

C. APARICIO**
 F. J. GIL**
 A. PADRÓS*
 C. PERAIRE***
 J. A. PLANELL**

* Clínica Padrós. Barcelona.

** Departamento de Ciencias de
 Materiales e Ingeniería Metalúrgica.
 E.T.S. Ingenieros Industriales de
 Barcelona.
 Universidad Politécnica de Cataluña.
 Diagonal 647.
 08028 Barcelona.

*** C.I.D.A.S.A.L.
 Centro de Investigación y Desarrollo
 Aplicado S.A.L.
 Santa Perpètua de la Mogoda.
 Barcelona.

Influencia de la naturaleza de las partículas de proyección en el proceso de *shot peening* en la mejora de la osteointegración de implantes dentales

Influence of the nature of the projection particles used in the shot peening process on dental-implant osteointegration

Resumen

El presente trabajo se ha centrado en valorar el efecto que tiene sobre las características superficiales, tratar la superficie de discos de Ti C.P., mediante un *shot peening* con distintos tipos de partículas de proyección: Al_2O_3 , TiO_2 y SiC. También se ha determinado la influencia que tiene pasivar los discos tratados con SiC, con HCl o con HF/ HNO_3 ; sobre todo desde el punto de vista de la limpieza superficial después del tratamiento, ya que se pretende aprovechar la reacción química que se produce entre el SiC y el HF, con la formación de SiF_4 . Para todo ello se han efectuado ensayos de la rugosidad superficial de los discos después del *shot peening*; tanto cuantitativos como cualitativos. Asimismo se ha determinado la capacidad de la partícula de soportar el *shot peening* sin perder su característica más importante dentro del proceso: su tamaño inicial. Finalmente, se ha propuesto un proceso de fabricación de partículas de TiO_2 por sinterización. La fabricación en el laboratorio ha sido necesaria debido a la imposibilidad de encontrar en el mercado las partículas de esta naturaleza.

Palabras clave: Osteointegración. Implantes. *Shot peening*.

Summary

An evaluation was made of the effect on surface properties on superficial treatment of Ti C.P. by *shot peening* using different types of projection particles: Al_2O_3 , TiO_2 , and SiC. The influence of deactivating SiC₃ treated disks with HCl or HF/ HNO_3 also was examined in relation to surface cleaning after treatment, based on taking advantage of the chemical reaction between SiC and HF to form SiF_4 . Quantitative and qualitative tests were made of the surface roughness of disks after *shot peening*. Likewise, particle capacity to withstand *shot peening* without losing their most important property, initial size, also was evaluated. Finally, a process of fabricating TiO_2 particles by sinterization was proposed. Laboratory fabrication was necessary because particles of this type are not available commercially.

Key words: Osteointegration. Implants. *Shot peening*.

Correspondencia:

F. J. GIL. Departamento de Ciencias de Materiales e Ingeniería Metalúrgica. E.T.S. Ingenieros Industriales de Barcelona. Universidad Politécnica de Cataluña. Diagonal 647. Tel.: (93) 401 67 08. Fax: (93) 401 67 06. 08028 Barcelona.

Introducción

Una de las variables que se sabe que influye de forma determinante en el buen comportamiento del implante dental de titanio comercialmente puro (Ti C.P.), tanto a corto como a largo plazo, es su rugosidad superficial. En este sentido, se han realizado estudios *in vivo* que demuestran que una cierta rugosidad superficial mejora la fijación del implante al hueso¹⁻³. Por otra parte, estudios *in vitro* han puesto de manifiesto que la diferenciación y proliferación osteoblástica, así como la producción de matriz ósea, también resultan influenciadas positivamente por el aumento de la rugosidad de la superficie^{4,6}.

Un procedimiento ya estudiado y utilizado para incrementar la rugosidad en la superficie de los implantes dentales es el *shot peening* o *blasting*. Este procedimiento que consiste en proyectar partículas de elevada dureza a gran velocidad y presión sobre la superficie del implante es adecuado porque además de dar rugosidad superficial, limpia la superficie de contaminantes; debido al aumento de la tensión compresiva en las primeras capas del sustrato, aumenta la vida a fatiga del implante; y ennoblece la superficie y, por lo tanto, aumenta su resistencia a la corrosión⁷.

Una de las variables más importantes del *shot peening* es la naturaleza de las partículas utilizadas para ser proyectadas contra la superficie del metal a tratar. En primer lugar, esta importancia viene determinada por el hecho de que después del tratamiento superficial, limpieza, pasivado y esterilización del implante, siempre quedan restos de partículas procedentes del *shot peening* que, con posterioridad a la implantación, pueden desprenderse y pasar a los tejidos circundantes. En este sentido, Gross y Strunz⁸ concluyeron que la cesión de partículas de Al_2O_3 , uno de los tipos más utilizados como partículas de proyección, podía entorpecer la mineralización normal del hueso. Para evitarlo se puede, por ejemplo, proyectar partículas de la misma composición química que la superficie del implante, es decir, TiO_2 . También se pueden buscar otras naturalezas que influyan menos negativamente o que presenten la posibilidad de eliminarse de la superficie del implante con más facilidad.

Por otro lado, la naturaleza de la partícula es también relevante por la capacidad que cada una tiene para realizar el trabajo mecánico, sobre la superficie del implante, necesario para conseguir la rugosidad deseada.

