunos carbonos

Figura 5.12. Descripción de las biocerámicas inertes.

⌘ Alúmina: La pureza de la alúmina depende del sistema de obtención empleado. Para la fabricación de implantes, la norma ASTM exige una pureza del 99.5% con un contenido máximo de SiO_2 combinado con óxidos alcalinos (principalmente Na_2O) inferior al 1%.

La alúmina se ha utilizado con éxito para la elaboración de implantes, como cabezas de fémur, componentes de articulaciones y para implantes dentales. Dado que se acostumbra a obtener por sinterizado, la porosidad juega un papel muy importante en las propiedades mecánicas.

Existe una relación entre porosidad y tamaño de grano, de tal manera que cuando la porosidad cae por debajo del 2%, el tamaño de grano acostumbra a crecer considerablemente. La alúmina es así mismo muy dura pudiéndose obtener durezas entre 20 y 30 GPa. Esta elevada pureza combinada con propiedades de baja fricción hacen de éste un material idóneo para prótesis articulares, a pesar de su fragilidad y de las dificultades de fabricación.

Es la cerámica bioinerte mas frecuentemente utilizada.

El uso de la alúmina como biomaterial esta motivado por su excelente biocompatibilidad y su excepcional coeficiente de fricción y baja velocidad de desgaste.



Su elevada dureza combinada con propiedades de baja fricción y bajo desgaste, hacen de éste, un material idóneo para prótesis articulares, a pesar de su fragilidad y de las dificultades de fabricación.

Debido a su capacidad de ser pulidas con un alto acabado superficial y su excelente resistencia al desgaste.

la alúmina se utiliza a menudo para las superficies de desgaste de las prótesis de sustitución conjunta.



Figura 5.13. Descripción y características de la alúmina como biocerámico.

⌘ **Zirconia:** El interés del uso de las cerámicas de zirconia como biomaterial radica en su alta estabilidad química y dimensional, su excelente resistencia mecánica y tenacidad a la fractura y el valor del módulo de Young del mismo orden de magnitud que las aleaciones de acero inoxidable.

Las cerámicas de zirconia superan la limitación que presentaba las cerámicas de alúmina en lo que se refiere a la tenacidad y a la resistencia a la flexión. La zirconia tetragonal policristalina (TZP) posee una microestructura de grano fino, la cual, no es estable, pero la adición de pequeñas cantidades de óxidos estabilizantes tales como Y_2O_3 o MgO , en tal caso hablamos de Y-TZP ó Mg-TZP, estabilizan la zirconia tetragonal policristalina.

La aplicación biomédica más importante de los materiales de circona ha sido la fabricación de cabezas femorales, así como la fabricación de implantes dentales.

♦ OXIDO DE ZIRCONIA TAMBIEN SE USA PARA FORMAR LA CABEZA FEMORAL EN PROTESIS TOTAL DE CADERA, TAMBIEN TIENE UN BAJO INDICE DE FRICCIÓN



Zirconia Ceramics in Dentistry



Endodontic Posts



Implant posts and abutments



Crown and bridge frameworks – porcelain veneered

Figura 5.14. Descripción y características de la alúmina como biocerámico.

- **Biocerámicas activas**

∞ **Hidroxiapatita (HAP):** cuya fórmula empírica es $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, es el mineral principal de los huesos, representando alrededor del 43 % en peso. También aparece en los dientes: en esmaltes y dentina (tejido intermedio, más blando que el esmalte).

Es el segundo tejido más duro del cuerpo. Es amarillento, y su alto grado de elasticidad protege al esmalte suprayacente contra las fracturas. Sus ventajas son que es estable y biocompatible. Su relativa baja resistencia y dureza, hicieron que los investigadores lo rechazaran como biomaterial cuando investigaban piezas de hidroxiapatita pura.

Hoy día se emplea como tal en muchos implantes prostéticos en forma de un film delgado que recubre las prótesis, se ha extendido el uso totalmente en las prótesis de cadera. Las demás aplicaciones del hidroxiapatito son como composites, que se verán más adelante. El hidroxiapatito se considera una biocerámica bioactiva reabsorbible.

El mineral hidroxiapatita, también llamado hidroxiapatito, está formado por fosfato de calcio cristalino y representa un depósito del 99% del calcio corporal y 80% del fósforo total.

El hueso desmineralizado es conocido como osteoide. Constituye alrededor del 60-70% del peso seco del tejido óseo, haciéndolo muy resistente a la compresión.

El esmalte que cubre los dientes contienen el mineral hidroxiapatita. Ese mineral, muy poco soluble, se disuelve en ácidos.

- hidroxiapatita (un mineral que, además de encontrarse en la naturaleza, lo producimos en nuestro cuerpo a 37 °C)

POR EJEMPLO:

El esmalte que cubre los dientes contienen el mineral hidroxiapatita.



- Se ha demostrado su buena adhesión sobre el Ti así como a materiales vitrocerámicos.

Figura 5.15. Descripción y características de la hidroxiapatita como biocerámico.

⌘ Fosfato de calcio (TCP): También llamado fosfato tricálcico (de allí lo de TCP). Fue usado como biocerámica en los años 20, su fórmula molecular es $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, y hoy día solo se usa combinado con HAP. Ambos compuestos tienen estructura cristalina hexagonal y su relación Ca/P no es muy diferente. Se considera una biocerámica bioactiva porque se vio que, igual que la HAP, produce osteogénesis.

Fosfatos de Calcio en la Fabricación de Implantes

- La inserción de un implante en el cuerpo - intensa interacciones entre la **superficie del implante** y los **fluidos corporales**.
- En la interfase ocurren reacciones a **escala molecular** del tipo de **disolución del ion** del material, **disociación**, **adsorción** y **desnaturalización** de proteínas. (KLEIN et al., 1993).
- Para el diseño de materiales biodegradables - evaluar la **tasa de reabsorción** al igual que la **tasa de crecimiento óseo**.



Figura 5.16. Descripción y características de los fosfatos cálcicos como biocerámicos.

⌘ Vitrocerámicas: Todas son vidrios, cuya composición hace que tengan en común un bloque de construcción básico: el SiO_4^{4-} . Hay dos vitrocerámicas que se han desarrollado mucho como biomateriales: Bioglass® y Ceravital®. El uso de éstos se debe más a sus propiedades químicas que físicas: tienen una baja expansión térmica, pero sus propiedades mecánicas son inferiores a las que proporciona la alúmina u otras cerámicas bioinertes.

La reactividad química de las vitrocerámicas las hace bioactivas con tejidos blandos y duros si se selecciona apropiadamente la composición de estas cerámicas. De este modo, se pueden dividir en dos categorías (A y B) con respecto a su bioactividad.

Al grupo A pertenecen las vitrocerámicas que una vez incorporadas en el paciente ayudan al proceso de regeneración ósea llamado osteoinducción (el papel de este grupo es el de ayudar como matriz a la reabsorción de los osteoclastos alrededor suyo, haciendo que el hueso se regenere donde se incorpora esta cerámica).

Al grupo B pertenecen las vitrocerámicas que ayudan en la osteoconducción (que se diferencia de la anterior en que el proceso es más lento y prolongado, y las células óseas no crean hueso nuevo alrededor, sino que sustituyen el material por hueso nuevo). Debido a estas propiedades químicas, que se dan en la superficie del biomaterial (en la interfase biomaterial-tejido) se usan como prótesis dentales y ortopédicas. Estas propiedades químicas también se encuentran en el HAP.

C. Vitrocerámicas

El material cerámico es fundido e inyectado al vacío al interior de un investimento

Utilizan la técnica de la cera perdida

Utilizan pastillas de vidrio pre-ceramizado

La estructura obtenida se maquilla con la cerámica feldespática

Más resistentes que las cerámicas
Feldespáticas

C. Vitrocerámicas

El material cerámico es fundido e inyectado

al vacío al interior de un investimento

Utilizan la técnica de la cera perdida

Utilizan pastillas de vidrio pre-ceramizado.

La estructura obtenida se maquilla con la cerámica feldespática

Más resistentes que las cerámicas
feldespáticas

Figura 5.17. Características de los vitrocerámicos como biocerámicos.

⌘ Composites: Los materiales compuestos (composites en inglés), contienen 2 o más materiales constituyentes diferentes o fases, que son capaces de actuar de manera sinérgica para dar propiedades superiores a las establecidas por cada componente por separado. Los materiales biológicos naturales tienden a ser composites (por ejemplo: los huesos, madera, dentina, cartílago, piel...).

Cada constituyente del material compuesto debe ser biocompatible, y la interfase entre los constituyentes no debe ser degradada una vez incorporada al paciente por su organismo. Las propiedades del material van a depender de las propiedades de los constituyentes del material compuesto. Si se usan dos cerámicas inertes, que suelen ser muy resistentes, se obtiene un material más resistente que los materiales de partida.

Ejemplo: Al_2O_3/ZrO_2 , cuya estructura de la alúmina es del corindón. Si se quiere un material resistente a la vez que tenga propiedades bioactivas, se tiene los materiales compuestos HAP/alúmina, entre otros. Para terminar, si se mezclan dos materiales con propiedades bioactivas, el biomaterial resultante combinará las propiedades fisicoquímicas de ambos.

El ejemplo: HAP/TCP/colágeno: Se trata de una cerámica bifásica (cuyas dos fases son: la hidroxiapatita y el fosfato de calcio) y colágeno (un polímero natural hecho de aminoácidos, es decir, una proteína). El colágeno es la matriz que contiene a la cerámica (igual que ocurre en los huesos naturales).

⌘ Nanocomposites: Es un material multifase sólido donde una de las fases tiene una, dos o tres dimensiones de menos de 100 nm. En el sentido más amplio, esta definición puede incluir medios porosos, coloides, geles y copolímeros.

Las propiedades electroquímicas, mecánicas, eléctricas, térmicas... de los nanocomposites difieren notablemente de la de los materiales constituyentes. Los nanomateriales compuestos difieren de los materiales compuestos convencionales debido a la excepcionalmente alta relación entre la superficie y el volumen de la fase dispersada en la matriz.

El área de la interfase entre la fase de la matriz y el refuerzo es típicamente un orden de magnitud mayor que para los materiales compuestos convencionales. Esto hace que una cantidad relativamente pequeña de refuerzo a escala manométrica pueda tener un efecto observable a escala macroscópica en las propiedades del compuesto.



Figura 5.18. Características de los nanocomposites como biocerámicos.

5.2.1. Óxidos de aluminio

El óxido de aluminio (Al_2O_3) junto con la sílice, es el componente más importante en la constitución de las arcillas y los esmaltes, confiriéndoles resistencia y aumentando su temperatura de maduración. Existe en la naturaleza en forma de corindón y de esmeril. Tiene la particularidad de ser más duro que el aluminio y el punto de fusión de la alúmina son $2.000\text{ }^\circ\text{C}$ ($2.273,15\text{ K}$) frente a los $660\text{ }^\circ\text{C}$ ($933,15\text{ K}$) del aluminio, por lo que su soldadura debe hacerse a corriente alterna.

El óxido de aluminio o alúmina (Al_2O_3) en sus varios niveles de pureza es el material cerámico avanzado que más se usa.



Figura 5.19. Óxido de aluminio o alúmina (Al_2O_3).

Propiedades del óxido de aluminio o alúmina (Al_2O_3)

- ✓ Muy buen aislamiento eléctrico (1×10^{14} to $1 \times 10^{15}\ \Omega\text{cm}$)
- ✓ Fuerza mecánica entre moderada y sumamente alta (de 300 a 630 MPa)
- ✓ Fuerza compresiva muy alta (de 2.000 a 4.000 MPa)
- ✓ Alta dureza (de 15 a 19 GPa)
- ✓ Conductividad térmica moderada (de 20 a 30 W/mK)
- ✓ Alta resistencia a la corrosión
- ✓ Buenas propiedades de deslizamiento
- ✓ Baja densidad (de 3,75 a 3,95 g cm³)
- ✓ Temperatura operativa sin carga mecánica de 1.000 a 1.500°C.
- ✓ Bioinerte y compatible con los alimentos

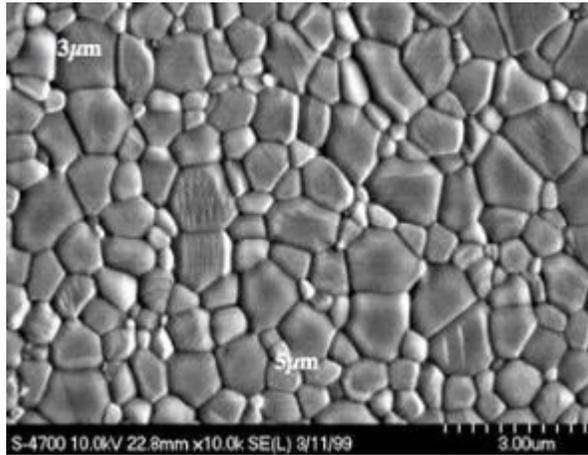


Figura 5.20. Estructura granular característica del óxido de aluminio o alúmina (Al₂O₃).

Existen variedades de grano grueso y fino. Los ejemplos de aplicación para las cerámicas avanzadas de óxido de aluminio Al₂O₃ son las herramientas de moldeo de alto rendimiento, los sustratos y núcleos de reóstatos en la industria de la electrónica, las baldosas para la protección contra el desgaste y balística, las guías de hilos en la ingeniería textil, los discos de sellado y del regulador para los grifos de agua, los disipadores térmicos para los sistemas de iluminación, los tubos de protección en los procesos térmicos o los portadores catalíticos para la industria química.



Figura 5.21. Aspecto característico del óxido de aluminio o alúmina (Al₂O₃).

La alúmina es un material cerámico muy versátil, sus propiedades la hacen especialmente apta para aplicaciones en donde la temperatura es un factor crítico, además de su relativa facilidad para adaptarse a diversos trabajos y usos. Su dureza ha permitido darle forma a la industria del abrasivo, que es de las más antiguas, y rentables, ya que en el mundo, en un momento determinado, una empresa está utilizando un abrasivo para dar forma a piezas de manufactura.

La alúmina activada es una forma porosa y adsorbente que se produce calentando los hidratos a temperatura superficie para expulsar la mayor parte del agua combinada. Es necesario regular el calentamiento, pues si la temperatura es demasiado alta no se obtiene la extensión máxima de superficie. La sustancia comercial viene en granos gruesos, en terrones, bolas y tabletas de diversos tamaños.

Una de las aplicaciones más importantes que tienen estas sustancias es la desencadenación de gases y líquidos. La alúmina activada tiene la propiedad de secar el aire hasta dejarle muy poca humedad. Los experimentos efectuados por el National Bureau of Standards indican la potencia de diversas desecantes. La alúmina activada es un material con buenas propiedades de adsorción de fluoruros del agua y constituyen el material adsorbente más usado para este fin.

