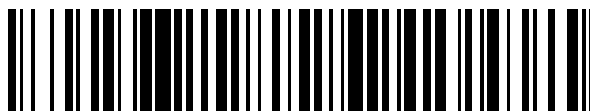


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 708 273**

51 Int. Cl.:

A61B 7/00 (2006.01)
A61B 5/0476 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61F 5/56 (2006.01)
A61B 5/1495 (2006.01)
A61B 5/0488 (2006.01)
A61B 5/22 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.05.2015 PCT/EP2015/060091**
 87 Fecha y número de publicación internacional: **12.11.2015 WO15169914**
 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.05.2015 E 15734075 (3)**
 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.11.2018 EP 3139819**

54 Título: **Detección automática del apretar y/o rechinar de dientes**

30 Prioridad:

07.05.2014 EP 14167357

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

09.04.2019

73 Titular/es:

**SUNSTAR SUISSE SA (100.0%)
Route de Pallatex 15
1163 Etoy, CH**

72 Inventor/es:

**HAUGLAND, MORTEN;
CHRISTIANSEN, CHRISTIAN y
TAKANO, NAO**

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 708 273 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

Detección automática del apretar y/o rechinar de dientes

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a la detección automática de un evento predefinido en un conjunto de datos, más concretamente a un procedimiento, dispositivo y sistema para la detección automática del apretar y/o rechinar de dientes.

10

Antecedentes de la invención

En determinadas circunstancias, resulta deseable detectar el apretar y/o rechinar de dientes, especialmente en seres humanos, y, en particular, con el objetivo de poder detectar y, posiblemente, evitar el apretar y/o rechinar indeseable, innecesario y/o potencialmente nocivo de los dientes. En particular, resulta deseable poder detectar el apretar y/o rechinar de dientes a fin de poder interferir de manera que se pueda limitar o incluso, suprimir esta actividad indeseable.

El apretar y/o rechinar de dientes puede realizarse de forma más o menos consciente o incluso completamente inconsciente, por ejemplo durante el sueño, y también puede ocasionar daños o efectos no deseados.

Tanto el apretar de dientes como el rechinar de dientes pueden categorizarse como la aflicción conocida como bruxismo: fuertes movimientos de mandíbula sin una función real que adopta la forma de movimientos involuntarios de rechinar de dientes con la mandíbula fuertemente apretada. Esta aflicción puede ocasionar daños dentales graves, por ejemplo, el desgaste de los dientes, daños en los labios y la lengua, pérdida de dientes, bolsas gingivales, etc. Además, a menudo el bruxismo se asocia al dolor en la parte posterior de la cabeza y al dolor de cabeza crónico.

Por lo general, el bruxismo se divide en bruxismo crónico y bruxismo agudo. Cualquiera puede padecer bruxismo agudo, y este a menudo se observa en situaciones de estrés, por ejemplo, en atletas durante un partido o en personas que tienen que cumplir un plazo límite. El bruxismo crónico se divide en bruxismo nocturno y bruxismo diurno.

El bruxismo diurno se caracteriza por ser un apretar consciente de los maxilares superior e inferior acompañado por rechinar de dientes, aunque predomina este último. A menudo, el bruxismo diurno se percibe como una mala costumbre. El desencadenante del bruxismo diurno puede estar relacionado con la exposición del paciente al estrés. El bruxismo diurno puede aliviarse con relativa facilidad informando a la persona de que está apretando o rechinando los dientes.

El bruxismo nocturno es inconsciente y generalmente, solo lo percibe el entorno (por ejemplo, los familiares del paciente) como un ruido o chirrido desagradable. Durante el bruxismo nocturno, el rechinar de dientes es más común que el apretar de dientes. El bruxismo nocturno a menudo se alivia protegiendo los dientes con una férula.

Es posible detectar eventos relacionados con el bruxismo utilizando dispositivos de monitoreo. Sin embargo, los eventos relacionados con el bruxismo pueden ser difíciles de detectar porque pueden ser similares a los eventos relacionados con el apretar de dientes común. Por otro lado, tanto el bruxismo diurno como el nocturno suelen durar más de entre 2 y 5 segundos. Este conocimiento puede utilizarse para detectar eventos directamente relacionados con el bruxismo, y se ha utilizado con este fin. Existen varios dispositivos de monitorización para monitorizar eventos relacionados con el bruxismo, por ejemplo, detectando señales provenientes de la actividad muscular de la mandíbula, como señales eléctricas o señales sonoras. Estos dispositivos tienen en común lo siguiente: requieren que un paciente u otra persona configure manualmente los dispositivos de forma que se adapten a las personas, en particular, de forma que los dispositivos detecten las señales relacionadas con los movimientos de la mandíbula y las distinguen de otras señales emitidas por las personas.

En el documento WO04087258 A1, se presenta un ejemplo de un dispositivo con un umbral automático para distinguir entre el movimiento normal de la mandíbula y la actividad muscular relacionada con el bruxismo basándose en una configuración manual.

El documento WO02/49534A2 describe un procedimiento y sistema para detectar la actividad muscular en el brazo de un sujeto. Este sistema detecta 3 ráfagas electromiográficas (EMG) consecutivas, diferenciando entre ráfagas de alta y baja intensidad. Su objetivo fundamental consiste en identificar «palabras» electromiográficas a fin de controlar una prótesis. Se realiza una calibración periódica para mejorar el rendimiento del sistema. No describe la detección de

eventos musculares dentales y faciales.

El documento WO2013/006728A2 describe un procedimiento y sistema para detectar ataques mediante la monitorización de señales electromiográficas. Como en la presente invención, se realiza una calibración electromiográfica periódica. Al igual que la invención anterior, no describe la detección de eventos musculares dentales y faciales. Una configuración manual dista mucho de ser óptima porque cabe la posibilidad de que el dispositivo dependa de la persona que lo configure. Si las señales detectadas pueden utilizarse, por ejemplo proporcionando un estímulo de tratamiento al paciente, una configuración incorrecta puede ser problemática, ya que es posible que no se proporcione un tratamiento correcto.

10

Resumen de la invención

A fin de resolver los problemas anteriormente descritos y abordar las necesidades anteriormente descritas, la presente invención se refiere a un dispositivo intuitivo que detecta automáticamente el apretar y/o rechinar de dientes sin necesidad de realizar una configuración manual. Este dispositivo intuitivo resulta fácil de usar, además, en cuanto a su configuración diaria, con lo que se evita particularmente la calibración. Por consiguiente, la presente invención se refiere a un procedimiento intuitivo que configura automáticamente un dispositivo para que se adapte a las personas, en particular de forma que el dispositivo detecta la señal de apretar y rechinar de dientes y los distingue de otras señales emitidas por las personas.

20

Por consiguiente, la presente invención proporciona un procedimiento implementado por ordenador para la detección automática del apretar y/o rechinar de dientes en un conjunto de datos que representa el nivel de fuerza de mordida frente al tiempo de un sujeto, comprendiendo dicho procedimiento las siguientes etapas: a) cálculo de un nivel de umbral de fuerza de mordida asignado a un tiempo $t=t_1$ basándose en un nivel de fondo determinado a partir del conjunto de datos en un momento anterior $t=t_1-T_{back}$, donde T_{back} es un primer periodo de tiempo predefinido, b) comprobación del nivel de mordida y, si el nivel de fuerza de mordida en el tiempo t excede el nivel de umbral asignado a un tiempo t_1 durante un segundo periodo de tiempo predefinido, $T_{clench/grind}$, y a continuación, asignación de un evento de apretar de dientes al tiempo t , c) si se ha asignado un evento de apretar de dientes al tiempo t , o bien, espera durante un periodo de tiempo predefinido T_{wait} , o espera hasta que el nivel de mordida esté por debajo del umbral durante otro periodo de tiempo predefinido T_{end} , d) si no se han asignado eventos de apretar y/o rechinar de dientes a un tercer periodo de tiempo predefinido $T_{silence}$, repetición de las etapas a)-c), e) si se han asignado eventos de apretar y/o rechinar de dientes a un tercer periodo de tiempo predefinido $T_{silence}$, repetición únicamente de las etapas b)-c).

El procedimiento descrito en el presente documento se basa en el principio de que el nivel de umbral se adapta constantemente al nivel de fondo y se demora a partir del mismo. Esto puede encontrar aplicación en un aspecto más amplio que la detección del apretar y/o el rechinar de dientes. En un aspecto más general, la presente descripción se refiere, por lo tanto, a un procedimiento implementado por ordenador para la detección automática de un evento predefinido en un conjunto de datos que representa el nivel de actividad muscular frente al tiempo de un sujeto, comprendiendo dicho procedimiento las siguientes etapas:

a) cálculo de un nivel de umbral de actividad muscular asignado a un tiempo $t=t_1$ basándose en un nivel de fondo determinado a partir del conjunto de datos en un momento anterior $t=t_1-T_{back}$, donde T_{back} es un primer periodo de tiempo predefinido,

b) comprobación del nivel de actividad muscular, y, si el nivel de actividad muscular en el tiempo t excede el nivel de umbral asignado a un tiempo t_1 durante un segundo periodo de tiempo predefinido, $T_{clench/grind}$, y a continuación, asignación de un evento al tiempo t ,

c) si se ha asignado un evento al tiempo t , o bien, espera durante un periodo de tiempo predefinido T_{wait} , o espera hasta que el nivel de actividad muscular esté por debajo del umbral durante otro periodo de tiempo predefinido T_{end} ,

d) si no se han asignado eventos a un tercer periodo de tiempo predefinido $T_{silence}$, repetición de las etapas a)-c),

e) si se han asignado eventos a un tercer periodo de tiempo predefinido $T_{silence}$, repetición únicamente de las etapas b)-c).

Uno de los objetivos del procedimiento descrito en el presente documento es determinar el nivel de fondo cuando no hay eventos musculares relacionados con el apretar y/o el rechinar de dientes. Dado que tanto el bruxismo diurno como el nocturno suelen durar más de unos segundos y son de aparición repentina, es posible que el nivel de fondo, que se determina a partir de un periodo de tiempo más prolongado que el evento relacionado con el bruxismo, no se vea afectado por el evento relacionado con el bruxismo. Además, si ha transcurrido más que un tiempo predefinido desde el final de la última ráfaga de un evento relacionado con el bruxismo, es muy probable que la señal no contenga eventos relacionados con el bruxismo y, por lo tanto, puede ser una buena estimación del nivel de fondo. Por lo tanto, puede escribirse un pseudocódigo del procedimiento de la siguiente manera: { calcular la envolvente de la señal buscar actividad de la señal (¿ráfaga y/o apriete activos?) si no hay actividad actual Y no ha aparecido ninguna actividad

durante un periodo predefinido, entonces { calcular el nuevo valor de fondo basándose en el nivel de la envolvente de la señal hace otro periodo predefinido } }

Según el procedimiento descrito, uno de los objetivos de la presente invención es asignar un evento al apretar y/o al rechinar de dientes.

Además, la presente invención proporciona un sistema de procesamiento de datos que comprende un procesador y una memoria que pueden configurarse para llevar a cabo el procedimiento anteriormente descrito.

10 Asimismo, la presente invención proporciona un dispositivo para monitorizar la actividad facial relacionada con el apretar y/o el rechinar de dientes de un sujeto que comprende una unidad de medición para proporcionar señales indicativas de dicha actividad facial y una unidad de procesamiento para procesar dichas señales a fin de detectar dicho apretar y/o rechinar de dientes.

15 Debido al deseo de proporcionar un dispositivo y/o sistema intuitivos, la presente revelación se refiere, además, a un sistema de bruxismo que comprende el dispositivo anteriormente descrito y un estuche de almacenamiento para alojar y cargar el dispositivo, en el que el dispositivo está configurado para encenderse automáticamente al extraerse el dispositivo del estuche de almacenamiento. Además, la presente invención se refiere a un dispositivo intuitivo que se enciende automáticamente al colocarse en el usuario y que se apaga cuando no lo lleva el usuario.

20

Descripción de las figuras

La **fig. 1** muestra una gráfica de magnitudes y de fase de una realización de un filtro de paso bajo de primer orden.

La **fig. 2** muestra una realización del procedimiento descrito.

25 La **fig. 3** muestra otra realización del procedimiento descrito.

La **fig. 4** muestra una realización de una unidad de medición.

La **fig. 5** muestra una realización del procedimiento descrito ilustrado como un diagrama de flujo.

La **fig. 6** muestra otra realización del procedimiento descrito.

La **fig. 7** muestra una realización del procedimiento descrito ilustrado como un diagrama de flujo.

