(12) SOLICITUD INTERNACIONAL PUBLICADA EN VIRTUD DEL TRATADO DE COOPERACIÓN EN MATERIA DE PATENTES (PCT)

(19) Organización Mundial de la Propiedad Intelectual
Oficina internacional

(43) Fecha de publicación internacional
28 de julio de 2016 (28.07.2016)

WIPO | PCT

(10) Número de Publicación Internacional
WO 2016/116071 A1

(51) Clasificación Internacional de Patentes: *G01C 22/00* (2006.01)

(21) Número de la solicitud internacional: PCT/CR2015/000001

(22) Fecha de presentación internacional: 21 de enero de 2015 (21.01.2015)

(25) Idioma de presentación: español

(26) Idioma de publicación: español

(71) Solicitante: **MULTISERVICIOS PROFESIONALES DE ESPARZA, S.A.** [CR/CR]; de la Plaza Las Tres María 75mts norte, Esparza, Puntarenas (CR).

(72) Inventores: **CAMPOS GALLO, Allan**; Edificio Franklin Chang, 1.3km norte de la Embajada de EEUU, Pavas, San José (CR). **CAMACHO ELIZONDO, Karen Melissa**; Edificio Franklin Chang, 1.3km norte de la Embajada de EEUU, Pavas, San José (CR). **VEGA BAUDRIT, José**; Edificio Franklin Chang, 1.3km norte de la Embajada de EEUU, Pavas, San José (CR). **NUÑEZ AGUILAR, David**; Edificio Franklin Chang, 1.3km norte de la Embajada de EEUU, Pavas, San José (CR).

(74) Mandatario: **CASTRO BONILLA, Alejandra**; Centro Empresarial Forum I, Edificio C, Oficina ICI, Santa Ana, San José (CR).

(81) Estados designados *(a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección nacional admisible)*: AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Estados designados *(a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección regional admisible)*: ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), euroasiática (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europea (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT,

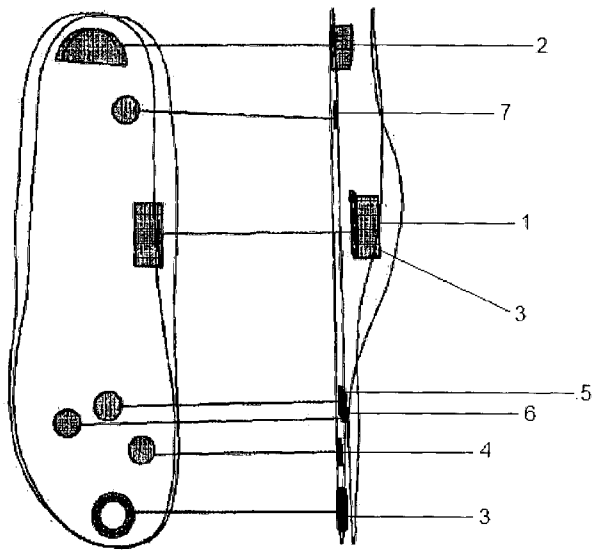
[Continúa en la página siguiente]

(54) **Title**: INSOLE WITH INTEGRATED NANO-PEDOMETER, STEP DETECTION AND COUNTING METHOD USING SAID INSOLE, AND SHOE EQUIPPED WITH THE FIXED OR REMOVABLE INSOLE

(54) **Título** : PLANTILLA CON NANOPODÓMETRO INTEGRADO, MÉTODO PARA DETECTAR Y CONTAR PASOS POR MEDIO DE DICHA PLANTILLA Y ZAPATO CON DICHA PLANTILLA FIJA O REMOVIBLE

AA

Figura 1. VISTA SUPERIOR Y LATERAL/FRONTAL



AA TOP AND SIDE/FRONT VIEW

(57) **Abstract**: The invention relates to an insole with an integrated nano-pedometer, a method for detecting and counting steps by measuring information parameters obtained by means of four piezoelectric sensors, and a shoe equipped with said fixed or removable insole.

(57) **Resumen**: Plantilla con nanopodometro integrado y método para detectar y contar pasos mediante la medición de parámetros de información obtenidos por medio de cuatro sensores piezoeléctricos así como un zapato con dicha plantilla fija o removible.

WO 2016/116071 A1

RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Declaraciónes según la Regla 4.17:

— *sobre el derecho del solicitante para solicitar y que le sea concedida una patente (Regla 4.17(ii))*

— *sobre la calidad de inventor (Regla 4.17(iv))*

Publicada:

— *con informe de búsqueda internacional (Art. 21(3))*

PLANTILLA CON NANOPODOMETRO INTEGRADO, MÉTODO PARA DETECTAR Y CONTAR PASOS POR MEDIO DE DICHA PLANTILLA Y ZAPATO CON DICHA PLANTILLA FIJA O REMOVIBLE

SECTOR TECNOLÓGICO

Esta invención está relacionada con la industria de ingeniería biomecánica y la salud y específicamente se refiere a una plantilla con nanopodómetro para el conteo de pasos y la medición de parámetros de información obtenidos por medio del mismo dispositivo, así como un zapato o zapatilla con dicha plantilla.

ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN

Según el informe de la Organización Mundial de la Salud (OMS) "Recomendaciones Mundiales sobre la Actividad Física para la Salud" tanto de 2005 como 2007, la alimentación poco saludable y la falta de actividad física resaltan entre las principales causas de las enfermedades no transmisibles más importantes y afectan a un porcentaje importante de la humanidad actualmente. La OMS estima en dos millones las personas que mueren por falta de actividad física.

A nivel nacional ha habido un serio repunte de la obesidad tanto a nivel infantil como en general. De hecho, se proyecta que si mantenemos el ritmo actual, en pocas décadas Costa Rica será uno de los países con mayores problemas de obesidad en América.

Según la Asociación Médica Pediátrica de California, una de las formas más popular de hacer ejercicio es caminar, tanto por lo fácil, como por lo seguro y de bajo costo. Esto mejora tanto la salud del corazón, como muscular y psicológica. Ahora bien, el asunto no es sólo caminar, sino hacerlo de manera dosificada, con la indumentaria adecuada y bajo algún sistema de seguimiento y mejora progresiva.

Según los últimos estudios, el incremento paulatino de la caminata diaria tiene como consecuencia directa una disminución del riesgo cardiaco en un 8% y múltiples mejoras en la salud de las personas que padecen diabetes, estimándose que esta mejora puede llegar hasta a la reducción del 50% en los riesgos cardiacos y de lesiones, si se mantiene esta rutina de 3 a 5 veces por semana.

La meta ideal recomendada por la Asociación Estadounidense del Corazón y la Fundación Británica del Corazón es de 10,000 pasos diarios (equivalentes a 8 kilómetros). Ahora bien, varios especialistas apuntan que la caminata no es la única

posibilidad para desarrollar actividades físicas e indican que, por ejemplo recorridos en centros comerciales u otros lugares son equivalentes. De hecho, dar una vuelta por la calle se estima en 500 pasos; ir de compras al Supermercado a 1550 pasos y pasear al perro a 4200 pasos. Lo más importante es llevar una contabilidad certera de los pasos realizados.

Se ha generado un crecimiento exponencialmente acelerado en el análisis científico del movimiento humano y la biomecánica. El término kinesiología (ciencia del movimiento) fue usado para describir el cuerpo de conocimientos relacionados con la estructura y función del sistema músculo-esquelético del cuerpo humano. Más tarde el estudio de los principios mecánicos aplicables al movimiento humano llegó a ser ampliamente aceptado como una parte integral de la kinesiología. Posteriormente el término fue usado mucho más literalmente para resaltar los aspectos de todas las ciencias que de alguna manera tienen que ver con el movimiento humano, superándose el mismo término de kinesiología. Muchos nuevos términos fueron sugeridos para sustituirla: antropomecánica, antropocinética, biodinámica, biocinética o cineantropología. Todos ellos fueron recogidos por la *biome*cánica la cual ganó una amplia aceptación.

La Biomecánica ha sido definida de muchas maneras. Entre ellas destacan:- Las bases mecánicas de la biología, la actividad muscular, el estudio de los principios y relaciones implicadas; - La aplicación de las leyes mecánicas a las estructuras vivas, especialmente al aparato locomotor del cuerpo humano;- Es la ciencia que examina las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo humano y el efecto que ellas producen.

