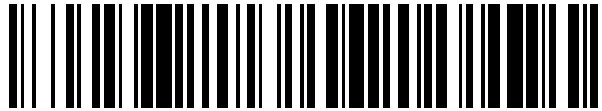


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 667 432**

51 Int. Cl.:

A61C 19/05 (2006.01)

G01L 1/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **03.12.2014 PCT/FR2014/053155**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.06.2015 WO15082846**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.12.2014 E 14821793 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.01.2018 EP 3076897**

54 Título: **Sistema de determinación de la superficie de contacto y de la distribución de las fuerzas oclusales entre los dientes de una mandíbula de un paciente y procedimiento correspondiente**

30 Prioridad:
03.12.2013 FR 1361996

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.05.2018

73 Titular/es:
**ODAXOS (100.0%)
Maison de la Technopole 6 rue Léonard de Vinci
53001 Laval, FR**

72 Inventor/es:
**BREL, OLIVIER;
BREL, GENEVIÈVE;
KERVAN, YANNICK;
MOHAMMED-BRAHIM, TAYEB;
CRAN, SAMUEL y
LE MONIES DE SAGAZAN, OLIVIER**

74 Agente/Representante:
CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 667 432 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

- 5 Sistema de determinación de la superficie de contacto y de la distribución de las fuerzas oclusales entre los dientes de una mandíbula de un paciente y procedimiento correspondiente.
- 10 La presente invención se refiere a un sistema de determinación de la superficie de contacto y de la distribución de las fuerzas oclusales ejercidas entre los dientes superiores y los dientes inferiores de una mandíbula de un paciente, que comprende un órgano detector de contactos entre los dientes dispuesto para ser insertado entre los dientes del paciente, unos elementos de conexión del órgano detector con unos medios de cálculo de la distribución de las fuerzas oclusales para realizar la cartografía y dichos medios de cálculo.
- 15 Se refiere también a un procedimiento que utiliza un sistema de este tipo, así como a una placa flexible amovible utilizada con dicho sistema.
- 20 La invención encuentra una aplicación particularmente importante, aunque no exclusiva, en el campo de la toma de la huella dental y/o de la rectificación (pulido) de las superficies de los dientes que entran en contacto entre sí, en particular para asegurar una buena oclusión dental.
- 25 Por buena oclusión se entiende en la presente memoria una buena distribución de las fuerzas de presión entre dientes maxilares y dientes mandibulares durante la masticación y/o cuando el paciente aprieta las mandíbulas.
- 30 Durante los cuidados dentales, por ejemplo para la colocación de un implante, el especialista debe asegurarse de la buena oclusión dental del paciente. Más precisamente, el dentista debe verificar que el implante nuevamente instalado no moleste el movimiento de la mandíbula y/o no cree una presión interna remanente en reposo.
- 35 Se sabe que los defectos de la oclusión, incluso del orden de algunos micrómetros, y que intervienen en estático y/o en dinámico, pueden ser generadores de trastornos y/o de enfermedades para el paciente, tales como, en particular, necrosis o descarnadura de los dientes, o también pueden generar problemas posturales del paciente o dolores de cabeza, que pueden llegar a generar depresiones.
- 40 Para evitar tales inconvenientes, el dentista que coloca por ejemplo una prótesis, busca ajustarla intentando detectar los puntos duros con el fin de limar las partes del implante o dientes que molestan una buena oclusión.
- 45 Se conocen unos dispositivos de detección de buenos contactos oclusales. Utilizan unos sustratos impregnados de agentes coloreados liberados por la masticación, comúnmente designados bajo la denominación de papel para articular, como los comercializados por la compañía alemana Bausch.
- 50 Estos dispositivos adolecen no obstante de inconvenientes.
- 55 No permiten mediciones precisas, seguras y fácilmente repetitivas. Implican en efecto una lectura visual y por lo tanto necesariamente subjetiva del dentista de la densidad de coloración, en lugar de permitir la obtención de un resultado objetivo.
- 60 Ninguno de estos dispositivos determina, por otro lado, la oclusión de manera dinámica ni permite tomar una huella dental que se pueda conservar en forma digital y después ser modificada ulteriormente en el tiempo.
- 65 Por determinar la oclusión de manera dinámica, se entiende medir el orden de aparición de los puntos de oclusión durante un movimiento de la mandíbula durante una toma de huellas propiamente dicha.
- La posibilidad de modificar el fichero permitirá, por su parte, refrescar y/o actualizar los datos relativos al modelo de dentición del paciente.
- Se conocen también unos dispositivos sensores de contacto entre dos objetos opuestos (EP 0 216 899, WO 89/02727) que comprenden un conjunto de electrodos montado sobre una hoja de soporte.
- Sin embargo, estos no presentan una flexibilidad mecánica suficiente. Modifican así el comportamiento de la mandíbula a medir, lo cual los hace poco fiables. Además, no poseen resolución espacial importante.
- La presente invención, como se define en las reivindicaciones 1 y 9, tiene como objetivo paliar estos inconvenientes y propone un dispositivo y un procedimiento que responden mejor a las exigencias de la práctica que los conocidos anteriormente, en particular por que permitirán unas mediciones fiables, repetitivas, en forma de ficheros digitales fácilmente manipulables, que permiten comparaciones y diagnósticos hasta ahora imposibles de alcanzar.
- El especialista dentista podrá efectuar de manera precisa las correcciones de dentición de sus pacientes, lo cual

conllevará un bienestar y una salud considerablemente mejorada de estos últimos.

Con la invención, será por lo tanto posible medir el campo de presión aplicado a una superficie no plana con una resolución espacial de un centenar de micrómetros con la ayuda de una red de tensiones.

