

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 709 632**

51 Int. Cl.:

**G01N 33/49** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.04.2004** E 13186595 (8)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.11.2018** EP 2690437

54 Título: **Analizador de hemostasia y método**

30 Prioridad:

**24.04.2003 US 422229**

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

**17.04.2019**

73 Titular/es:

**CORAMED TECHNOLOGIES, INC. (100.0%)**  
**6225 W. Howard Street**  
**Niles IL 60714, US**

72 Inventor/es:

**KAUTZKY, HANS**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 709 632 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**

Analizador de hemostasia y método

5 Campo de la divulgación

Esta divulgación se refiere en general a análisis de sangre y, más en particular, a un analizador de hemostasia sanguínea y un método.

10 Antecedentes

La sangre está en estado líquido cuando viaja inalterada en las vías corporales. Sin embargo, una lesión puede causar una rápida coagulación de la sangre en el sitio de la lesión para detener inicialmente la hemorragia, y posteriormente, para ayudar en el proceso de cicatrización. Una medición exacta de la capacidad de coagulación de la sangre de un paciente de forma puntual y eficiente y para realizar la posterior lisis es crucial para determinados procedimientos quirúrgicos y médicos. Además, una detección exacta de hemostasia anormal es de particular importancia con respecto al tratamiento apropiado que hay que dar a los pacientes que padecen trastornos de coagulación.

20 La hemostasia sanguínea es un resultado de procesos bioquímicos extremadamente complejos que transforman la sangre de un estado líquido a un estado sólido. Las características de la sangre, tales como la resistencia del coágulo, infieren que las propiedades mecánicas de la sangre son importantes al determinar características en vez de la viscosidad de la sangre cuando se encuentra en un estado líquido.

25 El documento US 6524861 describe un aparato para analizar las características de coagulación de una muestra de sangre mediante la medición de la turbidez óptica de la muestra.

Breve descripción de los dibujos

30 La Figura 1 es un diagrama esquemático de un analizador de hemostasia sanguínea construido de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación.

La Figura 2 es un gráfico que representa características hemostáticas de una muestra de sangre de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación.

35 La Figura 3 es una vista transversal en perspectiva y despiezada de un envase para contener una muestra de sangre de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación.

La Figura 4 es una vista esquemática del envase de la Figura 3 que tiene en su interior una muestra de sangre y que hace vibrar la muestra de sangre de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación.

La Figura 5 es una vista esquemática de un analizador de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación.

40 La Figura 6 es una vista esquemática de un analizador de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación.

La Figura 7 es una vista esquemática de un analizador de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación.

45 La Figura 8 es una vista en perspectiva de un primer soporte ejemplar para un analizador de hemostasia sanguínea construido de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación.

La Figura 9 es una vista en perspectiva de un segundo soporte ejemplar para un analizador de hemostasia sanguínea construido de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación.

Descripción detallada

50 Haciendo referencia a la Figura 1, se muestra en general un analizador de hemostasia sanguínea 10 de acuerdo con las enseñanzas de la presente divulgación. El analizador 10 funciona bajo el principio de que, debido a que la hemostasia de una muestra de sangre cambia la muestra de sangre de un estado líquido a un estado similar al gel, y el módulo de elasticidad de la muestra de sangre controla la frecuencia natural de la muestra de sangre, medir los cambios en la frecuencia natural de la muestra de sangre durante la hemostasia proporciona las características hemostáticas de la muestra de sangre. Manteniendo este principio, el analizador 10 de hemostasia sanguínea desvelado mide los cambios en la frecuencia natural fundamental de una muestra de sangre durante los procesos de hemostasia y lisis para proporcionar características hemostáticas de la muestra de sangre. Para practicar el principio anterior, el analizador 10 en general incluye un envase 12 para contener una muestra de sangre 14, un agitador 16 para desplazar el envase 12 con el fin excitar así la muestra de sangre 14 a una vibración resonante, y un sensor 18 para medir la amplitud resultante de la muestra de sangre 14.

65 A continuación se describirá un método ejemplar por el cual se realiza el análisis de hemostasia sanguínea desvelado. La vibración de un líquido en resonancia se parece mucho al desplazamiento oscilatorio, que es análogo al movimiento de un péndulo. En consecuencia, a medida que la sangre cambia de un estado líquido a un estado similar al gel y posiblemente a un estado sólido durante la coagulación, la frecuencia natural fundamental de la

sangre aumenta. El método ejemplar desvelado mide los cambios en la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14 durante los procesos de hemostasia/coagulación y lisis.

Inicialmente, una muestra de sangre 14 se coloca en el envase 12. Entonces el agitador 16 hace vibrar el envase 12 para que la muestra de sangre 14, que está inicialmente en un estado líquido, vibre en un modo de desplazamiento oscilatorio lineal. Habitualmente un líquido vibra cerca de su primera frecuencia natural fundamental en un modo de desplazamiento oscilatorio, que puede definirse como el balanceo de toda la masa del líquido en un envase, de ahí la analogía con un péndulo. La amplitud del desplazamiento oscilatorio alcanza un máximo cuando la muestra de sangre 14 se hace vibrar a su frecuencia natural fundamental. De este modo, para excitar inicialmente la muestra de sangre 14 hasta la resonancia, el agitador 16 hace vibrar el envase 12 a la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14 o muy cerca de la misma. Además, el agitador 16 hace vibrar el envase 12 a la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14 o muy cerca de la misma a medida que esta frecuencia cambia durante los procesos de hemostasia y, posiblemente, lisis.

Una persona normalmente versada en la materia entenderá inmediatamente los numerosos métodos por los que el agitador 16 puede hacer vibrar el envase 12 a la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14 o cerca de la misma durante los procesos de hemostasia y lisis. Sin embargo, en el ejemplo desvelado, el envase 12 se hace vibrar inicialmente a una frecuencia por debajo de la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14. La frecuencia se aumenta entonces en pequeños pasos, y al mismo tiempo, se miden las amplitudes de desplazamiento resultantes de la muestra de sangre 14. A medida que la frecuencia de vibración del envase 12 aumenta próxima a la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre, la amplitud de desplazamiento de la muestra de sangre 14 aumentará notablemente. La amplitud de desplazamiento de la muestra de sangre 14 alcanzará el máximo a su frecuencia natural fundamental. De este modo, supervisar la amplitud de desplazamiento de la muestra de sangre 14 para un máximo proporciona un valor para la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14 cuando se alcanza dicho máximo.

