



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 346 453**

51 Int. Cl.:
A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/113 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05761725 .0**
96 Fecha de presentación : **12.07.2005**
97 Número de publicación de la solicitud: **1778083**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **02.05.2007**

54 Título: **Método y sistema para monitorizar ventilaciones.**

30 Prioridad: **15.07.2004 NO 20043033**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
15.10.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
15.10.2010

73 Titular/es: **Laerdal Medical AS.**
Postboks 377
4002 Stavanger, NO

72 Inventor/es: **Myklebust, Helge;**
Nysæther, Jon;
Stavland, Mette;
Tellnes, Geir, Inge y
Eilevstjønn, Joar

74 Agente: **Arias Sanz, Juan**

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

Método y sistema para monitorizar ventilaciones.

5 Este método se refiere a un sistema y un método para monitorizar ventilaciones y compresiones de un paciente en parada cardíaca, especialmente como parte de un sistema de medición y realimentación de RCP.

10 La calidad de la reanimación cardiopulmonar, definida como ventilaciones y compresiones torácicas, es esencial para el desenlace de la parada cardíaca. Gallagher, Van Hoeyweghen y Wik, (Gallagher *et al*; JAMA 27 de diciembre de 1995; 274(24): 1922-5. Van Hoeyweghen *et al*; Resuscitation agosto de 1993; 26(1):47-52; Wik L, *et al* "Resuscitation" 1994; 28:195-203) muestran respectivamente que una RCP de buena calidad, realizada por transeúntes antes de la llegada del personal de ambulancia, puede afectar a la supervivencia con un factor de 3-4. Pero desgraciadamente, a menudo se administra la RCP con una calidad menor que la óptima, incluso por profesionales sanitarios según un estudio reciente publicado en JAMA (Wik *et al*. Quality of Cardiopulmonary Resuscitation During Out-of- Hospital Cardiac Arrest. Jama, 19 de enero de 2005 - Vol. 293, n.º 3). Los fallos más comunes son: no se proporcionan compresiones torácicas, no se proporcionan ventilaciones, la profundidad de compresión torácica es insuficiente, la tasa de compresión torácica es demasiado alta o demasiado baja, la tasa de ventilación es demasiado alta o demasiado baja, o el tiempo de insuflación es demasiado rápido.

20 Las directrices internacionales para la reanimación, emitidas por la American Heart Association, (Circulation 2000; 102 (supl. I)) expresan en detalle cómo debe administrarse una RCP para que sea eficaz, y cómo deben usarse la RCP y la desfibrilación conjuntamente. Las directrices sobre la compresión torácica son uniformes para todos los pacientes adultos y niños mayores: la profundidad debe ser de 38-51 mm, la tasa debe ser de aproximadamente 100/min, el ciclo de trabajo debe ser de aproximadamente el 50%, y el personal de salvamento debe liberar la presión completamente entre compresiones. Las directrices para la ventilación son un poco más complicadas. La cantidad de aire que debe suministrarse depende en primer lugar de si se dispone de oxígeno suplementario. El ajuste de la dosis debe basarse en la detección de la elevación del pecho, o la estimación de mililitros por kilo de peso corporal (ml/kg), o la estimación de mililitros. Por ejemplo, los pacientes con una ventilación con > 40% de oxígeno deben recibir 6-7 ml/kg, pero los pacientes con una ventilación sin oxígeno deben recibir 10 ml/kg. Pero si su paciente está conectado a un respirador portátil, la cantidad es de 10-15 ml/kg. Respecto a la tasa de ventilación, depende de si se ha intubado al paciente o no. Antes de la intubación, la tasa está definida por la razón de compresiones con respecto a la ventilación, que actualmente se fija a 15 compresiones con respecto a 2 ventilaciones. Con esta razón, se espera que los pacientes reciban 6-8 ventilaciones por minuto. Tras la intubación, la tasa de ventilación debe ser ahora 12-15 por minuto. Además, las directrices expresan requisitos para el tiempo de insuflación, que de nuevo depende del volumen. Más recientemente, los investigadores han descubierto que la ventilación puede tener un efecto perjudicial sobre la circulación. Si existe hiperventilación durante la RCP, o cuando la proporción de tiempo en que la presión intratorácica se eleva debido a que cada ventilación es demasiado grande, se ha descubierto que se compromete el retorno venoso y por tanto se reduce el gasto cardíaco.

40 El método tradicional para garantizar una RCP de buena calidad es mediante entrenamiento. Sin embargo, los estudios siguen documentando que el entrenamiento no proporciona conocimientos que perduren. En otras palabras, los estudiantes pueden aprobar el examen inmediatamente después del entrenamiento, pero los conocimientos se deterioran con el tiempo, y cuando se necesitan los conocimientos, de nuevo no son del todo óptimos. Esto ha conducido al desarrollo de desfibriladores, dispuestos para medir cómo se realiza la RCP, y para proporcionar algún tipo de realimentación a los usuarios. Groenke describe en el documento US 6351671 un DEA con sensor de fuerza, dispuesto para proporcionar realimentación sobre la tasa de compresión torácica y la fuerza de compresión torácica, aunque no sobre las ventilaciones. En el documento EP 1215993, Myklebust da a conocer un DEA con sensores de RCP, en el que las características de rendimiento de la RCP se miden mediante el DEA, en el que el DEA compara entonces las características de la RCP con las características recomendadas según las directrices, y en el que el DEA proporciona entonces realimentación verbal de corrección a los usuarios. Según esta invención, la impedancia transtorácica varía con las compresiones torácicas y las ventilaciones respectivamente. En particular, se muestra cómo las compresiones torácicas dan como resultado cambios de impedancia que tienen una morfología que es próxima a la morfología de los movimientos de compresión torácica, y cómo las ventilaciones dan como resultado cambios de impedancia con una morfología que es próxima a la forma de onda de volumen de ventilación. Una limitación de esta invención es que el sistema tendrá dificultades para diferenciar entre compresiones y ventilaciones, en particular cuando el ciclo de trabajo de compresión es alto y cuando el tiempo de insuflación de las ventilaciones es corto. El sistema también puede no ser capaz de detectar y caracterizar las ventilaciones cuando están realizándose las compresiones.

