

(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2019-507646

(P2019-507646A)

(43) 公表日 平成31年3月22日(2019.3.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2018-546663 (P2018-546663)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成29年3月6日 (2017.3.6)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 平成30年9月5日 (2018.9.5)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/EP2017/055114</p> <p>(87) 国際公開番号 WO2017/153301</p> <p>(87) 国際公開日 平成29年9月14日 (2017.9.14)</p> <p>(31) 優先権主張番号 16168847.8</p> <p>(32) 優先日 平成28年5月10日 (2016.5.10)</p> <p>(33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)</p> <p>(31) 優先権主張番号 PCT/CN2016/075977</p> <p>(32) 優先日 平成28年3月9日 (2016.3.9)</p> <p>(33) 優先権主張国 中国 (CN)</p>	<p>(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 Eindhove n</p> <p>(74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重</p> <p>(74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 胎児撮像システムおよび方法

(57) 【要約】

超音波胎児撮像システムが、超音波トランスデューサ (10) の動きに関する加速度信号を生成するための加速センサー (16) を使う。超音波画像の画像処理の結果に基づいて、ユーザーは、超音波トランスデューサをどのようにまたはどこに動かすかを案内される。このようにして、ユーザーは、可能な最短時間で胎児の完全なスキャンを達成するよう、ある方向にトランスデューサを動かすよう案内されることができる。これは、妊婦の超音波エネルギーへの曝露を制限する。得られた胎児画像は、得られた画像から導出されるパラメータのいくつかに基づいて、たとえば回帰分析を使って、胎児体重を決定するために使われてもよい。



FIG. 5

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

胎児撮像システムであって、
超音波トランスデューサと；

前記超音波トランスデューサの動きに係る加速度信号を生成するための加速センサーと；

前記超音波トランスデューサを動かすことに関して当該システムのユーザーを案内するための出力情報を提供するための出力と；

前記超音波トランスデューサによって生成された超音波画像を処理するための画像処理モジュールと；

前記超音波トランスデューサおよび前記出力情報を、前記加速度信号および前記超音波画像処理の結果に依存して制御するためのコントローラとを有しており、

前記超音波画像処理の結果は、前記画像処理モジュールによって認識された胎児身体部分である、システム。

【請求項 2】

前記コントローラは、前記超音波トランスデューサの動きまたは超音波画像品質に依存して、超音波信号の放出を制御するよう適応されている、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記コントローラは、前記超音波トランスデューサの動きの速さに依存して前記超音波トランスデューサの放出パワーを制御するよう適応されている、請求項 1 または 2 記載のシステム。

【請求項 4】

前記画像処理モジュールは、前記超音波画像処理の結果から胎児エッジを検出するよう適応されており、前記コントローラは、検出される前記加速度信号および前記胎児エッジに依存して、前記超音波トランスデューサおよび前記出力情報を制御するよう適応されている、請求項 1 ないし 3 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 5】

前記コントローラは、胎児のほうにまたは胎児のエッジのまわりで動くように前記超音波トランスデューサを動かす方向の指示を提供するよう、前記出力を制御するよう適応されている、請求項 1 ないし 4 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 6】

前記コントローラは、前記超音波トランスデューサを動かす速さの指示を提供するよう、前記出力を制御するよう適応されている、請求項 5 記載のシステム。

【請求項 7】

前記出力は、表示デバイス、または、リモート表示装置に提供されるべき無線信号を含む、請求項 1 ないし 6 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 8】

前記超音波トランスデューサは、腹部に押しつけるための表面をもつパッドに固定されており、前記超音波トランスデューサ出力がパッド表面に垂直な向きにされる、請求項 1 ないし 7 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 9】

前記コントローラは、胎児の首領域の画像を撮影するために前記超音波トランスデューサを動かすようユーザーに指令するための出力を生成するよう適応されており、前記画像処理モジュールは、首領域を認識し、血流方向を検出して、それにより首領域に対する血流方向に基づいて、疑われる臍帯頸部巻絡を識別するよう適応されている、請求項 1 ないし 8 のうちいずれか一項記載のシステム。