30 La **fig. 8** muestra una realización del procedimiento descrito como parte del diagrama de flujo de la **fig. 7**.

La **fig. 9** muestra una realización del procedimiento descrito como parte del diagrama de flujo de la **fig. 7**.

La **fig. 10** muestra una realización del procedimiento descrito como parte del diagrama de flujo de la **fig. 7**.

La **fig. 11** muestra una realización del procedimiento descrito como parte del diagrama de flujo de la **fig. 7**.

35 Descripción detallada de la invención

A continuación, se describen ejemplos y realizaciones concretos de la invención. Las reivindicaciones definen completamente el objeto para el que se solicita la protección.

40 Apretar y/o rechinar de dientes

Un evento de apretar y/o rechinar de dientes puede describirse como uno o más de los siguientes: bruxismo, bruxismo diurno, bruxismo nocturno.

45 El rechinar de dientes se da cuando la persona desplaza los dientes hacia delante y hacia atrás unos sobre otros, mientras que el apretar de dientes se da cuando la persona presiona con fuerza los dientes superiores contra los inferiores. Por lo tanto, los dos términos definen, *per se*, eventos distintos. No obstante, ambos eventos están relacionados con la actividad muscular de la mandíbula. El término médico que define tanto el rechinar de dientes como el apretar de dientes es bruxismo.

50

Como se describió anteriormente, el bruxismo puede ser crónico y agudo, pudiendo el bruxismo crónico ser nocturno y diurno.

Señales

55

Dado que el apretar y el rechinar de dientes están relacionados con la actividad muscular de la mandíbula, puede resultar ventajoso disponer de un conjunto de datos a partir de una señal para representar la actividad muscular de la mandíbula frente al tiempo del sujeto. Por lo tanto, el conjunto de datos puede comprender datos electromiográficos (EMG) a partir de señales electromiográficas.

60

Las señales electromiográficas son impulsos eléctricos de los músculos que pueden medirse tanto en reposo como durante la contracción. Una señal electromiográfica es pequeña y es necesario amplificarla con un amplificador diseñado específicamente para medir señales fisiológicas. Esta señal puede medirse con un electrodo. A menudo, puede preferirse un electrodo en la superficie de la piel, ya que estos se colocan directamente en la superficie de la piel, sobre el músculo o cerca del mismo.

El punto de interés de la señal es la amplitud, que puede oscilar entre 0 y 10 milivoltios (pico a pico) o entre 0 y 1,5 milivoltios (valor cuadrático medio). La frecuencia de una señal electromiográfica puede estar entre 0 y 500 Hz. No obstante, la energía aprovechable de la señal electromiográfica puede ser dominante a entre 50 y 150 Hz.

En cuanto a las señales electromiográficas, se prestará especial atención a los músculos de la masticación al apretar y/o rechinar los dientes. En el lenguaje técnico, estos músculos se denominan músculo temporal y músculo masetero, y pueden utilizarse para registrar señales electromiográficas relacionadas con el apretar y/o el rechinar de dientes.

El músculo masetero consta de dos partes, un músculo superficial y una parte más profunda que puede localizarse fácilmente presionando la mejilla con un dedo y desplazándolo desde la boca hacia la oreja mientras se aprietan fuertemente los dientes. La principal tarea del músculo masetero es elevar la mandíbula inferior, aunque también juega un papel en el movimiento horizontal de la mandíbula inferior (que forma parte del movimiento masticatorio). Contribuye a tirar de la mandíbula inferior hacia delante. El músculo temporal es un músculo de gran tamaño en forma de abanico que cubre y se adhiere a gran parte del lateral del cráneo, por lo que la mayor parte de dicho músculo es de fácil acceso.

Los movimientos de la mandíbula pueden generar diversas bioseñales que es posible medir. El procedimiento actualmente descrito puede funcionar independientemente de las señales. Por lo tanto, puede que sea posible detectar automáticamente el nivel de fondo independientemente de la señal, de modo que la señal de fondo puede utilizarse para determinar automáticamente un nivel de umbral sin necesidad de un procedimiento de calibración. En este sentido, uno de los objetivos de la presente invención es proporcionar un procedimiento que funcione con cualquier tipo de señal y, por lo tanto, que proporcione una configuración intuitiva, es decir, una configuración automática, es decir, sin necesidad de configuración manual, independientemente de las señales.

Por consiguiente, pueden utilizarse otras señales, además de la señal electromiográfica, para representar la actividad muscular de la mandíbula. Por lo tanto, el conjunto de datos puede comprender uno o más de los siguientes elementos: datos procedentes de electromiografía (EMG), datos procedentes de electroencefalografía (EEG), datos procedentes de fonografía (PMG), datos de aceleración, datos de sonido y/o datos procedentes de galgas extensométricas.

Por consiguiente, dichos datos pueden obtenerse a partir de señales electromiográficas, señales electroencefalográficas, señales fonográficas, señales de aceleración, señales sonoras y/o señales de galgas extensométricas.

Las señales electroencefalográficas son campos eléctricos del cerebro humano. Por consiguiente, la señal electroencefalográfica puede medirse en el cuero cabelludo o en el cerebro. La amplitud de la señal electroencefalográfica puede ser de unos 100 μV si se mide en el cuero cabelludo y de unos 1-2 mV si se mide en la superficie del cerebro. El ancho de banda de esta señal puede oscilar entre menos de 1 Hz y unos 50 Hz. Las señales electroencefalográficas están estrechamente relacionadas con el nivel de conciencia de la persona. A medida que aumenta la actividad, la señal electroencefalográfica cambia a una frecuencia dominante más alta y una amplitud más baja. Así, la actividad muscular puede observarse utilizando la señal electroencefalográfica .

Las señales fonográficas son los sonidos de baja frecuencia generados durante la actividad muscular. Por lo tanto, puede que sea posible medir la fuerza de la contracción muscular a partir de las señales fonográficas. Las señales fonográficas pueden oscilar entre 1 Hz y 100 Hz.

Las señales de aceleración pueden ser voltajes generados durante la aceleración de un músculo. Por lo tanto, las señales de aceleración pueden medir la actividad muscular mediante un acelerómetro, por ejemplo, un transductor piezoeléctrico en miniatura, que se fija al músculo estimulado. Los acelerómetros pueden ser un par de microestructuras contiguas que detectan los cambios en su capacitancia. La aceleración puede obtenerse convirtiendo el cambio de capacitancia en un cambio de voltaje. Los acelerómetros también pueden emplear el efecto piezorresistivo, así como burbujas de aire caliente y luz.

Las señales sonoras pueden ser los sonidos producidos, por ejemplo, por los dientes durante los eventos de rechinar de dientes y, por tanto, pueden grabarse utilizando un micrófono. Es posible que el apretar de dientes no produzca

sonidos, por lo que puede que sea posible distinguir entre el rechinar y el apretar de dientes de esta manera.

Las señales procedentes de galgas extensométricas son cambios en la resistencia que se corresponden con la deformación y pueden ser una forma de medir el movimiento de la mandíbula. La deformación puede medirse mediante un extensómetro, por ejemplo, en el oído.

Las señales que generan el conjunto de datos pueden ser un flujo de datos recibidos continuamente de una unidad de medición.

Independientemente de las señales, uno de los objetivos de la presente invención es relacionar cualquiera de las señales descritas para la detección de eventos relacionados con el apretar y/o el rechinar de dientes, permitiendo la utilización de una o más de las señales en la detección. En otras palabras, uno de los objetivos de la presente invención es proporcionar algún tipo de reconocimiento de patrones que pueda aplicarse a cualquier señal a fin de detectar eventos relacionados con el apretar y/o el rechinar de dientes. Cabe señalar que el apretar y/o el rechinar de dientes puede no estar relacionado con el bruxismo.

Nivel de fondo y nivel de umbral

En una realización de la presente invención, el nivel de fondo se determina aplicando un filtro de paso bajo al conjunto de datos. De esta manera, el nivel de fondo puede ser una señal suavizada que contenga únicamente componentes de baja frecuencia. El filtro de paso bajo puede ser, en particular, un filtro de primer orden con una frecuencia de corte de, por ejemplo, 0,05 Hz. En algunas realizaciones de la presente invención, la señal de fondo puede determinarse aplicando otro tipo de filtro al conjunto de datos, por ejemplo, un filtro de paso banda o un filtro de paso alto. El nivel de fondo puede ser una estimación del nivel de ruido, donde el ruido puede ser ruido térmico procedente de un electrodo, ruido procedente de un amplificador y/o ruido externo. Por consiguiente, el nivel de fondo puede ser el nivel de una señal registrada en ausencia de actividad muscular. El nivel de fondo puede depender de la impedancia del electrodo. Así, el nivel de fondo puede depender de la colocación de los electrodos, teniendo en cuenta que los electrodos pueden colocarse sobre la piel utilizando, por ejemplo, almohadillas de gel, donde se creará, por ejemplo, humedad, lo cual puede afectar a la impedancia. En este sentido, pueden darse circunstancias en las que el nivel de fondo pueda depender del tiempo. Con esto en mente, el nivel de fondo puede determinarse en distintos momentos durante el uso.

En una realización preferida de la presente invención, el nivel de umbral puede ser mayor que y proporcional al nivel de fondo. Por lo tanto, el valor de umbral puede definirse para que sea, como mínimo 1,5, 2, 3, 4 o 5 veces el nivel de fondo.

Procesamiento de señales

Para procesar las señales, puede ser necesario incluir una etapa inicial para proporcionar una transformación del dominio de frecuencia del conjunto de datos, una transformación del dominio de frecuencia como la transformada rápida de Fourier (FFT), la transformada discreta de Fourier (DFT), la transformada discreta del coseno (DCT) o la transformada discreta de ondícula (DWT).

En algunas realizaciones, puede preferirse el dominio de frecuencia al dominio temporal, ya que, puede que resulte más fácil implementar, por ejemplo, el filtrado de frecuencia, por ejemplo, el filtrado de paso bajo. También pueden obtenerse otras ventajas, como una disminución del tiempo de cálculo, trabajando en el dominio de frecuencia. Además, las ventajas de aplicar una transformada discreta de ondícula son que las características transitorias se captan y localizan con precisión tanto en tiempo como en frecuencia. Asimismo, algunas transformaciones discretas de ondícula especiales pueden aumentar la velocidad de cálculo de, por ejemplo, algoritmos en comparación con la aplicación de, por ejemplo, transformadas de Fourier o transformadas discretas de ondícula clásicas.

Según la etapa inicial, puede comprender la etapa de realización del promedio de un número predefinido de frecuencias. Un número predefinido puede resultar ventajoso en comparación, por ejemplo, con un número estimado, ya que permite evitar la estimación. De este modo, el número predefinido puede utilizarse para agilizar el tiempo de cálculo.

Como ejemplo de un procesamiento de señal, es posible calcular una envolvente de señal a partir del resultado de la transformada rápida de Fourier aplicada para cada bloque de valores de señal en bruto. La señal puede muestrearse a una velocidad de 2000 muestras/segundo y pueden recopilarse bloques de 64 muestras para el análisis mediante transformada rápida de Fourier. Así, se obtiene como resultado una frecuencia de muestreo de 31,25

muestras/segundo para la envolvente de señal. Para cada bloque de datos, puede aplicarse la transformada rápida de Fourier, y el resultado puede representarse como 32 «pines» de datos, donde cada pin representa un escalón de 31,25 Hz. El valor del pin puede ser la amplitud del espectro de frecuencias en la frecuencia específica. El pin 0 puede contener el valor de CC. La envolvente de señal puede obtenerse por el valor medio del pin 7-13, donde los pines 7-13 representan valores de entre 218,75 Hz y 406,25 Hz.

Dado que el tiempo de cálculo puede ser escaso, la detección automática del apretar y/o rechinar de dientes puede ser un proceso en tiempo real que se realiza sobre un flujo de datos recibidos continuamente. Por consiguiente, puede que no sea necesario almacenar los datos y, por lo tanto, la unidad de procesamiento puede estar integrada en la unidad de medición y seguir siendo tan compacta como se muestra en la fig. 4.

Periodos de tiempo predefinidos

En una realización preferida de la invención, los tiempos T_{end} , $T_{clench/grind}$, T_{back} , $T_{silence}$, son periodos de tiempo predefinidos, es decir, parámetros temporales definidos de forma que $T_{end} \leq T_{clench/grind} < T_{back} < T_{silence}$.

