



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



⑪ Número de publicación: **2 334 623**

⑫ Número de solicitud: 200801642

⑬ Int. Cl.:
A61C 17/00 (2006.01)

⑭

PATENTE DE INVENCION

B1

⑮ Fecha de presentación: **30.05.2008**

⑯ Fecha de publicación de la solicitud: **12.03.2010**

Fecha de la concesión: **29.03.2011**

Fecha de modificación de las reivindicaciones:
05.11.2010

⑰ Fecha de anuncio de la concesión: **08.04.2011**

⑱ Fecha de publicación del folleto de la patente:
08.04.2011

⑲ Titular/es: **José Luis José Chafer**
Camino de la Coma, s/n
46220 Picassent, Valencia, ES
Vicente Manuel Torres Celda

⑳ Inventor/es: **Torres Zaragoza, Vicente Manuel**

㉑ Agente: **No consta**

㉒ Título: **Procedimiento para el tratamiento de la caries dental mediante láser, biomaterial para realizarlo y su uso.**

㉓ Resumen:

Procedimiento para el tratamiento de la caries dental mediante láser, biomaterial para realizarlo y su uso.

El objeto de la presente invención se refiere a un procedimiento para el tratamiento, tanto preventivo como correctivo, de la caries dental. Dicho procedimiento consiste fundamentalmente en la irradiación de la superficie dental a tratar con un láser de Neodimio Yag, bajo unas condiciones y parámetros específicos que suponen un avance frente a lo ya conocido en este campo. En el caso de tratamiento para fines correctivos de la caries dental es necesario además, entre otras etapas, aplicar un biomaterial de obturación y restauración dental sobre la superficie del esmalte dental o sobre la dentina, de tal forma que la irradiación del láser produzca la microfusión entre ambos. La presente invención se refiere también al biomaterial que se utiliza en el procedimiento aquí descrito, preferentemente constituido a base de hidroxiapatita, así como el uso del procedimiento y del biomaterial en el tratamiento de la caries dental.

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.

DESCRIPCIÓN

Procedimiento para el tratamiento de la caries dental mediante láser, biomaterial para realizarlo y su uso.

5 **Sector de la técnica**

La invención se enmarca en el sector de la odontoestomatología, concretamente en el tratamiento clínico de la caries dental, tanto preventivo como correctivo.

10 **Estado de la técnica**

El esmalte dental es el tejido humano más duro y mineralizado; sus propiedades mecánicas, físicas y químicas dependen y a su vez van desde su composición mineral hasta su orden estructural ([1]).

15 El esmalte dental toma parte muy activa en el proceso de desmineralización y remineralización ([4] y [5]) propiedades dinámicas que dependen tanto de la porosidad, como de las características electroquímicas del mismo ([6] y [7]).

20 Un apatito de fosfato de calcio en forma de hidroxiapatita es el constituyente básico del esmalte dental ([2]). Los cristales de hidroxiapatita están ordenados en estructuras prismáticas densamente condensadas y dispuestas de forma perpendicular mirando siempre hacia la superficie exterior. Su disposición estructural da al diente una considerable resistencia mecánica (Figuras 1 y 2).

25 Las pequeñas cantidades de materia orgánica del esmalte (proteínas estructurales, lípidos y carbohidratos) situados en los espacios interprismáticos, pueden jugar un importante papel en la plasticidad de tan rígida estructura ([3]).

Sin embargo, el esmalte es también un tejido orgánico que toma parte tanto en el transporte de los iones y soluciones de la saliva, como en el proceso de desmineralización y remineralización ([4] y [5]).

30 Tales propiedades dinámicas dependen tanto de la porosidad como de las características electroquímicas del esmalte, es decir, de su membrana potencial y de su carga fija ([6] y [7]).

35 El efecto de la irradiación con láser sobre el esmalte dental, un campo iniciado en la década de los setenta, ha sido motivo de diversas investigaciones en los últimos años ([2], [8], [9] y [10]). En algunas publicaciones odontológicas previas han sido aplicados varios tipos de láser, principalmente los de Anhídrido carbónico (CO₂), Neodimio Yag (Nd:YAG), Argón (Ar) o Erbium Yag (Er:YAG), habiendo sido utilizados bajo diferentes condiciones dependiendo de los efectos deseados ([11] a [17]).

40 En el caso del láser Nd:YAG ha sido normalmente aplicado sobre tejidos blandos (cirugía) y apenas en tejidos duros, ya que cuando se ha utilizado de esta manera, se ha hecho sobre un esmalte que previamente ha necesitado estar cubierto y pintado con colorantes para aumentar su energía de absorción. Estos colorantes producen un intenso efecto antiestético debido a los residuos que quedan atrapados en la estructura adamantina y además, aparecen múltiples grietas producidas en el esmalte dental, manifestándose siempre después de que éste fuera expuesto e irradiado por el

45 láser ([18], [19] y [20]) (figuras 2-10).
Estos efectos indeseados son los que han limitado los avances científicos e investigaciones en los láseres de posible aplicación odontológica sobre tejidos duros, y especialmente los de Nd:YAG. A este hecho se une el que el uso del láser Nd:Yag en odontología se ha limitado a su aplicación directa sobre el tejido a tratar, no habiéndose utilizado previamente para la irradiación y microfusión de materiales de obturación y restauración dental.

50 En la presente invención, aplicando determinadas modificaciones y nuevos parámetros, no ha sido necesario cubrir ni pintar previamente el diente con colorantes absorbentes, y también se ha evitado la formación de grietas en el esmalte dental después del tratamiento con láser de Nd:YAG.

55 En lo que respecta a los tratamientos correctivos de la caries dental, la restauración y obturación de los dientes humanos se realiza generalmente con materiales (amalgamas de plata, resinas compuestas, composites, ionómeros de vidrio) cuya composición, dureza, resistencia a la abrasión, estética, etc. son diferentes al diente ([21]).

60 Según refieren múltiples autores, todos los materiales que se utilizan actualmente son algo tóxicos para la pulpa dental y algunos para el organismo humano ([22]); de ahí la controversia generada sobre la toxicidad de los vapores de mercurio de las amalgamas de plata y el carácter estrogénico de las resinas, selladores de fisuras y composites.

Hoy en día, las amalgamas y los composites se aplican a los dientes fijándose de forma mecánico-retentiva y

65 adhesiva, respectivamente ([23] y [24]).

La hidroxiapatita es un mineral que existe en la naturaleza y en la industria, y cuya composición química es la misma que la del esmalte dental y muy similar a la dentina, elementos que pertenecen a la misma familia de los

ES 2 334 623 B1

apatitos por lo que su composición, dureza, resistencia a la abrasión, estética, etc. prácticamente son iguales al diente ([24]).

Asimismo, la hidroxiapatita mineral carece de toxicidad alguna, evitando con ello los fracasos clínicos que se producen con los materiales actuales ([25]).

Por las razones descritas, se considera que la hidroxiapatita mineral es el nuevo material idóneo para restaurar y obturar, ya que es el mismo mineral del que están formados los dientes (tanto el esmalte como la dentina) aunque, eso sí, éstos presentan en el esmalte una cristalización en forma de prismas ([27]).

Su fijación al diente se podría realizar por microfusión (irradiación con láser), es decir, fundiéndola al diente y formando parte del mismo, siendo esta fijación muy superior a la mecánico-retentiva y adhesiva de las amalgamas, ionómeros de vidrio y composites ([24] y [26]). Este procedimiento es el que se aplica en la presente invención.

Partiendo de las consideraciones antes expuestas, se ha desarrollado un nuevo procedimiento, tanto preventivo como correctivo, en el tratamiento de la caries que se plantea como una alternativa a las técnicas actuales, superando las limitaciones que éstas plantean. Por un lado, la invención consiste en la aplicación de una nueva tecnología, el láser Nd:YAG, sobre la superficie o esmalte dental con el fin de prevenir la caries. Por otro, el láser puede aplicarse también sobre un biomaterial constituido preferentemente a base de hidroxiapatita que es utilizado como nuevo material de restauración y obturación dental, y que se aplica sobre la superficie dental a tratar previamente a la aplicación del láser. En uno u otro caso, el láser se irradia con unas condiciones y parámetros específicos que le confieren grandes ventajas frente a otras invenciones.

En este sentido, se ha comprobado que la solicitud de patente europea no. EP 0392951 A2 describe un tratamiento de la caries similar al aquí presentado. Sin embargo, ambos métodos difieren significativamente, de tal forma que la presente invención supone un claro avance frente a los logros conseguidos en dicha solicitud europea, y además se ha constatado la existencia de diferencias técnicas evidentes entre los procedimientos y materiales descritos en ambos documentos. Las principales diferencias entre ambos documentos se resumen a continuación:

- El procedimiento y aparato descritos en el documento EP 0392951 A2 han sido diseñados específicamente para un tratamiento correctivo de la caries dental, a diferencia de la presente invención que supone además un avance para tratamientos preventivos.
- Los resultados descritos en el documento EP 0392951 A2 no son tan concluyentes como los conseguidos mediante la presente invención (en ocasiones ni siquiera se obtienen los resultados deseados).
- El rayo láser de la invención descrita en EP 0392951 A2 no tiene sistema de enfoque y desenfoque variable, es decir, está siempre enfocado.
- El procedimiento descrito en el documento EP 0392951 A2 produce todos los efectos secundarios no deseados en este tipo de tratamientos dentales:
 - derrite la hidroxiapatita y el esmalte dental en forma de rebanadas superpuestas,
 - se forman depresiones cóncavas en las superficies aplicadas,
 - se forman grandes grietas por su brusco calentamiento y enfriamiento del biomaterial y del diente,
 - produce un aspecto antiestético del material tratado al capturar impurezas y colorantes.
- El procedimiento descrito en el documento EP 0392951 A2 da lugar a una mayor fragilidad del diente.
- Con el procedimiento de EP 0392951 A2 se produce una fácil acumulación de placa bacteriana y filtración con penetración del ácido láctico en el interior de las grietas ocasionadas, por lo que se reproduce y vuelve a aparecer caries dental de mayor tamaño.
- El procedimiento descrito en el documento EP 0392951 A2 origina una gran reflexión de la irradiación láser por la nula separación de la superficie mineral a tratar, con la necesidad de aumentar la potencia del láser y causar mayores efectos secundarios.
- La pasta que se describe en el documento EP 0392951 A2 como tratamiento correctivo de la caries dental está formada por: 80% de cerámica (un material muy diferente en estructura y composición al que forma los dientes), y tan sólo un 20% de hidroxiapatita mineral, que debería constituir el elemento más importante en la composición de la pasta, ya que los dientes están formados en su totalidad por este mineral (de la familia de los apatitos).

Descripción de la invención

La presente invención se refiere a un procedimiento para el tratamiento de la caries dental, caracterizado porque comprende al menos una etapa de irradiación de la superficie o esmalte dental con un láser de Neodimio Yag. Preferentemente, la superficie o esmalte dental se somete a una irradiación láser Nd:YAG con grado de focalidad y enfoque múltiple, variable y regulado a voluntad desde un máximo enfoque del rayo láser hasta un total desenfoque.

El enfoque y desenfoque variable es regulado a voluntad y se produce sobre la óptica a través de la cual se transmite el láser Nd:YAG. El que se puedan aplicar a voluntad diferentes tipos de foco o enfoque en el rayo láser sirve para eliminar y evitar muchos de los efectos secundarios e indeseados que se producen cuando existen cambios térmicos (calentamiento y enfriamiento) bruscos producidos por la irradiación en la superficie del esmalte dental (y, como se verá más adelante en una realización preferente, también en un biomaterial que se aplica sobre dicha superficie). Estos efectos secundarios e indeseables se producen cuando el rayo láser está enfocado, y los más importantes son los siguientes:

1.- Depresiones cóncavas en forma de rebanadas superpuestas de esmalte fundido y derretido en la superficie tratada, debido al brusco calentamiento.

2.- Grietas de tamaño muy variable en la misma superficie, debido al brusco enfriamiento.

3.- Capturación e incorporación de impurezas y colorantes al propio esmalte dando un aspecto antiestético.

La posibilidad de regular a voluntad el foco o enfoque del rayo láser permite que para el tratamiento, ya sea preventivo o correctivo, de la caries dental y en cada una de sus aplicaciones, hacen que desaparezcan todos los efectos secundarios e indeseados enumerados consiguiendo una microfusión microscópica, uniforme, lisa, impermeable, muy estética y aumentando con todo ello la dureza y microdureza del esmalte (y como se verá más adelante, también del biomaterial que se puede aplicar sobre el esmalte).

En una realización preferente, la superficie o esmalte dental se somete a una irradiación láser Nd:YAG cuya densidad está comprendida entre 3 y 30 J/mm², incluidos ambos límites, siendo más preferentemente de 4 J/mm².

En otra realización preferente, la frecuencia de irradiación del láser está comprendida entre 1 y 10 kHz, incluidos ambos límites, y más preferentemente es de 1 kHz.

También preferentemente, la superficie o esmalte dental se somete a una irradiación láser Nd:YAG cuya energía de pulso está comprendida entre 1 y 10 mJ/pulso, incluidos ambos límites, siendo más preferentemente de 2 mJ/pulso.

En otra realización preferente, el tamaño de spot de irradiación del láser está comprendido entre 1 y 6 mm, incluidos ambos límites, y más preferentemente es de 3 mm ó 5 mm.

