

(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2019-122665

(P2019-122665A)

(43) 公開日 令和1年7月25日(2019.7.25)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)

F I  
A61B 8/14

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2018-6580(P2018-6580)  
(22) 出願日 平成30年1月18日(2018.1.18)

(71) 出願人 594164542  
キヤノンメディカルシステムズ株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(74) 代理人 110000866  
特許業務法人三澤特許事務所  
(72) 発明者 岡田 健吾  
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ  
ノンメディカルシステムズ株式会社内  
(72) 発明者 牧田 裕久  
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ  
ノンメディカルシステムズ株式会社内  
(72) 発明者 四方 浩之  
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ  
ノンメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

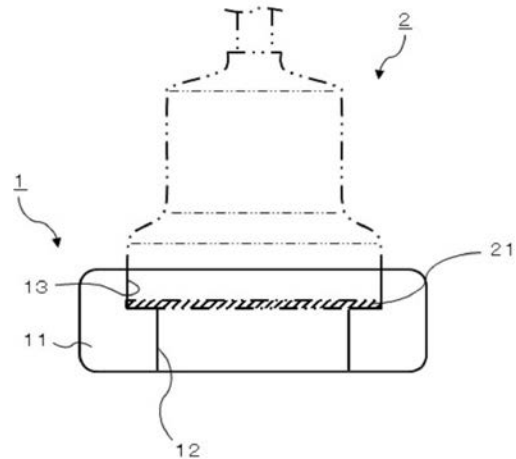
(54) 【発明の名称】 音響カプラ、超音波プローブ及び超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブの操作時における安定性を確保しつつ、音響カプラを使用することに伴う音響減衰による超音波画像に対する弊害を低減させること。

【解決手段】実施の形態における音響カプラは、プローブ保持体と、空隙とを備える。プローブ保持体は、装着時に超音波プローブを保持する。空隙は、プローブ保持体において、超音波プローブにおける音響レンズとプローブ保持体の被検体と接触する面との間に形成されて流動性を有する音響伝搬材を保持する。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

装着時に超音波プローブを保持するプローブ保持体と、  
前記プローブ保持体において、前記超音波プローブにおける音響レンズと前記プローブ保持体の被検体と接触する面との間に形成されて流動性を有する音響伝搬材を保持する空隙と、

を備えることを特徴とする音響カブラ。

**【請求項 2】**

前記空隙は、

前記超音波プローブの前記音響レンズから前記被検体に向けて送信される超音波が通過し、前記超音波の送信方向と直交する音響放射領域を含み、前記音響放射領域よりも広い領域に形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の音響カブラ。

10

**【請求項 3】**

前記空隙は、前記音響レンズと前記被検体とをつなぐ貫通孔であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の音響カブラ。

**【請求項 4】**

前記プローブ保持体は、前記音響レンズの側に前記空隙に連続する開口を備え、前記被検体と接触する面に前記流動性を有する音響伝搬材を保持する膜を備えることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の音響カブラ。

20

**【請求項 5】**

前記プローブ保持体は、前記被検体と接触する面の側に前記空隙に連続する開口を備え、前記音響レンズの側には前記開口が形成されていないことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の音響カブラ。

**【請求項 6】**

超音波の送受波を行う超音波振動子と、

前記超音波振動子の前記超音波の送受波面に接して設けられる音響レンズと、を備え、  
前記音響レンズは、

前記音響レンズと被検体と接触する面との間に形成されて流動性を有する音響伝搬材を保持する空隙を備えていることを特徴とする超音波プローブ。

30

**【請求項 7】**

前記音響レンズは、前記被検体と接触する面の側に前記空隙に連続する開口を備えていることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 8】**

請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の音響カブラを装着する超音波プローブと、  
被検体の診断対象部位に送信される超音波からの反射信号を基に超音波画像を生成する画像処理回路と、

前記超音波画像をディスプレイに表示させる制御回路と、

を備えることを特徴とする超音波画像診断装置。

**【請求項 9】**

請求項 6 または請求項 7 に記載の超音波プローブと、  
被検体の診断対象部位に送信される超音波からの反射信号を基に超音波画像を生成する画像処理回路と、

40

前記超音波画像をディスプレイに表示させる制御回路と、

を備えることを特徴とする超音波画像診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明の実施の形態は、音響カブラ、超音波プローブ及び超音波画像診断装置に関する。

**【背景技術】**

50

## 【 0 0 0 2 】

近年、被検体の検査を行う場合に、被検体の内部情報を収集し、この収集された情報に基づいて被検体内部を画像化して医用画像を生成するモダリティが用いられることがある。このモダリティとしては、例えば、超音波画像診断装置を挙げることができる。超音波画像診断装置は、超音波プローブを被検体である生体の体表に当接させて、診断対象部位に向けて送信された超音波の反射信号を受信して、当該診断対象部位に関する超音波画像を生成する。

## 【 0 0 0 3 】

超音波プローブには、超音波を集束させることにより分解能を向上させて鮮明な画像が得られるように音響レンズが設けられている。但し、当該音響レンズは固定的に設けられているため、超音波の集束位置までの距離（焦点距離）を制御することはできない。

10

## 【 0 0 0 4 】

そのため、例えば、診断対象部位が生体の体表や体表近くである場合には、ゲル状の物質を被検体の超音波を送波する領域に塗布して、操作者が超音波プローブを被検体に当接させず浮かして検査を行う。但しこの場合、操作者による超音波プローブの操作が安定しないことも多く、安定した超音波画像を生成することができない。

## 【 0 0 0 5 】

そこで、このような場合には、生体と超音波プローブとの接触面積拡大により操作時の安定性を確保するべく、超音波プローブに音響カブラを装着して使用し、安定的な超音波画像の生成を行うこととしている。音響カブラを用いることにより、被検体に対する超音波の焦点距離を変更させずに、焦点の、例えば、体表に対する位置をオフセットさせることができる。当該音響カブラとしては、例えば、水袋等が用いられる。