60 En el documento EP1079310, Myklebust describe un método para reducir los artefactos en ECG provocados por compresiones y ventilaciones. Este método se basa en la disponibilidad de sensores que miden compresiones y ventilaciones, en el que las señales procedentes de estos sensores se usan como señales de referencia para un filtro adaptativo digital. Este filtro puede estimar el artefacto de señal y a continuación restar el artefacto estimado de la señal original. Este mismo principio puede aplicarse para eliminar artefactos de compresión de las señales de impedancia, de modo que la señal de impedancia filtrada sólo refleje actividad de ventilación.

65 En el documento EP1057451, Myklebust describe un sensor para medir compresiones torácicas. Este sensor está dispuesto con un acelerómetro y un interruptor activado por fuerza. Parte del sistema también son medios para estimar el movimiento de compresión torácica como una función de la aceleración y las señales procedentes del interruptor

activado por fuerza. Una limitación de este sensor es que no proporciona medios para detectar de manera fiable que cada compresión torácica se liberó completamente. Una limitación adicional de esta tecnología es que la precisión del sistema depende de sobre qué superficie esté tumbado el paciente. Por ejemplo, cuando el paciente está tumbado sobre un colchón, el sensor encima del pecho medirá tanto el movimiento del paciente sobre el colchón como la compresión del pecho. Una limitación adicional tiene que ver con los pacientes con un pecho que, en la práctica, es demasiado rígido como para comprimirlo hasta la profundidad expresada por las directrices. En este caso, un sistema de realimentación conectado al sensor de compresión torácica continuará solicitando más profundidad, aunque no sea posible en la práctica.

De nuevo en la solicitud de patente noruega n.º 2004 3033, que es la solicitud de prioridad de la presente solicitud, Myklebust describe además que un sistema dispuesto con un sensor de compresión torácica y un filtro adaptativo, puede usarse para reducir los artefactos procedentes del canal de impedancia provocados por las compresiones torácicas, para determinar una intubación colocada de manera correcta o incorrecta comparando la magnitud de la señal de impedancia debida a la ventilación antes de la intubación frente a tras la intubación. De manera similar al documento EP1215993, este sistema consiste en un conjunto de electrodos de desfibrilador acoplados al pecho del paciente, que se conecta a un desfibrilador externo, un sensor de compresión torácica también conectado al desfibrilador, un filtro adaptativo digital que reside en el desfibrilador y medios para proporcionar realimentación al usuario. Una aplicación adicional deseada de esta tecnología es caracterizar el rendimiento de ventilación mientras están realizándose compresiones torácicas. Tal caracterización podría ser una estimación del volumen corriente, una estimación del tiempo de insuflación, una estimación de ventilaciones por minuto y una estimación del tiempo en el que la presión intratorácica se eleva.

La presente invención es una extensión de la solicitud de patente noruega n.º 2004 3033 para caracterizar el rendimiento de ventilación cuando están realizándose compresiones torácicas, para detectar si cada compresión torácica se libera completamente, para manejar situaciones en las que el paciente está tumbado sobre una superficie adaptable y para manejar situaciones en las que la rigidez del pecho del paciente no permite el cumplimiento de las directrices.

Un objeto de esta invención es proporcionar un método y un sistema que pueda proporcionar indicaciones de ventilación fiables que también puede incorporarse en equipos de salvamento existentes, tales como desfibriladores.

Se conoce que las mediciones de impedancia pueden proporcionar información acerca de tejido vivo. Esto se realiza habitualmente colocando electrodos sobre o en el cuerpo y aplicando una tensión o corriente variable a través de los electrodos. Un experto en la técnica conoce las mediciones de impedancia con dos o más electrodos *per se*, y ejemplos de tales sistemas de medición se describen en los documentos US 4540002, US 5807270 y WO 2004/049942. Tal como se describe en la última publicación, la impedancia puede medirse en profundidades elegidas usando varios electrodos.

Sumario de la invención

El sistema propuesto proporciona un método y sistema alternativos para monitorizar la ventilación de un paciente usando una pluralidad de electrodos y un sensor de compresión torácica acoplado al tórax del paciente para medir características de ventilación durante la reanimación. Tales electrodos y sistemas de medición se conocen de otra solicitud, como la solución descrita en el documento EP 1215993, que miden parámetros para su uso en relación con un desfibrilador y que proporcionan realimentación al usuario del equipo ayudándole a realizar la RCP, y el documento EP 1057498, para medir la circulación sanguínea usando electrodos acoplados a la piel de los pacientes.

Los objetos mencionados anteriormente se obtienen mediante un método y sistema según se describen en las reivindicaciones adjuntas.

Cuando se combinan con otros equipos de salvamento existe el problema de que actividades tales como las compresiones torácicas pueden afectar a la impedancia, haciendo que las mediciones sean más difíciles de leer. Según una realización preferida, la invención comprende el uso de filtrado adaptativo del tipo descrito en el documento EP1079310 para eliminar estos artefactos, conociéndose también *per se* el filtrado adaptativo por un experto en la técnica.

La invención se describirá a continuación en referencia a los dibujos adjuntos, que ilustran la invención a modo de ejemplos.

La figura 1 ilustra un paciente en el que se usa la invención.

La figura 2 ilustra el sistema según una realización preferida de la invención.

La figura 3 ilustra el filtrado de señal según una realización preferida de la invención, en el que el trazo superior es la señal de impedancia filtrada que indica actividad de ventilación, el trazo intermedio es la señal de impedancia no filtrada, y el trazo inferior es la señal de profundidad de compresión.

ES 2 346 453 T3

En la figura 4 el trazo superior es la señal de impedancia filtrada que indica inactividad de ventilación y esa indicación de ventilación ya no está presente en el lado derecho de la imagen, lo que sugiere intubación esofágica. El trazo inferior es la señal de profundidad de compresión.

La figura 5 ilustra el filtrado de señal según una realización preferida de la invención, en el que el trazo superior es la señal de impedancia filtrada que indica actividad de ventilación tras una intubación satisfactoria, el trazo intermedio es la señal de impedancia no filtrada, y el trazo inferior es la señal de profundidad de compresión.

La figura 6 ilustra la señal de fuerza medida y las ventanas de tiempo relacionadas

La figura 7 ilustra los componentes individuales de la señal de impedancia

La figura 8 ilustra las características que se usan para caracterizar un cambio de impedancia como un evento de ventilación.

La figura 9 ilustra la estructura de una disposición de filtro adaptativo digital según una realización preferida de la invención.