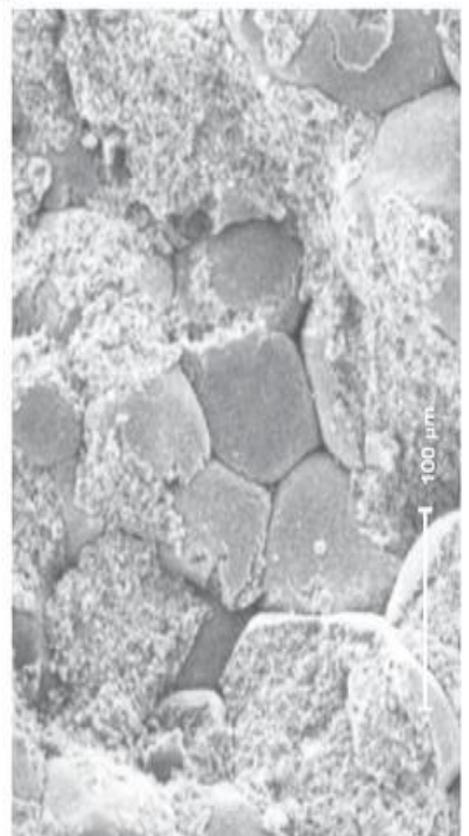
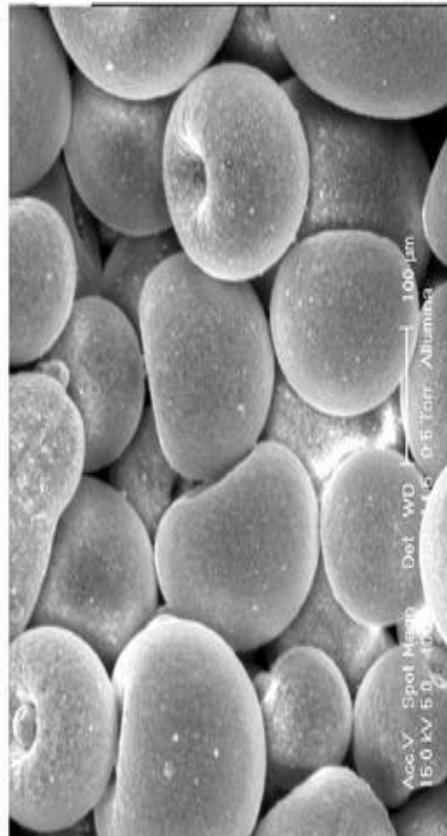
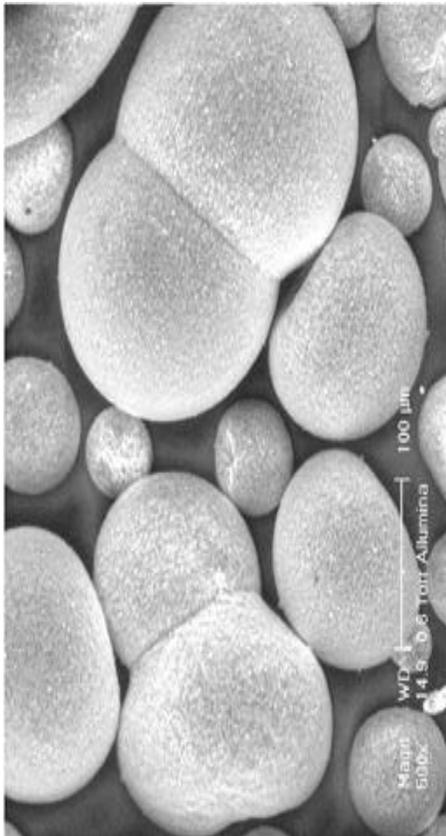
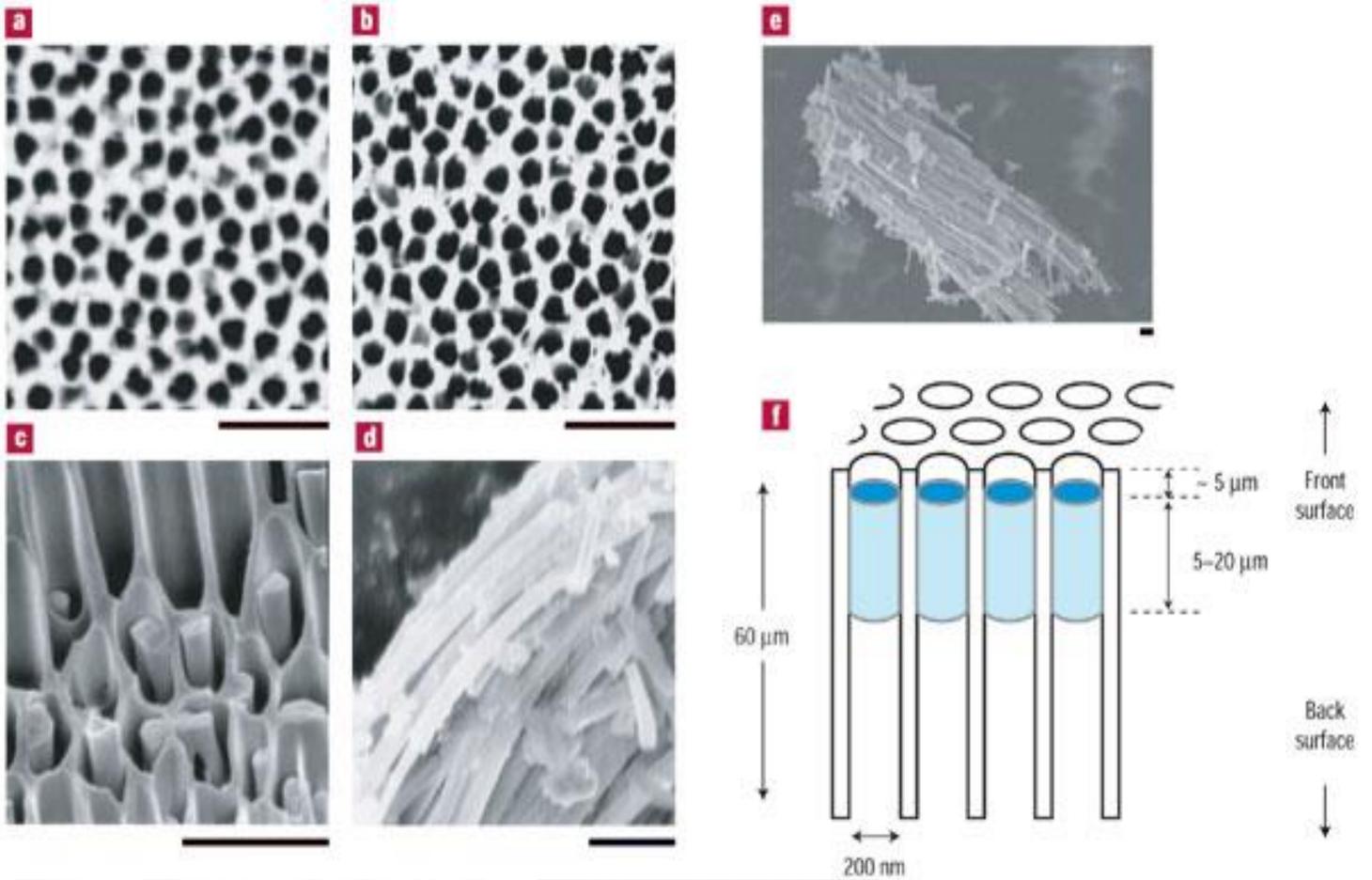


Figura 5.22. Diferentes aspectos estructurales y granulares de las alúminas (Al_2O_3).

⌘ Alfa Alúmina (α , corindón)

La alúmina se usa principalmente para la obtención de aluminio metálico, para lo cual debe de ajustarse a ciertas normas de pureza, con propiedades físicas adecuadas para la reducción electrolítica. A cause de la gran proporción de alúmina que contiene la bauxita, y de que se puede refinar económicamente, esta es la principal sustancia comercial de que se obtiene esta alúmina. El proceso Bayer, generalmente se emplea para la refinación de la Bauxita. Se produce α -Alúmina sin otras fases cristalinas cuando por varias horas se calienta cualquiera de las alúminas hidratadas puras o γ -Alúmina a 1250°C o más.

Esta variedad de alúmina tiene multitud de aplicaciones en la industria y se producen diversas calidades conforme la necesidad. Uno de los caracteres notables de la α -Alúmina es su dureza, 9 de la escala de Mohs; por consiguiente, puede servir bien como abrasivo.

Entre otras aplicaciones de la α -Alúmina son de mencionar su empleo para lechos en el tratamiento de aceros especiales de aleación, como fundente en la fusión de aceros especiales, componente de vidrios de poca dilatación térmica y de vidriados para porcelana y como materia prima para la fabricación de porcelanas dentales. Con poca proporción de carbonato sódico se usa como material refractario para aisladores eléctricos, en los que conviene que no halla carbonato.

La alúmina tabular es una variedad porosa de poca área, que conserva su porosidad a temperaturas comprendidas en el intervalo de fusión de la alúmina. En vista de su gran estabilidad, se recomienda como portador de agentes activos en reacciones en que no es necesaria gran superficie. Las reacciones de oxidación son de esta índole; por ejemplo: se puede convertir naftaleno en anhídrido ftálico sobre alúmina o algún catalizador con soporte de alúmina. La alúmina tabular se obtiene en variedades con menos de 0.05% de carbonato sódico. La gran pureza y estabilidad de esta clase de alúmina la hace adecuada como material inerte para intercambio de calor o reserva de calor a reservas catalizadas. Bolas de alúmina tabular calentadas a alta temperatura por combustión superficial se usan en el cracking térmico de gases de hidrocarburos para la obtención de olefinas.

La alúmina tabular se prepara calentando alúmina calcinada por el proceso Bayer, a temperatura no mucho menor del punto de fusión, y tiene la forma cristalina del corindón. Se obtiene en tamaños que varían desde terrones de unos 25mm hasta polvo pasado por el tamiz número 300. Por razón de su punto de fusión relativamente alto, de su poca contracción y su inercia química, esta alúmina es conveniente como materia refractaria para altas temperaturas.

⌘ Beta Alúmina (β)

Hay referencias de una forma llamada β -Alúmina, pero Ridgway y sus colaboradores observaron que esta alúmina solo se forma en presencia de un álcali; por consiguiente, es esencialmente un aluminato cuya composición aproximada es $\text{Na}_2\text{O} \cdot 11\text{Al}_2\text{O}_3$ o $\text{Na}_2\text{O} \cdot 12\text{Al}_2\text{O}_3$.

⌘ Gama Alúmina (γ)

Cuando se calienta a temperatura suficientemente alta los trihidratos de alúmina o el alfa-monohidrato, pierden su agua combinada, y a 900°C. Se forma una nueva variedad cristalina de alúmina llamada γ -Alúmina. Calentando la alúmina a más de 1000°C., se convierte en α -Alúmina. En consecuencia la γ -Alúmina es una forma cristalina intermedia del óxido. La formación de la γ -Alúmina en la descomposición de un hidrato es progresiva, y la imagen de difracción de los rayos X cambia en complejidad y precisión de líneas al aumentarse la temperatura de calentamiento.

En la literatura se mencionan las alúminas gamma, γ' y algunas otras variedades de gamma o alúminas afines. La creciente perfección de la estructura cristalina de la γ -Alúmina por la acción del calor, tiene relación íntima con el crecimiento de los cristalinos. En determinadas condiciones de formación, particularmente con tensión de más de 100V, el recubrimiento anódico formado.

Otros tipos de Alúminas

- PURALOX y CATALOX, son marcas registradas para los óxidos de Aluminio: γ -Alúmina, δ -Alúmina y θ -Alúmina, derivados de la activación controlada de alúminas altamente puras.
- Este tipo de alúminas, proveen una excelente actividad catalítica específica, mayor área superficial, mayor estabilidad, además de una baja pérdida por desgaste.



Fig. 11 γ -Alúmina, δ -Alúmina y θ -Alúmina ¹²

⌘ Alúminas hidratadas

Los precipitados que se forman cuando se tratan soluciones de sales de aluminio con iones hidroxilos contienen proporción variable de agua y se pueden representar con la formula $Al_2O_3 \cdot xH_2O$. Ello no obstante, hay varias aluminas hidratadas que dan imágenes de rayos x bien definidas; son los monohidratos alfa y beta y los trihidratos alfa y beta, según la terminología introducida por Edwards.

Esta sustancia se conoce también en la literatura con el nombre de hidróxidos de aluminio. En este caso se suele asignar al trihidrato, la formula $Al(OH)_3$; el monohidrato se denomina también hidroxido con la formula $Al(OH)$. En la industria, se dan al trihidrato de alúmina las denominaciones "Hidrato de Aluminio" y "Trijhidrato de Aluminio" que no son correctas.

El monohidrato de alfa alúmina es un componente de muchas bauxitas, de las que son representaciones típicas las bauxitas francesas. Se forma rápidamente calentando el alfa trihidrato en solución acuosa diluida de álcali a temperatura de unos $200^\circ C$. El monohidrato preparado de esta manera tiene de ordinario cristales sumamente finos, da al tacto sensación parecida a las típicas bauxitas. Del talco y embadurna el vidrio. Su densidad aparente es muy baja, hasta de 80 gramos / dm^3 .

Alúmina Activada o Adsorbente (Cont.)

- La alúmina activada es un material con buenas propiedades de adsorción de fluoruros del agua y constituyen el material adsorbente mas usado para este fin.
- Los tipos muy adsorbentes o alúminas activadas se expanden en forma granular y de tabletas de tamaño apropiado para lechos catalizadores fijos
- La magnitud de su superficie depende del método de preparación y del grado de activación. Las formas comerciales tienen entre 100 y $400m^2$ de área por gramo.
- Algunas alúminas activadas tienen resistencia excepcional al calor y conservan su área a $800^\circ C$.
- Esta clase de alúmina tiene actividad para muchas otras reacciones; por ejemplo: la descomposición pirogenada (cracking), isomerización, deshidrogenación, desfluoración y desulfuración.
- Los óxidos de molibdeno, cromo y vanadio que impregnan la alumina activada son buenos catalizadores de la deshidrogenación.
- Los metales de actividad catalítica, como el níquel, el Hierro, cobalto y platino, se emplean con soporte de alumina con el fin de elevar su potencia de hidrogenación y de síntesis.

Figura 5.24. Alúmina activada o adsorbente (Al_2O_3).

5.2.2. Óxidos de zirconio

El óxido de Zirconio se encuentra en la naturaleza formando parte de diversos minerales, los más importantes son: Badeleyita (ZrO_2) y Zircón ($ZrSiO_4$), principales fuentes de obtención de la circonita. El Zircón, aunque necesita un tratamiento mayor, es mucho más utilizado como materia prima para obtener circonita que la Badeleyita, debido a que el Zircón es uno de los minerales más abundantes en la corteza terrestre (como curiosidad decir que es el mineral más antiguo conocido).



Figura 5.25. Aspecto del Oxido de Zirconio (ZrO_2).

En el laboratorio, podemos obtener el ZrO_2 por combinación directa de los elementos o por calentamiento del $ZrCl_4$ con agua seguido de deshidratación. El ZrO_2 se presenta en tres estructuras cristalinas diferentes: Monoclínica (Badeleyita) que se da a temperatura ambiente, es la más común, Tetragonal y Cúbica.

- Fase monoclínica: es una fase estable a temperaturas inferiores a $1170-1200^{\circ}C$. Los cationes (Zr^{4+}) están situados en planos paralelos al eje “z” y separados por los planos de aniones (O_2^-). Cada ión Zr^{4+} está rodeado por siete iones de oxígeno, de tal forma que está coordinado triangularmente con los iones de oxígeno de un plano y tetraédricamente con los iones de oxígeno de otro plano. El espesor de las capas es mayor cuando los iones de Zr están separados por iones del plano al que esta coordinado triangularmente que cuando lo están de los iones de oxígeno del plano al que se coordina tetraédricamente.
- Fase tetragonal: es una fase estable a temperaturas que oscilan entre $1170 -1200^{\circ}C$ a $2370^{\circ}C$. Posee una estructura donde cada ión Zr^{4+} está rodeado por ocho iones de oxígeno, cuatro de ellos a una distancia de 2.455Å y los otros cuatro a una distancia de 2064Å . Esta estructura es similar a una distorsión de la fluorita.
- Fase cúbica: es una fase estable a una temperatura comprendida entre $2370^{\circ}C$ hasta la temperatura de fusión que es aproximadamente a $2680^{\circ}C$. Tiene una estructura donde cada ión de Zr^{4+} está coordinado con ocho iones de oxígeno equidistantes y a su vez, cada ion de oxígeno está coordinado tetraédricamente con cuatro iones de Zr^{4+} , similar a una estructura fluorita con los iones de Zr^{4+} formando una subred cúbica centrada en las caras y los iones de oxígeno formando una subred cúbica simple. El paso de la estructura tetragonal a la monoclínica, por enfriamiento, es muy rápido y provoca un incremento del volumen de la red de un 3 a un 5%, lo que provoca graves fracturas en el material. Esto hace que la circonita pura sea inútil para aplicaciones mecánicas o estructurales, sin embargo, dopando el material podemos conseguir que los cambios estructurales al enfriarse se ralenticen o se eliminen por completo, manteniendo la estructura. Como aditivos se emplean el CaO, MgO y Y_2O_3 , a partir de los cuales se consiguen cerámicas de Zirconia con propiedades asombrosas y que hacen de este material un elemento importante en muchas aplicaciones que se verán más adelante

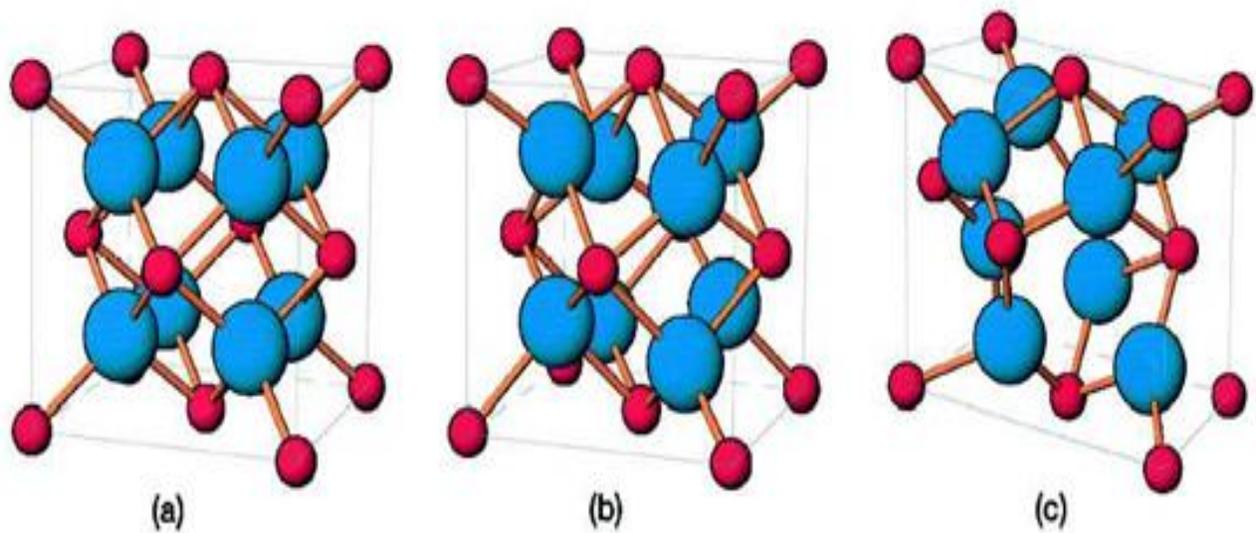


Fig. 1. Schematic representation of the three polymorphs of ZrO₂ and the corresponding space groups: (a) cubic ($Fm\bar{3}m$), (b) tetragonal ($P4_2/nmc$), and (c) monoclinic ($P2_1/c$). (Courtesy of C. J. Howard.)

