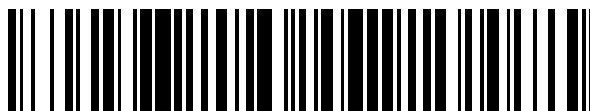


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 662 198**

51 Int. Cl.:

A61B 5/02

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.09.2006 PCT/US2006/037936**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.04.2007 WO07041252**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.09.2006 E 06815720 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.01.2018 EP 1928309**

54 Título: **Procesamiento de señal para oximetría de pulso**

30 Prioridad:

30.09.2005 US 722257 P

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

05.04.2018

73 Titular/es:

**CONMED CORPORATION (100.0%)
525 FRENCH ROAD
UTICA, NY 13502, US**

72 Inventor/es:

**WASSERMAN, YORAM y
LOWERY, GUY, RUSSELL**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 662 198 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

Procesamiento de señal para oximetría de pulso

5 Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

La presente solicitud reivindica el beneficio de la Solicitud de Patente Provisional de Estados Unidos N.º 60/722.257, presentada el 30 de septiembre de 2005.

10 Antecedentes

La presente solicitud se refiere a la determinación del ritmo del pulso de una señal biológica pulsátil en presencia de ruido. Las técnicas descritas en el presente documento son particularmente útiles para el procesamiento de señales desde sensores de oximetría de pulso.

15 La oximetría de pulso es un procedimiento diagnóstico no invasivo para la medición del nivel de saturación de oxígeno en la sangre arterial de un paciente. La oximetría de pulso se basa en el principio de pasar la energía luminosa de al menos dos longitudes de onda en un medio fisiológico absorbente de la luz, adquirir la luz emitida reflejada (o transmitida), en respuesta a la absorción de luz, y calcular el nivel de saturación de oxígeno a partir de
20 las señales adquiridas. Los oxímetros de pulso típicos tienen dos componentes principales: un sensor fijado a la piel del paciente para la adquisición de señales, y una unidad de procesamiento para procesar las señales adquiridas con el fin de determinar la saturación de oxígeno de la sangre arterial y el ritmo del pulso. Desafortunadamente, los sistemas de oximetría de pulso convencionales pueden ser sensibles al ruido, lo que puede dar como resultado lecturas inestables, mediciones imprecisas del ritmo del pulso y de la saturación de oxígeno y falsas alarmas. El
25 ruido puede ser particularmente difícil de gestionar con sistemas de oximetría de pulso por reflexión, en los que los niveles de señal son mucho más pequeños que en los sistemas de oximetría de pulso por transmisión.

Los documentos US 2003/055325, US 6.002.952 y US 6.684.090 muestran métodos para la determinación del ritmo del pulso con un sistema de oximetría de pulso correspondiente. Sin embargo, ninguna de las técnicas anteriores
30 enseña una solución simple para tener una estimación precisa del ritmo del pulso y la localización del pulso.

Sumario de la invención

Cada una de las funciones contenidas dentro de un conjunto preseleccionado de funciones se compara con la señal
35 de entrada con muchos desplazamientos de tiempo diferentes, y se selecciona la combinación de función/desplazamiento de tiempo que mejor coincide con la señal de entrada. La frecuencia de la función de mejor coincidencia se usa entonces como la mejor estimación de la frecuencia de la señal de entrada.

Breve descripción de los dibujos

40 La FIG. 1 es un diagrama de bloques que representa un método para determinar el ritmo del pulso de una señal pulsátil.

45 La FIG. 2A es un primer ejemplo de un conjunto de funciones de frecuencia predefinidas (S-PFF) para su uso con el método de la FIG. 1.

La FIG. 2B es un segundo ejemplo de un S-PFF para su uso con el método de la FIG. 1.

50 La FIG. 2C es un tercer ejemplo de un S-PFF para su uso con el método de la FIG. 1.

La FIG. 3 es un cuarto ejemplo de un S-PFF para su uso con el método de la FIG. 1.

La FIG. 4 es una señal de entrada y una función coincidente seleccionada a partir del S-PFF.

55 Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Aunque las realizaciones preferidas divulgadas en el presente documento se describen en el contexto de oximetría de pulso, la presente invención puede usarse asimismo en otros contextos, incluyendo, pero sin limitarse a,
60 procesamiento de señales para señales biológicas pulsátiles obtenidas a partir de fuentes distintas de las sondas de oximetría.

Para calcular el nivel de saturación de oxígeno (SaO₂), a partir de las señales adquiridas en un sistema de oximetría de pulso, es frecuentemente preferible determinar primero el ritmo del pulso en las señales y localizar la localización del pulso. La obtención de una estimación precisa del ritmo del pulso y la localización del pulso es importante para
65 calcular el nivel de saturación de oxígeno correcto en señales ruidosas.

La figura 1 es un diagrama de bloques de un planteamiento preferido para determinar el ritmo del pulso de una señal de entrada pulsátil 20 mediante la resolución de un problema de optimización que implica un Conjunto de Funciones de Frecuencia Predefinidas (S-PFF, del inglés "Set of Pre-Defined Frequency Functions"). La señal de entrada pulsátil 20 y un S-PFF 22 entran en un operador matemático 24 para procesamiento. El operador matemático 24 se emplea para transformar un problema de estimación de frecuencia en un problema de optimización. La salida 26 del sistema es el ritmo del pulso determinado para la señal de entrada.

La señal de entrada 20 puede ser una señal en bruto obtenida a partir de la fuente (por ejemplo, sonda de oximetría), o puede ser una preprocesada. En una realización preferida, los componentes de c.c. y de muy baja frecuencia de la señal de entrada se eliminan mediante un filtro de preprocesamiento apropiado antes de entrar en la etapa de procesamiento. La eliminación del componente de c.c. asegura que la señal procesada pulsa alrededor de cero y tiene picos positivos y negativos.

