



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 340 509**

51 Int. Cl.:  
**A61B 6/14** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **05759695 .9**  
96 Fecha de presentación : **12.07.2005**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1793739**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **13.06.2007**

54 Título: **Procedimiento para determinar la posición relativa nominal de un paciente en un aparato de radiografía panorámica dental o la trayectoria nominal en la que se mueve éste con respecto a un paciente, así como un dispositivo adecuado para ello.**

30 Prioridad: **27.08.2004 DE 10 2004 041 440**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**04.06.2010**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**04.06.2010**

73 Titular/es: **Dürr Dental AG.**  
**Hopfigheimer Strasse 17**  
**74321 Bietigheim-Bissingen, DE**

72 Inventor/es: **Thoms, Michael**

74 Agente: **Pablos Riba, Julio de**

ES 2 340 509 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).

## ES 2 340 509 T3

### DESCRIPCIÓN

5 Procedimiento para determinar la posición relativa nominal de un paciente en un aparato de radiografía panorámica dental o la trayectoria nominal en la que se mueve éste con respecto a un paciente, así como un dispositivo adecuado para ello.

La invención concierne a un procedimiento para determinar la posición relativa nominal de un paciente en un aparato de radiografía panorámica dental, en el que

10 a) se obtiene la curvatura de una zona delantera de un arco dental de un paciente; y

b) se calculan a partir de ella y a partir de una superficie del arco de proyección del aparato de radiografía panorámica unas coordenadas de posición nominal para el maxilar del paciente.

15 Asimismo, la invención concierne a un procedimiento para determinar la trayectoria nominal en la que se mueve un aparato de radiografía panorámica dental con respecto a un paciente, en el que

a) se obtiene la curvatura de una zona delantera de un arco dental de un paciente; y

20 b) se inmoviliza el arco dental del paciente en un sitio del aparato de radiografía panorámica que está situado dentro del espacio barrido por una fuente de rayos X y una unidad detectora rígida movida con ésta.

Además, la invención concierne a un dispositivo para determinar la posición relativa nominal de un paciente en un aparato de radiografía panorámica dental o la trayectoria nominal de una unidad de diagnóstico con respecto al maxilar de un paciente inmovilizado en un aparato de radiografía panorámica, cuyo dispositivo comprende

25 a) una unidad sensora que coopera con dientes del paciente en la zona delantera del maxilar y que proporciona una señal de forma de maxilar característica de la posición de los dientes del paciente;

30 b) una unidad de cálculo que es solicitada con la señal de forma de maxilar de la unidad sensora y que calcula unas coordenadas de posición nominal para el maxilar del paciente a partir de dicha señal y de la trayectoria de una fuente de rayos X y de una unidad detectora del aparato de radiografía panorámica que determina la superficie del arco de proyección del aparato de radiografía panorámica.

35 Una superficie de arco de proyección (abreviadamente: arco de proyección) describe la superficie de arco que está nítidamente reproducida en la radiografía resultante de un aparato de radiografía panorámica. Esto significa que la radiografía muestra el tejido de un paciente que está situado en la superficie del arco de proyección durante la toma radiográfica.

40 Durante la toma de una radiografía panorámica dental la cabeza de un paciente se encuentra entre una fuente de rayos X y un detector de rayos X que se desplazan alrededor de la cabeza del paciente siguiendo una trayectoria de forma de arco. A este fin, la fuente de rayos X y la unidad detectora son hechas girar en general a una distancia constante una de otra, en un plano horizontal, alrededor de un eje de giro vertical que a su vez se traslada a lo largo de una trayectoria determinada durante el proceso de giro.

45 El recorrido ideal de esta trayectoria resulta de la geometría del arco dental de un paciente. El arco dental presenta una fuerte curvatura en la zona de los dientes delanteros, mientras que la curvatura es más débil en la zona de los dientes centrales o traseros.

50 Durante la traslación de la fuente de rayos X y de la unidad detectora alrededor de la cabeza del paciente se hace un gran número de tomas individuales que se combinan por medio de una unidad de ordenador correspondiente para obtener una imagen total.

55 Cada toma individual puede asociarse a una estrecha zona de proyección plana en la que se reproduce nítidamente el tejido del paciente atravesado por los rayos X. Por tanto, expresado en términos sencillos, para la radiografía panorámica se combinan cada vez zonas horizontales relativamente estrechas de imágenes individuales, efectuándose el movimiento del eje de giro de la fuente de rayos X y de la unidad detectora según una forma de maxilar estándar.

60 La superficie del arco de proyección del aparato de radiografía panorámica resulta de las zonas horizontales correspondientemente combinadas de los planos de proyección de las respectivas imágenes individuales o tiras de imágenes. En conjunto, la superficie del arco de proyección del aparato de radiografía panorámica resulta de la trayectoria en la que la fuente de rayos X y la unidad detectora se desplazan alrededor de la cabeza del paciente y la cual se ajusta en general a mano o con ayuda de datos provenientes de un banco de datos.

65 Además, se pueden realizar todavía ajustes de toma del aparato de radiografía panorámica dental, entre los cuales se encuentran como parámetros para la fuente de rayos X, además de otros, la tensión del tubo, el tiempo de exposición a la luz, la corriente de radiación y la sección transversal de la radiación.

## ES 2 340 509 T3

Para que la radiografía resultante muestra también las zonas deseadas del paciente, éste tiene que posicionarse en el aparato de radiografía panorámica en una posición relativa nominal determinada en la que el arco dental del paciente venga a coincidir en una zona lo más grande posible con la superficie del arco de proyección.

5 Aparte del ajuste del aparato de radiografía panorámica, es usual que se efectúe también manualmente el posicionamiento del paciente. A este fin, el aparato de radiografía panorámica dispone de un soporte de mordedura en el que muerde el paciente. A continuación, se prepara al paciente, casi siempre con ayuda de un dispositivo óptico, de modo que el plano entre su maxilar superior y su maxilar inferior discurra en dirección horizontal. Se ajusta luego manualmente el arco de proyección correspondiente al arco dental del paciente captado visualmente por el personal de  
10 servicio, y se lleva éste vertical y horizontalmente a una posición tal entre la fuente de rayos X y el detector de rayos X que la superficie del arco de proyección del aparato de radiografía panorámica discurra hasta donde sea posible a través de las raíces de los dientes del paciente.

15 Los ajustes manuales anteriormente citados, por un lado, son muy costosos en tiempo y, por otro, son bastante propensos a errores. Más de la mitad de las tomas radiográficas panorámicas efectuadas son insuficientes, ya que la superficie del arco de posición no discurre, como es deseable, a través de las raíces de los dientes y, por tanto, éstas se reproducen en forma poco precisa.

