

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 602 458**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/11** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.11.2009 PCT/GB2009/051538**

87 Fecha y número de publicación internacional: **20.05.2010 WO10055352**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.11.2009 E 09801994 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.08.2016 EP 2378969**

54 Título: **Evaluación de la marcha**

30 Prioridad:

**14.11.2008 GB 0820874**

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

**21.02.2017**

73 Titular/es:

**EUROPEAN TECHNOLOGY FOR BUSINESS LIMITED (100.0%)**

**Codicote Innovation Centre St. Albans Road  
Codicote, Hertfordshire SG4 8WH, GB**

72 Inventor/es:

**HODGINS, DIANA y  
WHALLEY, ANDREW**

74 Agente/Representante:

**SÁEZ MAESO, Ana**

ES 2 602 458 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

## Evaluación de la marcha

5 Esta invención se refiere a un método para monitorizar y evaluar el movimiento de las extremidades de un cuerpo humano o animal, cuando se realiza actividad cíclica repetitiva, tal como (en el caso de un ser humano) caminar, correr, remar o nadar y (en el caso de un caballo) caminar, trotar, galope ligero y galope.

Aunque esta invención es aplicable a las actividades cíclicas repetitivas de los seres humanos y a una variedad de diferentes animales (pero principalmente mamíferos) la invención es de particular interés con los caballos y los seres humanos y por lo tanto se describirá principalmente con referencia a ellos. Sin embargo, es de entenderse que la invención no se considera como limitada a su uso con los caballos o humanos.

10 Hay muchas razones por las que existe un interés en comprender el movimiento de las extremidades de los caballos y los seres humanos. En el caso de los caballos, hay intereses específicos en si un caballo está presentando cojera, así como la ampliación de la base de conocimientos de los caballos de competición, que describen aspectos tales cómo se mueven las diferentes razas, interacción caballo/jinete y el efecto de las superficies y las condiciones climáticas en el rendimiento de un caballo. El caballo moderno se utiliza principalmente para propósitos atléticos y se tiene que desempeñar en una variedad de terrenos y superficies. Hay un creciente reconocimiento de que estos son factores importantes en la capacidad de rendimiento y la solidez de un caballo y pueden tener un efecto sobre el patrón de marcha de un caballo individual.

20 La cojera es una de las causas principales de que un caballo no alcance todo su potencial atlético y tiene consecuencias financieras masivas a los propietarios y entrenadores de todo el mundo. Por lo tanto, el reconocimiento temprano de una alteración de la marcha normal, debido a un trastorno funcional o estructural en el aparato locomotor afectado por la cojera, es de vital importancia para el bienestar del caballo. La observación de los patrones de la marcha de la cojera por lo general se basan en la comparación con una referencia normal, comúnmente desde el caballo mismo, ya sea al evaluar la simetría o asimetría de la locomoción o la comparación de los caballos antes y después del diagnóstico de bloqueo de nervios y articulaciones con analgesia local. La evaluación precisa de los ojos requiere experiencia y se ha documentado que tienen variabilidad entre los evaluadores.

30 Se han utilizado estudios cinéticos y cinemáticos para entender la locomoción de las extremidades de un caballo para diferentes condiciones de cojera pero han puesto de manifiesto algunas consistencias. Un estudio describe adaptaciones al trote por cojera de extremidades anteriores mediante una fase de suspensión reducida luego de la fase de apoyo del par diagonal afectado comparado con el par no afectado y un mayor arco de vuelo que el normal en la extremidad anterior ipsilateral no afectada. Cambios de adaptación a la cojera en extremidades posteriores no afectan la fase de suspensión en trote, pero resulta en un menor y más corto arco de vuelo de la extremidad afectada en comparación con la extremidad ipsilateral no afectada. Se puede afectar la coordinación de la ubicación de la extremidad por la suspensión asimétrica durante la etapa de cojera hasta que la extremidad alcanza buen estado anterior o una carga reducida en la postura, que resulta posiblemente en una diferencia en la sincronización cíclica de las extremidades.

40 Indicadores de desempeño cuantificables son útiles para seleccionar un caballo joven con potencial, o para el desempeño esperado de caballos en entrenamiento. La base de adiestramiento es el desarrollo de la simetría, el ritmo y la regularidad en todas las marchas. Actualmente se conoce poco acerca de cómo responden los caballos zancada a zancada en sus patrones de marcha y sincronización de ciclo de extremidad al dolor, técnicas de entrenamiento, cambio de terreno y superficies. Las técnicas actuales empleadas para analizar la marcha de un caballo incluyen: evaluación precisa visualmente por médicos expertos; cámaras ópticas y plataformas de fuerza en un "laboratorio de marcha". Con el avance de los sistemas basados inerciales utilizando acelerómetros y giroscopios, durante la última década estos sistemas también se han utilizado de forma fiable en aplicaciones de investigación biomecánica para describir diversos aspectos de la variabilidad entre zancadas, duración de la zancada y fase de postura y oscilación.

50 Se han utilizado acelerómetros para evaluar la longitud de la zancada, la frecuencia y los aspectos variables de sincronización de zancada de un caballo, así como las asimetrías en el patrón de marcha, como resultado de la cojera. Los acelerómetros unidos a la pared del casco de una sola extremidad han demostrado ser lo suficientemente sensibles para detectar la pata encendida y la pata apagada con respecto a una superficie, y variabilidad en la interacción de superficie de casco en diferentes superficies a velocidad. La alineación y la fijación del acelerómetro son críticas y normalmente se han pegado a la pared del casco con el fin de conservar la alineación y contacto durante todo el ensayo. Adicionalmente, el acelerómetro puede estar protegido contra la abrasión con cinta de aislamiento eléctrico. Los electrónicos asociados para el acelerómetro se han montado en el cañón bajo un vendaje ejercicio.

55

- Los avances en la tecnología de microsistemas y microelectrónica han sido significativos y han dado lugar a módulos con luces y lo suficientemente pequeños para ser montados en una extremidad del caballo proporcionando un método confiable de evaluación de características de marcha de numerosas zancadas continuas derivadas de movimientos cíclicos en situaciones de campo. Estos sensores inerciales de segunda generación incorporan giroscopios con acelerómetros y tienen la ventaja de ser capaces de recolectar datos de rotación y lineales. Por lo tanto, en principio, la trayectoria del punto de montaje del sensor de también se puede rastrear con el tiempo. A pesar de que estos sensores son todavía relativamente nuevos, estudios que combinan acelerómetros y giroscopios han probado ser confiables en detectar la cojera de las extremidades anteriores y posteriores. También se han utilizado los sensores para medir la diferencia de fase entre el movimiento asimétrico de la espina iliaca anterosuperior izquierda y derecha en caballos cojos. El tiempo que transcurre entre cada apoyo medio del casco se ha descrito en el galope los caballos de carreras de pura sangre utilizando la traza de aceleración dorsoventral de un acelerómetro unido al esternón. También se ha utilizado el mismo acelerómetro unido al esternón para recolectar datos de trote de caballos de raza estándar de propulsión y distancia media que se apoyan con lo cascos
- 5
- 10
- 15
- 20
- 25
- 30
- 35
- 40
- 45
- 50
- Ha habido propuestas para utilizar cuatro Unidades de Medición de Inercia (IMU) montados en los cascos para estudiar el efecto de la velocidad en el parámetro de zancada en caballos de carrera, para definir la fase de inicio, fin, duración y aérea de la zancada. Tal como se ha descrito en el documento US2007/0130893A1. Aquí, los datos generados por los sensores se transmiten a un receptor para análisis en tiempo real o para almacenamiento y posterior descarga y análisis. Sin embargo no es fácil de unir IMU a las paredes de cascos suficientemente estables sin pegarlos, lo que resulta poco práctico para el uso diario fuera de una situación de investigación.
- También se hace referencia al documento WO2006/009959, que describe un aparato de diagnóstico de bajo coste y método para la evaluación de la marcha de un caballo, utilizando sensores unidos a una extremidad y una unidad de control que recibe señales detectadas para generar una indicación de la marcha, por ejemplo por comparación con valores de umbral o de referencia estándar.
- Para el ser humano, la evaluación de la marcha se relaciona directamente con su su capacidad para caminar o correr de forma simétrica y uniforme. Esto es relevante para las personas con un problema en uno o ambos de sus extremidades inferiores o la espalda, que puede causar asimetría en el movimiento, o su sistema nervioso puede afectar a su movimiento de las extremidades inferiores.
- Para las personas con una lesión de rodilla, su patrón de caminar no es simétrica. Es importante que antes de la cirugía se conozca y documente la situación antes del tratamiento. Esto se evalúa visualmente por fisioterapeutas experimentados o médicos ortopédicos, o en casos especiales utilizando cámaras ópticas y placas de fuerza en un "laboratorio de la marcha".
- Las personas con un problema de espalda tienden a caminar con una marcha asimétrica con el fin de aliviar el dolor. Esto pone presión adicional sobre las articulaciones y los músculos particulares, que en última instancia puede conducir a la cirugía.
- Algunas personas cambian su paso a medida que envejecen, haciéndolos menos estable al caminar. Si este cambio en la marcha no se detecta entonces la persona puede caer, causando malestar y, a menudo requiere intervención quirúrgica. Si se ha detectado el patrón de marcha anormal antes de ocurra una caída entonces se deben presentar ejercicios y lo ideal sería prevenir las caídas.
- Estos son sólo algunos de los ejemplos en los que la salud de una persona se relaciona con su perfil de marcha. Hay muchos otros, incluyendo pacientes diabéticos propensos a úlceras en las piernas, pacientes con hidrocefalia, las personas con enfermedad de Parkinson y personas dotadas de una prótesis u órtesis.
- También hay aplicaciones en las que los deportistas profesionales podrían beneficiarse de una mejora en su perfil de marcha. Sin embargo, con el fin de identificar dónde se pueden hacer mejoras, es necesario primero cuantificar la marcha. Convencionalmente, esto se hace usando sistemas ópticos y / o placas de fuerza en un entorno controlado. Recientemente, el progreso en la tecnología de microsistemas ha permitido que se determine longitud de zancada y frecuencia de zancada para determinar cuando los sensores se montan en el pie, aunque la precisión no es lo suficientemente buena para identificar los cambios sutiles en la marcha que introducen asimetrías en movimiento.
- Las técnicas de medición desarrollados hasta la fecha, determinan la fase de postura y oscilación en cada extremidad y su fase relativa, se basan en la monitorización de eventos y específicamente pie abajo y fie afuera. Las limitaciones de este método cuando se utiliza un sistema óptico son la cantidad limitada de datos y el tiempo de procesamiento requerido. Cuando se utiliza un sistema basado en inercia la limitación es que el módulo de sensor se debe montar en un casco o en el pie. Por lo tanto, ambos métodos no son adecuados para el uso diario.
- Es un objetivo principal de esta invención proporcionar un nuevo método para la caracterización de la relación temporal entre los movimientos de las extremidades de una actividad cíclica repetitiva humana o animal. En el caso

de un caballo, el método permite el seguimiento de los movimientos de cada cañón, en una variedad de marchas. En el caso de un ser humano es el muslo y la pantorrilla el movimiento en cada pierna que puede ser objeto de seguimiento. En sus aspectos preferidos, este método se basa en la suposición de que los movimientos en un caballo de la región del tarso / metacarpo pueden ser representados por formas de onda de forma similar y frecuencia idéntica. Para el ser humano es el movimiento de la región del muslo / pantorrilla. La función de correlación cruzada se utiliza entonces para determinar el ángulo de fase entre una referencia designada y las otras tres regiones.

