

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-515736

(P2019-515736A)

(43) 公表日 令和1年6月13日(2019.6.13)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2018-555503 (P2018-555503)
 (86) (22) 出願日 平成28年8月2日(2016.8.2)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年10月22日(2018.10.22)
 (86) 国際出願番号 PCT/CN2016/092857
 (87) 国際公開番号 W02017/181553
 (87) 国際公開日 平成29年10月26日(2017.10.26)
 (31) 優先権主張番号 201610257070.4
 (32) 優先日 平成28年4月22日(2016.4.22)
 (33) 優先権主張国 中国(CN)

(71) 出願人 517073074
 无锡海斯凯尔医学技术有限公司
 WUXI HISKY MEDICAL
 TECHNOLOGIES CO., LTD.
 中国江蘇省无锡市新区太湖国际科技园大学
 科技园530大厦B401室
 B401, 530 Plaza, Univ
 ersity Science Park
 , Taihu Internationa
 l Science&Technolog
 y Park Wuxi, Jiangsu
 214000 (CN)

(74) 代理人 110002262
 TRY国際特許業務法人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び該超音波プローブを有する超音波検査装置

(57) 【要約】

超音波プローブ(100)及び該超音波プローブ(100)を有する超音波検査装置である。該超音波プローブ(100)は、超音波送信及び受信するための超音波トランスデューサアレイ(110)と、超音波トランスデューサアレイ(110)の前端に設置され、流体(133、133')を充填した流体チャンバー(130、130')を含み、流体チャンバー(130、130')が互いに連通した開口(131、131')及びエネルギー受信ポート(132、132')を有し、開口(131、131')が伝導装置(20)の前表面に設置されて且つ弾性膜(134)により覆われる伝導装置(20)と、エネルギー受信ポート(132、132')に接続され、弾性膜(134)を振動して剪断波を生成させるように、流体チャンバー(130、130')内の流体(133、133')にエネルギーを付与するためのエネルギー付与装置(140)と、を備える。該超音波検査装置は完備な超音波トランスデューサアレイ(110)を使用して剪断波情報を含む超音波信号を受信するため、超音波信号を補間、ビームフォーミングする

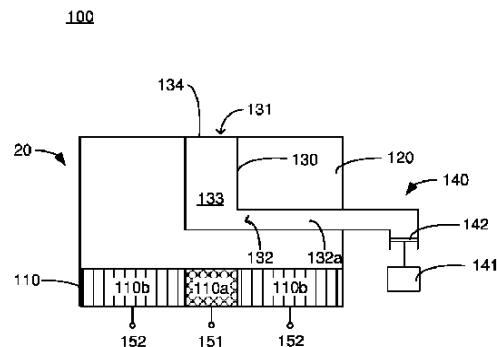


図 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブであって、前記超音波プローブは、
超音波を送信及び受信するための超音波トランスデューサアレイと、
前記超音波トランスデューサアレイの前端に設置され、流体を充填した流体チャンバーを含み、前記流体チャンバーが互いに連通した開口及びエネルギー受信ポートを有し、前記開口が前記伝導装置の前表面に設置されて且つ弾性膜により覆われる伝導装置と、
前記エネルギー受信ポートに接続され、前記弾性膜を振動して剪断波を生成させるように、前記流体チャンバー内の流体にエネルギーを付与するためのエネルギー付与装置と、
を備えることを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記流体は液体であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記流体チャンバーは柱体状を呈することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記開口は円形又はストリップ状を呈することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記エネルギー付与装置はエネルギー生成装置及びエネルギー伝達装置を含み、前記エネルギー伝達装置が前記エネルギー生成装置と前記エネルギー受信ポートとの間に接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 6】

前記エネルギー生成装置はステッパモータ、リニアバイブレータ及び可変速度ポンプの中の一つ又は多種を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記流体チャンバーは前記超音波トランスデューサアレイの形状に合わせ、前記流体チャンバーが前記超音波トランスデューサアレイの前端に接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記伝導装置はアコースティックレンズを更に含み、前記アコースティックレンズが前記超音波トランスデューサアレイの前端に接続され、前記流体チャンバーは前記アコースティックレンズ内に設置されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

30

【請求項 9】

前記超音波トランスデューサアレイにおける前記流体チャンバーの投影に対応した部分は第 1 ポートに接続され、前記超音波トランスデューサアレイのその他の部分は第 2 ポートに接続され、前記第 1 ポートがトランジェントエラストグラフィに用いられ、前記第 1 ポート及び前記第 2 ポートが超音波イメージングに用いられることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

超音波検査装置であって、
請求項 1 - 9 のいずれかに記載の超音波プローブ、及び
前記エネルギー付与装置を駆動するように、前記超音波プローブの前記エネルギー付与装置に接続される駆動ユニットと、
前記超音波トランスデューサアレイが超音波を送信及び受信することを制御するように、前記超音波プローブの前記超音波トランスデューサアレイに接続される超音波ユニットと、

40

前記超音波トランスデューサアレイに接続され、トランジェントエラストグラフィを行うように、剪断波情報を含む第 1 電気信号を受信且つ処理するためのエラストグラフィユニットと、を含む処理装置、を備えることを特徴とする超音波検査装置。

50

【請求項 1 1】

前記エラストグラフィユニットは前記超音波トランスデューサアレイにおける前記流体チャンバーの投影に対応した部分に接続されることを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波検査装置。

【請求項 1 2】

前記超音波ユニットは更に前記超音波トランスデューサアレイから受信した第 2 電気信号に基づき超音波イメージングを行うことに用いられることを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波検査装置。

【請求項 1 3】

前記処理装置は統合処理ユニットを更に含み、前記統合処理ユニットが前記エラストグラフィユニット及び前記超音波ユニットに接続され、前記エラストグラフィユニットと前記超音波ユニットとの処理結果を統合することに用いられることを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波検査装置。

10

【請求項 1 4】

前記統合処理ユニットは更に前記駆動ユニットに接続され、前記駆動ユニットを制御することに用いられることを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波検査装置。

