

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-143870

(P2017-143870A)

(43) 公開日 平成29年8月24日(2017.8.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-25604 (P2016-25604)
(22) 出願日 平成28年2月15日 (2016.2.15)

(71) 出願人 505210115
国立大学法人旭川医科大学
北海道旭川市緑が丘東二条一丁目1番1号
(74) 代理人 100115749
弁理士 谷川 英和
(72) 発明者 松本 成史
北海道旭川市緑が丘東二条一丁目1番1号
国立大学法人旭川医科大学内
(72) 発明者 竹内 康人
北海道旭川市緑が丘東二条一丁目1番1号
国立大学法人旭川医科大学内
Fターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DD09 DE01 EE11
GA01 GB06 GB32 GC02 GC10
GC27 HH24

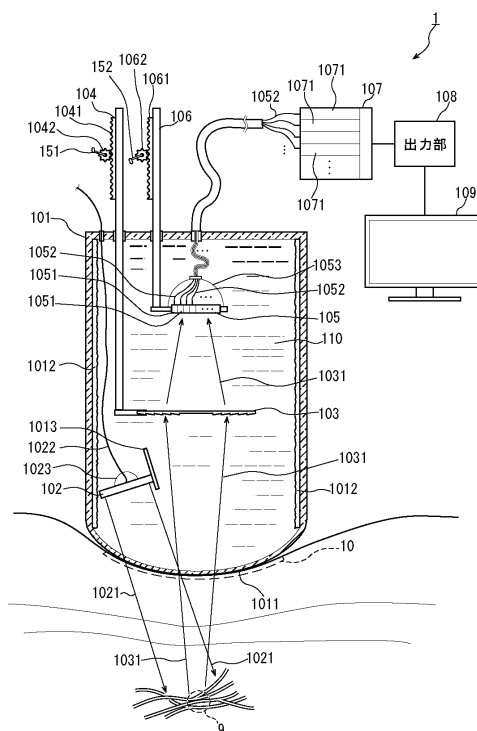
(54) 【発明の名称】 レンズ結像系とフォーカルブレンアレイによる3次元体積ドブライメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 生体内を観察するための情報を容易に取得することができる超音波観察装置を提供する。

【解決手段】 内部に超音波伝達媒質を有し、目的領域に対して当接される接触面を有する容器101と、容器内に設けられ、接触面を介して目的領域に超音波を照射する照射部102と、容器内に設けられ、接触面を介して目的領域側から入射された超音波を集束させる音響レンズ103と、容器内に設けられ、音響レンズ103で集束された超音波が入射される二次元受波器アレイ105と、二次元受波器アレイ105を構成する各受波器が取得した受波信号について、それぞれドプラ成分を取得するドプラ受信器アレイ107と、ドプラ受信器アレイ107が取得したドプラ成分に応じた情報を出力する出力部108と、を備え、音響レンズ103または二次元受波器アレイ105の少なくとも一方が、音響レンズ103の光軸方向に移動可能となるよう設けられている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内部に超音波伝達媒質を有し、目的領域に対して当接される接触面を有する容器と、
前記容器内に設けられ、前記接触面を介して前記目的領域に超音波を照射する照射部と、
前記容器内に設けられ、前記接触面を介して前記目的領域側から入射された超音波を集束させる音響レンズと、
前記容器内に設けられ、前記音響レンズで集束された超音波が入射される二次元受波器アレイと、
前記二次元受波器アレイを構成する各受波器が取得した受波信号について、それぞれドプラ成分を取得するドプラ受信器アレイと、
前記ドプラ受信器アレイが取得したドプラ成分に応じた情報を出力する出力部と、を備え、
前記音響レンズまたは二次元受波器アレイの少なくとも一方が、前記音響レンズの光軸方向に移動可能となるよう設けられている超音波観察装置。

10

【請求項 2】

前記容器の接触面が、目的領域に向けて凸となる曲面形状を有している請求項 1 記載の超音波観察装置。

【請求項 3】

前記音響レンズは、略等倍結像を行なうレンズである請求項 1 または請求項 2 記載の超音波観察装置。

20

【請求項 4】

前記音響レンズは、位相連続フレネルレンズである請求項 1 から請求項 3 いずれか一項記載の超音波観察装置。

【請求項 5】

前記音響レンズは、非球面位相連続フレネルレンズである請求項 4 記載の超音波観察装置。

【請求項 6】

前記非球面位相連続フレネルレンズは、ゾーン毎に曲率の異なる球面形状を有している請求項 5 記載の超音波観察装置。

【請求項 7】

前記超音波伝達媒質における超音波の伝達速度と、前記音響レンズ内の超音波の伝達速度との比が整数比に近似される請求項 4 から請求項 6 いずれか一項記載の超音波観察装置。

30

【請求項 8】

前記位相連続フレネルレンズの素材が、シリコンであり、前記超音波点伝達物質が、重水、または重水に軽水を添加したものである請求項 4 から請求項 7 いずれか一項記載の超音波観察装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いた生体の観察に用いられる装置等に関するものである。例えば、本発明は、レンズ結像系とフォーカルプレーンアレイによる 3 次元体積撮像を行うドプライメージング装置、別言するとそのようなドプラオルソグラフィー装置に関連したものであり、特に体表面からやや深い部位における血行分布像をドプライメージとして取得するために利用される装置等に関するものである。

40

【背景技術】

【0002】

従来技術として、例えば、被検体に対して超音波信号を送受信する探触子と、超音波信号からドプラ情報を生成するドプラ情報生成部と、複数のドプラ情報の近似度を算出する近似度算出部と、所定の近似度を有するドプラ情報を近似ドプラ情報として取得する近似ドプラ情報取得部とを備えるものが知られていた（例えば、特許文献 1 参照）。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2014-226470号公報（第1頁、第1図等）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

生体内の、特に中小血行系が主役となる領域（例えば骨盤腔、骨格筋組織、大寸法実質臓器など）においては、その血行分布を一括して一望のもとに観察することが望まれる。しかしながら、例えば、探触子等を移動させることで観測面をずらしながら、血行分布等を探することは、施術者等の時間と手数を考えると、実際的なし実用的でない場合が多いという問題があった。また、生体内の観察する深さ等を変更することが容易ではない、という問題があった。このように、従来の超音波観察装置においては、生体内を観察するための情報を容易に取得することができない、という課題があった。

