

(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2019-510557

(P2019-510557A)

(43) 公表日 平成31年4月18日(2019.4.18)

(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
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2018-545427 (P2018-545427)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成29年3月1日 (2017.3.1)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85) 翻訳文提出日	平成30年8月29日 (2018.8.29)		ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2017/054799		KONINKLIJKE PHILIPS
(87) 国際公開番号	W02017/149027		N. V.
(87) 国際公開日	平成29年9月8日 (2017.9.8)		オランダ国 5656 アーエー アイン
(31) 優先権主張番号	62/301,810		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(32) 優先日	平成28年3月1日 (2016.3.1)		High Tech Campus 5,
(33) 優先権主張国	米国 (US)		NL-5656 AE Eindhoven

(74) 代理人 110001690
特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 頂部透過像の自動超音波測定

(57) 【要約】

超音波診断撮像システムを使用して、頂部透過像測定を行うための矢状断面図における胎児画像が取得される。胎児画像が取得された後、関心領域を包含するズームボックスが画像上に配置される。ズームボックスのサイズは、在胎期間又は頭殿長に対応して、ユーザのために自動的に設定される。システムは、胎児の動きがあっても、関心領域をズームボックス内に留めるために、胎児の動きの存在下で、ズームボックス内の関心領域を自動的に追跡する。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

頂部透過像測定を行う超音波診断撮像システムであって、前記超音波診断撮像システムは、命令を含み、前記命令は実行されると、前記超音波診断撮像システムに、
超音波プローブを使用して、超音波画像データを取得させ、
前記超音波画像データから、胎児の少なくとも一部を含む胎児超音波画像を生成させ、
連続的な胎児超音波画像を表示させ、
ユーザ制御に応じて、ズームボックスを前記胎児の頂部壁上に配置させ、
前記連続フレームにおけるフレーム毎に前記ズームボックス内の胎児画像データを追跡させ、

10

頂部透過像測定を行うために、前記胎児超音波画像の頂部壁を解析させるようにし、
前記ズームボックスのサイズは、前記超音波診断撮像システムによって自動的に設定される、超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

前記ズームボックスの前記サイズは、在胎期間に対応して設定される、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記ズームボックスの前記サイズは更に、前記胎児の頭殿長に対応して設定される、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

前記ズームボックスの前記サイズは更に、所与の在胎期間の前記胎児の前記頭殿長に対応して設定される、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

20

【請求項 5】

在胎期間は、前記超音波診断撮像システムに手動で入力される患者データに基づいている、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

在胎期間は、胎児生体構造特徴に基づいている、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

画像追跡ソフトウェアが、子宮内の胎児の動きを追跡する、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

30

【請求項 8】

前記命令は更に、前記超音波診断撮像システムに、フレーム毎に前記胎児の位置の変化を追跡させる、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

画像追跡ソフトウェアが、胎児の位置の変化に応じて、前記胎児超音波画像上の前記ズームボックスを再配置する、請求項 8 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 10】

頂部透過像検査を行う方法であって、
関心の頂部透過像領域を含む胎児の画像を取得するステップと、
前記関心の頂部透過像領域上にズームボックスを配置するステップと、
前記ズームボックス内の胎児の動きをリアルタイムで自動的に追跡するステップと、
頂部透過像測定を行うステップと、
を含み、
前記ズームボックスのサイズは、ユーザのために自動的に設定される、方法。

40

【請求項 11】

前記ズームボックスのサイズは、在胎期間に関連して自動的に設定される、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記ズームボックスのサイズは、所与の在胎期間の胎児の頭殿長に関連して自動的に設

50

定される、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

胎児の動きを自動的に追跡するステップは更に、時間的に異なる画像フレーム間の胎児の位置の変化を決定するステップを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 14】

胎児の動きを自動的に追跡するステップは更に、胎児の位置の変化に応じて、前記胎児の画像上で前記ズームボックスを再配置するステップを含む、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

胎児の動きを自動的に追跡するステップは更に、フレーム毎の画像データの 2D 相関によって、1つの時間的画像フレームから別の時間的画像フレームへの胎児の位置の変化を計算するステップを含む、請求項 14 に記載の方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用診断超音波システムに関し、特に胎児の頂部嚢透過像の測定を行う超音波システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

出生異常と一般に呼ばれる胎児異常の可能性を評価するために、出生前スクリーニング方法が定期的に採用される。例えばダウン症候群、即ち、21トリソミーは、重度学習障害の最も一般的な原因であり、新生児の全染色体異常の約半分を占める。最も多い胎児染色体異常であるダウン症候群は、800人の乳児のうち1人に影響を及ぼす。この出生異常は、精神遅滞、心臓及び/又は消化管を含む構造欠陥、呼吸器感染の発生率の増加、変動性難聴の高い発生率並びに甲状腺及び頸椎異常と関連している。21トリソミーを出生前にスクリーニングする現行の方法は、生化学的マーカーの母体血清検査及び/又は生物物理学的マーカーの超音波評価を必要とする。

20

【0003】

一般に、ダウン症候群の最も信頼度の高い診断は、羊水のサンプリングを伴う羊水穿刺や、胎盤からの絨毛膜絨毛のサンプリングを伴う絨毛膜サンプリング(CVS)といった侵襲的処置である。しかし、これらの侵襲的処置は、母親及び胎児への危険が伴うので、全妊娠期間中に定期的に行われるわけではない。代わりに、ダウン症候群の可能性によって侵襲的診断処置を行うことのリスクが必要であるかどうかを判断するために、1つ以上の非侵襲的スクリーニング方法が利用される。臨床医は、通常、非侵襲的診断によって異常の可能性が示される場合に、侵襲的処置を指示する次のステップに進む。