5

Con este objetivo, la invención propone en particular un sistema de determinación de la superficie de contacto y de la distribución de las fuerzas ejercidas entre los dientes superiores y los dientes inferiores de la mandíbula de un paciente que comprende un órgano detector de contactos entre los dientes dispuesto para ser insertado entre los dientes del paciente, unos elementos de conexión del órgano detector con unos medios de cálculo de la

10

distribución de las fuerzas oclusales para realizar la cartografía y dichos medios de cálculo, caracterizado por que dicho órgano detector comprende una pieza de soporte de una placa flexible amovible, estando dicha placa flexible formada por una hoja de material plástico flexible hecha solidaria a una red de sensores de presión que comprende una primera capa que comprende una primera red de electrodos denominados electrodos de línea, generalmente paralelos, una segunda capa intermedia de resistividad variable en función de la presión que se le aplica, y una tercera capa que comprende una segunda red de electrodos, denominados electrodos de columna, generalmente paralelos, que definen unas zonas denominadas de intersección con los electrodos de línea, por que la red de sensores comprende por lo menos 5000 zonas de intersecciones adyacentes unas a las otras, de sección cuadrada inferior o igual a 600 micrómetros,

15

20

y por que la capa intermedia comprende una oblea de silicio microcristalino semiconductor de grosor inferior o igual a 50 nanómetros.

25

Utilizando un número muy importante de puntos de medición, es decir superior a 5000, constituidos cada uno por un sensor, formando el conjunto de los sensores una red, se puede realizar una medición precisa y fina espacialmente (un punto de medición del orden de 500 μm en las dos direcciones del espacio).

30

Cabe señalar que las capas y/u obleas, que son generalmente de grosores diferentes entre sí, son por el contrario de grosores constantes o sustancialmente constantes.

35

Asimismo, utilizando un material para la capa intermedia de bajo grosor y que, sometido a presiones que pueden ir más allá de 600 N, se deforma suficientemente para no molestar la medición, se asegura así una flexibilidad suficiente del sensor.

40

En unos modos de realización ventajosos, se recurre, por otro lado y/o además, a una y/u otra de las disposiciones siguientes:

- la capa intermedia está formada por depósito de plasma de silicio dopado sobre una capa aislante;
- los electrodos son de aluminio;
- la primera capa comprende más de cien electrodos de línea y la tercera capa más de cincuenta electrodos de columna;
- la primera capa es de grosor comprendido entre 200 nm y 400 nm, la oblea plana de silicio microcristalino es de grosor inferior a 30 nm y la tercera capa es de grosor comprendida entre 400 nm y 600 nm;
- los elementos de conexión comprenden una tarjeta de adquisición y una clavija de conexión con la pieza soporte;
- los medios de cálculo comprenden unos medios dispuestos para visualizar dinámicamente sobre una pantalla de ordenador la cartografía de las fuerzas oclusales integrando unos datos de la mandíbula propias de un paciente determinado.

50

55

La invención propone también un procedimiento de determinación de la superficie de contacto y de la distribución de las fuerzas oclusales de la mandíbula de un paciente, que permite obtener la cartografía de dichas fuerzas oclusales que utiliza un sistema tal como se ha descrito anteriormente.

60

Propone también un procedimiento de determinación de la superficie de contacto y de la distribución de las fuerzas oclusales ejercidas entre los dientes superiores y los dientes inferiores de la mandíbula de un paciente, adaptado para una toma de huella dental, en el que se detectan los contactos entre los dientes por inserción de un órgano entre los dientes del paciente, se miden las presiones mediante dicho órgano provisto de una hoja de material plástico flexible pegada a una rejilla de sensores de presión que comprende por lo menos 5000 sensores adyacentes unos a los otros, de sección cuadrada inferior o igual a 600 micrómetros, comprendiendo dicha rejilla una capa intermedia de resistividad variable en función de la presión, comprendiendo dicha capa intermedia una oblea de silicio microcristalino semiconductor de grosor inferior o igual a 50 nanómetros, y se

65

calcula la cartografía de las fuerzas oclusales a partir de la distribución de las presiones medidas.

Ventajosamente, se muestra dinámicamente en una pantalla de ordenador la cartografía integrando unos datos complementarios.

5

La invención se refiere también a una placa flexible amovible utilizada con un sistema de este tipo y tal como se ha descrito anteriormente.

Ventajosamente, la placa es desechable.

10

La invención se entenderá mejor con la lectura de la descripción siguiente de un modo de realización dado a continuación a título de ejemplos no limitativos.

La descripción se refiere a los dibujos que la acompañan, en los que:

15

La figura 1 es una vista esquemática que muestra el sistema según la invención en funcionamiento con un paciente.

20

La figura 2 es una vista en perspectiva aumentada explosionada y parcial de la placa flexible del órgano detector del sistema de la figura 1 (las proporciones entre las capas no están a escala).

Las figuras 3A a 3D ilustran las etapas de realización de un sensor de presión del órgano de detección de la figura 2, en vista por arriba y en sección transversal A-B.

25

La figura 4 es una vista esquemática en perspectiva que muestra más precisamente un modo de realización del órgano detector de la figura 1.

La figura 4A muestra una curva experimental de medición de la variación de la intensidad eléctrica en función de la deformación del sensor para cuatro dimensiones de sensores.

30

La figura 5 es una vista esquemática de la tarjeta de adquisición que pertenece a los elementos de conexión del sistema de la figura 1.

35

La figura 6 es un organigrama que muestra las etapas principales de un modo de realización del procedimiento según la invención.

La figura 7 es un ejemplo de vista de pantalla de ordenador que ilustra una presentación de las mediciones y de la cartografía oclusal de un paciente, obtenida con la invención.

40

La figura 1 muestra un sistema 1 de determinación de la superficie de contacto y de la distribución de las fuerzas oclusales entre dientes superiores 2 y dientes inferiores 3 de la mandíbula 4 de un paciente 5.

El sistema 1 comprende un órgano detector 6 de contactos entre los dientes.

45

Este órgano 6 es insertado por el dentista (mano 7) entre los dientes del paciente de manera amovible, para detectar el campo de presiones (flecha 7) cuando se aprieta la mandíbula.

El órgano detector 6 se conecta, mediante unos medios 8 de conexión, que comprenden una tarjeta electrónica 9 que se detallará en referencia a la figura 5, con unos medios 10 de cálculo dispuestos para realizar la cartografía, representada dinámicamente por una imagen 11 en la pantalla del ordenador 12.

50

El órgano detector 6 comprende una pieza de soporte 13 de una placa flexible amovible 14 cuya constitución se describirá ahora en referencia a la figura 2.

55

La placa o pieza 14 es plana, por ejemplo de forma paralelepípedica, de dimensión 7 cm x 7 cm para ser introducida fácilmente en la boca del paciente y por ejemplo de un grosor total del orden de 800 µm.

