

REGISTRO DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL



ESPAÑA

ES	11	NUMERO	A1
	21	483.569/7	
	22	FECHA DE PRESENTACION	
		22-8-79	

PATENTE DE INVENCION

Concedido el Registro de acuerdo con los datos que figuran en la presente descripción y en el contenido de la Memoria adjunta.

40	PRIORIDADES:	42	FECHA	43	PAIS
51	NUMERO				
	936.115		23 agosto 1978		Estados Unidos

47	FECHA DE PUBLICIDAD	61	CLASIFICACION INTERNACIONAL	62	PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
			G01P 5100; A61B 10/00 A61B 5102		

54	TITULO DE LA INVENCION
SISTEMA DE FORMACION DE IMAGEN ULTRASONICO DUPLEX	

71	SOLICITANTE (S)
GENERAL ELECTRIC COMPANY	

DOMICILIO DEL SOLICITANTE	
1 River Road, SCHENECTADY, New York 12305, Estados Unidos	

72	INVENTOR (ES)
Emmanuel Papadofrangakis, John Achilles Fakiris y William Edward Engeler, todos de nacionalidad estadounidense	

73	TITULAR (ES)

74	REPRESENTANTE
D. BERNARDO UNGRIA GOIBURU	

1 La presente invención se refiere a sistemas ultrasó-
nicos de formación de imagen equipados para medir la veloci-
dad de circulación de un líquido, y más particularmente para
satisfacer los diferentes requisitos de anchura de banda de
5 los sistemas duplex que tienen un conjunto común de transduc-
tores para obtener un rendimiento óptimo en cualquier modali-
dad.

Los sistemas de formación de imagen por exploración
tipo B destinados a examen de diagnóstico médico producen una
10 imagen visual bidimensional de una capa plana cortada a tra-
vés del cuerpo humano, y están diseñados para ofrecer un po-
der de resolución óptimo y el mejor contraste entre las super-
ficies de separación de los tejidos en dimensiones comparables
a las longitudes de onda de iluminación. Los sistemas ultraso-
15 noros del tipo Doppler adquieren la información relacionada
con la velocidad de circulación de la sangre mediante la de-
tección de las variaciones de frecuencia impartidas a los ul-
trasonidos mediante reflexión a partir de las células rojas
de la sangre en movimiento, y están destinados a proporcionar
20 una discriminación adecuada de velocidad de sangre en una ga-
ma determinada. En estas condiciones, las imágenes de tipo de
exploración B exigen transductores de banda ancha para obte-
ner una elevada resolución y, por otra parte, los sistemas
Doppler necesitan transductores de banda estrecha para facili-
25 tar lecturas de velocidad precisas. Cuando se utiliza el mis-
mo transductor en un sistema duplex, existe el problema de re-
quisitos de anchura de banda opuestos.

Los progresos realizados en las técnicas de forma-
ción de imagen han tenido un impacto importante sobre el
30 diagnóstico de las afecciones cardiovasculares mejorando la

1 capacidad de la ciencia médica para definir los desórdenes es-
structurales del corazón y de los vasos sanguíneos importan-
tes. Esta capacidad se mejoraría mucho gracias al desarrollo
de un equipo sofisticado para detectar anormalidades de circu-
5 lación de la sangre en las arterias y a través de las válvu-
las del corazón y de las cámaras cardíacas. Se conocen varios
métodos para detectar los parámetros de circulación de la san-
gre, pero a pesar de los recientes progresos todavía existe
la necesidad de un procedimiento de detección seguro, que fa-
10 cilita datos exactos, y que permite obtener estos datos con
una rapidez suficiente para reflejar las variaciones que se
producen en el curso de un ciclo de funcionamiento del cora-
zón. El valor del diagnóstico de este procedimiento se mejora
en gran medida cuando se combina con una técnica adecuada de
15 formación de imagen de tal manera que el médico pueda detec-
tar el emplazamiento preciso de la corriente sanguínea a par-
tir de la cual se obtiene esta información. La utilización de
un transductor común para las modalidades de exploración B y
Doppler, presenta ventajas relacionadas con la precisión de
20 la orientación del haz acústico transmitido en este último ca-
so y con la sencillez del sistema.

Un sistema duplex ultrasónico corrientemente dispo-
nible utiliza un transductor separado para las funciones de
exploración B y Doppler. En unas variantes de realización,
25 que incluyen un transductor común, el rendimiento de forma-
ción de imagen se sacrifica un poco para obtener una cierta
facilidad de variación de frecuencia y de medición de veloci-
dad. En la presente invención los requisitos conflictivos de
anchura de banda de transductor quedan satisfechos con una mí-
30 nima complejidad suplementaria del sistema y sin sacrificios

1 en el rendimiento, cualquiera que sea la modalidad de funcionamiento.

El requisito de un impulso ultrasonoro de banda ancha para la formación de imagen por exploración B y de un impulso ultrasonoro de banda estrecha para la detección de las variaciones de frecuencia Doppler, que se imparten a los ultrasonidos mediante retrodispersión a partir de la sangre en circulación o de líquidos similares, se resuelve en un sistema duplex con un conjunto de transductor común haciendo variar la excitación eléctrica del transductor. Se aplica un solo impulso de tensión a cada elemento de transductor elegido con una programación de elemento a elemento con el fin de generar un impulso de banda ancha que se transmite a lo largo de una línea de exploración o dirección de haz dada. Después de explorar la región del cuerpo o de otro objeto sometido a examen y después de obtener la representación visual de la imagen en el modo B, se identifica un volumen de muestra en el cual debe medirse la velocidad de la circulación de la sangre. Unos impulsos de tensión múltiples de una frecuencia aproximadamente igual a la frecuencia central de emisión ultrasonora requerida se aplican a los elementos elegidos del conjunto con una programación de elemento a elemento para generar un impulso ultrasonoro de banda estrecha que se transmite a lo largo de la línea de exploración eléctrica que corta el volumen de muestra. La anchura de banda es inversamente proporcional al número de los impulsos, los cuales se llaman igualmente excitaciones de choque o Dirac, y el número de impulsos durante cada intervalo de repetición de los impulsos es usualmente constante y se elige de modo que sea compatible con los requisitos de gama y de resolución de velocidad. La

POOR
QUALITY

1 frecuencia de repetición de los impulsos puede variar en fun-
ción de la magnitud de la velocidad, de la circulación y de
la gama del volumen de muestra.

El modo de realización ilustrado es un sistema de
5 formación de imagen por exploración de sectores, y la modali-
dad Doppler se efectúa después de la formación de imagen por
exploración B y la modalidad de orientación Doppler, y utili-
za básicamente el mismo aparato que para la formación de ima-
gen, salvo que las señales de eco focalizadas y sumadas se
10 aplican a un analizador de espectro u otro equipo de trata-
miento tipo Doppler en el cual se mide la variación de fre-
cuencia de emisión del impulso transmitido. Se han previsto
los medios para calcular la velocidad de circulación de la
sangre a partir de la variación de frecuencia y para obtener
15 una representación visual de la velocidad de circulación. La
frecuencia variable de repetición de los impulsos se coordina
con la representación Doppler y tiene por lo menos un reajuste
de valor reducido. El generador de impulsos de transmisor se
controla para proporcionar bien impulsos separados a cada ele-
20 mento elegido de transductor o impulsos múltiples para el fun-
cionamiento Doppler. Se obtiene un elevado rendimiento en am-
bas modalidades con un solo conjunto de transductor.