El sistema según la invención ilustrado en la figura 1 comprende al menos dos electrodos 21 acoplados al tórax del paciente 24, un sistema de medición de impedancia conectado a los electrodos, un microordenador conectado al sistema de medición de impedancia y una unidad de visualización conectada al microordenador, todos dispuestos en un dispositivo 22.

La unidad de procesamiento 22 ilustrada puede estar dotada de medios visuales o acústicos para proporcionar realimentación al usuario, por ejemplo dando instrucciones al usuario de la misma manera descrita en el documento EP 1215993 para retraer o ajustar la posición del tubo o simplemente activando una señal de advertencia acústica.

Según una realización preferida de la invención, el sistema según la invención se incorpora en un desfibrilador externo. La ventaja de este tipo de realización es el ahorro en el coste, espacio y tiempo. Un desfibrilador normalmente se dispone con una pluralidad de electrodos acoplados al tórax del paciente, un sistema de medición de impedancia conectado a los electrodos, un microordenador conectado al sistema de medición de impedancia y una unidad de visualización conectada al microordenador. Por tanto, la integración de la tecnología es una cuestión de diseño.

La figura 2 muestra una vista general del sistema con un desfibrilador D1 que está acoplado a un sensor de compresión torácica (SCT) y electrodos de desfibrilador E1, E2. El desfibrilador comprende un sistema de medición de impedancia (SMI), una unidad de procesamiento de señal (UPS), que incluye un método de filtro adaptativo (MFA), extractor de parámetros de RCP (EPR) y una interfaz de usuario (IU) para comunicarse con el usuario.

El sensor de compresión torácica SCT consiste en un alojamiento en el que un acelerómetro y un transductor de fuerza están dispuestos juntos y conectados a un microcontrolador local.

El microcontrolador está dispuesto con entradas de señal para leer señales de fuerza y aceleración, y salidas de señal para controlar el acelerómetro y transductor de fuerza. Se dispone software de prueba de modo que el microcontrolador pueda someter a prueba la integridad del sistema. Además, el microcontrolador está dispuesto con medios de comunicación, para proporcionar datos a la UPS y al desfibrilador. Una ilustración gráfica se dispone en la parte superior del sensor para ilustrar su colocación. Por debajo, el sensor está dispuesto con medios para adherir el sensor a la piel del paciente.

El sistema de medición de impedancia SMI se conecta a electrodos de desfibriladores convencionales. Preferiblemente, el SMI usa una corriente alterna casi constante, que se aplica entre los electrodos, para generar una tensión que se vuelve proporcional a la magnitud de la impedancia entre los electrodos. La tensión está sujeta a medición y filtrado, para emitir una señal de impedancia. Este sistema de medición preferiblemente tiene una resolución de 10 miliohm, y una respuesta de frecuencia de CC de hasta aproximadamente 50 Hz. Pueden hallarse otros detalles sobre cómo este tipo de SMI puede disponerse en los documentos EP1215993, EP1057498). La señal de impedancia de salida se conecta a la UPS.

Variaciones de impedancia típicas cuando el paciente se ventila con una bolsa convencional es de 0,5-1,0 ohm, pero algunos tipos de cuerpos se desvían de esto. En los cuerpos grandes puede ser de tan sólo 0,5 Ohm, y en los cuerpos pequeños superior a 1,5 Ohm. Las afecciones mecánicas relacionadas con los pulmones y el pecho también pueden proporcionar desviaciones, incluyendo éstas edema pulmonar, cáncer de pulmón, traumatismo, ahogamiento, elementos extraños, etc. Las figuras 3, 4 y 5 ilustran ejemplos de variaciones de impedancia que se describirán más en detalle posteriormente.

Características de diseño típicas del sistema: los electrodos se disponen sobre el tórax preferiblemente sobre ambos pulmones. El sistema de medición de impedancia tiene una resolución de 10 miliohm. El intervalo dinámico del sistema de medición es de desde 0 ohm hasta 250 ohm, cuando se usan electrodos de desfibrilador típicos. El sistema de medición de impedancia usa normalmente una corriente CA casi constante de 0,1 a 3 mA, y la frecuencia de CA normalmente está en el intervalo de 30 kHz a 200 kHz.

El ordenador puede disponerse para memorizar los cambios de impedancia en diferentes partes de las mediciones, por ejemplo, para ver si una intubación es satisfactoria. El ordenador también puede disponerse para guiar completamente al usuario a través de las etapas de ventilación y RCP usando indicaciones audibles, texto, pictogramas, vídeo o cualquier combinación de guiado audible y visible.

Una realización más es una unidad autónoma dispuesta sólo para facilitar soporte de intubación y soporte de ventilación. Este tipo de unidad autónoma puede ampliarse adicionalmente para facilitar realimentación de RCP según se describe en el documento EP 1157717, usando un sensor de compresiones torácicas como en el documento EP 1057451 y otros sensores que describen cómo se realiza la RCP y cómo responde el paciente a la RCP. La respuesta del paciente a la RCP puede determinarse usando análisis de ECG según el documento EP 1215993 y mediciones de CO₂ de volumen corriente finales.

La confirmación de la colocación del tubo también puede realizarse durante las compresiones torácicas, siempre que el sistema se amplíe con un filtro adaptativo digital, principio que se detalla posteriormente y en el documento EP1079310, que se incluye en el presente documento a modo de ejemplo. Sin embargo, según esta invención, lo que se filtra es el artefacto de compresión en la señal de impedancia, usando una señal procedente de un sensor de compresión torácica como entrada de referencia. Este filtro puede tener en cuenta diferentes tipos de mediciones realizadas durante compresiones torácicas, tales como los movimientos del pecho medidos, la presión aplicada o la aceleración de un sensor colocado sobre el pecho.

La figura 9 ilustra la estructura de una disposición de filtro adaptativo digital para este fin. Las muestras de señal de fuerza discretas Fseñal se alimentan a un primer bloque de filtro F1, cuyos coeficientes de filtro pueden ajustarse para cada valor de muestra entrante. La muestra de señal de aceleración discreta Aseñal se alimenta a un segundo bloque de filtro F2, cuyos coeficientes de filtro también pueden ajustarse para cada valor de muestra entrante. Las salidas de filtro se suman, y a continuación se restan de la muestra de señal de impedancia discreta Iseñal, lo que da como resultado la señal de impedancia filtrada discreta IFseñal.