30

【0004】

1つの非侵襲的診断検査は、母親又は胎児を有害な放射線に晒さない超音波撮像によって行われる頂部透過像測定である。胎児の首の高さにある胎児の脊椎と胎児の皮膚との間の流体は、胎児の初期発生において見られる正常な現象である。この流体は、頂部嚢と呼ばれる狭く、境界明瞭な空間内にある。この空間における過度の流体が21トリソミーの重大な危険因子に関連付けられていることが文書で十分に裏付けられている。頂部皮膚の嚢は皮膚浮腫が存在する場合に増加する。この状態は、ターナー症候群、ダウン症候群及び幾つかの染色体異常において生じる。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

妊娠10週目から13週目にかけて、正常な頂部嚢の間隔は3mm未満であり、16週目以降は6~7mmを超えるべきではない。11週目と14週目との間の胎児の頂部透過像測定が、通常、21トリソミーの危険因子を評価するスクリーニング検査として使用される。現行の超音波処置では、胎児の脊椎が超音波画像内で水平方向にあり、画像面は胎児の首を通る矢状方向にある状態で、流体量が、胎児の首の高さにおける頂部嚢の前後方

50

向直径測定によって推定される。更に、胎児は、頭部及び上部胸部のみが測定領域内にあって子宮壁から離れて浮いているべきであり、画像拡大率は胎児が画像のほとんどを占めるような率にされるべきである。良い測定のためにこれらの目標のすべてを実現することは厄介な作業である。これは、画像は完全な矢状位置にある胎児を捕捉しなければならないからである。また、胎児は頻繁に動くのでこの作業は難しい。更に、胎児は、測定が行われる際には、中立位置にいないといけない。胎児の身体の屈曲は頂部嚢直径を減少し、また、伸長は頂部嚢直径を増加する。更に、その中で測定が行われる画像内の胎児上のズームボックスのサイズ及び位置を繰り返し調節することがしばしば必要である。したがって、頂部透過像の測定を行う際に臨床医を支援する自動画像解析ツールを介して、当該診断手順の制約及び難しさを軽減することが望ましい。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の原理によれば、頂部透過像の測定を自動化することによって臨床医を支援する診断超音波システム及び方法が説明される。本発明の一実施態様では、ズームボックスサイジングが臨床医のために自動的に選択され、ズームボックス内の胎児の位置がリアルタイムで追跡され、頂部嚢領域がズームボックス内に継続的に配置される。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、頂部透過像測定に適切な位置にある胎児の超音波画像のスクリーンショットである。

20

【図2】図2は、頂部透過像測定の標準的な診断ワークフローのフローチャートである。

【図3】図3は、本発明の原理による頂部透過像測定のワークフローのフローチャートである。

【図4】図4は、在胎期間に伴う胎児の頭殿長成長のグラフである。

【図5】図5は、本発明の原理による胎児追跡アルゴリズムのフローチャートである。

【図6】図6は、本発明によるズームボックスの中心を追跡する相関アルゴリズムのフローチャートである。

【図7】図7a、図7b及び図7cは、本発明の原理による胎児位置のズームボックス追跡を示す。

【図8】図8は、本発明の原理に従って組み立てられる超音波診断撮像システムをブロック図形式で示す。

30

【発明を実施するための形態】

【0008】

図1を最初に参照するに、頂部透過像測定に適切な位置にある胎児の超音波画像62のスクリーンショットが示される。当該超音波画像は、画像平面が胎児を矢状断面図で捕捉するように配置されて、湾曲直線アレイトランスデューサプローブを使用して生成された。この図は、胎児の首の首筋における頂部半透明領域70を横断する。半透明領域を圧縮しやすく測定を歪める場合がある胎児の頭部64及び胸部66は弛緩し、屈曲していない。胎児は更に、羊水の領域72が胎児と子宮壁との間にあって、子宮壁68から離れて自由に浮かんでいる。

40

【0009】

図2のフローチャートに、頂部透過像(NT)測定を行うための標準的な臨床的手順が示される。NTワークフローには主に4つのステップがある。最初に、ステップ82に示されるように、胎児の通常の2次元超音波画像スキャンが行われる。超音波システムの制御部が操作されて、ズームボックスのグラフィックオーバーレイが画像上に呼び出される。ズームボックス内に含まれる画像領域が拡大(ズーム)されて、測定が行われるNT領域が拡大表示され、測定が行われる小さいNT間隙の上の又は当該間隙と合わされるキャリパーの位置調整が容易にされる。ステップ84に示されるように、超音波検査者は、通常、ズームボックス内を胎児の頭部及び胸部が埋め尽くし、測定に適切であるように拡大されているように、何回かズームボックスのサイズ及び位置を再調整する必要がある。ス

50

ステップ 86 に示されるように、超音波検査者は更に、しばしば、首の後部が下方方向に向き、首又は胸部の屈曲がない状態で、矢状方向において、動く胎児がズームボックス内で所望の位置を取るまで待つ必要がある。胎児、母親又はプローブの動きによって上記基準が満たされない場合、図 2 における戻り矢印によって示されるように、超音波検査者は、ステップ 86 からステップ 84 又はステップ 82 に戻り、正しい画像捕捉が得られるようにこれらのステップを繰り返す必要がある。適切なビューが見つかり、ステップ 88 において、超音波検査者は、画像の動きを止めて、NT 測定を行う。

【0010】

図 2 のワークフローにおける反復は、患者である胎児の挙動並びに超音波検査者の技術及び経験によって、非常に時間がかかる場合がある。この問題に対処するために、本発明の実施態様は、NT 測定を支援及び迅速に処理するために自動ズームボックスサイジング及び胎児位置追跡を含む。図 3 のステップ 90 に示されるように、超音波システム又は診断ワークステーション内のソフトウェアプログラムが、胎児の在胎期間に基づいて、拡大係数及びズームボックスサイズを自動的に計算する。このようにすると、ステップ 92 に示されるように、超音波検査者は、ズームボックスサイズを選択する必要なく、ズームボックス位置を選択するだけでよい。超音波検査者又は診断医が、ズームボックスの位置を選択し、システムに、ズームインモードになるように命令すると、ソフトウェアプログラムは、胎児の並進運動を、当該運動が画像平面内にある限り、自動的に追跡する。ソフトウェアによって実行される自動アルゴリズムは、ユーザが、標準的な技法に比べて、正確な NT 測定に良い画像を、より速く及びより簡単に得られることを助け、ワークフロー冗長性を低減し、NT スキャンのスキャン時間を短縮する。