En otra realización preferente, el procedimiento descrito se caracteriza porque la superficie o esmalte dental se somete a una irradiación láser Nd:YAG cuyo tiempo de exposición está comprendido entre 1 y 6 seg, incluidos ambos límites, y más preferentemente es de 2 seg.

También preferentemente, la superficie o esmalte dental se somete a una irradiación láser Nd:YAG cuya potencia de pico está comprendida entre 70 y 125 kW, incluidos ambos límites, siendo más preferentemente de 120 kW.

En otra realización preferente, en el procedimiento la superficie o esmalte dental se somete a una irradiación láser Nd:YAG cuya anchura de pulso está comprendida entre 100 y 130 nseg, incluidos ambos límites, y es más preferentemente de 110 nseg.

Otra de las condiciones preferentes para la irradiación del láser es que la energía media está comprendida entre 10 y 50 w, incluidos ambos límites, siendo más preferentemente de 13 w.

Preferentemente, la superficie o esmalte dental se somete a una irradiación láser Nd:YAG cuya energía total de aplicación está comprendida entre 15 y 220 J, incluidos ambos límites, y más preferentemente es de 26 J.

En una realización particular, el procedimiento para tratar la caries se caracteriza porque el láser Nd:YAG es irradiado según los siguientes parámetros:

- densidad: entre 3 y 30 J/mm², incluidos ambos límites,
- frecuencia: entre 1 y 10 kHz, incluidos ambos límites,
- energía de pulso: entre 1 y 10 mJ/pulso, incluidos ambos límites,
- tamaño del spot: entre 1 y 6 mm, incluidos ambos límites,

ES 2 334 623 B1

- tiempo de exposición: entre 1 y 6 seg, incluidos ambos límites,
- potencia de pico: entre 70 y 125 kW, incluidos ambos límites,
- anchura de pulso: entre 100 y 130 nsg, incluidos ambos límites,
- energía media: entre 10 y 50 w, incluidos ambos límites, y
- energía total de aplicación: entre 15 y 220 J, incluidos ambos límites.

En otra realización particular, los parámetros de irradiación son concretamente los siguientes:

- densidad: 4 J/mm²,
- frecuencia: 1 kHz,
- energía de pulso: 2 mJ/pulso,
- tamaño del spot: 3 mm,
- tiempo de exposición: 2 seg,
- potencia de pico: 120 kW,
- anchura de pulso: 110 nsg,
- energía media: 13 w, y
- energía total de aplicación: 26 J.

En otra realización particular, los parámetros de irradiación del láser son:

- densidad: 4 J/mm²,
- frecuencia: 1 kHz,
- energía de pulso: 2 mJ/pulso,
- tamaño del spot: 5 mm,
- tiempo de exposición: 2 seg,
- potencia de pico: 120 kW,
- anchura de pulso: 110 nsg,
- energía media: 13 w, y
- energía total de aplicación: 26 J.

Preferentemente en el procedimiento, antes de la irradiación del láser, la superficie o esmalte dental a tratar se graba débilmente con un ácido durante un tiempo comprendido entre 0,5 y 2 minutos, fundamentalmente para disminuir su reflexión a la luz. Dicho ácido es preferentemente ácido ortofosfórico, y el tiempo de grabado es de 1 minuto.

El procedimiento hasta ahora descrito se utiliza para el tratamiento preventivo total de la caries dental. Si a dicho procedimiento se le añade una etapa de aplicación de un biomaterial sobre la superficie o esmalte dental o sobre la dentina previamente a la irradiación con láser Nd:YAG, el procedimiento puede aplicarse también como tratamiento correctivo de la caries dental. Dicha aplicación del biomaterial se realiza preferentemente por capas, con un espesor comprendido entre 0,5 y 2 mm, incluidos ambos límites, y más preferentemente con un espesor de 1 mm.

Si se aplica un biomaterial sobre la superficie o esmalte dental a tratar, ambos (biomaterial y superficie dental) se someten a una irradiación láser Nd:YAG con grado de focalidad y enfoque múltiple, variable y regulado a voluntad desde un máximo enfoque del rayo láser hasta un total desenfoque. De esta forma, el biomaterial se irradia y funde a la superficie del esmalte dental o a la dentina, hasta conseguir su total fijación por microfusión. Como se ha dicho anteriormente en relación al tratamiento preventivo de la caries dental, el enfoque y desenfoque variable es regulado

ES 2 334 623 B1

a voluntad y se produce sobre la óptica a través de la cual se transmite el láser Nd:YAG. El que se puedan aplicar a voluntad diferentes tipos de foco o enfoque en el rayo láser sirve para eliminar y evitar los mismos los efectos secundarios e indeseados que se han enumerado al describir las características del tratamiento preventivo.

En una realización preferente, los parámetros de irradiación del láser son:

- densidad: 28 J/mm^2 ,
- frecuencia: 5 kHz,
- energía de pulso: 8 mJ/pulso,
- tamaño del spot: 3 mm,
- tiempo de exposición: 5 seg,
- potencia de pico: 72 kW,
- anchura de pulso: 120 nsg,
- energía media: 40 w, y
- energía total de aplicación: 200 J.

Preferentemente, antes de la aplicación del biomaterial se elimina el tejido careado, y más preferentemente la eliminación se realiza mediante fresas de diamante y carburo de tungsteno sobre una turbina refrigerada con agua.

Preferentemente, tras eliminar el tejido careado y previamente a la aplicación del biomaterial, la zona dental a tratar se graba débilmente con un ácido, preferentemente ácido ortofosfórico, durante un tiempo comprendido entre 20 segundos y 1 minuto, siendo preferentemente de 30 segundos para el esmalte dental y 15 segundos para la dentina.

En otra realización preferente, el tratamiento correctivo de la caries dental hasta ahora descrito comprende las siguientes etapas:

- eliminar el tejido careado,
- grabar débilmente con ácido ortofosfórico la superficie del esmalte dental o la dentina a tratar,
- aplicar un biomaterial sobre dicha superficie, e
- irradiar con un láser de Neodimio:YAG, según los siguientes parámetros:
 - densidad: 28 J/mm^2 ,
 - frecuencia: 5 kHz,
 - energía de pulso: 8 mJ/pulso,
 - tamaño del spot: 3 mm,
 - tiempo de exposición: 5 seg,
 - potencia de pico: 72 kW,
 - anchura de pulso: 120 nsg,
 - energía media: 40 w, y
 - energía total de aplicación: 200 J.

La presente invención se refiere también a un biomaterial de obturación y restauración dental para utilizarse en el correctivo antes descrito, caracterizado porque se compone al menos de hidroxiapatita mineral. Preferentemente, el contenido en peso de hidroxiapatita es al menos del 75%.

ES 2 334 623 B1

Para facilitar su aplicación, el biomaterial consiste preferentemente en una pasta que contiene al menos hidroxiapatita mineral densa, pulverizada y micronizada, mezclada con gelatina.

En una realización particular, la hidroxiapatita puede mezclarse con otras sustancias que favorezcan su aplicación y además no dejen residuos al irradiarse con el láser Nd:YAG. Un ejemplo es el uso de gelatinas.

Ejemplos de realización

Ejemplo 1

Tratamiento preventivo de la caries dental. Estudio de los efectos del láser Neodimio Yag al aplicarse sobre la superficie o esmalte dental humano

Naturaleza y procesamiento de la muestra

Para llevar a cabo el procedimiento objeto de la presente invención, se seleccionó una muestra compuesta por 400 dientes humanos sanos, extraídos por razones de ortodoncia y seleccionados cuidadosamente con el criterio de que no mostraran ninguna lesión que pudiera enmascarar los efectos morfológicos del tratamiento.

Los dientes se fijaron con un 2,5% de glutaraldehído en 0,1 M de fosfato de sodio amortiguado (pH = 7,02) a una temperatura de 4°C y durante 12 horas. Después, fueron lavados en el mismo amortiguador con 3 baños de 10 minutos cada uno y a continuación con agua destilada ([28]).

Posteriormente, se limpiaron con hipoclorito de sodio al 12% durante 1 hora para quitar la materia orgánica de la superficie y finalmente, todos los dientes fueron débilmente grabados en una solución 0,5 M de ácido ortofosfórico durante 1 minuto, y enjuagados a continuación con abundante agua destilada ([28], [29], [30] y [31]) (Figura 11).

Los 400 dientes de la muestra fueron recubiertos con cera resistente al ácido dejando sobre el esmalte 2 ventanas cuadradas sin cubrir en cada diente: una de las ventanas servía como control y la otra fue irradiada con láser de Nd:YAG (Figuras 12 y 13).

Una vez realizado esto, cada uno de los dientes fue colocado individualmente en 50 ml de solución desmineralizante (pH = 4,5), a 37°C, conteniendo un 5% de hidroxietilcelulosa, 0,1 M de ácido láctico, 1,5 mM de cloruro de calcio y 1,5 mM de fosfato de sodio; durante 60 días para formar lesiones artificiales de caries.

Condiciones de irradiación del láser Nd:YAG

Cada uno de los 400 dientes de la muestra en su ventana correspondiente, fue sometido a irradiación con un láser DCR-2 Nd:YAG Laboratory Laser System de Quanta-Ray (Reino Unido).

Los parámetros utilizados para la irradiación láser fueron los siguientes:

Densidad: 4 J/mm².

Frecuencia: 1 kHz.

Energía de pulso: 2 mJ/pulso.

Tamaño del spot: 3 mm.

Tiempo de exposición: 2 seg.

Potencia de pico: 120 kW.

Anchura de pulso: 110 nseg.

Energía media: 13 w.

Energía total de aplicación: 26 J.

Medidas post-tratamiento

Observaciones con el analizador del microscopio electrónico de barrido

De la muestra total, 300 dientes al azar fueron procesados conforme al método convencional de examen para el MEB y cubiertos o metalizados con oro en el metalizador de Bio-Rad, modelo SC 5.000 (Holanda).

ES 2 334 623 B1

Esta muestra dental fue examinada con un MEB Philips 515 (Holanda) a 20 kV así como con el analizador de elementos químicos Edax de Philips (Holanda) para el MEB.

Medidas de dureza

Se utilizó la otra muestra de 100 dientes que no fue procesada para su examen en el MEB. Cada uno de los dientes fue incrustado en resina epoxidica de tal forma que fueran expuestas una porción de un corte transversal de la lesión y la capa interna normal del esmalte.

Esta superficie fue conectada en una máquina pulidora Buehler Motopol 8 (Alemania) usando una rejilla de papel metalográfico.

A posteriori, fueron seriadamente pulidas con 15 μ , 6 μ y 1 μ con un abrasivo de diamante Buehler (Alemania) y después con spray de diamante Buehler Metadi (Alemania) en un paño de pulido Buehler (Alemania).

Se usó una punta de diamante bajo una carga de 10 g en un medidor de microdurezas Matsuzawa MTH-1 (Japón).

Los resultados de la dureza KDN fueron calculados usando la ecuación:

$$\text{KHN} = 14230 \times F/L^2$$

donde L es la longitud de la entrada de cada depresión del diamante en micras y F es la aplicación de la fuerza en gramos.

Resultados del tratamiento

Los cambios estructurales más significativos después del tratamiento con láser son evidenciados por la pérdida de las características de la estructura de la superficie de los cristales (prismas), debido a la fusión del esmalte (Figuras 14, 15 y 16). Estos cambios no fueron acompañados por la formación de grietas.

La formación de caries artificial como lesión apareció siempre en las ventanas del esmalte control (no tratadas); inhibiéndose totalmente su formación y aparición en las ventanas que han sido irradiadas con láser.

El perfil de las microdurezas de un esmalte tratado con láser y el perfil del no tratado con láser difieren en el grado de dureza y puede constatarse claramente un gran aumento de KHN en el esmalte de las ventanas tratadas con láser, es decir, una mayor dureza; asimismo, se observa un importante descenso de KHN (menor dureza) en el esmalte control de las ventanas no tratadas.

Parece ser aceptable que el valor de las durezas medidas es proporcional al contenido mineral del esmalte; y de los perfiles hallados podemos asumir que las modificaciones en la permeabilidad del esmalte pueden jugar un papel importante en estos procesos, que a su vez ya han sido ampliamente discutidos por diversos autores en la literatura ([32], [33], [34] y [35]).

El efecto presentado es una combinación de la alteración de la permeabilidad y el aumento de la resistencia al ácido intrínseco en la disolución. Así pues, la disminución de la solubilidad del esmalte tratado con láser de Nd:YAG en las condiciones aplicadas elimina los poros o espacios de acceso a zonas más profundas, impidiendo el cambio fónico entre estas zonas y la solución desmineralizante (productora de la lesión artificial de la caries). Por todo ello, previene y evita la formación de las lesiones de caries.

Ejemplo 2

Tratamiento preventivo de la caries dental. Estudio de los efectos físico-mecánicos del láser de Neodimio Yag al aplicarse sobre la superficie o esmalte dental humano

Naturaleza y procesamiento de la muestra

Una muestra total de 460 dientes sanos se utilizó en este estudio, de los cuales 230 dientes fueron seleccionados al azar para las medidas, y los otros 230 fueron utilizados como muestra control. Al igual que en el ejemplo anterior, fueron cuidadosamente seleccionados para que no mostraran ninguna lesión que pudiera enmascarar los efectos del tratamiento.

