

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 513 666**

51 Int. Cl.:

A61B 5/053 (2006.01)

A61B 5/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.04.2012 E 12715205 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.09.2014 EP 2696754**

54 Título: **Dispositivo y método de medición del estrés**

30 Prioridad:

14.04.2011 EP 11162418

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

27.10.2014

73 Titular/es:

**KONINKLIJKE PHILIPS N.V. (100.0%)
High Tech Campus 5
5656 AE Eindhoven, NL**

72 Inventor/es:

**DE VRIES, JAN JOHANNES GERARDUS y
OUWERKERK, MARTIN**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 513 666 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 de medición del estrés

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un dispositivo y un método de medición del estrés para determinar un nivel de estrés de un usuario, en particular estrés prolongado. La presente invención también se refiere a un dispositivo que se puede llevar puesto y un sistema de medición del estrés, comprendiendo, cada uno, dicho dispositivo de medición del estrés. Además, la presente invención se refiere a un programa informático que implementa dicho método de medición del estrés.

Antecedentes de la invención

15 La conductancia cutánea es conocida como una medida para reacciones efectivas a corto plazo, tales como emociones. En este sentido, la conductancia cutánea se analiza típicamente usando el componente fásico de la señal de conductancia cutánea, que tiene subidas y caídas de duración del orden de segundos.

Por ejemplo el artículo "Effect of movements on the electrodermal response after a startle event" de J. Schumm, M. Bachlin, C. Setz, B. Arnrich, D. Roggen y G. Tröster, Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2008, páginas 315-318, desvela un sensor de actividad electrodérmica (EDA) que mide la EDA en los dedos mediante tiras para envolver los dedos, realiza procesamiento de señales de la EDA y simultáneamente mide la aceleración de los dedos. Se presenta el efecto de movimientos estacionarios continuos de la EDA. Se realizan velocidades controladas de marcha como movimientos y acontecimientos de sobresalto como accionador. La EDA se investiga midiendo la conductividad de la piel. La señal consta de un componente tónico y un componente fásico que cambia rápidamente superpuesto sobre el componente tónico. El acontecimiento de sobresalto conduce a respuestas en forma de pico en la parte fásica de la señal. Un sencillo algoritmo de detección de picos con un umbral se aplica a la señal fásica. Un dispositivo similar también se describe en el artículo "Discriminating Stress From Cognitive Load Using a Wearable EDA Device" de C. Setz, B. Arnich, J. Schumm, R. La Marca, G. Tröster, U. Ehler, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. 14, No. 2, marzo de 2010, páginas 410-417.

En el documento US 2009270170 A1 se presenta un método para obtener biorretroalimentación para un dispositivo de juego.

En el documento WO 2010/107788 A2 se presenta un sistema y método monitor del estrés.

En el documento EP 1407713 A1 se presentan un aparato y un método para atención sanitaria móvil basado en señales biomédicas.

En el documento WO 2008/099320 A1 se presentan un producto de programa informático, un dispositivo y un método para medir la excitación de un usuario.

En el documento "Decomposing skin conductance into tonic and phasic components", de Lim CL, Rennie C, Barry RJ, Bahramali H, Lazzaro I, Manor B y Gordon E., Int. Journal of Psychophysiology, feb., de 1997, 25(2), páginas 97-109 se describe un método para descomponer la conductancia cutánea en componentes tónico y fásico.

50 Cuando se considera la determinación de un nivel de estrés a partir de una señal fisiológica, es importante discriminar entre estrés breve y estrés prolongado. El estrés breve está conceptualizado habitualmente en términos de respuestas o acontecimientos de sobresalto, es decir el usuario se enfrenta a un contexto cambiado y el cuerpo del usuario actúa rápidamente para adaptarse a la situación del nuevo contexto, dando como resultado un cambio de una señal fisiológica. El estrés prolongado se produce cuando el estrés breve aparece demasiado a menudo, sin posibilidad suficiente de recuperarse de él. Los efectos se acumulan, haciendo que más procesos corporales cambien o resulten alterados, dando como resultado posiblemente una dolencia, debido a un sistema inmunitario más débil, síndrome de desgaste y similares.

Por ejemplo, en el documento "Central effects of stress hormones in health and disease: Understanding the protective and damaging effects of stress and mediators", B. McEwen, European Journal on Pharmacology 583, 2008, página 174-185, se desvela que, por un lado, respuestas de estrés agudo (breve) promueven la adaptación y la supervivencia mediante respuestas de los sistemas neural, cardiovascular, autónomo, inmunitario y metabólico y, por otro lado, el estrés crónico (prolongado) puede promover y exacerbar la patofisiología a través de los mismos sistemas que no están regulados. La carga del estrés crónico (prolongado) y los cambios que le acompañan en comportamientos personales se denomina sobrecarga alostática.

65 El problema general con señales fisiológicas es una correcta interpretación de estas señales. Generalmente, la situación contextual en la que se midió la señal fisiológica debe ser conocida.

Sumario de la invención

5 Es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo y método de medición del estrés (prolongado) para determinar un nivel de estrés de un usuario, en particular estrés prolongado, que proporciona una detección del nivel de estrés independiente de la situación contextual. Es también un objetivo de la presente invención proporcionar dicho dispositivo y método de medición del estrés que es menos visible y/o menos caro. Además, es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo que se puede llevar puesto que comprende dicho dispositivo de medición del estrés, un sistema de medición del estrés, que comprende dicho dispositivo de medición del estrés y un programa informático que implementa dicho método de medición del estrés. Otro aspecto de la invención proporciona un dispositivo y método de medición de la sangre. La invención se define mediante las reivindicaciones independientes.

15 En un primer aspecto de la presente invención, se presenta un dispositivo de medición del estrés para determinar un nivel de estrés de un usuario, en particular estrés prolongado, comprendiendo el dispositivo una interfaz de entrada para recibir una señal de conductancia cutánea que indica la conductancia cutánea del usuario, formando la señal de conductancia cutánea, con el tiempo, datos de rastreo de la conductancia cutánea. El dispositivo comprende, además, una unidad de procesamiento para procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea, la unidad de procesamiento adaptada para determinar, en al menos una parte de los datos de rastreo de la conductancia cutánea, valores de un tiempo de subida entre al menos dos puntos (temporales) diferentes de los datos de rastreo de la conductancia cutánea, para determinar una distribución de frecuencias de los valores del tiempo de subida, y para determinar el nivel de estrés del usuario, en particular estrés prolongado, en base a la distribución de frecuencias determinada.

25 En un aspecto adicional de la presente invención, se presenta un dispositivo que puede ser llevado por un usuario, comprendiendo el dispositivo que se puede llevar puesto el dispositivo de medición del estrés, y un sensor de conductancia cutánea para detectar la conductancia cutánea del usuario.

30 En un aspecto adicional más de la presente invención, se presenta un sistema de medición del estrés, en el que el sistema de medición del estrés, comprende el dispositivo de medición del estrés, un sensor de conductancia cutánea para detectar la conductancia cutánea del usuario, y un dispositivo de salida para enviar el nivel de estrés al usuario.

35 En otro aspecto adicional de la presente invención, se presenta un método de medición del estrés para determinar un nivel de estrés de un usuario, en particular estrés prolongado, comprendiendo el método recibir una señal de conductancia cutánea que indica la conductancia cutánea del usuario, formando la señal de conductancia cutánea, con el tiempo, datos de rastreo de la conductancia cutánea, y procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea, comprendiendo el procesamiento determinar, en al menos una parte de los datos de rastreo de la conductancia cutánea, valores de un tiempo de subida entre al menos dos puntos diferentes de los datos de rastreo de la conductancia cutánea, determinar una distribución de frecuencias de los valores del tiempo de subida, y determinar el nivel de estrés del usuario, en particular estrés prolongado, en base a la distribución de frecuencias determinada.

45 En un aspecto adicional más de la presente invención, se presenta un programa informático, en el que el programa informático comprende medios de código de programa para hacer que un ordenador lleve a cabo las etapas del método de medición del estrés cuando dicho programa informático es ejecutado en el ordenador.