Por estos dos motivos, se hace necesario investigar la influencia que el tipo de partícula de proyección va a tener sobre las características de los implantes dentales de Titanio C.P.

Materiales y métodos

Preparación de los discos

Para la realización de los diferentes estudios se prepararon discos de 6 mm de diámetro y un espesor de

4 mm, fabricados de Ti C.P. Se les ha realizado un tratamiento superficial de *shot peening*, con una presión de chorro de 0,25 MPa, durante 5 s.

Se han preparado distintos grupos de discos en función del tipo de partícula de proyección: Al_2O_3 , TiO_2 y SiC; y en el caso del SiC también se han diferenciado discos con tratamiento de pasivado realizado con solución de HCl o con solución de HF/ HNO_3 . Los discos chorreados con óxido de aluminio y los tratados con óxido de titanio se han pasivado con HCl. En todos los casos se han utilizado partículas de gran tamaño. Después del pasivado, los discos se han esterilizado mediante óxido de etileno.

Sinterización de óxido de titanio

En este trabajo se ha fabricado partículas de TiO_2 con el fin de que los residuos que se puedan quedar en la superficie del implante sean lo más inertes y lo más parecidos al material sustrato.

Un total de 1.800 g de polvo de TiO_2 (fase rutilo) químicamente puro, se han sinterizado en un horno mufla, con la siguiente pauta:

1. Se llenan 9 crisoles de alúmina con 200 g de polvo de TiO_2 cada uno.
2. Se comprime el polvo dentro del crisol con la ayuda de una maza.
3. Dos a dos, los crisoles se introducen en el horno a 600°C.
4. Se sube la temperatura hasta 1.000°C, y se mantiene durante 13 h.
5. Transcurrido dicho tiempo, se extraen los crisoles y se dejan enfriar al aire desde los 1.000°C.

De cada crisol se ha obtenido un bloque sinterizado de óxido de titanio. Para obtener las partículas definitivas, cada bloque se ha disgregado hasta tamaños reducidos de aproximadamente 30 g; y estos se han triturado con maza y mortero.

El producto triturado se ha cribado con tamices normalizados hasta conseguir partículas del tamaño deseado.

Tamaño de partícula

El ensayo de determinación de tamaño de partícula se ha realizado para una muestra de cada uno de los tipos de partícula (Al_2O_3 , TiO_2 y SiC); antes (SIN USAR) y después (USADO) del tratamiento de *shot peening*.

La determinación del tamaño de partícula se ha llevado a cabo por el método de difracción de rayos láser con un analizador «Microtrac SRA-150® (Leeds & Northrup, Reino Unido)».

Las condiciones más importantes del ensayo han sido:

- Intensidad del rayo láser: 1,007 eV;
- Tiempo de ensayo: 30 s, y
- Número de ensayos por muestra: 3.

El resultado obtenido del analizador para cada muestra es la media de los tres ensayos.

Rugosidad

Los ensayos de rugosidad superficial sobre los discos tratados se han realizado con un rugosímetro para medidas bidimensionales, con palpador de diamante de forma cónica (90°) con 5 µm de diámetro en la punta, de una resolución mínima de 0,1 µm, «Surftest SV-500® (Mitutoyo, Japón)». Los valores numéricos de los diferentes parámetros de rugosidad superficial, se calcularon con el software «Surfpack v3.00® (Mitutoyo, Japón)».

Se han analizado 5 discos de cada uno de los tipos implantados, realizándose 3 lecturas de rugosidad para cada uno. Para cada una de las lecturas, se ha tomado una longitud de muestra de 0,8 mm, analizándose 3 muestras, es decir, la longitud total de ensayo para cada lectura ha sido de 2,4 mm (0,8 mm x 3). Además se ha ensayado con un «pre-travel» de 0,4 mm para estabilizar la posición del disco antes de iniciar la lectura.

Se ha utilizado un filtro Gaussiano con longitud de corte igual a la longitud de muestra, 0,8 mm. Así, partiendo del perfil que detecta el rugosímetro, se filtran las longitudes de onda superiores a la de corte, obteniendo como resultado el perfil de rugosidad R, a partir del cual se calculan los parámetros.

Los parámetros obtenidos en cada lectura han sido:

- Ra (Media aritmética de las desviaciones del perfil): es la media aritmética del valor absoluto de las distancias desde la línea media al perfil R dentro de la longitud de muestra. Esta línea media es una línea de referencia para el cálculo de los distintos parámetros, que se determina por el método de los mínimos cuadrados respecto al perfil R en cada longitud de muestra. Ra se calcula en micrómetros y es el parámetro más general y comúnmente utilizado para describir la rugosidad.
- Rq (Media de la raíz cuadrada de las desviaciones del perfil): es el valor medio de la raíz cuadrada de las desviaciones del perfil respecto a la línea media, dentro de la longitud de muestra. Este parámetro es más sensible que Ra a los valores extremos debido a la operación de la raíz cuadrada. Rq tiene un significado estadístico ya que es la desviación estándar de la distribución de alturas del perfil.
- Ry (Máxima altura del perfil): es un valor extremo, y describe la distancia entre la altura del máximo pico y la profundidad del mayor valle, dentro de la longitud de muestra.