La figura 1 es un organigrama simplificado de un
equipo ultrasónico de formación de imagen mediante explora-
25 ción de sectores que lleva incorporado una modalidad Doppler
para medición de la velocidad de la sangre;

Las figuras 2 y 3 son vistas ampliadas de un volu-
men de muestra de sangre, representados en la figura 2 un vec-
tor de velocidad que forma un ángulo θ theta respecto al haz
30 acústico transmitido, mientras que en la figura 3 se represen-

1 ta un volumen de muestra con circulación turbulenta;

Las figuras 4a-4f representan una serie de diagramas de forma de onda de los impulsos de excitación del transductor de exploración B, de salida acústica, y del espectro de frecuencia de banda ancha; y una serie similar que corresponde a la modalidad Doppler utilizando impulsos múltiples para producir un impulso acústico de larga duración con banda estrecha (A = Amplitud);

La figura 5 es un organigrama simplificado que ilustra un modo de realización de un sistema de formación de imagen duplex con un conjunto de transductor común para ambas modalidades;

Las figuras 6a y 6b representan las señales de eco focalizadas en fase y en cuadratura que se aplican al equipo de tratamiento Doppler (SG = puerta de muestreo), y

La figura 7 es una representación típica de la velocidad en función del tiempo que corresponde a la modalidad Doppler.

Las mediciones de la circulación de la sangre en las arterias y en las cámaras del corazón han demostrado ser muy útiles para el diagnóstico de las afecciones cardiovasculares, y se prevé que el valor de esas mediciones aumentará de manera espectacular conforme vaya mejorándose la precisión de las mediciones y conforme se vayan combinando las mediciones de circulación de sangre con las técnicas de formación de imagen. La información relacionada con la velocidad de circulación de la sangre puede obtenerse midiendo las variaciones de frecuencia Doppler impartidas a los ultrasonidos mediante la retrodispersión a partir de las células rojas de la sangre en movimiento. La retrodispersión es una forma especializada

POOR
QUALITY

1 de reflexión y se refiere a la dispersión de las ondas sonoras en una dirección aproximadamente opuesta a la de las ondas incidentes en razón de la reflexión a partir de las partículas del medio atravesado. La circulación de la sangre cambia durante el ciclo de funcionamiento del corazón y por tanto los médicos están interesados en la variación en función del tiempo de la distribución de la velocidad de las células rojas de la sangre en pequeño volumen de muestra sometido a la acción del sonido. Además de calcular la velocidad, los médicos están igualmente interesados en la determinación precisa del emplazamiento de la corriente sanguínea a partir de la cual se obtiene esta información de velocidad.

Ambas necesidades están cubiertas por la modalidad Doppler del sistema ultrasónico de formación de imagen duplex que se ilustra en el organigrama simplificado de la figura 1. Un explorador de sector único en tiempo real tiene un modo de funcionamiento Doppler incorporado para medición de velocidad de circulación sanguínea capaz de un rendimiento notablemente mejorado en comparación con los instrumentos de la técnica anterior. La utilización del mismo conjunto para la formación de la imagen y para medir la velocidad es la clave de esa mayor precisión. Se impone un requisito de anchura de banda diferente al impulso ultrasonoro transmitido en las modalidades Doppler y de formación de imagen. Puesto que el concepto del sistema está basado en la utilización de un conjunto de transductor común, se satisfacen los requisitos de anchura de banda amplia y estrecha de las dos modalidades sin sacrificar el rendimiento en ninguna de esas modalidades gracias a la utilización de una duración variable de la excitación del transductor. Para que sea posible efectuar un muestreo adecuado de

1 los ecos de retrodispersión procedentes de células rojas de
la sangre que se desplazan lentamente o rápidamente, es conve
niente disponer de intervalos de repetición variables para es
ta excitación. Antes de continuar esta descripción, se descri
5 birán brevemente los principios de formación del haz y del
tratamiento de las señales de eco en los equipos de formación
de imagen de tipo de haz orientado.

El conjunto de transductores lineal común 11 de la
figura 1 está constituido por un gran número de elementos
10 transductores piezoeléctricos 12 que se energizan por medio
de impulsos de excitación 13 de acuerdo con una frecuencia de
tiempo lineal para formar un haz ultrasonoro 14 y dirigir el
haz en una dirección azimutal predeterminada con el fin de
transmitir un impulso de ultrasonido. Con el objeto de orien
15 tar el haz electrónicamente con un ángulo de θ theta grados
respecto a la perpendicular al eje longitudinal del conjunto,
se añade un incremento de retardo de tiempo sucesivamente a
cada señal desde una extremidad del conjunto hasta la otra
con el fin de compensar exactamente las diferencias de retar
20 do de tiempo de propagación que existen en condiciones de on
da plana (Fraunhofer). Cambiando progresivamente el retardo
de tiempo entre los impulsos de excitación sucesivos, el ángu
lo θ theta en un lado de la perpendicular se cambia de manera
incremental, y para formar un haz orientado en el otro lado
25 de la perpendicular, se invierte el tiempo de los impulsos de
excitación 13 de tal manera que el transductor de la parte de
recha sea energizado en primer lugar y que el transductor de
la parte izquierda sea energizado en último lugar. Un ángulo
de exploración de sector total indicado por la línea de pun
30 tos 15 tiene un valor incluido aproximadamente entre 60 y 90

1 grados. Los ecos que vuelven de las metas en la dirección del
 haz transmitido llegan a los elementos transductores en tiempos
 diferentes lo que necesita retardar relativamente las señales
 eléctricas de eco recibidas en grados diferentes de tal
5 manera que todas las señales procedentes de una meta puntual
 se suman simultáneamente en todos los elementos del conjunto.
 Los retardos de tiempo de las señales de eco individuales son
 los mismos que durante la transmisión para compensar las dife-
 rencias de retardo de propagación acústica, y estos retardos
10 se llaman retardos de tiempo de orientación o simplemente re-
 tardos de orientación. Cada canal de recepción concentra tam-
 bién electrónicamente y dinámicamente los ecos recibidos para com-
 pensar las diferencias de retardo de tiempo de propagación
 desde el punto focal hasta las varias posiciones individuales
15 de los elementos del conjunto. El foco de recepción puede ser
 cambiado dinámicamente para seguir la distancia a partir de
 la cual los ecos son recibidos durante el período de refle-
 xión de ecos mediante una aproximación de fases múltiples. El
 modo de realización ilustrativo del explorador del sector en
20 la figura 5 permite obtener un enfoque fino y basto, consi-
 guiéndose un enfoque fino mediante la utilización de una modu-
 lación síncrona dinámica y efectuándose el enfoque basto me-
 diante diferencias de retardo de las señales electrónicas en-
 tre canal y canal. El sistema de demodulador utiliza formas
25 de onda en fase y en cuadratura a la frecuencia central nomi-
 nal del transductor para trasladar las señales recibidas en
 cada canal a la banda de base conservando su fase. Las fases
 relativas de cada canal se controlan haciendo variar dinámicamente
 las fases de estas formas de onda de acuerdo con un pro-
30 grama predeterminado de tal manera que las fases de todos los

1 canales de recepción estén focalizados sobre los ecos disper-
sos a todas las distancias. Unas líneas de retardo electróni-
camente variables aseguran los retardos de orientación y de
tiempo de focalización. Para realizar una suma coherente de
5 las contribuciones procedentes de todos los elementos de re-
cepción, las señales de eco retardadas procedentes de los ca-
nales de recepción en fase y en cuadratura se aplican a ampli-
ficadores sumadores a la salida de los cuales se obtiene una
señal de eco focalizada. El tratamiento ulterior de todas las
10 señales focalizadas genera los datos brutos de visualización.