Figura 5.26. Representación esquemática de tres polimorfismos del Oxido de Zirconio (ZrO₂).

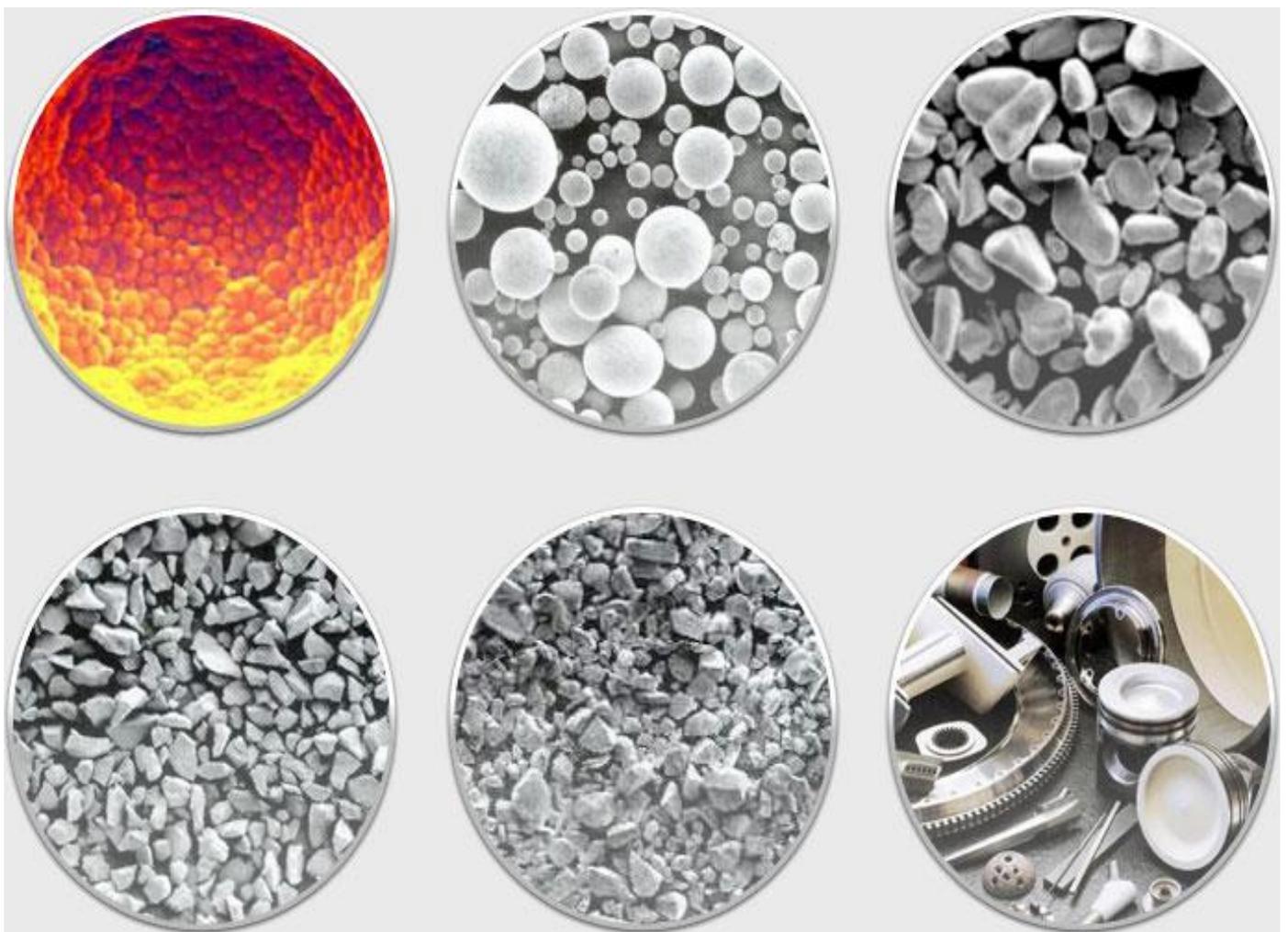


Figura 5.27. Aspecto granular del Oxido de Zirconio (ZrO₂).

Propiedades del óxido de zirconia

- ✓ Alta temperatura de fusión
- ✓ Resistente
- ✓ Alta tenacidad
- ✓ Baja conductividad térmica
- ✓ Elevada dureza
- ✓ Resistencia a la corrosión química
- ✓ Masa molecular: 123.218 g/mol
- ✓ Densidad: 5,8 g/cm³
- ✓ Insoluble en agua
- ✓ Soluble en HF, H₂SO₄, HNO₃ y HCl (calientes)
- ✓ Índice de refracción: 2,13
- ✓ Muy refractario

Otra extraordinaria combinación de propiedades es su sumamente baja conductividad térmica y su extrema solidez. Además, algunos tipos de cerámica de óxido de circonio pueden conducir los iones de oxígeno. Los componentes fabricados con este material son significativamente más costosos que los componentes fabricados con cerámica de alúmina.

La cerámica de óxido de circonio se usa, entre otras aplicaciones, como herramientas para el moldeo de cables, como material auxiliar en procesos de soldadura, como material para coronas y puentes en el sector dental, como anillos de aislamiento en los procesos térmicos y como células de medición de oxígeno en sondas lambda.

El polvo de circonio (monoclínica y parcialmente estabilizado) se utiliza en composiciones refractarias para mejorar la resistencia al choque térmico y la resistencia a la abrasión. Estos materiales se en las placas de la puerta corredera para el paso del acero, y en aplicaciones de baño de acero.

Las aplicaciones electrónicas y eléctricas del circonio se basan en la alta conductividad electrónica y la alta conductividad de iones oxígeno del material estabilizado por completo. Esto permite que el material que se use como: elementos de calefacción, sensores de oxígeno que se basan en la célula de Nernst y en electrolitos en las células de combustible de óxido sólido



Figura 5.24. Usos del Oxido de Zirconio (ZrO₂).

5.2.3. Fosfato de calcio

El fosfato de calcio es el nombre dado a una familia de minerales que contienen iones de calcio junto con ortofosfatos, metafosfatos o pirofosfatos y los iones hidrógeno o hidróxido de vez en cuando.

El fosfato de calcio es la principal forma de calcio que se encuentra en la leche bovina. El setenta por ciento de los huesos se compone de hidroxiapatita, un mineral de fosfato de calcio. El esmalte dental se compone de casi el noventa por ciento de hidroxiapatita.

El fosfato de calcio, que se escribe con la fórmula empírica $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, una familia de minerales que contienen iones de calcio (Ca^{2+}) junto con ortofosfatos (PO_4^{3-}), metafosfatos o pirofosfatos ($\text{P}_2\text{O}_7^{4-}$) y en forma ocasional iones de hidrógeno o hidróxido.

El fosfato de calcio es la principal forma en que el calcio se encuentra en la leche bovina. El setenta por ciento del hueso está constituido por hidroxiapatita, un mineral de fosfato de calcio (denominado mineral de hueso). Una gran proporción del esmalte dental también es fosfato de calcio. A diferencia de lo que ocurre con la mayoría de compuestos, la solubilidad del fosfato de calcio decrece con el aumento de la temperatura. Por lo tanto, el calentarlo causa la precipitación del compuesto.

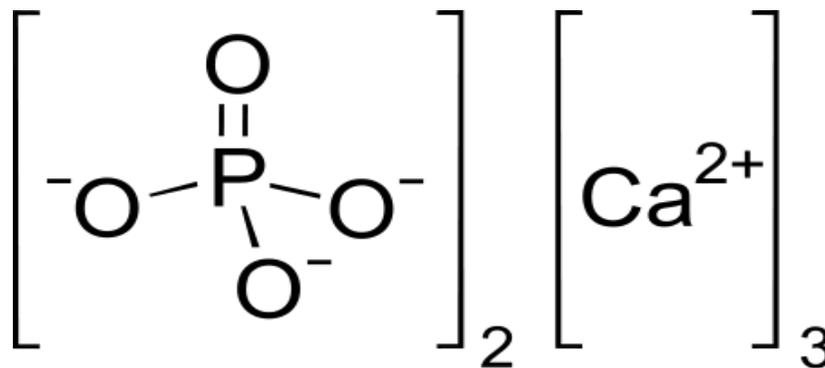


Figura 5.25. Estructura del Fosfato de calcio $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$.

Propiedades químicas

A diferencia de la mayoría de los otros compuestos, el nivel de solubilidad de fosfato de calcio se convierte en menor medida que aumenta la temperatura. Por lo tanto calentamiento provoca la precipitación.

En la leche que se encuentra en concentraciones más altas de lo que sería posible en el pH normal, ya que existe en una forma coloidal en micelas con destino a la caseína proteína con magnesio, zinc y citrato - denominados colectivamente como fosfato de calcio coloidal.

Se utiliza en la producción de ácido fosfórico y fertilizantes, por ejemplo en el proceso Odda. El uso excesivo de ciertas formas de fosfato de calcio puede dar lugar al lavado de nutrientes por aguas de escurrimiento de superficie y posteriores efectos adversos sobre las aguas receptoras tales como bloom de algas y eutroficación.

El fosfato de calcio, con el número E E341, es utilizado en el horneado de masas y panes como agente de levado. También se lo utiliza en la elaboración de quesos.

El fosfato tricálcico es utilizado como suplemento nutricional y se lo encuentra en forma natural en la leche de vaca, aunque las formas más comunes y económicas como suplemento son carbonato de calcio (que debe consumirse con los alimentos) y citrato de calcio (que puede ingerirse sin alimentos). La hidroxiapatita (o sea fosfato de calcio dibásico) no ha sido estudiada en detalle como suplemento alimenticio, por ello no se recomienda su uso como suplemento dietético.

Se lo utiliza en numerosos productos dentales para re mineralización y como diluyente en algunos medicamentos en los cuales otorga a las pastillas un color grisáceo si no se utilizan otros agentes colorantes. Otro uso de este compuesto es en la transfección de genes de células. Aunque no se posee una cabal comprensión del mecanismo, el precipitado de fosfato de calcio y el ADN forman un complejo que se cree ayuda a que el ADN penetre en la célula.

Usos

- ☆ Se utiliza en la producción de ácido fosfórico y de los fertilizantes, por ejemplo, en el proceso de Odda. El uso excesivo de ciertas formas de fosfato de calcio puede conducir a la escorrentía de nutrientes que contiene y los efectos adversos posteriores al recibir las aguas, como la proliferación de algas y la eutrofización.
- ☆ El fosfato de calcio se utiliza en la cocción como el ácido en un agente de fermentación, con el número E E341 - También se utiliza en productos de queso.
- ☆ Una solución sobresaturada de fosfato de calcio tales como Caphosol puede ser utilizado en la prevención y el tratamiento de la mucositis oral producida por la quimioterapia o la radioterapia.
- ☆ El fosfato tricálcico también se utiliza como un suplemento nutricional y se produce de forma natural en la leche de vaca, aunque las formas más comunes y económicos para los suplementos de calcio son carbonato de calcio y citrato de calcio. Se han realizado estudios limitados sobre el uso de hidroxiapatita como un suplemento alimenticio, como tal, su uso no se recomienda.
- ☆ Se utiliza en una variedad de productos dentales para la remineralización y como diluyente en algunos medicamentos donde mostrará la tableta un color gris en la ausencia de agentes colorantes adicionales.
- ☆ Otra aplicación práctica del compuesto es su uso en la transfección de genes de las células. No se entiende demasiado bien, pero el precipitado de fosfato de calcio y ADN forman un complejo que se cree que ayuda a la ADN entre en la célula.
- ☆ Fue usado como biocerámica en los años 20, su fórmula molecular es $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, y hoy día solo se usa combinado con HAP. Ambos compuestos tienen estructura cristalina hexagonal y su relación Ca/P no es muy diferente. Se considera una biocerámica bioactiva porque se vio que, igual que la HAP, produce osteogénesis.

Los tipos de fosfatos de calcio:

- ♣ Fosfato monocálcico, E341: Ca_2
- ♣ Fosfato dicálcico, E341: CaHPO_4
- ♣ El fosfato tricálcico, E341: Ca_3P_2 , a veces se denomina simplemente como fosfato de calcio o ortofosfato de calcio
- ♣ Hidroxiapatita CA53
- ♣ Apatita Ca1062
- ♣ Fosfato de octacalcio $\text{Ca}_8\text{H}_{26.5}\text{H}_2\text{O}$

Además de lo anterior, de los compuestos que se producen en el diagrama de fases $\text{CaO-H}_2\text{O-P}_4\text{O}_{10}$, $\text{Ca}_4\text{P}_2\text{O}_9$ es notable.

5.2.4. Cerámicos vítreos

Una cerámica vítrea es por definición una cerámica parcialmente cristalina, de grano muy fino y que se obtiene por calentamiento de un vidrio cerámico susceptible de experimentar una cristalización controlada.

- ☞ No todos los vidrios cerámicos pueden experimentar cristalización parcial por tratamiento térmico.
- ☞ Las cerámicas vítreas tienen como mínimo el 50 % cristalizado pudiendo llegar al 90 % de su volumen.

Las propiedades dependerán de sus fases vítrea y cristalina así como de sus fracciones en volumen. Las propiedades mecánicas son superiores a las del vidrio de procedencia. Se pueden obtener por dos vías: 1º conformar el vidrio de partida por métodos sencillos. 2º proceder a la desvitrificación del vidrio conformado. o 1º Conformado de polvos en estado vítreo. 2º Desvitrificación simultánea a la sinterización. Esta última vía es la que proporciona mejores propiedades mecánicas.

Se obtienen a partir de tratamiento térmico de los vidrios. Fase vítrea y fase cristalina. Mejores propiedades que los vidrios y más fáciles de procesar que los cristalinos.

E

El desarrollo de las *vitrocerámicas* se inició en los años 60. Son cerámicas policristalinas obtenidas por cristalización controlada de vidrios, donde coexisten fases amorfas y cristalinas. Estas vitrocerámicas poseen excelentes propiedades térmicas y mecánicas en comparación con las cerámicas tradicionales, y en el campo de los biomateriales se sintetizan con la esperanza de mejorar las pobres propiedades mecánicas de los vidrios, sus precursores, pero sin que el tratamiento térmico, o la adición de precipitados metálicos, afecte, o lo haga poco, a la bioactividad de los mismos.