【0011】

図 4 は、在胎期間に関連する胎児の公称頭殿長のグラフである。グラフの線 96 が示すように、当該線は、ほぼ直線関係である。検査の初めに入力される患者データの一部として超音波システムに入力される又は胎児の生体構造に行われた測定から計算される在胎期間が分かると、超音波システムは、ズームボックスのサイズを当該直線関係に従って設定する。ズームボックスのサイズは、例えば胎児の上部胸部及び頭部領域がズームボックスを埋め尽くすように入るような拡大係数で頭殿長の 80% ~ 100% である長さ及び幅を有するように設定される。システムによって適切なサイズのズームボックスが自動的に設定されることにより、ユーザが、標準的なワークフローの手動で行われる、また、しばしば、繰り返されるステップをしなくて済むようになる。

【0012】

超音波検査者が NT 検査を行う場合、超音波検査者は、超音波プローブを操作して、胎児の関心領域、即ち、頭部及び上部胸部の矢状画像を取得する。2D プローブが使用される場合、超音波検査者は、プローブの単一の画像平面を、この所望のビューにおいて胎児を横断するように操作する。3D プローブが使用される場合、超音波検査者は、胎児の領域を包含する画像データのボリュームを取得し、次に所望の矢状断面を含むデータから MPR (マルチプレナリフォーマット化された) 画像平面を選択する。これはライブ撮像モードで行われる。超音波検査者が画像内に関心領域を見つけると、ユーザは、当該撮像領域を含むように適切なサイズを有するズームボックスを呼び出す。ズームボックスは、通常、画像上の適切な位置へとドラッグすることによって操作される。このステップの後で、超音波検査者が NT 測定用の画像を捕捉する前に、胎児は、子宮内で違う位置へと動きまわる可能性がある。本発明の更なる態様によれば、NT 診断ソフトウェアは、胎児が動くにつれて関心領域を追従し、これにより、スキャン又は胎児が適切なビュー、即ち、鼻の中央の矢状方向画像平面のビューを取得できる位置に戻るまでの待機の際に超音波検査者を支援する追跡アルゴリズムを含む。超音波検査者は、関心領域がズームボックスの中にある状態で、マウス又はトラックボールで関心領域をクリックする又はタッチスクリーン上の関心領域を触ることによって、グラフィカルポインタを用いて関心領域を指す。次に、追跡アルゴリズムは、胎児が動くにつれて、フレーム毎に時間的にこの領域を自動的に追跡する。そうすると、超音波検査者は、胎児が NT 測定に好都合である位置へと動く

まで待つことができる。好適な追跡アルゴリズムは、フレームからフレームへの並進運動の位置更新のみを計算し、回転運動追跡は不要である。図 7 は、この特徴追跡の例を示す。図 7 a に示されるように、ユーザが、N T 測定に好都合である位置にいる胎児の矢状断面画像を取得し、ズームボックス 1 0 0 内で胎児の頭部及び首をズームインしたとする。図 7 b に示されるように、超音波検査者が N T 測定を行おうとすると、胎児が子宮内で異なる位置へと動く。この新しい位置では、頂部半透明領域 7 0 の大部分がズームボックス 1 0 0 の外側である。自動追跡がなければ、超音波検査者は、図 2 のステップ 8 2、8 4 及び 8 6 に列挙されるような調整、即ち、新しい胎児の画像を取得し、ズームボックス 1 0 0 をサイズ変更し及び / 若しくはズームボックス 1 0 0 を再配置し、並びに / 又は、ズームボックス内でスキャン平面を再度位置合わせしなければならない。しかし、自動追跡アルゴリズムがあるので、ズームボックス 1 0 0 は、図 7 c に示されるように、N T 領域をリアルタイムで追従する。図 7 a 及び図 7 c における胎児位置の比較から分かるように、胎児は、1 つの画像から別の画像において、その位置を回転させている。この回転によって、ズームボックス内で頂部半透明領域 7 0 が回転するが、並進追跡によって、領域 7 0 全体が依然としてズームボックス内にあるので、正確な N T 測定を妨げない。したがって、追跡アルゴリズムに回転追跡又は調整を使用する必要がない。超音波検査者は、N T 測定を行う前に、必要に応じて、胎児が、図 7 a に示されるようなビューといったより好都合なビューに回転して戻のを待ってもよい。

10

20

30

40

【 0 0 1 3 】

図 5 に、本発明の実施態様に適した追跡アルゴリズムのフローチャートが示される。ステップ 1 0 2 において、超音波検査者は、胎児画像内に、頭部 - 胸部領域又は胎児の首の首筋といった関心領域を見つける。ズームボックス 1 0 0 が関心領域を包含するように画像上に配置された状態で、ステップ 1 0 4 において、追跡のための 2 D 相関コアが、ズームボックス内の領域として画定される。好適には、相関コアは、頭部骨構造といった幾つかの簡単に追跡される画像特徴を含むべきである。次に、相関コアの中心における座標 (x , y) が見出される。これは、超音波検査者がズームボックスの中心をクリックすることによって手動で行われてよい。又は、診断ソフトウェアが、ズームボックスの中心を、胎児との関係におけるズームボックスの座標から単に見つけてもよい。ステップ 1 0 6 において、以下に更に説明される相関アルゴリズムが時間的に新しい各画像の画像 (画素) データに対して実行され、相関コア座標の任意の動きによってシフトした距離 (Δ x , Δ y) が見つけられる。ステップ 1 0 8 において、式 $x' = x + \Delta x$ 及び式 $y' = y + \Delta y$ を使用して、ズームボックスの中心は、画像構造の新しい場所に更新される。最新の画像フレームが、追跡アルゴリズムの次の反復用の基準フレームとして設定され、処理は、ステップ 1 0 4 にループバックする。ディスプレイ上のズームボックスの位置が新しいズームボックス中心に更新されるので、胎児が動くにつれて関心領域をズームボックス内に留めようとする努力の中で、ズームボックスが再配置される。