Existen dos modalidades de utilización del sistema
de formación de imagen duplex para mediciones de velocidad.
(a) la modalidad de formación de imagen por exploración B y
de orientación Doppler, y (b) la modalidad de tratamiento y
15 visualización Doppler. Esta última modalidad se efectua siem-
pre después de la primera y nunca las dos son simultáneas. Du-
rante sucesivos períodos de transmisión de la modalidad de ex-
ploración B, el transmisor-receptor 17 (Figura 1) genera una
serie de impulsos de excitación 13, uno por cada elemento del
20 transmisor, con un retardo de tiempo entre impulsos sucesivos
que aumenta de un período de transmisión al siguiente con el
fin de transmitir de este modo impulsos de ultrasonido a lo
largo de numerosas líneas de exploración diferentes que cu-
bren la región de un cuerpo 17 que se está examinando. La exci-
25 tación con un solo impulso del conjunto transmisor produce im-
pulsos ultrasonoros de corta duración y banda ancha. Basándo-
se en esta descripción, se observará que un impulso ultrasono-
ro emitido puede ser dirigido a lo largo de cualquier línea
de exploración elegida, tal como la línea de exploración 18,
30 seleccionando adecuadamente el orden de excitación de los

1 elementos y los incrementos de retardo de tiempo entre los im-
pulsos aplicados a los elementos. Durante los períodos de re-
repción alternos, las señales de eco recibidas producidas por
la energía reflejada a partir de varias estructuras del cuer-
5 po y detectadas por los elementos de recepción en el conjunto
común 11 se amplifican individualmente y se aplican a los ca-
nales 19 de recepción y tratamiento de ecos. Las señales de
eco sumadas y focalizadas pueden ser tratadas ulteriormente
para mejorar la imagen y se aplican a un tubo de rayos catódicos
10 u otro dispositivo de visualización del tipo de exploración
B 20. La imagen en forma de sector 21 es una representa-
ción bidimensional de una capa plana cortada a través del
cuerpo que se forma mediante de líneas de exploración sucesi-
vas al ser recibida la información de eco y puede visualizarse
15 se en tiempo real.

Un médico que observa la imagen de exploración B en
tiempo real puede ahora identificar un volumen de muestra re-
lativamente pequeño en el interior del corazón o vasos arte-
riales bastante importantes a través de los cuales la densi-
20 dad de circulación de la sangre debe ser medida. Un punto de
referencia adecuado en el dispositivo de formación de imagen
puede delimitar la región de examen Doppler, y a este efecto
puede utilizarse un medio para eliminar la dirección del haz
a través del volumen de muestra y un cursor de alcance ilumi-
25 nado. Por ejemplo, puede suponerse que se examina un volumen
de muestra 22 dispuesto a lo largo de la línea de exploración
18 que forma un ángulo θ theta respecto a la perpendicular y
que tiene un alcance R. En la modalidad de funcionamiento
Doppler, el controlador 23 del sistema se ajusta por el usua-
30 rio de tal manera que los impulsos de ultrasonido de banda

1 estrecha sean transmitidos solamente a lo largo de la línea
de exploración elegida a través del volumen de muestra y se
utiliza una conmutación de alcance para efectuar el muestreo
de los ecos procedentes de la profundidad deseada y detectar
5 los perfiles de velocidad en emplazamientos específicos. La
aplicación de impulsos repetitivos a los elementos del transmi-
sor, a una frecuencia igual a la frecuencia de emisión desea-
da da lugar a un estrechamiento de la banda de respuesta del
transductor. Mediante una programación de tiempo apropiada
10 del comienzo de la aplicación de impulsos múltiples a cada
elemento (los incrementos de retardo de tiempo son los mismos
que en el caso de excitación con un solo impulso), el haz ui-
trasónico transmitido se orienta hacia una dirección determi-
nada o puede ser focalizada en un punto determinado del espa-
15 cio. Los ecos recibidos que proceden del emplazamiento R,
 θ theta del volumen de muestra 22 se someten a tratamiento
en el receptor 16 y en los canales de tratamiento de ecos 19,
a razón de uno por cada elemento de recepción de la unidad,
exactamente de la misma manera que para la formación de ima-
20 gen mediante exploración B para orientar electrónicamente y
enfocar dinámicamente las señales de eco, con la excepción
de que las señales focalizadas se muestrean en un momento es-
pecífico después de cada intervalo de excitación del conduc-
tor que corresponde al tiempo que necesita la señal ultrasono-
25 ra para volver al transductor a partir de la distancia R. Una
puerta de alcance 24 es abierta por el controlador 23 en el
momento apropiado durante un intervalo de tiempo relativamen-
te corto y las muestras extraídas se transmiten a un procesa-
dor Doppler 25.

30 Después de un cierto número de transmisiones de im-

1 pulsos de banda estrecha y de recepciones de ecos, las mues-
tras de señal de eco focalizadas se analizan para medir la va-
riación de frecuencia Doppler producida por la circulación de
la sangre en el volumen de muestra y para calcular la veloci-
5 dad de la circulación de la sangre a partir de la variación
de frecuencia. El procesador Doppler 25 es un analizador de
espectro y es preferentemente un procesador digital rápido de
transformada de Fourier (FFT). El análisis espectral es un mé-
todo potente que utiliza la totalidad del espectro de energía
10 de los componentes de variación Doppler que corresponden a la
distribución de velocidad de las células rojas de la sangre
en el volumen de muestra. El espectro de energía contiene to-
da la información disponible relacionada con la circulación
de la sangre que se obtiene por medio del transductor. Los
15 componentes espectrales de salida pueden ser promediados de
una manera matemáticamente correcta para obtener unos cálcu-
los precisos de la frecuencia media. El conocimiento de la ve-
locidad del sonido en los tejidos y de la frecuencia ultraso-
nora emitida permite obtener los parámetros suplementarios ne-
20 cesarios para una lectura de velocidad media. Puede efectuar-
se una medición de velocidad unidireccional o una medición de
velocidad bidireccional, y puede visualizarse la distribución
de las velocidades de la sangre o de la velocidad media. El
dispositivo de visualización 26 en la modalidad Doppler tiene
25 una salida de lectura de velocidad en función del tiempo, y
una señal de electrocardiograma (ECG) puede también represen-
tarse para facilitar una referencia de tiempo para aconteci-
mientos que se produzcan durante un ciclo de funcionamiento
del corazón.

30 La Figura 2 es una vista ampliada de un volumen de

1 muestra 22 y de las células rojas de la sangre 27 contenidas
en la corriente sanguínea y que son muy pequeñas (diámetro de
aproximadamente 8 micrones) en comparación con la longitud de
onda de los ultrasonidos. Las células rojas de la sangre se
5 desplazan a una velocidad media determinada que está indicada
por la flecha 28 que forma un ángulo θ theta respecto a la di-
rección de la energía incidente a lo largo de la línea de ex-
ploración 18. Los ecos retrodispersos procedentes de las célu-
las rojas de la sangre están sometidos a una variación de fre-
10 cuencia en un grado proporcional a la frecuencia de la onda
incidente y a la velocidad de la circulación de la sangre. El
movimiento de las células rojas de la sangre a través del vo-
lumen de la muestra hacia el conjunto de transductor comprime
la longitud de onda de la onda reflejada, aumentando la fre-
15 cuencia; el movimiento de las células rojas de la sangre a
partir del conjunto de transductor alarga la longitud de onda
de la onda reflejada, lo que disminuye la frecuencia. El ins-
trumento mide solamente la componente de velocidad media 28
en la dirección del haz ultrasonoro transmitido, que está de-
20 finida por la línea de exploración 18. La fórmula que repre-
senta la variación de frecuencia Doppler y la velocidad es la
siguiente:

$$\Delta f = \frac{2f_0 v \cos \theta}{c} \quad (1)$$

25 en la cual Δf = variaciones de frecuencia, f_0 = frecuencia
de emisión ultrasonora, v = velocidad media de la circulación
de la sangre, y c = velocidad del sonido en los tejidos
(1.450 m/seg). La gama de velocidades de sangre en el caso de
los seres humanos es conocida y las variaciones Doppler están
30 incluidas en el espectro audible de aproximadamente 0,2 KHz a

