

(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2010-540061

(P2010-540061A)

(43) 公表日 平成22年12月24日(2010.12.24)

|                        |              |             |
|------------------------|--------------|-------------|
| (51) Int. Cl.          | F 1          | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 8/12 (2006.01) | A 6 1 B 8/12 | 4 C 6 0 1   |
| A 6 1 B 8/08 (2006.01) | A 6 1 B 8/08 |             |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

|               |                              |          |   |
|---------------|------------------------------|----------|---|
| (21) 出願番号     | 特願2010-526403 (P2010-526403) | (71) 出願人 | 590000248<br>コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ<br>オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1            |
| (86) (22) 出願日 | 平成20年9月23日 (2008. 9. 23)     | (74) 代理人 | 100087789<br>弁理士 津軽 進   |
| (85) 翻訳文提出日   | 平成22年3月18日 (2010. 3. 18)     | (74) 代理人 | 100122769<br>弁理士 笛田 秀仙  |
| (86) 国際出願番号   | PCT/IB2008/053871            | (72) 発明者 | ラウンドヒル ディヴィッド エヌ<br>アメリカ合衆国 ニューヨーク州 105<br>10-8001 ブリアクリフ マノアー<br>ピーオー ボックス 3001 345<br>スカボロー ロード |
| (87) 国際公開番号   | W02009/040738                |          |   |
| (87) 国際公開日    | 平成21年4月2日 (2009. 4. 2)       |          |   |
| (31) 優先権主張番号  | 60/975, 577                  |          |   |
| (32) 優先日      | 平成19年9月27日 (2007. 9. 27)     |          |   |
| (33) 優先権主張国   | 米国 (US)                      |          |   |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フルマトリクスアレイの機械的変換システム及び方法

(57) 【要約】

診断用イメージングのための超音波トランスデューサ組立体 10 が提供される。この超音波トランスデューサは、適用される解剖学的制約に適合するよう構成され寸法設定される長手状ハウジング 12 を含む。この組立体は、2次元マトリクスアレイのトランスデューサ素子 22 を含むセンサ組立体と、概して140度かける80度の視界を通じて2次元マトリクスアレイのトランスデューサ素子 22 を物理的に変換するための変換機構 32 とを含む。関節制御機構 38 によって、医師は、例えば胎児イメージングのために所望の画像形成位置の中へ超音波トランスデューサ 10 の先端 14 を動かすことができる。

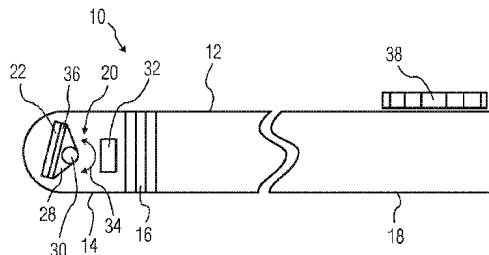


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波トランスデューサ組立体であって、  
先端部を含む長手状ハウジングと、  
アジマス次元及びこのアジマス次元に直角な仰角次元において延在し、前記長手状ハウジングの前記先端部に対して配置されるトランスデューサ素子の 2 次元フェーズドアレイと、  
視界を通じて前記トランスデューサ素子の 2 次元フェーズドアレイを物理的に変換するための変換手段と、  
を有する組立体。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記変換手段は、前記トランスデューサ素子の 2 次元フェーズドアレイを変換軸に関し変換する、組立体。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記変換軸は、前記長手状ハウジングにより規定される長手軸に直角である、組立体。

**【請求項 4】**

請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記トランスデューサ素子の 2 次元フェーズドアレイは、平面マトリクスアレイである、組立体。

**【請求項 5】**

請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記長手状ハウジングは、解剖学的制約に適合するよう構成され寸法設定される、組立体。

20

**【請求項 6】**

請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記トランスデューサ素子の 2 次元フェーズドアレイとの電氣的通信状態におかれるサブビームフォーマ電子回路部をさらに有し、前記サブビームフォーマ電子回路部は、前記変換手段により当該視界を通じて変換される、組立体。

**【請求項 7】**

請求項 1 に記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記長手状ハウジングに対して前記トランスデューサ素子の 2 次元フェーズドアレイの関節を制御するための関節制御手段をさらに有する組立体。

30

**【請求項 8】**

請求項 7 に記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記関節制御手段は、前記長手状ハウジングに対して前記トランスデューサ素子の 2 次元フェーズドアレイの関節を前記長手状ハウジングの長手軸に略直角な方向において制御する、組立体。

