

(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS  
ESPAÑA



(11) Número de publicación: **2 865 187**

(51) Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)  
**G01N 3/24** (2006.01)  
**G01N 3/30** (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.04.2013 PCT/EP2013/057732**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **24.10.2013 WO13156415**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.04.2013 E 13716287 (1)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.04.2021 EP 2838417**

---

(54) Título: **Dispositivo y método para la medición no invasiva del estado de tensión, las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de superficies de tejidos biológicos blandos**

(30) Prioridad:

**16.04.2012 US 201261624437 P**

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**15.10.2021**

(73) Titular/es:

**MYOTON AS (100.0%)  
Lootsa Str. 8A, A-entrance  
Tallinn 11415, EE**

(72) Inventor/es:

**PEIPSI, ALEKO**

(74) Agente/Representante:

**DIÉGUEZ GARBAYO, Pedro**

**ES 2 865 187 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

Dispositivo y método para la medición no invasiva del estado de tensión, las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de superficies de tejidos biológicos blandos

5 **Campo de la invención**  
 La presente invención se refiere al campo de las tecnologías de diagnóstico médico, más en concreto, al campo de los métodos y dispositivos para la medición de propiedades biomecánicas y viscoelásticas de superficies biológicas, 10 que incluyen, aunque sin limitación, la piel.

### **Antecedentes de la invención**

15 La piel humana dota al cuerpo de una barrera flexible frente al entorno exterior mediante una estructura en capas altamente integrada que consiste en la epidermis, la dermis y tejidos subcutáneos. Cada capa tiene su propia estructura y funciones específicas. El comportamiento mecánico de la piel humana es complejo y se sabe que presenta un comportamiento mecánico no lineal y que depende del tiempo.

20 Los tejidos biológicos blandos se pueden caracterizar por el estado de tensión, las propiedades biomecánicas y las viscoelásticas. Se han realizado muchos intentos para medir las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de las superficies de los tejidos biológicos blandos, por ejemplo, de la piel humana. El principal problema es cómo evaluar la piel humana de manera objetiva y obtener valores numéricos, de forma no invasiva, sin dolor, de manera rápida y rentable, sin provocar cambios en el tejido que se está midiendo.

25 La solicitud de patente de EE. UU. n.º US2011/0319792A1 describe un dispositivo de análisis para medir las propiedades biomecánicas de la piel, para su uso por parte de un cirujano, que tiene un dispositivo de medición de fuerza, que mide la fuerza aplicada, y un dispositivo de medición de desplazamiento, que mide el movimiento inducido correspondiente en un conjunto de ubicaciones. El dispositivo de análisis descrito no es del todo satisfactorio por las siguientes razones:

30 

- larga duración del proceso de medición, que puede influir en el valor numérico del parámetro medido;
- solo se mide un parámetro, hecho que no es suficiente para la caracterización objetiva del tejido biológico blando;
- el proceso de medición requiere el uso de un brazo articulado flexible, que es un factor limitante en cuanto a su facilidad de uso, pues complica el proceso de medición y requiere una larga preparación;
- el brazo articulado flexible puede permitir que las mediciones se realicen solo en ciertos ángulos de la superficie de medición con respecto al vector de gravedad;
- la solución no es fácil de utilizar objetivamente en microgravedad o gravedad cero, hecho que es esencial para las misiones de vuelos espaciales tripulados.

40 El documento US2008/173104 describe un sistema y un método para determinar las propiedades elásticas de los materiales. Las propiedades elásticas se determinan formando y resolviendo un sistema de ecuaciones lineales en el dominio temporal que representan un modelo de ecuación diferencial de los movimientos de los puntos de alimentación del material. En base a una medición de gran amplitud, sencilla y de corta duración del punto de alimentación, se pueden determinar propiedades tanto lineales como no lineales; se pueden determinar las propiedades de gran amplitud y de amplitud cercana a cero; y se pueden determinar la velocidad de la onda elástica y los módulos elásticos y su variación con la profundidad.

45 El documento US2011/172565 describe un sistema y método para evaluar tejido aplicando un conjunto de fuerzas de cizalla y compresión en una pluralidad de ubicaciones sobre el tejido. El método supone deducir los módulos de cizalla y elástico del tejido en las ubicaciones; crear un mapa de la relación entre el módulo de cizalla y el módulo elástico para el tejido de las ubicaciones; y evaluar el tejido para predecir la presencia de una o más condiciones, en función de al menos uno de los módulos elástico y los módulos de cizalla, en combinación con el mapa de relaciones de módulo de cizalla y módulo elástico del tejido.