Los primeros grandes precursores de la biomecánica fueron Aristóteles, Arquímedes y Galeno, quienes aportaron paradigmas matemáticos, mecánicos y anatómicos que sirvieron para el desarrollo de la biomecánica.

Durante el Renacimiento italiano, la Revolución Científica y la Ilustración, científicos como Leonardo Da Vinci, Vesalio, Galileo Galilei, Alfonso Borelli, Isaac Newton, Leonard Euler o Joseph Lagrange sentaron las bases de la biomecánica moderna, a través del estudio del concepto de fuerza, las acciones musculares, y las leyes mecánicas del movimiento. En el siglo XIX se dio el desarrollo de distintos instrumentos

para estudiar el movimiento, tales como la cámara fotográfica (primer dispositivo tecnológico utilizado en el estudio
del movimiento humano) y dispositivos, como suelas instrumentadas, para medir las presiones ejercidas sobre el suelo durante la marcha o la carrera y la plataforma dinamométrica, considerada la primera plataforma de fuerzas.

La aplicación de la biomecánica al deporte tuvo un origen más reciente (finales del siglo XIX), cuando se realizaron los primeros análisis en 3D del movimiento humano calculando velocidades y aceleraciones de los distintos segmentos corporales.

En el siglo XX se estudió la mecánica corporal, orientado al mundo del trabajo, utilizando pistas dinamométricas que registraban fuerzas en cuatro direcciones. Además, se realizaron estudios profundos de la fisiología muscular. A partir de la década de 1960, los ordenadores, facilitaron el análisis de los datos recogidos por las cámaras y plataformas de fuerzas en los estudios biomecánicos.

A partir de la década de 1970 las investigaciones en biomecánica deportiva se han basado en técnicas diversas tales como la cinematografía, electromiografía, goniometría, plataformas de fuerzas y simulación por computadora y más recientemente la recolección de datos mediante dispositivos incorporados al atleta, tales como los podómetros.

Clasificación del Movimiento humano:

El movimiento humano se puede clasificar según el siguiente esquema: la Biomecánica Médica evalúa las patologías que aquejan al hombre para generar soluciones capaces de evaluarlas, repararlas o paliarlas. La Biomecánica fisioterapéutica evalúa las disfunciones del sistema musculoesquelético en el ser humano, para poder observar, evaluar, tratar o disminuir dichas disfunciones. La biomecánica fisioterapéutica aborda la Anatomía desde un punto de vista funcional, siguiendo términos Anatómicos internacionales en función del tiempo. La Biomecánica deportiva analiza la práctica deportiva para mejorar su rendimiento, desarrollar técnicas de entrenamiento y diseñar complementos, materiales y equipamiento de altas prestaciones. Se enfoca en la investigación de las técnicas específicas del deporte, diseñar mejor el equipo deportivo, vestuario, y de identificar las prácticas que predisponen a una lesión. La Biomecánica

ocupacional estudia la interacción del cuerpo humano con los elementos con que se relaciona en diversos ámbitos, para adaptarlos a sus necesidades y capacidades.

Muchos de los conocimientos generados por la biomecánica se basan en modelos biomecánicos, los cuales permiten realizar predicciones sobre el comportamiento, resistencia, fatiga y otros aspectos de diferentes partes del cuerpo cuando están sometidos a unas condiciones determinadas. Entre las técnicas más utilizadas actualmente para generar estos modelos se pueden mencionar el Análisis de fotogrametría que consiste en el análisis de movimientos en 3D basado en vídeo digital. La aplicación proporciona información acerca del movimiento tridimensional de las personas o de los objetos en el espacio, cuyas imágenes han sido capturadas y procesadas. De la misma forma, es posible aplicar el Análisis de comportamiento tensión-deformación directo, que determina la resistencia de un material biológico ante la ejecución de una fuerza que actúa sobre este. Estas fuerzas pueden ser de compresión o de tracción y generan cambios fundamentales en la estructura. Finalmente es posible aplicar la Biomecánica computacional que se refiere a las simulaciones computadorizadas de sistemas biomecánicos, tanto para poner a prueba modelos teóricos y refinarlos, como para las aplicaciones técnicas.

En el estado del arte, no se había aplicado la combinación de todos estos elementos que precisamente son los que dan pie a la presente invención y gracias a los cuales se logra hacer un salto inventivo importante con respecto al arte previo para diseñar un nano podómetro.

Existen antecedentes importantes, dignos de puntualizar, pues describen tecnologías anteriores que pueden ser tomados como previas a la presente invención, y sobre las cuales se logró hacer un importante salto inventivo, transformando la tecnología para obtener una invención que logra una combinación integral de la interpretación de los elementos derivados de la biomecánica.

La invención US6807869 B2 muestra un sensor para detectar la presencia de una fuerza ejercida por el pie de una persona, ubicado entre el pie y el suelo, en la región de la suela del zapato. El sensor incluye una capa elastomérica compresible elástica intermedia de material puesta entre una capa de tela conductora inferior y una pluralidad de porciones superiores de la capa de tela conductora aislante. La capa de elastómero elástico incluye una pluralidad de filamentos de metal eléctricamente conductoras

incrustadas que se extienden desde una primera superficie hacia una segunda superficie de la capa de elastómero

Si bien es cierto, este antecedente incorpora tecnología de avanzada, queda muy corto respecto al podómetro reseñado en este cuerpo, pues la distribución sistemática sensorial piezoeléctrica es mucho más efectiva en la recolección de impulsos. Además, la tecnología piezoeléctrica y piezocerámica que incluye el presente podómetro proporciona una detección y transmisión de las señales recibidas con mayor exactitud a la unidad de procesamiento.

En el caso de la solicitud CN 203059714 U, la invención incorpora un módulo de recolección de presión colocado estratégicamente y utilizado para el control de la presión plantar, un módulo de comunicación inalámbrica utilizado para transmitir los datos procesados por el módulo de procesamiento de datos en tiempo real y de un modo inalámbrico.

El módulo de recolección de presión comprende una pluralidad de sensores de presión micro que están puestos en la primera cabeza de hueso metatarsiano a la cabeza del quinto metatarsiano y en un área de la anatomía del talón.

El párrafo anterior identifica uno de los aspectos que diferencia a es este antecedente del presente podómetro, pues la ubicación de los sensores en este podómetro es otra de las ventajas comparativas que posee respecto a otros. La revisión minuciosa de estudios previos logró identificar las ubicaciones exactas que permiten la recolección sin distorsiones, ni omisiones; por lo que tanto la colocación de los sensores, como la unidad de procesamiento, base de interconexión y microcontrolador, aseguran con precisión la transducción de la información.

Adicionalmente, el análisis de interno, dentro de la unidad de procesamiento, de los patrones de movimiento para identificar la existencia o no de los pasos, es otro punto que se distingue sobre el resto de las invenciones que se tomaron como antecedentes a la hora de realizar la revisión previa.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCIÓN

1. Antecedentes de la investigación

Esta invención consiste en una plantilla con nanopodómetro para el conteo de pasos y la medición de parámetros de información obtenidos por medio del mismo dispositivo, así como un zapato o zapatilla con dicha plantilla, desarrollado luego de intensos estudios que determinaron los factores específicos que debe cumplir un dispositivo para su óptima operación.

Los podobarógrafos (basados en una técnica aplicada por primera vez por Chodera en 1957), son sistemas ópticos de medida de la presión plantar. Necesitan del procesamiento de imágenes de la planta del pie para obtener resultados, lo cual demanda una alta capacidad de cómputo para poder obtener resultados en un lapso corto. Esto se ha visto favorecido por el incremento de los computadores en su capacidad, con un costo asequible para la mayoría de centros médicos y educativos, y existen muchas aplicaciones que permiten el procesamiento de video e imágenes de alta resolución en tiempo real.

Para el estudio del pie desde el punto de vista morfológico y biomecánico se utilizan diferentes métodos, entre los cuales destacan el cinético, radiológico, fotográfico, hipodinámico, metodología de Shulzhenko, tensométrico, amplificador de Strain, oscilografía de cargas, computarizado y la plantografía. Estos métodos han permitido estudiar el pie para lograr su clasificación y determinar las modificaciones que en él se producen.