**【請求項 9】**

請求項 8 に記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記長手状ハウジングはさらに、前記先端部に隣接した中間部と、前記中間部に隣接した基部とを含み、前記関節制御手段は、前記基部に対して前記先端部を動かすよう適合させられている、組立体。

**【請求項 10】**

請求項 9 に記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記長手状ハウジングの前記中間部は、柔軟性がある、組立体。

40

**【請求項 11】**

請求項 1 ないし 10 のうちいずれか 1 つに記載の超音波トランスデューサ組立体であって、前記変換手段は、前記トランスデューサ素子の 2 次元フェーズドアレイを所定の視界を通じて物理的に変換するよう適合させられている、組立体。

**【請求項 12】**

超音波診断用イメージングを行うための方法であって、  
先端部を含む長手状ハウジングを有する超音波トランスデューサ組立体に、これに対して配置された 2 次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子を設け、当該トランスデ

50

ーサ素子の２次元フェーズドアレイが、アジマス次元及び前記アジマス次元に直角な仰角次元において延在するものとするステップと、

視界を通じて前記２次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子を物理的に変換するステップと、  
を有する方法。

【請求項１３】

請求項１２に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、前記変換ステップは、前記長手状ハウジングの長手軸に直角な軸に関して前記２次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子を物理的に変換することを含む、方法。

【請求項１４】

請求項１２に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、前記超音波トランスデューサ組立体を経膈的に配置し胎児診断用イメージングを行うステップをさらに有する方法。

【請求項１５】

請求項１４に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、胎児の心臓のリアルタイム３次元ボリュームイメージングを行うステップをさらに有する方法。

【請求項１６】

請求項１５に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、カラードップラ情報を取り込み前記胎児心臓の血管を通じる血流を表示するステップをさらに有する方法。

【請求項１７】

請求項１２に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、仰角次元において得られるデータを用いて厚いスライス視界を表示するステップをさらに有する方法。

【請求項１８】

請求項１２に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、目標領域に向かい前記長手状ハウジングの長手軸に対して前記２次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子を物理的に関節接合するステップをさらに有する方法。

【請求項１９】

請求項１８に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、前記関節接合ステップは、目標領域に対して前記長手状ハウジングの長手軸に対して前記先端部を物理的に関節接合することを含む、方法。

【請求項２０】

請求項１２に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、前記超音波トランスデューサ組立体を経直腸的に配置するステップ及び前立腺の診断用イメージングを行うステップをさらに有する方法。

【請求項２１】

請求項１２に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、腹壁における小さな切開部において前記超音波トランスデューサ組立体を配置するステップ及び腹腔鏡診断用イメージングを行うステップをさらに有する方法。

【請求項２２】

請求項１２に記載の超音波診断用イメージングを行うための方法であって、前記２次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子は、所定の視界を通じて物理的に変換される、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本開示内容は、超音波診断画像形成システムのためのトランスデューサに基づくシステムに関する。より詳しくは、本開示内容は、２次元のフェーズドアレイのトランスデューサ素子を物理的に変換して診断用の画像形成を向上させることを含み又は容易化し或いは

10

20

30

40

50

含んだ上で容易化する超音波トランスデューサ装置／システム及び関連の方法を指向するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断画像形成システムは、医療専門家が侵襲性の診査目的の手術を伴うことなく患者の内部組織及び器官を検査することを可能にする。超音波診断画像形成システムは、 $x$ 線断層撮影法のようなイオン化放射線を使う他の技術と比較して動作上の利益をもたらす。また、超音波診断画像形成システムは、磁気共鳴映像法及びコンピュータ断層撮影システムなどの慣例的なイメージングシステムと比較して、概して簡単な構成で、これにより、概してコストが安い。

10

【0003】

したがって、超音波診断画像形成システムは、例えば、胎児成育を監視するための数多くの臨床設定において大きな利点を奏する。超音波胎児イメージングは、妊婦の腹部の表面に超音波トランスデューサを置き診断データを取り込むことによって行うことができる。或いは、超音波胎児イメージングは、妊婦の膈を通じて超音波トランスデューサを導入し診断データを取り込むことによって経膈的に行うことができる。