55 **Breve descripción de la invención**

60 El objetivo de la presente invención es proporcionar una solución para medir en tiempo real superficies de tejido biológico blando con propiedades elásticas, que incluyen, aunque sin limitación, la piel, en cualquier ángulo de orientación de la superficie con respecto al campo de gravitación, de forma no invasiva, sin dolor, con rapidez, de manera rentable y sin generar cambios en el tejido que se está midiendo.

65 Por tanto, de acuerdo con la presente invención, se proporciona un dispositivo para medir las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de la piel de un tejido biológico blando con propiedades elásticas, comprendiendo el dispositivo una carcasa que comprende elementos electrónicos, digitales y mecánicos con al menos un sensor, caracterizado por que el dispositivo comprende un extremo de análisis con una superficie de contacto que se puede

adherir a la superficie de la piel del tejido biológico blando, estando el extremo de análisis situado en el extremo de un eje de actuador; un actuador de fuerza electromagnética sin contacto, configurado para proporcionar una fuerza axial en el eje de actuador y, de ese modo, para someter el extremo de análisis a una fuerza mecánica en una dirección longitudinal paralela a la superficie de la piel; un acelerómetro montado en el eje de actuador y dispuesto

5 para registrar la aceleración del extremo de análisis y enviar señales a una unidad de análisis de señales; teniendo el extremo de análisis una forma tal que la superficie de contacto se extiende en un plano que es paralelo a dicha dirección longitudinal; en donde el actuador está dispuesto para someter el extremo de análisis a una fuerza, de modo que la piel se someta a una tensión longitudinal preestablecida, y luego para aplicar un impulso mecánico longitudinal que dura menos de 25 ms mientras se sigue aplicando la fuerza de tensión preestablecida; y en donde, 10 después de la aplicación del impulso mecánico longitudinal, la oscilación natural amortiguada resultante de hasta 400 ms se registra con datos del acelerómetro; y medios para calcular las propiedades de la piel a partir de los datos del acelerómetro durante la oscilación natural amortiguada. El impulso mecánico longitudinal se aplica después de la aplicación de una tensión previa longitudinal preestablecida en la superficie del tejido biológico blando, lo que 15 garantiza que el impulso mecánico longitudinal se aplique mientras la superficie esté bajo tensión y, por lo tanto, puede sufrir oscilación. El impulso mecánico longitudinal se aplica en paralelo a la superficie para que las capas más profundas del tejido biológico no se vean implicadas de forma significativa en la oscilación.

La superficie de contacto puede tener un área de al menos 20 mm<sup>2</sup>, y preferiblemente al menos 50 mm<sup>2</sup>, y puede ser circular u ovalada, aunque son posibles otras formas. Por ejemplo, puede ser una placa circular de 8 mm de diámetro (área 50,2 mm<sup>2</sup>) o de 10 mm de diámetro (área 78,5 mm<sup>2</sup>) o de 12 mm de diámetro (área 113 mm<sup>2</sup>). Si la superficie de contacto es demasiado pequeña o si tiene esquinas, entonces el impulso mecánico puede generar esfuerzos locales excesivamente elevados; pero si la superficie de contacto es demasiado grande, entonces evita que el dispositivo se utilice para medir las propiedades de la piel en un área pequeña.

25 Los elementos electrónicos, digitales y mecánicos pueden incluir opcionalmente un sensor gravitacional y un circuito de retroalimentación, para así garantizar que la tensión previa longitudinal preestablecida y el impulso mecánico longitudinal tengan valores que no se vean afectados por la orientación de la carcasa con respecto al campo gravitacional.

30 Una ventaja importante y solución técnica del presente método es que el impulso mecánico y el registro posterior de la respuesta del tejido son muy cortos (menos de 400 ms), por lo que no influyen en los valores numéricos de los parámetros que se están midiendo. La presente invención radica en el diseño del extremo de análisis y en la combinación de dicho extremo de análisis con un dispositivo (por ejemplo, el miómetro myotonpro™, [www.mvoton.com](http://www.mvoton.com), o dispositivos similares) para someter una superficie biológica elástica a un impulso mecánico 35 externo de corta duración con liberación rápida bajo tensión previa constante, donde la respuesta al impulso es registrada posteriormente por un acelerómetro en forma de curva de aceleración. En la presente invención, el impulso mecánico se aplica en paralelo a la superficie del tejido biológico blando. Las capas más profundas de tejidos biológicos blandos (por ejemplo, músculos esqueléticos superficiales) no están involucradas en la oscilación.