Los dientes seleccionados para las medidas se limpiaron con un 12% de hipoclorito de sodio durante 1 hora para eliminar la materia orgánica de la superficie. Posteriormente, fueron enjuagados con agua destilada y sus coronas de esmalte cortadas y separadas de las raíces.

ES 2 334 623 B1

De los 230 dientes, una muestra al azar de 150 coronas se utilizaron para medidas de microdureza y la otra muestra de 80 coronas fueron usadas para estudios de permeselectividad y permeabilidad.

5 Los dientes de la muestra para medida de dureza, fueron pulidos perpendicularmente a la dirección de los prismas (paralelo a la superficie) con papel pulidor en una máquina pulidora Buehler Motopol 8 (Alemania), para poder así obtener un pequeño altiplano y posteriormente ser pulidos en serie con 15 μ m, 6 μ m y 1 μ m de diámetro abrasivo Buehler (Alemania) y después con un spray de diamante Buehler Metadi (Alemania) sobre un paño de pulido Buehler (Alemania).

10 Los dientes de la muestra para los estudios de permeabilidad, fueron incrustados en unas resinas epoxídicas y pulidos a continuación.

Posteriormente, una sección de 800 μ m fue cortada usando una sierra o cortadora de baja velocidad Buehler Isometo (Alemania) y montada en una concentración celular.

15 *Condiciones de irradiación láser*

Los 230 dientes seleccionados para la muestra de las medidas fueron sometidos a irradiación con un láser DCR-2 Nd:YAG Laboratory Laser System de Quanta-Ray (Reino Unido).

20 Los parámetros utilizados para la irradiación con láser fueron los siguientes:

Densidad: 4 J/mm².

25 Frecuencia: 1 kHz.

Energía de pulso: 2 mJ/pulso.

30 Tamaño del spot: 5 mm.

Tiempo de exposición: 2 seg.

35 Potencia de pico: 120 kW.

Anchura de pulso: 110 nseg.

Energía media: 13 w.

40 Energía total de aplicación: 26 J.

Medidas post-tratamiento

45 *Medida de microdureza*

Para medir la microdureza se usó un diamante Knoop bajo 50 g de carga en una máquina Matsuzawa MTH-1 (Japón).

50 Los valores de dureza Knoop 13 fueron calculados en base a la longitud de cada depresión del diamante, usando la ecuación:

$$\text{KHN} = 14230 \times F/L^2$$

55 donde F es la fuerza aplicada en gramos y L es la longitud de la depresión producida por el diamante y medida en micras.

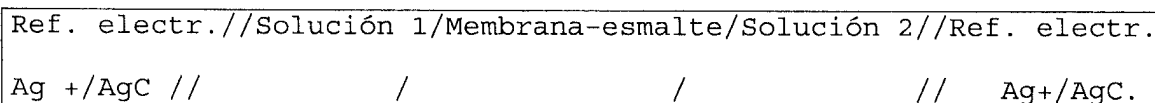
60 Sobre el altiplano de cada diente se realizaron 20 depresiones a 150 μ m y separadas a intervalos de espacio regulares.

Las medidas de dureza sobre el esmalte tratado cori láser fueron llevadas a cabo por el mismo operador y realizadas cerca de las depresiones hechas sobre el esmalte no tratado, para minimizar el error experimental.

65

Estudios de permselectividad

En todos los experimentos, el campo electromagnético (e.m.f.) se midió en concentración de células del tipo:



donde las líneas verticales dobles indican la localización de las confluencias C1K. El potencial desarrollado a través de las membranas, fue medido con un potenciómetro registrador de alta impedancia Hirpotest modelo PE-W (Bélgica).

Todas las soluciones se prepararon en base a unas sales analíticas de grado reactivo y agua destilada. 25 fueron amortiguadas con fosfato de sodio a pH = 7,02 y la influencia de los iones del amortiguador sobre el e.m.f. fue desechada.

La base del cálculo es la teoría de Teorell-Meyer-Sievers (teoría TMS), que describe el transporte de los iones a través de una membrana porosa cargada, cuyas caras están en equilibrio con una solución del mismo electrolito 25. El potencial total de la membrana E, se calcula:

$$E = \frac{R \cdot T}{F} \left[U \cdot \ln \left(\frac{\sqrt{X^2 + 4a_2^2} + U \cdot X}{\sqrt{X^2 + 4a_1^2} + U \cdot X} \right) + \ln \left(\frac{a_2}{a_1} \right) \cdot \left(\frac{\sqrt{X^2 + 4a_1^2} + U \cdot X}{\sqrt{X^2 + 4a_2^2} + U \cdot X} \right) \right]$$

donde R es la constante del gas, F es la constante de Faraday, $U = (D-1) \div (D+1)$, a y X son la carga de la membrana, X y D se determinan aplicando un método interactivo de mínimos ajustes.

Resultados del tratamiento

Los potenciales de las membranas no tratadas con láser fueron positivos y llegaron a ser más positivos cuando la concentración de C1K aumentaba.

Cuando las membranas del esmalte son tratadas con láser, los potenciales de la membrana llegan a ser más positivos que los medidos en las membranas naturales de la muestra control, indicando que la permselectividad de las membranas del esmalte se modifica por la radiación láser.

Los valores de microdureza obtenidos en la muestra control de un esmalte sano no tratado con láser fluctuaban entre 340 y 388, valores que concuerdan con los previamente publicados por otros autores ([36] y [37]).

En todos los dientes de la muestra observamos una dureza Knoop que aumentaba al ser medida después de haberle aplicado el láser. Estos aumentos eran significativos y siempre ocurría que sus valores estaban conectados y relacionados con los valores de dureza inicial del esmalte correspondiente antes de tratarlo.

Se muestra y se constata que los valores de gran dureza iniciales, corresponden con un determinado aumento de dureza; y una menor dureza inicial corresponde con un gran aumento de dureza después de la radiación con láser.

Ejemplo 3

Tratamiento preventivo de la caries dental. Estudio de los efectos morfológicos del láser de Neodimio Yag al aplicarse sobre la superficie o esmalte dental humano

Naturaleza y procesamiento de la muestra

Para realizar este estudio se utilizó una muestra de 350 dientes humanos extraídos por razones de ortodoncia. Fueron cuidadosamente seleccionados, para que no mostraran ninguna lesión que enmascarase los efectos morfológicos del tratamiento.

ES 2 334 623 B1

Del total de dientes seleccionados, una muestra al azar de 250 dientes fue tratada con láser sobre su superficie labial o vestibular y los otros 100 dientes fueron usados como muestra control.

Los 250 dientes de la muestra a tratar con láser se fijaron con un 2,5% de glutaraldehído, en 0,1 M de amortiguador de fosfato de sodio (pH = 7,02), a una temperatura de 4°C y durante 12 horas.

A continuación, se lavaron en el mismo amortiguador, con baños de 10 minutos cada uno y después con agua destilada. Posteriormente, los dientes fueron limpiados con hipoclorito de sodio al 12%, durante 1 hora, para eliminar la materia orgánica de la superficie y finalmente, se grabaron con 0,5 M de ácido ortofosfórico durante 1 minuto y enjuagados con abundante agua destilada.

Condiciones de irradiación láser

Los 250 dientes grabados con ácido se sometieron a irradiación con un láser DCR-2 Nd:YAG Laboratory Laser System de Quanta-Ray (Reino Unido).

Los parámetros utilizados para la irradiación láser fueron los siguientes:

Densidad: 4 J/mm².
Frecuencia: 1 kHz.
Energía de pulso: 2 mJ/pulso.
Tamaño del spot: 5 mm.
Tiempo de exposición: 2 seg.
Potencia de pico: 120 kW.
Anchura de pulso: 110 nseg.
Energía media: 13 w.
Energía total de aplicación: 26 J.

Se utilizó un láser de Helio-Neon Siemens LGK 7672 (Meinchen, Alemania) para visualizar y localizar el rayo láser Nd:YAG en la zona tratada.

Medidas post-tratamiento

Observaciones en el microscopio electrónico de barrido

Los dientes fueron procesados conforme al método convencional del MEB y cubiertos o metalizados en oro con un rociador Bio-Rad, modelo SC 5000 (Holanda).

Toda la muestra de dientes se examinó con un microscopio electrónico de barrido Philips 515 (Holanda) a 15 Kv.

Medidas de aspereza (rugosidad)

El grado de aspereza (rugosidad) de la superficie del esmalte fue medido con un rugosímetro Mituyo Sufest 201 (Japón) medidor de aspereza de superficies.

Las medidas se efectuaron en dientes tratados con láser y dientes control, usando un valor de corte (λ_c) de 0,25 mm y una longitud de evaluación ($5 \times \lambda_c$) de 1,25 mm.

Se obtuvieron varios parámetros de los perfiles de aspereza (rugosidad). Los más significativos fueron R_a (desviación inferior aritmética de los perfiles de aspereza) y P_c (peak count - cómputo tope); definidos como sigue:

$$R_a = \frac{1}{l_m} \int_0^{l_m} |f(x)| dx;$$

ES 2 334 623 B1

- Ra, es la aritmética inferior de los valores absolutos de los perfiles desviados de la línea central con la evaluación de la longitud l_m .

- Los perfiles de aspereza se dan como $Y = f(x)$, con el eje "x" para el centro de la línea, y el eje "y" en la dirección de la magnificación de la vertical.

- Pc, es el número de perfiles tope (máximos) por unidad de longitud. Para determinar el peak count, dos líneas paralelas se dibujan a un determinado nivel, por debajo y por encima de la línea central sobre la evaluación longitudinal. Un perfil tope es definido como la proporción del perfil saliente proyectado por encima de la línea superior, en los dos puntos adyacentes de la intersección del perfil con la línea inferior.

En este estudio se ha utilizado un nivel de $1,3 \text{ m}\mu$ para determinar el peak count (cómputo tope).

Resultados del tratamiento

La superficie del esmalte dental humano, normalmente muestra una estructura algo suave, que puede ser observada por el MEB.

En el esmalte dental humano sano y sin tratamiento alguno, los relieves estructurales más significativos están representados por el perikimata (21) (periquimatías) que son regularmente distribuidos como múltiples y pequeñas olas (Figuras 17, 18, 19 y 20).

Una típica medida de aspereza (rugosidad) de esta superficie es la obtenida sobre la superficie labial de un premolar humano sano y cuyos parámetros son: $Ra = 1,6 \pm 0,1 \text{ m}\mu$, y $Pc = 0 \text{ cm}^{-1}$ (Figura 21).

En una superficie de esmalte grabado con ácido, a microscopía electrónica de barrido la morfología característica de los prismas de hidroxiapatita así como la materia interprismática son claramente observadas y donde además, la estructura poliédrica de los prismas también es vista con nitidez.

La aspereza y rugosidad del esmalte grabado con ácido está altamente aumentada. Este aumento está representado por una elevación de los parámetros Ra y Pc en relación con aquellos valores correspondientes al esmalte sano no grabado.

En todas las muestras grabadas con ácido, se estudió que Ra fluctuaba de $1,8$ a $2,3 \text{ m}\mu$ y Pc de 35 a 50 cm^{-1} .

Los efectos producidos por la aplicación del láser bajo determinados parámetros sobre la superficie de un esmalte previamente grabado con ácido y visto al MEB revela la pérdida de la estructura característica de los prismas debido a la fusión superficial del esmalte dental (Figura 22).

Este cambio estructural está relacionado directamente con la disminución general de la superficie áspera y rugosa (Figura 23), teniendo en cuenta la importancia de que el esmalte grabado con ácido se pudo evaluar midiendo su perfil.

Los valores de los parámetros de aspereza (rugosidad) que se obtuvieron después del tratamiento con láser, fluctúan para Ra de $1,2$ a $1,6 \text{ m}\mu$ y para Pc de 0 a 5 cm^{-1} .

Los valores comparativos de los parámetros de aspereza (rugosidad) que se obtuvieron son:

Muestra control de dientes no grabados y no tratados láser	Muestra tratada de dientes grabados y no tratados láser	Muestra tratada de dientes grabados y tratados láser
(a)	(b)	(c)
Ra: $1,6 \pm 0,1 \text{ m}\mu$	$1,8$ a $2,3 \text{ m}\mu$	$1,2$ a $1,6 \text{ m}\mu$
Pc: 0 cm^{-1}	35 a 50 cm^{-1}	0 a 5 cm^{-1}

La muestra de dientes grabados con ácido y tratados con láser presentaba una superficie más lisa, es decir, con menos aspereza (rugosidad) que la muestra control.

En la Figura 24, se pueden observar los perfiles de aspereza (rugosidad) obtenidos en la cara vestibular sobre la superficie del esmalte de distintas muestras dentales:

- 5 a) Perfiles de aspereza (rugosidad) de la muestra dental control, dientes no grabados con ácido y no tratados con láser.
- b) Perfiles de aspereza (rugosidad) de la muestra dental tratada, dientes grabados con ácido y no tratados con láser.
- 10 c) Perfiles de aspereza (rugosidad) de la muestra dental tratada, dientes grabados con ácido y tratados posteriormente con láser de Nd:YAG.

Se observa el mayor incremento de la aspereza (rugosidad) del esmalte después del grabado ácido (b) y su descenso o pérdida de aspereza después de la aplicación del láser (c) llegando incluso esta última a ser menor que la muestra control (a). Esto indica que la absorción de energía láser fue suficiente para modificar la estructura de la superficie del esmalte grabado con ácido, sin necesidad de cubrirlo con sustancias colorantes absorbentes.

