

Universidad de Oviedo

Materiales cerámicos para implantología dental

Belén Alonso Cadavieco

Supervisado por: María Belén Cabal Álvarez y Jaime Ferrer Rodríguez

UNIVERSIDAD DE OVIEDO

Facultad de Ciencias

Grado en Física

Julio de 2023

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos	1
1.3. Prácticas en el CINN	2
1.4. Contenido de la memoria	2
2. Conceptos básicos	4
2.1. La Periimplantitis y sus factores de riesgo	4
2.2. Tratamientos para la periimplantitis	5
2.3. Prevención de la periimplantitis	6
3. El material cerámico en implantología dental	7
3.1. Circona	9
3.1.1. Circona estabilizada con Itria	9
3.1.2. Circona estabilizada con Ceria (Ce-TZP)	11
3.2. Circona-Alúmina	13
4. Procesamiento del material compuesto	15
4.1. Materias Primas. Mezclado.	16
4.2. Secado y calcinación	16
4.3. Molienda y tamizado	17
4.4. Conformado	17
4.5. Sinterización	18
4.6. Acabado de la pieza	20

5. Caracterización del material compuesto	21
5.1. Densidad	21
5.2. Microestructura	23
5.3. Resistencia mecánica	24
5.4. Esperanza de vida	27
5.5. Rugosidad	29
5.6. Biocompatibilidad	29
6. El recubrimiento antimicrobiano	30
6.1. Las bacterias	32
6.2. Tratamientos basados en antibióticos	32
6.2.1. Los antibióticos	33
6.3. Recubrimientos antimicrobianos no basados en antibióticos	34
6.3.1. Recubrimientos basados en vidrios bioactivos	35
6.3.2. Otros métodos	37
7. Conclusiones	38

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

En la actualidad los implantes dentales tienen una amplia presencia a la hora de tratar las dolencias y afecciones bucales. Sin embargo, las posibles infecciones originadas por ellos aún son objeto de numerosos estudios. Entre ellas, una de las más importantes, por llegar incluso a producir la pérdida del implante, es la periimplantitis. A pesar de que hay numerosos tratamientos para esta afección, sus resultados no siempre son efectivos, por ello conviene desarrollar métodos de prevención, considerando desde el material empleado en el implante, hasta un posible recubrimiento bactericida sobre el mismo. El análisis y la funcionalidad del implante, así como la conservación de las propiedades del material bajo algunos de estos tratamientos de prevención, son el objeto de este estudio.

1.2. Objetivos

El objetivo de este trabajo es el análisis del proceso de obtención de un material nanocompuesto cerámico, biocompatible, diseñado para ser aplicado en la obtención de implantes dentales. Se considerará un ejemplo concreto de dicho material, constituido por alúmina (Al_2O_3) y zircona tetragonal estabilizada con ceria (Ce-TZP), es decir, policristales de zircona tetragonal estabilizados con óxido de cerio. Asimismo se estudiarán las posibilidades de emplear un recubrimiento bactericida, con el fin de evitar y reducir los efectos de la periimplantitis. Para ello se ha asistido durante varias sesiones al procesamiento de este material, desde su etapa más inicial, en el Centro de Investigación en

Nanomateriales y Nanotecnología (CINN) (CSIC-Universidad de Oviedo-Principado de Asturias).

1.3. Prácticas en el CINN

Para llevar a cabo los diferentes objetivos, además de una labor de revisión bibliográfica sobre el estado del arte de los diferentes materiales empleados en implantología dental, del procesamiento cerámico, así como de la enfermedad periimplantaria y de su tratamiento, se han realizado prácticas tanto en el laboratorio de síntesis de materiales avanzados multifuncionales del CINN, localizados en su sede central (El Entrego), así como en las instalaciones situadas en el polígono industrial de la Florida (Sotrondio). En estas últimas se ha podido comprobar la posibilidad de escalar a nivel industrial el procesamiento seguido, previamente optimizado en el laboratorio. El trabajo práctico desarrollado incluyó la participación en las diferentes etapas del procesamiento del material, además de en la caracterización de algunas de sus propiedades, entre las que se encuentra la evaluación de las propiedades mecánicas y de la microestructura de los materiales sinterizados. Todo ello ha permitido tener una visión general del proceso completo de síntesis y caracterización de este tipo de materiales cerámicos nanocompuestos y de su posible aplicación en implantología dental.

1.4. Contenido de la memoria

Este trabajo se ha estructurado en 7 capítulos. Tras este capítulo introductorio, en el capítulo 2 se presentan los conceptos básicos que han motivado el trabajo y sobre los que este se asienta. El principal concepto definido fue el de la enfermedad periimplantaria (periimplantitis), abordando tanto las causas que lo originan así como los posibles tratamientos existentes. Se hace especial énfasis en el papel que juega el implante dental, objeto de este estudio, en el desarrollo de la enfermedad.

Las propiedades y características de diferentes materiales cerámicos susceptibles de ser empleados en implantología dental se analizan en el capítulo 3. Se muestran las ventajas que estos materiales presentan frente al titanio, material estándar empleado en

implantología. A lo largo del capítulo se hace un análisis de la evolución de la investigación en este campo hasta el punto en el que se encuentra actualmente.

El procedimiento de obtención seguido de este tipo de materiales cerámicos compuestos se detalla en el capítulo 4, donde se describen las diferentes etapas del proceso. así como una descripción detallada del desarrollo de la parte práctica realizada.

La caracterización del material cerámico compuesto se aborda en el capítulo siguiente (capítulo 5), donde se analizan las propiedades que ha de presentar el material para una óptima aplicación. Entre las que se encuentran: la densidad aparente, que ha de ser cuanto más fiel a la obtenida teóricamente; la microestructura, determinante para el resto de propiedades; la resistencia mecánica, fundamental dado que el material estará sometidos a fuertes tensiones constantes; la esperanza de vida, que ha de ser muy alta dado que se busca mantener el implante durante mucho tiempo; la rugosidad, factor clave en la osteointegración y colonización bacteriana; y la biocompatibilidad, fundamental al hablar de biomateriales.

Como punto final, en el capítulo 6 se hace una revisión de las diferentes estrategias existentes para prevenir la periimplantitis, basadas en el desarrollo de recubrimientos antimicrobianos sobre el propio implante. Se pone de manifiesto la imperiosa necesidad de desarrollar terapias preventivas no fundamentadas en antibióticos debido a la alarmante situación actual de generación de resistencia bacteriana.

Finalmente, las principales conclusiones se recapitulan en el capítulo 7 de esta memoria.

Capítulo 2

Conceptos básicos

2.1. La Periimplantitis y sus factores de riesgo

La periimplantitis es una enfermedad muy común que afecta a los implantes dentales, mermando su esperada longevidad. Se trata de un proceso inflamatorio originado por bacterias que afecta a los tejidos blandos y duros que rodean a los implantes llevando a la pérdida progresiva del hueso que los envuelve. La mucositis periimplantaria está inducida por la placa bacteriana y es el primer estadio de la enfermedad periimplantaria, de modo que de no ser corregida conduce a una pérdida de la oseointegración a nivel crestal (zona superior del implante), que progresivamente se extiende hacia el ápice del implante y finalmente provoca la movilidad y pérdida del mismo. A modo de analogía es posible considerar la periimplantitis como una enfermedad similar a la periodontitis sobre los propios implantes. Sin embargo, el avance de la enfermedad aquí considerada es más rápido, debido a la presencia de factores externos como es el propio implante [1].

Para el tratamiento de la periimplantitis es necesario un conocimiento previo de los factores que la provocan. Como se ha mencionado, se trata de una enfermedad de origen bacteriano. Sin embargo, esta acumulación de bacterias, puede verse motivada por diferentes causas, debidas tanto al cuidado personal del portador del implante, como a la propia mecanización o colocación del mismo.

Así, mientras que algunos factores de riesgo dependen únicamente del paciente, como pueden ser una mala higiene oral o el tabaquismo, otros no son tan sencillos de evitar,

como una afección previa sobre el diente natural (periodontitis) o el exceso de tensión debido a la mordida.

Sin embargo, existen otras causas dependientes del propio implante cuyo control es, en cierta medida, más simple. En primer lugar, conviene elegir bien la superficie donde dicho implante vaya a ser colocado, buscando una correcta osteointegración, anulando las posibles cavidades de incrustación de las bacterias [2]. Otro de los puntos a considerar es el material empleado en la fabricación del implante. Por ejemplo, se ha demostrado que los implantes de titanio tienen mayor adherencia y viabilidad bacteriana que los implantes cerámicos. En el caso de los implantes dentales cementados, es necesario considerar el material utilizado para unir la pieza dental al propio implante. Los residuos de este material pueden provocar inflamación (también conocida como cementitis) que se ha relacionado con el desarrollo de periimplantitis.

Por tanto, son múltiples los factores de riesgo que pueden dar lugar a la enfermedad aquí considerada, dependiendo tanto de causas externas como del propio implante. Será entonces imprescindible considerar las diferentes variables a la hora de fabricar el material adecuado, dependientes tanto de las características del mismo como de su reacción con el medio, con el fin de que cumpla favorablemente su cometido.

2.2. Tratamientos para la periimplantitis

En la actualidad, debido a la importancia de la periimplantitis, son numerosos los tratamientos existentes para esta enfermedad. Sin embargo, ninguno de ellos ha conseguido aún una efectividad suficiente.

El tratamiento de dicha enfermedad puede incluir o terapia no quirúrgica, destinada a eliminar los irritantes locales de la superficie del implante o a reducir el efecto de las bacterias ya presentes mediante un tratamiento antibiótico o antiséptico; o bien una terapia quirúrgica, que tiene como objetivo eliminar los depósitos subgingivales, buscando favorecer la regeneración ósea o mejorar las condiciones de la superficie sobre la que se sitúa el implante.