- Rz (Altura de diez puntos irregulares): es el valor medio, en micrómetros, del valor absoluto de los cinco picos más altos, más el valor medio del valor absoluto de los cinco valles más profundos, dentro de la longitud de muestra. Este parámetro es sensible a los cambios pronunciados en las características topográficas.
- Pc (Número de picos): es el número de pares pico-valle (ciclos) por unidad de longitud (1cm) a lo largo de la línea media del perfil dentro de la longitud de muestra. Dos líneas (niveles de conteo) que son paralelas a la línea media se dibujan por encima y por debajo de ella a una distancia que es, en nuestro caso, el 5% del valor del máximo pico o valle. Cada ciclo del perfil entre intersecciones del perfil y la línea media, en los que un pico cae por encima de la línea de conteo superior y un valle adyacente cae por debajo de la línea de conteo inferior, se cuenta como un ciclo pico-valle.
- HSC (Número de puntos altos): es el número de picos por unidad de longitud (1 cm) a lo largo de la línea media del perfil dentro de la longitud de muestra. Una línea (nivel de conteo), que es paralela a la línea media, se dibuja por encima de ella a una distancia que es, en nuestro caso, el 5% del valor del máximo pico. Cada pico local que se sitúa por encima del nivel de conteo, es un punto alto.
- Sm (Distancia media de las irregularidades del perfil): es igual a la longitud de onda media de los ciclos pico-valle. Es el recíproco de Pc.

Las imágenes de la superficie de los discos, para realizar análisis cualitativos sobre el aspecto rugoso de las muestras, se han obtenido con la ayuda de un microscopio electrónico de barrido (M.E.B.) «JSM 6400® (Jeol, Japón)». Las fotografías obtenidas muestran la superficie de los discos ampliada x200.

Composición superficial

Para analizar la composición superficial, y por lo tanto la posible contaminación de la superficie de los discos por las partículas del *shot peening*, se ha utilizado un analizador de dispersión de energías de rayos X, «Analytical LZ-5 (Link, Reino Unido)». Se ha analizado la cantidad porcentual atómica de los elementos más significativos para cada muestra, con ensayos de 100 segundos de duración y 20KV de energía del haz de rayos X.

Crecimiento osteoblástico

Los discos se sembraron con una suspensión celular de 12.100 células/cm², y se incubaron a 37°C con medio completo en atmósfera húmeda conteniendo

un 5,5% de CO₂. Como control negativo se utilizaron discos de poliestireno. Al cabo de 24 horas a la mitad de las muestras (grupo A) se cambió el medio de cultivo por 200 µl del medio: IMDM con un 3% de suero delipidado con carbón activado con vitamina K₁ y vitamina C. Las muestras restantes (grupo B) recibieron el mismo medio con vitamina D, lo que produce la inducción de osteocalcina.

Tras 72 horas de incubación se recolectó el medio de cultivo de cada uno de las muestras en tubos ependorf. Se tripsinizaron los cultivos y se realizó un contaje celular, para ello se leyeron 5 campos de cada muestra y se obtuvo el valor medio. Se determinaron los niveles de osteocalcina. Para la calibración las concentraciones utilizadas fueron de: 0,25, 0,50, 1, 2, 4, 8 y 16 ng de osteocalcina/ml valorando las muestras por duplicado Este protocolo experimental se ha basado en la norma NF S90-702⁹ y en los estudios descritos por Clover y Gowen de 1994¹⁰.

Análisis estadísticos

Todos los datos estadísticos, incluidos los valores-p en los test de comparación de medias por la t-Student y de análisis de la varianza (tabla ANOVA), se han obtenido con el software «Minitab Release 11[®] (Minitab Inc., USA.)».

Resultados y discusión

Sinterización de óxido de titanio

El proceso de fabricación de partículas por sinterización de polvo de TiO₂ ofreció el siguiente resultado: de cada 1.800 g de polvo introducidos en el horno, se obtuvieron aproximadamente 200 g de partículas con el tamaño deseado. Esto significa un rendimiento muy pobre, de sólo un 11 %.

A este bajo rendimiento, se añade lo laborioso del proceso (por lento, incómodo e incluso perjudicial para la salud) y, sobre todo, las pobres características mecánicas que han demostrado estas partículas como ponen de manifiesto los ensayos de rotura de partícula y de rugosidad superficial que más adelante se analizan.

Rotura de partícula

En la tabla I se muestran los porcentajes de rotura de partícula, calculados a partir de las medidas de diámetro medio antes y después de ser usadas en el proceso de *shot peening*.

A la vista de los resultados se aprecia que las partículas que más se rompen son las del óxido de titanio, más del doble que las de carburo de silicio y casi siete veces más que las de alúmina. Esto refuerza los co-

Tabla I. % de rotura de los tres tipos de partículas utilizados para realizar el *shot peening*

Tipo de partícula	% de rotura $\left(1 - \frac{\text{usado}}{\text{sin usar}}\right) \cdot 100$
Al ₂ O ₃	3,67
SiC	12,25
TiO ₂	25,06

mentarios anteriores y aporta un dato significativo: las partículas de carburo de silicio son más frágiles que las de óxido de aluminio; hecho importante desde el punto de vista de la optimización del proceso de *shot peening*.