Ejemplo 4

Tratamiento correctivo de la caries dental. Estudio de nueva tecnología con láser de Neodimio:YAG e hidroxiapatita mineral como nuevo material de obturación y restauración de dientes humanos

Naturaleza y procesado de la muestra

Para llevar a cabo el procedimiento objeto de la presente invención, se seleccionó una muestra compuesta por 350 dientes humanos. Los criterios de selección fueron que debían mostrar caries dental (250 dientes) o fracturas de la corona (100 restantes).

El interior de cada diente con caries se trató para eliminar ese tejido careado con fresas de diamante y carburo de tungsteno Komet (Alemania); ubicadas sobre una turbina Kavo (Alemania) refrigerada con agua. Todo el interior de las cavidades y bordes de las preparaciones se grabaron con ácido ortofosfórico al 36%, durante 30 segundos el esmalte y 15 segundos la dentina; posteriormente se lavaron con abundante agua y se secaron.

Las cavidades fueron realizadas, preparadas y tratadas por el mismo operador para minimizar el posible error experimental.

Todos los dientes de la muestra se fijaron con 2,5% de glutaraldehído en 0,1 M de fosfato de sodio amortiguado (pH = 7,02), a 4°C, durante 12 horas. A continuación se lavaron con el mismo amortiguador en 3 baños de 10 minutos cada uno y después con agua destilada.

Medidas post-tratamiento

Se realizaron medidas de dureza sobre secciones transversales de las obturaciones de biomaterial aplicadas con láser, para confirmar si esta dureza es similar a la del esmalte dental sano.

Los efectos generados sobre el biomaterial por la irradiación del láser Nd:YAG se estudiaron en su microdureza y permeselectividad siendo evaluados por los estudios de Knoop y por la teoría Teorell-Meyer-Sievers, respectivamente.

Los dientes tratados fueron estudiados con el microscopio electrónico de barrido (MEB) en toda su superficie externa y en la zona interna de unión entre el biomaterial de la obturación y el propio diente (esmalte y dentina).

También se hicieron medidas de rugosidad (aspereza) después de aplicar el biomaterial con láser, tanto en las superficies de la obturación y restauración, como en la superficie del esmalte adyacente.

La muestra total se distribuyó al azar de la siguiente forma: 80 dientes con caries y 25 con fractura se utilizaron para el estudio de dureza y observación en el analizador del MEB; otros 80 dientes careados y 30 fracturados para el estudio de microdureza y permeselectividad; y como último grupo, 90 dientes con caries y 45 con fracturas para medidas de rugosidad (aspereza) y observaciones con el MEB.

Los dientes de la muestra para medidas de dureza se pulieron con un papel específico en una máquina pulidora Buehler Motopol 8 (Alemania).

Posteriormente, fueron pulidos en serie con 15 μ , 6 μ y 1 μ de diamante abrasivo Buehler (Alemania) y después con spray de diamante Buehler Metadi (Alemania) sobre un paño de pulido Buehler (Alemania).

ES 2 334 623 B1

Los dientes de la muestra para los estudios de permeabilidad, se incrustaron en una resina epoxídica y se pulieron; finalmente una sección de 800 μ m fue cortada usando una sierra o cortadora de baja velocidad Buehler Isometo (Alemania) y se montaron en una concentración celular.

5

Composición y aplicación del biomaterial: pasta de hidroxiapatita

La composición de la pasta de biomaterial aplicada sobre las piezas dentales fue la siguiente: hidroxiapatita mineral densa, pulverizada y micronizada, mezclada con gelatina para formar una pasta muy consistente y espesa. La densidad de la pasta fue controlada por un densitómetro Isaka RX-10 (Japón).

10

Se utilizó esta pasta de hidroxiapatita como material de obturación y restauración de los dientes; su aplicación se realizó con un instrumento condensador-modelador Aesculap 1057 (Alemania) y por capas, siendo cada capa de 1 mm de espesor aproximadamente.

15

Irradiación láser Nd:YAG

La hidroxiapatita se sometió durante su aplicación a irradiación con un láser DCR-2 Nd:YAG Laboratory Laser System de Quanta-Ray (Reino Unido).

20

Asimismo, cada capa de pasta de hidroxiapatita se fundió con el mismo láser a las paredes de la preparación, dentina y/o esmalte dental.

Condiciones de irradiación láser Nd:YAG

25

Las condiciones de irradiación láser Nd:YAG aplicadas fueron las siguientes:

Densidad: 28 J/mm².

30

Frecuencia: 5 kHz.

Energía de pulso: 8 mJ/pulso.

35

Tamaño del spot: 3 mm.

Tiempo de exposición: 5 seg.

Potencia de pico: 72 kW.

40

Anchura de pulso: 120 nseg.

Energía media: 40 w.

45

Energía total de aplicación: 200 J.

Se utilizó un láser de Helio-Neon Siemens LGK 7672 (Meinchen, Alemania) para visualizar y localizar el rayo láser en la zona tratada.

50

Medidas post-tratamiento

Medidas de dureza

Se realizaron con un medidor de durezas Matsuzawa MTH-1 (Japón) utilizando un puntero de diamante y bajo una carga de 10 g.

55

Los números de dureza KDN, fueron calculados desarrollando la ecuación:

60

$$KHN = 14230 \times F/L^2$$

donde L es la longitud de cada depresión (entrada) del diamante en micras y F es la aplicación de la fuerza en gramos.

65

Medidas de microdureza

Un diamante Knoop en un medidor de microdurezas Matsuzawa MTH-1 (Japón) se usó bajo 50 g de carga.

Fueron hechas 20 depresiones a 150 μ , se separaron a intervalos regulares de espacio (equidistantes) sobre el altiplano de la hidroxiapatita de cada diente.

Las medidas de microdureza sobre el material de obturación y restauración, en este caso hidroxiapatita mineral y sobre el esmalte dental adyacente, las realizó el mismo operador para minimizar el error experimental.

Medidas de permeselectividad

Todas las soluciones para las medidas de permeselectividad fueron preparadas a base de unas sales de grado reactivo y agua destilada.

Se amortiguaron con fosfato de sodio a pH = 7,02 y la influencia de los iones del amortiguador sobre el campo electromagnético (e.m.f.) fue desechada.

La base del cálculo es la teoría Teorell-Meyer-Sievers (TMS) que describe el transporte de los iones a través de una membrana porosa cargada, cuyas caras están en equilibrio con una solución del mismo electrolito.

El potencial total de la membrana, E, se calcula:

$$E = \frac{R \cdot T}{F} \left[U \cdot \ln \left(\frac{\sqrt{X^2 + 4a_2^2} + U \cdot X}{\sqrt{X^2 + 4a_1^2} + U \cdot X} \right) + \ln \left(\frac{a_2}{a_1} \right) \cdot \left(\frac{\sqrt{X^2 + 4a_1^2} + X}{\sqrt{X^2 + 4a_2^2} + X} \right) \right]$$

donde R es la constante del gas, F es la constante de Faraday, $U = (D-1 \div D+1)$, a y X son la carga de la membrana, X y D se determinan aplicando un método interactivo de mínimos ajustes.

Observaciones con el microscopio electrónico de barrido

Una vez tratados con el biomaterial y el láser Nd:Yag, los dientes que componían la muestra fueron ampliamente estudiados por el analizador del microscopio electrónico de barrido.

Los dientes de la muestra fueron procesados conforme al método convencional y cubiertos en oro, con un metalizador Bio-Rad, modelo SC 5000 (Holanda).

Asimismo, estos dientes se examinaron posteriormente con un MEB Philips 515 (Holanda) a 20 kV.

Medidas de rugosidad (aspereza)

El grado de rugosidad de la superficie de la obturación y restauración de hidroxiapatita mineral, fue medido con un Mituyo Sufstest 201 (Japón), medidor de rugosidad y aspereza de superficies.

Se utilizó un valor de corte (λ_c) de 0,25 mm y una longitud de evaluación ($5 \times \lambda_c$) de 1,25 mm.

Se utilizaron los parámetros de rugosidad Ra y Pc. Los más significativos fueron Ra (desviación inferior aritmética de los perfiles de aspereza) y Pc (peak count - cómputo tope); definido como sigue:

$$R_a = \frac{1}{l_m} \int_0^{l_m} |f(x)| dx;$$

- Ra, es la aritmética inferior de los valores absolutos de los perfiles desviados de la línea central con la evaluación de la longitud l_m .

- Los perfiles de aspereza se dan como $Y = f(x)$, con el eje "x" para el centro de la línea, y el eje "y" en la dirección de la magnificación de la vertical.

- Pc, es el número de perfiles tope (máximos) por unidad de longitud. Para determinar el peak count, dos líneas paralelas se dibujan a un determinado nivel, por debajo y por encima de la línea central sobre la evaluación longitudinal. Un perfil tope es aquel que se define como la proporción del perfil saliente, proyectado por encima de la línea superior, en los dos puntos adyacentes de la intersección del perfil con la línea inferior.

En este trabajo hemos usado un nivel de 1,3 mμ para determinar el peak count (cómputo tope).

Para el estudio de los dientes también se usó un microscopio óptico Zeiss de luz polarizada (Alemania).

5 *Resultados del tratamiento*

La hidroxiapatita mineral, fundida con láser de Nd:YAG y usada como material de obturación y restauración, presentaba una estructura totalmente amorfa, sin distribución cristalográfica, densa y compacta (Figuras 25 y 26).

10 La microfusión de la hidroxiapatita mineral no se acompañó de formación de grietas (Figuras 27, 28 y 29).

La dureza de la hidroxiapatita mineral, medida en KDN y según la ecuación KHN, es similar a la del esmalte dental sano.

15 La permeabilidad de la hidroxiapatita mineral es nula o prácticamente inexistente.

Los valores de microdureza Knoop de la hidroxiapatita mineral obtenidos, oscilan entre 335 y 380, estando dentro de la gama de microdureza del esmalte sano, es decir, de 340 a 388, valores publicados por otros autores ([37], [38], [39], [40] y [41]).

20 La medida de rugosidad obtuvo los parámetros de $Ra = 1,4$ a $1,8 \text{ m}\mu$ y $Pc = 2$ a 5 cm^{-1} , que comparándolos con los del esmalte dental sano es equivalente y muy similar. Una típica medida de aspereza (rugosidad) del esmalte sano, es la obtenida sobre la superficie labial de un premolar humano sano, cuyos parámetros son: $Ra = 1,6 \pm 0,1 \text{ m}\mu$, y $Pc = 0 \text{ cm}^{-1}$.

Esto indica que la absorción de energía fue suficiente para producir la microfusión de la hidroxiapatita mineral sin necesidad de usar sustancias colorantes absorbentes (Figuras 30 y 31).

30 No se detectaron restos del excipiente (gelatina) de la pasta de hidroxiapatita, después del microfundido, lo que demuestra que siendo el vehículo necesario para la obtención de una consistencia pastosa, al aplicarlo sobre la cavidad, dicho excipiente es volatilizado por la radiación láser, quedando totalmente compacta la hidroxiapatita mineral fundida (Figuras 32 y 33).

35 La unión entre la dentina y el esmalte dental con la hidroxiapatita mineral es por fusión de ambas partes (Figuras 34, 35, 36 y 37), lo que le da una altísima y mayor resistencia que las retenciones mecánico-retentivas (amalgamas) y adhesivas (ionómeros de vidrio y composites).

40 La aplicación de la radiación láser se produce con una máxima energía, en un periodo de tiempo muy breve, por lo que no causa daño térmico en tejidos blandos, ni en la pulpa dental.

Descripción de las figuras

45 Figura 1. Vista al microscopio electrónico de barrido (MEB): Aspecto normal del esmalte dental humano. Distribución estructural en forma de prismas perpendiculares a la superficie exterior.

Figura 2. MEB: Aspecto normal del esmalte dental humano. La distribución de los prismas de hidroxiapatita es perpendicular a la superficie exterior del esmalte, dando al diente una considerable resistencia mecánica.

50 Figura 3. Diente (incisivo) impregnado de colorante para aumentar la energía de absorción láser. El colorante que se aplicó en este diente fue la tinta china.

Figura 4. Diente con colorante absorbente (tinta china) preparado en resina epoxídica.

55 Figura 5. Aspecto antiestético del esmalte después de irradiarlo con láser. Restos de colorante atrapados en la estructura adamantina o esmalte del diente.

Figura 6. MEB: Impactos de esmalte fundido con láser superpuestos en forma de rebanadas. Aspecto de las grietas producidas.

Figura 7. MEB: Aspecto de la grieta del esmalte después de la irradiación con láser.

65 Figura 8. MEB: Aspecto del esmalte fundido e impactado en rebanadas y formación de grietas después de la irradiación con láser.

Figura 9. MEB: Aspecto de la grieta formada en el esmalte tras la aplicación del láser.

ES 2 334 623 B1

Figura 10. MEB: Aspecto del esmalte fundido y grieta instantánea a la aplicación del láser.

Figura 11. MEB: Aspecto de la superficie del esmalte normal después de preparar la muestra dental.

5 Figura 12. Diente (canino) todo recubierto con cera resistente al ácido y con dos ventanas en el esmalte, una control y otra para la aplicación del láser de Nd:YAG.

10 Figura 13. Corona dental (molar) cortada previamente para separarla de la raíz y toda recubierta con cera resistente al ácido y sus dos ventanas en el esmalte, una control y la otra para la aplicación del láser de Nd:YAG.