Como último recurso, si todo lo anterior falla, es necesaria la explantación del implante para detener la destrucción de la estructura ósea que lo rodea. Las complicaciones asociadas a las medidas preventivas o correctivas contra la periimplantitis originan gastos elevados además de inconvenientes y dolores para el paciente.

2.3. Prevención de la periimplantitis

Como ha sido mencionado, la periimplantitis es una afección de avance relativamente rápido y que, de no ser diagnosticada a tiempo puede conllevar a una inevitable pérdida del implante. Por ello, resulta conveniente desarrollar técnicas de prevención de la misma que permitan evitar llegar a estos casos extremos.

En la actualidad, ninguno de los implantes presentes en el mercado incorpora un tratamiento para prevenir la periimplantitis, tan solo vienen acompañados de sugerencias y protocolos de prevención y mantenimiento.

Por todo ello, son numerosos los estudios que se están realizando en busca de la prevención más efectiva, y aunque haya distintos métodos posibles, la principal característica de estos es el uso de bactericidas. El uso de estos compuestos conlleva la necesidad de conocer tanto su comportamiento ante las bacterias y células, como su reacción con el material que forma el implante.

Capítulo 3

El material cerámico en implantología dental

El material empleado en la fabricación del implante es uno de los factores clave a la hora de establecer su funcionalidad y evitar problemas asociados. Desde los inicios de la utilización de implantes el material por excelencia empleado ha sido el titanio y sus aleaciones, por sus propiedades mecánicas. Sin embargo, además de los problemas estéticos debido a su tonalidad oscura que contrasta con los colores claros de la estética del diente y los tejidos naturales, el titanio puede presentar también problemas clínicos en virtud de la aparición de reacciones alérgicas y rechazos. Es por ello que se han empezado a utilizar materiales cerámicos en sustitución de este metal, pues poseen una clara ventaja estética más próxima al diente natural y mejor respuesta biológica.

El primer paso que sugiere este cambio es el análisis de las distintas propiedades de los metales como el titanio y los materiales cerámicos, con el fin de contemplar si dicha sustitución sería posible [3]. En primer lugar, conviene considerar las distintas propiedades mecánicas que poseen ambos materiales. Si bien se producen fuertes diferencias en cuanto a la conductividad térmica y eléctrica (muy superior en metales), son múltiples las propiedades que tienen en común metales y cerámicas. Así, ambos poseen un bajo límite elástico y una elevada resistencia. Sin embargo, mientras que los metales son generalmente dúctiles, las cerámicas son frágiles. Esto podría conllevar a desestimar el material cerámico para su uso en implantología dental. Pero los materiales cerámicos también poseen una dureza muy elevada, con lo que a pesar de poder producirse roturas

repentinas y no dúctiles, alcanzar este punto exige un esfuerzo considerable.

No obstante, son numerosos los tipos de metales y de cerámicas que existen, y por tanto no son estas más que características generales. Así, como se puede observar en la Figura 3.0.1 (derecha), se pueden distinguir dos grandes grupos de materiales cerámicos, con diferentes durezas en función de la temperatura. Interviene entonces la estructura del material, pues las cerámicas a considerar en la comparación con el titanio para la aplicación aquí buscada, serán aquellas cerámicas compactas y no porosas, y por ello más fuertes y resistentes. En dicha Figura 3.0.1 se muestran dos gráficas, una para los metales y sus aleaciones (izquierda) y otra para materiales cerámicos (derecha). Ambos diagramas muestran la resistencia a la rotura de los diferentes materiales en función de la temperatura máxima de servicio. Es decir, en el eje de abscisas está representada la temperatura a partir de la cuál se produciría un cambio de estructura del material que variaría por completo las propiedades consideradas. En las dos imágenes se observan fuertes similitudes entre los valores para los metales y los materiales cerámicos.

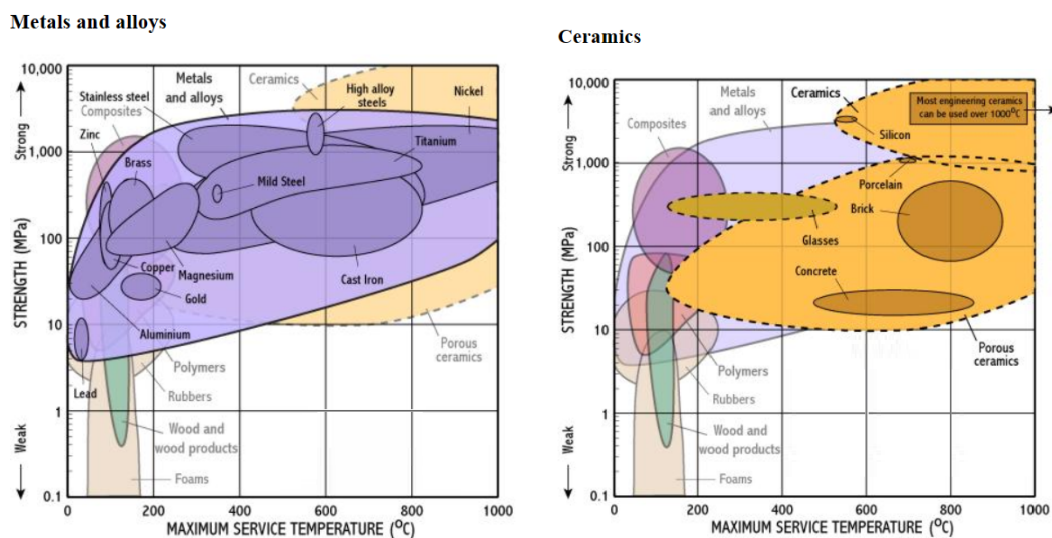


Figura 3.0.1: Resistencia a la rotura en función de la temperatura para materiales metálicos (izq.) y cerámicos (dcha.) [4]

Así pues, son varias las diferencias entre los materiales cerámicos y metálicos. Sin embargo, a pesar de que la dureza es una de las propiedades cuya mejora es más necesaria, resulta conveniente analizar algunos otros parámetros, como puede ser su biocompatibilidad.

Esta es una de las propiedades más importantes a considerar en estos materiales, pues deben procurar una buena oseointegración, así como evitar reacciones adversas del propio entorno bucal ante un objeto desconocido. Sin embargo, tanto los materiales cerámicos como el titanio y sus aleaciones, muestran una buena reacción al ser implantados, favoreciendo la oseointegración. Aún así, la aplicación de titanio puede ocasionar ciertos niveles de toxicidad tras una presencia prolongada, lo cual es un importante inconveniente no presente en los implantes cerámicos.

Por lo tanto, a pesar de que el titanio se ha mostrado como material realmente efectivo en el ámbito de los implantes dentales, los materiales cerámicos presentan características que mejoran considerablemente las de los implantes de titanio [5].

3.1. Circona

Desde el comienzo del uso de las cerámicas en implantología, la circona u óxido de circonio (ZrO_2) ha sido una de las más investigadas y desarrolladas, combinada con diferentes aditivos para alcanzar unas mejores propiedades que las del material en sí mismo [6][7].

Este material presenta tres fases en la naturaleza: fase monoclinica (a temperatura ambiente), fase tetragonal (a partir de los $1700^{\circ}C$) y fase cúbica (a partir de los $2300^{\circ}C$). La adición de otros elementos, generalmente óxidos, permite una estabilización de la fase tetragonal a temperatura ambiente, lo que produce la mejora de la resistencia mecánica, punto clave en la implantología dental [7].

3.1.1. Circona estabilizada con Itria

El desarrollo de materiales cerámicos de circona estabilizada con óxidos de tierras raras (por ejemplo, la ZrO_2 estabilizada con un 3% molar de óxido de itrio, también conocido como itria) ha abierto una ventana para su uso en aplicaciones estructurales ya que este material incrementa sus prestaciones mecánicas, con respecto a otros materiales

cerámicos, debido a la presencia de un mecanismo de reforzamiento por transformación de fase [8]. La estabilización de la fase tetragonal de la ZrO_2 a temperatura ambiente siempre se ha buscado con el objeto de alcanzar las mejores prestaciones mecánicas del material, ya que esta fase puede transformarse a monoclinica por el efecto de la aplicación de una tensión. Esta transformación de fase tetragonal a monoclinica conlleva una expansión volumétrica cercana al 4,5% por lo que puede provocar la generación de tensiones residuales de compresión que ayuden, o bien al cierre de defectos (si la transformación se produce en el frente de una grieta), o bien a la generación de tensiones residuales de compresión superficiales que proveerán un refuerzo al material. Por lo tanto, se produce un aumento de la tenacidad, en el primer caso, y de la resistencia mecánica en el segundo caso. El sistema ZrO_2 - Y_2O_3 al 3% molar ha sido ampliamente estudiado y llega a proporcionar materiales con una resistencia mecánica de 1200 MPa y una tenacidad a la fractura de $5 \text{ MPa}\cdot\sqrt{m}$.

Así, a pesar de que en la actualidad, se está estudiando la combinación de circonita con otros óxidos que presentan alguna mejora en sus propiedades, desde un principio el más empleado, y en consecuencia estudiado, ha sido la itria. El diagrama de fase de la Figura 3.1.1, muestra las temperaturas y concentraciones a partir de las cuales se producirían los cambios de fase deseados.