50 La idea básica de la invención es tener en cuenta la forma del rastro de conductancia cutánea por medio de los valores del tiempo de subida (tiempo de subida entre al menos dos puntos diferentes, en particular exactamente dos puntos) y usar la distribución de frecuencias de estos valores del tiempo de subida para determinar el nivel de estrés, en particular el nivel de estrés prolongado. El tiempo de subida es básicamente una medida de forma. Por lo tanto, las diversas formas, o diversos valores del tiempo de subida, en los datos de rastreo de la conductancia cutánea, en particular las respuestas de conductancia cutánea, se usan para determinar el nivel de estrés prolongado de un usuario. Se ha descubierto que el tipo de la distribución de frecuencias, en particular la forma de su representación en histograma, es un indicador de la tensión arterial (crónicamente elevada) del usuario (que está relacionada con la hipertensión) y es, por lo tanto, también un indicador del nivel de estrés prolongado del usuario. El nivel de estrés prolongado (o crónico), por lo tanto la cuantificación de estrés prolongado, depende de condiciones que cambian durante un periodo de tiempo más largo, por ejemplo un periodo de una o más semanas. De acuerdo con esta invención, se da una cuantificación del efecto acumulativo de posteriores factores estresantes, por ejemplo en un marco temporal de varias horas. Usando esta invención, el nivel de estrés prolongado (o carga alostática) puede evaluarse, e incluso puede darse una predicción de una respuesta de estrés alterada en el futuro próximo después de la aparición de factores estresantes graves. Además, la presente invención proporciona un dispositivo menos visible, especialmente dado que puede estar integrado en un dispositivo que se puede llevar puesto, tal como una muñequera. Además, el hardware necesario es económico y puede miniaturizarse fácilmente. Por lo tanto, también puede proporcionarse un dispositivo menos caro. Adicionalmente, la presente invención permite una medición del estrés independiente del contexto. Por lo tanto, no existe ninguna necesidad de información contextual adicional, por ejemplo para entrada por parte del usuario y, por lo tanto, puede proporcionarse un sencillo dispositivo

y sistema de medición del estrés que pueda medir el estrés durante todo un día repleto de actividades de la vida diaria.

5 En las reivindicaciones dependientes se definen realizaciones preferidas de la invención. Se entenderá que el método de medición del estrés, programa informático, dispositivo que se puede llevar puesto y sistema de medición del estrés reivindicados tienen realizaciones preferidas similares y/o idénticas al dispositivo de medición del estrés reivindicado y tal como se define en las reivindicaciones dependientes.

10 En una realización, el dispositivo de medición del estrés está adaptado para extraer el componente tónico de la señal de conductancia cutánea o datos de rastreo de la conductancia cutánea y para procesar el componente tónico (como los datos de rastreo de la conductancia cutánea). Esto puede ser realizado, por ejemplo, por la unidad de procesamiento. El componente tónico indica los cambios graduales de larga duración de la conductancia cutánea. Los valores del tiempo de subida pueden determinarse a continuación en el componente tónico, por lo tanto subidas durante un intervalo temporal más prolongado. Estos valores, más particularmente su distribución de frecuencias, pueden usarse entonces para determinar el nivel de estrés prolongado.

15 En una realización alternativa o acumulativa, el dispositivo de medición del estrés está adaptado para extraer el componente fásico de la señal de conductancia cutánea o datos de rastreo de la conductancia cutánea y para procesar el componente fásico (como los datos de rastreo de la conductancia cutánea). El componente fásico indica los cambios de corta duración en la conductancia cutánea. Los valores del tiempo de subida pueden determinarse entonces en el componente fásico, por lo tanto subidas durante un intervalo temporal más breve. Estos valores, más particularmente su distribución de frecuencias, pueden usarse entonces para determinar el nivel de estrés prolongado.

20 En una realización, la unidad de procesamiento está adaptada para detectar picos en los datos de rastreo de la conductancia cutánea. De esta manera, los valores del tiempo de subida se determinan solamente para los picos (que son de interés) y no para todos los datos de rastreo de la conductancia cutánea. Por ejemplo, puede determinarse un valor del tiempo de subida para cada pico (detectado). Esto reduce el tiempo de cálculo. Esta realización puede usarse, por ejemplo, en combinación con las realizaciones previas de separación y procesamiento del componente tónico y/o fásico.

25 En una variante de esta realización, los picos se detectan usando la pendiente de los datos de rastreo de la conductancia cutánea. Esto permite una detección de picos más eficaz en comparación con una sencilla detección de picos usando solamente la amplitud.

30 En otra variante de esta realización, la unidad de procesamiento está adaptada para detectar respuestas de conductancia cutánea como los picos en los datos de conductancia cutánea. Esta variante puede combinarse, por ejemplo, con la variante previa de detectar la pendiente de los datos de rastreo de la conductancia cutánea. Además, esta variante puede usarse, por ejemplo, en combinación con la realización de separar y procesar el componente fásico de la señal de conductancia cutánea. En una variante de esta variante, la unidad de procesamiento está adaptada para determinar un valor del tiempo de subida para cada respuesta de conductancia cutánea (detectada). Por ejemplo, se determinan un punto temporal de inicio (punto temporal donde comienza la respuesta de conductancia cutánea) y un punto temporal máximo (punto temporal donde la respuesta de conductancia cutánea está en su máximo) para cada respuesta de conductancia cutánea, y el valor del tiempo de subida está entre el punto temporal de inicio y su punto temporal máximo correspondiente. Por lo tanto, los valores del tiempo de subida se determinan solamente para las respuestas de conductancia cutánea, lo que reduce el tiempo y el esfuerzo de cálculo.

35 En una realización adicional más, la distribución de frecuencias de los valores del tiempo de subida se determina usando una representación en histograma. Esto permite una implementación sencilla.

En una realización adicional, la distribución de frecuencias es una distribución de frecuencias acumulativa.

40 En otra realización, el nivel de estrés se determina en base a la uniformidad o el grado de apuntamiento de la distribución de frecuencias determinada. En una variante de esta realización, el nivel de estrés es mayor cuando la distribución de frecuencias determinada es menos uniforme (o más apuntada) y/o el nivel de estrés es menor cuando la distribución de frecuencias determinada es más uniforme (o menos apuntada). Esto permite una manera fiable de determinar el nivel de estrés prolongado. La uniformidad/grado de apuntamiento de la distribución de frecuencias, o su representación en histograma, es un indicador/estimador de la tensión arterial y, por lo tanto, también del nivel de estrés prolongado.

45 En una realización adicional más, el nivel de estrés se determina usando al menos una medida estadística seleccionada entre el grupo que comprende la desviación estándar, la media, la varianza, asimetría y curtosis de la distribución de frecuencias determinada. Esto permite describir el tipo/forma de la distribución de frecuencias (o su representación en histograma) de manera fiable.

En una variante de esta realización, en particular en combinación con la desviación estándar como medida estadística, la unidad de procesamiento está adaptada para determinar un valor estimado de tensión arterial (sistólica) (del usuario) en base a la medida estadística, en particular la desviación estándar. En particular la desviación estándar es una buena medida estadística para describir el tipo/forma de la distribución de frecuencias (o su representación en histograma), y para determinar a partir de ella un indicador/estimador de la tensión arterial del usuario y, por lo tanto, el nivel de estrés prolongado. El nivel de estrés (prolongado) del usuario puede determinarse entonces de acuerdo con el valor estimado de tensión arterial. Por lo tanto, a partir del valor estimado de tensión arterial (sistólica), o los valores estimados de tensión arterial a lo largo del tiempo, puede determinarse el nivel de estrés prolongado del usuario/paciente.

En una variante adicional, cuando la medida estadística es la desviación estándar de la distribución de frecuencias determinada, el nivel de estrés es mayor cuando la desviación estándar es menor y/o el nivel de estrés es menor cuando la desviación estándar es mayor. En particular, cuando se determina un valor de tensión arterial estimado, el valor estimado de tensión arterial es mayor cuando la desviación estándar es menor y/o el valor estimado de tensión arterial es menor cuando la desviación estándar es mayor. Por lo tanto, existe una correlación negativa entre el valor estimado de tensión arterial (sistólica) (o nivel de estrés prolongado) y la medida estadística de la distribución de frecuencias determinada, en particular la desviación estándar. Para un usuario/paciente con hipertensión y, por lo tanto, tensión arterial incrementada de forma crónica, su nivel de tensión arterial (sistólica) estará en un valor elevado durante un periodo de tiempo más prolongado, en particular durante un par de horas, o días, o semanas.

En una realización adicional más, en particular en combinación con o como alternativa a la realización previa, el nivel de estrés se determina comparando la distribución de frecuencias determinada con al menos una distribución de frecuencias de referencia. Por ejemplo, se usa una distancia funcional para comparar la distribución de frecuencias determinada con al menos una distribución de frecuencias de referencia. Por ejemplo, la distancia funcional puede ser una medida de divergencia (tal como divergencia de Kullback-Leibler). Estas tres medidas son buenos pronosticadores de tensión arterial, que se sabe que está relacionada con el estrés prolongado. Además, el nivel de estrés también podría determinarse usando otras maneras adecuadas, tales como usando cuantiles o intervalos de cuantiles seleccionados adecuadamente de la distribución de frecuencias determinada (o distribución de frecuencias acumulativa).