La trayectoria del punto de aplicación de la fuerza resultante de la masa corporal comienza en el momento de impacto, en la zona central del talón. Después, se desplaza rápidamente en línea recta hasta la primera y segunda cabezas metatarsianas, gira hacia dentro y se mueve lentamente hasta la base del primer dedo. Finaliza en la punta del primer o segundo dedos, o entre ambos.

Al caminar, al inicio (fase de contacto), se observa una fuerza vertical máxima (Fz). El talón se encuentra en contacto con el suelo, lo que reduce la progresión hacia delante del pie. Esto implica una reacción hacia atrás. Dada la posición inicial del pie en supinación, las fuerzas anteroposteriores (Fx) son negativas y, a medida que comienza

el movimiento de pronación, las fuerzas Fx llegan a cero y a positivas, hasta que finaliza el contacto del pie.

A continuación (fase de soporte), se produce una caída de fuerza vertical. Esto acontece cuando el pie está en plano y corresponde al cambio del período de frenada del impulso anterior. Durante este período, el pie no desarrolla fuerzas transversales (Fy), pero debe asegurar una estabilidad transversal. Finalmente durante la fase de impulso, las fuerzas están orientadas hacia arriba y hacia delante.

Las fuerzas de reacción del suelo se expresan frecuentemente normalizadas al peso corporal (PC). Las fuerzas observadas al correr son superiores a las que aparecen al caminar. Normalmente, el pico de fuerza máxima Fz en el talón del pie al caminar oscila entre 2,5 y 4 PC, aunque en ciertos casos, puede ser superior: por ejemplo jugando baloncesto, al saltar la fuerza de impacto vertical puede alcanzar de 7 a 9 PC. Al caminar, Fz oscila de 1 a 1,5 PC.

Existen muchos factores que influyen en la fuerza máxima como son la locomoción, la velocidad, el suelo, así como parámetros relativos al sujeto, como el peso corporal, la edad, patologías... El estudio de estas fuerzas hace posible localizar zonas (incluyendo el punto de aplicación de las fuerzas) que muestran los valores más elevados de presión y, además, cuantificar estos valores.

Se pueden distinguir dos tipos de esfuerzo mecánico: a) *fuerza aplicada* de forma vertical sobre la superficie plantar y b) *fuerza paralela* o de cizalla a la superficie plantar.

Se logró determinar en la investigación que existe una diferencia entre la distribución de presión real y medida. La presión real es la fuerza local debajo del pie o fuerza total en la estructura del pie a través de la piel y tejidos blandos sobre la superficie de pisada. La presión medida es la fuerza local sobre el área de medida del (los) sensor (es).

Las diferencias entre las presiones *real y medida* están provocadas por: diferencias entre el área real de la suela y el área cubierta por sensores, precisión del sensor de medida, dimensiones de los sensores de medida, número de sensores, distribución de sensores en la zona de medida, frecuencia de medida (número de valores por segundo), propiedades de la zona de medida (Rígida o flexible, Gruesa o fina).

La distribución de presiones en una persona al caminar depende de la forma de flexionar y levantar el pie de la superficie, el modo de caminar de la persona (de forma repetida, estable, insegura, forzada, rápida, lenta, recta, con curvas), la anatomía y psicología de la persona y de enfermedades y trastornos.

Se han desarrollado diversos sensores para medir la presión máxima sobre una superficie de contacto. Los más utilizados son los sensores eléctricos de presión y los sensores neumáticos.

Los sensores eléctricos de presión, consisten en diversas células eléctricas de medición que funcionan dependiendo de los cambios en resistencia, y la capacidad o inducción del sensor, provocado por cambios de presión. Dentro de ellos, están el resistente, el piezo resistente, el capacitativo, el piezo eléctrico y el sensor de fuerza.

El resistente y el piezo resistente tienen un inconveniente, ya que el material debe ser bastante blando para poder asegurar la sensibilidad a la presión. No obstante, el comportamiento de los materiales blandos, a menudo dependen del tiempo (viscoelasticidad).

Por su parte, los sensores neumáticos comienzan a registrar la presión en cuanto la presión interna y externa de las células hinchables ha alcanzado un equilibrio. Son insensibles a las fuerzas de cizalla y a la temperatura, son relativamente baratos, se pueden realizar en diversos tamaños sin manipular el grosor, son finos, flexibles y fáciles de usar. La ventaja de la flexibilidad, disminuye por un cambio en la respuesta del sensor si se encuentra colocado en una superficie con una curva pronunciada. El inconveniente es que la frecuencia de medida es muy baja: alrededor de 5 Hz máx.

Se analizaron diferentes sistemas de medida para valorar la distribución de presión/fuerza. Determinados que el sistema rígido con plataformas de fuerza, permite llevar a cabo la medida de fuerzas normales y de cizalla de la carga aplicada. Se utiliza, entre otras cosas, para localizar la proyección del centro de gravedad del cuerpo. El sistema flexible por su parte como las alfombras neumáticas, sirven para medir los mismos parámetros, pero muestran como inconvenientes que distribuyen la presión a monitorizar, interfiriendo así en los valores reales de presión, no miden fuerzas de cizalla

y la medición es estática, (se registra la presión momentánea en lugar de los cambios de presión en función del tiempo).

Las plantillas se utilizan en investigación aplicada y clínica. Normalmente, la medida se realiza durante un período de tiempo muy limitado, generando gran cantidad de datos en poco tiempo. Algunos sistemas utilizan cables, lo que limita en gran medida el área de utilización.

Un aspecto importante a considerar es que las fuerzas de presión se miden en la interfaz entre la piel y la superficie, y no en el tejido en sí mismo.

La distribución de la presión en áreas diferentes depende en gran parte del sistema de medida utilizado. Todavía se debate cuál de los sistemas está más próximo a la distribución real de presión. Todos ellos parecen proporcionar resultados válidos de forma cualitativa. Los sensores resistentes tienden a mostrar unos desplazamientos y cambios relativamente altos en sensibilidad.

Dentro de la investigación se realizó además un estudio sobre presiones plantares. Las presiones plantares en condición estática se vieron en nuestra invención (apoyo bipodal), por el peso del cuerpo que se transmite a lo largo de ambas extremidades inferiores llegando a cada pie el 50% de su valor total. El primer hueso del pie, (astrágalo), distribuye esta fuerza hacia sus puntos de apoyo. El pie en estática presenta dos triángulos, uno posterior o de apoyo, que va desde el calcáneo hasta la cabeza de los metatarsianos, y otro anterior o de propulsión que está constituido por los metatarsianos y los dedos.

Varios autores han determinado que, en estática, hay una carga mayor en el talón. No obstante, la distribución del peso es difícil de calcular, ya que en una misma persona varía significativamente debido al balanceo normal del cuerpo ("dynamic standing"). El balanceo hace que el peso que soportan las diferentes zonas varíe constantemente, y esta distribución depende también de la posición del pie. Además, es importante anotar que la metodología utilizada en los diferentes estudios que se han realizado para registrar las presiones plantares influye también en que éstas sean muy variadas.
Casi todos los estudios coinciden en que la presión en el talón es superior a la del resto del pie y en que en la banda externa del medio pie los valores de presión son muy bajos.

En el ante pie, al cargar, se produce un descenso del arco transverso con apoyo de las cabezas de los cinco metatarsianos.

Los dedos del pie presentan un apoyo relativamente débil, pero en el dedo gordo se observan valores de presión superiores. Durante el apoyo estático el primer dedo apoya en un 97% de los sujetos del estudio, recibiendo la mayor presión de todos ellos, aunque ciertos investigadores no diferencian entre el dedo gordo y los demás, habiendo hallado un valor similar.

Si el apoyo es unipodal, todos los puntos del pie estarán sometidos a mayor presión, pues la carga no se reparte. El talón posterior se sobrecarga y la presión es superior al doble de su valor en apoyo bipodal, y la banda externa en el mediopié aumenta su anchura y su presión. En el antepié las presiones también se elevan en relación con el apoyo bipodal, pero de modo uniforme entre todos los metatarsianos, aunque recientemente un estudio señaló que, en posición monopodal, la carga se reparte entre el primero y el cuarto. Los dedos presentan una presión superior en apoyo monopodal debido, además del aumento de la carga, al trabajo de los músculos flexores, solicitados por las oscilaciones del pie, que realizan una labor de agarre al suelo y de estabilización.