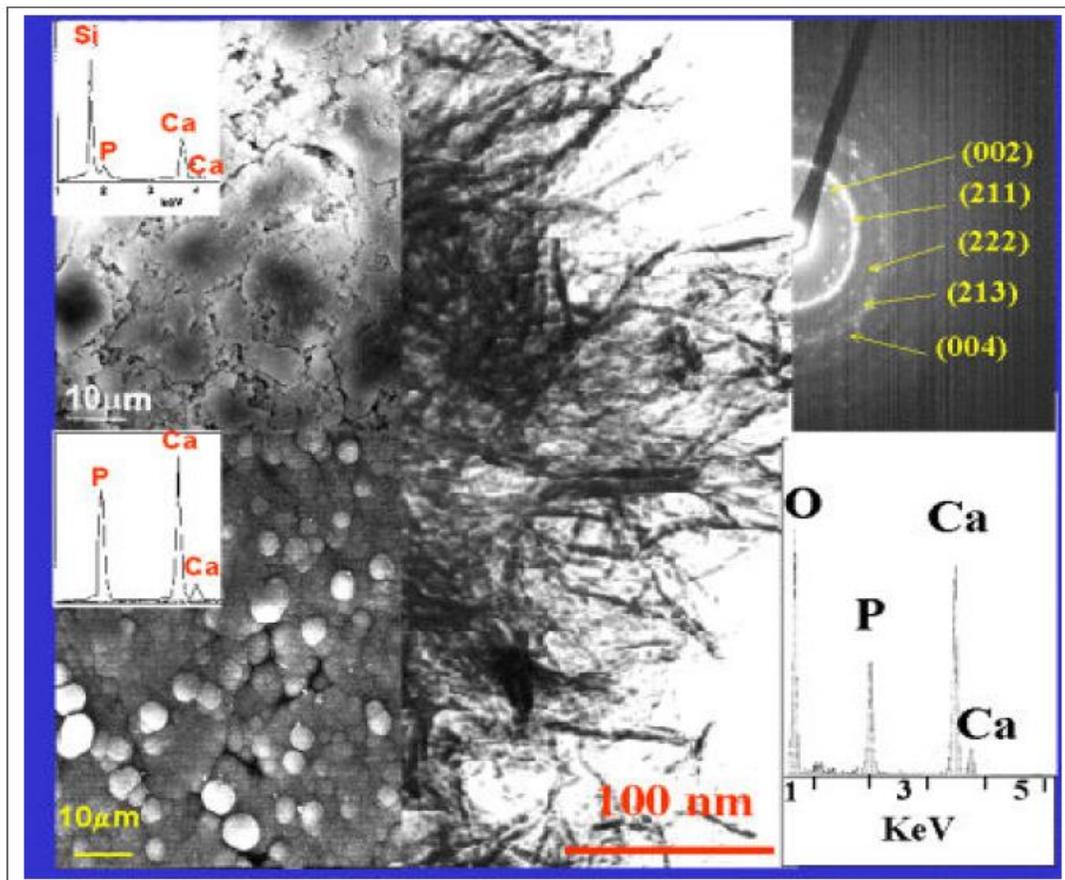


Figura 5.26. Estructura característica de los Cerámicos vítreos.

Los vidrios y vitrocerámicas bioactivos apuntan otra utilidad en el campo de las cerámicas, la posible eliminación de células cancerígenas en huesos, mediante el método de hipertermia. Este método consiste en un calentamiento selectivo sobre una determinada zona. Por encima de 43°C, las células cancerígenas, con menos vasos sanguíneos y terminaciones nerviosas, por tanto, menos oxigenadas que el resto de las células, son las primeras en morir cuando se les aplica un tratamiento térmico.

Si éste es selectivo, esto es, 43°C con un control en el tiempo de aplicación, se puede conseguir atacar a las células cancerosas sin alterar a las células sanas. La inclusión de agregados de material ferro o ferrimagnético en los vidrios y vitrocerámicas bioactivos es una posible solución a este problema. Por un lado, se logra la unión y crecimiento de hueso con la vitrocerámica bioactiva y, por otro, un aumento controlado de la temperatura mediante el ciclo de histéresis del material magnético y las corrientes de Foucault inducidas por un campo magnético externo variable con el tiempo.

Por otra parte, existen bastantes intentos de, a partir de mezclas bifásicas de fosfatos de calcio, sintetizar el componente mineral del hueso. Así se han preparado sustitutivos óseos basados en mezclas entre hidroxiapatita y b-fosfato tricálcico que evolucionan, bajo condiciones fisiológicas, a nano-apatitas carbonatadas. Estas reacciones están basadas en equilibrios entre la fase más estable, hidroxiapatita, y la más reabsorbible, b-fosfato tricálcico, que dan lugar a una mezcla que sufre una progresiva disolución en el cuerpo humano, sirviendo como semilla de formación de nuevo hueso y aportando iones Ca^{2+} y PO_4^{3-} .

Existen 4 tipos:

- a) Vitrocerámicos colados
- b) Vitrocerámicos inyectados o prensados
- c) Vitrocerámicos infiltrados con vidrio
- d) Vitrocerámicos torneables o fresables

- El material vitrocerámico se puede obtener por distintos métodos de procesado, se puede fundir, colar, infiltrar y tornearse y según el método o forma de trabajarlo surgen nuevas clasificaciones del material más reciente o actual.

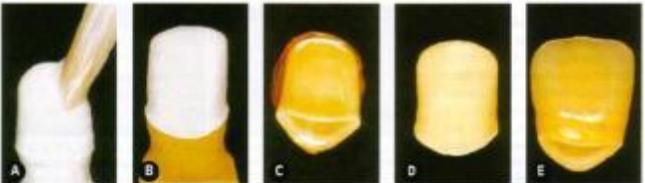


Figura 5. Secuencia de realización paso a paso de una corona vitrocerámica infiltrada con vidrio. a) Aplicación del líquido de aluminio; b) Aspecto de la corona infiltrada; c) Colocación del infratipo del vidrio; d) Aspecto de la corona una vez infiltrada; e) Corona finalizada revestida mediante cerámica convencional.




- Vidrocerámicos
- Fibras de vidrio
- Biomateriales vítreos

•Vidrio soluble o silicato de sodio

Es una fase líquida muy básica, muy soluble en agua y estable, siempre que su pH sea fuertemente básico, ya que si se acidifica precipita en forma de gel de sílice.

Se utiliza en la industria papelera, la cosmética, la maderera ...

Vitroceramica

- Un tipo particular de cerámica dental es aquella en la que se trabaja obteniendo una estructura (por ejemplo, una carilla o una incrustación) de vidrio.
- Para esto se funde un vidrio de composición específica y se lo cuele en un molde de revestimiento de maneta similar a como se procede para colar una aleación metálica.

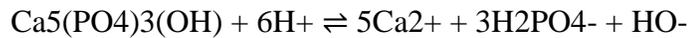


Figura 5.27. Características de los Cerámicos Vítreos.

5.2.5. Hidroxiapatita, estructura y química.

El mineral apatito (CaOH), también llamado hidroxiapatita o hidroxiapatito, está formado por fosfato de calcio cristalino ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$); a veces formulado como $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ para denotar que la unidad cristalina está formada por dos entidades.

Representa un depósito del 99 % del calcio corporal y 80 % del fósforo total. El hueso desmineralizado es conocido como osteoide. Constituye alrededor del 60-70 % del peso seco del tejido óseo, haciéndolo muy resistente a la compresión. El esmalte que cubre los dientes contiene el mineral hidroxiapatita. Ese mineral, muy poco soluble, se disuelve en ácidos, porque tanto el PO_4^{3-} como el OH^- reaccionan con H^+ :



Las bacterias que causan el deterioro se unen a los dientes y producen ácido láctico a través del metabolismo del azúcar. El ácido láctico disminuye el pH en la superficie de los dientes a menos de 5. Cuando el pH es inferior a 5.5, la hidroxiapatita comienza a disolverse y ocurre el deterioro de los dientes. El ion fluoruro inhibe el deterioro de los dientes, formando $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$, que es menos soluble y más resistente a los ácidos que la hidroxiapatita.

Se utiliza en biología, en técnicas de electroforesis, para diferenciar ADN de ARN y hélices de doble hebra (ds-DNA), de sencillas (ss-DNA). Dado que la hidroxiapatita retiene exclusivamente ADN bicatenario. También retiene hélices híbridas de ADN-ARN.

La hidroxiapatita en los tejidos mineralizados reviste una gran importancia ya que se ha demostrado que es un material biocompatible, con aplicación biomédica en Odontología, Ortopedia y Cirugía Máxilofacial. Es el cristal principal de huesos y dientes ya que les confiere su dureza característica y, acompañado por la colágena, los huesos presentan determinada elasticidad.

En la naturaleza se le encuentra formando parte de rocas metamórficas. En los tejidos vivos, la hidroxiapatita y sus precursores están organizados en diferentes grupos animales como los corales, estrellas de mar, etc. Como biomaterial se realizan investigaciones para determinar sus formas óptimas de aplicación, ya que la hidroxiapatita de diferentes orígenes da resultados distintos, y como biomaterial constituye un reto en la investigación ya que no se descarta que por los avances en medicina genómica pueda contribuir a reconstruir órganos a partir de células madre.

Hidroxiapatita

El mineral hidroxiapatita, también llamado hidroxiapatito, está formado por fosfato de calcio cristalino y representa un depósito del 99% del calcio corporal y 80% del fósforo total.

El hueso desmineralizado es conocido como osteoide. Constituye alrededor del 60-70% del peso seco del tejido óseo, haciéndolo muy resistente a la compresión.

El esmalte que cubre los dientes contienen el mineral hidroxiapatita. Ese mineral, muy poco soluble, se disuelve en ácidos.

HIDROXIAPATITA

El mineral apatito (CaOH), también llamado hidroxiapatita o hidroxiapatito, está formado por fosfato de calcio cristalino, para denotar que la unidad cristalina está formada por dos entidades.

Representa un depósito del 99% del calcio corporal y 80% del fósforo total. El hueso desmineralizado es conocido como osteoide. Constituye alrededor del 60-70% del peso seco del tejido óseo, haciéndolo muy resistente a la compresión. El esmalte que cubre los dientes contienen el mineral hidroxiapatita.

fppl.com

Figura 5.28. Descripción de la hidroxiapatita.

Los tejidos duros de animales y humanos contienen aproximadamente entre un 70 a un 90% de su peso total de una fase inorgánica conocida como apatita biológica. Los materiales sustitutos de hueso más destacados presentes hoy en día, corresponden a cerámicas de fosfato de calcio sintéticos en base a hidroxiapatita (HAp) o fosfato β -tricálcico, debido a que la composición química de estas cerámicas está muy relacionada con la del mineral óseo, lo que conduce a una buena biocompatibilidad en contacto con hueso.

Los biomateriales más comunes utilizados como sustitutos de hueso son autoinjertos, aloinjertos, xenoinjertos y varios biomateriales como polímeros, metales, compósitos y biocerámicas. Sin embargo, ninguno de estos materiales provee una solución perfecta a la regeneración del hueso debido a que aún existen interrogantes sobre su estabilidad mecánica, biocompatibilidad in vivo a largo plazo y biodegradabilidad.

La necesidad de poseer nuevas alternativas cuyas propiedades sean mejoradas está presente. Tanto las técnicas quirúrgicas como el conocimiento médico continuamente avanza y existe una mayor demanda de materiales óseos de reemplazo, ésto principalmente debido a que los autoinjertos son limitados y su uso implica un gran riesgo.

Los materiales sustitutos de hueso más destacados presentes hoy en día, corresponden a cerámicas de fosfato de calcio sintéticos en base a hidroxiapatita (HAp) o fosfato β -tricálcico. Su composición química está relacionada con la del mineral óseo, lo que conduce a una buena biocompatibilidad en contacto con hueso. No obstante, la mayor diferencia entre la HAp sintética y el mineral del hueso es la alta cristalinidad y la ausencia de carbonato en la primera.

Esto conlleva a una biodegradación mucho menor comparada con los nanocristales del mineral óseo. Una de las ventajas de la HAp sintética es la formación de una unión química con el hueso hospedero, y por esta razón es ampliamente utilizada en aplicaciones médicas como implantes, prótesis o como relleno de hueso

Recientemente, un gran interés se ha generado sobre la síntesis de biocerámicas con una morfología porosa que permita el crecimiento interno del tejido óseo, mejorando la fijación mecánica del implante al sitio de implantación. Si una cerámica porosa implantada es progresivamente reemplazada por hueso natural, sus propiedades biomecánicas se asemejan cada vez más al tejido óseo natural.

Consecuentemente, existe un interés creciente en el desarrollo de material de reemplazo óseo de HAp sintética porosa motivado principalmente por el potencial de restauración de vascularidad y la completa penetración del tejido óseo en el sitio de reparación.

Las cáscaras de huevo, que constituyen entre un 9 a un 12 % del total del peso de los huevos domésticos, son una potencial fuente natural de carbonato de calcio (CaCO_3) que podría ser utilizado en la síntesis de HAp carbonatada. Las cáscaras de huevo son consideradas generalmente como un desecho, aunque poseen algunos usos como fertilizantes o para la producción de variados suplementos nutricionales para humanos y animales, fundamentalmente basados en su alto contenido de calcio y nitrógeno.

Actualmente, cáscaras de huevo pulverizadas han sido evaluadas en el área biomédica como material de relleno para defectos craneales en ratas. Varios estudios avalan la posibilidad de sintetizar HAp a partir de cáscaras de huevo. Tanto síntesis mediante tratamientos térmicos (Rivera-Muñoz et al., 2003), como químicos han tenido resultados exitosos. Sin embargo, ninguno de estos estudios ha sintetizado HAp porosa a partir de la cáscara de huevo.

La importancia de los poros, en los implantes cerámicos ha sido documentada con anterioridad. Se requiere una conectividad y tamaño mínimo de poros para el crecimiento de vasos sanguíneos al interior del implante, fenómeno conocido como osteoconducción. Para introducir porosidad a un objeto cerámico se han desarrollado varios métodos como la incorporación de un polímero orgánico que posteriormente es eliminado por calor, que crea un sistema poroso interconectado.

Polímeros orgánicos naturales existen en abundancia en la naturaleza siendo la celulosa el más abundante en la Tierra. Es sabido desde hace bastantes años que la hidrólisis de celulosa con altas concentraciones de ácido clorhídrico (HCl) o ácido sulfúrico (H₂SO₄) induce una rápida disminución en el largo de cadenas de este polímero y que cercana a la hidrólisis terminal se obtienen barbas de celulosa que varían el largo de simples nanómetros, como la madera y el algodón, a varios micrómetros como la tunicina o la celulosa de Valonia (Habibi et al., 2006).