1 8 KHz. La frecuencia de emisión ultrasonora para exploración
cardiaca es del orden de 2-5 MHz. La población de células ro-
jas de la sangre de la muestra 22 cambia constantemente y es
preciso obtener un cierto número de muestras de ecos de fre-
5 cuencia cambiada para calcular un valor exacto de velocidad.
Otro factor consiste en que la circulación de la sangre puede
ser turbulenta como se representa en la Figura 3 y puede
existir una amplia distribución de velocidades en el mismo vo-
lumen de muestra. Los vectores de velocidad están generalmen-
10 te orientados en numerosas direcciones. El presente sistema
duplex adquiere 16 muestras en la modalidad Doppler por cada
determinación de velocidad, es decir que existen 16 transmi-
siones de impulsos ultrasonoros y se generan 16 señales de
eco focalizadas en fase y 16 señales de eco focalizadas en
15 cuadratura que se conmutan en el procesador Doppler 25, pero
este número de muestras no es esencial.

Las células rojas de la sangre 27 que se desplazan
por el volumen de muestra 22 retrodispersan la energía ultra-
sonora que contiene un espectro de frecuencia Doppler. Estas
20 corresponden a la distribución de velocidades presente en la
región de la muestra y es posible calcular la velocidad media
promediando los componentes de la distribución. En aplicacio-
nes de cardiología, se desea situar el haz sonoro en un orifi-
cio de válvula particular o en una cámara ventricular determi-
25 nada y detectar los perfiles de velocidad en estos emplaza-
mientos específicos. La velocidad en un punto específico pue-
de obtenerse con mayor precisión haciendo lo más pequeñas po-
sibles las dimensiones del volumen de la muestra. El volumen
de la muestra es esférico o en forma de gota con un diámetro
30 de aproximadamente 2 mm. Los perfiles de circulación en puntos

1 específicos del corazón pueden ser complejos, particularmente
cuando la circulación es turbulenta. El muestreo realizado en
una región extensa tendría tendencia a promediar los componen
tes de velocidad y daría lugar a un perfil confuso en la re-
5 presentación visual.

En la modalidad de formación de imagen por explora-
ción B se desea obtener la potencia de resolución óptima y el
mayor contraste entre las superficies de separación de los te
jidos de dimensiones comparables con las longitudes de onda
10 de iluminación. Para satisfacer este requisito, las señales
ultrasonoras emitidas necesitan ser de corta duración, y es-
tas señales pueden obtenerse por medio de transductores inhe-
rentemente de banda ancha excitados por un corto impulso
eléctrico. Los sistemas ultrasonoros Doppler, por otra parte,
15 exigen transductores de banda relativamente estrecha para ob-
tener una adecuada discriminación de velocidad, y una discrimi-
nación espectral o de velocidad fina requiere un impulso ul-
trasonoro de mayor duración. Los requisitos conflictivos de
anchura de banda de transductor se satisfacen en un sistema
20 duplex con un conjunto común de transductor utilizando una du-
ración de excitación variable. El conjunto común de transduc-
tor 11 (Figura 1) incluye elementos 12 de banda ancha, y la
anchura de banda máxima permitida por las propiedades de mate-
rial piezoeléctrico elegido puede obtenerse mediante una exci-
25 tación de función Dirac. La excitación Dirac se llama también
excitación por choque o excitación por impulso y se utiliza
aquí este último término. Para el funcionamiento de explora-
ción B, un solo impulso de excitación (Figura 4) se aplica a
cada elemento transmisor en cada intervalo de repetición de
30 los impulsos ultrasonoros (PRI). La salida acústica del

1 transductor (Figura 4a) es un impulso ultrasonoro emitido de
corta duración capaz de una buena resolución axial o de dis-
tancia que tiene una anchura de banda relativamente importan-
te (Figura 4b). Una línea de puntos vertical designa la fre-
5 frecuencia de emisión central. En la modalidad Doppler el elemen-
to transductor se excita por medio de impulsos múltiples (Fi-
gura 4c) durante cada intervalo de repetición de los impulsos
que se repiten a la frecuencia de emisión deseada. El período
 T_0 de los impulsos es inversamente proporcional a la frecuen-
10 cia de emisión central f_c . La salida acústica del transductor
(Figura 4c) es un impulso ultrasonoro de mayor duración que
tiene una anchura de banda relativamente estrecha (Figura 4f)
que es inversamente proporcional al número de excitaciones de
impulso en el intervalo de repetición de los impulsos. Esta
15 técnica de impulsos múltiples para generar un impulso ultraso-
noro de banda estrecha es válido para un solo elemento trans-
ductor y también para un conjunto de elementos. Con una pro-
gramación adecuada entre elemento y elemento de los impulsos
múltiples aplicados a cada elemento, el haz transmitido puede
20 ser orientado en una dirección de haz elegida o puede ser fo-
calizado en un punto focal dado.

Otra característica de la excitación del transductor
es la modalidad Doppler en los intervalos de repetición varia-
bles para la excitación múltiple con el fin de tener la posi-
25 bilidad de efectuar adecuadamente un muestreo, a varias dis-
tancias, de los ecos retrodispersos procedentes de células ro-
jas de la sangre tanto lentas como rápidas. Una frecuencia de
repetición variable de los impulsos ultrasonoros no es esen-
cial para la invención en su definición más amplia pero se ne-
30 cesita en el modo de realización descrito aquí que tiene una

1 modalidad Doppler incorporada en un explorador de sector en
tiempo real. El requisito de un intervalo variable de repeti-
ción de excitación se explicará más claramente de manera mate-
mática y es como sigue. La modalidad Doppler está basada en
5 la detección de la frecuencia de radiación en el tiempo de
las muestras de eco obtenidas durante varias transmisiones.
El tratamiento de los datos obtenidos por muestreo obedece al
teorema de muestreo de Nyquist, que indica simplemente que to-
da la información disponible puede ser extraída de una serie
10 repetitiva de datos siempre y cuando los datos se muestreen a
una frecuencia igual por lo menos al doble del contenido de
frecuencia más elevado de la información. En el caso de impulsos
Doppler, esto significa que toda la información puede ser
extraída a partir de muestras de eco y se procura obtener por
15 lo menos dos muestras por cada período de frecuencia máxima.
En otras palabras, la mayor variación de frecuencia Doppler
 f_{Dmax} que cualquier procesador puede detectar viene dada por
la mitad de la frecuencia de repetición de impulsos (PRF) o
frecuencia de muestreo.