10 Figura 14. MEB: Se observa la pérdida de las características estructurales superficiales del esmalte en la zona superior tratada con láser (esmalte microfundido), y conservación estructural en la zona inferior no tratada. No se formaron grietas tras la aplicación del láser.

15 Figura 15. MEB: Aspecto de la pérdida de las características estructurales superficiales del esmalte en la zona superior tratada con láser (esmalte microfundido) y conservación estructural en la zona inferior no tratada. No se formaron grietas tras la irradiación con láser.

20 Figura 16. MEB: Aspecto de la microfusión del esmalte en la zona inferior tratada con láser. No se acompañó de formación de grietas.

Figura 17. MEB: Distribución estructural normal del esmalte dental representado por el perikimata (periquematíes), formando pequeñas olas.

25 Figura 18. MEB: Distribución estructural normal del esmalte dental representado por el perikimata (periquematíes), formando pequeñas olas.

Figura 19. MEB: Distribución estructural normal del esmalte dental representado por el perikimata (periquematíes), formando pequeñas olas.

30 Figura 20. MEB: Distribución estructural normal del esmalte dental representado por el perikimata (periquematíes), formando pequeñas olas.

Figura 21. Diente (molar) en resina epoxídica para la medida de aspereza o rugosidad.

35 Figura 22. MEB: Microfundido superficial de los prismas del esmalte producido por láser y pérdida de aspereza y rugosidad superficial.

40 Figura 23. MEB: Pérdida de la estructura superficial de los prismas del esmalte debido al microfundido del mismo producido por el tratamiento con láser de Nd:YAG. Hay pérdida de aspereza y rugosidad superficial.

Figura 24. Gráfico de los perfiles de aspereza (rugosidad) de las muestras dentales (a), (b) y (c).

45 Figura 25. MEB: Estructura amorfa, densa y compacta de la hidroxiapatita mineral fundida por láser y utilizada como material de obturación y restauración dental.

50 Figura 26. MEB: En la zona izquierda se observa la hidroxiapatita mineral fundida por láser y su unión al esmalte dental de la zona derecha no tratada, con las características superficiales normales del mismo. En la zona tratada hay una total ausencia de grietas.

50 Figura 27. MEB: En la zona inferior se observa la hidroxiapatita mineral fundida por el láser y su unión al esmalte dental de la zona superior no tratada, con las características superficiales normales del mismo. En la zona tratada hay una total ausencia de grietas.

55 Figura 28. MEB: Hidroxiapatita mineral fundida por el láser con su aspecto amorfo superficial.

Figura 29. MEB: Ausencia de grietas en la zona superior tratada con láser y observamos la unión por fusión de la hidroxiapatita mineral con el esmalte dental normal de la zona inferior.

60 Figura 30. Microscopio óptico Zeiss de luz polarizada (Alemania), para el estudio de los dientes a menos aumentos.

Figura 31. Microscopio óptico (M/O): Se observan las zonas de unión por microfusión (flechas) de la hidroxiapatita mineral fundida y la estructura dental (dentina y esmalte) en dos obturaciones (una de ellas identificada con un gel azul).

65 Figura 32. M/O: Se observan las zonas de unión por microfusión (flechas) de la hidroxiapatita mineral fundida y la estructura dental (dentina y esmalte) en una obturación. No se observan restos de gelatina de la pasta.

Figura 33. M/O: Se observan las zonas de unión por microfusión (flechas) de la hidroxiapatita mineral fundida y la estructura dental (dentina y esmalte) en una obturación. No se observan restos de gelatina de la pasta.

Figura 34. M/O: Se observan las zonas de unión por microfusión (flechas) de la hidroxiapatita mineral fundida y la estructura dental (dentina y esmalte) en una obturación.

Figura 35. M/O: Se observan las zonas de unión por microfusión (flechas) de la hidroxiapatita mineral fundida y la estructura dental (dentina y esmalte) en una obturación.

Figura 36. M/O: Se observan las zonas de unión por microfusión (flechas) de la hidroxiapatita mineral (H) fundida y la estructura dental (dentina y esmalte) en una restauración.

Figura 37. M/O: Se observan las zonas de unión por microfusión (flechas) de la hidroxiapatita mineral (H) fundida y la estructura dental (dentina y esmalte) en una restauración.

Bibliografía

1. **Zhang XZ, Anderson P, Dowker SE, Elliott JC.** Optical profilometric study of changes in surface roughness of enamel during *in vitro* demineralization. *Caries Res.* 2000 Mar-Apr; 34(2):164-74.

2. **Kawasaki K, Tanaka Y, Takagi O.** Crystallographic analysis of demineralized human enamel treated by laser-irradiation or remineralization. *Arch Oral Biol.* 2000 Sep; 45(9):797-804.

3. **Margolis HC, Zhang YP, Lee CY, Kent RL Jr, Moreno EC.** Kinetics of enamel demineralization *in vitro*. *J Dent Res.* 1999 Jul; 78(7):1326-35.

4. **Brookes SJ, Shore RC, Robinson C, Wood SR, Kirkham J.** Copper ions inhibit the demineralisation of human enamel. *Arch Oral Biol.* 2003 Jan; 48(1):25-30.

5. **Kuhar M, Cevc P, Schara M, Funduk N.** *In vitro* permeability and scanning electron microscopy study of acid-etched and ground enamel surfaces protected with dental adhesive coating. *J Oral Rehabil.* 1999 Sep; 26(9):722-30.

6. **Turssi CP, Schiavoni RJ, Serra MC, Froner IC.** Permeability of enamel following light-activated power bleaching. *Gen Dent.* 2006 Sep-Oct; 54(5):323-6.

7. **Zanet CG, Arana-Chavez VE, Fava M.** Scanning electron microscopy evaluation of the effect of etching agents on human enamel surface. *J Clin Pediatr Dent.* 2006 Spring; 30(3):247-50.

8. **Pick RM.** Lasers in dentistry: where we are today. *Dent Today.* 2000 Sep; 19(9):50-3.

9. **Cernavin I, Hogan SP.** The effects of the Nd:YAG laser on amalgam dental restorative material. *Aust Dent J.* 1999 Jun; 44(2):98-102.

10. **Neev J, Nelson JS, Critelli M, McCullough JL, Cheung E, Carrasco WA, et al.** Ablation of human nail by pulsed lasers. *Lasers Surg Med.* 1997; 21(2):186-92.

11. **Yamada MK, Uo M, Ohkawa S, Akasaka T, Watari F.** Three-dimensional topographic scanning electron microscope and Raman spectroscopic analyses of the irradiation effect on teeth by Nd:YAG, Er: YAG, and CO(2) lasers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004 Oct 15; 71(1):7-15.

12. **McCormack SM, Fried D, Featherstone JD, Glena RE, Seka W.** Scanning electron microscope observations of CO2 laser effects on dental enamel. *J Dent Res.* 1995 Oct; 74(10):1702-8.

13. **Anic I, Segovic S, Katanec D, Prskalo K, Najzar-Fleger D.** Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO2, and Nd:YAG laser. *J Endod.* 1998 Feb; 24(2):77-81.

14. **McDavid VG, Cobb CM, Rapley JW, Glaros AG, Spencer P.** Laser irradiation of bone: III. Long-term healing following treatment by CO2 and Nd:YAG lasers. *J Periodontol.* 2001 Feb; 72(2):174-82.

15. **Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Powell GL, Blankenau RJ.** Surface morphology of sound enamel after argon laser irradiation: an *in vitro* scanning electron microscopic study. *J Clin Pediatr Dent.* 1996 Fall; 21(1):55-9.

16. **Hsu CY, Jordan TH, Dederich DN, Wefel JS.** Effects of low-energy CO2 laser irradiation and the organic matrix on inhibition of enamel demineralization. *J Dent Res.* 2000 Sep; 79(9):1725-30.

17. **Aminzadeh A, Shahabi S, Walsh LJ.** Raman spectroscopic studies of CO2 laser-irradiated human dental enamel. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc.* 1999 Jun; 55A(6):1303-8.

18. **Bahar A, Tagomori S.** The effect of normal pulsed Nd-YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. *Caries Res.* 1994; 28(6):460-7.

19. **Gelskey SC, White JM, Gelskey DE, Kremers W.** Vapor emissions resulting from Nd:YAG laser interaction with tooth structure. *Dent Mater.* 1998 Nov; 14(6):453-7.

20. **Myaki SI, Watanabe IS, Eduardo Cde P, Issao M.** Nd:YAG laser effects on the occlusal surface of premolars. *Am J Dent.* 1998 Jun; 11(3):103-5.

21. **Harris DM, White JM, Goodis H, Arcoria CJ, Simon J, Carpenter WM, et al.** Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd:YAG dental laser. *Lasers Surg Med.* 2002; 30(5):342-50.

22. **Yamada Y, Hossain M, Kawanaka T, Kinoshita J, Matsumoto K.** Removal effects of the Nd:YAG laser and Carisolv on carious dentin. *J Clin Laser Med Surg.* 2000 Oct; 18(5):241-5.

23. **Depraet FJ, De Bruyne MA, De Moor RJ.** The sealing ability of an epoxy resin root canal sealer after Nd:YAG laser irradiation of the root canal. *Int Endod J.* 2005 May; 38(5):302-9.

24. **Pick RM.** Lasers in dentistry: where we are today. *Dent Today.* 2000 Sep; 19(9):50-3. No abstract available.

25. **Ferro D, Barinov SM, Rau JV, Teghil R, Latini A.** Calcium phosphate and fluorinated calcium phosphate coatings on titanium deposited by Nd:YAG laser at a high fluence. *Biomaterials.* 2005 Mar; 26(7):805-12.

26. **Kobayashi CA, Fujishima A, Miyazaki T, Kimura Y, Matsumoto K, Osada T, et al.** Effect of Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of glass-ionomer luting cement to dentin surface. *Int J Prosthodont.* 2003 Sep-Oct; 16(5):493-8.

27. **Pioch T, Moller D, Staehle HJ, Hoppe W.** Solubility of enamel and synthetic hydroxylapatite on irradiation. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1991 Jun; 46(6):413-5. German.

28. **Quintana E, Marquez F, Roca I, Torres V, Salgado J.** Some morphologic changes induced by Nd:YAG laser on the noncoated enamel surface: a scanning electron microscopy study. *Lasers Surg Med.* 1992; 12(2):131-6.

29. **Swift EJ Jr, Edwards GS, Perdigao J, Thompson JY, Nunes MF, Ruddell DE, et al.** Free-electron laser etching of dental enamel. *J Dent.* 2001 Jul; 29(5):347-53.

30. **Sazak H, Turkmen C, Gunday M.** Effects of Nd: YAG laser, air-abrasion and acid-etching on human enamel and dentin. *Oper Dent.* 2001 Sep-Oct; 26(5):476-81.

31. **Zentner A, Duschner H.** Structural changes of acid etched enamel examined under confocal laser scanning microscope. *J Orofac Orthop.* 1996 Aug; 57(4):202-9. English, German.

32. **Korytnicki D, Mayer MP, Daronch M, Singer Jda M, Grande RH.** Effects of Nd:YAG laser on enamel microhardness and dental plaque composition: an *in situ* study. *Photomed Laser Surg.* 2006 Feb; 24(1):59-63.

33. **Kuramoto Junior M, Matson E, Turbino ML, Marques RA.** Microhardness of Nd:YAG laser irradiated enamel surfaces. *Braz Dent J.* 2001; 12(1):31-3.

34. **Kielbassa AM, Wrbas KT, Schulte-Monting J, Hellwig E.** Correlation of transversal microradiography and microhardness on *in situ*-induced demineralization in irradiated and nonirradiated human dental enamel. *Arch Oral Biol.* 1999 Mar; 44(3):243-51.

35. **Salama SN, Kinawi NA.** X-ray study and microhardness data of some dental enamel species. *Biomaterials.* 1989 Apr; 10(3):209-12.

36. **Fosse G, Rosengren B, Skaale S, Leknes K, Wulff L.** An *in vivo* method for microhardness measurements on human teeth. *Scand J Dent Res.* 1986 Feb; 94(1):27-37.

37. **Demetriades A, Koulourides T.** Experimental studies of dental caries. Measurements of enamel microhardness. *Stomatologia (Athenai).* 1969 Mar-Apr; 26(2):69-78. Greek, Modern.

38. **Marquez F, Quintana E, Roca I, Salgado J.** Physical-mechanical effects of Nd:YAG laser on the surface of sound dental enamel. *Biomaterials.* 1993; 14(4):313-6.

39. **Danilina TF, Bagmutov VP, Slayskii IuI.** The microhardness of dental tissues as an index of their normal functional stability and in pathological states. *Stomatologiya (Mosk).* 1998; 77(3):9-11. Russian.

ES 2 334 623 B1

40. **Klinger** HG, **Wiedemann** W, **Docos** E. Mechanical properties and acid solubility of the dental surface. I. Microhardness. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1980 Aug; 35(8):823-7. German.