【請求項 10】

前記画像処理モジュールは、心臓および頭を識別することによって首領域を識別するよう適応されている、請求項 9 記載のシステム。

【請求項 11】

10

20

30

40

50

胎児撮像方法であって：

種々の超音波トランスデューサ位置における画像のシーケンスに基づいて超音波トランスデューサを使って超音波画像を撮影し；

前記超音波トランスデューサの動きに関係する加速度信号を生成し；

前記シーケンスの間、前記超音波トランスデューサを動かすよう当該方法のユーザーを案内するための情報を出し；

前記シーケンスの間に前記超音波トランスデューサによって生成された前記超音波画像を処理し；

前記加速度信号および前記超音波画像処理の結果に依存して、前記超音波トランスデューサおよび前記出力情報を制御することを含み、

前記超音波画像処理の結果は、前記画像処理モジュールによって認識された胎児身体部分である、

方法。

【請求項 1 2】

前記超音波トランスデューサの動きに依存して前記超音波トランスデューサを制御することを含む、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

胎児エッジを検出し、胎児のほうにまたは胎児のエッジのまわりで動くように前記超音波トランスデューサを動かすよう方向の指示を提供するよう、前記出力を制御することを含む、請求項 1 1 または 1 2 記載の方法。

【請求項 1 4】

胎児の首領域の画像を撮影するために前記超音波トランスデューサを動かすよう当該方法のユーザーに指令するための出力を生成し、血流方向を検出して、それにより疑われる臍帯頸部巻絡を識別することを含む、請求項 1 1 ないし 1 3 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 1 5】

コンピュータ・プログラムであって、前記プログラムがコンピュータ上で実行されるときに請求項 1 0 ないし 1 4 のうちいずれか一項記載の方法を実装するよう適応されているコード手段を有するコンピュータ・プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は胎児撮像システムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

胎児撮像の一つの目的は、胎児体重の推定を提供することである。

【0003】

胎児体重の正確な推定には、日常の出生前ケアにおいて、また胎児成長異常の検出のために重要な役割がある。

【0004】

現在の産科の実務における出生時体重を予測する二つの主要な方法は、第一に、腹部鼓動および子宮底高の測定に基づく胎児の諸身体部分の臨床的な推定と、第二に、骨格胎児諸部分の超音波測定を回帰式に代入して推定胎児体重を導出するものである。他の方法に比べて、超音波推定は胎児体重推定のための最も正確な方法である。

【0005】

出生直前の出生時体重の推定のための諸方法の精度を比較する研究がなされており、超音波推定の精度が胎児体重の臨床推定よりもよいことを見出している。

【0006】

超音波推定される胎児体重は、胎児の諸部分の二次元超音波測定から得られる。上述したように、これらの測定は回帰公式において使われて、胎児体重を導出する。回帰モデル

10

20

30

40

50

は、種々の胎児バイオメトリック指数、特に腹囲（AC: abdominal circumference）、大腿骨長（FL: femur length）、大横径（BPD: biparietal diameter）および頭囲（HC: head circumference）の組み合わせに基づく。