20 Se lograría una reducción de las fuentes de error mediante un dispositivo de la clase citada al principio, tal como éste se ha descrito en el documento DE 38 08 009 C2. En éste se obtiene por medio de tipos de sensor diferentes la posición de los incisivos y/o de los caninos de un paciente. Las posiciones relativas entre los dientes captados sirven como fundamento de la determinación de la posición relativa nominal del paciente en el aparato de radiografía panorámica. Para determinar el arco dental del paciente se recurre a un banco de datos en el que están almacenados datos fisiológicos del paciente. A partir de este banco de datos, se asigna al paciente a examinar una geometría de arco  
25 dental que presente una concordancia lo mayor posible con la forma de arco dental obtenida a partir de las posiciones de los incisivos y/o los caninos del paciente a examinar.

30 Dado que, para determinar el arco dental del paciente, se captan únicamente los incisivos y/o los caninos del paciente, se puede asignar al paciente una geometría de arco dental del banco de datos que difiera de la forma real de su arco dental y que adopte sobre todo en las zonas central y trasera del maxilar un recorrido diferente del que se presenta realmente en el paciente.

35 Como consecuencia de esto, puede ocurrir que la radiografía tomada no represente con precisión satisfactoria la zona de los dientes molares y las muelas del paciente y sea inadecuada para un diagnóstico subsiguiente por parte del dentista que realiza el tratamiento.

40 El problema de la presente invención consiste en proporcionar unos procedimientos y un dispositivo de la clase citada al principio en los que se pueda obtener mejor la posición relativa nominal de un paciente en un aparato de radiografía panorámica dental o la trayectoria nominal en la que se mueve un aparato de radiografía panorámica dental con respecto a un paciente.

Esto se resuelve según la invención, respecto de la posición relativa nominal, por el hecho de que

45 c) se obtiene, además, la curvatura de una zona central y/o una zona trasera del arco dental del paciente y se la tiene en cuenta en el cálculo de las coordenadas de posición normal para el maxilar.

Referido a la trayectoria nominal en la que se mueve un aparato de radiografía panorámica dental con respecto a un paciente, el problema anteriormente citado se resuelve por el hecho de que

50 c) se obtiene, además, la curvatura de una zona central y/o una zona trasera del arco dental del paciente; y

d) a partir de las curvaturas medidas de la zona delantera y de las zonas central y/o trasera del arco dental se calcula una curva de trayectoria nominal para la unidad de diagnóstico formada por la fuente de rayos X y la unidad detectora.  
55

Por lo que concierne al dispositivo, el problema citado se resuelve por el hecho de que

60 c) la unidad sensora coopera, además, con los dientes del paciente en la zona central y/o en la zona trasera del maxilar.

65 Gracias a la obtención adicional de la curvatura de las zonas central y/o trasera del arco dental del paciente o bien debido a que la unidad sensora coopera con la zona central y/o la zona trasera del maxilar, es posible la determinación de toda la geometría del arco dental del paciente con una alta exactitud. Para el cálculo de las coordenadas de posición nominal del paciente se puede prescindir así de tener que recurrir a datos fisiológicos del paciente almacenados en un banco de datos. Ya no es necesaria tampoco una determinación visual afectada de error de la geometría del arco dental del paciente. El cálculo de la posición relativa nominal del paciente se efectúa sobre la base de una geometría medida del arco dental del paciente, la cual concuerda en alto grado con la geometría realmente existente del arco dental. La posición relativa nominal calculada del paciente resulta así ser tal que la superficie del arco de proyección del aparato

## ES 2 340 509 T3

de radiografía panorámica durante la toma de la radiografía panorámica viene a coincidir con buena exactitud con el arco dental del paciente.

5 Gracias al cálculo de la curva de trayectoria nominal para la unidad de diagnóstico formada por la fuente de rayos X y la unidad detectora con ayuda de las curvaturas medidas de la zona delantera y de las zonas central y/o trasera se logra adaptar la superficie del arco de proyección a la geometría real del arco dental del paciente.

En las reivindicaciones subordinadas se describen ejecuciones ventajosas del dispositivo según la invención.

10 A continuación, se explican ejemplos de realización de la invención ayudándose del dibujo adjunto. Muestran en éste:

15 La figura 1, un alzado lateral de un aparato de radiografía panorámica dental con un primer ejemplo de realización de un dispositivo para determinar la posición relativa nominal de un paciente o la trayectoria nominal de una unidad de diagnóstico;

Las figuras 2A y 2B, dos ejemplos para geometrías de arco dental diferentes de un paciente, así como, esquemáticamente, la trayectoria del eje de giro de la fuente de rayos X y de la unidad detectora;

20 Las figuras 3A y 3B, esquemáticamente, la variación de la posición relativa del paciente con respecto a la superficie del arco de proyección del aparato de radiografía panorámica según la figura 1;

25 Las figuras 4A y 4B, esquemáticamente, la adaptación de la superficie del arco de proyección del aparato de radiografía panorámica a la geometría del arco dental del paciente;

La figura 5, una vista en planta de una unidad sensora del dispositivo según la figura 1;

30 La figura 6, un alzado lateral de un aparato de radiografía panorámica dental con un segundo ejemplo de realización de un dispositivo según la figura 1 con una unidad sensora modificada;

La figura 7, una vista en planta de una unidad sensora del dispositivo según la figura 6;

35 La figura 8, otra unidad sensora modificada de un tercer ejemplo de realización de un dispositivo correspondiente a la figura 1; y

La figura 9, una representación esquemática de un dispositivo para determinar la curva de la trayectoria nominal de una unidad de diagnóstico de un aparato de radiografía panorámica.

40 La figura 1 muestra un aparato 10 de radiografía panorámica dental con un bastidor 12 que comprende una fuente 14 de rayos X y una unidad detectora en forma de un sensor CCD 16. Éstas están unidas una con otra rotativamente alrededor de un eje vertical A y rígidamente a través de un brazo giratorio 18, estando una frente a otra a la misma altura. Con E se ha designado un plano de toma que es perpendicular al eje de giro A y corta el centro del sensor CCD 16 y el centro de la ventana de la fuente 14 de rayos X situada a la misma altura. Un sistema de coordenadas x,y,z insinuado en la figura 1 es solidario del bastidor. Su eje z discurre paralelo al eje de giro A y su plano x-y es paralelo al plano de toma E. La fuente 14 de rayos X, el sensor CCD 16 y el brazo giratorio 18 forman conjuntamente una unidad de diagnóstico 20.