5 41. **Florin** R, **Herrmann** C, **Bernhardt** W. Measuring microhardness of laser exposed tooth surface. *Stomatol DDR*. 1990 Feb; 40(2):49-51. German.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para el tratamiento correctivo de la caries dental que comprende las etapas de: (i) eliminar el tejido careado; (ii) grabar la superficie o esmalte dental con ácido; (iii) aplicar un biomaterial sobre la superficie o esmalte dental o sobre la dentina a tratar; e (iv) irradiar la superficie o esmalte dental con un láser; donde dicho método se **caracteriza** porque

el biomaterial tiene un contenido en peso de hidroxiapatita mineral de al menos el 75%; y donde la irradiación láser se realiza con un enfoque óptico variable y regulado, desde un máximo enfoque del rayo láser hasta un total desenfoque, de tal manera que el biomaterial se irradia y funde a la superficie del esmalte dental o la dentina hasta conseguir su total fijación por microfusión.

2. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 que se **caracteriza** porque el ácido aplicado en la grabación es ácido ortofosfórico aplicado durante un tiempo comprendido entre los 0,5 y los 2 minutos.

3. Procedimiento de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 2 que se **caracteriza** porque el biomaterial consiste en un polvo y/o una pasta que contiene al menos hidroxiapatita mineral densa, pulverizada y micronizada, mezclada con gelatina.

4. Procedimiento de acuerdo con las reivindicaciones anteriores que se **caracteriza** porque la aplicación del biomaterial sobre la superficie o esmalte dental o sobre la dentina se realiza por capas.

5. Procedimiento de acuerdo con las reivindicaciones anteriores que se **caracteriza** porque la irradiación láser se realiza bajo los siguientes parámetros: (a) la densidad está comprendida entre 3 y 30 J/mm²; (b) la frecuencia de irradiación del láser está comprendida entre 1 y 10 kHz; (c) la energía de pulso está comprendida entre 1 y 10 mJ/pulso; (d) el tamaño de spot de irradiación del láser está comprendido entre 1 y 6 mm; (e) el tiempo de exposición está comprendido entre 1 y 6 segundos; (f) la potencia de pico está comprendida entre 70 kW y 125 kW; (g) la anchura de pulso está comprendida entre 100 y 130 nano segundos; (h) la energía media está comprendida entre 10 y 50 w; y (i) la energía total de aplicación está comprendida entre 15 y 220 J.

6. Procedimiento para el tratamiento preventivo de la caries dental que se **caracteriza** porque comprende la etapa de irradiar la superficie o esmalte dental o dentina con un láser; y donde dicha irradiación láser se realiza con un enfoque óptico variable y regulado, desde un máximo enfoque del rayo láser hasta un total desenfoque hasta conseguir la microfusión del esmalte dental o dentina.

7. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 6 que se **caracteriza** porque la irradiación láser se realiza bajo los siguientes parámetros: (a) la densidad está comprendida entre 3 y 30 J/mm²; (b) la frecuencia de irradiación del láser está comprendida entre 1 y 10 kHz; (c) la energía de pulso está comprendida entre 1 y 10 mJ/pulso; (d) el tamaño de spot de irradiación del láser está comprendido entre 1 y 6 mm; (e) el tiempo de exposición está comprendido entre 1 y 6 segundos; (f) la potencia de pico está comprendida entre 70 kW y 125 kW; (g) la anchura de pulso está comprendida entre 100 y 130 nano segundos; (h) la energía media está comprendida entre 10 y 50 w; y (i) la energía total de aplicación está comprendida entre 15 y 220 J.

8. Biomaterial de obturación y restauración dental que se **caracteriza** porque comprende hidroxiapatita mineral con un contenido en peso de al menos el 75%.