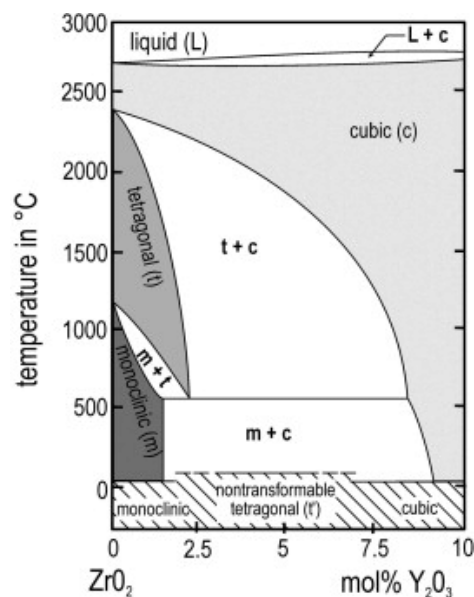


Figura 3.1.1: Diagrama de fases ZrO_2 - Y_2O_3 [9]

Aun así, se presentan varios inconvenientes. Alguno de ellos podría resultar menos importante en términos de salud, como podría ser la opacidad del material. Esta se podría intentar corregir aumentando la concentración de Itria. Pero esto a su vez produciría un aumento en el tamaño de grano del material y, en su defecto, una disminución de las buenas propiedades mecánicas que se habían conseguido.

Sin embargo, el principal inconveniente de este material es su degradación mediante envejecimiento hidrotermal, conocido como “aging”, causado bajo la acción de cargas mecánicas en ambientes húmedos, que posibilita la aparición de defectos y micro fisuras que debilitan aún más el material. En estos ambientes, las moléculas de agua se introducen por las microrroturas superficiales, provocando un proceso de transformación de la fase tetragonal que había sido alcanzada, a la fase cúbica de nuevo. Se reducen así las buenas propiedades mecánicas, pudiendo producirse fracturas con más facilidad bajo unas mismas condiciones.

3.1.2. Circona estabilizada con Ceria (Ce-TZP)

La transformabilidad de la fase tetragonal a fase monoclinica es mayor a medida que se va disminuyendo el contenido en estabilizante, por lo que guarda una relación directa con las propiedades obtenidas ya que, a mayor transformabilidad, mayor tenacidad a la fractura, pero menor valor de resistencia mecánica. Se pone entonces de manifiesto que, en este material, se debe establecer un compromiso en el contenido de estabilizante empleado en función de la propiedad estructural que se quiera maximizar.

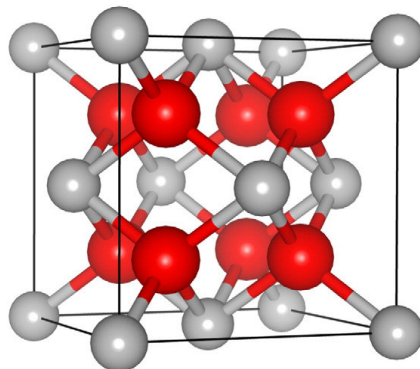


Figura 3.1.2: Estructura cristalina de fluorita [10]

Como ha sido mencionado, para que el mecanismo de transformación de fase tenga lugar, clave para conseguir buenas propiedades, se debe estabilizar la circonita (ZrO_2) con diversos óxidos, como la itria. Otro ejemplo de estos óxidos, menos común aunque cada vez más considerado, es el óxido de cerio o ceria.

Ambos elementos presentan una estructura muy similar por separado, siendo esta en su fase estable la estructura conocida como estructura de fluorita. (Figura 3.1.2).

La combinación de los elementos, puede producir una desviación de estas estructuras, de modo que para bajas concentraciones de circonita, se mantendrá esta estructura cúbica, desviándose hacia fases tetragonales e incluso monoclinicas conforme aumenta la concentración de circonita. Todo ello se puede observar de forma sencilla a partir de su diagrama de fases, Figura 3.1.3.

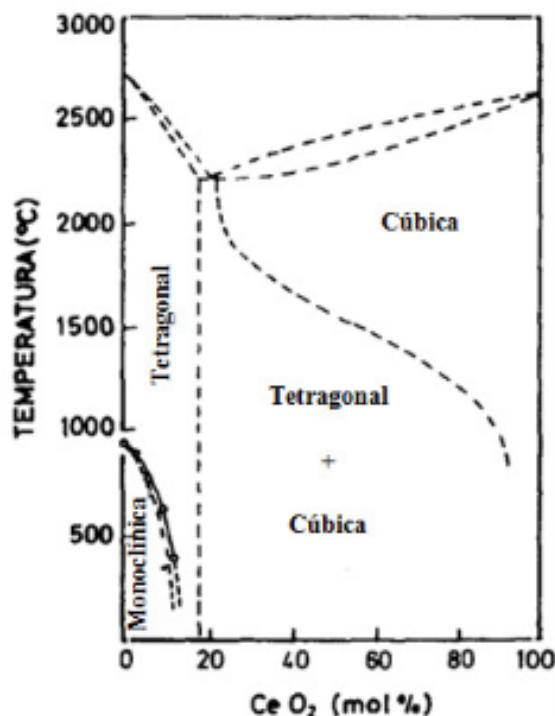


Figura 3.1.3: Diagrama de fases ZrO_2-CeO_2

El diagrama de fases del sistema ZrO_2-CeO_2 propuesto por Guillón et al (Figura 3.1.3) [11] presenta una fase tetragonal estable para contenidos comprendidos entre el 10% molar y el 18% molar. Para contenidos inferiores al 10% molar de CeO_2 , el sis-

tema presenta una mezcla de fase monoclinica y de fase tetragonal y para contenidos superiores al 18 % molar de CeO_2 se obtiene una fase tetragonal y una fase cúbica. El material monolítico de ZrO_2 estabilizado con CeO_2 posee la característica de tener una mayor capacidad de transformación de fase tetragonal a monoclinica que el material de ZrO_2 estabilizada con Y_2O_3 . Es por ello, entre otras causas, que actualmente se este considerando el uso de la ceria como agente estabilizador en lugar de itria.

Contrariamente a lo que sucede con los materiales del sistema 3 % mol Y_2O_3 - ZrO_2 , los materiales estabilizados con un contenido superior al 10 % molar de CeO_2 no presentan envejecimiento hidrotermal por transformación a fase monoclinica tras ser sometidos a fenómenos de degradación (autoclave a 150°C y 500 horas).

Por lo tanto, mediante la adición de ceria se consiguen propiedades incluso mejores que las observadas en implantes de circonita estabilizados con itria.

3.2. Circonita-Alúmina

Los materiales cerámicos compuestos de circonita reforzada con alúmina han presentado una mejora sustancial con respecto a la circonita monolítica. La adición de una segunda fase de alúmina a la circonita, en un determinado porcentaje mejora la resistencia a la flexión, la fatiga, la tenacidad a la fractura y la resistencia al envejecimiento con respecto a la circonita monolítica.

En el caso concreto que se pretende analizar el material empleado está formado a base de circonita-ceria y alúmina.

▪ La Alúmina

La alúmina u óxido de aluminio (Al_2O_3) es uno de los elementos más utilizados como cerámico. Procede de un mineral conocido como bauxita, del que es extraído mediante un proceso, relativamente sencillo, conocido como proceso de Bayer [12].

El óxido de aluminio posee una estructura trigonal, formando octaedros. Es decir, consiste en iones de Al^{3+} rodeados por seis O^{2-} . Como en la mayoría de los ele-

mentos, además de esta estructura, cuenta con otras formas metaestables.

Esta estructura, además de su composición, es la que confiere al elemento algunas de sus propiedades más importantes. Así, presenta una muy alta temperatura de fusión (mayor energía para la separación de sus componentes) y, en consecuencia, una gran estabilidad química, por lo que muchas de sus propiedades se conservan al combinarse con otros elementos a alta temperatura. Entre sus principales características destacan aquellas buscadas para implantes dentales, la dureza y resistencia al desgaste, así como la resistencia a la corrosión debida a la dura capa de óxido que la conforma [13].

Destaca también su pureza. Es posible obtener alúminas de alta pureza ($> 99.995\%$) independientemente del proceso de obtención y de las condiciones en las que se realice. Todas estas propiedades pueden ser modificadas e incluso mejoradas en combinación con otros elementos.

De este modo, se concluye que el material empleado en las prácticas realizadas (alúmina y circonita estabilizada con ceria) puede presentar propiedades óptimas de cara a su utilización en implantes. En trabajos previos del equipo de investigadores del CINN, se ha obtenido dicho compuesto con una tenacidad de $10 \text{ MPa m}^{1/2}$, significativamente superior a la de los materiales basados en Y-TZP. Sin embargo, la resistencia mecánica de este material es de 600 MPa , por lo que es necesario seguir investigando en este material para adecuarlo a aquellas situaciones en las que se requiera una carga muy elevada. Con este objetivo se está investigando la posibilidad de incorporar óxidos de niobio (Nb) y tántalo (Ta), con el objeto de modificar el tamaño de grano durante la sinterización y por lo tanto la microestructura final. Una evolución de la microestructura con menores fronteras de grano entre materiales de distinta composición aumentaría significativamente su resistencia mecánica, ya que estas fronteras son las causantes, junto con los defectos estructurales, de la reducción de las propiedades mecánicas.

Capítulo 4

Procesamiento del material compuesto

Una de las mayores ventajas de los materiales cerámicos es que al formarse por combinación de diferentes elementos, las propiedades mecánicas buscadas son considerablemente más controlables, teniendo en cuenta las proporciones de los diferentes elementos empleados así como las condiciones en las que son conformados o posteriormente tratados. Por ello, el proceso de obtención del material es fundamental a la hora de considerar dichas propiedades, influyendo sobre los resultados cualquier posible perturbación que se produzca durante dicho proceso. Aunque hay diferentes posibilidades para la obtención de estos materiales, en el caso considerado los materiales compuestos de ZrO_2 y Al_2O_3 se obtuvieron mediante una ruta de procesamiento coloidal por compactación y sinterización convencional en una atmósfera oxidante. A continuación se detallan las etapas seguidas:

1. Materias primas. Mezclado
2. Secado de la suspensión obtenida
3. Calcinación
4. Molienda y tamizado del polvo seco
5. Conformado del polvo molido y tamizado
6. Sinterización del polvo conformado

4.1. Materias Primas. Mezclado.

La preparación de las materias primas cerámicas es la fase inicial del procesamiento. Esta fase se considera la más importante ya que determina las características básicas del producto y tiene implicaciones en todas las etapas posteriores. La contaminación y falta de control durante el procesamiento del polvo pueden acarrear una serie de problemas durante las etapas siguientes del proceso resultando esto normalmente en la obtención de productos que no reúnen las características deseadas.