20

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開昭 6 3 - 0 4 9 1 4 6 号公報

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 7 】

しかしながら、上述のような音響カブラを用いた場合に、音響カブラと体表との境目での多重反射によるアーチファクト、すなわち多重エコーが発生し、断層画像に体表から音響カブラの高さをピッチとした虚像が描き出されてしまうことがある。このアーチファクトが診断対象部位に重なると、診断に支障を来す。

30

## 【 0 0 0 8 】

音響カブラを使用すると、少なからず超音波の減衰が生ずる。超音波の減衰が生ずると、感度低下（到達深度低下）等による画像劣化を招来する。特に、周波数が高くなれば高くなる程減衰が大きくなることから、影響が大きい。

## 【 0 0 0 9 】

本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、本発明の目的は、超音波プローブの操作時における安定性を確保しつつ、音響カブラを使用することに伴う音響減衰による超音波画像に対する弊害を低減させることである。

40

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 1 0 】

実施の形態における音響カブラは、プローブ保持体と、空隙とを備える。プローブ保持体は、装着時に超音波プローブを保持する。空隙は、プローブ保持体において、超音波プローブにおける音響レンズとプローブ保持体の被検体と接触する面との間に形成されて流動性を有する音響伝搬材を保持する。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 1 】

【 図 1 】 第 1 の実施の形態における音響カブラを、超音波プローブに装着した状態で正面

50

から示す模式図。

【図 2】第 1 の実施の形態における音響カブラの平面図。

【図 3】図 2 に示す音響カブラを A - A 線で切断して示す断面図。

【図 4】図 2 に示す音響カブラを B - B 線で切断して示す断面図。

【図 5】第 2 の実施の形態における音響カブラの平面図。

【図 6】図 5 に示す音響カブラを C - C 線で切断して示す断面図。

【図 7】第 3 の実施の形態における音響カブラの平面図。

【図 8】図 7 に示す音響カブラを D - D 線で切断して示す断面図。

【図 9】第 1 ないし第 3 の実施の形態における音響カブラの変形例を、超音波プローブを装着した状態で正面から示す模式図。

10

【図 10】第 4 の実施の形態における超音波プローブを正面から示す模式図。

【図 11】第 4 の実施の形態における超音波プローブの側面の一部を切り欠いてその内部を示す側面の一部断面図。

【図 12】第 5 の実施の形態における第 1 のないし第 3 の実施の形態に示す音響カブラを装着した超音波プローブを備える超音波画像診断装置の全体構成を機能的に示す機能ブロック図。

【図 13】第 5 の実施の形態における第 4 の実施の形態に示す超音波プローブを備える超音波画像診断装置の全体構成を機能的に示す機能ブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

20

以下、実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【0013】

(第 1 の実施の形態)

図 1 は、第 1 の実施の形態における音響カブラ 1 を、超音波プローブ 2 に装着した状態で正面から示す模式図である。また、図 2 は、第 1 の実施の形態における音響カブラ 1 の平面図である。

【0014】

音響カブラ 1 は、診断対象部位である体表に対する超音波プローブ 2 から送波される超音波の焦点の位置をオフセットさせる機能を有する。当該音響カブラ 1 は、超音波プローブ 2 に装着されて使用される。

30

【0015】

超音波プローブ 2 は、各超音波振動子により被検体内に超音波を送信してスキャン領域を走査し、被検体からの反射波を反射信号として受信する。なお、このスキャンとしては、例えば B モードスキャンやドプラモードスキャンなど各種のスキャンがある。また、超音波プローブ 2 には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断対象部位に応じて任意に選択される。

【0016】

音響カブラ 1 は、プローブ保持体 11 と、空隙 12 とから構成される。また、図 1 に示す超音波プローブ 2 は、被検体に近い側から順に、音響レンズ 21 と、内部に超音波振動子を備える深触子部 22 と、操作者が超音波プローブ 2 を使用する際に把持する把持部 23 と、接続ケーブル 24 とを備えている。接続ケーブル 24 は、図 1 には図示しない超音波診断装置の装置本体に接続される。

40

【0017】

なお、以下の各実施の形態においては、超音波プローブ 2 が接続ケーブル 24 を備えている例を挙げて説明を行う。但し、超音波プローブ 2 としては、このように接続ケーブル 24 を備えている超音波プローブに限らず、例えば、接続ケーブルを備えないワイヤレスな構成とする超音波プローブであっても構わない。

【0018】

音響レンズ 21 は、超音波の走査方向(図 1 に示す矢印の方向)に直交する方向でかつ超音波の送波方向に、音速によって凸形状または凹形状に形成され、超音波をスライス面

50

に直交する方向に集束させる。以下、図面において音響レンズ 2 1 は、斜線のハッチングで示す。

【 0 0 1 9 】

プローブ保持体 1 1 は、超音波プローブ 2 に装着された際に、超音波プローブ 2 を保持する。装着に当たっては、操作者が超音波プローブ 2 の把持部 2 3 を把持しながら超音波プローブ 2 の超音波の音響レンズ 2 1 側をプローブ保持体 1 1 に形成される装着穴 1 3 に差し込むようにして装着する。装着に際しては、図 1 や図 2 において図示しない装着穴 1 3 及び超音波プローブ 2 にそれぞれ形成されている嵌合部が互いに嵌まることによって、超音波プローブ 2 が音響カプラ 1 のプローブ保持体 1 1 に保持、固定される。

【 0 0 2 0 】

なお、音響カプラ 1 を超音波プローブ 2 に固定する方法については、上述したように装着穴 1 3 を用いる方法の他、操作者による検査の際に音響カプラ 1 が超音波プローブ 2 から脱落しないのであれば、どのような方法も採用することができる。