【請求項 1 5】

前記超音波検査装置は前記処理装置に接続される表示装置を更に含むことを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波検査装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は超音波検出技術分野に関し、具体的に超音波プローブ及び該超音波プローブを有する超音波検査装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

トランジェントエラストグラフィ技術は迅速的に発展していた非侵襲的な診断技術であり、このような技術が機械的振動を利用して組織内部で低周波剪断波を生成し、超音波を利用して剪断波が組織内部での伝播を追跡し、剪断波パラメータを測定することによって、計算して組織の弾性、減衰等の関連情報を取得する。現在、トランジェントエラストグラフィ技術は主に肝線維症、脂肪肝等の非侵襲的検出等の分野に用いられる。

30

【0 0 0 3】

従来、トランジェントエラストグラフィ装置は一般的に振動柱を B 超音波プローブの中心を貫き、振動柱が B 超音波プローブの超音波トランスデューサアレイを貫く。該トランジェントエラストグラフィ装置は振動柱の振動を利用して剪断波を生成し、振動柱の周囲の超音波トランスデューサアレイを利用して剪断波の探知情報を取得し、処理によって組織弾性、解剖学的構造等の情報を取得する。しかしながら、このようなトランジェントエラストグラフィ装置が剪断波をモニタリングすることは振動柱の周囲の超音波トランスデューサアレイのみにより完成される。モニタリング情報の中で縦方向変位があるだけでなく、側方変位もあり、処理過程が複雑である。超音波トランスデューサアレイの欠陥は補間、ビームフォーミング等の方法によって補うが、イメージング効果及び正確さに依然として影響を与えて、且つデータ処理量を増加することがある。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 4】

従来、技術に存在している問題を部分的に解決するために、本発明はアコースティックレンズ、該アコースティックレンズを有する超音波プローブ及び該超音波プローブを有する超音波検査装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 5】

50

本発明の一態様による超音波プローブによれば、超音波を送信及び受信するための超音波トランスデューサアレイと、前記超音波トランスデューサアレイの前端に設置され、流体を充填した流体チャンバーを含み、前記流体チャンバーが互いに連通した開口及びエネルギー受信ポートを有し、前記開口が前記伝導装置の前表面に設置されて且つ弾性膜により覆われる伝導装置と、前記エネルギー受信ポートに接続され、前記弾性膜を振動して剪断波を生成させるように、前記流体チャンバー内の流体にエネルギーを付与するためのエネルギー付与装置と、を備える。

【0006】

好ましくは、前記流体は液体である。

【0007】

好ましくは、前記流体チャンバーは柱体状を呈する。

【0008】

好ましくは、前記開口は円形又はストリップ状を呈する。

【0009】

好ましくは、前記エネルギー付与装置はエネルギー生成装置及びエネルギー伝達装置を含み、前記エネルギー伝達装置が前記エネルギー生成装置と前記エネルギー受信ポートとの間に接続される。

【0010】

好ましくは、前記エネルギー生成装置はステッパモータ、リニアバイブレータ及び可変速度ポンプの中の一つ又は多種を含む。

【0011】

好ましくは、前記流体チャンバーは前記超音波トランスデューサアレイの形状に合わせ、前記流体チャンバーが前記超音波トランスデューサアレイの前端に接続される。

【0012】

好ましくは、前記伝導装置はアコースティックレンズを更に含み、前記アコースティックレンズが前記超音波トランスデューサアレイの前端に接続され、前記流体チャンバーが前記アコースティックレンズ内に設置される。

【0013】

好ましくは、前記超音波トランスデューサアレイにおける前記流体チャンバーの投影に対応した部分は第1ポートに接続され、前記超音波トランスデューサアレイのその他の部分は第2ポートに接続され、前記第1ポートはトランジェントエラストグラフィに用いられ、前記第1ポート及び前記第2ポートは超音波イメージングに用いられる。

【0014】

本発明の他の態様による超音波検査装置によれば、以上のようないずれかの超音波プローブ及び処理装置を備える。前記処理装置は、前記エネルギー付与装置を駆動するように、前記超音波プローブの前記エネルギー付与装置に接続される駆動ユニットと、前記超音波トランスデューサアレイが超音波を送信及び受信することを制御するように、前記超音波プローブの前記超音波トランスデューサアレイに接続される超音波ユニットと、前記超音波トランスデューサアレイに接続され、トランジェントエラストグラフィを行うように、剪断波情報を含む第1電気信号を受信且つ処理するためのエラストグラフィユニットと、を含む。

【0015】

好ましくは、前記エラストグラフィユニットは前記超音波トランスデューサアレイにおける前記流体チャンバーの投影に対応した部分に接続される。

【0016】

好ましくは、前記超音波ユニットは更に前記超音波トランスデューサアレイから受信した第2電気信号に基づき超音波イメージングを行うことに用いられることを特徴とする。

【0017】

好ましくは、前記処理装置は統合処理ユニットを更に含み、前記統合処理ユニットが前記エラストグラフィユニット及び前記超音波ユニットに接続され、前記エラストグラフィ

10

20

30

40

50

ユニット及び前記超音波ユニットの処理結果を統合することに用いられる。

好ましくは、前記統合処理ユニットは更に前記駆動ユニットに接続され、前記駆動ユニットを制御することに用いられる。

【0018】

好ましくは、前記超音波検査装置は前記処理装置に接続される表示装置を更に備える。

【発明の効果】

【0019】

本発明による超音波プローブは完備な超音波トランスデューサアレイを使用して切断波情報を含む超音波信号を受信するため、取得した超音波信号を補間、ビームフォーミング等の方法によって補う必要がなく、更に組織弾性を測定する利便性及び正確さを向上させ、処理難度を低下させる。これから見ると、該超音波プローブを使用した超音波検査装置はイメージング効果がよく、データ処理量が小さく、検出速度が速い等の多くの利点を有する。なお、該超音波プローブはトランジェントエラストグラフィ機能をサポートすると同時に、従来の超音波イメージング（従来の画像又は血流イメージングを含む）とトランジェントエラストグラフィの複合機能をサポートする。