En esta fase se reunirán los elementos considerados en el capítulo anterior. Así, se partirá de zircona estabilizada con ceria (10 %) comercial, realizando el mezclado de una suspensión acuosa de polvo de este material con una sal de aluminio (nitrato de aluminio). Para ello es necesario trabajar en un pH básico (pH 9) con el objetivo de que se forme el hidróxido de aluminio $[\text{Al}(\text{OH})_3]$. También se ha evaluado el uso de semillas de alúmina, con el fin de facilitar la nucleación de la alúmina durante el proceso. Asimismo, como ha sido mencionado, resulta conveniente añadir otros óxidos, para lo que en este caso se emplea como precursor de niobio, óxido de niobio.

4.2. Secado y calcinación

El secado se realiza con el fin de eliminar el disolvente empleado en la fase anterior. Para ello en el caso estudiado se ha utilizado agua destilada, empleando una estufa para llevar a cabo el proceso.

En las prácticas también se ha podido ver como se realiza un secado por atomización de una barbotina cerámica de un material nanocompuesto de zircona estabilizada con ceria y nanopartículas de alúmina. Para ello se empleó un atomizador Niro. Este tipo de secado es ampliamente utilizado en la industria, siendo este proceso un claro ejemplo del posible escalado del procedimiento de obtención del material cerámico nanocompuesto. Con este tipo de secado se consiguen partículas de forma esférica con diferente distribución de tamaño de partícula.

Tras la etapa de secado la muestra se calcina para transformar el hidróxido de aluminio en alúmina. La calcinación se realizó en un horno en atmósfera de aire.

4.3. Molienda y tamizado

Mediante la molienda se puede conseguir la producción de un polvo muy activo, es decir, que reaccionará rápidamente con determinadas sustancias, facilitando la densificación en pasos posteriores. En algunos casos esto se consigue porque se produce una superficie muy activa y en otros casos por que se alcanza un incremento grande en la energía de deformación de la partícula.

Durante estas prácticas, el polvo dopado obtenido se tamizó por debajo de $65\ \mu\text{m}$. Para ello se molturó en un molino planetario usando una vasija de circona con bolas de 10 y 20 mm de ZrO_2 .

De este modo se habrán obtenido no solo partículas de un tamaño por debajo del límite impuesto si no que, debido al proceso de molienda empleado, estas serán de diferentes tamaños. Esto permitirá un mejor comportamiento en la siguiente etapa del procesamiento.

4.4. Conformado

El polvo cerámico con la distribución granulométrica y forma adecuadas, así como propiamente consolidado, está listo para ser conformado. La pieza compactada previo a la sinterización se conoce como pieza en “verde”. La resistencia del producto en verde debe ser la suficiente para poder manejar el producto y, en su caso, realizar alguna operación de acabado en verde, es decir, sin trabajar en el estado final de solidificación y sinterización del producto.

La diferente distribución de tamaños de las partículas que forma el material, permitirán una mejor adaptación entre ellas. De modo que los posibles huecos producidos durante la compactación pueden ser rellenados con las partículas más pequeñas, produciéndose así una menor porosidad.

En estas prácticas se optó por el prensado como método de conformado del material cerámico compuesto. El prensado es la compactación y conformado simultáneos de un polvo cerámico o material granular (premezclado con los ligantes y lubricantes adecuados y preconsolidado de tal modo que tenga una fluidez elevada) y se lleva a cabo confinando el material en un molde rígido o flexible y aplicando una presión elevada para lograr la compactación. El grado de compactación se maximiza y la fracción de espacio vacío se minimiza. Maximizar las propiedades mecánicas implica reducir la porosidad al mínimo, pues los poros son pequeños defectos que pueden actuar como concentradores de tensión e iniciadores del fallo prematuro del material. No se produce deformación plástica de las partículas durante la compactación.

En el caso considerado se obtuvieron discos de 25 mm de diámetro por prensado en seco biaxial y posterior prensado isostático.

4.5. Sinterización

La sinterización consiste en la consolidación de un cuerpo de polvo cerámico previamente compactado (cuerpo en verde) a través de mecanismos de difusión de masa provocados por el calentamiento de la pieza a temperaturas elevadas, pero por debajo de la temperatura de fusión de los materiales.

Este proceso se basa en la reducción del área de la superficie de las partículas, provocando un aumento de energía superficial y la unión química entre las diferentes partículas, dando lugar así a una mayor homogenización del material.

Dado que el tiempo de sinterizado y la temperatura aplicada son determinantes en propiedades como la ductilidad o la resistencia, el control de estos parámetros constituye un paso fundamental durante el proceso de sinterizado.

El tratamiento térmico principal consiste en el calentamiento según el programa preestablecido de las piezas en verde, seguido de un enfriamiento de acuerdo a otro programa

igualmente bien definido. Estos ciclos térmicos deben tener en cuenta no sólo las modificaciones permanentes que se quieren producir en el material para tener un producto de características deseadas, sino también las transformaciones que tienen lugar durante el calentamiento, fundamentalmente las dilataciones y contracciones que sufren las piezas al calentarse y enfriarse. Si éstas no se producen en forma gradual y controlada, provocarán su deformación o la aparición de tensiones internas que actúan como causa de disminución de su resistencia mecánica, llevando a la aparición de fisuras y anticipando su rotura en servicio.

Para cada material y para cada tipo de pieza debe determinarse la curva de sinterizado más adecuada. Para ello será también necesario considerar el diagrama de fases de los materiales involucrados (Figura 4.5.1). De modo que se buscará un rango en el que la fase tetragonal deseada por sus propiedades pueda ser mantenida.

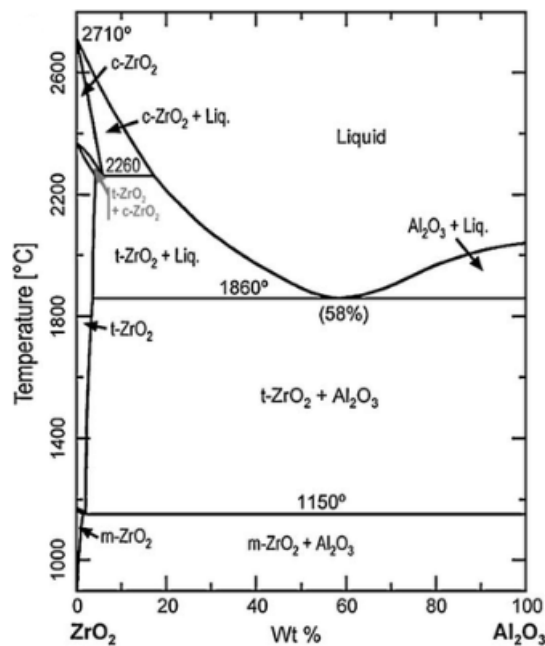


Figura 4.5.1: Diagrama de Fases ZrO₂-Al₂O₃ [14]

Otro aspecto a tener en cuenta respecto a la temperatura es el intervalo de sinterizado, es decir, el intervalo de temperatura entre el inicio del sinterizado y el inicio de la deformación, producido por el ablandamiento del material. Lo ideal es que este intervalo sea lo más amplio posible, para poder fijar, dentro del mismo, la temperatura óptima de tratamiento en base al resto de parámetros.

4.6. Acabado de la pieza

En función de la utilidad que vaya a presentar la pieza, conviene hacer varias rectificaciones a fin de mejorar sus propiedades superficiales y su funcionalidad.

En el caso considerado, en el que el destino de la pieza es el análisis de sus propiedades, este proceso es sencillo. En primer lugar será necesario obtener las dimensiones necesarias para que las piezas puedan ser colocadas en los diferentes elementos de análisis. Para la adecuación de las dimensiones, dado que estas se han considerado en el moldeo y compactado, tan solo será necesaria una cierta rectificación. Por ello se puede reducir la sección mediante desgaste. Para ello habrá que considerar que, con el fin de conservar la isotropía de la superficie, habrá que llevar a cabo el desgaste de la superficie en direcciones contrarias.

Posteriormente, en el caso de querer emplear el microscopio electrónico, será necesario pulir una de las caras hasta obtener un acabado de tipo espejo. Esto se lleva a cabo mediante el proceso de pulido. Este proceso consistirá en el pulido de la pieza con materiales suficientemente duros, comenzando desde aquellos con partículas más gruesas hasta los formados por partículas más finas. En función del análisis que se quiera realizar con el microscopio es posible aplicar también diferentes ataques químicos o térmicos sobre la pieza.

Capítulo 5

Caracterización del material compuesto

5.1. Densidad

Una de las primeras características a considerar es la densidad del material resultante. Así pues, es posible calcular la densidad teórica que el material debería tener, para lo que basta con considerar las proporciones de los diferentes elementos que se han combinado y sus densidades como elementos puros. Se obtiene así una densidad final teórica, que ha de ser comparada con la real del material resultante. Para obtener las mejores propiedades del material es necesario una densidad del 100 % o al menos una muy cercana a esta.