50 Un paciente, de cuyo maxilar deberá hacerse una toma radiográfica panorámica, es posicionado para la toma a la altura de la fuente 14 de rayos X o del sensor CCD 16 de tal manera que su cabeza 22, más exactamente su maxilar superior 24 y su maxilar inferior 26, sea atravesada por los rayos X generados por la fuente 14 de rayos X antes de que éstos incidan en el sensor CCD 16.

55 El brazo giratorio 18 está montado rotativamente alrededor del eje de giro vertical A por encima del paciente y puede ser hecho girar por medio de un motor de accionamiento 28. El eje de giro A puede ser trasladado aquí horizontalmente en al menos una dirección, preferiblemente en dos direcciones independientes, por medio de un accionamiento de coordenada 30. Por tanto, para la realización de una toma radiográfica panorámica, la fuente 14 de rayos X y el sensor CCD 16 se desplazan alrededor de la cabeza 22 del paciente sobre una trayectoria curvada determinada que está situada en el plano horizontal E.

60 Los ajustes de toma, tales como la tensión del tubo, el tiempo de exposición a la luz, la corriente de radiación o la sección transversal de la radiación, son transmitidos a la fuente 14 de rayos X por una unidad de cálculo 32 a través de una línea 64 de transmisión de datos.

65 La trayectoria del eje de giro A y los ajustes de toma de la fuente 14 de rayos X pueden introducirse en la unidad de cálculo 32 a través de un teclado 36 que se comunica con la unidad de cálculo 32 por medio de una línea 38 de transmisión de datos. Las órdenes introducidas son presentadas sobre un monitor de visualización 40 que recibe señales correspondientes de la unidad de cálculo 32 a través de una línea 42 de transmisión de datos.

## ES 2 340 509 T3

La unidad de cálculo 32 controla el motor de accionamiento 28 a través de una línea 44 y el accionamiento de coordenada 30 a través de una línea 46.

Además, la unidad de cálculo 32 recibe las señales de salida del sensor CCD 16 a través de una línea 48 de transmisión de datos y transmite eventualmente órdenes de control al mismo tales como ciclos de lectura, tiempo de integración y borrado.

En conjunto, la unidad de cálculo 32 sirve como unidad de control central que coordina la toma de la radiografía panorámica, procesa las señales recibidas del sensor CCD 16 y las transforma en una imagen visible que se representa sobre el monitor 40.

Durante la toma se inmoviliza la cabeza 22 del paciente por medio de un dispositivo de posicionamiento 50 y se la lleva, antes de la toma radiográfica, a una posición relativa nominal correspondiente con respecto al aparato 10 de radiografía panorámica.

El dispositivo de posicionamiento 50 comprende una base de apoyo 52 para la barbilla que está montada en el bastidor 12 en posición vertical y en forma desplazable en dos direcciones horizontales independientes y que puede ser inmovilizada una vez alcanzada una posición horizontal o vertical deseada.

Asimismo, el dispositivo de posicionamiento 50 comprende un soporte de mordedura 54 que está unido con la base de apoyo 52 para la barbilla a través de una varilla portante 56 verticalmente ajustable e inmovilizable en una posición deseada y que puede él mismo trasladarse nuevamente en el plano horizontal a lo largo de una trayectoria rectilínea e inmovilizarse allí en una posición deseada.

La capacidad de desplazamiento del soporte de mordedura 54 y de la varilla portante 56 sirve aquí para adaptar las posiciones relativas de los distintos componentes 52, 54 y 56 a la fisiología del paciente.

Las posiciones del soporte de mordedura 54 y la varilla portante 56 son ajustadas al principio manualmente por el personal de servicio de modo que el paciente pueda morder sobre el soporte de mordedura 54 mientras su barbilla reposa sobre la base de apoyo 52 para la misma.

A continuación, se ajusta en conjunto la posición vertical del dispositivo de posicionamiento 50 de modo que la zona 24, 26 de los maxilares del paciente esté situada a la altura de la fuente 14 de rayos X y del sensor CCD 16.

Por medio de ayudas de posicionamiento conocidas, generalmente sistemas ópticos, se cuida de que el plano entre el maxilar superior 24 y el maxilar inferior 26 del paciente discorra en dirección horizontal.

Por tanto, el dispositivo de posicionamiento 50 está configurado en conjunto de tal manera que es ajustable a la fisiología individual de la cabeza y los maxilares de un paciente en todas las direcciones necesarias, con lo que la región de los maxilares 24, 26 del paciente puede ser inmovilizada en una posición relativa determinada con respecto al bastidor 12.

Sobre el soporte de mordedura 54 está dispuesto un sensor de mordedura 58. Éste está unido, a través de una línea 60, con un circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar que genera una señal de forma del maxilar a partir de la señal de salida del sensor de mordedura 58 y la transmite a la unidad de cálculo 32 a través de una línea 64 de transmisión de datos. El sensor de mordedura 58 y el circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar forman conjuntamente una unidad sensora 66 de la forma del maxilar.

Según la fisiología del maxilar de un paciente, las filas de dientes de pacientes diferentes discurren siguiendo arcos dentales diferentes. En la figura 2 se han representado como ejemplo de diferentes geometrías de arco dental, con ayuda de una respectiva fila de dientes del maxilar superior, un arco dental relativamente estrecho 68 en la figura 2A, por un lado, y un arco dental relativamente ancho 70 en la figura 2B, por otro lado.

Como puede apreciarse allí, los arcos dentales 68, 70 presentan en la zona delantera 72 ó 74 una curvatura más fuerte en comparación con una respectiva zona central 76 ó 78 y una respectiva zona trasera 80 u 82. Por el contrario, la zona central 76, 78 tiene una curvatura más débil y la zona trasera 80, 82 tiene solamente una pequeña curvatura.

Al girar el brazo giratorio 18, su eje de giro vertical A se traslada en sincronismo sobre una trayectoria curvada que se ha ilustrado esquemáticamente en la figura 2B con el ejemplo del arco dental 70 y que está provista del símbolo de referencia 84. La trayectoria 84 del eje de giro A corresponde aproximadamente a una V abierta hacia abajo con alas convexas. Debido a este recorrido, que deberá resultar diferentes según la forma del arco dental, se garantiza que el plano de proyección 86 de cada imagen individual esté situado dentro del arco dental 68 ó 70 de un paciente, ya que la distancia entre la fuente 14 de rayos X y el sensor CCD 16 es constante.

Las figuras 3A y 3B así como 4A y 4B muestran superficies 88a, 88b y 88c del arco de proyección en comparación con el arco dental 70 de la figura 2B. Para que se consiga un solapamiento lo más grande posible de la superficie 88

## ES 2 340 509 T3

del arco de proyección y el arco dental 70 del paciente es necesario, en primer lugar, obtener la geometría real del arco dental del paciente que se debe examinar. Esto se realiza por medio del sensor de mordedura 58.