10

【0020】

発明内容に一連の単純化した形の概念を引き入れ、これは具体的な実施形態の部分で更に詳細的に説明する。本発明の内容部分は主張された技術的解決手段の主な特徴及び必要な技術的特徴を限定しようとすることを意味しなく、主張された技術的解決手段の保護範囲を確定しようとすることも意味しない。

20

【0021】

以下で図面を組み合わせ、本発明の利点及び特徴を詳細的に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0022】

本発明の以下の図面はここで本発明を理解するための本発明の一部とする。図面で本発明の実施形態及びその叙述を示し、本発明の原理を解釈することに用いられる。図面では、

【図1】図1は本発明の一実施例による超音波プローブの断面図である。

【図2】図2は本発明の一実施例による超音波プローブの上面図である。

【図3】図3は本発明の他の実施例による超音波プローブの断面図である。

30

【図4】図4は本発明の一実施例による超音波検査装置の模式的なブロック図である。

【図5】本発明の他の実施例による超音波検査装置の模式的なブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下の叙述で、徹底的に本発明を理解するように、大量の細部を提供する。しかしながら、当業者は、以下の叙述が本発明の好ましい実施例のみを例示的に示し、本発明は1つ又は複数のこのような細部によって実施されることが理解することができる。なお、本発明と混乱することを避けるために、本分野の公知のある技術的特徴を詳細的に説明しない。

【0024】

40

本発明の一態様によれば、超音波プローブを提供する。図1及び2はそれぞれ本発明の一実施例による超音波プローブの断面図及び上面図を示す。図3は本発明の他の実施例による超音波プローブの断面図を示す。以下、図1-3を組み合わせ、本発明による超音波プローブを詳細的に説明する。図1-3に示すように、超音波プローブ100は超音波トランスデューサアレイ110、伝導装置20及びエネルギー付与装置140を備える。

【0025】

超音波トランスデューサアレイ110は超音波を送信及び受信することに用いられる。超音波トランスデューサアレイ110は組織へ超音波信号を送信するように送信信号を電気-音響変換し、且つ受信信号を生成するように組織により反射した超音波エコー信号を受信して音響-電気変換する。該受信信号は切断波情報を含んでよい。選択的に、該

50

受信信号は組織情報を含んでもよい。前記組織情報は組織の解剖情報及び/又は血流情報等を含んでよく、従来の超音波イメージング(本文で超音波イメージングと略称する)に用いられる。前記超音波イメージングは組織の解剖情報に基づき取得した二次元超音波画像及び/又は血流情報に基づき取得した血流イメージング等を含んでよい。一実施例において、超音波トランスデューサアレイ110はリニアアレイ超音波トランスデューサ、コンベックスアレイ超音波トランスデューサ、フェーズドアレイ超音波トランスデューサ及び二次元(2D)超音波トランスデューサの中の任意の一種又は多種であってよい。超音波トランスデューサアレイ110は剪断波をモニタリングすることに用いられることができる、しかしながら、選択的に、合理的に処理装置を配置することによって、超音波トランスデューサアレイ110は更に従来のイメージング又は血流イメージングに用いられることもできる。

10

【0026】

伝導装置20は超音波トランスデューサアレイ110の前端に設置される。伝導装置20は流体を充填した流体チャンバー130を含む。流体チャンバー130は流体133を充填することに用いられる。該流体133は主にエネルギーを伝達することに用いられ、特に振動(以降で更に詳細的に紹介する)を伝達するため、本発明で言及した「流体」はエネルギー(特に振動)を伝達する全ての物質を含むことを意図する。一般的に、流体133は気体又は液体を含む。流体チャンバー130は超音波エネルギーの伝達経路に設置され、液体と比べて、超音波エネルギーが気体の中での減衰速度が速いため、好ましくは、前記流体は液体である。一つの好ましい実施例において、前記流体133は水である。

20

【0027】

流体チャンバー130は互いに連通した開口131及びエネルギー受信ポート132を有する。開口131は伝導装置20の前表面(即ち図1に示した上表面)に設置される。伝導装置20の前表面とは伝導装置20の人又は動物の体表面に接触される表面を指す。開口131は弾性膜134により覆われる。弾性膜134は各種の弾性材料により製造された膜であってよい。エネルギー受信ポート132は開口131に連通される。エネルギー受信ポート132はエネルギーを受信することに用いられる。エネルギー受信ポート132が受信したエネルギーは流体チャンバー130内の流体を介して伝達した後に弾性膜134に到達し、弾性膜134の振動を誘発し、剪断波を生成し、超音波を利用して剪断波が組織内部での伝播を追跡し、トランジェントエラストグラフィを行い、組織の弾性情報、減衰情報を取得する。エネルギー受信ポート132の構造及び位置は図面によって限定されない。エネルギー受信ポート132はエネルギー付与装置140により提供したエネルギーを受信するように、エネルギー付与装置140を接続することに用いられる。エネルギー受信ポート132の構造はエネルギー付与装置140のエネルギー出力端に合わせるように設計されることができる。エネルギー受信ポート132は流体チャンバー130の例えば側面、底部又は頂部の任意の位置に設置されることができ、その機能を実現すればよい。エネルギー付与装置140により提供したエネルギーを流体チャンバー130内の流体に伝達するように、エネルギー受信ポート132は延伸部132aを含んでよい。当業者は、ある場合において、例えば流体チャンバー130が伝導装置20の辺縁に近づくように設置される場合、或いは流体チャンバー130の横方向(即ち図1に示した水平方向)サイズが大きい場合に、エネルギー受信ポート132は延伸部132aを含まなくてもよいことを理解することができる。なお、エネルギー付与装置140のエネルギー出力端を伝導装置20内に伸び入れるように設計されることができる。この場合において、エネルギー受信ポート132は延伸部132aを含まなくてもよい。しかし、エネルギー付与装置140のエネルギー出力端が伝導装置20内に伸び入ると、超音波トランスデューサアレイ110が送信及び受信した超音波が伝導装置20の中で伝播する際にガス媒体に遇って、超音波のエネルギーを減衰させてしまう可能性がある。