20

$$f_{Dmax} = \frac{PRF}{2} \quad (2)$$

Si N muestras de información se obtienen antes del tratamien-
to, la resolución espectral del procesador viene dada por

$$\Delta F = \frac{PRF}{N} \quad (3)$$

25 A partir de la ecuación (1) se obtiene la resolución de velo-
cidad que viene dada por la siguiente fórmula:

$$\Delta v = \Delta F \frac{c}{2f_0 \cos \theta} \quad (4)$$

Además de la velocidad, el sistema debe ser capaz de propor-
30 cionar una resolución de distancia, y la gama no ambigua del

1 sistema depende de nuevo de la frecuencia de repetición de
los impulsos (PRF). Si R_{\max} es la gama no ambigua necesaria y
c es la velocidad del sonido en los tejidos, las transmisio-
nes ultrasonoras deben repetirse con un período igual a
5 $2R_{\max}/c$, o en otras palabras, la frecuencia de repetición de
los impulsos del sistema debe ser la siguiente:

$$\text{PRF} = \frac{c}{2R_{\max}} \quad (5)$$

La velocidad de la sangre del sistema arterial circulatorio va
10 ría entre unos valores de algunos centímetros/segundo y aproxi-
madamente 2 metros/segundo. Para diseñar un procesador capaz
de resolver velocidades de este orden, se necesita determinar
la frecuencia de repetición de los impulsos y el número de
muestras N que han de ser tratadas antes de obtener una sali-
15 da. Se supondrá que $N = 16$ (se volverá sobre el asunto N) y se
examinará la elección de la frecuencia de repetición de impul-
sos. Para frecuencias de emisión de 3,5 MHz y 5 MHz, eligien-
do la frecuencia de repetición de impulsos en 4 KHz, 8 KHz y
16 KHz, puede demostrarse que R_{\max} disminuye en cada caso des-
20 de aproximadamente 19 cm hasta 4,8 cm, la resolución espec-
tral F cambia en cada caso de 250 Hz a 1.000 Hz, y Δv aumen-
ta cuando la frecuencia de repetición de impulsos aumenta. La
frecuencia de repetición de impulsos elevada de 16 KHz es con-
veniente cuando los datos de velocidad cambian rápidamente,
25 pero a esta frecuencia la distancia no ambigua es solamente de
5 cm a partir de la piel y la resolución de velocidad (Δv)
es basta. Esta última dificultad podría ser superada aumentan-
do el número de muestras N en un factor de cuatro, pero en
ese caso los impulsos ultrasonoros emitidos tendrían una lar-
30 ga duración y esto tendría un efecto perjudicial sobre la re-

1 solución de distancias del sistema. La solución consiste en
realizar un funcionamiento en la modalidad Doppler con fre-
cuencia de repetición de impulsos variable. Para los valores
elevados de la velocidad de circulación en volúmenes de mues-
5 tra a corta distancia, la detección se efectúa utilizando una
frecuencia de repetición de impulsos de 16 KHz. La resolución
de velocidad es relativamente mediocre. Con una frecuencia de
repetición de impulsos de 4 KHz se consigue una resolución de
velocidad superior con velocidades de circulación reducidas y
10 distancias largas. Para que el usuario pueda disponer de una
mayor flexibilidad de elección existe un reglaje intermedio
de la frecuencia de repetición de impulsos de 8 KHz. Los valo-
res elegidos de la frecuencia de repetición de impulsos (fre-
cuencia de repetición de los impulsos ultrasonoros) en la mo-
15 dalidad Doppler son considerablemente superiores a los que
utilizan en la formación de imagen, y el subsistema del trans-
misor es capaz de proporcionar intervalos de excitación ade-
cuados para ambos modos de funcionamiento.

Se da ahora una justificación matemática y un aná-
20 lisis de la excitación variable del transductor para las dos
modalidades. La meta perseguida en la modalidad de funciona-
miento Doppler consiste en obtener mediciones de velocidad
no ambiguas, y esto exige que cuando está presente una sola
velocidad en la detección, el procesador Doppler debe propor-
25 cionar una frecuencia de salida en una sola célula espectral.
Si está presente una sola velocidad y se transmiten señales
de banda ancha, la frecuencia más elevada sometida a varia-
ción Doppler que se detectará es:

$$2 \left(f_c + \frac{B}{2} \frac{v}{c} \right) \quad (6)$$

1 en la cual f_c = frecuencia central de emisión, y B = anchura
de banda de emisión, y la frecuencia más baja será:

$$2(f_c - \frac{B}{2}) \frac{v}{c} \quad (7)$$

Para una medición no ambigua de la velocidad:

5

$$2(f_c + \frac{B}{2}) \frac{v}{c} - 2(f_c - \frac{B}{2}) \frac{v}{c} < \Delta F \quad (8)$$

A partir de las ecuaciones (8) y (3) se obtiene:

$$2B \frac{v}{c} < \frac{PRF}{N} \quad (9)$$

10

El peor caso se presenta cuando $v = v_{max}$ y por tanto (9) puede
de escribirse de la siguiente manera:

$$\frac{2Bv_{max}}{c} \leq \frac{PRF}{N} \quad (10)$$

La velocidad máxima que puede ser detectada viene dada por
las ecuaciones (1) y (2).

15

$$f_{Dmax} = \frac{2f_c v_{max}}{c} = \frac{PRF}{2} \quad (11)$$

Partiendo de (11), $v_{max}/c = PRF/4f_c$, y efectuando la sustitución
en (10) está claro que para una medición de velocidad no
ambigua la anchura de banda de impulso ultrasonoro emitido debe
20 ser:

$$B \leq \frac{2f_c}{N} \quad (12)$$

y por tanto el transductor Q debe ser tal que:

$$Q \geq \frac{N}{2} \quad (13)$$

25

Las ecuaciones (12) y (13) aseguran el compromiso mencionado
más arriba entre velocidad y resolución de distancia. Cuando
se aumenta N , el número de muestras, para obtener mejoras en
la resolución espectral, se obtienen mayores valores de Q , una
30 menor anchura de banda de la señal de transmisión, y por tanto

1 una reducción en la resolución de distanque que viene dada
por:

$$\Delta r = \frac{c}{2B} = \frac{Nc}{4f_c} \quad (14)$$

5 El modo de la invención que se describe aquí a título de ejemplo utiliza un valor de $N=16$, es decir que la información de velocidad se extrae de 16 muestras obtenidas una a una a partir de 16 transmisiones ultrasonoras consecutivas. La señal que se somete a muestreo tiene una anchura de banda
10 B determinada por la anchura de banda del transductor. Basándose en la ecuación (13) puede concluirse que en la modalidad Doppler las señales ultrasonoras emitidas deben ser por lo menos de ocho longitudes de onda. El número de impulsos múltiples repetidos en cada intervalo de repetición de impulsos
15 (Figura 4d) a la frecuencia de emisión requerida o a la frecuencia natural del elemento transductor, es también de ocho. Un valor nominal de ocho excitaciones por choque durante cada intervalo de repetición de impulsos proporciona una duración de señal compatible con los requisitos de resolución de velocidad.
20

El modo de realización de la invención que se representa de manera algo más detallada en la Figura 5 es un explorador ultrasonoro de sector único en tiempo real en el cual se ha incorporado una modalidad Doppler para medición de la
25 velocidad direccional de la circulación sanguínea. El conjunto lineal común de transductores 11 tiene una mayor separación entre elementos para recibir que para transmitir de modo que se obtenga un sistema de amplia apertura con lóbulos laterales bajos utilizando un número mínimo de canales receptores
30 relativamente costosos. El conjunto de transmisión está situa