Comprende una hoja de soporte 15 de material plástico, por ejemplo de naftalato de polietileno (PEN) flexible, pegada a una rejilla 16 de sensores de presión 17.

60

Por flexible, se entiende una placa capaz de aceptar unos radios de curvatura inferior a 1,5 mm.

La hoja de soporte 15 es sustancialmente paralelepípedica, de dimensión del orden de la de la placa, o inferior a la misma.

65

La pieza 14 comprende una capa fina 18, de cerámica, por ejemplo de grosor de 100 micrómetros pegada sobre

la hoja o PEN 15, por ejemplo de nitruro de silicio y de dimensiones iguales a las de la hoja 15.

El conjunto así formado comprende en la parte superior, una primera capa 19 que comprende una primera red de electrodos 20, 20', denominados electrodos de línea.

5 Cada electrodo es un hilo metálico, por ejemplo de sección rectangular aplanada, alargada, conductor eléctrico por ejemplo de aluminio.

10 La anchura de los electrodos es inferior a 2 mm por ejemplo de 0,5 mm, y el grosor está, por ejemplo, comprendido entre 150 nm y 500 nm, por ejemplo entre 200 y 400, por ejemplo de 300 nm.

La red de electrodos está así formada por un haz de electrodos de línea sustancialmente paralelos entre sí, y espaciados en una anchura inferior a 2 mm, por ejemplo de 0,25 mm.

15 En el modo de realización descrito más particularmente en la presente memoria, los electrodos de líneas están en número superior a 100, por ejemplo 120 y funcionan por pares 20, 20'.

Se proporcionan también unos elementos conductores 21 y 22 y se detallarán a continuación.

20 En la primera capa 19 de electrodos de línea está colocada una capa intermedia 23.

Esta capa intermedia 23 comprende una capa u oblea 24 semi-conductora de material piezoeléctrico. El material piezoeléctrico es silicio microcristalino semiconductor (dopado por ejemplo con arsénico).

25 La oblea 24 recubre con un grosor sustancialmente homogéneo comprendido entre 30 nm y 100 nm las partes 25 asociadas a la red de electrodos de línea y el espacio 26 entre ellas, formando un puente eléctrico entre dichas partes que se detallará a continuación.

30 El espacio entre dos pares de electrodos de línea 20, 20' no comprende ninguna capa de material semiconductor.

La capa intermedia 21 comprende además una capa 27 de material eléctricamente aislante por encima de la capa semiconductor 24.

35 Es de dimensiones lateral y longitudinal igual a las de la hoja de plástico y de un grosor máximo comprendido entre 50 nm y 250 nm.

Recubre totalmente la primera capa 19 de electrodo 20, 20' y la capa semiconductor 24 salvo en unos sitios determinados 28 que se detallarán en referencia a las figuras 3A a 3D.

40 La capa intermedia 27 así formada es de resistividad variable en función de la presión y/o deformación que se le aplica.

45 El órgano detector 6 y más precisamente la pieza 14 comprende también, encima de la capa intermedia 23, una tercera capa 29 que comprende una segunda red de electrodos metálicos denominados electrodos de columna 30.

50 Los electrodos de columna 30 son, por ejemplo, parecidos a los electrodos de línea, pero dispuestos de manera que la superposición de dichas redes de línea y de columna forme una rejilla.

Por ejemplo, las dos redes son sustancialmente ortogonales entre sí definiendo unas zonas denominadas de intersección con los electrodos de línea para formar los sensores 17 de presión pegada a la placa.

55 Ventajosamente, una capa de protección 31 (línea mixta en la figura 2), neutra (aislante) llena los huecos y protege la parte superior de la pieza 14 para que presente una cara plana 32 dispuesta para cooperar con el objeto medido.

60 Los electrodos de columnas son de un grosor comprendido entre 400 nm y 600 nm y en número superior a 40, por ejemplo 54.

65 El número de sensor 17 es igual al número de intersecciones de la rejilla, en el modo de realización descrito más particularmente en la presente memoria, por lo tanto es superior a 4000, por ejemplo 6480. La rejilla comprende por lo tanto por lo menos 5000 sensores adyacentes unos a los otros y, siendo la intersección ortogonal, la sección de los sensores es cuadrada e inferior o igual a 600 micrómetros.

Un procedimiento de fabricación del órgano sensor según un modo de realización de la invención se describirá

ahora en referencia a las figuras 3A a 3D.

Este procedimiento comprende una primera etapa (figura 3A) de suministro de un primer sustrato de poliimida en forma de película plástica tal como los comercializados por la compañía DuPont Teijin Films para formar la película de soporte 15.

Esta forma una placa sustancialmente paralelepípedica de una sección rectangular por ejemplo igual o inferior a 15 cm sobre 15 cm y de grosor inferior a 125 μm por ejemplo inferior a 50 μm (por ejemplo 10 cm x 10 cm x 10 cm).

Ventajosamente, la placa está liberada de sus impurezas por limpieza en un baño ultrasónico con acetona y aclarada con etanol o isopropanol de manera conocida.

Se realiza después una segunda etapa de depósito de la capa de cerámica 18 tal como nitruro de silicio. Se trata, por ejemplo, de un depósito químico en fase vapor asistido por plasma (acrónimo PECVD en inglés). La fase gaseosa de PECVD está constituida por una mezcla gaseosa de tetrahidruro de silicio (SiH_4) denominada silano, por nitrógeno (N_2) y por hidrógeno (H_2) y se efectúa a una temperatura inferior a 200°C, por ejemplo 165°C.

La capa de nitruro de silicio buscada es de un grosor inferior a 100 nm, por ejemplo de 50 nm.

Se efectúa después una tercera etapa de depósito, sobre la columna de cerámica 18, de la red o capa de electrodos de línea 20, 20'.

El depósito se realiza por litografía de haz de electrones o por evaporación por efecto Joule, para crear los contactos metálicos de línea sobre un grosor del orden de 300 nm.

Los contactos son entonces grabados por grabado húmedo. Por ejemplo, la muestra se sumerge en un baño caliente de aluminio (aproximadamente 50°C) con un agente de grabado como el ácido fosfórico (H_2PO_4) durante un tiempo determinado. Este tiempo determinado puede ser del orden de 2 a 3 minutos.

