

gía excepcional. Puede que Virgo sea un impresionante cúmulo de galaxias, pero no tiene nada de especial en lo referente a agujeros negros supermasivos.

También por otras razones podría Virgo ser un generador inesperadamente débil de radiación de energía altísima. Pavlidou afirma que la densa aglomeración de galaxias podría suprimir diversas fuentes concebibles. Por ejemplo, las interacciones entre galaxias quizás eliminan el gas, dificultan la formación de estrellas y reducen el número de estrellas que estallan. Los campos magnéti-

cos de Virgo podrían también atrapar las partículas que intenten escapar del cúmulo.

Se espera corroborar la ausencia de rayos cósmicos de energía excepcional procedentes de Virgo con los observatorios del hemisferio norte, que tienen una mejor vista del cúmulo. La Batería de Telescopios comenzó a funcionar en enero, en el oeste de Utah, y existen planes de construir un Auger Norte en Colorado. Sin embargo, el eslabón más débil del conocimiento astronómico no es tanto la detección de los rayos cósmicos

cuanto la investigación telescópica ordinaria de las posibles fuentes.

George Musser

LOS OBJETOS MAS VELOCES

Los rayos cósmicos de energía excepcional son los objetos materiales más rápidos que se conocen. Si la luz tarda 300 millones de años en llegar hasta nosotros desde una galaxia lejana, estas partículas tardan 300 millones de años más un microsegundo.

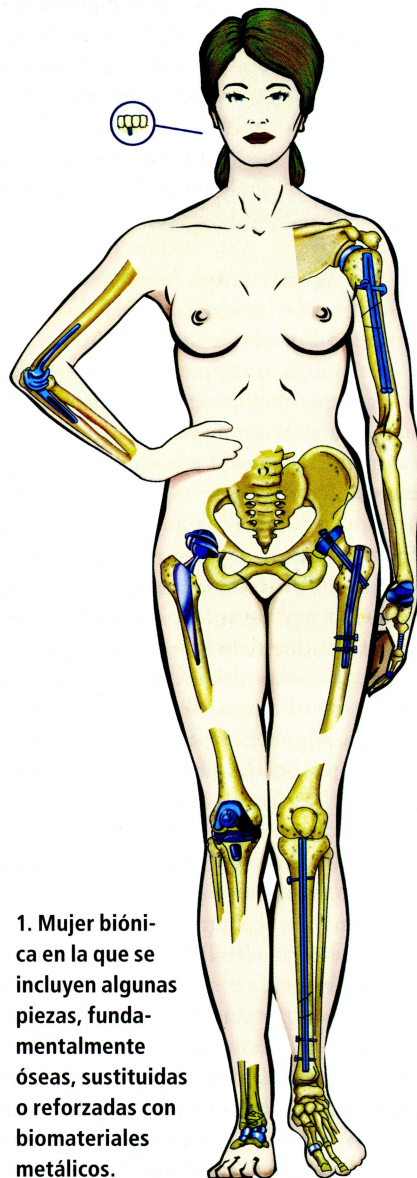
Aleaciones de titanio

Superficies modificadas para obtener propiedades elásticas que aumenten su biocompatibilidad

Fines estéticos y necesidades terapéuticas han impulsado el desarrollo de materiales sintéticos, y naturales tratados, susceptibles de reemplazar, o incluso aumentar, la función de tejidos y órganos humanos. No es una ficción. Pronto podríamos contar con algo así como un catálogo de piezas de repuesto para suplir aquellos elementos de nuestro cuerpo que no desempeñen bien su tarea o cuyas características no nos satisfagan.

Es lo que se ha llegado a llamar la "revolución biónica". Algunos lo ven como un no conformarse con la suerte o la genética, incluso una búsqueda de la perfección entendida según unos cánones dados. Pero esta revolución conlleva también un recuperar la suerte perdida o la genética malograda. Por ejemplo, cabría superar situaciones físicas, y sus consecuencias psíquicas, asociadas a la pérdida de alguna facultad por causas accidentales o enfermedades degenerativas.