T_{end} :

$T_{clench/grind}$ puede considerarse como un periodo de tiempo predefinido durante el cual los eventos relacionados con el apretar y/o el rechinar de dientes están finalizando. Por lo tanto, en una realización preferida de la presente invención, T_{end} puede ser 0,125 s, o menos de 0,25 s, o menos de 0,5 s, o menos de 0,4 s, o menos de 0,35 s, o menos de 0,3 s, o menos de 0,25 s, o menos de 0,2 s, o menos de 0,15 s, o menos de 0,1 s, o menos de 0,05 s, o menos de 0,01 s.

$T_{clench/grind}$:

$T_{clench/grind}$ puede considerarse como un periodo de tiempo predefinido durante el cual durarán, al menos, los eventos relacionados con el apretar y/o el rechinar de dientes. De este modo, puede que todos los eventos inferiores a $T_{clench/grind}$ no estén relacionados con el apretar y/o rechinar de dientes. Los eventos con una duración inferior a $T_{clench/grind}$ pueden ser una mordedura normal o cualquier movimiento normal de la mandíbula. Por lo tanto, en una realización preferida de la presente invención, $T_{clench/grind}$ puede ser 0,25 s, o menos de 0,5 s, o menos de 0,4 s, o menos de 0,35 s, o menos de 0,3 s, o menos de 0,25 s, o menos de 0,2 s, o menos de 0,15 s, o menos de 0,1 s, o menos de 0,05 s.

T_{back} :

T_{back} puede considerarse como un periodo de tiempo predefinido durante el cual se registra el nivel de fondo. Por lo tanto, en una realización preferida de la presente invención, T_{back} puede ser 2,5 s, o menos de 10 s, o menos de 8 s, o menos de 6 s, o menos de 5 s, o menos de 4 s, o menos de 3 s, o menos de 2 s, o menos de 1 s. Por lo tanto, en otra realización preferida de la presente invención, T_{back} puede ser al menos 2,5 s, o al menos 1 s, o al menos 2 s, o al menos 3 s, o al menos 4 s, o al menos 5 s, o al menos 6 s, o al menos 7 s, o al menos 8 s, o al menos 9 s, o al menos 10 s.

$T_{silence}$:

$T_{silence}$ puede considerarse como un periodo de tiempo predefinido durante el cual puede no haber eventos relacionados con el apretar y/o rechinar de dientes, previo al inicio de un procedimiento repetido. Dado que es posible que no haya eventos relacionados con el apretar y/o el rechinar de dientes durante el periodo de tiempo $T_{silence}$, puede que haya silencio. Por lo tanto, en una realización preferida de la presente invención, $T_{silence}$ puede ser 5 s, o menos de 10 s, o menos de 8 s, o menos de 6 s, o menos de 5 s, o menos de 4 s, o menos de 3 s, o menos de 2 s, o menos de 1 s. Por lo tanto, en otra realización preferida de la presente invención, $T_{silence}$ puede ser al menos 5 s, o al menos 1 s, o al menos 2 s, o al menos 3 s, o al menos 4 s, o al menos 5 s, o al menos 6 s, o al menos 7 s, o al menos 8 s, o al menos 9 s, o al menos 10 s.

T_{wait} :

T_{wait} puede considerarse como un periodo de tiempo predefinido durante el cual la unidad de medición puede configurarse para que deje de proporcionar una señal indicativa de actividad facial cuando se está proporcionando una señal de retroalimentación en respuesta a la detección del bruxismo. Por lo tanto, en una realización preferida, T_{wait} puede ser 1 s, o menos de 10 s, o menos de 8 s, o menos de 6 s, o menos de 5 s, o menos de 4 s, o menos de 3 s, o menos de 2 s, o menos de 1 s. En otra realización preferida de la presente invención, T_{wait} puede ser al menos 1 s, o al menos 1 s, o al menos 2 s, o al menos 3 s, o al menos 4 s, o al menos 6 s, o al menos 7 s, o al menos 8 s, o al menos 9 s, o al menos 10 s.

Además, T_{end} puede estar entre 0,4 y 0,6 veces $T_{clench/grind}$ o T_{end} puede estar entre 0,3 y 0,7 veces $T_{clench/grind}$ o T_{end}

puede estar entre 0,45 y 0,55 veces $T_{\text{clench/grind}}$ o donde T_{end} puede ser 0,5 veces $T_{\text{clench/grind}}$.

Además, T_{back} puede estar entre 0,4 y 0,6 veces T_{silence} o entre 0,3 y 0,7 veces T_{silence} o entre 0,45 y 0,55 veces T_{silence} o T_{back} puede ser 0,5 veces T_{silence} .

5

Además, $T_{\text{clench/grind}}$ puede estar entre 0,05 y 0,15 veces T_{back} o entre 0,02 y 0,25 veces T_{back} o entre 0,08 y 0,12 veces T_{back} o $T_{\text{clench/grin}}$ puede ser 0,1 veces T_{back}

Además, T_{wait} puede ser inferior a T_{back} e inferior a T_{silence} , por ejemplo, entre 0,15 y 0,25 veces T_{silence} o T_{wait} puede ser 10 0,1 veces T_{silence} .

Unidad de procesamiento

En una realización preferida de la presente invención, la unidad de procesamiento está configurada para determinar 15 automáticamente un nivel de umbral según lo descrito anteriormente.

Por lo tanto, la unidad de procesamiento puede configurarse para realizar el procedimiento anteriormente descrito, de forma que pueda utilizarse para la detección automática del apretar y/o rechinar de dientes.

20 En el procedimiento descrito en el presente documento, la transformación del dominio de frecuencia es implementada por el hardware de la unidad de procesamiento. Esto puede resultar ventajoso, ya que puede agilizar el tiempo de procesamiento.

Además, en el procedimiento descrito en el presente documento, las señales indicativas de dicha actividad facial 25 representan el nivel de fuerza de mordida frente al tiempo del sujeto, donde la unidad de procesamiento está configurada para realizar el procedimiento descrito y donde un evento de apretar y/o rechinar de dientes es un evento de bruxismo. Como se ha descrito anteriormente, las diversas señales pueden estar relacionadas con la actividad facial, por ejemplo, el movimiento de la mandíbula, lo que permite representar el nivel de fuerza de mordida frente al tiempo y relacionarlo con el bruxismo. La actividad facial también puede ser actividad muscular, rechinar de dientes 30 y/o apretar de dientes.

Unidad de medición

En una realización preferida de la presente invención, la unidad de medición comprende al menos un conjunto de 35 electrodos para proporcionar dichas señales. De hecho, las señales anteriormente descritas pueden medirse utilizando al menos un electrodo.

Unidad de retroalimentación

40 En una realización preferida de la presente invención, el dispositivo comprende, además, una unidad de retroalimentación para proporcionar una señal de retroalimentación en respuesta a la detección de dicho bruxismo. De este modo, es posible que la unidad de retroalimentación pueda proporcionar tratamiento para el bruxismo. Si puede proporcionarse retroalimentación para el bruxismo nocturno, la retroalimentación puede ser tal que no se despierte al usuario durante el sueño. Además, la retroalimentación puede no proporcionarse en situaciones que no 45 estén relacionadas con el bruxismo.

Por consiguiente, la unidad de medición puede configurarse para proporcionar una señal de retroalimentación en respuesta a la detección de dicho bruxismo. La señal de retroalimentación puede ser una retroalimentación visual, táctil, acústica y/o médica, por ejemplo, un agente relajante, proporcionado al sujeto. Si se trata de una señal de 50 retroalimentación visual, esta puede estar, por ejemplo, en una pantalla, por ejemplo, la de un teléfono inteligente, teléfono móvil, tableta, una pantalla de ordenador o cualquier tipo de pantalla. No obstante, la retroalimentación visual también puede ser un diodo, por ejemplo, un LED, o cualquier tipo de lámpara. Si se trata de una señal de retroalimentación táctil, esta puede ser, por ejemplo, una vibración, por ejemplo, la producida por los vibradores de los teléfonos inteligentes o teléfonos móviles. La señal de retroalimentación acústica puede ser un sonido procedente de 55 un altavoz, por ejemplo, el de un teléfono inteligente, un teléfono móvil o un altavoz independiente.

En otra realización de la presente invención, la unidad de medición está configurada para dejar de proporcionar señales indicativas de actividad facial durante un periodo de tiempo predeterminado, cuando se proporciona una señal de retroalimentación en respuesta a la detección de dicho bruxismo. Esto puede ser deseable para evitar un número 60 excesivo de señales al mismo tiempo.

Diseño e integración de energía

5 En una realización de la presente invención, la unidad de procesamiento está integrada / incorporada en la unidad de medición. Un diseño de este tipo puede permitir al usuario llevar solo una unidad. Por lo tanto, el dispositivo puede fabricarse con costes reducidos y un número limitado de materiales.

10 En otra realización de la presente invención, la unidad de medición comprende un conjunto de electrodos configurado para fijarse a la piel del sujeto, donde el dispositivo está configurado para monitorizar la conexión eléctrica entre el conjunto de electrodos y la piel, y donde la unidad de procesamiento está configurada para empezar a procesar las señales al detectar una conexión entre la piel y el conjunto de electrodos. Una configuración de este tipo puede permitir un aprovechamiento óptimo de la energía, es decir, proporcionar un ahorro de energía y un manejo intuitivo. En este sentido, el dispositivo puede comprender, además, una fuente de alimentación eléctrica interna recargable, por ejemplo, una batería, para alimentar el dispositivo.

15

Sistema de bruxismo intuitivo

20 En una realización de la presente invención, el dispositivo y el estuche de almacenamiento están configurados de forma que el dispositivo se apaga automáticamente cuando se lo instala en el estuche de almacenamiento si el estuche de almacenamiento no está conectado a una fuente de alimentación eléctrica externa. Una configuración de este tipo puede permitir un aprovechamiento óptimo de la energía, es decir, proporcionar un ahorro de energía y un manejo intuitivo.

25 Según una realización de la presente invención, el estuche de almacenamiento puede comprender un circuito eléctrico configurado para detectar una conexión eléctrica entre el estuche de almacenamiento y el dispositivo. Por lo tanto, el dispositivo puede comprender al menos un imán y el estuche de almacenamiento puede comprender una unidad de sensor para detectar la presencia de un campo magnético, por ejemplo, un sensor de efecto Hall, donde el sensor del estuche de almacenamiento está configurado para detectar la presencia del dispositivo en el estuche de almacenamiento.

30

En otra realización de la presente invención, el dispositivo puede comprender un interruptor mecánico que está configurado para ser activado por el dispositivo cuando el dispositivo está instalado en el estuche de almacenamiento.

35 En otra realización adicional de la presente invención, el estuche de almacenamiento y el dispositivo están configurados de forma que la fuente de alimentación eléctrica interna recargable dispuesta en el interior del dispositivo se cargue de la energía eléctrica transmitida de forma inalámbrica del estuche de almacenamiento al dispositivo. Esto puede facilitar el manejo del dispositivo.

Ejemplo 1

40

Para calcular un nivel de fondo, el nivel de fondo puede ser una envolvente de señal electromiográfica filtrada por un filtro de paso bajo, como se describe en el presente documento.

El filtro es un filtro autorregresivo de primer orden del siguiente tipo:

45

$$y(n)=0.99 \cdot y(n-1)+0.01 \cdot x(n-80), \text{ donde}$$

$x(n-80)$ es el valor de la envolvente de 2,56 segundos de antigüedad (80 muestras/31,25 muestras/s =2,56 s),

$y(n-1)$ es el último valor del nivel de fondo,

50

$y(n)$ es el nuevo valor del nivel de fondo,

0,99 es el coeficiente del filtro,

0,01 es un factor de ganancia de la señal de entrada para garantizar una ganancia total de 1.

55 El cálculo se implementa en aritmética de números enteros para reducir la carga computacional del procesador integrado. Esto se consigue multiplicando los valores del algoritmo de la transformada rápida de Fourier (que es un algoritmo de 8 bits) con un factor de escala de 10000. Además, el filtro anteriormente descrito se calcula como $y(n) = (99 \cdot y(n-1)+1 \cdot x(n-80)) / 100$

ya que los números decimales no pueden representarse en aritmética de números enteros.

Las respuestas de Magnitud y Fase del filtro se muestran en la figura 1. Tiene una frecuencia de corte de -3dB de 0,05 Hz (1/20 Hz).