El S-PFF es un conjunto de N funciones periódicas que se usa en la determinación de la frecuencia de la señal de entrada. Preferentemente, las funciones del S-PFF se seleccionan para asemejarse, al menos aproximadamente, a las señales (sin ningún ruido añadido) que se esperan en la aplicación deseada. El intervalo de frecuencias de las funciones del S-PFF, el número N de funciones en un S-PFF dado, y el tamaño de los saltos entre frecuencias sucesivas se seleccionan preferentemente basándose en las señales de entrada esperadas y basándose también en la precisión requerida del resultado obtenido. La selección adelantada de funciones contenidas dentro de un S-PFF dado puede llevarse a cabo usando un proceso de entrenamiento adecuado basándose en un conjunto de datos que representa las señales que se encontrarán durante el uso posterior.

La FIG. 2A es un ejemplo de un primer S-PFF 30 que incluye un conjunto de N formas de onda periódicas 31-33, cada una teniendo una forma simétrica similar pero con diferentes frecuencias $f_1 - f_N$. La FIG. 2B es un ejemplo de un segundo S-PFF 40 que incluye un conjunto de N formas de onda periódicas 41-43, cada una teniendo una forma asimétrica similar pero con diferentes frecuencias $f_1 - f_N$. En realizaciones alternativas, puede usarse un S-PFF digital 50, tal como se muestra en la FIG. 2C. Este tercer S-PFF 50 incluye también un conjunto de N formas de onda periódicas $f_1 - f_N$ 51-53, cada una teniendo un patrón similar pero con diferentes frecuencias. En estas realizaciones, las funciones 51-53 pueden tomar solamente 3 valores: $\{-1, 0, +1\}$. Una ventaja del uso de este tipo de S-PFF es que hace más simple y más rápida la realización de operaciones matemáticas, en comparación con un S-PFF analógico. Debe enfatizarse que los S-PFF 30, 40, 50 representados en las FIGS. 2A-C son meramente ejemplos de unos S-PFF que pueden usarse, y no han de interpretarse como limitativos de la presente invención.

En el contexto de la oximetría de pulso, la señal de entrada que se está procesando es una señal fisiológica pulsátil que se origina a partir de un sensor óptico, más grandes cantidades de ruido. El ritmo de la pulsación corresponde al ritmo cardiaco o ritmo del pulso del paciente. Dado que el ritmo del pulso esperado para casi todos los pacientes estará entre 30 y 240 latidos por minuto (lpm), un intervalo apropiado de frecuencias para un S-PFF usado para oximetría de pulso variaría desde $\frac{1}{2}$ Hz (correspondiente a 30 lpm) a 4 Hz (correspondiente a 240 lpm). Dado que muchas aplicaciones médicas requieren que el ritmo cardiaco se determine con una precisión y resolución de 1 lpm, un S-PFF apropiado para oximetría de pulso sería un conjunto de 211 frecuencias diferentes ($N=211$) variando desde 30 lpm ($\frac{1}{2}$ Hz) a 240 lpm (4 Hz) en saltos de 1 lpm. Si se desea una mayor resolución o precisión, N puede incrementarse más allá de 211. Opcionalmente, los saltos entre las diversas frecuencias pueden disponerse no linealmente con saltos de lpm más pequeños a frecuencias más bajas y saltos mayores en las frecuencias más altas (por ejemplo, en una progresión logarítmica para conseguir una precisión en porcentaje uniforme).

En oximetría, la forma de las señales fisiológicas pulsátiles en pacientes saludables tendrá normalmente un tiempo de elevación más rápido y un tiempo de caída más lento. Como resultado, un S-PFF adecuado para oximetría de pulso sería el 40 mostrado en la FIG. 2B, que también tiene un tiempo de elevación más rápido y un tiempo de caída más lento y por lo tanto coincide aproximadamente con la señal esperada. Como se ha explicado anteriormente, 211 frecuencias (es decir, $N=211$) variando desde $\frac{1}{2}$ Hz a 4 Hz en saltos de 1 lpm es un ejemplo de una distribución de frecuencias apropiada para aplicaciones de oximetría de pulso. En algunos casos, sin embargo, la forma de la forma de onda pulsátil fisiológica diferirá (por ejemplo, basándose en ciertas condiciones fisiológicas), lo que puede dar lugar a un rendimiento degradado cuando la forma de onda de entrada no coincide claramente con las formas de onda en el S-PFF. Es por lo tanto ventajoso incorporar diversas formas diferentes de onda dentro del S-PFF para tener en cuenta dichas diferencias.

La FIG. 3 es un ejemplo de un S-PFF 60 preferido para su uso en aplicaciones de oximetría de pulso que se utiliza para manejar señales de entrada con diferentes formas de onda. Este S-PFF 60 incluye un subconjunto de funciones 61-63 en 211 diferentes frecuencias que varían desde 30 lpm a 240 lpm con tiempos de elevación más rápidos y tiempos de caída más lentos, para coincidir con las señales fisiológicas pulsátiles esperadas de la mayor parte de pacientes saludables. Este S-PFF 60 también incluye un segundo subconjunto de funciones 64-66 en cada una de las 211 diferentes frecuencias con tiempos de elevación más lentos y tiempos de caída más rápidos, para coincidir con señales pulsátiles fisiológicas con formas correspondientes de pacientes cuyas formas de onda se desvían de la forma de onda de elevación rápida más común. Este S-PFF 60 incluye también un tercer subconjunto de funciones 67-69 en cada una de las 211 diferentes frecuencias con tiempos de elevación y tiempos de caída coincidentes para que coincidan con señales fisiológicas pulsátiles con formas correspondientes a pacientes cuyas

formas de onda se desvían de la norma. De ese modo, el S-PFF 60 preferido contiene un total de 633 funciones (3 x 211). Obsérvese que una duración adecuada para cada una de las funciones 61-69 dentro del S-PFF 60 para su uso en oximetría de pulso es de 3-5 segundos de duración.