【0005】

本発明は、上記のような課題を解消するためになされたものであり、生体内を観察するための情報を容易に取得することができる超音波観察装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の超音波観察装置は、内部に超音波伝達媒質を有し、目的領域に対して当接される接触面を有する容器と、容器内に設けられ、接触面を介して目的領域に超音波を照射する照射部と、容器内に設けられ、接触面を介して目的領域側から入射された超音波を集束させる音響レンズと、容器内に設けられ、音響レンズで集束された超音波が入射される二次元受波器アレイと、二次元受波器アレイを構成する各受波器が取得した受波信号について、それぞれドプラ成分を取得するドプラ受信器アレイと、ドプラ受信器アレイが取得したドプラ成分に応じた情報を出力する出力部と、を備え、音響レンズまたは二次元受波器アレイの少なくとも一方が、音響レンズの光軸方向に移動可能となるよう設けられている超音波観察装置である。

【0007】

かかる構成により、生体内を観察するための情報を容易に取得することができる。

【0008】

また、本発明の超音波観察装置は、前記超音波観察装置において、容器の接触面が、目的領域に向けて凸となる曲面形状を有している超音波観察装置である。

【0009】

かかる構成により、接触面を目的領域に当接させた状態で当接させる位置を変更することなく、容器の向きを変更することで、観測する向きを変更することができる。

【0010】

また、本発明の超音波観察装置は、前記超音波観察装置において、音響レンズは、略等倍結像を行なうレンズである超音波観察装置である。

【0011】

かかる構成により、生体内を観察するための情報を容易に取得することができる。

【0012】

また、本発明の超音波観察装置は、前記超音波観察装置において、音響レンズは、位相連続フレネルレンズである超音波観察装置である。

【0013】

かかる構成により、精度のよい生体内を観察するための情報を容易に取得することができる。

【0014】

また、本発明の超音波観察装置は、前記超音波観察装置において、音響レンズは、非球面位相連続フレネルレンズである超音波観察装置である。

【0015】

かかる構成により、球面収差やコマ収差を抑制することができる。

【0016】

また、本発明の超音波観察装置は、前記超音波観察装置において、非球面位相連続フレネルレンズは、ゾーン毎に曲率の異なる球面形状を有している超音波観察装置である。

【0017】

かかる構成により、精度のよい生体内を観察するための情報を容易に取得することができる。

【0018】

また、本発明の超音波観察装置は、前記超音波観察装置において、超音波伝達媒質における超音波の伝達速度と、音響レンズ内の超音波の伝達速度との比が整数比に近似される超音波観察装置である。

【0019】

かかる構成により、精度のよい生体内を観察するための情報を容易に取得することができる。

【0020】

また、本発明の超音波観察装置は、前記超音波観察装置において、位相連続フレネルレンズの素材が、シリコンであり、超音波点伝達物質が、重水、または重水に軽水を添加したものである超音波観察装置である。

【0021】

かかる構成により、精度のよい生体内を観察するための情報を容易に取得することができる。

【発明の効果】

【0022】

本発明による超音波観察装置によれば、生体内を観察するための情報を容易に取得することができる超音波観察装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】実施の形態における超音波観察装置の構成を示す概略断面図

【図2】同超音波観察装置の音響レンズの一例を示す斜視図

【図3】同超音波観察装置の使用例を説明するための図

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、超音波観察装置等の実施形態について図面を参照して説明する。なお、実施の形態において同じ符号を付した構成要素は同様の動作を行うので、再度の説明を省略する場合がある。

【0025】

（実施の形態）

図1は、本実施の形態における超音波観察装置1の構成を示す概略断面図である。

【0026】

超音波観察装置1は、容器101、照射部102、音響レンズ103、レンズ移動部104、二次元受波器アレイ105、受波器移動部106、ドプラ受信器アレイ107、出力部108を備える。また、ここでは一例として、更に、表示部109を備えている。なお、図1は、説明のための図であって、各部の縮尺等は実際のものとは、異なる場合がある。かかることは、後述する図においても同様である。

【0027】

本実施の形態の超音波観察装置1は、例えば、生体内の観測対象となる体積、つまり立体的な部位に対応した生体の目的領域に対して超音波を一括照射し、この体積から一括してエコーを募り、そのエコーが入射されるレンズ結像系を用いて観測する深度を変更して（言い換えると観測系の成す焦点面の深度を選択して）、音響レンズ103の焦点面（f

10

20

30

40

50

ocal plane)におかれた二次元受波器アレイ(focal plane array)105に、例えば、目的空間の正視像(orthogram)を得られるようにして、この二次元受波器アレイ105を構成する各エレメントの受信信号からドプラ成分を抽出することでドプラ成分の所在の確認、同定を行い、また必要に応じてそれらに関連する数値的計測ないし観測を行うものである。

【0028】

本実施の形態の特徴とする所は、例えば、このような体積に対する一括的な観測を事前の準備なしにいきなり直視的に行う点であり、また、この二次元受波器アレイ(focal plane array)にはレンズ結像により、超音波の反射波に応じた目的空間の正視像(orthogram)が直接得られるので、殊更に電子ビームフォーミング等

10

【0029】

容器101は、当該容器101の内部に超音波伝達媒質110を有し、目的領域10に対して当接される接触面1011を有する。接触面1011は、例えば、容器101の、超音波観察装置1の底面側の部分である。ただし、接触面1011が、容器の101のどの部分に位置するかは問わない。目的領域10は、例えば、生体(例えば、人体や動物)の一部の領域であり、例えば、生体表面の一部の領域である。目的領域10は、例えば、観測を行なう際に、超音波観察装置1の接触面1011が当接される部分である。生体の目的領域10の内側に、例えば、超音波を用いた観測の対象となる部位が位置する。生体の目的領域10の内側は、目的領域10に接している部分であってもよく、接していない部分であってもよい。例えば、目的領域10の生体内側の、表面よりやや奥まったところに、発見、あるいは観測したい対象物が存在する。発見、あるいは観測したい対象物は、例えば、中径ないし細径の血行群9である。

20

【0030】

超音波観察装置1が有する容器101の、少なくとも目的領域10に当接される接触面1011は、例えば、透音性を有している。超音波観察装置1が有する容器101の、少なくとも目的領域10に当接される接触面1011は、例えば、超音波の透過性が高い材質により構成されている。容器101は、内部に、超音波伝達媒質110を有している。例えば、容器101内には、超音波伝達媒質110が充填されている。容器101は、例えば、超音波伝達媒質110を密封可能な容器である。超音波伝達媒質110については

