

CAMPO TÉCNICO

La presente invención corresponde al campo de la ingeniería biomédica y la medición de signos vitales.

ESTADO DEL ARTE

Con la creciente demanda de servicios de salud domiciliaria, está claro que cada vez toma más fuerza la cultura de la hospitalización domiciliaria y el uso de tecnologías de asistencia diagnóstica. El control de los signos vitales es un paso prioritario para el control de las funciones básicas del cuerpo. Sin embargo, a la fecha el monitoreo continuo de múltiples signos vitales, continúa siendo un problema abierto.

Los signos vitales principales son la frecuencia cardíaca, presión arterial, temperatura corporal y frecuencia respiratoria. Adicional a estos signos vitales, otras variables importantes que conviene monitorizar en detalle, son la actividad eléctrica del corazón y los niveles de saturación de oxígeno en sangre. En la actualidad existen monitores de signos vitales de escritorio o para personas en reposo [US4981139] y otros portátiles [US5724025] pero que no son fáciles de llevar durante todas las actividades de la vida diaria como durante la práctica de ejercicio físico, y no pueden hacer una medición continua de presión arterial.

Existen monitores que miden variables de manera independiente, como los parches de electrocardiograma [US20030212319A1]. Lamentablemente estos parches carecen de mediciones de oximetría o presión arterial.

Por otra parte, la presión sanguínea es uno de los signos más importantes del estado de una persona. Se recomienda que la presión sea medida regularmente como medida preventiva y correctiva. En este sentido, también existen monitores de presión arterial invasivos y levemente invasivos basados en manguito [US5743857A, US6344025].

La medición de la presión arterial basada en manguito entrega datos adecuados para muchas aplicaciones en medicina. Sin embargo, los métodos basados en manguito no permiten hacer una medición continua, debido a que se es necesario hacer una pausa superior a un minuto entre mediciones para evitar errores (Campbell et al. 1990). Por lo tanto, los cambios de corto plazo en la presión no pueden ser detectados. Además, al inflar de forma automática la cámara de aire del manguito se puede tomar por sorpresa al paciente ocasionando movimientos que se transducen en los sensores y alterar la medida.

Otras variables adicionales relevantes como la temperatura o la frecuencia respiratoria también son difíciles de encontrar en monitores vestibles multiparamétricos.

Una opción de integración vestible, son monitores de signos vitales basados en prendas [US20030212319A1, WO2017089986A1], que si bien ofrecen una mejora, no se pueden utilizar cuando la persona toma un baño y representan un desafío de mantenimiento ya que las telas se deterioran y pueden convertirse en un vector de transmisión de infecciones en el caso de que su uso sea compartido en un hospital. Su mantenimiento es más difícil porque deben ser lavados periódicamente o cada vez que un paciente diferente los usa y su fabricación incluyendo textiles y sensores aumenta el costo de producción. Estas prendas de vestir utilizan electrodos textiles que necesitan compresión para medir adecuadamente. La compresión genera invasividad y es inadecuada en pacientes con insuficiencia respiratoria, neonatos o adultos mayores con insuficiencia cardíaca. Los electrodos textiles se desplazan por lo menos unos milímetros con el movimiento de la persona, por ejemplo al levantar las manos y con ello se altera la medición que necesita de un contacto firme entre el electrodo y la piel.

Dado que cada módulo electrónico de un sensor puede consumir entre 1 y 100 mAh, los monitores multiparamétricos que poseen sensores de hardware para cada medición acumulan un consumo de energía superior a 40mAh, pudiendo inclusive sobrepasar los 400mAh (como en el caso de los que usan WiFi o implementan motores para bombear aire), agotando baterías de 1000mAh o 2000 mAh en cuestión de horas, afectando con ello la medición continua. Por

lo cual su autonomía energética es reducida o solo se podrá compensar agregando baterías que pueden pesar más de 50g y sumando un peso total en dispositivos superior a los 200g.

Así las cosas, sigue siendo un desafío reunir una multitud de sensores de signos vitales en un solo dispositivo fácil de transportar con un alto nivel de integración.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

La presente invención consiste en un dispositivo destinado a la medición de múltiples bioseñales en condiciones ambulatorias (también definido como monitor o monitor multiparamétrico de bioseñales portátil) y un método de inferencia de variables adicionales.

El monitor mide bioseñales y tiene capacidad de comunicación inalámbrica, lo cual le permite enviar los datos a un teléfono móvil, un computador u otra puerta de enlace que además de facilitar la visualización local pueden re-transmitir los datos a Internet en tiempo real.

En segundo lugar, la presente invención se compone de un método para inferir los intervalos RR, la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y la presión arterial de manera indirecta.

El beneficio de la presente invención es la posibilidad de monitorizar una variedad de signos vitales de manera continua, permitiendo el seguimiento en tiempo real del usuario de esta tecnología.

DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

Figura 1: Vista lateral del dispositivo medidor de bioseñales (1), incluyendo la caja principal (1a) y el medidor de oximetría (1b).