5 Otro S-PFF preferido para su uso en aplicaciones de oximetría de pulso incluye un subconjunto de funciones 61-63 a 211 frecuencias diferentes que varían desde 30 lpm a 240 lpm con tiempos de elevación más rápidos y tiempos de caída más lentos (para coincidir con las señales fisiológicas pulsátiles esperadas desde la mayor parte de pacientes saludables), y un segundo subconjunto de funciones 67-69 a cada una de las 211 frecuencias diferentes con tiempos de elevación y tiempos de caída coincidentes. Este S-PFF preferido contiene por lo tanto un total de 422
10 funciones (2 x 211). 3-5 segundos es también una duración adecuada para cada una de las funciones 61-63, 67-69 dentro de este S-PFF.

Opcionalmente, pueden añadirse subconjuntos adicionales de funciones (no mostrado) para coincidir con condiciones fisiológicas específicas. Por ejemplo, un subconjunto adicional de 211 funciones que coinciden con las
15 señales fisiológicas pulsátiles esperadas de pacientes con una válvula mitral deficiente puede añadirse a uno de los S-PFF explicados anteriormente (la forma de onda esperada de dichos pacientes difiere de la de pacientes saludables debido a que el flujo sanguíneo va inicialmente desde el ventrículo izquierdo a la aurícula izquierda. Solo después de que se acumule la presión suficiente se abre la válvula aórtica.)

20 Opcionalmente, pueden usarse diferentes S-PFF para diferentes clases de pacientes tales como adultos, niños, bebés y fetos. Por ejemplo, el intervalo de frecuencia del S-PFF puede desplazarse a frecuencias más altas para bebés (en comparación con el intervalo anteriormente descrito de 30-240 lpm).

Volviendo ahora a la FIG. 1, la señal de entrada 20 contiene la señal fisiológica pulsátil subyacente más ruido. La
25 señal de entrada 20 y el S-PFF 22 entran en una etapa de procesamiento, que incluye un operador matemático F 24 que se diseña para estimar la frecuencia de la señal de entrada. El operador matemático F convierte el problema de estimación de frecuencia en un problema de optimización, y su implementación específica depende de la aplicación disponible. Tal como es el caso con el S-PFF, el operador matemático F puede optimizarse y ensayarse en una
30 sesión de entrenamiento empleada sobre un conjunto de datos típicos.

En una realización preferida de la invención, el operador matemático F se define como el siguiente operador no lineal:

$$(1) \quad F = \text{MAX}_{i,j} \{ a_1 * f_1(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i)) + a_2 * f_2(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i)) \\ + a_3 * f_3(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i)) \dots + a_n * f_n(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i)) \}$$

35 En la que:

f_1-f_n es un conjunto de n funciones lineales o no lineales;

S-PFF es un conjunto de funciones de frecuencia predefinidas, tal como se ha detallado anteriormente;

40 **j** es un índice que indica una función S-PFF seleccionada de entre las N funciones S-PFF definidas (nótese que n es independiente de N);

a_1-a_n son constantes de ponderación seleccionadas;

* es el operador de multiplicación;

I es la señal de entrada;

45 **t** es un índice que indica una muestra específica de S-PFF_j e I (es decir estas funciones en el tiempo t); y

i es un valor de desplazamiento seleccionado, que indica el desplazamiento actual entre la función S-PFF_j y la señal de entrada I.

El operador matemático F representa un problema de optimización, en el que se busca un máximo, tal como se describe por la ecuación (1). En esta forma, cada una de las funciones contenidas dentro del S-PFF se compara con la señal de entrada en muchos desplazamientos de tiempo diferentes, y se selecciona la combinación función/
50 desplazamiento de tiempo que mejor coincide con la señal de entrada (es decir, mediante la selección de la combinación en la que ocurre el máximo). Una granularidad adecuada para el desplazamiento de tiempo, entre las diversas comparaciones es un desplazamiento que corresponde a una muestra. La frecuencia de la función de mejor
55 coincidencia se usa entonces como la mejor estimación de la frecuencia de la señal de entrada. Por ejemplo, en la resolución de F el máximo se halló a (j=12, i=5), esto indicaría que el S-PFF₁₂ es la función que proporciona el resultado máximo. Así la frecuencia de la función S-PFF₁₂ se seleccionaría como la frecuencia de la señal de entrada I para producir la salida. En el contexto de la oximetría de pulso, la frecuencia será el ritmo del pulso (es decir, el ritmo cardiaco).

60 Además de optimizar el S-PFF para las señales esperadas, como se ha descrito anteriormente, las funciones f_1-f_n y constantes de ponderación a_1-a_n , que son parte de F pueden definirse y optimizarse en una etapa de entrenamiento para encajar mejor en una aplicación específica y las características de las señales esperadas en esa aplicación. La

optimización puede realizarse usando un método de optimización estándar adecuado tal como MLS (mínimos cuadrados) o máxima probabilidad.

5 En una realización preferida que es adecuada para determinar el ritmo del pulso en sistemas de oximetría de pulso usando las 633 funciones S-PFF 60 preferidas (mostradas en la figura 3), $n = 3$ de modo que el operador matemático F incluye solamente tres funciones f_1 , f_2 y f_3 . En esta realización, la función $f_1(i, j)$ es la suma de los productos, obtenida mediante multiplicación de las funciones S-PFFj y la señal de entrada I, mientras se desplazan en i muestras, y la constante de ponderación a_1 es +1, dando como resultado la siguiente ecuación: $f_1(i, j) = \sum_i S\text{-PFFj}(t) \cdot I(t-i)$. La función $f_2(i, j)$ es la suma de diferencias entre los valores $I(t_k)$ consecutivos de la señal de entrada I y la constante de ponderación a_2 es -1. Los valores $\{t_k\}$ representan los índices de los máximos de la función S-PFFj(t). La función $f_3(i, j)$ es la suma de las diferencias entre los valores consecutivos $I(t_m)$, de la señal de entrada y la constante de ponderación a_3 es también -1. Los valores $\{t_m\}$ representan los índices de los mínimos de la función S-PFFj(t). Con este conjunto particular de tres funciones, f_1 es principalmente responsable de la estimación de la frecuencia o del ritmo del pulso de la señal de entrada. Las funciones f_2 y f_3 son responsables principalmente de impedir que las frecuencias armónicas de la señal de entrada interfieran con la estimación de la frecuencia.