30

【0031】

容器101内には、接触面1011を介して目的領域10に超音波を照射する照射部102が設けられている。照射部102は、例えば、送波振動子で構成される。送波振動子は、照射振動子とも呼ばれる。照射部102が照射する超音波1021は、例えば、平面波、円筒面波または球面波である。超音波1021は、例えば、連続波である。照射部102が照射する超音波は、例えば、予め決められたレベルの超音波や、ユーザにより指定されたレベルの超音波である。レベルは、例えば、強度である。本実施の形態の超音波観察装置1の典型例について説明すると、観測超音波周波数は3MHzである。照射部102は、例えば、超音波を照射する送波振動子や送波器で実現可能である。なお、図1において、超音波1021の矢印は、超音波の進行方向を示す。また、照射部102と、照射部102に信号を供給する配線1022とが接続される部分は、例えば、カバー1023等によりシールされている。照射部101は、例えば、図示しない取り付け部材等により、容器101に取り付けられている。

40

【0032】

また、容器101内には、更に、接触面1011を介して目的領域10側から入射された超音波を集束させる音響レンズ103と、音響レンズ103で集束された超音波が入射される二次元受波器アレイ105と、が設けられている。目的領域10側から音響レンズ

50

103に入射される超音波1031は、例えば、上述した照射部102から照射され、目的領域10や、生体の目的領域10の内側に位置する部位等で反射された超音波である。目的領域10側から入射された超音波は、目的領域10を介して入射された超音波と考えてもよい。

【0033】

音響レンズ103は、目的領域10側からの反射波を受け入れ、その反対側の空間に集束させる。反対側の空間は、例えば、音響空間と考えてもよい。目的領域10側は、接触面1011側と考えてもよい。音響レンズ103は、例えば、接触面1011に対向して配置される。二次元受波器アレイ105は、音響レンズ103で集束された光が照射される側に配置される。なお、図1において、反射された超音波1031の矢印は、超音波の進行方向を示す。

10

【0034】

音響レンズ103は、例えば、略等倍結像を行なうレンズである。ここでの結像は、超音波の結像である。例えば、音響レンズ103の口径は50mm、平面波に対する焦点距離は50mmである。ここでは、例えば、音響レンズ103の像面と焦点面が各々、大略100mmの距離に設定され、大略1:1の結像が行なわれるよう最適化されている。音響レンズ103は、略等倍結像を行なうレンズであることが好ましい。なお、ここでは、一例として、後述する位相連続フレネルレンズを、音響レンズ103として用いている場合について説明する。

【0035】

20

二次元受波器アレイ105は、接触面1011側（目的領域10側）から音響レンズ103に入射された超音波が出射される側に配置される。例えば、二次元受波器アレイ105は、超音波が出射される側の焦点に配置される。例えば、二次元受波器アレイ105は、音響レンズ103の接触面1011側に対して反対側となる観測側の焦点面に配置される。音響レンズ103の観測側とは、音響レンズ103の接触面1011側に対して反対側である。二次元受波器アレイ105は、例えば、受波振動子アレイ、焦点面アレイ、フォーカルプレナアレイ等であってもよい。二次元受波器アレイ105は、複数の受波器1051を有している。二次元受波器アレイ105は、例えば、受波面が口径約32mmの円形、または約32×32mmの正方形を成し、その各々を構成するエレメントである受波器1051は、例えば、受波面が約2×2mmの寸法である。二次元受波器アレイ105は、例えば、全体として総数16×16=256エレメントの受波器1051で構成される。もしくは、端部を切り捨てて円形に近似するならば、二次元受波器アレイ105は、その $\pi/4$ 倍の200エレメントで構成される。ただし、二次元受波器アレイ105の形状や、サイズ、受波器1051数等は問わない。

30

【0036】

上述した照射部102も、例えば、二次元受波器アレイ105と同程度の口径の照射面を有している。照射部102は、例えば、目的領域10あるいはその近傍に、図1に示すように、観測される超音波（つまり反射波）の進行方向に対して、照射される超音波の進行方向が傾斜するよう配置されている。これは、観測される超音波（つまり反射波）の進行方向と交差するよう超音波のビームを照射できるようにするためである。図1には図示していないが、例えば、高周波発信器および電力増幅器が超音波観察装置1の外部に配置され、照射部102に配線1022等により結合される。高周波発信器、および電力増幅器については、公知技術であるため、ここでは説明を省略する。

40

【0037】

ドブラ受信器アレイ107は、二次元受波器アレイ105が有する複数の各エレメント、即ち各受波器1051が取得した受波信号について、それぞれドブラ成分を取得する。このことは、ドブラ受信器アレイ107が、二次元受波器アレイ105が有する複数の各受波器1051からドブラ成分を取得することと考えてもよい。ドブラ受信器アレイ107は、複数のドブラ受信器1071を有している。ドブラ受信器アレイ107が有する複数の各エレメント、即ち各ドブラ受信器1071は、例えば、二次元受波器アレイ105

50

を構成する各受波器１０５１とそれぞれ、配線１０５２により接続され、各ドブラ受信器１０７１は、各受波器１０５１から出力される受波信号からドブラ成分を取得する。なお、図１において、二次元受波器アレイ１０５の、配線１０５２と接続される部分は、例えば、カバー１０５３等によりシールされている。

【００３８】

出力部１０８は、ドブラ受信器アレイ１０７が取得した複数のドブラ成分に応じた情報を出力する。ここでの出力とは、例えば、表示部１０９への表示、プロジェクターを用いた投影、プリンタによる印刷、音出力、外部の装置への送信、記録媒体への蓄積、他の処理装置や他のプログラム等への処理結果の引渡し等を含む概念である。出力部１０８は、モニタ等の出力デバイスを含むと考えるても含まないと考えるても良い。出力部１０８は、出力デバイスのドライバソフトまたは、出力デバイスのドライバソフトと出力デバイス等で実現され得る。なお、出力部１０８が例えば、モニタ等の表示デバイスを有している場合、後述する表示部１０９を省略して、表示部１０９が行なう表示を出力部１０８が行なうようにしてもよい。