En una realización adicional, el dispositivo de medición del estrés está adaptado para formar los datos de rastreo de la conductancia cutánea durante más de una hora, en particular más de 6 horas, más de 12 horas (medio día), más de 24 horas (un día), o incluso varios días o semanas. Esto permite la determinación de estrés prolongado que se produce durante un periodo de tiempo más prolongado.

En una variante de esta realización, la unidad de procesamiento está adaptada para procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea durante más de una hora, en particular más de 6 horas, más de 12 horas (medio día), más de 24 horas (un día), o incluso varios días o semanas. Por lo tanto, una gran parte o todos los datos de rastreo de la conductancia cutánea formados (no solamente una pequeña parte) se procesa para determinar el nivel de estrés prolongado.

Breve descripción de los dibujos

Estos y otros aspectos de la invención serán evidentes a partir de y se elucidarán con referencia a la realización o realizaciones descritas en lo sucesivo. En los siguientes dibujos

- La figura 1 muestra un diagrama esquemático de un dispositivo de medición del estrés de acuerdo con una realización;
- La figura 2 muestra una ilustración de un sistema de medición del estrés de acuerdo con una realización;
- La figura 3 muestra una vista en perspectiva de un dispositivo que se puede llevar puesto de acuerdo con una realización;
- La figura 4 muestra un diagrama de datos de rastreo de la conductancia cutánea ejemplares;
- La figura 5 muestra una parte aumentada de los datos de rastreo de la conductancia cutánea ejemplares de la figura 4;
- Las figuras 6a y 6b muestran diferentes representaciones en histograma ejemplares de distribuciones de frecuencias; t
- La figura 7 muestra un diagrama de un regresor lineal ejemplar.

Descripción detallada de la invención

La figura 1 muestra un diagrama esquemático de un dispositivo de medición del estrés 10 de acuerdo con una realización, en particular un dispositivo de medición del estrés prolongado. El dispositivo de medición del estrés 10 comprende una interfaz de entrada 12 para recibir una señal de conductancia cutánea 11 que indica la conductancia cutánea del usuario 1. Por ejemplo, un sensor de conductancia cutánea 20 puede detectar la conductancia cutánea de un usuario 1 y proporcionar la señal de conductancia cutánea correspondiente 11 a la interfaz de entrada 12. La

señal de conductancia cutánea 11, con el tiempo, forma datos de rastreo de la conductancia cutánea 13. Por ejemplo, el dispositivo de medición del estrés 10 puede comprender una memoria (no mostrada en la figura 1) donde la señal de conductancia cutánea recibida se almacena, con el tiempo, para producir datos de rastreo de la conductancia cutánea 13.

5 El dispositivo de medición del estrés se usa, en particular, para determinar un nivel 15 de estrés prolongado (en lo sucesivo denominado simplemente como nivel de estrés 15). Por lo tanto, el dispositivo de medición del estrés 10 puede estar adaptado para formar los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 durante más de una hora, más de seis horas, más de 12 horas (medio día), más de 24 horas (un día) o incluso varios días o semanas. Por lo tanto, la memoria descrita anteriormente debe tener capacidad suficiente para almacenar la señal de conductancia cutánea durante este periodo de tiempo.

15 El dispositivo de medición del estrés 10 comprende, además, una unidad de procesamiento 14 para procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13. La unidad de procesamiento 14 está adaptada para determinar, en al menos una parte de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13, valores de un tiempo de subida t_r entre al menos dos puntos diferentes de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13. Esto puede realizarse, por ejemplo, mediante primeros medios de determinación 14a. Además, la unidad de procesamiento 14 está adaptada para determinar la distribución de frecuencias de los valores del tiempo de subida t_r . Esto puede realizarse, por ejemplo, mediante segundos medios de determinación 14b. Finalmente, la unidad de procesamiento 14 está adaptada para determinar el nivel 15 de estrés del usuario 1 en base a la distribución de frecuencias determinada. Esto puede realizarse, por ejemplo, mediante terceros medios de determinación 14c. Se entenderá que el procesamiento de los datos de rastreo de la conductancia cutánea descrito puede realizarse usando cualquier hardware y/o software adecuado. Por ejemplo los primer, segundo y terceros medios de determinación 14a, 14b, 14c pueden estar implementados en el software.

25 El dispositivo de medición del estrés 10 de la realización en la figura 1 comprende, además, una interfaz de salida 16 para enviar datos de salida 17 que indican el nivel de estrés 15. Por ejemplo, los datos de salida 17 pueden proporcionarse a un dispositivo de salida 40 para enviar el nivel 15 del estrés al usuario 1.

30 Un método de medición del estrés correspondiente para determinar un nivel 15 de estrés de un usuario 1, en particular estrés prolongado, comprende recibir una señal de conductancia cutánea 11 que indica la conductancia cutánea del usuario 1, formando la señal de conductancia cutánea 11, con el tiempo, datos de rastreo de la conductancia cutánea 13, y procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13. El procesamiento comprende determinar, en al menos una parte de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13, valores de un tiempo de subida entre al menos dos puntos diferentes de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13, determinar una distribución de frecuencias de los valores del tiempo de subida, y determinar el nivel 15 de estrés del usuario en base a la distribución de frecuencias determinada. Puede usarse un programa informático, que comprende medios de código de programa para hacer que un ordenador lleve a cabo las etapas de dicho método de medición del estrés cuando dicho programa informático se ejecuta en el ordenador. El ordenador puede ser un ordenador personal o cualquier otro medio informático adecuado. Por ejemplo, puede usarse un procesador incorporado. El ordenador puede estar integrado en o ser parte del dispositivo de medición del estrés.

45 La figura 2 muestra una ilustración de un sistema de medición del estrés 100 de acuerdo con una realización. El sistema de medición del estrés 100 comprende un sensor de conductancia cutánea 20 para detectar la conductancia cutánea del usuario 1. En la figura 2, el sensor de conductancia cutánea 20 está integrado en un dispositivo que se puede llevar puesto, que puede ser llevado por el usuario 1, en particular una muñequera. Sin embargo, el sensor de conductancia cutánea 20 también puede detectar la conductancia cutánea en otras partes del cuerpo adecuadas, tales como los dedos y/o en el lado palmar o volar de la mano. El sistema de medición del estrés 100 comprende además un dispositivo de salida 40 para enviar el nivel 15 de estrés al usuario 1. El dispositivo de salida 40 puede ser portátil, por ejemplo estar enganchado a un cinturón del usuario 1 tal como se indica en la figura 2. El dispositivo de salida 40 mostrado en la figura 2 comprende medios de visualización 41 para visualizar el nivel de estrés 15. Como alternativa o adicionalmente, el nivel de estrés 15 también puede enviarse al usuario 1 usando sonido, luz y/o vibración.

55 En general, el dispositivo de salida 40 puede ser un dispositivo independiente (tal como se muestra en la figura 2), o puede estar integrado, por ejemplo, en el sensor de conductancia cutánea 20 o un dispositivo que se puede llevar puesto que comprende el sensor. La salida puede ser a través de diversas modalidades tales como retroalimentación de audio (por ejemplo sonido), visual (por ejemplo luz) y/o háptica (por ejemplo vibración).

60 El sistema de medición del estrés 100 comprende, además, el dispositivo de medición del estrés 10 descrito previamente. El dispositivo de medición del estrés 10 puede ser una pieza independiente, o puede estar integrado en el dispositivo que se puede llevar puesto o en el dispositivo de salida 40. Además, el dispositivo de medición del estrés 10 puede estar adaptado para enviar una señal de advertencia, cuando el nivel de estrés 15 supera un umbral predefinido. El dispositivo de salida 40 puede estar adaptado para enviar una advertencia al usuario cuando recibe la señal de advertencia. De esta manera, el dispositivo y el sistema pueden usarse en una aplicación para impedir que personas con alto riesgo de, por ejemplo, lesión cerebral, tal como pacientes con apoplejía, se pongan demasiado

5 tensas y, por lo tanto, su tensión arterial ascienda, lo que conduce a potencial lesión cerebral. El sistema de medición del estrés 100 puede comprender, además, dispositivos adicionales, tales como un sensor de electrocardiograma (ECG), como el cinturón pectoral de ECG 20a mostrado en la figura 2. El sensor de ECG puede detectar el electrocardiograma del usuario 1. A partir del electrocardiograma, puede determinarse la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), que también se sabe que está relacionada con el estrés. De esta manera, la determinación del nivel de estrés 15, tal como se ha explicado anteriormente, puede enriquecerse adicionalmente. En general, la medición prolongada del estrés puede combinarse con otras mediciones de estrés (estrés potencialmente (más) breve) para obtener información sobre el nivel de estrés o el estado del usuario. Esta medición adicional de estrés (breve) puede obtenerse, por ejemplo, mediante mediciones fisiológicas, tales como el ECG mencionado anteriormente. Sin embargo, también pueden usarse otras mediciones adecuadas tales como BVP, respiración, temperatura cutánea, electroencefalografía (EEG) / actividad cerebral, medición de la actividad (por ejemplo a través de un acelerómetro) y/o cuestionarios, para mediciones adicionales.