En razón de la aplicación que vayan a tener, los materiales para fabricar cada pieza pueden ser elegidos por su resistencia y propiedades mecánicas, por su biocompatibilidad o por sus propiedades de reabsorción orgánica. Podemos encontrar *cerámicas bioinertes* (óxido de circonio, óxido de aluminio) en las cabezas de prótesis, *cerámicas bioactivas y biodegradables* (hidroxiapatito, fosfato tricálcico) en recubrimientos, *polímeros* artificiales y materiales poliméricos de origen natural (quitina, celulosa, colágeno)



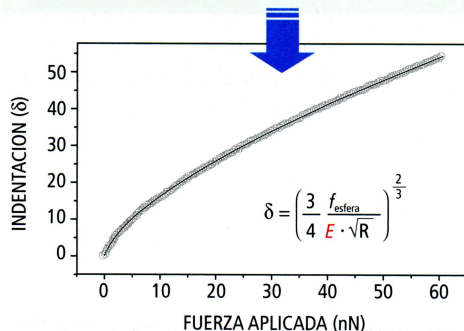
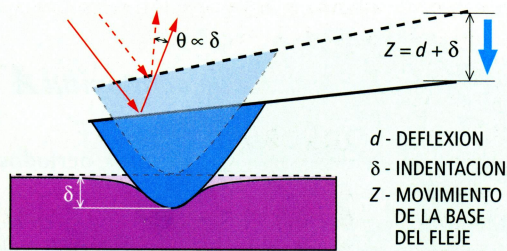
1. Mujer biónica en la que se incluyen algunas piezas, fundamentalmente óseas, sustituidas o reforzadas con biomateriales metálicos.

en suturas, tubos, implantes estéticos, válvulas cardíacas, piel artificial, etcétera, mientras que en sustituciones óseas se emplean determinados *metales y aleaciones* debido a sus buenas prestaciones mecánicas de resistencia y su baja reactividad química frente a los fluidos orgánicos.

En nuestra "mujer biónica" (véase la figura 1) se ven ejemplos de piezas sustituidas o reforzadas con biomateriales metálicos que pueden soportar mucha carga y realizar grandes esfuerzos mecánicos o complicados movimientos, a veces incluso varios movimientos combinados.

Encontramos desde las piezas dentales más refinadas —clavos y tornillos de acero inoxidable para reparar cualquier hueso roto o placas de titanio para reparar fracturas difíciles y daños causados por accidentes en el cráneo o en dedos— hasta la prótesis de cadera —la más común de las articulaciones artificiales que incluyen un rodamiento, u otras más complicadas para restaurar tobillos o dedos completos—, pasando por codos y rodillas artificiales que permiten giro y flexión.

Sin embargo, el uso de metales en contacto con tejidos corporales siempre conlleva el peligro de la corrosión y, con ello, en muchas ocasiones, el rechazo clínico. Para solventar este problema, se tiende hoy a modificar el material metálico de suerte que haya en su superficie, la región de contacto con el medio biológico, algún tipo de recubrimiento



2. Obtención del módulo de Young (E) mediante microscopía de fuerzas de barrido: el valor de la deformación elástica (δ) sufrido por el material ante la presión de la punta del microscopio de fuerzas de barrido: es la diferencia entre el movimiento rígido (Z) de la base del fleje y la deflexión (d) del mismo.

biocompatible y protector, bioinerte o bioactivo.