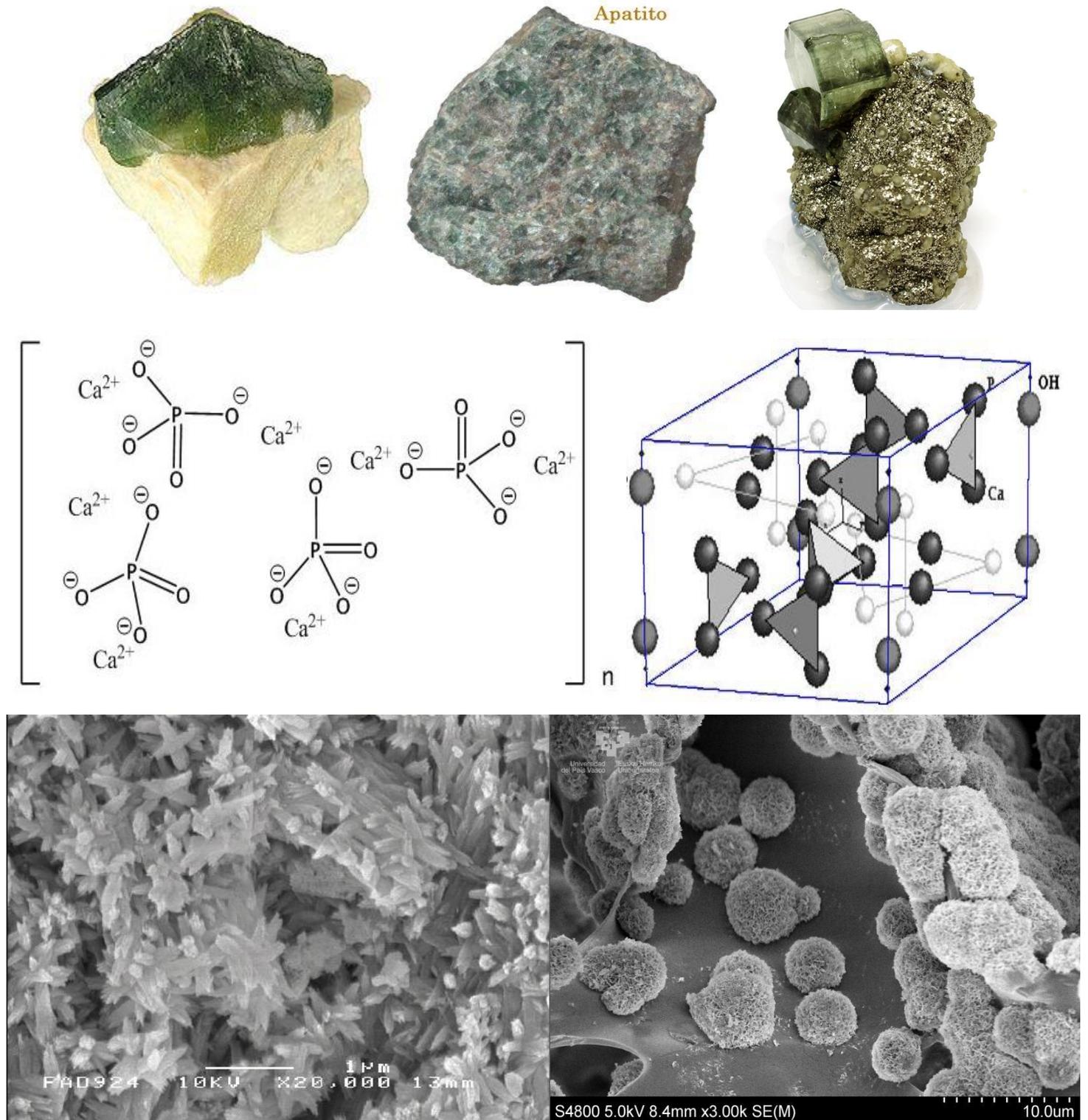


Figura 5.29. Minerales, Estructura y caracterización de la hidroxiapatita.

➤ Material inorgánico: Hidroxiapatita

La HAp es una molécula cristalina esencialmente compuesta por fósforo y calcio $\text{Ca}_{10}(\text{HPO}_4)_6\text{OH}_2$. Esta constituye cerca del 65 % de la fracción mineral del hueso. La HAp es capaz de integrarse biológicamente en el tejido óseo y no producir una respuesta inmune, no es tóxica y posee una conducta osteoconductiva.

El gran desarrollo de la ingeniería de tejidos y la creciente necesidad de sustitutos óseos, explican la cantidad de esfuerzos destinados a la preparación, caracterización y el estudio de la HAp bajo diferentes condiciones fisicoquímicas, clínicas y sobre diferentes tipos de sustratos. El polvo de HAp ha sido utilizado en cirugías desde el año 1920 con el objetivo de promover la consolidación del hueso en aplicaciones ortopédicas, dentales y maxilofaciales.

Entre la familia de los fosfatos cálcicos, sólo la HAp y el fosfato dibásico cálcico (DCP) son químicamente estables a la temperatura y el pH fisiológico (37 °C y un pH alrededor de 7). El fosfato tricálcico (β -TCP) muestra una estabilidad química a altas temperaturas, pero se transforma en HAp a la temperatura del cuerpo humano en contacto con agua.

La HAp difiere de la apatita biológica en su estequiometría, composición química y cristalinidad, así como otras propiedades físicas, químicas y mecánicas. La ocurrencia de sustituciones por carbonato tipo A y B es muy frecuente en la HAp, alterando su estructura y propiedades. Cuando las sustituciones se llevan a cabo, la HAp es comúnmente conocida como HAp carbonatada (CHAp). La estabilidad térmica de la HAp es cercana a los 1000 °C.

La incorporación de grupos carbonato en la estructura de la HAp provoca un aumento en su reactividad, permitiendo una rápida disolución en medios ácidos y una menor estabilidad térmica, levemente superior a los 500 °C. Esta sustitución es considerada una manera potencial de incrementar la similitud de este material con respecto a la apatita biológica incrementando su bioactividad y biocompatibilidad.

La HAp puede ser utilizada en forma de polvo, bloques porosos o gránulos para rellenar los defectos óseos o espacios que se pueden generar cuando grandes secciones de hueso han sido removidas, como por ejemplo en cáncer óseo o reconstrucciones maxilofaciales.



Matriz Inorgánica

- Tiene características similares a la del esmalte como fósforo y calcio que están agrupados en forma de cristales de apatita.
- Los cristales de dentina son químicamente similares a los del esmalte y cemento, que es la hidroxiapatita, abundante cantidad de fosfato de calcio amorfo.
- También contiene carbonato como sulfatos, Fluoruros, Hierro, Cobre, Zinc, etc. Hay una mayor proporción de magnesio y de flúor que la del esmalte.
- Existe así mismo calcio ligado a componentes de la matriz orgánica que actuarían como reservorio para la formación de cristales de hidroxiapatita.

Figura 5.30. Características inorgánicas de la hidroxiapatita.

➤ Síntesis de hidroxiapatita

Existen diferentes protocolos para sintetizar HAp, métodos como síntesis en estado sólido a altas temperaturas, hidrotermales, crecimientos a partir de cubiertas de sales, crecimiento en gel, hidrólisis de fosfato de calcio, pirólisis, secado en frío, secado en calor, y deposición electroquímica (Prabakaran et al., 2005). Reacciones en estado sólido a altas temperaturas han sido utilizadas para mejorar el procesamiento de polvos de cerámica y el estudio de fase.

Estos métodos por calor involucran la precipitación desde soluciones acuosas, reacciones ácido-base, hidrólisis, etc. En los métodos hidrotermales, la condición para la síntesis consiste en la aplicación de alta temperatura y presión a soluciones acuosas para inducir la precipitación de apatitas cristalizadas. El crecimiento en gel es inducido en un sistema acuoso que contiene iones Ca^{2+} y PO_4^{3-} a una temperatura y pH cercana al fisiológico.

Varios estudios han propuesto la utilización de la cáscara de huevo como fuente de calcio en la preparación de HAp. El uso de este residuo industrial representa una potencial disminución en los costos de manufactura de biomateriales con la ventaja adicional del reciclaje, ayudando a la reducción de contaminación por residuos. Químicamente, las cáscaras de huevo están formadas por carbonato de calcio (94%), carbonato de magnesio (1%), fosfato de calcio (1%), trazas de otros minerales y aproximadamente un 4% de materia orgánica y pigmentos.

Estudios han reportado la síntesis de HAp siendo el precursor la cáscara de huevo, mediante la transformación del CaCO_3 en óxido de calcio (CaO) que es sometido a una reacción con hidrógeno fosfato de calcio ($\text{CaH}_2\text{P}_2\text{O}_7$) a 1100°C utilizando gradientes de temperatura. En este estudio los productos obtenidos fueron HAp, Whitlockita y CaO , cuyas concentraciones eran muy dependientes de la gradiente de temperatura empleada y cuya porosidad estaba presente pero era insuficiente para permitir osteoconducción.

La desventaja de este método es la producción por medio de muy altas temperaturas, lo que incrementa los costos considerablemente en la generación de biomateriales, así como la síntesis de otros productos distintos a HAp. Otros, por su parte, sintetizaron HAp mediante la aplicación de una solución 0,6 M de ácido ortofosfórico (H_3PO_4) a una solución acuosa de polvo de cáscara de huevo manteniendo una relación Ca:P de 1,67 para luego calcinar el precipitado a temperaturas superiores a 900°C por dos horas. La relación estequiométrica de Ca:P de 1,67 es la indicada para la formación de HAp pura. Los resultados fueron exitosos, pero el procesamiento calórico eliminó la mayor cantidad de iones CO_3^{2-} propios de las apatitas carbonatadas, haciendo la biocerámica menos biocompatible.

Un especial interés se ha puesto a la generación de apatitas precipitadas en soluciones acuosas debido a la natural sustitución de tipo B por carbonato. Cuando la HAp es precipitada cerca de los $37\text{-}60^\circ\text{C}$ está pobremente cristalizada y se asemeja más a las apatitas naturales que a las apatitas sintéticas preparadas a $900\text{-}1000^\circ\text{C}$, debido a que los precipitados con bajo contenido de carbonato tienden a generar cristales en forma de espigas, a diferencia de los otros estudios, buscó sintetizar CHAp a partir de la cáscara de huevo utilizando 3 métodos químicos a baja temperatura.

En el método 1 se utilizó una solución de H_3PO_4 sobre el polvo de CaCO_3 mientras que los dos métodos restantes involucraron la generación previa de acetato de calcio ($\text{Ca}(\text{CH}_3\text{COO})_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$) con la aplicación de ácido acético ($\text{CH}_3\text{CO}_2\text{H}$) para posteriormente aplicar soluciones acuosas de dodecahidrato fosfato de sodio tribásico ($\text{Na}_3\text{PO}_4 \cdot 12\text{H}_2\text{O}$) para el método 2 y una solución de fosfato de amonio dibásico ($(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$) en el método 3.

En los tres casos se obtuvieron partículas finas de CHAp más una solución residual acuosa. En todos los casos, la solución fue estimada para una relación molar de Ca:P de 1,67 y llevada a cabo a temperatura ambiente. La caracterización demostró que el contenido de carbonato era mayor en el método 1, seguido del método 2 y 3 en comparación con un hueso bovino, por lo que la síntesis a través del método 1 produce un material más parecido al hueso, en términos de carbonato. Esto se debe principalmente a la alta afinidad que posee la solución de H_3PO_4 de captar moléculas de CO_2 ambientales.

Pero no basta solamente con producir CHAp si ésta posee poca porosidad. Un número considerable de estudios han buscado investigar tanto in vivo como in vitro, la respuesta de HAp porosa y densa. La morfología de implantes cerámicos ha sido considerada desde hace mucho tiempo atrás. Discos porosos de una cerámica inerte exhiben una menor encapsulación fibrosa con una rápida reparación del músculo y tejido conectivo comparado con discos densos de la misma composición implantados en el mismo sitio.

La importancia de los poros con un diámetro y conectividad se debe principalmente a que la presencia de un tamaño de poros superior a 100-150 μm es un requisito fundamental para la osteoconducción, sin embargo dentro de estas dos características parece ser más crítica la conectividad.

Para introducir porosidad a una cerámica se han desarrollado varios métodos, como la utilización de una sal soluble que deja poros al ser removida con agua y que usualmente genera porosidad no conectada o que están conectados por pequeños canales de escaso diámetro que no permiten la osteoconducción; o la incorporación de un polímero orgánico que se elimina mediante sinterización, creando un sistema poroso interconectado, sin embargo, requiere de un tratamiento de muy altas temperaturas, aumentando los costos y cambiando la cristalinidad de la HAp, lo que conlleva a una baja tasa de biodegradación.

Diversos métodos se han reportado, como la impregnación de esponjas de celulosa con HAp, seguidos por calcinaciones a 1250-1280 $^{\circ}\text{C}$, o a partir de mezclas de HAp con polvo de polivinilbutirato o metilcelulosa seguidas de sinterizaciones a 1350 $^{\circ}\text{C}$. Algunos desarrollaron un método que consiste en la mezcla de cristales de sal y fibras de polímeros solubles en agua polivinilalcohol (PVA) con fosfato de calcio, seguidos por la aplicación de presión fría isoestática.

Como estos porógenos son fácilmente solubles en agua pueden ser removidos sin necesidad de aplicar calor. La aplicación de sal aumenta el tamaño de poros, y la aplicación de PVA genera la conectividad, para poseer una adecuada conectividad se debe incrementar la cantidad de sal y de fibras de PVA lo que va en desmedro de las propiedades mecánicas de la cerámica.

La estabilidad mecánica disminuye al aumentar la porosidad, disminuyendo considerablemente entre 1/10 a 1/20 su fuerza compresiva, lo que favorece la propagación de fracturas. Es necesario, por lo tanto, conseguir porosidad interconectada sin recurrir al uso de sales que reduce la resistencia mecánica de la biocerámica.

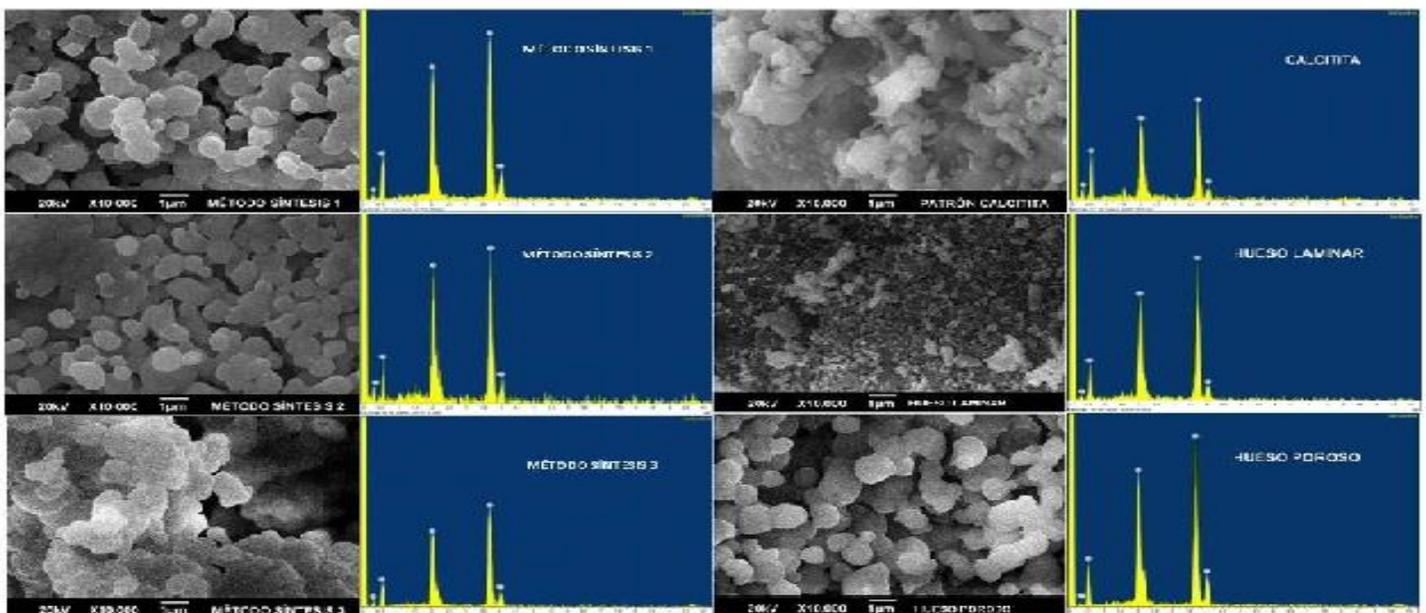


Figura 5.31. Imágenes SEM y EDX de la hidroxiapatita (hueso bovino y calcita).

5.3. Propiedades de los biocerámicos

Los biocerámicos son compuestos químicos complejos que contienen elementos metálicos y no metálicos. Debido a sus enlaces iónicos o covalentes, son generalmente, duros y frágiles. Además de tener un alto punto de fusión y una baja conductividad térmica y eléctrica, los cerámicos se consideran resistentes al desgaste.

Los biomateriales han experimentado una clara evolución, pasando de utilizar materiales inertes a materiales bioactivos y biodegradables. De hecho, en estos momentos se habla de tres generaciones de biomateriales: con la primera generación se buscaba sustituir un tejido dañado, con la segunda el objetivo se centraba en reparar los tejidos y con la tercera el objetivo es llegar a regenerarlos.

Se empiezan a utilizar cerámicas que posean dos características: bioactividad y biodegradabilidad. Por bioactividad se entiende que puedan unirse directamente al hueso sin interposición de cápsula fibrosa. Con la tercera generación se da paso a la biología, que entra de lleno en el campo de los biomateriales reorganizando conceptos y obligando a introducir nuevas disciplinas en este campo tan multidisciplinar.

Hay una clara evolución en el conocimiento y enfoque del trabajo a realizar, y los mundos de la medicina y la ciencia de los materiales se abren y coordinan con la bioquímica y la biología para lograr obtener esos materiales cuya misión es regenerar los tejidos vivos.