Se define la densidad de un sólido como la relación que existe entre la masa y el volumen que éste ocupa. Dado que la masa es una variable que se puede medir con precisión, la corrección en la determinación de la densidad está asociada con la incertidumbre en medir adecuadamente el volumen de la muestra. En muestras particuladas es necesario tener en cuenta la existencia de poros, fisuras, tipo de empaquetamiento, etc., que modificarán el volumen a medir. La densidad de un material puede determinarse de distintas formas dependiendo del grado de porosidad existente en el mismo. Si se considera un sólido poroso, su densidad real se define como la masa del sólido por unidad de volumen libre de poros y huecos interparticulares. Mientras que la densidad aparente incluye los poros, pero no los huecos entre partículas.

Para determinar la densidad aparente en las muestras sinterizadas se ha recurrido a la norma ASTM C 373-88, que se basa en el Principio de Arquímedes, enunciado como: *”Todo cuerpo sumergido en un fluido experimenta una fuerza igual y de sentido contrario al peso del fluido desalojado”* [15]

El proceso experimental para aplicar este principio es sencillo:

1. En primer lugar, se determina en una balanza analítica con una precisión de $\pm 0,0001$ la masa (M_1) del material cuya densidad se quiere conocer (ρ_l).
2. A continuación, se acopla en la balanza un accesorio para la determinación de la densidad. Se podrá así determinar la masa del material sumergido (M_2) en un líquido, en este caso agua destilada, con densidad conocida a la temperatura del ensayo (ρ_2).
3. Aplicando el principio de Arquímedes podemos conocer la densidad aparente de la muestra según la ecuación:

$$\rho_l = \frac{m_1}{m_1 - m_2} \rho_2$$

Para conocer la densificación que se consigue tras el sinterizado, es importante expresar este valor como un porcentaje respecto a una densidad de referencia ($\rho_{referencia}$) que en este caso viene dada por la densidad teórica del material. Así podemos definir la densidad relativa o porcentual ($\rho\%$) con la siguiente ecuación:

$$\rho\% = \frac{\rho_{aparente}}{\rho_{referencia}} \times 100$$

En base a lo visto, el material obtenido mediante el proceso explicado en el capítulo anterior muestra un valor de densidad apropiado.

5.2. Microestructura

Mediante la técnica de microscopía electrónica de barrido de emisión de campo (Fe-SEM), se observa la microestructura de los materiales sinterizados.

En este trabajo, las muestras han recibido un ataque térmico para poder revelar los granos y llevar a cabo su estudio. El ataque consiste en someter a las muestras a una temperatura 100 °C por debajo de la temperatura a la que fueron sinterizados. Es importante que la muestra haya sido pulida previamente para que la superficie sea lo más plana posible. Las micrografías obtenidas permiten determinar el tamaño de grano de las muestras, la forma de los granos e identificar fases en la superficie de la muestra en algunos casos. A modo de ejemplo, en la Figura 5.2.1 se muestran alguna de las micrografías obtenidas. Los granos de mayor tamaño se corresponden con la circona, mientras que los de menor tamaño, más oscuros, son de alúmina.

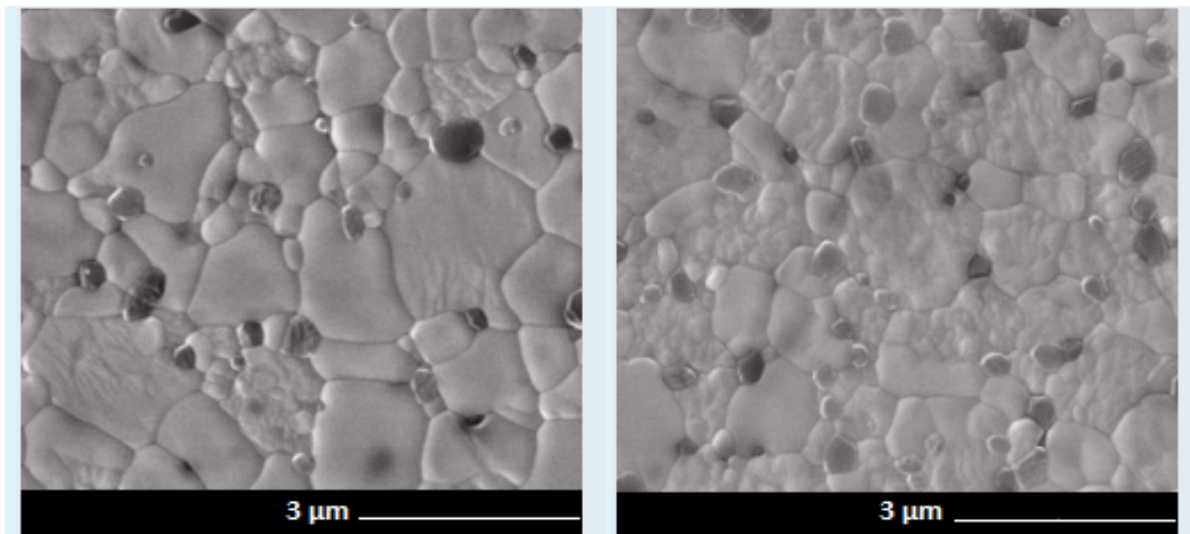


Figura 5.2.1: Micrografías Fe-SEM del material cerámico compuesto

5.3. Resistencia mecánica

En el ámbito de los implantes dentales, una de las principales características a considerar es su resistencia mecánica, pues estos serán sometidos a un constante estrés. De hecho, existen estudios que han medido estas tensiones sobre los dientes, comprobando que estas depende del ángulo de incidencia sobre el implante, y que se llegan a alcanzar valores máximos de 163 MPa [16]. De modo que resulta necesario que el material soporte un intenso estrés de modo continuado, es decir para una cantidad de ciclos considerablemente alta.

Son varios los ensayos que se pueden realizar para comprobar la resistencia mecánica. Los aceptados para materiales con finalidades como las aquí consideradas son el ensayo de flexión en tres puntos, flexión en cuatro puntos y el ensayo de flexión biaxial. Es decir, tres ensayos en los cuales las únicas variaciones son la geometría y la cantidad de apoyos que se aplicarán a la muestra.

En el marco de estas prácticas se han realizado ensayos de flexión biaxial en tres puntos atendiendo a las directrices marcadas por la norma UNE-EN-ISO 6872 “Odontología-Materiales Cerámica”. Los ensayos se han realizado sobre probetas previamente mecanizadas.

Para la realización de todos estos ensayos es necesaria la utilización de una Máquina Universal de ensayos mecánicos. Estas máquinas generalmente permiten la adaptación para la realización de diferentes ensayos así como la colocación de diversas plataforma para variantes de los mismos. Asimismo, pueden aplicar diferentes valores de fuerza, requiriéndose en el caso del material odontológico, dominar el intervalo entre 10 y 1000 (± 0.1) Newtons.

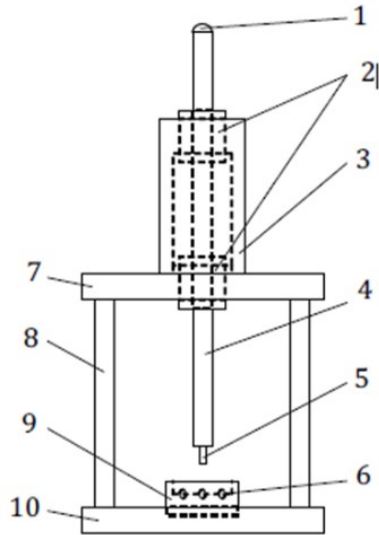


Figura 5.3.1: Esquema del montaje para flexión biaxial

Los ensayos mecánicos de resistencia a la flexión biaxial se realizaron a temperatura ambiente en aire en una Máquina de Ensayos Universales Instron (esquema en Figura 5.3.1) de acuerdo a la norma UNE-EN-ISO 6872. Las muestras, con un espesor aproximado de 1.2 ± 0.2 mm se situaron de manera concéntrica sobre tres bolas de acero de diámetro 3.2 ± 2 mm (6 en el esquema), situadas a 120° en una circunferencia de 11 ± 1 mm de diámetro. Las probetas se cargaron con un estilete plano (5) de 1.2 ± 0.2 mm de diámetro a una velocidad de aplicación de carga constante de 1 mm/min hasta la fractura.

El proceso a seguir para la realización del ensayo es el siguiente:

1. Medir el diámetro de la pieza cuya resistencia se desee conocer, realizando varias medidas y tomando sus medias con el fin de evitar posibles errores en el moldeo de la pieza.
2. Realizar el mismo proceso pero esta vez midiendo el espesor de la pieza. En ocasiones, para evitar errores debidos a la mecanización de la muestra, conviene medir este espesor en el centro de la misma antes y después de la fractura, pues así se tomará el espesor acorde a la zona de rotura, algo influyente posteriormente en el cálculo de los parámetros.
3. Colocar un pequeña lámina de un material blando (por ejemplo, como es indicado en la norma, de polietileno) de unos 0.05 mm de espesor sobre el soporte inferior

y centrar sobre este la pieza, colocar una nueva lámina sobre la parte superior de la pieza. La presencia de estas láminas, permite evitar defectos en la medida debidos a la rugosidad de las superficies. Así pues, se evita que, en caso de que se diera la existencia de microgrietas o rugosidades, los puntos de apoyo no se queden enganchados en las mismas. Además, facilitan la distribución uniforme de las presiones de contacto.

4. Proceder a hacer la medida. El punto de apoyo superior irá ejerciendo cada vez más presión sobre la pieza hasta el momento de su rotura. Mediante el software adecuado se podrá obtener las presiones aplicadas y el momento de la rotura. A partir de estos datos se podrá calcular su resistencia mecánica.