【 0 0 2 1 】

音響カプラ 1 のプローブ保持体 1 1 の一方に形成された装着穴 1 3 には、超音波プローブ 2 が差し込まれて保持、固定されている。そして他方は、図 1 に示すように、検査の際に被検体に直接接することになる。従って、プローブ保持体 1 1 は、生体適合性を備えている必要がある。但し、超音波プローブ 2 から送波される超音波は、後述する空隙 1 2 を通過し、プローブ保持体 1 1 を通過することはないことから、特に減衰特性に配慮した材質を採用しなくても足りる。

【 0 0 2 2 】

音響カプラ 1 の空隙 1 2 は、プローブ保持体 1 1 において、図 1 に示すように超音波プローブ 2 における音響レンズ 2 1 とプローブ保持体 1 1 の被検体と接触する面との間に形成されて流動性を有する音響伝搬材 G を保持する。

【 0 0 2 3 】

すなわち、空隙 1 2 は、プローブ保持体 1 1 に形成されている。第 1 の実施の形態においては、空隙 1 2 は、装着穴 1 3 と連通して、プローブ保持体 1 1 を貫通する貫通孔として形成されている。

【 0 0 2 4 】

音響カプラ 1 が超音波プローブ 2 に装着されると、空隙 1 2 の一方は、超音波プローブ 2 の音響レンズ 2 1 によって塞がれることになる。一方、音響カプラ 1 が被検体に接触する面の側は、開口したままとなる。操作者が超音波プローブ 2 に音響カプラ 1 を装着して検査を行う場合には、この空隙 1 2 に流動性を有する音響伝搬材 G が充填される。

【 0 0 2 5 】

ここで、音響伝搬材 G は、例えば、超音波ゲル、エコーゼリー、伝搬材等、様々に称呼される物質である。そして、音響伝搬材 G としては、低減衰であり、音響インピーダンスが生体に近い物質が選択される。

【 0 0 2 6 】

本発明の実施の形態においては、特に流動性を有する音響伝搬材 G が用いられるが、上述したように、空隙 1 2 の一方は、超音波プローブ 2 の音響レンズ 2 1 によって塞がれており、検査時には、空隙 1 2 の他方の開口も被検体に接触することで塞がれることになるため、流動性を有する音響伝搬材 G は空隙 1 2 内に保持される。

【 0 0 2 7 】

また、空隙 1 2 は、超音波プローブ 2 から超音波が送信される際の、音響放射領域よりも大きな領域をカバーするように形成されている。すなわち、ここで「音響放射領域」とは、超音波プローブ 2 の音響レンズ 2 1 から被検体に向けて送信される超音波が通過し、超音波の送信方向と直交する領域のことである。図 2 に示す音響カプラ 1 の平面図においては、音響放射領域 O は二点鎖線で示されているが、空隙 1 2 は、この音響放射領域 O を含み、音響放射領域 O よりも広い領域となるように形成される。

【 0 0 2 8 】

10

20

30

40

50

なお、以下に説明する各実施の形態においては、図 1 に示す矢印の方向（走査方向）において、空隙 1 2 の幅が装着穴 1 3 の幅よりも小さくなるように、空隙 1 2 及び装着穴 1 3 が形成されている。しかし、両者の幅が同じになるように、或いは、空隙 1 2 の幅が装着穴 1 3 の幅よりも大きくなるように形成されていても良い。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、図 2 に示す音響カブラ 1 を A - A 線で切断して示す断面図である。また、図 4 は、図 2 に示す音響カブラ 1 を B - B 線で切断して示す断面図である。なお、図 3 及び図 4 においては、理解のために音響カブラ 1 を装着した状態の超音波プローブ 2 を仮想線である二点鎖線で併せて示している。従って、図 3 及び図 4 の断面図において、音響レンズ 2 1 を除き、超音波プローブ 2 の内部構成については、断面を示していない。

10

【 0 0 3 0 】

図 3 及び図 4 に示すように、超音波プローブ 2 は、音響カブラ 1 のプローブ保持体 1 1 に形成された装着穴 1 3 に嵌め込まれている。音響カブラ 1 と超音波プローブ 2 とは、上述したように、図示しない嵌合部で固定される。また、超音波プローブ 2 の音響レンズ 2 1 から超音波が送波される方向には、空隙 1 2 が形成されている。

【 0 0 3 1 】

当該空隙 1 2 には、上述したように、流動性を有する音響伝搬材 G が充填されて保持される。音響伝搬材 G は、低減衰であり、生体に近い音響インピーダンスを備えていることから、音響レンズ 2 1 から送波された超音波は、ほとんど減衰されることなく被検体に到達することになる。

20

【 0 0 3 2 】

また、空隙 1 2 の被検体側の開口は、検査時には、被検体に接触していることから、音響伝搬材 G が空隙 1 2 から漏れることはなく、保持される。同様に、空隙 1 2 と装着穴 1 3 との境界には、超音波プローブ 2 が嵌め込まれており、音響レンズ 2 1 が存在する。従って、こちらの側からも音響伝搬材 G が漏れることはない。

【 0 0 3 3 】

以上説明したような構成を採用する音響カブラを用いることによって、超音波プローブの操作時における安定性を確保しつつ、音響カブラを使用することに伴う音響減衰による超音波画像に対する弊害を低減させることができる。

【 0 0 3 4 】

（第 2 の実施の形態）

次に本発明における第 2 の実施の形態について説明する。なお、第 2 の実施の形態において、上述の第 1 の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

30

【 0 0 3 5 】

第 2 の実施の形態においては、空隙 1 2 の被検体側の開口に膜 1 4 が設けられている。図 5 は、第 2 の実施の形態における音響カブラ 1 A の平面図である。また、図 6 は、図 5 に示す音響カブラ 1 A を C - C 線で切断して示す断面図である。図 5 及び図 6 に示す音響カブラ 1 A には、空隙 1 2 の被検体側の開口に設けられている膜 1 4 がハッチングで示されている。