【 0 0 1 4 】

図 6 は、本発明の実施態様における使用に適した相関アルゴリズムを説明するフローチャートである。当該アルゴリズムは、基準画像データ (A 1) 及び新しい画像データ (A 2) の座標のフーリエデータセット G 1 及び G 2 への 2 D 変換を使用する。ステップ 2 0 2 において、フレーム間の動きによってもたらされるフーリエ空間における位相シフト R が、次式：

【 数 1 】

$$R = \frac{G1 * G2^*}{|G1 * G2^*|}$$

によって計算される。ステップ 2 0 4 において、R のデカルト座標における r への逆フーリエ変換が、次式：

【数 2】

$$r = \mathcal{F}^{-1}\{R\}$$

によって行われる。相関コアの中心のシフトした距離は、次式：

【数 3】

$$(\Delta x, \Delta y) = \arg \max_{(x, y)} \{r\}$$

によって見出される。次に処理は、上記されたように、追跡アルゴリズムのステップ 108 に進む。

【0015】

図 8 を参照するに、本発明の原理に従って組み立てられる超音波システムがブロック図形式で示される。超音波プローブ 12 が、超音波パルスを送受信する超音波トランスデューサ素子のアレイ 14 を含む。アレイは、2 次元撮像用に 1 次元線形又は曲面アレイであっても、3 次元における電子ビームステアリング用のトランスデューサ素子の 2 次元マトリクスであってもよい。アレイは更に、身体の 3 次元ボリウムをスキャンするために、プローブによって前後に機械的にスイープされる 1 次元アレイであってもよい。アレイ 14 内の超音波トランスデューサは、超音波エネルギーを送信し、当該送信に応えて戻るエコーを受信する。送受信（「T/R」）スイッチ 22 が、アレイ 14 内の超音波トランスデューサに結合され、動作の受信段階中、トランスデューサ素子から受信される信号が A/D コンバータ 30 に選択的に結合される。トランスデューサアレイが信号を送信するために起動される時間は、内部システムクロック（図示せず）と同期されるか、又は、患者の心臓拍動のサイクルといった身体機能と同期される。このために、心臓拍動のサイクルの波形が ECG デバイス 26 によって提供される。胎児の産科撮像では、心臓拍動サイクルの同期化は、通常、使用されない。

【0016】

送信超音波エネルギーからのエコーは、アレイ 14 のトランスデューサ素子によって受信される。トランスデューサ素子は、T/R スwitch 22 を介して結合され、システムがデジタルビームフォーマを使用する場合は、アナログ - デジタル（「A/D」）コンバータ 30 によってデジタル化されるエコー信号を生成する。或いは、アナログビームフォーマが使用されてもよい。A/D コンバータ 30 は、中央コントローラ 28 によって生成される信号 f_s によって制御されるサンプリング周波数において受信エコー信号をサンプリングする。サンプリング理論によって決まる所望のサンプリングレートは、受信通過帯域の最高周波数の少なくとも 2 倍であり、30 ~ 40 MHz ほどである。最小要件よりも高いサンプリングレートも望ましい。超音波システムの制御、並びに、プローブ選択、ズームボックス制御及び NT 測定キャリパー調整といった撮像用の様々なパラメータの設定は、中央コントローラ 28 に結合され、中央コントローラ 28 を介してその制御を適用する制御パネル 20 の制御部のユーザ操作によって実現される。

【0017】

アレイ 14 の個々のトランスデューサからのエコー信号サンプルは、ビームフォーマ 32 によって遅延させられて合計され、コヒーレントエコー信号が形成される。2 次元アレイを用いる 3D 撮像では、米国特許 6,013,032 号（Savord）及び米国特許第 6,375,617 号（Fraser）に説明されるように、プローブ内にあるマイクロビームフォーマとシステムメインフレーム内のメインビームフォーマとの間でビーム形成処理を分けることが好適である。次に、デジタルコヒーレントエコー信号は、デジタルフィルタ 34 によってフィルタ処理される。デジタルフィルタ 34 は、信号を帯域通過フィルタ処理し、更に、周波数帯域をより低い周波数範囲又はベースバンド周波数帯域へとシフトすることができる。デジタルフィルタは、例えば米国特許第 6,050,942 号（Rust 他）に開示されるようなタイプのフィルタであってもよい。組織からのフィルタ処理されたエコー信号は、デジタルフィルタ 34 から、エコー信号振幅検出による従来の B モード処理向けの B モードプロセッサ 36 に結合される。

10

20

30

40

50

【0018】

マイクロバブルといった造影剤のフィルタ処理されたエコー信号は、コントラスト信号プロセッサ38に結合される。例えば米国特許第6,692,438号(Skyba他)に説明されるように、造影剤は、しばしば、血管をより明確に描出するか、又は、組織の微小血管系のかん流検査を行うために使用される。コントラスト信号プロセッサ38は、好適には、パルス反転技術によって高調波造影剤から戻るエコーを分ける。パルス反転技術では、画像内の1つの位置への複数のパルスの送信からもたらされるエコーが、基本信号成分を相殺し、高調波成分を高めるために組み合わせられる。好適なパルス反転技術は、例えば米国特許第6,186,950号(Averkiou他)に説明されている。