Es conveniente realizar este tipo de ensayos sobre varias piezas del mismo material con el fin de realizar una media de los resultados obtenidos y, de esta forma, evitar errores experimentales.

El resultado de este tipo de ensayos ofrece una gráfica Presión-Deformación por flexión (en porcentaje), a partir de la cual es posible obtener el punto en el que la pieza se rompe, y por tanto calcular así su resistencia mecánica. Multiplicando por el área de la pieza los dos parámetros presentes en el gráfico obtenido, se obtiene una representación de la Fuerza en función de la deformación de la pieza. A partir de esta figura se puede observar cual es la fuerza necesaria a aplicar para que dicha muestra se rompa.

El cálculo de la resistencia mecánica del material se realiza a partir de la siguiente fórmula:

$$\sigma = -0.2387 \frac{P}{b^2} \left[(1 + \nu) \ln \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2 + \frac{(1 - \nu)}{2} \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2 - (1 + \nu) \left[1 + \ln \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2 \right] - (1 - \nu) \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2 \right] \quad (5.1)$$

Donde: σ es la resistencia a la flexión (en megapascales), P es la carga a la que se produce la fractura (en newtons), b es el espesor de la muestra en el origen de la fractura (en milímetros), ν es el coeficiente de Poisson, para la circona se asume el valor de 0.3, r_1 es el radio del círculo de soporte (en milímetros), r_2 es el radio de la punta del pistón (en milímetros) y r_3 es el radio de la muestra (en milímetros).

5.4. Esperanza de vida

Otra de las características más relevantes a la hora de considerar las propiedades del material es su esperanza de vida. Así, en función de las condiciones en las que dicho material vaya a ser empleado, pueden producirse diferentes cambios o defectos en su microestructura que provoquen una pérdida de las características buscadas. Por ello, se llevan a cabo estudios del envejecimiento o "aging".

Estos estudios pueden ser tanto teóricos, aplicando diferentes fórmulas en base a las características iniciales del producto, como prácticos, sometiendo al material a condiciones extremas o aumentadas que simularían el efecto de las mismas a lo largo del paso del tiempo [17].

En el caso del material de alúmina-circona, a pesar de que el envejecimiento de la alúmina también es influyente, es realmente necesario considerar los cambios en la circona debido al paso del tiempo, pues estos afectan en mayor medida [18]. Así, tras el proceso de obtención del material, se consigue una estructura tetragonal para la circona metaestable a temperatura ambiente. Esta estructura es la que mejores propiedades de resistencia y dureza confiere al material, sin embargo, es fácilmente transformable con el paso del tiempo y en ambientes húmedos (como es el caso de un implante dental). Es por ello que para conservar esta estructura tetragonal se añaden agentes estabilizantes a la circona, como pueden ser los óxidos Y_2O_3 , CaO , MgO y CeO_2 .

La ceria es un elemento que absorbe la humedad, es por ello que ayuda a la estabilización de la circona en su fase tetragonal, pues es el agua la que produce el paso a una fase monoclinica en la superficie de la circona, mediante la producción de microrroturas y el aumento de la rugosidad. Este elemento además de estas propiedades superiores a los otros óxidos en cuanto a su envejecimiento en ambientes húmedos, presenta unos altos valores de resistencia y dureza, lo que lo convierte en el óxido ideal para ser combinado con la circona.

El proceso de cambio a fase monoclinica (fase estable a temperatura ambiente para la circonita) comienza por la nucleación de pequeños granos aislados en dicha fase, que posteriormente crecen y se propagan juntándose a granos vecinos y provocando dichas microfisuras debidas a las tensiones producidas. En este caso, la ceria funcionará como barrera, impidiendo la propagación de dichos granos y microfisuras.

La transformabilidad de la fase tetragonal a fase monoclinica es mayor a medida que se va disminuyendo el contenido en estabilizante, por lo que guarda una relación directa con las propiedades obtenidas ya que, a mayor transformabilidad, mayor tenacidad a la fractura, pero menor valor de resistencia mecánica. Se pone entonces de manifiesto que, en este material, se debe establecer un compromiso en el contenido de estabilizante empleado en función de la propiedad estructural que queramos maximizar.

Sin embargo, estos agentes estabilizadores solo retrasan la aparición de la fase monoclinica, no la eliminan por completo. Por ello sigue siendo necesario estudiar la influencia del paso del tiempo sobre el material. Para ello se evalúa el envejecimiento hidrotermal del material sometándolo a fenómenos de degradación en un autoclave. Mediante este equipo, es posible acelerar el envejecimiento del material variando las condiciones en las que se encuentra. Para ello se varía la temperatura (lo cual produce una transformación más rápida) y las condiciones de humedad (realmente influyentes debido a la finalidad del material). Tras un tiempo determinado será posible establecer una equivalencia entre el tiempo real en estas condiciones adaptadas y el tiempo en condiciones reales. Finalmente, observando el porcentaje de fase monoclinica y fase tetragonal en el material tras haber sido envejecido, será posible determinar su esperanza de vida. Pues, dado que la fase monoclinica aparece por nucleación y crecimiento de los granos, se da parcialmente, y será a partir de un determinado porcentaje de esta fase cuando el material pueda ser considerado defectuoso debido a su fragilidad por la presencia de las microfisuras a pesar de los agentes estabilizantes.

5.5. Rugosidad

La rugosidad es un parámetro influyente, tanto en la osteointegración del implante como en la colonización bacteriana. Al aumentar la rugosidad, aumenta el área superficial con lo que se favorece la adhesión, colonización y proliferación de las células osteogénicas pero también de bacterias. Por otro lado, en una superficie rugosa, las bacterias se protegen mejor de los mecanismos naturales de defensa de autolimpieza.

Esto produce un dilema, y es que se ha visto que unas rugosidades relativamente altas (en torno a $2 \mu\text{m}$) promueven la creación de proteínas que cumplen múltiples funciones y crean una interfaz entre el hueso y el implante, facilitando la osteointegración.

Pero estos valores de rugosidad, facilitan a su vez la interacción de las bacterias con los tejidos [1]. En diferentes estudios se ha visto que deja de haber una relación entre la presencia de bacterias y la rugosidad de la superficie para rugosidades medias menores de $0.2 \mu\text{m}$. Por todo ello, es necesario buscar una combinación de ambas rugosidades, permitiendo una mejor adhesión, pero con pequeña rugosidad en la parte exterior de la superficie para evitar dicha colonización bacteriana.

5.6. Biocompatibilidad

Los materiales destinados a una aplicación biológica deben ser analizados de forma exhaustiva en cuanto a su biocompatibilidad. Esto es, la posibilidad de causar efectos negativos una vez este material sea implantado. Esta característica está estrechamente relacionada con la bioactividad del material, es decir su reacción en los diferentes medios biológicos [19].

A pesar de que esta característica será la base fundamental del capítulo posterior referido a las sustancias empleadas como bactericidas en la prevención de la periimplantitis, conviene considerar la propia biocompatibilidad del material analizado. Así pues, cabe destacar la biocompatibilidad de este material nanocompuesto cerámico, que no solo facilita la osteointegración, si no que además evita múltiples problemas de toxicidad como lo que podrían generar los implantes basados en metales como el titanio.

Capítulo 6

El recubrimiento antimicrobiano

Tal y como ha sido mencionado, son numerosos los parámetros que influyen en la colonización de bacterias en el entorno del implante dental, produciendo la posterior enfermedad periimplantaria que puede conducir a su pérdida. A la hora de abordar esta problemática es fundamental no solo el tratamiento de la enfermedad (estrategias terapéuticas), si no la consideración de un método de prevención (estrategias preventivas) aplicado sobre el propio implante, que permita combatir precozmente la formación de placas dentales, disminuyendo el riesgo y evitando de esta forma la progresión de la enfermedad.

Los métodos más eficaces para prevenir la colonización y la adhesión bacteriana mediante recubrimientos implantarios se basan en la incorporación de iones con propiedades antibacterianas (cobre, plata, zinc) y/o la incorporación de antibióticos u otros agentes antibacterianos:

- Recubrimientos con agentes antibióticos
- Recubrimientos con agentes antimicrobianos orgánicos no antibióticos
- Recubrimientos con agentes antimicrobianos inorgánicos
- Recubrimientos resistentes a la adhesión
- Biofuncionalización con polímeros bioactivos antibacterianos

En atención al modo en que se libera el agente antibacteriano, los recubrimientos se clasifican en activos o pasivos. Los recubrimientos pasivos no liberan agentes bactericidas

a los tejidos circundantes. Por el contrario, ellos sólo inhiben la adhesión bacteriana y/o matan a la bacteria que entra en contacto directo con el recubrimiento. El mecanismo típico consiste en modificar las propiedades físicoquímicas de la superficie tales como la capacidad hidrofílica y la estructura cristalina. Estos recubrimientos son preferidos en tanto en cuanto sus propiedades antibacterianas son suficientes para prevenir la formación de biofilm, y pueden situarse en el interior del organismo durante un periodo de tiempo relativamente largo sin que existan efectos locales o sistémicos derivados de su actividad bactericida mantenida. Por el contrario los recubrimientos activos liberan agentes bactericidas preincorporados tales como antibióticos, antisépticos, plata y NO. La ventaja más interesante es su evidente efecto bactericida. Sin embargo, la seguridad biológica de estos recubrimientos es motivo de preocupación, y además estos dispositivos sólo liberan el agente biocida durante un periodo determinado de tiempo después de su implantación. Esto es especialmente cierto en los recubrimientos que liberan antibióticos, antisépticos y NO, y de hecho la liberación del bactericida sólo puede mantenerse en concentraciones eficaces durante varios días.