30

40

【0028】

エネルギー付与装置140はエネルギー受信ポート132に接続され、流体チャンバー130内の流体133にエネルギーを付与することに用いられる。該エネルギーは流体1

50

33を介して弾性膜134に伝達し、弾性膜134を振動して剪断波を生成させる。剪断波は体表面から組織内部へ伝播し、外力又は内力作用によって生物組織にわずかな変形を発生させる。剪断波が送信された後に、超音波トランスデューサアレイ110によって超音波を送信し、超音波を利用して剪断波が組織内部での伝播を追跡することによって剪断波のパラメータを測定し、更に、計算して組織の弾性、減衰等の関連情報を取得する。例として、剪断波の周波数は10ヘルツ～1000ヘルツ内であってよい。剪断波の振幅は0.2ミリメートル～5ミリメートルであってよい。

【0029】

本発明による超音波プローブは完備な超音波トランスデューサアレイを使用して剪断波情報を含む超音波信号を受信するため、取得した超音波信号を補間、ビームフォーミング等の方法によって補う必要がなく、更に組織弾性を測定する利便性及び正確さを向上させ、処理難度を低下させる。これから見ると、該超音波プローブを使用した超音波検査装置はイメージング効果がよく、データ処理量が小さく、検出速度が速い等の多くの利点を有する。なお、該超音波プローブはトランジェントエラストグラフィ機能をサポートすると同時に、従来の超音波イメージング（従来の画像又は血流イメージングを含む）とトランジェントエラストグラフィの複合機能をサポートする。

10

【0030】

一実施例において、図1-2に示すように、流体チャンバー130以外、伝導装置20はアコースティックレンズ120を更に含んでよい。アコースティックレンズ120は超音波トランスデューサアレイ110の前端に接続される。流体チャンバー130はアコースティックレンズ120内に設置される。アコースティックレンズ120は図1に示すように流体チャンバー130の側面及び底面から流体チャンバー130を取り囲むことができる。示されないその他の実施例において、アコースティックレンズ120は流体チャンバー130の側面のみから流体チャンバー130を取り囲むことができる。この場合で、流体チャンバー130の底面が超音波トランスデューサアレイ110に接触される。流体チャンバー130の開口131はアコースティックレンズ120の前表面に設置される。アコースティックレンズ120は使用中に人又は動物の体表面に接触される。検出感度即ち測定領域の音圧を向上させるために、フォーカスアコースティックレンズを使用することができる。アコースティックレンズ120は音響を透過することができる任意の材料、例えばシリコンゴム、室温加硫ゴム、高温加硫ゴム等により製造されることができる。流体チャンバー130は様々な形状を有することができ、図に示すような形状に限定されない。つまり、上記の機能を実現することができる様々な形状の流体チャンバー130でも本発明の保護範囲に含まれる。なお、図1-2に1つの流体チャンバー130のみを示したが、アコースティックレンズ120に複数の流体チャンバーを設置してもよい。例示的に、複数の流体チャンバーは直線に沿ってアコースティックレンズ120内に配置されてもよいし、或いは二次元行列の形でアコースティックレンズ120内に配置されてもよい。期望及び/又は必要に応じて、複数の流体チャンバーはその他の任意の適切な形式でアコースティックレンズ120内に配置されてもよい。

20

30

【0031】

他の実施例において、図3に示すように、流体チャンバー130'は超音波トランスデューサアレイ110の前端に接続される。この実施例において、アコースティックレンズを省略した。流体チャンバー130'は超音波トランスデューサアレイ110の形状に合わせる。流体チャンバー130'の開口131'がその前表面に設置される。流体チャンバー130'の前表面は使用中に人又は動物の体表面に接触される。開口131'は流体チャンバー130'の全体の前表面に設置されてよく、前記前表面の一部に設置されてもよい。エネルギー受信ポート132'は開口131'に連通される。エネルギー受信ポート132'はエネルギー付与装置140に接続され、エネルギー付与装置140により提供したエネルギーを受信する。該実施例において前記の実施例と同様又は類似な部材を同様な図面で標記され、且つこれらの同様又は類似な部材に対して、本文で更に詳細的に説明しない。

40

50

【0032】

上記の各種の実施例において、好ましくは、流体チャンバー130及び130'は柱体を呈することができる。柱体が超音波の伝播方向に沿って均一な断面を有し、柱体の断面は円形、半円形、多角形等であってよい。流体チャンバー130及び130'を柱体状に設置することは、エネルギーが伝達過程において流体チャンバー130及び130'の側壁に衝突して損失することを避ける一方で、超音波又は振動が伝達過程において流体チャンバー130及び130'の側壁によって反射又は屈折されてイメージングの計算難度を増加することを避ける。

【0033】

従来のトランジェントエラストグラフィ装置の超音波プローブは主に例えば肝臓の弾性情報、減衰情報等を検出することに用いられ、超音波プローブは主に肋間の体表面に置かれて行って、流体チャンバー130の開口131及び131'のサイズを一般的に小さく設計する。一つの好ましい実施例において、検出領域を点測定するように、流体チャンバー130の開口131及び131'は円形を呈することができる。他の好ましい実施例において、検出領域を肋間検出に適する面測定するように、流体チャンバー130の開口131及び131'はストリップ状を呈することができる。