Midiendo estos parámetros, pueden eliminarse los efectos de las compresiones torácicas de la señal de impedancia para obtener un control de la intubación calculando la correlación máxima entre una señal de referencia, por ejemplo, una señal obtenida sin compresiones torácicas, y la señal medida.

La figura 3 muestra trazos de forma de onda de impedancia filtrada mediante filtro adaptativo digital (parte superior), la correspondiente señal de impedancia sin procesar (parte central) y la forma de onda de profundidad de compresión torácica (parte inferior). Las ventilaciones son evidentes en el trazo superior. Las compresiones torácicas provocan artefactos en la señal de impedancia sin procesar, que se eliminan de manera eficaz mediante el filtro adaptativo digital.

La figura 4 muestra trazos de cambios de impedancia (parte superior) y profundidad de compresiones torácicas (parte inferior) antes y después de una intubación realizada para aplicar ventilación al paciente. Las dos ventilaciones entre series de 15 compresiones son evidentes en el comienzo de la figura. En este caso, las ventilaciones se suministraron usando mascarilla y bolsa. La intubación se realizó a las 07:22, y después de esto la señal de impedancia desaparece. Esto indica que el tubo se colocó mal y debe ajustarse o retirarse.

La figura 5 muestra un ejemplo de intubación satisfactoria: el trazo superior y el intermedio muestran dos ventilaciones seguidas por una larga pausa en la que se realiza la intubación. A continuación se reanudan las ventilaciones y compresiones torácicas. Puede verse que la magnitud de la señal de impedancia tras la intubación es mayor que antes.

Aunque la invención descrita anteriormente tiene como objetivo principalmente el reconocimiento y la comparación automatizados de los datos de impedancia almacenados, la comparación puede realizarse manualmente examinando las curvas, tal como se ilustra en las figuras 3-5, durante la operación. Los datos almacenados se mantienen entonces durante un tiempo suficientemente largo para permitir al usuario ver extractos de los datos con y sin el tubo insertado.

Asimismo, la invención se describe usando sólo dos electrodos, pero también pueden usarse más de dos electrodos según la invención, por ejemplo, para medir de manera más precisa la impedancia a una profundidad elegida, por ejemplo, para reducir alteraciones procedentes de la superficie de contacto con la piel. En referencia de nuevo a la figura 2, el método de filtro adaptativo se implementa en la unidad de procesamiento de señal (UPS). Entradas de señal son la señal de impedancia, la fuerza, y la señal de aceleración procedentes del SCT. La señal de impedancia según la figura 7 comprende una componente de señal que representa la impedancia transtorácica (ITT), una componente de señal adicional cuyas variaciones representan la elevación del pecho debido a ventilaciones (VS), de nuevo entonces una componente de señal cuyas variaciones representan el movimiento del pecho debido a las compresiones torácicas (CT), y potencialmente una componente cuyas variaciones representan el flujo sanguíneo (FS).

La primera etapa en el procesamiento de señal es eliminar la desviación de la línea base (como la componente de ITT) y las componentes de alta frecuencia (como las componentes de FS) de la señal de impedancia, la señal de fuerza y la señal de aceleración. La segunda etapa es eliminar la componente de compresión torácica CT (artefacto) de la señal de impedancia filtrada usando el filtro adaptativo digital. Este filtro adaptativo digital estima la componente de compresión torácica usando la señal de fuerza y la señal de aceleración, y resta esta estimación de la señal de

ES 2 346 453 T3

impedancia filtrada para emitir la señal de ventilación. (Equivalente a cómo se eliminan los artefactos de RCP del ECG, en el documento EP1079310.).

Basándose en la señal de ventilación de salida, se detectan ventilaciones potenciales y posteriormente se clasifican como ventilaciones o no ventilaciones. Según la figura 8, se detecta un evento de ventilación potencial buscando cambios de impedancia positivos en la señal de ventilación filtrada que tiene un punto de inicio definido T1 y un punto superior T2. Además de los puntos de inicio y superior, se seleccionan dos puntos más: P1, que está ubicado a medio camino entre el punto de inicio y el punto superior en el borde ascendente y P2 a mitad de camino en el borde descendente. El intervalo de tiempo desde T1 hasta T2 se denomina dt, y la diferencia en amplitud entre T2 y T1 se denomina dz. El intervalo de tiempo desde P1 hasta T2 se denomina P1T2, y el intervalo de tiempo desde T2 hasta P2 se denomina T2P2. Los datos de pacientes reales, en los que un experto ha identificado y anotado manualmente las ventilaciones, se han usado para identificar las características de ventilación del paciente, basándose en los puntos T1, T2, P1 y P2. La ventilación potencial que se detecta automáticamente se clasifica como ventilación o no como ventilación basándose en las características de ventilación identificadas. Por ejemplo, el sistema compara el valor real de dt y dz, P1T2, T2P2 y la razón dz/dt con los intervalos aceptables identificados empíricamente a partir de datos de pacientes reales. Si se cumplen todos los criterios seleccionados, el presente cambio de impedancia se clasifica como una ventilación, donde dt expresa el tiempo de insuflación y dz expresa la amplitud. Cuando se han detectado varias ventilaciones, el sistema calcula la tasa de ventilación promediando los intervalos de tiempo entre puntos de tiempo T2 sucesivos. Esto puede realizarse porque el cambio de impedancia está muy correlacionado con el volumen de aire suministrado.

Se estima el tiempo durante el cual se eleva la presión intratorácica tomando el tiempo T1' definido desde donde la amplitud de forma de onda de impedancia es un 90% inferior a la amplitud máxima y se está elevando, hasta el tiempo T3' donde la forma de onda de impedancia es un 90% inferior a la amplitud pico y está disminuyendo. El volumen corriente se estima basándose en la relación entre el cambio de impedancia dz y el volumen ventilado en ml/kg. Los experimentos sugieren que la relación es de aproximadamente 0,17 ohm/ml/kg para pacientes en parada cardíaca. Sin embargo, puesto que la relación se ve afectada tanto por los pacientes individuales como también por dónde estén colocadas las almohadillas de electrodo, la relación no es precisa. Por este motivo, sólo puede usarse para diferenciar entre volúmenes corriente menores y volúmenes corriente mayores.