Los métodos de recubrimiento de implantes son muy variados. Sin embargo, aún no se ha encontrado un método de prevención que pueda ser considerado como plenamente eficaz. Por ello, la investigación de este tipo de tratamientos es aún un ámbito en constante desarrollo.

6.1. Las bacterias

El ecosistema oral se caracteriza por contener un número de bacterias y diversidad de especies (más de 700) distribuidas en proporciones variables en los distintos tejidos. Sólo en el área subgingival se han identificado más de 400 especies de bacterias, lo que da un índice de la complejidad microbiana en esta localización. Las diferentes zonas de la cavidad oral poseen una población microbiana característica, que varía en función del estado de salud o de enfermedad [1].

La periimplantitis, al tratarse de una infección provocada por la intrusión de bacterias entre la superficie del implante y los tejidos orales, puede originarse por diferentes agentes patógenos. El desarrollo de la placa subgingival origina un desequilibrio del ecosistema en los tejidos que rodean al diente o al implante. Durante la maduración de dicha placa las interacciones y sucesiones bacterianas que se originan son muy complejas, y los diversos microorganismos conviven estableciendo sinergismo entre ellos. Por tanto, las alteraciones patológicas asociadas al desarrollo de placas dentales son de naturaleza infecciosa, polimicrobiana (con bacterias Gram-positivas y Gram-negativas), y mixta (con participación de bacterias aerobias y especialmente anaerobias). Debido a la complejidad de estas infecciones, la identificación de las bacterias responsables en cada situación clínica es muy difícil, y supone un reto en el diagnóstico de las enfermedades periodontales y periimplantarias. Algunas de las bacterias más presentes en estas circunstancias son, principalmente: *Prevotella Intermedia*, *Tannerella forsythia*, *Porphyromonas gingivalis*, *Eikenella corrodens* *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*. Aunque son las tres primeras las que suelen estar más presentes en la iniciación de la enfermedad y, por tanto, aquellas en las que fundamentalmente se centran muchos de los estudios científicos publicados.

6.2. Tratamientos basados en antibióticos

El tratamiento de la periimplantitis, como ya ha sido mencionado, se basa en procesos quirúrgicos que, según el estado de la enfermedad, pueden ser o no invasivos. Sin embargo, una idea relativamente reciente, impulsa a combinar estos tratamientos con sustancias antisépticas y antimicrobianas para mejorar sus efectos. La terapia antiinfecciosa

incluye las técnicas de desbridamiento de las lesiones, la descontaminación del implante y el empleo de una correcta antibioticoterapia sistémica y/o en su defecto antisépticos locales. La irrigación subgingival del espacio periimplantario con agentes antisépticos es un tratamiento utilizado por muchos clínicos.

Estos procesos llevan a su vez a pensar en la utilización de estas sustancias no solo como tratamiento si no también como método de prevención. Sin embargo, la gran variedad existente tanto de antibióticos como de bacterias que puedan causar la enfermedad, hace que aún no existan resultados concluyentes en este ámbito.

6.2.1. Los antibióticos

En base a las bacterias que intervienen en la aparición de la periimplantitis, se han considerado diferentes antibióticos en los múltiples estudios realizados en la actualidad. Entre ellos predominan: *la minociclina, la azitromicina, la tetraciclina, la amoxicilina, la doxiciclina y el metronidazol.*

La combinación de estos antimicrobianos sistémicos, como por ejemplo del metronidazol con amoxicilina, acompañados de un correcto desbridamiento mecánico, conlleva a la resolución de las lesiones periimplantarias, la recesión de los tejidos circundantes y la modificación en la base del defecto óseo. Los nitroimidazoles como el metronidazol son antibióticos que presentan una excelente actividad frente a bacilos gram negativos anaerobios pero con escasa o nula actividad frente a los cocos anaerobios, bacterias aerobias y facultativas de la cavidad bucal. Es por ello que deban administrarse en combinación con otros antibióticos en aquellas infecciones mixtas de la cavidad bucal.

A pesar de la utilidad de estas aplicaciones locales, surge un gran inconveniente, y es que generalmente su eficacia es limitada a un corto periodo de tiempo. Por ello es necesario considerar elementos controladores que permitan una aplicación constante del antibiótico. Aún así, esto produce un nuevo e importante inconveniente, y es que la aplicación reiterada de estas sustancias puede dar lugar a una mejor resistencia por parte de las bacterias.

Surge de este modo el principal problema de la terapia antibiótica, la resistencia bacteriana a los antibióticos. Así, por ejemplo, la penicilina y amoxicilina, que son fármacos que poseen importante actividad frente a patógenos aerobios facultativos y anaerobios, se consideran por este motivo antibióticos de elección en el tratamiento de las infecciones mixtas de la cavidad bucal. Sin embargo, estos antibióticos se suelen combinar con amoxicilina/ácido clavulámico debido al incremento en la prevalencia de microorganismos productores de enzimas capaces de hidrolizar las penicilinas (microorganismos productores de betalactamasas).

Todo esto dará lugar no solo a dificultades en el tratamiento, si no a posibles infecciones generales. La aparición de estas resistencias promueve la investigación sobre sustancias no antibióticas que no produzcan este efecto adverso.

6.3. Recubrimientos antimicrobianos no basados en antibióticos

La mayoría de los trabajos publicados en este ámbito se ha realizado sobre implantes de titanio al ser este material referente del mercado.

Se han estudiado diferentes estrategias para la modificación superficial de los implantes como por ejemplo la irradiación de luz ultravioleta sobre el implante, que produce una mayor hidrofilia en la capa de óxido de titanio evitando la adhesión bacteriana sin afectar al proceso de osteointegración.

Sin embargo, el empleo de este tipo de radiación durante un periodo prolongado de tiempo puede producir complicaciones biológicas, lo que lleva al rechazo o al menos la aplicación reducida de este tipo de técnicas. Mostrando de nuevo la eficacia de la técnica acompañada de importantes desventajas.

Incorporación de Plata

La resistencia bacteriana también ha promovido la utilización de sustancias inorgánicas, que aún no han sido asociadas a generación de resistencias. Además poseen mejores

propiedades respecto a sustancias antibióticas, como son una mayor estabilidad química, su resistencia térmica o la acción prolongada sin necesidad de aplicar varias dosis.

La plata es uno de los metales más estudiados como elemento antibacteriano. Este elemento se caracteriza por poseer una fuerte capacidad de inhibición de las plagas antimicrobianas. De este modo, aunque los principales estudios se han realizados sobre implantes de titanio, es posible también incorporar la plata en implantes producidos con otros materiales, produciéndose así efectos favorables.

Son diferentes los métodos de aplicación de este elemento al implante. Entre ellos la pulverización catódica, la inmersión en plasma o la deposición por vapor. Otra de las ventajas de la utilización de la plata es que no son necesarias grandes cantidades de la misma para que se produzca el efecto deseado. Así, recubrimientos de un porcentaje en peso de 2.5 ± 0.5 % reducen la adhesión de las bacterias sin producir efectos adversos. El principal problema que ha mostrado este tipo de recubrimientos es una leve inflamación reversible en el entorno gingival. Sin embargo, esto no es un problema prioritario, considerando que la combinación de la plata con otros elementos como el calcio, la silicona, el fósforo o el sodio ha mostrado no solo una menor adhesión de las bacterias a la superficie, sino además una mejora en la osteointegración [20].

Además, de forma previa a la utilización de estos materiales, se ha analizado su reacción frente a la saliva, al tener estos como fin su exposición constante a estos medios. Se ha descubierto así una escasa degradación del material en este entorno, mostrando así la biocompatibilidad del material [21].

En la actualidad también se está llevando a cabo el desarrollo de materiales nanoestructurados que contienen nanopartículas del metal, para reducir la carga total del metal y mejorar la biocompatibilidad [22].

6.3.1. Recubrimientos basados en vidrios bioactivos

La búsqueda del recubrimiento bactericida ideal, no se basa únicamente en el hallazgo de un material que impida la adhesión bacteriana, si no que conviene que sea capaz de favorecer la osteointegración. Es por ello que, a pesar de que aún se hallan en proceso de

investigación, uno de los materiales que más éxito están presentando como recubrimientos en implantes son los basados en biovidrios o fosfatos cálcicos como la hidroxiapatita.

Múltiples ensayos realizados en el Centro de Investigación de Nanotecnología y Nanomateriales han demostrado que ciertos vidrios aplicados sobre materiales cerámicos, permiten la inhibición de formación de biofilm bacteriano en la superficie de los implantes. Así, al situar el recubrimiento vítreo la partículas del mismo interfieren con la membrana del microorganismo provocando su muerte [23].

Estas propiedades de inhibición tanto de la adhesión como de la proliferación de bacterias, combinadas con la biocompatibilidad de estos materiales hacen de ellos unos claros candidatos como método de prevención de la periimplantitis. Sin embargo, existe otra cualidad que hace de los vidrios un material aún más interesante como recubrimiento dental, su capacidad de osteointegración. Es más, se ha visto que determinados vidrios puede contribuir en la osteogénesis, formación de nuevo hueso; la osteoinducción, diferenciación y estimulación del crecimiento de las células; y la osteoconducción, crecimiento de capilares y tejidos de unión del implante [24].

De este modo, el empleo de vidrios bioactivos, no solo reducirá la influencia de las bacterias, si no que además podrá favorecer la regeneración de tejido óseo. Es por ello que resulta un material excelente para aplicar en los recubrimientos de implantes como prevención de futuras infecciones [25][26]. En la Figura 6.3.1 se puede ver un ejemplo de la clara eficacia contra las bacterias de este tipo recubrimientos, distinguiéndose una zona donde ha sido aplicado el recubrimiento de una en la que no.