【0034】

好ましくは、図1及び図3に示すように、エネルギー付与装置140はエネルギー生成装置141及びエネルギー伝達装置142を含んでよい。エネルギー伝達装置142はエネルギー生成装置141とエネルギー受信ポート132及び132'との間に接続される。一実施例において、エネルギー生成装置141はステッパモータ、リニアバイブレータ及び可変速度ポンプの中の一つ又は多種を含んでよい。一実施例において、エネルギー生成装置141は低周波振動を生成することに用いられ、低周波振動がエネルギー伝達装置142によって流体チャンバー130及び130'内の流体に伝達される。エネルギー生成装置141は超音波プローブ100のハウジング(図示せず)内に組み立てられてよく、超音波プローブ100のハウジング外に設置されてもよく、エネルギー伝達装置142によってエネルギーをエネルギー受信ポート132及び132'に出力すればよい。エネルギー伝達装置142は直接エネルギー伝達方式又は間接エネルギー伝達方式によってエネルギー生成装置141が生成した振動を流体133及び133'に伝達することができる。エネルギー伝達装置142はエネルギー受信ポート132及び132'に密封するように接続される。エネルギー伝達装置142は任意の形式の機械的結合装置であってよく、エネルギー生成装置141が出力したエネルギーを流体133及び133'に伝達すればよい。

【0035】

本発明による上記超音波プローブはトランジェントエラストグラフィに用いられることができ、なお、更に画像ガイダンスに基づくトランジェントエラストグラフィに用いられることができる。画像ガイダンスに基づくトランジェントエラストグラフィはトランジェントエラストグラフィと従来の超音波イメージング(即ち超音波イメージング)の機能を統合した。トランジェントエラストグラフィは組織の弾性、減衰等の情報を取得することに用いられる。超音波イメージングは組織の解剖構造、内部流体流速等の情報を取得することに用いられる。取得した解剖構造情報は弾性関連情報の測定に対してガイド位置決め役に立つ。実際の使用過程において、まず超音波イメージング機能を利用し、実際の必要に応じて超音波プローブが組織を正確に位置決めすることを補助及びガイドするように、超音波プローブを移動することによってリアルタイムに生物組織の二次元超音波画像を取得することができ、次に、トランジェントエラストグラフィ機能に切り換え、組織の弾性検出を行う。必要及び/又は期望があれば、超音波イメージング及びトランジェントエラストグラフィを同時に行ってもよい。

【0036】

超音波プローブはトランジェントエラストグラフィと従来の超音波イメージング機能を統合した場合において、図1-2に示した実施例に対して、超音波トランスデューサアレ

10

20

30

40

50

イ 1 1 0 における流体チャンバー 1 3 3 の投影に対応した部分 1 1 0 a は 剪断波情報を含む超音波信号を受信することに用いられ、該超音波信号はトランジェントエラストグラフィに用いられ、全体の超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 はいずれも解剖情報及び/又は血流情報を含む超音波信号を受信することに用いられることができ、該超音波信号は超音波イメージングに用いられる。超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 における流体チャンバー 1 3 3 の投影に対応した部分 1 1 0 a は第 1 ポート 1 5 1 に接続される。超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 のその他の部分 1 1 0 b は第 2 ポート 1 5 2 に接続される。このように、第 1 ポート 1 5 1 はトランジェントエラストグラフィに用いられることができ、且つ第 1 ポート 1 5 1 及び第 2 ポート 1 5 2 は超音波イメージングに用いられることができる。トランジェントエラストグラフィ及び超音波イメージング機能の実現及び使用に対して、以降で更に詳細的に説明する。該好ましい実施例の超音波プローブは従来の超音波イメージングプローブの機能を含む以外、さらに重要なことはトランジェントエラストグラフィの機能をサポートし、組織弾性を測定することができる。使用時に 2 つのプローブの間に切り換える必要がなく、操作者に対して非常に便利である。

10

【 0 0 3 7 】

超音波プローブはトランジェントエラストグラフィと従来の超音波イメージング機能を統合した場合に、図 3 に示した実施例に対して、第 1 ポート及び第 2 ポートを区別しなくてもよく、つまり、超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 の各部分に接続されるポートはトランジェントエラストグラフィに用いられることができるだけでなく、超音波イメージングに用いられることができる。

20

【 0 0 3 8 】

本発明の他の態様によれば、超音波検査装置を更に提供する。図 4 は本発明の一実施例による超音波検査装置の模式的なブロック図を示す。図 4 に示すように、超音波検査装置は超音波プローブ 1 0 0 及び処理装置 2 0 0 を含む。

【 0 0 3 9 】

超音波プローブ 1 0 0 は以上で言及したいずれかの構造を有してよく、簡単化するために、ここで更に詳細的に説明しない。図 4 で図 1 - 2 に示した超音波プローブ 1 0 0 のみを例として超音波検査装置の原理を説明する。しかし、当業者は、超音波検査装置が図 3 に示した超音波プローブを使用してもよいことを理解することができる。

30

【 0 0 4 0 】

処理装置 2 0 0 は駆動ユニット 2 1 0、超音波ユニット 2 2 0 及びエラストグラフィユニット 2 3 0 を含むことができる。

【 0 0 4 1 】

エネルギー付与装置 1 4 0 を駆動するように、駆動ユニット 2 1 0 は超音波プローブ 1 0 0 のエネルギー付与装置 1 4 0 に接続される。駆動ユニット 2 1 0 はエネルギー付与装置 1 4 0 が流体チャンバー 1 3 0 における流体を加圧することを駆動し、流体チャンバー 1 3 0 の弾性膜の振動を推進し、剪断波を生成する。

【 0 0 4 2 】

超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 が超音波を送信及び受信することを制御するように、超音波ユニット 2 2 0 は超音波プローブ 1 0 0 の超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 に接続される。駆動ユニット 2 1 0 は超音波プローブ 1 0 0 が剪断波を送信することを駆動した後に、超音波ユニット 2 2 0 はロードしたイメージングパラメータに基づき、超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 が生物組織内へ超音波を送信することを駆動する。該超音波は剪断波が組織内での伝播を追跡することができ、超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 は反射してきた剪断波情報を含む第 1 超音波信号（即ち超音波エコー）を受信する。超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 は該第 1 超音波信号を第 1 電気信号に変換し、該第 1 電気信号は剪断波情報を含む。一つの具体的な実施例において、超音波ユニット 2 2 0 は超音波送信モジュール、超音波受信モジュール及び送受信スイッチ回路を含むことができる。超音波送信モジュールは超音波トランスデューサアレイ 1 1 0 が超音波信号を送信することを制御することに用いられ、超音波受信モジュールは超音波トランスデューサ