Ejemplo 2

5

La figura 2 muestra una ilustración de una realización del procedimiento para la detección automática del apretar de dientes. En la figura 2, los datos son datos electromiográficos obtenidos a partir de señales electromiográficas. La envolvente de señal 23 se calcula mediante transformada rápida de Fourier de la señal electromiográfica en bruto 24. Como se aprecia en la figura 2, el nivel de fondo estimado 22, 22' está en constante cambio con respecto al tiempo, excepto en los periodos en los que se detienen los cálculos, es decir, en los que el procedimiento fija el nivel de umbral, y después de los cuales se reinician los cálculos. En la figura 2 puede verse que se detectan, en total, cuatro ráfagas 25.

Ejemplo 3

15

La figura 3 muestra una ilustración de otra realización del procedimiento para la detección automática del apretar de dientes. En la figura 3, los datos son datos electromiográficos obtenidos a partir de señales electromiográficas. La figura 3 muestra el resultado inicial del procedimiento cuando no se ha asignado ninguna actividad relacionada con el apretar de dientes. La señal electromiográfica en bruto 34 se muestrea a 2000 Hz. La envolvente de señal 33 se calcula mediante transformada rápida de Fourier de 64 puntos y los pines de promedio 7-13, ya que corresponde a un valor eficaz de frecuencias entre 218 y 406 Hz. Como se aprecia en la figura 3, el resultado inicial del nivel de fondo 31 es bastante elevado y el procedimiento espera 5 segundos antes de empezar a calcular nuevos resultados (suponiendo que puede haber estado presente una señal antes del inicio del procedimiento). El valor inicial del nivel de fondo 31 se ajusta a un valor superior al esperado en la señal registrada 34. Debido al elevado nivel de inicio y dependiendo del nivel real de actividad de fondo, el filtro puede tardar hasta 10 segundos en detectar el nivel exacto de la actividad de fondo. En este ejemplo en concreto, el filtro presenta una constante temporal, $\tau = 1 / (2\pi f_{3dB})$ donde $f_{3dB} = 0,05\text{Hz}$, es decir, $\tau = 3,2\text{s}$.

Ejemplo 4

30

La fig. 4 muestra un ejemplo de una unidad de medición. Comprende tres conjuntos de electrodos, cada uno de los cuales consta de un conector de electrodos 1, un electrodo 2 que se conecta en la superficie superior 3, de forma que la superficie inferior 4 se conecta a la piel con los tres electrodos 2.

Ejemplo 5

La figura 5 muestra otra realización del procedimiento para la detección automática del apretar de dientes, ilustrado como un diagrama de flujo. El diagrama de flujo comienza desde arriba, donde se calcula una nueva envolvente de señal. Esta es una etapa inicial del procedimiento descrito, que puede proporcionar una transformación del dominio de frecuencia del conjunto de datos, una transformación del dominio de frecuencia como la transformada rápida de Fourier (FFT), la transformada discreta de Fourier (DFT), la transformada discreta del coseno (DCT) o la transformada discreta de ondícula (DWT). La etapa inicial, tal como se ilustra en el presente documento, también puede comprender la etapa de realización del promedio de un número predefinido de frecuencias. La siguiente etapa puede estar relacionada con la unidad de medición, ya que la unidad de medición puede comprender un conjunto de electrodos configurado para fijarse a la piel del sujeto, donde el dispositivo puede estar configurado para monitorizar la conexión eléctrica entre el conjunto de electrodos y la piel, y donde la unidad de procesamiento puede estar configurada para empezar a procesar las señales al detectar una conexión entre la piel y el conjunto de electrodos. En caso de mala conexión eléctrica entre el conjunto de electrodos y la piel, la unidad de medición se reinicia como se muestra en el diagrama de flujo. Al comenzar a procesar las señales, también puede comprobar si la detección de eventos está habilitada o no, tal y como se muestra en el diagrama de flujo. Si la detección de eventos está desactivada, el tiempo transcurrido desde el último evento se actualizará como se muestra en el diagrama de flujo. A partir de este punto, y en todas las circunstancias, si no se han asignado eventos de apretar y/o rechinar de dientes a un tercer periodo de tiempo predefinido T_{silence} , puede que sea posible regresar al inicio. En algunos casos, la etapa de regreso al inicio puede estar seguida de un cálculo de un nivel de umbral de fuerza de mordida asignado a un tiempo $t=t_1$ basándose en un nivel de fondo determinado a partir del conjunto de datos en un momento anterior $t=t_1-T_{\text{back}}$, donde T_{back} es un primer periodo de tiempo predefinido. Desde el inicio, puede haber una comprobación del nivel de mordida y, si el nivel de fuerza de mordida en el tiempo t excede el nivel de umbral asignado a un tiempo t_1 durante un segundo periodo de tiempo predefinido, $T_{\text{clench/grind}}$, puede asignarse un evento de apretar de dientes al tiempo t . Si se ha asignado un evento de apretar de dientes al tiempo t , puede haber o bien una espera durante un periodo de tiempo predefinido T_{wait} , o una espera hasta que el nivel de mordida esté por debajo del umbral durante otro periodo de tiempo predefinido

T_{end} . Si no se han asignado eventos de apretar y/o rechinar de dientes a un tercer periodo de tiempo predefinido $T_{silence}$, se repetirá el proceso. Por otra parte, si se han asignado eventos de apretar y/o rechinar de dientes a un tercer periodo de tiempo predefinido $T_{silence}$, es posible que se repitan únicamente algunas de las etapas, como se muestra en el diagrama de flujo.

5

Ejemplo 6

La figura 6 muestra una ilustración de otra realización del procedimiento para la detección automática del apretar de dientes. En la figura 6, los datos son datos electromiográficos obtenidos a partir de señales electromiográficas. Como se aprecia en la figura 6, el nivel de fondo estimado 62 está en constante cambio con respecto al tiempo, excepto en los periodos en los que se detienen los cálculos, es decir, en los que el procedimiento fija el nivel de umbral 61, y después de los cuales se reinician los cálculos. En la figura 6 puede verse que se detectan, en total, ocho eventos relacionados con el apretar de dientes 65. En este ejemplo, la señal en bruto 64 se muestrea a 2000 Hz. La envolvente de señal 63 se calcula mediante transformada rápida de Fourier de 64 puntos y los pines de promedio 7-13, ya que corresponde a un valor eficaz de frecuencias entre 218 y 406 Hz. El nivel de ruido 62 se calcula aplicando un filtro de paso a la envolvente cuando no se detecta actividad durante al menos 5 segundos. Además, el umbral 61 para la detección de un evento de rechinar y/o apretar de dientes es 3 veces más elevado y se demora 2,5 segundos en comparación con el nivel de ruido 62. Si la envolvente 63 permanece por encima del umbral 61 durante más de 0,25 segundos, se asignará una detección de eventos de rechinar y/o apretar de dientes. Por consiguiente, los eventos señalados como A, E y F son ráfagas pequeñas y no están relacionados con eventos de rechinar y/o apretar de dientes porque las duraciones son demasiado breves. Los eventos señalados como B, D, G, H, I y K son ráfagas que están relacionadas con eventos de rechinar y/o apretar de dientes porque las duraciones son superiores a 0,25 segundos. El evento señalado como C es una ráfaga larga de entre 2 y 3 segundos y, por lo tanto, se detecta como dos ráfagas, ya que, por definición, una ráfaga se define como de 1 segundo de duración. Los eventos señalados como J, L y M son cambios en el nivel de fondo y, dado que las envolventes de señal 63 son de una amplitud demasiado baja, no se asignan como eventos relacionados con el rechinar y/apretar de dientes. En el tiempo anterior al evento A, solo cambia el nivel de ruido 62, por lo que el nivel de umbral 61 se adapta constantemente a este. Cuando el nivel de fondo 62 se eleva en el evento L, el nivel de umbral 61 en M se eleva en consecuencia.

30 Ejemplo 7

La figura 7 muestra una realización del procedimiento para la detección automática del apretar de dientes, ilustrado como un diagrama de flujo detallado. El diagrama de flujo detallado se divide en cuatro bloques, como se muestra mediante líneas punteadas en las figuras 8-11. El bloque superior izquierdo de la fig. 7 se muestra ampliado en la fig. 8, el bloque superior derecho de la fig. 7 se muestra ampliado en la fig. 9, el bloque inferior derecho de la fig. 7 se muestra ampliado en la fig. 10 y el bloque inferior izquierdo de la fig. 7 se muestra ampliado en la fig. 11.

El diagrama de flujo comienza desde arriba, donde se calcula una nueva envolvente de señal. Esta es una etapa inicial del procedimiento descrito, que puede proporcionar una transformación del dominio de frecuencia del conjunto de datos, una transformación del dominio de frecuencia como la transformada rápida de Fourier (FFT), la transformada discreta de Fourier (DFT), la transformada discreta del coseno (DCT) o la transformada discreta de ondícula (DWT). La etapa inicial, tal como se ilustra en el presente documento, también puede comprender la etapa de realización del promedio de un número predefinido de frecuencias. La siguiente etapa puede estar relacionada con la unidad de medición, ya que la unidad de medición puede comprender un conjunto de electrodos configurado para fijarse a la piel del sujeto, donde el dispositivo puede estar configurado para monitorizar la conexión eléctrica entre el conjunto de electrodos y la piel, y donde la unidad de procesamiento puede estar configurada para empezar a procesar las señales al detectar una conexión entre la piel y el conjunto de electrodos. En caso de mala conexión eléctrica entre el conjunto de electrodos y la piel, la unidad de medición se reinicia como se muestra en el diagrama de flujo. Al comenzar a procesar las señales, también puede comprobar si la detección de eventos está habilitada o no, tal y como se muestra en el diagrama de flujo. Si la detección de eventos está desactivada, el tiempo transcurrido desde el último evento se actualizará como se muestra en el diagrama de flujo. A partir de este punto, y en todas las circunstancias, si no se han asignado eventos de apretar y/o rechinar de dientes a un tercer periodo de tiempo predefinido $T_{silence}$, puede que sea posible regresar al inicio. En algunos casos, la etapa de regreso al inicio puede estar seguida de un cálculo de un nivel de umbral de fuerza de mordida asignado a un tiempo $t=t_1$ basándose en un nivel de fondo determinado a partir del conjunto de datos en un momento anterior $t=t_1-T_{back}$, donde T_{back} es un primer periodo de tiempo predefinido. Desde el inicio, puede haber una comprobación del nivel de mordida y, si el nivel de fuerza de mordida en el tiempo t excede el nivel de umbral asignado a un tiempo t_1 durante un segundo periodo de tiempo predefinido, $T_{clench/grind}$, puede asignarse un evento de apretar de dientes al tiempo t . Si se ha asignado un evento de apretar de dientes al tiempo t , puede haber o bien una espera durante un periodo de tiempo predefinido T_{wait} , o una espera hasta que el nivel de mordida esté por debajo del umbral durante otro periodo de tiempo predefinido T_{end} . Si no se han asignado eventos

60

de apretar y/o rechinar de dientes a un tercer periodo de tiempo predefinido T_{silence} , se repetirá el proceso.

Por otra parte, si se han asignado eventos de apretar y/o rechinar de dientes a un tercer periodo de tiempo predefinido T_{silence} , es posible que se repitan únicamente algunas de las etapas, como se muestra en el diagrama de flujo.