【００３９】

ドブラ成分に応じた情報の出力は、例えば、複数のドブラ成分に応じた画像の表示や、画像の蓄積等である。複数のドブラ成分に応じた画像は、例えば、いわゆる超音波エコー画像である。この画像は、図示しない処理部等が複数のドブラ成分を用いて作成してもよく、出力部１０８が作成してもよい。画像は、例えば、表示部１０９に表示される。ドブラ成分に応じた情報の出力は、例えば、ドブラ受信器アレイ１０７が取得した複数のドブラ成分の情報（例えば、複数のドブラ成分の値等）の送信や図示しない格納部等への蓄積等であってもよい。ドブラ成分に応じた情報の出力は、例えば、ドブラ受信器アレイ１０７が取得したドブラ成分に対して出力部１０８がＡ／Ｄ変換を行なって得られた情報の出力であってもよい。ただし、Ａ／Ｄ変換は、ドブラ受信器アレイ１０７において行なうようにしてもよい。ドブラ成分に応じた情報の出力は、例えば、ドブラ受信器アレイ１０７が取得したドブラ成分をそのまま出力することであっても良く、この場合、出力部１０８は、出力インターフェース等と考えるてもよい。ドブラ成分に応じた情報の出力は、ドブラ受信器アレイ１０７が取得した複数のドブラ成分の情報を用いて予め決められた処理等を行なって得られた情報の表示や、送信、蓄積等であってもよい。この場合の予め決められた処理は、図示しない処理部等が行なっても良く、出力部１０８が行なってもよい。

【００４０】

表示部１０９は、例えば、モニタ等の表示デバイスである。表示部１０９は、例えば、出力部１０８が出力する画像を表示する。なお、超音波観察装置１が表示を行わない場合、例えば、出力部１０８が画像を出力しない場合等においては、表示部１０９は省略してもよい。

【００４１】

本実施の形態においては、音響レンズ１０３と二次元受波器アレイ１０５と、がともに、各々独立して、音響レンズ１０３の光軸方向において、前後方向に移動可能のように構成されている。音響レンズ１０３の光軸は、例えば、音の波の伝搬路の中心軸である。例えば、音響レンズの光軸は、音響レンズ１０３の中心を通る音響レンズ１０３の表面に垂直な軸である。音響レンズ１０３の形状が、回転対称形である場合、音響レンズ１０３の光軸は、例えば、音響レンズ１０３の回転対称軸と考えるてもよい。光軸方向に移動するということは、例えば、光軸の伸びる方向に移動することである。超音波観察装置１は、例えば、音響レンズ１０３を音響レンズ１０３の光軸方向において前後方向に移動させるレンズ移動部１０４と、二次元受波器アレイ１０５を音響レンズ１０３の光軸方向において、前後方向に移動させる受波器移動部１０６とを備えている。このレンズ移動部１０４と、受波器移動部１０６とを用いることにより、音響レンズ１０３と、二次元受波器アレイ１０５とをそれぞれ個別に音響レンズ１０３の光軸方向に移動させることができる。本実施の形態においては、音響レンズ１０３と二次元受波器アレイ１０５とが上記のように移動可能になっていることにより、容器１０１の接触面１０１１を目的領域１０の表面に当

接したまま移動させることなく、生体の目的領域１０の内側における所望の深さの位置にピントを合わせることができる。これにより、生体内の所望の深さの位置を観察することが可能となる。また、例えば、生体内の目的領域１０の内側に位置する関心がある対象物、例えば、観察対象となる部位のいずれにピントを合わせるかを、超音波観察装置１を利用する観察者が任意に選択することが可能となる。

【００４２】

例えば、レンズ移動部１０４には、音響レンズ１０３が取り付けられており、レンズ移動部１０４を動作させることで、音響レンズ１０３の位置を移動させることができる。また、例えば、受波器移動部１０６には、二次元受波器アレイ１０５が、取り付けられており、受波器移動部１０６を動作させることで、二次元受波器アレイ１０５の位置を移動させることができる。音響レンズ１０３は、レンズ移動部１０３に直接取り付けられていてもよく、図示しない台座等の取り付け部材等を介して間接的にレンズ移動部１０３に取り付けられていてもよい。かかることは、二次元受波器アレイ１０５においても同様である。

10

【００４３】

レンズ移動部１０４および受波器移動部１０６は、例えば、容器１０１内から容器１０１の外部に伸びるラックを備えたラックピニオン機構を有する部材である。例えば、レンズ移動部１０４のラック１０４１に、音響レンズ１０３が、例えば、図示しない台座等を介して取り付けられており、受波器移動部１０６のラック１０６１に、二次元受波器アレイ１０５が、例えば、図示しない台座等を介して取り付けられている。レンズ移動部１０４のピニオンギア１０４２を回転させることで、ラック１０４１が、音響レンズ１０３の光軸方向の前後方向において移動し、これに伴い、音響レンズ１０３が光軸方向に前後に移動する。また、受波器移動部１０６のピニオンギア１０６２を回転させることで、ラック１０６１が、音響レンズ１０３の光軸方向の前後方向において移動し、これに伴い二次元受波器アレイ１０５が音響レンズ１０３の光軸方向に前後に移動する。ピニオンギア１０４２には、例えば、ハンドル等の操作部１５１が設けられており、この操作部１５１をユーザが回転させることで、手動でピニオンギア１０４２を回転させてラック１０４１を移動させ、音響レンズ１０３を移動させることができる。また、ピニオンギア１０６２には、例えば、ハンドルやノブ等の操作部１５２が設けられており、この操作部１５２をユーザが回転させることで、手動でピニオンギア１０６２を回転させてラック１０６１を移動させ、二次元受波器アレイ１０５を移動させることができる。

20

30

【００４４】

なお、ピニオンギア１０４２やピニオンギア１０６２に、図示しないモータやギア等を取り付けて、ユーザの操作に応じて、モータを電動で回転させることで、ピニオンギア１０４２やピニオンギア１０６２を回転させて、音響レンズ１０３や二次元受波器アレイ１０５を移動させるようにしてもよい。このような場合、モータのオン、オフや、モータの回転方向を指定する操作を受け付けるための操作ボタンやスイッチや、これらの制御に応じてモータを制御する制御部（図示せず）を、上述した操作部１５１や、操作部１５２と考えてもよい。この制御部は制御回路等であってもよい。また、この制御部は、コンピュータにより実現してもよく、この場合、操作入力は、コンピュータの入力画面等を用いて入力できるようにしてもよい。

40

【００４５】

なお、ラック１０４１およびラック１０６１が容器１０１を貫通する部分は、ラック１０４１およびラック１０６１が移動可能となるようパッキン等でシールされていることが好ましい。

【００４６】

ここでは、ラックピニオン機構を有するレンズ移動部１０４および受波器移動部１０６を備えた場合について説明したが、レンズ移動部１０４および受波器移動部１０６は、音響レンズ１０３および二次元受波器アレイ１０５をそれぞれ、音響レンズ１０３の光軸方向において前後方向に移動可能なものであれば、どのようなものであってもよい。例えば