20 Una vez se selecciona la mejor función dentro del S-PFF, los índices $\{t_k\}$ representan la localización del máximo de los pulsos mientras los índices $\{t_m\}$ representan la localización de los mínimos de los pulsos. Mediante la resta los valores de las señales adquiridas en los índices $\{t_m\}$ de los valores en los índices $\{t_k\}$, puede obtenerse la amplitud de los pulsos. Estos valores pueden usarse para el cálculo del nivel de saturación de oxígeno usando métodos de oximetría estándar.

25 Opcionalmente, el ritmo del pulso y/o las localizaciones de los máximos y mínimos de los pulsos pueden usarse para recoger un segmento particular de la onda pulsátil para procesamiento adicional. Por ejemplo, en un sistema de oximetría de pulso, una vez se identifican los máximos, mínimos y ritmo del pulso, pueden localizarse las diversas fases del ciclo cardíaco (dado que la parte de elevación corresponde al inicio del ciclo cardíaco, y la parte de descenso corresponde al final del ciclo cardíaco). Se deduce que los resultados mejorados se obtienen cuando las muestras que corresponden a la parte de elevación se usan para los cálculos de SaO_2 .

30 Pasando ahora a la FIG. 4, este planteamiento puede extenderse adicionalmente tomando un gran número de muestras durante cada ciclo cardíaco. En el ejemplo ilustrado la señal incidente en la entrada 70 tiene una frecuencia de 1 Hz, que corresponde a 60 lpm, y tiene una fase de elevación relativamente rápida y una fase de caída más lenta. Mediante la aplicación de las técnicas de procesamiento de señal descritas anteriormente usando el S-PFF 60 (mostrado en la FIG. 3), debería seleccionarse la coincidencia de la función 75 de 60 lpm (1 Hz) como se ha descrito anteriormente. Si el muestreo es suficientemente rápido para proporcionar 12 mediciones de SaO_2 por segundo, la superposición de la muestra 71 de la señal de entrada 70 sobre la función 75 seleccionada a partir de los S-PFF permite la diferenciación entre las diversas fases del ciclo cardíaco. Por ejemplo, pueden identificarse muestras en la fase de elevación de la señal de entrada 70 mediante la selección de las muestras que corresponden a la parte de elevación 76 de la función 75 seleccionada. En el ejemplo ilustrado, la muestra 71' se identificaría como correspondiente a la parte de elevación de la señal de entrada 70. Esa muestra 71' se usaría posteriormente para realización de los cálculos de SaO_2 .

45 Las realizaciones anteriormente descritas proporcionan un planteamiento preciso y eficiente para determinar la frecuencia de una señal pulsátil de entrada. Este planteamiento puede suceder con éxito en el cálculo del ritmo del pulso incluso para valores de SNR (señal a ruido) muy bajos, lo que tiene lugar cuando la amplitud de la señal reflejada adquirida es baja y el nivel de ruido es alto. Aunque el planteamiento se ha descrito anteriormente en el contexto de la determinación del ritmo cardíaco y de las localizaciones del pulso a partir de señales derivadas de oximetría de pulso, debería reconocerse que estos planteamientos pueden usarse también para procesar otras señales fisiológicas pulsantes. Más aún, las funciones, frecuencia, resolución, duración, e intervalos de frecuencia expuestos anteriormente son meramente ejemplos, y como tales no han de ser interpretados como limitativos de la presente invención.

REIVINDICACIONES

1. Un método de determinación del ritmo del pulso de un sujeto vivo a partir de una señal de entrada de oximetría de pulso, comprendiendo el método las etapas de:

5 comparar la señal de entrada para cada uno de una pluralidad de diferentes desplazamientos de tiempo para cada elemento de un conjunto de funciones,

10 (i) en donde el conjunto incluye funciones con una pluralidad de diferentes frecuencias entre 30 a 240 ciclos por minuto;

 (ii) en donde el conjunto contiene un primer subconjunto que incluye funciones en las que el tiempo de elevación es más corto que el tiempo de caída y un segundo subconjunto que incluye funciones en las que (a) el tiempo de elevación es aproximadamente el mismo que el tiempo de caída O (b) el tiempo de elevación es más largo que el tiempo de caída,

15 (iii) en donde la forma de todas las funciones en el primer subconjunto es similar, y

 (iv) en donde la forma de todas las funciones en el segundo subconjunto es similar;

 seleccionar, basándose en los resultados obtenidos en la etapa de comparación, una función a partir del conjunto que mejor coincide con la señal de entrada; y

20 usar la frecuencia de la función seleccionada como una estimación del ritmo del pulso del sujeto.

2. El método de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente la etapa de eliminar los componentes de c.c. y de muy baja frecuencia de la señal de entrada, en donde la etapa de eliminación se implementa antes de la etapa de comparación.

25 3. El método de la reivindicación 1, en el que cada una de las funciones del conjunto tiene una duración de entre aproximadamente 3 y aproximadamente 5 segundos.

30 4. El método de la reivindicación 3, en el que el conjunto contiene al menos 211 funciones.

5. El método de la reivindicación 1, en el que el conjunto contiene un primer subconjunto de funciones en las que el tiempo de elevación es más corto que el tiempo de caída y la forma de todas las funciones en el primer subconjunto es similar.

35 6. El método de la reivindicación 1, en el que las frecuencias de las funciones en el primer subconjunto y en el segundo subconjunto se distribuyen en frecuencia para proporcionar resolución de al menos un ciclo por minuto.

7. El método de la reivindicación 6, en el que el conjunto contiene adicionalmente un tercer subconjunto de funciones en las que el tiempo de elevación es más largo que el tiempo de caída, y la forma de todas las funciones en el tercer subconjunto es similar.