De acuerdo con el aspecto más amplio de esta invención, se proporciona un método de vigilancia para evaluar el movimiento de las extremidades de un cuerpo humano o animal cuando se realiza actividad cíclica repetitiva, que comprende las etapas de:

- asegurar una unidad de medición de sensor correspondiente a cada una de las extremidades que se va a controlar, cada unidad de medición de sensor está asociada con un receptor para los datos generados de este modo;
- Sincronizar la operación de las unidades de medida del sensor;
- Ensamblar el análisis de los datos de las unidades de medida del sensor para determinar la fase relativa de los movimientos de las extremidades en el curso de la realización de la actividad cíclica repetitiva utilizando técnicas de correlación cruzada.

El método de esta invención se basa en la hipótesis de que las unidades de medida de los sensores montados en las extremidades pueden ser usadas para medir las relaciones de fase temporales entre los ciclos de extremidades. Para los caballos esto es en diferentes posturas en las superficies de diferentes características físicas. Para los seres humanos es a diferentes velocidades en una variedad de terrenos, incluyendo escaleras. Preferiblemente, cada unidad de medición del sensor se encuentra en la forma de una unidad de medición inercial, incluyendo tres giroscopios y acelerómetros ortogonales entre sí y, ventajosamente, cada uno comprende un dispositivo de sistemas microelectromecánicos (MEMS), aunque es posible aplicar el método con una unidad de medición inercial en la forma de un único girocompás del eje z.

Un objetivo particular de esta invención ha sido desarrollar un método robusto de la medición de las relaciones de fase de extremidad temporal entre los ciclos de las extremidades. En el caso de un caballo, esto puede ser cuando se encuentra en diferentes posturas y en las superficies con diferentes características físicas. En el caso de un ser humano, puede ser a distintas velocidades y terrenos incluyendo escaleras. Como consecuencia de ello, ha sido posible realizar investigaciones experimentales sobre el efecto de la marcha, la superficie y la dirección de las características de diferencia de fase de la locomoción de los caballos y seres humanos.

En un método preferido, los datos reunidos son indicadores de por lo menos una de la rotación de extremidad y rotación de articulación. En el caso de un caballo, las unidades de medida del sensor se pueden fijar para determinar la rotación de articulación de menudillo o articulaciones de las rodillas anteriores (en las patas anteriores) y las articulaciones del corvejón trasero (en las patas posteriores). En lugar de determinar la rotación de articulación, o quizá además de que, los datos reunidos pueden ser indicadores de por lo menos la posición espacial de la extremidad cuando esa se mueve en el curso de la actividad cíclica. En el caso de un ser humano, las unidades de medida de sensor pueden estar en la pantorrilla y / o el muslo o el pie de cada pata y también puede medir el ángulo de flexión de rodilla o tobillo.

Los datos de cada unidad de medición de sensor se pueden almacenar localmente en el receptor montado en el cuerpo humano o animal en una ubicación conveniente, para la carga posterior a un ordenador en el que los datos se analizan para una evaluación de la eliminación progresiva de las extremidades durante la actividad cíclica. En la alternativa, los datos de cada unidad de medición de sensor se pueden transmitir en tiempo real a un receptor de datos distante del cuerpo humano o animal, desde en donde se cargan los datos a un ordenador para análisis de una evaluación de la eliminación progresiva de los movimientos de las extremidades. La evaluación puede comprender solo monitorización de la marcha, o podría comprender la observación, el cálculo o el registro de la marcha, como se requiere para el propósito pretendido particular.

A modo de ejemplo de diversos aspectos preferidos del método de esta invención cuando se aplica a un caballo y el aparato utilizado en realizar aquellos métodos se describirán ahora en detalle. Se hará referencia en lo siguiente a los dibujos acompañantes, en los que:

Las figuras 1 A y 1 B muestran respectivamente la unidad de sensor y el sensor ubicado en un vendaje para caballos;

La figura 2 muestra la respuesta de frecuencia de filtro de paso alto de ganancia con frecuencia;

La figura 3 muestra la señal de salida de un ensayo de giroscopio, con la señal de salida pre y post que muestra el efecto mínimo de filtrado usando un sistema de filtro de paso alto;

La figura 4 es una representación esquemática de las señales teóricas a partir de dos extremidades de un caballo de una unidad de medición inercial;

5 La figura 5 muestra los ángulos de cañón tomado de fotos Muybridge publicadas en trote tomadas hace más de 100 años;

La figura 6 muestra la salida de los giroscopios sin retardo de muestra aplicada;

La figura 7 muestra la salida de los giroscopios con un retardo de 25 muestras aplicadas;

La Figura 8 muestra la salida de los giroscopios con un retardo de 59 muestras aplicadas;

10 La Figura 9 muestra la salida de correlación cruzada;

Las figuras 10a, 10b, 10c y 10d muestran las señales procesadas de caballo 1 que camina en línea recta en superficies duras y blandas (a y b) y trote en líneas rectas sobre superficies duras y blandas (c y d);

Las figuras 11a y 11b muestran señales procesadas de caballo 2 que muestra galope ligero a trotar en círculos izquierda (a) y derecha (b);

15 La figura 12 muestra dos unidades de sensores montados en la pantorrilla y el muslo de una pierna humana, el uso de correas por encargo; y

La Figura 13 muestra la salida procesada para una persona que camina.

20 Se llevan a cabo ensayos utilizando Unidades de Medición de Inercia disponibles comercialmente (IMU) que registran en seis grados de libertad (6DOF), en este caso la Unidad de Pegasus 1: ETB, Codicote Reino Unido. Cada IMU se muestra en 10 en la Figura 1A y tenía un peso total de 54 gramos, midiendo 73x36x19 mm. Cada IMU contenía un acelerómetro 5g tri-axial y tres de un solo eje, giroscopios 1200 grados / s seguido de filtros anti distorsión con una frecuencia de corte de aproximadamente 50 Hz, cuyas salidas fueron muestreadas con un conversor análogo a digital de 12bit en una frecuencia de 102.4 Hz.

25 Cada IMU estaba unido a una extremidad 11 de un caballo (Figura 1 b) por medio de una correa 12 de tela provista de cierres de gancho y sujetador 13, de manera que cada sensor registra la aceleración y velocidad angular en un marco de referencia que se adjunta a, y se mueve con, la extremidad del caballo. La Figura 12 muestra una IMU similar sujeto a una pierna 14 humana de nuevo por medio de una correa 15 provista con sujetadores 16 tipo gancho, para permitir la grabación de la aceleración y la velocidad angular de la extremidad a la que está unida la IMU. Cada IMU tenía una precisión de 1 ppm (equivalente a 3,6 milisegundos por hora) de una referencia rastreada a normas nacionales con el objetivo alcanzar menos de 10 milisegundos por hora con relación desviación relativa entre las unidades después de sincronización establecido en fábrica. El intervalo de muestra es de  $1 / 102.4$  o 9.77mS que es mayor que la desviación relativa entre dos unidades en una hora. Al comienzo de cada día de la adquisición de datos, la IMU se sincroniza con un reloj de la computadora por un pulso simultáneo enviado a cada unidad, y se calibró para grabación utilizando específicamente software escrito - versión Poseidon 4.0 (ETB, Codicote, RU).

#### Procesamiento de datos

Una compleja serie de señales que comprenden datos de aceleración y de rotación a lo largo de los tres ejes ortogonales del sistema de coordenadas locales de la unidad se muestrearon a 102.4Hz.

40 Las salidas del convertidor analógico a digital se transformaron en unidades ISO utilizando una tabla de calibración apropiada para cada dispositivo. Los datos transformados se filtraron usando un filtro digital de paso alto de respuesta de impulso finito con una frecuencia de corte de 0.15 Hz y ganancia de paso de banda de unidad. Esta respuesta de frecuencia se muestra en la Figura 2.

45 La respuesta de paso de banda plana y la frecuencia extremadamente baja de corte del filtro imponen una mínima distorsión en la señal medida (véase Figura 3). Este proceso de filtrado sólo sirve para eliminar cualquier desfase de residuo potencial provocado por la temperatura y / o desviación de sensor de tiempo y no tiene efecto en la salida del sensor debido al movimiento del caballo.

Se utilizó un método de correlación estadística para determinar las relaciones temporales entre las respectivas extremidades, y para evaluar el rendimiento relativo de ambos acelerómetros y giroscopios en la medición de estas relaciones temporales. Esto se basó en la suposición de que cada extremidad muestra un movimiento cíclico o sinusoidal similar. La correlación cruzada sirve para dos propósitos: en primer lugar, la magnitud de su coeficiente da una indicación de la validez de la hipótesis subyacente de la similitud en el movimiento cíclico de las extremidades entre las extremidades; y en segundo lugar, se calculó un cambio temporal entre ciclos de extremidades cuando el coeficiente fue máximo.

Dadas dos señales periódicas de forma similar de la misma frecuencia fue entonces posible utilizar la función de correlación cruzada para determinar la relación de fase entre dichas señales. La correlación cruzada es una función de un retardo de tiempo, y se define como:

$$(f * g)(t) \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} f^*(\tau)g(t + \tau) d\tau$$

En donde  $f^*$  indica el conjugado complejo de  $f$ .

La función discreta equivalente de correlación cruzada se define como:

$$(f * g)[n] \equiv \sum_{m=-\infty}^{+\infty} f^*[m]g[n + m]$$

Este retardo de tiempo monótonamente creciente se añade a una de las funciones, cambiando efectivamente en el tiempo con respecto a la otra. Para cada valor de tiempo de retardo se integra el producto de las funciones desplazadas y no desplazadas. Entre más similar lleguen a ser las funciones desplazadas y no desplazadas, mayor será el valor acumulado. Por el contrario, siempre que una función desplazada y no desplazada. Esto es porque siempre que una función desplazado o no desplazada tenga el mismo signo su producto será positivo. Por el contrario, siempre que una función desplazada o no desplazada tenga signos opuestos su producto será negativo y tenderá a reducir la integral general. Por lo tanto el desplazamiento de tiempo que corresponde al pico de la función de correlación cruzada representa el punto de coincidencia más cercano.

Un ejemplo teórico del movimiento cíclico de las extremidades anteriores y posteriores se da en la figura 4. Estos movimientos cíclicos pueden ser representados como dos ondas sinusoidales. Se han agregado pequeñas perturbaciones (picos menores) que representan posiblemente el punto de contacto del casco. Usando el método de correlación cruzada de la fase entre las dos señales serían 50 muestras, pero si se alinearan las perturbaciones serían 60 muestras.