40

50

アレイ 110 が超音波エコー信号を受信することを制御し、送受信スイッチ回路は高圧を隔離することに用いられる。

【0043】

切断波情報を含む第1電気信号を受信して第1電気信号を処理し、トランジェントエラストグラフィを行うように、エラストグラフィユニット230は超音波プローブ100の超音波トランスデューサアレイ110に接続される。前記トランジェントエラストグラフィは組織の弾性情報、及び/又は減衰情報等を取得することに用いられる。

【0044】

好ましくは、エラストグラフィユニット230は超音波トランスデューサアレイ110における流体チャンバー130の投影に対応した部分(例えば図1における110a)に接続される。選択的に、エラストグラフィユニット230は全ての超音波トランスデューサアレイ110或いはその他の任意の部分の超音波トランスデューサアレイ110に接続され、切断波情報を含む第1電気信号を受信してもよい。しかし、好ましい手段(即ちエラストグラフィユニット230は110aに接続される)において、110aによって受信した第1超音波信号に切断波伝播の関連情報が含まれ、且つ補間、ビームフォーミング等の複雑な処理方式によって該第1超音波信号を処理することを必要とせずに組織の弾性情報、減衰情報等を取得することができる。図3に示した実施例において、超音波トランスデューサアレイ110は流体チャンバー130の形状に合わせるため、全ての超音波トランスデューサアレイ110から第1電気信号を受信するように、エラストグラフィユニット230は全ての超音波トランスデューサアレイ110に接続されてもよいことを理解することができる。勿論、選択的に、エラストグラフィユニット230は超音波トランスデューサアレイ110の中の一部のみに接続されてもよい。

10

20

【0045】

本発明による超音波検査装置において、完備な超音波トランスデューサアレイを使用して切断波情報を含む超音波信号を受信するため、取得した超音波信号を補間、ビームフォーミング等の方法によって補う必要がなく、更に組織弾性を測定する利便性及び正確さを向上させ、処理難度を低下させる。これから見ると、該超音波検査装置はイメージング効果がよく、データ処理量が小さく、検出速度が速い等の多くの利点を有する。

【0046】

一つの好ましい実施例において、超音波ユニット220は更に超音波トランスデューサアレイ110から受信した第2電気信号に基づき超音波イメージングを行うことに用いられる。超音波トランスデューサアレイ110は組織内へ従来の超音波イメージングに用いられる超音波を送信し、且つ反射してきた第2超音波信号(即ち超音波エコー)を受信する。前記第2超音波信号に組織の解剖情報及び/又は血流情報等が含まれる。超音波イメージングを行うように、超音波トランスデューサアレイ110は該第2超音波信号を第2電気信号に変換して超音波ユニット220に提供する。第2電気信号の処理機能に対して、超音波ユニット220が従来の超音波イメージング装置における超音波イメージングユニットと類似する。前記処理は例えばビームフォーミング、復調、圧縮、血流推定、スペクトル計算及びDSC変換等の処理等の中の一つ又は多種を含む。前記超音波イメージングは組織の解剖、血流等の情報を取得することに用いられる。該好ましい実施例の超音波検査装置は従来の超音波イメージングの機能を含むだけでなく、さらに重要なことはトランジェントエラストグラフィの機能をサポートし、組織弾性を測定することができる。使用時に2つのプローブの間に切り換える必要がなく、操作者に対して非常に便利である。

30

40

【0047】

一つの好ましい実施例において、図5に示すように、処理装置200は統合処理ユニット240を更に含む。これ以外、図5に示した超音波検査装置は前記実施例における超音波検査装置とほぼ同じであるため、図5で同様又は類似な部材が同様な図面で標記され、且つこれらの同様又は類似な部材に対して、本文で更に詳細的に説明しない。統合処理ユニット240はエラストグラフィユニット230及び超音波ユニット220に接続される。組織弾性、減衰、解剖構造、血流等の様々な生物組織情報を提供するように、統合処理

50

ユニット 240 はエラストグラフィユニット 230 及び超音波ユニット 220 の処理結果を統合することができる。選択的に、統合処理ユニット 240 は更に超音波ユニット 220 及びエラストグラフィユニット 230 のために超音波イメージングのパラメータ制御を提供してもよい。例示的に、超音波ユニット 220 及びエラストグラフィユニット 230 によって超音波トランスデューサアレイ 110 のオン時間、オフ時間、パルス幅、パルス反復率等の方面を制御するように、統合処理ユニット 240 は超音波伝播速度、アレイ素子間隔及びプロービング深さ等のパラメータに基づき計算することができる。

【0048】

更なる好ましい実施例において、統合処理ユニット 240 は更に駆動ユニット 210 に接続され、駆動ユニット 210 を制御することに用いられる。例として、統合処理ユニット 240 は駆動ユニット 210 がエネルギー付与装置 140 の振動を駆動する振動振幅、周波数、時間を制御することができる。