Rugosidad

Ra es el parámetro que se emplea habitualmente para valorar el efecto de la rugosidad de la superficie de los implantes en la respuesta biológica y funcional de los mismos; por este motivo los análisis de comparación entre los distintos tratamientos se describen y se caracterizan con él. El resto de parámetros no han aportado diferencias en las conclusiones obtenidas con Ra, por lo tanto, su análisis no queda recogido en el presente estudio.

Los valores de la tabla II demuestran lo que es evidente a la vista de los perfiles de rugosidad (figs. 1, 2, 3, 4 y 5) y del diagrama de distribución de valores de Ra de la figura 6: la rugosidad superficial obtenida en los discos realizando el *shot peening* con TiO₂ (Ra = 0,54 µm) es claramente inferior a la obtenida trabajando con Al₂O₃ (Ra = 4,42 µm), con SiC-HCl (Ra = 5,00 µm) o con SiC-HF/HNO₃ (Ra = 5,3 µm). Este resultado es contradictorio con otros trabajos en los que se ha utilizado el TiO₂ como material de proyección en el *shot peening*¹¹⁻¹³, y en los que no ha habido grandes diferencias en los resultados de rugosidad conseguidos entre implantes tratados con Al₂O₃ e implantes tratados con TiO₂. Es de reseñar, que en estos trabajos, los tamaños de partícula utilizados han sido mucho más pequeños que los del presente estudio. Es evidente, pues, que el método de fabricación, por sinterización, de partículas de gran tamaño de TiO₂, que se ha llevado a cabo en el presente estudio, no es adecuado para su utilización como material de proyección en el *shot peening*. No obstante, sí hay un ligero efecto mecánico, ya que la diferencia en la rugosidad entre los discos sin tratamiento (Ra = 0,33 µm) y los tratados con TiO₂ es estadísticamente significativa (valor-p = 0,0000), como se puede ver en la tabla III. Además, incluso el valor medio obtenido, es superior al valor mínimo necesario (Ra ≥ 0,508), que obtuvieron Predecki y cols.¹, para que haya fijación y crecimiento del hueso hacia el implante.

Tabla II. Caracterización de la rugosidad superficial de discos de Ti (C.P.) en función de la partícula de proyección en el tratamiento de *shot peening*. (D.E. = Desviación Estándar)

	Sin <i>shot peening</i>	TiO ₂	Al ₂ O ₃	SiC-HCl	SiC-HF/HNO ₃
Ra (µm) media	0,331	0,540	4,423	4,995	5,293
DE	0,112	0,109	0,356	0,631	0,653
Rz (µm) media	1,709	2,961	17,191	18,532	18,502
DE	0,587	0,617	0,678	2,116	1,540
Rq (µm) media	0,455	0,727	5,489	6,249	6,540
DE	0,158	0,169	0,497	0,787	0,807
Ry (µm) media	3,063	4,713	26,167	29,406	30,340
DE	1,047	1,539	3,278	3,559	4,750
Pc (/cm) media	150,9	202,6	82,4	77,2	67,1
DE	69,1	121,9	10,3	9,5	11,2
HSC (/cm) media	214,3	276,4	97,9	87,0	82,1
DE	85,8	133,4	13,4	17,5	11,8
Sm (µm) media	86,2	63,8	131,0	135,3	162,4
DE	25,5	24,9	16,2	16,9	29,1

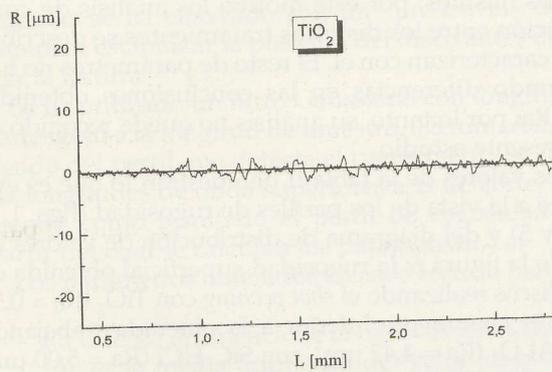


FIG. 1.—Perfil de rugosidad característico de un disco de Ti C.P. tratado con *shot peening* con partículas de TiO₂.

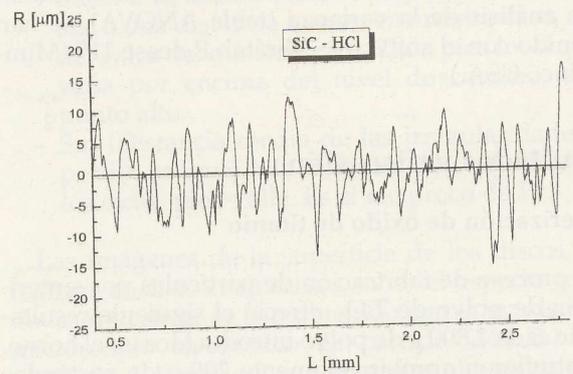


FIG. 3.—Perfil de rugosidad característico de un disco de Ti C.P. tratado con *shot peening* con partículas de SiC y tratamiento de pasivado con HCl.