50

、レンズ移動部１０４および受波器移動部１０６は、それぞれ、いわゆるカメラのオートズーム機構と同様の機構を有していても良い。

【００４７】

上述した音響レンズ１０３の光軸とは、例えば、音響レンズ１０３の中心を通り、レンズ面に垂直な直線である。音響レンズ１０３の光軸は、例えば、光学レンズの光軸に相当する。二次元受波器アレイ１０５を、音響レンズ１０３の光軸方向に移動させることは、例えば、二次元受波器アレイ１０５を、二次元受波器アレイ１０５の受波面に垂直な方向に移動させることと考えてもよい。

【００４８】

なお、音響レンズ１０３および二次元受波器アレイ１０５を、音響レンズ１０３の光軸方向に移動させることは、接触面１０１１から入射される超音波、（つまり、接触面から入射される反射波）の進行する経路上を、音響レンズ１０３および二次元受波器アレイ１０５を移動させることと考えてもよい。また、反射波の進行経路の途中に、超音波を反射させる反射板（図示せず）等が設けられており、反射波の進行経路が、この反射波等で屈折される場合等においては、この屈折された反射波の進行経路に沿って、音響レンズ１０３および二次元受波器アレイ１０５を移動させることが、音響レンズ１０３および二次元受波器アレイ１０５を、音響レンズ１０３の光軸方向において移動させることに相当すると考えてもよい。

【００４９】

また、ここでは、音響レンズ１０３と二次元受波器アレイ１０５とがともに、各々独立して移動する場合について説明したが、音響レンズ１０３と二次元受波器アレイ１０５とのうちのいずれか一方のみが移動可能となるようにしてもよい。また、音響レンズ１０３と二次元受波器アレイ１０５とが、連動して移動するようにしてもよい。例えば、ユーザの一の操作等に応じて、音響レンズ１０３と二次元受波器アレイ１０５との両者が同時に近づく、あるいは、同時に遠のくように移動するようにしてもよい。

【００５０】

容器１０１全体の形状は、どのような形状であってもよく、例えば、略円筒状の回転体である。例えば、容器１０１の底面が、接触面１０１１である。例えば、容器１０１の容器１０１の接触面１０１１の厚さは、接触面１０１１以外の側面等の厚さよりも薄いことが好ましい。容器１０１の接触面１０１１が目的領域１０に接して超音波通過の窓となり、容器１０１の側面は強度維持を担う。容器１０１の素材は、特に底面においては、透音性に優れたプラスチックであることが好ましく、例えば、アクリル、ポリオレフィン、ポリエステル、ポリカーボネート等であることが特に好ましい。かかるプラスチック材料はフィラーなしの場合には透音性は優れている場合が多いので、底面すなわち接触面１０１１は強度を維持できる限界程度の厚さであることが好ましい。例えば、接触面１０１１の厚さは、１ｍｍ以下の厚さであることが好ましく、０．２５ｍｍ程度であることが好ましい。このような厚さとすることで、例えば、素材依存性の設計留意事項は捨象できる。なお、ここでは、一例として、容器１０１の素材が透明なプラスチックである場合を例に挙げて示している。

【００５１】

容器１０１の接触面１０１１は、例えば、容器１０１の目的領域１０に向かって凸である凸面であることが好ましい。目的領域１０に向かって凸であるということは、容器１０１の外部に向かって凸であることと考えてもよい。接触面１０１１は、目的領域１０に向かって凸である曲面であることが好ましく、目的領域１０に向かって凸である球面であることが好ましい。接触面１０１１が球面であるということは、例えば、接触面１０１１が、球面の表面の一部を切り取った曲面であることである。この球面の曲率半径は、例えば、５０～１００ｍｍであることが好ましい。接触面１０１１は、通常の超音波診断装置（図示せず）の探触子と同様に、目的領域１０（例えば、体表面）との間に結合用のゲルを介在させて接触させられるが、接触面１０１１が球面であれば、接触面１０１１を目的領域１０に接触した状態で、容器１０１の向きを、例えば、ゲルを潤滑剤としつつ、その球

10

20

30

40

50

面に沿って回転させて変更することができる。これにより、接触面1011と目的領域10との接触位置を変更することなく、超音波観察装置1から照射される超音波の進行方向と、超音波観察装置1に入射される超音波の反射波の進行方向とを変更することができる。つまり、接触面1011と目的領域10との接触位置を変更することなく、音響レンズ103の光軸方向の向きを変更することができる。この場合の、接触面1011と目的領域10との接触位置は、向きを変更する際の支点と考えてもよい。なお、上記の結合に用いられるゲルの代わりに、水やオリーブ油などの液体を代用してもよい。

【0052】

容器101の側壁の内面には、有害な反射の抑圧のために、吸音材1012が設けられている。吸音材1012は、側壁の内面全面に設けられていることが好ましいが、内面の一部の領域にだけ設けられていてもよい。吸音材1012は、例えば、超音波を吸収する素材により構成される。吸音材1012の素材は、例えば、発泡ウレタンや、樹脂系ゴム、ポリ塩化ビニル等である。吸音材1012の代わりに、吸音のための多数の溝や突起物等の吸音構造が設けられていてもよい。また、照射部102と二次元受波器アレイ105との間には漏洩波による直接的な結合を避けるため隔壁1013が設けられている。ただし、吸音材1012や隔壁1013は、適宜省略してもよい。ここでは、一例として、吸音材1012として、透明な素材を用いた場合を例に挙げて示している。

【0053】

容器101内に充填される超音波伝達媒質110は、例えば、液体や、ゾルや、ゲルである。例えば、超音波伝達媒質110として用いられる液体は、例えば、水である。また、液体は、水溶性有機物の水溶液、鉱油、シリコンオイル等であってもよい。この液体は、伝達される超音波の音速に合わせて調整された液体であることが好ましい。

【0054】

音響レンズ103として、例えば、照射部102が照射する超音波の周波数に合わせて最適となるよう設計された、超音波伝達媒質110と音響インピーダンスが整合する遅波物質を用いた位相連続フレネルレンズを用いることが好ましい。

【0055】

図2は、図1において音響レンズ103として用いられている位相連続フレネルレンズの一例を示す図である。ただし、図2は説明のためのものであり、図における位相連続フレネルレンズの凹凸数や、ゾーン等の幅や、凹凸の高さ等は、必ずしも音響レンズ103として実際に用いられる位相連続フレネルレンズを正確に示すものではない。