40 8. El método de la reivindicación 1, en el que las etapas de comparación y de selección se implementan basándose en la fórmula

$$F = \text{MAX}_{i,j} \{a_1 * f_1(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i)) + a_2 f_2(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i)) + a_3 * f_3(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i)) \dots + a_n * f_n(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i))\},$$

45 en la que:

50 **f_1-f_n** es un conjunto de **n** funciones lineales o no lineales;

S-PFF es un conjunto de funciones de frecuencia predefinidas;

j es un índice que indica una función S-PFF seleccionada de entre las **N** funciones S-PFF definidas;

a_1-a_n son constantes de ponderación seleccionadas;

 * es el operador de multiplicación;

I es la señal de entrada;

55 **t** es un índice que indica una muestra específica de S-PFF j e **I** (es decir estas funciones en el tiempo t); y

i es un valor de desplazamiento seleccionado, que indica el desplazamiento actual entre la función S-PFF j y la señal de entrada **I** .

9. El método de la reivindicación 1, en el que las etapas de comparación y de selección se implementan basándose en la fórmula

60
$$F = \text{MAX}_{i,j} \{f_1(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i)) - f_2(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i)) - f_3(\text{S-PFF}_j(t), I(t-i))\},$$

en la que:

la función $f_1(i, j)$ es la suma de los productos, obtenida mediante multiplicación de las funciones S-PFFj y la señal de entrada I, mientras se desplazan en i muestras, dando como resultado la ecuación: $f_1(i, j) = \sum_t S\text{-PFFj}(t) \cdot I(t-i)$.

5 la función $f_2(i, j)$ es la suma de diferencias entre los valores $I(t_k)$ consecutivos de la señal de entrada I, donde los valores $\{t_k\}$ representan los índices de los máximos de la función S-PFFj(t);

la función $f_3(i, j)$ es la suma de las diferencias entre los valores consecutivos $I(t_m)$, de la señal de entrada, donde los valores $\{t_m\}$ representan los índices de los mínimos de la función S-PFFj(t);

S-PFF es un conjunto de funciones de frecuencia predefinidas;

10 **j** es un índice que indica una función S-PFF seleccionada de entre las N funciones S-PFF definidas;

I es la señal de entrada;

t es un índice que indica una muestra específica de S-PFFj e I (es decir estas funciones en el tiempo t); y

i es un valor de desplazamiento seleccionado, que indica el desplazamiento actual entre la función S-PFFj y la señal de entrada I.

15 10. Un método de procesamiento de una señal de entrada de oximetría de pulso, comprendiendo el método las etapas de:

20 comparar la señal de entrada para cada uno de una pluralidad de diferentes desplazamientos de tiempo para cada elemento de un conjunto de funciones,

(i) en donde el conjunto incluye funciones con una pluralidad de diferentes frecuencias entre 30 a 240 ciclos por minuto;

25 (ii) en donde el conjunto contiene un primer subconjunto que incluye funciones en las que el tiempo de elevación es más corto que el tiempo de caída y un segundo subconjunto que incluye funciones en las que (a) el tiempo de elevación es aproximadamente el mismo que el tiempo de caída O (b) el tiempo de elevación es más largo que el tiempo de caída,

(iii) en donde la forma de todas las funciones en el primer subconjunto es similar, y

30 (iv) en donde la forma de todas las funciones en el segundo subconjunto es similar;

seleccionar, basándose en los resultados obtenidos en la etapa de comparación, una función a partir del conjunto que mejor coincide con la señal de entrada;

identificar la parte de elevación de la señal de entrada basándose en una alineación en el tiempo con la parte de elevación de la función seleccionada; y

35 calcular un nivel de saturación de oxígeno basándose en una o más muestras tomadas a partir de la parte de la señal de entrada que se identificó en la etapa de identificación.

40 11. El método de la reivindicación 10, en el que la señal de entrada tiene una tasa de muestreo de al menos 12 muestras por segundo.

12. El método de la reivindicación 10, que comprende adicionalmente la etapa de eliminar los componentes de c.c. y de muy baja frecuencia de la señal de entrada, en donde la etapa de eliminación se implementa antes de la etapa de comparación.

45 13. El método de la reivindicación 10, en el que cada una de las funciones del conjunto tiene una duración de entre aproximadamente 3 y aproximadamente 5 segundos.

14. El método de la reivindicación 10, en el que el conjunto contiene al menos 211 funciones.

50 15. El método de la reivindicación 10, en el que al menos una función del primer subconjunto y al menos una función del segundo subconjunto son de una frecuencia similar.

16. El método de la reivindicación 10, en el que las frecuencias de las funciones en el primer subconjunto y en el segundo subconjunto se distribuyen en frecuencia para proporcionar resolución de al menos un ciclo por minuto.

55 17. El método de la reivindicación 16, en el que el conjunto contiene adicionalmente un tercer subconjunto de funciones en las que el tiempo de elevación es más largo que el tiempo de caída y la forma de todas las funciones en el tercer subconjunto es similar.

60 18. El método de la reivindicación 10, en el que las etapas de comparación y de selección se implementan basándose en la fórmula

$$F = \text{MAX}_{i,j} \{a_1 * f_1(\text{S-PFFj}(t), I(t-i)) + a_2 * f_2(\text{S-PFFj}(t), I(t-i)) + a_3 * f_3(\text{S-PFFj}(t), I(t-i)) \dots + a_n * f_n(\text{S-PFFj}(t), I(t-i))\},$$

en la que:

f_1-f_n es un conjunto de n funciones lineales o no lineales;

S-PFF es un conjunto de funciones de frecuencia predefinidas;

5 **j** es un índice que indica una función S-PFF seleccionada de entre las N funciones S-PFF definidas;

a_1-a_n son constantes de ponderación seleccionadas;

* es el operador de multiplicación;

I es la señal de entrada;

t es un índice que indica una muestra específica de S-PFFj e I (es decir estas funciones en el tiempo t); y

10 **i** es un valor de desplazamiento seleccionado, que indica el desplazamiento actual entre la función S-PFFj y la señal de entrada I.