A medida que el proceso de hemostasia continúa, el método anterior de encontrar la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14 se repite. Las frecuencias naturales fundamentales medidas de la muestra de sangre 14 cuando se representan en función del tiempo dan lugar a una curva 30 similar a la mostrada en la Figura 2. La curva 30 se representa habitualmente con su imagen reflejada respecto al eje x, que se muestra como la curva 31. La forma de la curva 30 es indicativa de características de hemostasia sanguínea. El eje x 32 representa tiempo, mientras que el eje y 34 representa la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14 durante los procesos de hemostasia y lisis. Una persona normalmente versada en la materia entenderá que, puesto que la frecuencia de la muestra de sangre 14 es proporcional al módulo de elasticidad de la muestra de sangre 14, el eje y también representa los cambios en el módulo de elasticidad de la muestra de sangre 14 durante los procesos de hemostasia y lisis.

Una persona normalmente versada en la materia entenderá inmediatamente que el tamaño de la etapa de frecuencia por la que la frecuencia de vibración del envase 12 se aumenta o disminuye durante el ensayo afectará lo rápida y eficazmente que se precisa la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14. Por ejemplo, puede que una etapa de frecuencia muy grande no proporcione una resolución de frecuencia detallada para ubicar una medida exacta cercana de la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14. Por otro lado, puede que una etapa de frecuencia muy pequeña no proporcione un enfoque rápido para precisar la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14. En consecuencia, con el fin de encontrar la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre dentro del rango de frecuencias por el que se hace vibrar el envase 12, puede que sea necesario buscar la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14 cambiando la etapa de frecuencia y/o sumando o restando la etapa de frecuencia de la frecuencia de vibración del envase 12 de forma metódica. Las personas normalmente versadas en la materia conocen bien numerosos algoritmos y métodos matemáticos, por los que la etapa de frecuencia puede variarse metódicamente para proporcionar una rápida precisión de un pico en la amplitud de oscilación de la muestra de sangre 14.

Una persona normalmente versada en la materia puede utilizar otros métodos muy conocidos para encontrar la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre durante los procesos de hemostasia y lisis. Por ejemplo, desplazar el envase 12 con una función de frecuencia que emule ruido blanco con componentes de frecuencia cercanos o iguales a las frecuencias naturales fundamentales de la muestra de sangre 14 durante los procesos de hemostasia y lisis puede excitar la muestra de sangre 14 a un estado resonante. El ruido blanco es una función de frecuencia que incluye componentes de frecuencia seleccionados dentro de un rango de frecuencias. Dado que la muestra de sangre responderá con excitación resonante a una frecuencia que sea igual o cercana a su frecuencia natural fundamental, un ruido blanco con dicho componente de frecuencia excitará la muestra de sangre 14 a un estado resonante. Una persona normalmente versada en la materia entenderá inmediatamente que pueden utilizarse métodos muy conocidos tales como el Análisis de Frecuencia de Fourier para encontrar la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14 después de ser excitada por ruido blanco.

A continuación se describirá un dispositivo ejemplar que emplea el método anterior de determinar características hemostáticas de una muestra de sangre 14. Haciendo referencia a la Figura 1, el agitador 16 desplaza el envase 12 para excitar la muestra de sangre 14 a una vibración resonante. En general, el agitador 16 es un dispositivo capaz

de hacer oscilar el envase 12 con una frecuencia y amplitud deseadas. Una persona normalmente versada en la materia entenderá los numerosos dispositivos por los que puede hacerse oscilar un objeto. En el ejemplo desvelado, el agitador 16 es una bobina de inmersión, que es similar a una bobina de voz de un altavoz. Dicho de otro modo, el agitador 16 incluye un electroimán que oscila respecto a un imán permanente inmóvil teniendo su corriente accionada por una señal eléctrica. El agitador 16 puede conectarse bien directamente o con un enlace de conexión 36 al envase 12. El enlace de conexión 36 transfiere el movimiento creado por el agitador 16 al envase 12. Como saben bien las personas normalmente versadas en la materia, las características de la señal eléctrica, es decir, tensión, corriente, dirección de corriente, etc., determinan las características del movimiento oscilatorio del agitador 16. En consecuencia, el agitador 16 puede desplazar el envase 12 con cualquier amplitud y frecuencia deseadas dentro de los límites operativos del agitador 16.

El envase 12 contiene la muestra de sangre 14 durante la excitación de la muestra de sangre 14. El envase 12 puede tener cualquier forma o tamaño. Sin embargo, la forma y el tamaño del envase pueden afectar al funcionamiento del analizador 10, ya que el envase 12 actúa como un resonador. Cuanto mayor sea el envase 12, menor será la frecuencia natural de la muestra de sangre 14. Además, el envase 12 no puede ser demasiado pequeño para que se produzca un efecto menisco debido a la tensión superficial en la muestra de sangre 14. Por el contrario, si el envase 12 es demasiado grande, se necesitará una gran muestra de sangre 14 para el análisis en el analizador 10, lo cual puede no ser aceptable desde un punto de vista médico.

Un envase 12 ejemplar se muestra en la Figura 3. El envase 12 tiene una parte inferior 40 y una parte superior 42. La parte inferior 40 y la parte superior 42 son rectangulares en general. La parte superior 42 tiene un ancho mayor, una longitud mayor, y una profundidad menor que la parte inferior 40, para proporcionar una etapa interna 44. El envase 12 también incluye una tapa 46 que se fija herméticamente a la parte superior de la sección superior 40. El envase 12 incluye un puerto 48 para recibir una muestra de sangre 14. Para reducir el efecto menisco de la muestra de sangre 14 cuando se coloca en el envase 12, la parte inferior 40 se llena con la muestra de sangre hasta donde empieza la parte superior 42. En consecuencia, el volumen de la muestra de sangre 14 es prácticamente igual que el volumen de la parte inferior 40.

Para evitar que la muestra de sangre 14 se evapore durante el ensayo y para evitar la contaminación de la misma, el puerto 48 puede tener un cierre hermético. Por ejemplo, el puerto 48 puede estar construido de caucho o silicio para que, cuando se inserte una aguja de jeringa en su interior, el caucho o silicio rodee la aguja de jeringa de forma resistente para sellar prácticamente el puerto durante la inyección de la muestra de sangre 14 en el envase 12. Cuando la aguja se retira del puerto 48, la resistencia del caucho o el silicio vuelve a sellar prácticamente el orificio creado por la aguja. Para evitar la evaporación de la muestra de sangre 14 y cualquier reacción que pueda tener la muestra de sangre por exponerse al aire, el envase 12 puede llenarse previamente o presurizarse con un gas inerte, tal como helio. Como alternativa, el aire en el envase puede extraerse para proporcionar un vacío dentro del envase 12. Una persona normalmente versada en la materia reconocerá que la presión en el envase 12 tiene un efecto entre mínimo e inexistente en la frecuencia natural fundamental de la muestra de sangre 14. En el ejemplo desvelado en el presente documento, el envase 12 puede desecharse y tirarse de forma segura después de cada uso. La desechabilidad del envase 12 garantiza que la muestra de sangre 14 sea manejada de forma segura durante el ensayo y desechada de forma segura después del ensayo. Además, se puede fabricar el envase 12 desechable para que esté completamente sellado y solo proporcionar acceso al mismo a través del puerto 48. De este modo, la desechabilidad del envase 12, combinada con el envase 12 completamente sellado, garantizan que la muestra de sangre 14 no esté expuesta al aire (es decir, para evitar el secado de la superficie de la muestra de sangre 14) o cualquier otro contaminante y, además, garantizan la seguridad en el manejo y el desecho de la muestra de sangre 14 antes, durante, y después del ensayo.

