

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 813 111**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

H01L 29/778 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.03.2017 PCT/IB2017/051320**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.09.2017 WO17153907**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.03.2017 E 17716302 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.05.2020 EP 3426133**

54 Título: **Sensores microelectrónicos para monitorización no invasiva de parámetros fisiológicos**

30 Prioridad:

10.03.2016 US 201615067093

17.05.2016 US 201615157285

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

22.03.2021

73 Titular/es:

EPITRONIC HOLDINGS PTE. LTD. (100.0%)

100 Tras Street, Nr. 16-01 100 AM

Singapore 079027, SG

72 Inventor/es:

RAM, AYAL

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 813 111 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

Sensores microelectrónicos para monitorización no invasiva de parámetros fisiológicos

Campo técnico

5 La presente solicitud está relacionada con el campo de sensores microelectrónicos basados en transistores de alta movilidad de electrones y su uso en detección y monitorización continua de señales eléctricas generadas por un cuerpo humano. En particular, la presente solicitud está relacionada con los transistores de alta movilidad de electrones pseudoconductivos de puerta abierta y su uso en monitorización no invasiva de parámetros fisiológicos de un cuerpo humano.

Antecedentes

10 El estado de salud humana es determinado por muchos parámetros fisiológicos autointerdependientes. No todos ellos son igualmente informativos e importantes. Además, no todos esos parámetros podrían ser monitorizados fácilmente y con precisión, puesto que su medición requiere condiciones especiales, equipamiento y materiales médicos caros. Mientras se diseña el sistema de monitorización global, se necesita valorar no únicamente la importancia de parámetros medidos sino también técnicas de su medición y potencialmente de la implicación en sistemas prácticos.

15 Investigaciones médicas han probado que los parámetros más importantes son aquellos que especifican el trabajo del corazón y del sistema respiratorio o pulmonar.

20 Parámetros típicos que reflejan el estado de sistemas cardiovascular y respiratorio o pulmonar a monitorizar son el gasto cardíaco y la actividad cardíaca primaria asociada con un electrocardiograma, presión venosa central, presiones de aurícula izquierda y derecha, actividad de pulmón o pulmonar asociada con un ciclo de respiración, volumen y frecuencia respiratorios, y actividad cerebral asociada con un electroencefalograma. Otros parámetros fisiológicos que se puede evaluar a partir de los parámetros anteriores son el volumen sistólico, cambios del volumen sistólico relacionados con la respiración, resistencia vascular periférica, compliancia arterial, amplitud y frecuencia respiratorias (o volumen tidal).

25 Los sistemas cardiovascular y pulmonar son sistemas de bucle cerrado inherentemente multivariados. Parámetros fisiológicos principales de estos sistema tienen una interrelación estrecha mediada por diversos mecanismos mecánicos y neurales que también pueden ser evaluados al monitorizar la actividad cerebral. El sistema nervioso autónomo controla diferentes partes de este sistema mediante una modulación neural continua que provoca pequeñas variaciones de las variables alrededor de sus valores medios. La respiración como estimulador externo es capaz de modular significativamente los parámetros hemodinámicos. La relación y la interacción entre la actividad cerebral, la circulación sanguínea y la respiración son muy estrechas, lo que enfatiza la necesidad de monitorización y estimación simultáneas de estos sistemas en trabajo clínico.

30

35 Actualmente, hay disponibles varios tipos diferentes de dispositivos para monitorizar sujetos humanos de manera no invasiva. Por ejemplo, la función del corazón puede ser monitorizada en un paciente mediante el uso de electrodos, que deben ser conectados a la piel del paciente. Aunque no invasivo, tal equipamiento es no obstante incómodo para el paciente, que se conecta a una red de cables y sensores cableados. Adicionalmente, tal equipamiento es costoso, limitando su uso a hospitales, laboratorios y otros entornos médicos en los que se puede justificar tanto el coste como la incomodidad del paciente.

40 En general, se desea una monitorización no invasiva y continua de un sujeto humano. A fin de soportar una monitorización regular de sujetos humanos en su ambiente normal, por ejemplo en casa o en la oficina, el equipamiento debe ser no invasivo y fácil de usar. Por ejemplo, tal monitorización podría ser muy útil como parte del mantenimiento de salud global de un paciente, y se podría usar a fin de detectar un empeoramiento en la condición fisiológica del paciente antes de que se vuelva apreciable un empeoramiento concomitante en la salud.

45 El equipamiento típico usado en hospitales y laboratorios es capaz de monitorizar al menos un parámetro fisiológico de un paciente, sin que sea necesario que el paciente realice acciones complicadas y/o que maneje dispositivos complejos. Sin embargo, como se ha mencionado anteriormente, sería altamente preferido que el equipamiento fuera incorporado como parte de la rutina de vida regular diaria del usuario o paciente, puesto que el requisito de acciones adicionales o especiales por parte del paciente es probable que tenga como resultado un menor cumplimiento. Adicionalmente, el equipamiento debe ser robusto pero barato, por ejemplo una pulsera pequeña para conectar un sensor fisiológico a la muñeca de un usuario. Actualmente hay disponibles varios tipos diferentes de tales dispositivos

50 de pulsera, que se especificarán más adelante, la mayoría de los cuales están pensados para ser usados como dispositivos autónomos para proporcionar información acerca de la propia condición física del usuario, principalmente para ritmo cardíaco y presión sanguínea.

Electrocardiografía

55 Siempre es aconsejable registrar parámetros fisiológicos relacionados con trabajo cardíaco cuando se evalúa una condición de salud humana, puesto que el trabajo cardíaco se asocia con funciones fisiológicas de vital importancia para el cuerpo humano. Los parámetros fisiológicos primordiales relacionados con el trabajo cardíaco son la tasa de

trabajo cardiaco (pulso) y la presión sanguínea. El electrocardiograma (ECG) es una de las características fisiológicas más representativas del trabajo cardiaco.

5 La electrocardiografía es el proceso de registrar la actividad eléctrica del corazón en un periodo de tiempo usando electrodos colocados sobre el cuerpo de un paciente. Estos electrodos detectan los cambios eléctricos minúsculos en la piel que surgen por la polarización y despolarización del miocardio durante cada latido cardiaco, y el registro se genera desde el mismo y/o por otro dispositivo, tal como un lector de electrodos.

10 Las electrocardiografías convencionales emplean múltiples (8-12) electrodos para medir la actividad eléctrica del corazón. Cada electrodo se coloca en un paciente en una ubicación particular dentro de alguna tolerancia. Desde estos electrodos, usualmente se mide la magnitud global del potencial eléctrico del corazón medido a partir de doce ángulos diferentes ("conductores") y se registra en un periodo de tiempo (usualmente 10 segundos). De esta manera, la magnitud y la dirección globales del dipolo eléctrico del corazón se capturan en cada momento por todo el ciclo cardiaco. A la gráfica de tensión obtenida versus el tiempo producido por este procedimiento médico no invasivo se le hace referencia como electrocardiograma (ECG o EKG). Diversas electrocardiografías convencionales incluyen 3, 5, 15, 16, etc. conductores.

15 Durante cada latido cardiaco, un corazón sano tiene una progresión ordenada de despolarización y polarización que empieza con células marcapasos en el nodo sinoatrial, se expande a través de la aurícula, pasa a través el nodo atrioventricular hasta el fardo de SU y a las fibras de Purkinje extendiéndose hacia abajo y a la izquierda por todos los ventrículos. El patrón ordenado de despolarización y polarización da origen al trazado ECG característico.

20 Así, el ECG representa un método absolutamente esencial de diagnosis médica. La información médica de salud extraída del ECG es indispensable para la determinación directa de la función cardiaca y muchos otros parámetros corporales vitales tales como enfermedades cardiacas, fibrilación auricular, taponamiento por colesterol, predicción de ataque cardiaco, hipertensión y muchos otros. El ECG traslada una gran cantidad de información acerca de la estructura del corazón y la función de su sistema de conducción eléctrica. Entre otras cosas, el ECG se puede usar para medir la tasa y el ritmo de los latidos cardiacos, el tamaño y la posición de las cámaras cardiacas, la presencia de cualquier daño a las células musculares o el sistema de conducción del corazón, los efectos de fármacos cardiacos, y la función de marcapasos implantados.

25 La posibilidad de detección continua por ECG en la vida diaria es extremadamente importante e inestimable para cuidados sanitarios predictivos en la sociedad moderna, donde se podrían detectar señales de peligro cardiaco lo antes posible. Recientemente se han comercializado relojes de pulso que miden el ritmo cardiaco a partir de un único punto en la muñeca utilizando fotopletismografía (oximetría del pulso). Los relojes Runner Cardio de TomTom® y Alpha de Mio® Alfa usan fotopletismografía para medir continuamente las ondas sanguíneas hemodinámicas y el ritmo cardiaco. Su principio de funcionamiento se basa en método de tiempo de tránsito de pulso con señal ECG adicional para el cálculo de la presión sanguínea.

Potencial de superficie de piel a lo largo del brazo

35 Un ECG es por definición una medición diferencial. Hay un gradiente de distribución de campo eléctrico a lo largo del brazo según la naturaleza corporal conductora de volumen bioeléctrico y a una fuente de volumen de campo eléctrico dinámico que representa la función dipolo cardiaca. Este campo eléctrico dipolo cardiaco crea un mapa de potencial superficial corporal dinámico sobre la piel, que se mide diferencialmente al menos en dos puntos de piel que representa la señal de ECG.

40 Como se muestra en las Figuras 1a-1f (Malmivuo y Plonsey, 1975), para obtener la máxima amplitud más clara de ciclo cardiaco P-QRS-T, la señal de ECG se mide normalmente a través del dipolo según el método de proyección vectorial de dipolo de triángulo de Einthoven. En este método, se conectan electrodos a tres extremidades (brazos izquierdo y derecho y pie izquierdo) para obtener una proyección del vector eléctrico de dipolo, que es generado por un corazón durante su ciclo de despolarización. Si se observa alguna irregularidad en la excitación eléctrica del corazón, que se puede provocada por un infarto cardiaco, la excitación eléctrica relacionada es cambiante y la señal se mueve a otras direcciones. Esta irregularidad será visible entonces en la señal de proyección.

45 La señal de ECG puede ser medida fácilmente a lo largo del brazo usando un amplificador estándar de poco ruido diferencial. La Figura 2a muestra esquemáticamente diversas registraciones de ECG en los 17 puntos corporales marcados respecto al punto inicial "1". La Figura 2b muestra valores de tensión (amplitud de pico Q-a-R) registrados en posiciones de electrodo marcadas de 1 a 15 (posiciones 16 y 17 son la mano y la punta del dedo). La Figura 2c demuestra tres mapas de potencial superficial corporal durante el intervalo-QRS de 50 ms. El potencial se codifica por color sobre la superficie corporal. La distribución del campo eléctrico se computa con métodos numéricos que salen de fuentes cardiacas. La señal de ECG diferencial se mide usando los electrodos de ECG estándar de gel Ag/AgCl cuando el electrodo de referencia se coloca sobre el pecho de un paciente cerca de su corazón (punto 1) y correspondientemente el segundo electrodo se mueve gradualmente en la dirección de la punta de los dedos entre los puntos 2-16.

En la posición de electrodo 8 (codo), la señal diferencial alcanza un valor máximo y permanece constante hasta la punta de los dedos (posición 16). Esta observación experimental se origina de la naturaleza de la distribución de

campo eléctrico dentro de un conductor de volumen corporal mostrado en la Figura 2c y se evidencia claramente en la Figura 2b. Puesto que la amplitud de pico Q-a-R no cambia en el área de muñeca (posiciones de electrodo 13-14), la distribución de señal dificulta eminentemente la detección de ECG real con los dispositivos de reloj de muñeca mencionados anteriormente (en los) basados en oximetría de pulso.

- 5 Por lo tanto, existe la demanda de un nuevo tipo de sensores, que se basen en un principio de detección diferente. Los nuevos sensores se conectarán a una parte inferior de las extremidades y proporcionarán una monitorización cardiovascular continua de único punto. Existe incluso más demanda de sensores cardiovasculares que no se tengan que conectar a un cuerpo sino que monitoricen a distancia la actividad cardiovascular.

Técnicas sensitivas no diferenciales

- 10 Existen únicamente dos técnicas sensitivas no diferenciales que han sido desarrolladas recientemente para monitorización cardiovascular en un pecho o incluso en extremidades inferiores. Nakayama et al.(2011) y An et al (2012) han descrito sensores microelectrónicos de campo magnético basados en CMOS basados en magnetoimpedancia gigante (GMI). Estos tipos de dispositivos microelectrónicos son capaces de detectar las señales de único punto de magnetocardiografía (MCG) del pecho pero fallan al detectar la señal de MCG de la muñeca.
- 15 Kado et al.(2010) describió detectores optoelectrónicos que cambian sus propiedades ópticas, tales como reflectancia, como función de la magnitud de campo-e. Tales transductores ya han encontrado su aplicación en sistemas de RFID personales, por ejemplo RedTactor® NTT. Sin embargo, la detección de señales de ECG de extremidad inferior basada en un potencial de piel no diferencial o monitorización cardiovascular a distancia todavía permanece sin probar y es un reto.

20 Parámetros fisiológicos respiratorios

- El sistema respiratorio asegura la permeabilidad del oxígeno al cuerpo humano. Se necesita equipamiento médico especial para registrar características respiratorias, llamados parámetros fisiológicos respiratorios o pulmonares. Esos parámetros que presentan el estado de salud humana en consecuencia se pueden dividir en tres grupos: parámetros volumétricos, parámetros físicos de sistema respiratorio (frecuencia respiratoria y otros parámetros mecánico del sistema respiratorio) y parámetros de metátesis gaseosa dentro de los pulmones. Parámetros volumétricos, tales como capacidad pulmonar total, respiración tidal y capacidad remanente funcional, caracterizan el potencial y la funcionalidad de partes del cuerpo humano que responden para funciones respiratorias. Parámetros físicos, tales como frecuencia respiratoria y ciclo de respiración, se relacionan con el modelo mecánico del sistema respiratorio o pulmonar. Los parámetros fisiológicos de metátesis gaseosa están relacionados con penetración de gas al cuerpo humano y salida de él cuando se respira. Todos esos parámetros son interdependientes y la medición de algunos de esos parámetros permite calcular el resto de ellos.
- 25
- 30

- La medición tanto convencional como a distancia de parámetros de sistema pulmonar tradicionalmente usa máscaras respiratorias, que no son muy compatibles con principios telemétricos de medición. Métodos indirectos sin máscara evalúan parámetros respiratorios según algunos otros parámetros corporales físicos, como impedancia recurrente de tejidos del cuerpo humano y otros. El principal problema es la precisión de los resultados, puesto que la mayoría de los métodos conocidos son sensibles a movimientos del cuerpo humano y eso introduce errores significativos en las mediciones de parámetros respiratorios.
- 35

Monitorización de presión venosa central

- La presión venosa central (CVP) es la presión sanguínea formada en la vena torácica, en la aurícula derecha del corazón, y corresponde a la cantidad de sangre bombeada de regreso al corazón. Actualmente únicamente hay un método para medir la presión de la aurícula derecha. Este método utiliza catéteres y por tanto es invasivo. Debido a diferentes posiciones de catéter, los datos de CVP registrados del mismo paciente pueden ser diferentes. La información obtenida sobre la presión de aurícula es importante para la diagnosis de muchas enfermedades cardiovasculares. La presión de aurícula realmente representa la presión más estable y fiable para monitorizar. Además, la presión de aurícula proporciona información sobre la presión pulmonar que se necesita para diagnosis de enfermedades pulmonares, tales como hipertensión pulmonar que recientemente ha demostrado ser uno de los mayores grupos de enfermedades en el mundo. Usar la detección cardiovascular de único punto mencionada anteriormente es el único planteamiento no invasivo para monitorización continua de la presión pulmonar.
- 40
- 45

Transistor de alta movilidad de electrones

- El transistor de alta movilidad de electrones (HEMT) dopado por polarización es un transistor de efecto campo (FET) en el que dos capas de diferente holgura de banda y campo de polarización se recrecen entre sí formando una estructura de heterounión. Como consecuencia de la discontinuidad en el campo de polarización, se crean cargas superficiales en la interfaz entre las capas de la estructura de heterounión. Si la carga superficial inducida es positiva, los electrones tenderán a compensar la carga inducida dando como resultado la formación del canal. Puesto que en el HEMT, los electrones de canal son confinados en un pozo cuántico en una región espacial infinitamente estrecha en la interfaz entre las capas, a estos electrones se les hace referencia como gas de electrones bidimensional (2DEG). Este confinamiento especial de los electrones de canal en el pozo cuántico realmente le concede rasgos
- 50
- 55

bidimensionales, que mejoran fuertemente su movilidad al sobrepasar la movilidad masiva del material en el que están fluyendo los electrones.

5 Los HEMT basados en las capas de materiales semiconductores III-V, tales como nitruro de galio (GaN) y nitruro de galio aluminio (AlGaN), se han desarrollado recientemente con vista a aplicaciones de alta tensión y alta potencia. Las altas tensiones y altas velocidades de conmutación permiten fabricar dispositivos más pequeños, más eficientes, tales como electrodomésticos, comunicaciones y automóviles. Para controlar la densidad de electrones en el canal 2DEG y para encender y apagar el HEMT, la tensión en la puerta del transistor debe ser regulada.

10 Las Figuras 3a-3c muestran esquemáticamente el pozo cuántico en tres condiciones de predisposición diferentes empezando desde el potencial de puerta positivo (V_G), mucho más alto que el umbral de tensión (V_T), y bajando al potencial de puerta de 0 V y además a los valores negativos por debajo del umbral de tensión. La V_T se define como la tensión requerida para poblar con electrones la interfaz entre las capas de GaN y AlGaN, creando de ese modo conductividad del canal 2DEG. Puesto que los electrones de canal 2DEG ocupan niveles de energía por debajo del nivel de Fermi, el nivel de Fermi en un pozo cuántico se ubica por encima de varios niveles de energía cuando $V_G \gg V_T$ (figura 3a). Esto permite alta población de los electrones de canal 2DEG y por tanto alta conductividad. El HEMT está encendido en este caso. Sin embargo, cuando V_G disminuye a 0 V (figura 3b), el nivel de Fermi también cae con respecto al pozo cuántico. Como resultado, se pueblan niveles de energía de electrones mucho más bajos y la cantidad de los electrones de canal 2DEG disminuye significativamente. Cuando $V_G \ll V_T$ (figura 3c), todos los niveles de energía de electrones están por encima del nivel de Fermi, y no hay electrones 2DEG por debajo de la puerta. Esta situación se llama "agotamiento de canal", y el HEMT está apagado.

20 Muchas estructuras HEMT basadas en AlGaN/GaN disponibles comercialmente tienen un V_T negativo, dando como resultado un modo de funcionamiento "normalmente activo" en potencial de puerta de 0 V. Se llaman "transistores de modo agotamiento" y se usan en diversas aplicaciones de conmutación de potencia cuando la tensión negativa debe ser aplicada en la puerta a fin de bloquear la corriente. Sin embargo, para un funcionamiento seguro a alta tensión o alta densidad de potencia, a fin de reducir la complejidad de circuito y eliminar el consumo de potencia en espera, se prefieren los HEMT con características de "normalmente inactivo".

30 Se ha informado de varias técnicas para fabricar los HEMT normalmente inactivos. Burnham et al. (2010) propuso estructuras normalmente inactivas de tipo puerta rebajada. En esta estructura, la capa de barrera de AlGaN se registra químicamente y la puerta se acerca a la interfaz entre la capa de barrera de AlGaN y la capa amortiguadora de GaN. Conforme la puerta se aproxima a la interfaz entre las capas, la V_T aumenta. El funcionamiento normalmente inactivo del transistor se logra una vez la región de agotamiento alcanza la interfaz y agota el canal 2DEG en tensión de puerta cero. Las mayores ventajas de estos HEMT son el consumo de potencia relativamente menor, menor ruido y circuitos de impulsión más simples. Estos HEMT se usan actualmente, por ejemplo, en comunicaciones por microondas y ondas milimétricas, obtención de imágenes y radares.

35 Chang et al. (2009) propuso en lugar de grabar químicamente la capa de barrera relativamente gruesa para aproximar la interfaz Al-GaN/GaN, usar una barrera de AlGaN muy delgada. Esta estructura también logra funcionamiento normalmente inactivo al aproximar la puerta hacia la interfaz AlGaN/GaN. Chen et al. (2010) propuso usar el método de tratamiento de plasma basado en flúor. Aunque muchas publicaciones han adoptado diversos métodos para lograr dispositivos normalmente inactivos con mínimo impacto en la corriente de drenaje, desafortunadamente han sacrificado las prestaciones de encendido del dispositivo.

40 El documento US 2011/199102 A1 describe un sensor piezorresistivo de Van der Pauw (VDP) fabricado en superficies de silicio (100) y (111), capaz de medir las tensiones en sistemas electrónicos y se usan para detección química. El sensor VDP tiene un contacto del sensor en cuatro a seis puntos alrededor del perímetro de una muestra y mide la resistividad de hoja media de la muestra. Adicionalmente, tiene una capa bioquímica inmovilizada sobre su superficie a fin de proporcionar capacidades de captura para diferentes analitos.

45 **Compendio**

La presente solicitud describe realizaciones de sensores microelectrónicos y métodos para monitorizar parámetros fisiológicos de un sujeto humano usando un sensor microelectrónico basado en un transistor de movilidad de electrones pseudoconductivo de puerta abierta (PC-HEMT), como se define en las reivindicaciones adjuntas. Cualquier realización descrita más adelante en esta memoria que no es cubierta por las reivindicaciones anexas es meramente ejemplar. En algunas realizaciones, un transistor comprende un sustrato, en el que se deposita una estructura de heterounión multicapa. En otras realizaciones, la estructura de heterounión multicapa se coloca en membranas independientes. Esta estructura de heterounión puede comprender al menos dos capas, una capa amortiguadora y una capa de barrera, que se recrecen de materiales semiconductores monocristalinos o policristalinos III-V.

55 Un canal conductor que comprende un gas de electrones bidimensional (2DEG), en caso de configuración de dos capas, o un gas de orificio bidimensional (2DHG), en caso de configuración de tres capas, se forma en la interfaz entre las capas amortiguadora y de barrera y proporciona corriente de electrones o de orificio en el sistema entre electrodos de fuente y de drenaje. La fuente y el drenaje, ya sean contactos óhmicos o acoplados capacitivamente (no óhmicos) se conectan al canal 2DEG/2DHG formado y a metalizaciones eléctricas, las últimas se colocan encima del transistor

y lo conectan al sistema sensor. Una capa dieléctrica opcional se deposita encima de la estructura de heterounión. El área de puerta abierta del transistor se forma entre las áreas de fuente y drenaje como resultado de rebaje o crecimiento de la capa superior a un grosor específico.

5 Si los contactos de fuente y drenaje son no óhmicos (acoplados capacitivamente), a fin de contactar eléctricamente en el canal 2DEG/2DHG debajo, que está aproximadamente 5-20 nm por debajo de las metalizaciones, se usa el régimen de frecuencia AC. El acoplamiento capacitivo de los contactos metálicos no óhmicos con el canal 2DEG/2DHG es normalmente inducido a una frecuencia superior a 30 kHz. En caso de contactos no óhmicos, no se puede llevar a cabo la lectura de CC. En cambio, se realiza la lectura de CA o mediciones de impedancia de la corriente eléctrica que fluye a través del canal 2DEG/2DHG.

10 En algunas realizaciones, los rasgos significativos de la estructura PC-HEMT son que:

(i) el grosor de la capa superior en el área de puerta abierta entre los contactos de fuente y drenaje es de 5-9 nm, preferiblemente 6-7 nm, más preferiblemente 6,3 nm, y que corresponde al intervalo de corriente de pseudoconducción entre modo de funcionamiento normalmente activo y normalmente inactivo del transistor,

15 (ii) la superficie de la capa superior dentro del área de puerta abierta entre los contactos de fuente y drenaje tiene una rugosidad de aproximadamente 0.2 nm o menos, preferiblemente 0.1 nm o menos, más preferiblemente 0.05 nm, y

(iii) los contactos no óhmicos de fuente y drenaje para el acoplamiento capacitivo con el canal 2DEG/2DHG conductivo opcionalmente sustituyen a los contactos óhmicos.

20 En algunas realizaciones, la estructura de heterounión multicapa PC-HEMT de la presente solicitud se hace crecer de cualesquiera materiales semiconductores monocristalinos o policristalinos III-V disponibles, tales como GaN/Al-GaN, GaN/AlN, GaN/InN, GaN/InAlGa, GaAs/AlGaAs GaN/InAlN, InN/InAlN, y LaAlO₃/SrTiO₃. En caso del PC-HEMT de GaN/AlGa, se ha encontrado sorprendentemente que en el área de puerta abierta del PC-HEMT, el grosor de la capa superior que corresponde al intervalo de corriente de pseudoconducción entre modo de funcionamiento normalmente activo y normalmente inactivo del PC-HEMT, es de aproximadamente 6-7 nm.

25 En una realización particular, la estructura de heterounión puede ser una estructura de tres capas que consiste en dos capas amortiguadoras y una capa de barrera apretada entre dichas capas amortiguadoras como en un sándwich. Esto puede llevar a formación del gas de orificio bidimensional (2DHG) en la capa amortiguadora superior por encima de la capa de barrera que tiene como resultado una polaridad de inversión del transistor.

30 Además, en algunas realizaciones, la presente solicitud proporciona sensores basados en el PC-HEMT de la aplicación para monitorización cardiovascular y pulmonar no invasiva y continua, es decir, detectar, medir y monitorizar las señales de electrocardiografía y la presión venosa central (CVP). También son capaces de monitorización de respiración y diagnóstico de actividad pulmonar y por tanto, se pueden usar en aplicaciones relacionadas con sistema pulmonar y respiratorio. Adicionalmente, estos sensores pueden monitorizar la actividad cerebral y medir y monitorizar señales eléctricas asociadas con un electroencefalograma (EEG). Además, los sensores de la invención se pueden usar en diagnóstico de presión ocular.

35 El principio de funcionamiento del sensor PC-HEMT de la solicitud se basa en sensibilidad de carga ultraalta en la interfaz de sensor/superficie tisular. Físicamente, el corazón humano representa una fuente de volumen de un campo eléctrico dipolo que actúa dentro de un conductor electrolítico de volumen representado por el cuerpo humano. Usando la sensibilidad de carga enormemente alta, es posible registrar ambos procesos: una aparición y una onda (distribución dinámica) de un dipolo cardiaco eléctrico debido a ciclos de polarización/despolarización de miocardio, seguidos por movimientos mecánicos correspondientes de partes cardíacas polarizadas en tiempo real. En una realización particular, el sensor de la presente solicitud se usa para monitorización cardiovascular, la GUI de este sensor se programa de tal manera como para interpretar los picos de señal obtenidos del sensor, procesar su forma e intervalos de tiempo, y correlacionarlos con las correspondientes lecturas de pico/punto de ECG de picos P, Q, R, S, T y J, y con intervalos relacionados entre dichos puntos en el electrocardiograma.

40 Diversas realizaciones pueden permitir diversos beneficios, y se pueden usar conjuntamente con diversas aplicaciones. Los detalles de una o más realizaciones se presentan en las figuras adjuntas y la descripción siguiente. Otros rasgos, objetos y ventajas de las técnicas descritas serán evidentes a partir de la descripción y los dibujos y de las reivindicaciones.

50 **Breve descripción de los dibujos**

Las realizaciones descritas se entenderán y apreciarán más totalmente a partir de la siguiente descripción detallada tomada conjuntamente con las figuras adjuntas.

Las Figuras 1a-1f muestran el triángulo de Einthoven y el ciclo de polarización-despolarización cardíacas según la técnica anterior.

La Figura 2a muestra esquemáticamente el registro de ECG en los 17 puntos corporales marcados respecto a punto inicial (de referencia) cerca del corazón del paciente según la técnica anterior.

La Figura 2b muestra valores de tensión (amplitud de pico Q-a-R) registrados en posiciones de electrodo marcadas de 1 a 15 (las posiciones 16 y 17 son la mano y la punta del dedo) según la técnica anterior.

- 5 La Figura 2c muestra tres mapas de potencial de superficie corporal durante el intervalo QRS de 50 ms (el potencial se codifica por colores sobre la superficie corporal) según la técnica anterior.

La Figura 3 muestra esquemáticamente el pozo cuántico en tres condiciones de predisposición diferentes:

Figura 3a: el potencial de puerta positivo ($+V_G$) es mucho más alto que el umbral de tensión (V_T),

Figura 3b: potencial de puerta 0 V, y

- 10 Figura 3c: el potencial de puerta negativo ($-V_G$) está por debajo del umbral de tensión (V_T).

Las Figuras 4a-4b muestran esquemáticamente una vista en sección transversal (XZ) (a) y una vista superior (XY) (b) del PC-HEMT de una realización sin una capa dieléctrica.

La Figura 4c muestra esquemáticamente una vista en sección transversal del PC-HEMT de una realización que tiene contactos no óhmicos (acoplados capacitivamente) y sin capa dieléctrica.

- 15 La Figura 4d muestra esquemáticamente una vista en sección transversal del PC-HEMT de una realización con fuente sumamente dopada y las áreas de drenaje.

La Figura 4e muestra esquemáticamente una vista en sección transversal del PC-HEMT de una realización con una capa dieléctrica.

- 20 La Figura 4f muestra esquemáticamente una vista en sección transversal del PC-HEMT de una realización que tiene contactos no óhmicos (acoplados capacitivamente) y una capa dieléctrica.

La Figura 5 muestra esquemáticamente la dependencia de la corriente fuente-drenaje (una densidad de portadora de carga) inducido dentro del canal 2DEG de un HEMT de GaN/AlGaN en el grosor de la capa de barrera de AlGaN rebajado en el área de puerta abierta.

- 25 La Figura 6 ilustra la teoría detrás de la formación de 2DEG (carga combinada por neutralidad con el nivel más bajo de energía) en la discontinuidad de banda de conducción.

La Figura 7a muestra esquemáticamente la formación de los canales conductores 2DEG y 2DHG en la estructura de PC-HEMT de tres capas GaN/AlGaN/GaN de cara-Ga.

La Figura 7b muestra esquemáticamente la formación de los canales conductores 2DEG y 2DHG en la estructura de PC-HEMT de tres capas GaN/AlGaN/GaN de cara-N.

- 30 La Figura 8 muestra esquemáticamente la formación del canal conductor 2DEG en la estructura de PC-HEMT de tres capas GaN/AlGaN/GaN de cara-N con una capa Al(GaN)N ultradelgada para confinamiento mejorado.

La Figura 9 representa un sensor microelectrónico de contacto directo de una realización.

La Figura 10a muestra esquemáticamente la interfaz capa de barrera/líquido con la formación de doble capa, circuitería de interfaz equivalente simplificada y electrodinámica iónica durante exposición del sensor a una carga positiva.

- 35 La Figura 10b muestra esquemáticamente la interfaz de capa de barrera/líquido con la formación de doble capa, circuitería de interfaz equivalente simplificada y electrodinámica iónica durante exposición del sensor a una carga negativa.

La Figura 11 muestra esquemáticamente el sistema de una realización basado en el PC-HEMT con un electrodo de celda de referencia de Ag/AgCl.

- 40 La Figura 12a muestra esquemáticamente una vista en sección transversal del PC-HEMT de una realización con membranas independientes.

La Figura 12b ilustra una situación cuando la presión externa (masa efecto) se aplica en el sensor que incorpora el PC-HEMT de la Figura 12a, y se trasfiere a un alargamiento interno cambiado provocado por flexión.

La Figura 13 muestra esquemáticamente el sistema de una realización, en donde la fuente de tensión es una batería.

- 45 La Figura 14 muestra esquemáticamente un sensor RFID de potencia cero de una realización con una lectura a distancia.

- La Figura 15 muestra esquemáticamente un sensor de contacto directo de una realización con una lectura a distancia.
- La Figura 16 ilustra el método de descarga basado en la utilización del electrodo de puerta líquida adicional que se conecta eléctricamente a la fuente de alimentación del sensor.
- 5 La Figura 17 muestra esquemáticamente el sensor de contacto directo de una realización con una lectura a distancia y un control de retroinformación para ajuste de nivel de energía y desatrapamiento por medio de un electrodo de puerta externo o integrado.
- La Figura 18 muestra esquemáticamente un sensor optoelectrónico de una realización para lectura a distancia.
- La Figura 19 muestra un reloj inteligente o de condición física basado en el sensor PC-HEMT de la presente solicitud según algunas realizaciones.
- 10 La Figura 20a muestra un ciclo cardíaco expresado como picos de balistocardiografía (BCG) característica.
- La Figura 20b muestra señales ECG y BCG registradas simultáneamente con la señal de sensor PC-HEMT sincronizada en el tiempo equivalentemente (en rojo).
- La Figura 21 muestra esquemáticamente la configuración experimental para minimización de artefactos de movimiento cardíaco mecánicos y vibratoriales.
- 15 La Figura 22 muestra la representación formal del latido cardíaco registrado con instrumentos convencionales.
- La Figura 23 muestra el latido cardíaco detectado con el sensor PC-HEMT y con un oxímetro en la muñeca comparado con señales estándar.
- La Figura 24a muestra los datos de forma de onda de la presión venosa central (CVP) sincronizados con los datos de señales cardíacas registradas con el ECG y con el sensor PC-HEMT.
- 20 La Figura 24b muestra la derivada primera de la curva de ECG registrada de la Figura 23a obtenida con cien mediciones combinadas usando el sensor PC-HEMT.
- La Figura 25 muestra la correlación entre los datos de señales cardíacas registradas con ECG y los datos de forma de onda de CVP y con el sensor PC-HEMT.
- 25 Las Figuras 26a-26b muestran la comparación de forma de señal cardíaca normal (rojo) y anormal (gris) de dos pacientes.
- La Figura 27 muestra el ambiente ambulatorio durante las pruebas clínicas.
- La Figura 28a muestra esquemáticamente la configuración de sensor usada en las pruebas clínicas.
- La Figura 28b muestra las impresiones de ECG y PPG obtenidas de la unidad de control de catéter médico para el primer paciente.
- 30 La Figura 28c muestra señales sincronizadas y continuamente registradas para presión aórtica de catéter (azul) con ECG (rojo intenso) y con el PC-HEMT en las pruebas clínicas con filtro paso bajo de 20 Hz para el primer paciente (rojo delgado: ciclos cardíacos más ciclos respiratorios con un filtro paso bajo de 20 Hz; violeta: ciclos cardíacos con un filtro paso banda de 2-20 Hz) ("SPC" en la figura significa "cardio de único punto", y es realmente la señal de forma de onda registrado por el sensor PC-HEMT.)
- 35 Las Figuras 29a-29b muestran las señales SPS de ciclos cardíacos registrados en condiciones clínicas con filtro paso bajo de 20 Hz en una prueba de control.
- La Figura 30a muestra las impresiones de ECG y PPG de la unidad de control de catéter médico para el segundo paciente y su ambiente de laboratorio durante la prueba.
- 40 La Figura 30b muestra la sincronización de señales registradas continuamente para presión aórtica de catéter (azul) con ECG (rojo intenso) y con el PC-HEMT en las pruebas clínicas con filtro paso bajo de 20 Hz para el segundo paciente (rojo delgado: ciclos cardíacos más ciclos respiratorios con un filtro paso bajo de 20 Hz; violeta: ciclos cardíacos con un filtro paso banda de 2-20 Hz) ("AP" en la figura es la abreviatura de "presión aórtica", y "SPC" es la abreviatura para "cardio de único punto", y es realmente la señal registrada por el sensor PC-HEMT).
- 45 La Figura 31a muestra las impresiones de ECG y PPG desde la unidad de control de catéter médico para el tercer paciente.
- La Figura 31b muestra sincronización de señales registradas continuamente para presión de aurícula derecha de catéter (línea violeta intenso) con la señal de PC-HEMT (línea roja delgada para ciclos cardíacos más ciclos respiratorios con un filtro paso bajo de 20 Hz y línea violeta delgada) y ECG (línea roja intensa) en la prueba clínica

para el tercer paciente ("RAP" en la figura significa "presión de aurícula derecha de catéter", y "SPM" es la abreviatura de "monitorización de único punto", y es la señal registrada por el sensor PC-HEMT).

5 Las Figuras 32a-32b muestran sincronización de señales registradas continuamente desde RAP de catéter (línea violeta), presión aórtica (AP, línea azul), ECG (línea roja) y el sensor PC-HEMT (ciclos cardiacos de registro de línea violeta con un filtro paso banda de 2-20 Hz).

La Figura 33 muestra actividad cardiovascular registrada en un único punto corporal en la muñeca izquierda en una secuencia de figuras ampliadas.

La Figura 34 muestra actividad cardiovascular registrada en un único punto corporal en la muñeca derecha en una secuencia de figuras ampliadas.

10 La Figura 35 muestra actividad cardiovascular registrada medida dentro de cavidad oral en una secuencia de figuras ampliadas.

La Figura 36a muestra las señales cardiacas registradas en un único punto corporal dentro de la construcción expuesta a una línea de alimentación de campo electromagnético parasitario de 50 Hz. Las señales fueron moduladas con ruido a 50 Hz, en plano $V_{GS} = -1.6$ V y ganancia de amplificador de 500, y trazadas tras filtro paso bajo de 10 Hz (LP).

15 La Figura 36b muestra las señales cardiacas registradas en un único punto corporal dentro de la construcción expuesta a una línea de alimentación de campo electromagnético parasitario de 50 Hz. Las señales fueron moduladas con ruido a 50 Hz, en plano $V_{GS} = 0$ V y ganancia de amplificador de 500, y trazadas tras un filtro LP de 10 Hz LP.

20 La Figura 37a muestra las señales cardiacas registradas en un único punto corporal dentro de la construcción expuesta a una línea de alimentación de campo electromagnético parasitario de 50 Hz. Las señales fueron moduladas con ruido a 50 Hz y ganancia de amplificador de 1000, y trazadas tras filtro LP de 10 Hz.

La Figura 37b muestra las señales cardiacas registradas en un único punto corporal dentro de la construcción expuesta a una línea de alimentación de campo electromagnético parasitario de 50 Hz. Las señales fueron moduladas con ruido a 50 Hz y ganancia de amplificador de cero (0), y trazadas tras filtro LP de 10 Hz.

25 La Figura 38a muestra las señales cardiacas (cuatro ciclos cardiacos) registradas en un único punto corporal (una muñeca) en fase de espiración (espiración) durante el ritmo respiratorio normal.

La Figura 38b muestra las señales cardiacas registradas en una muñeca durante la inspiración continua durante 20-30 s (inspiración profunda).

La Figura 39 muestra las señales cardiacas (dos ciclos) registradas con el sensor PC-HEMT en fase de espiración durante el ritmo respiratorio normal y sincronizadas en el tiempo con un ciclo de dinámica cardiaca biofísica referencial.

30 La Figura 40 muestra las señales cardiacas (dos ciclos) registradas con el sensor PC-HEMT durante inspiración continua durante 20-30 s (línea continua roja) y sincronizadas en el tiempo con un ciclo de dinámica cardiaca biofísica referencial. Las señales cardiacas (dos ciclos) durante la fase de inspiración se muestran en el fondo (línea discontinua azul).

Descripción detallada

35 En la siguiente descripción, se describirán diversos aspectos de la presente solicitud. A los efectos de explicación, se presentan configuraciones y detalles específicos a fin de proporcionar un entendimiento profundo de la presente solicitud. Sin embargo, también será evidente para el experto en la técnica que la presente solicitud puede ser puesta en práctica sin los detalles específicos presentados en esta memoria. Además, se pueden omitir o simplificar rasgos muy conocidos para no enturbiar la presente solicitud.

40 El término "comprender", utilizado en las reivindicaciones, no debe interpretarse como restringido a los medios que se enumeran a partir de entonces; no excluye otros elementos o etapas. Ha de interpretarse como que especifica la presencia de características, entidades, etapas o componentes a los que se refiere, pero no imposibilita la presencia o adición de una o varias características, entidades, etapas o componentes adicionales o grupos de los mismos. Así, el alcance de la expresión "un dispositivo que comprende x y z" no debe estar limitado a dispositivos consistentes únicamente en los componentes x y z. Como se emplea en esta memoria, el término "aproximadamente" significa que
45 hay un 10% de tolerancia del valor mencionado o reivindicado. Tal como se emplea en esta memoria, el término "y/o" incluye cualquiera y todas las combinaciones de uno o más elementos enumerados asociados. Salvo que se indique de otro modo, todos los términos (incluidos los términos técnicos y científicos) utilizados en esta memoria tienen el sentido que comúnmente entiende un experto en la técnica a la que pertenece esta invención. Se entenderá además
50 que los términos, tales como los definidos en diccionarios utilizados comúnmente, se deben interpretar como que tienen un significado que es congruente con su significado en el contexto de la memoria descriptiva y la técnica pertinente y no se deben interpretar en un sentido idealizado o excesivamente formal a menos que se defina expresamente así en esta memoria. Funciones o construcciones bien conocidas pueden no definirse con detalle por brevedad y/o claridad.

Se entenderá que cuando a un elemento se le hace referencia como que está "sobre", "unido a", "conectado a", "acoplado con", "que contacta con", etc., otro elemento, puede estar directamente sobre, unido a, conectado a, acoplado con o que contacta con el otro elemento o también puede haber presentes elementos intermedios. En contraste, cuando a un elemento se le hace referencia como que está, por ejemplo, "directamente sobre", "directamente unido a", "directamente conectado a", "directamente acoplado" con o "directamente que contacta con" otro elemento, no hay elementos intermedios presentes. Los expertos en la técnica también apreciarán que referencias a una estructura o rasgo que se dispone "adyacente" a otro rasgo pueden tener zonas que se solapan o subyacen al rasgo adyacente.