【 0 0 0 7 】

表 1 は、これらのパラメータの種々の組み合わせから胎児体重を推定するために使われる回帰指数の表を示している。

【表 1】

胎児バイオメトリック指数	回帰式
AC	$\text{Ln EFW} = -4.564 + 0.282(\text{AC}) - 0.00331(\text{AC})^2$ (†)
	$\text{Ln EFW} = 2.695 + 0.253(\text{AC}) - 0.00275(\text{AC})^2$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 0.6328 + 0.1881(\text{AC}) - 0.0043(\text{AC})^2 + 0.000036239(\text{AC})^3$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -1.8367 + 0.092(\text{AC}) - 0.000019(\text{AC})^3$ (†)
	$\text{EFW} = 0.0816(\text{AC})^3$
AC and FL	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.304 + 0.05281(\text{AC}) + 0.1938(\text{FL}) - 0.004(\text{AC})(\text{FL})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 0.59 + 0.08(\text{AC}) + 0.28(\text{FL}) - 0.00716(\text{AC})(\text{FL})$
	$\text{Ln EFW} = 2.792 + 0.108(\text{FL}) + 0.0036(\text{AC})^2 - 0.0027(\text{FL})(\text{AC})$
AC and BPD	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.879 + 0.084(\text{BPD}) + 0.026(\text{AC})$ (‡)
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -1.599 + 0.144(\text{BPD}) + 0.032(\text{AC}) - 0.000111(\text{BPD})^2(\text{AC})$ (†)
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -1.7492 + 0.166(\text{BPD}) + 0.046(\text{AC}) - 0.002546(\text{AC})(\text{BPD})$ (†)
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -1.1683 + 0.0377(\text{AC}) + 0.0950(\text{BPD}) - 0.0015(\text{BPD})(\text{AC})$ (†)
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.1134 + 0.05845(\text{AC}) - 0.000604(\text{AC})^2 - 0.007365(\text{BPD})^2 + 0.000595(\text{BPD})(\text{AC}) + 0.1694(\text{BPD})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.63 + 0.16(\text{BPD}) + 0.00111(\text{AC})^2 - 0.0000859(\text{BPD})(\text{AC})^2$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 2.1315 + 0.0056541(\text{AC})(\text{BPD}) - 0.00015515(\text{BPD})(\text{AC})^2 + 0.000019782(\text{AC})^3 + 0.052594(\text{BPD})$
AC and HC (±BPD)	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.182 + 0.0273(\text{HC}) + 0.07057(\text{AC}) - 0.00063(\text{AC})^2 - 0.0002184(\text{HC})(\text{AC})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 0.9119 + 0.0488(\text{HC}) + 0.0824(\text{AC}) - 0.001599(\text{HC})(\text{AC})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 2.3231 + 0.02904(\text{AC}) + 0.0079(\text{HC}) - 0.0058(\text{BPD})$
AC, FL and BPD	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.335 - 0.0034(\text{AC})(\text{FL}) + 0.0316(\text{BPD}) + 0.0457(\text{AC}) + 0.1623(\text{FL})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.54 + 0.15(\text{BPD}) + 0.00111(\text{AC})^2 - 0.0000764(\text{BPD})(\text{AC})^2 + 0.05(\text{FL}) - 0.000992(\text{FL})(\text{AC})$
	$\text{EFW} = 0.23966(\text{AC})^2(\text{FL}) + 1.6230(\text{BPD})^3$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 2.7193 + 0.0094962(\text{AC})(\text{BPD}) - 0.1432(\text{FL}) - 0.00076742(\text{AC})(\text{BPD})^2 + 0.001745(\text{FL})(\text{BPD})^2$
AC, FL and HC	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.326 - 0.00326(\text{AC})(\text{FL}) + 0.0107(\text{HC}) + 0.0438(\text{AC}) + 0.158(\text{FL})$
	$\text{EFW} = 0.23718(\text{AC})^2(\text{FL}) + 0.03312(\text{HC})^3$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -2.0661 + 0.04355(\text{HC}) + 0.05394(\text{AC}) - 0.0008582(\text{HC})(\text{AC}) + 1.2594(\text{FL}/\text{AC})$ (†)
AC, FL, BPD and HC	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.3596 + 0.0064(\text{HC}) + 0.0424(\text{AC}) + 0.174(\text{FL}) + 0.00061(\text{BPD})(\text{AC}) - 0.00386(\text{AC})(\text{FL})$

10

20

30

40

この表において、EFWは推定される胎児体重 (estimated fetal weight) であり；ACは腹囲であり；FLは大腿骨長であり；BPDは大横径であり；HCは頭囲である。AC、FL、BPDおよびHCは一般にセンチメートルで表わされ、EFWは一般にグラムで表わされる。これに対する例外は† (推定される胎児体重がキログラムで表わされている) および‡ (大腿骨長がミリメートルで表わされている) として示されている。

50

【0008】

この表は非特許文献1から取った。

【非特許文献1】Melamed N, Yogev Y, Meizner I, Mashiach R, Bardin R and Ben-Haroush A., "Sonographic fetal weight estimation: which model should be used?", J, Ultrasound Med. 2009; 28(5):617-29.