40 La construcción del dispositivo y su *firmware* le permiten conseguir resultados de medición reproducibles y fiables. El dispositivo que se utiliza en esta invención y su extremo de análisis original fue diseñado para medir capas más profundas de tejidos biológicos blandos (por ejemplo, músculos esqueléticos superficiales y tendones musculares), pero no era adecuado para medir superficies de tejidos biológicos blandos, por ejemplo, piel humana.

45 La presente invención comprende el extremo de análisis que hace posible medir superficies de tejidos biológicos blandos sin involucrar capas más profundas. El extremo de análisis es fácil de conectar al dispositivo. Para realizar las mediciones con la presente invención, el dispositivo no necesita ninguna calibración ni ajustes diferentes.

50 El dispositivo ha sido diseñado para la medición no invasiva de tejido biológico blando superficial. El dispositivo puede comprender un sistema de compensación de la gravedad para su mecanismo, que le permite tomar mediciones en diferentes ángulos (0° a 360°) con respecto al campo gravitacional de la Tierra, así como en gravedad cero, de forma reproducible y repetida, independiente, portátil, no invasiva y sin dolor, rentable y rápida. A partir de la curva de aceleración medida, el dispositivo calcula los siguientes parámetros.

55 **Estado de tensión:**

1.F - Frecuencia de oscilación natural [Hz]

**Propiedades biomecánicas:**

60 2.D - Disminución logarítmica de la oscilación natural, caracterización de la elasticidad  
3.S - Rígidez dinámica [N/m]

65 **Propiedades viscoelásticas:**

4.C - Fluencia (número de Deborah), calculada como la relación entre el tiempo de relajación del esfuerzo mecánico y el tiempo de deformación

5. R - Tiempo de relajación del esfuerzo mecánico [ms].

5 La presente invención también proporciona un método para medir las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de la piel de un tejido biológico blando con propiedades elásticas, utilizando un dispositivo que comprende una carcasa que comprende elementos electrónicos, digitales y mecánicos y sensores, y un extremo de análisis con una superficie de contacto que se puede adherir a la superficie de la piel del tejido biológico blando, estando situado el 10 extremo de análisis en el extremo de un eje de actuador, comprendiendo el dispositivo, además, un actuador de fuerza electromagnética sin contacto, configurado para proporcionar una fuerza axial en el eje de actuador y, por lo tanto, someter el extremo de análisis a una fuerza mecánica en una dirección longitudinal paralela a la superficie de la piel, y un acelerómetro montado en el eje de actuador, comprendiendo el método las siguientes etapas:

15 - colocar la superficie de contacto del extremo de análisis en el punto de medición de la superficie que se está midiendo, teniendo el extremo de análisis una forma tal que la superficie de contacto se extiende en un plano que es paralelo a dicha dirección longitudinal;

20 - adherir la superficie de contacto a la superficie del tejido biológico blando;

- someter el punto de medición de la superficie a una tensión longitudinal preestablecida;

- después, someter el extremo de análisis a un impulso mecánico longitudinal de duración inferior a 25 ms con liberación rápida bajo tensión previa constante;

25 - con el acelerómetro, registrar hasta 400 ms una curva de aceleración del extremo de análisis durante una oscilación natural amortiguada en respuesta al impulso mecánico longitudinal y que proporciona señales que representan la aceleración durante la oscilación natural amortiguada desde el acelerómetro a una unidad de análisis de señales;

30 - realizar, utilizando dicha unidad de análisis de señales (16), el procesamiento de señales de dichas señales; y, por tanto

- computar los valores de las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de la piel.

35 El método de medición comprende el registro de la oscilación natural amortiguada del tejido biológico blando en forma de gráfico de aceleración y el posterior cómputo simultáneo de los parámetros proporcionados anteriormente asociados al tejido que se está midiendo. El método de la presente invención es objetivo, seguro, no invasivo, sin dolor, rápidamente aplicable y rentable.

40 El proceso de medición de las superficies de tejidos biológicos blandos con propiedades elásticas comprende las siguientes etapas:

45 1. Se aplica una tensión previa longitudinal constante en la superficie que se mide. Es necesaria una tensión previa constante para conseguir una oscilación longitudinal de la superficie constante y reproducible en diferentes ángulos con respecto al vector de gravedad.