En un aspecto de la divulgación, la presente solicitud describe un método no invasivo para monitorización continua de al menos un parámetro fisiológico de un paciente que comprende:

1) Contactar en un único punto sensitivo en el cuerpo del paciente con, o a posicionar distancia en un espacio contra el cuerpo del paciente, un sensor microelectrónico que comprende un transistor de movilidad de electrones pseudoconductor de puerta abierta (definido más adelante en esta memoria como "transistor") o una distribución de los mismos;

2) Registrar continuamente señales eléctricas recibidas del cuerpo del paciente en forma de corriente eléctrica de drenaje de fuente de dicho transistor a lo largo del tiempo (definido as dinámica I_{DS}) con dicho sensor;

3) Transmitir continuamente las señales registradas desde dicho sensor a una memoria externa; y

4) Procesar las señales transmitidas en la memoria externa, correlacionar dicha dinámica I_{DS} con el parámetro fisiológico y extraer el parámetro fisiológico de dichas señales en forma de datos médicos; monitorizando de ese modo continuamente dicho parámetro fisiológico;

en donde dicho transistor comprende:

a) una estructura de heterounión multicapa hecha de materiales semiconductores monocristalinos o policristalinos III-V, dicha estructura comprende al menos una capa amortiguadora y al menos una capa de barrera, dichas capas se apilan alternadamente, y dicha estructura se deposita sobre una capa de sustrato o se coloca sobre membranas independientes;

b) un canal conductor que comprende un gas de electrones bidimensional (2DEG) o un gas de orificio bidimensional (2DHG), formado en la interfaz entre dicha capa amortiguadora y dicha capa de barrera y que proporciona corriente de electrones o de orificio en dicho transistor entre contactos de fuente y drenaje;

c) los contactos de fuente y drenaje conectados a dicho canal conductor de 2DEG o 2DHG y a metalizaciones eléctricas para conectar dicho transistor a un circuito eléctrico; y

d) un área de puerta abierta entre dichos contactos de fuente y drenaje;

en donde:

(i) el grosor de una capa superior (barrera o amortiguadora) de dicha estructura en dicha área de puerta abierta de dicho transistor es de 5-9 nanómetros (nm) que corresponde al intervalo de corriente de pseudoconducción entre modo de funcionamiento normalmente activo y normalmente inactivo del transistor, y

(ii) la superficie de dicha capa superior tiene una rugosidad de aproximadamente 0.2 nm o menos.

En algunas realizaciones, dicha memoria externa es un dispositivo móvil, ordenador de escritorio, servidor, almacenamiento remoto, almacenamiento en internet o nube de telemedicina. En otras realizaciones, dichos datos médicos se exponen además en forma de una representación visual, gráfica o matemática de la dinámica I_{DS} o cualquier otro formato legible.

En un aspecto particular, los parámetros fisiológicos monitorizados con el sensor de las realizaciones son gasto cardíaco y actividad cardíaca primaria asociados con un electrocardiograma, presión venosa central, presiones de aurícula izquierda y derecha, variabilidad de ritmo cardíaco, fenómeno de desdoblamiento de S2 asociado con un fonocardiograma, actividad de pulmón o pulmonar asociada con ciclo y dinámica respiratorios, y con volumen y frecuencia respiratorios, y actividad cerebral asociada con un electroencefalograma. En una realización específica, los parámetros fisiológicos son volumen sistólico, cambios del volumen sistólico relacionado con la respiración, resistencia vascular periférica, amplitud y frecuencia respiratorias (o volumen tidal) y compliancia arterial.

La interfaz de usuario a la que se transmiten las señales registradas del sensor microelectrónico puede ser cualquier procesador estacionario o móvil. En caso de un dispositivo portable, tal como un brazalete, que contacta en un único punto sensitivo en el cuerpo del paciente con el sensor de realizaciones se hace al sujetar el dispositivo portable a la muñeca del paciente, seguido por registro de la dinámica I_{DS} y de ese modo medir al menos un parámetro fisiológico, tal como electrocardiograma o presión de aurícula derecha, del paciente.

Los contactos de fuente y drenaje que conectan el PC-HEMT al circuito eléctrico pueden ser óhmicos o no óhmicos (acoplados capacitivamente, como se describirá más adelante). En una realización, las Figuras 4a-4b muestran una vista en sección transversal (XZ) (a) y una vista superior (XY) (b) del PC-HEMT de la presente solicitud que comprende:

- 5 ▪ una estructura de heterounión multicapa hecha de materiales semiconductores monocristalinos o policristalinos III-V, dicha estructura comprende una capa amortiguadora (11) y una capa de barrera superior (12), y se deposita sobre una capa de sustrato (10);
- 10 ▪ un canal conductor (13) de gas de electrones bidimensional (2DEG) formado en la interfaz entre dicha capa amortiguadora (11) y dicha capa de barrera superior (12);
- 10 ▪ contactos óhmicos de fuente y drenaje (15) conectados a dicho canal conductor de 2DEG (13) y a metalizaciones eléctricas (14) para conectar dicho transistor a un circuito eléctrico; y
- 10 ▪ un área de puerta abierta (17) entre dichos contactos óhmicos de fuente y drenaje (15);

en donde:

15 (i) el grosor (d) de dicha capa de barrera (12) en dicha área de puerta abierta (17) es de 5-9 nm que corresponde al intervalo de corriente de pseudoconducción entre modo de funcionamiento normalmente activo y normalmente inactivo del transistor, y

(ii) la superficie de dicha capa de barrera superior (12) tiene una rugosidad de aproximadamente 0.2 nm o menos.

Además, la Figura 4c muestra una vista en sección transversal del PC-HEMT de otra realización que comprende:

- 20 ▪ una estructura de heterounión multicapa hecha de materiales semiconductores monocristalinos o policristalinos III-V, dicha estructura comprende una capa amortiguadora (11) y una capa de barrera superior (12), y se deposita sobre una capa de sustrato (10);
- 20 ▪ un canal conductor (13) de gas de electrones bidimensional (2DEG) formado en la interfaz entre dicha capa amortiguadora (11) y dicha capa de barrera superior (12);
- 25 ▪ metalizaciones eléctricas (14) acopladas capacitivamente a dicho canal 2DEG (13) para inducir corrientes de desplazamiento (25), creando de ese modo contactos no óhmicos de fuente y drenaje que conectan dicho transistor a un circuito eléctrico; y
- 25 ▪ un área de puerta abierta (17) entre dichos contactos no óhmicos de fuente y drenaje;

en donde:

30 (i) el grosor de la capa de barrera superior (12) en el área de puerta abierta (17) es de 5-9 nm que corresponde al intervalo de corriente de pseudoconducción entre modo de funcionamiento normalmente activo y normalmente inactivo del transistor, y

(ii) la superficie de la capa de barrera superior (12) tiene una rugosidad de aproximadamente 0.2 nm o menos.

35 "Acoplamiento capacitivo" se define como transferencia de energía dentro del mismo circuito eléctrico o entre diferentes circuitos eléctricos por medio de corrientes de desplazamiento inducidas por campos eléctricos existentes entre nodos de circuito. En general, contactos óhmicos son los contactos que siguen la ley de Ohm, lo que significa que la corriente que fluye a través de ellos es directamente proporcional a la tensión. Contactos no óhmicos sin embargo no siguen la misma relación lineal de la ley de Ohm. En otras palabras, la corriente eléctrica que pasa a través de contactos no óhmicos no es linealmente proporcional a la tensión. En cambio, da una curva pronunciada con un gradiente creciente, puesto que la resistencia en ese caso aumenta conforme aumenta la corriente eléctrica, dando como resultado un aumento de la tensión que cruza los contactos no óhmicos. Esto es porque los electrones llevan más energía, y cuando colisionan con átomos en el canal conductivo, transfieren más energía que crea nuevos estados vibratorios de alta energía, aumentando de ese modo la resistencia y la temperatura.

45 Cuando se colocan metalizaciones eléctricas sobre material semiconductor monocristalino o policristalino, ocurre el "contacto Schottky" o "contacto de barrera Schottky" entre el metal y el semiconductor. La energía de este contacto es cubierta por la regla de Schottky-Mott, que predice que la barrera de energía entre un metal y un semiconductor es proporcional a la diferencia de la función de trabajo metal-vacío y la afinidad electrónica semiconductor-vacío. Sin embargo, este es un comportamiento teórico ideal, mientras que en la realidad la mayoría de interfaces entre un metal y un semiconductor siguen esta regla únicamente en algún grado. La frontera de un cristal semiconductor brusca por un metal crea nuevos estados electrónicos dentro de su holgura de banda. Estos nuevos estados electrónicos inducidos por un metal y su ocupación empujan el centro de la holgura de banda al nivel de Fermi. Este fenómeno de desplazar el centro de la holgura de banda al nivel de Fermi como resultado de un contacto metal-semiconductor se define como "fijación de nivel de Fermi", que difiere de un semiconductor a otro. Si el nivel de Fermi está energéticamente lejos del borde de banda, preferiblemente se formará el contacto Schottky. Sin embargo, si el nivel

de Fermi está cerca del borde de banda, preferiblemente se formará un contacto óhmico. El contacto de barrera Schottky es un contacto no óhmico rectificador, que en realidad es casi independiente de las funciones de trabajo de semiconductor o metal.

5 Así, un contacto no óhmico permite que fluya corriente eléctrica únicamente en una dirección con una curva no lineal corriente-tensión que se parece a la de un diodo. Por el contrario, un contacto óhmico permite que fluya corriente eléctrica en ambos sentidos a grosso modo igualmente dentro del intervalo de funcionamiento normal del dispositivo, con una relación casi lineal corriente-tensión que se aproxima a la de un reostato (por tanto, "óhmico").

10 La Figura 4c ilustra la situación cuando se realiza una conexión eléctrica del transistor al canal 2DEG por medio de acoplamiento capacitivo a las metalizaciones eléctricas a través de un contacto de barrera Schottky. Este acoplamiento se hace posible únicamente si a las metalizaciones se aplica frecuencia de CA suficientemente alta, mayor de 30 kHz. Las metalizaciones eléctricas acopladas capacitivamente al canal 2DEG utilizan el fenómeno conocido de transferencia de energía por corrientes de desplazamiento. Estas corrientes de desplazamiento son inducidas por campos eléctricos existentes entre las metalizaciones eléctricas y el canal conductor 2DEG operado en el modo de frecuencia CA a través del contacto Schottky como se ha explicado anteriormente.

15 Ahora se hace referencia a la Figura 4d que muestra esquemáticamente una vista en sección transversal del PC-HEMT de una realización de la presente solicitud con áreas de fuente y de drenaje altamente dopadas (18). En ese caso, el fuerte dopaje de las áreas de fuente y de drenaje puede tener como resultado una discordancia de borde de banda. Sin embargo, si el semiconductor se dopa bastante fuertemente, formará cierta barrera de potencial, suficientemente baja como para conducir electrones para tener una alta probabilidad de tunelización a través de esta barrera, y que conduce por lo tanto una corriente eléctrica a través del canal 2DEG.

20 Una conexión eléctrica al canal 2DEG mostrado en la Figura 4d se realiza con áreas de semiconductor altamente dopadas (18) superponiendo el canal 2DEG y que tiene una resistencia eléctrica muy baja. Iones dopantes tales como boro (B+), fósforo (P+) o arsénico (As+) se crean generalmente de una fuente de gas, de modo que la pureza de la fuente puede ser muy alta. Cuando se implanta en un semiconductor, cada átomo dopante crea un portador de carga en el material semiconductor tras el recocido. Se crean orificios para un dopante tipo-p, y se crean electrones para un dopante tipo-n, modificando la conductividad del semiconductor en sus inmediaciones. Se puede usar As+ para dopaje tipo-n, mientras que se pueden usar iones B+ y P+ para dopaje tipo-p. Por ejemplo, en caso de la estructura de AlGaIn/GaN, las áreas de fuente y de drenaje de la estructura de silicio se dopan fuertemente ya sea con B+ o P+ para crear una conexión eléctrica al canal 2DEG. Las capas de silicio tienen una resistencia de unión eléctrica muy baja entre sí en ese caso, y a fin de inducir una corriente eléctrica en el canal 2DEG, las metalizaciones se colocan encima de las áreas de fuente y de drenaje y se conectan a un circuito.

25 La tercera opción sería el uso del efecto foto que también puede inducir una corriente eléctrica en el canal 2DEG. A fin de acoplar la excitación de luz con los efectos electrónicos en el canal conductor 2DEG, se debe crear un efecto foto en una capa de silicio. En relación con el efecto foto directo, es bien conocido que la luz únicamente puede ser absorbida cuando la energía del fotón absorbido ($E = h\nu$) es suficientemente grande para que un electrón sea excitado a la banda de valencia. En ese caso, E es la energía de fotón, h es la constante de Planck y ν es la frecuencia del fotón. La frecuencia se acopla a la longitud de onda λ de luz por la velocidad constante de la luz $c = \lambda\nu$. Típicamente la holgura de banda del silicio a temperatura ambiente es 1.12 eV, que significa que el silicio se vuelve transparente para una longitud de onda mayor de 1240 nm, que es el intervalo de infrarrojos cercano.

30 Para menor longitud de onda (es decir, mayor energía de los fotones), se generan parejas electrón/orificio que llevan a una fotocorriente. En las estructuras de silicio intrínsecamente dopadas totalmente agotadas, esto tiene como resultado una mayor densidad de portadora de carga y en consecuencia, mayor sensibilidad. Para estas estructuras, la luz es adsorbida en el intervalo visible completo haciendo de dispositivos fotodetectores ideales. El mecanismo que permite al semiconductor de silicio volverse fotosensible a irradiación con luz ya ha sido descrito en la bibliografía. En el efecto foto directo, puede ser afinado por el tamaño, la dirección cristalina y la terminación de superficie. Estos efectos realmente se originan de confinamiento cuántico bidimensional de electrones en la estructura 2DEG nanodimensionada.

35 Aunque la irradiación de la estructura de silicio con luz de longitudes de onda más grandes con energías de fotón por debajo de la holgura de banda no tienen suficiente energía como para excitar portadoras desde la valencia a la banda de conducción en silicio en bruto, las parejas electrón/orificio también se pueden generar entre la banda de valencia y estados de superficie, y todavía se pueden formar los estados de trampa de superficie semejantes a donante (véase la definición y la explicación de los estados de trampa de superficie más adelante). Los electrones realmente agotan estos orificios atrapados en la superficie y por tanto, modulan el campo de puerta. Los orificios fotogenerados son confinados al centro de la estructura de silicio por el campo de puerta, donde aumentan la conducción del canal 2DEG, debido a la flexión de banda. Los orificios aumentan la conductividad de canal durante cierta vida útil hasta que son atrapados (recapturados) en la superficie. La ganancia del transistor puede ser extremadamente enorme si esta vida útil de reatrapamiento mucha más larga que el tiempo de tránsito de orificios.

Si los contactos de fuente y drenaje son no óhmicos (acoplados capacitivamente), a fin de contactar eléctricamente en el canal 2DEG debajo, que está aproximadamente 7-20 nm por debajo de las metalizaciones (14), se usa el régimen

de frecuencia CA. El acoplamiento capacitivo de los contactos metálicos no óhmicos con el canal 2DEG es normalmente inducido a una frecuencia superior a 30 kHz. En caso de contactos no óhmicos, no se puede realizar la lectura de CC. En cambio, se lleva a cabo la lectura de CA o mediciones de impedancia de la corriente eléctrica que fluye a través del canal 2DEG.

5 En algunas realizaciones, los rasgos significativos de la estructura PC-HEMT son que:

(i) se usan los contactos no óhmicos de fuente y drenaje para el acoplamiento capacitivo con el canal conductor 2DEG,

(ii) el grosor de la capa de barrera en el área de puerta abierta es de 5-9 nm, preferiblemente 6-7 nm, más preferiblemente 6.3 nm, correspondiente al intervalo de corriente de pseudoconducción entre modo de funcionamiento normalmente activo y normalmente inactivo del transistor, y

(iii) la superficie de la capa de barrera tiene una rugosidad de 0.2 nm o menos, preferiblemente 0.1 nm o menos, más preferiblemente 0.05 nm.

Los mismos transistores de las realizaciones representadas en las Figuras 4a y 4c, pero que comprenden además una capa dieléctrica (16), que se deposita encima de la capa de barrera (12), se muestran esquemáticamente en las Figuras 4e y 4f, respectivamente. En una realización, la capa dieléctrica opcional (16), que se usa para pasivación de dispositivo, se hace, por ejemplo, de pila de SiO-SiN-SiO ("ONO") de 100-100-100 nm de grosor o pila de SiN-SiO-SiN ("NON") que tiene los mismos grosores. Esta capa dieléctrica (16) se deposita encima de la capa de barrera mediante un método de deposición química mejorada de vapor por plasma (PECVD), que es una técnica de deposición sin esfuerzos.

En una realización específica, los materiales semiconductores III-V se seleccionan de GaN/AlGa_N, GaN/AlN, GaN/InN, GaN/InAlN, InN/InAlN, GaN/InAlGa_N, GaAs/AlGaAs y LaAlO₃SrTiO₃.

Las metalizaciones eléctricas (14) conectan el PC-HEMT a un circuito eléctrico y permiten que fluya corriente eléctrica entre los contactos de fuente y drenaje. Las metalizaciones eléctricas (14) se hacen de pilas de metal, tales como Cr/Au, Ti/Au, Ti/W, Cr/Al y Ti/Al. Las capas de Cr o Ti de la pila de metal es, por ejemplo, de 5-10 nm de grosor, mientras que la segunda capa de metal, tal como Au, W y Al, es de 100-400 nm de grosor. Las metalizaciones reales (14) se eligen según la tecnología establecida y la línea de ensamblaje en instalaciones particulares de fabricación en sala limpia. Los contactos óhmicos de fuente y el drenaje se hacen usualmente de pilas de metal, tales como Ti/Al/Mo/Au, Ti/Al/Ni/Au, Ti/Au y Ti/W que tiene 15-50 nm de grosor. Los contactos no óhmicos por otro lado se acoplan capacitivamente al canal conductor 2DEG (13) por medio de corrientes de desplazamiento (25).

En incluso una realización adicional, la capa de sustrato (10) comprende un material adecuado para formar la capa de barrera y se compone, por ejemplo, de zafiro, silicio, carburo de silicio, nitruro de galio o nitruro de aluminio. La estructura de heterounión (11, 12) se deposita sobre la capa de sustrato (10), por ejemplo, mediante un método de deposición de vapor químico metalorgánico (MOCVD), y forma un canal (13) de gas de electrones bidimensional (2DEG) en la proximidad cercana a la interfaz entre la capa amortiguadora (11) y la capa de barrera (12). La capa de barrera (12) entonces se rebaja o se recrece como capa delgada entre los contactos de fuente y drenaje, formando de ese modo un área de puerta abierta.

El canal 2DEG (13) formado cerca de la interfaz entre la capa amortiguadora (11) y la capa de barrera (12) sirve como elemento sensible principal del transistor que reacciona a una carga superficial y potencial. El canal 2DEG (13) se configura para interactuar con variaciones muy pequeñas en carga de superficie o proximal o cambios de campo eléctrico en las interfaces de capa de barrera/líquido-aire o capa de barrera/metal/líquido-aire que interactúan con los estados de trampa de superficie semejantes a donante de la capa de barrera. Esto se definirá y tratará más adelante en detalle.

"Área de puerta abierta" del PC-HEMT se define como área entre los contactos de fuente y drenaje del transistor que se expone directamente a un medio conductor, tal como líquido o gas capaces de conducir corriente. Un ejemplo del líquido conductor es una solución salina de electrolito. En este caso, en lugar de la tensión de puerta fija, que normalmente se aplica a un electrodo de puerta, se aplica un potencial de referencia al sistema electrolito-semiconductor, por medio de un electrodo de referencia opcional que se sumerge en el electrolito. Como resultado, en ausencia de la puerta física, el propio electrolito se convierte en una puerta abierta del transistor. Esto se explicará más en detalle más adelante.

El grosor específico de la capa de barrera (12) en el área de puerta abierta se logra ya sea por grabado químico en seco del material semiconductor de la capa (12), es decir, rebajando la capa en el área de puerta abierta con la tasa de grabado químico de 1 nm por 1-2 min en un proceso controlable, o recubriendo la capa amortiguadora (11) en el área de puerta abierta con una capa ultradelgada del material semiconductor III-V. A fin de aumentar la sensibilidad de carga del transistor, la superficie de la capa de barrera ultradelgada rebajada se trata posteriormente con proceso de epi-registrado con plasma (cloruro). En consecuencia, la superficie pasivada nativamente es activada por el ataque químico con plasma para crear estados o uniones de energético superficial (ionizadas) no compensadas, que se neutralizan tras crecimiento MOCVD.

La Figura 5 muestra la dependencia de la corriente fuente-drenaje (una densidad de portadora de carga) sobre el grosor de capa de barrera rebajado en el área de puerta abierta. Como se ve en el trazado, los HEMT que tienen un grosor de la capa de barrera en el área de puerta abierta mayor de aproximadamente 9 nm son dispositivos normalmente activos. En tales dispositivos, debido a inherentes efectos de polarización presentes en los materiales III-V, se induce una hoja delgada de cargas en la parte superior y parte inferior de las interfaces de la capa de barrera. Como resultado, se induce un campo eléctrico alto en la capa de barrera, y estados de donante de superficie en la interfaz superior empiezan a donar electrones para formar el canal 2DEG en la proximidad de la interfaz de heterounión sin la aplicación de una predisposición de puerta. Estos HEMT por lo tanto son dispositivos normalmente activos. Por otro lado, los HEMT que tienen un grosor de la capa de barrera en el área de puerta abierta menor que aproximadamente 5 nm actúan como dispositivos normalmente inactivos.

La capa de barrera rebajada o recrecida en el área de puerta abierta a 5-9 nm se optimiza para mejorar significativamente la sensibilidad del sensor PC-HEMT. Este grosor específico de la capa de barrera en el área de puerta abierta corresponde al intervalo de corriente de "seudoconducción" entre modos de funcionamiento normalmente activo y normalmente inactivo del transistor y requiere explicación adicional.

El intervalo de corriente de "seudoconducción" del HEMT se define como intervalo de funcionamiento del HEMT entre sus modos de funcionamiento normalmente activo y normalmente inactivo. "Estados de trampa" son estados en la holgura de banda de un semiconductor que atrapa un portador hasta que se recombina. "Estados de superficie" son estados provocados por reconstrucción de superficie del cristal local debido a tensión superficial provocado por algunos defectos de cristal, desencajamiento, o la presencia de impurezas. Tal reconstrucción de superficie a menudo crea "estados de trampa de superficie" correspondientes a una velocidad de recombinación de superficie. La clasificación de los estados de trampa de superficie depende de la posición relativa de su nivel de energía dentro de la holgura de banda. Los estados de trampa de superficie con energía por encima del nivel de Fermi son semejantes a aceptante, obteniendo una carga negativa cuando se ocupan. Sin embargo, los estados de trampa de superficie con energía por debajo del nivel de Fermi son semejantes a donante, cargados positivamente cuando están vacíos y neutro cuando están ocupados. Estos estados de trampa de superficie semejantes a donante se consideran que son la fuente de electrones en la formación del canal 2DEG. Pueden poseer una distribución ancha de energías de ionización dentro de la holgura de banda y son provocados por reacciones redox, cohesiones enredadas y vacantes en la capa de superficie. Siempre existe equilibrio entre la densidad de canal 2DEG y el número de donantes de superficie ionizados que es controlado por la neutralidad de carga y la continuidad del campo eléctrico en las interfaces.

Así, las trampas de superficie semejantes a donante formadas en la superficie de la capa de barrera del HEMT son una de las fuentes más importantes del 2DEG en el canal. Sin embargo, esto únicamente se aplica para un grosor específico de capa de barrera. En una capa de barrera relativamente delgada, el estado de trampa de superficie está por debajo del nivel de Fermi. Sin embargo, conforme aumenta el grosor de capa de barrera, la energía del estado de trampa de superficie se aproxima a la energía de Fermi hasta que coincide con ella. El grosor de la capa de barrera correspondiente a tal situación se define como "crítico". En este punto, electrones que llenan el estado de trampa de superficie son atraídos al canal por el fuerte campo eléctrico inducido por polarización encontrado en la barrera para formar el 2DEG instantáneamente. Si los estados de trampa de superficie se agotan completamente, un aumento adicional en el grosor de capa de barrera no aumentará la densidad de 2DEG. Realmente, si la capa de canal 2DEG falla al estirar la capa de barrera, la última simplemente se relajará. Al relajarse la capa de barrera, se crean defectos de cristal en la interfaz entre la capa amortiguadora y la capa de barrera, y la polarización piezoeléctrica desaparece instantáneamente provocando empeoramiento en la densidad de 2DEG.

A fin de ilustrar el fenómeno anterior de corriente de pseudoconducción, ahora se hace referencia a las siguientes figuras. Como se ha mencionado anteriormente, la Figura 5 muestra la dependencia de la corriente fuente-drenaje (una densidad de portadora de carga) sobre el grosor rebajado de capa de barrera de AlGaIn. Un equilibrio de energía entre los estados de trampa de superficie donante y la barrera de túnel de AlGaIn lleva a la formación de 2DEG (neutralidad de carga combinada con el nivel de energía más bajo) en la discontinuidad de banda de conducción. Como se ha explicado anteriormente, la disminución en el grosor de la capa de barrera resulta en un aumento de la barrera de energía. Como resultado, los estados de trampa de superficie semejantes a donante ionizable, que son responsables de la tunelización electrónica desde la superficie a 2DEG, deriva por debajo del nivel de Fermi, minimizando de ese modo el suministro de electrones al canal 2DEG. Esta situación teórica se ilustra en la Figura 6. Por lo tanto, el rebaje de la capa de AlGaIn desde 9 nm a 5 nm lleva a una caída extremadamente enorme en la conductividad de 2DEG para seis órdenes de magnitud.

Así, el mecanismo del agotamiento de 2DEG basado en rebajar la capa de barrera es fuertemente dependiente de los estados de trampa de superficie semejantes a donante (o carga superficial total). Conforme disminuye el grosor de la capa de barrera, se necesita aplicar menos carga externa adicional a la superficie de capa de barrera a fin de agotar el canal 2DEG. Hay un grosor crítico (el más pequeño) de barrera, cuando el canal 2DEG está generalmente agotado pero todavía es sumamente conductivo debido a una combinación de la barrera de energía y la energía de estados de trampa de superficie donante. En este grosor crítico, incluso el cambio más pequeño de energía en la superficie por medio de cualquier influencia externa, tal como reacción de superficie, carga, etc., lleva inmediatamente a un agotamiento muy fuerte de 2DEG. Como resultado, la superficie de la capa de barrera en este grosor crítico es extremadamente sensible al cambio más pequeño en el campo eléctrico de los alrededores.

Así, el rebaje del área de puerta de la capa de barrera desde 9 nm hasta 5 nm reduce significativamente la densidad de 2DEG, lleva al transistor al funcionamiento "cerca de umbral" y resulta en sensibilidad de carga de superficie sumamente aumentada. El grosor específico de 5-9 nm de la capa de barrera responsable del comportamiento de pseudoconducción del transistor da al sensor una sensibilidad increíble. Así, cuando entra en contacto con un fluido iónico o piel corporal, abre la puerta para poder hacer la sensibilidad ultrasensible.

Además del grosor rebajado o recrecido de capa de barrera, la rugosidad de la superficie de capa de barrera es otro parámetro muy importante que previamente no se ha descrito. Sorprendentemente se ha encontrado que la rugosidad de la superficie de capa de barrera (en el área sensible de puerta abierta) por debajo de 0.2 nm impide la dispersión de los estados de trampa superficial semejantes a donante. Así, la combinación de estos dos rasgos: grosor de 5-9 nm de la capa de barrera en el área de puerta abierta y rugosidad fuertemente reducida de su superficie hacen del PC-HEMT un amplificador funcional increíblemente fuerte.

En un aspecto adicional, la estructura de heterounión puede ser una estructura de tres capas que consiste en dos capas amortiguadoras y una capa de barrera apretadas entre dichas capas amortiguadoras como en un sándwich, en donde la capa superior es una capa amortiguadora. Esto puede llevar a formación del gas de orificio bidimensional (2DHG) en la capa amortiguadora superior por encima de la capa de barrera que tiene como resultado una polaridad de inversión del transistor comparado con la estructura de dos capas tratada anteriormente.

En general, la polaridad de materiales semiconductores de nitruro III-V afecta fuertemente a las prestaciones de los transistores basados en estos semiconductores. La calidad de los materiales de wurtzita GaN puede ser variada por su polaridad, porque tanto la incorporación de impurezas como la formación de defectos están relacionados con el mecanismo de crecimiento, que a su vez depende de polaridad de superficie. La aparición de la 2DEG/2DHG y las propiedades ópticas de las estructuras de heterounión de materiales basados en nitruro se ven influenciados por los efectos de campo interno provocados por polarizaciones espontáneas y piezoeléctricas. Dispositivos en todos los materiales de nitruro III-V se fabrican en superficies polares {0001}. En consecuencia, sus características dependen de si las capas de GaN exhiben polaridad positiva de cara-Ga o polaridad negativa de cara-N. En otras palabras, como resultado de la polaridad de materiales de wurtzita GaN, cualquier capa de GaN tiene dos superficies con diferentes polaridades, una superficie polar-Ga y una superficie polar-N. Una superficie polar-Ga se define en esta memoria como superficie que termina en una capa de átomos de Ga, cada uno de los cuales tiene un enlace no ocupado normal a la superficie. Cada átomo de Ga de superficie se une a tres átomos de N en la dirección que se aleja de la superficie. En contraste, una superficie polar-N se define como superficie que termina en una capa de átomos de N, cada uno de los cuales tiene un enlace no ocupado normal a la superficie. Cada átomo de N de superficie también se une a tres átomos de Ga en la dirección que se aleja de la superficie. Así, las estructuras de polaridad de cara-N tienen la polaridad inversa a la polaridad de estructuras de cara-Ga.

Como se ha descrito anteriormente para la estructura de heterounión de dos capas, la capa de barrera se coloca siempre encima de la capa amortiguadora. La capa que por lo tanto se rebaja es la capa de barrera, específicamente la capa de AlGaIn. Como resultado, puesto que el 2DEG se usa como canal conductor y este canal conductor se ubica ligeramente por debajo de la capa de barrera (en una región más gruesa de la capa amortiguadora de GaN), la estructura de heterounión se recrece a lo largo de la dirección {0001} o, en otras palabras, con la polaridad de cara-Ga. Sin embargo, como se ha explicado anteriormente, el mecanismo físico que lleva a la formación del 2DEG es una discontinuidad de polarización en la interfaz AlGaIn/GaN, reflejado por la formación de las cargas de interfaz fijas inducidas por polarización que atraen portadoras libres para formar un gas portador bidimensional. Es una carga de polarización positiva en la interfaz AlGaIn/GaN que atrae electrones para formar 2DEG en la capa de GaN ligeramente por debajo de esta interfaz.

Como se señala anteriormente, la polaridad de las cargas de interfaz depende de la orientación de entramado de cristal de la estructura de heterounión, es decir, polaridad de cara-Ga versus cara-N, y la posición de la respectiva interfaz AlGaIn/GaN en la estructura de heterounión (por encima o por debajo de la interfaz). Por lo tanto, en la estructura de heterounión de las realizaciones puede haber presentes tipos diferentes de las portadoras acumuladas.

En caso de la estructura de tres capas de heterounión, hay cuatro configuraciones posibles:

Polaridad de cara-Ga

1) La polaridad de cara-Ga se caracteriza por la formación de 2DEG en la capa de GaN por debajo de la capa de barrera de AlGaIn. Esta es realmente la misma configuración de dos capas como se ha descrito anteriormente, pero con adición de la capa de GaN superior. En esta configuración, la capa de barrera de AlGaIn y dos capas de amortiguadora GaNs deben ser nominalmente no dopada o dopada tipo-n.

2) En otra configuración de cara-Ga mostrada en la Figura 7a, a fin de formar el canal conductor que comprende un gas de orificio bidimensional (2DHG) en la capa de GaN superior por encima de la capa de barrera de AlGaIn en la configuración, la capa de barrera de AlGaIn debe ser dopada de tipo-p (por ejemplo, con Mg o Be como aceptante) y la capa amortiguadora de GaN también debe ser dopada tipo-p con Mg, Be o intrínseco.

Polaridad de cara-N

3) La polaridad de cara-N se caracteriza porque la formación de 2DEG en la capa de GaN superior por encima de la capa de barrera de AlGaIn, como se muestra en la Figura 7b. En este caso, la capa de barrera de AlGaIn y dos capas de amortiguadora GaNs deben ser nominalmente no dopadas o dopadas tipo-n.

5 4) La última configuración asume que el canal conductor 2DHG se forma en la capa de GaN amortiguadora por debajo de la capa de barrera de AlGaIn. La capa de GaN superior puede estar presente (estructura de tres capas) o no (estructura de dos capas) en este caso. La capa de barrera de AlGaIn debe ser dopada de tipo-p (por ejemplo con Mg o Be como aceptante) y la capa de GaN inferior también debe ser dopada de tipo-p con Mg, Be o intrínseco.

10 Así, hay cuatro estructuras de tres capas de heterounión implementadas en el transistor de las realizaciones, basado en las configuraciones anteriores:

15 A. Heteroestructura de Cara-Ga GaN/AlGaIn/GaN con el 2DEG formado en la capa amortiguadora de GaN por debajo de la capa de barrera de AlGaIn. En este caso, la capa de GaN superior se puede omitir para obtener la estructura de dos capas. Para la estructura de tres capas, la capa de GaN superior debe ser rebajada a grosor de 1-9 nm en el área de puerta abierta o crecer con este grosor bajo, con la rugosidad por debajo de 0.2 nm, y el grosor de la barrera de AlGaIn se puede ajustar apropiadamente durante el crecimiento.

20 B. Heteroestructura de Cara-Ga GaN/AlGaIn/GaN con el canal conductor de 2DHG formado en la capa de GaN superior por encima de la capa de barrera de AlGaIn. La capa de GaN superior debe ser rebajada a grosor de 5-9 nm en el área de puerta abierta con la rugosidad por debajo de 0.2 nm, y el grosor de la capa de barrera de AlGaIn se puede ajustar apropiadamente. Las concentraciones de dopaje tipo-p de la capa de GaN y barrera de AlGaIn tienen que ser ajustadas; el 2DHG tiene que ser contactada (en el caso ideal por contactos óhmicos).

25 C. Heteroestructura de Cara-Ga GaN/AlGaIn/GaN con el 2DEG en la capa de GaN superior por encima de la capa de barrera de AlGaIn. La capa de GaN superior debe ser rebajada a grosor de 5-9 nm en el área de puerta abierta con la rugosidad por debajo de 0.2 nm. El grosor de la barrera de AlGaIn se puede ajustar durante el crecimiento. Los niveles de dopaje tipo-n de la capa amortiguadora de GaN y la capa de barrera de AlGaIn deben ser ajustados; el 2DEG tiene que ser contactado (en el caso ideal por contactos óhmicos).

30 D. Heteroestructura de Cara-Ga GaN/AlGaIn/GaN con el 2DHG en la capa amortiguadora de GaN por debajo de la capa de barrera de AlGaIn. En este caso, la capa de GaN superior se puede omitir para obtener la estructura de dos capas. En ambas configuraciones de dos capas y de tres capas, la capa de GaN superior debe ser rebajada a grosor de 1-9 nm en el área de puerta abierta con la rugosidad por debajo de 0.2 nm, y el grosor de la barrera de AlGaIn se puede ajustar apropiadamente.

35 En todas las estructuras anteriores, la deposición de una capa dieléctrica encima podría ser beneficioso o incluso necesario para obtener un mejor confinamiento (como en caso de las estructuras de cara-N). Como se muestra en la Figura 8, para la estructura "C" anterior, puede ser incluso más beneficioso incluir una capa de barrera ultradelgada (aproximadamente 1 nm) de AlN o de AlGaIn con alto contenido de Al encima del canal 2DEG para mejorar el confinamiento.

40 Las estructuras preferibles de las realizaciones son estructuras "B" y "C". En la estructura "B", el canal conductor 2DHG formado en la capa de GaN superior, que tiene mayor estabilidad química (particularmente hacia superficie oxidación) que la capa de AlGaIn. Concerniente a la estructura "C", el canal conductor 2DEG podría estar más cerca de la superficie. Por lo tanto, la movilidad de electrones podría ser menor que en la estructura de 2DEG con la polaridad de cara-Ga. En general, la polaridad de la heteroestructura se puede ajustar por la elección del sustrato (p. ej. cara-C SiC) o por las condiciones de crecimiento.

En otro aspecto de la presente divulgación, la Figura 9 ilustra un sensor microelectrónico que comprende los siguientes componentes:

- 45 ■ el PC-HEMT de una realización, o una distribución de los mismos (100), impreso en una placa de circuitos impresos flexible (PCB) (108), en donde cada uno de dichos transistores se conecta por medio de metalizaciones eléctricas (14) con su línea dedicada de contacto eléctrico (103) impresa en dicha PCB (108);
- una fuente de tensión (104) conectada a dichas líneas de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para suministrar corriente eléctrica a dichos transistores;
- 50 ■ un amplificador de corriente integrado o CMOS (105) conectado a dicha fuente de tensión (104) para amplificación de una corriente eléctrica obtenida de dichos transistores;
- un convertidor análogo-a-digital (ADC) con tarjeta de entrada/salida digital incorporada (106) conectada a dicho amplificador de corriente (105) para tener como salida la señal convertida a una interfaz de usuario; y
- un módulo de conexión (107) para conectar el sensor a la interfaz de usuario.

Todos los componentes anteriores del sensor pueden ser externos o contruidos en el transistor. Como ejemplo, la disposición de sensor mostrada en la Figura 9 tiene una distribución de cuatro PC-HEMT para un procedimiento de prueba más flexible. Cada PC-HEMT de este sensor se fabrica en el sustrato que comprende obleas de silicio de 15,24 cm (6 pulgadas), la capa amortiguadora de GaN y la capa de barrera de AlGaIn ultradelgada recocida, como se ha descrito anteriormente. Los parámetros de heterounión de AlGaIn/GaN usados en este transistor particular fueron optimizados para la capa de barrera de AlGaIn ultradelgada de la siguiente manera: capuchón de SiN de 3,5 nm encima de la capa de barrera, capa amortiguadora de GaN de 6 nm Al_{0.25}Ga_{0.75}N y 2 μm depositada sobre el sustrato de oblea de Si. Todas las mediciones ejemplificadas aún más con este sensor se llevaron a cabo en las muestras fabricadas sin ningún tratamiento de superficie adicional tras la etapa de formación de patrón de 2DEG basada en implantación iónica.

Para utilización dentro del líquido conductivo (101), el sensor fabricado se pega sobre la PCB flexible de fibro-plástico (108), y sus conectores de unión de alambre se protegen con glob-top basado en epoxi (109). La fuente de tensión (104) puede ser cualquier batería adecuada y disponible comercialmente de tipo iones de Li o cualquier colectora de energía con convertidores de CA-CC o CC-CC. La tarjeta ADC (106) es cualquier tarjeta adecuada de convertidor análogo-a-digital que se puede adquirir, por ejemplo, de National Instruments® o LabJack®. El amplificador de corriente (105) puede ser cualquier amplificador de femtoamperios disponible comercialmente, por ejemplo SRS® SR570, DLPVA-100-F-S, FEMTO® amplificador de corriente DDPKA-300 o Texas Instruments® INA826EVM.

En un aspecto adicional de la presente solicitud, el sensor se puede aplicar a un único punto sensitivo en extremidades del paciente (brazos, codos, antebrazos, muñecas, palmas o dedos) o se puede usar a distancia del cuerpo de un paciente. En una realización particular, el sensor de la presente solicitud se puede usar para monitorización cardiovascular desde cualquier único punto en el cuerpo de un paciente y específicamente desde la muñeca. En una realización adicional, el sensor se puede aplicar a detección de campo eléctrico o cambios en el campo eléctrico de una piel corporal como resultado de carga dinámica dipolo de corazón durante un ciclo cardiaco completo desde despolarización auricular a repolarización ventricular.

En incluso una realización adicional, el sensor de la presente solicitud es sin contacto y se usa para monitorización cardiovascular a distancia. El sensor se puede colocar en un líquido conductivo o dejarse al aire dentro libre a 5.0 m de distancia de un paciente o menos. En principio, entre el sensor y la superficie de piel corporal se puede proporcionar cualquier gas tal como aire, un líquido, tal como solución salina, agua o sudor, o un gel para detectar las señales cardiacas. La interacción entre la superficie de piel corporal y el canal 2DEG formado ocurre electrostáticamente por medio de campo eléctrico de manera similar a una interacción entre un electrodo de puerta y el canal 2DEG, al provocar ionización o cambio de energía de los estados de trampa de superficie semejantes a donante de la capa de barrera. Como se muestra en la Figura 9, un paciente pone su dedo en el líquido conductivo (101), por ejemplo solución de cloruro de sodio. En ese caso, el contacto del sensor con el líquido conductivo (101) puede representar físicamente el contacto entre el sensor y una superficie de piel. Esta situación se usa en algunas realizaciones de la presente solicitud a fin de habilitar la monitorización cardiovascular a distancia del sensor. El líquido conductivo (101) se puede utilizar en este caso como intermediador muy estable para contacto con la piel creando una puerta como se explica más adelante.