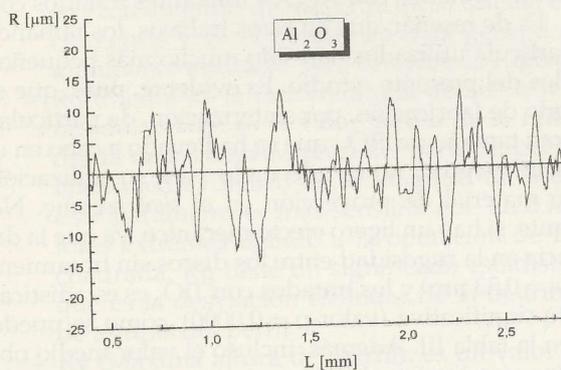


FIG. 2.—Perfil de rugosidad característico de un disco de Ti C.P. tratado con *shot peening* con partículas de Al₂O₃.

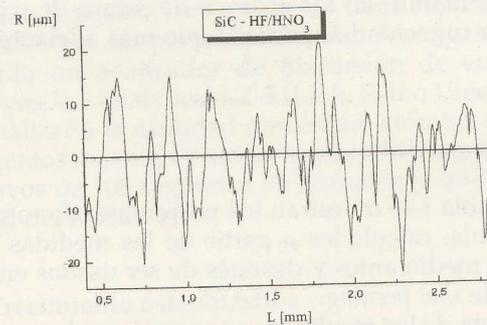


FIG. 4.—Perfil de rugosidad característico de un disco de Ti C.P. tratado con *shot peening* con partículas de SiC y tratamiento pasivado con HF/HNO₃.

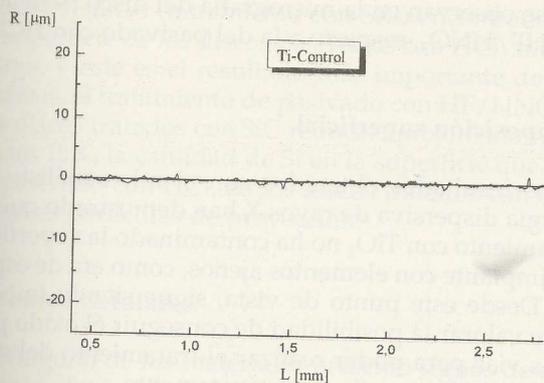


FIG. 5.—Perfil de rugosidad característico de un disco de Ti C.P. sin tratamiento con *shot peening*.

Por otra parte, se observa que la diferencia entre la rugosidad superficial conseguida con Al_2O_3 y SiC-HCl es significativa (valor-p = 0,0058), aunque sólo es ligeramente superior: 0,6 μm . De la misma forma, existen diferencias estadísticamente significativas entre el tratamiento con Al_2O_3 y el efectuado con SiC-HF/ HNO_3 (valor-p = 0,0002), siendo la diferencia mayor que en el caso anterior: 0,9 μm . Estos dos resultados confirman que las partículas de SiC provocan un mayor esfuerzo mecánico sobre la superficie del titanio que las de Al_2O_3 , por lo tanto, se pueden conseguir valores de rugosidad mayores. Este hecho puede ser debido a una mayor dureza de las partículas de SiC, conclusión que se vería reforzada por su mayor fragilidad, puesta de manifiesto en los ensayos de rotura de partícula. Sin embargo, también cabe señalar que puede ser debida a diferencias en la forma de las partículas, de manera que si las partículas de

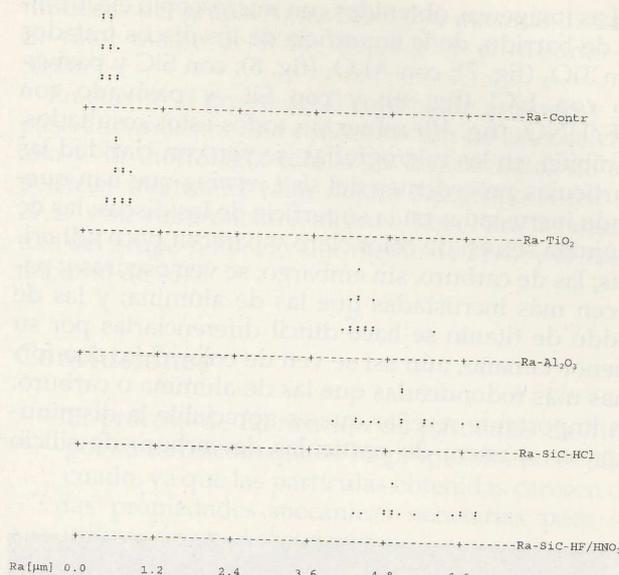


FIG. 6.—Distribución de los valores de RA para los distintos tratamientos de *shot peening*, variando el tipo de partícula de proyección.

SiC, por ejemplo, son de morfología más aguda que las de Al_2O_3 , éstas últimas pueden tener un efecto cortante inferior, y en consecuencia, un efecto sobre la superficie del disco, también menor. En cualquier caso, este es un hecho que se debería comprobar con un análisis micrográfico de los distintos tipos de partículas de proyección.

Por su parte, variar el tipo de pasivado no afecta significativamente a la rugosidad en la superficie de los discos (valor-p = 0,2140).

Tabla III. p-valores de las comparaciones de las medias de rugosidad superficial, en discos de Ti C.P., obtenidas con distintos tratamientos de *shot peening* en función del tipo de partícula de proyección utilizado. Los p-valores se han obtenido realizando test de comparación de medias de t-Student —si se somparan dos tratamientos— y análisis de la varianza con tabla ANOVA —si se comparan más de dos tratamientos—. La diferencia entre las medias es estadísticamente significativa si el p-valor es igual o inferior a 0,05.