La presión intratorácica aumenta con cada compresión torácica. Por este motivo, puede suponerse que la presión de las vías respiratorias durante la ventilación y las compresiones torácicas simultáneas es mayor que la presión de las vías respiratorias obtenida cuando no están realizándose compresiones torácicas. Cuando aumenta la presión, y la temperatura es casi constante, el volumen se reduce. En otras palabras, durante las compresiones torácicas, un volumen corriente suministrado será menor que el volumen corriente espirado, debido a la diferencia de presión. Experimentos de laboratorio hallaron que la respuesta de impedancia con ventilación de volumen fijo era un 20% inferior cuando se colocaba un peso significativo sobre el pecho del paciente frente a sin peso. Por tanto, para mejorar la precisión, el volumen corriente estimado se corregirá mediante un factor de compensación cuando estén realizándose compresiones torácicas. El factor de compensación puede fijarse para mayor simplicidad, u obtenerse como una función de la fuerza de compresión torácica aplicada.

En referencia ahora a la figura 6, la UPS también está dispuesta para caracterizar compresiones torácicas a partir de la señal de aceleración y fuerza Fo. La señal de fuerza se compara con un valor de referencia V1 (para el tiempo fijado a 2 kg por encima del valor de fuerza mínima de compresión anterior, o 2 kg por encima de cero, si hay pausa en las compresiones) para determinar el punto en el tiempo en el que se ha iniciado la compresión, Ts, y en el que ha finalizado la compresión, Te. Los dos puntos de tiempo Ts y Te se ajustan entonces empíricamente a los valores Ts' y Te' antes de usarlos como puntos de inicio y puntos finales, respectivamente, para la doble integración de una señal de aceleración para estimar los movimientos de compresión torácica. La señal de fuerza Fo se compara con un valor de referencia V2 (para el tiempo fijado a 3 kg) en el intervalo entre Te' y el Ts' de la siguiente compresión, que es el intervalo de tiempo entre dos compresiones sucesivas. Si la señal de fuerza medida supera el valor de referencia V2, se emite un evento de liberación de presión incompleta. Si la profundidad de compresión calculada es inferior a la recomendación de las directrices, y al mismo tiempo el valor pico correspondiente de la señal de fuerza supera un valor de referencia V3, (para el tiempo fijado a 50 kg), se retiene la realimentación verbal de corrección sobre profundidad insuficiente. Si la profundidad de compresión calculada es superior a la recomendación de las directrices, y al mismo tiempo el valor pico correspondiente de la señal de fuerza es inferior a un valor de referencia V4, se retiene la realimentación verbal de corrección sobre profundidad excesiva.

Alternativamente, dichos criterios de fuerza para retener la realimentación pueden sustituirse o complementarse mediante criterios alternativos, por ejemplo, basándose en la potencia o el trabajo usados por el personal de salvamento para comprimir el pecho. La potencia puede calcularse fácilmente multiplicando la fuerza aplicada por la velocidad del pecho. El trabajo aplicado puede determinarse mediante la integración de la potencia aplicada. Puede usarse tanto la potencia promedio como la pico durante una compresión como criterios para retener la realimentación. Por ejemplo, la realimentación sobre profundidad de compresión demasiado baja puede retenerse si la potencia promedio durante una o más compresiones supera un determinado umbral, por ejemplo en el intervalo de 2-10 W. Tales criterios pueden basarse en la potencia o el trabajo o bien netos o bien brutos aplicados durante la compresión. El trabajo promedio neto (trabajo suministrado al pecho durante la compresión - el trabajo recibido desde el pecho durante la liberación) está directamente relacionado con la energía añadida al pecho durante una compresión. Una parte significativa de esta energía se consume en trabajo viscoso para conducir la sangre a través del sistema cardiovascular durante las compresiones.

Con la disponibilidad de fuerza y profundidad de compresión estimada, un método alternativo para caracterizar la liberación incompleta es estimar la desviación en la profundidad provocada por la liberación incompleta.

Esto puede conseguirse calculando la rigidez del pecho cerca del punto de profundidad de compresión mínima, y a continuación calculando la razón de fuerza con respecto a rigidez para obtener la profundidad. La rigidez del pecho puede estimarse, por ejemplo, a partir de la curva fuerza-profundidad medida. Para estimar la rigidez, la componente viscosa de la fuerza debe restarse en primer lugar de la fuerza total, por ejemplo, suponiendo un parámetro de amortiguamiento viscoso que depende de la profundidad y que da lugar a una fuerza de amortiguamiento proporcional a la velocidad del pecho ($F_v = \mu v$, donde F_v es la fuerza viscosa, μ es el parámetro de amortiguamiento y v la velocidad del pecho). El valor de μ a diferentes profundidades puede estimarse observando la anchura del ciclo de histéresis en la curva fuerza-profundidad. De manera similar, pueden restarse las fuerzas de rozamiento, que dependen sólo de la dirección de movimiento y no de la velocidad. La masa en movimiento del pecho, que da lugar a las fuerzas de inercia, también pueden estimarse correlacionando la aceleración y la fuerza, por ejemplo, cerca de los puntos de compresión mínimo y máximo en los que la fuerza viscosa es baja.

Algunos pacientes se tratan cuando todavía están en cama. La adaptación del colchón provocará el movimiento tanto del pecho como del colchón. Con la disponibilidad de fuerza y profundidad, es posible caracterizar la relación entre fuerza y profundidad para situaciones en las que se realiza la RCP en una cama frente a una superficie no adaptable. La relación fuerza/profundidad característica para superficies adaptables, cuando se detecta, se usa para invalidar la información de profundidad, lo que a su vez evita la realimentación engañosa y que se emita una señal de advertencia.

La presencia de un colchón bajo el paciente puede evaluarse combinando varios indicadores calculados a partir de los datos de fuerza y profundidad. Ejemplos de tales indicadores pueden ser, por ejemplo, la masa en movimiento (que será mayor si todo el cuerpo se mueve sobre un colchón), el parámetro de amortiguamiento (que es probable que sea más constante con la profundidad para un colchón), la profundidad de compresión (que es probable que sea mayor) y la rigidez (que es probable que sea menor). Estos indicadores pueden usarse o bien solos o bien combinados, por ejemplo usando un modelo de red neural o multivariante, por ejemplo, enfocado en datos de medición reales, para indicar la presencia de un colchón.