Las biocerámicas de segunda generación se utilizan como materiales de partida para fabricar las de tercera generación, para lo que es necesario buscar nuevos métodos de conformación a temperatura ambiente de piezas porosas, scaffolds (en literatura inglesa), que serán los sustratos sobre los que sembrar células, dando entrada a la ingeniería tisular. Se intenta darles un valor añadido funcionalizándolas adecuadamente para que realicen mejor su misión, que es la de regenerar los tejidos vivos, para lo que es imprescindible introducir la química de superficies para que sea posible una interacción efectiva con el mundo biológico.

Si además se pueden diseñar de tal forma que puedan responder a estímulos externos, por ejemplo haciéndolas capaces de cargarse con moléculas biológicamente activas, en unos casos para liberarlas de forma controlada en el momento preciso y en el lugar adecuado, como podría ser el caso de fármacos antitumorales, o en otros para unirlos covalentemente a la superficie del material y facilitar su unión a los osteoblastos y así acelerar la formación de nuevo hueso, las haríamos inteligentes. Éste es un campo en el que ahora se comienza a avanzar y que está lleno de nuevas posibilidades.

En biocerámicas de tercera generación se busca dar soporte a las células para que ellas desarrollen el trabajo de regeneración. La ingeniería tisular se sustenta en tres pilares fundamentales, las células, las señales y los andamios (scaffolds). La reparación del cuerpo humano se puede abordar por dos vías o aproximaciones: la aproximación biónica, que utiliza biomateriales de primera y segunda generación para la fabricación de prótesis e implantes útiles para todas las especialidades clínicas, y la aproximación de medicina regenerativa que incluye tanto terapia celular como ingeniería de tejidos, y utiliza biomateriales de tercera generación.

La evolución de los biomateriales en general y de las biocerámicas en particular está siendo espectacular. En muy pocos años han cambiado muchos conceptos y formas de trabajar. Todo ello impulsado por la demanda social, las necesidades clínicas, el desarrollo tecnológico, el empuje legislativo junto a los programas de financiación tanto internacionales como españoles.

El avance de los biomateriales, que no son otra cosa que materiales que se utilizan en la fabricación de dispositivos que interactúan con los sistemas biológicos y que se aplican en diversas especialidades de la medicina y la farmacología no ha cesado de reclutar especialistas de los campos de las ciencias, la ingeniería, la biología y la medicina. Por sistemas biológicos se entienden moléculas de naturaleza bioquímica, tales como células, tejidos, órganos y fluidos corporales. Las especialidades médicas y farmacológicas incluyen la cirugía reparadora y plástica, la medicina regenerativa, la administración de fármacos y la diálisis, entre otros.

En cuanto a las propiedades mecánicas, el implante deberá tener al menos la misma resistencia que el hueso a reemplazar, por lo que un equilibrio entre porosidad y resistencia mecánica se hace absolutamente imprescindible. También es necesario que estos materiales presenten un adecuado comportamiento a la fatiga, así como que sean fácilmente mecanizables a formas precisas.

Hasta la fecha sólo la alúmina cumple las normas internacionales, que se expresan en la tabla I, establecidas para la utilización de materiales cerámicos como implantes. La fina y fuerte estructura de la alúmina densa hace posible reproducir exactamente una determinada forma geométrica con un acabado superficial de alta calidad. Al mismo tiempo pueden lograrse variaciones de rugosidad no superiores a 0,5 mieras.

Densidad	$\geq 3.90 \text{ g/cm}^3$
Contenido en Al_2O_3	$\geq 99.5 \%$
Tamaño medio de grano	$\leq 7 \mu\text{m}$
Módulo de elasticidad	$\approx 380.000 \text{ N/mm}^2$
Microdureza	$\approx 23.000 \text{ N/mm}^2$
Resistencia a la compresión	$\approx 4.000 \text{ N/mm}^2$
Resistencia a la flexión	$\geq 400 \text{ N/mm}^2$
Resistencia a la tensión	$\geq 350 \text{ N/mm}^2$
Desgaste (anillo en disco)	$\leq 0.01 \text{ mm}^3/\text{h}$
Resistencia a la corrosión	$< \text{mg/m}^2 \text{ día}$

Figura 5.32. Norma ISO para materiales biocerámicos utilizables en implantes.

La fina y fuerte estructura de la alúmina densa hace posible reproducir exactamente una determinada forma geométrica con un acabado superficial de alta calidad. Al mismo tiempo pueden lograrse variaciones de rugosidad no superiores a 0,5 mieras.

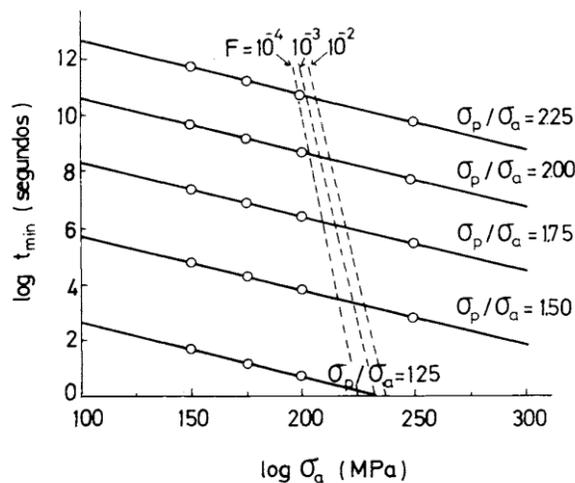


Figura 5.33. Diagrama de predicción del tiempo de vida de la alúmina densa basándose en los fenómenos de mecánica de fractura.

La figura 5.33, muestra la predicción de vida de una alúmina densa sometida a distintas condiciones de tensión (11). Así, por ejemplo, una alúmina densa sometida a una tensión de 200 N/mm^2 , aproximadamente dos veces la tensión de rotura de los huesos más largos de un adulto, tendría una predicción de vida de 140 años si su resistencia mecánica fuera de 400 N/mm^2 , para una tensión aplicada de 100 N/mm^2 (aa) y una predicción de vida de diez años, un ensayo de prueba (ap) de 190 N/mm^2 , correspondiente a una relación $(\text{ap}/\text{aa}) = 1.9$, sería necesario a fin de eliminar las muestras más débiles y garantizar dicho período de vida.

Las exigencias básicas de todos los materiales utilizados en un diseño funcional (válido en general, para cualquier implante en el interior del cuerpo y que está en contacto con fluidos corporales) son su alta estabilidad mecánica y química, no tener actividad trombogénica, carcinogénica, hemolítica o alergénica, entre otras y ser fácilmente esterilizable en un medio que no deteriore sus propiedades. A continuación se enumeran requerimientos específicos de los diversos elementos de una prótesis total de cadera:

✓ Material del vástago

- a) Alta resistencia mecánica.
- b) Alta resistencia a la corrosión.
- c) Alta tenacidad a la fractura.
- d) Rugosidad para facilitar adherencia a un revestimiento que asegure a su vez, su adherencia al hueso cortical, mejorando el esfuerzo de corte en dicha interfase.
- e) La fijación debe asegurar:
 - La transferencia de esfuerzo proximal al hueso.
 - La menor liberación de esfuerzos al hueso para prevenir su adelgazamiento.
 - Alto grado de estabilidad rotacional y axial.

✓ Material de la cabeza esférica

- a) Alta resistencia mecánica.
- b) Muy alta dureza.
- c) Alta esfericidad.
- d) Gran inercia química a los líquidos sinoviales.
- e) No permitir la corrosión (generada por celdas de concentración, por hendiduras o por par galvánico) en la parte de contacto entre este elemento y el material del vástago.
- f) Acabado espejo para minimizar fricción entre este elemento y el acetábulo.

✓ Material del acetábulo

- a) Bajo coeficiente de fricción entre esta parte y la cabeza esférica.
- b) Alta capacidad de carga.
- c) Alta resistencia a la corrosión.
- d) Alta resistencia al desgaste.
- e) Alta esfericidad.
- f) Diseño adecuado para prevenir desprendimiento de la cabeza esférica.
- g) Acabado espejo para minimizar fricción.
- h) Aseguramiento óptimo para eliminar micromovimientos.
- i) La parte externa debe tener:
 - Alta rugosidad para facilitar adherencia al ilíaco.
 - Dispositivos de aseguramiento a dicho hueso.

De acuerdo con la tabla 5.1., podemos mencionar como características generales, podemos decir que el biomaterial que tiene el módulo elástico más parecido al hueso es la hidroxiapatita (véase la parte final de este artículo), pero su baja tenacidad a la fractura no la hace adecuada para ser utilizada como material estructural. Se utiliza como recubrimiento de las prótesis de TiAlV para asegurar su adherencia al cortical. De los biomateriales metálicos, la aleación de Ti Al V tiene el módulo elástico más cercano al hueso compacto, pero es de un orden de magnitud mayor.

A su vez, esta aleación presenta baja densidad, acompañada de altas propiedades mecánicas, por tanto su resistencia específica es la mayor de todas las aleaciones utilizadas. Éste es el material por excelencia usado para el vástago de la prótesis total de cadera. Las cerámicas de zirconia de itrio totalmente estabilizadas Y-TZP (véase la parte final de este artículo) tienen la mayor tenacidad a la fractura y mayor densidad que todos los materiales cerámicos.

	Material	Módulo elástico (GPa)	Resistencia fluencia (MPa)	Resistencia tensión (Mpa)	Alargamiento ruptura (%)	Resistencia a fatiga (MPa)	Densidad (g/cm ³)	Tenacidad fractura (MPa.m ^{1/2})	Dureza	Resistencia flexión (MPa)
Metal	ASTM F138 deformado frío	200		800	7-10		7,93			
	ASTM F138 trabajado frío	200	700-800	1.000		300	7,93	50-100	300-350 VHN	
	SANDVIK SAF 2507	200	> 1450	> 1.500	3-10	405-500				
	ASTM F136 Ti 6Al4V	115	795	860	10	590-630	4,50	30-70		
	ASTM F562 CoNiCrMo	230	1.840	1.910	9-11	700-800	8,3-9,2	~ 100	500-600 VHN	
	Alúmina α-alúmina/MgO	380-420		280-700. 4.500 (compresión)			3,98	3,5-6	2300 VHN	550
	Material	Módulo elástico (GPa)	Resistencia fluencia (MPa)	Resistencia tensión (Mpa)	Alargamiento ruptura (%)	Resistencia a fatiga (MPa)	Densidad (g/cm ³)	Tenacidad fractura (MPa.m ^{1/2})	Dureza	Resistencia flexión (MPa)
Cerámica	Zirconia Y-PSZ							6-9		700-1.000
	Zirconia Y-TZP	150					6,05	7-8	1.200 VHN	1.000
	Zirconia Mg-PSZ	208					5,72	~ 8	1.120 VHN	800
	Bioglass Ceravital	500					2,4-2,8	2,0-2,5		150
	Hidroxiapatita	40-115		147-294 (compresión)			3,16	1,5-2,0	3,43 GPa	140
Polimérica	P-Etileno UHMWPE	1,0-2,2		27-30	200-250		0,93-0,94		64-68 Sh D	
	Acrílico PMMA	3		60	8					
	Hueso compacto	13-19		120-150			1,86-2,02	2-12		
	Cartílago	0,01-0,1		10-30	80					
	Colágeno	1,0		50-100	10					
	Tendón de Aquiles	0,43		11	5-8					

Figura 5.33. Algunas propiedades de los biomateriales para propósitos de comparación. Propiedades mecánicas del hueso compacto, cartílago y tendón, característicos del cuerpo humano.

PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS BIOMATERIALES

	Resistencia Tracción (Mpa)	Resistencia Compresión (Mpa)	Resistencia a la cizalla (Mpa)	MODULO ELÁSTICO
Al. oro	448	-	-	77
Am.plata	54,7	318	188	34
DENTINA	51,7	297	138	1,4
ESMALTE	10,3	384	90	4,6
Porcelana	24,8	149	111	140
Composite	45,5	237	-	14
Cemento de fosfato Zn	8,1	117	13	13,7
Yeso	7,7	48	-	-
Hidrox. Ca	1,0	10,3	-	-
Ionomero de vidrio	18	150	-	20

Biomateriales

Biomateriales

- Cerámicas
 - Bioinertes
 - Biactivas
 - Biodegradables

- ▶ Biocompatibilidad

Propiedades



Biomaterial para implante

Aplicaciones

- Implantes osteoarticulares

Figura 5.34. Ejemplos de algunas propiedades de los biomateriales cerámicos

5.4. Métodos de procesamiento

Las cerámicas no cristalinas (vidriosas) suelen ser formadas de fundiciones. El vidrio es formado por cualquiera de los siguientes métodos: soplado, prensado, laminado, estirado, colado o flotado. Los materiales cerámicos cristalinos no son susceptibles de un variado rango de procesado. Los métodos empleados para su manejo tienden a fallar en una de dos categorías, pro reacción in situ, o por formación de polvos en la forma deseada, y luego sinterizados para formar un cuerpo sólido. Algunos métodos usados son un híbrido de los dos métodos mencionados.

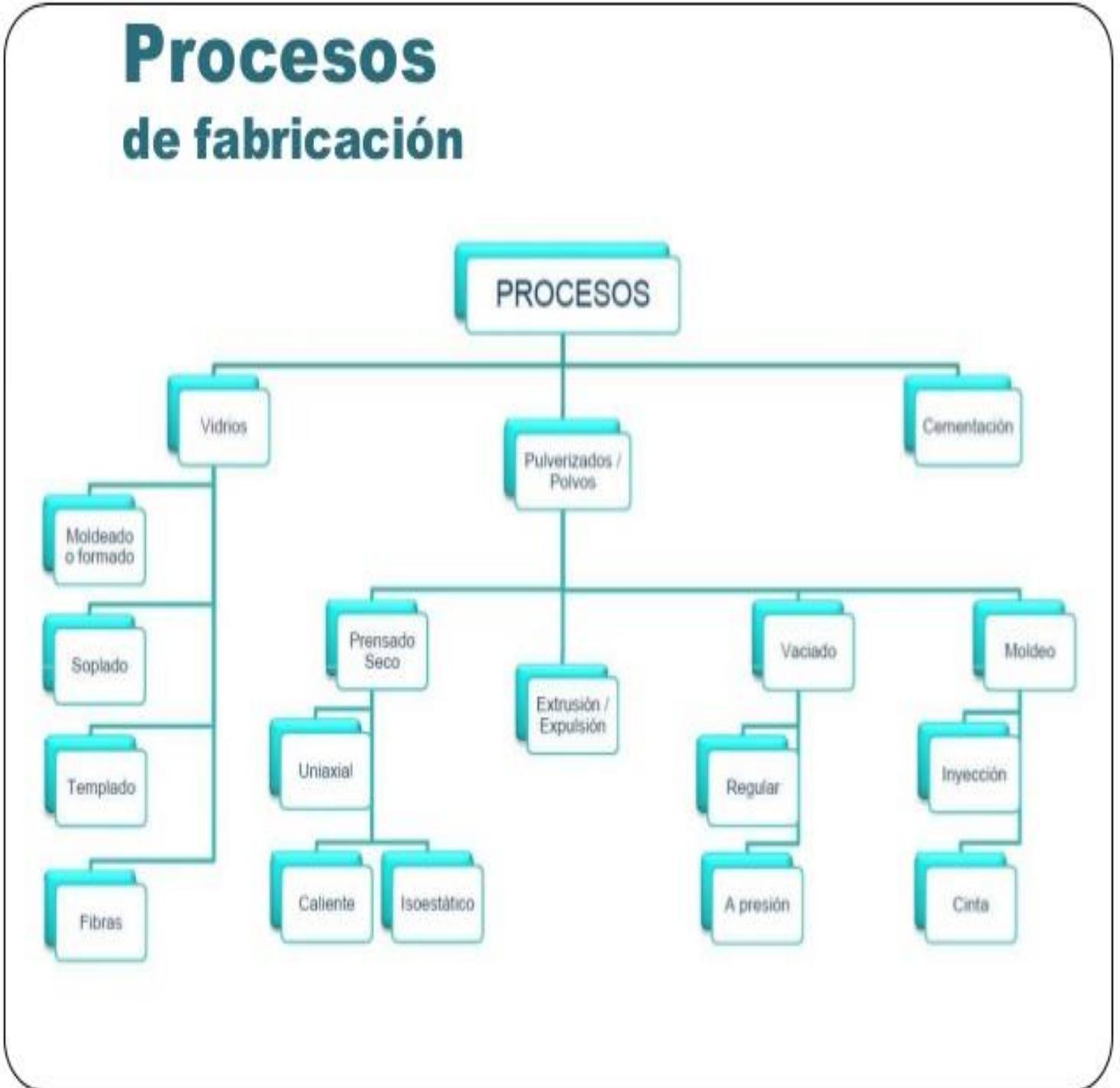


Figura 5.35. Ejemplos de algunos métodos de procesamiento de biomateriales cerámicos