Ejemplo de caballo

La Figura 5 muestra los ángulos de cañón para las cuatro patas de un caballo cuando está en trote, tomada de fotografías de Muybridge y que son bien conocidas en la técnica. Utilizando el sistema descrito anteriormente, las Figuras 6 a 8 ralentizan las salidas del giroscopio de una ventana 512 de muestra tomada de un registro de un caballo al trote. El ancho de la ventana es importante. Cuanto más amplia sea la ventana, más preciso será el resultado, debido a que la correlación cruzada operará durante más ciclos de las formas de onda. Sin embargo, esto debe equilibrarse con la necesidad de mantener una marcha constante durante un largo período de tiempo. El ancho mínimo de la ventana debe ser de al menos un periodo completo de ambas formas de onda, lo que implica al menos una y media zancada en la marcha. Para una marcha lenta a aproximadamente 0.8 Hz requeriría casi dos segundos. Un compromiso de 256 muestras, o aproximadamente 2.5 segundos se consideró adecuado. Las señales se toman de los giroscopios que miden el eje de rotación perpendicular a la dirección de movimiento de avance del animal y en el plano tangencial al vector de gravedad. Este eje es de aproximadamente el eje de articulación de la rodilla o la articulación del corvejón y por lo tanto proporciona la señal máxima. Las figuras 6 a 8 muestran la correlación cruzada entre las extremidades posterior izquierda y las extremidades anterior izquierda. El cambio de tiempo se aplica a los seguimientos de la extremidad posterior izquierda, y por lo tanto el resultado es el retardo de fase de la extremidad anterior izquierda con respecto a la extremidad posterior izquierda.

La magnitud de la función de correlación cruzada en un retardo de 25 muestras, como se muestra en la figura 7 se muestra en la Figura 9 por la línea  $x = 25$  marcado en esa figura, en el que el eje  $x$  corresponde al número de muestras de retardo añadido a la señal posterior izquierda; esa línea marca el punto en el que el retardo es de 25 muestras y el valor de la función de correlación es de aproximadamente -6. La línea  $x = 59$  marca el punto en el que

- 5 el retardo es de 59 muestras y el valor de la función de correlación está en su máximo de casi 11. La magnitud de la función de correlación cruzada en un retardo de 59 muestras, como se muestra en la Figura 8 se muestra también en la Figura 9, por la línea  $x = 59$ . De hecho, este es el punto en el que la función de correlación es un máximo y por lo tanto es el punto de coincidencia más cercano. La salida de correlación cruzada para este ejemplo se muestra en la figura 9. Por lo tanto, el retardo de fase de la extremidad anterior izquierda con respecto a la extremidad posterior izquierda es de 59 muestras.
- 10 Con el fin de convertir el retardo de muestra en una fase, es necesario identificar el período del ciclo. Cuando una función se correlaciona contra sí misma, la función de correlación cruzada se convierte en la función de autocorrelación. Se debe tener cuidado con la interpretación de la salida de la función de autocorrelación, ya que un retardo cero debe producir necesariamente el valor máximo debido a que corresponde al cuadrado de la función. Sin embargo, el segundo pico se produce cuando el retardo es igual al período de la función. Como un ángulo de fase esta corresponde a radianes, pero aquí es conveniente citar la fase como un porcentaje del período de zancada.
- 15 Las señales procesadas describen la diferencia de fase temporal de las extremidades con respecto a una extremidad de referencia y se expresan como un porcentaje del ciclo de zancada de extremidad de referencia. En una caminata, los valores de la mediana son 33, 49 y 81%. Al trote sobre la superficie dura, los valores promedio son de 15, 50 y 65%. A galope ligero en la superficie suave de la rienda izquierda, los valores son 25, 30 y 53%.
- 20 Como se mencionó anteriormente, las figuras 10a y 10b muestran señales procesadas del caballo 1 que camina en línea recta sobre superficies duras y blandas, respectivamente, y las figuras 10c y 10d son para el mismo caballo que trotta en líneas rectas sobre superficies duras y blandas, respectivamente. Cada ciclo de extremidad individual se representa como el porcentaje del desplazamiento de fase temporal que ocurre en comparación con el ciclo de zancada de extremidad (extremidad 1) de referencia. La señal procedente de b y d en la superficie blanda muestra claramente que el caballo se detuvo y giró entre cada longitud de la diagonal.
- 25 Las figuras 11a y 11b muestran señales procesadas del caballo 2 cuando hace galope ligero a trote en los círculos de la mano izquierda y derecha, respectivamente. Las transiciones entre trote y galope están claramente indicadas por un cambio en el ciclo de las extremidades, proporcional a la extremidad de referencia (extremidad 2). El caballo 2 comenzó el círculo de la izquierda (a) al trote entre los 7 y 16 segundos donde se produjo una transición a galope ligero. Se mantuvo un trote ligero y ocurrió una transición a trote a los 50 segundos. El círculo de la derecha (b) muestra un galope menos estable con una transición del trote al galope en 20 segundos, un trote-galope ligero-trote interrumpido entre 39 y 60 segundos, seguido por trote ligero hasta 70 segundos, luego un trote.
- 30 La salida del giroscopio alrededor del eje de articulación (eje z) proporciona un método confiable de las señales de correlación de extremidades del individuo sobre cualquier superficie en cualquier marcha, a partir de las formas claras de señal cíclicas obtenidas. Al realizar la función de autocorrelación de las salidas del giroscopio para todos las extremidades se correlacionan para todos las marchas en una variedad de superficies, por lo que es adecuado para una sincronización de diferencia de fase.
- 35 Los resultados del procesamiento de la señal demuestran la robustez de la técnica. La función de correlación es un método matemático para la determinación de la relación de fase entre dos señales. El método no requiere ninguna entrada subjetiva, tal como un operador que determina cuándo ha sucedido un evento en particular. La integración del producto de formas de onda de correlación mejora la relación señal a ruido y reduce por lo tanto el ruido presente en la zancada individual, en particular a medida que aumenta el ancho de la ventana.
- 40 La técnica es independiente de la amplitud y desfase de desplazamiento y, por lo tanto, es extremadamente tolerante de la unidad de desalineación y la desviación de la temperatura. El método de medición no tiene restricciones y es capaz de grabar largos períodos de movimiento que resultan en la posibilidad de perfilar relaciones de diferencia de fase temporal de ciclo de extremidades.
- El método de medición es independiente y se puede utilizar para todos los tipos de marcha en cualquier superficie.
- 45 Explicación para un humano
- En el caso de un humano la fase temporal entre la extremidad izquierda y derecha debe ser del 50% por ciento si la marcha es simétrica. Esto se puede determinar al comparar los datos del sensor de la misma porción de cada extremidad, por ejemplo, la pantorrilla o el muslo.
- 50 La eliminación progresiva entre la pantorrilla y el muslo será específica para la forma en que un individuo se mueve. Sin embargo, de nuevo por la simetría de la diferencia entre la pantorrilla y el muslo la eliminación temporal debe ser la misma para ambas extremidades, con un modo de marcha simétrica.

## ES 2 602 458 T3

Por lo tanto, las asimetrías se pueden determinar mediante la comparación de la eliminación de una o más unidades en ambas extremidades, por ejemplo,

Pantorrilla izquierda	Referencia de marcha simétrica	Referencia de marcha asimétrica
Muslo izquierdo	20%	18%
Pantorrilla derecha	50%	48%
Muslo derecho	70%	70%
Pantorrilla derecha – pantorrilla izquierda -50%	0%	-4%
(Muslo derecho-pantorrilla derecha)-(muslo izquierdo-pantorrilla izquierda)	0%	4%

5 En el caso de la marcha asimétrica el movimiento temporal de la pantorrilla derecha es más temprano al 2% de la duración de la zancada y el muslo derecho se mueve después sobre la pantorrilla derecha, cuando se compara con el movimiento del muslo izquierdo, pantorrilla izquierda. Esto resultaría en un movimiento articular diferente con tiempo entre la pata izquierda y derecha.

Explicación para un caballo

10 Para un caballo en una marcha simétrica (caminata o trote) la fase de extremidad temporal entre dos extremidades posteriores y dos extremidades debe ser 50%. También en el trote la fase temporal entre una extremidad posterior y la correspondiente extremidad anterior diagonal debe ser igual. Por lo tanto, al monitorizar el trote como una marcha simétrica se puede determinar cualquier asimetría temporal en el movimiento.

A modo de ejemplo, si se determina la fase de extremidad temporal al colocar una unidad de sensor en la misma parte de cada extremidad, por ejemplo, el hueso metacarpo / carpo entonces se puede determinar la asimetría temporal en la marcha.

Posterior izquierda	Referencia de marcha simétrica	Referencia de marcha asimétrica
Anterior izquierda	10%	12%
Posterior derecha	50%	48%
Anterior derecha	60%	58%
Posterior derecha – posterior izquierda -50%	0%	-2%
(anterior derecha-posterior derecha)-(anterior izquierda-posterior izquierda)	0%	-2%

15

En este ejemplo, el movimiento temporal posterior derecho es del 2% antes de lo que debería ser y el movimiento anterior derecho también es del 2% antes.

#### Comparación con otros métodos de fase temporal

- 5 La fase de extremidad temporal obtenida utilizando el método de correlación cruzada difiere de otros datos publicados, cuando se han comparado eventos en diferentes extremidades. Esto se puede explicar con referencia a la Figura 4. Las dos ondas sinusoidales pueden tomarse como el movimiento cíclico en las extremidades anterior y posterior. Se pueden tomar pequeñas perturbaciones como el punto de contacto de casco. Utilizando el método de correlación cruzada la fase entre dos señales sería 50 muestras, pero si se alinean perturbaciones sería de 60 muestras
- 10 con referencia a los datos de movimiento para un caballo en trote, obtenido por el método Muybrigde, que se ha traducido en el movimiento del cañón en cada extremidad sobre la duración de la zancada mediante el método de esta invención como se muestra en la figura 5, es claro que las extremidades posteriores se mueven por adelantado a las extremidades anteriores. Las extremidades posteriores guían a las extremidades anteriores en aproximadamente un 15%, lo que está en consonancia con los hallazgos en este documento. Por lo tanto el evento de pie abajo, se produce en un punto diferente en el ciclo de movimiento de cañón para las extremidades anteriores y posteriores en el trote.
- 15