Con respecto a las presiones plantares durante la marcha, existen muchos estudios sobre la distribución de las presiones durante la marcha, los cuales presentan valores muy distintos. Esto ocurre por los diferentes métodos y técnicas utilizados en cada uno de ellos. En general, el peso que llega al suelo durante la marcha no es uniforme, sino que varía dibujando ondas, con dos picos de presión; uno de ellos coincide con el contacto del talón y el otro con el despegue.

Los autores dividen la planta del pie considerando las zonas de mayor interés biomecánico. En general, se considera que la máxima presión local de todo el pie se registra en el talón y esto se produce durante su contacto inicial con el suelo. Ciertos autores contradicen esto indicando que la principal zona de apoyo es el ante pie. Además, se encontró alguna bibliografía que describe que la máxima presión ocurre en el momento en que también contacta el borde lateral de las cabezas metatarsianas. Todos concuerdan en que conforme avanza el peso del cuerpo a la zona central del talón y aumenta la superficie de apoyo, la presión se va reduciendo. Los valores de presión en los distintos estudios son muy variables, aunque sí se indica que las zonas

de presión son bastante parecidas a las encontradas en estática. Las diferencias son la aparición de nuevas áreas y el aumento de la superficie de la zona central del talón posterior.

Se ha determinado que durante la marcha, después del apoyo inicial de las cabezas de los metatarsianos laterales, se produce una progresiva liberación de éstas para que las mediales alcancen el suelo, de forma que pueda iniciarse la fase de despegue de los dedos. La mayoría de investigadores describe mayor presión en las cabezas del segundo y tercer metatarsiano, alcanzándose en estos puntos entre el 60% y el 100% del valor, en el impacto del talón. El apoyo terminal sobre la primera cabeza metatarsiana y el dedo gordo es esencial para la marcha, pues constituyen el punto de apoyo para que los músculos flexores ejerzan su fuerza propulsora.

Aunque es claro que no existe un único patrón de distribución de las presiones plantares, se proponen cuatro patrones normales que varían según diferencias individuales: El primero es un *Patrón medial* que da mayor apoyo en el tercero, seguido muy de cerca por el primero y segundo metatarsiano. El segundo es un *Patrón medial-central* que da mayor apoyo en el segundo y tercero metatarsiano, seguido del primero. El tercero es un *Patrón central* que da mayor apoyo en el segundo y tercer metatarsiano, seguido del cuarto. Finalmente, el cuarto es un *Patrón central-lateral* que da mayor apoyo del tercero, cuarto y quinto metatarsiano.

El medio pie no cumple ningún papel en la transferencia del peso del talón al ante pie. Sin embargo, investigaciones han determinado que esta presión representa un 10% del contacto máximo del talón.

Si se deseara determinar por medio del análisis de su huella plantar, no es lo mismo hacerlo con un análisis estático que con uno dinámico, pues durante la marcha la apreciación de alguna patología no es muy representativa. La huella plantar no tiene concordancia con el comportamiento dinámico del pie, el cual puede mostrar patologías no perceptibles en la posición estática.

Entre los factores que influyen sobre la distribución de las presiones plantares sobresalen el peso, edad, sexo de la persona y velocidad y cadencia de la marcha. Existe una importante relación entre el peso y las presiones plantares. En personas con sobrepeso, tanto descalzos como calzados, se ve un incremento en la zona lateral del

pie, sobre todo en la fase media de su contacto, con menores picos en la cabeza del primer metatarsiano. Recientemente se ha encontrado la existencia de una correlación entre el peso y la presión en la cabeza del cuarto metatarsiano. Los sujetos pesados tienden a usar menos la zona medial del ante pie.

El otro factor es la edad. Precisamente, la marcha en los niños tiene unas características especiales que van evolucionando con la maduración del sistema nervioso y que se estabiliza hasta conseguir las características de la marcha del adulto. Esto sucede, según la mayoría de los autores, hacia los siete años. Las presiones plantares en el niño son menores que en el adulto, debido a su menor peso, y en proporción existe una mayor presión sobre la cabeza del primer metatarsiano debida al valgo de rodilla presente frecuentemente, el cual conduce a una mayor pronación del pie.

En las personas de edad avanzada (a partir de los 60-70 años) existen variaciones en los indicadores de la marcha, independientemente de las alteraciones debidas a posibles patologías. Se considera una marcha cauta. El pie es más horizontal en el contacto de talón, debido a un menor rango de movimiento en las articulaciones de las extremidades inferiores, lo que condiciona una disminución de la fuerza de reacción vertical y de los picos de presión durante el apoyo.

Con respecto al género, muchas veces no es el sexo el que determina la distribución de las presiones plantares, sino la utilización de calzado diferente y las características antropométricas, como un menor peso en las mujeres. Se describen patrones de distribución muy similares en niñas y niños. Generalmente la movilidad articular de las mujeres es mayor y esto puede influir en que los hombres, con mayor rigidez y menor pronación en la fase de apoyo, tiendan a localizar la mayor presión sobre la zona lateral del ante pie y de los dedos.

La velocidad y la cadencia de la marcha están relacionadas entre sí, ya que a menor velocidad, con la misma longitud de paso, mayor será el número de pasos que se puedan dar por minuto, es decir, mayor será la cadencia. Se ha demostrado que las presiones plantares son directamente proporcionales a estos factores. Al aumentar la velocidad y, por tanto, la cadencia, aumenta de forma lineal la presión en el talón, en la zona medial del ante pie y en los cuatro primeros dedos, mientras que no hay diferencias o disminuyen las presiones en la zona lateral del ante pie y en el quinto dedo. En la

carrera, la mayor velocidad aumenta el total de las fuerzas de dos a tres veces y, por ende, las presiones también son mayores. En general, al correr, la presión mayor no corresponde al talón, como en la marcha, sino al ante pie, y dentro de éste, es mayor en la cabeza del segundo metatarsiano, seguido del primero y del tercero.

Cuando se realiza un estudio de presiones plantares durante la marcha normal, se considera que no es necesario controlar la velocidad de la persona evaluada, sino que es mejor dejar que camine a su velocidad cómoda, para que no se altere su patrón de marcha ni suponga un mayor gasto energético.

2. Descripción de la invención

La presente invención se determinó luego de múltiples investigaciones, que la plantilla en sí servirá como medio de soporte de los siguientes elementos: 1. Sensores piezoeléctricos: Proveen un impulso eléctrico dependiendo de la presión que se ejerce sobre ellos.2. GPS: Sistema mediante el cual el pie también da información acerca de la localización y distancia cubiertas.3. Fuente de poder: Pequeña batería que proveerá el poder necesario para el microcontrolador, GPS y transmisor y 4. Unidad de procesamiento.

En las figuras 1, 2 y 3 se aprecia el diseño de la plantilla con nanopodómetro donde los dibujos corresponden a los siguientes componentes:

- Una unidad de procesamiento donde está contenido el amplificador, un transmisor, un microcontrolador, una unidad de energía y una base de interconexión. (1)
- Una unidad de alimentación. (2)
- El dispositivo de localización, que podría también tener un segundo dispositivo incorporado.(3)
- Sensor piezoeléctrico del primer dedo (PrD) (4)
- Sensor piezoeléctrico de la región de la cabeza del primer metatarsiano(C1M) (5)
- Sensor piezoeléctrico de la región de los metatarsianos medios.(6)
- Sensor piezoeléctrico de la región del talón central.(7)

La unidad de procesamiento a su vez estará constituida por: 1. Un Amplificador: Amplifica la señal de forma que pueda ser apropiadamente interpretada.2. Un Transmisor: Comunica los datos a un computador/receptor externo, vía bluetooth/wifi. 3. Un Microcontrolador: Pequeño elemento computador con entradas y salidas analógicas y digitales programables, y 5. Una Base de interconexión electrónica: forma de interconectar todos los demás elementos (sensores, GPS) a la fuente de poder, microcontrolador y transmisor.

Los sensores piezoeléctricos que requiere la invención son para que produzcan un impulso de suficiente amplitud para que pueda ser medido y diferenciado de una actividad de no caminado, y que puedan ser fácilmente amplificados y convertidos a CD. Deben ser flexibles, a bajo costo, pequeños y delgados para que no interfieran con el confort. Deben ser además confiables, durables, que soporten pequeños cambios con temperatura y humedad con pequeños circuitos electrónicos.