【0004】

妊娠の最初の3ヶ月における胎児の診断画像形成は、潜在的な胎児奇形の検出の貴重なツールとなっている。例えば、妊娠期間の残りにおいて改善されたケア期間のための妊娠サイクルにおいて早期に潜在的奇形を識別すること及び／又は妊娠の長期間生存能力に関する早期判断を容易にすることは、有用となりうる。広範にわたる様々な潜在的奇形は、胎児の診断を課せられた医師に重大な課題を提示する。胎児の解剖学的構造の大部分は、そのような胎児診断をなすために鮮明な分解能で画像化されなければならない。例えば、胎児の心臓奇形を診断するための超音波イメージングは、比較的小さな視界の中で精細な空間的及び時間的双方に関する分解能を必要とするのに対して、経膈的胎児検査すなわち全部の胎児の解剖学的構造に必要な視界は、かなり大きい（概して $140 \times 80$ 度）。

20

【0005】

1990年台半ば以来、胎児奇形の早期診断における大きな進歩は、高周波1次元アレイのトランスデューサ素子を使った経膈的超音波トランスデューサを用いて実現している。つい最近では、1次元及びいわゆる「1.5」次元アレイを用いた経膈的超音波トランスデューサは、3次元画像を提供するよう機械的に変換されている。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、現在の機械的に変換された経膈的超音波診断画像形成システムは、多くの制約を有する。例えば、特別頑強ではない時空的画像補正技術に頼ることなく実時間で胎児の心臓の3次元イメージングを行うことはできない。また、現在の技術は、胎児心臓画像を取り込みつつカラードップラ画像を取り込む能力を犠牲にしている。さらに、現在のトランスデューサは、いわゆる「1.5」次元アレイにより部分的にアドレス指定された機械的変換後の1次元アレイの立面においては空間分解能が乏しく、ここでの立面の次元は、1より多く当該前後面より非常に少ない、複数のトランスデューサ素子を有するものである。これに加え、妊婦の解剖学的構造は、一般的に、トランスデューサのアクセスを制限し、これにより、必要な診断データを取り込む能力に影響を及ぼす（これはさらに、子宮における胎児の位置に応じて制限されうる）。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示内容の装置、システム及び方法は、上述した問題に対処及び／又は当該問題を克服するものである。実際、本開示内容は、臨床環境における効果的なデータ捕捉のために2次元マトリクストランスデューサアレイの機械的変換を容易にする有利な装置、システム及び方法を提供するものである。開示される装置、システム及び方法は、例えば、経膈

50

的胎児イメージングを行うことを含む数多くの臨床用途を有する。

【0008】

本開示内容は、3次元診断画像を得るための有利な方法、装置及びシステムを提供する。模範的实施例によれば、超音波トランスデューサ組立体は、解剖学的制約(条件)に適応するように構成され寸法設定される長手状ハウジングと、当該ハウジングに対して実装され、2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子を含むセンサ組立体と、目標領域に対して当該2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子を移動させる関節制御機構と、を含むようにして提供される。このセンサ組立体は、臨床的に所望された視界を提供するよう本来の位置において物理的変換のために有利な形態で適合させられる。

【0009】

超音波トランスデューサ組立体の長手状ハウジングは、概して、先端部と、基部と、先端部と基部との間に配された中間部とを含む。センサ組立体は、通常は、長手状ハウジングの先端部内に(又は当該先端部に関係づけて)収容される。また、開示される関節制御機構は、長手状ハウジングの基部に対して全体又は一部が位置づけられ又は実装されるのが一般的である。

【0010】

本開示内容によれば、医師は、関節制御機構と対話動作し又は操縦することが許容される。本開示内容の模範的实施例において、関節制御機構が医師によって作動させられるとき、長手状ハウジングに関連づけられる(又は規定される)柔軟性のある中間部により、先端部は、基部に対して動くことができ、これにより、目標領域に対してトランスデューサアレイの最適な方向付けを可能にする。

【0011】

開示されるセンサ組立体は、一般的に、マトリクスアレイ又は2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子を含む。2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子は、軸について又は軸に対して当該アレイのトランスデューサ素子を回転させるように適合させられている変換機構に対して結合又は実装され、これにより、トランスデューサ素子が所定の視界を通じて動くようにしている。音波は、トランスデューサ素子から伝搬され、目標領域における組織又はその他の解剖学的構造により(少なくとも一部が)反射される。反射波は、センサ組立体により受けられ、このセンサ組立体は、処理ユニットに伝送される対応の電気信号を生成し、当該ユニットにおいて、当該信号が処理され3次元画像を例えばディスプレイに発生するようにしている。したがって、本開示内容の有利な実現形態において、関節制御機構の動作/操縦は、目標領域に対して2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子を動かすのに効果的であり、これにより表示される画像の品質を向上させる。