Reivindicaciones

- 5 1. Un procedimiento de monitorización o evaluación del movimiento de las extremidades de un cuerpo humano o animal cuando se realiza actividad cíclica repetitiva, que comprende las etapas de asegurar una unidad (10) de medición de sensor correspondiente a cada una de las extremidades (11; 14) que se van a monitorizar, cada unidad de medición de sensor se asocia con un receptor para datos generados de este modo, caracterizado porque el método comprende las etapas de:
- Sincronizar la operación de las unidades (10) de medida del sensor; y
  - Ensamblar y analizar los datos de las unidades (10) de medida del sensor para determinar la fase relativa de los movimientos de las extremidades en el curso de la realización de la actividad cíclica repetitiva utilizando técnicas de correlación cruzada.
- 10 2. Un método como se reivindica en la reivindicación 1, en el que los datos ensamblados son indicadores por lo menos uno de rotación de extremidad y rotación de articulación.
- 15 3. Un método como se reivindica en la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que los datos ensamblados son indicadores de por lo menos posición espacial de extremidad cuando la extremidad (11; 14) se mueve en el curso de la actividad cíclica, ya sea en lugar de o de adición de a por lo menos una de rotación de extremidad y rotación de articulación.
- 20 4. Un método como se reivindicó en una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los datos de cada unidad (10) de medición de sensor se almacenan localmente en el receptor para posterior carga a un ordenador en donde se analizan los datos para una evaluación de las fases de las extremidades durante la actividad cíclica.
- 5 5. Un método como se reivindicó en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que los datos de cada unidad (10) de medición de sensor se transmiten en tiempo real a un receptor de datos y luego se cargan en un ordenador en el que los datos se analizan para una evaluación de las fases de los movimientos de extremidad.
- 25 6. Un método como se reivindicó en cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que cada unidad (10) de medición de sensor comprende por lo menos un giroscopio y por lo menos dos acelerómetros, dispuestos para detectar el movimiento con dos grados de libertad.
7. Un método como se reivindicó en la reivindicación 6, en el que cada unidad (10) de medición de sensor incluye un acelerómetro triaxial.
8. Un método como se reivindicó en la reivindicación 7, en donde cada unidad (10) de medición del sensor incluye tres giroscopios de un eje con sus ejes de detección dispuestos mutuamente ortogonalmente.
- 30 9. Un método como se reivindicó en cualquiera de las reivindicaciones precedentes y adaptado específicamente para uso en evaluar la marcha de un caballo, en el que cada unidad (10) de medición del sensor se asegura al cañón (11) de una pata de caballo, y preferiblemente cada unidad de medición de sensor define un giroscopio de eje z y las salidas de los ejes x se utilizan para correlacionar función de extremidad rotacional.
- 35 10. Un método como se reivindica en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8 y se adapta específicamente para su uso en evaluar cualquier marcha de un caballo, en el que las unidades (10) de medición del sensor se disponen para detectar el ángulo de articulación y los ángulos detectados se correlacionan para evaluar las fases relativas de las extremidades cuando se realiza actividad cíclica.
- 40 11. Un método como se reivindicó en la reivindicación 10, en el que se hace una evaluación de fases separada para por lo menos dos marchas diferentes del caballo y se comparan las evaluaciones de fases separadas para obtener los datos de fase relativos de los movimientos de extremidad.
12. Un método como se reivindica en la reivindicación 10 o reivindicación 11, en el que las unidades (10) de medición de sensor se aseguran a las extremidades (11) del caballo para determinar uno de la rotación de articulación del menudillo o articulaciones de rodilla anteriores (en las patas anteriores) y articulaciones de corvejón posteriores (en las patas posteriores).
- 45 13. Un método como se reivindicó en cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que cada unidad (10) de medición de sensor comprende un dispositivo MEMS (sistemas microelectromecánicos).

14. Un método como se reivindica en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8 y se adapta para uso en evaluar asimetrías entre la pierna izquierda y derecha de un ser humano.

5 15. Un método como se reivindica en cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que se hace una evaluación de fase separada para por lo menos una ubicación en cada extremidad y duración de zancada y se determina la fase relativa, per preferiblemente se hace una evaluación de fase separada para por lo menos dos ubicaciones en cada extremidad para determinar cualquier asimetría en el movimiento temporal entre ubicaciones comparables.