La Figura 10 muestra esquemáticamente la interfaz capa de barrera/líquido con la formación de doble capa, circuitería simplificada de interfaz equivalente y electrodinámica iónica durante exposición del sensor a (a) una carga positiva y (b) una carga negativa. Colocada en un líquido, cualquier potencial de superficie provoca la formación natural de una doble capa electroquímica en la interfaz de contacto para mantener equilibrio de carga entre el estado sólido y líquido conductivo iónico. En las Figuras 10a-10b, esta doble capa se muestra esquemáticamente junto con la circuitería equivalente simplificada en la interfaz. La doble capa se crea generalmente con una separación brusca de 1-3 nm de grueso entre las zonas de carga espaciales iónicas negativa y positiva C2-R2 y C3-R3, que provocan un zona secundaria de equilibrio de carga espacial C4-R4 (10 nm-1 mm) y zona de gradiente de carga C5-R5 que desaparece en el volumen de líquido. Cuando hay no más cambio de potencial desde el sólido y desde el líquido, entonces el equilibrio de carga se mantiene con elementos C1/R1-C5/R5 que poseen valores cuasi constantes.

El flujo iónico se muestra esquemáticamente en las Figuras 10a-10b con flechas de vector durante una reorganización electrodinámica cuando se introduce una carga externa en un electrolito equilibrado. La Figura 10a muestra la reorganización electrodinámica con una carga externa positiva, y la Figura 10b ilustra la reorganización electrodinámica con una carga externa negativa. Cuando los iones reaccionan con un campo eléctrico externo aplicado en el líquido, la circuitería equivalente que refleja los cambios de carga espacial por consiguiente. Puesto que el sensor de algunas realizaciones basadas en el PC-HEMT es extremadamente sensible a cualquier cambio de carga superficial (C1/R1), la reorganización de iones de gradiente en las zonas de carga espacial desde C5/R5 a un C2/R2 es capaz de modular la conductividad de 2DEG. La dinámica y la magnitud del nuevo equilibrio son directamente proporcionales a la conductividad de electrolito líquido, movilidad de iones y valor de carga externa que define la carga de electrolito resultante. En general, cualquier electrolito mejora fuertemente la respuesta de carga de sensor debido a la excelente transferencia de carga directa hacia la interfaz de capa de barrera/electrolito. Los iones del líquido interactúan directamente con los estados de trampa de superficie supersensible de la capa de barrera ultradelgada.

Así, si el sensor se sumerge en un líquido conductivo iónico, entonces los iones de líquido reaccionarán electrodinámicamente a cualquier carga externa por su movimiento. Al estar en contacto directo con la superficie de

capa de barrera, la sensibilidad de carga se mejora tremendamente. Las funciones de líquido en este caso como antena coinciden perfectamente con el transductor 2DEG. El corazón genera cargas eléctricas, y un dipolo de posición super de ellas se proyecta a una antena de líquido en la que se sumerge el sensor. Si la superficie de piel está en contacto físico con el líquido, la señal detectada se aumenta drásticamente, porque el campo eléctrico dentro de un

5 cuerpo se trasfiere al líquido con mínimas pérdidas. Si la superficie de piel está fuera del líquido, entonces el campo eléctrico sentido creado por el ciclo de polarización-despolarización de corazón es considerablemente más débil, pero todavía puede ser detectado por el sensor a una distancia de 0.1-5.0 m de un paciente o menos, debido a su sensibilidad extremadamente alta.

10 Como se ha tratado anteriormente, en cualquier interfaz estado sólido/electrolito, los elementos capacitivos y resistivos del sensor forman un potencial de superficie electroquímica originado desde una interacción entre los estados de trampa de superficie y una capacidad de doble capa, mientras la interacción entre el 2DEG y los estados de trampa de superficie se origina de tunelización y electrostática. Sorprendentemente se ha encontrado que el funcionamiento del sensor PC-HEMT como transistor de efecto campo de puerta abierta no se requiere a fin de modular el potencial electroquímico de superficie dentro del sistema de capa de barrera/electrolito.

15 En una monitorización cableada, los electrodos ECG se pueden conectar a la piel de un paciente y además cablearse (puentear) con los electrodos de gel de electrolito Au o Ag/AgCl. La pequeña resistencia eléctrica del alambres permite transportar la carga de cuerpo (o piel) al líquido conductor, donde se ubica el sensor PC-HEMT. En otra realización, el sensor de la presente solicitud comprende adicionalmente un electrodo de referencia para detección a distancia de carga corporal potenciométrica. La Figura 11 muestra una realización del sistema de la presente solicitud basado en

20 el PC-HEMT (1) con un electrodo de celda de referencia de Ag/AgCl (20), ambos sumergidos en líquido conductor (101) y conectados al circuito de lectura que comprende el amplificador de corriente tratado anteriormente (105), convertidor análogo-a-digital (106) y módulo de conexión (107).

25 Puesto que el componente C1/R1 está ausente en la circuitería equivalente, no hay interacción mecánica cuántica entre los estados de trampa de superficie y 2DEG en este sistema. Además, por definición, sal de AgCl, que es no polarizante, no puede cambiar su propio potencial en superficie con procesos de intercambio iónico. Esto es al contrario de la superficie de AlGaN, que muestra fuertes cambios de potencial cuando se introduce una carga externa en el líquido. Mientras se expone a la carga externa, se puede detectar la respuesta a potencial cambiante en la interfaz capa de barrera/líquido dentro del sistema PC-HEMT/líquido/AgCl. La distancia entre el electrodo de Ag/AgCl y el PC-HEMT no importa dentro de un vaso relativamente compacto con el líquido conductor. El Ejemplo 1 demuestra el uso

30 de este sistema potenciométrico y presenta los datos bioeléctricos registrados con él.

La Figura 12a muestra una vista en sección transversal de la configuración de PC-HEMT de una realización con membranas independientes, que comprende:

- 35 ▪ una estructura de heterounión multicapa hecha de materiales semiconductores monocristalinos o policristalinos III-V, dicha estructura comprende al menos una capa amortiguadora (11) y al menos una capa de barrera (12), estando dichas capas apiladas alternadamente, y estando dicha estructura colocada sobre membranas independientes (23);
- un canal conductor (13) que comprende un gas de electrones bidimensional (2DEG) o un gas de orificio bidimensional (2DHG), formado en la interfaz entre dicha capa amortiguadora (11) y dicha capa de barrera (12) y que proporciona corriente de electrones o de orificio en dicho transistor entre contactos de fuente y drenaje;
- 40 ▪ los contactos de fuente y drenaje (15) conectados a dicho canal conductor de 2DEG o 2DHG (13) y a metalizaciones eléctricas (14) para conectar dicho transistor a un circuito eléctrico; y
- un área de puerta abierta (17) entre dichos contactos de fuente y drenaje (15);

en donde:

45 (i) el grosor de una capa superior (barrera o amortiguadora) (12) de dicha estructura en dicha área de puerta abierta (17) es de 5-9 nm que corresponde al intervalo de corriente de pseudoconducción entre modo de funcionamiento normalmente activo y normalmente inactivo del transistor, y

(ii) la superficie de dicha capa superior (12) tiene una rugosidad de aproximadamente 0.2 nm o menos.

El PC-HEMT mostrado en la Figura 12a y colocado sobre membranas independientes se puede usar en sensores "sensibles a presión" de una realización, que son capaces de medir presiones muy pequeñas. Estos sensores usan las membranas independientes para crear un efecto de carga de masa que hace posible aumentar la selectividad de

50 los sensores por medio de añadir esfuerzo mecánico (efecto de carga de masa) como parámetro adicional del sensor basado en PC-HEMT. Las membranas independientes (23) son columnas independientes muy flexibles de sustrato compuesto de zafiro, silicio, carburo de silicio, nitruro de galio o nitruro de aluminio, preferiblemente nitruro de galio, que tienen un grosor de 0.5-2 mm. Las membranas de sustrato independientes son muy sensibles a cualesquiera cambios por esfuerzo de tracción, compresivo o mecánico sobre la superficie de la estructura de heterounión multicapa. Esto resulta en un efecto de carga de masa, que se tratará más adelante.

55

En general, sensores mecánicos, algo así como sensores de presión, se basan en la medición del alargamiento inducido externamente en las heteroestructuras. Las propiedades piroeléctricas de nitruros del grupo-III, tales como nitruro de galio (GaN), permiten dos mecanismos para transducción de alargamiento: piezoeléctrico y piezorresistivo. El efecto piezoeléctrico directo se usa para detección de presión dinámica. Para mediciones de presión estática, tales sensores no son adecuados debido a alguna fuga de carga eléctricas en condiciones constantes. Para funcionamiento estático, la transducción piezorresistiva es más preferible.

Previamente se han empleado sensores piezorresistivos que usan materiales de holgura de banda ancha usando materiales en bruto de carburo de silicio hexagonal para funcionamiento a alta temperatura. La piezorresistividad de estructuras de GaN y AlGaN es comparable al carburo de silicio. Sin embargo, la piezorresistividad se puede ser amplificada aún más por estructura HEMT, como enseña Eickhoff et al.(2001). Para detección piezorresistiva de alargamiento a presiones relativamente menores (o diferencias de presión), se debe usar diafragma o membranas, donde la presión externa es trasferida a un alargamiento interno cambiado provocado por flexión, como se muestra en la Figura 12b. El cambio resultante en polarización altera la corriente de canal 2DEG que se mide.

Eickhoff et al. (2001) realizó los primeros experimentos en heteroestructuras de AlGaN/GaN donde el canal 2DEG confinado entre la capa de GaN superior y de barrera de AlGaN y demostró la dependencia lineal de la resistividad de canal 2DEG en el alargamiento aplicado. Además una comparación directa con SiC cúbico y una única capa de AlGaN demostró claramente las superiores propiedades piezorresistivas del último. A partir de estos resultados, está claro que la interacción de propiedades piezoeléctricas y piezorresistivas mejora la sensibilidad de sensores de presión al usar heteroestructuras de GaN/AlGaN confinadas con el canal 2DEG.

La configuración de sensor mostrada esquemáticamente en las Figuras 12a y 12b implica membranas de GaN independientes acopladas piezoeléctricamente, sensibles a carga y masa, que se preparan, por ejemplo, según el n.º de patente de EE.UU. 8.313.968, y ofrecen una solución elegante y eficaz para lograr tanto escalado descendente como un accionamiento sensitivo integrado totalmente eléctrico de baja potencia. Como se ha mencionado anteriormente, GaN exhibe propiedades tanto piezo- como piroeléctricas, que se pueden combinar funcionalmente. Mientras que la piezoelectricidad permite la realización de un mecanismo de acoplamiento integrado, el 2DEG entrega adicionalmente una sensibilidad pronunciada a carga y esfuerzo mecánicos, que permite al sensor usar los efectos piroeléctricos. El cambio dinámico en la conductividad de 2DEG también es provocado por un cambio en la polarización piezoeléctrica.

En una realización específica, el sensor de la presente solicitud es alimentado por una batería. La Figura 13 muestra una realización del sistema de la presente solicitud, en donde la fuente de tensión (104) es una batería, por ejemplo la batería AA, que suministra corriente eléctrica al PC-HEMT. La configuración también incluye amplificador (105) con tarjeta registradora de datos (106) y módulo de conexión (107), tal como USB, NFC o Bluetooth. Hay dos opciones para la operación de configuración que incluye ya sea amplificador de tensión diferencial (105) conectado en paralelo, por ejemplo SRS® SR560, o un amplificador de corriente (105) conectado en línea, por ejemplo SRS® SR570. La configuración de SR560 permite el funcionamiento en modo de alta impedancia de entrada usando la resistencia divisora de tensión R. La resistencia de entrada relativamente alta SR560 de 100 MΩ es buena para detección de carga muy pequeño sin grandes fugas.

Otra configuración incluye un amplificador de corriente que funciona directamente con corriente que fluye por medio del canal 2DEG del PC-HEMT al amplificador con pequeña resistencia de entrada de 1 MΩ en ganancia mayor de 104 y únicamente 1 Ω en ganancias menores de 200. Puesto que el amplificador de corriente en este caso está apagado, el uso de R divisora de tensión no es necesario a menos que la tensión de 1,6 V desde el elemento AA sea demasiado alta. Así, esta configuración amplifica directamente la modulación de corriente eléctrica en el canal 2DEG originada desde cargas corporales externas. Todos componentes de lectura son alimentados por batería para evitar corriente parásita de bucle a tierra.

Para las mediciones cardiovasculares, hay dos maneras de establecer el contacto eléctrico (galvánico) con el cuerpo de un paciente. En una monitorización inalámbrica, el dedo se puede sumergir en una solución de electrolito con el sensor PC-HEMT. La persona a prueba y todos componentes de configuración se aíslan eléctricamente para evitar bucles a tierra. Ahora se hace referencia a la Figura 14 que ilustra un sensor de identificación por radiofrecuencia (RFID) de potencia cero de una realización de la presente solicitud para lectura a distancia. En una realización particular, el sensor RFID comprende los siguientes componentes:

- el PC-HEMT de una realización, o una distribución de los mismos (100), en donde cada uno de dichos transistores se conecta con su línea dedicada de contacto eléctrico (103);
- una o dos antenas fractales de potencia cero de etiqueta RFID de salida-entrada (110), cada una conectada a dichas líneas de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para recibir o transmitir una señal;
- un separador de entrada-salida de diodo (111) para separar polaridades en dicho circuito (102);
- un circuito integrado (112) para almacenar y procesar dicha señal, y para modular y desmodular señales de radiofrecuencia (RF), dicho circuito comprende:

- a) una fuente de tensión (104) que suministra corriente eléctrica a dichos transistores (100) y a dicha una o dos antenas (110);
- b) un amplificador de corriente integrado o CMOS (105) para amplificación de una corriente eléctrica obtenida de dichos transistores (100);
- 5 c) un convertidor análogo-a-digital (ADC) con módulos de entrada/salida inalámbricas (106) conectado a dicho amplificador de corriente (105) para tener como salida inalámbrica la señal convertida a una interfaz de usuario;
- d) una unidad de microcontrolador (MCU) (113) para procesar y convertir la señal recibida en datos legibles en dicha interfaz de usuario; y
- e) un módulo de conexión inalámbrica (107) para conexión inalámbrica de dicho sensor a dicha interfaz de usuario.
- 10 La lectura a distancia se puede usar con cualquier sensor de la presente solicitud. En una realización específica, la Figura 15 muestra esquemáticamente un sensor microelectrónico de la presente solicitud que comprende los siguientes componentes:
- el PC-HEMT de una realización, o una distribución de los mismos (100), en donde cada uno de dichos transistores se conecta con su línea dedicada de contacto eléctrico (103);
- 15
- una fuente de tensión (104) conectada a dichas líneas de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para suministrar corriente eléctrica a dichos transistores;
 - un amplificador de corriente integrado o CMOS (105) conectado a dicha fuente de tensión (104) para amplificación de una corriente eléctrica obtenida de dichos transistores;
- 20
- un convertidor análogo-a-digital (ADC) con tarjeta de entrada/salida digital incorporada (106) conectada a dicho amplificador de corriente (105) para tener como salida la señal convertida a una interfaz de usuario (115); y
 - un módulo de conexión inalámbrica (107) para conexión inalámbrica del sensor a un módulo de lectura (116); en donde dicho módulo de lectura (116) comprende otro módulo de conexión inalámbrica (117) que conecta el sensor a dicha interfaz de usuario (115) por medio de un convertidor digital-a-análogo (CDA) (114).
- 25 En algunas realizaciones, ambos módulos de conexión inalámbrica (107) y (117) son ya sea Bluetooth o NFC, proporcionando de ese modo comunicación inalámbrica entre el sensor y el módulo de lectura hasta 20 m. Si estos dos módulos son wifi, la conexión entre ellos se puede establecer para hasta 200 m, mientras que GSM permite la comunicación por todo el mundo.
- 30 En incluso una realización adicional, el sensor de la presente solicitud comprende adicionalmente un electrodo de puerta para descargar corriente eléctrica parasitaria. La ausencia de cualquier conexión a tierra durante mucho tiempo tiene como resultado una lectura parasitaria en el sistema debida a de efectos de tribología, a través de la fricción corporal, a través de la carga corporal y finalmente debido a carga parasitaria del propio sensor PC-HEMT. Puesto que estos parásitos tienen un origen de baja energía en los procesos de ionización de superficie, se pueden neutralizar o descargar usando un electrodo de puerta adicional. El método de descarga se basa en la utilización del electrodo de puerta líquida adicional que se conecta eléctricamente a la fuente de alimentación del sensor, como se ilustra en
- 35 la Figura 16. Se forma una diferencia de potencial al electrodo de puerta en el líquido estático, si no se conecta fuente de tensión adicional al sistema. Como resultado, se forma intrínsecamente un campo acoplado eléctricamente que afecta a la carga superficial desde el sensor hacia la doble capa de electrodo de puerta. Debido a la creación de una diferencia de potencial directa con una conexión eléctrica entre la capa de superficie de AlGaN y el electrodo de puerta, hay una influencia mucho más fuerte en los componentes C1/R1 dentro de la capa de barrera de AlGaN. Al aplicar
- 40 una tensión fuente-puerta adicional a través del generador de señal alimentado por batería u otra fuente de alimentación, la carga parasitaria puede ser desatrapada y neutralizada en la superficie de capa de AlGaN.
- En incluso una realización adicional, la Figura 17 muestra esquemáticamente un sensor microelectrónico con un control de retroinformación para ajuste de nivel de energía y desatrapamiento por medio de un electrodo de puerta externo o integrado, que comprende los siguientes componentes:
- 45
- el PC-HEMT de una realización, o una distribución de los mismos (100), en donde cada uno de dichos transistores se conecta con su línea dedicada de contacto eléctrico (103);
 - una fuente de tensión (104) conectada a dichas líneas de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para suministrar corriente eléctrica a dichos transistores;
- 50
- un amplificador de corriente integrado o CMOS (105) conectado a dicha fuente de tensión (104) para amplificación de una corriente eléctrica obtenida de dichos transistores;
 - un convertidor análogo-a-digital (ADC) con tarjeta de entrada/salida digital incorporada (106) conectada a dicho amplificador de corriente (105) para tener como salida la señal convertida a una interfaz de usuario (115);

- una unidad de microcontrolador de control de retroinformación (MCU) (113) para ajuste de nivel de energía y desatrapamiento por medio de un electrodo de puerta externo o integrado (30); y
- un módulo de conexión inalámbrica (107) para conexión inalámbrica del sensor a un módulo de lectura (116); en donde dicho módulo de lectura (116) comprende otro módulo de conexión inalámbrica (117) que conecta el sensor a dicha interfaz de usuario (115) por medio de un convertidor digital-a-análogo (CDA) (114).

El electrodo de puerta (30) se hace, por ejemplo, de las siguientes pilas de metal: Cr/Au, Ti/Au, Cr/Al o Ti/W de grosores de 5-10/100-300 nm, respectivamente.

En otra realización, la Figura 18 muestra esquemáticamente un sensor optoelectrónico de la presente solicitud para lectura a distancia que comprende los siguientes componentes:

- 10 ▪ el PC-HEMT de una realización, o una distribución de los mismos (100), en donde cada uno de dichos transistores se conecta con su línea dedicada de contacto eléctrico (103);
- una fuente de luz modulada (120), tal como un diodo emisor de luz de dispositivo montado en superficie (SMD led) o diodo láser UV-VIS-IR, para irradiar la superficie de capa de barrera de dichos transistores;
- 15 ▪ una fuente de tensión (104) conectada a dichas líneas de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para suministrar corriente eléctrica a dichos transistores;
- un amplificador sincrónico (119) conectado a dicha fuente de tensión (104) para amplificación de una señal con una onda portadora conocida obtenida de dichos transistores y que aumenta la ratio señal-a-ruido;
- un convertidor análogo-a-digital (ADC) con tarjeta de entrada/salida digital incorporada (106) conectado a dicho amplificador de bloqueo (119) para tener como salida la señal convertida a una interfaz de usuario (115);
- 20 ▪ una unidad de microcontrolador de control de retroinformación (MCU) (113) para ajuste de nivel de energía y desatrapamiento por medio de un electrodo de puerta externo o integrado (30); y
- un módulo de conexión inalámbrica (107) para conexión inalámbrica del sensor a un módulo de lectura (116); en donde dicho módulo de lectura (116) comprende otro módulo de conexión inalámbrica (117) que conecta el sensor a dicha interfaz de usuario (115) por medio de un convertidor digital-a-análogo (CDA) (114).

25 Como se muestra en la presente solicitud, algunas realizaciones de los sensores de la presente solicitud se pueden usar en la monitorización cardiovascular, es decir, detectar, medir y monitorizar las señales de electrocardiografía y la presión venosa central (CVP). Algunas realizaciones de los sensores de la presente solicitud también son capaces de registrar un fonocardiograma (PCG) y por tanto, se consideran como herramienta de sustitución para estetoscopios regulares. También son capaces de monitorización de respiración y diagnóstico de actividad pulmonar y por tanto, se pueden usar en aplicaciones relacionadas con sistema pulmonar y respiratorio. En otra realización, estos sensores pueden monitorizar la actividad cerebral y medir y monitorizar señales eléctricas asociadas con un electroencefalograma (EEG). Además, algunas realizaciones de los sensores de la presente solicitud se pueden usar en diagnóstico de presión ocular.

35 En una realización particular, los sensores de la presente solicitud se aplican a un único punto sensitivo en el cuerpo de un paciente, tal como la extremidad de un paciente, por ejemplo brazo, codo, antebrazo, muñeca, palma o dedo. En otra realización, los sensores de la presente solicitud se aplican a una cavidad oral de un paciente. En una realización específica, los sensores de la presente solicitud son sin contacto y se usan a distancia del cuerpo de un paciente. En una realización particular, el sensor de la presente solicitud se usa para detección de las señales de actividad cardíaca primaria como se demuestra en el Ejemplo 1 más adelante.

40 La Figura 19 muestra un reloj inteligente o de condición física basado en el sensor PC-HEMT de una realización de la presente solicitud. El sensor PC-HEMT incorporado es capaz de sentir las señales y trasmitirlas ya sea a un teléfono o directamente a una nube de telemedicina. Como alternativa, algunas realizaciones del sensor de la presente solicitud se pueden integrar en un teléfono inteligente. La monitorización cardiovascular y pulmonar puede ser llevada a cabo continuamente cuando el teléfono está en contacto con una mano o se activa por llamada o cuando se establece un contacto. Los datos médicos relevantes registrados se transmiten entonces a una nube de telemedicina de diagnóstico médico y estarán disponibles para médicos.

En cierto aspecto, un dispositivo portable de la presente solicitud contiene un sensor microelectrónico integrado que comprende los siguientes componentes:

- 50 ▪ el PC-HEMT de una realización, o una distribución de los mismos (100), insertado en un elemento de contacto electrolítico (40), en donde cada uno de dichos transistores se conecta con su línea dedicada de contacto eléctrico (103);
- una batería (104) conectada a dichas líneas de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para suministrar corriente eléctrica a dichos transistores;

- un amplificador de corriente integrado o CMOS (105) conectado a dicha batería (104) para amplificación de una corriente eléctrica obtenida de dichos transistores;
- un convertidor análogo-a-digital (ADC) con tarjeta de entrada/salida digital incorporada (106) conectado a dicho amplificador de corriente (105) para tener como salida inalámbricamente la señal convertida a un teléfono inteligente o a una nube de telemedicina de diagnóstico médico;
- una unidad de microcontrolador (MCU) (113) para ajuste de nivel de energía y desatrapamiento por medio de un electrodo de puerta externa o integrada (30); y
- un módulo de conexión inalámbrica (107) que conecta inalámbricamente dicho dispositivo portable a un teléfono inteligente o a una nube de telemedicina de diagnóstico médico.

En una realización específica, el módulo de conexión inalámbrica (107) puede ser Bluetooth o NFC de corto alcance que proporcionan comunicación inalámbrica entre el dispositivo portable y un teléfono inteligente hasta 20 m. Si este módulo es wifi, la conexión se puede establecer hasta para 200 nm, mientras que GSM permite la comunicación por todo el mundo a una nube de telemedicina de diagnóstico médico.

En algunas realizaciones, el dispositivo portable y el sistema de la presente solicitud se pueden usar para solución de funcionamiento portátil de larga duración dentro de una diagnosis basada en la nube de telemedicina a distancia, salud y condición física. Puesto que el dispositivo se usa en una monitorización cardiovascular y pulmonar continua, debe tener un consumo de energía muy pequeño que ahorre vida de batería para uso prolongado. Esta es una de las principales razones para usar los contactos no óhmicos altamente resistivos que conectan el sensor PC-HEMT a un circuito eléctrico, sobre los contactos óhmicos. Los contactos no óhmicos realmente limitan una corriente eléctrica que fluye a través del canal 2DEG al tener una resistencia eléctrica 3-4 veces más alta que la resistencia del canal 2DEG, reduciendo de ese modo el consumo de energía eléctrica sin sacrificar la sensibilidad y la funcionalidad del sensor. Así, el uso de contactos no óhmicos en algunas realizaciones del sensor PC-HEMT de la presente solicitud es una solución de hardware que permite minimizar el consumo de energía del dispositivo. En otra realización, el consumo de energía del dispositivo se puede minimizar usando un algoritmo de software que gestiona el tiempo de registro necesario del sensor y un modo de ahorro de batería, que limita los datos en segundo plano y conmuta la conexión inalámbrica únicamente cuando se necesita.

Ejemplos

Ejemplo 1: Origen de carga eléctrica de la señal de PC-HEMT de único punto

Hay diferentes maneras de detección de la señal de actividad cardiaca primaria en el comienzo del ciclo del tiempo de llegada de pulso (PAT) dentro del pecho, que se puede usar para cálculo de presión sanguínea. Los presentes inventores han demostrado que, en algunas realizaciones, la señal de PC-HEMT de único punto ciertamente se origina de las variaciones de campo eléctrico dipolo de corazón y no de vibraciones mecánicas del corazón/cuerpo.

En la investigación biomédica aplicada, las vibraciones cardiacas se miden mediante la técnica conocida como balistocardiografía (BCG de los movimientos de todo el cuerpo) o seismocardiografía (SCG principalmente de los movimientos del tórax). La señal BCG mecánica sigue la señal eléctrica con un retraso de aproximadamente 30-40 ms. En la BCG, el movimiento mecánico del corazón se detecta al medir fuerzas o aceleración del pecho. Como alternativa, usando el registro BCG a distancia, se puede monitorizar la actividad de bombeo de sangre del corazón. Una medición de único eje en la dirección de longitud del cuerpo humano es normalmente adecuada ya que esta es la dirección principal del flujo sanguíneo. La Figura 20a muestra un ciclo cardiaco expresado como picos de balistocardiografía (BCG) característica. La Figura 20b muestra las señales ECG y BCG registradas simultáneamente con la señal de sensor PC-HEMT sincronizada en el tiempo enteramente (equivalentemente) (en rojo).

Las amplitudes de onda en la Figura 20a son una medida del volumen de latido del corazón, mientras el tiempo de aparición de los picos indica la funcionalidad general del corazón, la tasa de latido cardiaco y su variabilidad, el último indica el estado de recuperación o estrés de un persona medido. Las amplitudes I y IJ de las señales registradas en las Figuras 20a-20b puede ser útil para evaluar ciertas enfermedades tales como enfermedad de válvula aórtica o arteriopatía coronaria, e incluso para predecir la esperanza de vida. Cuando se mide la señal BCG con un acelerómetro, los desafíos de ingeniería son el bajo nivel de aceleración de señal respecto al ruido desde el sensor y el ambiente, así como la respuesta de frecuencia y las vibraciones de un entorno mecánico.

La Figura 20b muestra una comparación de las mediciones de sensor ECG, BCG y PC-HEMT de único punto sincronizadas en el tiempo. La dinámica de señal BCG del ciclo vibracional H-IJK-L mostrado en relación al ciclo P-QRS-T del ECG es completamente diferente de la dinámica de señal de sensor PC-HEMT. La razón de tal diferencia es que las señales obtenidas del PC-HEMT se origina de cargas de dipolo creadas por el movimiento cardiaco y no de sus vibraciones mecánicas. Esto se puede demostrar además con la configuración de sensor PC-HEMT mostrado en la Figura 21, que excluye cualquier transferencia de onda mecánica. Este sensor particular se usa para minimizar los artefactos de movimiento cardiaco mecánico y vibracional, donde el sensor PC-HEMT se coloca y blindado dentro de una caja de Faraday. Dentro de esta caja, el sensor se coloca en un pequeño envase que contiene solución salina de electrolito y se conecta por medio de un puente de sal a otro envase similar con la solución de electrolito. Un extremo

de un alambre de extensión espiralado se colocó en un líquido, mientras se usó otro extremo para contactar en la punta de un dedo fuera de la caja de Faraday.

Las mediciones realizadas sin caja de Faraday mostraron la misma detección de señal. Además, también se detectó la misma señal sin contacto. Así, la monitorización de único punto usando el sensor PC-HEMT mostrada en esta configuración únicamente se puede basar en las señales cardíacas originadas desde la carga de dipolo, simplemente porque la transferencia de las vibraciones mecánicas desde el corazón al sensor no es posible con este sensor particular.

Ejemplo 2: Monitorización cardiovascular y pulmonar con el sensor PC-HEMT

Ahora se hace referencia a la Figura 22 que muestra la forma de onda de latido cardíaco registrada con diferentes instrumentos convencionales (Wiggers Diagram, citado en WikiCommons 2008). La Figura 23 muestra el latido cardíaco detectado con el sensor PC-HEMT de único punto y con un oxímetro de pulso en la muñeca comparado con señales estándar. La señal de oxímetro sigue la forma de onda de presión aórtica con un retraso de tiempo ΔT que es típico en la colocación del dispositivo. La Figura 24a muestra los datos de la presión venosa central (CVP) sincronizados con los datos de señales cardíacas registradas con el ECG y con el sensor PC-HEMT. La Figura 24b muestra la derivada primera de la curva de ECG registrada obtenida de 100 mediciones de datos combinados usando el sensor PC-HEMT. Se conforma a las lecturas de CVP y permite realizar la CVP no invasiva conjuntamente con el ECG anterior usando una realización del sensor de la presente solicitud. Así, las señales cardíacas registradas con el sensor PC-HEMT contienen no invasivamente toda la información relacionada con la actividad cardíaca y la presión venosa central.

La dinámica de presiones central venosa o de aurícula derecha actualmente se puede medir con precisión únicamente por medio de cateterización de corazón. La Figura 25 muestra la correlación obtenida experimentalmente entre los datos de forma de onda de ECG y de CVP y datos de señales cardíacas registradas con el sensor PC-HEMT. Puesto que la CVP es equivalente a la presión de aurícula derecha (RAP), los datos de señal de cardio registrados con el PC-HEMT (forma de onda inferior) realmente contienen las posiciones de pico de ECG y posiciones de CVP-RAP. Esto claramente abre nuevos horizontes para la diagnosis no invasiva de infarto ventricular derecho, insuficiencia cardíaca derecha y cor pulmonale, taponamiento, regurgitación tricúspide o estenosis, bloqueo cardíaco completo y pericarditis constrictiva usando el sensor PC-HEMT de único punto y sin contacto.

Las Figuras 26a-26b muestran la comparación de forma de señal cardíaca normal (rojo) y anormal (gris) de dos pacientes registradas con el sensor PC-HEMT. La diferencia clara en los picos de forma de onda, en su amplitud y temporización permite a un médico entrenado diagnosticar inmediatamente las anomalías en la actividad cardíaca de un paciente.

Ejemplo 3: Pruebas ambulatorias

Se usó un prototipo de sensor PC-HEMT de medición de único punto para un registro de actividad de un ciclo cardíaco completo que incluye movimiento físico de aurículas cardíacas derecha e izquierda con sincronización en tiempo real a una dinámica de electrocardiografía de polarización/despolarización de corazón. Esta técnica descrita en la presente solicitud permite realizar una diagnosis no invasiva de corazón, que como alternativa se puede llevar a cabo únicamente mediante cateterización invasiva de aurículas derecha e izquierda de corazón además del ECG registrado simultáneamente. Además, el sensor PC-HEMT de algunas realizaciones de la presente solicitud hace posible contactar en un único punto en el cuerpo de un paciente, que se necesita para llevar a cabo las mediciones cardíacas. Esto permite la integración suave del sensor PC-HEMT en un formato de reloj de muñeca que revolucione la diagnosis cardiovascular y pulmonar completa y el planteamiento de monitorización de terapia. Es más, usar el sensor PC-HEMT integrado hace posible mejorar de manera impredecible la telemedicina cardíaca en el diagnóstico de punto de atención y reducir tremendamente los gastos de terapia en los hospitales.

La finalidad de las pruebas ambulatorias fue comparar los rasgos de forma y relacionados con el tiempo entre la forma de onda de la presión de aurícula derecha (RAP) registrada en el catéter y la señal de PC-HEMT en diferentes voluntarios en condiciones clínicas.

En el Hospital de Giessen (UKGM Giessen, Alemania) se realizaron pruebas ambulatorias que incluyen las mediciones de dinámica de cardio de único punto, en el laboratorio para las mediciones de catéter RAP sin artefactos de movimiento del personal médico y uso intensivo de dispositivos médicos en el laboratorio. En el primer día de las pruebas clínicas, se evaluó la compatibilidad EM de la sala ambulatoria. El sensor PC-HEMT tiene muy alta carga y sensibilidad EM. Durante tratamiento de paciente normalmente hay un montón de equipamiento médico que emite ruido EM principalmente desde unidades de suministro de energía. Por lo tanto, fue importante evaluar el impacto de tal ambiente intensivo en EM sobre la utilización del sensor PC-HEMT. La Figura 27 muestra el ambiente ambulatorio durante la prueba. En esta prueba, el paciente estaba tendido en una cama con un electrodo de referencia de ECG de Ag/AgCl de alambre extendido, que estaba conectado a un único punto en su muñeca izquierda. Las señales se registraron de la muñeca del paciente.

Inicialmente, un neumólogo realizó una cirugía ligera de 30 minutos para la implantación de un catéter RAP preparado previamente y preconfigurado estéril. Entonces personal médico del laboratorio analizó el perfil RAP y la composición

de muestras de sangre. Entonces, los electrodos del sensor PC-HEMT se colocaron sobre la muñeca izquierda, y el sensor se colocó en una solución salina de electrolito dentro de la jaula de protección contra luz/EM. Se realizó detección de único punto con alambres metálicos que puenteaban el electrodo de referencia de ECG de Ag/AgCl en un cuerpo del paciente con la solución de electrolito. La configuración se muestra esquemáticamente en la Figura 28a, y las impresiones de ECG y PPG (fotopleitismografía) desde la unidad de control de catéter médico se muestran en la Figura 28b. El ECG y PPG se registraron sincrónicamente y se transmitieron por medio de Bluetooth. Entonces se registró la señal de forma de onda desde el sensor PC-HEMT durante 15-20 minutos y se sincronizó con las señales de ECG/PPG registradas de la muñeca de un paciente.

La Figura 28c muestra las señales sincronizadas y continuamente registradas para presión aórtica de catéter (azul) con ECG (rojo intenso) y con la señal de sensor PC-HEMT (rojo delgado: ciclos cardiacos más ciclos respiratorios con un filtro paso bajo de 20 Hz; violeta: ciclos cardiacos con un filtro paso banda de 2-20 Hz). Como se muestra en la Figura 28c, se registraron fuertes señales de cambio de potencial sin artefactos de movimiento del personal médico y sin uso de herramientas médicas, incluso en presencia de ruido electromagnético. ("SPC" en la Figura 28c significa "cardio de único punto", el término definido como la señal registrada por el sensor PC-HEMT).

A pesar del ruido de línea de alimentación de 50 Hz claramente visible, fue posible obtener los registros válidos de sensor PC-HEMT tras simple filtrado de FFT-DSP-datos usando un filtro paso bajo de 20 Hz en los datos de forma de onda sin procesar. De las señales de forma de onda mostradas, se puede extraer fácilmente el ritmo cardiaco y ciclos cardiacos únicos como se detalla más adelante. Como se puede ver en los datos registrados, la frecuencia respiratoria de este paciente era muy alta e incluso más alta que un ritmo cardiaco. Tal respiración rápida es inusual. Además, no se pudo medir apropiadamente la presión de catéter RAP debido a insuficiencia cardiaca. Adicionalmente, el sensor PC-HEMT muestra la fibrilación de frecuencia más alta dentro de la señal.

En una prueba de control separada, se registraron fuertes señales sostenidas de desplazamiento de potencial (SPS) mostradas en las Figuras 29a-29b de otro voluntario en las mismas condiciones clínicas, con filtro paso bajo de 20 Hz, sin artefactos de movimiento del personal médico y sin uso de herramientas médicas, incluso en presencia de ruido electromagnético.

Otro paciente fue operado para la configuración de catéter RAP en el mismo laboratorio. El registro de datos PC-HEMT se llevó a cabo aproximadamente tres horas después del primer paciente según la misma secuencia experimental presentada anteriormente. La Figura 30a muestra las impresiones de ECG y PPG registradas de la unidad de control de catéter médico para el segundo paciente y su ambiente de laboratorio durante la prueba. La Figura 30b muestra sincronización de las señales registradas continuamente para presión aórtica de catéter (azul) con ECG (rojo intenso) y con la señal de sensor PC-HEMT (rojo delgado: ciclos cardiacos más ciclos respiratorios con un filtro paso bajo de 20 Hz; violeta: ciclos cardiacos con un filtro paso banda de 2-20 Hz). ("AP" en la figura significa "presión aórtica", y "SPC" significa "cardio de único punto", y es realmente la señal registrada por el sensor PC-HEMT.)

Como se puede ver de los datos registrados para el segundo paciente, todavía era imposible obtener la señal RAP estable. Sin embargo, fue posible registrar una señal de PC-HEMT muy estable mostrada en la Figura 30b. La señal de PC-HEMT exhibió un ciclo cardiaco completo con dos picos característicos principales. Al sincronizar y comparar las señales en la Figura 30b, se volvió claro que las señales de PC-HEMT están aproximadamente 300 ms por delante de las señales PPG. Esta evidencia experimental apoyó la idea fenomenal de que el origen físico de la señal registrada por el sensor PC-HEMT es realmente un campo eléctrico acompañado por movimiento cardiaco mostrado, que típicamente no tiene el comportamiento de tiempo de tránsito de pulso de una fotopleitismografía.

En la siguiente prueba, para el tercer paciente, se registró la señal RAP en paralelo, que se sincronizó con la PPG/ECG y con las señales de PC-HEMT y se muestra en las Figuras 31a-31b. La señal RAP registrada para este paciente difiere de los pacientes anteriores que muestran algunos desdoblamientos. Como se ve en la Figura 31b, estos desdoblamientos son observables en la forma de onda de PC-HEMT demostrando un único desdoblamiento durante un ciclo cardiaco.

Otro paciente con alta presión pulmonar se diagnosticó en el mismo laboratorio. Se hace referencia a las Figura 32a que demuestra la sincronización de señales registradas continuamente desde RAP de catéter (línea violeta), presión aórtica (AP, línea azul), ECG (línea roja) y el sensor PC-HEMT (ciclos cardiacos de registro de línea violeta con un filtro paso banda de 2-20 Hz). Este ensayo se realizó con pequeños artefactos de movimiento del personal médico y con uso intensivo de herramientas médicas, que incluye la unidad de control de catéter RAP, ECG, PPG, espirómetro, ultrasonidos, radiómetro de sangre (anализador espectral de composición sanguínea) y respirador.

La Figura 32b muestra una gráfica sincronizada de la RAP y la señal de PC-HEMT. De las gráficas sincronizadas se ve claramente que la dinámica RAP es muy similar a la dinámica de señal registrada con el sensor PC-HEMT. Para resumir, las señales de PC-HEMT fueron detectadas con éxito en las condiciones hospitalarias. La comparación de las señales PC-HEMT y AP mostró un avance de tiempo de 300 ms de la primera, que es más típico para la dinámica RAP. La comparación de las señales PC-HEMT y RAP demuestra claramente la dinámica equivalente a tiempo completo para la monitorización cardiovascular. De hecho, mientras el catéter RAP entrega información únicamente acerca de un lado cardiaco derecho, el sensor PC-HEMT de algunas realizaciones de la presente solicitud es capaz de medición no invasiva de ambas presiones de aurícula derecha e izquierda.

Ejemplo 4: Pruebas clínicas de único punto

El siguiente conjunto de ensayos clínicos se realizaron en un único punto corporal secuencialmente, primero en las posiciones de muñeca izquierda y derecha seguidas por las mediciones en el corazón, el cuello y en la cavidad oral. Todas las mediciones se llevaron a cabo usando amplificador de corriente con un filtro de ancho de banda de 6 dB (0.3-30 Hz) y sensibilidad (factor de amplificador) de 200 nA/V con resistencia de entrada de 10 kOhm. Las señales cardiacas de único cuerpo obtenidas en la mano izquierda se muestran en la Figura 33 en secuencia de figuras ampliadas. Las señales cardiacas de único cuerpo obtenidas en la mano derecha se muestran en la Figura 34. Las señales registradas en ambas muñecas izquierda y derecha son de forma idéntica pero exhiben polaridad opuesta debido a la proyección dipolo natural de corazón en extremidades que se conforman totalmente a experimentos anteriores. La Figura 35 demuestra las señales cardiacas de único punto medidas dentro de la cavidad oral en secuencia de figuras ampliadas. Durante el registro de señal dentro de la cavidad oral, las oscilaciones de respiración son mucho más pequeñas en comparación con señales de muñeca y la señal cardiaca ya no exhibe una orientación pronunciada hacia arriba o hacia abajo de los picos más fuertes de ciclo de polarización de corazón.