2. Despues de la tensión previa, el dispositivo ejerce el impulso mecánico longitudinal de liberación rápida con una fuerza mecánica constante.

50 3. La superficie responde al impulso mecánico exterior mediante una oscilación natural amortiguada. La oscilación conjunta de la superficie y el extremo de análisis se registra con un acelerómetro en forma de gráfico de aceleración.

4. A partir de la señal sin procesar obtenida en la etapa 3, a continuación, se filtran las frecuencias bajas y altas que no son características de la oscilación natural del tejido biológico blando.

55 En función de la señal de oscilación procesada, se calculan los valores numéricos que describen el estado de tensión de la superficie que se mide, así como sus propiedades biomecánicas y viscoelásticas.

60 El impulso mecánico longitudinal ejercido sobre la superficie es de corta duración e implica una fuerza mecánica mínima, por tanto, no provoca deformaciones mecánicas residuales ni reacciones neurológicas en los tejidos subcutáneos que se evalúan.

#### Definición de parámetros

##### ESTADO DE TENSION

65 F - Frecuencia de oscilación [Hz]: indica el estado de tensión intrínseca del tejido.

## PROPIEDADES BIOMECANICAS

5 D - La disminución logarítmica de una oscilación natural indica la elasticidad del tejido que se mide, ya que corresponde a la disipación de energía mecánica en el tejido durante una oscilación amortiguada. La elasticidad es la propiedad biomecánica que caracteriza la capacidad del tejido para recuperar su forma inicial después de eliminar la fuerza o deformación; si el material fuera perfectamente elástico, sin disipación de energía, la disminución sería cero, y cuanto mayor sea la disminución, menos elástico será el material.

10 S - Rígidez dinámica [N/m]: es la propiedad biomecánica que caracteriza la capacidad del tejido para resistir una fuerza de deformación. El término rigidez dinámica surge a partir del método de medición dinámica. Lo inverso de la rigidez es la adaptabilidad.

## PROPIEDADES VISCOELÁSTICAS

15 C - Fluencia: es el alargamiento gradual en el tiempo cuando se coloca bajo un esfuerzo de tracción constante. Esta se puede caracterizar calculando la relación entre el tiempo de relajación del esfuerzo mecánico y el tiempo de generación de la deformación máxima.

20 R - Tiempo de relajación del esfuerzo mecánico [ms]: es el tiempo que tarda el tejido que se ha deformado en volver a su forma inicial después de eliminar la fuerza de deformación.

## Breve descripción de los dibujos

25 La presente invención se explica con más precisión haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que

la figura 1 muestra una vista esquemática general del dispositivo de la presente invención;

la figura 2 muestra una vista esquemática de los componentes que hay dentro del dispositivo de la figura 1; y

30 la figura 3 muestra una vista esquemática de un modo de uso diferente del dispositivo de la figura 2.

## Descripción detallada de la invención

35 En cuanto a la figura 1, un dispositivo 10 de acuerdo con la presente invención comprende un extremo de análisis 2 en forma de L, una sustancia de contacto 3 y un cuerpo o carcasa 1 que contiene elementos y medios electrónicos, digitales y mecánicos, que incluyen sensores para guiar el proceso de medición y para calcular los parámetros de una superficie 4 de un tejido biológico blando con propiedades elásticas. El extremo de análisis 2 define una superficie de contacto 5 que se mantiene paralela a la superficie 4, y también es paralela a la dirección del impulso mecánico, indicado por la flecha A.

La sustancia de contacto 3 puede ser una cinta adhesiva de doble cara, por ejemplo, en forma de parche circular, o alternativamente, puede ser un adhesivo para la piel. Si la sustancia de contacto 3 es un parche circular de cinta adhesiva de doble cara, puede tener un diámetro ligeramente mayor que la superficie de contacto 5. Por ejemplo, la superficie de contacto 5 puede ser un círculo de 10 mm de diámetro, mientras que el parche circular de cinta adhesiva de doble cara puede tener un diámetro de 12 mm. Esto garantiza que no es necesario situar la superficie de contacto 5 exactamente concéntrica con el parche circular.