5

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento implementado por ordenador para la detección automática de un evento predefinido en un conjunto de datos que representa el nivel de actividad muscular frente al tiempo de un sujeto, comprendiendo dicho procedimiento las siguientes etapas:
- 5 a) cálculo de un nivel de umbral de actividad muscular asignado a un tiempo $t=t_1$ basándose en un nivel de fondo determinado a partir del conjunto de datos en un momento anterior $t=t_1-T_{back}$, donde T_{back} es un primer periodo de tiempo predefinido,
- 10 b) comprobación del nivel de actividad muscular, y, si el nivel de actividad muscular en el tiempo t excede el nivel de umbral asignado a un tiempo t_1 durante un segundo periodo de tiempo predefinido, $T_{clench/grind}$, y a continuación, asignación de un evento al tiempo t ,
- c) si se ha asignado un evento al tiempo t , o bien, espera durante un periodo de tiempo predefinido T_{wait} , o espera hasta que el nivel de actividad muscular esté por debajo del umbral durante otro periodo de tiempo predefinido T_{end} ,
- 15 d) si no se han asignado eventos a un tercer periodo de tiempo predefinido $T_{silence}$, repetición de las etapas a)-c), e) si se han asignado eventos de apretar y/o rechinar de dientes a un tercer periodo de tiempo predefinido $T_{silence}$, repetición únicamente de las etapas b)-c), **caracterizado porque** el evento predefinido es apretar de dientes, rechinar de dientes, mordida y/o masticación.
- 20 2. El procedimiento según la reivindicación 1, donde el nivel de actividad muscular es el nivel de fuerza de mordida.
3. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde un evento de apretar y/o rechinar de dientes puede describirse como uno o más de los siguientes: bruxismo, bruxismo diurno, bruxismo nocturno.
4. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el conjunto de datos comprende uno o más de los siguientes elementos: datos procedentes de electromiografía (EMG), datos procedentes de electroencefalografía (EEG), datos procedentes de fonomiografía (PMG), datos de aceleración, datos de sonido
- 30 y/o datos procedentes de galgas extensométricas.
5. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende, además, una etapa inicial para proporcionar una transformación del dominio de frecuencia del conjunto de datos, una transformación del dominio de frecuencia como la transformada rápida de Fourier (FFT), la transformada discreta de Fourier (DFT),
- 35 la transformada discreta del coseno (DCT) o la transformada discreta de ondícula (DWT).
6. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde $T_{end} \leq T_{clench/grind} < T_{wait} < T_{back} < T_{silence}$.
- 40 7. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde $T_{end} = 0,125$ s, $T_{clench/grind} = 0,25$ S, $T_{back} = 2,5$ S, $T_{silence} = 5$ s y $T_{wait} = 1$ s.
8. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde T_{end} está entre 0,4 y 0,6 veces $T_{clench/grind}$, y/o
- 45 donde T_{back} está entre 0,4 y 0,6 veces $T_{silence}$.
9. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde $T_{clench/grind}$ está entre 0,05 y 0,15 veces T_{back} , y/o
- 50 donde T_{wait} es inferior a T_{back} e inferior a $T_{silence}$, por ejemplo, entre 0,15 y 0,25 veces $T_{silence}$.
10. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el nivel de umbral es mayor que y proporcional al nivel de fondo.
11. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la detección automática es
- 55 un proceso en tiempo real que se realiza sobre un flujo de datos recibidos continuamente.
12. Un dispositivo para monitorizar la actividad facial relacionada con el apretar y/o el rechinar de dientes de un sujeto que comprende:
- 60 - una unidad de medición para proporcionar señales indicativas de dicha actividad facial y

- una unidad de procesamiento para procesar dichas señales a fin de detectar dicho apretar y/o rechinar de dientes, donde la unidad de procesamiento está configurada para determinar automáticamente un nivel de umbral según cualquiera de las reivindicaciones anteriores 1 a 11.

- 5 13. El dispositivo según la reivindicación 12, donde las señales indicativas de dicha actividad facial representan el nivel de fuerza de mordida frente al tiempo del sujeto, donde la unidad de procesamiento está configurada para realizar el procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores 1 a 11 y donde un evento de apretar y/o rechinar de dientes es un evento de bruxismo.
- 10 14. El dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores 12-13, donde la unidad de medición comprende un conjunto de electrodos configurado para fijarse a la piel del sujeto, donde el dispositivo está configurado para monitorizar la conexión eléctrica entre el conjunto de electrodos y la piel, y donde la unidad de procesamiento está configurada para empezar a procesar las señales al detectar una conexión entre la piel y el conjunto de electrodos.