Se determinó que estas características las cumplen los cristales piezoeléctricos de 40 MHz 2.0X1.6mm y los cristales piezoeléctricos SMD 5031 – 32.00 Mhz 4 pad. Adicionalmente podría en lugar de tales cristales usarse las siguientes cerámicas, o cualquier material similar siempre operando bajo los mismos principios: Discopiezocerámico standard, especificación Lead de diámetro 3,00 mm y espesor 0,300 mm o una placa piezocerámica.

Finalmente se podría estar constituida por láminas delgadas piezoeléctricas, siempre y cuando se validen previamente las propiedades de dichas láminas para cumplir con los indicados parámetros.

Para aumentar la precisión se propone uso de dispositivos GPS miniaturizados. Se utilizan mucho para drones por su alta precisión y velocidad además del factor de forma miniatura. Por ejemplo el Neo 7p cuenta con DGPS, es decir puede aplicarse corrección diferencial a los datos. La corrección diferencial debe hacerla un software aparte, puede ser personalizado, y para hacerla en tiempo real es necesaria una conexión por radio con una antena de referencia. El EVA 7M de uBlox no hace corrección diferencial, pero es miniaturizado al extremo, mide 7mmx7mmx1.1mm y cumple con todos requerimientos funcionales del proyecto.

La plantilla puede operar con baterías de litium energizer 611322 las cuales proveen 3,00 V por unidad y tiene dimensiones de Ø16 x 1.4mm o bien por medio de una batería

recargable removible, con el propósito de que, idealmente, el usuario tenga dos baterías para intercambiarlas de forma que puedan ser recargadas

En la unidad de procesamiento dispone de todos los elementos que permiten transducir la señal proveniente de los sensores e interpretarla como pasos. Esta unidad es encapsulada y es constituida por los un amplificador y un microprocesador.

El amplificador de carga para la interfaz con el microcontrolador permite que cada transductor tenga su propio amplificador de carga. La carga será $Q = d_{33}\sigma A = d_{33}F$ donde Q es carga, d33 es el coeficiente piezoeléctrico apropiado, A es el área del sensor y F es la fuerza resultante aplicada. La fuerza normal experimentada mientras camina está en el parámetro 200-400kPa. (En ciertas regiones se espera un descenso en el orden de 30-50 kPa debido al efecto de la planta del pie).

El amplificador de carga requiere un amplificador operacional con una alta resistencia de entrada y baja corriente parásita. El trazado del circuito amplificador de carga es fundamental. La estructura del amplificador operacional debe estar bien aterrizadas y las entradas deben ser vigiladas y conectadas a la misma carcasa de tierra. Los amplificadores operacionales con los transistores de la etapa de entrada JFET son los más apropiados.

Con respecto al transmisor, se puede enviar la información generada a estaciones remotas, en tiempo real. Las estaciones receptoras pueden ser un reloj o una aplicación (programa) instalado en el celular y/o computadora o cualquier otro dispositivo inteligente.

En este sentido, dicho sistema de comunicación se ha decidido que esté basado en tecnología Bluetooth, aunque también puede ser antena y Wi-Fi. La opción más común y recomendada es el chip RDA5991, mismo que integra la posibilidad de integración por WLAN, Bluetooth y FM. Sus dimensiones (4X4X0.93 mm) lo hacen óptimo para esta aplicación, aunque pueden usarse otros dispositivos similares (FUJITSU MBH7BTZ19 y BlueRadios BR-C46AR).

El Microcontrolador es el sistema de adquisición y muestreo de la señal que debe tener tres bloques: el de inicialización: para detectar los sistemas acoplados, el de medición

y muestreo para adquirir y filtrar la señal y el de guardar la señal en un fichero y de transmitirlo a una aplicación o dispositivo externo.

El tratamiento debe medir una frecuencia estimativa dado que la señal no es totalmente periódica. Además, el tratamiento debe consumir la menor cantidad posible de potencia. Las características de este subsistema son que tiene bajo consumo, tamaño miniatura, inteligencia y entorno de programación.

El procesamiento digital de la señal considera cuatro tareas: primero la conversión A/D de la señal analógica, segundo el cálculo de la frecuencia de caminado, tercero la transmisión de los datos y cuarto la interface sencilla de usuario.

Se procede a hacer la configuración y tecnología del Arduino USB – LilyPad (o similar), sobre la configuración del microcontrolador ATmega32U4 (o similar), construyendo el circuito impreso en hoja flexible, lo cual permite una reducción importante de dimensiones y costos.

La secuencia de procesamiento será la siguiente: 1. El microcontrolador recibe los impulsos de cada sensor piezoeléctrico en una entrada analógica específica. Cada entrada analógica es exclusiva para un sensor. 2. Cada impulso recibido debe ser filtrado por intensidad para aislar los impulsos reales del ruido. 3. Cada impulso es caracterizado en una variable digital que se almacena al principio de una cola junto con la estampa de tiempo del impulso y la identificación del sensor que lo originó. 4. Los impulsos, almacenados se analizan para verificar si responden a uno de los patrones reconocidos como pasos, los patrones corresponden a una serie de impulsos distanciados en intervalos de tiempo arbitrarios. 5. Si entre los impulsos almacenados es reconocido un paso se captura la coordenada indicada por el GPS conectado al microcontrolador. 6. Posteriormente se construye un paquete de datos que tiene la coordenada GPS, la estampa de tiempo y esto se envía por medio de los componentes de comunicación del dispositivo a un sistema cliente. 7. Una vez enviada la información de un paso se eliminan de la cola de impulsos todas las señales involucradas en dicho paso y todas las señales anteriores.

La solución utilizada es la impresión del circuito en hoja flexible, misma que asegura una distribución personalizada, un espesor mínimo y posibilidad de disponerlo en la plantilla.

Casi todos los estudios coinciden en que para la ubicación de los sensores, la presión en el talón es superior a la del resto del pie y en que en la banda externa del medio pie los valores de presión son muy bajos. En el ante pie, al cargar, se produce un descenso del arco transverso con apoyo de las cabezas de los cinco metatarsianos.

Los dedos del pie presentan un apoyo relativamente débil, pero en el dedo gordo se observan valores de presión superiores. Durante el apoyo estático el primer dedo apoya en la gran mayoría de los sujetos de diferentes estudios, recibiendo la mayor presión de todos ellos.

Si el apoyo es unipodal, todos los puntos del pie estarán sometidos a mayor presión, pues la carga no se reparte. El talón posterior se sobrecarga y la presión es superior al doble de su valor en apoyo bipodal, y la banda externa en el mediopié aumenta su anchura y su presión. En el antepié las presiones también se elevan en relación con el apoyo bipodal, pero de modo uniforme entre todos los metatarsianos, aunque recientemente un estudio señaló que, en posición monopodal, la carga se reparte entre el primero y el cuarto. Los dedos presentan una presión superior en apoyo monopodal debido, además del aumento de la carga, al trabajo de los músculos flexores, solicitados por las oscilaciones del pie, que realizan una labor de agarre al suelo y de estabilización.

Existen muchos estudios sobre la distribución de las presiones durante la marcha, los cuales presentan valores muy distintos. Esto ocurre por los diferentes métodos y técnicas utilizados en cada uno de ellos. En general, el peso que llega al suelo durante la marcha no es uniforme, sino que varía dibujando ondas, con dos picos de presión; uno de ellos coincide con el contacto del talón y el otro con el despegue.
El medio pie no cumple ningún papel en la transferencia del peso del talón al ante pie. Sin embargo, ciertos investigadores hablan de que la presión en esta área representa un 10% de la del contacto máximo del talón.

En conclusión, la invención es una plantilla con un nano podómetro integrado para detectar y contar pasos, que consiste en una unidad de procesamiento con un amplificador, un transmisor, un microcontrolador y una base de interconexión. Adicionalmente posee una unidad de alimentación, al menos un dispositivo de localización y al menos cuatro sensores piezoeléctricos ubicados en zonas definidas para la mejor detección de la presión.

La unidad de procesamiento permite transducir la señal proveniente de los sensores e interpretarla como pasos, apoyándose en los siguientes componentes: Un amplificador de carga para la interfaz con el microcontrolador; un transmisor que comunica los datos a un dispositivo móvil o fijo externo, vía bluetooth/wifi; un microcontrolador que se caracteriza por ser un pequeño elemento computador con entradas y salidas analógicas y digitales programables; y una base de interconexión electrónica para interconectar la unidad de alimentación, el dispositivo de localización y los sensores piezoeléctricos a la fuente de poder, microcontrolador y transmisor.