19. El método de la reivindicación 10, en el que las etapas de comparación y de selección se implementan basándose en la fórmula

15

$$F = \text{MAX}_{i,j} \{f_1(\text{S-PFFj}(t), I(t-i)) - f_2(\text{S-PFFj}(t), I(t-i)) - f_3(\text{S-PFFj}(t), I(t-i))\},$$

en la que:

20 la función $f_1(i, j)$ es la suma de los productos, obtenida mediante multiplicación de las funciones S-PFFj y la señal de entrada I, mientras se desplazan en i muestras, dando como resultado la ecuación: $f_1(i, j) = \sum_t \text{S-PFFj}(t) * I(t-i)$.

la función $f_2(i, j)$ es la suma de diferencias entre los valores $I(t_k)$ consecutivos de la señal de entrada I, donde los valores $\{t_k\}$ representan los índices de los máximos de la función S-PFFj(t);

25 la función $f_3(i, j)$ es la suma de las diferencias entre los valores consecutivos $I(t_m)$, de la señal de entrada, donde los valores $\{t_m\}$ representan los índices de los mínimos de la función S-PFFj(t);

S-PFF es un conjunto de funciones de frecuencia predefinidas;

j es un índice que indica una función S-PFF seleccionada de entre las N funciones S-PFF definidas;

I es la señal de entrada;

t es un índice que indica una muestra específica de S-PFFj e I (es decir estas funciones en el tiempo t); y

30 **i** es un valor de desplazamiento seleccionado, que indica el desplazamiento actual entre la función S-PFFj y la señal de entrada I.