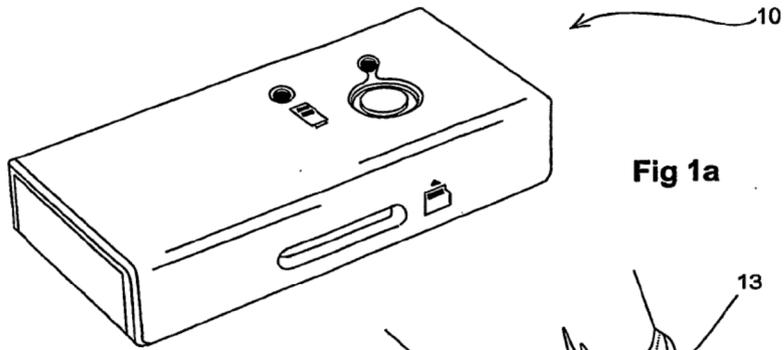


Fig 1a

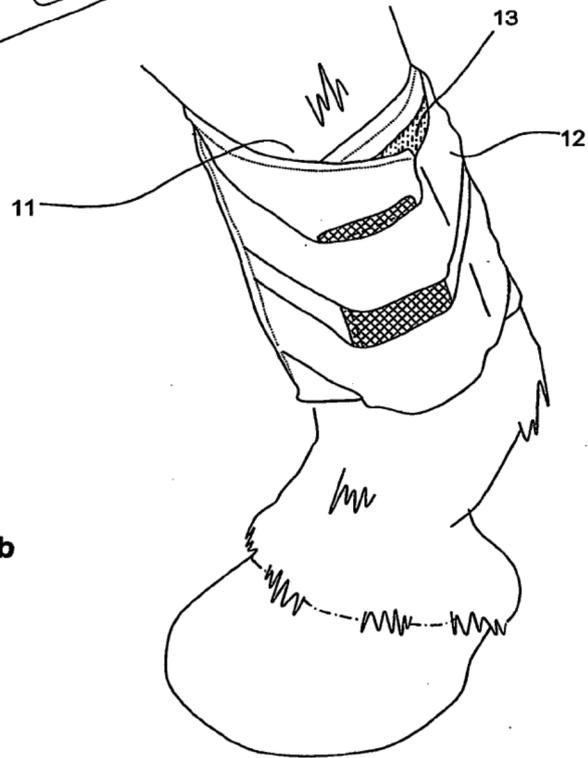


Fig 1b

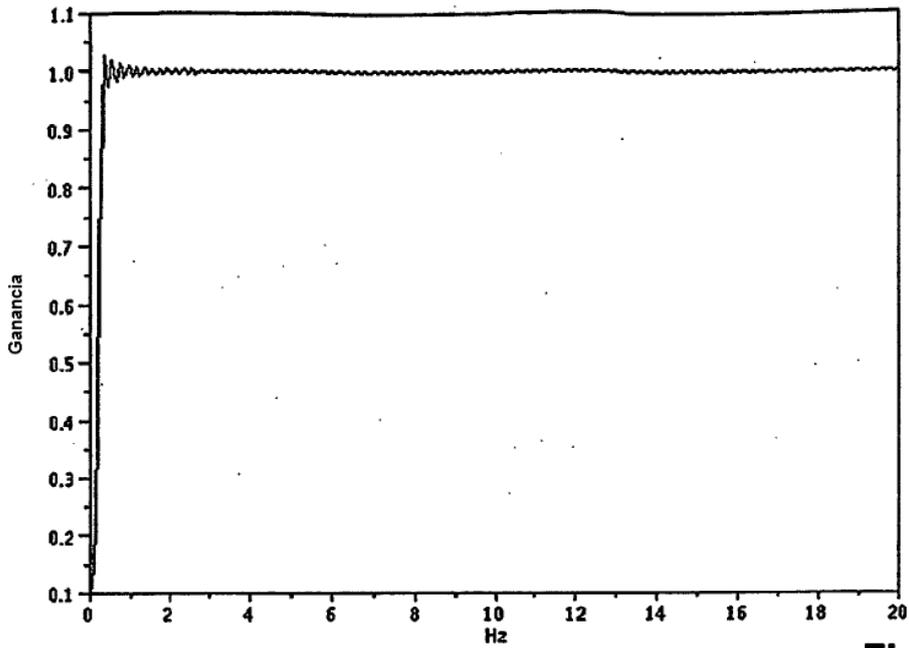


Fig 2

Distorsión de Filtro de Paso Alto

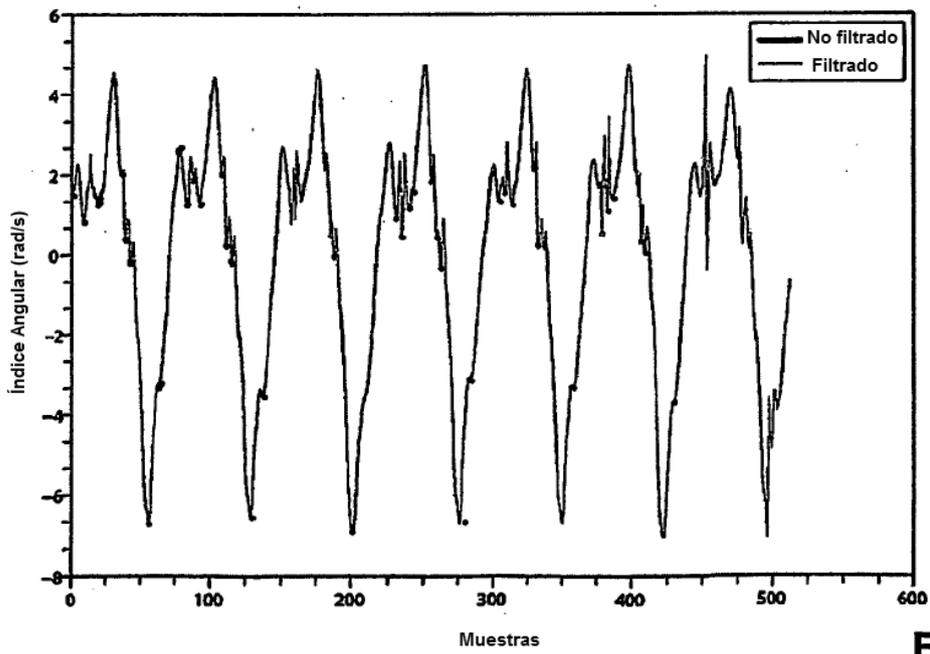
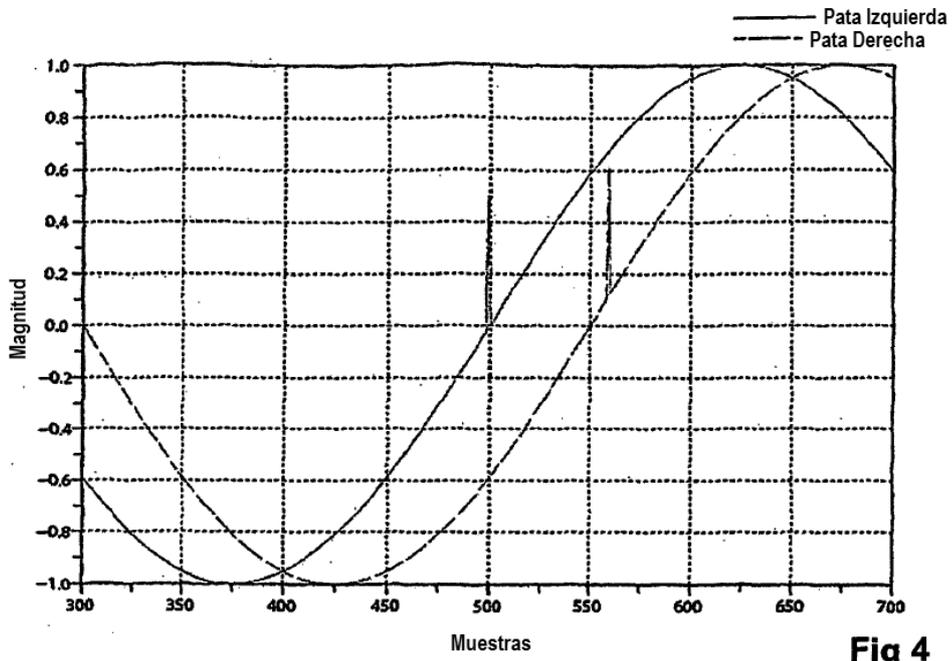
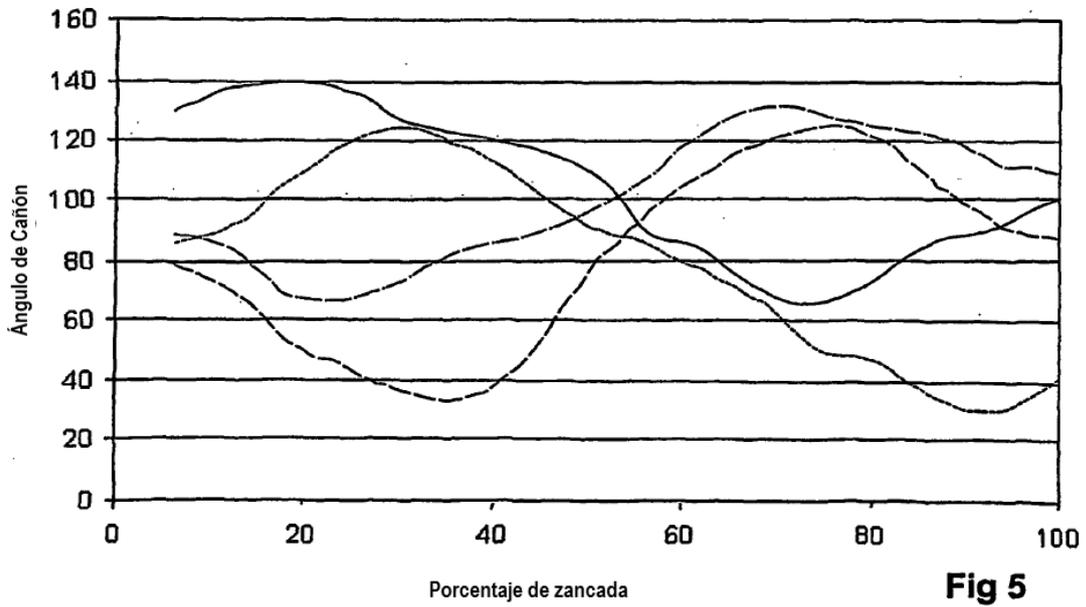


Fig 3



**Fig 4**

— Posterior Izquierda    - - - Posterior Derecha    - - - Anterior Izquierda    - - - Anterior Derecha