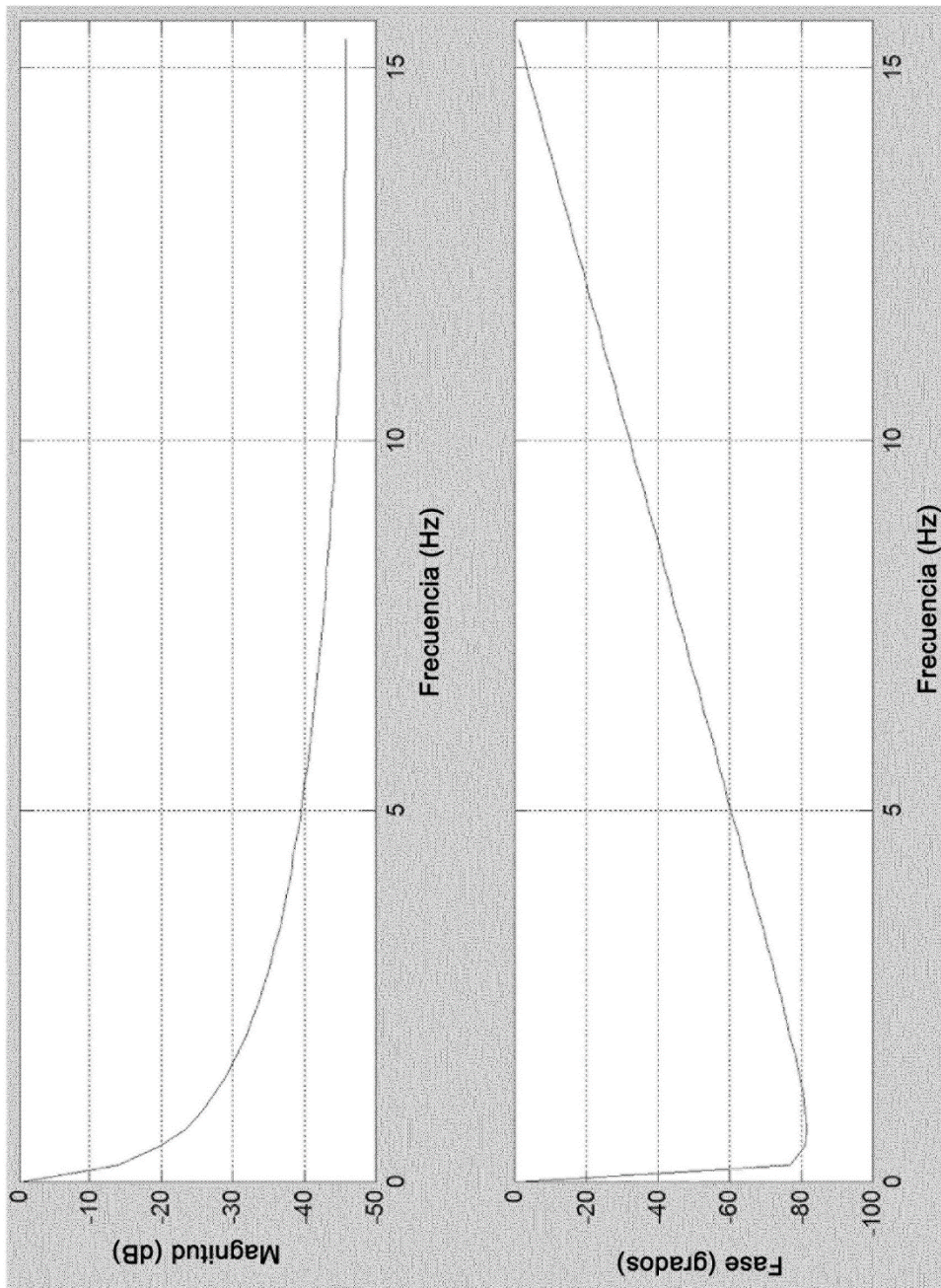


Fig. 1

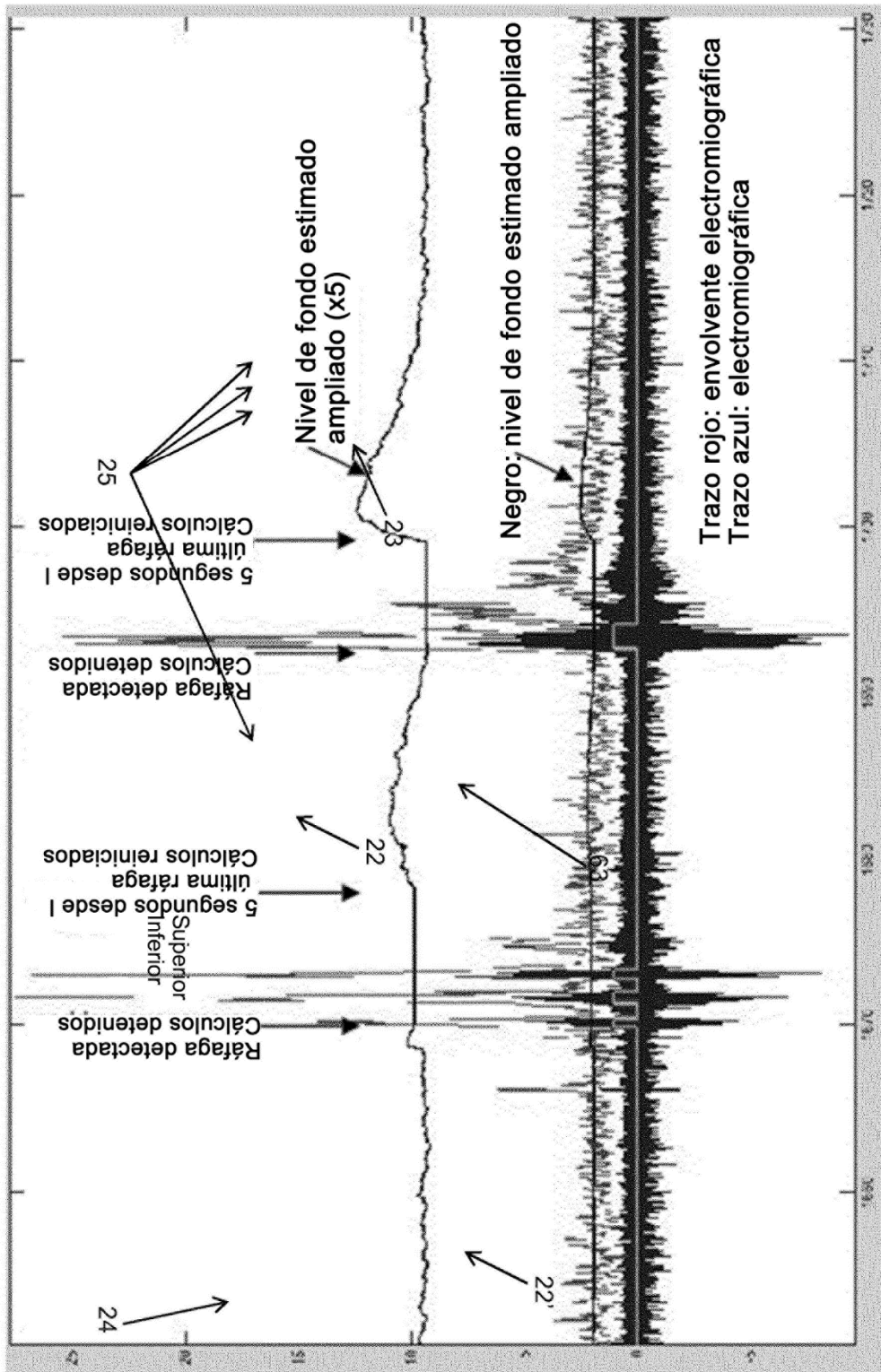


Fig. 2

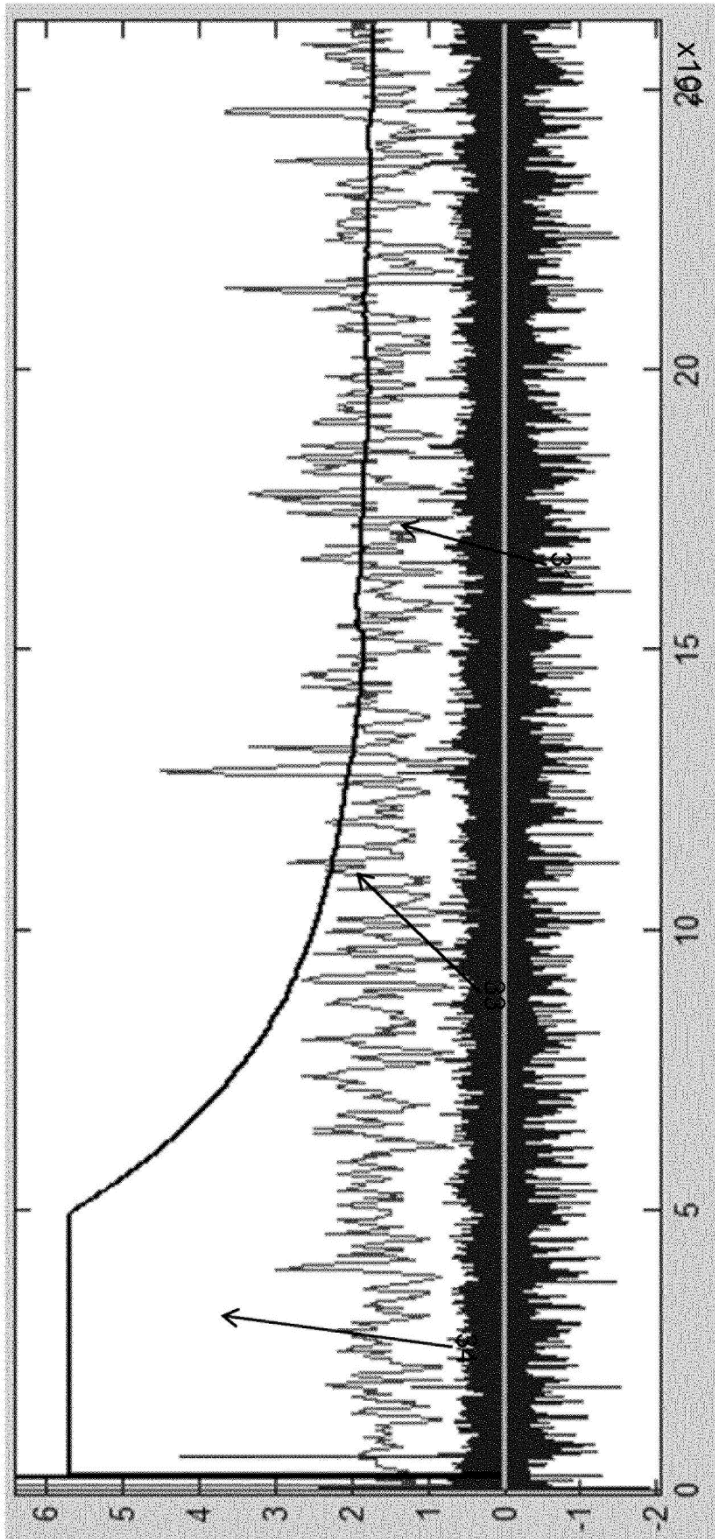


Fig. 3

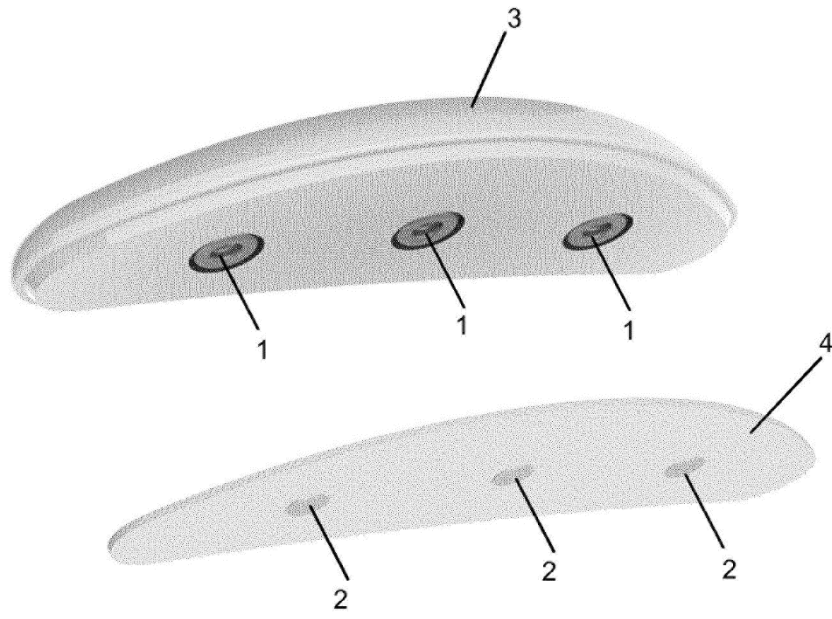


Fig. 4a

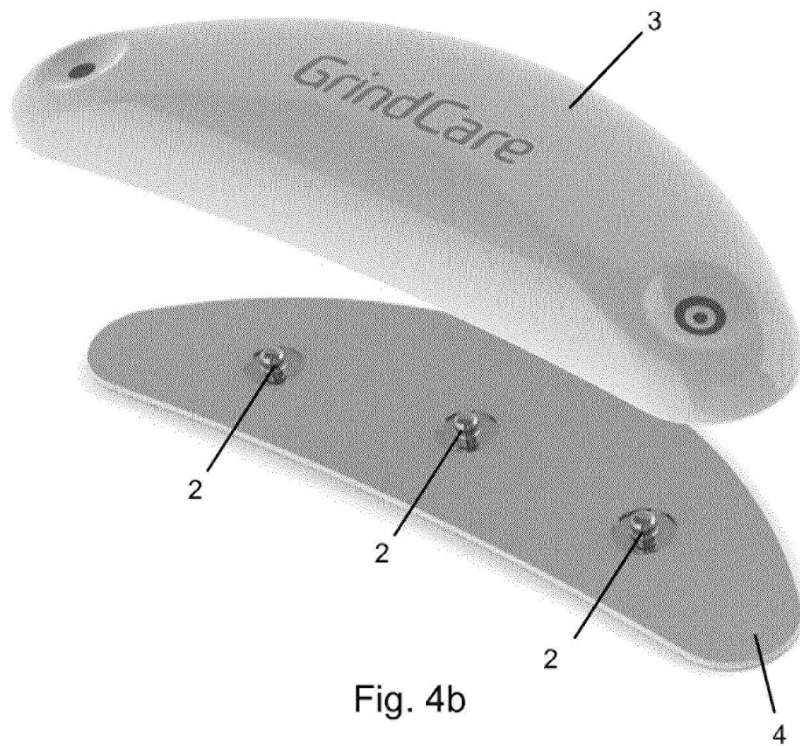


Fig. 4b