5 La figura 5 muestra el sensor de mordedura 58 en una vista en planta del lado vuelto hacia el maxilar superior 24 del paciente.

10 El sensor de mordedura 58 comprende unas sondas de presión dispuestas de plano sobre el mismo, de las cuales se ha identificado una en la figura 5 con el símbolo de referencia 90. Si un paciente muerde sobre el soporte de mordedura 54 y, por tanto, sobre el sensor de mordedura 58 dispuesto sobre éste, un gran número de sondas de presión 90 son oprimidas de conformidad con el arco dental del paciente.

15 En la figura 5 se ha representado mediante las sondas de presión ennegrecidas 90 aquéllas de estas sondas de presión 90 que serían aproximadamente oprimidas si un paciente con un arco dental 70 como el representado en las figuras 2B, 3 y 4 mordiera sobre el sensor de mordedura 58.

Cada sonda de presión oprimida 90 genera una señal que se transfiere al circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar a través de la línea de comunicación 60. Este circuito a su vez genera una señal de forma de maxilar correspondiente a la imagen total de las sondas de presión oprimidas 90.

20 Lo que se ha dicho más arriba sobre las sondas de presión 90 del sensor de mordedura 58 oprimidas por los dientes del maxilar superior de un paciente rige análogamente de manera correspondiente para los dientes del maxilar inferior de un paciente. A este fin, el sensor de mordedura 58 comprende sondas de presión 90 dispuestas también de plano en el lado vuelto hacia la zona del maxilar inferior del paciente, los cuales, al morder el paciente sobre el sensor de mordedura 58, son oprimidas por los dientes de su maxilar inferior y se comunican de manera correspondiente con el  
25 circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar.

30 Por tanto, las sondas de presión oprimidas 90 están relacionadas una con otra respecto de la posición de los dientes captados y sobre la base de esta posición el circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar genera una señal de forma de maxilar que corresponde al arco dental del paciente, referido al maxilar superior 24 y al maxilar inferior 26, respectivamente, y que sirve de base para el cálculo de la geometría del arco dental del paciente por medio de la unidad de cálculo 32.

35 La unidad de cálculo 32 puede comparar ahora la superficie del arco de proyección prefijada por la trayectoria 84 del eje de giro A del aparato de radiografía panorámica - aquí se ha entresacado la superficie 88a del arco de proyección representada en la figura 3A - con la forma del arco dental del paciente y se adaptan ambas formas una a otra. Esto se realiza, por ejemplo, minimizando (ajuste mínimo cuadrático) por traslaciones y/o rotaciones del arco dental la media cuadrática de la distancia entre el arco dental y un arco de proyección estándar ajustable para el aparato.

40 Como resultado, la unidad de cálculo propone coordenadas de posición nominal para el maxilar 24, 26 del paciente, especialmente coordenadas horizontales nominales de la base de apoyo 52 para la barbilla. Como resultado de esta adaptación, según se ilustra en la figura 3A, el arco dental 70 del paciente se traslada a lo largo de la flecha 92 hasta que se alcanzan las coordenadas horizontales nominales calculadas y el arco dental 70 del paciente se solapa en una zona lo más grande posible con la superficie 88a del arco de proyección. Esto último se ilustra en la figura 3B.

45 Si se obtiene el arco dental del paciente en posición alejada del aparato 10 de radiografía panorámica, por ejemplo con ayuda de un molde de yeso, la unidad de cálculo 32 calcula las coordenadas de proyección nominal en el espacio, referido al aparato 10 de radiografía panorámica.

50 En un perfeccionamiento es posible que las diferentes posiciones de los distintos componentes 52, 54 y 56 puedan ajustarse por medio de servomotores que transfieran las señales de posición real a la unidad de cálculo 32 y sean controlados por ésta en cuanto a las posiciones nominales. Por tanto, se puede ajustar también automáticamente la posición relativa nominal resultante del paciente.

55 Aparte de esta adaptación de la posición relativa del paciente a una superficie de arco de posición existente, la unidad de cálculo 32 puede calcular la trayectoria 84 de la unidad de diagnóstico 20 de tal manera que la superficie del arco de proyección sea modificada desde una superficie poco ajustada al arco dental obtenido del paciente, tal como esto se representa, por ejemplo, en la figura 4A en forma de la superficie 88b del arco de proyección, hasta una superficie 88c del arco de proyección (figura 4B) que corresponda en alto grado al recorrido del arco dental del paciente.

60 Este proceso de adaptación de la superficie del arco de proyección al arco dental del paciente es realizado aquí de forma espontánea por la unidad de cálculo 32, el sensor de mordedura 58 y los diferentes emisores de posición y eventualmente servomotores que cooperan con los componentes 52, 54, 56, de modo que se efectúa en conjunto una sintonización totalmente automática de la posición relativa nominal del paciente y especialmente de la trayectoria 84 del eje de giro A de la unidad de diagnóstico 20 del aparato 10 de radiografía panorámica.

65 Como puede apreciarse en la figura 5, aparte de captar la zona delantera fuertemente curvada 74 del arco dental 75, se captan también con las sondas de presión 90 del sensor de mordedura 58 la respectiva zona central más débilmente

## ES 2 340 509 T3

curvada 78 o la zona trasera débilmente curvada 82. Se puede obtener así la forma del arco dental del paciente con alta exactitud de acuerdo con la forma real del arco dental del paciente.

5 En consecuencia, la adaptación de la superficie del arco de proyección a la geometría del arco dental del paciente se basa en el arco dental realmente presente del paciente, de modo que se obtiene un solapamiento individualmente sintonizado en alto grado con el paciente entre la superficie 88 del arco de proyección del aparato 10 de radiografía panorámica y el arco dental 68 ó 70 del paciente.

10 Las figuras 6 y 7 muestran otro ejemplo de realización de un dispositivo para determinar la posición relativa nominal de un paciente en un aparato de radiografía panorámica dental o la trayectoria nominal de una unidad de diagnóstico con respecto al maxilar de un paciente inmovilizado en un aparato de radiografía panorámica. En estas figuras los componentes correspondientes al ejemplo de realización de la figura 1 se han identificado con los mismos símbolos de referencia.

15 A diferencia del ejemplo de realización de la figura 1, no se ha dispuesto ningún sensor sobre el soporte de mordedura 54.

20 Por el contrario, la unidad sensora 66 de la forma del maxilar comprende varios emisores de posición 92 configurados como palpadores electromecánicos que se comunican con el circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar a través de líneas de transmisión de datos correspondientes 60. En la figura 7 se han representado en una vista en planta, a título de ejemplo, tres emisores de posición yuxtapuestos 92a, 92b, 92c.