**Fig 5**

Señales de Giroscopio

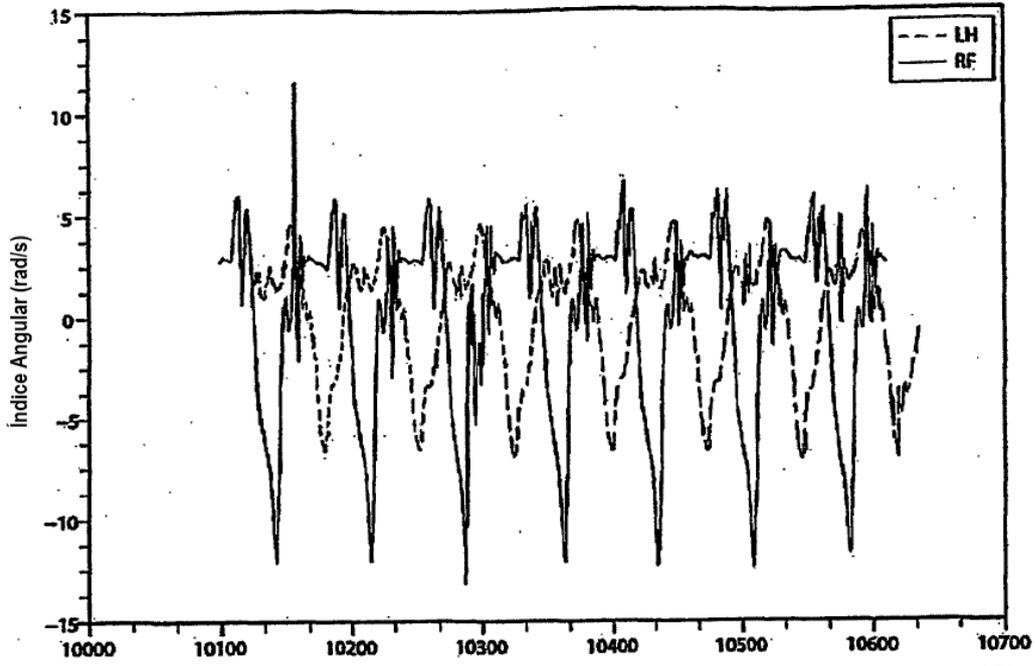


Fig 6

Señales de Giroscopio

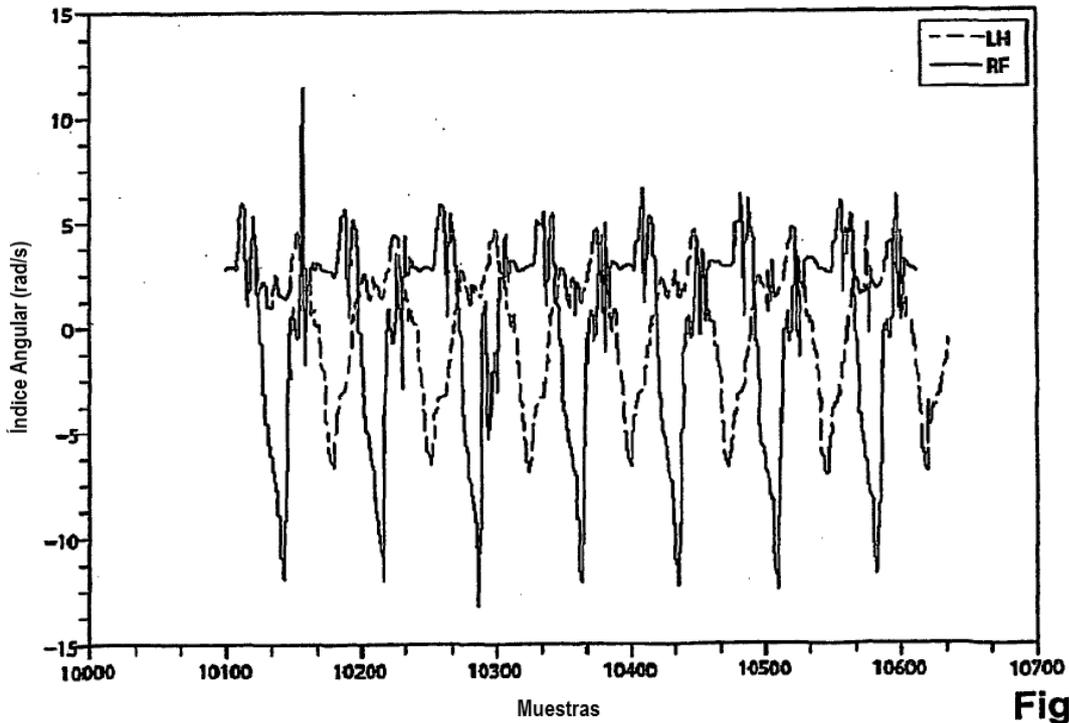


Fig 7

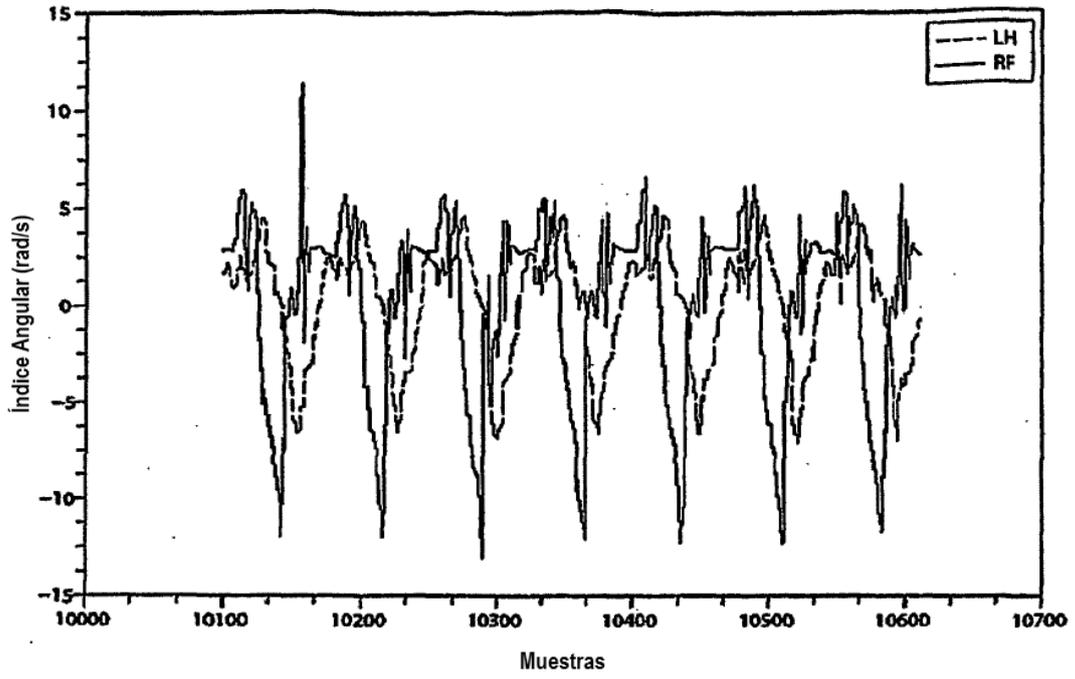


Fig 8

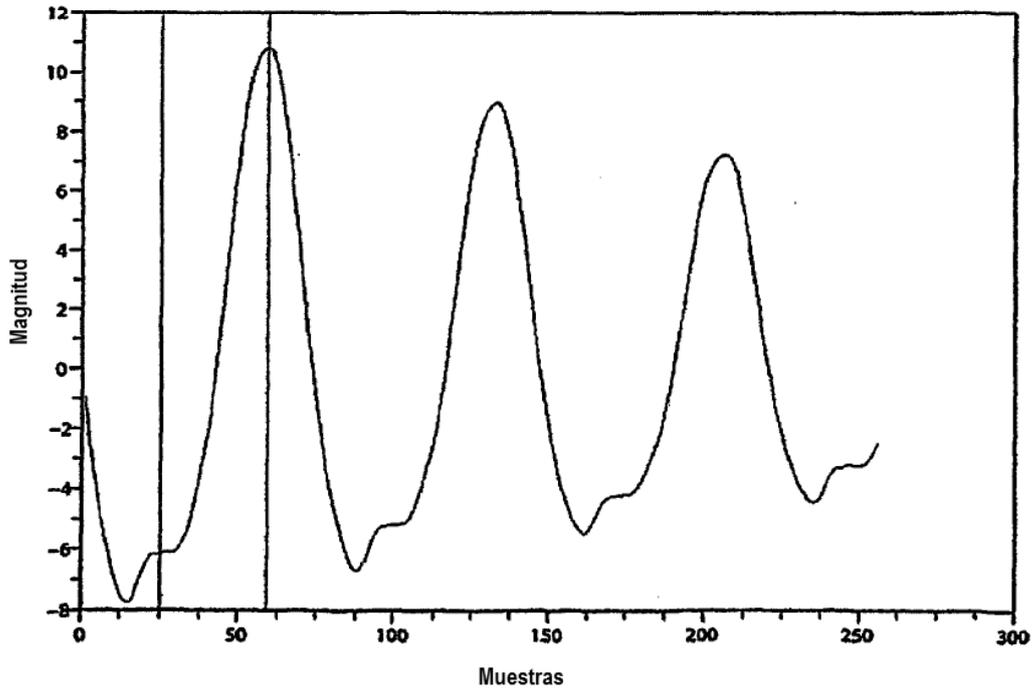