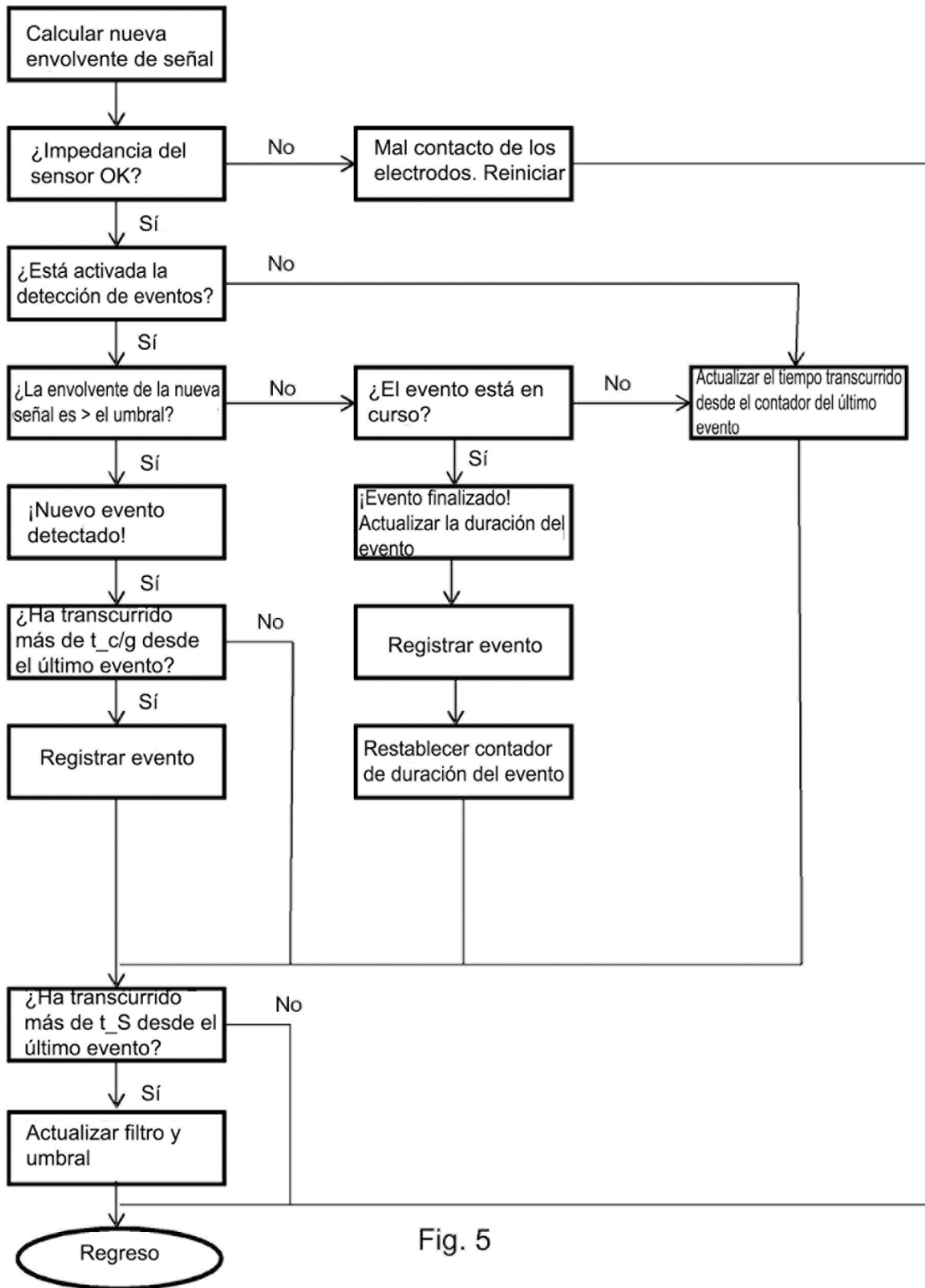


Fig. 5

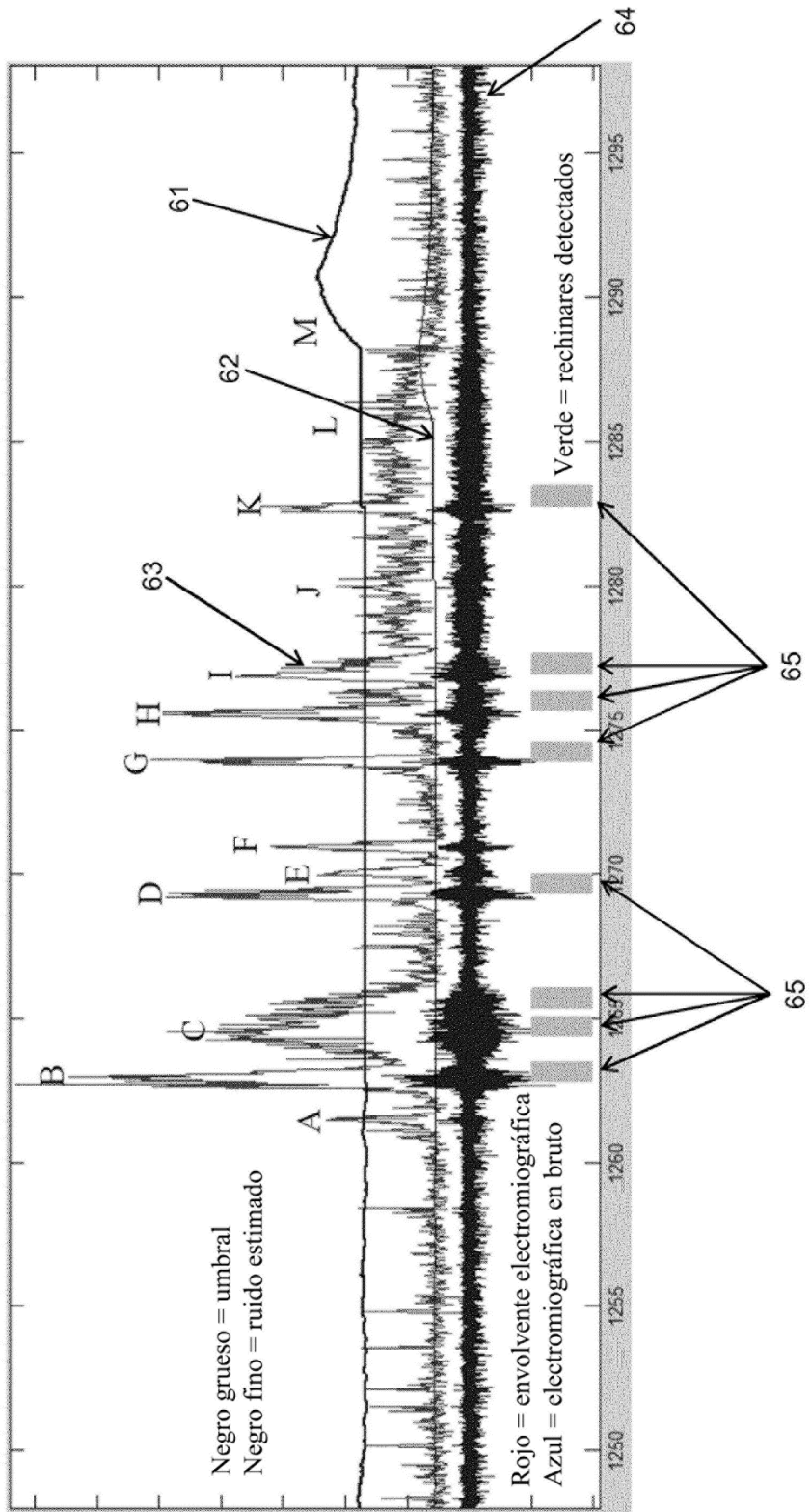


Fig. 6

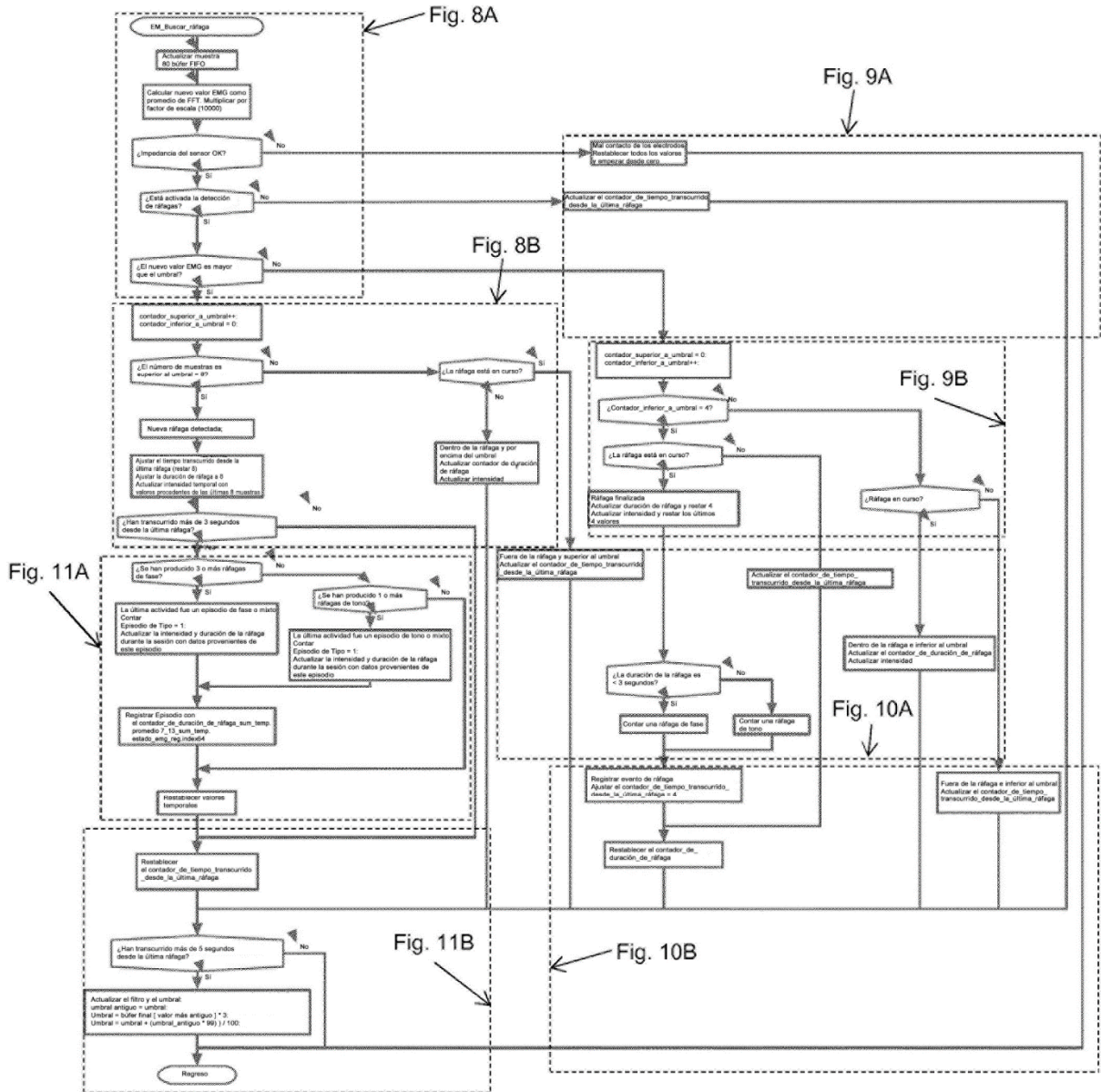


Fig. 7

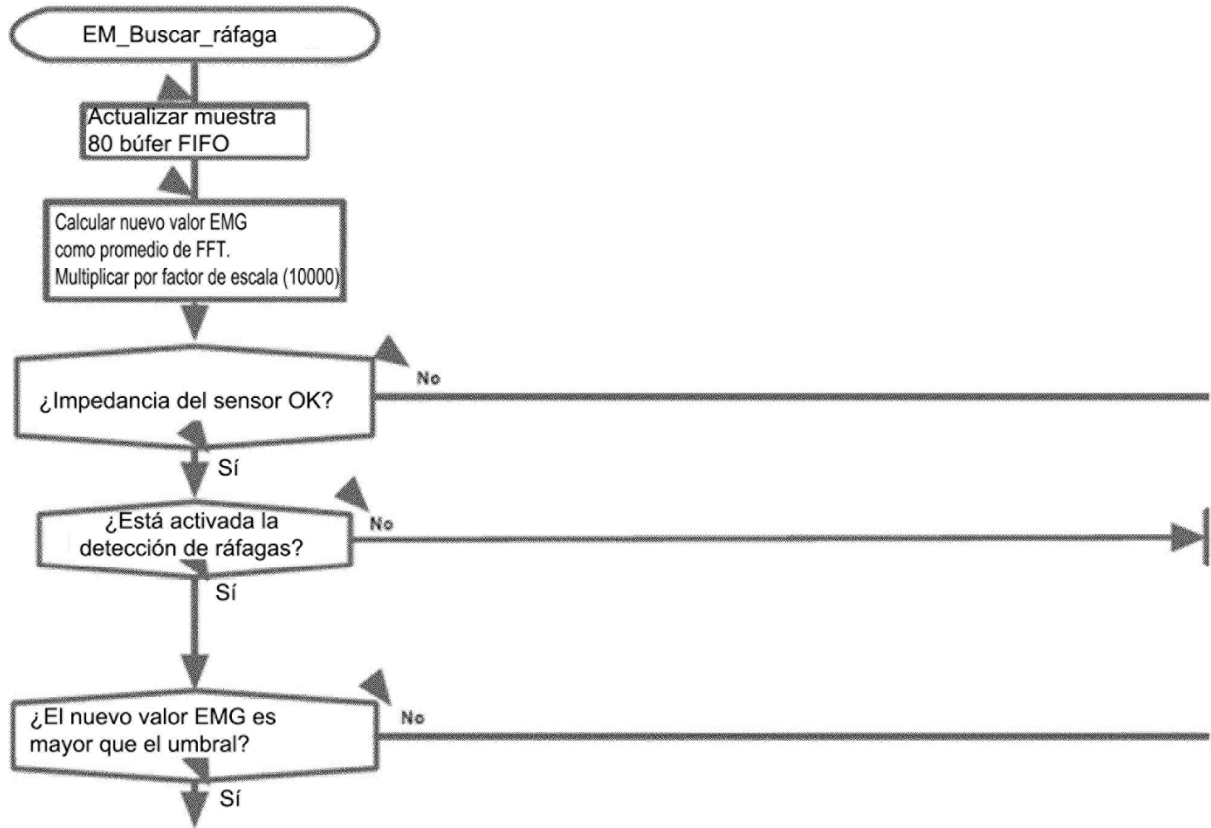


Fig. 8A

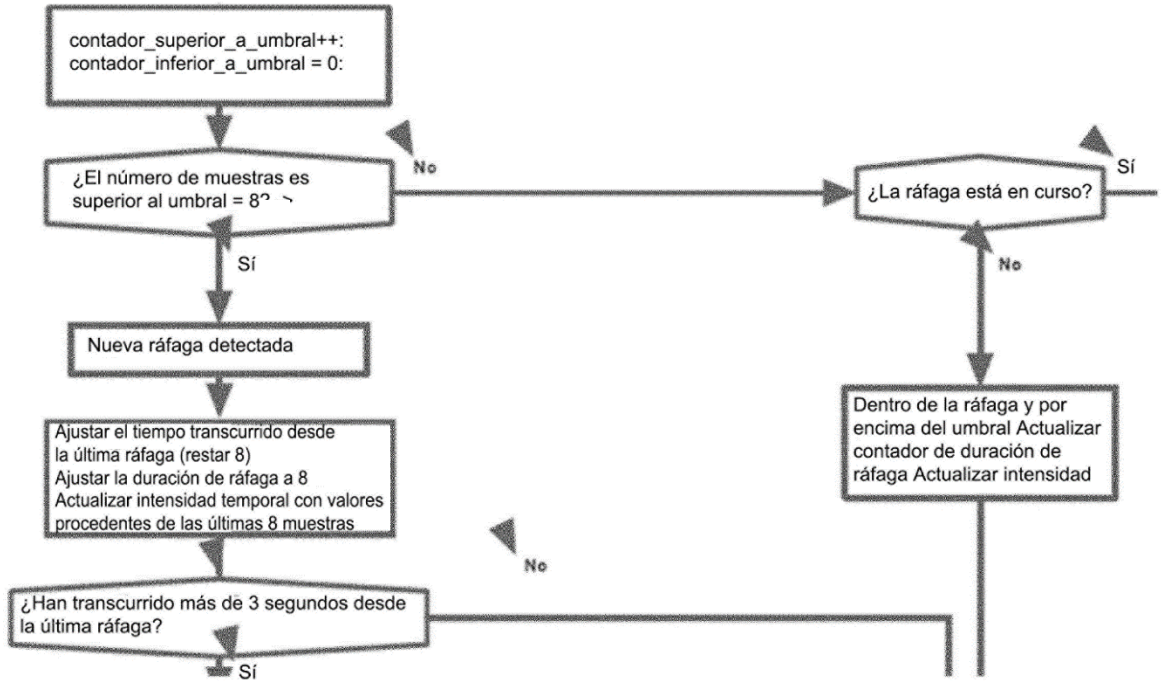


Fig. 8B

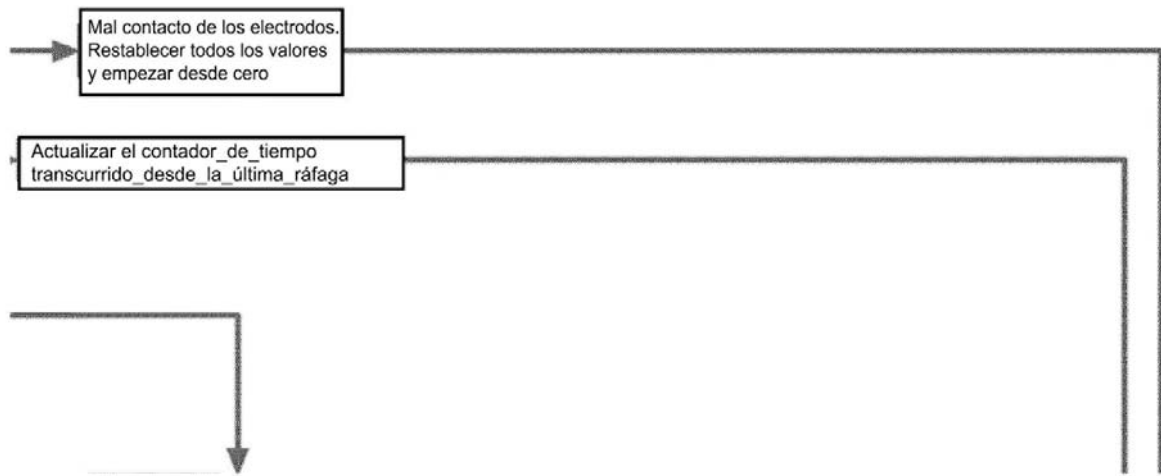