El analizador 10 incluye una ranura (no mostrada) para recibir el envase 12. Una persona normalmente versada en la materia entenderá inmediatamente que el envase 12 puede insertarse en, y extraerse de, la ranura de cualquier modo deseable. Sin embargo, para proporcionar una fácil inserción y extracción del envase 12 desde el analizador 10, el envase 12 puede incluir un asa (no mostrada) que puede sujetar un usuario para la inserción y extracción del envase 12 en, y desde, el analizador 10, respectivamente.

Para medir oscilaciones de la muestra de sangre 14 como resultado del desplazamiento del envase 12, una fuente 60 electromagnética fija emite un haz 62 hacia la muestra de sangre 14. Como se muestra en la Figura 1, la fuente 60 puede formar parte del sensor 18 (es decir, un sensor activo). Como alternativa, la fuente 60 y un sensor 66 (es decir, un sensor pasivo) pueden ser dispositivos independientes. El haz 62 es detectado por el sensor 18 después de reflejarse desde la superficie de la muestra de sangre 14. Las características del haz después de reflejarse desde la superficie de la muestra de sangre 14 son indicativas del movimiento de la muestra de sangre 14 en respuesta a los desplazamientos del envase 12.

Una persona normalmente versada en la materia entenderá que el haz electromagnético de la fuente 60 puede ser producido por cualquier emisión dentro del espectro electromagnético en la medida en que el haz 62 pueda reflejarse desde la superficie de la muestra de sangre 14, y las características del haz después de reflejarse desde la superficie de la muestra de sangre 14 indican el movimiento de la muestra de sangre 14.

En el ejemplo desvelado, la fuente 60 es una fuente LED (diodo de emisión de luz) fija que dirige un haz 62 hacia la muestra de sangre 14. El haz 62 se refleja entonces desde la superficie de la muestra de sangre 14. En consecuencia, el envase 12 tiene una parte ópticamente transparente para que el haz 62 y su reflejo 64 puedan entrar y salir del envase 12, respectivamente. En el ejemplo desvelado, la tapa 46 es transparente a la luz. Una persona normalmente versada en la materia reconocerá que la tapa 46, aunque sea transparente, reflejará por sí misma parte de la luz en el haz 62. Para reducir el reflejo de luz desde la tapa 46, puede aplicarse un recubrimiento antirreflectante a la tapa 46. Dichos recubrimientos antirreflectantes son muy conocidos para las personas normalmente versadas en la materia ya que se aplican a una variedad de dispositivos ópticos, tales como gafas, telescopios, cámaras, etc. Aunque la mayoría de los líquidos son muy transparentes a luz, la superficie de la sangre forma una superficie altamente reflectante para que gran parte del haz 62 se refleje desde la superficie de la muestra de sangre 14.

Haciendo referencia a la Figura 4, los desplazamientos de la muestra de sangre 14 respecto a una posición de reposo se conocen con líneas discontinuas 70 que tienen un ángulo  $\delta$ . En consecuencia, el desplazamiento de la muestra de sangre 14 cambia el ángulo del reflejo 64 del haz 62 por el mismo ángulo  $\delta$ . El sensor 18 intercepta el reflejo 64 del haz 62 desde la superficie de la muestra de sangre 14 y produce una señal eléctrica indicativa del desplazamiento de la muestra de sangre 14. En el ejemplo desvelado, el sensor 18 incluye una pluralidad de fotodiodos que detectan conjuntamente el desplazamiento del reflejo del haz 64. Las salidas de los diodos se miden diferencialmente para que puedan identificarse los picos en el desplazamiento de la muestra de sangre 14, que son indicativos de resonancia.

En otro ejemplo de la presente divulgación, las vibraciones en la muestra de sangre 14 pueden medirse mediante un número de otros dispositivos. En un ejemplo, sensores acústicos (no mostrados) dispuestos en el envase 12 pueden medir diferencialmente la distancia desde la superficie de la muestra de sangre 14 al sensor, que es indicativa de la vibración en la muestra de sangre 14. En otro ejemplo, electrodos (no mostrados) dispuestos en el envase 12 funcionan como un puente capacitivo o resistivo (es decir, un puente de Wheatstone). El diferencial de tensión de los condensadores o las resistencias es indicativo de las vibraciones de la muestra de sangre 14. En otro ejemplo más, pueden colocarse dos fotodiodos (no mostrados) sobre una pared interior del envase cerca de la superficie de la muestra de sangre 14. A medida que la muestra de sangre 14 vibra, oculta parcial o completamente uno o ambos diodos (es decir, evita que la luz llegue a los diodos). En consecuencia, las salidas de los diodos se miden diferencialmente para que puedan identificarse picos en el desplazamiento de la muestra de sangre 14, que son indicativos de resonancia.

Una persona normalmente versada en la materia entenderá los numerosos métodos y dispositivos que pueden utilizarse para accionar el agitador 16 y analizar las señales desde el sensor 18 para determinar las características hemostáticas de la muestra de sangre 14. Por ejemplo, como se muestra en la Figura 5, el analizador de hemostasia sanguínea 10 puede incluir un dispositivo informático interno 80 que incluya el hardware y software necesarios para accionar el agitador 16 independientemente o en respuesta a señales desde el sensor 18. Además, el dispositivo informático interno 80 puede analizar las señales desde el sensor 18 para determinar las frecuencias naturales fundamentales de la muestra de sangre 14 durante la hemostasia. Como se ha descrito anteriormente, dicho análisis producirá datos para construir las curvas 30 y otros datos relativos a las características hemostáticas de la muestra de sangre 14. En otro ejemplo, como se muestra en la Figura 6, el analizador 10 puede incluir un dispositivo de memoria 82 para almacenar los datos desde el sensor 18 para el posterior análisis por parte de un dispositivo informático externo 84. El agitador 10 puede ser accionado por un método predeterminado almacenado en el dispositivo de memoria 82, o por el dispositivo informático externo 84. En otro ejemplo más mostrado en la Figura 7, el analizador 10 no incluye ninguna memoria interna o dispositivo informático. Durante el ensayo, el analizador 10 está en comunicación continua y en tiempo real con un dispositivo informático externo 86 (por ejemplo, portátil, agenda electrónica, ordenador de sobremesa, etc.). El dispositivo informático externo 86 acciona el agitador 16 y recibe señales desde el sensor 18 para determinar las características hemostáticas de la muestra de sangre 14 como se ha descrito anteriormente. Una persona normalmente versada en la materia entenderá que pueden utilizarse muchos otros métodos, algoritmos y dispositivos muy conocidos para accionar el agitador 16, independientemente o en respuesta a señales desde el sensor 18, y determinar características de hemostasia sanguínea desde las señales del sensor. Además, las características de hemostasia sanguínea determinadas pueden transmitirse a un usuario mediante una variedad de métodos y dispositivos muy conocidos, tales como la visualización de datos en una pantalla, o la impresión de los resultados en papel.