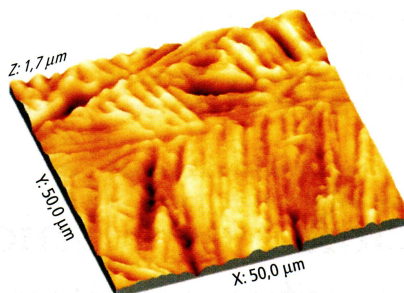
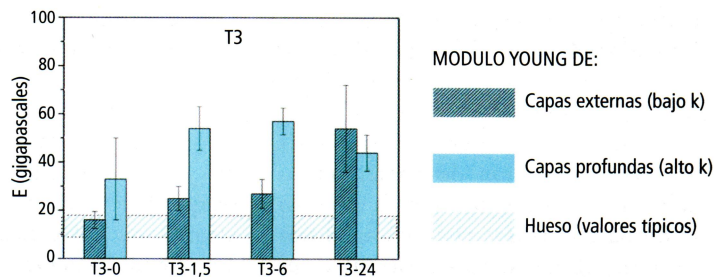
Un satisfactorio comportamiento ante la corrosión hace que el titanio y sus aleaciones de aluminio y vanadio (en concreto, Ti-6Al-4V) se vengán usando en implantes médicos. Estos metales desarrollan una capa protectora de sólo unos nanómetros de espesor con estar expuestos a una atmósfera rica en oxígeno, lo que les proporciona una buena biocompatibilidad en entornos biológicos agresivos. Sin embargo, en implantes óseos para articulaciones, el desgaste y la corrosión dan lugar a una liberación de iones de vanadio que pueden ser perjudiciales para el organismo, debido a la toxicidad de este elemento. Por esta razón, cada vez es mayor el interés por desarrollar aleaciones de Ti alternativas que estén exentas de V.

Dentro de esta vía alternativa, hemos centrado nuestro interés en diferentes aleaciones de Ti con niobio, aluminio y zirconio (Ti-7Nb-6Al, Ti-13Nb-13Zr y Ti-15Zr-4Nb) cuyo comportamiento, ante la corrosión y el desgaste, se había mejorado aumentando el espesor de la capa inerte mediante un tratamiento de oxidación térmica en aire a 750 °C. En este caso nos proponemos evaluar una característica mecánica específica de los materiales en cuestión, el módulo de Young superficial, o relación entre la

fuerza aplicada por unidad de área y la deformación, para comprobar la adecuación de su uso en implantes óseos.

En la figura 2 mostramos un esquema del método empleado, basado en el microscopio de fuerzas de barrido (Scanning Force Microscope, SFM). Una punta afilada sujeta a un fleje, cuya posición se controla con extrema precisión, recorre la superficie de un material y permite no sólo obtener su relieve, sino también determinar su módulo de Young (E). Si la muestra es completamente dura, la punta no penetra y todo el movimiento (Z) del fleje repercute en una deflexión (d) del mismo. Por el contrario, si la superficie se deforma elásticamente bajo la presión de la punta, la desviación (θ) de un haz reflejado en el fleje permitirá establecer cuál ha sido la penetración de la punta, esto es, calcular la deformación o indentación (δ) y con ello, aplicando la teoría de la elasticidad, estimar E. Utilizando flejes con diferentes durezas (k), la punta puede penetrar más o menos en el material y se obtiene así E en función de la profundidad.

En la figura 3 se presentan datos obtenidos con flejes de dos constantes (bajo k y alto k) para la aleación Ti-15Zr-4Nb sometida a diferentes tiempos de tratamiento térmico. La comparación con valores típicos del módulo de Young del



3. Módulo de Young (arriba) para una aleación Ti-15Zr-4Nb tras diferentes tiempos (0, 1,5, 6 y 24 horas) de oxidación y diferentes durezas (k) de la sonda. Se compara con valores típicos para el hueso. Abajo: morfología de la capa de óxido superficial desarrollada tras seis horas de tratamiento.

hueso indica que las capas más superficiales de los óxidos, las que estarán en contacto, proporcionan las características adecuadas para que la aleación metálica pueda suplirlo en implantes biomédicos. Por otra parte, la morfología de la capa protectora, obtenida por un método fácil y económico, la oxidación en aire, presenta un incremento de la rugosidad superficial del material, con el consiguiente aumento de la adhesión de las células del tejido al implante.

Carmen Munuera y Carmen Ocal
Instituto de Ciencia de Materiales
de Barcelona (CSIC)

T. R. Matzelle y N. Kruse
Departamento de Física Química
de Materiales,
Universidad Libre de Bruselas

M. F. López
Instituto de Ciencia de Materiales
de Madrid (CSIC)

A. Gutiérrez
Departamento de Física Aplicada,
Universidad Autónoma de Madrid

J. A. Jiménez
Centro Nacional de Investigaciones
Metalúrgicas (CSIC)