1 do en el centro de un conjunto de recepción más ancho (los
elementos del centro pueden funcionar tanto como elementos de
transmisión como elementos de recepción), y los elementos de
transmisión están asociados con un generador de impulsos 30
5 capaz de generar impulsos únicos para el funcionamiento de ex-
ploración B e impulsos múltiples para el funcionamiento
Doppler con una frecuencia aproximadamente igual a la frecuen-
cia central de emisión requerida. La programación relativa en
el tiempo de elemento a elemento de los impulsos únicos o múl-
10 tiples es tal que se transmita respectivamente un impulso ul-
trasonoro de banda ancha y de banda estrecha a lo largo de
una línea de exploración elegida. La frecuencia de repetición
de la excitación de impulsos múltiples es variable y tiene re-
glajes altos intermedios y bajos que pueden ser elegidos por
15 medio de un controlador 31 a disposición del usuario. Los com-
ponentes principales de los canales de recepción, que están
caracterizados por la utilización del tratamiento de la señal
de banda de base para conseguir una buena resolución lateral
reduciendo al mismo tiempo la precisión de retardo de tiempo
20 requerida y requiriendo por el contrario que la precisión de
enfoque de fase pueda ser conseguida más fácilmente, tienen
como elementos principales un receptor 32 por cada canal, un
demodulador equilibrado y un filtro pasa bajo 33, un disposi-
tivo de retardo del tiempo 34, y unos sumadores 35. Los cana-
25 les de recepción individuales tienen canales de tratamiento
en paralelo I (en fase) y Q (en cuadratura) en los cuales las
señales de eco recibidas se orientan electrónicamente y se fo-
calizan dinámicamente. Cada señal se amplifica y demodula por
medio de una señal de referencia constante que tiene una fase
30 determinada por la longitud del trayecto hasta el punto some-

1 tido a examen, y la salida de cada demodulador atraviesa un
filtro pasa bajo para conservarla igualmente y a continuación
esta salida es retardada. Cuando las longitudes de trayecto
difieren suficientemente, se proporciona también antes de la
5 suma un retardo proporcional a la diferencia de longitud de
trayecto. Esta suma forma la salida en fase o salida I. De la
misma manera, una salida sumada en cuadratura o salida Q se
forma mediante demodulación de las señales procedentes del
conductor por un grupo de señales de referencia, que están ca-
10 da una desfasadas 90° respecto a las señales del grupo de refe-
rencia anterior. Además, los canales de recepción más exter-
nos se anulan provisionalmente a distancias más cortas para
reducir la apertura de recepción y obtener una mejor resolu-
ción lateral cerca de la piel. Para el funcionamiento de ex-
15 ploración B, las señales I y Q focalizadas y sumadas se some-
ten a un tratamiento suplementario en 36 para derivar una se-
ñal resultante, que se obtiene elevando al cuadrado las seña-
les I y Q, añadiendo la una con la otra estas señales eleva-
das al cuadrado y tomando la raíz cuadrada de la suma. La re-
20 sultante es la señal de video que se pos-trata para mejorar
la imagen antes de aplicar la señal al tubo de rayos catódi-
cos 20 como control Z o para controlar la intensidad del haz
electrónico. La imagen se establece por líneas de exploración
sucesivas mientras la dirección del haz transmitido cambia in-
25 crementalmente.

Por otra parte, la orientación Doppler implica un
examen visual de la imagen de exploración B 21 por el médico
u otro operario con el fin de identificar el volumen de mues-
tra 22 a través del cual debe determinarse la velocidad de
30 circulación de la sangre y seleccionar la línea de exploración

1 o la dirección θ del haz así como la distancia R para la moda-
lidad Doppler. Las coordenadas R, θ del volumen de muestra 22
se aplican al controlador 31 y se iluminan también en la pan-
talla del tubo de rayos catódicos 20.

5 En la modalidad de funcionamiento Doppler el siste-
ma aplica los ultrasonidos solamente en una dirección elegida
 θ y de hecho realiza el enfoque a la distancia R. La frecuen-
cia de repetición de la excitación por impulsos múltiples pue-
de ser de 4, 8 ó 16 KHz y está determinada por el operario.

10 Se genera un impulso ultrasonoro de banda estrecha y este im-
pulso se propaga a lo largo de la línea de exploración elegi-
da que corta el volumen de muestra. Durante un intervalo de
repetición de impulsos, tres parámetros del sistema varían en
los canales de recepción exactamente como lo hacen en el caso

15 de la formación de imagen por exploración B, siendo dichos
tres parámetros la anchura de apertura de recepción, la señal
de referencia de los demoduladores equilibrados, y el retardo
de tiempo entre elementos. Los valores de estos tres paráme-
tros en el momento del muestreo Doppler son automáticamente

20 los que se necesitan para focalizar a la distancia R, y aunque
varían durante un intervalo de repetición de impulsos, son
siempre los mismos en los instantes elegidos del muestreo des-
de un intervalo de repetición al siguiente. La puerta 37 se
abre durante un intervalo de muestreo muy corto (por ejemplo

25 de 0,1 microsegundos) después de cada excitación del conduc-
tor de tal manera que solamente hay señales de eco focaliza-
das que corresponden a la distancia R se apliquen al procesa-
dor Doppler 38, el cual es un analizador espectral digital de
16 puntos del tipo de calculador rápido de transformada de

30 Fourier (FFT). Las muestras procedentes de los 16 intervalos

1 de repetición de impulsos de transductor consecutivos se
transforman en señales digitales y se almacenan en la memoria
del subsistema Doppler antes de su tratamiento. Las señales
típicas I y Q sumadas se representan en las Figuras 6a y 6b y
5 contienen una distribución de frecuencias sometidas a varia-
ción Doppler. Las señales focalizadas I y Q, como puede obser-
varse, son de polaridad opuesta, y se ilustran las puertas de
muestreo extremadamente corto.

En cada momento el procesador Doppler proporciona
10 el espectro de energía ultrasonora retrodisperso a partir del
volumen de muestra. Este corresponde a la distribución de ve-
locidad en el volumen de muestra; la distribución contiene 8
lecturas positivas (circulación hacia delante) y 8 lecturas
negativas (circulación en sentido inverso). Los componentes
15 de velocidad presentes en el volumen de muestra pueden ser
promediados y puede obtenerse una presentación de lectura de
la velocidad media. En variante, toda la distribución puede
ser visualizado y este procedimiento es preferible en caso de
circulación turbulenta. Para la información de velocidad el
20 sistema proporciona dos presentaciones visuales. Las 16 fre-
cuencias Doppler se representan en primer lugar en un oscilos-
copio 39 de tal manera que el usuario pueda observar su varia-
ción en tiempo real, se obtiene una reproducción de la varia-
ción de la distribución de la velocidad en función del tiempo
25 utilizando un registrador sobre banda 40. Una representación
típica de la velocidad de circulación de la sangre en función
del tiempo se da en la Figura 7, y es multiplexada con una se-
ñal de electrocardiograma (ECG) para proporcionar una referen-
cia de tiempo (T) para acontecimientos que ocurren en el cur-
30 so de un ciclo de funcionamiento del corazón. La escala de

1 velocidad del registrador sobre banda 40 está coordinada con
la selección de la frecuencia de repetición de los impulsos
que utilizará el sistema. El proceso de selección consiste en
comenzar con la velocidad máxima, y por tanto la frecuencia
5 de repetición de impulsos máxima, compatible con la distancia
elegida, y a continuación reducirla en fases binarias y el re-
sultado observado es inferior a medio ciclo. Ese proceso evi-
ta la introducción de un error en la amplitud de cálculo de
las frecuencias interiores durante un análisis de Fourier de
10 una función que se efectúa mediante muestreo en tiempos dis-
cretos.

Una información más detallada relacionada con la de-
tección direccional de la velocidad de circulación de la san-
gre mediante demodulación sincrónica de los ecos recibidos en
15 componentes en cuadratura y su tratamiento ulterior por un
procesador digital de transformada de Fourier se da en la so-
licitud de patente presentada al mismo tiempo número de serie
936.111 (RD-10985) a nombre de E. Papadofrangakis y W.E.
Engeler.