Ejemplo 5: Demostración de un enorme fenómeno intrínseco de amplificación

En este ejemplo se demuestra una serie de experimentos sobre el aumento de la estabilidad de señal por medio de efecto de puerta en plano. Estos experimentos muestran señales cardiovasculares bien detectadas de interior en presencia de ruido circundante a 50 Hz en jaula de Faraday que protege el sensor. La Figura 36a muestra las señales cardiacas registradas en un único punto corporal dentro de la construcción expuesta a una línea de alimentación de campo electromagnético parasitario de 50 Hz. Las señales fueron moduladas con ruido a 50 Hz, en plano $V_{GS} = -1.6$ V y ganancia de amplificador de 500, y trazadas tras un filtro LP de 10 Hz LP. La Figura 36b muestra las mismas señales cardiacas registradas con ruido a 50 Hz, en plano $V_{GS} = 0$ V y ganancia de amplificador 500, y trazado tras filtro LP de 10 Hz. Así, a pesar de un fuerte ruido parasitario a 50 Hz, es posible detectar señales cardiacas en único punto corporal con ratio señal-a-ruido bastante alta. Esta modulación parasitaria se puede filtrar fácilmente usando simple procesamiento matemático de datos (paso bajo 10 Hz - 20 Hz).

Un enorme fenómeno intrínseco de amplificación del sensor PC-HEMT se demuestra en las Figuras 37a-37b que muestran las señales cardiacas registradas en un único punto corporal dentro de la construcción expuesta a una línea de alimentación de campo electromagnético parasitario de 50 Hz. En la Figura 37a, las señales fueron moduladas con ruido a 50 Hz y ganancia de amplificador 1000, y trazadas tras filtro LP de 10 Hz, mientras en la Figura 37b, la ganancia de amplificador era cero. Así, tal aumento en el factor de amplificación inmediatamente resulta en modulación del 100% de la corriente de sensor. Puesto que la señal de PC-HEMT se amplifica tremendamente, es posible hacer funcionar el sensor sin ningún amplificador de corriente adicional (externo), simplificando de ese modo un circuito electrónico del sensor y reduciendo significativamente su coste de producción en serie.

Ejemplo 6: Registro de un fonocardiograma (PCG) usando el sensor PC-HEMT

El sensor PC-HEMT de la presente invención puede sustituir con éxito a un estetoscopio médico usado para escuchar los sonidos internos de un cuerpo humano (fonocardiografía). En este ejemplo se demuestra una serie de experimentos en registro de señales eléctricas correspondientes a desdoblamiento fisiológicos del segundo sonido cardiaco (S2), mientras el paciente inspira y expira, desde un único punto en la muñeca del paciente.

Diferentes anomalías cardiacas provocan diferentes sonidos cardiacos resultantes de dinámica cardiaca anormal. El segundo sonido cardiaco (S2) se crea al cerrar la válvula aórtica seguida por el cierre de la válvula pulmonar. Los fenómenos fisiológicos de desdoblamiento de S2 del efecto de sonido cardiaco ocurren durante una inspiración profunda y la retención de respiración, donde el segundo sonido cardiaco, que normalmente se observa como único objetivo de tono registrado con un estetoscopio, se desdobra en dos sonidos claramente separados, condicionales a la actividad normal de un corazón sano. Un análisis cuidadoso del desdoblamiento y la intensidad de la S2 puede indicar la presencia de muchas enfermedades cardiovasculares. El desdoblamiento varía entre cero y ochenta milisegundos dependiendo de la fase específica del ciclo respiratorio. El componente aórtico de S2 (S2A) precede al componente pulmonar (S2P).

Usar el sensor PC-HEMT hace posible obtener los datos de fonocardiografía de la muñeca del paciente. Las mediciones reales se realizaron durante 30-45 s con respiración retenida tras cada inspiración durante el registro señal. La señal de único punto registrada para el ciclo de inspiración y respiración retenida se comparó con la señal obtenida durante la respiración normal. La Figura 38a muestra las señales cardiacas (cuatro ciclos cardiacos) registradas en un único punto corporal (una muñeca) en fase de expiración (espiración) durante el ritmo respiratorio normal, mientras la Figura 38b muestra las señales cardiacas registradas en una muñeca durante la inspiración continua durante 20-30 s (inspiración profunda). Como se muestra en la Figura 38b, las señales registradas durante la inspiración profunda y respiración retenida son diferentes de las señales de ciclo de respiración mostradas en la Figura 38a. Lo primero se puede identificar fácilmente por el desdoblamiento del segundo pico más pequeño en tres subpicos dentro del mismo único ciclo cardiaco.

La Figura 39 muestra las señales cardiacas registradas con el sensor PC-HEMT en la fase de expiración (dos ciclos) durante el ritmo respiratorio normal y sincronizadas en el tiempo con un ciclo de dinámica cardiaca biofísica referencial.

La Figura 40 muestra las señales cardíacas (dos ciclos) registradas con el sensor PC-HEMT durante inspiración continua durante 20-30 s (línea continua roja) y sincronizadas en el tiempo con un ciclo de dinámica cardíaca biofísica referencial. Las señales cardíacas (dos ciclos) durante la fase de inspiración se muestran en el fondo (línea discontinua azul).

- 5 Los resultados experimentales presentados en las Figuras 38-40 demuestran claramente que el desdoblamiento-S2 característico de PCG a picos A2-P2 se correlaciona con el desdoblamiento de pico registrado con el presente sensor. Las señales registradas con el sensor PC-HEMT representan claramente las diferencias entre fases de inspiración y espiración. Así, el sensor PC-HEMT puede detectar los fenómenos de desdoblamiento S2 y la dinámica de respiración global usando las mediciones en un único punto en el cuerpo de un paciente y se puede ver como sustituto futuro para un estetoscopio.
- 10

Referencias

- J. Malmivuo, R. Plonsey, en el libro: Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, Capítulo 15: 12-Lead ECG System, págs. 277-289, Editorial: Oxford University Press (1975).
- 15 S. Nakayama, K. Sawamura, K. Mohri, T. Uchiyama, "Pulse-Driven Magnetoimpedance Sensor Detection of Cardiac Magnetic Activity", Plos One, Volumen 6, Edición 10, e25834, 2011.
- J. An, H. Li, L. Miao, S. Qin, "A Study on Human Magnetocardiogram Using Giant Magneto-impedance Sensor", Segunda Conferencia Internacional sobre Electrónica, Comunicaciones y Control, 2012.
- Y. Kado, M. Shinagawa, "RedTacton Near-body Electric-field Communications Technology and Its Applications", NTT Technical Review, Vol. 8, N.º 3, Mar. 2010.
- 20 S. D. Burnham, K. Boutros, P. Hashimoto, C. Butler, D. W. S. Wong, M. Hu, and M. Micovic, "Gate-recessed normally-off GaN-on-Si HEMT using a new O2-BCl3 digital etching technique", Phys. Status Solidi C, vol. 7, n.º 7-8, págs. 2010-2012, 2010.
- C. Y. Chang, S. J. Pearton, C. F. Lo, F. Ren, I. I. Kravchenko, A. M. Dabiran, A. M. Wowchak, B. Cui, y P. P. Chow, "Development of enhancement mode AlN/GaN high electron mobility transistors", Appl. Phys. Lett., vol. 94, n.º 26, pág. 263505, 2009. H. Chen, M. Wang, y K. J. Chen, "Self-aligned enhancement-mode AlGaIn/GaN HEMTs using 25 keV fluorine ion implantation", en Conferencia de Investigación de Dispositivos (DRC), 2010, págs. 137-138.
- 25 M. Eickhoff, O. Ambacher, "Piezoresistivity of Al_xGa_{1-x}N layers and Al_xGa_{1-x}N/GaN heterostructures", Journal of Applied Physics 90, 3383 (2001).

REIVINDICACIONES

1. Un sensor microelectrónico para monitorización no invasiva de al menos un parámetro fisiológico de un paciente, que comprende al menos un transistor de movilidad de electrones pseudoconductor de puerta abierta (PC-HEMT, del inglés *pseudo-conductive high-electron mobility transistor*), impreso en una placa de circuitos impresos flexible (PCB) (108), y conectado con su línea dedicada de contacto eléctrico (103) impresa en dicha PCB (108);
- 5 caracterizado por que dicho transistor comprende:
- (a) una estructura de heterounión multicapa hecha de materiales semiconductores monocristalinos o policristalinos de nitruro de galio (GaN) y nitruro de galio aluminio (AlGaN), y depositada en una capa de sustrato (10) o colocada en membranas independientes (23);
- 10 ▪ dicha estructura comprende (i) una capa de GaN superior rebajada en un área de puerta abierta (17) del transistor al grosor de 5-9 nm y que tiene la rugosidad de superficie de 0.2 nm o menos, (ii) una capa inferior amortiguadora de GaN (11), y (iii) una capa de barrera de AlGaN (12) entremedio; dichas capas tienen polaridad de cara-Ga, formando así un canal conductor (13) de gas de orificio bidimensional (2DHG, del inglés *two-dimensional hole gas*) en la capa de GaN superior, cerca de la interfaz con dicha capa de barrera de AlGaN (12);
- 15 o
- dicha estructura comprende (i) una capa de GaN superior rebajada en un área de puerta abierta (17) del transistor al grosor de 5-9 nm y que tiene la rugosidad de superficie de 0.2 nm o menos, (ii) una capa inferior amortiguadora de GaN (11), y (iii) una capa de barrera de AlGaN (12) entremedio; dichas capas tienen polaridad de cara-N, formando así un canal conductor (13) de gas de electrones bidimensional (2DEG, del inglés *two-dimensional electron gas*) en la capa de GaN superior, cerca de la interfaz con dicha capa de barrera de AlGaN (12); y
- 20 (b) contactos de fuente y drenaje (15) conectados a dicho canal conductor de 2DEG o 2DHG (13) y a metalizaciones eléctricas (14) para conectar dicho transistor a un circuito eléctrico (102).
2. El sensor de la reivindicación 1, en donde los contactos de fuente y drenaje (15) de dicho transistor son óhmicos.
- 25 3. El sensor de la reivindicación 1, en donde las metalizaciones eléctricas (14) del transistor se acoplan capacitivamente al canal conductor de 2DEG o 2DHG (13) para inducir corrientes de desplazamiento (25), dando como resultado así que dichos contactos de fuente y drenaje sean no óhmicos.
4. El sensor de una cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en donde el transistor comprende además una capa dieléctrica (16) depositada encima de la estructura de heterounión multicapa.
- 30 5. El sensor de una cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en donde el grosor de la capa superior rebajada del transistor en el área de puerta abierta (17) es de 6-7 nm, o 6.2 nm a 6.4 nm; y la rugosidad de superficie de dicha capa superior rebajada en el área de puerta abierta (17) es de 0,2 nm o menos, o 0.1 nm o menos, o 0.05 nm o menos.
6. El sensor de una cualquiera de las reivindicaciones 1-5, que comprende además:
- 35 1) una fuente de tensión (104) conectada a dicha línea de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para suministrar corriente eléctrica a dicho transistor;
- 2) un amplificador de corriente integrado o CMOS (105) conectado a dicha fuente de tensión (104) para amplificación de una corriente eléctrica obtenida de dicho transistor;
- 3) un convertidor análogo-a-digital (ADC) con tarjeta de entrada/salida digital incorporada (106) conectada a dicho amplificador de corriente (105) para tener como salida la señal convertida a una interfaz de usuario (115), memoria externa o módulo de lectura (116);
- 40 4) una unidad de microcontrolador de control de retroinformación (MCU) (113) para ajuste de nivel de energía y desatrapamiento por medio de un electrodo de puerta externo o integrado (30); y
- 5) un módulo de conexión cableado o inalámbrico (107) para conectar dicho sensor a dicha interfaz de usuario (115), memoria externa o módulo de lectura (116).
- 45 7. El sensor de una cualquiera de las reivindicaciones 1-6, en donde el transistor comprende además una fuente de luz de excitación (120) para irradiar la estructura de heterounión multicapa, induciendo de ese modo una corriente eléctrica en el canal conductor de 2DEG o 2DHG (13).
8. El sensor de la reivindicación 7, en donde dicha fuente de luz de excitación (120) es un diodo láser o un led.
9. El sensor de una cualquiera de las reivindicaciones 1-6, que comprende además:
- 50 1) una o dos antenas fractales de potencia cero de etiqueta RFID de salida-entrada (110), cada una conectada a

dicha línea de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para recibir o transmitir una señal;

2) un separador de entrada-salida de diodo (111) para separar polaridades en dicho circuito (102);

3) un circuito integrado (112) para almacenar y procesar dicha señal, y para modular y desmodular señales de radiofrecuencia (RF), dicho circuito (112) comprende:

5 a) una fuente de tensión (104) que suministra corriente eléctrica a dicho transistor y a dicha una o dos antenas (110);

b) un amplificador de corriente integrado o CMOS (105) para amplificación de una corriente eléctrica obtenida de dicho transistor;

10 c) un convertidor análogo-a-digital (ADC) con módulos de entrada/salida inalámbricas (106) conectado a dicho amplificador de corriente (105) para tener como salida inalámbrica la señal convertida a una interfaz de usuario (115), memoria externa o módulo de lectura (116);

d) una unidad de microcontrolador (MCU) (113) para procesar y convertir la señal recibida en datos legibles en dicha interfaz de usuario (115), memoria externa o módulo de lectura (116); y

15 e) un módulo de conexión inalámbrica (107) para conectar inalámbricamente dicho sensor a dicha interfaz de usuario (115), memoria externa o módulo de lectura (116).

10. El sensor de la reivindicación 7 o la reivindicación 8, que comprende además:

1) una fuente de tensión (104) conectada a dicha línea de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para suministrar corriente eléctrica a dicho transistor;

2) una fuente de luz modulada (120) para irradiar dicho transistor;

20 3) un amplificador sincrónico (119) conectado a dicha fuente de tensión (104) para amplificación de una señal con una onda portadora conocida obtenida de dicho transistor y que aumenta la ratio señal-a-ruido;

4) un convertidor análogo-a-digital con tarjeta de entrada/salida digital incorporada (106) conectado a dicho amplificador sincrónico (119) para tener como salida la señal convertida a una interfaz de usuario (115), memoria externa o módulo de lectura (116);

25 5) una unidad de microcontrolador de control de retroinformación (MCU) (113) para ajuste de nivel de energía y desatrapamiento por medio de un electrodo de puerta externo o integrado (30); y

6) un módulo de conexión cableado o inalámbrico (107) para conectar el sensor a la interfaz de usuario (115), memoria externa o módulo de lectura (116).

11. El sensor de una cualquiera de las reivindicaciones 6-10, que comprende además al menos uno de:

30 1) un electrodo de referencia (20) para detección a distancia de carga corporal potenciométrica, o

2) un electrodo de puerta (30) para descargar corriente eléctrica parasitaria.

12. El sensor de una cualquiera de las reivindicaciones 6-11, en donde dicha memoria externa es un dispositivo móvil, ordenador de escritorio, servidor, almacenamiento remoto, almacenamiento en internet o nube de telemedicina.

35 13. Un método no invasivo para monitorización continua de al menos un parámetro fisiológico de un paciente que comprende:

1) Contactar en un único punto sensitivo en el cuerpo del paciente con, o posicionar a distancia en un espacio contra el cuerpo del paciente, el sensor microelectrónico de una cualquiera de las reivindicaciones 1-12;

2) Registrar continuamente señales eléctricas recibidas del cuerpo del paciente en forma de corriente eléctrica de drenaje de fuente de dicho transistor a lo largo del tiempo (definido as dinámica I_{DS}) con dicho sensor;

40 3) Transmitir continuamente las señales registradas desde dicho sensor a una memoria externa;

4) Procesar las señales transmitidas en la memoria externa, correlacionar dicha dinámica I_{DS} con el parámetro fisiológico y extraer el parámetro fisiológico de dichas señales en forma de datos médicos; y

5) Exponer dichos datos médicos en forma de representación visual, gráfica o matemática de la dinámica I_{DS} o cualquier otro formato legible, monitorizando de ese modo continuamente dicho parámetro fisiológico.

45 14. El método de la reivindicación 13, en donde dicho parámetro fisiológico monitorizado se selecciona de un gasto

- cardíaco y una actividad cardíaca primaria asociados con un electrocardiograma (ECG), una presión venosa central (CVP), presiones de aurícula izquierda y derecha (LAP y RAP), una variabilidad de ritmo cardíaco (HRV), un segundo desdoblamiento de tono cardíaco (S2) asociado con un fonocardiograma, ciclo y dinámica de respiración, un volumen y frecuencia respiratorios relacionados con pulmón o actividad pulmonar, actividad cerebral asociada con un electroencefalograma, un volumen sistólico, cambios del volumen sistólico relacionados con la respiración, una resistencia vascular periférica, amplitud y frecuencia respiratorias(volumen tidal) y compliancia arterial.
- 5 15. El método de la reivindicación 13 o la reivindicación 14, en donde la etapa de contactar en el único punto sensitivo en el cuerpo del paciente con el sensor microelectrónico se hace al sujetar un dispositivo portable que comprende dicho sensor a la muñeca de un paciente.
- 10 16. El método de la reivindicación 13 o la reivindicación 14, en donde dicho único punto sensitivo en el cuerpo del paciente es cualquier extremidad del paciente, un brazo, un codo, un antebrazo, una muñeca, una palma o un dedo.
17. Un dispositivo portable que comprende:
- 15 1) el sensor microelectrónico de una cualquiera de las reivindicaciones 1-5, 7-8, o una distribución de los mismos (100), insertado en un elemento de contacto electrolítico (40), en donde cada uno de dichos PC-HEMT se conecta con su línea dedicada de contacto eléctrico (103);
- 2) una batería (104) conectada a dichas líneas de contacto eléctrico (103) por medio de un circuito eléctrico (102) para suministrar corriente eléctrica a dichos transistores;
- 3) un amplificador de corriente integrado o CMOS (105) conectado a dicha batería (104) para amplificación de una corriente eléctrica obtenida de dichos transistores;
- 20 4) un convertidor análogo-a-digital (ADC) con tarjeta de entrada/salida digital incorporada (106) conectado a dicho amplificador de corriente (105) para tener como salida inalámbricamente la señal convertida a un teléfono inteligente o a una nube de telemedicina de diagnóstico médico;
- 5) una unidad de microcontrolador (MCU) (113) para ajuste de nivel de energía y desatrapamiento por medio de un electrodo de puerta externa o integrada (30); y
- 25 6) un módulo de conexión inalámbrica (107) que conecta inalámbricamente dicho dispositivo portable a un teléfono inteligente o a una nube de telemedicina de diagnóstico médico.
18. El dispositivo portable de la reivindicación 17, en donde dicho dispositivo portable es un reloj de condición física o un reloj inteligente.
- 30 19. El dispositivo portable de la reivindicación 17 o la reivindicación 18, en donde dicho dispositivo portable es adecuado para usar en funcionamiento portátil de larga duración dentro de una diagnosis basada en la nube de telemedicina remota, condición física o salud.

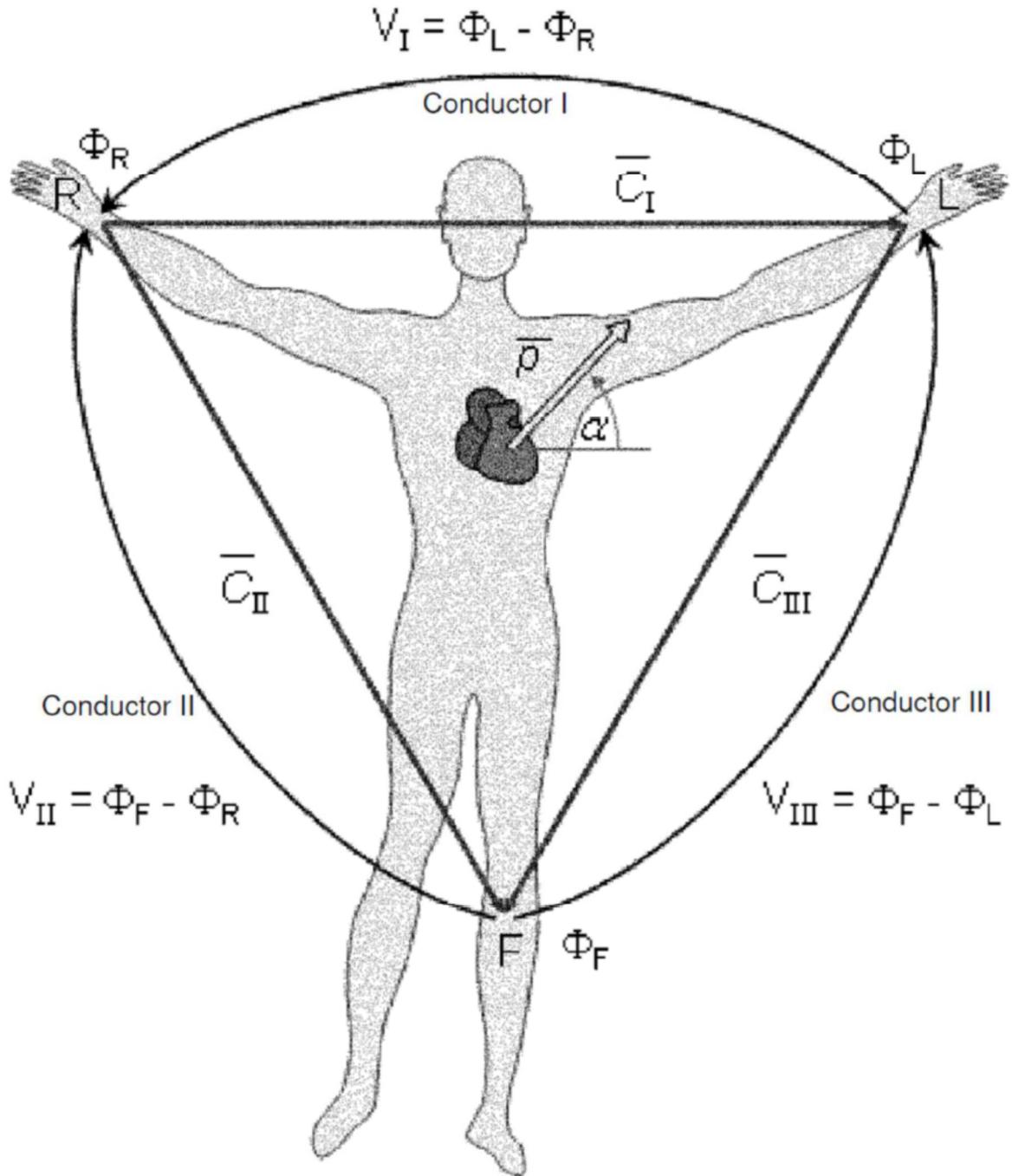


Fig. 1a (Técnica Anterior)

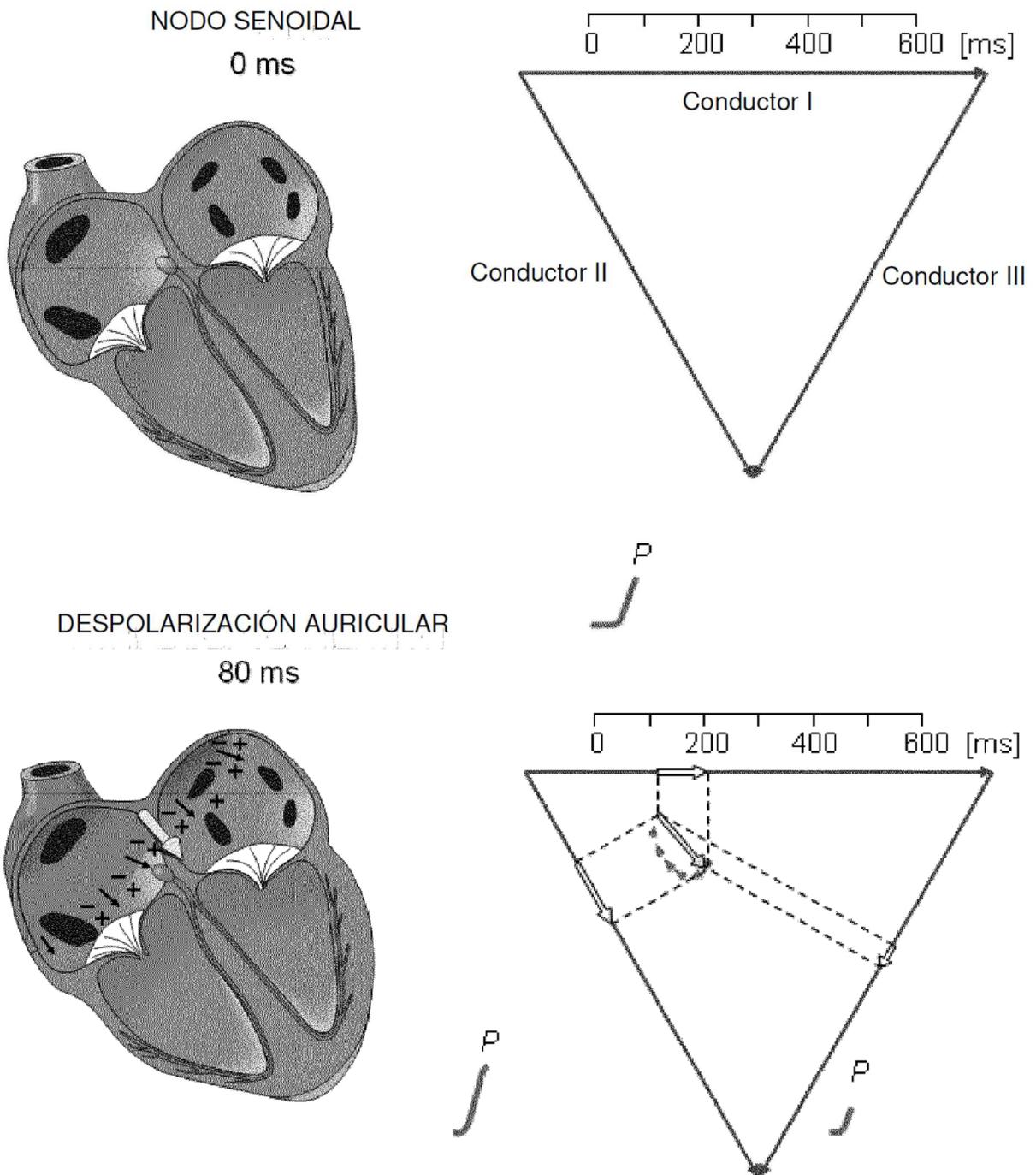


Fig. 1b (Técnica Anterior)

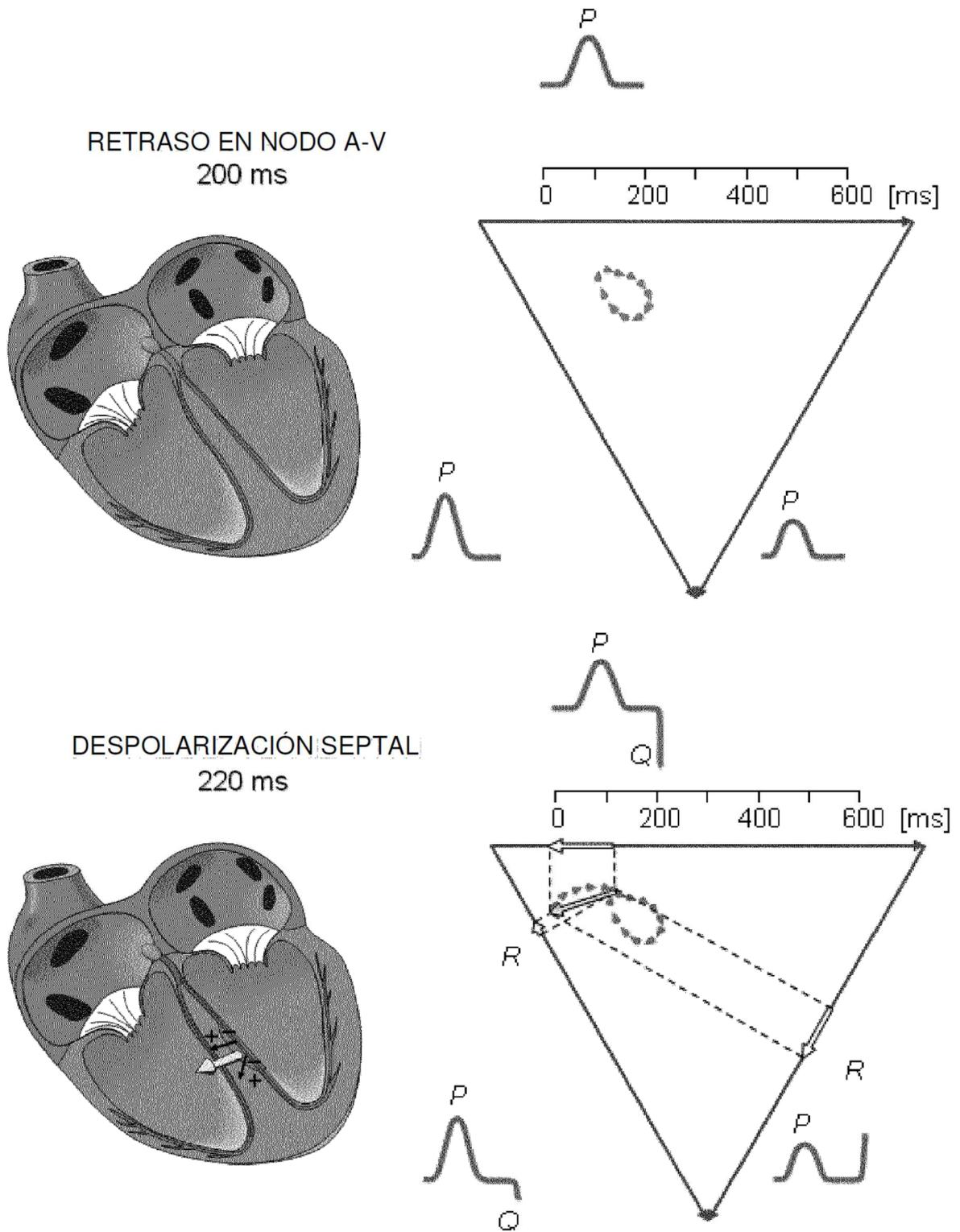


Fig. 1c (Técnica Anterior)

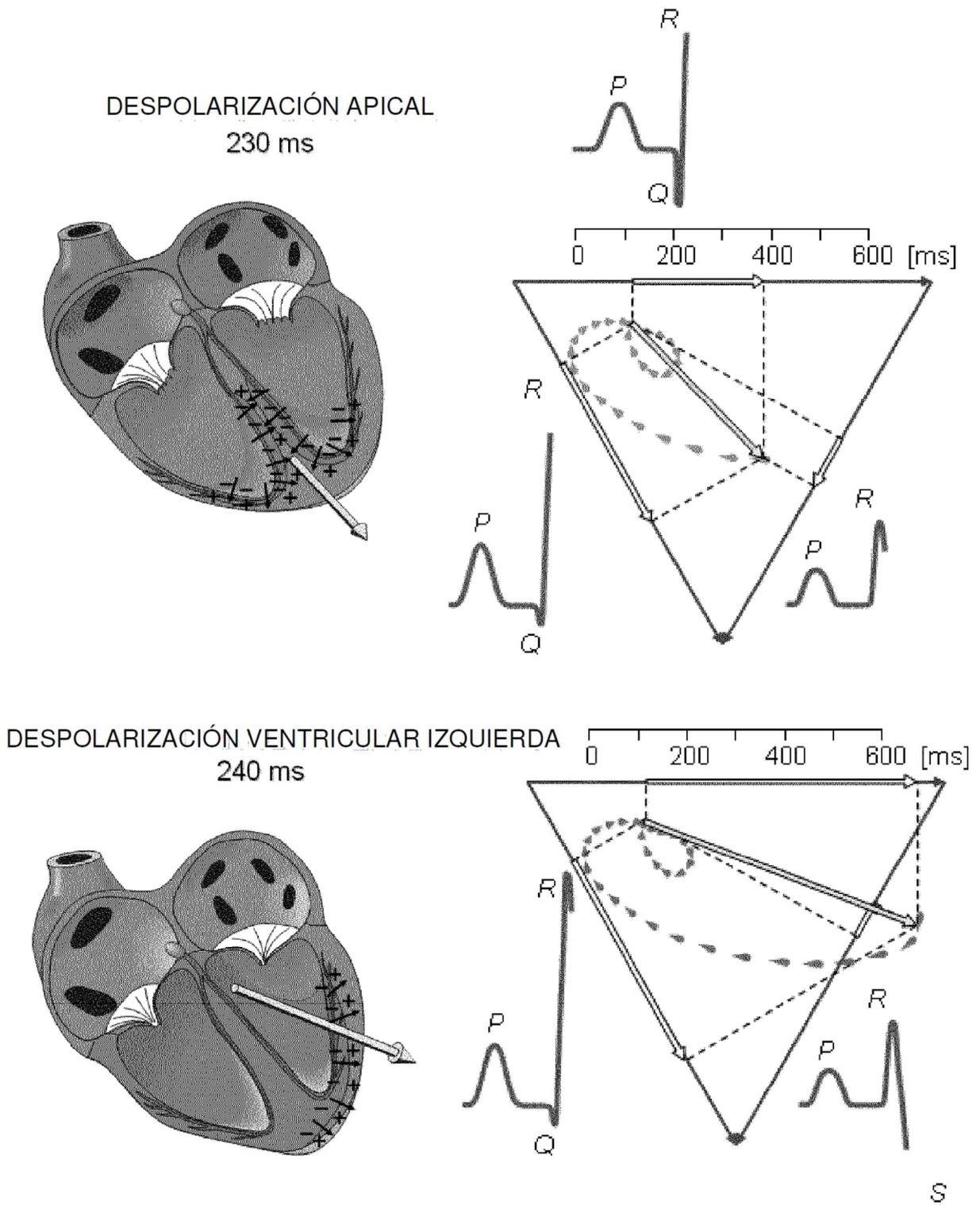
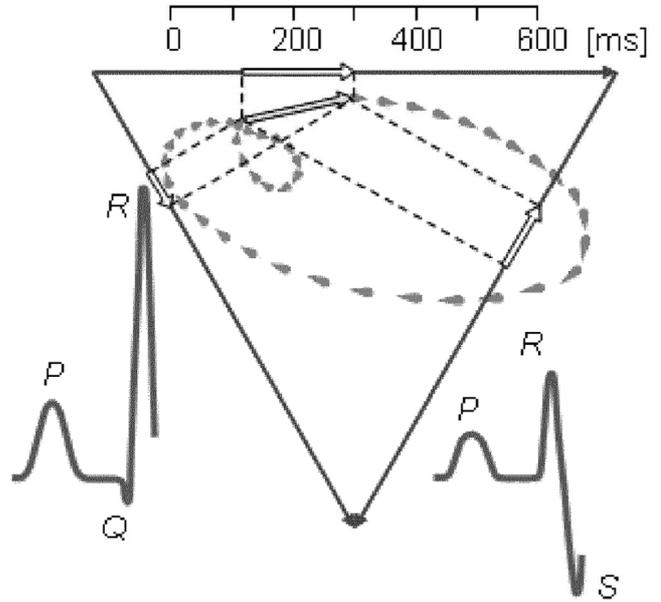
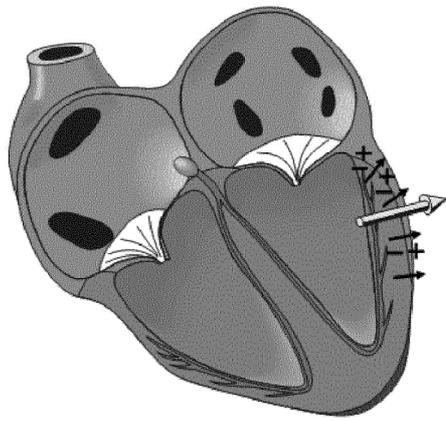


Fig. 1d (Técnica Anterior)

DESPOLEZACION VENTRICULAR IZQUIERDA TARDIA

250 ms



VENTRICULOS DESPOLARIZADOS

350 ms

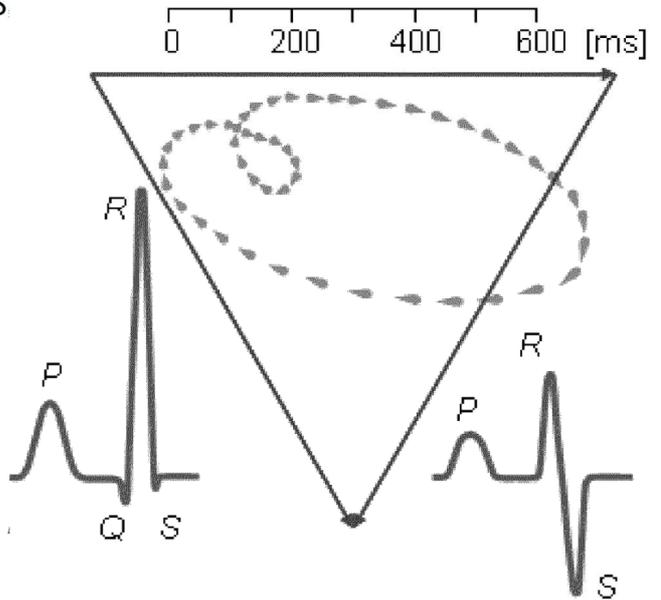
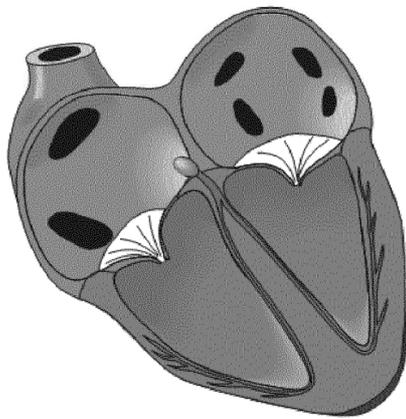


Fig. 1e (Técnica Anterior)

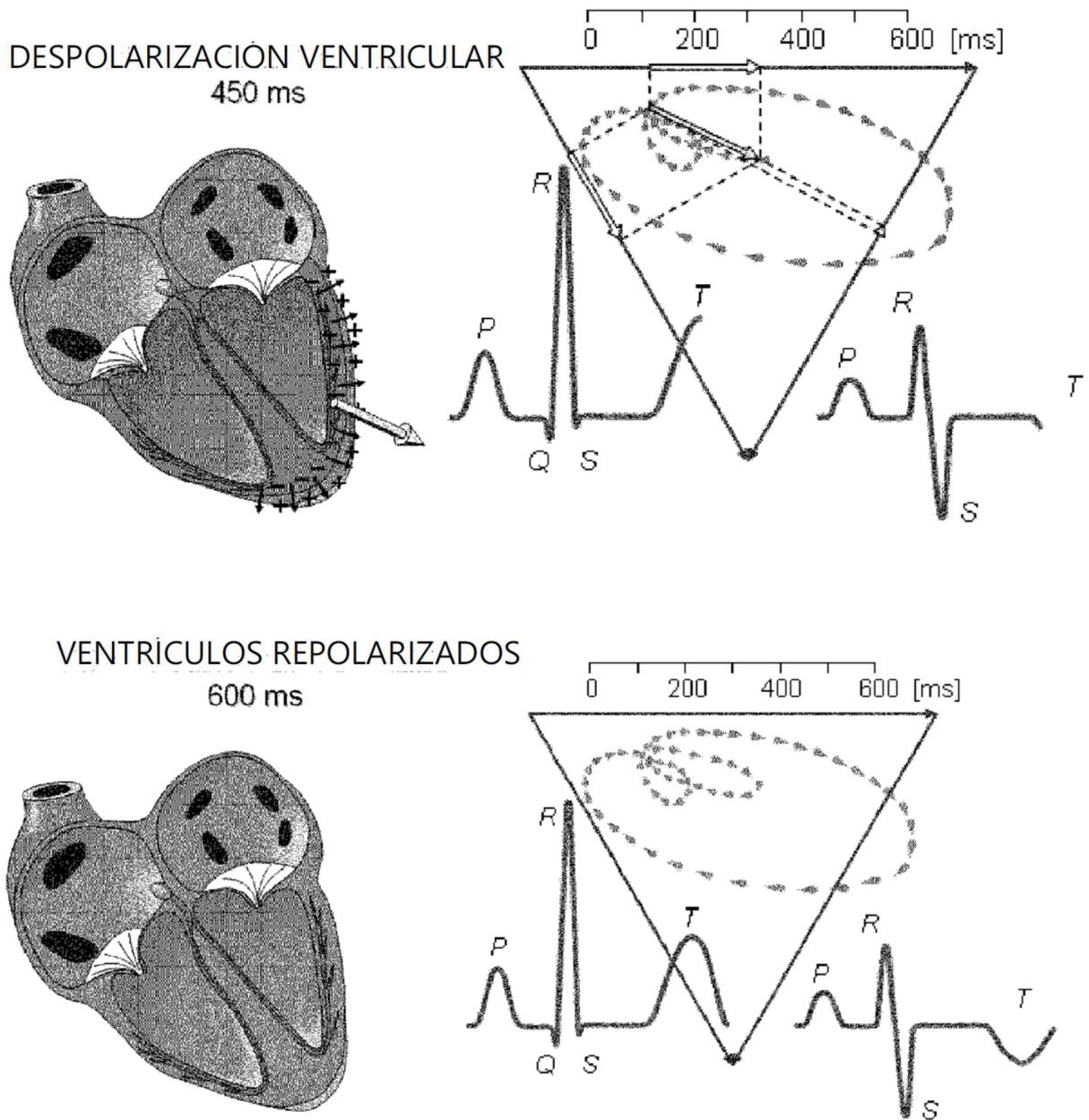


Fig. 1f (Técnica Anterior)