El amplificador de carga requiere un amplificador operacional con una alta resistencia de entrada y baja corriente parásita. El trazado del circuito amplificador de carga es fundamental. La estructura del amplificador operacional debe estar bien aterrizadas y las entradas deben ser vigiladas y conectadas a la misma carcasa de tierra. Los amplificadores operacionales con los transistores de la etapa de entrada JFET son los más apropiados.

La unidad de procesamiento funciona además con una fuente de poder que consiste en al menos dos baterías de litio tipo pastilla ubicadas en arreglo en serie hasta completar los requerimientos de voltaje, las cuales provean 3,00 V por unidad y dimensiones de Ø16 x 1.4mm o menores, o puede utilizarse también una batería recargable removible, que funciona como dispositivo de respaldo.

La unidad de alimentación se ubica en el talón de la plantilla y posee forma semicircular con una altura de hasta 11,94mm y un ancho de hasta 36,66mm.

El dispositivo de localización podría ser de tipo GPS, con un ancho de 7mm y una altura de 1mm, y que permite obtener información acerca de la localización de la persona y la distancia cubierta.

Por su parte, los sensores piezoeléctricos son de cristal, disco piezocerámico, disco piezocerámico estándar o laminadas delgadas piezoeléctricas, y proveen un impulso eléctrico según la presión que se ejerza sobre ellos. Son circulares con un diámetro inferior a 10,34 mm y una altura o espesor inferior a 1,00 mm.y de material flexible resistente a alta temperatura y humedad.

Los sensores podrían ubicarse según la siguiente distribución en la plantilla:

Patrón medial, ubicado para dar mayor apoyo en el tercero, seguido muy de cerca por el primero y segundo metatarsiano.

Patrón medial-central, ubicado para dar mayor apoyo en el segundo y tercero metatarsiano, seguido del primero.

Patrón central, ubicado para dar mayor apoyo en el segundo y tercer metatarsiano, seguido del cuarto.

Patrón central-lateral, ubicado para dar mayor apoyo del tercero, cuarto y quinto metatarsiano.

La secuencia del procesamiento ocurre cuando el microcontrolador recibe los impulsos de cada sensor piezoeléctrico en una entrada analógica específica. Cada entrada analógica es exclusiva para un sensor. Cada impulso recibido debe ser filtrado por intensidad para aislar los impulsos reales del ruido. Cada impulso es caracterizado en una variable digital que se almacena al principio de una cola de impulsos junto con la estampa de tiempo del impulso y la identificación del sensor que lo originó.

Los impulsos, almacenados se analizan para verificar si responden a uno de los patrones reconocidos como pasos, los patrones corresponden a una serie de impulsos distanciados en intervalos de tiempo arbitrarios. Si entre los impulsos almacenados es reconocido un paso se captura la coordenada indicada por el GPS conectado al microcontrolador.

Posteriormente se construye un paquete de datos que tiene la coordenada GPS, la estampa de tiempo y esto se envía por medio de los componentes de comunicación del dispositivo a un sistema cliente.
Una vez enviada la información de un paso se eliminan de la cola de impulsos todas las señales involucradas en dicho paso y todas las señales anteriores.

La plantilla puede ser utilizada en cualquier tipo de zapato o zapatilla de forma permanente o removible.

REIVINDICACIONES

1. Una plantilla con un nanopodómetro integrado para detectar y contar pasos, que consiste en:

   Una unidad de procesamiento (1) con un amplificador, un transmisor, un microcontrolador y una base de interconexión.
   Una unidad de alimentación (2),
   Al menos un dispositivo de localización (3),
   Al menos cuatro sensores piezoeléctricos (4,5,6,7).

2. Una plantilla de la reivindicación 1, donde la unidad de procesamiento permite transducir la señal proveniente de los sensores e interpretarla como pasos, apoyándose en los siguientes componentes:

   Un amplificador de carga para la interfaz con el microcontrolador

   Un transmisor que comunica los datos a un dispositivo móvil o fijo externo, vía bluetooth/wifi

   Microcontrolador que se caracteriza por ser un pequeño elemento computador con entradas y salidas analógicas y digitales programables.

   Una base de interconexión electrónica para interconectar la unidad de alimentación (1), el dispositivo de localización (3) y los sensores piezoeléctricos (4,5,6,7) a la unidad de procesamiento (amplificador fuente de poder, microcontrolador y transmisor).

   El amplificador de carga requiere un amplificador operacional con una alta resistencia de entrada y baja corriente parásita. El trazado del circuito amplificador de carga es fundamental. La estructura del amplificador operacional debe estar bien aterrizadas y las entradas deben ser vigiladas y conectadas a la misma carcasa de tierra. Los amplificadores operacionales con los transistores de la etapa de entrada JFET son los más apropiados.

3. Una plantilla de la reivindicación 2, donde la unidad de procesamiento (1) funciona con una fuente de poder que consiste en:

   Al menos dos baterías de litio tipo pastilla ubicadas en arreglo en serie hasta completar los requerimientos de voltaje, las cuales provean 3,00 V por unidad y dimensiones de Ø16 x 1.4mm o menores, o
   Una batería recargable removible, que funciona como dispositivo de respaldo.

4. Una plantilla de la reivindicación 1, donde la unidad de alimentación (2) se ubica en el talón de la plantilla y posee forma semicircular con una altura de hasta 11,94mm y un ancho de hasta 36,66mm.

5. Una plantilla de la reivindicación 1, donde el dispositivo de localización (3) podría ser de tipo GPS, con un ancho de 7mm y una altura de 1mm, y que permite obtener información acerca de la localización de la persona y la distancia cubierta.

6. Una plantilla de la reivindicación 1, donde los sensores piezoeléctricos son de cristal, disco piezocerámico, disco piezocerámico estándar o laminadas delgadas piezoeléctricas, que se caracterizan por:

   Proveen un impulso eléctrico según la presión que se ejerza sobre ellos,
   Son circulares con un diámetro inferior a 10,34 mm y una altura o espesor inferior a 1,00 mm.
   Son de material flexible resistente a alta temperatura y humedad.

7. Una plantilla de la reivindicación 1, donde los sensores piezoeléctricos se ubican en el primer dedo (4), un sensor piezoeléctrico en la región de la cabeza del primer metatarsiano (5), un sensor piezoeléctrico en la región de los metatarsianos medios (6) y un sensor piezoeléctrico de la región del talón central (7), según la siguiente distribución en la plantilla:

   Patrón medial, ubicado para dar mayor apoyo en el tercero, seguido muy de cerca por el primero y segundo metatarsiano.

Patrón medial-central, ubicado para dar mayor apoyo en el segundo y tercero metatarsiano, seguido del primero.

Patrón central, ubicado para dar mayor apoyo en el segundo y tercer metatarsiano, seguido del cuarto.

Patrón central-lateral, ubicado para dar mayor apoyo del tercero, cuarto y quinto metatarsiano.

8. Un método para detectar y contar pasos por medio de una plantilla con un nano podómetro integrado donde la secuencia del procesamiento de la información consiste en:

El microcontrolador recibe los impulsos de cada sensor piezoeléctrico en una entrada analógica específica. Cada entrada analógica es exclusiva para un sensor.

Cada impulso recibido debe ser filtrado por intensidad para aislar los impulsos reales del ruido.

Cada impulso es caracterizado en una variable digital que se almacena al principio de una cola de impulsos junto con la estampa de tiempo del impulso y la identificación del sensor que lo originó.

Los impulsos, almacenados se analizan para verificar si responden a uno de los patrones reconocidos como pasos, los patrones corresponden a una serie de impulsos distanciados en intervalos de tiempo arbitrarios.

Si entre los impulsos almacenados es reconocido un paso se captura la coordenada indicada por el GPS conectado al microcontrolador.

Posteriormente se construye un paquete de datos que tiene la coordenada GPS, la estampa de tiempo y esto se envía por medio de los componentes de comunicación del dispositivo a un sistema cliente.

Una vez enviada la información de un paso se eliminan de la cola de impulsos todas las señales involucradas en dicho paso y todas las señales anteriores.