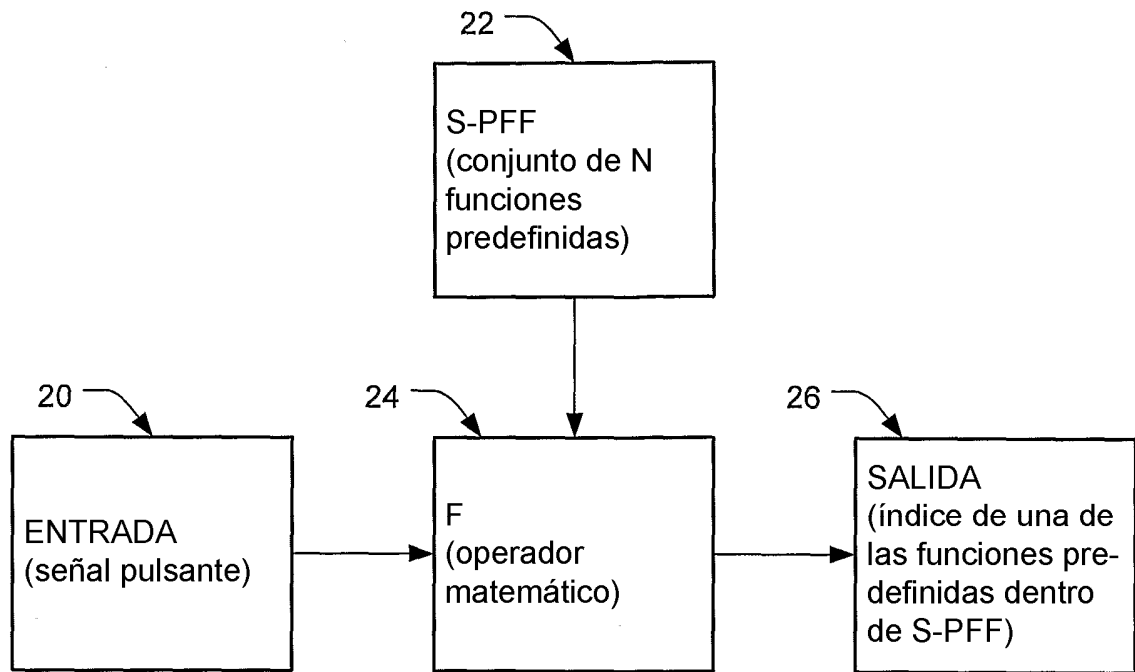


FIG. 1

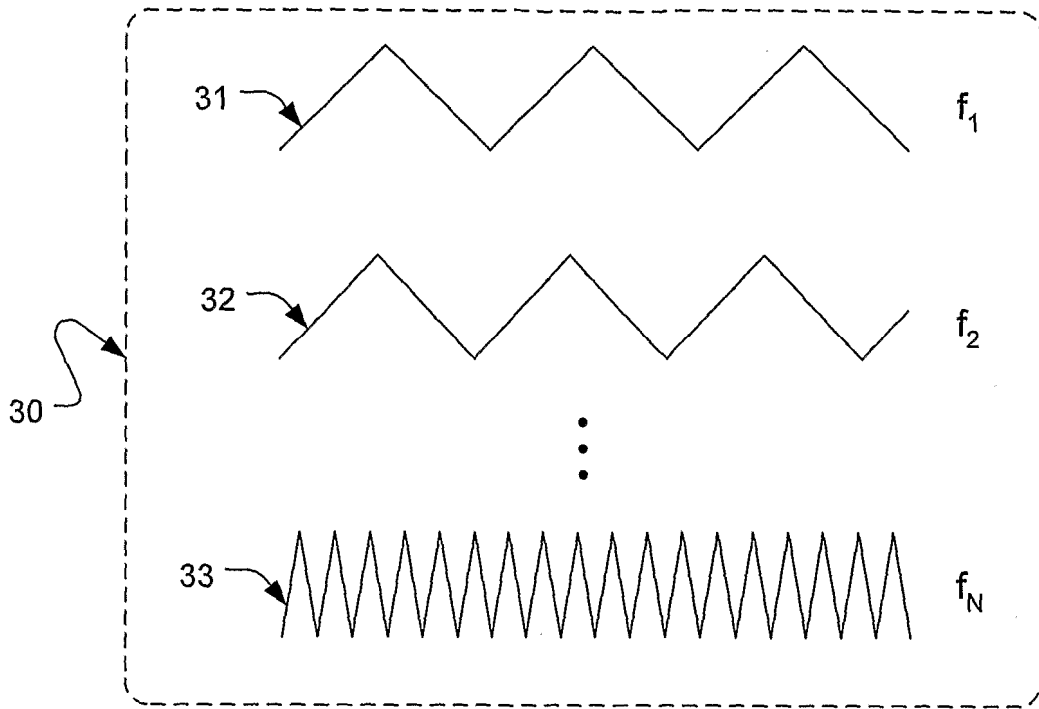


FIG. 2A

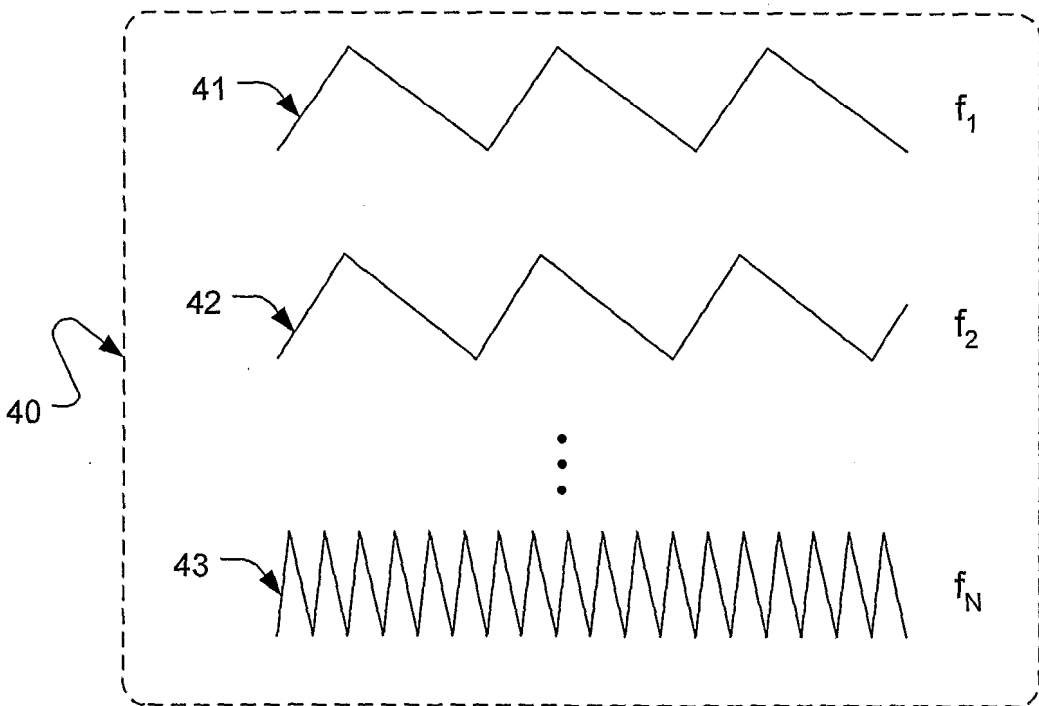


FIG. 2B