【0019】

デジタルフィルタ34からのフィルタ処理済みエコー信号は、従来のドップラー処理用のドップラープロセッサ40にも結合され、血流又は組織の動きから速度及び/又はパワードップラー信号が生成される。これらのプロセッサからの出力信号は、スキャンコンバータによって所望の画像フォーマットに変換され、平面画像として表示され、また、3D画像プロセッサ42にも結合されて、3D画像メモリ44に記憶される3次元画像にレンダリングされる。3次元レンダリングは、米国特許第5,720,291号(Schwartz)、米国特許第5,474,073号(Schwartz他)及び第5,485,842号(Quinstgaard)に説明されるように行われる。これらの特許はすべて、参照することにより本明細書に組み込まれる。

【0020】

これら3つの画像プロセッサ、即ち、コントラスト信号プロセッサ38、Bモードプロセッサ36及びドップラープロセッサ40からの2次元画像信号と、3D画像メモリ44からの3次元画像信号とは、多数の超音波画像のそれぞれについて時間的に連続する画像データを記憶するCineLoop(商標)メモリ48に結合される。画像データは、好適には、CineLoopメモリ48にセットで記憶され、画像データの各セットは、各時間において取得された画像に対応する。1つのグループ内の画像データは、心拍中の各時間における組織かん流を示すパラメトリック画像を表示するために使用することができる。CineLoopメモリ48に記憶される画像データのグループは、ディスクドライブ、固体メモリデバイス又はデジタルビデオレコーダといった永久メモリデバイスに後の解析のために記憶されてもよい。本実施形態では、画像は、QLABプロセッサ50にも結合され、そこで、画像が解析され、上記項部透過像ワークフロー及び測定を含む画像の特徴の測定が行われる。QLABプロセッサは、様々な画像解析及び定量化手順のためにPhilips Healthcare社の超音波システムと共に市販されている超音波システムディスクドライブ又は固体メモリに記憶されたソフトウェアパッケージである。米国特許出願公開第2005/0075567号及び国際特許公開WO2005/054898に説明されるように、QLABプロセッサを使用して、自動境界追跡による組織境界及び縁の描写といった画像内の生体構造の様々な特徴の定量化測定を行うことができる。QLABプロセッサは、キーボード、マウス、制御パネル20のボタン及びトラックボールといった制御部のユーザ操作によって制御される。QLABプロセッサによって生成されるデータ及び画像は、フラットパネルディスプレイモニタといったディスプレイ52に表示される。ディスプレイ52では、項部透過像検査について説明されたように、ユーザが、制御パネル20の制御部の操作を介して、表示画像を操作する、注釈付ける及び測定を行う。したがって、QLABプロセッサは、図3に示されるワークフローといった本発明のNTワークフローを実施可能で、完全に対応可能である項部透過像測定プロセッサを実現する。超音波検査の終わりににおいて、超音波システムで取得された画像及び作成された診断書は、保管及び後の検索のために、PACS(画像保管通信システム)60に記憶されてよい。

【0021】

図8の超音波システムコンポーネント及びプロセッサは、専用ハードウェアボード、DSP、マイクロプロセッサ等と、システムディスクドライブ又は固体メモリに記憶される

10

20

30

40

50

ソフトウェアプログラムとの任意の組み合わせを利用して実現される。或いは、システムの機能及びコンポーネントは、単一のマイクロプロセッサ又は複数のマイクロプロセッサを有し、当該機能演算はプロセッサ間で分配される既製PCを利用して実現されてもよい。更なるオプションとして、図8の機能は、特定のモジュラ機能が専用ハードウェアを利用して行われる一方で、残りのモジュラ機能が既製PC、ソフトウェア等を利用して行われるハイブリッド構造を利用して実現されてもよい。この構造の一例は、ビーム形成されたエコー信号を生成するようにトランスデューサアレイ及びマイクロビームフォーマを含むプローブである。当該信号は、次に、タブレットコンピュータのソフトウェアプログラムだけによって処理され、画像が生成される。当該タブレットコンピュータに最終画像が表示される。Philips Healthcare社のVISIQ超音波システムは、当該システム実施態様の一例である。当該システムでは、ビーム形成後のすべての超音波システム機能は、タブレットマイクロプロセッサによって実行されるソフトウェアによって行われる。図8に示されるブロックの様々な機能は、処理ユニット内のソフトウェアモジュールとして実現されてもよい。図8の超音波システムは、ラップトップコンピュータ又はポケットサイズシステムといった小型システムとしてだけでなく、大型コンソールタイプ又はカートに担持されるシステムとして具体化されてもよい。これらの様々な実施形態は、様々な寸法、重量及び電力消費量を有する小型超音波システムに関連して実現される。例えばポケットサイズ超音波撮像システム実施態様及び小型ラップトップ又はタブレット式超音波システム実施態様は、主にシステム機能のほとんどをソフトウェアプログラムの実行によって行うことができることによって、大型ハードウェア集中型のカートによって担持されるシステムと同じスキャン及び処理機能を提供することができる。

【0022】

なお、図8の例示的な超音波システムによって説明された様々な実施形態は、ハードウェア、ソフトウェア又はこれらの組み合わせで実現されてよい。様々な実施形態及び/又はコンポーネント(例えばその中のモジュール、コンポーネント及びコントローラ)は、1つ以上のコンピュータ又はマイクロプロセッサの一部として実現されてもよい。コンピュータ又はプロセッサは、コンピュータデバイス、入力デバイス、表示ユニット及び例えばインターネットにアクセスするためのインターフェースを含む。コンピュータ又はプロセッサは、マイクロプロセッサを含んでもよい。マイクロプロセッサは、例えばPACSシステムにアクセスするために通信バスに接続されてよい。コンピュータ又はプロセッサは更に、メモリを含んでもよい。メモリには、ランダムアクセスメモリ(RAM)及び読み出し専用メモリ(ROM)が含まれてよい。コンピュータ又はプロセッサは更に、ハードディスクドライブ、又は、フロッピー(登録商標)ディスクドライブ、光学ディスクドライブ、固体サムドライブ等といったリムーバブルストレージドライブであってよいストレージデバイスを含んでもよい。ストレージデバイスは更に、コンピュータプログラム又は他の命令をコンピュータ又はプロセッサにロードするための他の同様の手段であってよい。