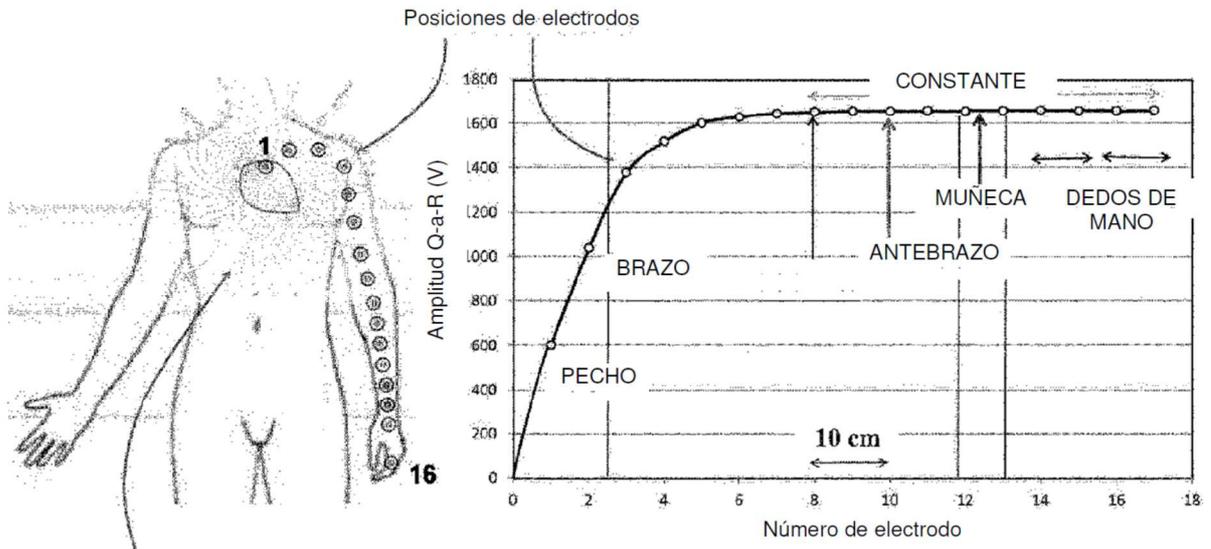


Fig. 2a

Fig. 2b

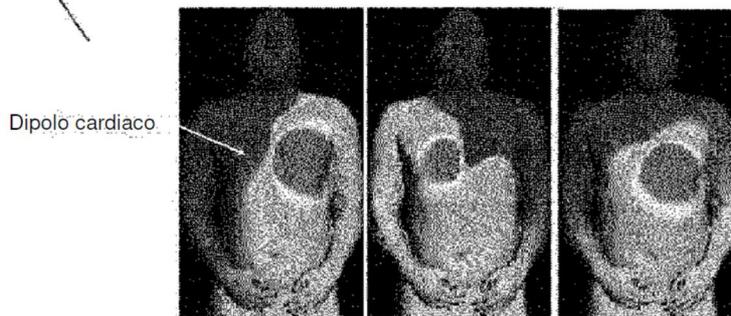


Fig. 2c

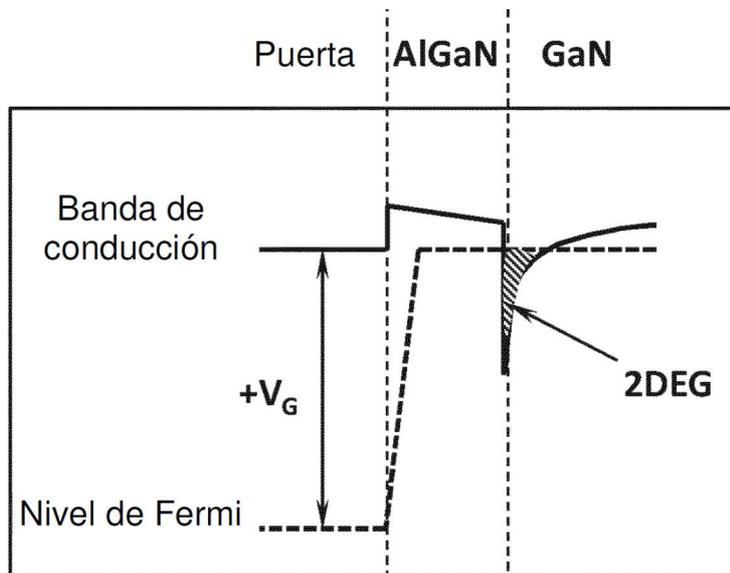


Fig. 3a
 $V_G \gg V_T$

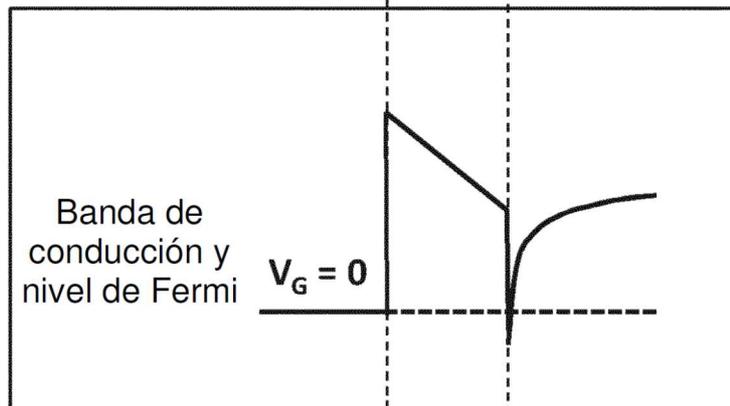


Fig. 3b
 $V_G = 0$
 $V_G > V_T$

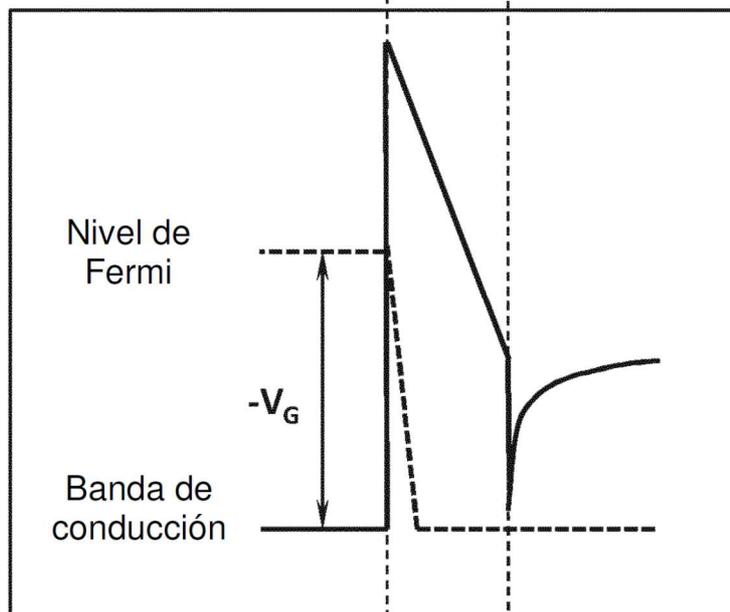


Fig. 3c
 $V_G \ll V_T$

Fig. 4a

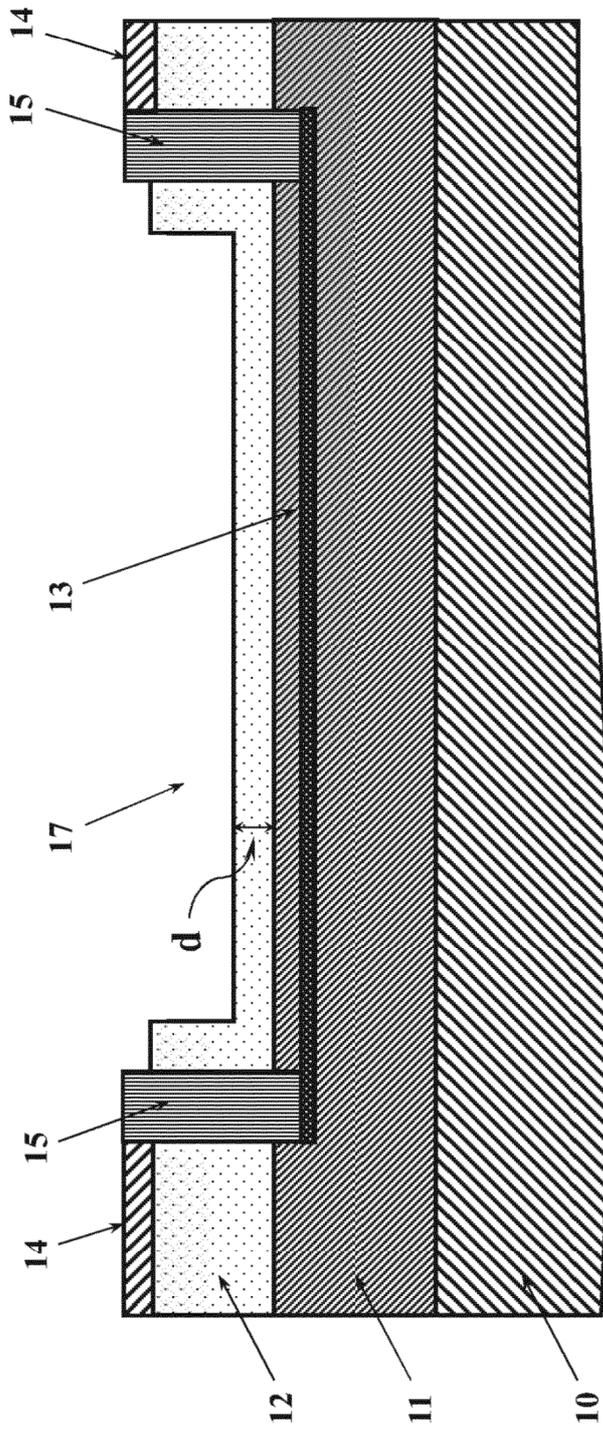


Fig. 4b

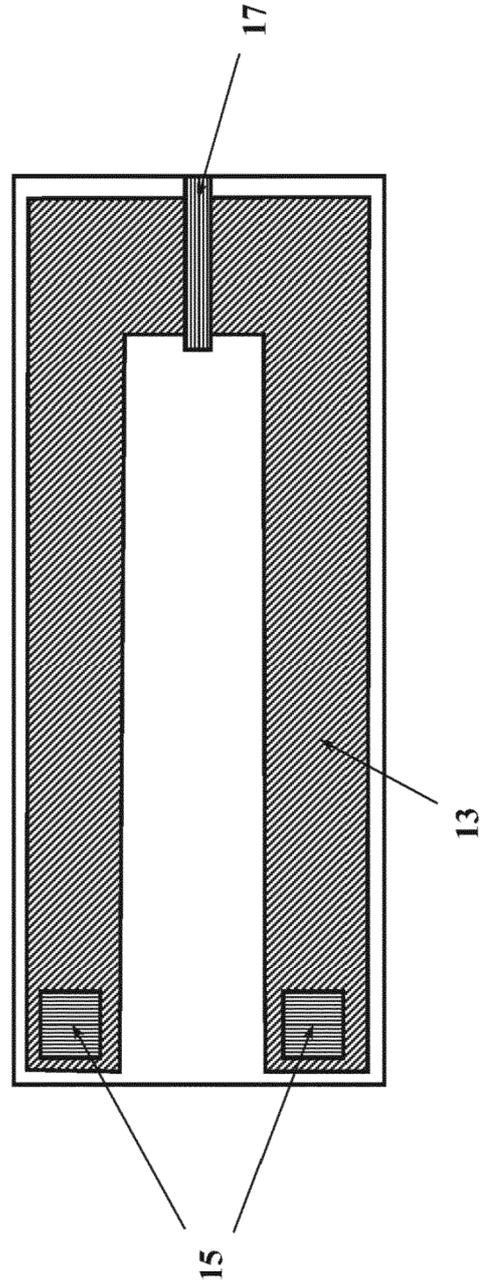


Fig. 4c

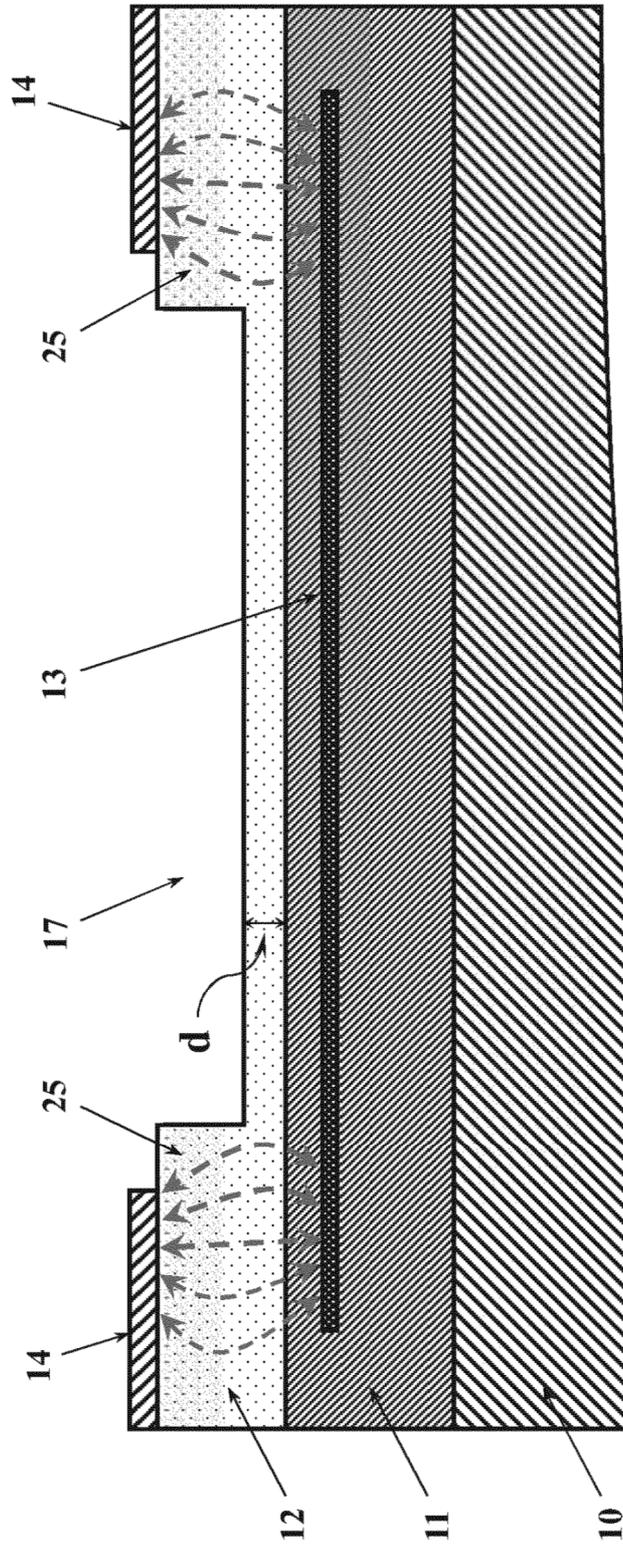


Fig. 4d

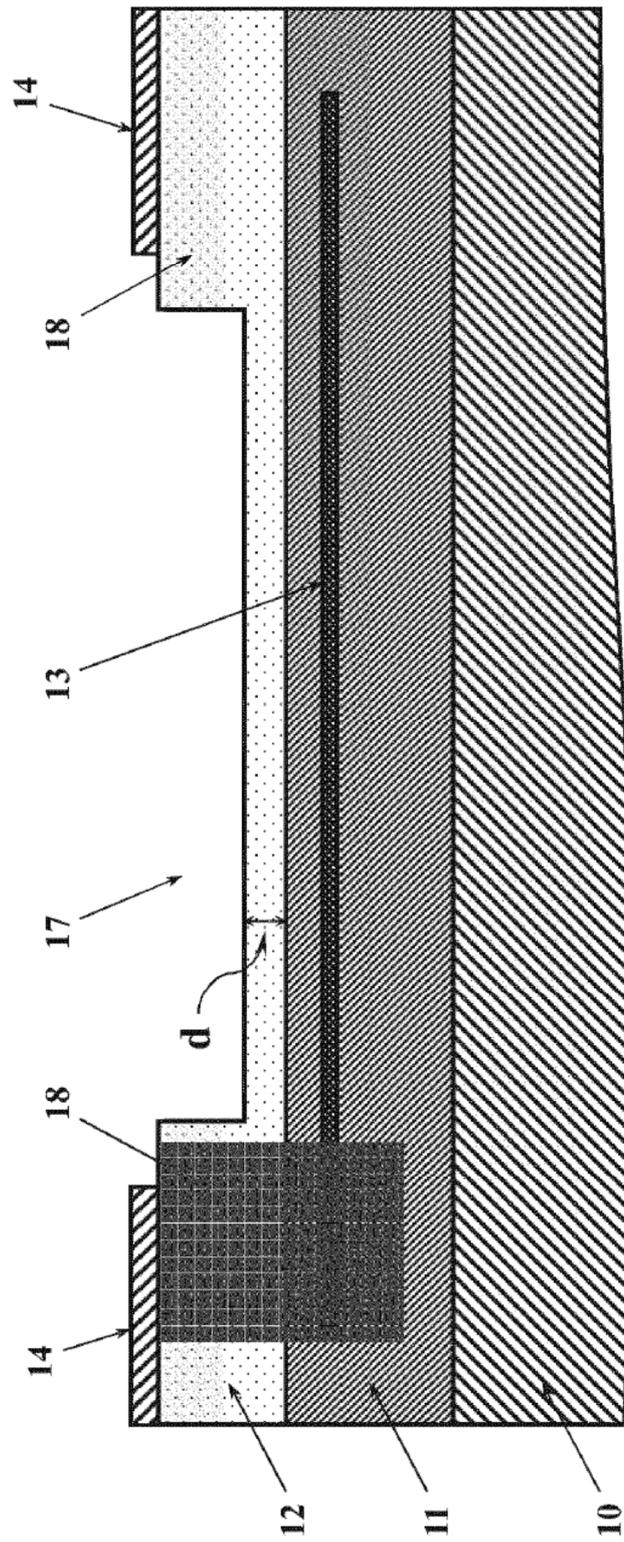
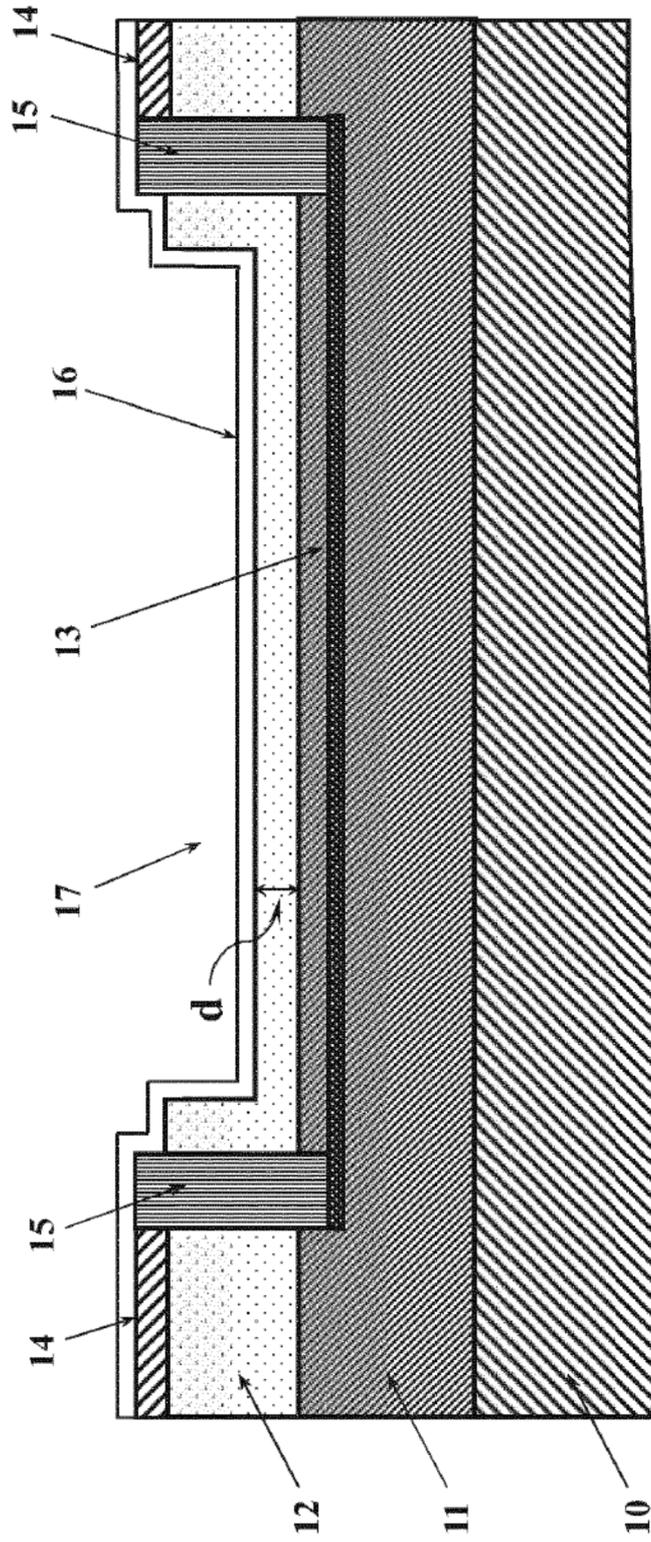


Fig. 4e



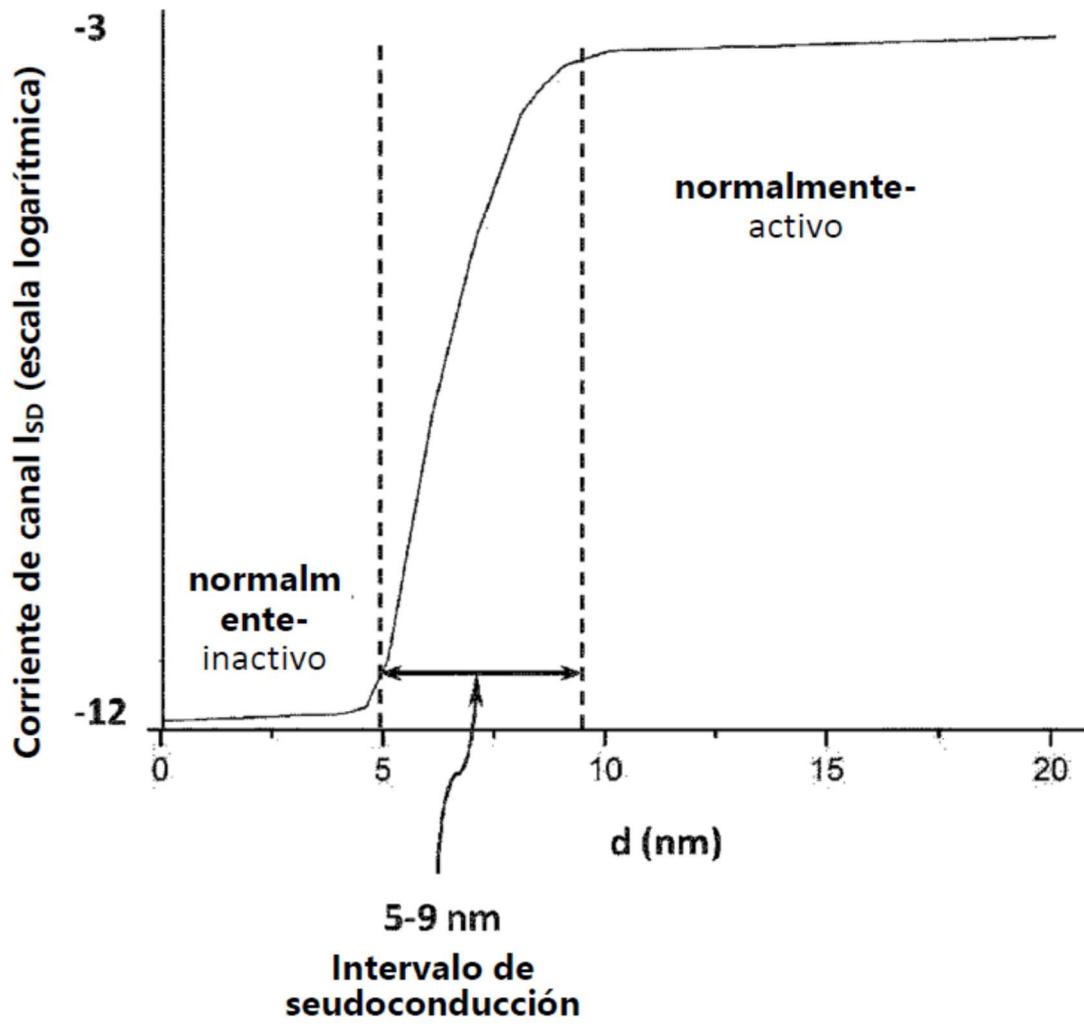


Fig. 5

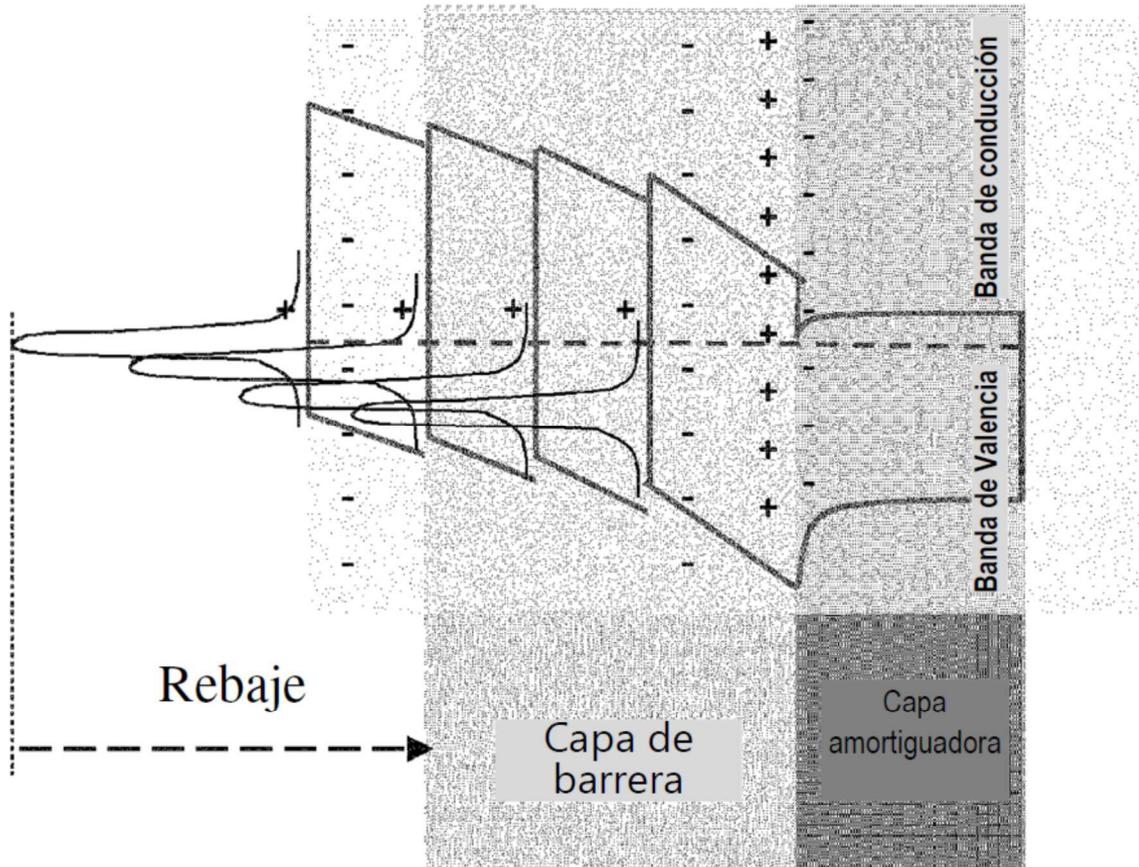


Fig. 6

Fig. 7a

Polaridad de Cara-Ga

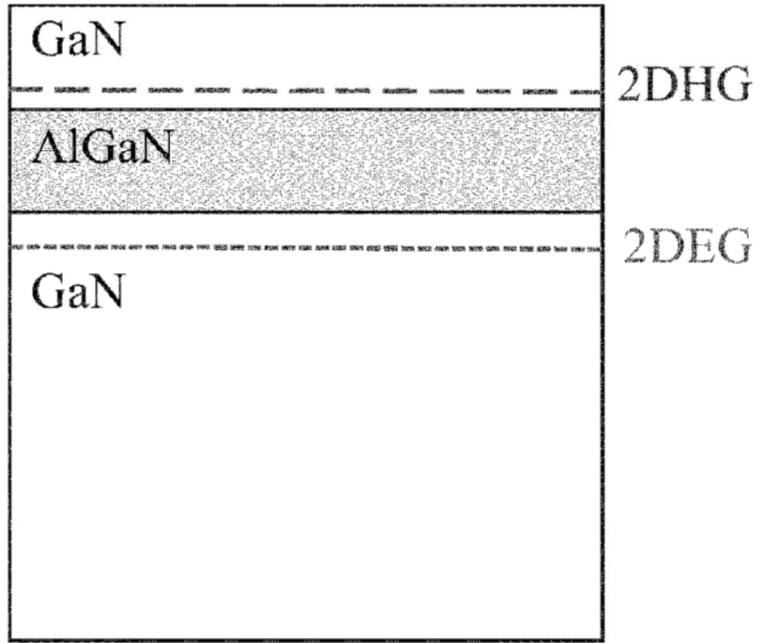
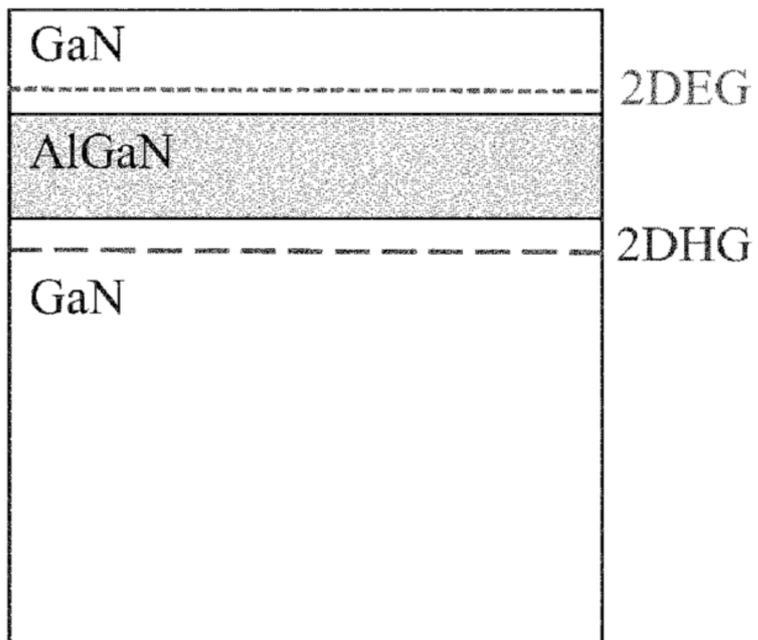