【0009】

臨床環境におけるモニタリングに加えて、家庭での胎児体重の測定が、妊婦が自分の子供の成長傾向および福利を理解するのを助けるために使われてもよい。妊婦は、自分自身の体重がどのくらい増えたかをも推定できる。しかしながら、現在のところ家庭用の胎児体重測定装置は利用可能ではない。

10

【0010】

上記で説明したように、超音波は胎児体重推定のための最も正確な方法であるが、経験のある医師によって診療所において使用されるだけである。加えて、診療所において使用される超音波のエネルギーは懸案である。診療所および家庭用超音波装置はいずれも、ALARA (as low as reasonably achievable [合理的に達成可能な限り低く]) と称される超音波曝露の一般原則に従うべきであり、規制によれば、胎児のための超音波システムのパワー出力は720mW/cm²に制限されるべきである。診療所において胎児に対して超音波画像法を実行することに関係した悪影響を報告した研究はないが、家庭使用のための超音波装置の安全性は懸案ではある。このように、できるだけ超音波曝露を少なくすることが常に消費者によって歓迎される。

20

【0011】

妊娠中のモニタリングを要するもう一つの問題は、臍帯頸部巻絡の発生である。これは、臍帯が胎児の首のまわりに完全に360度巻き付いたときに起こる。臍帯頸部巻絡は非常に一般的であり、報告されている発生率は10%ないし37%である。

【0012】

臍帯頸部巻絡は、男児においてより普通に見られる。妊娠中または陣痛中に発生することもあるが、妊娠期間の終わりに近づくほど徐々に起こりやすくなる。

【0013】

妊産婦ケア提供者は、その実務において普通に臍帯頸部巻絡に遭遇すると期待される。

【0014】

胎児の臍帯は、母親の子宮と胎児との間で血液およびガスを交換するための本質的なチャネルであるので、栄養を運ぶための重要なつながりである。臍帯頸部巻絡は、胎児の血液およびガス交換に影響し、胎児の血液供給を変え、深刻な場合には胎児低酸素症を引き起こして死産や新生児死亡につながる。さらに、胎児の頭部の降下や胎児の血液循環に有意に影響し、それが胎児子宮内低酸素症、仮死そしてさらには死を引き起こしうる。

30

【0015】

臍帯頸部巻絡は一般に、母親によって主観的に家庭で胎児の動きを観察することによってチェックされる。これは不便で、時には高いリスクを伴う。たとえば、母親が胎児の動きに注意を払っていないと、臍帯頸部巻絡の重要な徴候を見逃すことがある。

【0016】

さらに、多くの出産実務家は、分娩第二期の間、日常的に臍帯頸部巻絡をチェックし、臍帯頸部巻絡があれば、引っ張って臍帯をほどくか締め付けて切ることによってさらに介入するようトレーニングされている。現在のところ、臍帯頸部巻絡の診断はたいていの場合、病院で超音波を使って実行される。

40

【0017】

上記で説明したように、超音波システムは、トレーニングされた人員を要し、一般には臨床環境においてのみ使われる。

【0018】

特許文献1は、プローブを使って得られるオブジェクトの三次元(3D)超音波画像上で切断線または切断面を作り、切断線および切断面は3D超音波画像の断面を見るために使わ

50

れるものであり、プローブに含まれるセンサーを使ってプローブのまわりの動き情報を検出し、検出されたプローブのまわりの動き情報に基づいて切断線または切断面の位置を変える方法を開示している。

【0019】

特許文献2は、対象者に対する超音波の送受信を実行するための超音波プローブと；前記超音波プローブによる超音波スキャン平面の動きを検出するための動き検出部と、前記対象者に対する第一の三次元（3D）超音波スキャンにおける複数の第一のスキャン平面の位置についての情報を記憶するための記憶部と、前記記憶部に記憶された位置についての前記情報に基づいて前記第一のスキャン平面の位置を表わす第一の画像を表示部に表示するとともに前記動き検出部からの検出された情報に基づいて、複数の第二のスキャン平面の位置を表わす第二の画像を前記表示部に表示するための画像表示制御部とを有する装置を開示している。第二の画像の表示は、オペレーターが前記超音波プローブを動かすことによつて前記対象者に対して第二の3D超音波スキャンを実行することによる。前記画像表示制御部は、前記第一のスキャン平面と第二のスキャン平面が互いに対応する位置関係をもつよう前記第一および第二の画像を表示する。