9. Uso del procedimiento de las reivindicaciones 1 a 5 para el tratamiento correctivo de la caries dental.

10. Uso del procedimiento de las reivindicaciones 6 y 7 para el tratamiento preventivo de la caries dental.

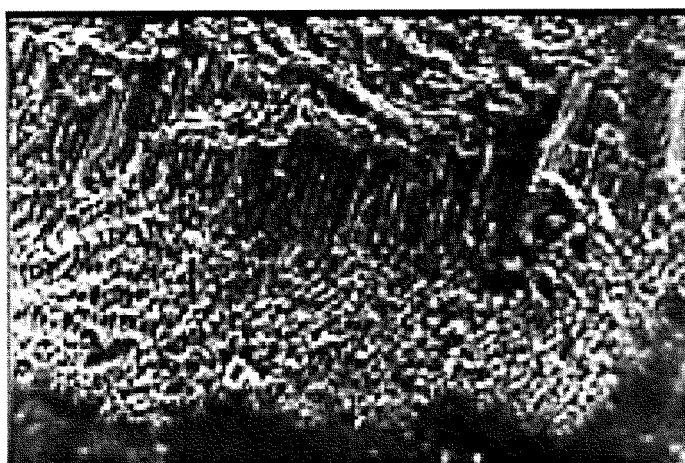


Figura 1

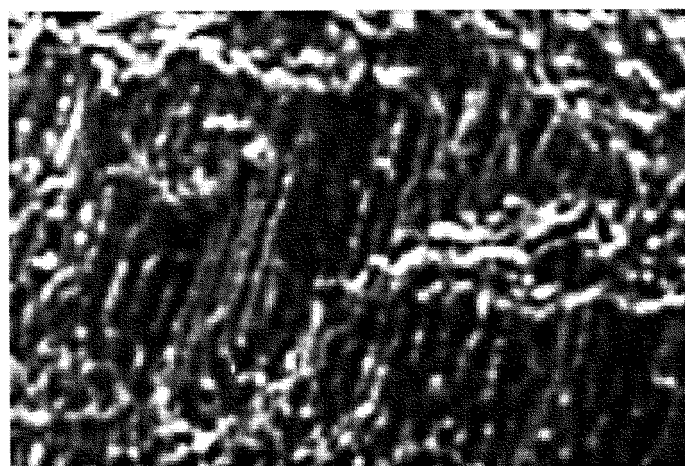


Figura 2

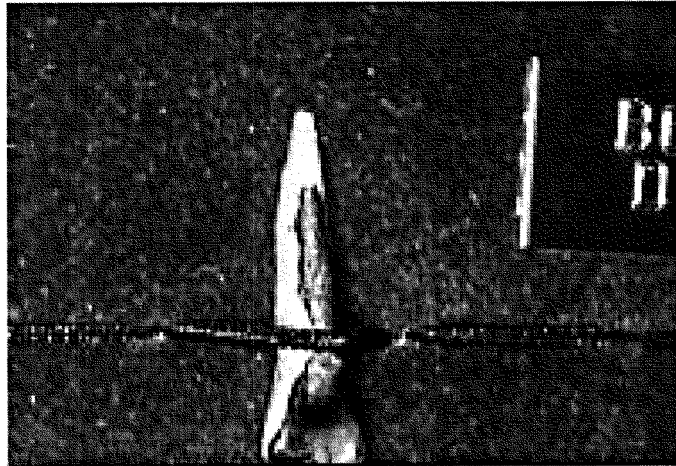


Figura 3



Figura 4

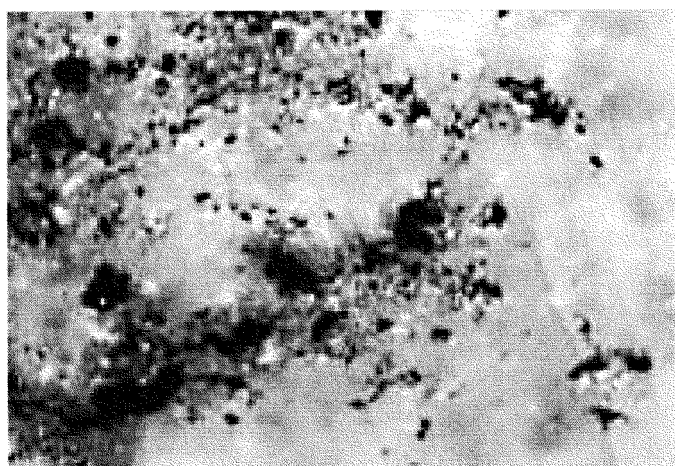


Figura 5

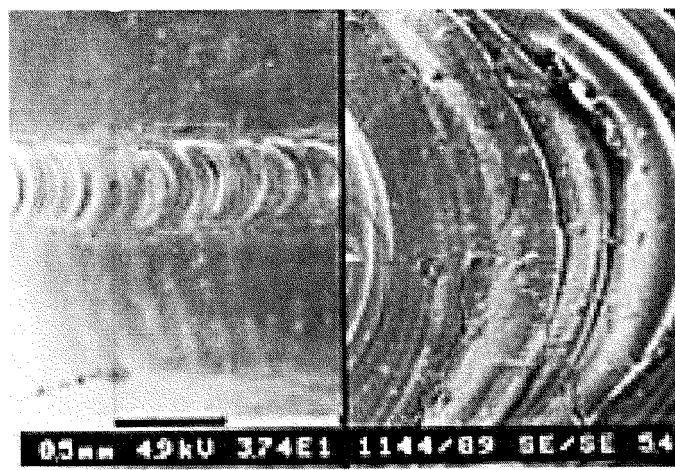


Figura 6

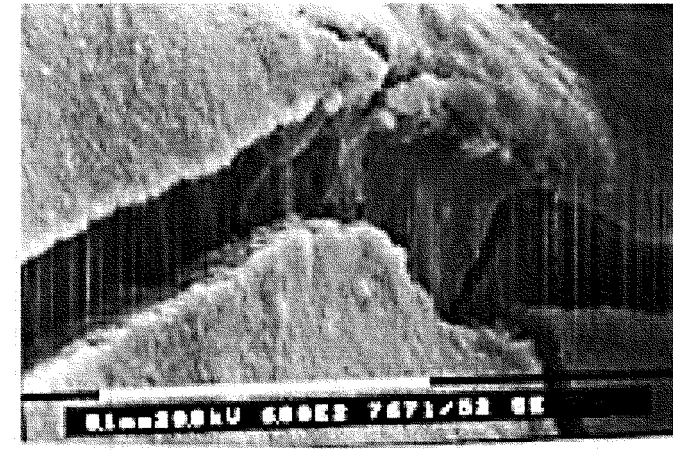


Figura 7

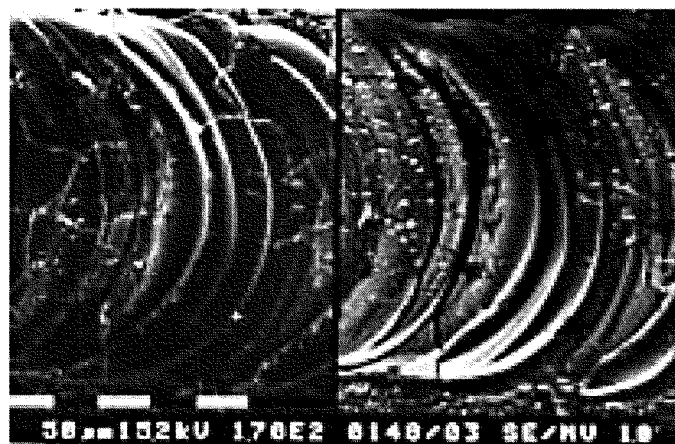


Figura 8

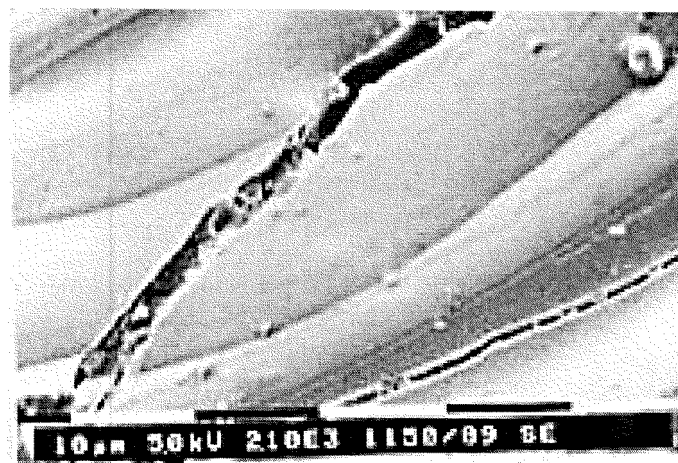


Figura 9

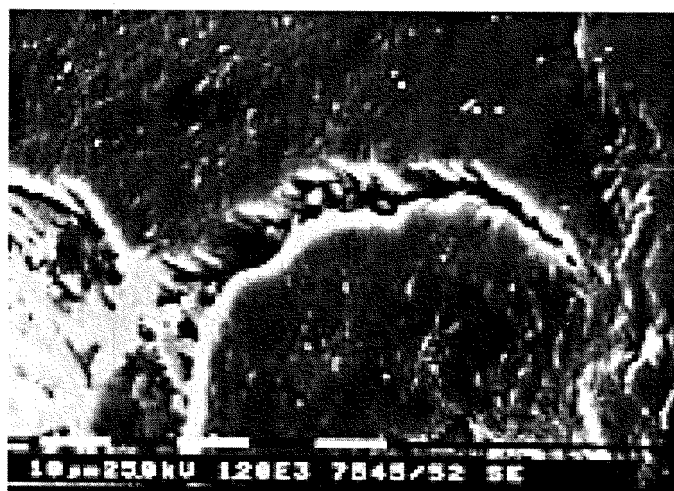


Figura 10

ES 2 334 623 B1

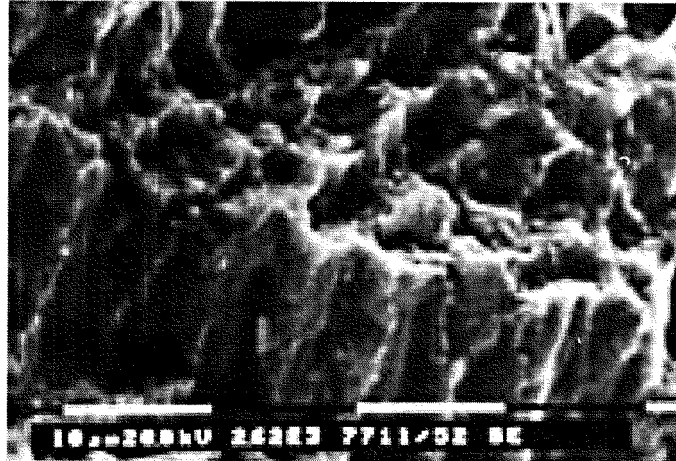


Figura 11

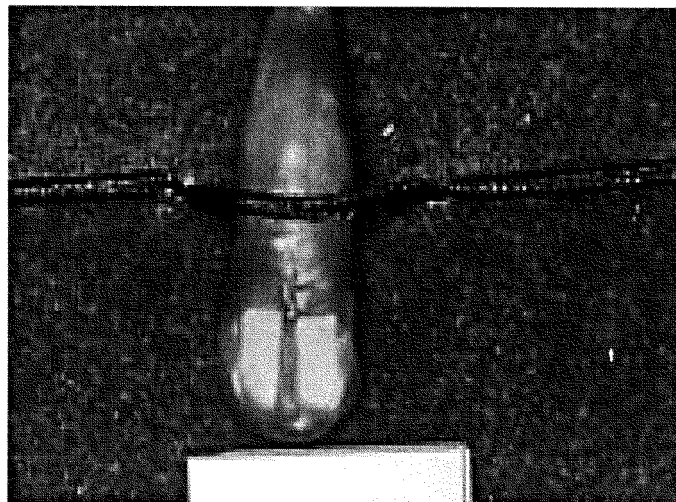


Figura 12

ES 2 334 623 B1

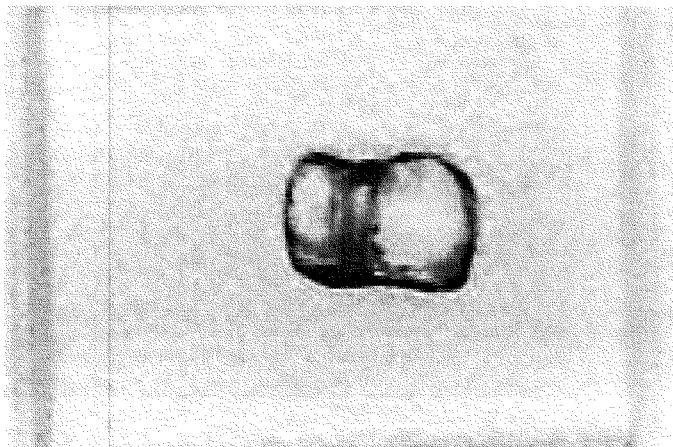


Figura 13

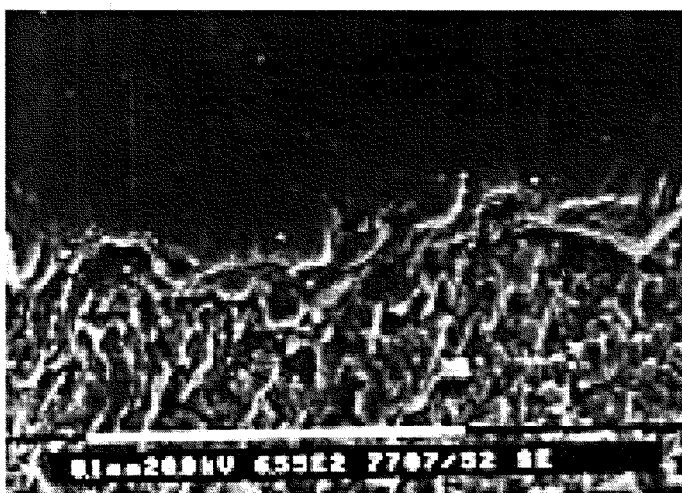


Figura 14

ES 2 334 623 B1



Figura 15



Figura 16



Figura 17

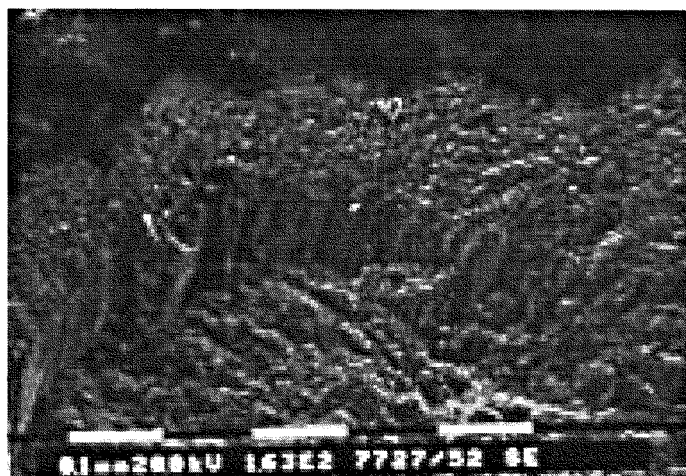


Figura 18

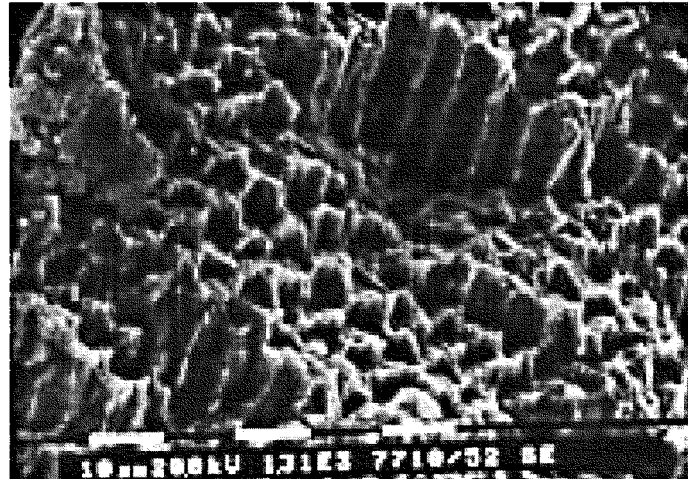


Figura 19

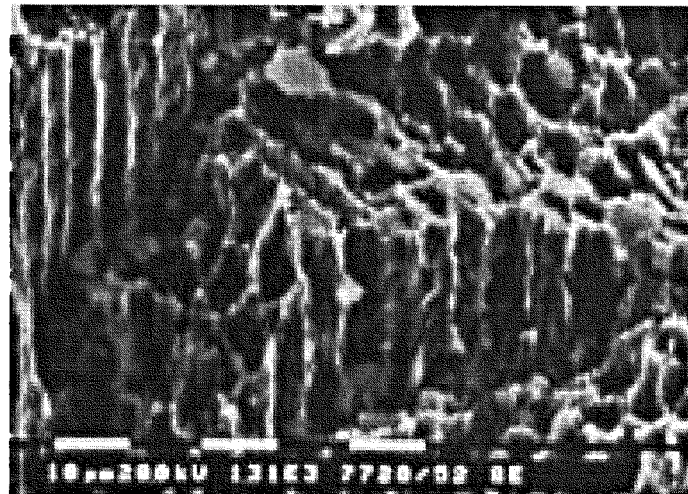


Figura 20

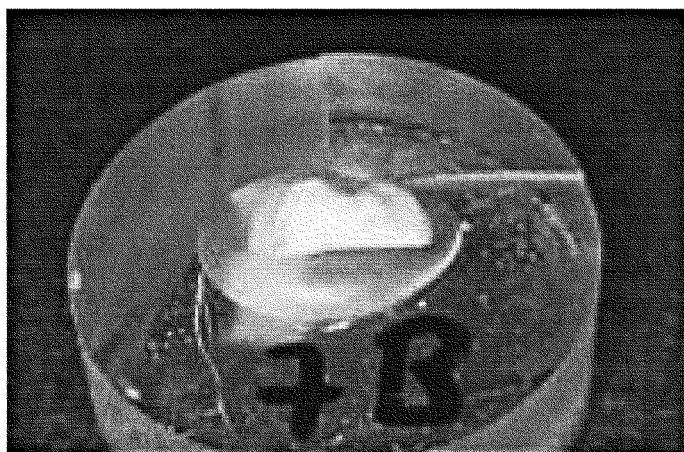


Figura 21

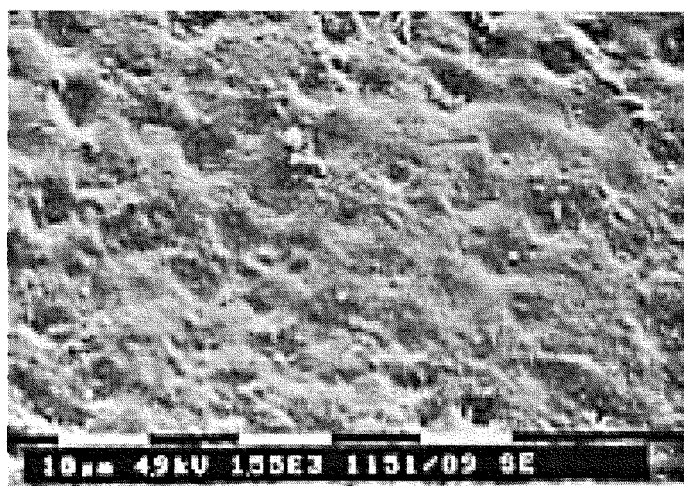


Figura 22

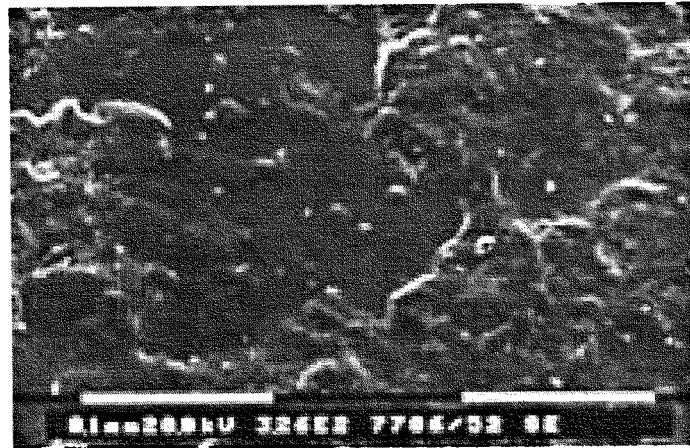


Figura 23

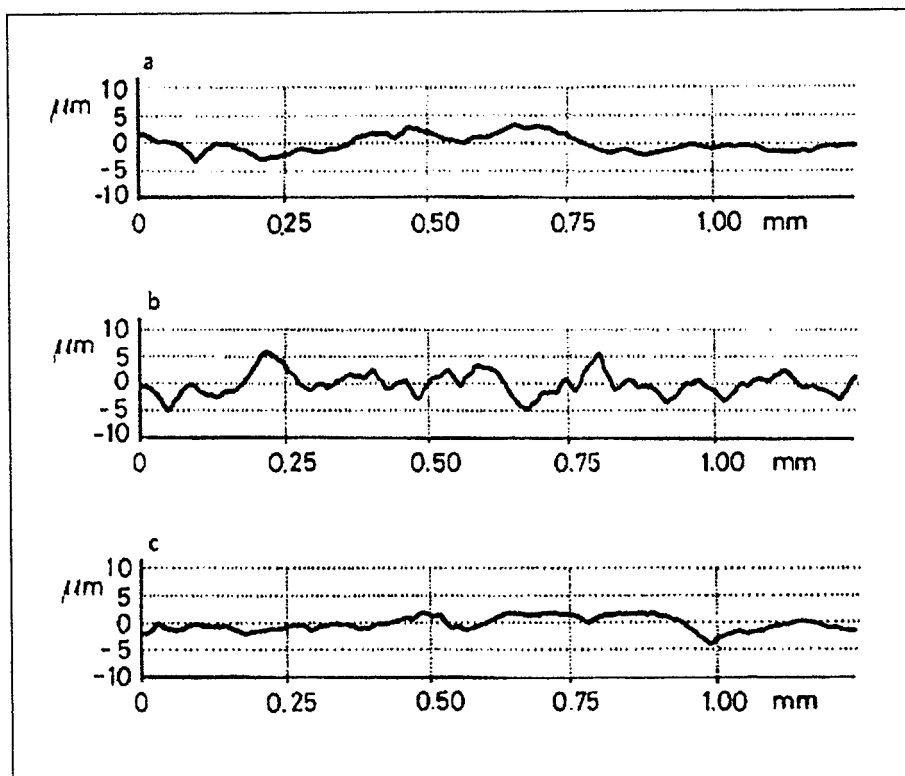


Figura 24



Figura 25

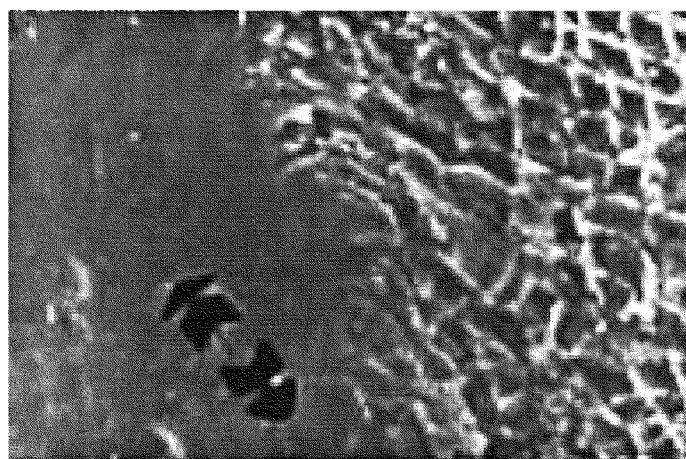


Figura 26



Figura 27

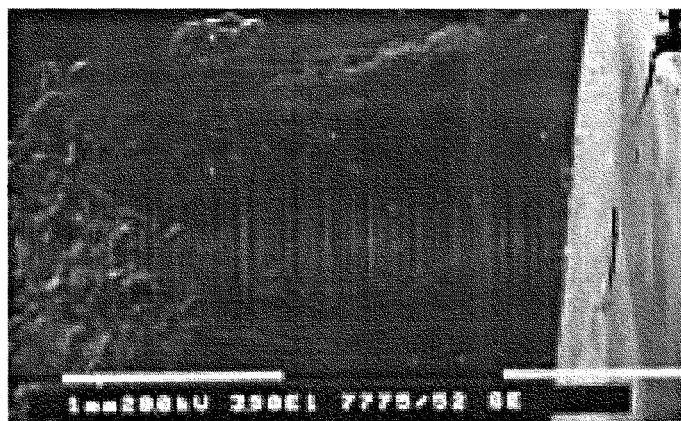


Figura 28



Figura 29



Figura 30

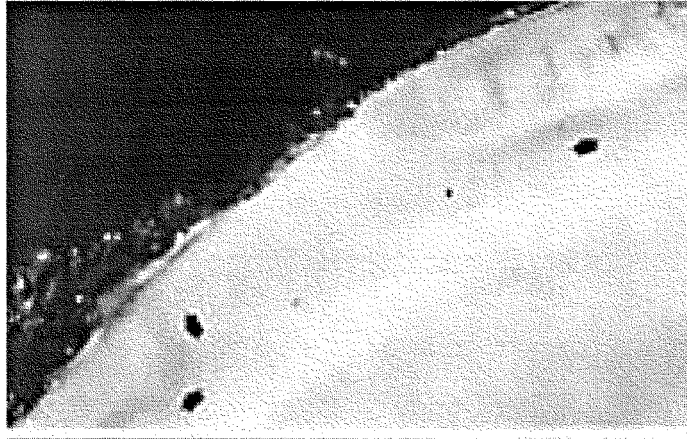


Figura 31

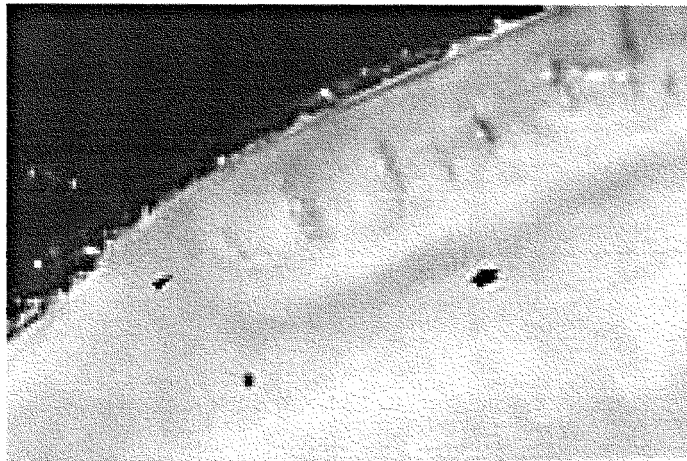


Figura 32

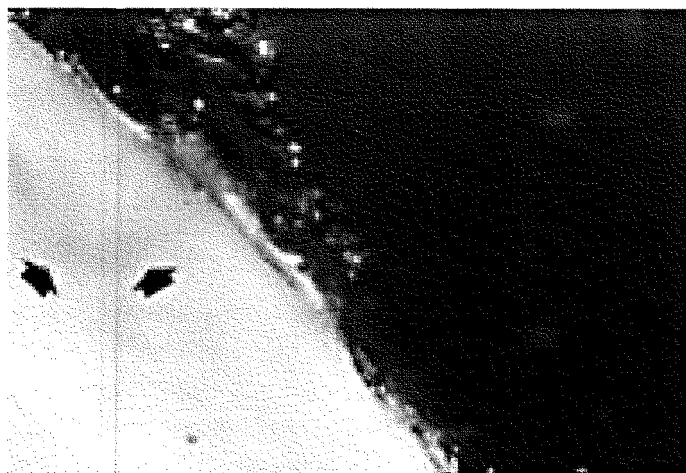


Figura 33



Figura 34

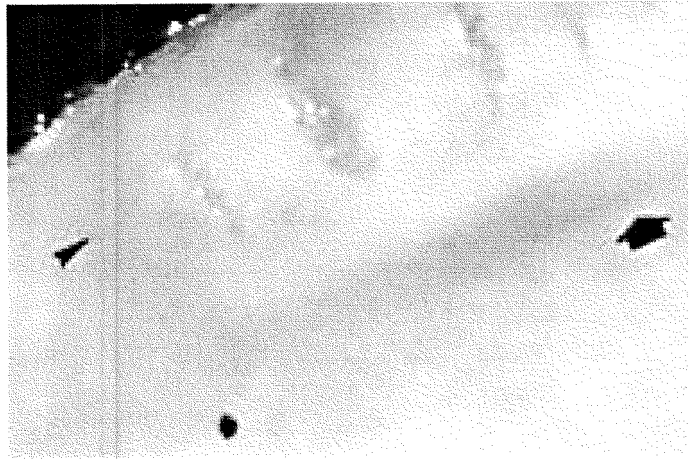


Figura 35

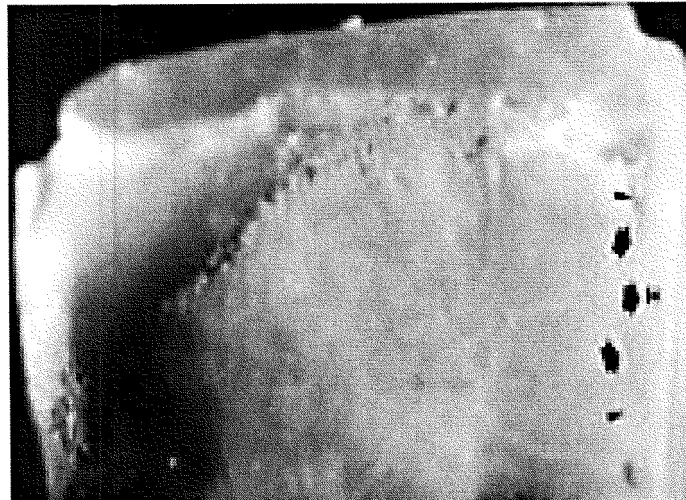


Figura 36

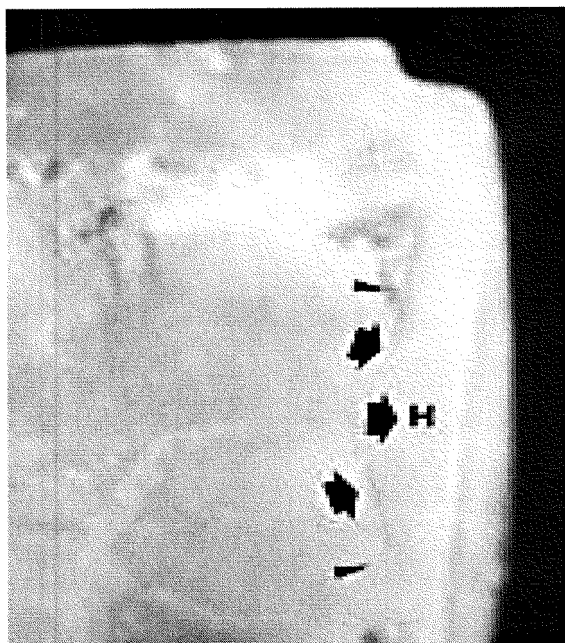


Figura 37



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

⑪ ES 2 334 623

⑫ Nº de solicitud: 200801642

⑬ Fecha de presentación de la solicitud: 30.05.2008

⑭ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑮ Int. Cl.: A61C 17/00 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑯ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	DE 4339779 A1 (KREUZKAMP RAINER HUBERTUS DR) 01.06.1995, todo el documento.	1-5
Y		6-8,9-26
Y	La conservación y restauración de la estructura dental; GRAHAM J. MOUNT et al.) 1999, pagina 102.	6-8
Y	ES 2128442 T3 (NORIAN CORPORATION) 09.11.1994, todo el documento.	9-26
A	EP 0390951 B1 (SIEMENS) 06.04.1989, todo el documento.	6-26

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

☒ para todas las reivindicaciones

☐ para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe

26.02.2010

Examinador

G. Foncillas Garrido

Página

1/5

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61C

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 26.02.2010

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones	2-26	SÍ
	Reivindicaciones	1	NO
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones		SÍ
	Reivindicaciones	1-26	NO

Se considera que la solicitud cumple con el requisito de **aplicación industrial**. Este requisito fue evaluado durante la fase de examen formal y técnico de la solicitud (Artículo 31.2 Ley 11/1986).

Base de la Opinión:

La presente opinión se ha realizado sobre la base de la solicitud de patente tal y como ha sido publicada.

1. Documentos considerados:

A continuación se relacionan los documentos pertenecientes al estado de la técnica tomados en consideración para la realización de esta opinión.

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	DE 4339779 A1	01-06-1995
D02	La conservación y restauración de la estructura dental	01-02-1999