25 Los emisores de posición 92 son trasladables horizontalmente a lo largo de una trayectoria rectilínea 94a, 94b y 94c, respectivamente, y pueden ser inmovilizados en una posición deseada. La posición de una punta palpadora 96 de un emisor de posición 92 es transferida al circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar a través de la línea de transmisión de datos 60.

30 Para obtener la forma del maxilar del paciente se mueve la unidad sensora 66 de la forma del maxilar en dirección al paciente - mientras este paciente se encuentra inmovilizado en el dispositivo de posicionamiento 50 - hasta que las puntas palpadoras 96 de los emisores de posición 92 hagan contacto exteriormente con la cabeza 22 del paciente a una altura un poco por encima del labio superior. A este fin, hay que llevar previamente al paciente a una posición vertical adecuada correspondiente.

35 Las señales de salida de los emisores de posición 92 son entregadas al circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar. Este a su vez genera una señal de forma de maxilar que corresponde a un arco dental patrón que casa con las posiciones de los emisores de posición 92 y que se aproxima al arco dental del paciente.

40 Una vez que la unidad de cálculo 32 ha recibido la señal de forma de maxilar a través de la línea de transmisión de datos 64, dicha unidad calcula la posición relativa nominal del paciente de una manera semejante a como se ha descrito anteriormente, por ejemplo por ajuste mínimo cuadrático. El resto de lo dicho para el primer ejemplo de realización según las figuras 1 a 5 se aplican análogamente de manera correspondiente al segundo ejemplo de realización de las figuras 6 y 7.

45 Debido al aumento del número de emisores de posición 92 se puede aumentar la exactitud de la determinación de la geometría del arco dental del paciente.

La figura 8 muestra esquemáticamente otro ejemplo de realización en el que los componentes correspondientes al ejemplo de realización de la figura 1 llevan los mismos símbolos de referencia.

50 En este ejemplo de realización se obtiene la posición relativa nominal del paciente con respecto al aparato de radiografía panorámica determinando la geometría del arco dental paciente por medio de dos cámaras 98 y 100 que captan el espacio 102 de la boca y, por tanto, los dientes del paciente desde dos ángulos diferentes. Las señales de las cámaras 98, 100 son transmitidas al circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar a través de líneas de transmisión de datos correspondientes 104 y 106, cuyo circuito ejecuta un algoritmo adecuado de procesamiento de imágenes que envía como resultado a la unidad de cálculo 32 una señal de forma de maxilar a partir de la cual esta  
55 unidad calcula la geometría del arco dental del paciente.

60 El cálculo ulterior de la posición relativa nominal del paciente o de la trayectoria nominal de la unidad de diagnóstico 20 del aparato 10 de radiografía panorámica se efectúa de nuevo de manera correspondiente a los procesos anteriormente mencionados.

65 La figura 9 muestra un dispositivo designado en conjunto con 410 que sirve para guiar en el plano de toma una unidad de diagnóstico 20 de un aparato 10 de radiografía panorámica que comprende la fuente 14 de rayos X, el sensor CCD 16 y el brazo giratorio 18, de modo que el arco de proyección 88 del aparato de radiografía 10 concuerde con el arco dental 68, 70 del paciente que se debe examinar.

Dos varillas de guía verticales distanciadas 414, 416 están soportadas por un tramo estacionario 412 del bastidor del aparato de radiografía y cooperan con taladros de guía 418, 420 de un carro z 422. En este último está previsto

## ES 2 340 509 T3

también un taladro roscado 424 en el que corre un husillo roscado 426. Este último es accionado por un motor eléctrico 428 que está acoplado con un emisor de posición 430. Éste puede comprender, por ejemplo, un disco estroboscópico que coopere con una barrera óptica, estando unida la salida de la barrera óptica con un contador. Por tanto, la señal de salida del emisor de posición 530 está unívocamente ligada a la posición del carro z 422.

5 El carro z 422 lleva a su vez dos varillas de guía 432, 434 que corren en taladros 436, 438 de un carro y 440. Este último está provisto también de un taladro roscado 442 en el que corre un husillo roscado 444. Este es accionado por un motor eléctrico 446 que está enclavado con un emisor de posición 448. El emisor de posición 448 está constituido exactamente igual que el emisor de posición 430.

10 El carro y 440 lleva dos varillas de guía 450, 452 que corren en taladros 454, 456 de un carro x 458. Éste está provisto de un taladro roscado 460 en el que corre un husillo roscado 462. Este último es accionado por un motor eléctrico 464 en el que está nuevamente enclavado un emisor de posición 466.

15 El carro x 458 sirve como apoyo para la barbilla de un paciente y está provisto de una delgada base de apoyo flexible 468.

Puede apreciarse por la descripción anterior que, debido a los diferentes carros y a los motores eléctricos que trabajan sobre ellos, la base de apoyo 468 puede ajustarse en las direcciones x, y y z. En el lado inferior del carro x 458 está montado un árbol 470 que está solidamente unido con un brazo basculante 472. El brazo basculante 472 lleva en el lado superior de su tramo exterior un puntal 474 de longitud variable que se extiende en la dirección z y que puede ser regulado en su longitud por medio de un motor eléctrico asociado 476. El motor eléctrico 476 está nuevamente enclavado con un emisor de posición 478.

20 El extremo superior del puntal 474 lleva una cabeza palpadora 480 que está configurada a la manera de un cilindro de muelle. Una varilla palpadora 482 pretensada por el muelle lleva en su extremo libre un rodillo 484 de marcha libre que gira alrededor de un eje vertical. La dimensión axial del rodillo 484 se ha establecido de modo que sea algo más pequeña que la altura media del promedio de los dientes. El diámetro del rodillo 484 se ha establecido de modo que éste corra bien sobre el lado exterior del tejido blando que cubre el arco dental.

30 La cabeza palpadora 480 comprende también un emisor de posición 486 que obtiene la posición de la varilla palpadora 482.

35 Para hacer bascular la cabeza palpadora 480 sobre el arco dental 68 se ha acoplado con el árbol 460 un motor eléctrico 488 que está enclavado con un emisor de posición 490.

40 Los diferentes emisores de posición 430, 448, 466, 478 y 490 son todos ellos de constitución idéntica. El emisor de posición 486 puede tener en principio una constitución semejante cuando su árbol de entrada esté provisto de un piñón que coopere con una cremallera formada en la varilla palpadora 482. Como alternativa, el emisor de posición 486 puede comprender también una barrera óptica que coopere con una rejilla de retículo movida por la varilla palpadora 482.