Fig. 7b

Polaridad de Cara-N



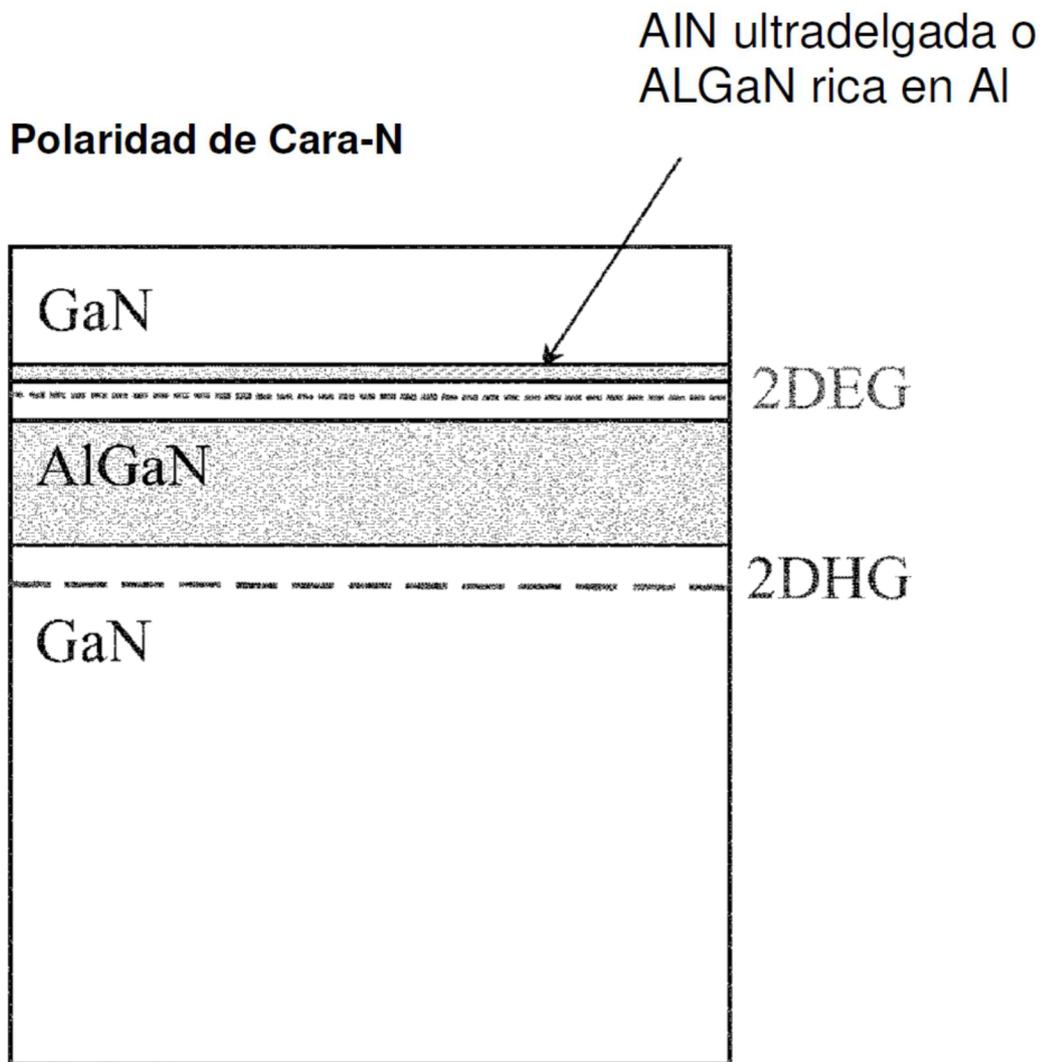


Fig. 8

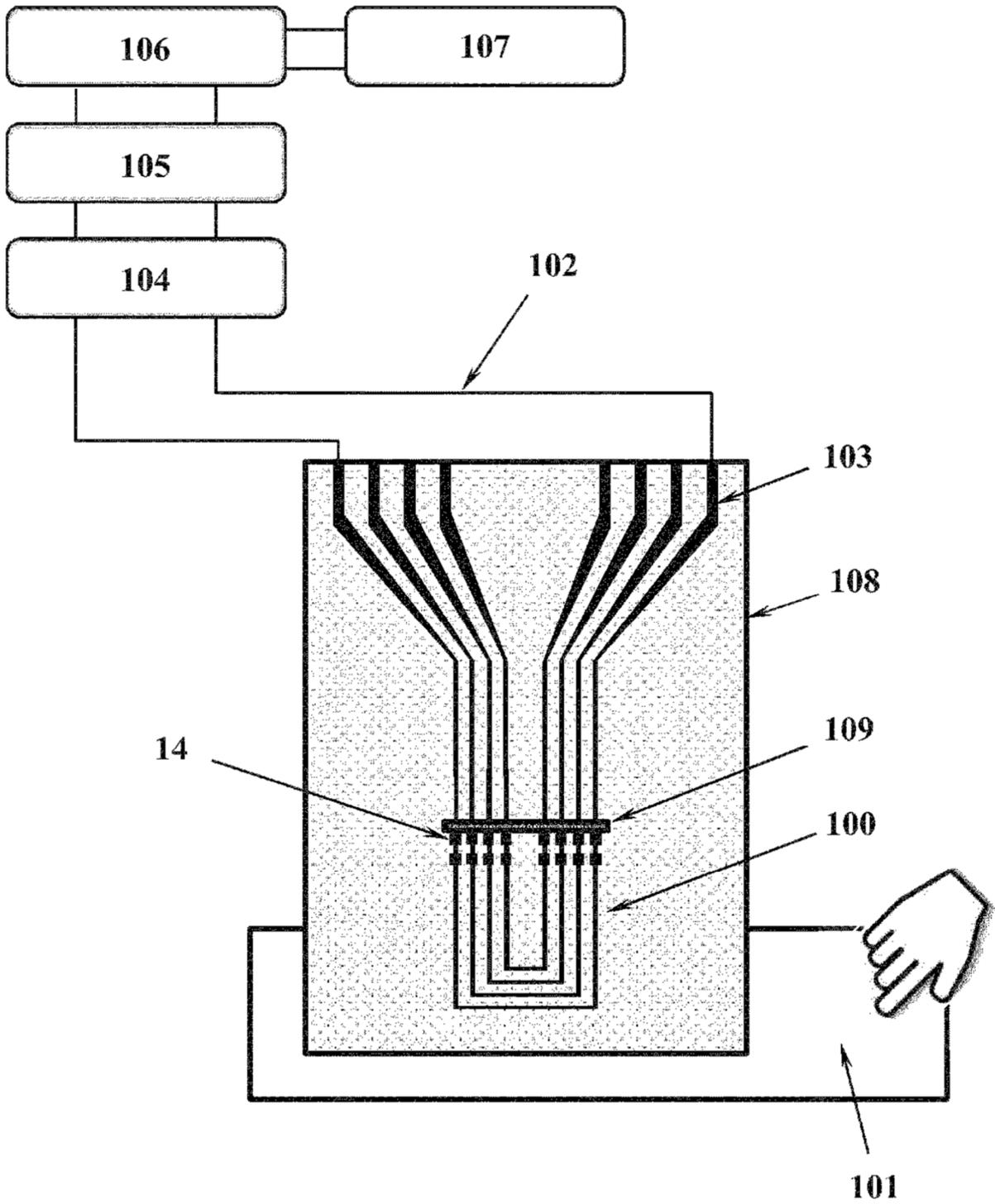


Fig. 9

Fig. 10a

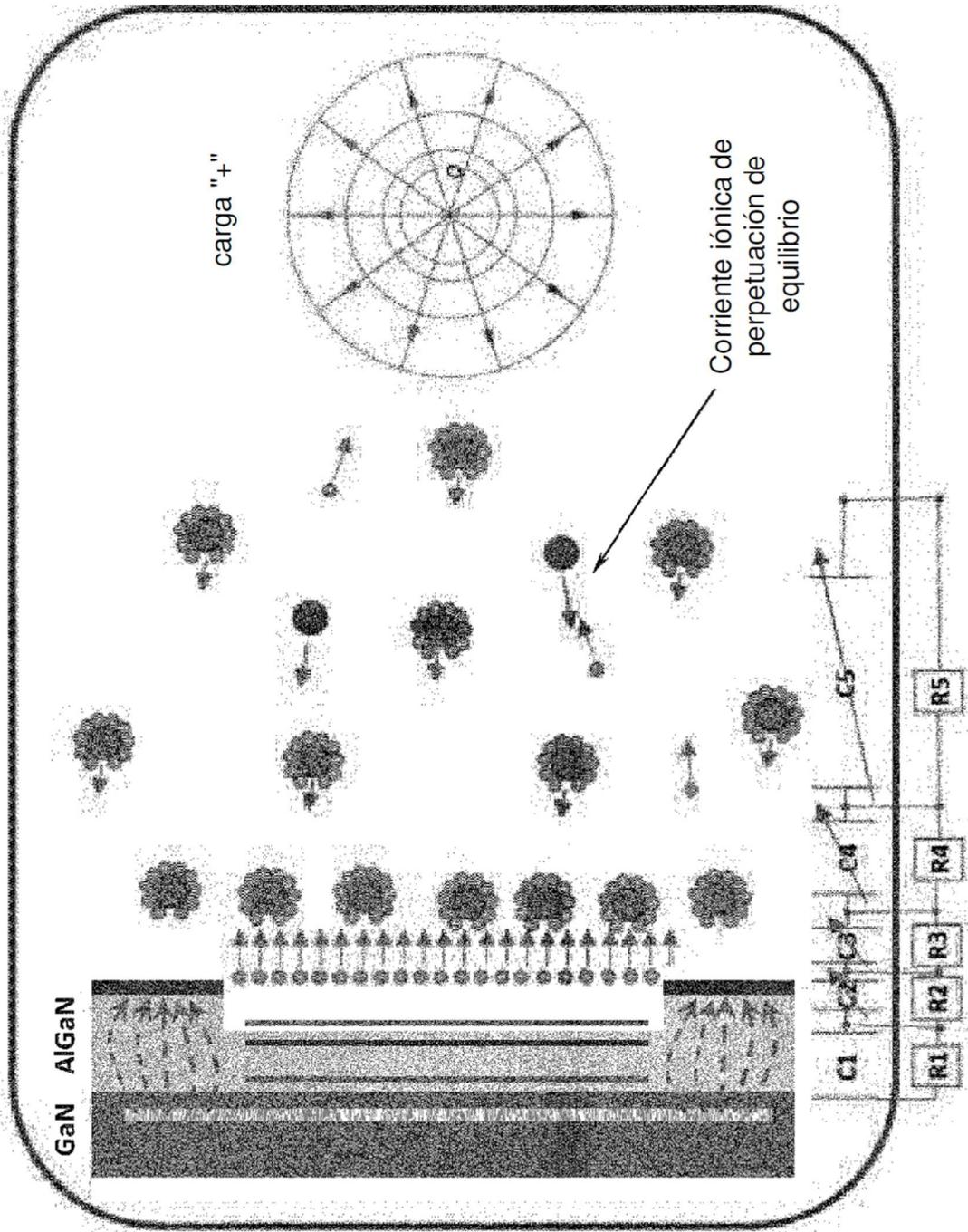
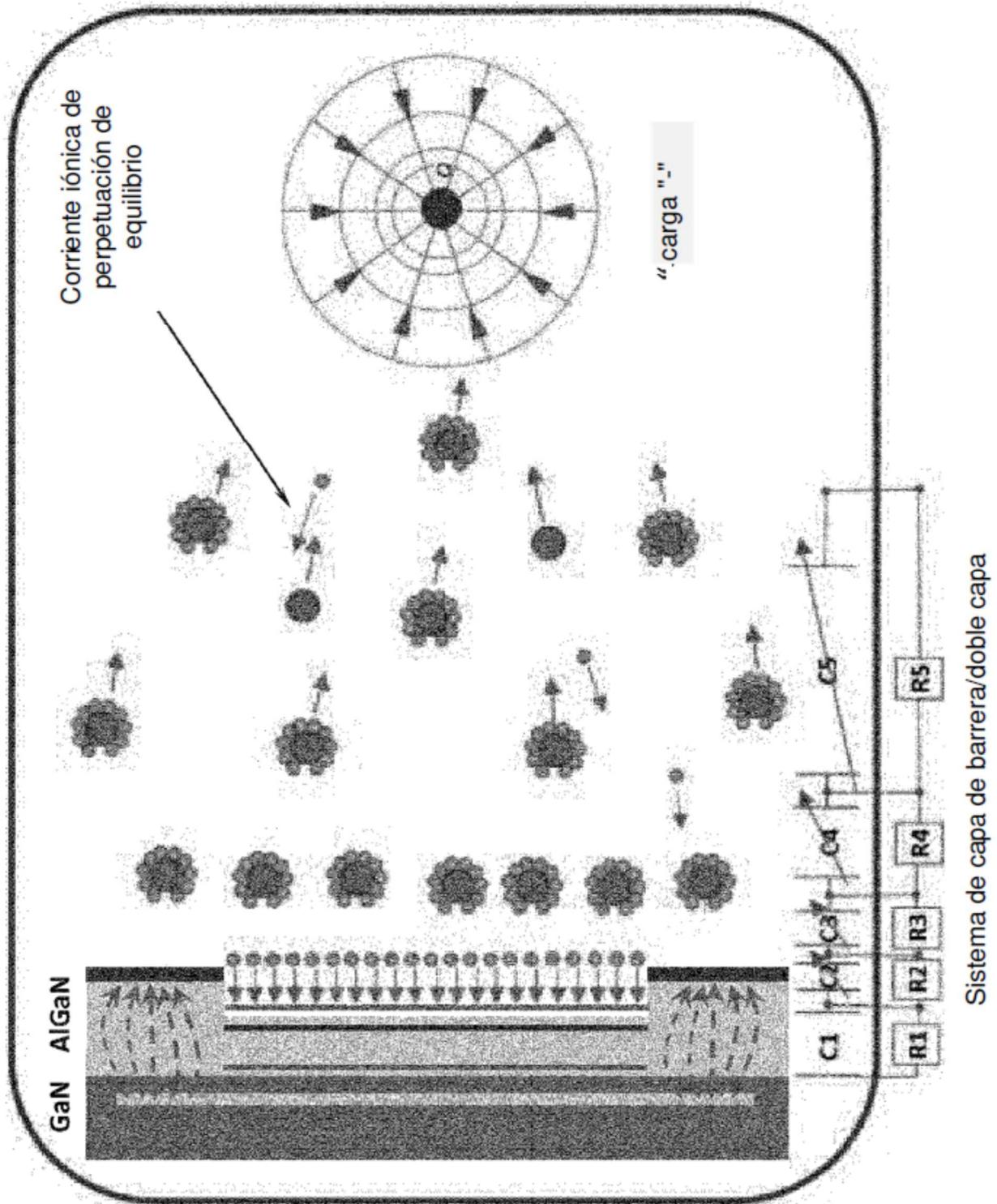
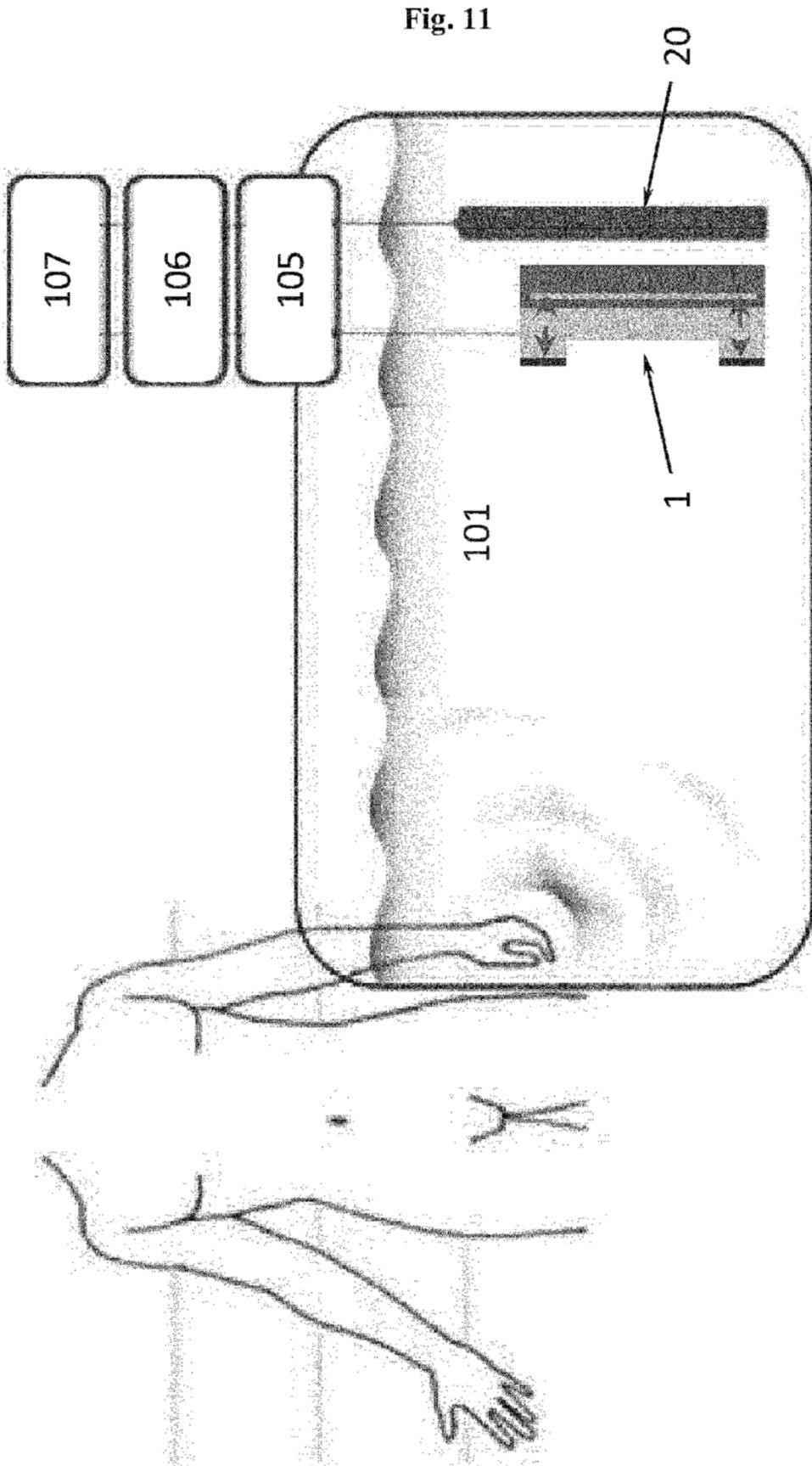


Fig. 10a

Sistema de capa de barrera/doble capa

Fig. 10b





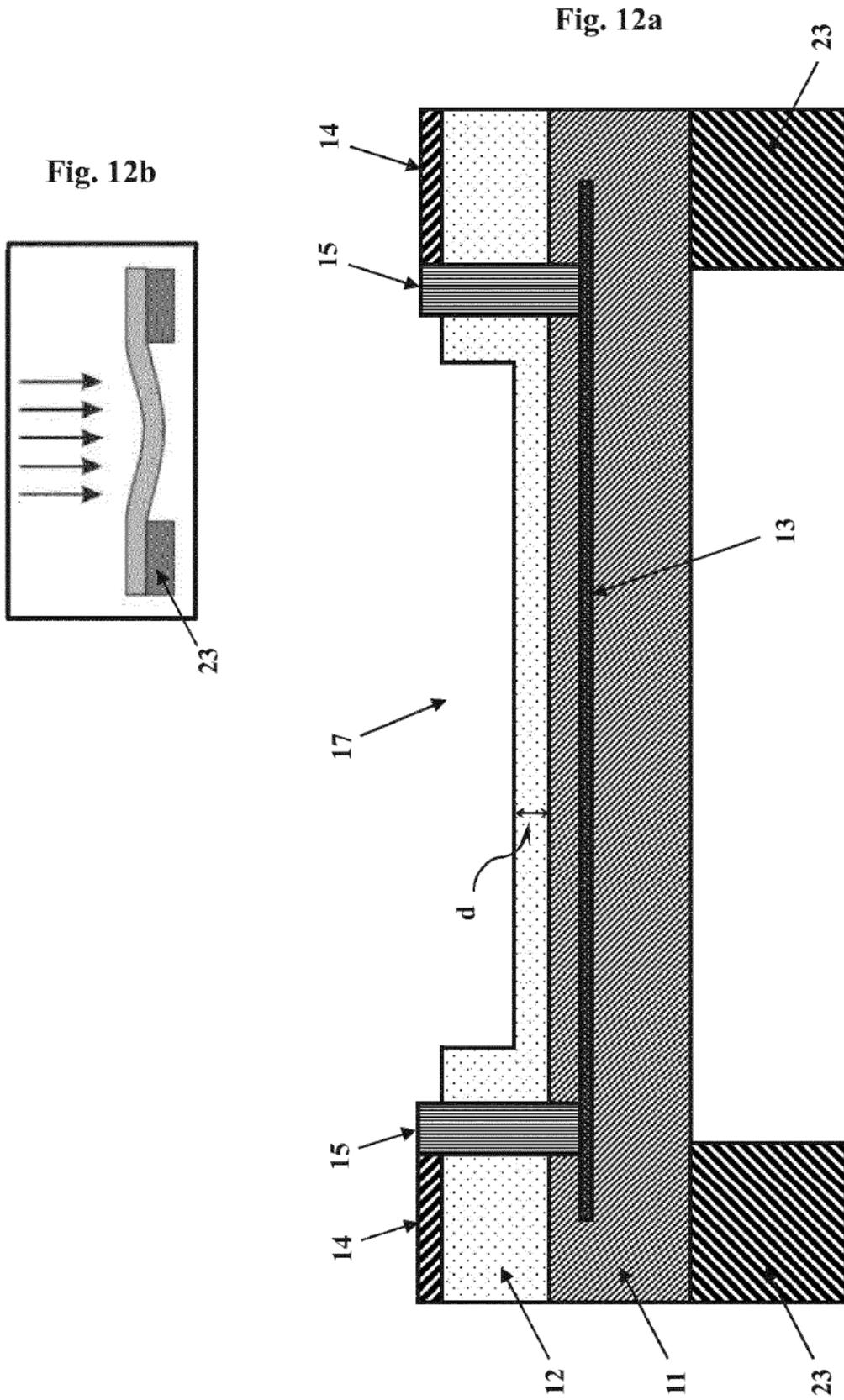


Fig. 13

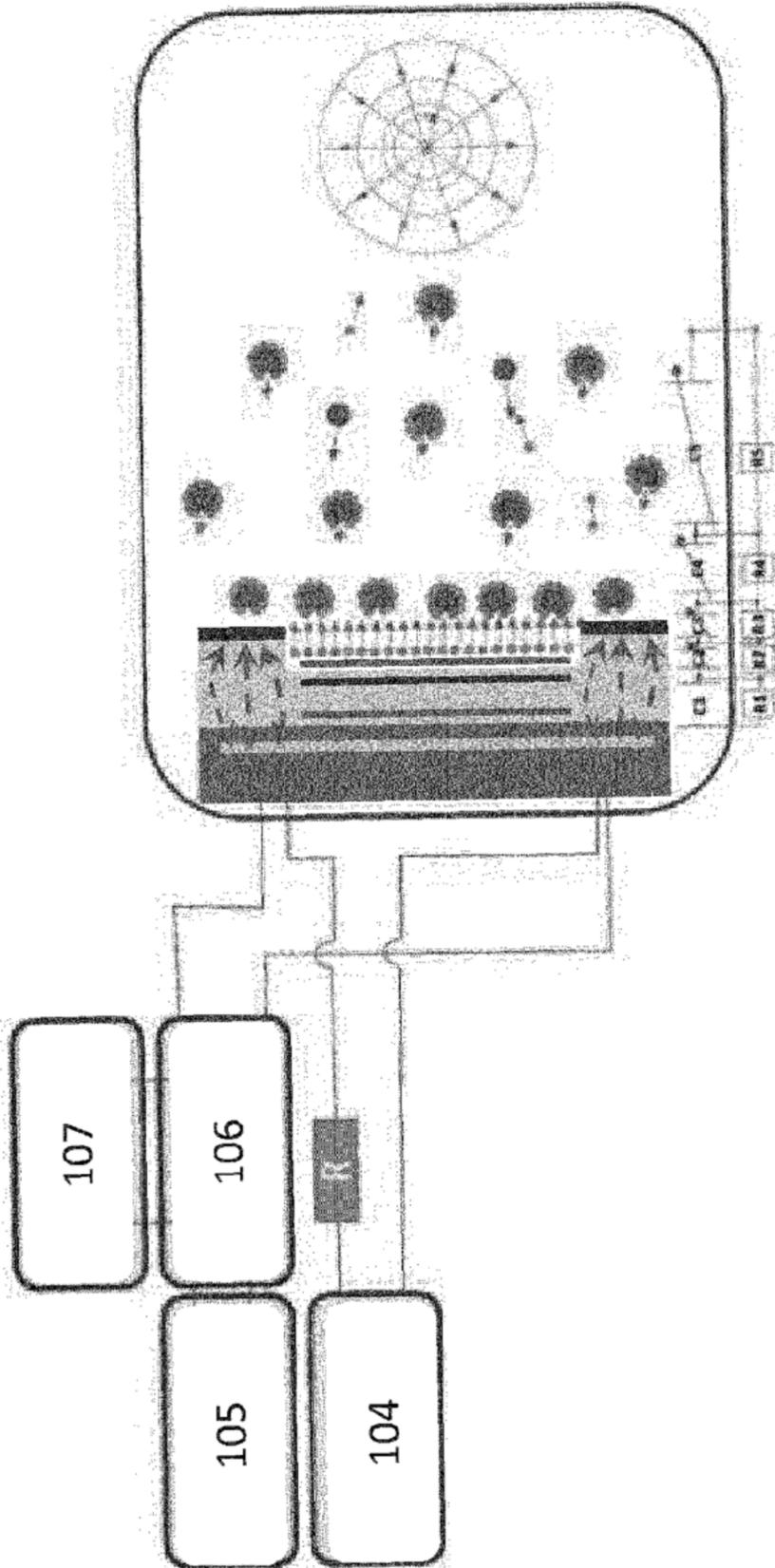


Fig. 14

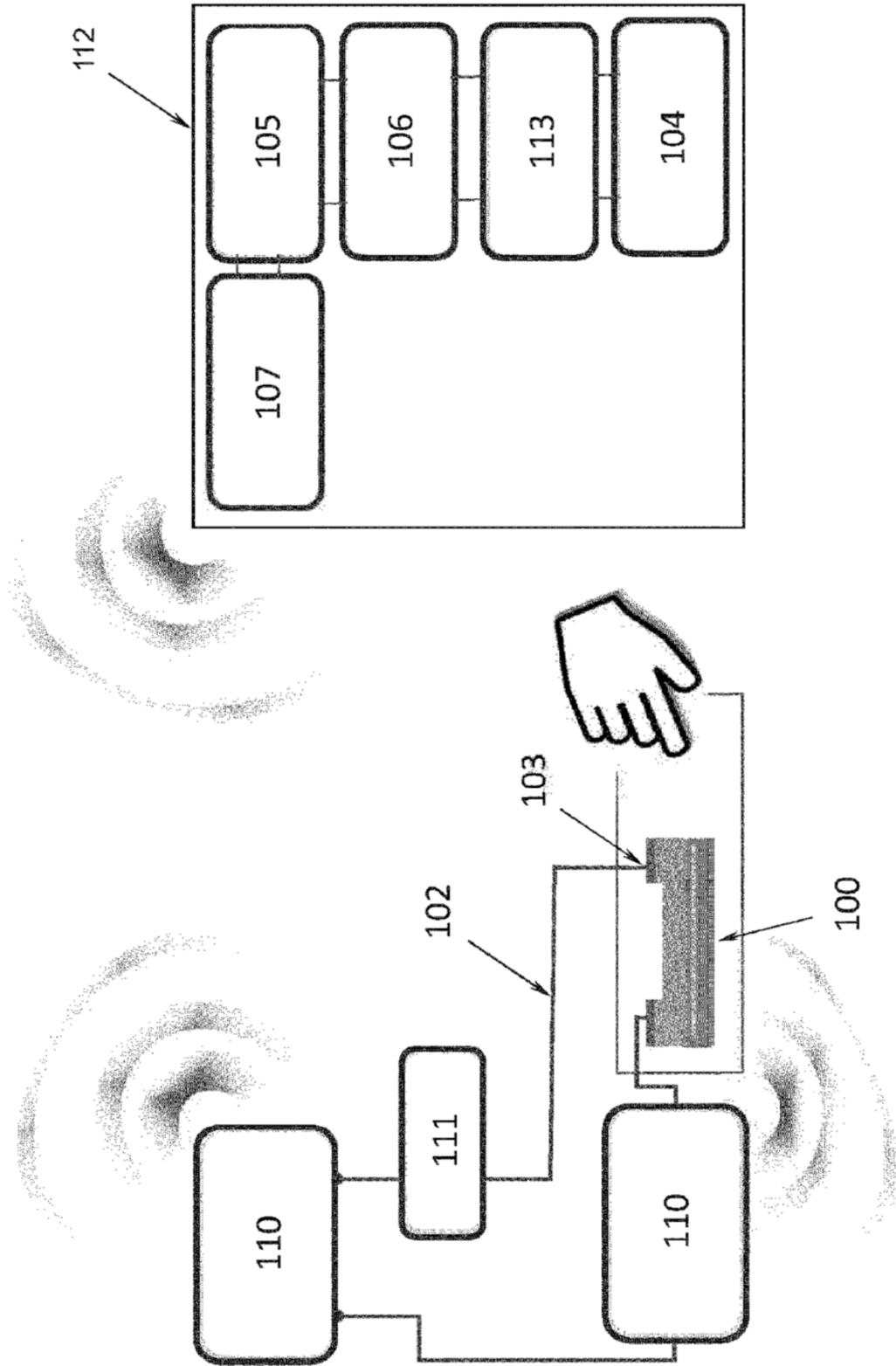


Fig. 15

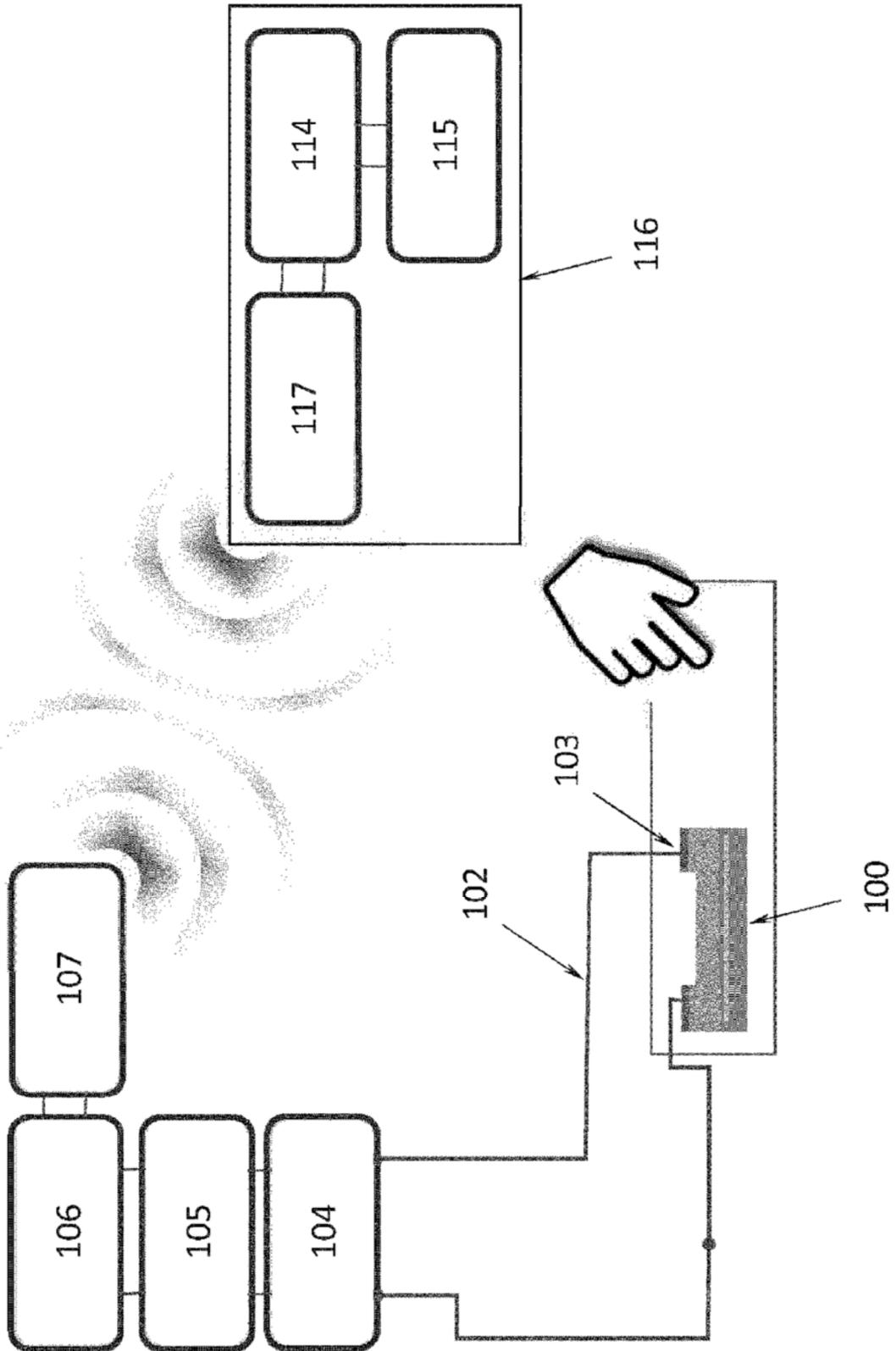


Fig. 16

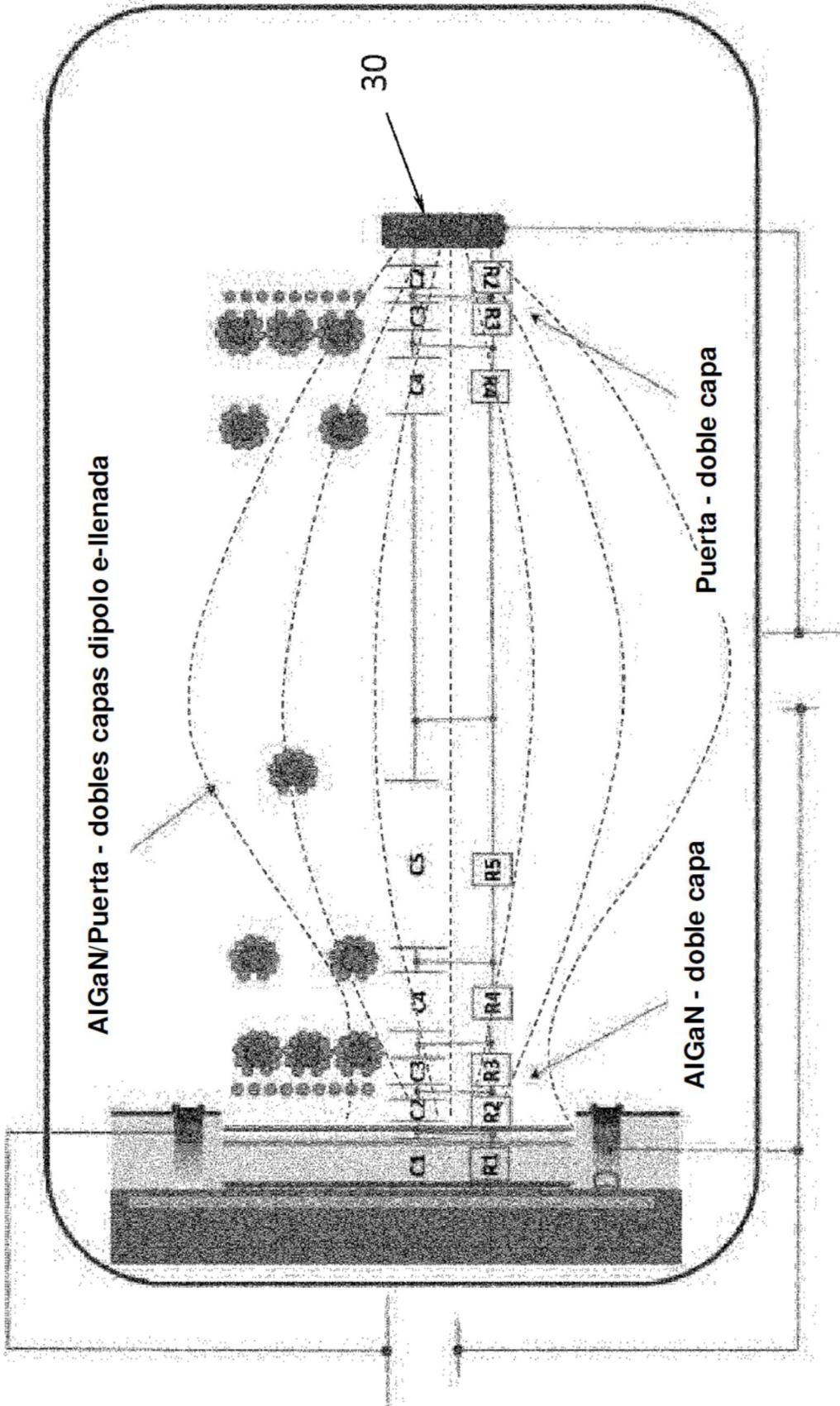
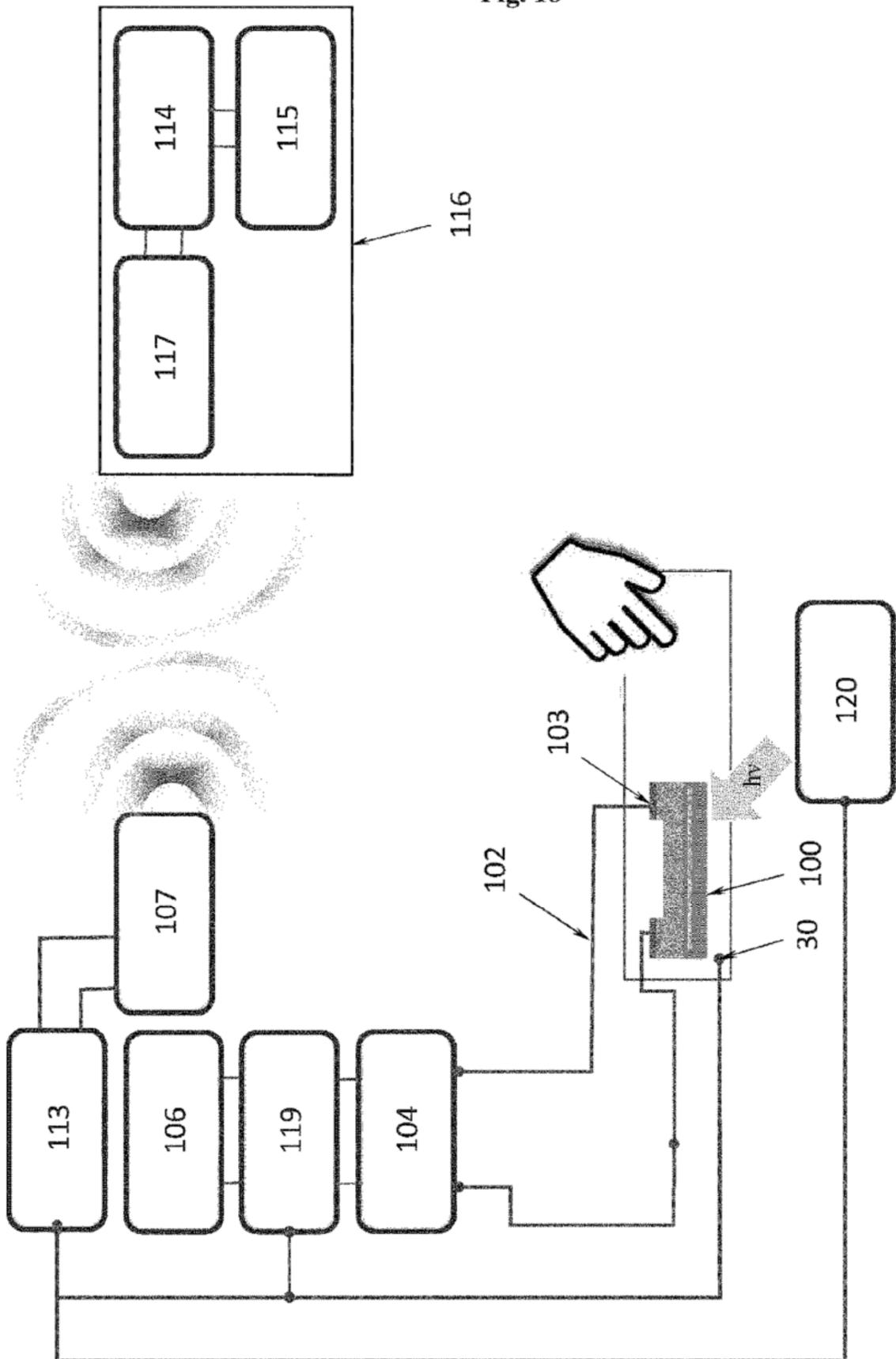


Fig. 18



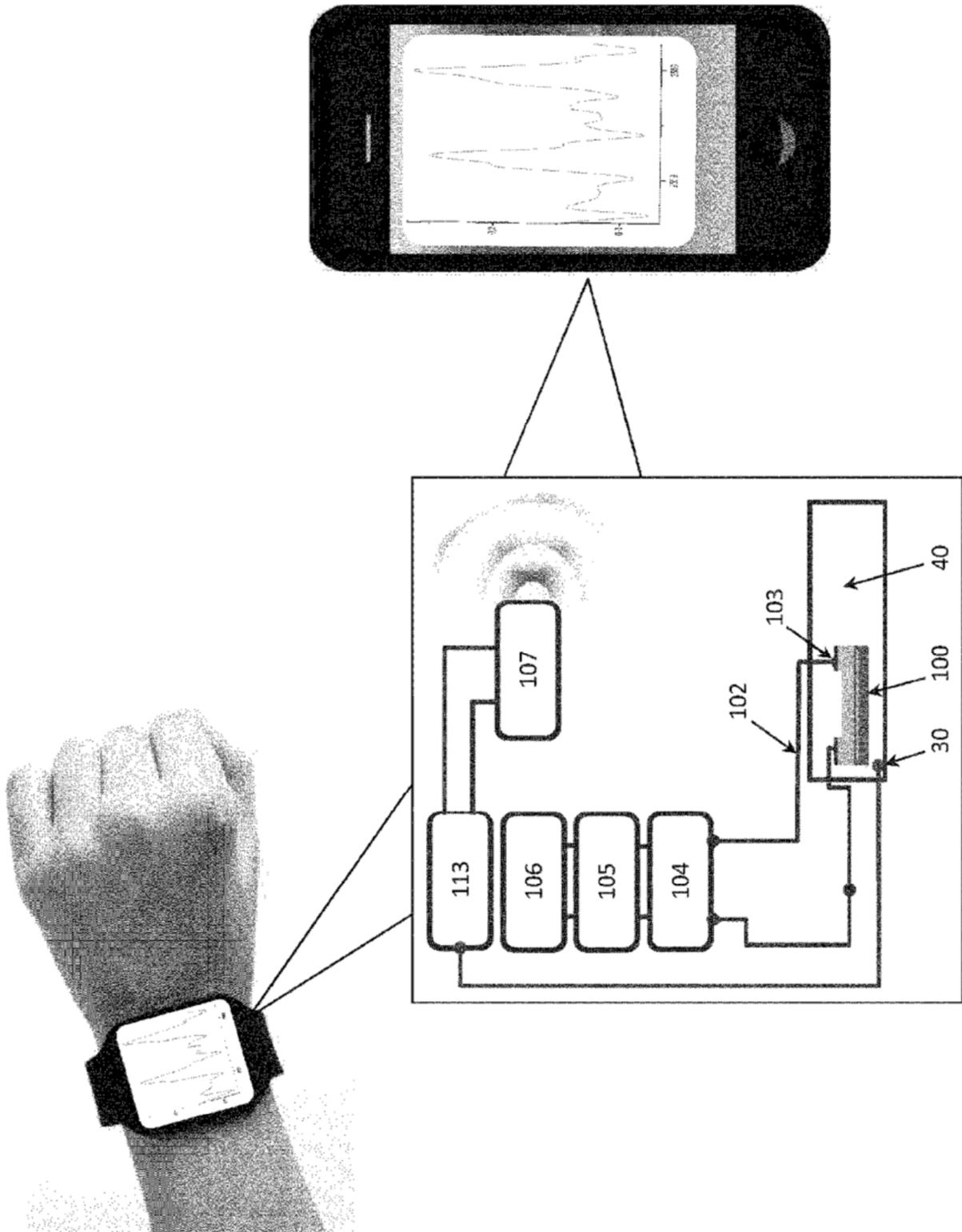


Fig. 19

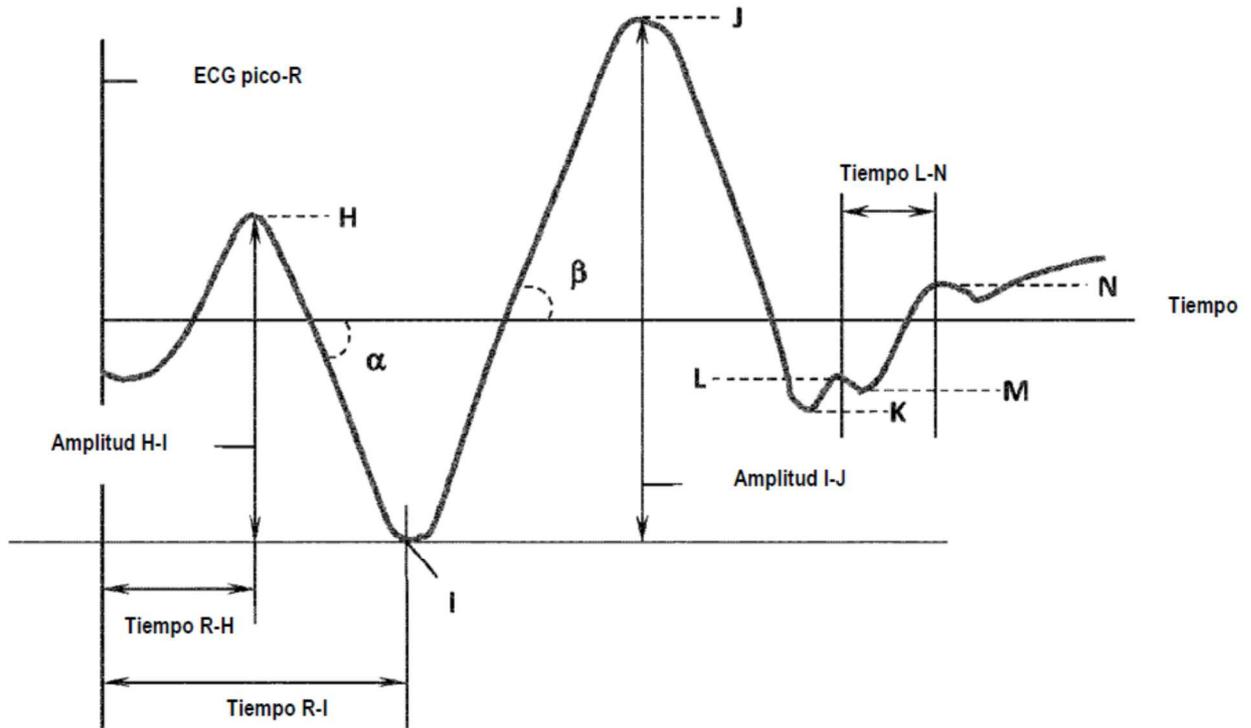


Fig. 20a

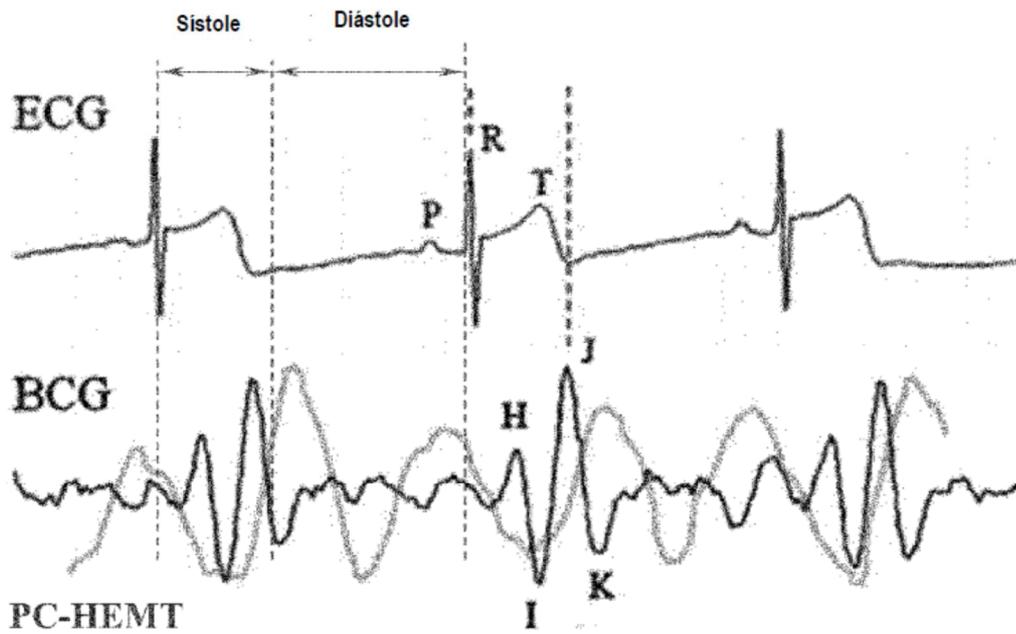


Fig. 20b

Fig. 21

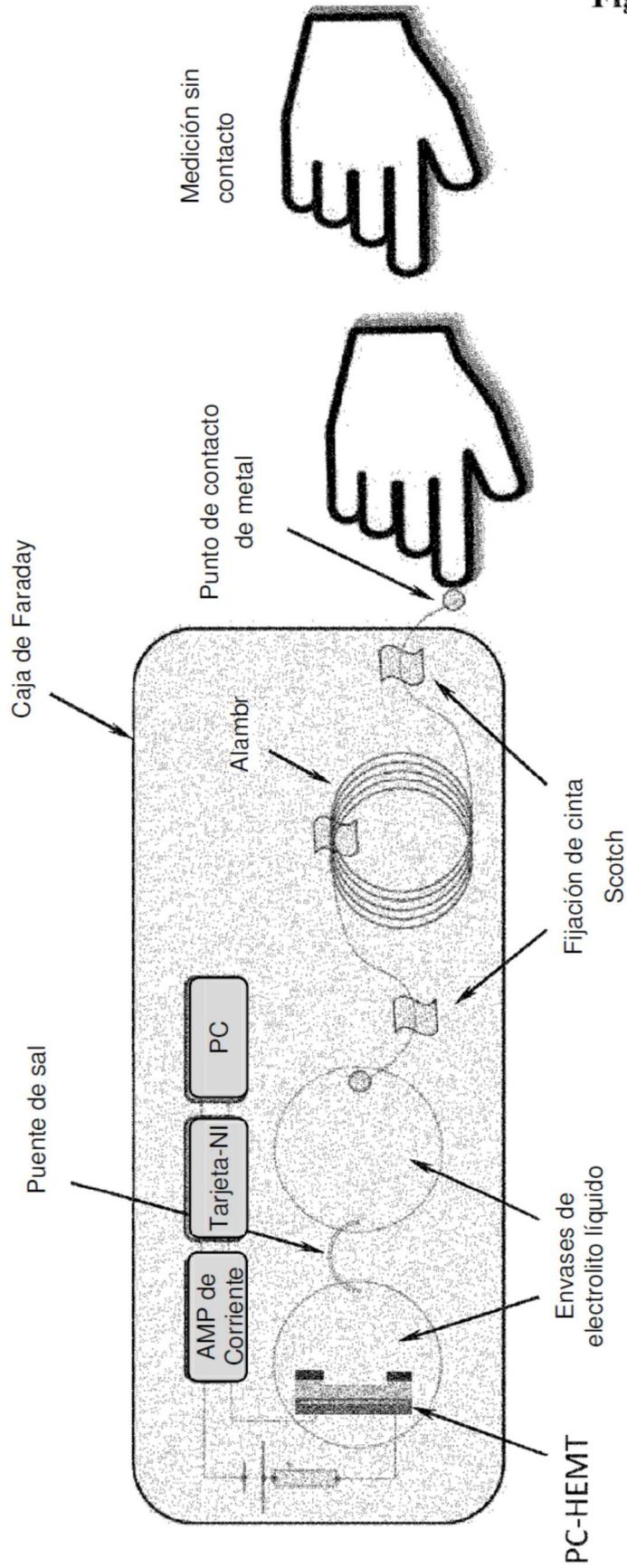


Fig. 22 (Técnica anterior)