【0023】

本明細書において使用される場合、「コンピュータ」又は「モジュール」との用語には、マイクロコントローラ、縮小命令セットコンピュータ(RISC)、ASIC、論理回路及び本明細書において説明される機能を実行可能である任意の他の回路又はプロセッサを使用するシステムを含む任意のプロセッサベース又はマイクロプロセッサベースのシステムが含まれる。上記例は例示に過ぎないので、「コンピュータ」との用語の定義及び/又は意味をいかにようにも限定することを意図していない。

【0024】

コンピュータ又はプロセッサは、入力データを処理するために、1つ以上のストレージ要素に記憶される命令のセットを実行する。ストレージ要素は更に、必要に応じて、データ又は他の情報も記憶する。ストレージ要素は、処理マシン内の情報源又は物理的なメモリ要素の形であってよい。

【0025】

10

20

30

40

50

命令のセットには、本発明の様々な実施形態の方法及び処理といった特定の演算を行うように、コンピュータ又はプロセッサに処理マシンとして命令する様々なコマンドが含まれる。命令のセットは、ソフトウェアプログラムの形であってよい。ソフトウェアは、システムソフトウェア又はアプリケーションソフトウェアといった様々な形式であってよく、また、有形及び非一時的なコンピュータ可読媒体として具体化される。更に、ソフトウェアは、別箇のプログラム又はモジュールの集合体、より大きいプログラム内のプログラムモジュール又はプログラムモジュールの一部の形であってよい。ソフトウェアは更に、オブジェクト指向プログラミングの形のモジュラプログラミングを含んでもよい。処理マシンによる入力データの処理は、操作者のコマンドに応じて、前の処理の結果に応じて、又は、別の処理マシンによるリクエストに応じて行われる。

10

【0026】

本明細書において使用される場合、「ソフトウェア」及び「ファームウェア」との用語は同義であり、RAMメモリ、ROMメモリ、EPROMメモリ、EEPROMメモリ、不揮発性RAM(NVRAM)メモリ及び電磁又は光学ディスクストレージを含むコンピュータによる実行のためのメモリに記憶される任意のコンピュータプログラムを含む。上記メモリの種類は例示に過ぎないため、コンピュータプログラムのストレージに使用可能なメモリの種類について限定をするものではない。

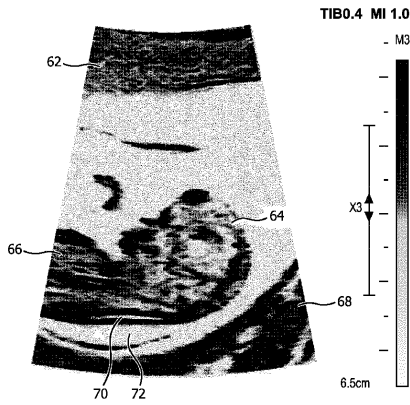
【0027】

当然ながら、上記説明は例示であって、限定を意図していない。例えば様々な実施形態の教示内容の範囲から逸脱することなく、特定の状況又は材料を当該様々な実施形態の教示内容に適応させるために多くの修正態様が作成されてよい。上記説明を確認した当業者には多くの他の実施形態が明らかであろう。したがって、様々な実施形態の範囲は、添付される請求項を参照して、当該請求項の等価物の全範囲と共に決定されるべきである。添付の請求項において、「含む(including)」及び「~において(in which)」との用語は、「含む(comprising)」及び「~において(wherein)」との用語のブレインイングリッシュの同義語として使用される。更に、以下の請求項において、「第1」、「第2」及び「第3」等の用語は、ラベルとして使用されているに過ぎず、それらの目的語に数値的な要件を課すことを意図していない。更に、以下の請求項における限定は、ミーンズ・プラス・ファンクション形式で記載されておらず、当該請求項の限定が、更なる構造のない機能の説明が後に続く「~の手段(means for)」の表現を明示的に使用しない限り又は明示的に使用するまで、米国特許法第112条第6パラグラフに基づいて解釈されることを意図していない。