50 A continuación, en cuanto a la figura 2, esta muestra esquemáticamente los componentes dentro de la carcasa 1. Dentro de esta 1, el extremo del extremo de análisis 2 está fijado al extremo de un eje de actuador 12. El eje de actuador 12 está soportado de modo que pueda moverse axialmente sin fricción, como lo indica la flecha A. Por ejemplo, el eje de actuador 12 puede estar soportado por resortes de ballesta (no mostrados). El otro extremo del eje de actuador 12 está provisto de un actuador 13 de fuerza electromagnética sin contacto que puede dotar al eje de actuador 12 de una fuerza controlada axialmente. La fuerza proporcionada por el actuador 13 está controlada por un circuito de control 14. Un acelerómetro 15 está montado en el eje de actuador 12 y las señales del acelerómetro 15 se envían a una unidad de análisis de señales 16. En este ejemplo, la unidad de análisis de señales 16 está conectada a un monitor digital 17.

60 Así, haciendo de nuevo referencia a la figura 1, una vez que la superficie de contacto 5 se ha adherido a la superficie 4, el actuador de fuerza 13 se acciona inicialmente para proporcionar una tensión previa preestablecida en la superficie 4. Una vez sometida la superficie 4 a esta tensión previa, el actuador de fuerza 13 está dispuesto para aplicar un breve impulso mecánico mientras sigue aplicando la fuerza de tensión previa en el eje de actuador 12. El impulso mecánico tiene una duración inferior a 25 ms, por ejemplo, de 10 ms o 15 ms. Así, el eje de actuador 12, junto con el extremo de análisis 2, puede oscilar libremente junto con la parte de la superficie 4 que está adherida a la superficie de contacto 5. Después de la aplicación de este impulso mecánico, la oscilación amortiguada se monitoriza hasta 400 ms.

Para conectar el punto de medición de la superficie 4 con el extremo de análisis 2, la sustancia de contacto 3 está conectada a la superficie de contacto 5 o a la superficie 4. La superficie de contacto 5 del extremo de análisis 2 está en contacto con la superficie 4 a través de la sustancia de contacto 3, lo que permite una conexión firme entre el extremo de análisis 2 y la superficie 4 que se está midiendo.

Para realizar la medición, el extremo de análisis 2 se coloca en la superficie 4 que se está midiendo, se aplica el impulso mecánico longitudinal, y la oscilación natural posterior se registra en forma de curva de aceleración con los datos del acelerómetro 15. El acelerómetro 15 registra la oscilación natural de la superficie 4 y, por tanto, el dispositivo 10 mide el estado de tensión y las propiedades biomecánicas y viscoelásticas.

El método para determinar las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de la piel humana, donde la piel humana constituye la superficie 4, comprende las siguientes etapas.

El extremo de análisis 2 se coloca en el punto de medición de la superficie 4 que se está midiendo. El dispositivo 10 se mueve hacia el punto de medición hasta que se consigue la posición correcta del mecanismo de medición en el dispositivo 10 y la tensión previa requerida. Tan pronto como se consigue la posición correcta, el dispositivo 10 somete la superficie 4 a un impulso mecánico longitudinal de fuerza preestablecida. Después del impulso mecánico, el dispositivo 10 registra la respuesta de la superficie en forma de curva de aceleración.

A continuación, la unidad de procesamiento de señales 16 calcula simultáneamente los parámetros del estado de tensión y de las propiedades biomecánicas y viscoelásticas. Los resultados pueden mostrarse en una pantalla LCD del monitor digital 17 del dispositivo 10. Adicional o alternativamente, los datos se pueden transmitir a un dispositivo externo, como un ordenador portátil.

A continuación, en cuanto a la figura 3, se muestra una manera alternativa de medir algunas propiedades de la superficie 4 de un tejido biológico blando, por ejemplo, la piel humana, sin involucrar capas más profundas por debajo de la superficie. Esta utiliza un dispositivo 20 que incorpora la carcasa 1 descrita anteriormente, pero en este caso está conectada a un extremo de análisis recto 22. El extremo de análisis 22 define una superficie de contacto 5 que está conectada y adherida a la superficie 4 por una sustancia de contacto 3, de la misma manera que se describió anteriormente con respecto a la figura 1.

Durante el uso del dispositivo 20, la superficie de contacto 5 está adherida a la superficie 4, y el actuador de fuerza electromagnética 13 proporciona un impulso mecánico rápido que aleja la superficie de contacto 5 del tejido biológico blando, como lo indica la flecha B, deformando así la superficie 4 (como se muestra). Después, los datos del acelerómetro 15 se pueden utilizar para determinar el desplazamiento de la superficie 4 desde su posición original, de donde se puede deducir la elasticidad de la superficie.