Figura 2: Vista posterior del dispositivo (1), con los electrodos en forma de broche (1a2, 1a3, 1a4), sensor de temperatura (1a7), botón de reset (1a10), ubicación de la memoria (1a11).

Figura 3: Vista anterior del dispositivo (1), incluyendo la caja principal contenedora (1a) y el sensor de oximetría (1b2) con su cable de conexión (1b1). Se enseña el botón de eventos y configuración en forma de corazón (1a9), el puerto de carga y comunicación de datos (1a12) y los LEDs indicadores (1a13).

Figura 4: Esquematación de los principales componentes electrónicos del dispositivo de monitoreo.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

Nuestra aproximación alternativa para una medición continua, cómoda y no invasiva, consiste en la medición indirecta de variables basada en un número menor de señales adquiridas físicamente.

La presente invención se compone de un dispositivo medidor de bioseñales (1) y un método para inferir otras bioseñales (2).

El dispositivo de medición es pequeño, portátil y adaptable al cuerpo. La caja contenedora de este dispositivo (1a) es semi-rígida para facilitar su adaptación a la curvatura del cuerpo y

su tamaño le hace portable, con longitud inferior a 20cm, altura inferior a 10cm y espesor inferior a 3 cm.

La caja (1a) contiene un sensor de electrocardiograma (1a1) conectado a tres electrodos metálicos (1a2, 1a3, 1a4) en forma de broche que sobresalen de la zona posterior de la caja por lo menos 2mm. Estos electrodos metálicos permiten ser abrochados a electrodos adhesivos desechables basados en hidrogel, bandas a base de polímeros conductores o prendas con electrodos textiles. La caja se ubica en diferentes zonas del tórax para adquirir distintas formas de electrocardiograma.

La batería recargable (1a5) con capacidad de 400 a 3000 mAh le permite realizar mediciones por largos periodos de tiempo (en escala de meses) porque se puede recargar después de algunos días de uso.

En su interior el dispositivo contiene también un acelerómetro (1a6) que le permite estimar la actividad de la persona y por ejemplo su consumo de calorías, y un sensor infrarrojo (1a7) para medir la temperatura corporal, el cual a través de un orificio (1a8) o ventana en la zona posterior de la caja obtiene radiación infrarroja del cuerpo para estimar la mencionada temperatura corporal.

La caja tiene dos botones. Un botón de eventos en forma de corazón (1a9) ubicado en su parte frontal para simbolizar el objetivo de registrar eventos cardíacos, y es presionado cuando el usuario siente una dolencia o requiere ayuda .

El dispositivo posee un segundo botón (1a10) para realizar la acción de reset, que permite reiniciar el sistema, este botón se ubica preferiblemente en la parte posterior de la caja.

En su interior el monitor cuenta también con una tarjeta de memoria (1a11) extraíble a través de un orificio. El dispositivo posee un puerto de datos y carga (1a12), una sección de iluminación con tres LEDs (1a13) que pueden variar su intensidad luminosa y están

destinados a generar indicaciones de estado, y un módulo de comunicación inalámbrica (1a14) de datos que puede ser Bluetooth, WiFi, GPRS o GSM.

Finalmente, el dispositivo cuenta con un sensor óptico de saturación de oxígeno (1b1) que se conecta con la caja principal a través de un cable elástico y flexible (1b2) con longitud en un rango de 10 a 150 cm. Este sensor se puede conectar al cuerpo ya sea en el tórax, antebrazo, muñeca o dedo en una zona en la que se logre obtener un reflejo óptico del flujo sanguíneo con el fin de extraer un dato de la saturación de oxígeno. Preferiblemente se ubica en forma de brazalete en el antebrazo o en la muñeca y si las condiciones de movimiento son bajas también se puede ubicar en el dedo como un oxímetro convencional.

La presente invención establece un método para minimizar el hardware y obtener múltiples variables por inferencia. De esta manera, se obtiene por ejemplo la frecuencia cardíaca con alta precisión a partir de la medición de electrocardiograma y saturación de oxígeno (también conocida como oximetría) a partir de los picos R del electrocardiograma y los máximos de la onda de saturación de oxígeno. El resultado es una medida redundante y confiable porque ambas medidas de frecuencia cardíaca deben coincidir exactamente. Si la frecuencia cardíaca no coincide exactamente entre ambas medidas, es porque hay un error en la medición probablemente debido a desconexión.

Con este resultado es posible inferir la frecuencia respiratoria de manera indirecta a partir de la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la frecuencia dominante de las series de los ángulos del eje eléctrico del corazón.

Con los datos anteriores se procede a deducir de la presión arterial de manera indirecta interrogando al usuario sobre su talla y peso, y obteniendo la presión a partir del tiempo de arribo del pulso con la fórmula:

$$P = a \times \ln(t) + b$$

Donde t es el tiempo de arribo del pulso, a y b son constantes de ajuste que se fijan por regresión al inicio de la medición con base en la talla, peso y frecuencia cardíaca del usuario y una medida de referencia.

Con la presión general, se deduce la presión arterial sistólica y diastólica como los máximos y mínimos relativos del vector construido con medidas recurrentes de la variable P .