D03	ES 2128442 T3	09-11-1994

2. Declaración motivada según los artículos 29.6 y 29.7 del Reglamento de ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de patentes sobre la novedad y la actividad inventiva; citas y explicaciones en apoyo de esta declaración

El objeto de la invención se basa en la aplicación de un láser de Nd:YAG sobre la superficie o esmalte dental con el fin de prevenir las caries. El láser puede aplicarse sobre un biomaterial constituido a base de hidroxiapatita y se aplica sobre la superficie dental a tratar previamente a la aplicación de dicho láser.

Reivindicación 1

El documento mas próximo es D01, se basa en la utilización de un laser Nd:YAG (resumen WPI) para el tratamiento de la caries dental, con una longitud de onda 1.046 nanómetro, comprende al menos una etapa de irradiación de la superficie o esmalte dental y la utilización de un agente de refuerzo.

Se considera sobradamente conocido en un láser, la utilización de una óptica con enfoque múltiple o variado así como su regulación cuando se está irradiando una superficie.

La reivindicación 1 no es nueva (Artículo 6 LP).

Reivindicaciones 2-5

En dichas reivindicaciones se establecen diferentes parámetros o modos del funcionamiento del laser de Nd:YAG respecto a lo indicado en D01, no obstante, la elección de dichos parámetros y no de otros, se establece como una mera elección o selección del funcionamiento del sistema.

Dichos rangos se consideran sobradamente conocidos para un experto en la materia, no estableciendo por tanto, aportación alguna al estado de la técnica que nos ocupa.

Dichas reivindicaciones son nuevas (Artículo 6 LP).y carecen de actividad inventiva (Artículo 8 LP).

Reivindicaciones 6-8

La diferencia entre el objeto de la solicitud y D01 se basa en la utilización de un acido (ortofosfórico) antes de comenzar la irradiación con el láser.

D02 presenta la conservación y restauración de la estructura dental, en concreto, se establece la utilización del acido ortofosfórico (página 102, columna 2) durante 15-30 segundos en la superficie del esmalte para grabarla.

Sería obvio para un experto en la materia la utilización de dicho ácido junto con la técnica del láser presentada en D01; por tanto se consideran dicha reivindicaciones nuevas (Artículo 6 LP) y carecen de actividad inventiva (Artículo 8 LP).

Reivindicaciones 9-15

La diferencia entre el objeto de la solicitud y D01 se basa en la utilización de un biomaterial sobre la superficie o esmalte dental, antes de la irradiación con el láser.

Hoja adicional

En D03 se establecen utilizaciones de la hidroxiapatita (columna 1, línea 39-53), en concreto para la provisión de materiales que substituyan el diente; sería obvio para un experto en la materia incorporar dicho biomaterial en el procedimiento de aplicación del laser mencionado en D01.

Por otro lado se considera sobradamente conocido para un experto en la materia, las distintas formas de aplicar dicho biomaterial, no estableciendo aportación alguna al estado de la técnica que nos ocupa, aspectos la aplicación por capas.

Por tanto dichas reivindicaciones son nuevas (Artículo 6 LP) y carecen de actividad inventiva (Artículo 8 LP).

Reivindicaciones 16-26

Se considera sobradamente conocido en el estado de la técnica que nos ocupa, la eliminación del tejido careado así como la eliminación del tejido con fresas de diamante y carburo de tungsteno sobre una turbina refrigerada con agua.

Además, en dichas reivindicaciones se mencionan características técnicas indicadas en reivindicaciones anteriores; por tanto dichas reivindicaciones son nuevas (Artículo 6 LP) y carecen de actividad inventiva (Artículo 8 LP).