Comparación de medias	p-valor	Significatividad
SiC-HCl vs Al_2O_3	0,0058	Sí
SiC-HF/ HNO_3 vs Al_2O_3	0,0002	Sí
SiC-HF/ HNO_3 vs SiC-HCl	0,2140	No
SiC-HF/ HNO_3 vs SiC-HCl vs Al_2O_3	0,0000	Sí
Al_2O_3 vs TiO_2	0,0000	Sí
SiC-HCl vs TiO_2	0,0000	Sí
SiC-HF/ HNO_3 vs TiO_2	0,0000	Sí
TiO_2 vs sin tratamiento	0,0000	Sí

Las imágenes, obtenidas con microscopio electrónico de barrido, de la superficie de los discos tratados con TiO_2 (fig. 7); con Al_2O_3 (fig. 8); con SiC y pasivado con HCl (fig. 9); y con SiC y pasivado con HF/HNO_3 (fig. 10) refuerzan todos estos resultados. También, en las micrografías, se ven con claridad las partículas procedentes del *shot peening* que han quedado incrustadas en la superficie de los discos: las de alúmina se ven de color claro y parecen poco adheridas; las de carburo, sin embargo, se ven oscuras y parecen más incrustadas que las de alúmina; y las de óxido de titanio se hace difícil diferenciarlas por su menor tamaño, aún así se ven de color claro con formas más redondeadas que las de alúmina o carburo. Es importante reseñar que es apreciable la disminución en número de partículas de carburo de silicio

que se observan en la micrografía del disco pasivado con HF/HNO_3 , respecto a la del pasivado con HCl.

Composición superficial

Los resultados obtenidos con el microanálisis de energía dispersiva de rayos X han demostrado que el tratamiento con TiO_2 no ha contaminado la superficie del implante con elementos ajenos, como era de esperar. Desde este punto de vista, sigue siendo importante valorar la posibilidad de conseguir el óxido por otras vías para poder realizar el tratamiento del *shot peening* de forma eficaz mecánicamente.

Por otra parte, no ha habido diferencias entre los porcentajes atómicos de aluminio (tratamiento con

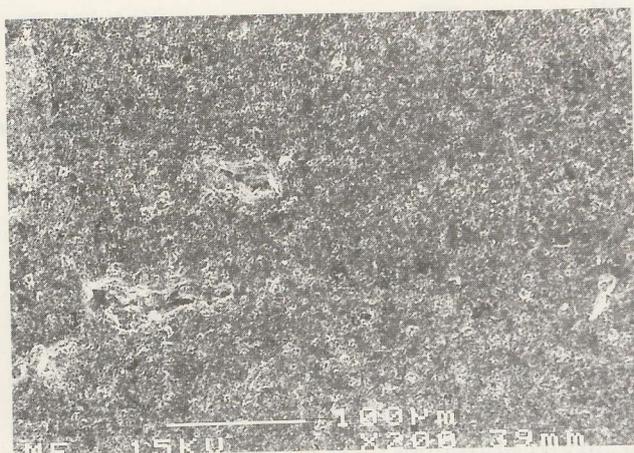


FIG. 7.—Micrografía de la superficie de un disco de titanio tratado con *shot peening* con partículas de proyección de TiO_2 .

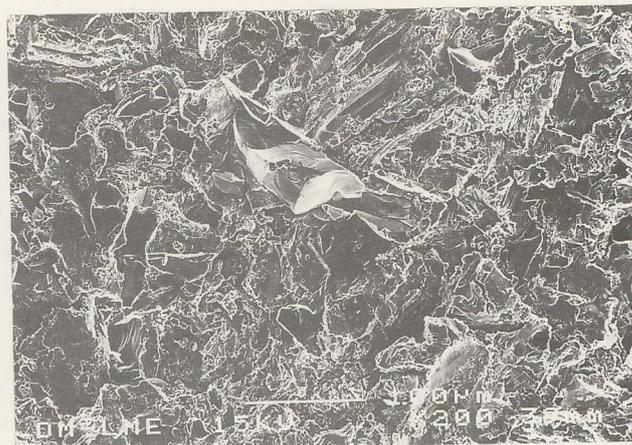


FIG. 9.—Micrografía de la superficie de un disco de titanio tratado con *shot peening* con partículas de proyección de SiC y pasivado con HCl.

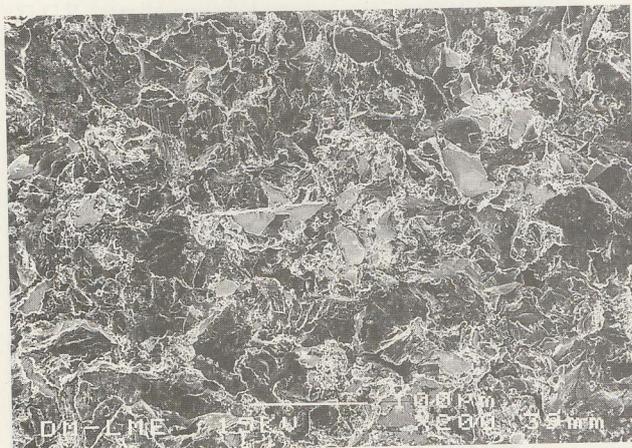


FIG. 8.—Micrografía de la superficie de un disco de titanio tratado con *shot peening* con partículas de proyección de Al_2O_3 .