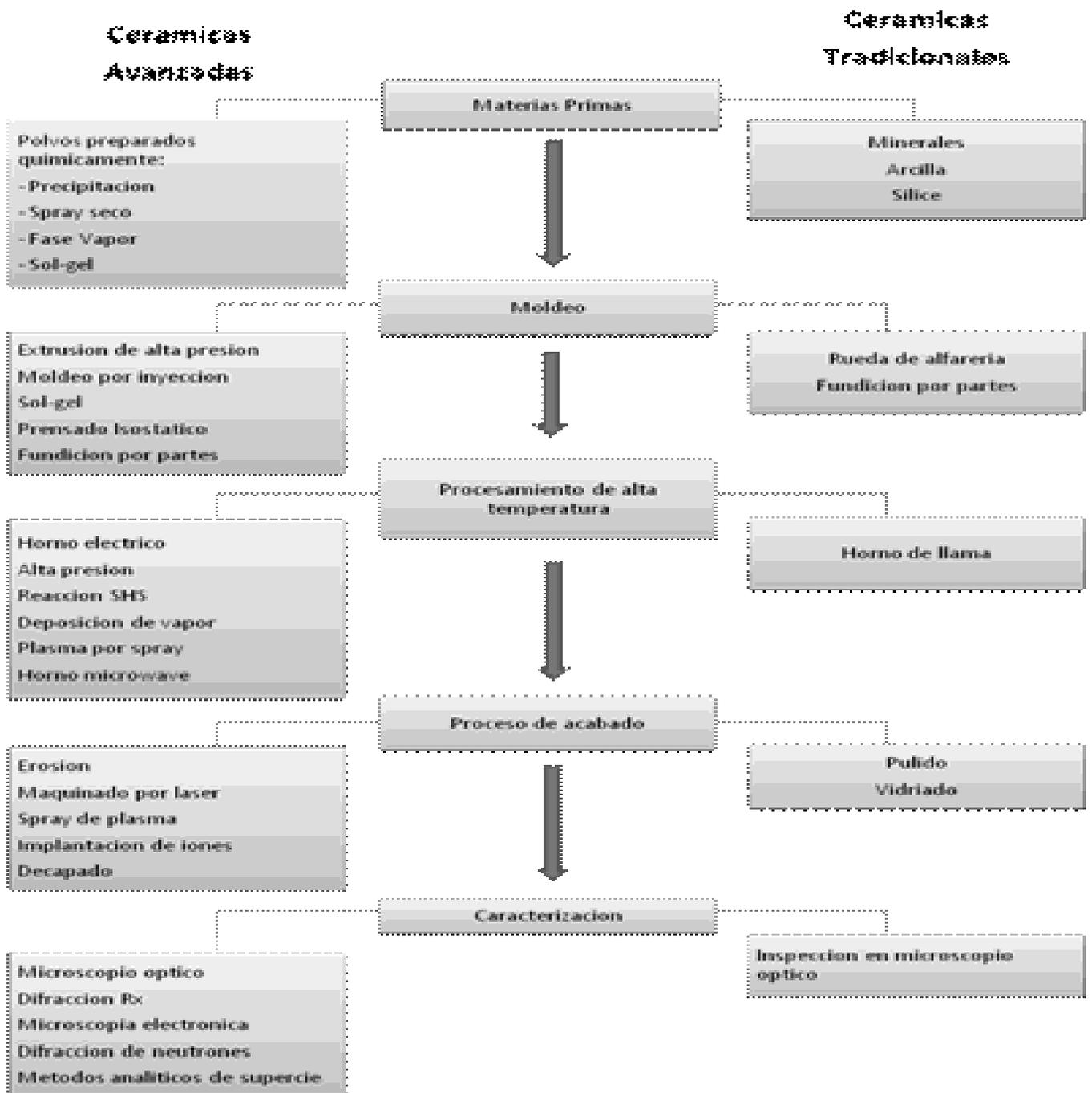


Tabla 1.6 Métodos de fabricación de las cerámicas

Materiales de partida	Método	Producto
Gases	Deposición de vapor química	Películas y monolitos
Gas-liquido	Oxidación directa del metal	Monolitos
Gas-sólido	Reacción de enlace	Monolitos
Líquido-sólido	Reacción de enlace	Monolitos
Líquidos	Pirólisis polimérica	Películas y fibras
	Procesos sol-gel	Películas y fibras
Sólidos (povos)	Proceso de fusión	Monolitos
	Sinterización de povos	Monolitos y películas

Fuente: [12]

Figura 5.36. Comparación de los métodos de procesamiento de cerámicos avanzados (biomateriales) y tradicionales

➤ Manufactura in situ

El uso más común de este método es en la producción de cemento y concreto. Aquí, los abrasivos deshidratados son mezclados con agua. Esto da comienzo a las reacciones de la hidratación, las cuales resultan en cristales grandes, interconectados formándose alrededor de los agregados.

Pasado un tiempo, esto resulta en una cerámica sólida. El mayor problema con este método es que la mayoría de las reacciones son tan rápidas que no es posible hacer una buena mezcla, lo que tiende a impedir la construcción en gran escala. Sin embargo, los sistemas a pequeña escala pueden ser realizados mediante técnicas de depósito, en donde los diferentes materiales son introducidos sobre un sustrato, donde se produce la reacción y la cerámica se forma sobre este sustrato.



Figura 5.37. Descripción del método de procesamiento in situ.

➤ Conformado de los polvos

El objetivo principal del conformado es dar forma y consistencia a la masa de polvos que dé lugar a un aumento de la densidad y, por lo tanto, a una mejora de las propiedades mecánicas. Existen dos formas de realizar el conformado: mediante la aplicación presión o mediante la aplicación de presión y temperaturas elevadas. Con la aplicación de presión y temperatura, el proceso es similar a si no aplicásemos altas temperaturas, pero obtenemos productos más densos y homogéneos a la vez que ahorramos materias primas.

- Prensado uniaxial: (en caliente o en frío). Consiste en la aplicación de presión en una única dirección hasta conseguir la compactación de los polvos cerámicos. La pieza así conformada tendrá la forma de la matriz y las superficies con las que se aplica la presión.
- Prensado isostático: (en caliente o en frío). Consiste en compactar los polvos encerrándolos herméticamente en moldes elásticos típicamente de goma, látex o PVC, aplicándoles presión hidrostática mediante un fluido que puede ser agua o aceite. El fundamento de este proceso es el Teorema de Pascal, de este modo conseguimos compactar uniformemente y en todas las direcciones el material.
- Slip Casting: Se fundamenta en el moldeo por barbotina de la cerámica tradicional, mediante el cual obtenemos piezas de espesores pequeños utilizando moldes porosos.

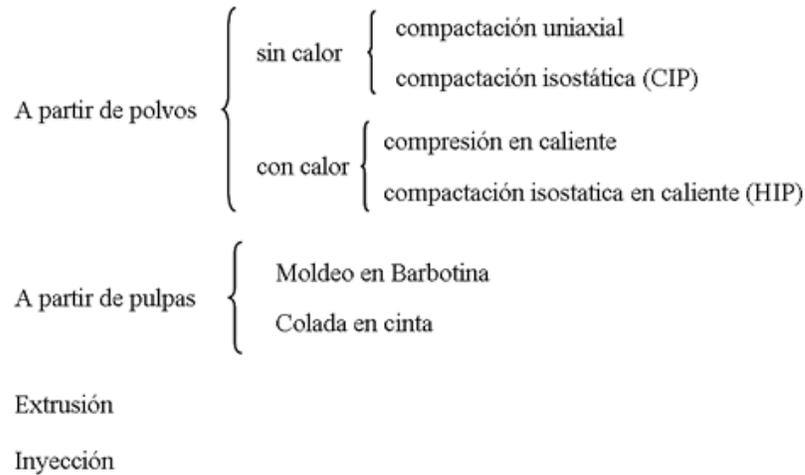


Figura 5.38. Descripción del método de conformado de los polvos.

➤ **Métodos basados en la sinterización**

Los principios de los métodos basados en la sinterización son sencillos: Una vez que la materia prima es acondicionada para su procesamiento (hornada), es introducida en el horno, con lo que el proceso de difusión compacta a la materia prima. Los poros se achican, resultando un producto más denso y fuerte. El quemado se hace a una temperatura por debajo del punto de derretimiento de la cerámica. Siempre queda alguna porosidad, pero la verdadera ventaja de este método es que la hornada puede ser producida de cualquier modo imaginable, e incluso puede ser sinterizado.

Esto lo hace una ruta muy versátil. Existen miles de posibles refinamientos de este proceso. Algunos de los más comunes involucran presionar la hornada para darle la densidad, la quema reduce el tiempo de sinterización necesario. A veces, se añaden elementos orgánicos junto a la hornada, que son disueltos durante la quema. Algunas veces, se agregan lubricantes orgánicos durante el proceso para incrementar la densidad. No es raro combinarlos, agregando materia orgánica y lubricantes a una hornada, y luego presionar. (La formulación de estos aditivos químico orgánicos es un arte en sí mismo).

Esto es particularmente importante en la manufactura de cerámica de alto rendimiento, tales como las usadas para la electrónica, en condensadores, inductores, sensores, etc. Puede realizarse una mezcla de componentes en vez de usar un solo polvo, y luego verterlo en el molde deseado, dejándolo secar y luego sinterizarlo. De hecho, en la alfarería tradicional es hecho de esta forma, usando una mezcla plástica que es trabajada con las manos. Si una mezcla de materiales diferentes componentes es utilizada en una cerámica, algunas veces la temperatura de sinterización es mayor a la temperatura de fundición de alguno de sus componentes (fase líquida de sinterización). Esto genera un período más corto de sinterización comparado con el estado sólido sinterizado.



Figura 5.39. Descripción del método de sinterizado de biomateriales cerámicos.

Todos los materiales tienen una composición química determinada, pero sus propiedades finales están íntimamente ligadas a la estructura del material y ésta es una consecuencia directa de los procesos de fabricación. Los materiales cerámicos no se funden (a excepción del bioglass) sino que son compactados bajo presión y sinterizados en caliente. La hidroxiapatita requiere de un proceso de precipitación para después realizarse un tratamiento térmico.

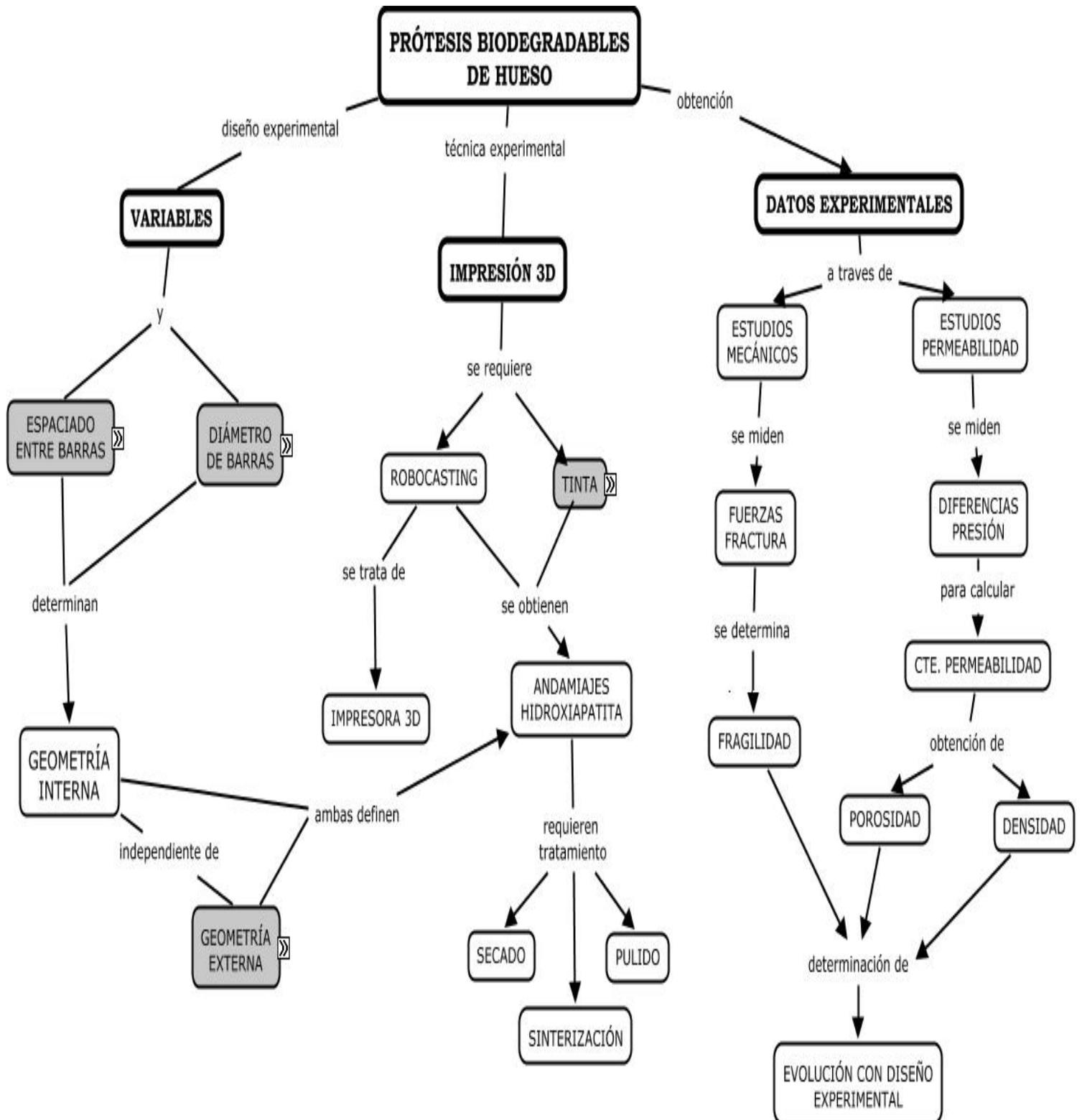


Figura 5.39. Procesos de elaboración de andamiajes de hidroxiapatita.



Figura 5.40. Procesos de elaboración de andamiajes de coral a partir de coral y aminoácidos.

5.5. Aplicaciones

Los biocerámicos son compuestos químicos complejos que contienen elementos metálicos y no metálicos. Debido a sus enlaces iónicos o covalentes, son generalmente, duros y frágiles. Además de tener un alto punto de fusión y una baja conductividad térmica y eléctrica, los cerámicos se consideran resistentes al desgaste. Los principales biocerámicos son: Alúmina, Zirconia, Hidroxiapatita, porcelanas, vidrios bioactivos, entre otros.

Sus principales aplicaciones están en el sistema óseo, con todo tipo de implantes y recubrimientos en prótesis articulares; también se utilizan en aplicaciones dentales, en válvulas artificiales, cirugía de la espina dorsal y reparaciones craneales.

Materiales biocerámicos

Se utilizan para reemplazar articulaciones en el cuerpo humano y en trabajos dentales.

Los cerámicos más utilizados son el óxido de aluminio y el nitruro de varios compuestos de sílice.

Estos materiales al ser porosos permiten que el hueso se regenere con ayuda de su estructura.



The collage includes: a surgical team performing a procedure; dental prosthetics; spinal surgery hardware; and a diagram titled 'Cirugía de la espina dorsal - C5-6 y C6-7 Discectomía cervical anterior con fusión de la espina dorsal y placas' showing anatomical views of the spine.

Figura 5.41. Ejemplos y características de las aplicaciones de los biocerámicos.

➤ Las materias primas de los biomateriales cerámicos son:

- ☆ Óxidos metálicos, alúmina (Al_2O_3)
- ☆ Zirconia (ZrO_2)
- ☆ Titanio (TiO_2)
- ☆ Fibra de carbono,
- ☆ Hapatita artificial
- ☆ Hidroxiapatita
- ☆ Biovidrios
- ☆ Aluminatos de calcio
- ☆ Algunos carbonos

En cuanto a aplicaciones médicas son un interesante campo de investigación y desarrollo para la obtención de biomateriales útiles en la fabricación y la fijación de implantes óseos y dentales. Los requisitos que deben cumplir las biocerámicas para su uso médicos son las siguientes:

- ✓ Ser compatible, es decir, debe ser aceptado por el organismo, no provocar que este desarrolle sistemas de rechazo ante la presencia de la biocerámica.
- ✓ No ser tóxico, ni carcinógeno.
- ✓ Químicamente estable e inerte.
- ✓ Tener una resistencia mecánica adecuada.
- ✓ Tener una resistencia a la fatiga adecuada.
- ✓ Tener una densidad y peso adecuados.
- ✓ Tener un diseño de ingeniería perfecto, un implante de tamaño y forma adecuados.
- ✓ Relativamente económico, reproducible y fácil de fabricar y procesar para su producción a gran escala.