La muestra se aclara entonces bajo agua destilada y se seca bajo flujo gaseoso de N_2 .

En el modo de realización descrito más particularmente en la presente memoria, los contactos metálicos comprenden un primer electrodo en línea 20, un segundo electrodo en línea 20' paralelo al primero y un primer 21 y segundo 22 transmisor de contacto.

El primer transmisor de contacto 21 es sustancialmente paralelepípedico y ortogonal a los electrodos, estando unido al primer electrodo 20 y se extiende en el espacio entre la pareja 20, 20' de electrodos.

A nivel de la porción de extremo del primer transmisor 21 se encuentra el segundo transmisor 22 de forma cuadrada.

La capa intermedia 23 se forma en una cuarta etapa (figura 3B y 3C).

El procedimiento de fabricación consiste en una subetapa de depósito de la capa piezoeléctrica 24 de semiconductores.

La capa piezoeléctrica 24 recubre totalmente los transmisores 21, 22 de los electrodos de línea y llena el espacio entre los dos transmisores 21 y 22 de electrodo de una misma pareja.

El depósito se efectúa por PECVD, por ejemplo depositando un grosor de aproximadamente 130 nm de nitruro de silicio microcristalino dopado con arsénico (AsH_4).

El procedimiento es seguido nuevamente por una fotolitografía. El grabado se realiza mediante un procedimiento conocido por el experto en la materia bajo la denominación de grabado iónico reactivo (RIE) utilizando el hexafluoruro de azufre plasma (SF_6).

La capa intermedia se forma así por depósito de plasma de silicio dopado bajo una capa aislante.

La segunda subetapa de la formación de esta capa consiste, por su parte, en depositar la capa de material eléctricamente aislante. Esta capa es de un grosor máximo de 300 nm.

Esta capa comportará unos orificios 28 que atraviesan en vertical unos segundos transmisores 22 de la primera capa de red de electrodos de línea.

El material aislante es, por ejemplo, óxido de silicio (SiO₂). Se deposita, por ejemplo, por pulverización y va seguido de una fotolitografía. El grabado se realiza por grabado iónico reactivo RIE utilizando SF₆.

5 En una quinta etapa (figura 3D) se procede al depósito de la capa, denominada tercera capa, de electrodos de columna 30, 30' por ejemplo de 500 nm de grosor, de aluminio, por evaporación por efecto Joule, seguida de una fotolitografía para crear los segundos contactos 22 metálicos de columnas, en red ortogonal a la red de líneas.

10 La red está dispuesta de manera que las líneas de un par de electrodos de columna 30 pasen por la vertical del primer 21 y del segundo 22 transmisor de contacto.

Uno de los electrodos de la columna 30 del par corona por este orden, una capa aislante 27, una capa piezoeléctrica 24 y el primer transmisor de contacto 21.

15 El otro está directamente en la línea de una capa piezoeléctrica 24 y del segundo transmisor de contacto 22.

Se utiliza también en este caso una técnica de grabado por vía húmeda, por ejemplo, como anteriormente.

20 En un modo de realización de la invención, el conjunto obtenido anteriormente sufre un recocido térmico a baja temperatura (por ejemplo inferior a 200°C, por ejemplo 180°C) durante un tiempo determinado, por ejemplo de 2 horas en un horno. Esto mejora la interfaz silicio microcristalino/aluminio, y aumenta la conductividad en un factor superior a 1,5, incluso 2.

25 La figura 4 muestra, en perspectiva, el órgano sensor 6 de la figura 1. Este comprende una pieza de soporte S en forma de arco filiforme A, rígido, de sostenimiento externo de la placa 14 sobre la cual se fija, por ejemplo, de manera amovible por unos puntos autoadhesivos P repartidos sobre la cara externa de la hoja de soporte 15 de material plástico flexible, de la placa 14.

30 Más precisamente, la pieza de soporte S comprende, por un lado, una parte en forma de U apropiada para ser colocada en el lado de los dientes y se cierra, por el otro lado, por una barra B de rigidización de las ramas de la U que estará por encima del paladar del paciente. La forma de arco rígido, ligeramente conformada en cuchara, por ejemplo, de la pieza de soporte está dispuesta para ser insertada fácilmente en la boca del paciente de manera que la placa 14 pueda estar en contacto, aprisionada entre los dientes de arriba y de abajo, liberando precisamente esta superficie de contacto.

35 En otras palabras, el arco comprende una porción que está sustancialmente en forma de herradura o de "U" en vista desde arriba y comprende una barra central entre las ramas de la "U" que forma una porción abovedada, que puede, por ejemplo, hacer tope contra la bóveda palatina del paciente, para asegurar la buena resistencia del conjunto.

40 Sostenidos por el arco A se encuentran la placa 14 y sus sensores.

Esta comprende un extremo denominado de medición propiamente dicho, provisto de una parte central C desprovista de sensor y de dos partes periféricas H, simétricas con respecto al eje transversal XX' del órgano sensor 6, en el interior del arco y enfrente de los dientes, provisto de dichos sensores 17.

45 La placa comprende también unas clavijas 33 de conexión, en el exterior del arco de soporte en el lado opuesto a la parte central C y hacia el mango que debe agarrar el dentista.

50 Estas clavijas 33 de conexión eléctrica entran en contacto con unas puntas (no representadas) solidarias a una placa de soporte R (en línea mixta) que permiten recuperar las mediciones de la placa y transmitir las a los medios de cálculo a través de la tarjeta de adquisición 9.

55 En un modo de realización de la invención, la placa 14 de sensores es reutilizable un número determinado de veces o desechable.

Se ha representado también en la figura 4 un aumento de la parte del sensor propiamente dicho que se describirá ahora más adelante.

60 En el modo de realización descrito más particularmente en la presente memoria, cada electrodo de línea 20 está duplicado por un electrodo paralelo 20' desplazado que permite una flexibilidad de geometría en la formación del órgano detector, en particular esto permite la formación en "U" de la placa.

Los dos electrodos 20, 20' forman así un par de electrodos.

65 Cada electrodo de línea (uno por par) y de columna está conectado a una clavija de conexión 33 conocida en sí misma y montada sobre la pieza de soporte y forman un elemento de conexión.