10

【0020】

特許文献3は、対象者の一つまたは複数のパラメータをモニタリングすることにおいて使うためのプローブを開示している。該プローブは、対象者における関心領域に音響放射を送信するための少なくとも一つの音響ポート、前記関心領域に向けて入射光を送信するための少なくとも一つの光出力ポートおよび対象者から返ってくる光を受光するための少なくとも一つの入力ポートを有するモニタリング・アセンブリーと、近接アタッチメントおよび信号品質条件のうち少なくとも一方を感知するよう構成された少なくとも一つの感知アセンブリーを有する少なくとも一つの制御機構とを有し、前記制御機構は、前記プローブ・アセンブリーと対象者との間の結合の条件を制御するよう構成され、前記モニタリング・アセンブリーの動作を制御することを可能にする。

20

【0021】

特許文献4は、超音波を送信して反射波を受信するよう構成されたプローブと、前記反射波に基づいて画像を生成するよう構成された生成器と、前記画像を表示するディスプレイとを有する超音波撮像装置を開示している。前記超音波撮像装置は、前記画像に存在する各臍帯をそれぞれ指定するよう構成された第一の解析器と、前記臍帯の一端に続く構造をそれぞれ指定するよう構成された第二の解析器と、各前記構造を前記同定されたディスプレイに表示させるよう構成されたディスプレイ・コントローラとを有する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0022】

【特許文献1】欧州特許出願公開第2636374A1号

【特許文献2】米国特許出願公開第20150374344A1号

【特許文献3】国際公開第2014141277A1号

【特許文献4】米国特許出願公開第20100125201A1号

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0023】

より使いやすく、胎児体重および/または臍帯頸部巻絡の存在の正確な判別を可能にする超音波に基づく胎児撮像システムをもつことが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0024】

本発明は請求項によって定義される。

【0025】

本発明のある側面に基づく例によれば、胎児撮像システムであつて、超音波トランスデューサと；

50

前記超音波トランスデューサの動きに係る加速度信号を生成するための加速センサーと；

前記超音波トランスデューサを動かすことに関して当該システムのユーザーを案内するための出力情報を提供するための出力と；

前記超音波トランスデューサによって生成された超音波画像を処理するための画像処理モジュールと；

前記超音波トランスデューサおよび前記出力情報を、前記加速信号および前記超音波画像処理の結果に依存して制御するためのコントローラとを有しており、前記超音波画像処理の結果は、前記画像処理モジュールによって認識された胎児身体部分である、胎児撮像システムが提供される。

10

【0026】

このシステムにおいて、超音波トランスデューサの動きは加速センサーによって追跡され、前記トランスデューサがアクティブ化されるときに可能な最短時間で胎児の完全なスキャンを達成するよう、ユーザーは、ある方向に前記トランスデューサを動かすよう案内されることができる。前記超音波画像処理の結果は、前記画像処理によって認識された胎児身体部分、たとえば胎児の筋肉組織または骨であり、これはスキャンの間の最短ルートのための指示を提供する。これは、妊婦の超音波エネルギーへの曝露を制限する。得られた胎児画像は、たとえば得られた画像から導出されるパラメータのいくつかに基づく回帰分析を使って、胎児体重を決定するために使われてもよい。

【0027】

コントローラは、超音波トランスデューサの動きまたは超音波画像品質に依存して、超音波信号の放出を制御するよう適応されてもよい。

20

【0028】

このように、超音波信号は、所望される超音波画像をさらに構築するために必要とされるときにのみ生成されうる。たとえば、超音波トランスデューサが静止しているときは、超音波画像が成功裏に捕捉されているならば、ユーザーによって新たなトランスデューサ位置が選択されるまで、トランスデューサはアクティブ化されることを止めてもよい。あるいはまた、コントローラは、画像品質に基づいて超音波トランスデューサを制御してもよい。超音波トランスデューサが、たとえば、放出パワーまたは動作モードが、胎児検出のための認容できる解像度を達成するためにしかるべく制御されてもよい。それにより、超音波信号への曝露ができるだけ制限される。