【0012】

慣例的な超音波トランスデューサシステム、例えば、経膈的トランスデューサと比較すると、本開示内容の模範的实施例により実現される大きな利点がある。例えば、(本開示内容により容認されるような)変換されたマトリクスアレイを効率的に使う能力は、所望の解剖学的構造(例えば胎児心臓全体)のリアルタイムの3次元ボリューム画像形成に十分な取込レートを許容する。より詳しくは、本開示内容の2Dアレイの機械的な動力化された変換は、胎児全部を視覚化するための広い視界を医師にもたらすとともに、当該動力化された機構により変換されていないときの2Dアレイは、胎児の心臓、つまり速拍動(170拍/分が普通である)している器官の画像形成のために最適なものとして適う小さめの視界の中で高い超音波画像取込レートをもたらす。本開示内容は、関連の解剖学的構造の全部についての視覚化を許容するよう当該先端部の有利な関節を許容する。

【0013】

注目すべきものとして、開示されるマトリクストランスデューサアレイにより取り込まれる3次元画像データは、付加的データ処理技術に適したものとすることができる。例えば、このような3次元データは、胎児の心臓の血管を通じる血流を示すようカラードップラ情報により増強されるようにすることができる。但し、当該技術において知られている

10

20

30

40

50

ように、ドップラ処理は、当該目的のために明確に取り込まれる音響データについてのみ行われることができ、これにより、同じ方向に沿った複数の送信/受信サイクルを必要としている。

【0014】

本開示内容により形成される超音波トランスデューサ組立体の特定の実施例は、経膈的な胎児イメージングのために所望の結果とともに用いることができるものであるが、本開示内容がこのようなものに限定されないことが分かる筈である。通常の当業者の1人により理解されることになるが、ここでの教示内容により形成される超音波トランスデューサ組立体は、前立腺イメージング、腹腔鏡診断イメージング及びその他の臨床用途を含む多種多様な診断画像形成において使うことができる。

10

【0015】

留意すべきなのは、前述の一般的な説明と後続の詳細な説明の双方は、模範的なものであり、開示の装置、システム及び方法の他の説明を提供することを意図するものである。付随する図面は、この明細書に取り入れられその一部を成すものであり、開示の装置、システム及び方法のさらなる理解を例示し提供するために含まれるものである。開示の装置、システム及び方法の付加的な利点、特徴、機能及び効果は、後続の説明から、特に添付の図とともに読んだ場合に、明らかになる筈である。

【0016】

開示のトランスデューサ組立体及び関連の方法を実現し用いる際に当業者を支援するため、添付の図面が参照される。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本開示内容により形成される模範的超音波トランスデューサ組立体の概略図。

【図2】図1の模範的超音波トランスデューサ組立体のマトリクスアレイ関節を示す図。

【図3】経膈的胎児イメージングのために位置づけられる図1の模範的超音波トランスデューサ組立体を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0018】

本開示内容の模範的实施例によれば、超音波トランスデューサ組立体は、解剖学的画像形成、例えば経膈的胎児イメージングのために設けられ、高度な診断用胎児イメージングのための位置づけのための関節に適合したトランスデューサ素子の物理的に変換可能な2次元アレイを含む。開示される超音波トランスデューサ組立体の胎児イメージング実現形態において、2次元アレイのトランスデューサ素子は、患者の膈の中の関節に適合している。代替可能な臨床的实现形態は、本開示内容により展開されることができ、トランスデューサ素子の2次元アレイの関節は、画像形成データの高度な捕捉を容易にする。

30

【0019】

ここで図1を参照すると、模範的超音波トランスデューサ組立体は、10で大まかに示される。超音波トランスデューサ組立体10は、適用可能な解剖学的制約、例えばこれについての胎児画像形成用途と関連した妊婦の解剖学的制約に適合するよう構成され寸法設定される長手状ハウジング12を含む。長手状ハウジング12は、先端部14、中間部16及び基部18を含む。

40

【0020】

先端部14は、マトリクスアレイのトランスデューサ素子22を含むトランスデューサ組立体20を収容及び/又は支持する。このマトリクスアレイは、幾何学的構造上概して平坦であり、又はほぼ平面状である一方、本開示内容の主旨又は範囲を逸脱することなく別の代替可能な幾何学的構成を使うこともできる。トランスデューサ素子のこのマトリクスアレイも、ここでは、2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子22と称される。個々のトランスデューサ素子(図示せず)は、図2において矢印24により示されるアジマス次元と、図2において矢印26により示される仰角次元との双方において延在する。様々なトランスデューサ素子デザインを、本開示内容により使うことができる。例えば