Una solución alternativa para tratar la RCP en camas es disponer el sistema con un acelerómetro de referencia separado ARS. Este acelerómetro de referencia está ubicado en una almohadilla que va a colocarse debajo de la espalda del paciente. Con esta disposición, la UPS puede restar la aceleración bajo la espalda de la aceleración observada por el SCT, equivalente a cómo un acelerómetro de referencia se usa en el documento EP1057451 para compensar el movimiento cuando la compresión torácica se realiza en un vehículo en movimiento o similar.

Todas las señales medidas, tal como la señal de fuerza, señal de aceleración, señal de profundidad, señal de impedancia, eventos, etc., evidentemente pueden registrarse para su referencia y análisis posterior, y posiblemente para ajustar los modelos y cálculos realizados en la UPS. Las señales también pueden comunicarse, por ejemplo mediante transmisión de radio por cable de un teléfono móvil asociado directamente a una unidad externa para la monitorización y realimentación adicional.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de monitorización de ventilación para monitorizar la ventilación de un paciente, que comprende:

al menos dos electrodos adaptados para colocarse sobre el pecho de un paciente acoplados a medios de medición de impedancia para medir la impedancia en el pecho del paciente, realizándose dichas mediciones de impedancia aplicando una tensión o corriente alterna a dichos electrodos y midiendo la impedancia entre ellos,

medios de medición para medir al menos un parámetro elegido que afecta a la impedancia medida de un modo conocido *per se*, comprendiendo dicho sistema también un sensor de fuerza que mide la fuerza aplicada al pecho, y

una unidad de procesamiento para proporcionar una señal indicativa de la ventilación del paciente a partir de dicha medición de impedancia, estando adaptada también dicha unidad de procesamiento para eliminar los efectos de dichos parámetros elegidos medidos de dicha señal de ventilación.

2. Sistema según la reivindicación 1, que comprende también un sensor de movimiento adaptado para colocarse sobre el pecho del paciente para medir el movimiento del pecho del paciente y acoplado a dicha unidad de procesamiento para calcular y aplicar un filtro adaptativo a dicha impedancia medida, estando adaptado dicho filtro para eliminar los efectos de los movimientos de dicha señal de impedancia.

3. Sistema según la reivindicación 2, en el que dicho sensor de fuerza, por ejemplo, durante RCP, está acoplado a dicha unidad de procesamiento, incluyendo también dicho filtro adaptativo las señales procedentes de dicho sensor de fuerza.

4. Sistema según la reivindicación 2, que comprende también un sensor de aceleración que mide la aceleración aplicada a un determinado punto sobre el pecho, por ejemplo, durante RCP, y acoplado a dicha unidad de procesamiento, incluyendo también dicho filtro adaptativo las señales procedentes de dicho sensor de aceleración.

5. Sistema según la reivindicación 2, que comprende también un segundo sensor de movimiento acoplado a dicha unidad de procesamiento y colocado sobre la espalda del paciente para medir los movimientos del paciente, proporcionando dicha unidad de procesamiento una señal diferencia indicativa del movimiento del pecho con relación a la espalda, y por tanto la parte del movimiento que afecta a la señal de impedancia.

6. Sistema según la reivindicación 1, en el que el sensor de fuerza está acoplado a dicha unidad de procesamiento, estando adaptada dicha unidad de procesamiento para monitorizar los valores pico mínimos de dicha señal de fuerza en cuanto a si la presión se ha liberado completamente del pecho.