40

【 0 0 3 6 】

上述した第 1 の実施の形態における音響カブラ 1 においては、空隙 1 2 の被検体側の開口は、構造上特に塞がれていない。従って、検査の際に充填される流動性を有する音響伝搬材 G は、空隙 1 2 の被検体側の開口が被検体によって塞がれることによって、空隙 1 2 内に保持される。但し、当該構造では、音響伝搬材 G の粘性によっては、操作者が超音波プローブ 2 を操作することによって、当該開口から漏れる可能性も考えられる。

【 0 0 3 7 】

そこで、第 2 の実施の形態においては、当該開口に膜 1 4 を設けて、操作者による超音波プローブ 2 の操作の際にも流動性を有する音響伝搬材 G が開口から流出することを防止する。

50

## 【0038】

ここで、膜14として採用される物質は、音響伝搬材Gを保持するとともに、超音波の送受波に伴って音響カプラ1Aと被検体の体表との境目での多重反射によるアーチファクトを発生させない物質が選択される。また、膜14として、空隙12の開口を一様に覆うのではなく、例えば、メッシュ状の構造を備えていても良い。

## 【0039】

なお、空隙12において、音響レンズ21の側であって装着穴13と連続する開口については、このまま開口とされ、特に膜14は設けられない。これは、装着穴13に超音波プローブ2が装着されれば、当該開口からの流動性を有する音響伝搬材Gの流出は防止できるからである。

10

## 【0040】

以上説明したような構成を採用する音響カプラを用いることによって、超音波プローブの操作時における安定性を確保しつつ、音響カプラを使用することに伴う音響減衰による超音波画像に対する弊害を低減させることができる。

## 【0041】

特に、空隙12の被検体側の開口を膜で覆う構成としたことによって、検査の際における音響伝搬材の流出を可能な限り低減させることができる。

## 【0042】

なお、上述した膜14については、プローブ保持体11と一体に形成されていても、或いは、別体であってプローブ保持体11に装着する構成としても良い。

20

## 【0043】

(第3の実施の形態)

次に本発明における第3の実施の形態について説明する。なお、第3の実施の形態において、上述の第1、或いは、第2の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

## 【0044】

第3の実施の形態における音響カプラ1Bにおいては、プローブ保持体11は、被検体と接触する面の側に空隙12に連続する開口を備え、音響レンズ21の側には開口が形成されていない。すなわち、これまでは、空隙12と超音波プローブ2が装着される装着穴13とは連続した開口となるように形成されていたが、第3の実施の形態においては、空隙12と装着穴13とは連続していない。

30

## 【0045】

図7は、第3の実施の形態における音響カプラ1Bの平面図である。また、図8は、図7に示す音響カプラ1BをD-D線で切断して示す断面図である。図7に明らかのように、装着穴13は実線で示されている一方、空隙12については破線で示されている。

## 【0046】

この点を図8に示すD-D線断面図で見ると、音響カプラ1Bにおいて、空隙12と装着穴13とは別々に形成されており、両者は連通していない。すなわち、これまで説明してきた実施の形態とは異なり、第3の実施の形態においては、空隙12は、被検体側には開口を有するものの、超音波プローブ2が装着される側には開口は形成されない。

40

## 【0047】

このように、空隙12と装着穴13との間には、プローブ保持体11による、いわゆる「仕切り」が存在することになる(以下、適宜「仕切り15」と表す)。そのため、プローブ保持体11に音響レンズ21が接し、送受波される超音波がプローブ保持体11を通過する。従って、プローブ保持体11は、生体適合性を備えるだけでなく、低減衰である必要がある。

## 【0048】

以上説明したような構成を採用する音響カプラを用いることによって、超音波プローブの操作時における安定性を確保しつつ、音響カプラを使用することに伴う音響減衰による超音波画像に対する弊害を低減させることができる。

50

## 【 0 0 4 9 】

特に、空隙と装着穴とが連通せず、空隙の開口は被検体側に限られるため、超音波プローブの装着箇所から流動性を有する音響伝搬材が流出することをこれまで以上に防止することができる。

## 【 0 0 5 0 】

また、ここでは、空隙 1 2 と装着穴 1 3 との間の仕切り 1 5 をプローブ保持体 1 1 で形成した例を説明した。但し、「仕切り」はこのようなプローブ保持体 1 1 で形成されずとも、例えば低減衰であり音響伝搬材 G の流出を防止することが可能なフィルムや膜といった部材であっても良い。

## 【 0 0 5 1 】

( 第 1 ないし第 3 の実施の形態における変形例 )

次に本発明における第 1 ないし第 3 の実施の形態における変形例について説明する。これまで説明した各実施の形態における空隙 1 2 では、超音波プローブ 2 と被検体とをつなぐ方向の壁面が、超音波の送受波の方向と平行に形成されていた。一方、当該変形例における空隙 1 2 の上記壁面は、超音波の送受波の方向とは平行には形成されていない。

## 【 0 0 5 2 】

図 9 は、第 1 ないし第 3 の実施の形態における音響カブラ 1 の変形例を、超音波プローブ 2 を装着した状態で正面から示す模式図である。なお、以下においては、各実施の形態における音響カブラ 1 , 1 A , 1 B をまとめて「音響カブラ 1 」と表す。

## 【 0 0 5 3 】

図 9 に示す音響カブラ 1 における空隙 1 2 A は、装着穴 1 3 との境界から被検体側の開口に向けてその開口幅が小さくなるように、テーパが付けられて形成されている。図 9 に示す矢印は、例えば、図 2、図 5、及び図 7 に示す音響放射領域 O の幅を示している。すなわち、空隙 1 2 A における被検体側の開口は、音響放射領域 O の幅となるように形成されている。