【0056】

例えば、音響レンズ103は、超音波伝達媒質である水と音響インピーダンスが整合するシリコンを素材とする位相連続フレネルレンズである。位相連続フレネルレンズについては、例えば、「特許文献2：特開平2002-365047号公報（第1頁、第1図等）」、「非特許文献1：森 和義、他4名、"位相連続フレネルレンズのFDTD解析に関する基礎的研究"、信学技報、US2006-34」、「非特許文献2：Kazuyoshi Mori、他4名、"Numerical Analysis of Sound Pressure Fields Focused by Phase Continuous Fresnel Lens Using Finite Difference Time Domain Method"、Japanese Journal of Applied Physics、Vol. 46, No. 7B, 2007, pp. 4990-4997」、「非特許文献3：竹内 康人、"ドブラフォーカスプレニアレイのためのチャンネル受信器について"、信学技報、US2006-19」、「非特許文献4：Kazuyoshi Mori、他4名、"Design for an Aspherical Phase-Continuous Acoustic Fresnel Lens"、Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics, Vol. 28, (2007), pp. 477-478」、「非特許文献5：竹内 康人、"焦点面撮像用位相連続フレネルレンズの開発とそれにより得られた超音波像"、Jpn J Med Ultrasonics, Vo

10

20

30

40

50

1. 32, No. 6, (2005)」等が開示されている。

【0057】

なお、上記においては、音響レンズ103が位相連続フレネルレンズである場合を例に挙げて説明したが、音響レンズ103としては、超音波を収束可能なものであれば、位相連続フレネルレンズ以外のレンズを用いてもよい。例えば、以下の非特許文献6に示されているような、音響レンズ103として、水等の超音波伝達媒質110とは音響インピーダンスが整合しないものの、精密加工が容易な速波物質（例えばアクリル）を用いた凹レンズも採用可能であるし、また、音響レンズ103として、特に、以下の非特許文献7に示されているような、諸般の収差を補正したアプラナート構造を採用することもまた好ましい実施例である。「非特許文献6：松本 さゆり、他2名"水中音響レンズを用いた超音波式三次元映像取得装置の開発"、港湾空港技術研究所報告、独立行政法人港湾空港技術研究所、Vol. 48, No. 4, (2009)」"、「非特許文献7：佐藤 祐治、他4名"アプラナート音響レンズの集束特性"、日本海洋音響学会誌 Vol. 35, No. 3, (2008)」。

【0058】

二次元受波器アレイ105に集束された観測対象物の反射波が照射されるので、目的とするドプラ成分のドプラ画像を得るには、二次元受波器アレイ105の各エレメントである複数の受波器1051の受波信号を各々を相互に関連づけることなくドプラ受信器アレイ107の各エレメントである複数のドプラ受信器1071に入力し、例えば、出力部108が、この複数のドプラ受信器1071によりそれぞれ得られたドプラ信号成分のレベルに呼応するピクセル値を得て、このピクセル値を有する画素で構成される画像を、例えば、モニタ等の表示部109により表示する。受波器1051や、ドプラ受信器1071の構成については、公知であるため、ここでは詳細な説明は省略する。

【0059】

このドプラ受信器アレイ107を構成する複数のドプラ受信器1071は、最も簡便にはいわゆる胎児心拍発見器に用いられるドプラ受信器（図示せず）等と同程度の簡素なものが利用可能である。準備ないし調整しなければならない事項は、例えば、ドプラ受信器1071が復調後に適用するドプラ成分抽出用のドプラフィルタを観測したい現象のドプラシフトの程度に大略整合させておくことのみである。すなわち同じく観測超音波周波数が3MHzの胎児心拍検出器においては「どんどんどん」という心筋の信号まで力強く聴かせたい意図からドプラフィルタの下限カットオフ周波数を例えば50Hz～100Hzとかいう程度の低めの値に設定するが、血流観測の場合にはこれをやや高めにとって200Hz～400Hzとかいう程度にする方が組織の漂動や脈波成分等に由来するアーティファクトを除外してある程度の速度で走行する血球からのドプラ成分だけを選択的に抽出することができるので好ましい。しかしながらこのドプラフィルタの設計仕様は本発明の実施上の自由度のうちであり、本発明自身を拘束するものではない。

【0060】

以下、本実施の形態の超音波観察装置1の使用例について図3を用いて説明する。

【0061】

人体の骨盤腔内（例えば、ダグラス窩）の中部ないし深部の血流分布を観察する場合、観察対象となる対象血流は子宮、直腸、前立腺等に集まっている細目の血行系である。容器101は、等価的には巨大な超音波探触子を成すことになるが、手持ち操作には適さない大きさや重さである場合、超音波観察装置1を、例えば、5軸ないし6軸程度の自由度があり手を離せば空間に定位保持する機能のある保持用のアーム22の先端等に搭載しておく。この保持用のアーム22は、例えば、図示しない操作ノブを観察者であるユーザが握れば、ブレーキを解放して自由に動作可能となって、ユーザが加えた力に追従してアームが移動し、操作ノブを握れば、ブレーキが掛かり、アームがその状態で固定される保持機構を備えている。このような保持機構は、工作機械や科学技術計測器の世界では公知汎用のものであり、医療の世界では歯医者の方の常用する患者の顔面に向けて使用するX線発生装置等に例を見ることができる。なお、ブレーキの代わりに電磁クラッチ等を用いてもよ

い。

【0062】

観察者が、この保持用アーム22を移動させて、容器101の接触面1011を上述べたような結合ゲルを介して被観察対象者である患者20の体表面の関心部位、つまり目的領域10に当接させる。例えば、接触面1011を当接させる場所は、例えば、会陰（perineal）部、肛門の外側、また場合によっては肛門と尾てい骨の間の柔らかい部位、等である。この際、患者20には、図3に示すような載石位（碎石位）の体勢をとらせるか、もしくは助手に両足を抱き抱えて持ち上げさせるかする。このように当接させた状態で観察者は、例えば、出力部108が出力するドプラ成分に応じた画像が表示される表示部109を見ながら、レンズ移動部104の操作部151と、受波器移動部106の操作部152の一方または双方を操作してこの超音波観察装置1のピントを、患者20の体内の目的領域10に対応した位置に存在する目的血行系に合わせる。ピントが合えば表示部109には輝度変調された血行系の像が表示され、その存在を確認することができる。またここでは詳細な説明は省略するが諸々の関連する定量的測定に移ることができる。