Una persona normalmente versada en la materia entenderá que el dispositivo generalizado anterior es muy resistente y difícilmente propenso a sufrir daños por un mal manejo. El dispositivo desvelado tiene un pequeño número de piezas móviles o piezas que puedan romperse. Además, la sencillez del dispositivo desvelado permite la rápida sustitución de una pieza defectuosa cuando es necesario.

Las vibraciones ambientales o los ruidos sísmicos cerca del analizador 10 pueden perturbar o influenciar el análisis de hemostasia sanguínea. En consecuencia, el analizador 10 puede incluir un dispositivo de filtración de vibración sobre el cual se monta el analizador 10. En un primer ejemplo, como se muestra en la Figura 8, el dispositivo de filtración de vibración es un gancho 90, del cual suspende el analizador 10 mediante un cable 92. Efectivamente, el analizador 10 suspende del gancho 90 como un péndulo. El ruido sísmico o la vibración ambiental en una amplia

5 gama de frecuencias se disipa a través del gancho 90 y el cable 92 antes de alcanzar el analizador 10. Una persona normalmente versada en la materia entenderá que cualquier alambre que se conecte al analizador 10 con fines de potencia o comunicación puede ser portado por el cable 92 para no influir externamente en el movimiento del analizador 10 (por ejemplo, alambres colgantes que contacten otros objetos). En un segundo ejemplo, como se muestra en la Figura 9, el dispositivo de filtración sísmica es una plataforma 100 que descansa sobre un número de patas 102. Efectivamente, la plataforma 100 es un péndulo invertido. Durante la aplicación, el analizador 10 se coloca sobre la plataforma 100 para que cualquier vibración ambiental o ruido sísmico dentro de un amplio rango de frecuencias se disipe a través de la plataforma 100 antes de alcanzar el analizador 10. Una persona normalmente versada en la materia entenderá muchas otras formas de aislar el ruido, incluido el uso de espumas de absorción de vibraciones, suspensión elástica, etc.

10 Aunque en el presente documento se ha descrito un determinado aparato construido de acuerdo con las enseñanzas de la invención, el alcance de cobertura de esta patente no se limita al mismo. Por el contrario, esta patente cubre todos los ejemplos de las enseñanzas de la invención que entran equitativamente dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

**REIVINDICACIONES**

1. Un aparato (10) para medir hemostasia que comprende:

5 una ranura para recibir un envase (12) que tiene en su interior una muestra de sangre (14), en donde el envase (12) incluye una parte transparente a una emisión desde un sensor (18);  
 un agitador (16) adaptado para desplazar el envase (12) con el fin de causar una excitación de la muestra de sangre (14), excitándose la muestra de sangre (14) a un estado resonante;  
 el sensor (18) adaptado para determinar un movimiento de la muestra de sangre (14) dentro del envase (12)  
 10 sensible al desplazamiento del envase (12) mediante el agitador (16) generando la emisión y dirigiendo la emisión hacia la muestra de sangre (14) a través de la parte; y  
 un analizador acoplado al sensor (18) para recibir datos desde el sensor (18), adaptándose el analizador para obtener una característica de hemostasia de la muestra de sangre (14) basándose en los datos desde el sensor (18);  
 15 en donde los datos desde el sensor (18) son indicativos del estado resonante de la muestra de sangre (14).

2. Un aparato (10) de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el agitador (16) desplaza el envase (12) con una función de frecuencia que tiene componentes de frecuencia seleccionados aleatoriamente seleccionados a partir de un rango de frecuencias.

3. Un aparato (10) de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el agitador (16) desplaza el envase (12) a una frecuencia de desplazamiento y varía la frecuencia de desplazamiento en respuesta a cambios en la frecuencia resonante de la muestra de sangre (14).

4. Un método para medir hemostasia que comprende:

colocar una muestra de sangre (14) en un envase (12) que tiene una parte transparente a una emisión desde un sensor (18);  
 desplazar el envase (12) con un agitador (16) para causar movimiento en la muestra de sangre (14);  
 30 medir el movimiento en la muestra de sangre (14) recibiendo un sensor (18) la emisión indicativa del movimiento de la muestra de sangre (14), en donde la emisión contacta al menos una parte de la muestra de sangre (14) antes de ser recibida por el sensor (18);  
 determinar periódicamente una frecuencia resonante de la muestra de sangre (14) desde el movimiento de la muestra de sangre (14) para proporcionar una pluralidad de frecuencias resonantes de la muestra de sangre (14); y  
 35 obtener las características hemostáticas de la muestra de sangre (14) desde la pluralidad de frecuencias resonantes de la muestra de sangre (14).

5. Un método de acuerdo con la reivindicación 4, que comprende además:

desplazar el envase (12) a una frecuencia;  
 variar incrementalmente la frecuencia hasta que se determine una frecuencia resonante de la muestra de sangre (14); y  
 45 variar incrementalmente la frecuencia desde la frecuencia resonante para determinar una pluralidad de frecuencias resonantes de la muestra de sangre (14) antes, durante y después de la hemostasia de la muestra de sangre (14);  
 en donde la pluralidad de las frecuencias resonantes son indicativas de las características hemostáticas de la muestra de sangre (14).

6. Un método de acuerdo con la reivindicación 4, que comprende además:

desplazar el envase (12) con una función de frecuencia que tiene componentes de frecuencia seleccionados aleatoriamente seleccionados a partir de un rango de frecuencias; y  
 55 determinar una pluralidad de frecuencias resonantes de la muestra de sangre (14) antes, durante y después de la hemostasia de la muestra de sangre (14);  
 en donde la pluralidad de las frecuencias resonantes son indicativas de las características hemostáticas de la muestra de sangre (14).

7. Un método de acuerdo con la reivindicación 4, en donde colocar la muestra de sangre (14) en el envase comprende además inyectar la sangre en el envase (12) a través de un puerto de cierre hermético sobre el envase (12).