## 【 0 0 5 4 】

このように空隙 1 2 A の壁面をテーパを付けて形成することによって、流動性を有する音響伝搬材 G が充填された際であってもその流出を可能な限り防止することができる。特に、第 1 及び第 3 の実施の形態における空隙 1 2 においては、その効果が大きい。

## 【 0 0 5 5 】

なお、当然のことながら、このような構成を採用する音響カブラを用いることによって、超音波プローブの操作時における安定性を確保しつつ、音響カブラを使用することに伴う音響減衰による超音波画像に対する弊害を低減させることができる。

## 【 0 0 5 6 】

( 第 4 の実施の形態 )

次に本発明における第 4 の実施の形態について説明する。なお、第 4 の実施の形態において、上述の第 1、ないし、第 4 の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

## 【 0 0 5 7 】

これまでの第 1 ないし第 3 の実施の形態においては、空隙 1 2 を設けた音響カブラ 1 を超音波プローブ 2 に装着して使用することを前提に、音響カブラ 1 の説明を行ってきた。これに対して、第 4 の実施の形態においては、超音波プローブ自体に空隙を設けた例を説明する。

## 【 0 0 5 8 】

図 1 0 は、第 4 の実施の形態における超音波プローブ 2 A を正面から示す模式図である。また、図 1 1 は、第 4 の実施の形態における超音波プローブ 2 A の側面の一部を切り欠いてその内部を示す側面の一部断面図である。

## 【 0 0 5 9 】

図 1 0 及び図 1 1 に示されているように、第 4 の実施の形態においては、音響レンズ 2 1 A が凹状に形成されている。そして、音響レンズ 2 1 A が凹状に形成されることによ

10

20

30

40

50

て、空隙 2 1 1 が形成される。すなわち、流動性を有する音響伝搬材 G を保持する空隙を音響レンズ 2 1 A によって形成したものである。

【 0 0 6 0 】

ここで、超音波プローブ 2 A の構成としては、音響レンズ 2 1 A の形状が異なるだけで、その他の構成は通常の超音波プローブと変わりはない。すなわち、図 1 1 には、超音波プローブ 2 A の側面の一部が切り欠かれることによってその内部が示されている。

【 0 0 6 1 】

超音波プローブ 2 A の内部には超音波振動子 2 5 が備えられている。超音波振動子 2 5 は、実際には、その複数が走査方向（図 1 の矢印参照）に並べられている。また、超音波振動子 2 5 の背面側（音響レンズ 2 1 A の側ではなく、接続ケーブル 2 4 の側）には、超音波振動子 2 5 を保持するとともに不要な超音波を吸収するパッキング材 2 6 が配置されている。さらに、超音波振動子 2 5 の音響レンズ 2 1 A 側には、被検体との音響整合をとるための整合層 2 7 が付されている。

10

【 0 0 6 2 】

以上説明したように、超音波プローブの音響レンズ自体を凹状に形成し、当該形状によって作出される空隙に流動性を有する音響伝搬材を充填、保持させる構成とした。このような構成を採用することによって、音響減衰による超音波画像に対する弊害を低減させることができる。

【 0 0 6 3 】

特に、第 4 の実施の形態においては、超音波プローブ自体において音響伝搬材の保持を可能としたことから、音響カプラを使用する必要がない。従って、音響カプラを使用することによって生じ得る音響減衰の各種弊害を低減させることが可能となる。併せて、空隙を構成することとなる壁面が音響レンズによって形成されるため、音響レンズ自体を被検体に当接させることによって、操作者における安定的な操作性についても十分な効果を奏することができる。

20

【 0 0 6 4 】

（第 5 の実施の形態）

次に本発明における第 5 の実施の形態について説明する。なお、第 5 の実施の形態において、上述の第 1 ないし第 4 の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

30

【 0 0 6 5 】

第 5 の実施の形態は、これまで説明してきた、第 1 ないし第 3 の実施の形態における音響カプラ 1 を使用した超音波プローブ 2、或いは、第 4 の実施の形態における超音波プローブ 2 A を使用する超音波画像診断装置 S、S 1 に関するものである。図 1 2 は、第 1 のないし第 3 の実施の形態に示す音響カプラ 1 を装着した超音波プローブ 2 を備える超音波画像診断装置 S の全体構成を機能的に示す機能ブロック図である。また、図 1 3 は、第 4 の実施の形態に示す超音波プローブ 2 A を備える超音波画像診断装置 S 1 の全体構成を機能的に示す機能ブロック図である。

【 0 0 6 6 】

図 1 2 に示すように、超音波画像診断装置 S は、被検体に対して超音波の送受信（送受波）を行う音響カプラ 1 を装着した超音波プローブ 2 と、当該超音波プローブ 2 が着脱可能に接続される装置本体 3 とを備えている。また、図 1 3 に示すように、超音波画像診断装置 S 1 は、被検体に対して超音波の送受信（送受波）を行う超音波プローブ 2 A と、当該超音波プローブ 2 A が着脱可能に接続される装置本体 3 とを備えている。

40

【 0 0 6 7 】

なお、装置本体 3 に対して接続される超音波プローブは、音響カプラ 1 を装着した超音波プローブ 2、或いは、超音波プローブ 2 A のいずれかであって、装置本体 3 の内部構成に差はないことから、以下、まとめて装置本体 3 として説明する。

【 0 0 6 8 】

超音波画像診断装置 S、S 1 は、被検体の内部構造や血流状態などを非侵襲に調べるこ

50

とができる医用画像診断装置の一例である。超音波画像診断装置 S, S1 は、先端に振動子（圧電振動子）を備えた超音波プローブ 2, 2A から被検体の内部に向けて超音波を送信する。そして被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生ずる反射波を超音波プローブ 2, 2A の振動子で受信する。このようにして得られた受信信号に基づいて超音波画像を生成する。