20

30

【図 1】



【図 2】

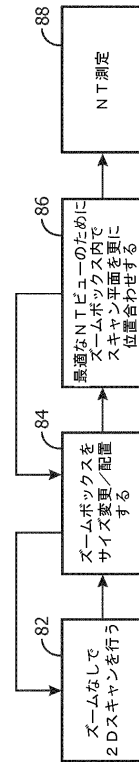


図 2

【図 3】

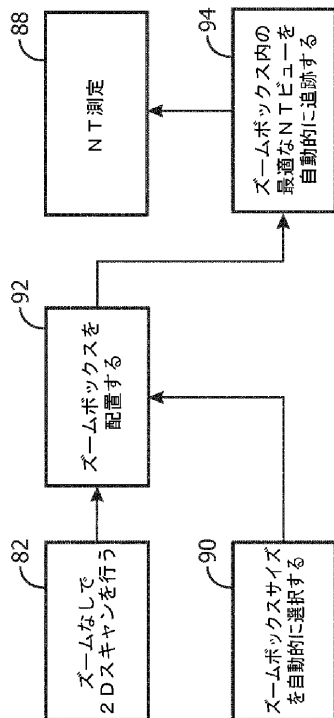


図 3

【図 4】

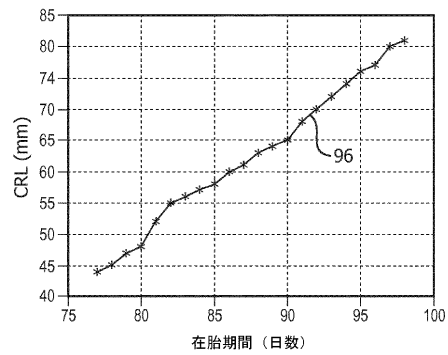


図 4

【図 5】

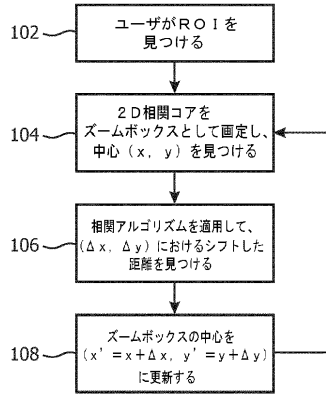


図 5

【図 6】

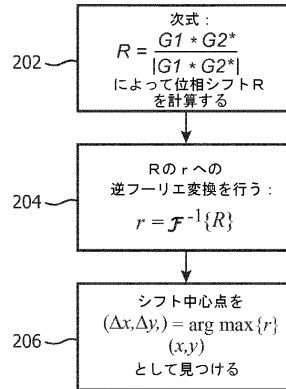
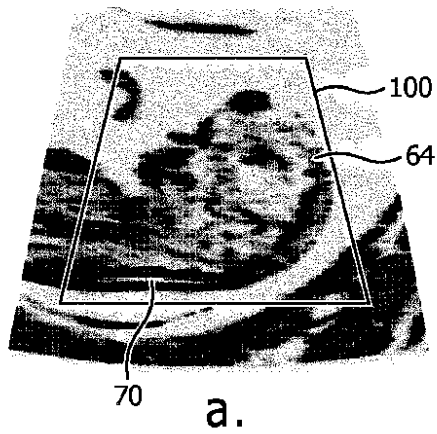
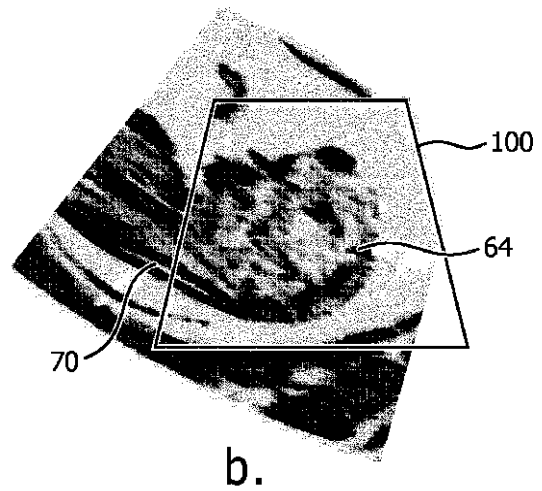


図 6

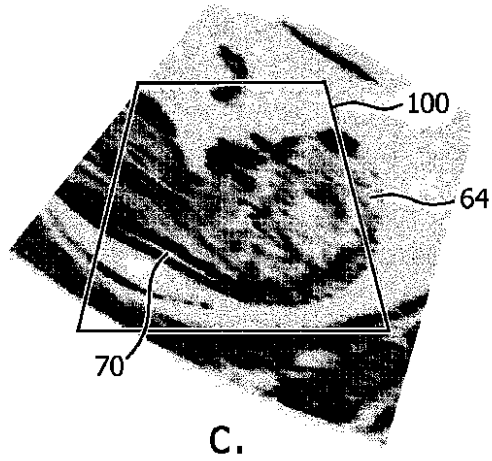
【図 7 a】



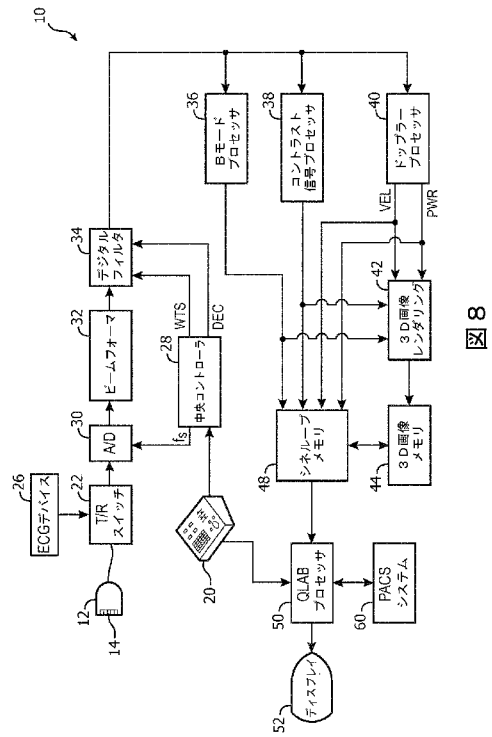
【図 7 b】



【 図 7 c 】



【 図 8 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/054799

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 A61B8/00
ADD.