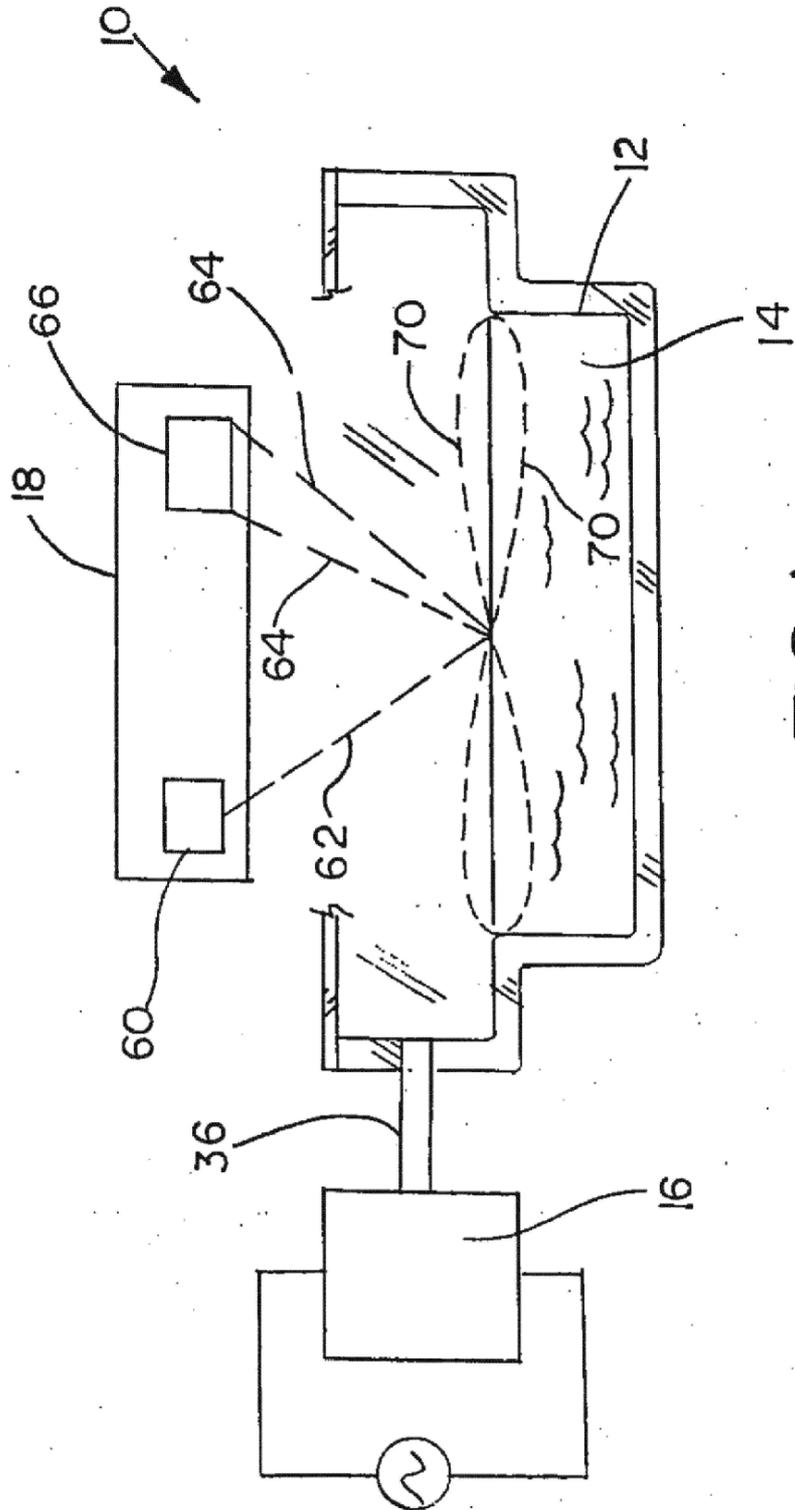


FIG. 1

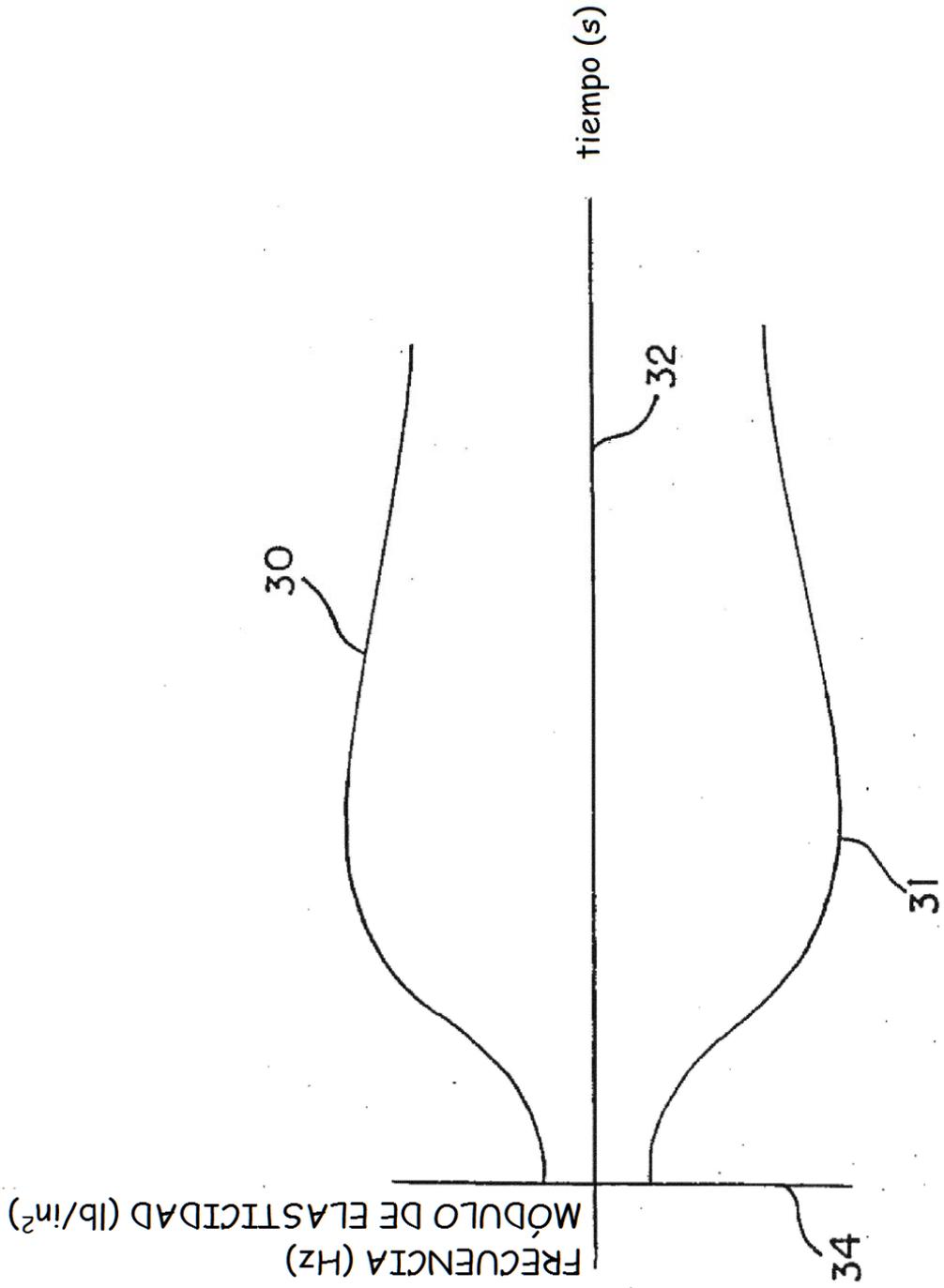


FIG.2