【0069】

装置本体 3 は、送信回路 31 と、受信回路 32 と、信号処理回路 33 と、画像処理回路 34 と、ディスプレイ 35 と、入力回路 36 とを備える。送信回路 31 は、超音波プローブ 2 に対する駆動信号の送信を行う。受信回路 32 は、超音波プローブ 2, 2A からの反射信号の受信を行う。信号処理回路 33 は、当該反射信号を処理する。画像処理回路 34 は、超音波画像を生成する。ディスプレイ 35 は、生成された超音波画像を表示する。入力回路 36 は、検査者などの操作者により入力操作されることで入力される信号を受信する。

10

【0070】

さらに、装置本体 3 は、図示しない他の機器との信号の送受信を制御する通信制御回路 37 と、記憶回路 38 と、各部を制御する制御回路 39 とを備えている。またこれら各回路は互いにバス B に接続され、各種信号のやりとりが可能とされている。なお、これら各回路の詳細な機能については、さらに以下に説明する。

【0071】

送信回路 31 は、制御回路 39 による制御に基づき、超音波プローブ 2, 2A に超音波を発生させるための駆動信号、すなわち各圧電振動子に印加する電気パルス信号（以下、「駆動パルス」という）を生成し、その駆動パルスを超音波プローブ 2, 2A に送信する。送信回路 31 は、図示しない、例えば、基準パルス発生回路、遅延制御回路、駆動パルス発生回路等の各回路を備えており、各回路が上述した機能を果たす。

20

【0072】

また、受信回路 32 は、超音波プローブ 2, 2A からの受信信号である反射信号を受信し、その受信信号に対して整相加算を行い、その整相加算により取得した信号を信号処理回路 33 に出力する。

【0073】

信号処理回路 33 は、受信回路 32 から供給された超音波プローブ 2, 2A からの受信信号を用いて各種のデータを生成し、画像処理回路 34 や制御回路 39 に出力する。信号処理回路 33 は、いずれも図示しない、例えば、Bモード処理回路（或いは、Bcモード処理回路）やドプラモード処理回路、カラードプラモード処理回路などを有している。Bモード処理回路は、受信信号の振幅情報の映像化を行い、Bモード信号を基にしたデータを生成する。ドプラモード処理回路は、受信信号からドプラ偏移周波数成分を取り出し、さらに、FFT（Fast Fourier Transform）処理などを施し、血流情報のドプラ信号のデータを生成する。カラードプラモード処理回路は、受信信号に基づいて血流情報の映像化を行い、カラードプラモード信号を基にしたデータを生成する。

30

【0074】

画像処理回路 34 は、信号処理回路 33 から供給されたデータに基づいてスキャン領域に関する二次元や三次元の超音波画像を生成する。例えば、画像処理回路 34 は、供給されたデータからスキャン領域に関するボリュームデータを生成する。そしてその生成したボリュームデータからMPR処理（多断面再構成法）により二次元の超音波画像のデータやボリュームレンダリング処理により三次元の超音波画像のデータを生成する。画像処理回路 34 は、生成した二次元や三次元の超音波画像をディスプレイ 35 に出力する。なお、超音波画像としては、例えば、Bモード画像やドプラモード画像、カラードプラモード画像、Mモード画像などがある。

40

【0075】

ディスプレイ 35 は、画像処理回路 34 により生成された超音波画像や操作画面（例えば、ユーザから各種指示を受け付けるためのGUI（Graphical User I

50

interface)などの各種画像を制御回路39の制御に従って表示する。このディスプレイ35としては、例えば、液晶ディスプレイや有機EL(Electroluminescence)ディスプレイなどを用いることが可能である。

【0076】

入力回路36は、例えば、画像表示、画像の切り替え、モード指定や各種設定などのユーザによる様々な入力操作を受け付ける。この入力回路36としては、例えば、GUI、或いは、ボタンやキーボード、トラックボール、ディスプレイ35に表示されるタッチパネル等の入力デバイスを用いることが可能である。

【0077】

なお、本発明の実施の形態においては、図12、或いは、図13に示すように、ディスプレイ35、入力回路36を超音波画像診断装置1の1つの構成要素として記載しているが、このような構成に限られない。例えば、ディスプレイ35を超音波画像診断装置S、S1の構成要素ではなく、超音波画像診断装置S、S1とは別体に構成することも可能である。また、入力回路を当該別体のディスプレイを用いたタッチパネルとすることも可能である。

10

【0078】

通信制御回路37は、図示しない通信ネットワークに互いに接続される、例えば、図示しない医用画像診断装置(モダリティ)、サーバ装置や医用画像処理装置等と超音波画像診断装置S、S1とを接続させる役割を担っている。この通信制御回路37及び通信ネットワークを介して他の機器とやり取りされる情報や医用画像に関する規格は、DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)等、いずれの規格であっても良い。また、通信ネットワーク等との接続に当たっては、有線、無線を問わない。

20

【0079】

記憶回路38は、例えば、半導体や磁気ディスクで構成されており、制御回路39で実行されるプログラムやデータ、その他の情報が記憶されている。

【0080】

制御回路39は、超音波画像診断装置S、S1の各部を統括的に制御する。制御回路39は、画像処理回路34において生成された超音波画像をディスプレイ35に表示させる。また、これまで説明してきた音響カプラ1を超音波プローブ2に装着して使用する場合、音響カプラ1のオフセット量に応じて超音波画像上の深さゼロミリ(0mm)の位置に相当する送信から受信までの時間を変更する制御を行うことができる。