Fig. 9A

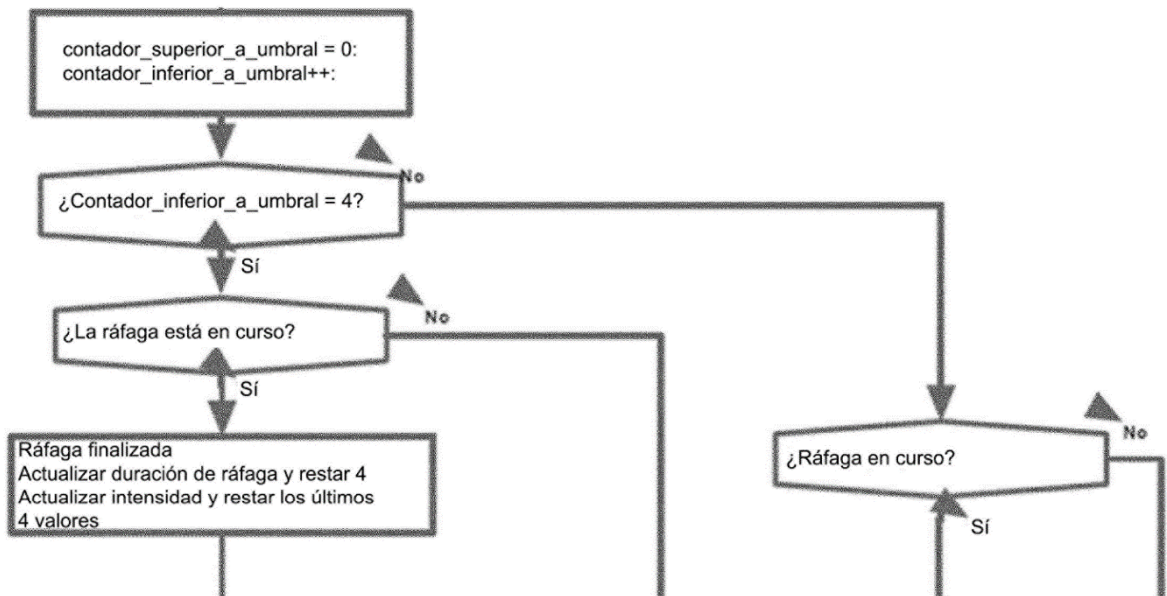


Fig. 9B

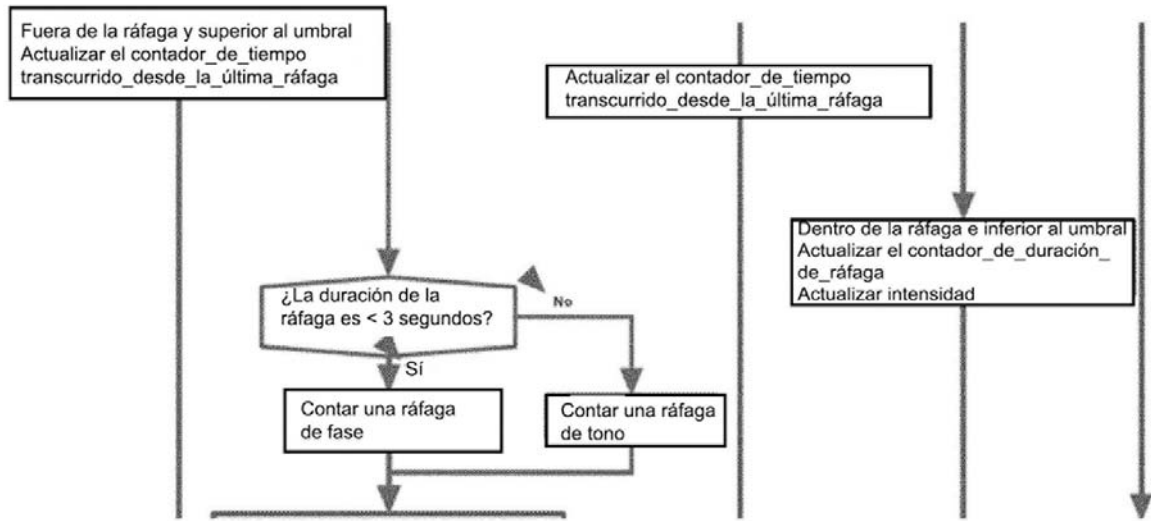


Fig. 10A

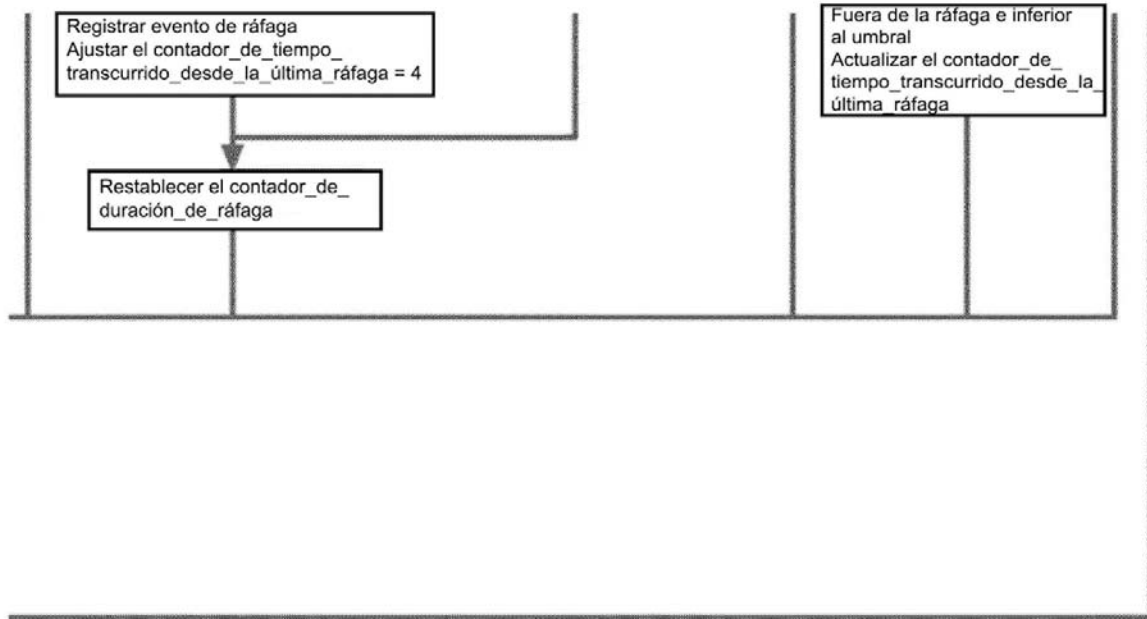


Fig. 10B

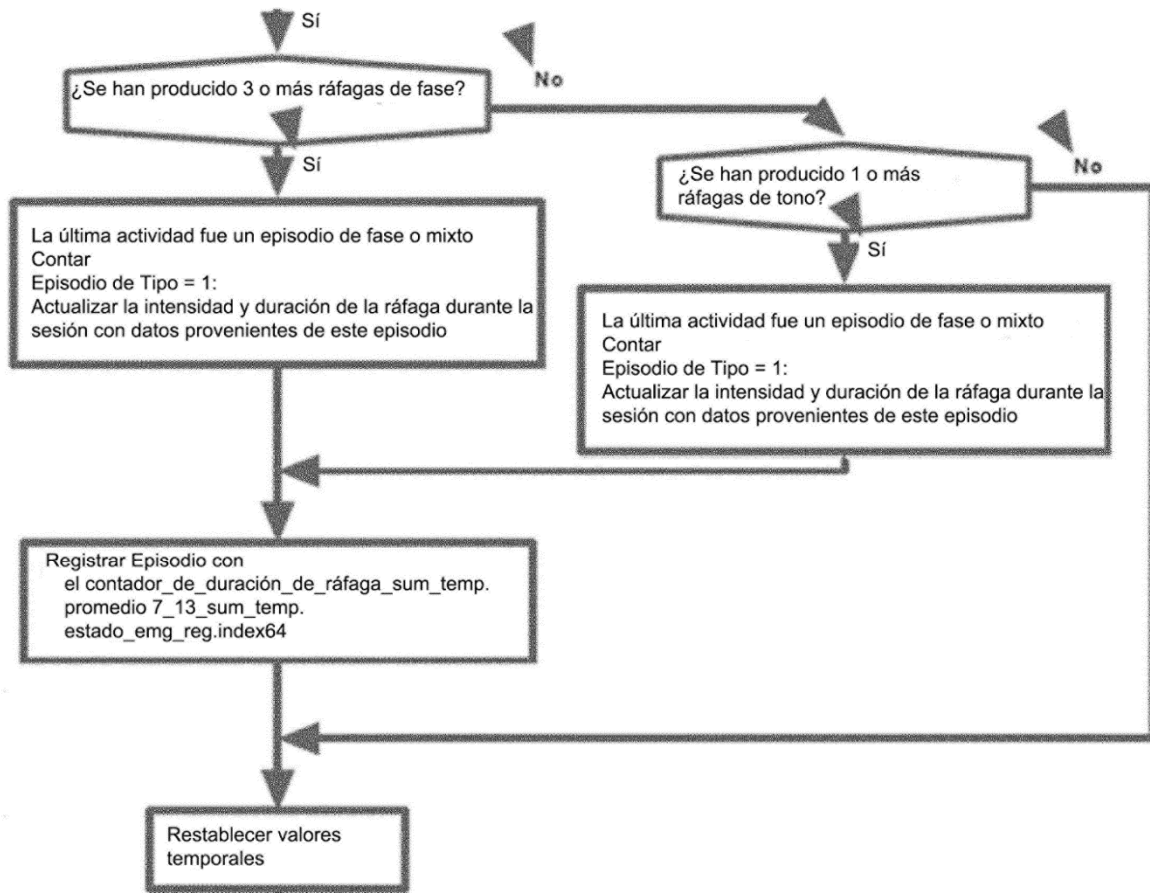


Fig. 11A

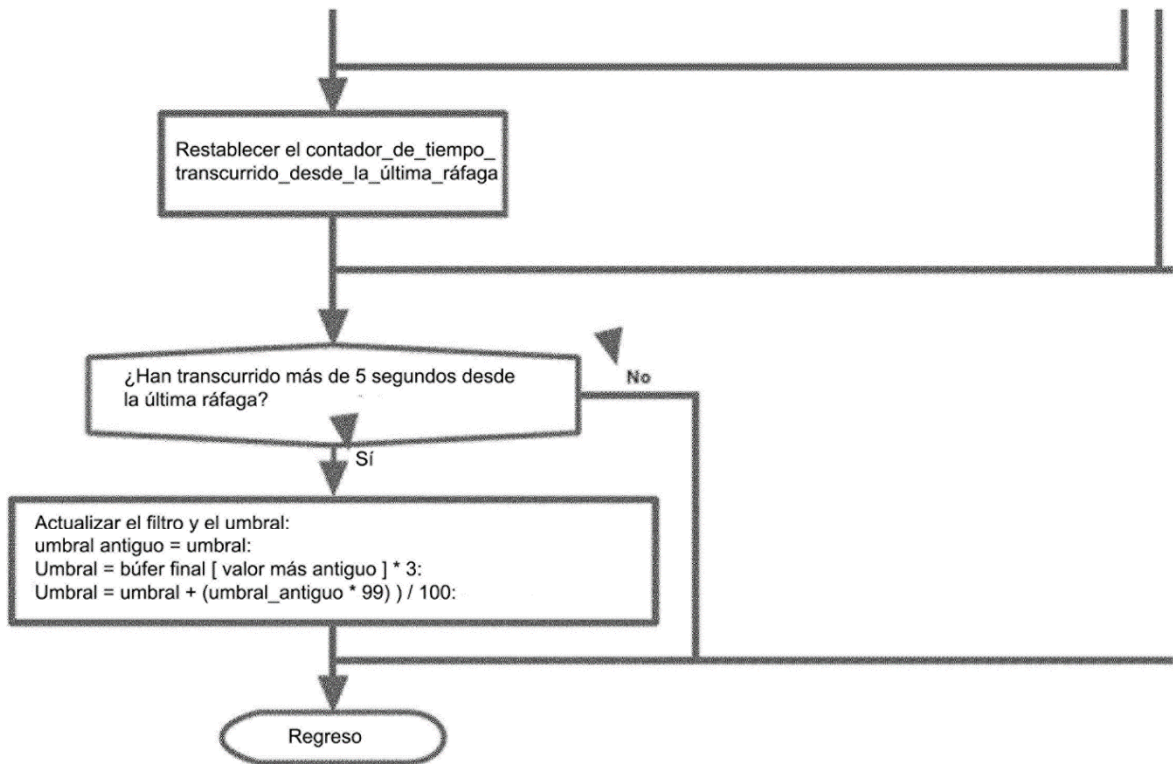


Fig. 11B