10

【0063】

一方、あまり肥満がない患者の場合には腹壁側の恥骨上部からの斜入射による観測が実用的に可能である。このアプローチは特に妊娠早期の妊婦において有益であり、胎児心周辺の血流を3次元的に視認把握し、もって心奇形や大血管の接続関係に異常がないか確認するため等に役立つ。

【0064】

この例では、音響レンズ103と二次元受波器アレイ105とを、音響レンズ103の光軸方向における位置を操作する手段として、ラックピニオン機構であるレンズ移動部104および受波器移動部106を用いて、このレンズ移動部104および受波器移動部106の、容器101の外部に設けられた操作部151および操作部152を操作することで、音響レンズ103と二次元受波器アレイ105との位置を移動させる例について説明したが、本発明においては、これ以外の手段により、音響レンズ103や二次元受波器アレイ105の位置を、音響レンズ103の光軸方向において移動させるようにしてもよい。位置を移動させるための手段や手法として、上記のほかには無数の手段や手法があることは当業者においては自明のことである。

20

【0065】

なお、本実施の形態においては、音響レンズ103として、非球面位相連続フレネルレンズを用いることがより好ましい。例えば、音響レンズ103として球面レンズを用いる場合、大口径になる、すなわちFナンバーが小さくなるに従って、球面収差およびコマ収差を呈するようになる。上述した特許文献2や非特許文献5に示された位相連続フレネルレンズにおいても同様である。このような収差は、レンズの基本的な設計を球面ではなく非球面にすることで大きく改善できることが知られている。非球面平凸レンズの凸面の側の設計は大局的に言う光軸から離れるに従って曲率を低くして行く設計となるが、光学レンズの場合はインコヒーレント収束で考えて良いのでレイトレース法で入射点および出射点での屈折方向を考えるだけで設計が成り立つ。しかしながら、超音波用の位相連続フレネルレンズの場合は、基本思想が電子ビームフォーミングと同様なコヒーレント収束の思想に基づいているので、レイトレース法では設計できずキルヒホフ積分に立ち返った厳密な手法に基づかなければならない。

30

40

【0066】

しかしながら、その場合もフレネルリング状に分割された各々のゾーンの位置、具体的には、光軸からの距離と、波面を曲げるべき角度を計算設計で求めることができる。すなわち、焦点へ向かう行路の波数を、ゾーンを一つ超える都度、1波長分づつ落としていくように、各ゾーンの曲率半径等を設定することで、少なくとも焦点とその近傍に対する近軸設計の非球面位相連続フレネルレンズとすることができるわけである。このゾーン毎の曲面はゾーンの中では球面で近似することができる。すなわち、各々のゾーンが曲率半径の異なる球面の一部であるとする近似することが可能である。この近似はレンズを、シリ

50

コーンで作る時に用いる型の設計および製作に大きな利便性をもたらす。すなわち、上記実施の形態においては、球面収差およびコマ収差を抑圧するために、音響レンズ103として非球面位相連続フレネルレンズを用いるとともに、この非球面位相連続フレネルレンズにおいてはフレネルリング状に分割された各ゾーン毎に曲率半径が異なる球面形状を有しているようにすることが好ましい。ここでの球面形状を有しているということは、例えば、球面で近似される表面形状を有することである。ゾーンが球面形状を有していることは、例えば、ゾーンの表面が、予め決められた曲率半径で表される曲面を有していることと考えてもよい。なお、フレネルレンズの各ゾーンは、例えば、レンズの回転中心軸を中心とした同心円で区切られた領域と考えてもよい。

【0067】

また、本実施の形態の超音波観察装置1においては、超音波伝達媒質110における超音波の伝達速度と、音響レンズ103内の超音波の伝達速度との比が、整数比に近似されるようにすることが好ましい。具体的には、比が整数比に近似されるような素材を、超音波伝達媒質110および音響レンズ103の素材として用いることが好ましい。このようにすることで、例えば、音響レンズ103の設計が容易となるとともに、ピント合わせの際の精度を向上させることができ、高品質な観察が可能となる。

【0068】

例えば、上述した特許文献2や非特許文献5に示されているような音響レンズ103として利用可能な、実用的な設計である位相連続フレネルレンズは、遅波物質、つまり素材として、RTV60（元GE Silicone（現Momentive Performance Materials）社製造）等のシリコンを材料として用いた凸レンズであり、この遅波物質の中での超音波の伝達速度（音速）が大略 1 km/sec. と、レンズの外界（水）の音速（大略 1.5 Km/sec. ）の $2/3$ であることから、遅波物質の中での超音波の伝達方向への3波長分の距離が外界の水の中での2波長分の距離と整合する。このため、レンズの設計は、このような単位で波長を落とす設計となる。しかしながらこれを厳密に評価すると体温 37 度C におけるRTV60の音速は 960 m/sec. 、水の音速は 1524 m/sec. と、 $2:3$ の比率から僅かながらずれている。このずれはゾーン毎の位相バイアスとなり、先ずもって焦点距離の設計値からのずれとなって表れるが、収差除去のための非球面設計との間にも乖離をもたらす。

【0069】

しかしながら、これは、音響レンズ103の外側を満たす液体等の超音波伝達媒質110の、超音波の伝達速度（音速）を 960 m/sec. の $3/2$ 倍の 1440 m/sec. に調整することで解決することができる。例えば、以下の非特許文献8に示すように、重水の伝達速度は、 37 度 において 1428 m/sec. であり、発明者が実験により取得した伝達速度（実測値）では 1434 m/sec. であることから、上述した希望値である 1440 m/sec. に非常によく近似しているので、この目的に合う超音波伝達媒質110として採用することができる。

【0070】

さらにこの重水に微量の軽水を混ぜればこの僅か数 m/sec. の相違を微調整することができる。つまり、重水に軽水を添加して、伝達速度を調整した超音波伝達媒質を用いることで、音響レンズ103と超音波伝達媒質との伝達速度比が適切な超音波観察装置1を容易に得ることが可能となる。重水の音響インピーダンスは軽水とはごく僅かに相違するが、本発明の実施において、観察に影響を与える程の相違ではない。「非特許文献8：Wayne D. Wilson, "Speed of Sound in Heavy Water as a Function of Temperature and Pressure", The Journal of The Acoustical Society of America, Vol. 33, No. 7, 1961, pp. 314-316」。