15 La figura 3 muestra una vista en perspectiva de una realización de un dispositivo que se puede llevar puesto 30 que puede ser llevado por un usuario. En la realización de la figura 3, el dispositivo que se puede llevar puesto 30 está en forma de una muñequera que comprende una parte material de muñequera 33 y una cubierta 34. Se entenderá que el dispositivo que se puede llevar puesto 30 también podría llevarse alrededor de cualquier otra parte del cuerpo adecuada, tal como el tobillo, el pie o la mano. En la figura 3, dos electrodos de conductancia cutánea 31, 32 están integrados en el material de muñequera 33. Los electrodos de conductancia cutánea 31, 32 se usan para detectar la conductancia cutánea del usuario. Por lo tanto, el dispositivo que se puede llevar puesto 30 comprende el sensor de conductancia cutánea 20. En particular, los electrodos de conductancia cutánea 31, 32 pueden estar dispuestos para contactar con el lado volar de la muñeca donde normalmente no hay mucho vello. Por lo tanto, puede proporcionarse una mejor medición de la conductancia cutánea.

25 Además, el dispositivo que se puede llevar puesto 30 comprende el dispositivo de medición del estrés 10, por ejemplo el dispositivo de medición del estrés 10 descrito con referencia a la figura 1. El dispositivo de medición del estrés 10 puede estar integrado en la cubierta 34 del dispositivo que se puede llevar puesto 30. El dispositivo que se puede llevar puesto 30 puede comprender, además, un transmisor para transmitir de forma inalámbrica datos a través de un enlace de comunicación inalámbrica, tales como los datos de salida 17.

30 La figura 4 muestra un diagrama de datos de rastreo de la conductancia cutánea ejemplares 13, por ejemplo medidos con el dispositivo que se puede llevar puesto 30, tal como se muestra en la figura 3. El eje x indica el tiempo t durante un periodo de varias horas, en este caso de aproximadamente 5 1/2 horas, desde las 15:00 en punto (3 p.m.) hasta las 20:30 en punto (8:30 p.m.). Por lo tanto, los datos de conductancia cutánea 13 se forman durante varias horas. La unidad de procesamiento 14 puede estar, en particular, adaptada para procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 durante varias horas.

35 En la figura 4, el eje y indica la conductancia cutánea, también llamada respuesta cutánea galvánica (GSR), medida en microSiemens μS . Cada punto de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 indica la conductancia cutánea detectada por el sensor de conductancia cutánea 20 en ese punto específico en el tiempo t. Acontecimientos emocionales se muestran como picos con una pendiente de subida más pronunciada y una pendiente de descenso más suave. En la figura 4, cada pico corresponde a la respuesta del sistema nervioso simpático a un evento excitante emocionalmente (comunicados mediante el nervio vago a las glándulas sudoríparas de la piel).

45 En particular, los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 comprenden o son el componente tónico. El componente tónico indica los cambios graduales de larga duración de la conductancia cutánea, por lo tanto se representan mediante la forma general o básica del rastro de conductancia cutánea mostrado en la figura 4. El dispositivo de medición del estrés 10, tal como se muestra por ejemplo en la figura 1, puede estar adaptado para extraer el componente tónico de la señal de conductancia cutánea 11 (antes de que se formen los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13), por lo tanto los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 solamente comprenden (o son) el componente tónico (no el componente fásico), y entonces el componente tónico es procesado por la unidad de procesamiento 14. Como alternativa, el dispositivo de medición del estrés 10 puede estar adaptado para extraer el componente tónico de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 (después de que se formen los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13), y entonces el componente tónico de los datos de rastreo de la conductancia cutánea es procesado por la unidad de procesamiento 14. Por ejemplo, a partir de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 mostrados en la figura 4, el componente tónico puede extraerse y procesarse. Los valores del tiempo de subida t_r pueden determinarse entonces en el componente tónico, por lo tanto subidas durante un intervalo temporal más prolongado. El componente tónico puede extraerse usando, por ejemplo, un filtro de frecuencia, tal como un filtro de paso bajo, por ejemplo para frecuencias de hasta 0,05 Hz.

60 Como alternativa o de forma acumulativa, los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 pueden comprender o ser el componente fásico. El componente fásico indica los cambios de corta duración en la conductancia cutánea, por lo tanto estaría representado por los pequeños cambios superpuestos en la forma general/básica (tónica) del rastro de conductancia cutánea, por ejemplo el grosor de la línea (u oscilaciones) mostrada en la figura 4. El dispositivo de medición del estrés 10, tal como se muestra por ejemplo en la figura 1, puede estar adaptado para

extraer el componente fásico de la señal de conductancia cutánea 11 (antes de que se formen los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13), por lo tanto los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 solamente comprenden (o son) el componente fásico (no el componente tónico), y entonces el componente fásico es procesado por la unidad de procesamiento 14. Como alternativa, el dispositivo de medición del estrés 10 puede estar adaptado para extraer el componente fásico de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 (después de que se formen los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13), y entonces el componente fásico de los datos de rastreo de la conductancia cutánea es procesado por la unidad de procesamiento 14. Por ejemplo, a partir de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 mostrados en la figura 4, el componente fásico puede extraerse y procesarse. Los valores del tiempo de subida t_r pueden determinarse en el componente fásico, por lo tanto subidas durante un intervalo temporal más breve. El componente fásico puede extraerse usando, por ejemplo, un filtro de frecuencia, tal como un filtro de paso alto, por ejemplo para frecuencias de más de 0,05 Hz. Por ejemplo, también puede usarse un método para detectar respuestas de conductancia cutánea (tal como un método conocido como SCRGAUGE, véase el documento Kolish P., 1992, "SCRGAUGE- A Computer Program for the Detection and Quantification of SCRs", Electrodermal Activity, Boucsein, W. ed., Nueva York: Plenum: 432-442, que se incorpora en el presente documento como referencia), tal como se explicará a continuación.

La figura 5 muestra una parte aumentada de los datos de rastreo de la conductancia cutánea ejemplares 13 de la figura 4, por ejemplo un par de minutos (por ejemplo aproximadamente 3 minutos) de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 mostrados en la figura 4. La unidad de procesamiento 12 está adaptada para detectar picos en los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13 de la figura 5. En particular, la unidad de procesamiento 12 está adaptada para detectar respuestas de conductancia cutánea SCR 1, SCR2, SCR3 (véase la figura 5) tal como picos en los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13. Por ejemplo, las respuestas de conductancia cutánea SCR 1, SCR2, SCR3 se detectan usando la pendiente de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13. Las respuestas de conductancia cutánea SCR se detectan evaluando la pendiente, o gradiente de cuesta, en puntos posteriores de los datos de rastreo de la conductancia cutánea 13. Si la pendiente supera un valor dado, se determina que una respuesta de conductancia cutánea SCR está presente. Entonces, un punto temporal de inicio t_{o1} , t_{o2} , t_{o3} (punto temporal donde la SCR comienza) y un punto temporal máximo t_{m1} , t_{m2} , t_{m3} (punto temporal donde la SCR está en su máximo) se determinan para cada respuesta de conductancia cutánea SCR1, SCR2, SCR3. La detección del punto temporal de inicio t_o de una respuesta de conductancia cutánea SCR se realiza moviéndose hacia atrás en la curva hasta el punto de curvatura máxima. La detección del punto temporal máximo t_m de una respuesta de conductancia cutánea SCR se realiza moviéndose hacia delante hasta que la pendiente se vuelva negativa. Entonces, el valor del tiempo de subida t_{r1} , t_{r2} , t_{r3} se determina entre el (cada) punto temporal de inicio t_{o1} , t_{o2} , t_{o3} y su punto temporal máximo correspondiente t_{m1} , t_{m2} , t_{m3} . Por lo tanto, con referencia a la figura 5, se determina un valor del tiempo de subida t_r para cada respuesta de conductancia cutánea detectada SCR1, SCR2, SCR3. Para cada respuesta de conductancia cutánea SCR1, SCR2, SCR3 el valor del tiempo de subida t_{r1} , t_{r2} , t_{r3} está entre los (exactamente) dos puntos diferentes t_{o1} , t_{o2} , t_{o3} (punto temporal de inicio) y t_{m1} , t_{m2} , t_{m3} (punto temporal máximo), respectivamente.