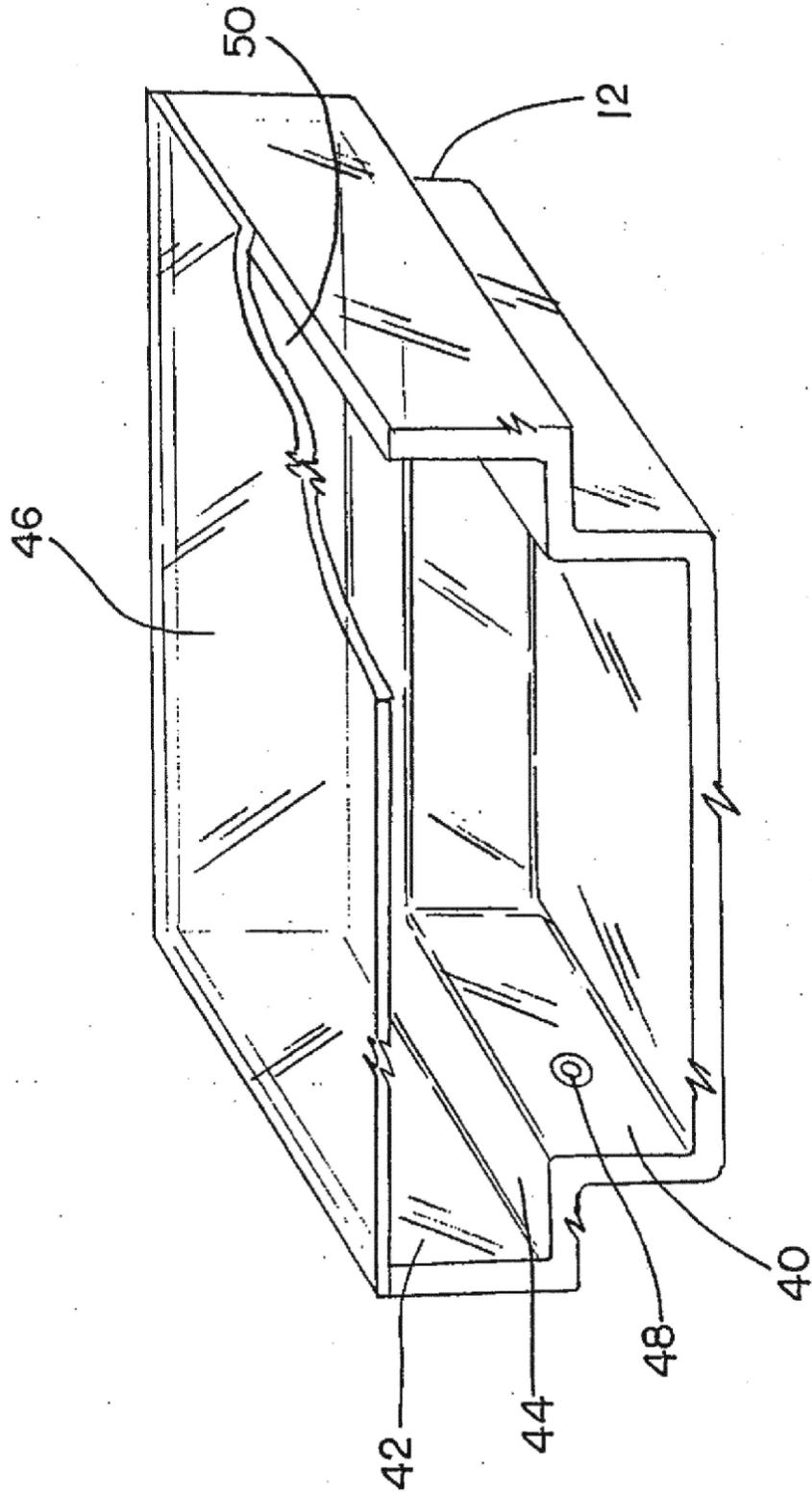


FIG. 3

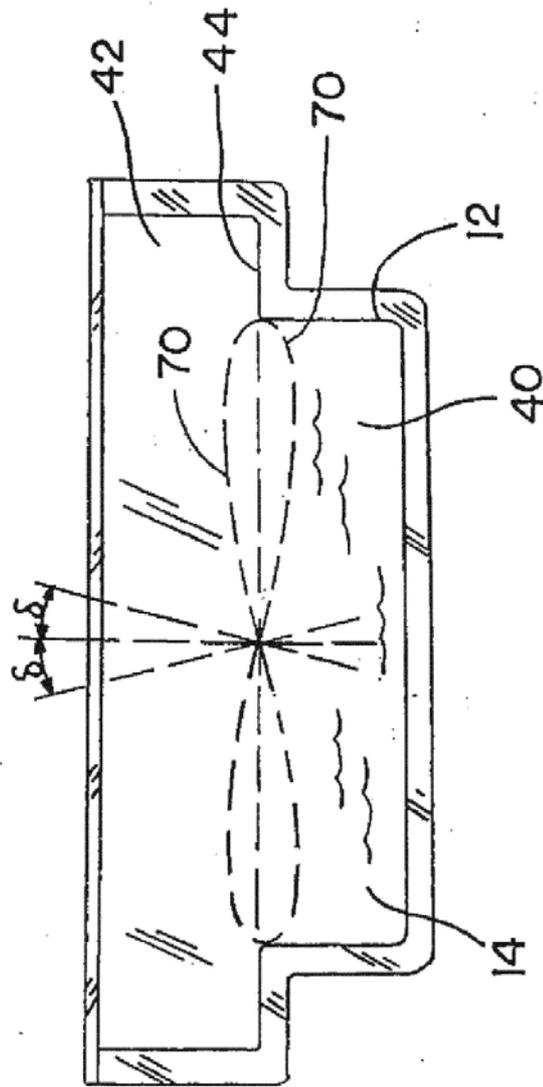


FIG.4

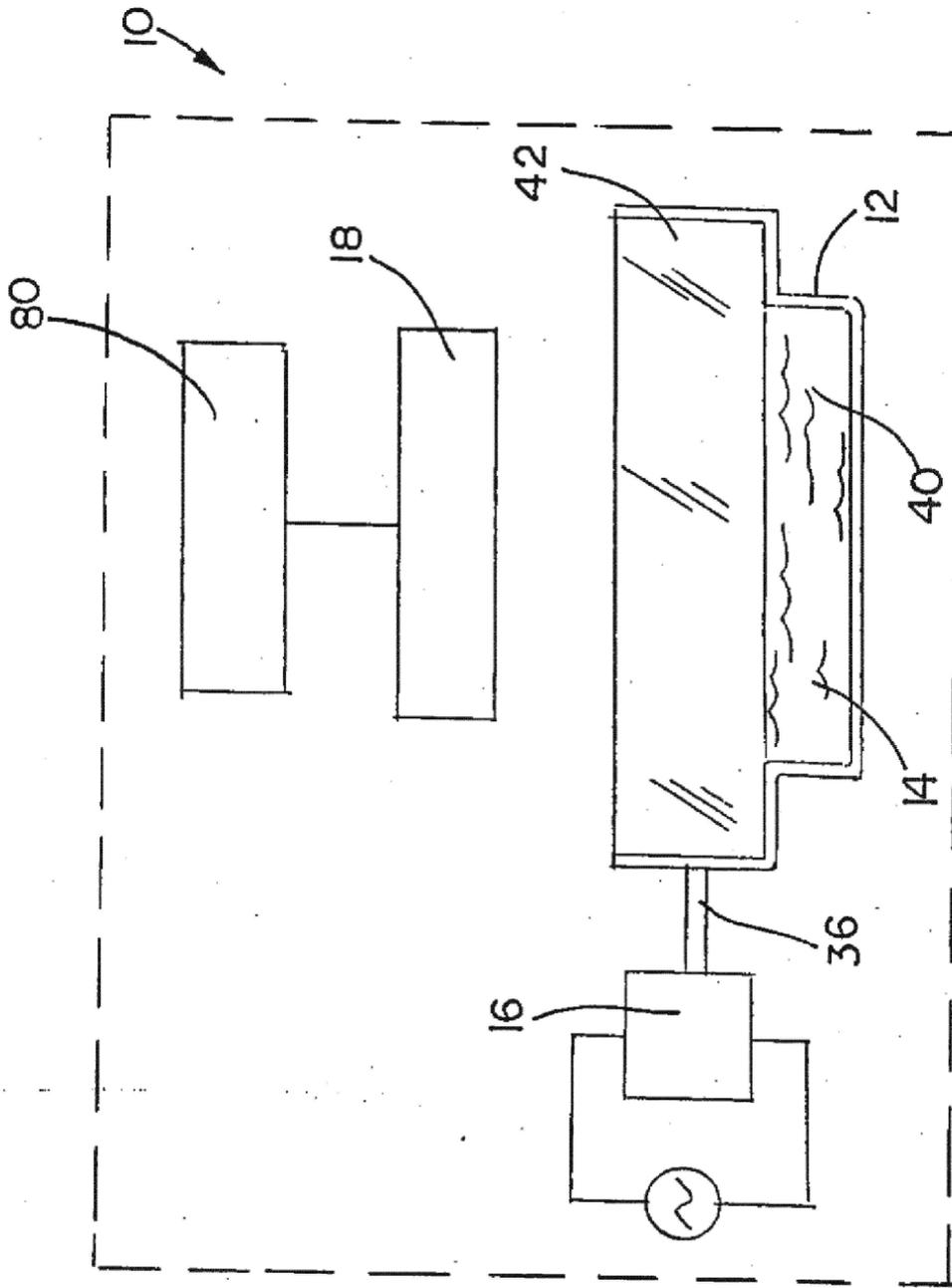