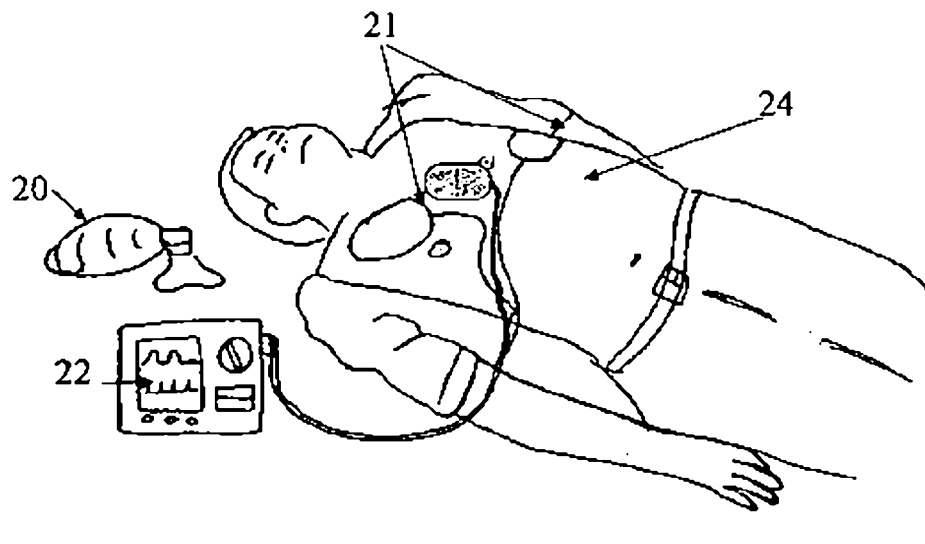


Fig. 1

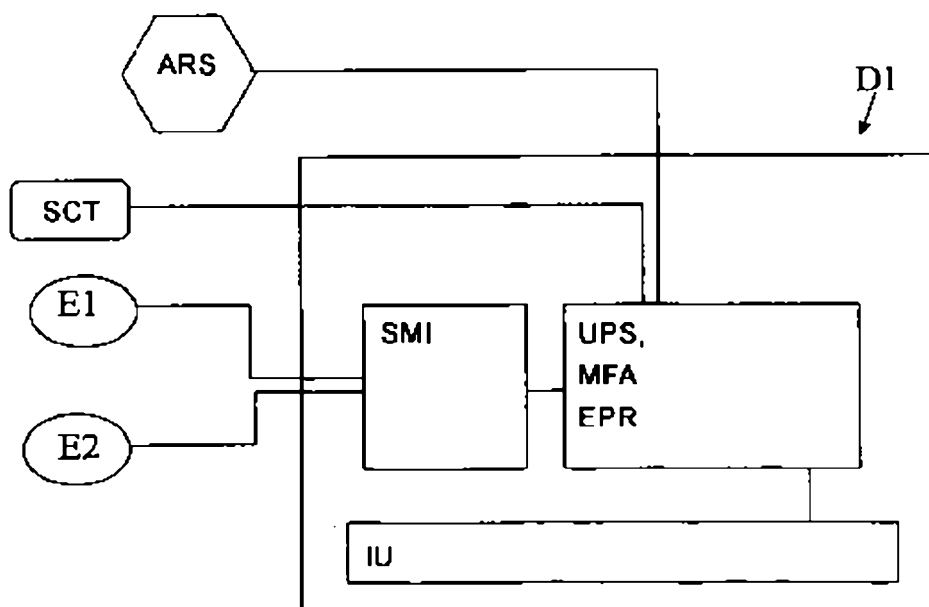


Fig. 2

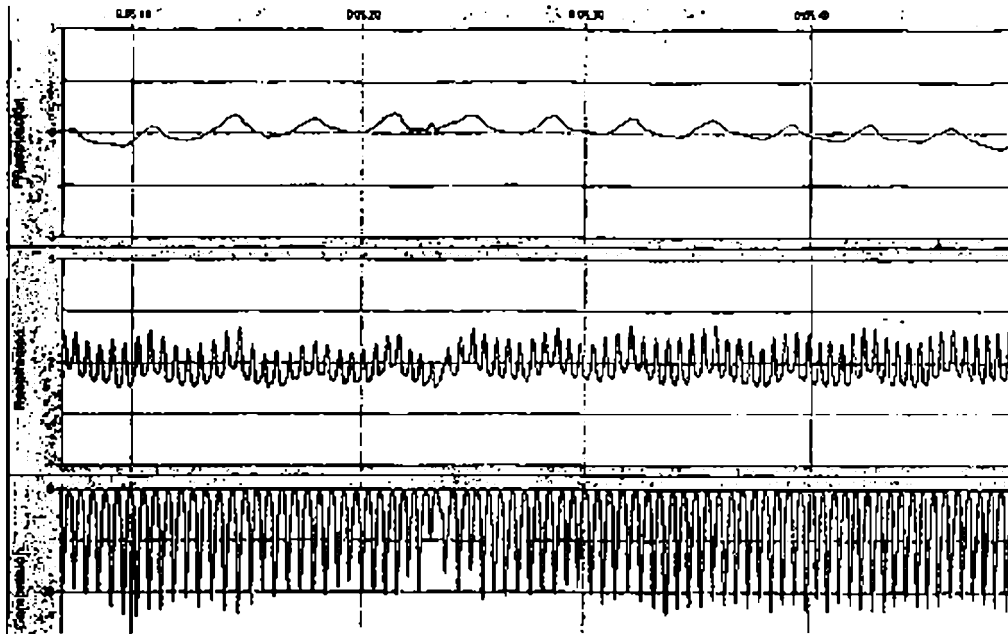
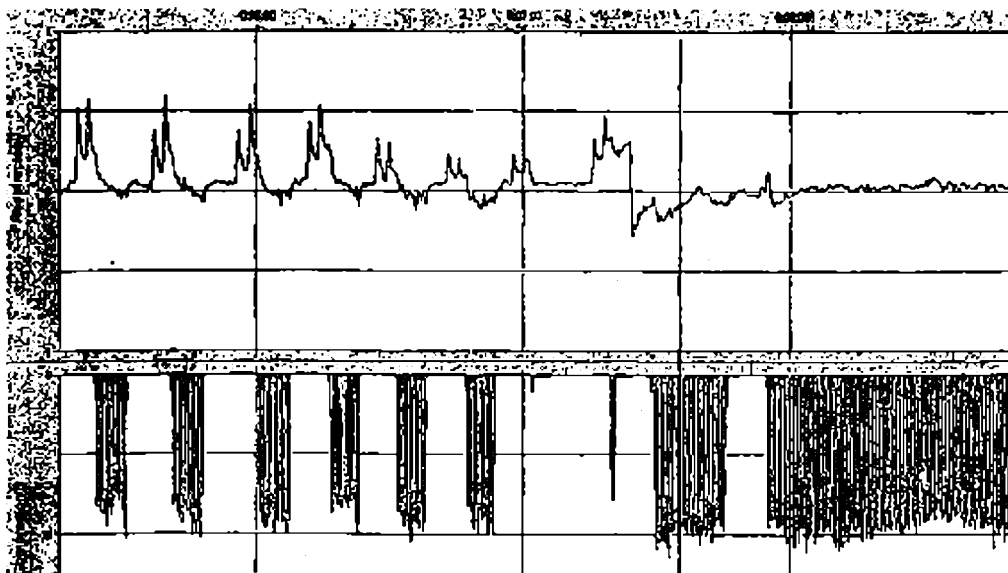


Fig. 3



07:22

Fig. 4

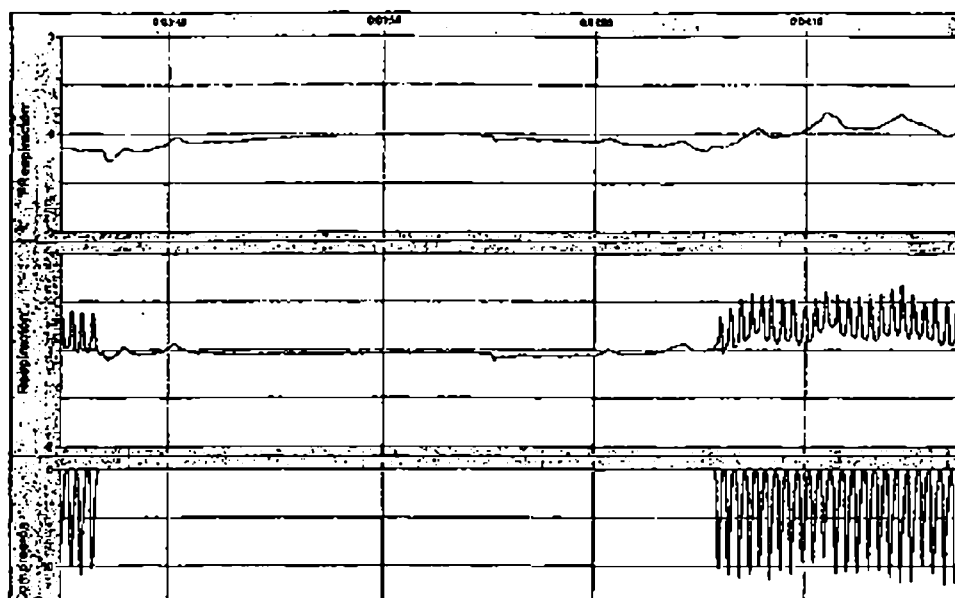
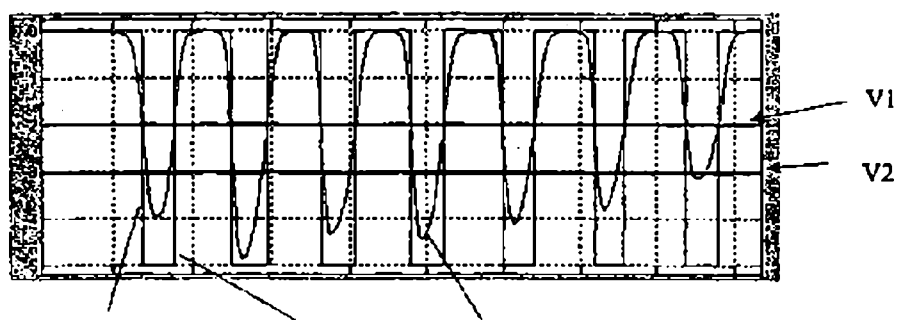