Fig 9

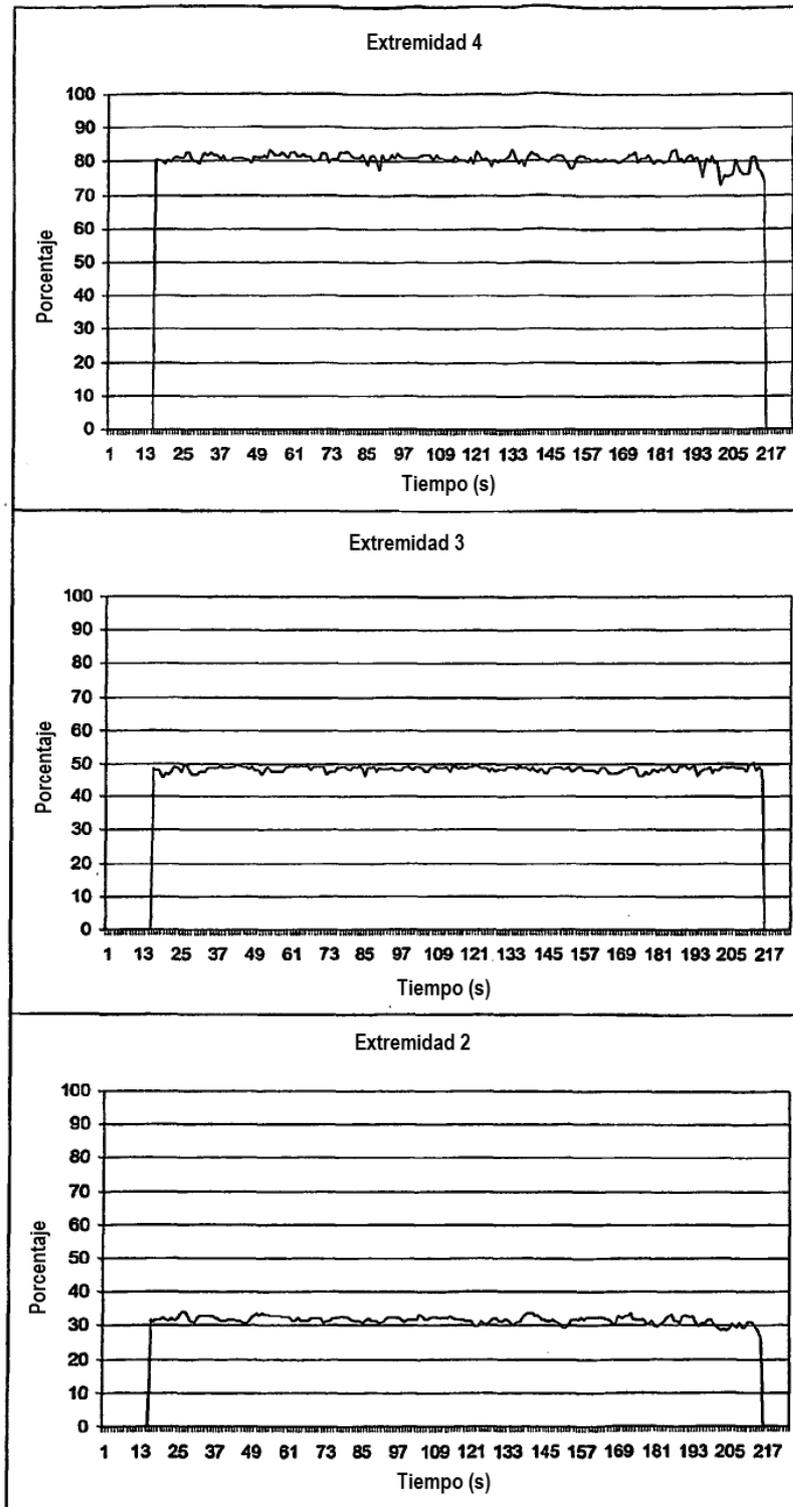


Fig 10a

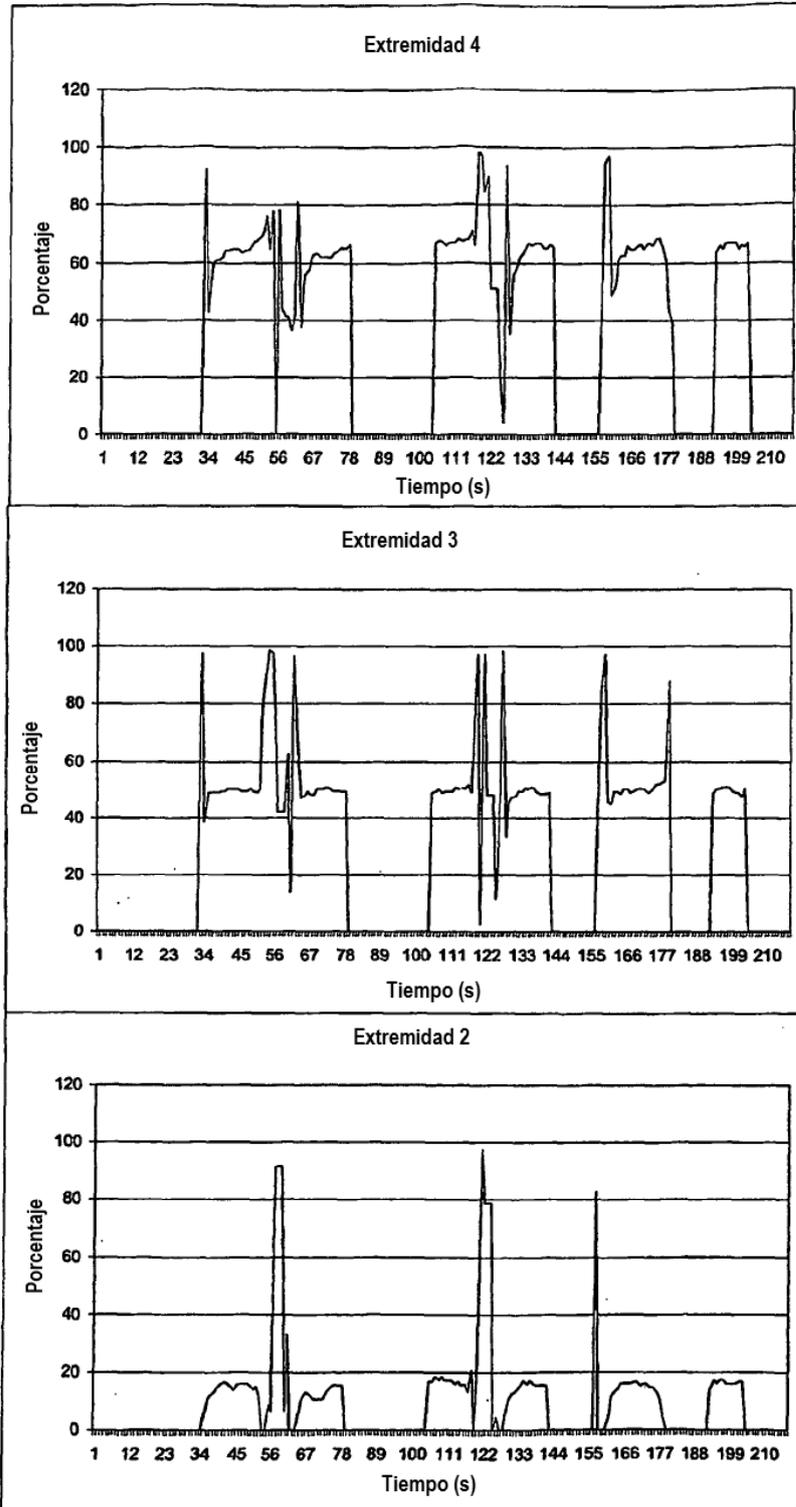


Fig 10b

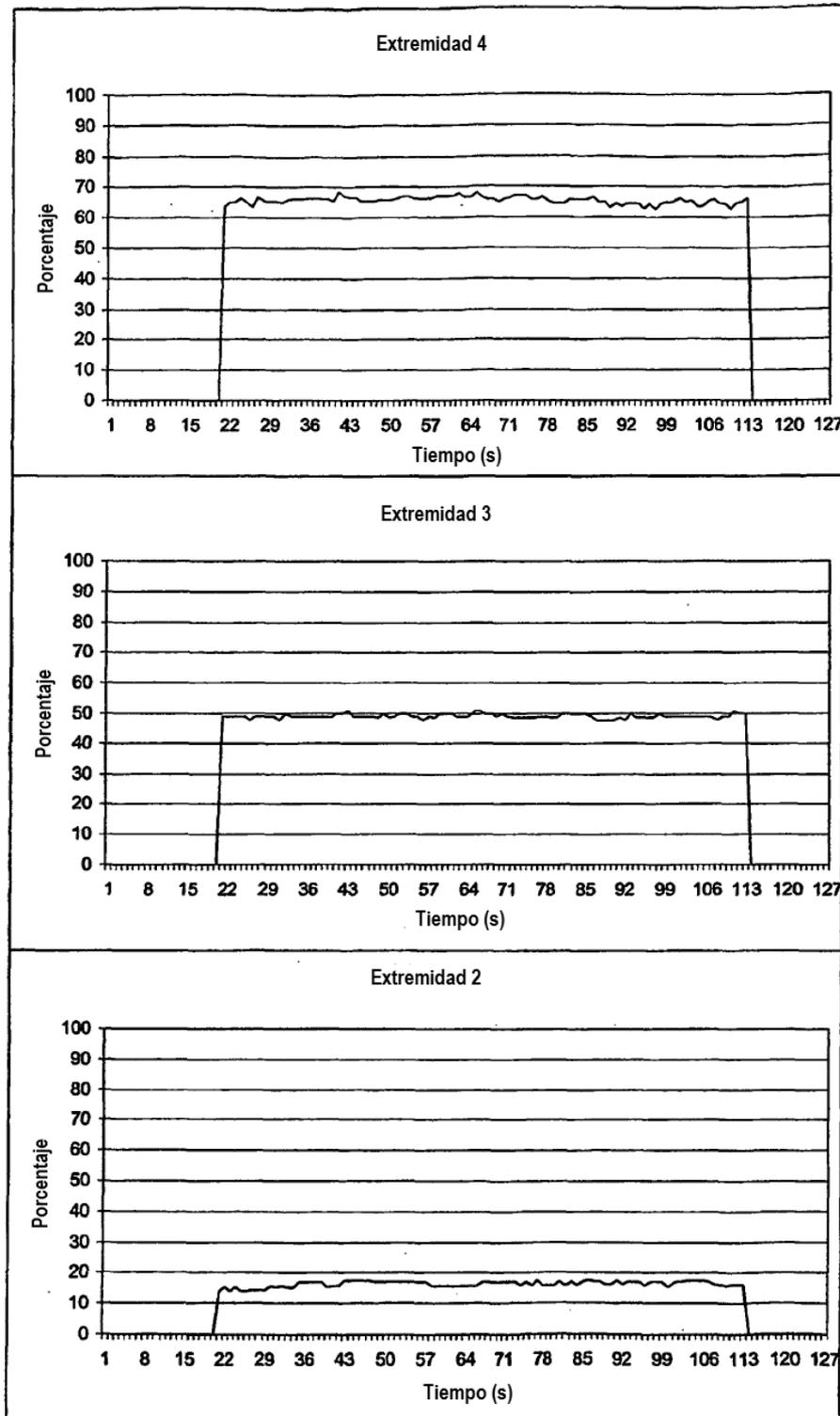


Fig 10c

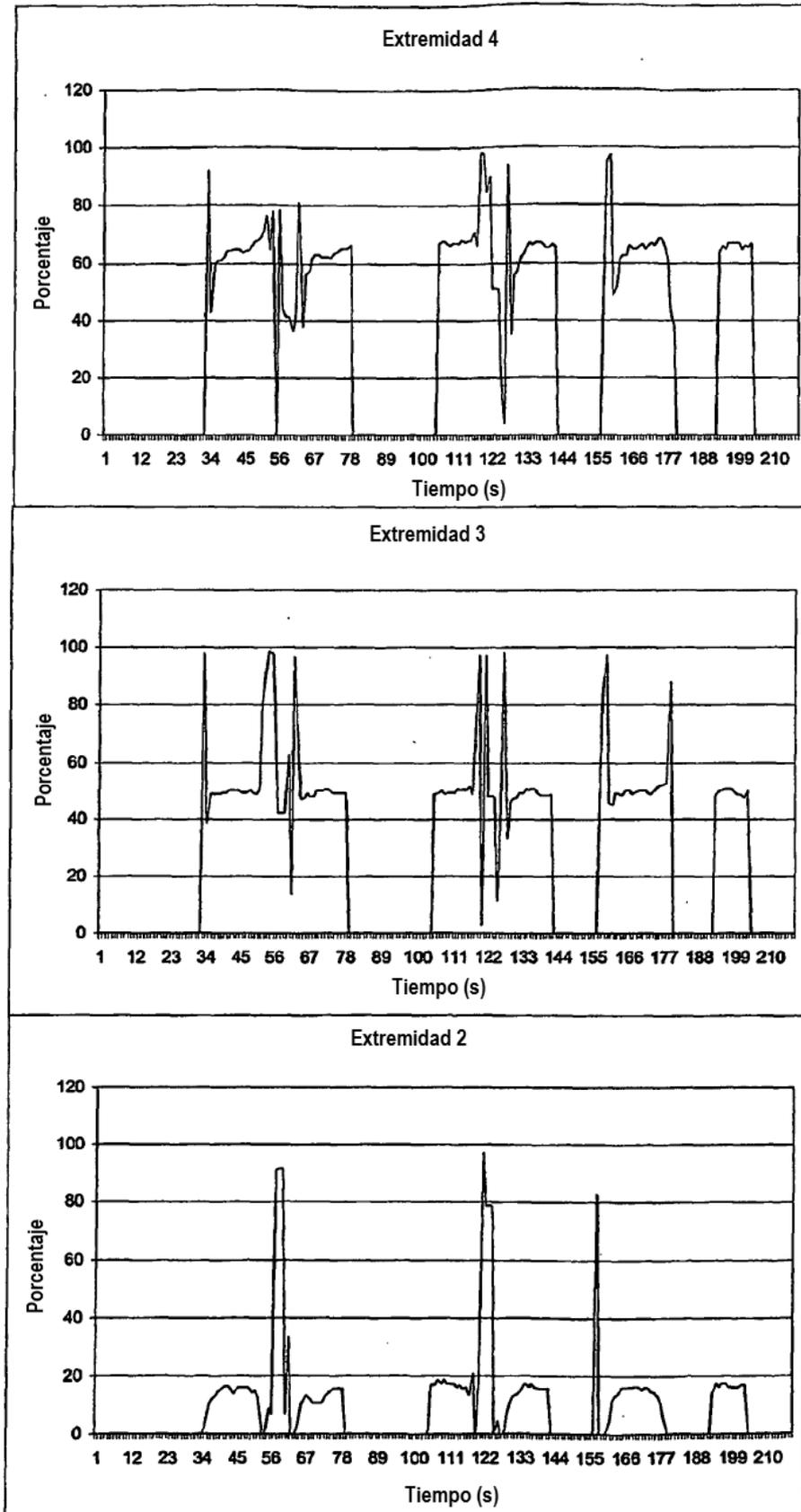


Fig 10d