FIG. 10.—Micrografía de la superficie de un disco de titanio tratado con *shot peening* con partículas de proyección de SiC y pasivado con HF/HNO_3 .

Al₂O₃) y silicio (tratamiento con SiC) encontrados en la superficie de los discos pasivados con HCl, sin embargo, y este es el resultado más importante de este análisis, el tratamiento de pasivado con HF/HNO₃ en los discos tratados con SiC reduce, aproximadamente en un 15%, la cantidad de Si en la superficie que deja el pasivado con HCl, en los discos tratados con estas mismas partículas de proyección.

Estudios Celulares

Ninguno de los materiales presentó signos de citotoxicidad, siendo todos los porcentajes inferiores al 25%, a excepción del grupo de titanio mecanizado, el cual presentó un porcentaje respecto al Control Negativo del 41,2%. Esta diferencia podría ser debida a que este grupo no había sido pasivado, por lo que aunque fue lavado diversas veces por ultrasonidos, podría ser portador de microimpurezas en su superficie.

El grupo sometido a *shot peening* con las partículas de Al₂O₃ muestra una óptima adherencia celular, estadísticamente significativa respecto al resto de tratamientos ($p < 0,05$). Presenta unos niveles de osteocalcina y proteínas totales superiores a los del grupo del control negativo. Los osteoblastos presentan una morfología de superficies reactivas. El conteo celular fue para el grupo A de un valor medio de 52,8 con un máximo de 59,2 y en el grupo B el valor medio fue 50,07 y el máximo 58,2.

Para las muestras tratadas con CSi y pasivado con HCl no presenta una adherencia celular tan elevada como el caso de la alúmina; sin embargo ha presentado una concentración de osteocalcina máxima de entre todas las estudiadas y una morfología celular característica de las células diferenciadas sobre superficies reactivas. En cuanto al conteo celular, el valor medio del grupo A fue de 29,67 y el máximo de 31,2. El grupo B dio un valor medio de 27,40 y un máximo de 36,0.

El grupo de CSi, pasivado con HF lo situaríamos en el rango de la citocompatibilidad media, pero presenta una alta concentración en osteocalcina así como su morfología celular característica de superficies reactivas. El número presente de células en los cultivos inducidos con vitamina D ha sido ligeramente superior a los que no presentan vitamina, lo que evidencia una respuesta anómala. Los valores del grupo A fueron de 23,43 como resultado medio y un valor máximo de 29,8. Los valores medios correspondientes al grupo B fue de 32,20 y un máximo de 39,6.

Las muestras granalladas con TiO₂ y pasivadas con HCl presenta una citocompatibilidad baja, presentando una concentración de osteocalcina media y su morfología celular es característica de superficies inertes. Como en el caso anterior, este tipo de partícula de granallada ofrece una respuesta anómala con los cultivos de la vitamina D. El valor medio en las

muestras del grupo A fue 20,93 y el máximo de 24,4. El valor medio de B fue de 28,20 y el máximo de 33,00.

En cuanto al grupo de Ti control sin arenado y sin pasivado muestra una concentración de osteocalcina alta y su morfología celular es característica de superficies inertes. El valor medio del grupo A fue de 27,27 y su valor máximo alcanzó 32,8. Para las muestras del grupo B fue el valor medio de 29,47 y el valor máximo de 35,0.

Conclusiones

- El proceso de fabricación de partículas de TiO₂ por sinterización que se ha propuesto, no es adecuado, ya que las partículas obtenidas carecen de las propiedades mecánicas necesarias para su utilización en el *shot peening*.
- Con la utilización de SiC como partícula de proyección en el proceso de *shot peening* sobre Ti C.P., se obtiene una rugosidad superficial mayor -aprox. $\Delta Ra = 0,6-0,9 \mu m$ - que si se utiliza como partícula de proyección el Al₂O₃, ambos tipos con tamaños grandes de partícula.
- Después de haber tratado la superficie del Ti C.P. con un proceso de *shot peening* llevado a cabo con partículas de SiC de gran tamaño, pasivar la superficie con HF/HNO₃ en lugar de con HCl, conlleva disminuir los porcentajes de Si en la superficie en aproximadamente un 15%.
- A la vista de los actuales estudios podemos confirmar que los procesos de fijación ósea mejoran con ciertos tipos de arenado y parece que la presencia de ciertos materiales y un adecuado tamaño de rugosidad actúan como estimuladores de la misma. A la espera de estudios más exhaustivos parece ser que los tratamientos con Al₂O₃ producen las superficies más adecuadas para el contacto óseo en los implantes dentales de titanio.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer a D. Guillermo Nussbaum y D. Agustín García, de la empresa Materias Primas Abrasivas S.L., la donación del material y equipos con los que se ha llevado a cabo la presente investigación, así como sus comentarios tan valiosos para el desarrollo de este trabajo.

Bibliografía

1. Predecki P, Stephan JE, Auslaender BA, Mooney VL, Kirklund K. Kinetics of bone growth into cylindrical channels in aluminum oxide and titanium. J Biomed Mater Res. 1972;6:375-400.
2. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorelini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of ti-

tanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res. 1991;25:889-902.