Adicionalmente, también pueden determinarse otros valores para cada respuesta de conductancia cutánea. En un ejemplo, la amplitud (cambio de amplitud) $amp1$, $amp2$, $amp3$ puede determinarse adicionalmente. En particular, la amplitud $amp1$, $amp2$, $amp3$ correspondiente al tiempo de subida respectivo t_{r1} , t_{r2} , t_{r3} puede determinarse, por ejemplo entre el (cada) punto temporal de inicio t_{o1} , t_{o2} , t_{o3} y su punto temporal máximo correspondiente t_{m1} , t_{m2} , t_{m3} . En otro ejemplo, también el tiempo de recuperación de la respuesta $t_{rec}/2$ puede determinarse adicionalmente, en un punto donde los datos de rastreo de la conductancia cutánea están por debajo de $1/2$ de la amplitud de la respuesta de conductancia cutánea SCR1, SCR2, SCR3. En caso de que los datos de rastreo de la conductancia cutánea no estén en este valor en una cantidad de tiempo razonable, el tiempo de recuperación de la respuesta $t_{rec}/2$ puede estimarse por medio de la extrapolación del rastro de conductancia cutánea con pendiente negativa que se produce justo después del máximo local.

A continuación, se determina la distribución de frecuencias de estos valores determinados del tiempo de subida t_r , en particular usando una representación en histograma. La figura 6a y la figura 6b muestran dos representaciones en histograma ejemplares diferentes de dichas distribuciones de frecuencias. El eje x indica el tiempo de subida t_r y el eje y indica la frecuencia. Como alternativa, el eje y también podría indicar la frecuencia acumulativa, en cuyo caso la distribución de frecuencias sería una distribución de frecuencias acumulativa. Por ejemplo, pueden usarse más de 100, en particular más de 400 o más de 800, picos o respuestas de conductancia cutánea para la distribución de frecuencias o representación en histograma. La representación en histograma puede, por ejemplo, normalizarse.

A continuación, el nivel 15 de estrés del usuario 1 se determina en base a la distribución de frecuencias determinada o su representación en histograma. En particular, el nivel de estrés 15 puede determinarse en base a la uniformidad o el grado de apuntamiento de la distribución de frecuencias determinada o la representación en histograma. Por ejemplo, se ha determinado que el nivel de estrés 15 es más elevado, cuando la distribución de frecuencias determinada o representación en histograma es menos uniforme (o más apuntada). Análogamente, se determina que el nivel de estrés 15 es menor, cuando la distribución de frecuencias determinada o representación en histograma es más uniforme (o menos apuntada). Tal como puede verse en la figura 6a, la distribución de frecuencias o representación en histograma es menos uniforme. Por lo tanto, en este caso, se determina que el nivel

de estrés 15 es mayor. Tal como puede verse en la figura 6b, la distribución de frecuencias o representación en histograma es más uniforme. Por lo tanto, se determina que el nivel de estrés 15 es menor. Por consiguiente, la uniformidad o forma de la distribución de frecuencias o representación en histograma puede usarse para determinar el nivel de estrés prolongado 15.

5 El nivel de estrés 15 puede determinarse usando al menos una medida estadística seleccionada entre el grupo que comprende la desviación estándar, la media, la varianza, la asimetría y la curtosis de la distribución de frecuencias determinada o su representación en histograma. En particular, el nivel de estrés 15 puede determinarse usando la desviación estándar *std* de la distribución de frecuencias determinada o su representación en histograma. Teniendo
10 *n* valores x_i , $i = 1, 2, \dots, n$, la desviación estándar *std* es

$$std = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - m)^2},$$

$$m = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

15 En una representación computacional, la desviación estándar es $std = \text{SQRT}(1/(n-1) \text{SUM}((x-m)^2)) = \text{SQRT}(1/(n-1)(n \cdot m^2 + \text{SUM}(x^2) - 2 \cdot m \cdot \text{SUM}(x)))$. Esto requiere solamente la administración del número de valores *n*, los valores de la suma $\text{SUM}(x)$ y la suma de valores al cuadrado $\text{SUM}(x^2)$. Por lo tanto, solamente se requiere poca potencia computacional para administrar esta medida estadística durante un periodo de tiempo más prolongado.

20 Se ha descubierto que estas medidas estadísticas, en particular la desviación estándar de la distribución de frecuencias o la representación en histograma, son un buen indicador de la tensión arterial, que se sabe que está relacionada con el estrés prolongado. En particular cuando la medida estadística es la desviación estándar de la distribución de frecuencias determinada, el nivel de estrés es mayor cuando la desviación estándar es menor y/o el nivel de estrés es menor cuando la desviación estándar es mayor.

25 La unidad de procesamiento 14 puede estar adaptada para determinar un valor estimado de tensión arterial (en particular sistólica) en base a la medida estadística, en particular la desviación estándar. El nivel de estrés (prolongado) del usuario puede determinarse entonces de acuerdo con el valor estimado de tensión arterial. Por lo tanto, a partir del valor estimado de tensión arterial (sistólica), o los valores estimados de tensión arterial a lo largo
30 del tiempo, puede determinarse el nivel de estrés prolongado del usuario/paciente.

El valor estimado de tensión arterial es mayor cuando la desviación estándar es menor y/o el valor estimado de tensión arterial es menor cuando la desviación estándar es mayor. Por lo tanto, existe una correlación negativa entre el valor estimado de tensión arterial (sistólica) (o nivel de estrés prolongado) y la medida estadística de la
35 distribución de frecuencias determinada, en particular la desviación estándar. Esto se explicará a continuación.

La figura 7 muestra un diagrama de un regresor lineal ejemplar. El eje *x* indica la desviación estándar *std* de la distribución de frecuencias de los valores del tiempo de subida *tr*. El eje *y* indica la tensión arterial sistólica *BP*. La línea continua representa el regresor lineal de la tensión arterial estimada *BP* para una medición dada de *std(tr)*: $BP = a + std \cdot b$. La correlación del ejemplo mostrado en la figura 7 es -0,75, que se considera que es muy elevada en el
40 contexto de mediciones fisiológicas. Por lo tanto, la desviación estándar *std(tr)* puede considerarse como un buen indicador para tensión arterial sistólica. El regresor lineal de la tensión arterial estimada *BP* disminuye al incrementarse *std(tr)*, lo que indica que los valores de *std* medidos más elevados corresponden a valores de tensión arterial más bajos (tal como también se indica mediante la correlación negativa).

45 Para especificar la precisión del regresor lineal, los signos más en la figura 7 indican valores de medición basados en mediciones de la conductancia cutánea y mediciones simultáneas de tensión arterial sistólica para diferentes pacientes. Las líneas discontinuas en la figura 7 indican un límite de confianza alrededor de la línea del regresor lineal (línea continua), indicando en este caso un intervalo de confianza al 95% alrededor del regresor lineal, por lo tanto el área en la que se espera que se produzcan el 95% de los valores estimados de tensión arterial (para cada posible valor de *std(tr)*). Debe observarse que el intervalo de confianza depende en gran medida del número de
50 mediciones. Por lo tanto, en términos generales, la tensión arterial (en particular sistólica) estimada se determina con cierto intervalo de confianza, por ejemplo con una probabilidad de más del 80%, en particular más del 90%, en particular más del 95%.

55 En el ejemplo mostrado en la figura 7, los valores estimados de tensión arterial se calculan durante un periodo de tiempo de aproximadamente tres horas, por ejemplo usando los datos de rastreo de la conductancia cutánea de la figura 4 y/o la representación en histogramas de la figura 6a y la figura 6b. Es importante observar que usando dicho largo periodo de tiempo, en el que una amplia diversidad de tareas pueden ser realizadas por el usuario, los datos

de rastreo de la conductancia cutánea 13, o las respuestas de conductancia cutánea o picos determinadas, incluyen un amplio intervalo de efectos contextuales, que reflejan bien la vida diaria. Por lo tanto, se muestra que la medida estadística de la desviación estándar de los valores del tiempo de subida es bastante independiente del contexto. Por lo tanto, esta medida estadística es muy adecuada para el caso en el que las personas llevan puesto un dispositivo de medición del estrés durante un periodo de tiempo más prolongado en la vida diaria, en el que muchas situaciones de contexto diferentes influyen en su conductancia cutánea.