20 Un sistema de formación de imagen por ultrasonidos
en tiempo real que incluye una demodulación coherente de las
señales de eco seguida por un retardo de tiempo y una suma
coherente de las señales demoduladas se describe y se reivin-
dica en la solicitud de patente copendiente número de serie
25 908.908 presentada el 24 de Mayo de 1978, por W.P. Engeler y
J.J. Tiemann. Otros aspectos del modo de realización preferi-
do del sistema de formación de imagen duplex se explican en
la solicitud de patente número de serie 884.952, presentada
el 9 de Marzo de 1978, a nombre de F.L. Lederman y J.J.
30 Tiemann, por "Conjunto de transductor de transmisión-recepción

1 y sistema ultrasónico de formación de imagen"; y en la soli-
citud de patente número de serie 864.597 presentada el 27 de
Diciembre de 1977, por C.E. Thomas, por "Apertura dinámica de
conjunto y control de enfoque para sistema ultrasónico de for-
5 mación de imagen". Todas las solicitudes de patente menciona-
das más arriba han sido cedidas al mismo concesionario que la
presente invención.

La invención puede llevarse a la práctica con nume-
rosos tipos diferentes de dispositivos de formación de imagen
10 ultrasónicos por exploración B que incluyen, sin carácter li-
mitativo, exploradores rectilíneos y exploradores en sector
cuyos detalles difieren de los que se acaban de describir
aquí. Todos estos sistemas duplex tienen un conjunto de trans-
ductor común y se satisfacen los diferentes requisitos de an-
15 chura de banda aplicables al impulso ultrasonoro transmitido
en las modalidades Doppler y de formación de imagen, conser-
vando al mismo tiempo el rendimiento óptimo en ambas modali-
des gracias a la utilización de una duración de excitación va-
riable del transductor. Una variante al procedimiento que
20 consiste en estrechar la banda del impulso ultrasonoro emiti-
do para la modalidad Doppler consiste en emplear un filtro pa-
sabanda apropiado. Sin embargo, esta variante implica necesari-
amente la pérdida de una parte de la señal. El procedimien-
to descrito no implica ningún rechazo de señal y desde el pun-
25 to de vista de la relación señal/ruido es superior a la va-
riante equipada de filtro.

Aunque la invención ha sido ilustrada y descrita
particularmente con referencia a unos modos de realización
preferidos de la misma, los expertos en la materia entenderán
30 que otros cambios de forma y detalle podrán realizarse sin

1 alejarse del escrito y del alcance de la invención.

En resumen, la patente de invención que se solicita deberá recaer en las siguientes

REIVINDICACIONES

5 1. Sistema de formación de imagen ultrasónico duplex que tiene una modalidad de funcionamiento con exploración B y orientación Doppler, y un modo de funcionamiento siguiente tipo Doppler para medir la velocidad de circulación de la sangre que incluye un conjunto de transductor común para
10 ambas modalidades, constituido por una pluralidad de elementos piezoeléctricos para transmitir impulsos de ultrasonidos y generar las señales de eco recibidas, un dispositivo para la excitación con impulso único de elementos elegidos del conjunto durante una operación de exploración B con el fin de
15 producir secuencialmente impulsos ultrasonoros de banda ancha con una frecuencia central de emisión predeterminada, que se transmiten a lo largo de diferentes líneas de exploración para realizar una exploración de una región sometida a examen, un dispositivo para amplificar y focalizar y sumar dichas se-
20 ñales de eco, y un dispositivo para visualizar las señales de eco focalizadas y sumadas bajo la forma de una imagen visual de la región sometida a la acción de los sonidos, un dispositivo de excitación por impulsos múltiples de unos elementos
25 elegidos del conjunto durante el funcionamiento Doppler con el fin de producir secuencialmente impulsos ultrasonoros de banda estrecha que se transmiten a lo largo de una línea de exploración elegida que corta un volumen de muestra a través del cual la velocidad de circulación de la sangre ha de ser medida, teniendo dichos impulsos múltiples una frecuencia
30 aproximadamente igual a dicha frecuencia central de emisión,

1 amplificándose, focalizándose y sumándose las señales de eco
recibidas por los medios mencionados anteriormente, un dispo-
sitivo para medir la variación de frecuencia de las señales
de eco focalizadas y sumadas con relación al espectro de fre-
5 cuencia de emisión, producida por la circulación de la sangre
en el volumen de muestra y un dispositivo para derivar la ve-
locidad de la circulación de la sangre de la variación de fre-
cuencia y para efectuar la visualización de la velocidad de
circulación.

10 2. Sistema duplex según la reivindicación 1, caracterizado
porque dicho dispositivo de excitación con impulso único y di-
cho dispositivo de excitación con impulsos múltiples, que per-
mite hacer variar la anchura de banda de los impulsos ultraso-
noros emitidos, está constituido por un dispositivo generador
15 de impulsos común y un controlador del mismo.

20 3. Sistema duplex según la reivindicación 1 ó 2, caracte-
rizado porque dicho dispositivo para excitación con impulsos
múltiples en la modalidad Doppler genera impulsos múltiples
para cada elemento elegido del conjunto con un intervalo de
repetición variable.

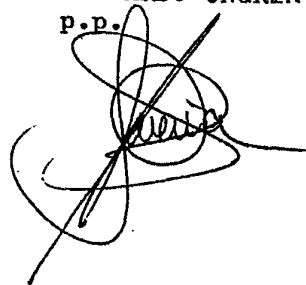
25 4. Sistema duplex según la reivindicación 1 ó 2, caracte-
rizado porque dicho dispositivo para excitación con impulsos
múltiples genera un número constante de impulsos durante cada
intervalo de repetición y porque el intervalo de repetición
es variable en función de la magnitud de la velocidad de cir-
culación y de la distancia hasta el volumen de muestra.

1 5. Se reivindica por último, como objeto sobre el que ha
de recaer la Patente de Invención que se solicita: "SISTEMA
DE FORMACION DE IMAGEN ULTRASONICO DUPLEX".

5 Todo conforme que-da, descrito y reivindicado en la presen-
te memoria descriptiva que consta de treinta y una páginas
mecanografiadas y dibujos que se acompañan.

Madrid, 22 agosto 1979

BERNARDO UNGRIA
P.P.

10 

10

15

20

25

30

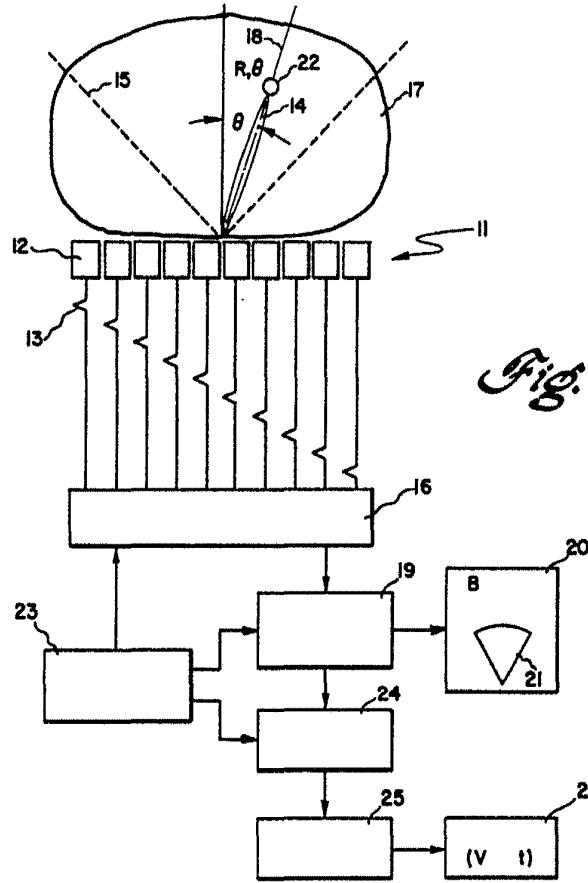


Fig. 1

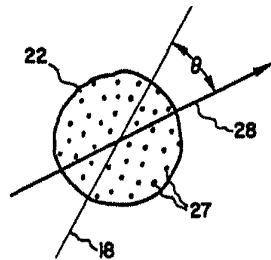


Fig. 2

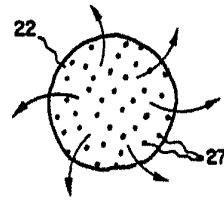


Fig. 3

ESCALA VARIABLE
Madrid 22 de agosto de 1979
BERNARDO UNGERIA
P.P.