45 Las señales de salida de los diferentes emisores de posición están unidas con entradas de una unidad de control 492 que tiene también salidas en las que se proporcionan señales de control para los motores eléctricos 428, 446, 464, 476 y 488.

Con el dispositivo mostrado en la figura 9 se pueden medir la posición real y la forma real del arco dental 68 en un aparato 10 de radiografía panorámica.

50 A este fin, se coloca primero la base de apoyo 468 mediante una activación correspondiente de los motores eléctricos 428, 446 y 464 de modo que el arco dental esté situado en el plano de toma E.

55 En este plano se inmoviliza después la cabeza del paciente. Activando el motor eléctrico 476 se extiende entonces el puntal 474 hasta el punto de que el rodillo 484 de la cabeza palpadora 480 esté situado a la misma altura que el arco dental o el maxilar que se debe acotar.

Se excita ahora el motor eléctrico 488 de modo que el brazo basculante 472 sea girado en 180°. Durante este movimiento, el rodillo 484 sigue al contorno exterior del arco dental o del maxilar bajo la fuerza del muelle de pretensado de la cabeza palpadora 480.

60 Las señales de salida correspondientes del emisor de posición 486 son almacenadas, juntamente con las señales de salida del emisor de posición 490, en la unidad de control 492.

65 Por tanto, ésta contiene en forma digital el contorno exterior real y la posición real del maxilar o del arco dental. La unidad de control 492 conoce también, a través de las señales de salida de los emisores de posición 448 y 466, la posición absoluta del arco dental en el plano x-y, y sumando las señales de salida del emisor de posición 430 y del emisor de posición 478 se conoce igualmente la coordenada z del arco dental. Ésta deberá corresponder a la coordenada z del plano de toma E.

## ES 2 340 509 T3

En una forma de realización simplificada del dispositivo se pueden suprimir también el carro z 422 y el carro y 440 y se puede prever solamente el carro 458, el cual es ajustable entonces solamente en dirección vertical, sea manualmente o sea a través de un servomotor.

5 La unidad de control 492 calcula a partir del arco dental, medido como se ha descrito anteriormente, la trayectoria 84 sobre la cual tiene que moverse el eje A en el plano x-y para que la superficie 88 del arco de proyección del aparato 10 de radiografía panorámica coincida con el arco dental medido. Se entregan señales de control correspondientes al accionamiento de coordenada 30-x que actúa en la dirección x y al accionamiento de coordenada 30-y que actúa en la dirección y, los cuales ajustan conjuntamente la posición del eje A en el plano x-y.

10 Los materiales de los componentes que se encuentran entre la fuente de rayos X y el sensor CCD 16, es decir, los materiales del dispositivo de posicionamiento 50 y de los sensores 58, 92 y 98, 100, consisten sustancialmente en materiales que presentan una pequeña absorción de los rayos X, especialmente material plástico.

15 El circuito 62 de reconocimiento de la forma del maxilar, comentado en los ejemplos de realización antes citados, puede ser también directamente una parte integrante de la unidad de cálculo correspondiente 32 o un programa que se ejecuta en ésta, de modo que los respectivos sensores 58, 92 y 98, 100 transmiten directamente sus respectivas señales de salida a la unidad de cálculo 32.

20 Los sensores 58, 92 y 98, 100 son adecuados también para obtener el arco dental de un paciente sin que éste se encuentre inmovilizado en el dispositivo de posicionamiento 50. Únicamente después de la determinación de su arco dental fuera del aparato 10 de radiografía panorámica se coloca entonces el paciente en la posición relativa nominal correspondientemente calculada.

25 Es posible también una determinación del arco dental por medio de los sensores 58, 92 y 98, 100 sin que tenga que estar presente el paciente. Esto se cumple, por ejemplo, cuando se presenta un molde del maxilar del paciente, el cual puede ser entonces captado y acotado por el sensor correspondiente como si se tratara de un maxilar natural.

### 30 **Documentos citados en la descripción**

*Esta lista de los documentos citados por el solicitante se ha incluido exclusivamente para información del lector y no es parte integrante del documento de patente europeo. Se ha compilado con sumo cuidado, pero la EPO no asume ninguna clase de responsabilidad por eventuales errores u omisiones.*

35

### **Documentos de patente citados en la descripción**

- DE 3808009 C2 [0014]

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

5 1. Procedimiento para determinar la posición relativa nominal de un paciente en un aparato de radiografía panorámica dental, en el que

a) se obtiene la curvatura de una zona delantera (72, 74) de un arco dental (68, 70) de un paciente; y

10 b) a partir de esta curvatura y de una superficie (88) de arco de proyección del aparato (10) de radiografía panorámica se calculan las coordenadas de posición nominal para el maxilar (24, 26) del paciente,

**caracterizado** porque

15 c) se obtiene, además, la curvatura de una zona central (76, 78) y/o de una zona trasera (80, 82) del arco dental (68, 70) del paciente y se tiene en cuenta esta curvatura en el cálculo de las coordenadas de posición nominal para el maxilar (24, 26).

20 2. Procedimiento para determinar la trayectoria nominal en la que se mueve un aparato de radiografía panorámica dental con respecto a un paciente, en el que

a) se obtiene la curvatura de una zona delantera (72, 74) de un arco dental (68, 70) de un paciente; y

25 b) se inmoviliza el arco dental (68, 70) del paciente dentro del aparato (10) de radiografía panorámica en un sitio que está situado dentro del espacio barrido por una fuente (14) de rayos X y una unidad detectora (16) unida rígidamente con ésta,

**caracterizado** porque

30 c) se obtiene, además, la curvatura de una zona central (76, 78) y/o de una zona trasera (80, 82) del arco dental del paciente; y

35 d) a partir de las curvaturas medidas de la zona delantera (72, 74) y de las zonas central (76, 78) y/o trasera (80, 82) del arco dental (68, 70) se calcula una curva de trayectoria nominal para la unidad de diagnóstico (20) formada por la fuente (14) de rayos X y la unidad detectora (16).

40 3. Dispositivo para determinar la posición relativa nominal de un paciente en un aparato de radiografía panorámica dental o la trayectoria nominal de una unidad de diagnóstico (20) con respecto al maxilar (24, 26) de un paciente inmovilizado en un aparato de radiografía panorámica, cuyo dispositivo comprende

a) una unidad sensora (66) que está concebida de tal manera que coopera con dientes del paciente en la zona delantera (72, 74) del maxilar (24, 26) y que proporciona una señal de forma de maxilar característica de la posición de los dientes del paciente uno respecto de otro; y

45 b) una unidad de cálculo (32) que está concebida de tal manera que es solicitada con la señal de forma de maxilar de la unidad sensora (66) y que, a partir de esta señal y de la trayectoria (84) de una fuente (14) de rayos X y de una unidad detectora (16) del aparato (10) de radiografía panorámica, que determina la superficie (88) del arco de proyección del aparato (10) de radiación panorámica, calcula coordenadas de posición nominal para el maxilar (24, 26) del paciente,

50 en donde

55 c) la unidad sensora (66) está concebida de tal manera que coopera, además, con los dientes del paciente en la zona central (76, 78) y/o en la zona trasera (80, 82) del maxilar (24, 26).