El modo de funcionamiento preferido es con la superficie 4 horizontal, como se muestra en las figuras 1 y 3, y con el dispositivo 10 o 20 sobre la superficie 4. Cuando sea necesario tomar mediciones en superficies 4 que no sean horizontales, es conveniente asegurarse de que la fuerza de tensión previa y la fuerza de impulso mecánico no se vean alteradas como resultado del efecto de la gravedad. A continuación, en cuanto a la figura 2, el acelerómetro 15 está dispuesto para medir la aceleración del eje de actuador 12 (y, por tanto, el extremo de análisis 2 o 22) paralelo al eje del eje de actuador 12. Por consiguiente, si la carcasa 1 está inclinada con respecto a la horizontal, el acelerómetro 15 proporciona una señal que indica el ángulo de inclinación de la carcasa 1 con respecto a la horizontal. Como indica la línea discontinua 18, las señales del acelerómetro 15 pueden reenviarse al circuito de control 14 para compensar esta inclinación de la horizontal.

## REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (10) para medir las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de la piel de un tejido biológico blando con propiedades elásticas, comprendiendo el dispositivo una carcasa (1) que comprende elementos 5 electrónicos, digitales y mecánicos con al menos un sensor, en donde el dispositivo comprende un extremo de análisis (2) con una superficie de contacto (5) que se puede adherir a la superficie (4) de la piel del tejido biológico blando, estando el extremo de análisis (2) situado en el extremo de un eje de actuador (12); un actuador de fuerza electromagnética sin contacto (13), configurado para proporcionar una fuerza axial en el eje de actuador (12) y, por lo tanto, someter al extremo de análisis (2) a una fuerza mecánica en una dirección longitudinal paralela a la superficie (4) de la piel; un acelerómetro (15) montado en el eje de actuador (12) y dispuesto para registrar la aceleración del extremo de análisis (2) y enviar señales a una unidad de análisis de señales (16); teniendo el extremo de análisis (2) una forma tal que la superficie de contacto (5) se extiende en un plano que es paralelo a dicha dirección longitudinal; en donde el actuador (13) está dispuesto para someter el extremo de análisis (2) a una fuerza, de modo que la piel se someta a una tensión longitudinal preestablecida, y después, para aplicar un impulso 10 mecánico longitudinal de duración inferior a 25 ms, mientras continúa aplicando la fuerza de tensión preestablecida; y en donde, después de la aplicación del impulso mecánico longitudinal, se registra la oscilación natural amortiguada resultante de hasta 400 ms con datos del acelerómetro (15); y medios (16) para calcular las propiedades de la piel a partir de los datos del acelerómetro (15) durante la oscilación natural amortiguada.

2. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la superficie de contacto (5) tiene un área de al menos 15 20 mm<sup>2</sup>.

3. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, en donde la superficie de contacto (5) tiene un área de al menos 50 mm<sup>2</sup>.

4. Un dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la superficie de contacto (5) es circular u ovalada.

5. Un dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el extremo de análisis 25 (2) tiene forma de L.

6. Un dispositivo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que también incluye un sensor gravitacional y un circuito de retroalimentación para garantizar que el funcionamiento del dispositivo no se vea afectado por la orientación de la carcasa (1) con respecto al campo gravitacional.

7. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 6, en donde el acelerómetro (15) está dispuesto para proporcionar una señal que indica la orientación de la carcasa (1) con respecto al campo gravitacional, y en donde las señales del acelerómetro (15) se envían a un circuito de control (14) del actuador (13), permitiendo así que la fuerza de tensión previa longitudinal y la fuerza de impulso mecánico longitudinal se compensen por la inclinación desde la horizontal.