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 G06T

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)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	KR 2008 0004775 A (UNIV EWHA IND COLLABORATION [KR]) 10 January 2008 (2008-01-10) abstract; figure 1	1,10 2-9, 11-15
Y	----- GB 2 407 636 A (ST GEORGE'S HEALTHCARE NHS TRUST [GB]) 4 May 2005 (2005-05-04) abstract; figures 1-2,2 page 4, line 7 - page 9, line 3 page 16, line 9 - line 11	1-15
Y	----- US 2005/124878 A1 (SHARONY REUVEN [IL]) 9 June 2005 (2005-06-09) paragraphs [0028], [0029]; figure 2 ----- -/--	1,7-10, 13-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ 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

2 June 2017

Date of mailing of the international search report

19/06/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel: (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Daoukou, Eleni

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/054799

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2016/042525 A1 (LEE KI YONG [KR] ET AL) 11 February 2016 (2016-02-11) paragraphs [0044], [0046], [0052], [0054] - [0056], [0059], [0064] - [0065], [0067], [0077] - [0081]; figures 1-6	2-6, 11, 12
A	----- M. A. ZOPPI ET AL: "Fetal nuchal translucency screening in 12 495 pregnancies in Sardinia", ULTRASOUND IN OBSTETRICS AND GYNECOLOGY, vol. 18, no. 6, 1 December 2001 (2001-12-01), pages 649-651, XP055378067, GB ISSN: 0960-7692, DOI: 10.1046/j.0960-7692.2001.00583.x abstract; figure 1	2-6, 11, 12
A	----- US 2012/296212 A1 (HAMADA KENJI [JP] ET AL) 22 November 2012 (2012-11-22) paragraphs [0004], [0016], [0022], [0032] - [0033], [0036] - [0040], [0042] - [0043], [0051], [0054], [0063], [0073], [0085] - [0086]; figures 1-7	1-15
A	----- US 2014/296694 A1 (JAWORSKI WILLIAM J [US]) 2 October 2014 (2014-10-02) paragraphs [0021] - [0024], [0029] - [0034]; figures 1-4	1, 7-10, 13-15
A	----- US 2010/063391 A1 (KANAI HIROSHI [JP] ET AL) 11 March 2010 (2010-03-11) paragraphs [0073] - [0077]; figure 3	1, 7-10, 13-15
A	----- US 2015/032001 A1 (NAKATA MASAHIKO [JP] ET AL) 29 January 2015 (2015-01-29) paragraphs [0010], [0024] - [0036]; figures 1-4	1, 7-10, 13-15
A	----- US 2015/148657 A1 (SHASHAR DAVID [IL] ET AL) 28 May 2015 (2015-05-28) paragraphs [0003] - [0004], [0030] - [0031], [0034], [0055] - [0056], [0073], [0100], [0104]; figures 1-4, 11e-14c	1, 7-10, 13-15
A	----- US 2015/193908 A1 (SHIM EUN-A [KR] ET AL) 9 July 2015 (2015-07-09) figures 1-9	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/054799

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
KR 20080004775 A	10-01-2008	NONE	
GB 2407636 A	04-05-2005	NONE	
US 2005124878 A1	09-06-2005	AU 2002317454 A1 US 2005124878 A1 WO 03003899 A2	21-01-2003 09-06-2005 16-01-2003
US 2016042525 A1	11-02-2016	KR 20160016460 A US 2016042525 A1	15-02-2016 11-02-2016
US 2012296212 A1	22-11-2012	CN 102596047 A JP 5770061 B2 JP 2012105968 A US 2012296212 A1 WO 2012053612 A1	18-07-2012 26-08-2015 07-06-2012 22-11-2012 26-04-2012
US 2014296694 A1	02-10-2014	NONE	
US 2010063391 A1	11-03-2010	CN 101505664 A DE 112007001982 T5 JP 4890554 B2 US 2010063391 A1 WO 2008023618 A1	12-08-2009 10-06-2009 07-03-2012 11-03-2010 28-02-2008
US 2015032001 A1	29-01-2015	CN 104203114 A JP 5386001 B2 JP 2013198636 A US 2015032001 A1 WO 2013146016 A1	10-12-2014 15-01-2014 03-10-2013 29-01-2015 03-10-2013
US 2015148657 A1	28-05-2015	CN 104394771 A US 2015148657 A1 WO 2013183051 A1	04-03-2015 28-05-2015 12-12-2013
US 2015193908 A1	09-07-2015	CN 104757993 A EP 2892024 A2 KR 20150082006 A US 2015193908 A1	08-07-2015 08-07-2015 15-07-2015 09-07-2015

 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, DJ, 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, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(72)発明者 ヘラー スーザン ガイ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ワン ヤユン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 カオ ジー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD09 EE09 EE11 JC16 JC23 JC37 KK10 KK31

专利名称(译)	自动超声测量眼睑透射图像		
公开(公告)号	JP2019510557A	公开(公告)日	2019-04-18
申请号	JP2018545427	申请日	2017-03-01
[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NV哥德堡		
[标]发明人	カオジー		
发明人	ヘラー スーザン ガイ ワン ヤユン カオ ジー		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0866 A61B8/4427 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/523 A61B8/5238 A61B8/5276 G16H50/30 A61B8/145 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5292		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD09 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601 /KK10 4C601/KK31		
优先权	62/301810 2016-03-01 US		
其他公开文献	JP2019510557A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统用于获得矢状截面中的胎儿图像，以执行透射透射图像测量。在获取胎儿图像之后，将包含感兴趣区域的缩放框放置在图像上。缩放框的大小是根据胎龄或头围长度自动为用户设置的。在存在胎儿移动的情况下，系统会自动跟踪缩放框中的关注区域，以使关注区域即使在胎儿移动的情况下也保持在缩放框中。

(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2019-510557 (P2019-510557A)
		(43) 公表日 平成31年4月16日 (2019. 4. 16)
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 8 (2006. 01) A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 0 8 A 6 1 B 8 / 1 4	テーマコード (参考) 4 C 6 0 1
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-545427 (P2018-545427) (86) (22) 出願日 平成29年3月1日 (2017. 3. 1) (85) 翻訳文提出日 平成30年8月28日 (2018. 8. 28) (86) 国際出願番号 PCT/JP2017/054799 (87) 国際公開番号 W02017/149027 (87) 国際公開日 平成29年9月8日 (2017. 9. 8) (31) 優先権主張番号 62/301, 810 (32) 優先日 平成28年3月1日 (2016. 3. 1) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイ ンドーフェン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (74) 代理人 110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 項部製造過程の自動超音波測定		