60 4. Dispositivo según la reivindicación 3, **caracterizado** porque la unidad sensora (66) comprende al menos un sensor (58; 92; 98, 100; 480) y un circuito (62) de reconocimiento del maxilar que se comunica con dicho sensor y que genera una señal de forma de maxilar correspondiente a la señal de salida del sensor y característica de la geometría del arco dental del paciente.

65 5. Dispositivo según la reivindicación 3 ó 4, **caracterizado** porque la unidad sensora (66) comprende un sensor de mordedura (58) que está dispuesto en un soporte de mordedura (54) del aparato (10) de radiografía panorámica.

6. Dispositivo según la reivindicación 5, **caracterizado** porque el sensor de mordedura (58) comprende una pluralidad de sondas de presión (90) en un lado vuelto hacia el maxilar superior (24) y/o hacia el maxilar inferior (26) del paciente.

## ES 2 340 509 T3

7. Dispositivo según la reivindicación 3 ó 4, **caracterizado** porque la unidad sensora (66) comprende una punta palpadora trasladable (96; 484) y una disposición de emisores de posición (92a, 92b, 92c; 486) que indica la posición de dicha punta.

5 8. Dispositivo según la reivindicación 7, **caracterizado** porque el sensor (480) es trasladable (470, 472) en una dirección perpendicular a la dirección de palpación y un emisor de posición adicional (490) obtiene la posición del sensor en la dirección de traslación.

10 9. Dispositivo según la reivindicación 3 ó 4, **caracterizado** porque la unidad sensora (66) comprende al menos una cámara (98, 100) que está dispuesta de tal manera que produce una imagen del maxilar (24; 26) del paciente.

10. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 9, **caracterizado** porque la unidad sensora (66) consiste sustancialmente en materiales que presentan una pequeña absorción de los rayos X.

15 11. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 10, **caracterizado** porque el circuito (62) de reconocimiento del maxilar está integrado en la unidad de cálculo (32).