Para una línea o una columna dada, existe una única clavija 33 de conexión eléctrica.

Se describirá ahora el principio eléctrico de la medición.

Se aplica, por ejemplo, una tensión eléctrica entre una clavija de línea 20 y una clavija de columna 30.

La intensidad de la corriente se mide en una de las clavijas y está, según la ley de Ohm, en función de la resistencia eléctrica sobre el recorrido de los electrones.

Cuando se ejerce una presión sobre un sensor de presión, la geometría de la capa piezoeléctrica se modifica y, por lo tanto, sus propiedades eléctricas, incluida su resistividad.

La medición eléctrica se puede relacionar con un dato geométrico ya que el contacto eléctrico se puede realizar entre la línea y la columna solo a través de la capa piezoeléctrica y por los orificios que atraviesan la capa aislante.

El valor de resistencia eléctrica de tal material se modifica durante una deformación física según la ecuación:

$$\varepsilon * FG = \Delta R / R_0$$

en la que ΔR es la variación de resistencia eléctrica entre la resistencia inicial y la resistencia final, R_0 es la resistencia eléctrica inicial, FG es el factor de calibre (constante característica del material piezoeléctrico) y ε (épsilon) es la deformación del material, que permite establecer la relación con una presión exterior.

Más precisamente, considerando los caracteres preponderantes de los módulos de Young de PEN y del nitruro de silicio (respectivamente 270 GPa y 6,45 GPa) con respecto a las otras capas, el modelo descrito anteriormente se puede relacionar con una capa de PEN aprisionada entre dos capas de nitruro de silicio. Las capas tienen, por ejemplo y respectivamente, 125 μm , 55 nm y 250 nm de grosor.

Así, se obtiene un modelo que relaciona la deformación y la resistencia medida siguiente:

$$\varepsilon = \left(\frac{1}{R} \pm \frac{1}{R_0} \right) \frac{d_s + d_{f1} + d_{f2}}{2} \frac{\chi(\eta_1^2 + \eta_2^2) + 2(\chi\eta_1 + \chi\eta_1\eta_2 + \eta_2) + 1}{\chi(\eta_1 + \eta_2)^2 + (\eta_1 + \eta_2)(1 + \chi) + 1}$$

Con ε : deformación del material

d_s ; d_{f1} y d_{f2} : grosores respectivos del PEN y de las capas de nitruro de silicio

$$\chi = \frac{Y_f}{Y_s} ; \eta_1 = \frac{d_{f1}}{d_s} ; \eta_2 = \frac{d_{f2}}{d_s}$$

en la que Y_s e Y_f son los módulos de Young del sustrato (Y_s) es decir 2,5 GPa, y unas capas de nitruro de silicio (Y_f) es decir 270 GPa.

Seleccionando esta limitación, se simplifican los cálculos de asociación de una presión con una diferencia de resistencia medida, como lo muestra el carácter lineal de la relación experimental de la variación de corriente en función de la deformación que presenta siempre la misma pendiente (figura 4A).

En las abscisas aparece la tensión épsilon en % y en las ordenadas la variación relativa de la corriente. Los cuatro valores obtenidos se proporcionan haciendo variar la anchura (W) para la misma longitud (L) o la inversa. Esta limitación permite obtener una precisión de medición del orden micrométrico.

En el modo de realización descrito más particularmente en la presente memoria, el dispositivo comprende unos medios 5 de adquisición (figura 5). Estos medios de adquisición comprenden una tarjeta 34 de adquisición en la que está montado un módulo 35 de multiplexación/desmultiplexación de las informaciones procedentes de las líneas 36 y de las columnas 37.

La tarjeta comprende también unos medios 38 adaptadores de la señal eléctrica para que sea proporcionada a un convertidor 39/40 analógico/digital para permitir el tratamiento por los medios 10 de cálculo, y un módulo 41 de comunicación de la tarjeta con el ordenador 12.

Cada medición de presión comprende dos mediciones de resistividad, la primera denominada inicial sin presión aplicada para medir y la segunda con la presión a medir aplicada sobre el objeto.

A título de ejemplo, la medición de cada sensor 17 se puede efectuar según el esquema siguiente:

- por interrogación (solicitud mediante la aplicación de una tensión a las clavijas correspondientes) aleatoria de cualquiera de los sensores presente y así sucesivamente hasta que todos hayan sido interrogados.
- por interrogación de todos los sensores para una columna o línea fijada, hasta que todas las columnas o líneas hayan sido interrogadas.
- por interrogación de una zona de interés particular.

Se describirá ahora un procedimiento según un modo de realización de la invención en referencia a las figuras 1, 6 y 7.

El dentista (mano 7) activa mediante el ordenador 12, el inicio de la medición.

En una primera etapa (42), se realiza un primer paso de las mediciones del conjunto de los sensores y el resultado se introduce en una memoria del ordenador en forma, por ejemplo, de "línea 5 - columna 27 - inicial - 28 (M Ω) Megohmios".

En una segunda etapa (43), la pieza de soporte provista de la placa 14 se introduce en la boca del paciente 5 que cierra su mandíbula 4.

La placa 14 está por lo tanto aprisionada entre los dientes superiores e inferiores.

La mandíbula ejerce entonces y mantiene una presión sustancialmente constante, cuya presión media se puede determinar fácilmente mediante la medición promediada y el cálculo.

Los medios 10 de cálculo mandan entonces (etapa 44) una segunda medición del conjunto o de ciertos sensores de presión.

Los resultados de las mediciones son también introducidos en la memoria del ordenador en forma, por ejemplo "línea 5 - columna 27 - medición 1 - 245 (Ω) ohm".

Los medios 10 de cálculo que disponen de las características internas del órgano detector (en particular los grosores y los módulos de Young de los materiales) previamente introducidos en el ordenador y que disponen de las diferencias de resistencia entre las posiciones iniciales y sub-presión para un par de coordenadas (línea/columna) dadas, determinan la presión aplicada a la placa para cada par de coordenadas (etapa 45).

Para cada coordenada del espacio en el plano, los medios de cálculo asocian entonces (etapa 46) un valor de diferencia de resistencia, por lo tanto de presión, y establecen el campo de intensidades de presión, realizando así la cartografía (etapa 47) de las fuerzas de oclusión del paciente.