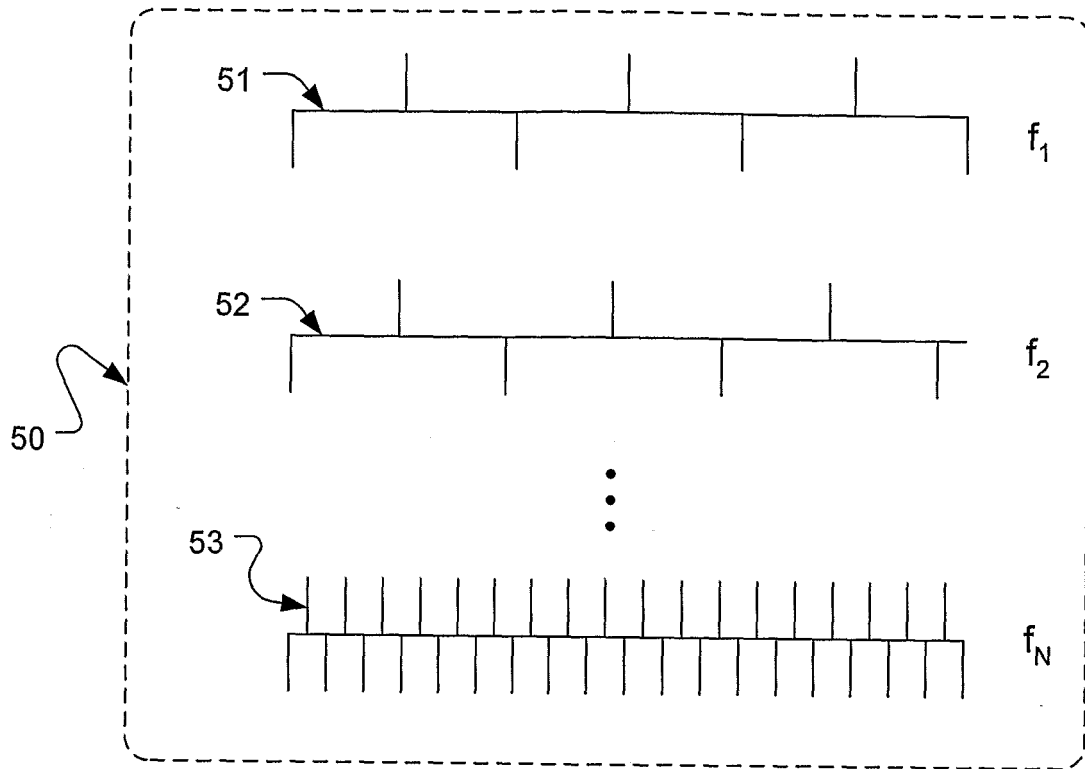


FIG. 2C

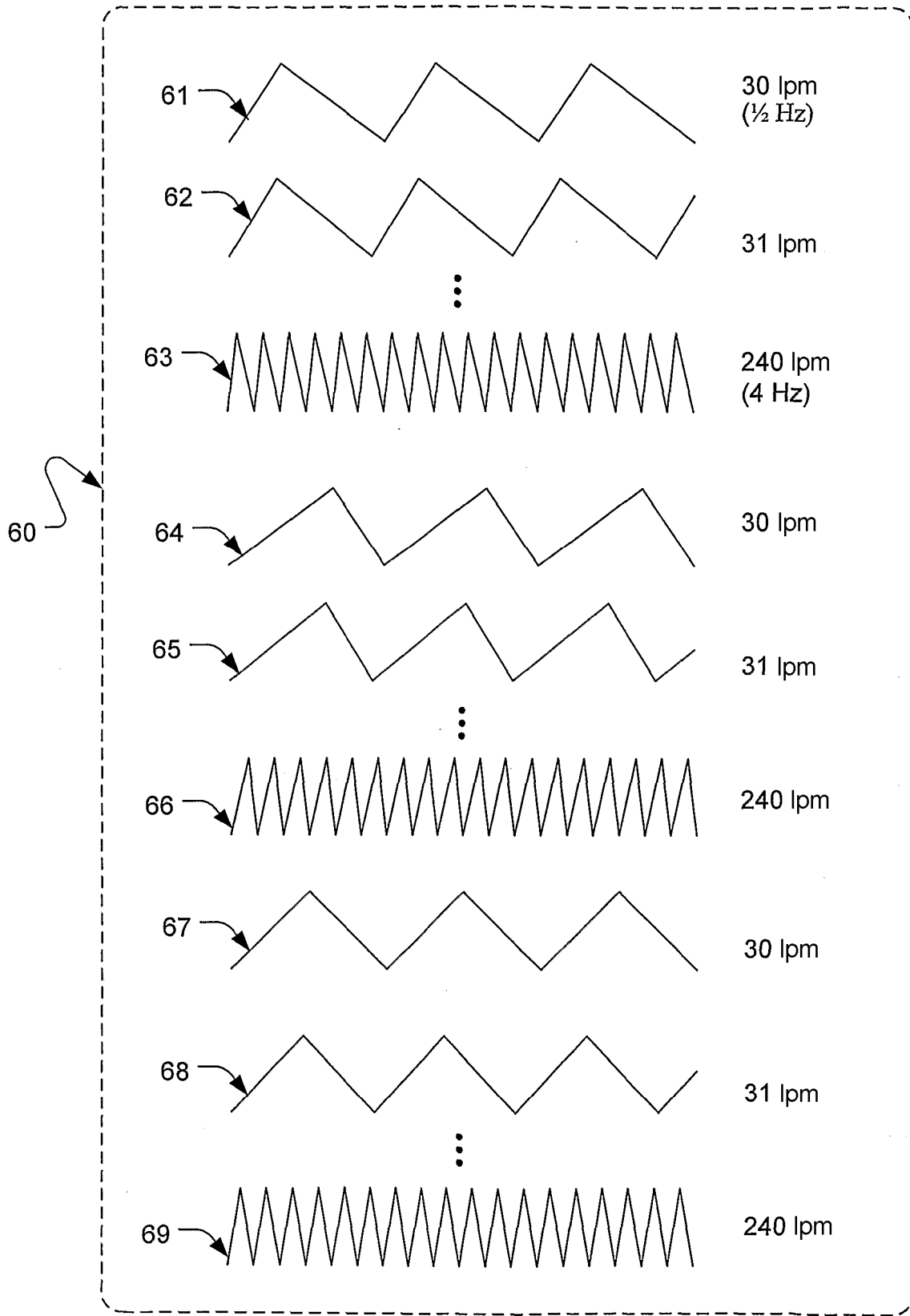


FIG. 3

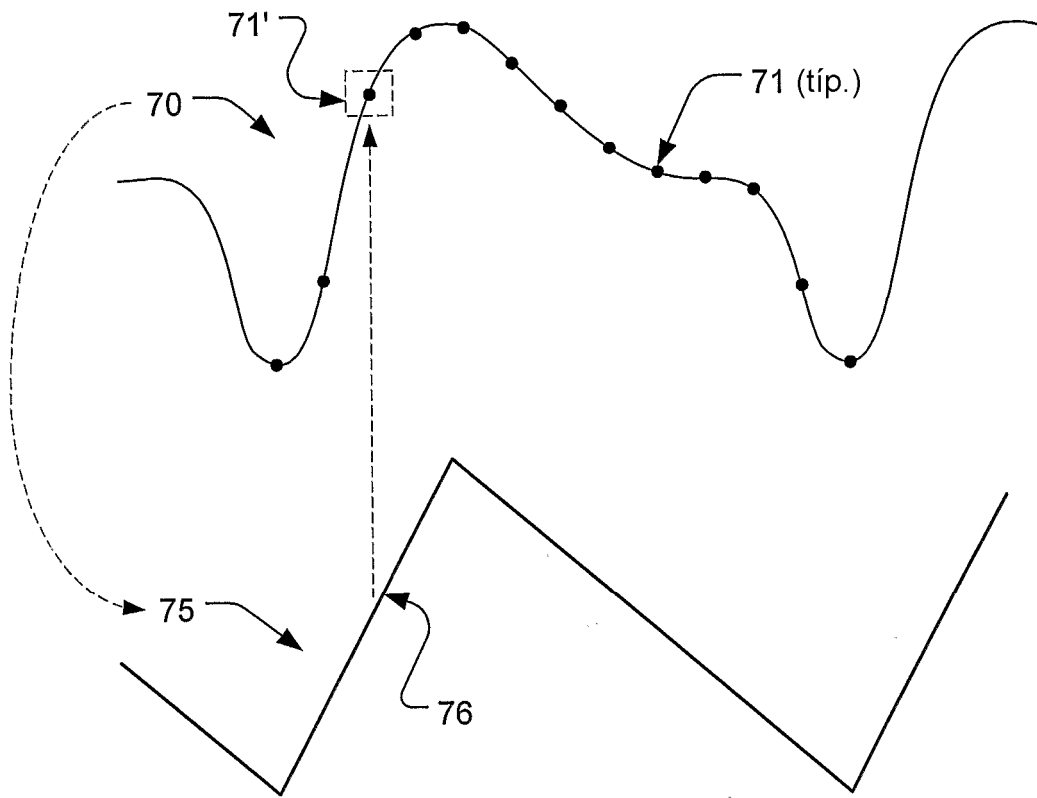


FIG. 4