FIG. 5

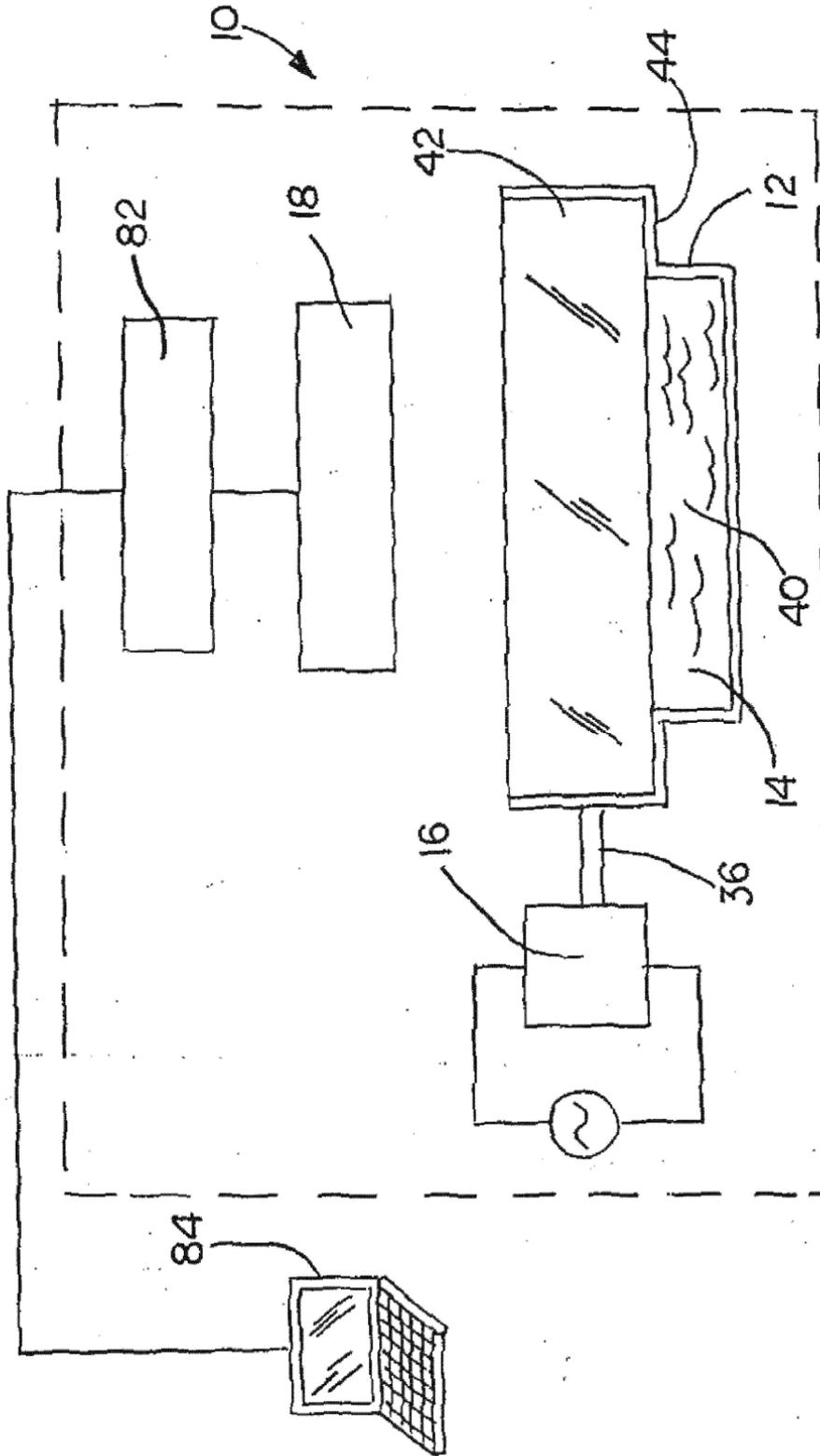


FIG.6

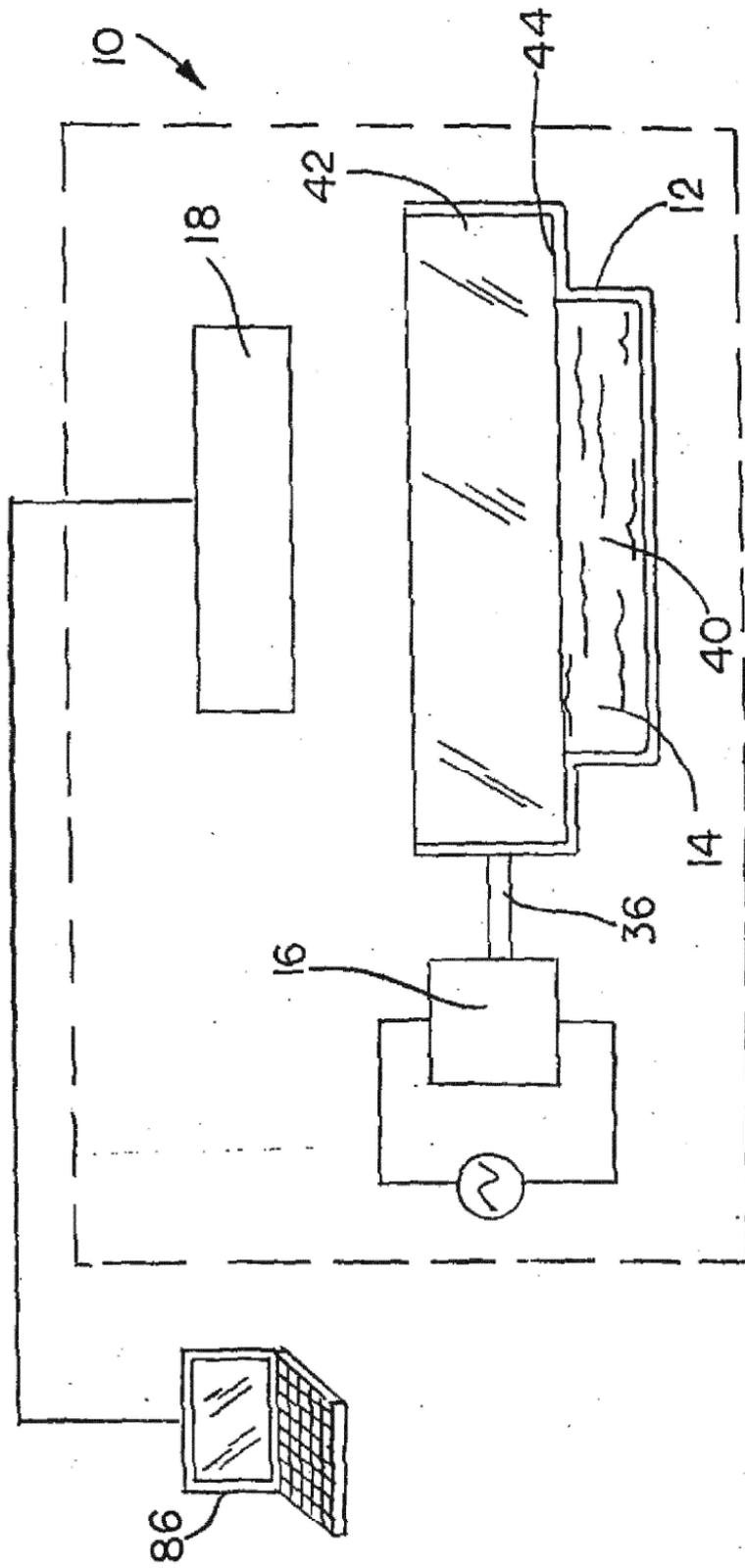