Como alternativa o de forma acumulativa, el nivel de estrés 15 puede determinarse comparando la distribución de frecuencias determinada con al menos una distribución de frecuencias de referencia, en particular un conjunto de distribuciones de frecuencias de referencia. Por ejemplo, una distancia funcional puede usarse para comparar la distribución de frecuencias determinada con al menos una distribución de frecuencias de referencia. En un ejemplo, la distancia funcional es una medida de divergencia (tal como divergencia de Kullback-Leibler). Por ejemplo, puede usarse una distribución de frecuencias de referencia o histograma para cada clase de nivel de estrés (o nivel de tensión arterial). Una vez que se ha realizado una nueva medición, la similitud entre la nueva distribución de frecuencias o representación en histograma y cada una de las distribuciones de frecuencias de referencia puede calcularse usando la medida de divergencia. A continuación, se determina la distribución de frecuencias de referencia más cercana y se determina su correspondiente nivel de estrés / valor de tensión arterial estimado. Este método requiere la formulación de al menos un, en particular un conjunto de, distribuciones de frecuencias de referencia, que es una acción única y puede estar predefinida, por ejemplo codificada permanentemente en el dispositivo. La formulación de las distribuciones de frecuencias de referencia podría automatizarse a través de aprendizaje automático que incorpora la misma medida de similitud (por ejemplo una medida de divergencia). Por ejemplo, las distribuciones de frecuencias de referencia pueden aprenderse a través de "cuantización del vector de aprendizaje".

Por lo tanto, la comparación de la distribución de frecuencias determinada con al menos una distribución de frecuencias de referencia puede comprender una o más de las siguientes etapas:

- crear (en un momento, antes de que se inicie la comparación) la al menos una distribución de frecuencias de referencia (en particular al menos dos distribuciones de frecuencias de referencia), por ejemplo una distribución de frecuencias de referencia por clase de tensión arterial (por ejemplo clases de BP: {0-70, 71-100, 101-130, 131-Inf}),
- para cada determinación del nivel de estrés (prolongado) o valor de tensión arterial estimado, comparar la distribución de frecuencias determinada (o su representación en histograma) con cada una de las distribuciones de referencia, en particular calculando y usando la distancia funcional entre ellas (por ejemplo proporcionada por la medida de divergencia)
- para cada determinación del nivel de estrés (prolongado) o estimación de tensión arterial, seleccionar la distribución de frecuencias de referencia más cercana seleccionando la distribución de frecuencias de referencia con el valor de medida de divergencia más pequeño.

Adicionalmente, el nivel de estrés (prolongado) o valor de tensión arterial estimado (etiqueta de tensión arterial (BP)) correspondiente puede enviarse (por ejemplo 71-100).

Aunque la invención se ha ilustrado y descrito en detalle en los dibujos y la descripción anterior, dicha ilustración y descripción deben considerarse ilustrativas o ejemplares y no restrictivas; la invención no está limitada a las realizaciones desveladas. Otras variaciones de las realizaciones desveladas pueden entenderse y hacerse efectivas por los expertos en la materia al poner en práctica la invención reivindicada, a partir de un estudio de los dibujos, la divulgación y las reivindicaciones adjuntas.

En las reivindicaciones, las palabras "que comprende" no excluyen otros elementos o etapas, y el artículo indefinido "un" o "uno" no excluyen una pluralidad. Un único elemento u otra unidad pueden cumplir las funciones de varios elementos mencionados en las reivindicaciones. El mero hecho de que ciertas medidas se mencionen en reivindicaciones dependientes mutuamente diferentes no indica que una combinación de estas medidas no pueden usarse para sacar ventaja.

Un programa informático puede almacenarse/distribuirse en un medio no transitorio adecuado, tal como un medio de almacenamiento óptico o un medio en estado sólido suministrado junto con o como parte de otro hardware, pero también puede distribuirse en otras formas, tal como a través de Internet u otros sistemas de telecomunicaciones por cable o inalámbricos.

No debe interpretarse que ningún signo de referencia en las reivindicaciones limita el alcance.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Dispositivo de medición del estrés (10) para determinar un nivel (15) de estrés de un usuario (1), comprendiendo el dispositivo (10):
- una interfaz de entrada (12) para recibir una señal de conductancia cutánea (11) que indica una conductancia cutánea del usuario (1), formando la señal de conductancia cutánea (11), con el tiempo, datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), y
 - 10 - una unidad de procesamiento (14) para procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), la unidad de procesamiento (14) adaptada para determinar, en al menos una parte de los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), valores de un tiempo de subida (t_r) entre al menos dos puntos diferentes de los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13),
- 15 caracterizado por que la unidad de procesamiento (14) está adaptada, además, para determinar una distribución de frecuencias de los valores del tiempo de subida (t_r), y para determinar el nivel (15) de estrés del usuario (1) en base a la distribución de frecuencias determinada.
- 20 2. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 1, adaptado para extraer el componente tónico de la señal de conductancia cutánea (11) o los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13) y para procesar el componente tónico y/o adaptado para extraer el componente fásico de la señal de conductancia cutánea (11) o los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13) y para procesar el componente fásico.
- 25 3. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 1, en el que la unidad de procesamiento está adaptada para detectar picos en los datos de conductancia cutánea (13), en particular usando la pendiente de los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13).
- 30 4. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 3, en el que la unidad de procesamiento (12) está adaptada para detectar respuestas de conductancia cutánea (SCR) como los picos en los datos de conductancia cutánea (13), en particular en el que la unidad de procesamiento (12) está adaptada para determinar un valor del tiempo de subida para cada respuesta de conductancia cutánea (SCR).
- 35 5. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 1, en el que la distribución de frecuencias de los valores del tiempo de subida se determina usando una representación en histograma.
6. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 1, en el que el nivel de estrés (15) se determina en base a la uniformidad o el grado de apuntamiento de la distribución de frecuencias determinada.
- 40 7. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 6, en el que el nivel de estrés (15) es mayor cuando la distribución de frecuencias determinada es menos uniforme y/o en el que el nivel de estrés (15) es menor cuando la distribución de frecuencias determinada es más uniforme.
- 45 8. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 1, en el que el nivel de estrés (15) se determina usando al menos una medida estadística seleccionada entre el grupo que comprende la desviación estándar (std), la variancia, la asimetría y la curtosis de la distribución de frecuencias determinada.
- 50 9. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 8, en el que la unidad de procesamiento está adaptada para determinar un valor de tensión arterial estimado en base a la medida estadística, en particular la desviación estándar.
10. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 1, en el que el nivel de estrés (15) se determina comparando la distribución de frecuencias determinada con al menos una distribución de frecuencias de referencia.
- 55 11. Dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 1, adaptado para formar los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13) durante más de 1 hora, en particular más de 6 horas, más de 12 horas o más de 24 horas.
- 60 12. Dispositivo que se puede llevar puesto (30) que puede ser llevado por un usuario, comprendiendo el dispositivo que se puede llevar puesto (30) el dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 1 y un sensor de conductancia cutánea (20) para detectar la conductancia cutánea del usuario (1).
- 65 13. Sistema de medición del estrés (100), que comprende:
- el dispositivo de medición del estrés (10) de la reivindicación 1,
 - un sensor de conductancia cutánea (20) para detectar la conductancia cutánea del usuario (1), y
 - un dispositivo de salida (40) para enviar el nivel (15) de estrés al usuario (1).

14. Método de medición del estrés para determinar un nivel (15) de estrés de un usuario (1), comprendiendo el método:

5 - recibir una señal de conductancia cutánea (11) que indica una conductancia cutánea del usuario (1), formando la señal de conductancia cutánea (11), con el tiempo, datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), y
- procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), comprendiendo el procesamiento determinar, en al menos una parte de los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), valores de un tiempo de subida (tr) entre al menos dos puntos diferentes de los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13),

10 caracterizado por que el procesamiento comprende, además, determinar una distribución de frecuencias de valores del tiempo de subida (tr), y determinar el nivel (15) de estrés del usuario en base a la distribución de frecuencias determinada.

15 15. Programa informático que comprende medios de código de programa para hacer que un ordenador lleve a cabo las etapas del método de medición del estrés de acuerdo con la reivindicación 14, cuando dicho programa informático se ejecuta en el ordenador.