50

、個々のトランスデューサ素子は、米国特許第 6, 419, 633 号に開示されるように配列された圧電素子とすることができる。開示されるマトリクスアレイへの導入のための適切なトランスデューサ素子のデザイン及び/又は選択は、とりわけ適用可能な動作の、構造的な及び/又は臨床的なパラメータに基づいて通常の当業者の人のスキル内に十分収まる。

#### 【0021】

2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子22は、トランスデューサ台28に対して通常は付着され又は取り付けられる。トランスデューサ台28は、変換軸30に対して回転可能に付けられる。変換機構32は、矢印34により示されるように、変換軸30に関してトランスデューサ台28を回転させることによりトランスデューサ素子22の2次元フェーズドアレイを物理的に変換するために用いられるステップモータ(図示せず)を含むようにして設けられる。トランスデューサ台28は、このステップモータにより駆動され、このモータは、適切な結合機構(例えば、ギア付き結合機構(図示せず)、ベルトドライブ(図示せず)又はこれら2つの組み合わせ)を介してトランスデューサ台28と結合可能である。

10

#### 【0022】

医師の制御の下で、変換機構32は、2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子22を前後に「揺動」させ、これにより、概して140度の視界をスイープするものとしている。したがって、本開示内容の模範的実現形態では、外部制御モジュール(図示せず)は、例えば、無線通信媒体を用いて、又は制御線(図示せず)を通じて、当該ステップモータに制御信号を送出/送信するよう適合させられ、これにより、2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子22が超音波画像形成の間に視界を通じて物理的に変換させられるようにする。2次元フェーズドアレイのトランスデューサ素子22が変換されるところの視界は、予め規定され、例えば、既知の角度限定、滞留時間、変換速度などの支配下とされることができる。

20

#### 【0023】

本開示内容の模範的実施例において、トランスデューサ組立体20は、トランスデューサ組立体20と外部処理機器(図示せず)との間で通信される信号の数を最小化するためのサブビームフォーマ電子回路部36を含む。例えば、米国特許第6, 491, 638号は、トランスデューサ素子の1次元アレイのために構成された同様のサブビームフォーマ電子回路部を開示している。

30

#### 【0024】

図1を継続して参照すると、基部18は、当該頁の中又は外に向かう方向においてトランスデューサ素子22の2次元フェーズドアレイを動かすように作動することのできる関節制御機構38を含む。模範的実施例において、関節制御機構38は、長手状ハウジング12を介してギア組立体(図示せず)に結合されるノブとすることができ、このギア組立体も、先端部14の基部に結合される。ユーザがノブを回して関節制御機構38を作動すると、先端部14は、基部18に対して移動する。例えば、ユーザが時計回り方向に関節制御機構38を動かすと、先端部14は、当該頁の中へ向かう方向に動き、ユーザがその反対方向に関節制御機構38を動かすと、先端部14は、当該頁の外に向かう方向に動く。

40

#### 【0025】

他の模範的実施例において、関節制御機構38は、トランスデューサ組立体20に(直接又は間接的に)結合されるステップモータ(図示せず)に電子的に接続される電子スイッチ(図示せず)にハウジング12を介して結合可能である。ユーザが時計回り方向に関節制御機構38を作動すると、ステップモータは、当該頁の中へ向かう方向にトランスデューサ組立体20を動かす。同様に、ユーザがその反対方向に関節制御機構38を作動すると、ステップモータは、当該頁の外に向かう方向にトランスデューサ組立体20を動かす。

#### 【0026】

50

図 2 を参照すると、トランスデューサ素子 2 2 の 2 次元フェーズドアレイの模範的関節が示される。トランスデューサ組立体 2 0 は、無関節の状態を示され、トランスデューサ組立体 2 0 の中心は、位置 4 0 に最初に位置づけられる。トランスデューサ素子 2 2 の 2 次元フェーズドアレイは、3 次元ボリューム領域 4 2 におけるデータを取得する。図 2 には示されないものの、3 次元ボリューム領域 4 2 は、変換機構 3 2 ( 図 1 に示される ) が、視界例えば所定の視界を通じてトランスデューサ素子 2 2 の 2 次元フェーズドアレイを動かすのにつれて、変換される。

【 0 0 2 7 】

図 2 の概略的描写をさらに参照すると、関節制御機構 ( 図 1 に示される ) は、作動させられており、トランスデューサ組立体 2 0 を、位置 4 6 へ移動するトランスデューサ組立体 2 0 の中心となる関節経路 4 4 に沿って動かす。トランスデューサ組立体 2 0 の関節は、3 次元ボリューム領域 4 2 を図示のようにシフトさせる。このようにして、ユーザ / 医師は、関心領域に向かうよう 3 次元ボリューム領域 4 2 を方向付け、その領域における高解像度超音波データを取り込むことができる。