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65



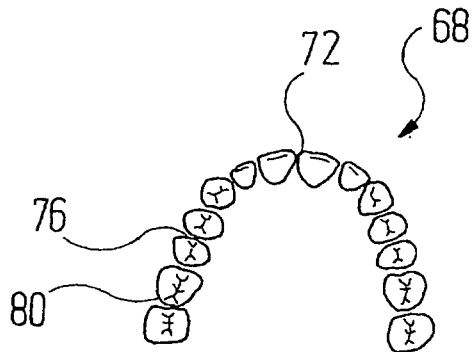


Fig. 2A

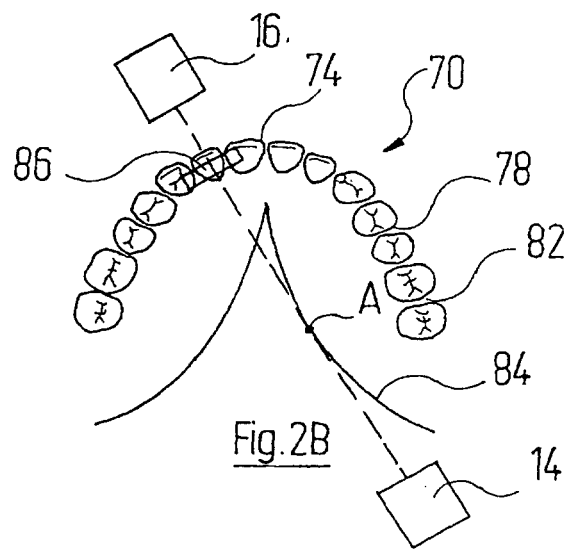


Fig. 2B

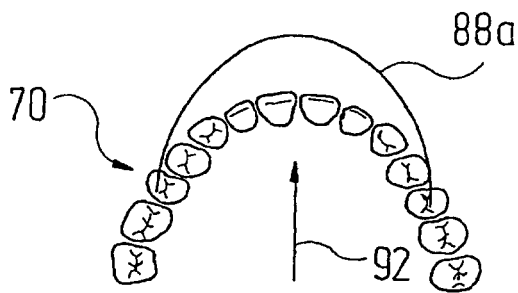


Fig. 3A

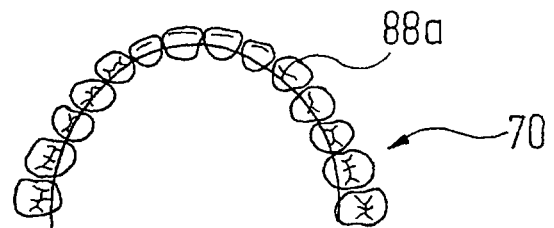


Fig. 3B

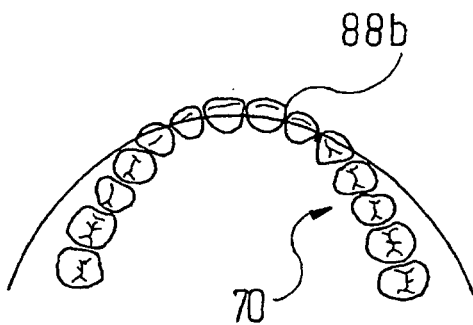


Fig. 4A

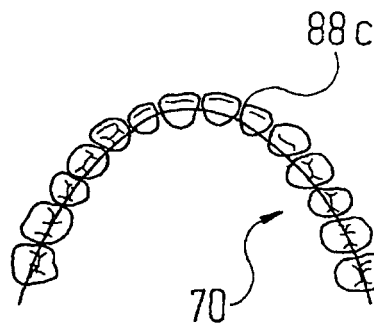


Fig. 4B

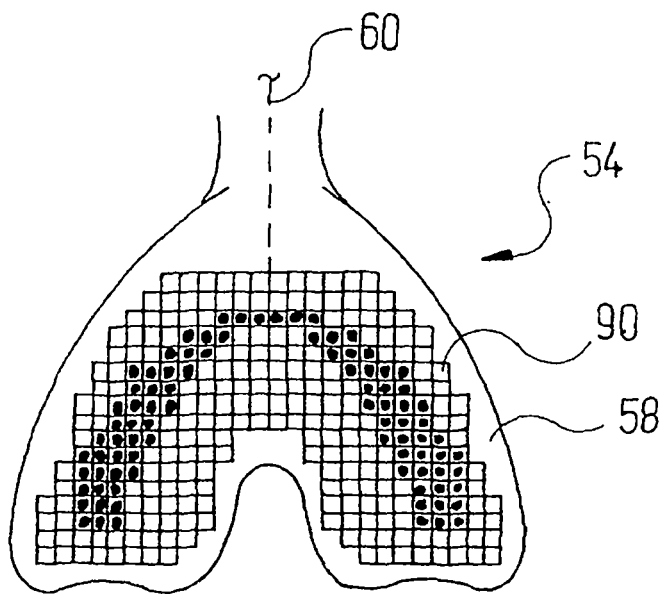


Fig. 5

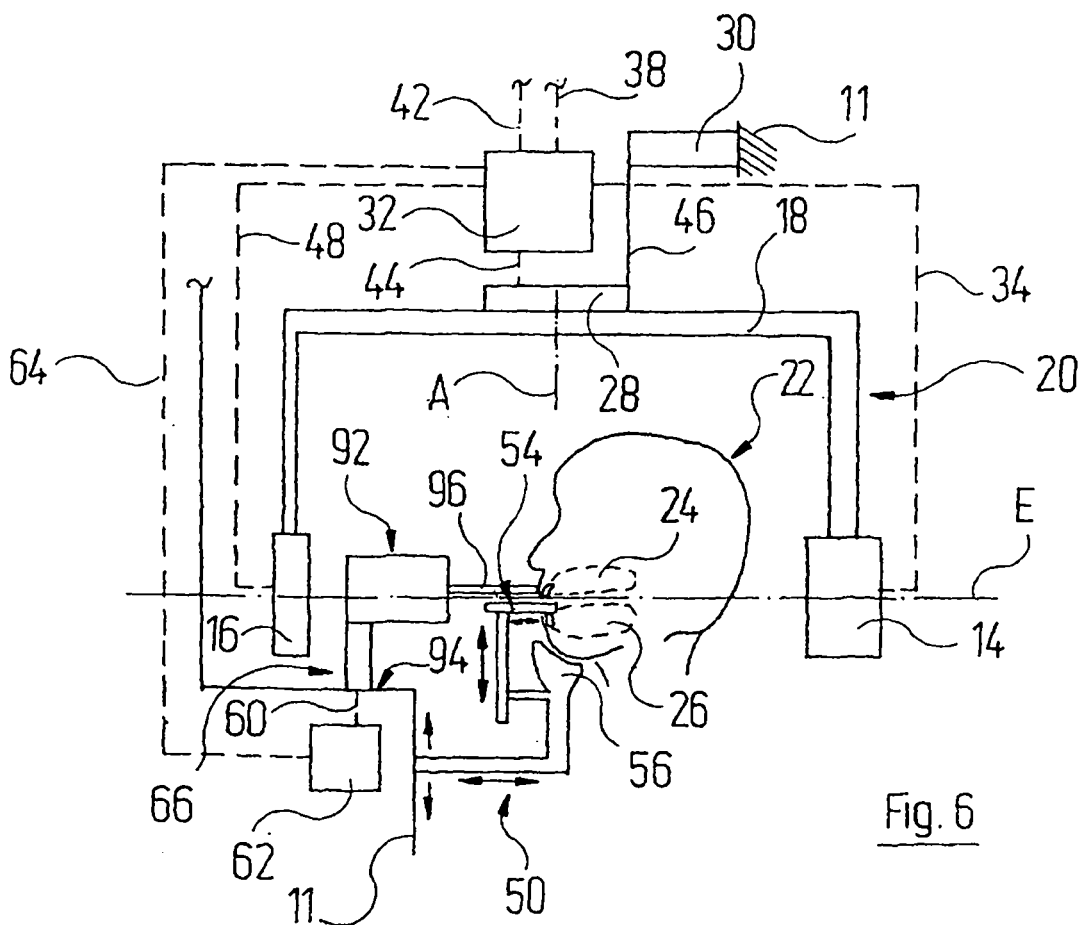


Fig. 6

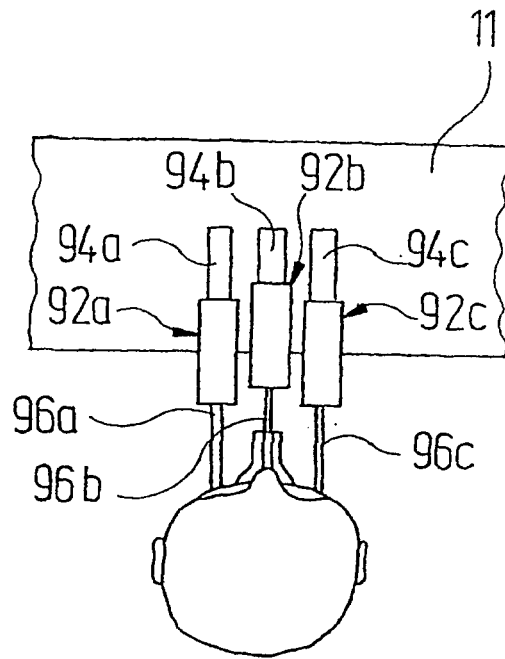


Fig. 7

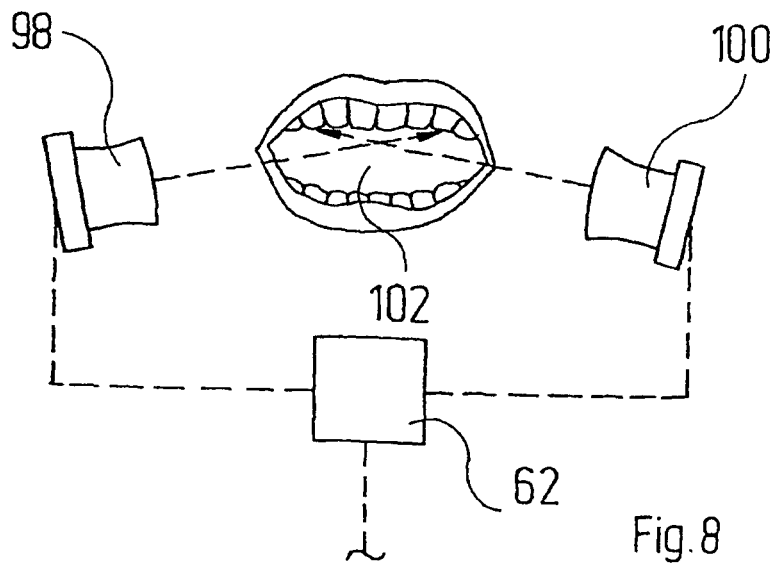


Fig. 8