30

【0081】

なお、ここで例えば、制御回路39が実行する各種機能については、所定のメモリや記憶回路38等に記憶される、例えば、医用画像表示プログラムといったプログラムをプロセッサに実行させることによって実現することも可能である。ここで本明細書における「プロセッサ」という文言は、例えば、専用又は汎用のCPU(Central Processing Unit arithmetic circuit(circuitry))、或いは、特定用途向け集積回路(Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、プログラマブル論理デバイス(例えば、単純プログラマブル論理デバイス(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス(Complex Programmable Logic Device:CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ(Field Programmable Gate Array:FPGA))等の回路を意味する。

40

【0082】

プロセッサは、例えば記憶回路38に保存された、又は、プロセッサの回路内に直接組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。プログラムを記憶する記録回路は、プロセッサごとに個別に設けられるものであっても構わないし、或いは、例えば、図12、或いは、図13における信号処理回路33が行う機能に対応するプログラ

50

ムを記憶するものであっても、さらには図12、或いは、図13に示す記憶回路38の構成を採用しても構わない。記憶回路の構成には、例えば、半導体や磁気ディスクといった一般的なRAM(Random Access Memory)やHDD(Hard Drive)等の記憶装置が適用される。

【0083】

以上説明したような構成を採用する音響カブラ、或いは、超音波プローブを用いることによって、超音波プローブの操作時における安定性を確保しつつ、音響カブラを使用することに伴う音響減衰による超音波画像に対する弊害を低減させることができる。

【0084】

以上、本発明の実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することを意図していない。これらの実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると共に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

10

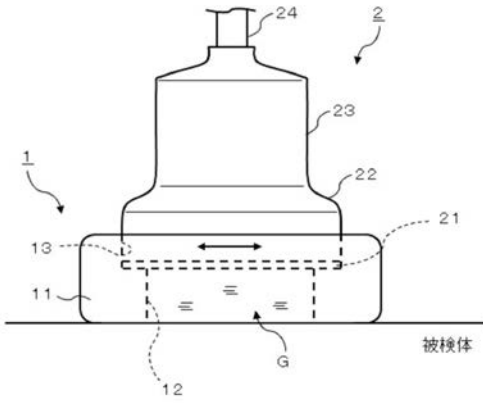
【符号の説明】

【0085】

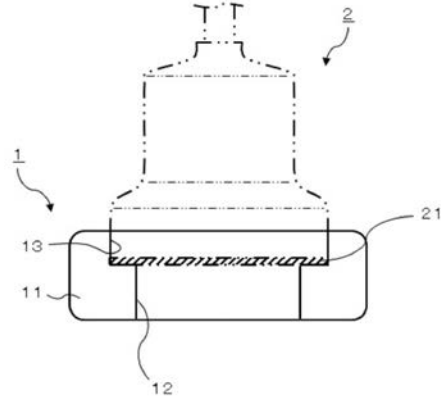
- 1 音響カブラ
- 1 1 プローブ保持体
- 1 2 空隙
- 1 3 装着穴
- 1 4 膜
- 1 5 仕切り
- 2, 2 A 超音波プローブ
- 2 1 音響レンズ
- 2 2 深触子部
- 2 3 把持部
- 2 4 接続ケーブル
- 3 装置本体
- S, S 1 超音波画像診断装置