16. Dispositivo de medición de la tensión arterial (10) que comprende:

20 una interfaz de entrada (12) para recibir una señal de conductancia cutánea (11) que indica una conductancia cutánea del usuario (1), formando la señal de conductancia cutánea (11), con el tiempo, datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), y
una unidad de procesamiento (14) para procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), la unidad de procesamiento (14) adaptada para determinar, en al menos una parte de los datos de rastreo de la
25 conductancia cutánea (13), valores de un tiempo de subida (tr) entre al menos dos puntos diferentes de los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13),
caracterizado por que la unidad de procesamiento (14) está adaptada, además, para determinar una distribución de frecuencias de valores del tiempo de subida (tr), para determinar al menos una medida estadística de la
distribución de frecuencias determinada, y para determinar un valor de tensión arterial estimado en base a la
30 medida estadística.

17. Método de medición de la tensión arterial que comprende:

35 recibir una señal de conductancia cutánea (11) que indica una conductancia cutánea del usuario (1), formando la señal de conductancia cutánea (11), con el tiempo, datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), y
procesar los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), comprendiendo el procesamiento determinar, en al menos una parte de los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13), valores de un tiempo de subida (tr) entre al menos dos puntos diferentes de los datos de rastreo de la conductancia cutánea (13),
40 caracterizado por que el procesamiento comprende, además, determinar una distribución de frecuencias de valores del tiempo de subida (tr), para determinar al menos una medida estadística de la distribución de frecuencias determinada, y para determinar un valor de tensión arterial estimado en base a la medida estadística.