【0071】

また、本発明の別の好ましい実施例としては、例えば、音響レンズ103の素材をシリ

10

20

30

40

50

コーンとし、容器 101 内の超音波伝達媒質 110 を、重水または重水の微量軽水和物、つまり重水に微量の軽水を添加したものとし、かつ容器 101 内の超音波伝達媒質 110 の液温を図示せぬサーモスタット等により体温程度の温度（好ましくは、36～37℃の範囲の温度）に維持することにより、位相連続の条件をより制度よく維持することができ、これにより性能低下の防止を図ることができる。ここで用いられるシリコーンは、上述した R T V 60 を用いることが好ましい。

【0072】

以上、本実施の形態によれば、音響レンズ 103 および二次元受波器アレイ 105 の少なくとも一方を、音響レンズ 103 の光軸方向に移動させることで観察を行なう深さを変更することができ、生体内を観察するための情報を容易に取得することができる。

10

【0073】

また、上記各実施の形態において、各構成要素は専用のハードウェアにより構成されてもよく、あるいは、ソフトウェアにより実現可能な構成要素については、プログラムを実行することによって実現されてもよい。例えば、ハードディスクや半導体メモリ等の記録媒体に記録されたソフトウェア・プログラムを CPU 等のプログラム実行部が読み出して実行することによって、各構成要素が実現され得る。その実行時に、プログラム実行部は、格納部（例えば、ハードディスクやメモリ等の記録媒体）にアクセスしながらプログラムを実行してもよい。

【0074】

本発明は、以上の実施の形態に限定されることなく、種々の変更が可能であり、それらも本発明の範囲内に包含されるものであることは言うまでもない。

20

【産業上の利用可能性】

【0075】

以上のように、本発明にかかる超音波観察装置は、超音波を用いて観察を行なう装置等として適しており、特に、観察する深さが可変である超音波観察装置等として有用である。

【符号の説明】

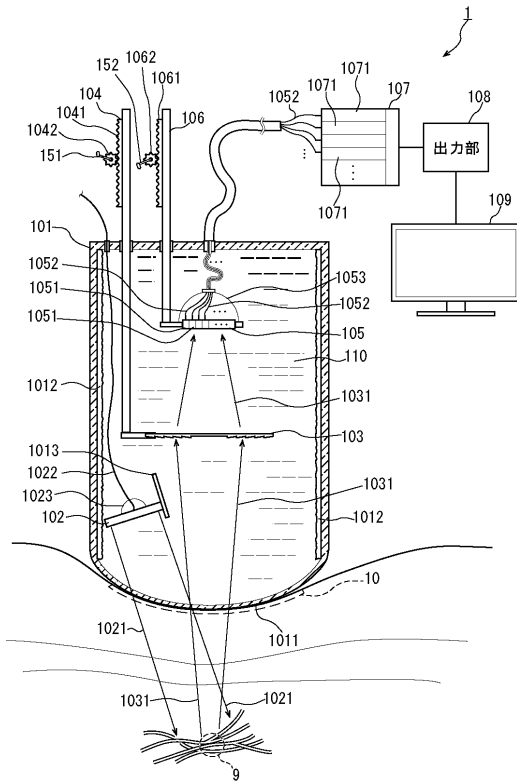
【0076】

- 1 超音波観察装置
- 10 目的領域
- 20 患者
- 22 アーム
- 101 容器
- 102 照射部
- 103 音響レンズ
- 104 レンズ移動部
- 105 二次元受波器アレイ
- 106 受波器移動部
- 107 ドプラ受信器アレイ
- 108 出力部
- 109 表示部
- 110 超音波伝達媒質
- 151、152 操作部
- 1011 接触面
- 1012 吸音材
- 1013 隔壁
- 1051 受波器
- 1071 ドプラ受信器

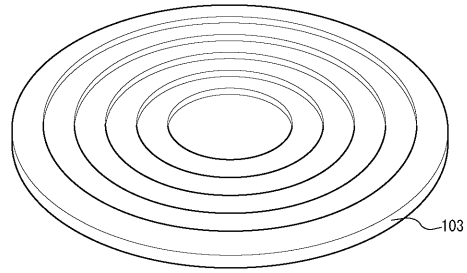
30

40

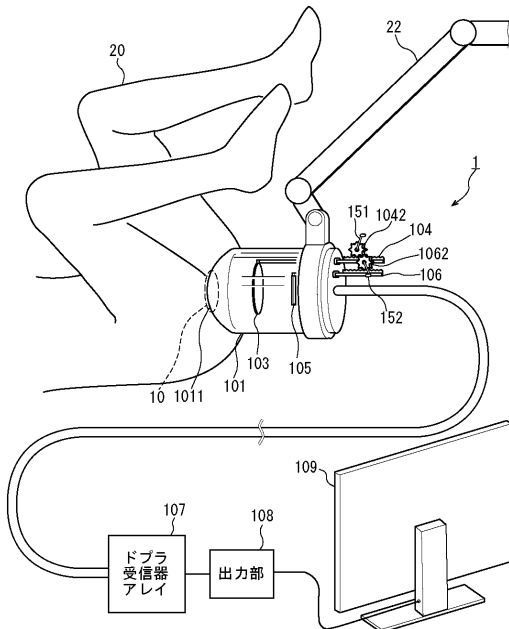
【図 1】



【図 2】



【図 3】



专利名称(译)	具有镜头成像系统和焦平面阵列的三维体积多普勒成像装置		
公开(公告)号	JP2017143870A	公开(公告)日	2017-08-24
申请号	JP2016025604	申请日	2016-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人旭川医科大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人旭川医科大学		
[标]发明人	松本成史 竹内康人		
发明人	松本 成史 竹内 康人		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DD09 4C601/DE01 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/GB06 4C601/GB32 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/GC27 4C601/HH24		
代理人(译)	谷川英日		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地获取用于观察活体的信息的超声波观测装置。解决方案：超声诊断设备包括容器101，容器101中具有超声传输介质并且具有与目标区域接触的接触表面，超声波通过设置在容器中的接触表面照射到目标区域。照射单元102，设置在容器中的声透镜103，用于聚焦从目标区域侧经由接触表面入射的超声波，二维波接收器阵列内提供105是超声波通过声透镜会聚103，分别入射到接收的信号，每个波接收器已获得构成该二维波接收机阵列105，多普勒接收器阵列107，以获得多普勒分量，对应于所述多普勒分量多普勒接收器阵列107所取得的信息用于输出广播输出单元108，声透镜103的方法，其中至少一个或阵列105被设置为在声透镜103的光轴方向上移动二维波接收机。