Figura 6.3.1: Acción del recubrimiento con vidrio biocida[27]

6.3.2. Otros métodos

Otras sustancias no-antibióticas como la clorhexdrina han mostrado también efectos positivos en su aplicación como recubrimiento para vencer diferentes agentes patógenos causantes de la enfermedad.

Asimismo alteraciones de la propia superficie, resultan también útiles para disminuir la adhesión de las bacterias, aunque ninguno de estos métodos son tan eficaces como los anteriormente mencionados.

Capítulo 7

Conclusiones

En la actualidad, los problemas asociados a los implantes dentales conforman una importante área de estudio, debido a su proliferación motivada por el uso cada vez más común de los mismos.

A pesar de que los estudios sobre esta materia son muchos y variados, aún no se ha encontrado un método plenamente efectivo para evitar la aparición de enfermedades como la periimplantitis. Sin embargo, la búsqueda de nuevos materiales, como los cerámicos, ha permitido la sustitución de otros como el titanio, produciendo una clara mejora de las propiedades del implante.

Estas propiedades son adquiridas por el material durante el procesamiento del mismo. Es por ello que este proceso debe ser meticulosamente estudiado, con el fin de obtener las mejores características posibles.

A pesar de que son muchos los nanomateriales que están siendo estudiados, uno de los que mejores resultados ha mostrado ha sido el formado por alúmina y circonita estabilizada con ceria. La características de este material han resultado ser óptimas, manteniendo además una larga esperanza de vida.

La realización de las prácticas en el CINN han permitido obtener una visión mucho más clara de todo este proceso de obtención del material y, lo que es más, del análisis de las propiedades del mismo con el fin de ajustarlas a los requisitos que exigen los implan-

tes. Se ha podido así, comprender el largo trabajo que conlleva la búsqueda del material óptimo para su adecuación como implante dental.

Por otra parte, resulta también interesante considerar métodos de prevención exentos de la utilización de sustancias antibióticas que pueden crear resistencia, por ello se investigan recubrimientos del implante que impidan la adhesión y proliferación de las bacterias.

En conclusión, el estudio y la investigación de un implante óptimo sigue siendo un campo con múltiples posibilidades de desarrollo. No obstante, los avances han sido exponenciales en cuanto a la mejora del material y a la búsqueda de mejores tratamientos de prevención, consiguiendo resultados considerablemente eficaces.

Bibliografía

- [1] P. Solano Mendoza, A. Ortiz-Vigón y A. Bascones Martínez. “Concepto actual de la patogénesis de la periimplantitis y el papel que ocupan las bacterias”. es. En: *Avances en Periodoncia e Implantología Oral* 29 (abr. de 2017), págs. 31-42. ISSN: 1699-6585. URL: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1699-65852017000100004&nrm=iso.
- [2] van den Beucken JJJP. de Avila ED van Oirschot BA. *Biomaterial-based possibilities for managing peri-implantitis*. 2020. DOI: 10.1111/jre.12707.
- [3] Dr. Yuriy May. *Dental implants - metal free implants: Natural Dentistry CT. Best Biological Holistic Dentist USA*. Jun. de 2023. URL: <https://naturaldentistrycenter.com/zirconiaimplants/implants/>.
- [4] *Strength - max. service temperature*. URL: http://www-materials.eng.cam.ac.uk/mpsite/interactive_charts/strength-temp/basic.html.
- [5] Francisco Martínez Rus et al. “Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección”. es. En: *RCOE* 12 (dic. de 2007), págs. 253-263. ISSN: 1138-123X. URL: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2007000300003&nrm=iso.
- [6] *Circona: ¿El material idóneo?*. *Odontología33*. URL: <https://www.odontologia33.com/clinica/conservadora/349/circona-el-material-idoneo.html>.
- [7] Jesús Marcelo et al. “Ciencia y evolución del dióxido de zirconio, de la prioridad mecánica a la necesidad estética”. es. En: *Revista Estomatológica Herediana* 30 (jul. de 2020), págs. 224-236. ISSN: 1019-4355. URL: http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1019-43552020000300224&nrm=iso.

- [8] Qiu-Lan Li et al. “The influence of yttria content on the microstructure, phase stability and mechanical properties of dental zirconia”. En: *Ceramics International* 48.4 (2022), págs. 5361-5368. ISSN: 0272-8842. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2021.11.079>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0272884221034866>.
- [9] Mohsin Raza. “Oxygen vacancy stabilized zirconia (OVSZ); synthesis and properties”. Tesis doct. Mar. de 2017. DOI: 10.13140/RG.2.2.30274.58566.
- [10] Abdelaziz Cadi-Essadek, Alberto Roldan y Nora Leeuw. “Density functional theory study of the interaction of H₂O, CO₂ and Co with the ZrO₂ (111), Ni/ZrO₂ (111), YSZ (111) and Ni/YSZ (111) surfaces”. En: *Surface Science* 653 (jun. de 2016). DOI: 10.1016/j.susc.2016.06.008.
- [11] J. Millet M. Guillon y S. Palous. *Electrochim. Acta* 13. 1968.
- [12] G. Schierano et al. *An alumina toughened zirconia composite for dental implant application: In vivo animal results*. Abril de 2015. URL: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/157360/>.
- [13] A.H. De Aza et al. “Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses”. En: *Biomaterials* 23.3 (2002), págs. 937-945. ISSN: 0142-9612. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00206-X](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00206-X). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S014296120100206X>.
- [14] Fariba Tarasi et al. “Amorphous and Crystalline Phase Formation During Suspension Plasma Spraying of Alumina-YSZ Composite Coatings”. En: *Journal of The European Ceramic Society - J EUR CERAM SOC* 31 (dic. de 2011), págs. 2903-2913. DOI: 10.1016/j.jeurceramsoc.2011.06.008.
- [15] Libretexts. *10.3: Archimedes' principle*. Nov. de 2020. URL: [https://phys.libretexts.org/Bookshelves/University_Physics/Book%5C%3A_Physics_\(Boundless\)/10%5C%3A_Fluids/10.3%5C%3A_Archimedes_Principle](https://phys.libretexts.org/Bookshelves/University_Physics/Book%5C%3A_Physics_(Boundless)/10%5C%3A_Fluids/10.3%5C%3A_Archimedes_Principle).
- [16] Laljit Singh Brar y Vinay S Dua. “The magnitude and distribution pattern of stress on implant, teeth, and periodontium under different angulations of implant placement for en masse retraction: A finite element analysis”. En: *Journal of Indian*

- Orthodontic Society* 51.1 (2017), págs. 3-8. DOI: 10.4103/0301-5742.199246. eprint: <https://doi.org/10.4103/0301-5742.199246>. URL: <https://doi.org/10.4103/0301-5742.199246>.
- [17] Laurent Gremillard et al. “Modeling the aging kinetics of zirconia ceramics”. En: *Journal of the European Ceramic Society* 24.13 (2004), págs. 3483-3489. ISSN: 0955-2219. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2003.11.025>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0955221903008987>.
- [18] A.C.O. Lopes et al. “Nanomechanical and microstructural characterization of a zirconia-toughened alumina composite after aging”. En: *Ceramics International* 45.7, Part A (2019), págs. 8840-8846. ISSN: 0272-8842. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2019.01.211>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0272884219302305>.
- [19] Blanche D Grube. Anita Vazquez Tibau. *Biocompatibility in Dentistry: A Mini Review*. Jun. de 2021. DOI: 10.31031/MRD.2021.06.000643.
- [20] Rokaya D;Srimaneepong V;Wisitrasameewon W;Humagain M;Thunyakitpisal P; *Peri-implantitis update: Risk indicators, diagnosis, and treatment*. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32882741/>.
- [21] H.J Mueller y R.W Hirthe. “Electrochemical characterization and immersion corrosion of a consolidated silver dental biomaterial”. En: *Biomaterials* 22.19 (2001), págs. 2635-2646. ISSN: 0142-9612. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00004-7](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00004-7). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961201000047>.
- [22] López-Píriz R;Solá-Linares E;Granizo JJ;Díaz-Güemes I;Enciso S;Bartolomé JF;Cabal B;Esteban-Tejeda L;Torrecillas R;Moya JS; *Radiologic evaluation of bone loss at implants with biocide coated titanium abutments: A study in the dog*. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23285206/>.
- [23] J. S. Moya et al. *Glass Powders with a High Content of Calcium Oxide: A Step Towards a “Green” Universal Biocide*. 2011. DOI: 10.1002/adem.201080133.
- [24] “Evaluación in vivo en modelo animal de la capacidad de bionanocompositos a base de nanopartículas de vidrio bioactivo para estimular la regeneración de tejido óseo.” En: (2017). URL: <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/146855>.

- [25] Ramón Torrecillas. *Tenemos dos patentes que podrían llegar a ser la solución más avanzada en la lucha contra la periimplantitis*. 2016.
- [26] Roquelina del Rosario Pianeta Alviz. “Nuevos recubrimientos biocidas en implantología. Evaluación, mediante un biofilm formado por 6 tipos de bacterias subgingivales.” En: (2014).
- [27] *Enfermedades periodontales Y periimplantarias*. Oct. de 2019. URL: <https://cinn.es/enfermedades-periodontales-y-periimplantarias/>.
- [28] E. Benavente-Martínez, Francisco Devesa Albeza y V. Amigó. “Caracterización mecánica de aleaciones Ti-Nb mediante ensayos de flexión biaxial”. En: *Revista de Metalurgia* 46 (dic. de 2011), págs. 19-25. DOI: 10.3989/revmetalmadrid.02.1XIIPMS.
- [29] P. Andrew Norowski Jr. y Joel D. Bumgardner. “Biomaterial and antibiotic strategies for peri-implantitis: A review”. En: *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 88B.2 (2009), págs. 530-543. DOI: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31152>. eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/jbm.b.31152>. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jbm.b.31152>.