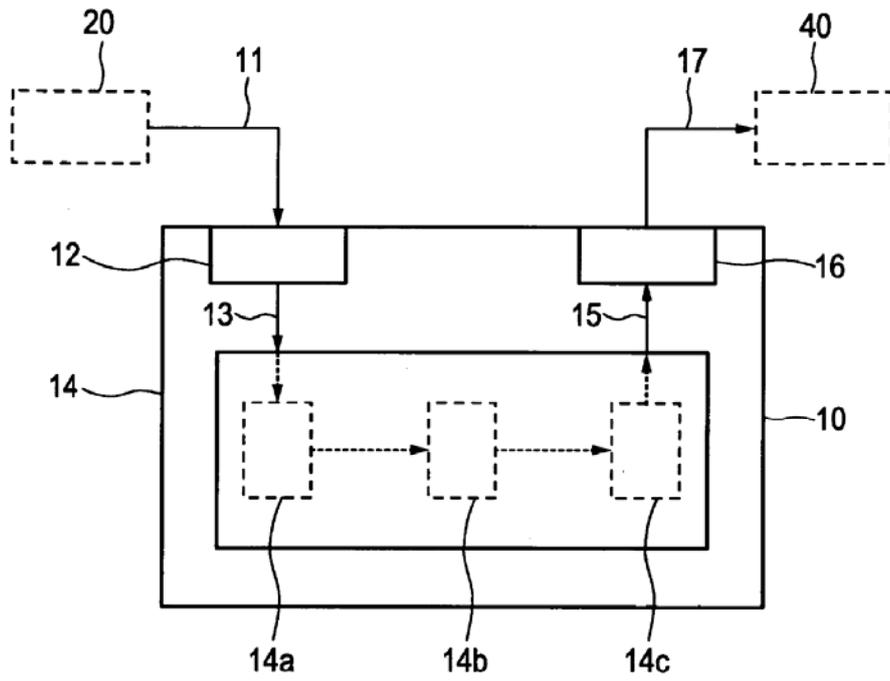


FIG. 1

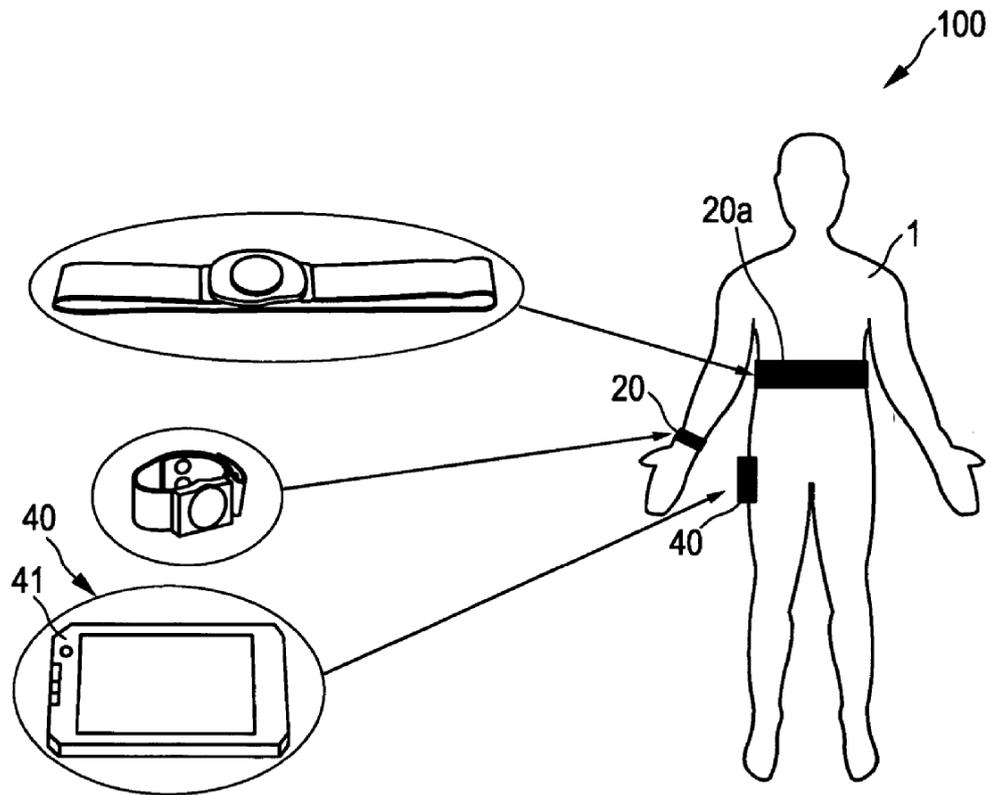


FIG. 2

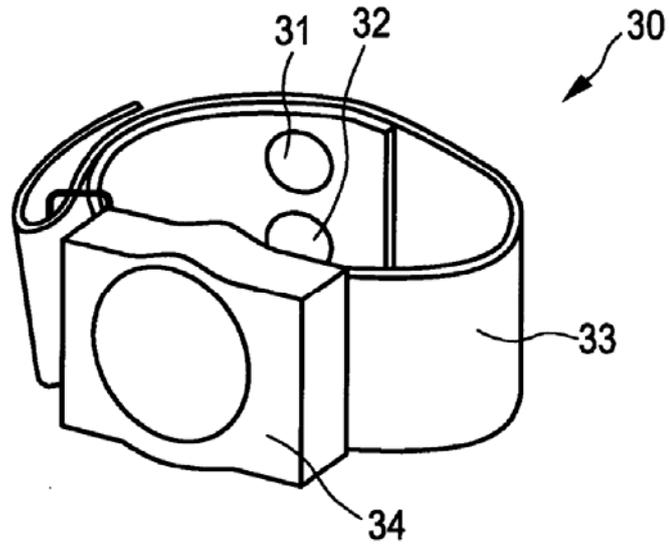


FIG. 3

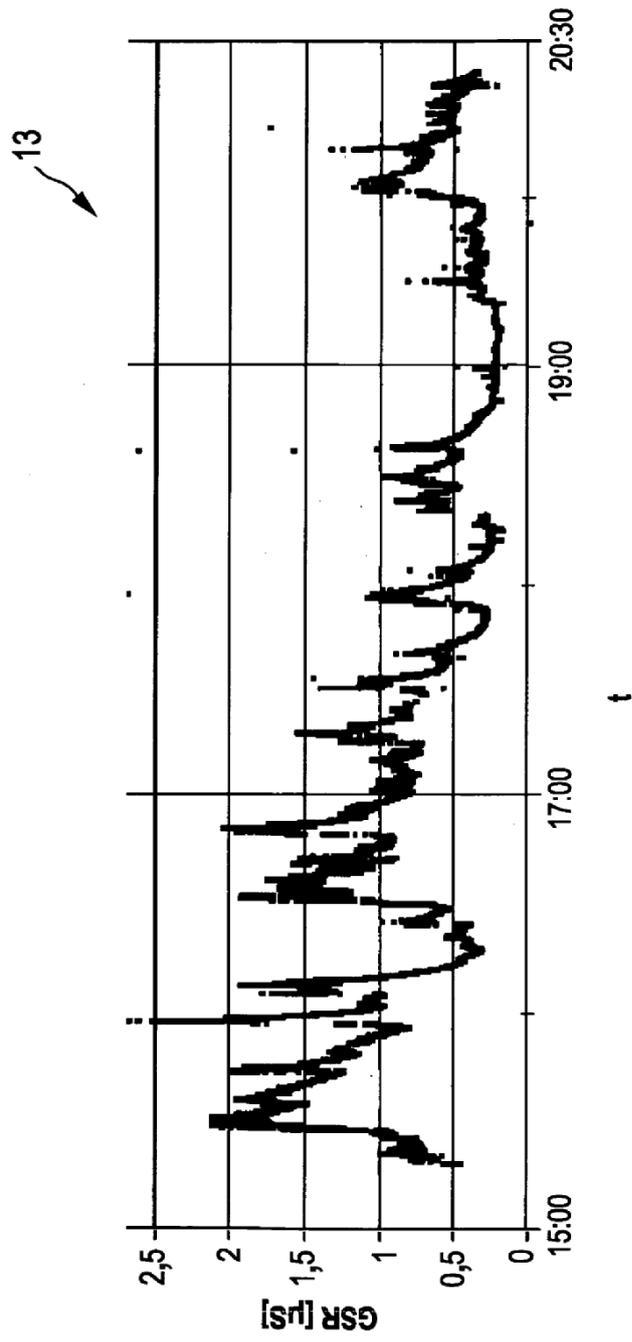


FIG. 4

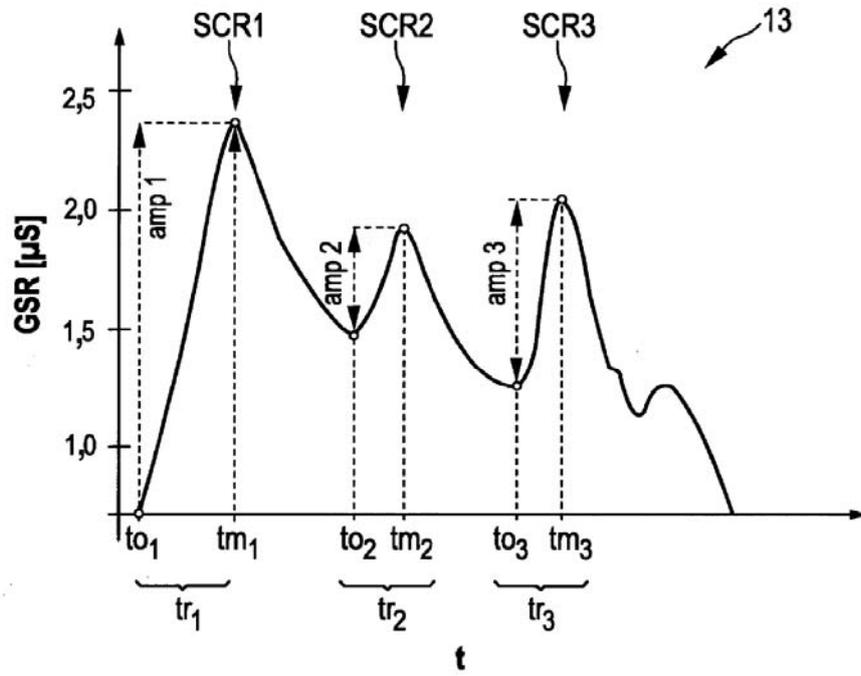
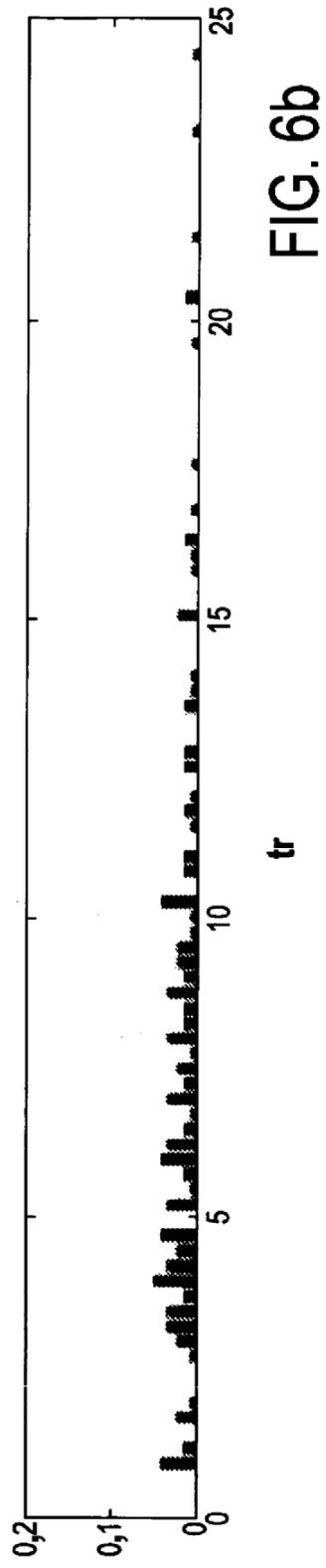
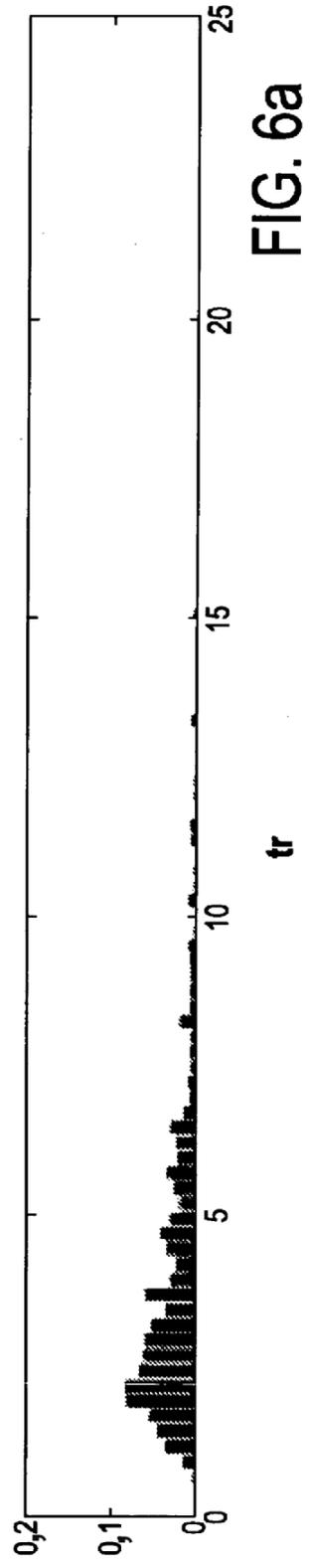


FIG. 5



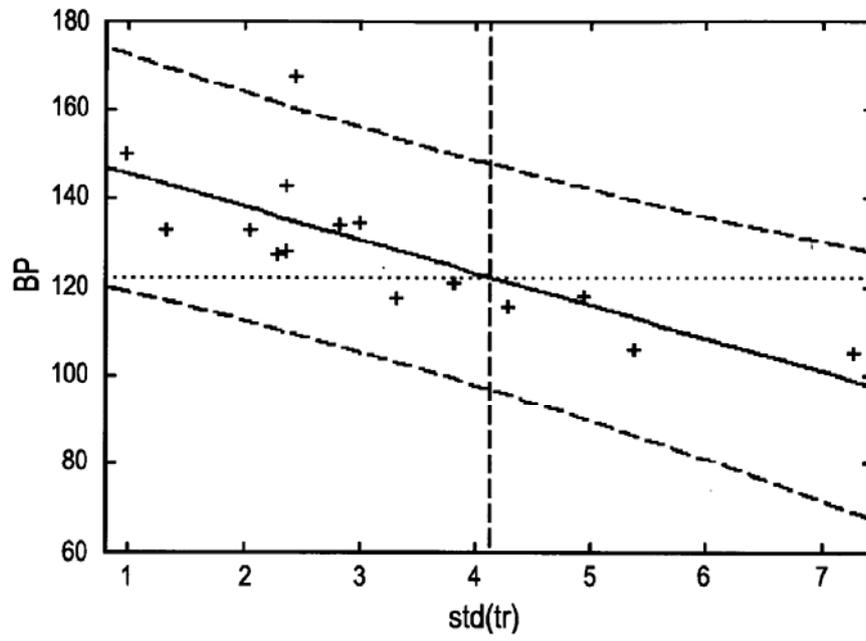


FIG. 7