FIG. 7

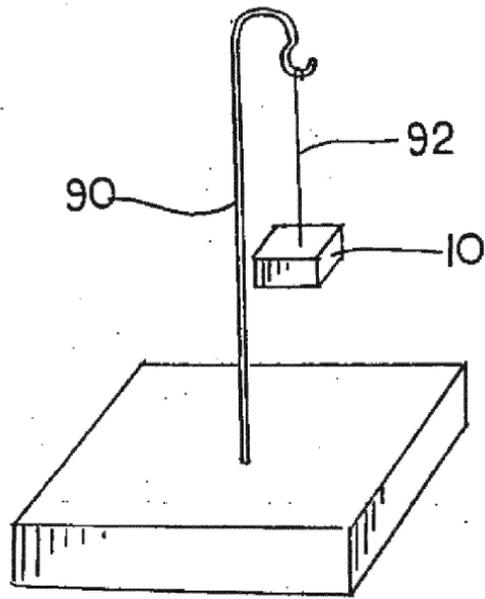


FIG. 8

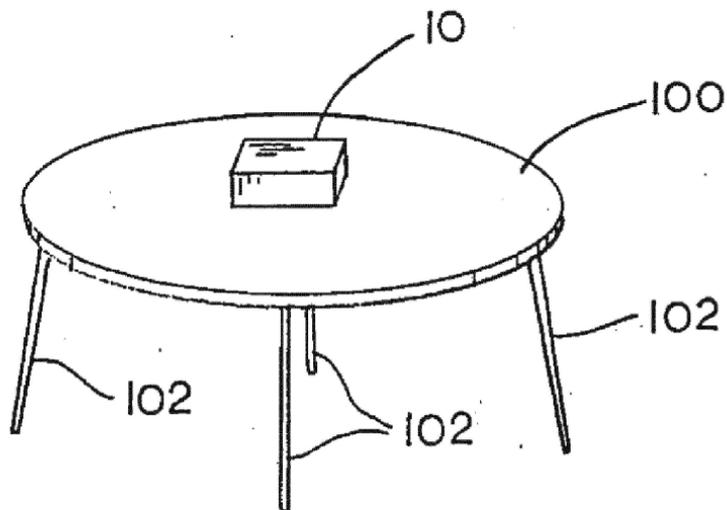


FIG. 9