10

【 0 0 2 8 】

図 3 を参照すると、模範的超音波トランスデューサ 1 0 を用いた経膈的診断イメージング用途が示される。超音波トランスデューサ 1 0 は、患者 5 0 の体内の胎児 5 2 の経膈的イメージングのために位置づけられる。この例の目的のために胎児 5 2 の心臓が患者 5 0 の右側に位置することを仮定すると、医療専門家 / 医師 ( 図示せず ) は、胎児 5 2 の心臓の高解像度画像を得るために、患者 5 0 の右側に向かって超音波データ捕捉 ( 図 2 参照 ) の 3 次元ボリューム領域と一緒に 2 次元アレイのトランスデューサ素子 2 2 を動かすよう関節制御機構 3 8 を作動することができる。

20

【 0 0 2 9 】

ここで提示した装置、システム及び方法は、広範な超音波診断イメージング用途のために用いることができる。本開示内容の教示により構成される装置は、高解像度超音波診断用胎児イメージングに特に非常に適している。本開示内容により構成される超音波トランスデューサの大きな利点は、とりわけ、2 次元アレイのトランスデューサ素子を物理的に変換することにより達成される増強された診断用イメージング機能である。かくして、本開示内容は、とりわけ、比較的に広い視界を持つ小さい超音波トランスデューサとなる小さいトランスデューサハウジングに入れられる比較的に小さい 2 次元アレイのトランスデューサ素子を有する超音波トランスデューサ組立体を提供する。トランスデューサ先端の関節により、改良されたイメージングのために、2 次元アレイのトランスデューサ素子の最適な位置づけが可能となる。

30

【 0 0 3 0 】

以上、本開示内容を模範的実施例及び模範的用途について説明したが、本開示内容は、これにより限定されるものではない。むしろ、開示の装置、システム及び方法は、本開示内容の主旨又は範囲を逸脱することなく、様々な変更、変形、増強及び / 又は代替え用途に従属するものである。まさに、本開示内容は、ここに示したこうした変更、変形、増強及び代替え用途の全てを明確に網羅するものである。