➤ **Ventajas e inconvenientes de las biocerámicas**

En cuanto a las ventajas: tienen baja reactividad química por lo que son generalmente inertes y biocompatibles; se adhieren a los tejidos; tienen resistencia a la corrosión, a la compresión y al desgaste; y mejora la calidad de vida del paciente. Pero a pesar de sus ventajas también tienen inconvenientes: tienen fracturas ante esfuerzos de alto impacto; baja resistencia a la tensión; difícil fabricación; baja resistencia mecánica; carácter rígido y quebradizo que limita su empleo en aquellas aplicaciones que deban soportar grandes cargas y además requieren grandes temperaturas de sinterización.

Ventajas:

- ✓ Buena compatibilidad con sistema musculoesqueleto.
- ✓ Similitud con propiedades físicas del hueso
- ✓ Resistencia a la corrosión.
- ✓ Inertes a los tejidos.
- ✓ Adherencia a los tejidos.
- ✓ Alta resistencia a la compresión y al desgaste.
- ✓ Resistencia a la alta corrosión.

Desventajas:

- ▲ Baja resistencia a la tensión, corte e impacto.
- ▲ Difícil conformación y de fabricación.
- ▲ Falta de elasticidad.
- ▲ Fractura ante esfuerzos de alto impacto
- ▲ No elásticos
- ▲ Alta densidad
- ▲ Baja resistencia mecánica

Sus principales aplicaciones están en el sistema óseo, con todo tipo de implantes y recubrimientos en prótesis articulares; también se utilizan en aplicaciones dentales, en válvulas artificiales, cirugía de la espina dorsal y reparaciones craneales.

Cerámicas en aplicaciones biomédicas



Las cerámicas también tienen uso extensivo en el campo biomédico, como en implantes ortopédicos, lentes, utensilios de laboratorio y de modo más importante en aplicaciones dentales.



Algunos de los factores que hacen de los biomateriales cerámicos excelentes candidatos para sus aplicaciones son su biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, alta dureza... además su principal ventaja de algunos biomateriales cerámicos es que se unen muy bien al hueso, lo cual es importante en aplicaciones ortopédicas y dentales.

BIOCERÁMICOS

- Los cerámicos, vidrios y vidrios cerámicos son compuestos inorgánicos no metálicos. En la industria médica, estos materiales son esenciales para anteojos, instrumentos de diagnóstico, recipientes químicos, termómetros, recipientes para cultivo de tejidos y fibras ópticas para endoscopia.
- Los vidrios porosos han sido empleados como transportadores de enzimas, anticuerpos y antígenos.
- También se usan en odontología para restauraciones de coronas de oro-porcelana, cementos ionómeros y prótesis

Figura 5.42. Aplicación de los biocerámicos.

➤ Aplicaciones Biomédicas de la Alúmina

Los biocerámicos son compuestos químicos complejos que contienen elementos metálicos y no metálicos. Debido a sus enlaces iónicos o covalentes, son generalmente, duros y frágiles. Además de tener un alto punto de fusión y una baja conductividad térmica y eléctrica, los cerámicos se consideran resistentes al desgaste. Los principales biocerámicos son: **Alúmina**, Zirconia, Hidroxiapatita, porcelanas, vidrios bioactivos, entre otros.

Sus principales aplicaciones están en el sistema óseo, con todo tipo de implantes y recubrimientos en prótesis articulares; también se utilizan en aplicaciones dentales, en válvulas artificiales, cirugía de la espina dorsal y reparaciones craneales. La pureza de la alúmina depende del sistema de obtención empleado. Para la fabricación de implantes, la norma ASTM exige una pureza del 99.5% con un contenido máximo de SiO₂ combinado con óxidos alcalinos (principalmente Na₂O) inferior al 1%. La alúmina se ha utilizado con éxito para la elaboración de implantes, como cabezas de fémur, componentes de articulaciones y para implantes dentales.

Dado que se acostumbra a obtener por sinterizado, la porosidad juega un papel muy importante en las propiedades mecánicas. Existe una relación entre porosidad y tamaño de grano, de tal manera que cuando la porosidad cae por debajo del 2%, el tamaño de grano acostumbra a crecer considerablemente. La alúmina es así mismo muy dura pudiéndose obtener durezas entre 20 y 30 GPa.

Esta elevada pureza combinada con propiedades de baja fricción hacen de éste un material idóneo para prótesis articulares, a pesar de su fragilidad y de las dificultades de fabricación.

En cuanto a las ventajas: tienen baja reactividad química por lo que son generalmente inertes y biocompatibles; se adhieren a los tejidos; tienen resistencia a la corrosión, a la compresión y al desgaste; y mejora la calidad de vida del paciente. Pero a pesar de sus ventajas también tienen inconvenientes: tienen fracturas ante esfuerzos de alto impacto; baja resistencia a la tensión; difícil fabricación; baja resistencia mecánica; carácter rígido y quebradizo que limita su empleo en aquellas aplicaciones que deban soportar grandes cargas y además requieren grandes temperaturas de sinterización.



Poroso de alúmina también pueden utilizarse para sustituir a una gran parte de los huesos que se han eliminado por razones tales como el cáncer.

Estas pueden adoptar la forma de anillos concéntricos que son alrededor de un pasador metálico, añade el centro de sí mismo el resto de los huesos.

La naturaleza porosa de estos implantes permitirá al hueso nuevo crecer en los poros, la utilización eficaz de la alúmina como un andamio para la formación de hueso nuevo.

Figura 5.43. Aplicaciones Biomédicas de la Alúmina.

Debido a su capacidad de ser pulidas con un alto acabado superficial y su excelente resistencia al desgaste, la alúmina se utiliza a menudo para las superficies de desgaste de las prótesis de sustitución conjunta.

Estas aplicaciones incluyen cabezas femorales para el reemplazo de cadera y placas de desgaste en reemplazos de rodilla. En sustitución de cadera, la cabeza femoral de alúmina se utiliza en conjunción con un vástago femoral metálico y una copa acetabular hecho de ultra alto peso molecular de polietileno para oponerse a la articulación de la superficie

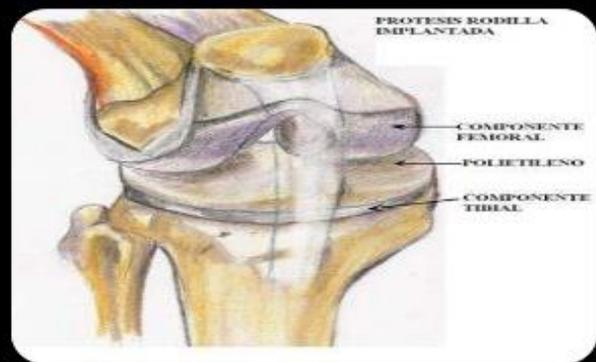


Figura 5.43 bis. Aplicaciones Biomédicas de la Alúmina.

➤ Aplicaciones Biomédicas de las Zirconias

⊕ Implantes ortopédicos

Se utiliza como un componente de la cabeza femoral en implantes de cadera. Por su alta resistencia y alta dureza permite la articulación de la cadera. La capacidad de poder ser pulido con un buen acabado superficial es otra de sus ventajas para ser usado en estos implantes. La inercia química del óxido con el medio fisiológico reduce el riesgo de infección. Por esta razón, sólo zirconias fabricadas con materiales de baja radiactividad se puede utilizar en esta aplicación.

Zirconias

También es empleada como esfera articular en reemplazos totales de cadera. Es fundamentalmente ZrO_2 con el agregado de algún óxido metálico.

La ventaja potencial de la zirconia en prótesis bajo carga es su bajo módulo de elasticidad, su alta resistencia mecánica y su buena tenacidad.

Hasta ahora hay insuficiente cantidad de datos para determinar si esas propiedades conducirán a un éxito clínico luego de varios años de uso.



Figura 5.44. Implantes ortopédicos de Oxido de Zirconio (ZrO_2).

☼ Implantes dentales

Por supuesto que la medicina avanza, y en los últimos años se han logrado desarrollar primero parte de implantes como ser los uclas y luego implantes dentales que no son metálicos como el titanio. Uno de los ejemplos de este tipo son los implantes dentales a base de zirconio, el cual se trata de un material cerámico conocido como óxido de zirconio u Oxido de Zirconia.

Estos implantes son ideales para aquellas personas que no desean tener implantes metálicos en su boca. También son una excelente opción para aquellos pacientes que padecen de ciertas alergias a los diferentes metales y para aquellos pacientes que desean una estética importante en su boca!

✓ Algunas de las ventajas que poseen los implantes dentales de zirconio:

- Tienen un color blanco natural, similar al color del diente.
- Son extremadamente estables y duraderos, por lo que a veces incluyen garantía de por vida.
- Son más tolerados por las encías, gracias a la alta compatibilidad biológica del material.
- Son 100% libres de metal.
- No producen formación de placa.
- No causan inflamación y otras reacciones alérgicas.

✓ Ventajas del zirconio:

- Es un metal Lustroso, que se funde a 1850°C
- El Y-TZP, como se lo denomina, son policristales de óxido de zirconio tetragonales estabilizados con itrio
- Es uno de los elementos más abundantes, encontrándose como óxido de zirconio ZrO_2
- Se emplea para industria cerámica, refractarios, frenos F1-aeronáutica-en ortopedia
- para las cabezas de articulaciones desde 1969 etc. • Se han documentado más de 400.000 usos en el mundo
- La incorporación del óxido de zirconio al vidrio incrementa significativamente su resistencia a los álcalis.
- Las pruebas de manejo del zirconio realizadas muestran que no tiene toxicidad.
- Generalmente no produce consecuencias el contacto con sus compuestos



Figura 5.45. Implantes dentales de Oxido de Zirconio (ZrO_2).

➤ **Aplicaciones Biomédicas de la Hidroxiapatita**

✿ En odontología

El esmalte dental es una cubierta formada por hidroxiapatita que recubre las piezas dentales, cuando esta estructura sufre algún daño el organismo no tiene la capacidad de regenerarla. Las soluciones disponibles actualmente para reparar el esmalte dental dejan mucho que desear por tratarse de sustancias artificiales poco resistentes y con frecuencia tóxicas.

Entre estos productos encontramos por ejemplo los composites o las amalgamas de plata. En respuesta a este problema se han llevado a cabo y se siguen realizando experimentos para lograr crear un esmalte dental artificial que sea químicamente idéntico al esmalte natural, con todos los beneficios que esto supondría. En concreto en Japón, el científico Shigeki Hotsu y su equipo lograron crear un parche dental basado en hidroxiapatita. No hay duda de que el día que se logre aplicar este sistema de modo comercial supondrá un gran paso y permitirá realizar una reparación saludable y natural del esmalte dañado.

✿ En prótesis

Este material, al estar formado por fosfato de calcio cristalino, forma parte de las biocerámicas, un tipo de material biocompatible, por lo cual proporciona una posible alternativa para la creación de prótesis formadas a partir de huesos ovinos procesados. Esta solución será más barata que las prótesis de titanio, además de que en combinación con materiales metálicos proporcionan una solución para los implantes de ortopedia, como por ejemplo los tapones de cráneo.

La biocompatibilidad de la hidroxiapatita sintética ha sido sugerida no solo por su composición sino por los resultados obtenidos en su implantación in vivo, los cuales han demostrado ausencia de toxicidad local o sistémica, no provocando inflamación o respuesta a cuerpo extraño.⁵

La hidroxiapatita sintética se puede preparar en las siguientes formas:

Vía húmeda

Vía seca (reacción en estado sólido)

Hidrólisis

Proceso hidrotérmico

Proceso sol-gel

Síntesis sonoquímica

✿ En oftalmología

Es utilizada en oftalmología como material en implantes orbitarios; en aquellos casos donde una persona sufre la pérdida total o parcial del globo ocular, en su lugar se puede colocar un implante ocular. La función de colocar estos implantes es la de rellenar el espacio dejado por la extracción del globo ocular y permitir un mejor movimiento de la prótesis ocular que se coloca posteriormente.⁷

Este material ha permitido el desarrollo de implantes integrados de manera verdaderamente biológica, siendo su principal característica la porosidad que permite el crecimiento de tejidos por dentro del implante.

En 1989 en EE. UU. tras 5 años de pruebas en animales la FDA aprueba la hidroxiapatita como material para uso en implantes orbitarios, fue presentado por la compañía Integrated Orbital Implants (IOI) con el apoyo científico del doctor Arthur Perry.

➤ Aplicaciones Biomédicas de los Fosfatos Cálcidos

El fosfato tricálcico es utilizado como suplemento nutricional y se lo encuentra en forma natural en la leche de vaca, aunque las formas más comunes y económicas como suplemento son carbonato de calcio (que debe consumirse con los alimentos) y citrato de calcio (que puede ingerirse sin alimentos). La hidroxiapatita (o sea fosfato de calcio dibásico) no ha sido estudiada en detalle como suplemento alimenticio, por ello no se recomienda su uso como suplemento dietético.

Se lo utiliza en numerosos productos dentales para re mineralización y como diluyente en algunos medicamentos en los cuales otorga a las pastillas un color grisáceo si no se utilizan otros agentes colorantes. Otro uso de este compuesto es en la transfección de genes de células. Aunque no se posee una cabal comprensión del mecanismo, el precipitado de fosfato de calcio y el ADN forman un complejo que se cree ayuda a que el ADN penetre en la célula.

Usos

- ☆ Se utiliza en la producción de ácido fosfórico y de los fertilizantes, por ejemplo, en el proceso de Odda. El uso excesivo de ciertas formas de fosfato de calcio puede conducir a la escorrentía de nutrientes que contiene y los efectos adversos posteriores al recibir las aguas, como la proliferación de algas y la eutrofización.
- ☆ El fosfato de calcio se utiliza en la cocción como el ácido en un agente de fermentación, con el número E E341 - También se utiliza en productos de queso.
- ☆ Una solución sobresaturada de fosfato de calcio tales como Caphosol puede ser utilizado en la prevención y el tratamiento de la mucositis oral producida por la quimioterapia o la radioterapia.
- ☆ El fosfato tricálcico también se utiliza como un suplemento nutricional y se produce de forma natural en la leche de vaca, aunque las formas más comunes y económicas para los suplementos de calcio son carbonato de calcio y citrato de calcio. Se han realizado estudios limitados sobre el uso de hidroxiapatita como un suplemento alimenticio, como tal, su uso no se recomienda.
- ☆ Se utiliza en una variedad de productos dentales para la remineralización y como diluyente en algunos medicamentos donde mostrará la tableta un color gris en la ausencia de agentes colorantes adicionales.
- ☆ Otra aplicación práctica del compuesto es su uso en la transfección de genes de las células. No se entiende demasiado bien, pero el precipitado de fosfato de calcio y ADN forman un complejo que se cree que ayuda a la ADN entre en la célula.
- ☆ Fue usado como biocerámica en los años 20, su fórmula molecular es $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, y hoy día solo se usa combinado con HAP. Ambos compuestos tienen estructura cristalina hexagonal y su relación Ca/P no es muy diferente. Se considera una biocerámica bioactiva porque se vio que, igual que la HAP, produce osteogénesis.

Los tipos de fosfatos de calcio:

- ♣ Fosfato monocálcico, E341: Ca_2
- ♣ Fosfato dicálcico, E341: CaHPO_4
- ♣ El fosfato tricálcico, E341: CA_32 , a veces se denomina simplemente como fosfato de calcio o ortofosfato de calcio
- ♣ Hidroxiapatita CA53
- ♣ Apatita Ca1062
- ♣ Fosfato de octacalcio $\text{Ca}_8\text{H}_{26.5}\text{H}_2\text{O}$

Además de lo anterior, de los compuestos que se producen en el diagrama de fases $\text{CaO-H}_2\text{O-P}_4\text{O}_{10}$, $\text{Ca}_4\text{P}_2\text{O}_9$ es notable.