Cada intensidad de presión corresponde a una intensidad de deformación y penetración de un diente en el grosor de la placa de detección.

Las mediciones permiten así determinar la superficie (coordenadas) y las fuerzas (intensidad de la presión) oclusales.

En un modo de realización, la segunda medición de la presión se puede reiterar (ensayo 53), por ejemplo con una frecuencia de regeneración superior a 100 Hz con el fin de obtener una determinación dinámica.

También en un modo de realización, los medios de cálculo comprenden unos medios de cronomarcado y registran para cada medición, el tiempo empleado con respecto a un evento de referencia (por ejemplo el inicio de la medición).

Así, se realiza la medición dinámica de la oclusión.

En referencia a la figura 7, los medios 10 de cálculo comprenden además unos medios dispuestos para visualizar dinámicamente en una pantalla de ordenador 50 la cartografía 11 de las fuerzas oclusales así como eventualmente la forma 51 de la dentición del paciente incorporando unos datos complementarios 52 (datos sobre la mandíbula específica de un paciente determinado, historial, fechas, etc.).

Estos datos son adquiridos por unos medios conocidos en sí mismos, de representación visual, por ejemplo, ópticos y/o radiográfico (no representados).

Los datos se fusionan entonces con los datos determinados de la superficie oclusal para formar una cartografía

completa 52 de la dentición 53 del paciente y de las fuerzas oclusales 54 que sufre comiendo.

Esto permitirá que el dentista modifique en tiempo real los dientes y/o prótesis del paciente de manera perfectamente controlada y trazable para minimizar y/o eliminar las tensiones y el desequilibrio de la mandíbula.

5

Un menú clásico 55, de tipo Windows (marca registrada) permite, por ejemplo, desplazarse en los diferentes ficheros sin dificultad mediante un simple clic, pudiendo visualizar unas representaciones sintéticas, por ejemplo en forma de gráfico circular 56.

10

Los datos adquiridos se restauran, por otro lado, dinámicamente.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Sistema de determinación de la superficie de contacto y de la distribución de las fuerzas ejercidas entre los dientes superiores (2) y los dientes inferiores (3) de la mandíbula (4) de paciente (5), que comprende un órgano detector (6) de contactos entre los dientes dispuesto para ser insertado entre los dientes (2, 3) del paciente (5), unos elementos (8) de conexión del órgano detector (6) con unos medios (10) de cálculo de la distribución de las fuerzas oclusales para realizar su cartografía (11) y dichos medios (10) de cálculo,
- 10 caracterizado por que dicho órgano detector (6) comprende una pieza de soporte (13) de una placa (14) flexible amovible, estando dicha placa (14) flexible formada por una hoja (15) de material plástico flexible hecha solidaria a una rejilla (16) de sensores de presión (17) que comprende una primera capa (19) que comprende una primera red de electrodos (20, 20') denominados electrodos de línea, generalmente paralelos, una segunda capa intermedia (23) de resistividad variable en función de la presión que se le aplica, y una tercera capa (29) que
- 15 comprende una segunda red de electrodos (30, 30'), denominados electrodos de columna, generalmente paralelos, que definen unas zonas denominadas de intersección con los electrodos (20, 20') de línea, por que la rejilla (16) de sensores comprende por lo menos 5000 zonas de intersecciones adyacentes unas a las otras, de sección cuadrada inferior o igual a 600 micrómetros,
- 20 y por que la capa intermedia (23) comprende una capa u oblea (24) semiconductor de material piezoeléctrico.
2. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que la oblea semiconductor (24) es de silicio microcristalino semiconductor de grosor inferior o igual a 50 nanómetros.
- 25 3. Sistema según la reivindicación 2, caracterizado por que la capa intermedia (23) está formada por depósito plasma del silicio dopado sobre una capa aislante.
4. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el metal es aluminio.
- 30 5. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la primera capa (19) comprende más de cien electrodos (20, 20') de línea y la tercera capa (29) más de cincuenta electrodos (30, 30') de columna.
6. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la primera capa (19) es de grosor comprendido entre 200 nm y 400 nm, la capa intermedia (23) es de grosor comprendido entre 100 nm y
- 35 200 nm, siendo el grosor de la oblea (24) inferior a 30 nm, y por que la tercera capa (29) es de grosor comprendido entre 400 nm y 600 nm.
7. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los elementos (8) de conexión comprenden una tarjeta (9) de adquisición y una clavija de conexión (33) con la pieza soporte (13).
- 40 8. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los medios (10) de cálculo comprenden unos medios dispuestos para visualizar dinámicamente en una pantalla de ordenador (12, 50) la cartografía (11) de las fuerzas oclusales integrando unos datos de la mandíbula (4) específicos de un paciente (5) determinado.
- 45 9. Procedimiento de determinación de la superficie de contacto y de la repartición de las fuerzas oclusales ejercidas entre los dientes superiores (2) y los dientes inferiores (3) de una mandíbula (4) de paciente (5), adaptado para una toma de huella dental, en el que se detectan los contactos entre los dientes por inserción de un órgano (6) entre los dientes (2, 3) del paciente (5), se miden las presiones mediante dicho órgano (6) provisto de una hoja (15) de material plástico flexible pegada a una rejilla (16) de sensores de presión (17) que
- 50 comprende por lo menos 5000 sensores adyacentes unos a los otros, de sección cuadrada inferior o igual a 600 micrómetros, comprendiendo dicha rejilla (16) una capa intermedia (23) de resistividad variable en función de la presión, comprendiendo dicha capa intermedia (23) una oblea (24) de material semiconductor piezoeléctrico y se calcula la cartografía (11) de las fuerzas oclusales a partir de la distribución de las presiones medidas.
- 55 10. Procedimiento según la reivindicación 9, caracterizado por que el material semiconductor piezoeléctrico es silicio microcristalino de grosor inferior o igual a 50 nanómetros.
- 60 11. Procedimiento según una de las reivindicaciones 9 y 10, caracterizado por que se visualiza dinámicamente en una pantalla de ordenador (12, 50) la cartografía (11) integrando unos datos complementarios.