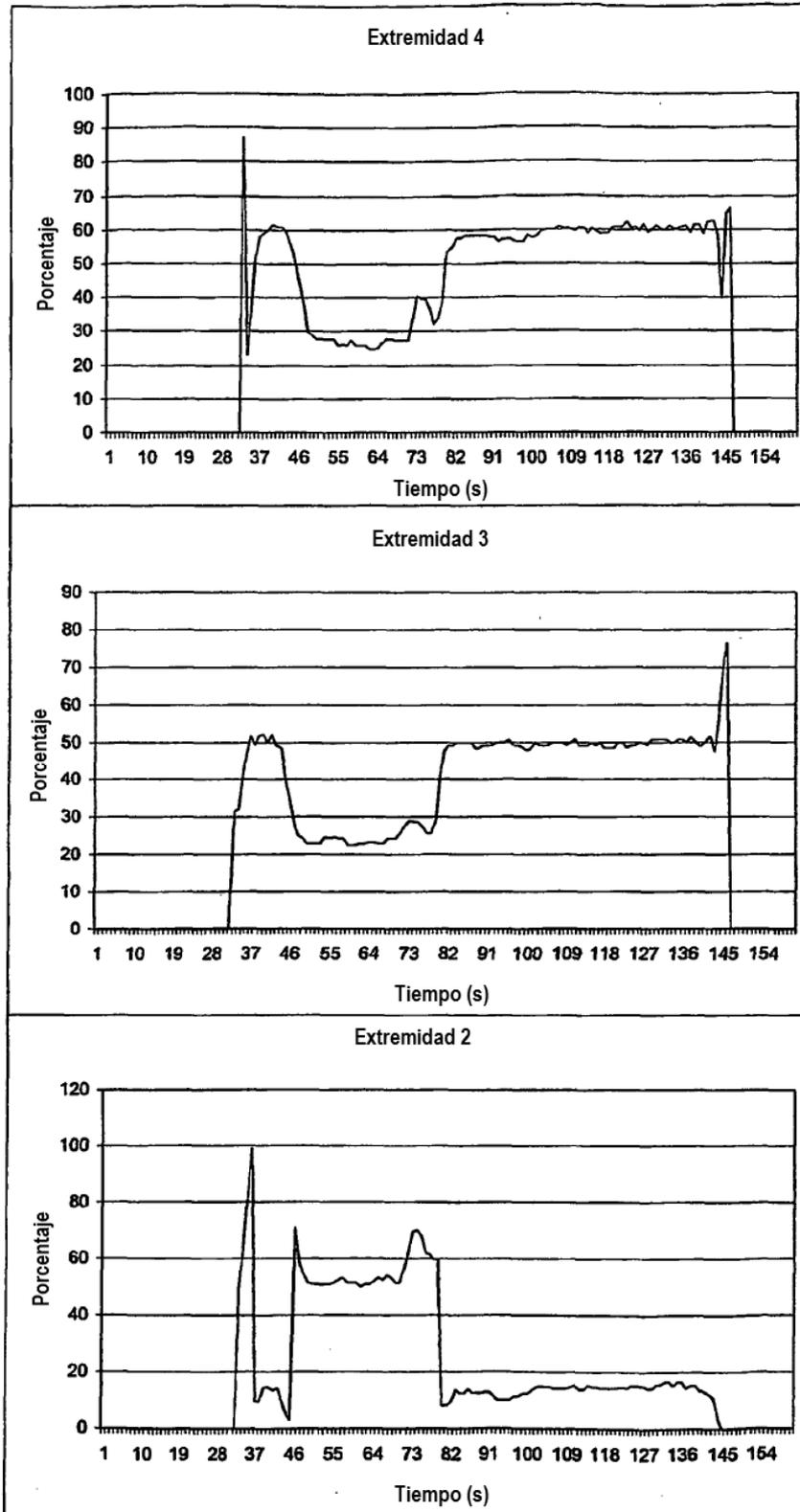


Fig 11a

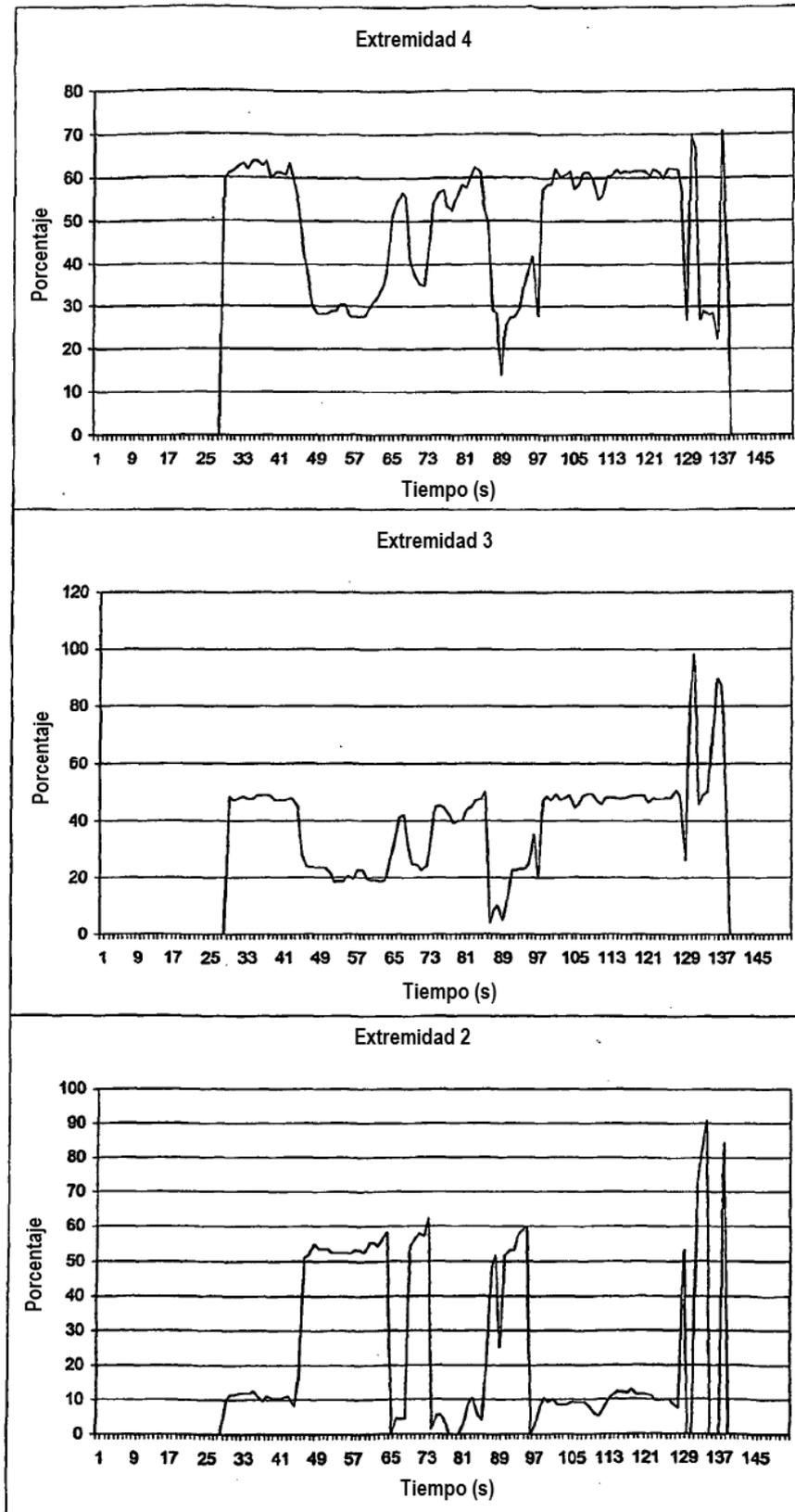
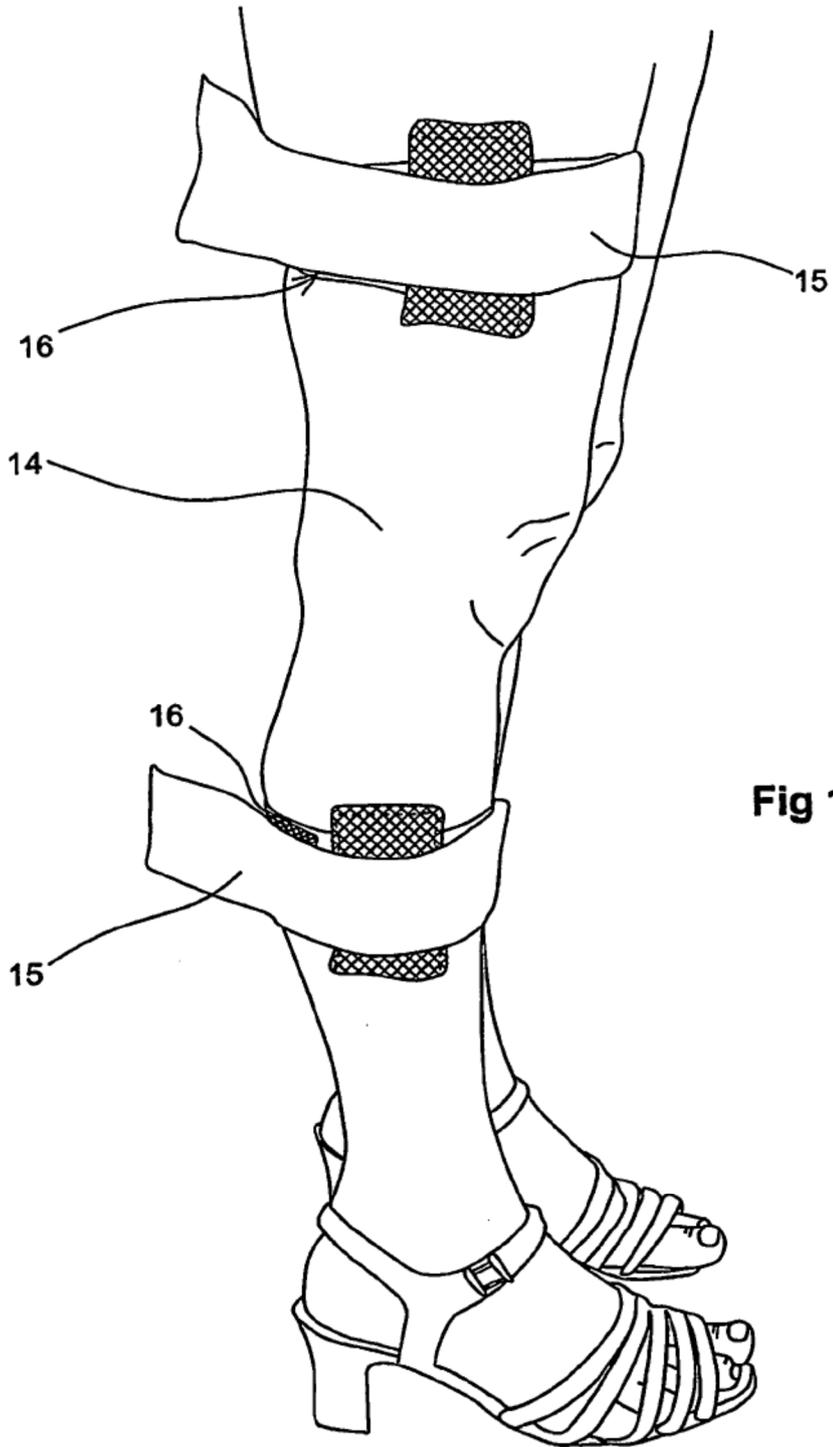


Fig 11b



**Fig 12**

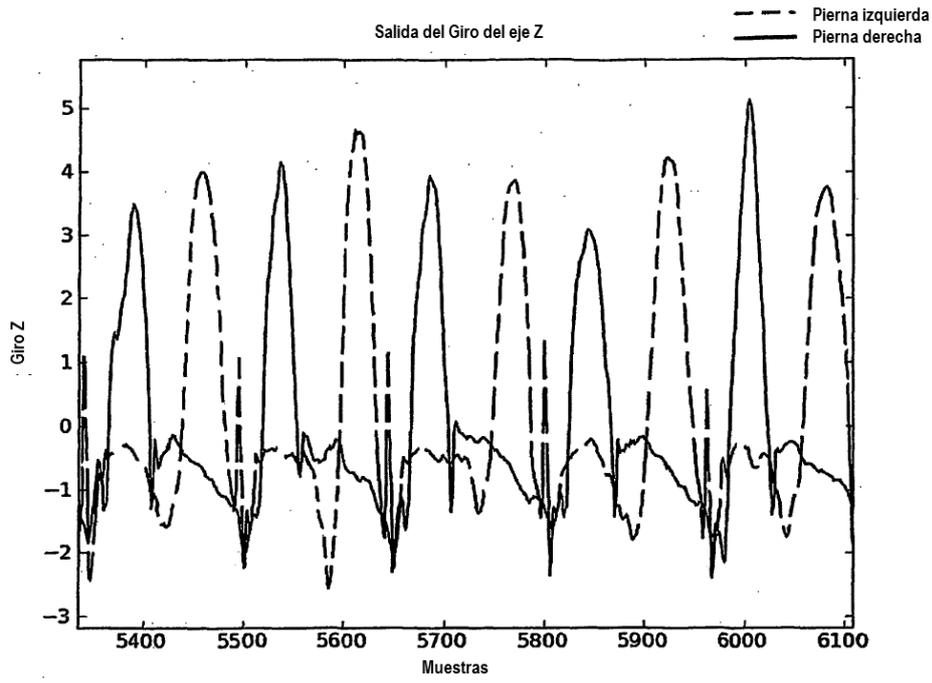


Fig 13

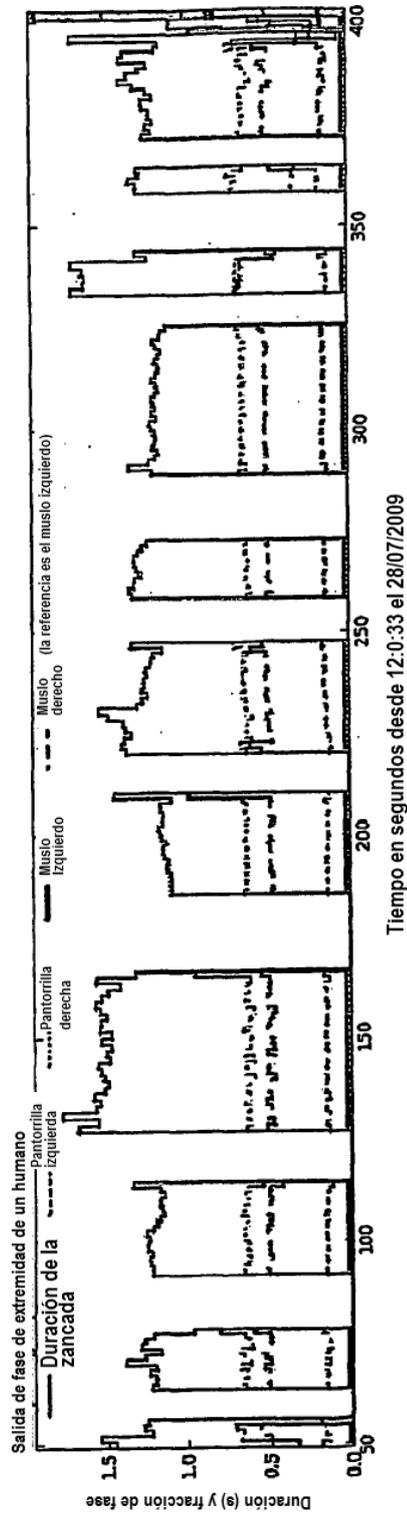


Fig 14