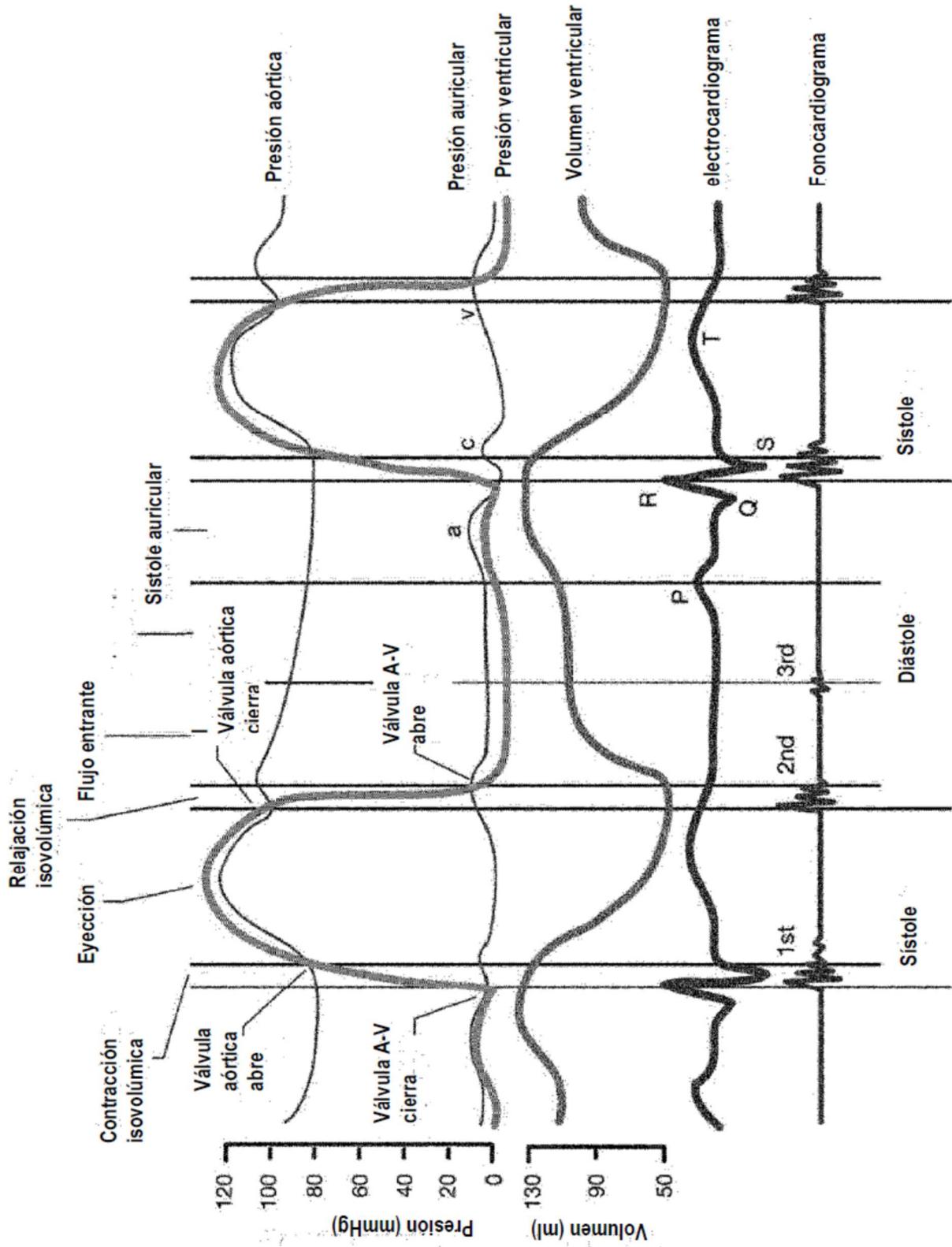


Fig. 23

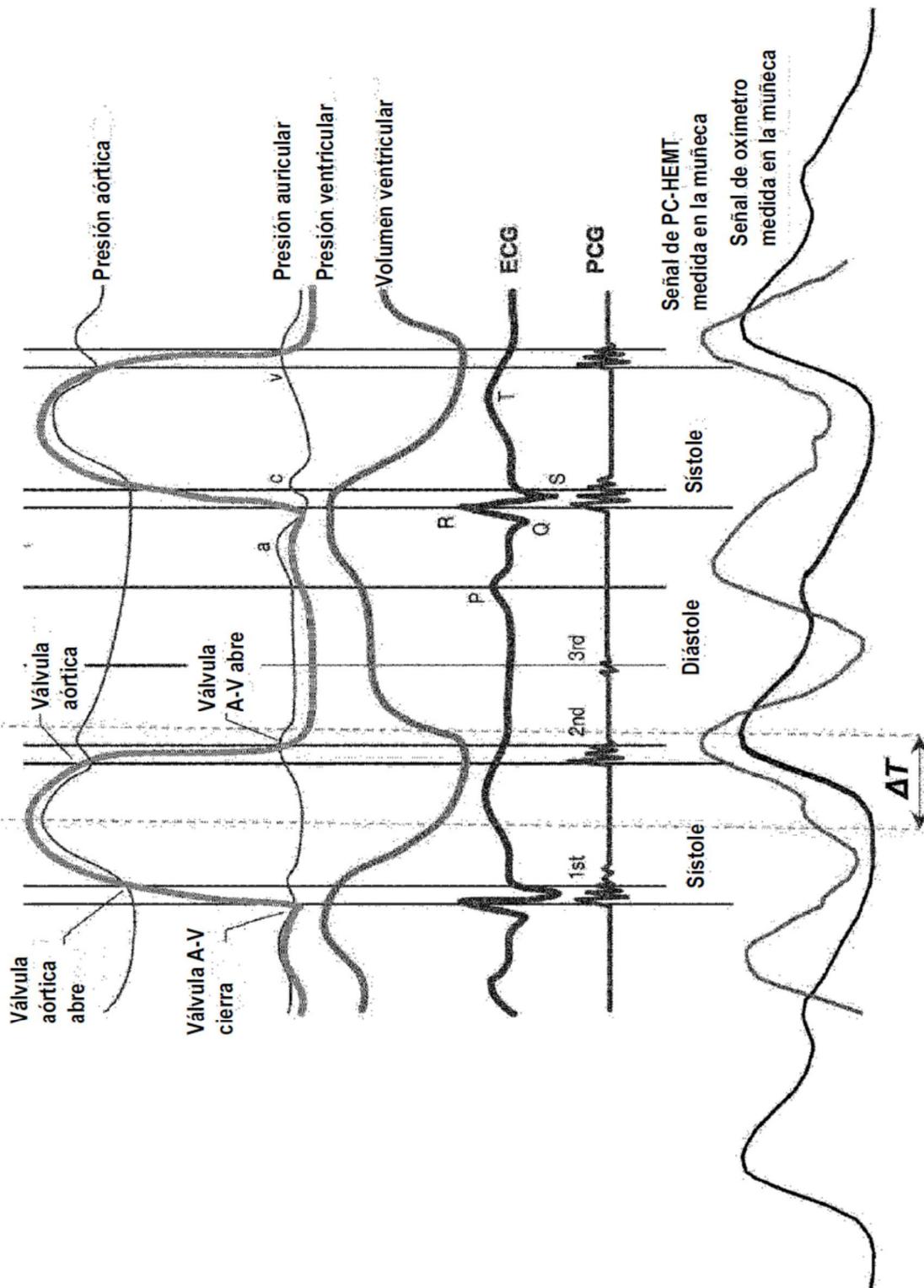


Fig. 24a

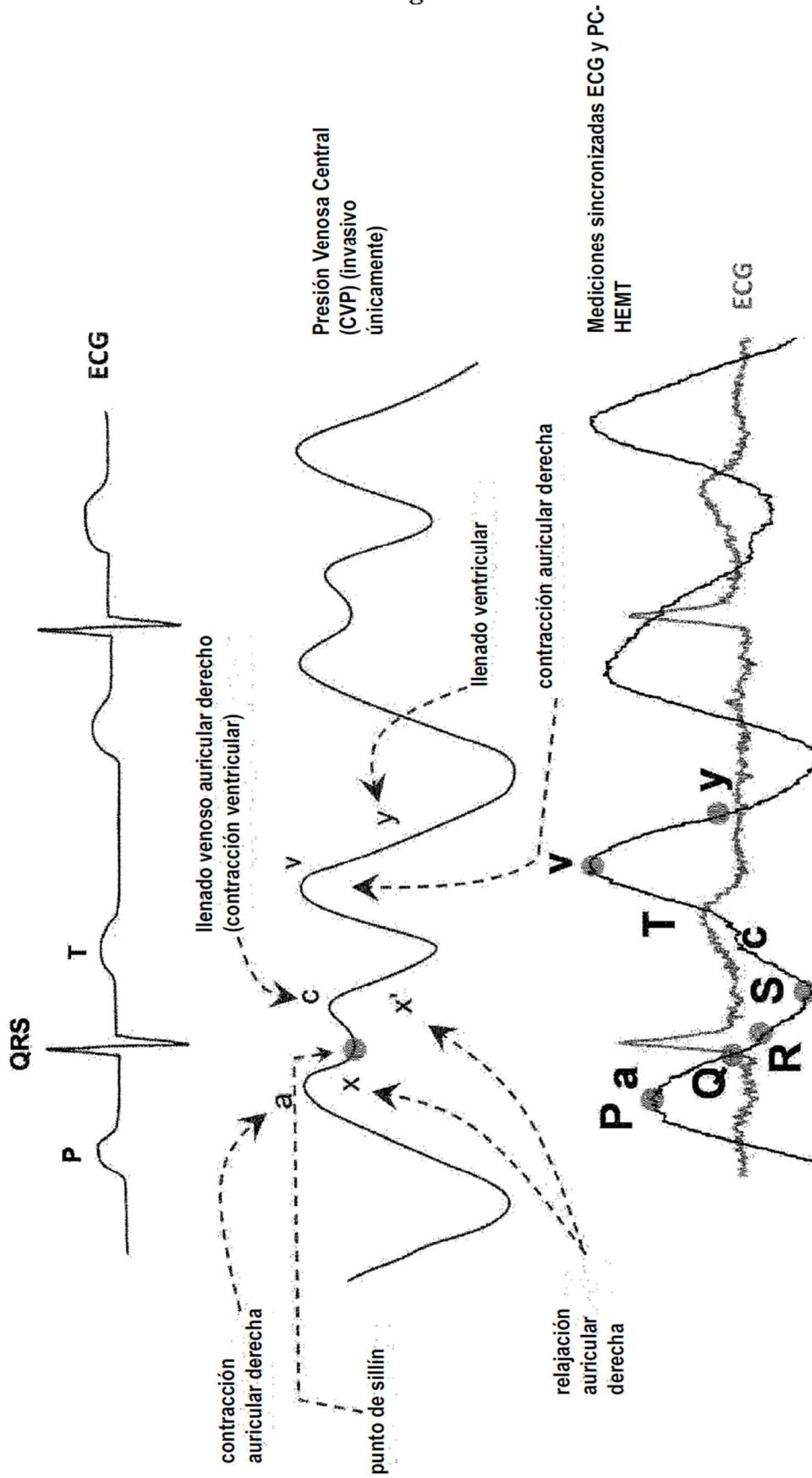


Fig. 24b

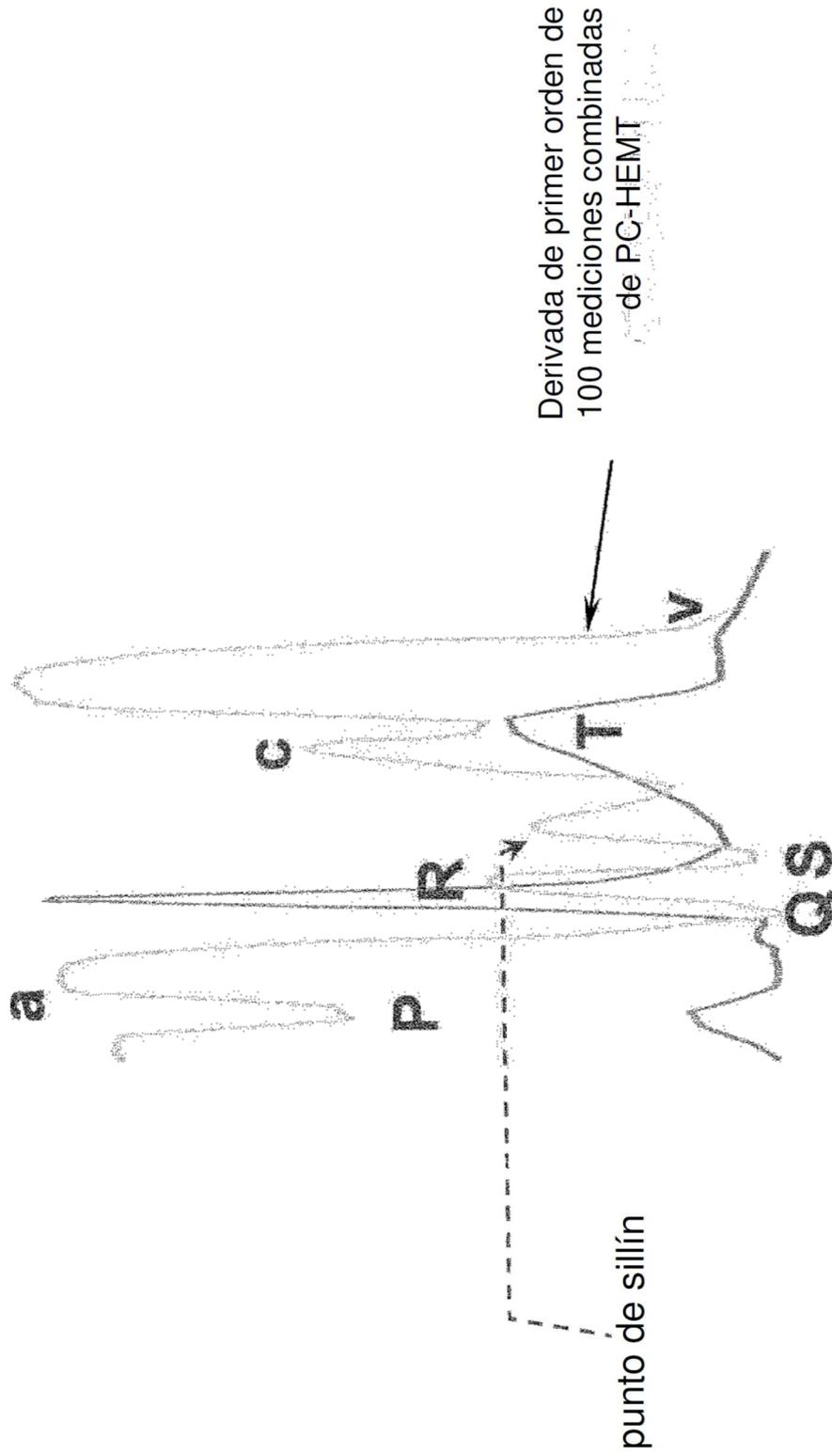
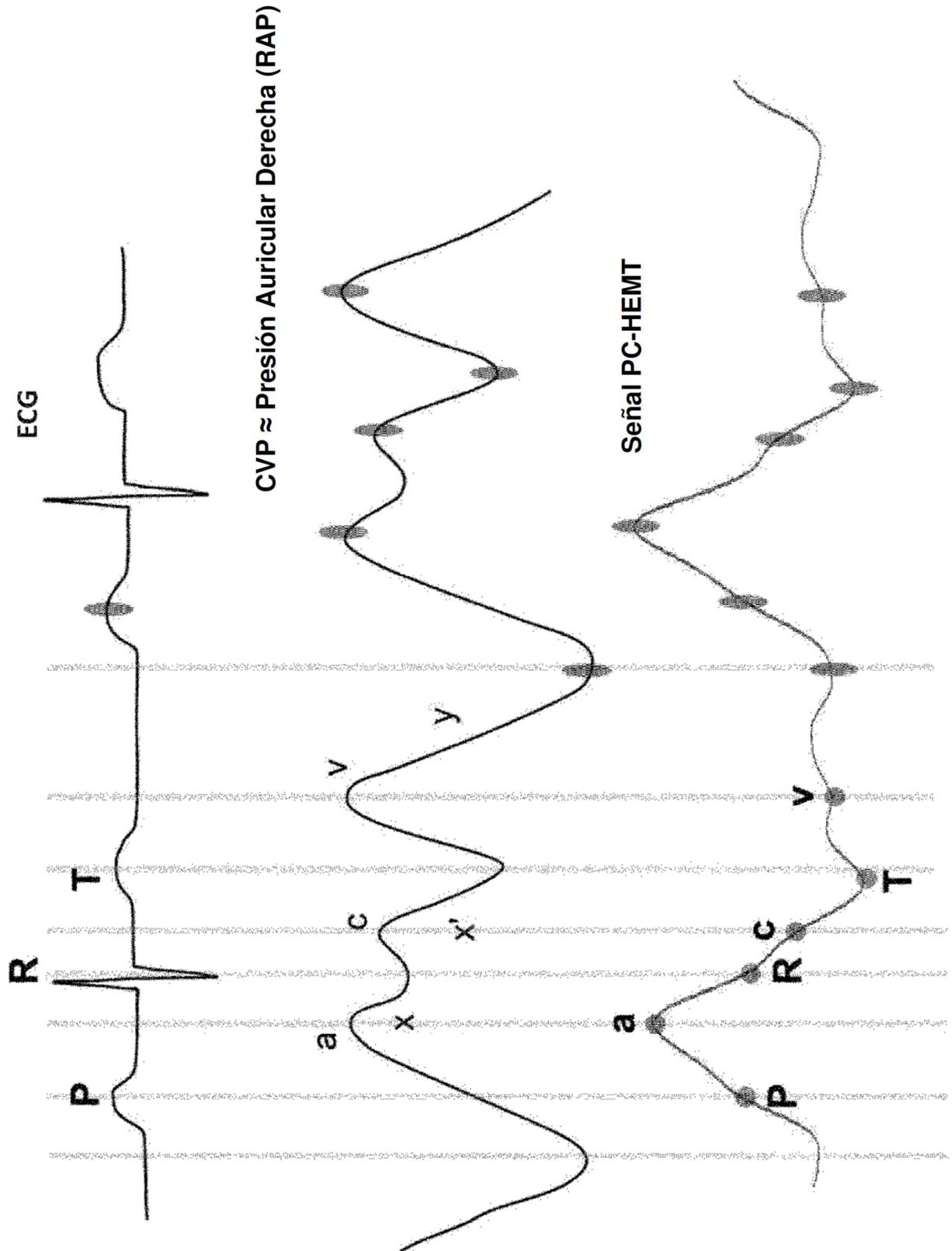
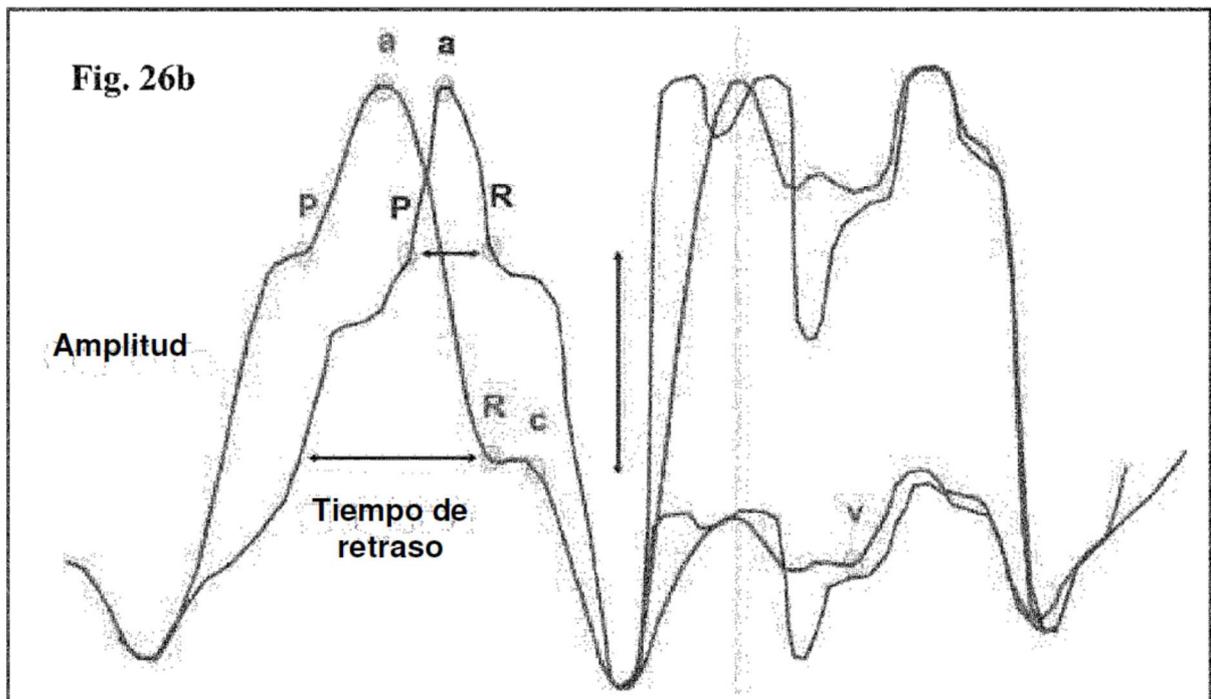
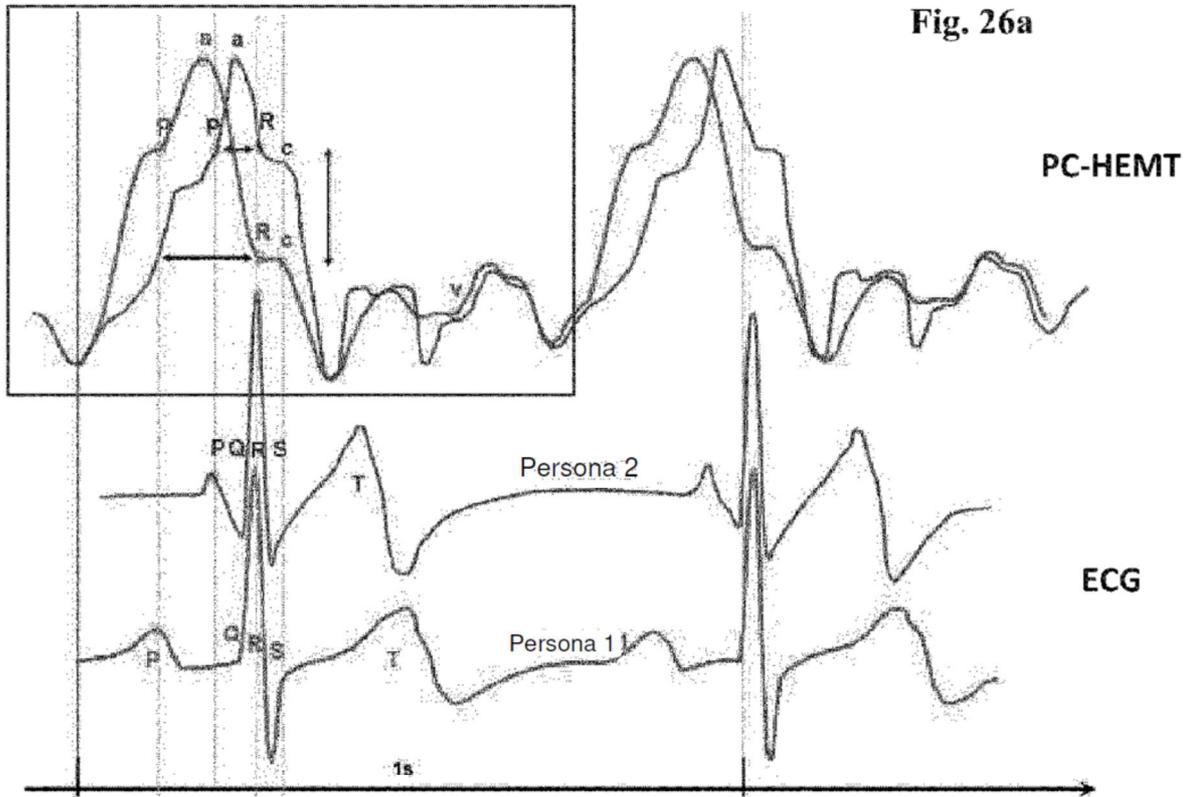


Fig. 25





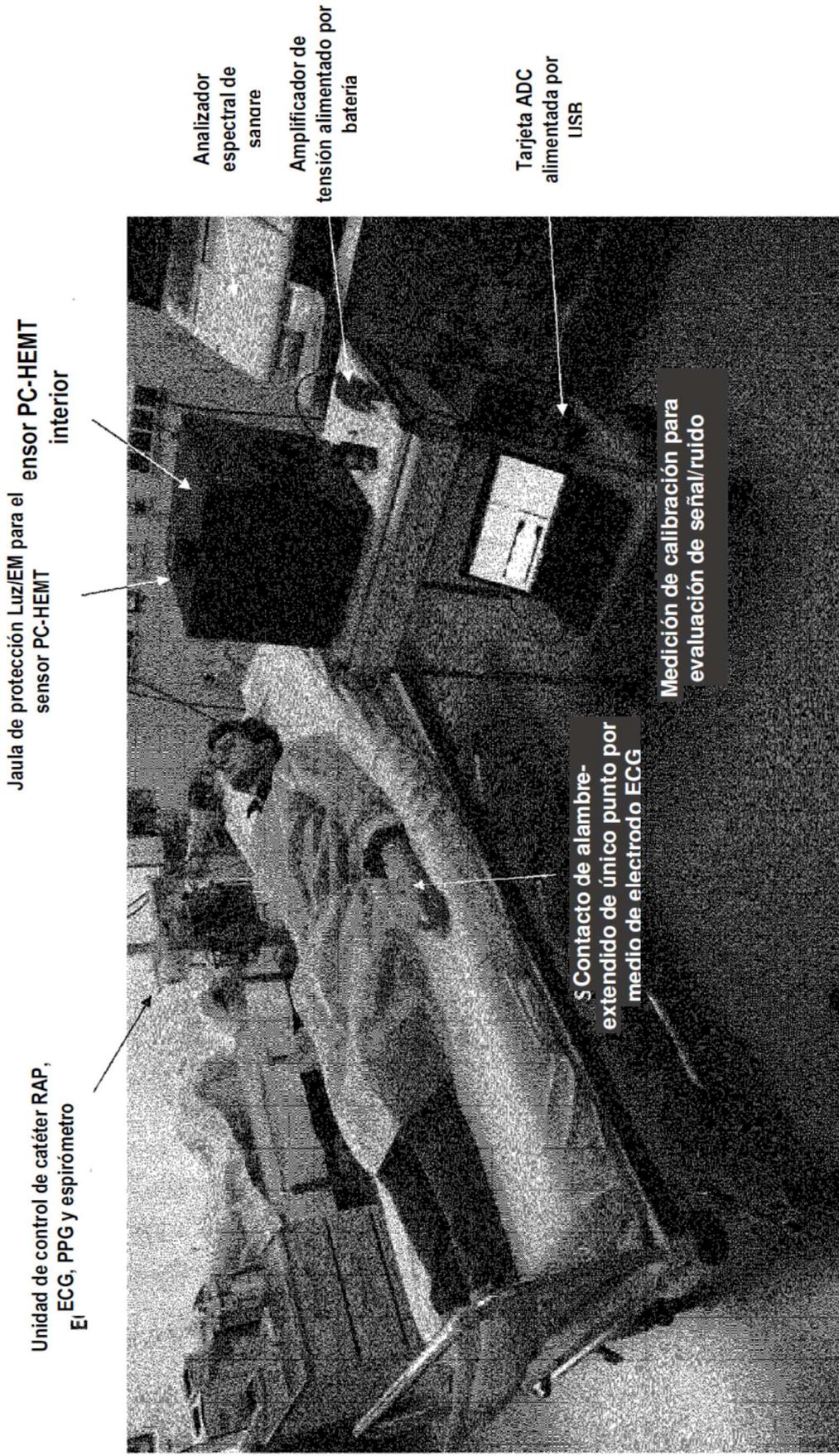


Fig. 27

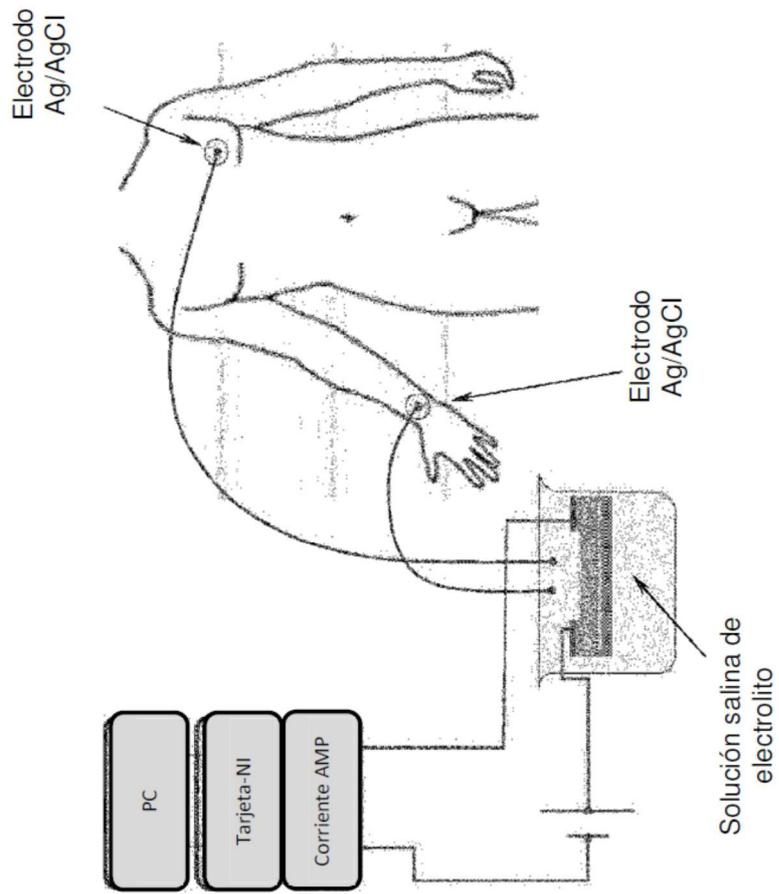


Fig. 28a

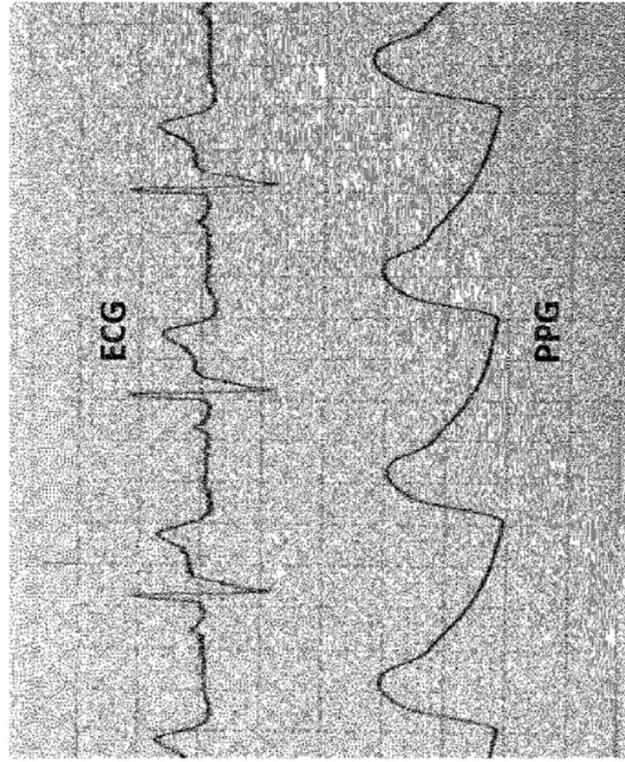


Fig. 28b

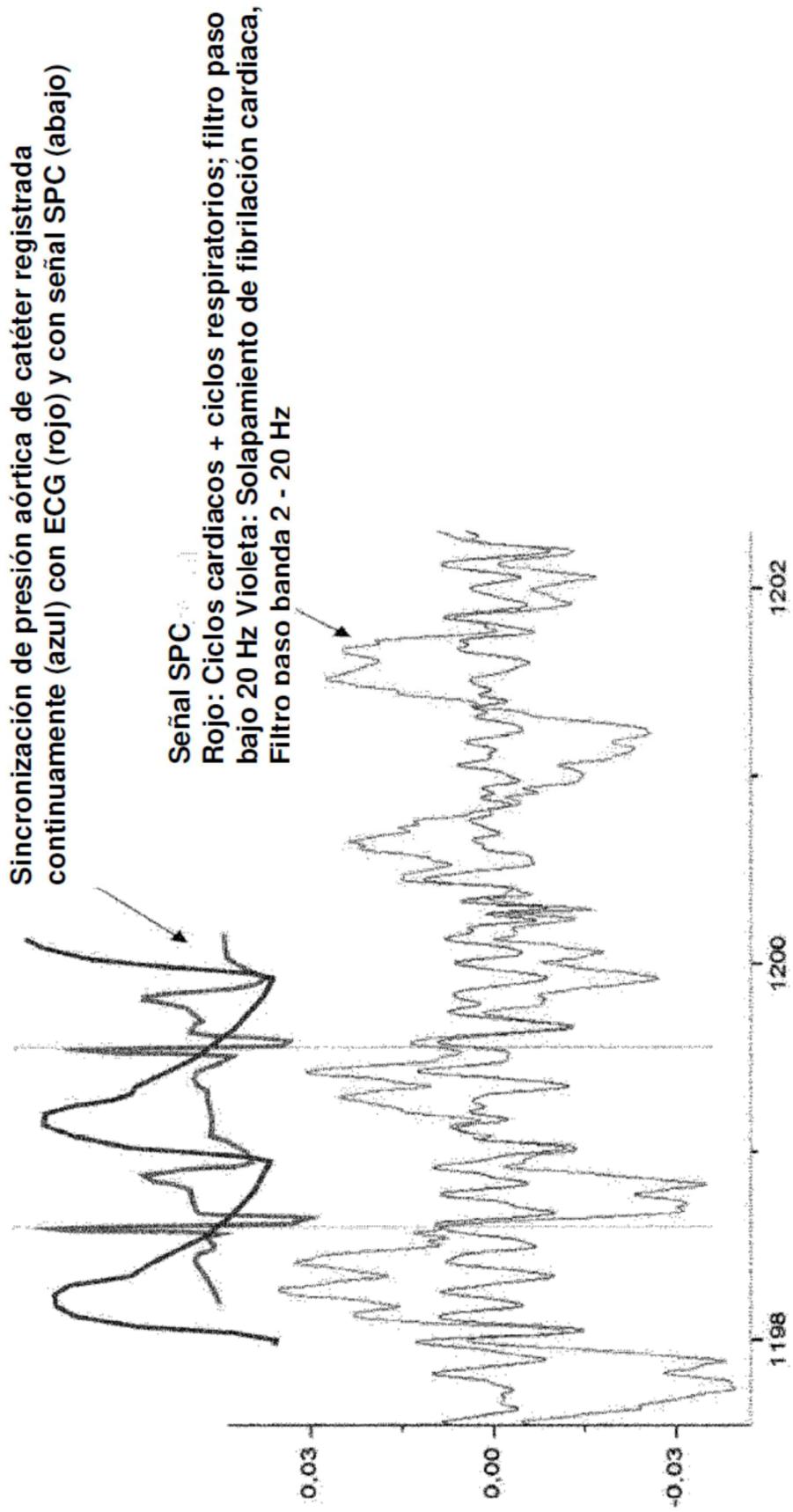


Fig. 28c

Fig. 29a

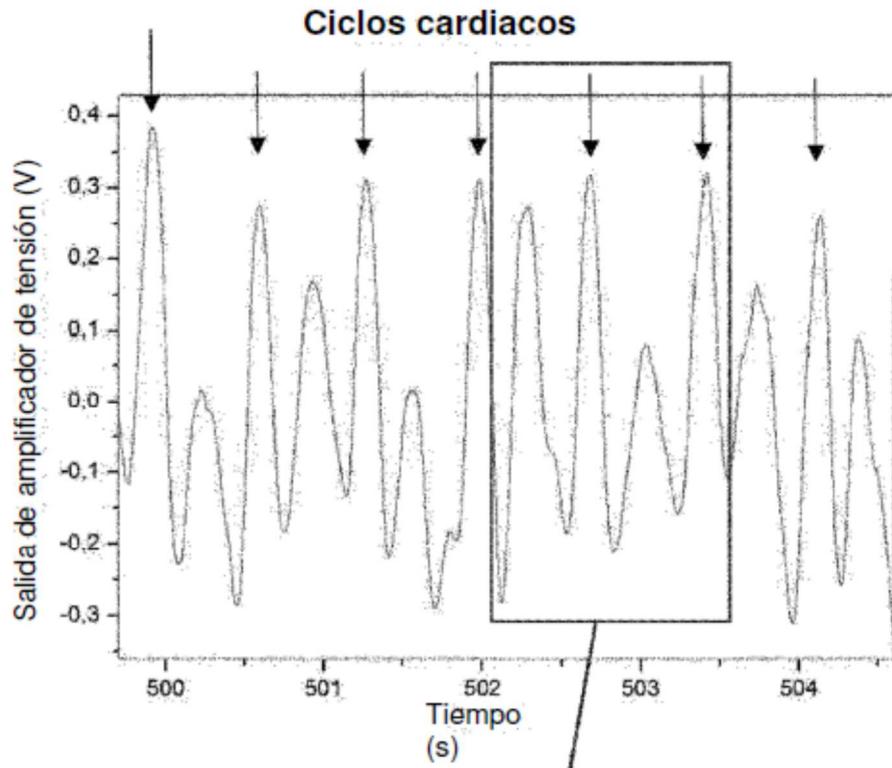
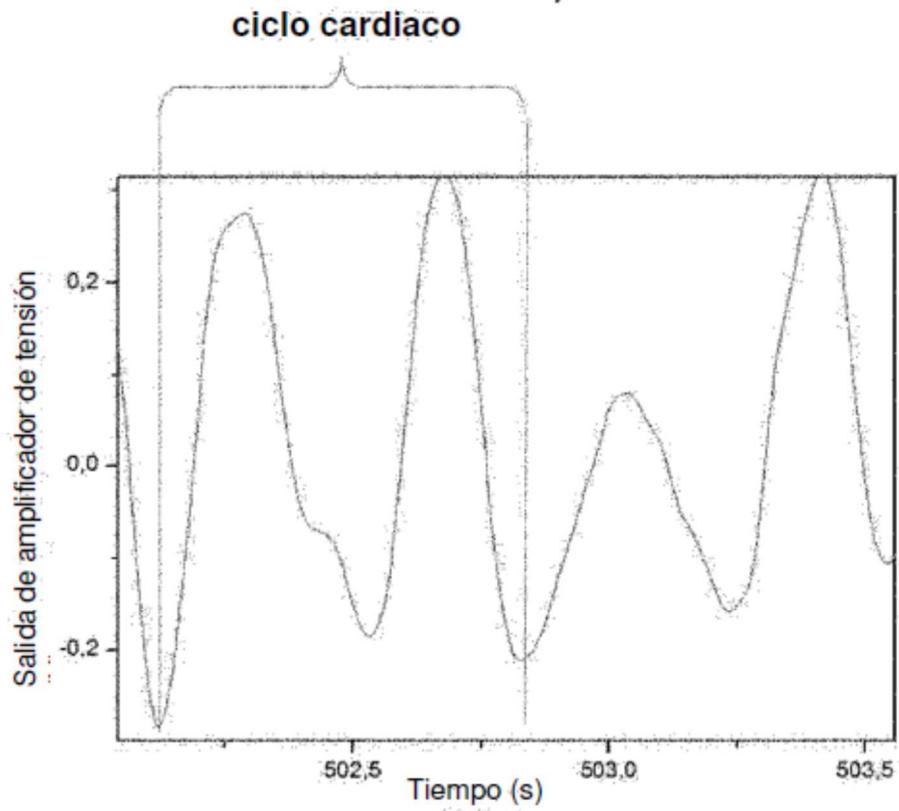