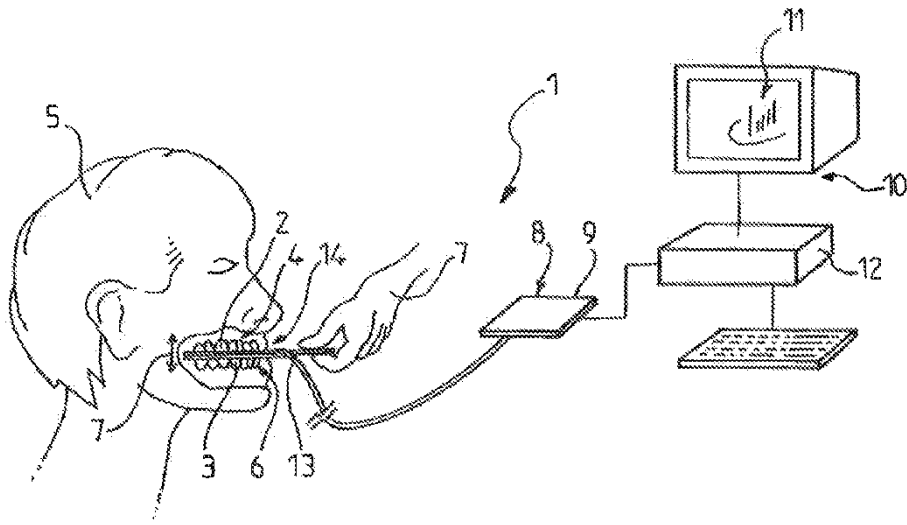


FIG.1

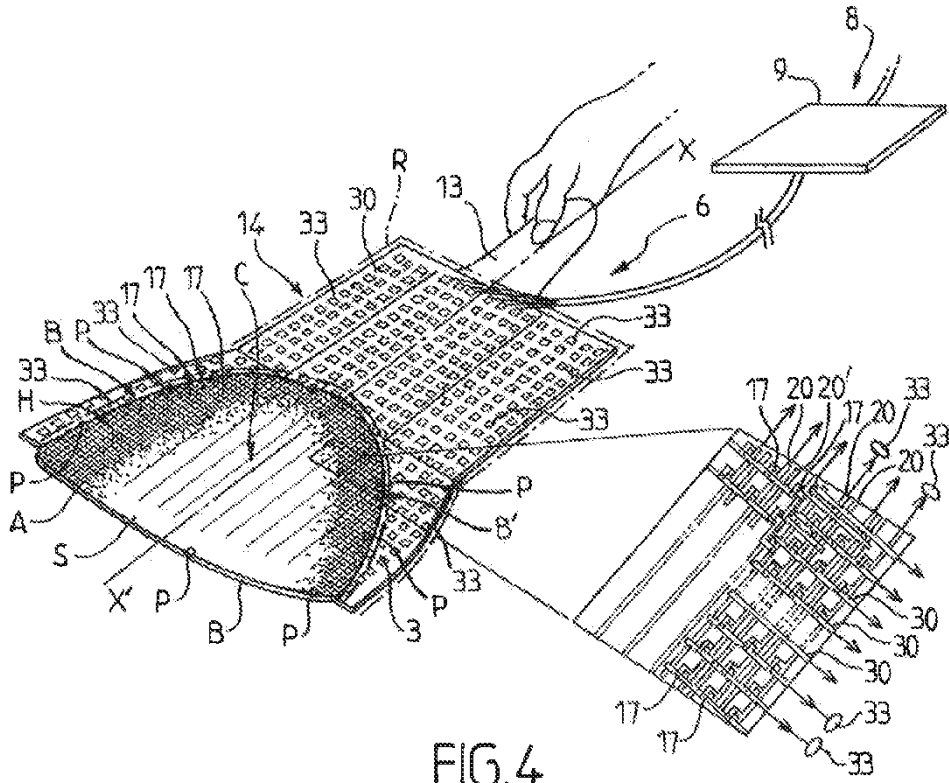


FIG.4

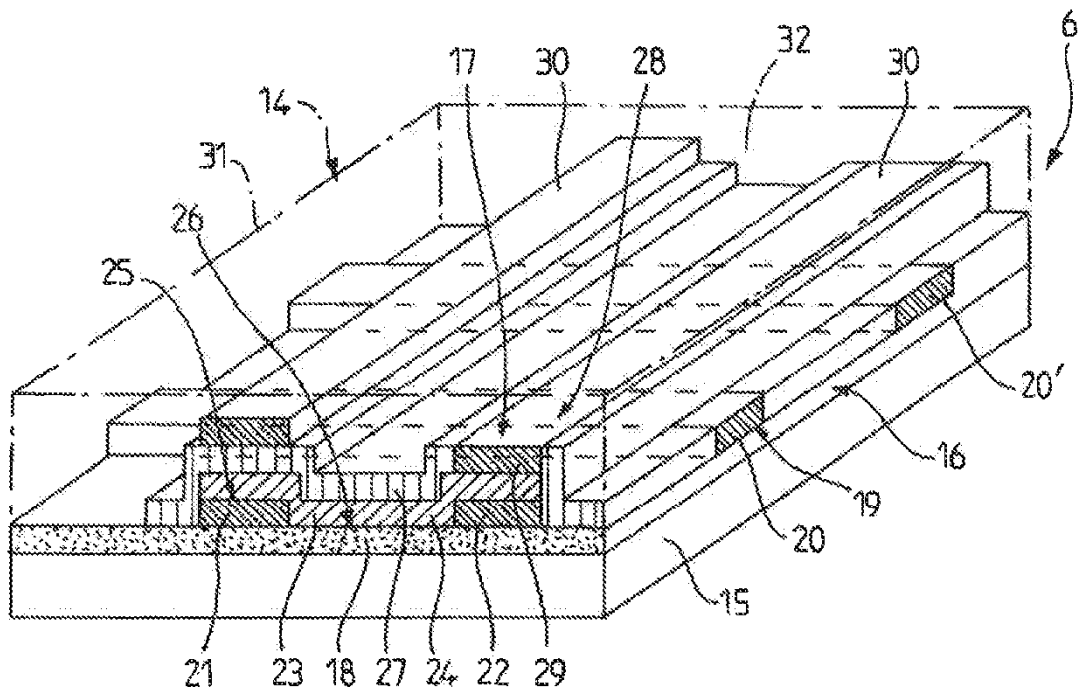


FIG. 2

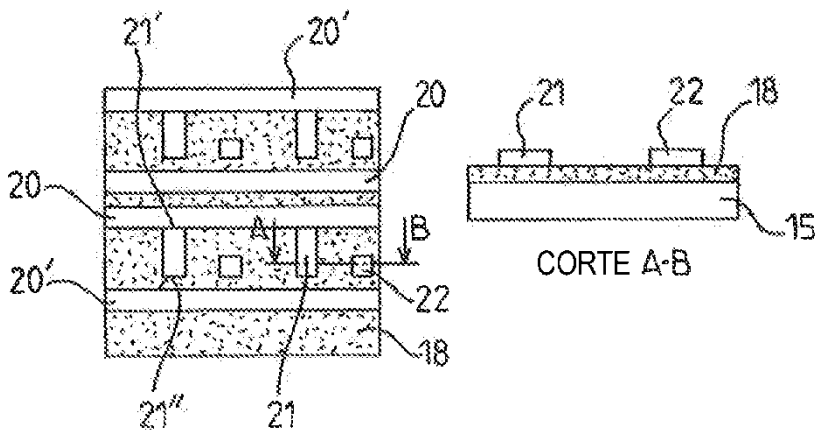


FIG. 3A

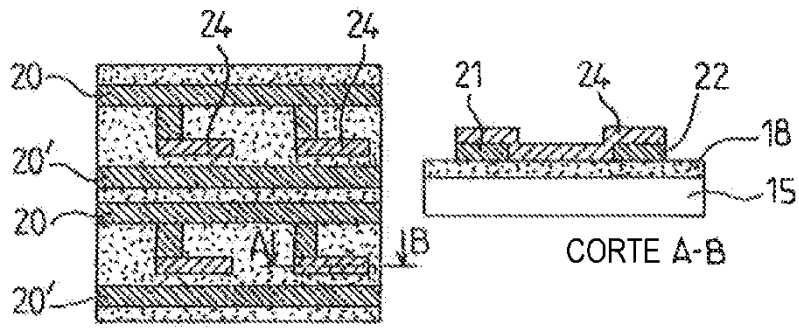


FIG. 3B