【 図 1 】

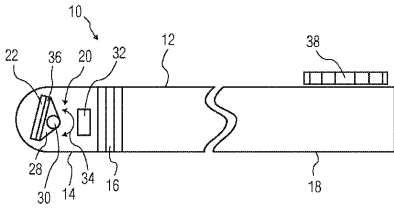


FIG. 1

【 図 2 】

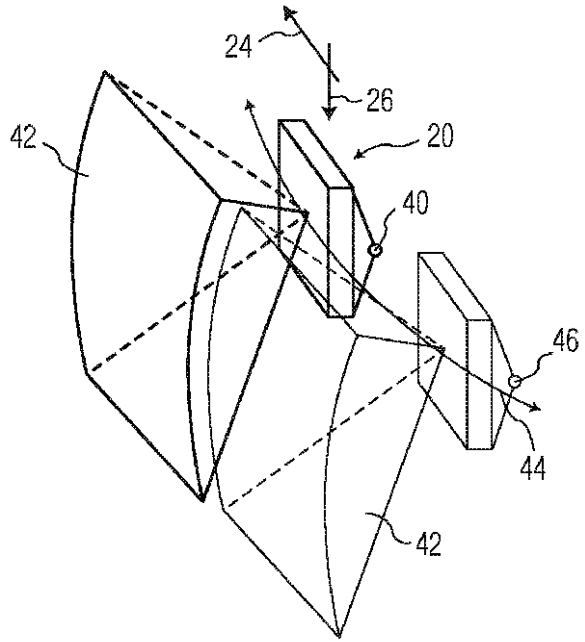


FIG. 2

【 図 3 】

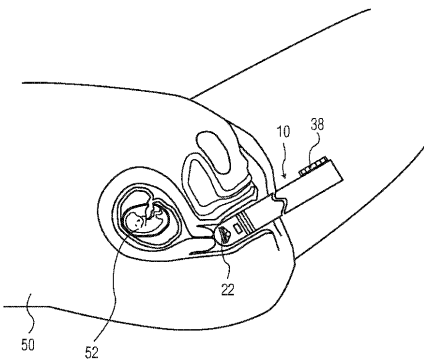


FIG. 3

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

|  |   |  |
|--|---|--|
|  |   | International application No<br>PCT/IB2008/053871                    |
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER<br>INV. G01S15/89 G10K11/35 A61B8/12   |   |  |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC  |   |  |
| B. FIELDS SEARCHED<br>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)<br>G01S A61B G10K  |   |  |
| 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 practical, search terms used)<br>EPO-Internal   |   |  |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT   |   |  |
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages  | Relevant to claim No.  |
| X  | WO 2006/119173 A (FLUID MEDICAL INC [US];<br>PARK BYONG-HO [US]; RUDY STEPHEN M [US])<br>9 November 2006 (2006-11-09)<br>abstract<br>figures 2C,2D<br>paragraphs [0014], [0042] - [0048]<br>paragraphs [0072] - [0077]<br>paragraphs [0083], [0094] | 1-5,<br>7-13,<br>17-19, 22<br>6                                      |
| Y  | US 2003/018269 A1 (ANGELSEN BJORN A J [NO]<br>ET AL ANGELSEN BJOERN A J [NO] ET AL)<br>23 January 2003 (2003-01-23)<br>abstract; figures 1b,1d<br>paragraphs [0001] - [0008], [0017],<br>[0018], [0024]   | 1-13,<br>17-19, 22   |
|  | -/--  |  |
| <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<br>*E* earlier document but published on or after the international filing date<br>*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)<br>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed<br>*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<br>*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<br>*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.<br>*Z* document member of the same patent family |   |  |
| Date of the actual completion of the international search<br><br>25 March 2009   |   | Date of mailing of the international search report<br><br>01/04/2009 |
| Name and mailing address of the ISA/<br>European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2<br>NL - 2280 HV Rijswijk<br>Tel. (+31-70) 340-2040,<br>Fax: (+31-70) 340-3016   |   | Authorized officer<br><br>Zaneboni, Thomas                           |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

|   |
|---|
| International application No<br>PCT/IB2008/053871 |
|---|

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |   |                       |
|--|---|-----------------------|
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages  | Relevant to claim No. |
| Y  | <p>DAFT C ET AL: "cMUTs and electronics for 2D and 3D imaging: monolithic integration, in-handle chip sets and system implications"<br/>ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2005 IEEE ROTTERDAM, THE NETHERLANDS 18-21 SEPT. 2005, PISCATAWAY, NJ, USA, IEEE, vol. 1, 18 September 2005 (2005-09-18), pages 463-474, XP010899007<br/>ISBN: 978-0-7803-9382-0<br/>abstract; figures 9,15<br/>Sections I., V., VII. and VIII.</p>  | 1-13,<br>17-19,22     |
| Y  | <p>WYGANT I O ET AL: "Integrated ultrasonic imaging systems based on CMUT arrays: recent progress"<br/>ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2004 IEEE MONTREAL, CANADA 23-27 AUG. 2004, PISCATAWAY, NJ, USA, IEEE, vol. 1, 23 August 2004 (2004-08-23), pages 391-394, XP010784114<br/>ISBN: 978-0-7803-8412-5<br/>abstract; figures 1,7,10<br/>Sections I., II. and V.</p>   | 1-13,<br>17-19,22     |
| Y  | <p>NOBLE R A ET AL: "A cost-effective and manufacturable route to the fabrication of high-density 2D micromachined ultrasonic transducer arrays and (CMOS) signal conditioning electronics on the same silicon substrate"<br/>2001 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS, ATLANTA, GA, OCT. 7 - 10, 2001; [IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS], NEW YORK, NY : IEEE, US, vol. 2, 7 October 2001 (2001-10-07), pages 941-944, XP010584665<br/>ISBN: 978-0-7803-7177-4<br/>abstract; figures 2-5<br/>Sections I. to V.</p> | 1-13,<br>17-19,22     |
| A  | <p>US 2006/036176 A1 (ANGELSEN BJORN A [NO] ET AL ANGELSEN BJOERN A J [NO] ET AL)<br/>16 February 2006 (2006-02-16)<br/>the whole document</p>  | 1-13,<br>17-19,22     |
| A  | <p>DE 44 23 808 A1 (SIEMENS AG [DE])<br/>26 January 1995 (1995-01-26)<br/>the whole document</p>  | 1-13,<br>17-19,22     |
| A  | <p>US 5 379 772 A (IMRAN MIR A [US])<br/>10 January 1995 (1995-01-10)<br/>the whole document</p>  | 1-13,<br>17-19,22     |