10

【0049】

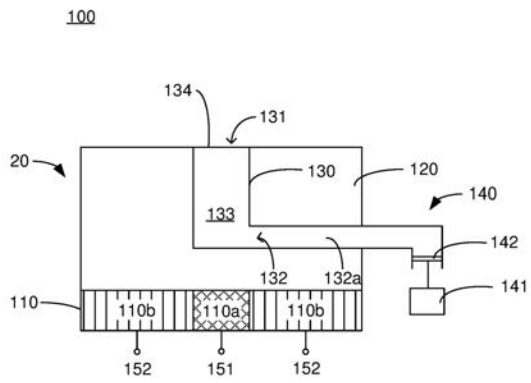
一実施例において、図 4 - 5 に示すように、超音波検査装置は処理装置 200 の表示装置 300 を更に含む。表示装置 300 は組織の二次元超音波画像、血流画像、及び / 又は弾性情報及び減衰情報等を表示することに用いられる。選択的に、統合処理ユニット 240 が計算した処理結果を表示するように、表示装置 300 は統合処理ユニット 240 に接続されることができる。選択的に、処理装置 200 に統合処理ユニット 240 が含まない実施例において、エラストグラフィユニット 230 及び / 又は超音波ユニット 220 の処理結果を直接に表示するように、表示装置 300 は直接にエラストグラフィユニット 230 及び / 又は超音波ユニット 220 に接続されることができる。

20

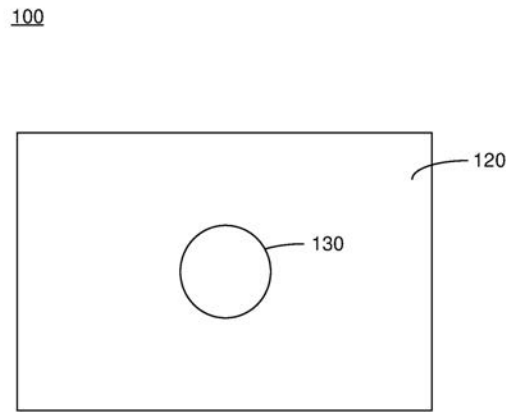
【0050】

本発明は上記実施例によって説明したが、理解すべきなのは、上記実施例は例示及び説明のみを目的として、本発明を説明された実施例の範囲に制限することを意味しない。なお、当業者が理解することができるのは、本発明は上記実施例に制限されず、本発明の教導に応じてより多くの変形及び修正を行うことができ、これらの変形及び修正はいずれも本発明が主張した範囲に含まれる。本発明の保護範囲は付いた請求項の範囲及びその等価範囲によって定義される。

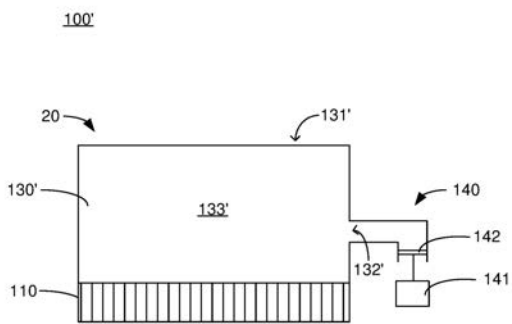
【 図 1 】



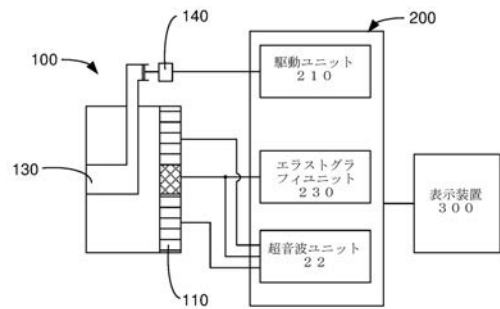
【 図 2 】



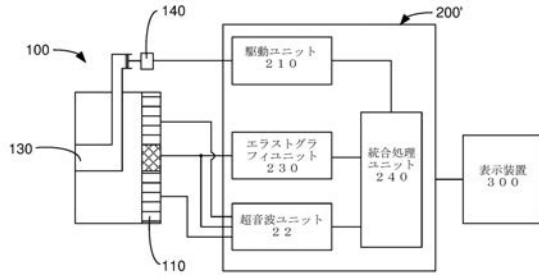
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 国际调查报告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/CN2016/092857
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 8/08 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
A61B 8/-; A61N 7/-		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
CNKI, CNPAT, WPI, EPODOC: coupling agent, coupling liquid, ultrasonic, ultrasound, supersonic, supersound, hyperacoustic, hypersonic, probe, detector, energy, conversion, converter, transducer, array, transmit+, emit+, emission, receive+, fluid, liquid, couplant, cavity, film, membrane, coat, elastic, flexible, soft, shear, wave, librat+, oscillat+, vibrat+		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 105748106 A (MAO, Junwei) 13 July 2016 (13.07.2016) claims 1-15	1-15
X	CN 101600392 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 09 December 2009 (09.12.2009) description, page 4, line 6 to page 9, line 8, and figures 1-4	1-15
A	CN 104394933 A (MEDTRONIC ARDIAN LUXEMBOURG) 04 March 2015 (04.03.2015) the whole document	1-15
A	CN 105455850 A (SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS USA, INC.) 06 April 2016 (06.04.2016) the whole document	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family	
Date of the actual completion of the international search 19 December 2016	Date of mailing of the international search report 03 January 2017	
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer WANG, Ning Telephone No. (86-10) 52871187	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2016/092857

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 1569276 A (YUNNAN UNIVERSITY) 26 January 2005 (26.01.2005) the whole	1-15
A	CN 101912278 A (CHEN, Qingwu) 15 December 2010 (15.12.2010) the whole document	1-15
A	US 2009221917 A1 (FUJITSU LTD.) 03 September 2009 (03.09.2009) the whole document	1-15
A	JP 2005103193 A (HITACHI MEDICAL CORP. et al.) 21 April 2005 (21.04.2005) the whole document	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2016/092857

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 105748106 A	13 July 2016	None	
CN 101600392 A	09 December 2009	WO 2008090504 A1	31 July 2008
		JP 2010516372 A	20 May 2010
		EP 2124754 A1	02 December 2009
CN 104394933 A	04 March 2015	WO 2013162694 A1	31 October 2013
		EP 2841161 A1	04 March 2015
		US 2015080926 A1	19 March 2015
CN 105455850 A	06 April 2016	DE 102015116383 A1	31 March 2016
		JP 2016067925 A	09 May 2016
		KR 20160037790 A	06 April 2016
		US 2016089110 A1	31 March 2016
CN 1569276 A	26 January 2005	None	
CN 101912278 A	15 December 2010	None	
US 2009221917 A1	03 September 2009	GB 2457240 A	12 August 2009
		US 9078593 B2	14 July 2015
		GB 2457240 B	10 April 2013
JP 2005103193 A	21 April 2005	JP 4263575 B2	13 May 2009