Fig. 5



Ts Te Fo

Fig. 6

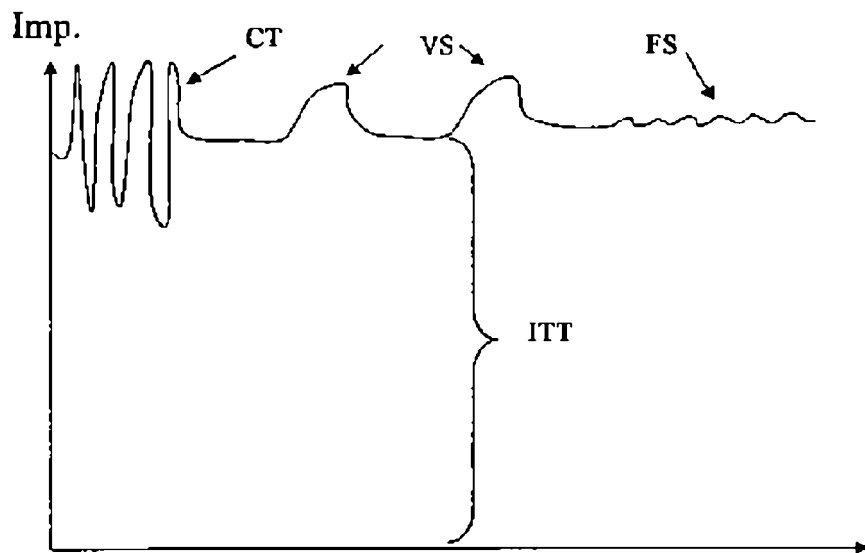


Fig. 7

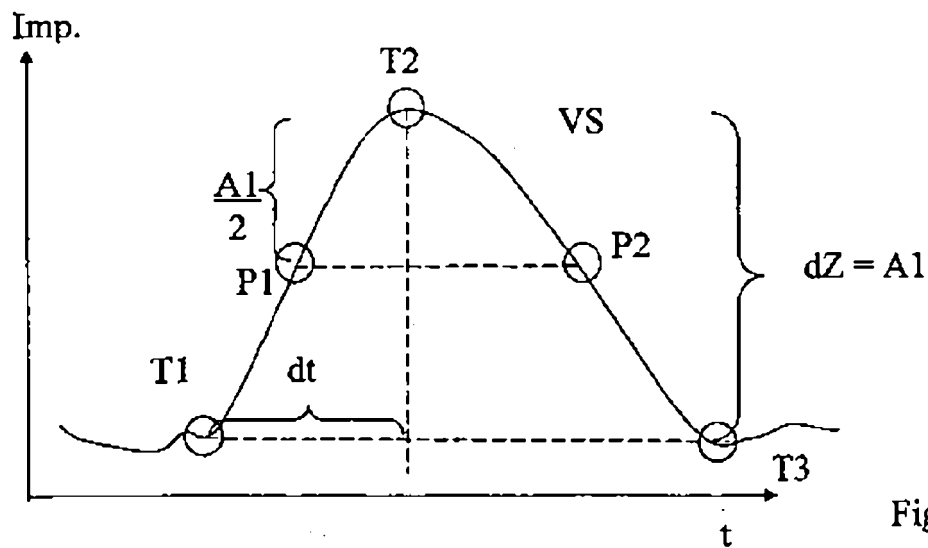


Fig. 8

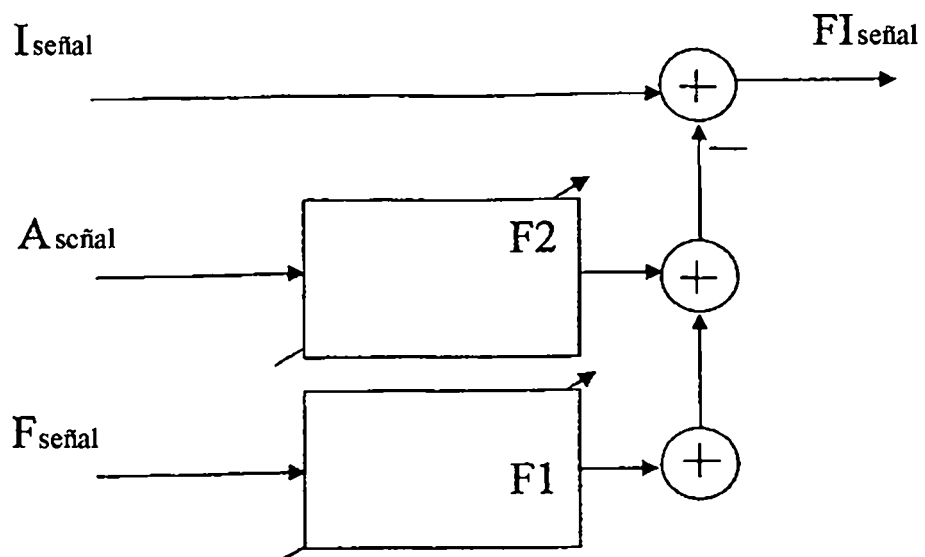


Fig 9