Fig. 29b



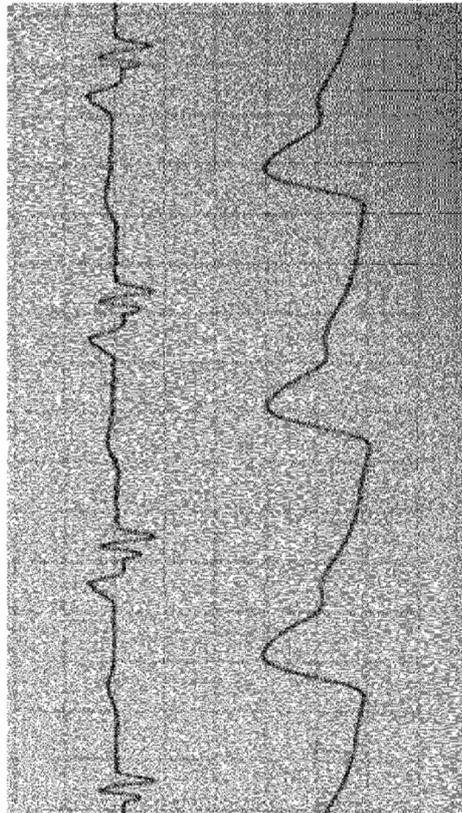
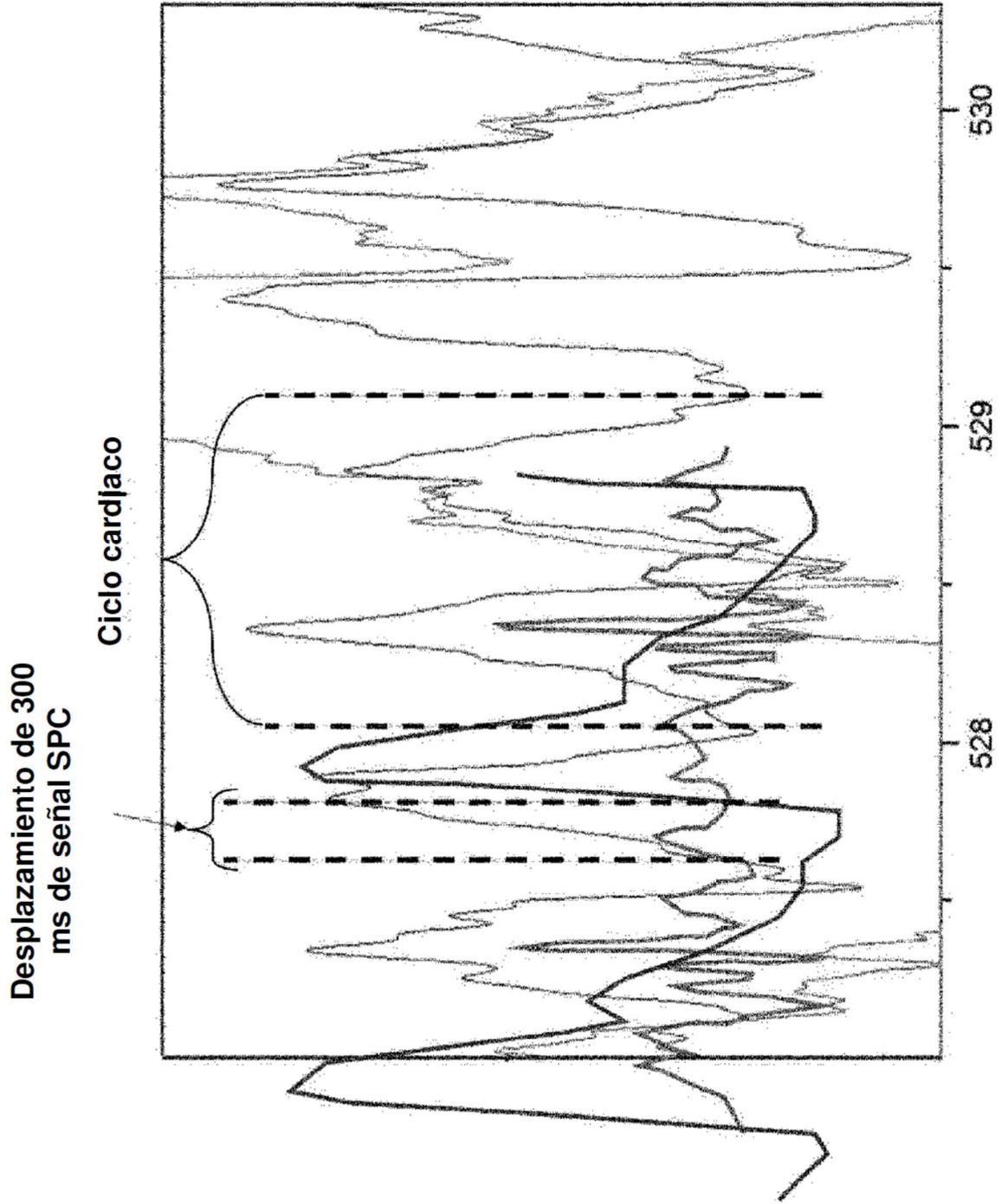


Fig. 30a

Fig. 30b



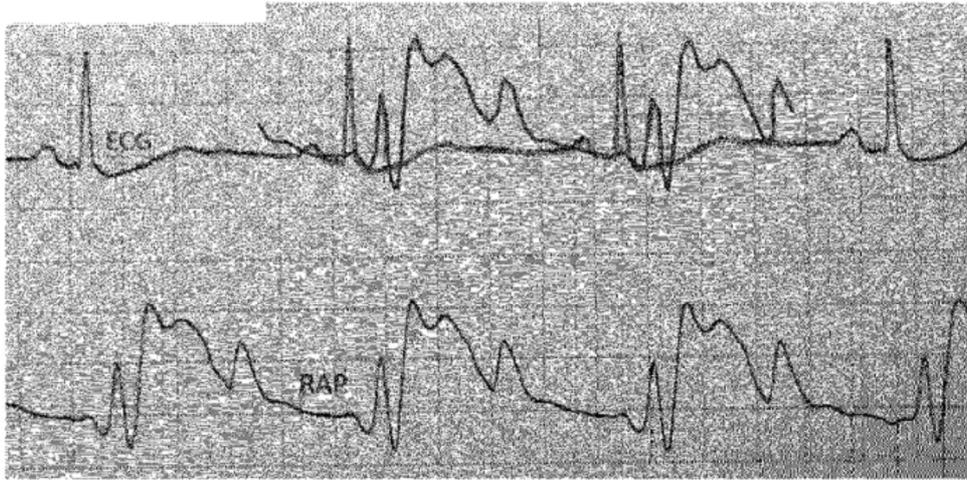


Fig. 31a

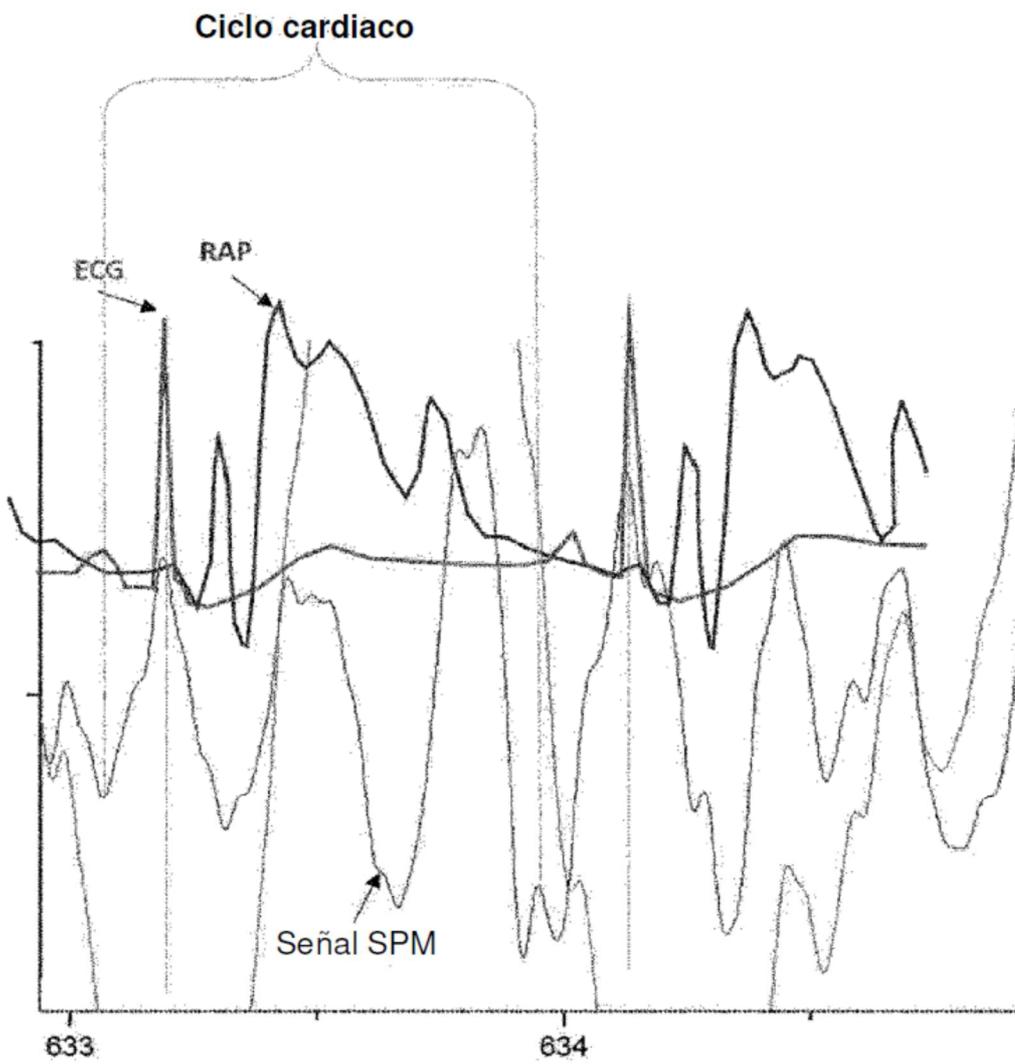


Fig. 31b

Fig. 32a

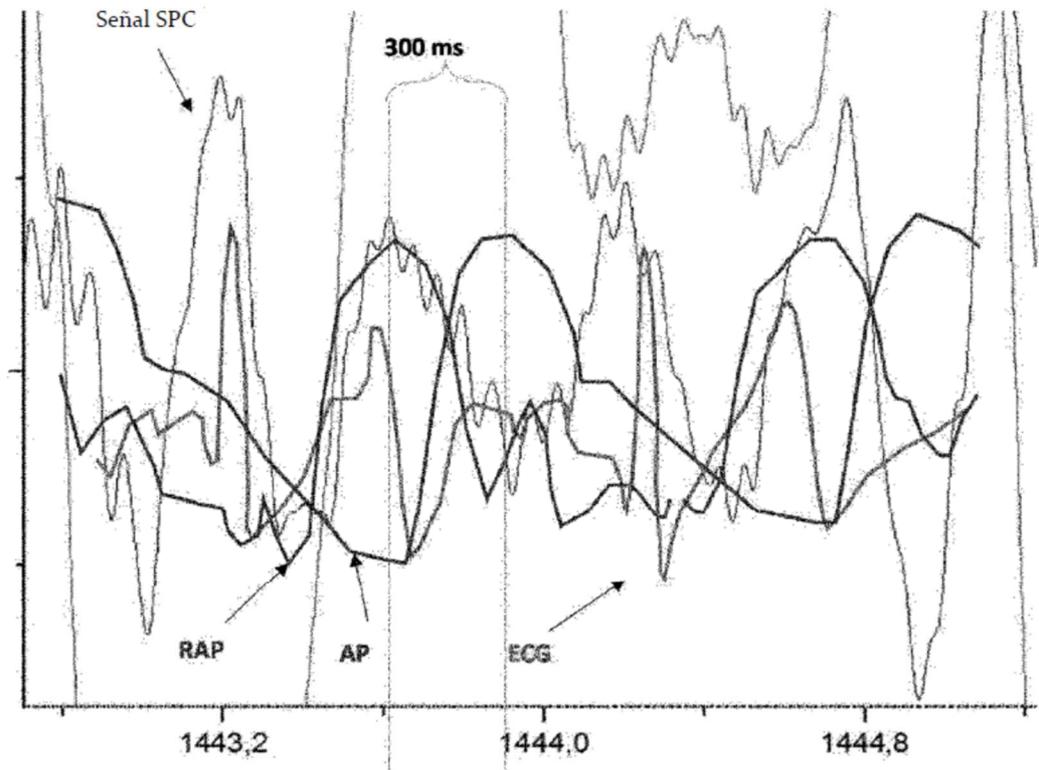
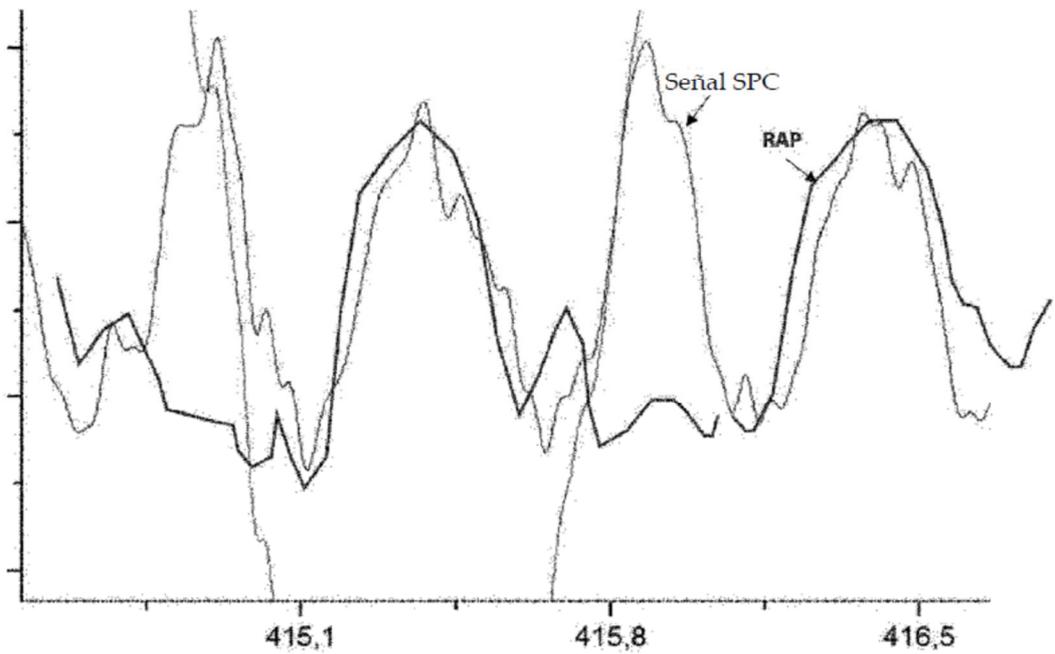


Fig. 32b



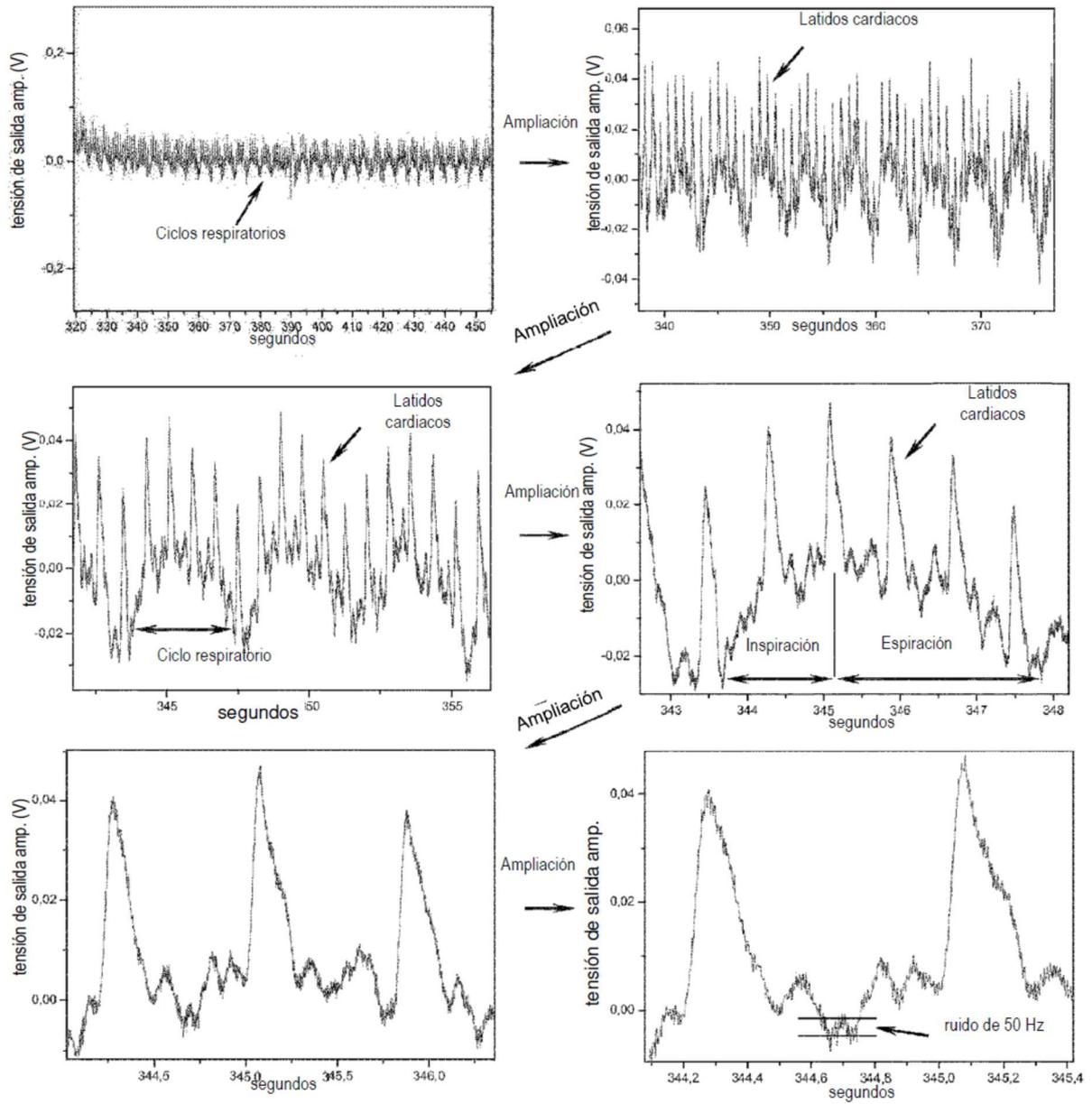


Fig. 33

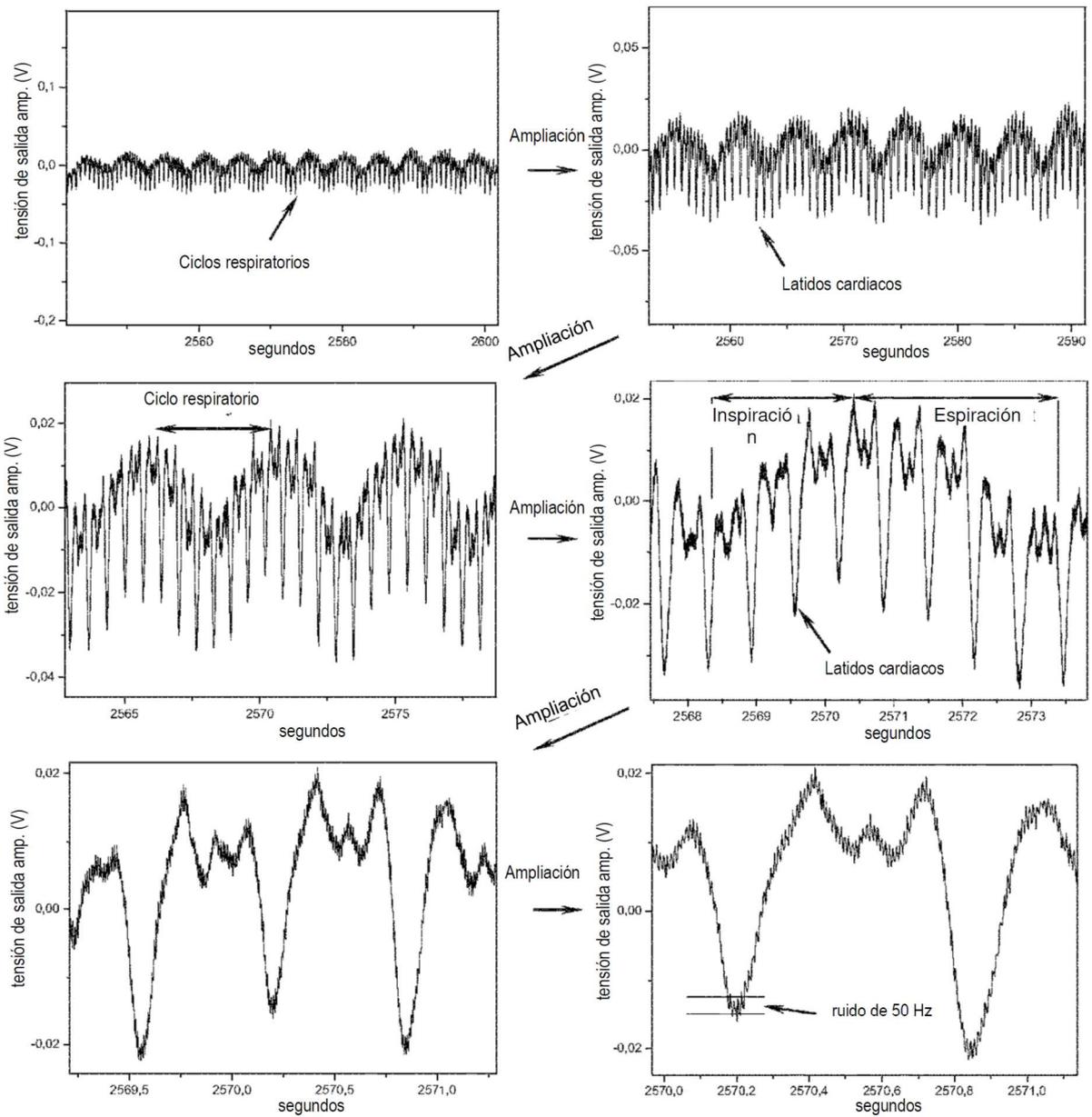


Fig. 34

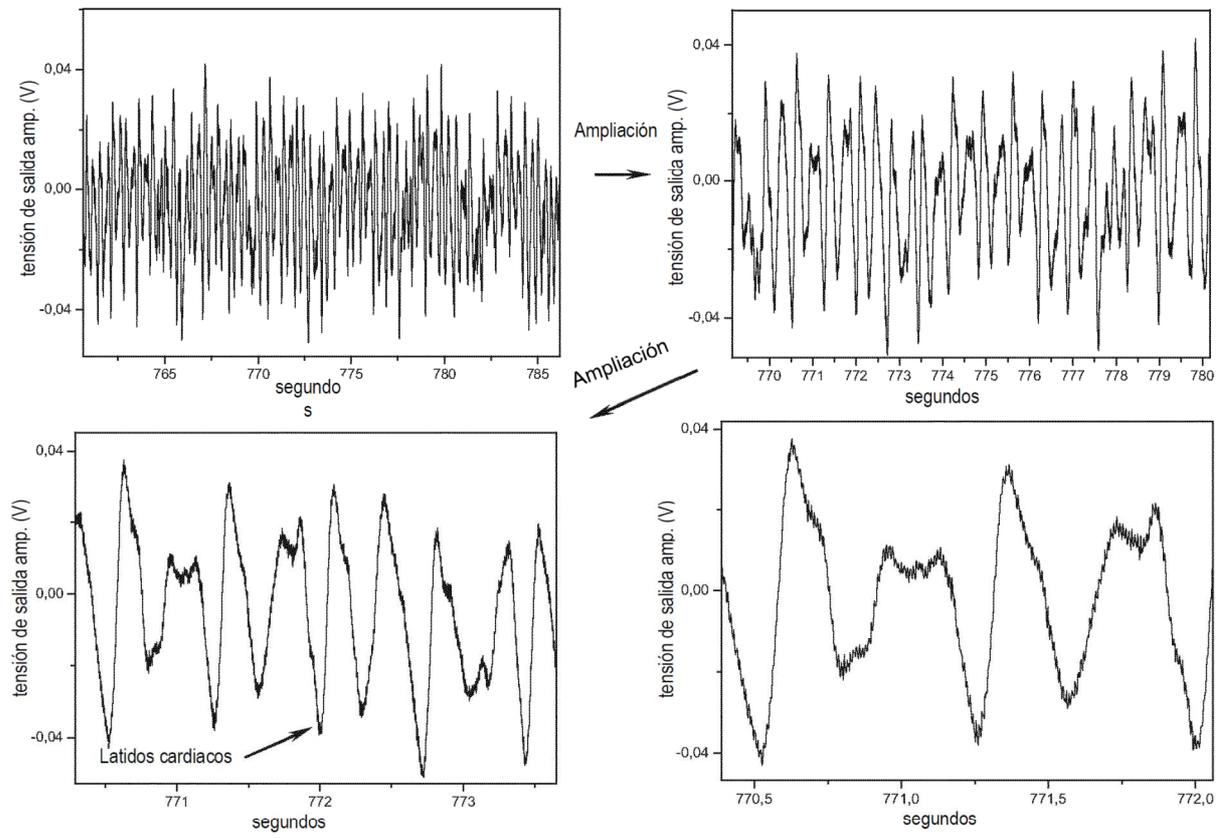


Fig. 35

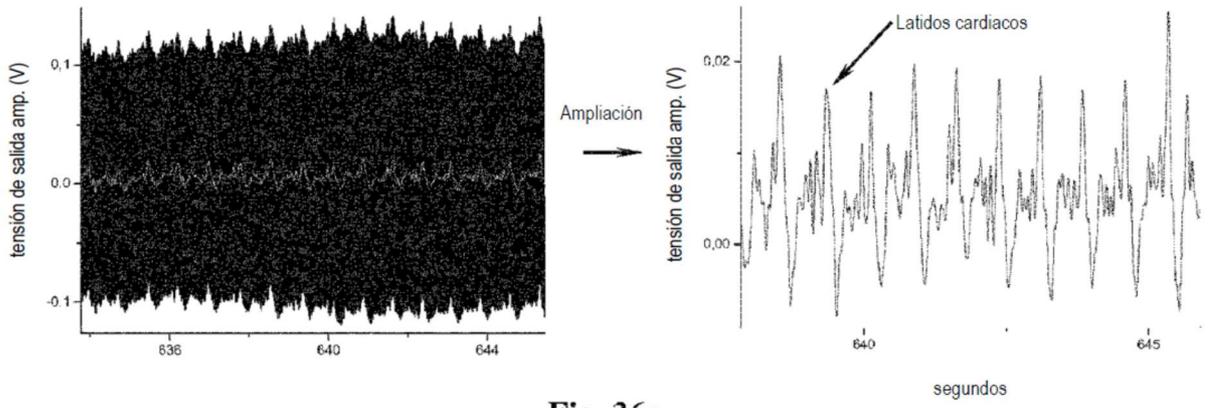


Fig. 36a

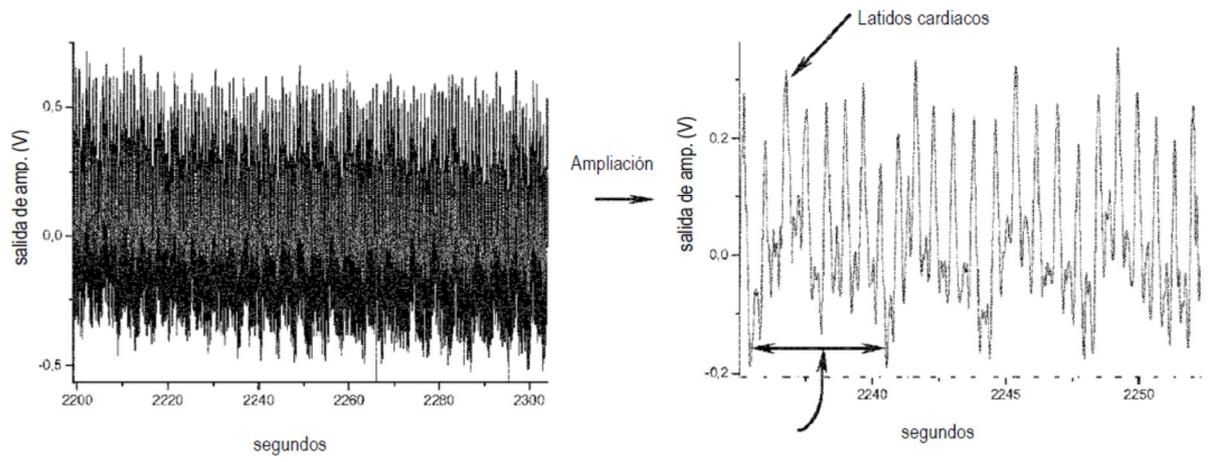


Fig. 36b

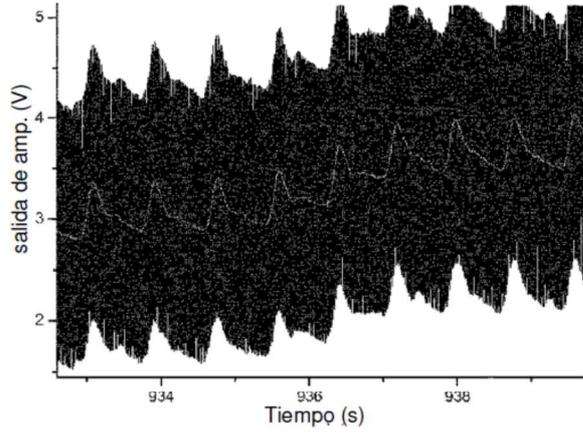


Fig. 37a

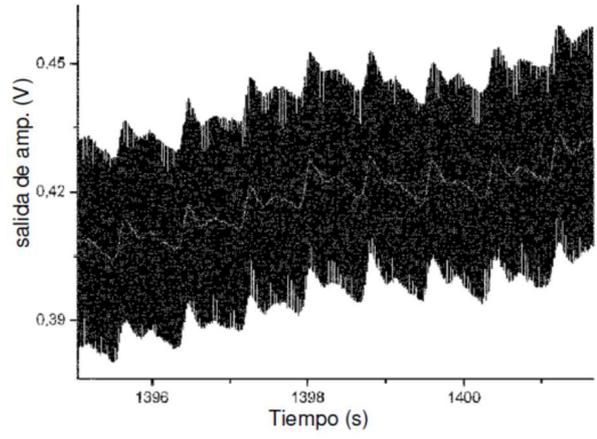


Fig. 37b

Fig. 38a

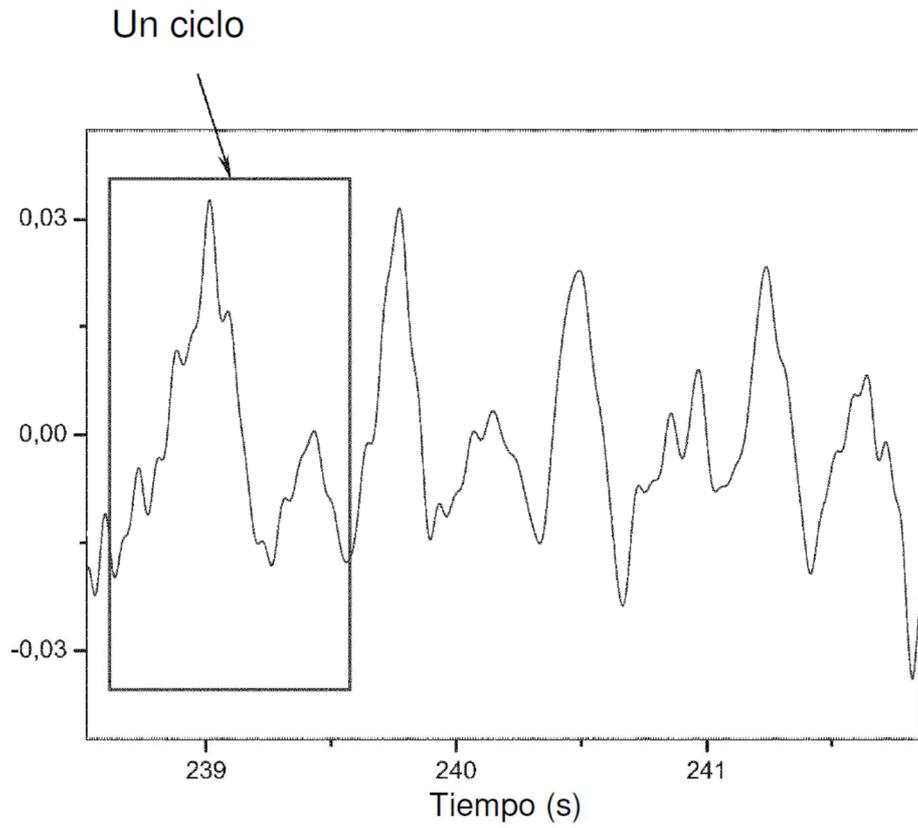
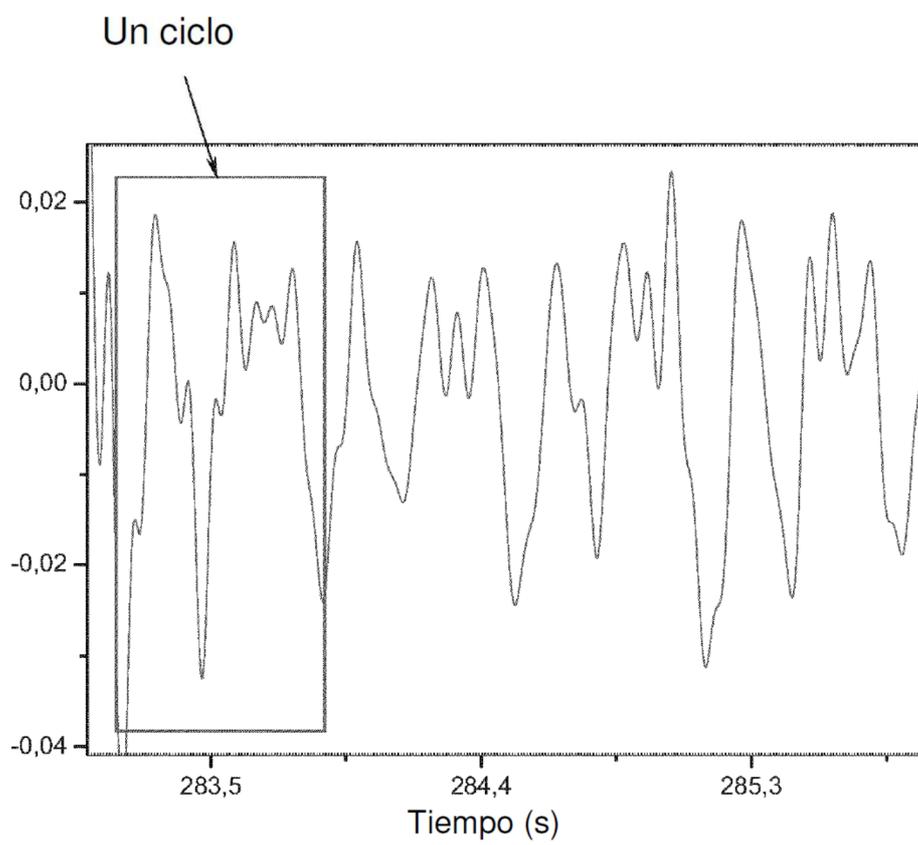


Fig. 38b



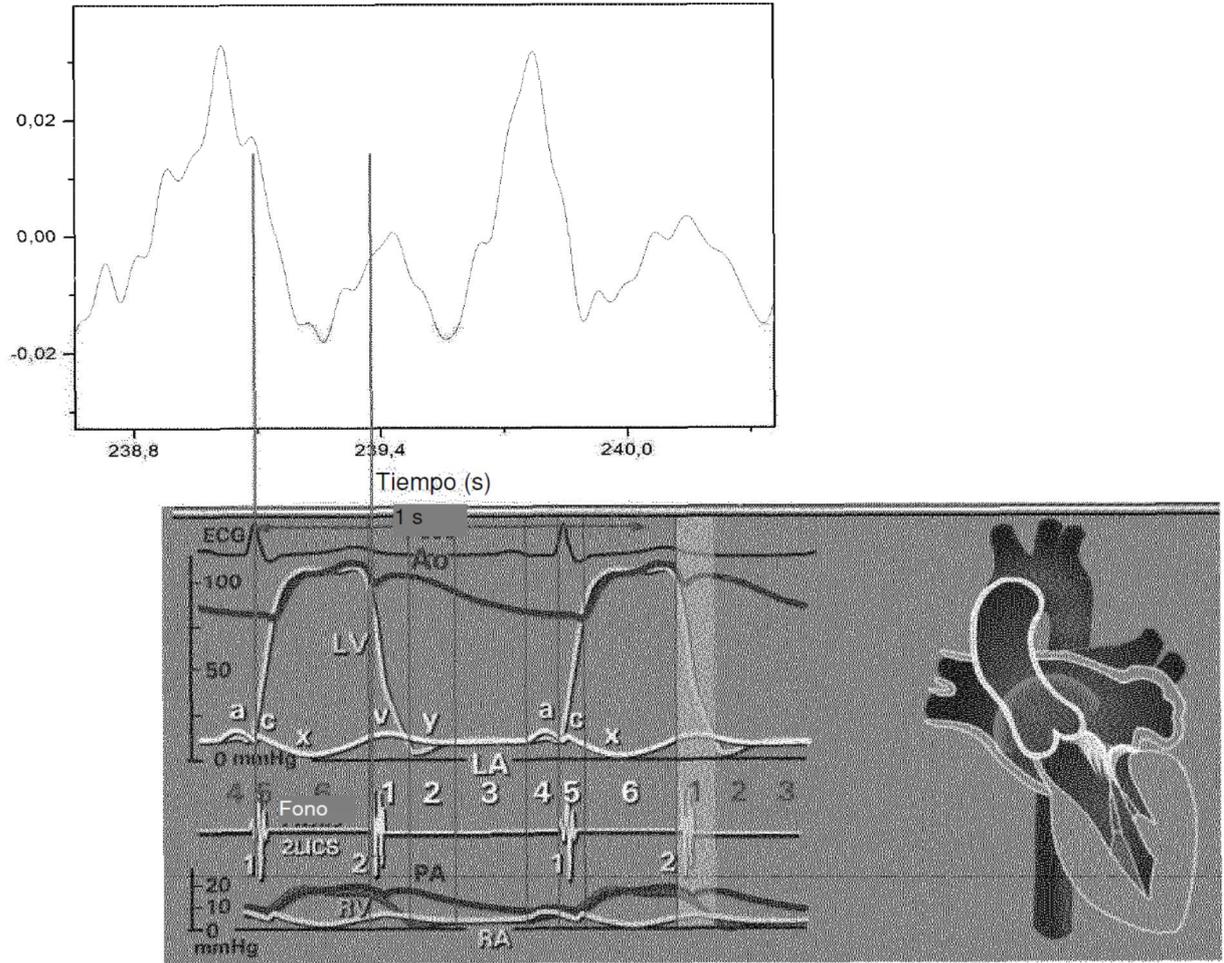


Fig. 39

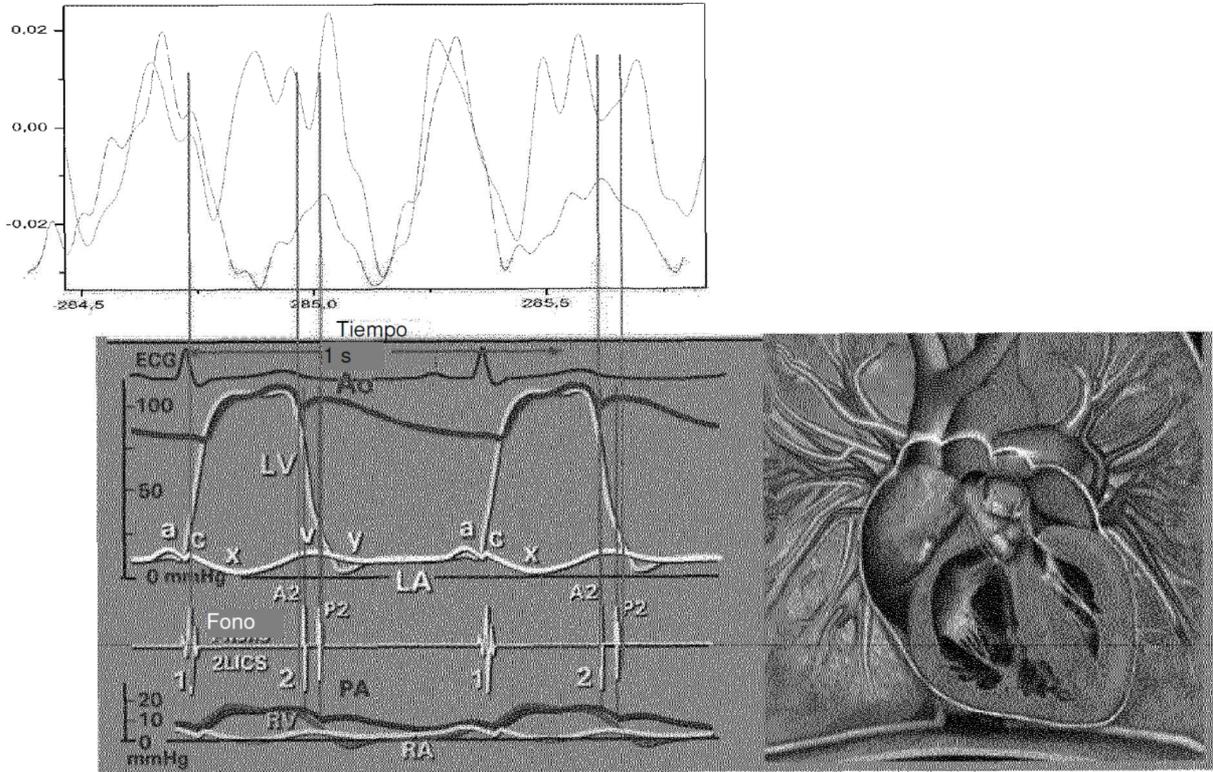


Fig. 40