9. Un zapato o zapatilla con una plantilla de la reivindicación 1, que puede ser fija o removible.

DIBUJOS

Figura 1. VISTA SUPERIOR Y LATERAL/FRONTAL

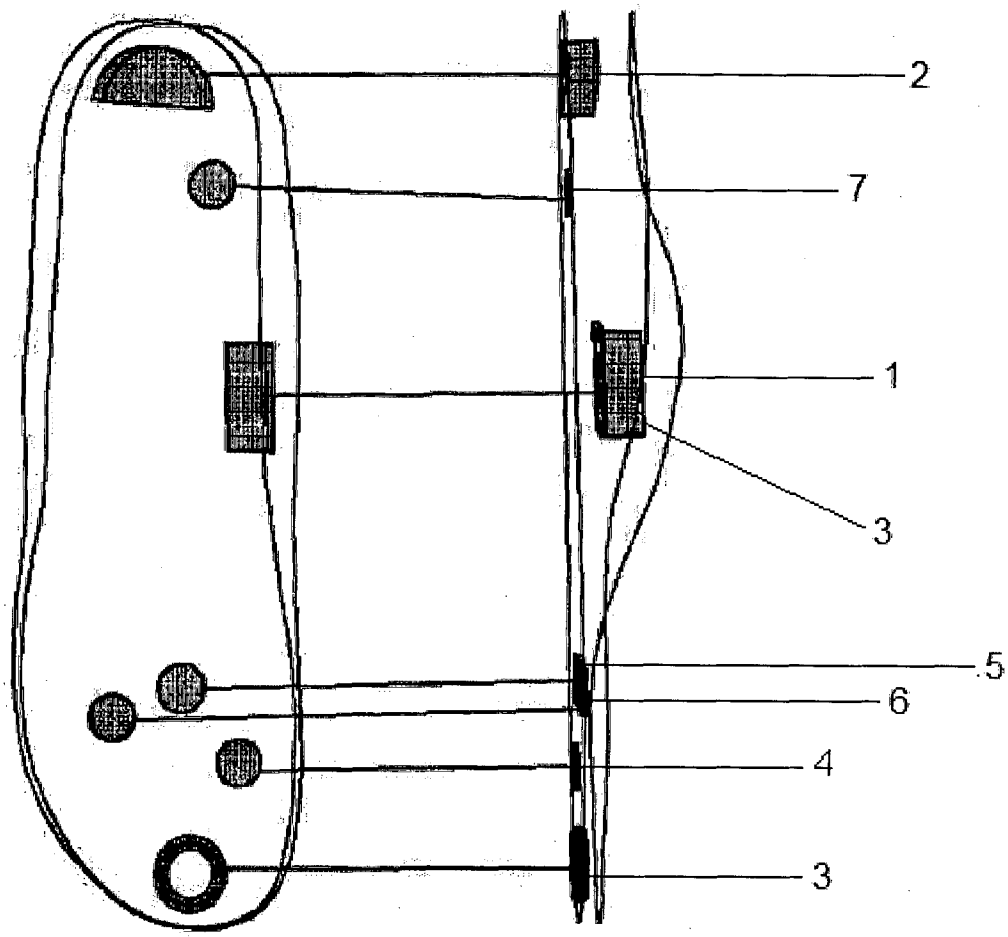


Figura 2. VISTA SUPERIOR

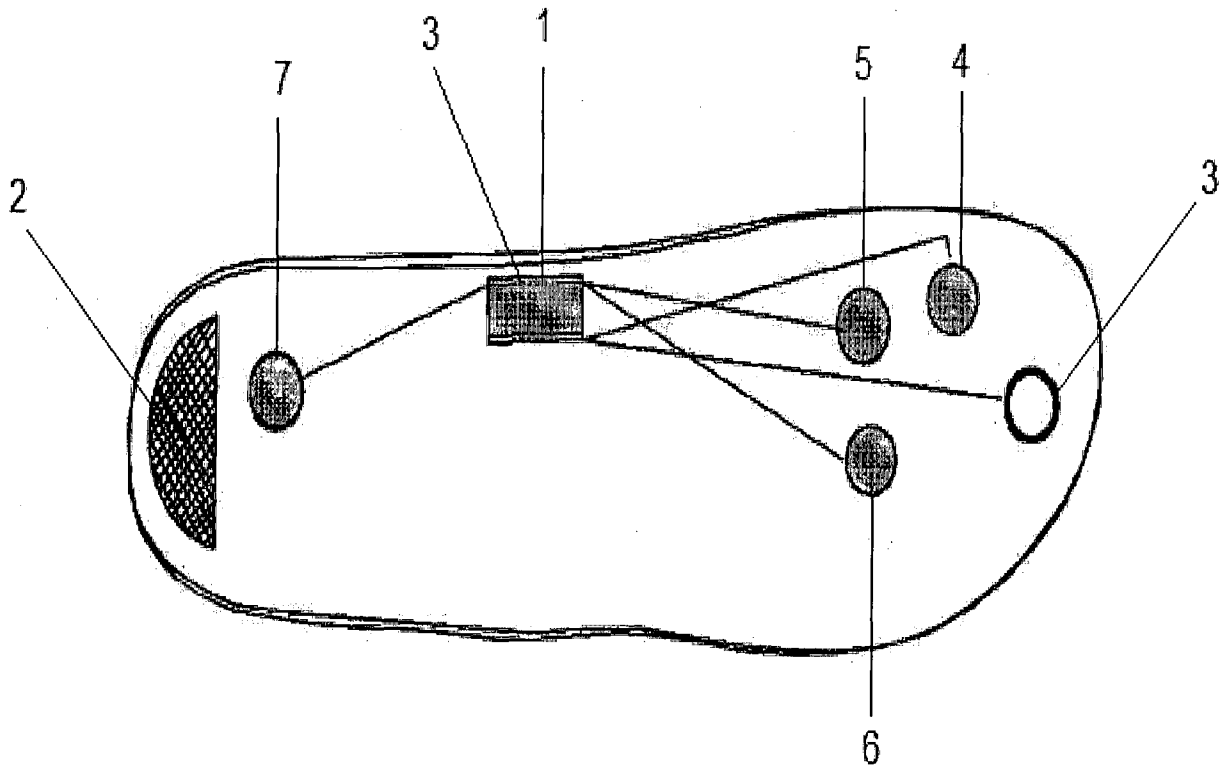
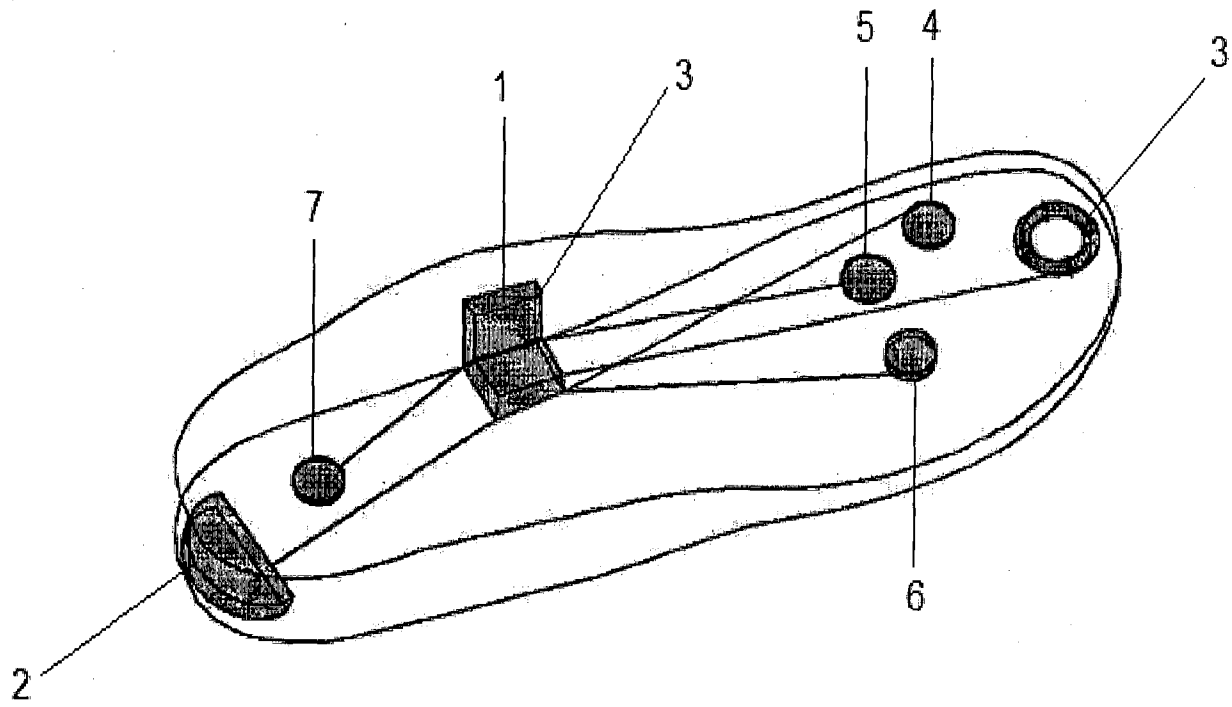