20

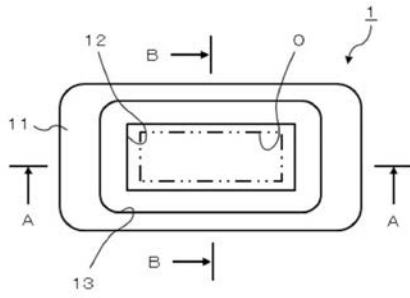
【図1】



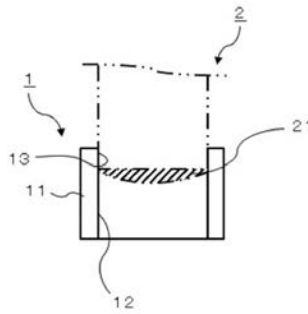
【図3】



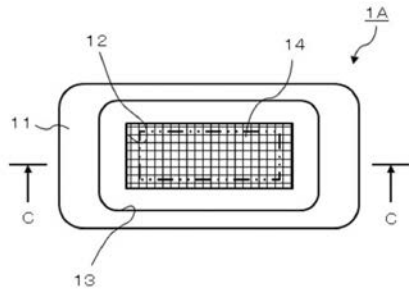
【図2】



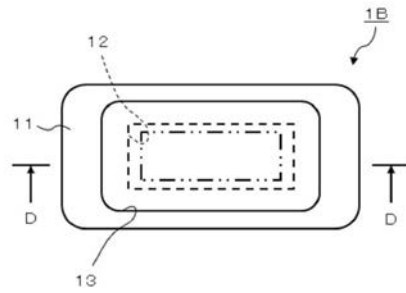
【図4】



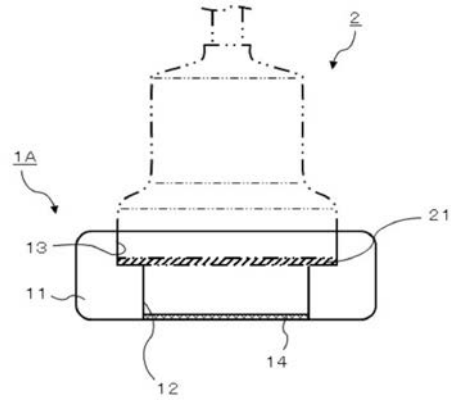
【図5】



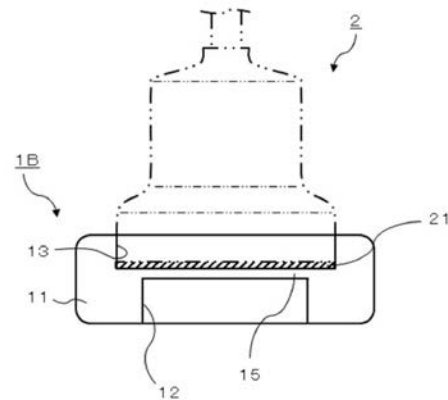
【図7】



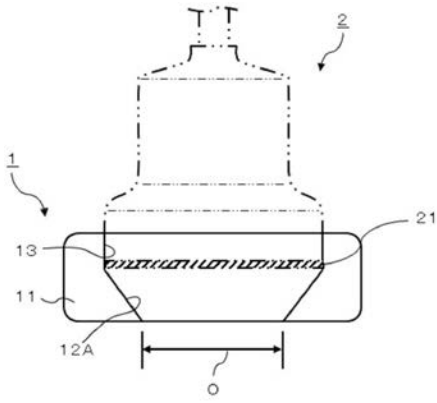
【図6】



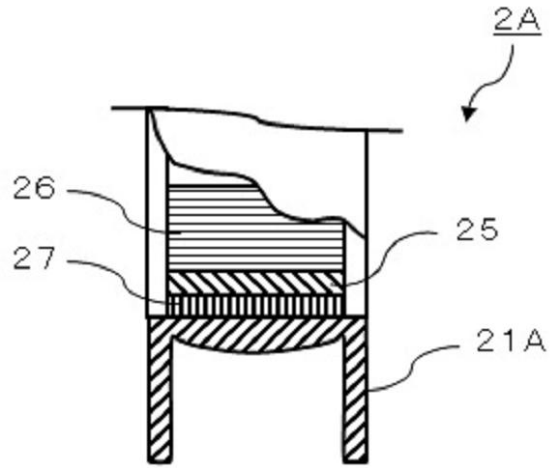
【図8】



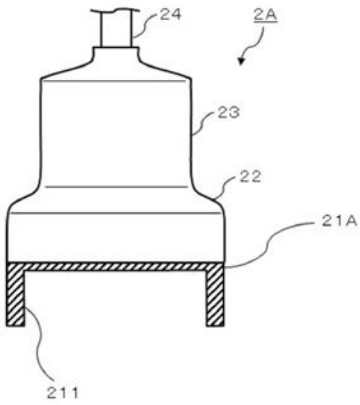
【図9】



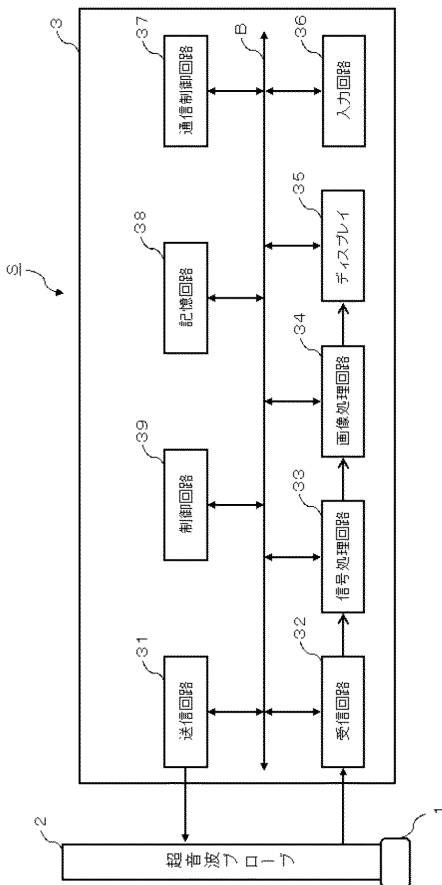
【図11】



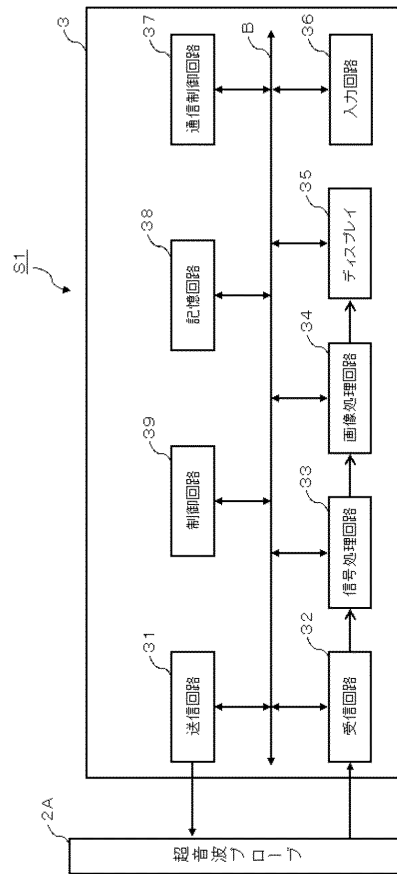
【図10】



【図12】



【図13】



---

フロントページの続き

(72)発明者 武内 俊

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 今村 智久

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE03 EE11 GC01 GC03 GC07 GC11

专利名称(译)	声耦合器，超声探头和超声诊断成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019122665A</a>	公开(公告)日	2019-07-25
申请号	JP2018006580	申请日	2018-01-18
[标]发明人	冈田健吾 牧田裕久 四方浩之 武内俊 今村智久		
发明人	冈田 健吾 牧田 裕久 四方 浩之 武内 俊 今村 智久		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/EE11 4C601/GC01 4C601/GC03 4C601/GC07 4C601/GC11		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的一个目的是减少由于与使用声耦合器相关的声衰减而对超声图像的不利影响，同时确保超声探头操作期间的稳定性。根据一个实施例的声耦合器包括探针支架和间隙。探头支架在安装时固定超声波探头。间隙形成在超声波探头的声透镜和探头支架的与探头支架中的对象接触的表面之间，并且保持具有流动性的声传播材料。[选择]图3