8. Un método para medir las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de la piel de un tejido biológico blando con propiedades elásticas, utilizando un dispositivo que comprende una carcasa (1) que comprende elementos 40 electrónicos, digitales y mecánicos y sensores, y un extremo de análisis (2) con una superficie de contacto (5) que se puede adherir a la superficie (4) de la piel del tejido biológico blando, estando ubicado el extremo de análisis (2) en el extremo de un eje de actuador (12), comprendiendo el dispositivo, además, un actuador de fuerza electromagnética sin contacto (13), configurado para proporcionar una fuerza axial en el eje de actuador (12) y, por lo tanto, someter el extremo de análisis (2) a una fuerza mecánica en una dirección longitudinal paralela a la superficie de la piel, y un acelerómetro (15) montado en el eje de actuador (12), comprendiendo el método las siguientes etapas:

- colocar la superficie de contacto (5) del extremo de análisis (2) en el punto de medición de la superficie (4) que se está midiendo, teniendo el extremo de análisis (2) una forma tal que la superficie de contacto (5) se extiende en un plano que es paralelo a dicha dirección longitudinal;

- adherir la superficie de contacto (5) a la superficie (4) del tejido biológico blando;

- someter el punto de medición de la superficie (4) a una tensión longitudinal preestablecida;

- después, someter el extremo de análisis (2) a un impulso mecánico longitudinal de duración inferior a 25 ms con liberación rápida bajo tensión previa constante;

- con el acelerómetro (15), registrar hasta 400 ms una curva de aceleración del extremo de análisis (2) durante una oscilación natural amortiguada en respuesta al impulso mecánico longitudinal y enviar las señales que representan la aceleración durante la oscilación natural amortiguada desde el acelerómetro (15) a una unidad de 45 análisis de señales (16);

- realizar, utilizando dicha unidad de análisis de señales (16), el procesamiento de señales de dichas señales; y, por tanto

- computar (16) los valores de las propiedades biomecánicas y viscoelásticas de la piel.

9. Un método de acuerdo con la reivindicación 8, en donde la etapa de procesamiento de señales comprende filtrar las frecuencias altas y bajas que no son características de la oscilación natural.

- 5 10. Un método de acuerdo con la reivindicación 8 o la reivindicación 9, en donde los elementos electrónicos, digitales y mecánicos y sensores incluyen un sensor gravitacional y un circuito de retroalimentación, de manera que la tensión previa longitudinal preestablecida y el impulso mecánico longitudinal tienen valores que no se ven afectados por la orientación de la carcasa (1) con respecto al campo gravitacional.
- 10 11. Un método de acuerdo con la reivindicación 10, en donde el acelerómetro (15) está dispuesto para proporcionar una señal que indica la orientación de la carcasa (1) con respecto al campo gravitacional, y en donde las señales del acelerómetro (15) se envían a un circuito de control (14) del actuador (13), permitiendo así que la fuerza de tensión previa longitudinal y la fuerza de impulso mecánico longitudinal compensen la inclinación desde la horizontal.

Fig.1.

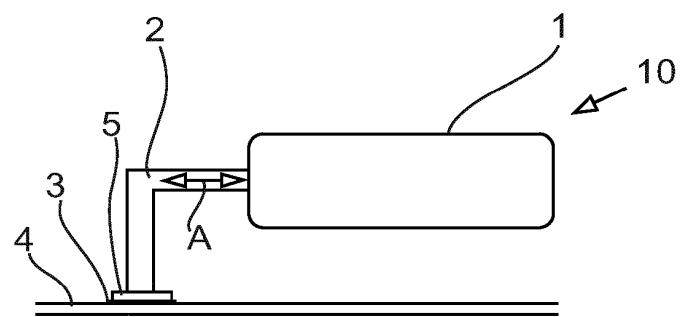


Fig.2.

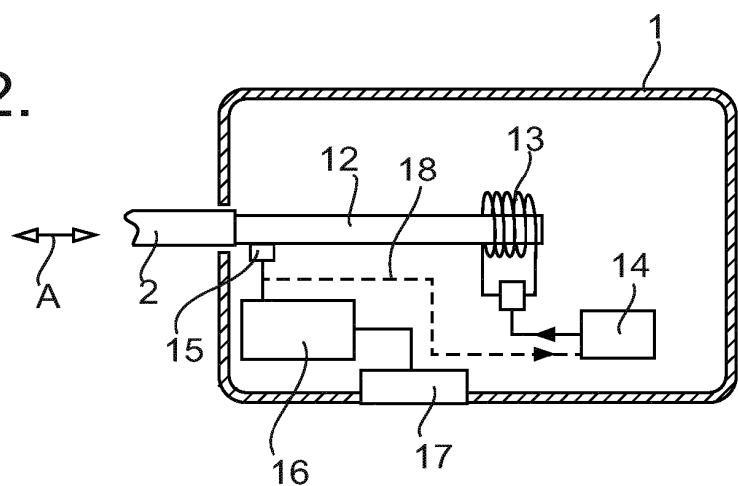


Fig.3.