Figura 3. VISTA LATERAL



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CR2015/000001

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01C22/00 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G01C

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPODOC, INVENES

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2009152456 A2 (NIKE INC ET AL.) 17/12/2009, paragraphs[0027 - 0030]; paragraph [0049]; paragraph [0085]; figure 3, figure 6.	1-9
A	US 2008082025 A1 (HUGHES ROBERT D ET AL.) 03/04/2008, the whole document.	1-9
A	US 5500635 A (MOTT JONATHAN C) 19/03/1996, the whole document.	1-9
A	GB 2421416 A (POWERED TRIANGLE LTD) 28/06/2006, the whole document.	1-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance.
"E" earlier document but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure use, exhibition, or other means.
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other documents , such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
05/10/2015	**(06.10.2015)**
Name and mailing address of the ISA/ OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España) Facsimile No.: 91 349 53 04	Authorized officer D. Cavia del Olmo Telephone No. 91 3498488

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/CR2015/000001

Patent document cited in the search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO2009152456 A2	17.12.2009	US2012291564 A1	22.11.2012
		US2012291563 A1	22.11.2012
		US9089182 B2	28.07.2015
		US2012234111 A1	20.09.2012
		JP2011524207 A	01.09.2011
		CN102143695 A	03.08.2011
		US2011199393 A1	18.08.2011
		US9002680 B2	07.04.2015
		US2010063779 A1	11.03.2010
		US2010063778 A1	11.03.2010
		US8676541 B2	18.03.2014
		EP2330937 A2	15.06.2011
US2008082025 A1	03.04.2008	TW200831864 A	01.08.2008
		US2011224915 A1	15.09.2011
		US8387468 B2	05.03.2013
		US2010011872 A1	21.01.2010
		US7938013 B2	10.05.2011
		WO2008042720 A1	10.04.2008
		US7610813 B2	03.11.2009
US5500635 A	19.03.1996	KR960011268B B1	21.08.1996
		JPH05504283 A	08.07.1993
		JPH05228002 A	07.09.1993
		WO9113288 A1	05.09.1991
		EP0522882 A2	13.01.1993
		EP0522882 A3	29.12.1993
		EP0516703 A1	09.12.1992
		EP0516703 B1	07.06.1995
		DE69110277T T2	19.10.1995
		CA2073691 A1	21.08.1991
		CA2073586 A1	13.01.1993
		AU7340191 A	18.09.1991
		AU1956492 A	14.01.1993
		AT123563T T	15.06.1995
GB2421416 A	28.06.2006	JP2008523940 A	10.07.2008
		WO2006067434 A1	29.06.2006
		EP1850688 A1	07.11.2007
		CA2631527 A1	29.06.2006
		AU2005317858 A1	29.06.2006

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional nº
PCT/CR2015/000001

A. CLASIFICACIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD
G01C22/00 (2006.01)

De acuerdo con la Clasificación Internacional de Patentes (CIP) o según la clasificación nacional y CIP.

B. SECTORES COMPRENDIDOS POR LA BÚSQUEDA

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)
G01C

Otra documentación consultada, además de la documentación mínima, en la medida en que tales documentos formen parte de los sectores comprendidos por la búsqueda

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda internacional (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)
EPODOC, INVENES

C. DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES

Categoría*	Documentos citados, con indicación, si procede, de las partes relevantes	Relevante para las reivindicaciones nº
X	WO 2009152456 A2 (NIKE INC ET AL.) 17/12/2009, párrafos[0027 - 0030]; párrafo [0049]; párrafo [0085]; figura 3, figura 6.	1-9
A	US 2008082025 A1 (HUGHES ROBERT D ET AL.) 03/04/2008, todo el documento.	1-9
A	US 5500635 A (MOTT JONATHAN C) 19/03/1996, todo el documento.	1-9
A	GB 2421416 A (POWERED TRIANGLE LTD) 28/06/2006, todo el documento.	1-9

☐ En la continuación del recuadro C se relacionan otros documentos ☒ Los documentos de familias de patentes se indican en el anexo

* Categorías especiales de documentos citados:

"A" documento que define el estado general de la técnica no considerado como particularmente relevante.

"E" solicitud de patente o patente anterior pero publicada en la fecha de presentación internacional o en fecha posterior.

"L" documento que puede plantear dudas sobre una reivindicación de prioridad o que se cita para determinar la fecha de publicación de otra cita o por una razón especial (como la indicada).

"O" documento que se refiere a una divulgación oral, a una utilización, a una exposición o a cualquier otro medio.

"P" documento publicado antes de la fecha de presentación internacional pero con posterioridad a la fecha de prioridad reivindicada.

"T" documento ulterior publicado con posterioridad a la fecha de presentación internacional o de prioridad que no pertenece al estado de la técnica pertinente pero que se cita por permitir la comprensión del principio o teoría que constituye la base de la invención.

"X" documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse nueva o que implique una actividad inventiva por referencia al documento aisladamente considerado.

"Y" documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse que implique una actividad inventiva cuando el documento se asocia a otro u otros documentos de la misma naturaleza, cuya combinación resulta evidente para un experto en la materia.

"&" documento que forma parte de la misma familia de patentes.

Fecha en que se ha concluido efectivamente la búsqueda internacional.	Fecha de expedición del informe de búsqueda internacional.
05/10/2015	**06 Octubre 2015 (06.10.2015)**
Nombre y dirección postal de la Administración encargada de la búsqueda internacional OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España) Nº de fax: 91 349 53 04	Funcionario autorizado D. Cavia del Olmo Nº de teléfono 91 3498488

INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Informaciones relativas a los miembros de familias de patentes

Solicitud internacional nº

PCT/CR2015/000001

Documento de patente citado en el informe de búsqueda	Fecha de Publicación	Miembro(s) de la familia de patentes	Fecha de Publicación
WO2009152456 A2	17.12.2009	US2012291564 A1	22.11.2012
		US2012291563 A1	22.11.2012
		US9089182 B2	28.07.2015
		US2012234111 A1	20.09.2012
		JP2011524207 A	01.09.2011
		CN102143695 A	03.08.2011
		US2011199393 A1	18.08.2011
		US9002680 B2	07.04.2015
		US2010063779 A1	11.03.2010
		US2010063778 A1	11.03.2010
		US8676541 B2	18.03.2014
		EP2330937 A2	15.06.2011
US2008082025 A1	03.04.2008	TW200831864 A	01.08.2008
		US2011224915 A1	15.09.2011
		US8387468 B2	05.03.2013
		US2010011872 A1	21.01.2010
		US7938013 B2	10.05.2011
		WO2008042720 A1	10.04.2008
		US7610813 B2	03.11.2009
US5500635 A	19.03.1996	KR960011268B B1	21.08.1996
		JPH05504283 A	08.07.1993
		JPH05228002 A	07.09.1993
		WO9113288 A1	05.09.1991
		EP0522882 A2	13.01.1993
		EP0522882 A3	29.12.1993
		EP0516703 A1	09.12.1992
		EP0516703 B1	07.06.1995
		DE69110277T T2	19.10.1995
		CA2073691 A1	21.08.1991
		CA2073586 A1	13.01.1993
		AU7340191 A	18.09.1991
		AU1956492 A	14.01.1993
		AT123563T T	15.06.1995
GB2421416 A	28.06.2006	JP2008523940 A	10.07.2008
		WO2006067434 A1	29.06.2006
		EP1850688 A1	07.11.2007
		CA2631527 A1	29.06.2006
		AU2005317858 A1	29.06.2006