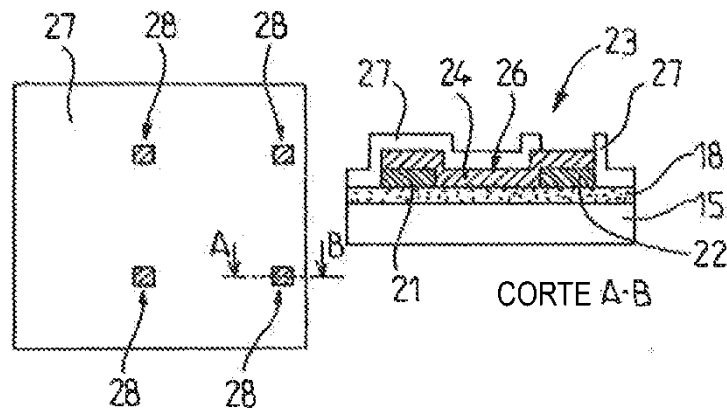


FIG. 3C

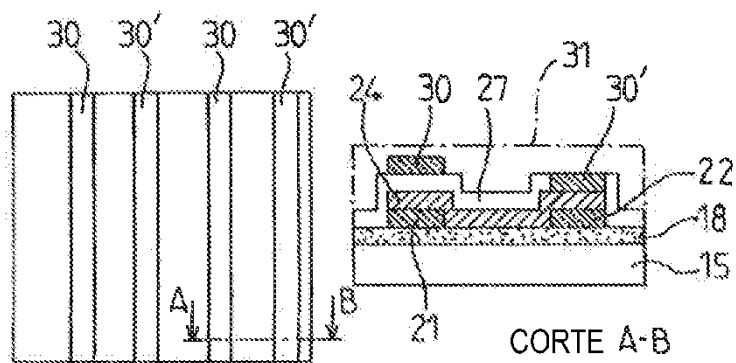


FIG. 3D

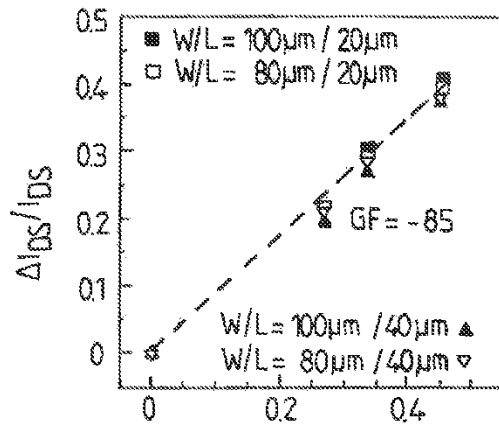


FIG. 4A

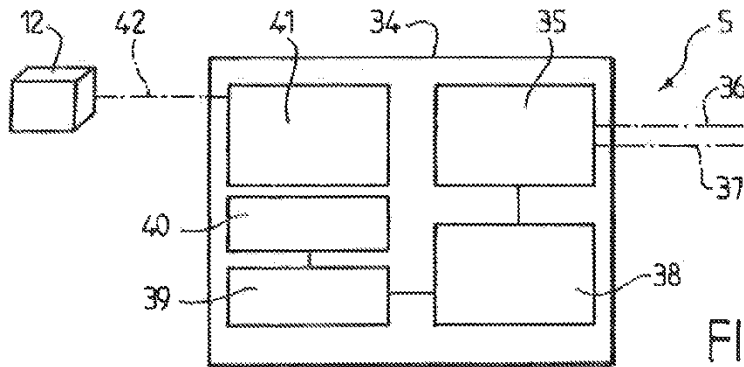


FIG. 5

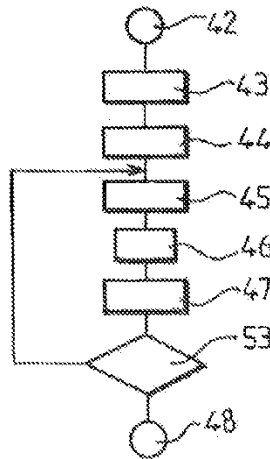


FIG. 6