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2016/092857

A. 主题的分类 A61B 8/08(2006.01)i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类	
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) A61B 8/-, A61N 7/- 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) CNKI, CNPAT, WPI, EPODOC; 超声, 探头, 换能器, 阵列, 发射, 接收, 流体, 液体, 耦合剂, 耦合液, 腔, 膜, 弹性, 柔性, 软, 剪切波, 振动, ultrasonic, ultrasound, supersonic, supersonic, supersonic, hyperacoustic, hypersonic, probe, detector, energy, conversion, converter, transducer, array, transmit+, emit+, emission, receive+, fluid, liquid, couplant, cavity, film, membrane, coat, elastic, flexible, soft, shear, wave, librat+, oscillat+, vibrat+	
C. 相关文件	
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落 相关的权利要求
PX	CN 105748106 A (毛军卫) 2016年 7月 13日 (2016 - 07 - 13) 权利要求1-15 1-15
X	CN 101600392 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2009年 12月 9日 (2009 - 12 - 09) 说明书第4页第6行至第9页第8行, 附图1-4 1-15
A	CN 104394933 A (美敦力阿迪安卢森堡有限公司) 2015年 3月 4日 (2015 - 03 - 04) 全文 1-15
A	CN 105455850 A (美国西门子医疗解决公司) 2016年 4月 6日 (2016 - 04 - 06) 全文 1-15
A	CN 1569276 A (云南大学) 2005年 1月 26日 (2005 - 01 - 26) 全文 1-15
A	CN 101912278 A (陈庆武) 2010年 12月 15日 (2010 - 12 - 15) 全文 1-15
<input checked="" type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。 <input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。	
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件	
国际检索实际完成的日期 2016年 12月 19日	国际检索报告邮寄日期 2017年 1月 3日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451	受权官员 王宁 电话号码 (86-10)52871187

表 PCT/ISA/210 (第2页) (2009年7月)

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2016/092857

C. 相关文件		
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	US 2009221917 A1 (FUJITSU LTD.) 2009年 9月 3日 (2009 - 09 - 03) 全文	1-15
A	JP 2005103193 A (HITACHI MEDICAL CORP. 等) 2005年 4月 21日 (2005 - 04 - 21) 全文	1-15

表 PCT/ISA/210 (第2页) (2009年7月)

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/092857

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	105748106	A	2016年 7月 13日	无			
CN	101600392	A	2009年 12月 9日	WO	2008090504	A1	2008年 7月 31日
				JP	2010516372	A	2010年 5月 20日
				EP	2124754	A1	2009年 12月 2日
CN	104394933	A	2015年 3月 4日	WO	2013162694	A1	2013年 10月 31日
				EP	2841161	A1	2015年 3月 4日
				US	2015080926	A1	2015年 3月 19日
CN	105455850	A	2016年 4月 6日	DE	102015116383	A1	2016年 3月 31日
				JP	2016067925	A	2016年 5月 9日
				KR	20160037790	A	2016年 4月 6日
				US	2016089110	A1	2016年 3月 31日
CN	1569276	A	2005年 1月 26日	无			
CN	101912278	A	2010年 12月 15日	无			
US	2009221917	A1	2009年 9月 3日	GB	2457240	A	2009年 8月 12日
				US	9078593	B2	2015年 7月 14日
				GB	2457240	B	2013年 4月 10日
JP	2005103193	A	2005年 4月 21日	JP	4263575	B2	2009年 5月 13日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72) 発明者 毛 軍衛

中国江蘇省无錫市无錫新区清源路新安花苑一区89号602室

Fターム(参考) 4C601 DD03 DD19 DD23 EE09 GB03 GC02 GC11

【要約の続き】

必要がなく、測定の利便性及び正確さを向上させるため、イメージング効果がよく、データ処理量が小さく、検出速度が速い。超音波検査装置はトランジェントエラストグラフィ機能をサポートすると同時に、従来の超音波イメージングとトランジェントエラストグラフィの複合機能をサポートする。

专利名称(译)	超声波探头和具有超声波探头的超声波检查装置		
公开(公告)号	JP2019515736A	公开(公告)日	2019-06-13
申请号	JP2018555503	申请日	2016-08-02
[标]申请(专利权)人(译)	无锡海斯凯尔医学技术有限公司		
发明人	毛 軍衛		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/085 A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/485 A61B8/08 A61B8/0833 A61B8/4494 B06B1/18 B06B1/20 A61B8/4477 A61B8/54 A61B8/4488 B06B1/02 B06B1/0622 B06B1/0666		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/GC02 4C601/GC11		
优先权	201610257070.4 2016-04-22 CN		
其他公开文献	JP6684364B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波检查装置，包括超声波探头（100）和超声波探头（100）。超声波探头（100）设置在超声换能器阵列（110）的前端，用于超声波发射和接收，并且位于超声换能器阵列（110）的前端，并且填充有流体（133,133''）。流体室（130,130''）包括开口（131,131''）和彼此流体连通的能量接收端口（132,132''），流体室（130,130''）是开口（131,131''）。）连接到安装在导电装置（20）的前表面上并被弹性膜（134）覆盖的导电装置（20）和能量接收端口（132,132''）以使弹性膜（134）振动并且能量施加器（140）用于将能量施加到流体室（130,130''）中的流体（133,133''）以产生剪切波。超声检查设备使用完整的超声换能器阵列（110）来接收包括剪切波信息的超声信号，使得不必对超声信号进行内插和波束形成，以及测量的便利性和为了提高精度，成像效果好，数据处理量小，检测速度快。超声系统支持瞬态弹性成像以及常规超声成像和瞬态弹性成像的组合功能。