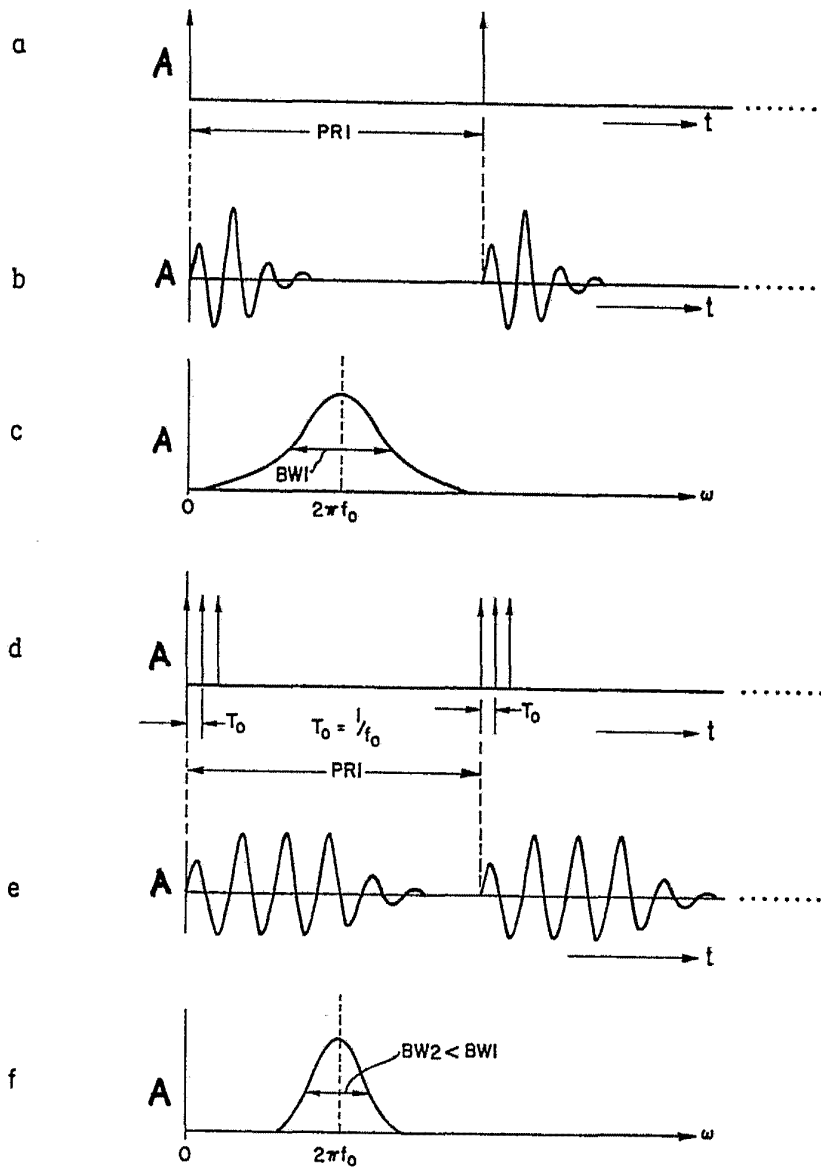
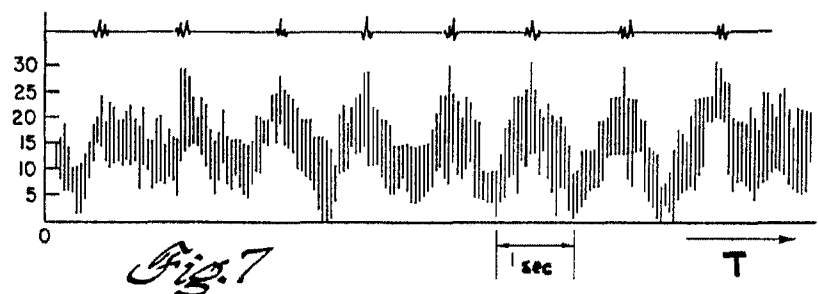
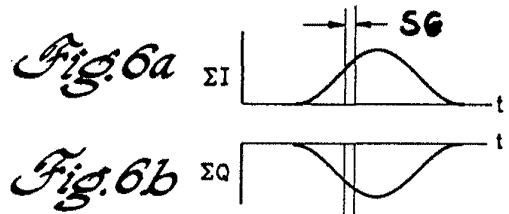
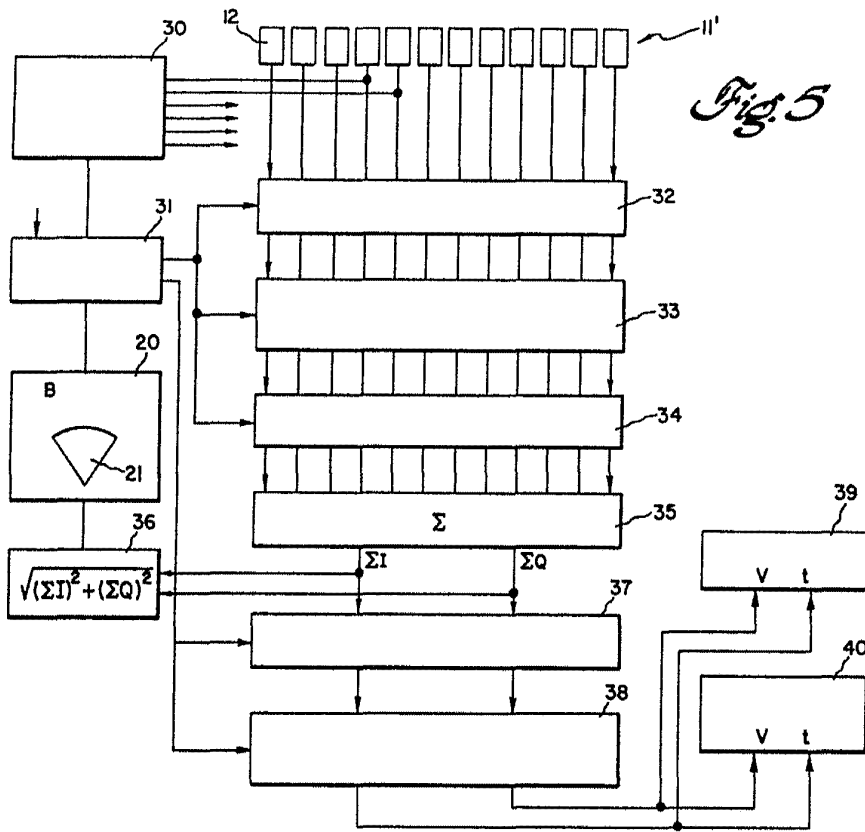


Fig. 4

ESCALA VARIABLE
 Madrid 22 de agosto de 1979
 BERNARDO UNGRIA
 P.P.



ESCALA VARIABLE
 Madrid 22 de agosto de 1979
 BERNARDO UNGELA
 p.p.