3. Johansson CB, Wenneberg A, Han C-H, Albrektsson T. A quantitative comparison of titanium implants, en Fifth World Biomaterials Congress, Toronto June 1996,p.478.
4. Bowers KT, Keller JC, Michaels CM. Optimizacion of surface micromorphology for enhanced osteoblast response *in vitro*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7:302.
5. Groessner-Schreiber B, Tuan RS. Enhanced extracellular matrix production and mineralization by osteoblasts cultured on titanium surfaces *in vitro*. J Cell Sci. 1992;101:209.
6. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford JrJ, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells. J Biomed Res. 1995;29:389-401.
7. Oshida Y, Sachdeva R, Miyazaki S, Daly J. Effects of *shot peening* on surface contact angle of biomaterials 1993. J Mater Sci Mater Med. 4:443-7.

8. Gross U, Strunz V. The interface of various glasses and glass ceramics with a bony implantation bed. J Biomed Mater Res. 1985;19:251-71.
9. Wenneberg A, Albrektsson T, Andersson B. An animal study of c.p. titanium screws with different surface topographies. J Mater Sci Mater Med. 1995;6:302-9.
10. Wenneberg A, Albrektsson T. The influence of surface roughness on implant take, en Fifth World Biomaterials Congress, Toronto June 1996,p.459.
11. Wenneberg A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. Biomaterials. 1996;17:15-22.
12. NF S90-702. Matériel médico-chirurgical. Evaluation *in vitro* de la cytotoxicité des matériaux et dispositifs médicaux.
13. Clover J and Gowen M. MG-63 and HOS TE 85. Human Osteosarcoma Cell Lines Representative Models of the Osteoblastic Phenotype? Bone. 1994,15(6):585-91.

novedad



Un tomo (17 x 24 cm)
con 236 páginas aprox.
y 297 ilustraciones.
Encuadernado en tapa dura.
ISBN: 84-458-0432-4 ©1997

Tratamiento ortésico-protésico del pie

R. Baumgartner y H. Stinus

Obra de carácter práctico que, estructurado en 4 partes, profundiza en aquellos aspectos de consulta diaria en ortopedia.

- Parte I.** Aspectos fundamentales básicos: anatomía, biomecánica, crecimiento y dinámica, técnica de exploración.
- Parte II.** Las alteraciones patológicas y alternativas terapéuticas posibles.
- Parte III.** La técnica ortopédica del calzado.
- Parte IV.** El tratamiento conservador correspondiente.

INDICE DE CAPITULOS:

PARTE I. FUNDAMENTOS

1. Anatomía funcional y biomecánica del pie	3
2. Evolución del pie del niño	14
3. Desarrollo del pie	23
4. Estática y dinámica del pie. Marcha normal	28
5. Técnicas de exploración	33
6. Mediciones electrónicas de la distribución de presiones	40
PARTE II. PATOLOGÍA DEL PIE Y SU TRATAMIENTO ORTOPÉDICO	
7. Pie planovalgo	45
8. Pie plano transverso	51
9. Pie cavo	54
10. Pie equino	57
11. Pie equinovaro	63
12. Pie aducto	70
13. Pie talo	73

14. Alteraciones durante el crecimiento, anomalías del esqueleto y exostosis	75
15. Pie postraumático	78
16. Pie reumático	82
17. Pie en la parálisis cerebral	88
18. Pie diabético (neuropático)	97
19. Dismetrias en las extremidades inferiores	105
20. Lesiones deportivas y de estrés en el pie y la pierna	116
21. <i>Hallux valgus</i> , dedos en martillo y en garra	125
22. Dedos en martillo: ortesis correctoras de silicona	129
23. Amputación y tratamiento con prótesis	135
PARTE III. CALZADO Y TÉCNICA ORTOPÉDICA	
24. El pie y su calzado desde el punto de vista mitológico e historico-cultural	151

25. Calzado: función y construcción	158
26. Calzado infantil	162
27. Conceptos sobre técnica del calzado ortopédico	169
28. Plantillas ortopédicas	173
29. Ajustes ortopédicos en el calzado de serie	179
30. Calzado de vendaje y calzado terapéutico	186
31. Calzado ortopédico a medida	191
32. Calzado interno ortopédico	198
33. Ortesis para el retropié	201
PARTE IV. TRATAMIENTO CONSERVADOR	
34. Diagnóstico y tratamiento manuales del pie (quiropodológico y quiroterapia)	209
35. Fisioterapia del pie	214
36. Profilaxis del pie	217
Índice alfabético de materias	221

TARJETA DE PEDIR

Sí, deseo remitir a mi nombre esta obra.

BAUMGARTNER: TRATAMIENTO ORTÉSICO-PROTÉSICO DEL PIE (tomo)
PVP: 8.850 Ptas. con IVA y 8.510 sin IVA

FORMA DE PAGO:
Contra reembolso sin cargo alguno.

Nombre _____
1º Apellido _____
2º Apellido _____
Año nacimiento _____
Teléfono _____
Especialidad _____
Dirección _____
Localidad _____

FIRMA

Puede dirigirse a su librería habitual o remitir esta Tarjeta de Pedido a:
MASSON, S.A.
Ronda General Mitre, 149
08022 BARCELONA (España)
Fax: 93-253 05 15
e-mail: grupo.masson@bcn.servicom.es

Nota LORTAD: Si usted no desea recibir información comercial de otras empresas, no tiene que firmar esta tarjeta.