-/-

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No  
PCT/IB2008/053871

| G(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |   |                       |
|--|---|-----------------------|
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages          | Relevant to claim No. |
| A  | DE 10 2006 056993 A1 (GEN ELECTRIC [US])<br>14 June 2007 (2007-06-14)<br>the whole document | 1-13,<br>17-19, 22    |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/IB2008/053871**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This International search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: 14-16, 20, 21  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
Claims 14-16 (transvaginal ultrasound imaging), claim 20 (transrectal ultrasound imaging), and claim 21 (placing the transducer assembly in a small incision in an abdominal wall and performing laparoscopic imaging) relate to the treatment of the human or animal body by surgery (Rule 30.1(iv) PCT).
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the International application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this International application, as follows:

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2008/053871

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|--|------------------|-------------------------|------------------|
| WO 2006119173 A                        | 09-11-2006       | EP 1902331 A2           | 26-03-2008       |
|  |                  | JP 2008539887 T         | 20-11-2008       |
|  |                  | US 2007016062 A1        | 18-01-2007       |
|  |                  | US 2007016063 A1        | 18-01-2007       |
|  |                  | US 2008287810 A1        | 20-11-2008       |
|  |                  | WO 2006119416 A2        | 09-11-2006       |
| US 2003018269 A1                       | 23-01-2003       | NONE                    |                  |
| US 2006036176 A1                       | 16-02-2006       | NONE                    |                  |
| DE 4423808 A1                          | 26-01-1995       | NONE                    |                  |
| US 5379772 A                           | 10-01-1995       | AU 684559 B2            | 18-12-1997       |
|  |                  | AU 7869794 A            | 03-04-1995       |
|  |                  | CA 2171746 A1           | 23-03-1995       |
|  |                  | EP 0719110 A1           | 03-07-1996       |
|  |                  | JP 9505490 T            | 03-06-1997       |
|  |                  | WO 9507658 A1           | 23-03-1995       |
| DE 102006056993 A1                     | 14-06-2007       | JP 2007152101 A         | 21-06-2007       |
|  |                  | NL 1032968 A1           | 31-05-2007       |
|  |                  | US 2007167821 A1        | 19-07-2007       |
|  |                  | US 2007167813 A1        | 19-07-2007       |

---

フロントページの続き

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB07 DD09 EE05 EE08 EE11 FE01 FE07 GA11 GB06  
JB09 KK21

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 全矩阵阵列的机械转换系统和方法   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2010540061A</a>   | 公开(公告)日 | 2010-12-24 |
| 申请号            | JP2010526403  | 申请日     | 2008-09-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie   |         |            |
| [标]发明人         | ラウンドヒルデイヴィッドエヌ  |         |            |
| 发明人            | ラウンドヒル デイヴィッド エヌ  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/12 A61B8/08   |         |            |
| CPC分类号         | G01S7/5208 A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/483 G01S15/8925 G01S15/8934 G10K11/355                             |         |            |
| FI分类号          | A61B8/12 A61B8/08   |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/DD09 4C601/EE05 4C601/EE08 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE07 4C601/GA11 4C601/GB06 4C601/JB09 4C601/KK21 |         |            |
| 优先权            | 60/975577 2007-09-27 US   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

摘要(译)

提供了一种用于诊断成像的超声换能器组件 (10)。超声换能器包括细长壳体 (12)，其构造和尺寸适于适应适用的解剖学约束。该组件包括传感器组件 (20)，其包括换能器元件 (22) 的二维矩阵阵列和平移机构 (32)，以通过视场物理地平移换能器元件 (22) 的二维矩阵阵列。大约140度到80度。关节运动控制机构 (38) 允许临床医生将超声换能器 (10) 的尖端 (14) 移动到期望的成像位置，例如，用于胎儿成像。

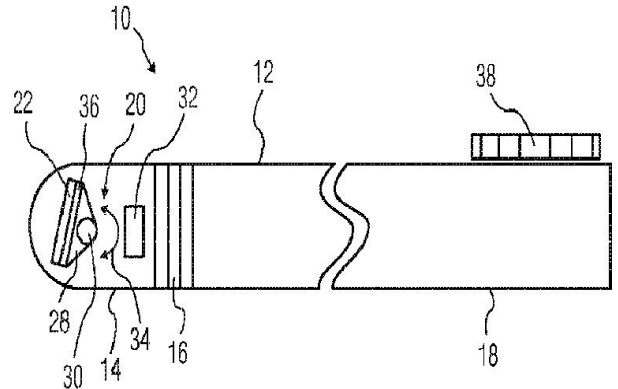


FIG. 1