30

【0029】

コントローラは、超音波トランスデューサの動きの速さに依存して超音波トランスデューサの放出パワーを制御するよう適応されてもよい。

【0030】

このようにして、トランスデューサが動いているときであっても、超音波トランスデューサの放出パワーは、曝露レベルをできるだけ低く保ちつつ全体的な画像の所望される解像度を達成するよう調整されてもよい。放出パワーの制御は、超音波トランスデューサの動作モード間の自動的または半自動的シフトによって実現されてもよい。

【0031】

画像処理モジュールは、超音波画像処理の結果から胎児エッジを検出するよう適応されてもよく、コントローラは、検出される加速度信号および胎児エッジに依存して、超音波トランスデューサおよび出力情報を制御するよう適応される。

40

【0032】

コントローラは、胎児のほうにまたは胎児のエッジのまわりで動くように超音波トランスデューサを動かすよう方向の指示を提供するよう、前記出力を制御するよう適応されてもよい。このようにして、ユーザーは、エッジが見つかるまで胎児のほうに案内されることができ、次いで、エッジのまわりを沿って案内されることができる。このようにして、限られた超音波放出で胎児の外側輪郭が画像化され、これにより、キーとなる指数が画像解析によって測定または導出されることができる。キーとなる指数はFL、BPD、HC、胎児

50

体重または他の可能なパラメータを含む。胎児のエッジをカバーする部分領域のみが超音波信号にさらされる一方、腹部全体の撮像は回避される。これは過剰曝露の可能性を制限する。検出は、胎児部分、たとえば胎児の筋肉組織または骨が他の環境組織、たとえば羊水から認識される超音波画像処理の結果に基づく。認識される胎児身体部分は任意的に、心臓、首、脚または他の身体部分であってもよい。その場合、コントローラは、解剖学的知識に基づいてしかるべく胎児エッジのほうに動かすようユーザーに指示することになる。

【0033】

コントローラは、超音波トランスデューサを動かす速度の指示を提供するよう前記出力を制御するよう適応されてもよい。

10

【0034】

前記出力はたとえば、リモート表示装置に提供される表示デバイスまたは無線信号を含む。システムはたとえば、リモート・ディスプレイと通信してもよく、あるいはシステムの統合された部分としてディスプレイを有していてもよい。音出力をも使ってもよい。これは、ユーザーのための指示のほかに超音波画像が見られることを可能にする。代替的または追加的に、ユーザーに方向指示を提供するためにインジケータ・ライトが使われてもよい。

【0035】

超音波トランスデューサは、腹部に押しつけるための表面をもつパッドに固定されてもよい。超音波トランスデューサ出力は、パッド表面に垂直な向きにされる。

20

【0036】

この配置は、出力が腹部に垂直に向けられ、システムが使いやすいことを保証する。加えて、これは超音波信号を撮像合焦領域外のユーザーが受けることを防止する。

【0037】

コントローラは、胎児の首領域の画像を撮影するために超音波トランスデューサを動かすようユーザーに指令するための出力を生成するよう適応されてもよい。画像処理モジュールは、首領域を認識し、血流方向を検出して、それにより首領域に対する血流方向に基づいて、疑われる臍帯頸部巻絡を識別するよう適応される。

【0038】

血流方向を識別するためにはドップラー画像処理が使われてもよい。心臓と頭の間の線である首領域に垂直な血流方向は臍帯頸部巻絡を示す。一方、心臓と頭の間の線に平行な方向は頸動脈を示す。

30

【0039】

画像処理モジュールは、たとえば、心臓および頭を識別することによって首領域を識別するよう適応されてもよい。

【0040】

本発明のもう一つの側面に基づく例は、胎児撮像方法であって：

種々の超音波トランスデューサ位置における画像のシーケンスに基づいて超音波トランスデューサを使って超音波画像を撮影し；

前記超音波トランスデューサの動きに関係する加速度信号を生成し；

40

前記シーケンスの間、前記超音波トランスデューサを動かすよう当該方法のユーザーを案内するための情報を出力し；

前記シーケンスの間に前記超音波トランスデューサによって生成された前記超音波画像を処理し；

前記加速度信号および前記超音波画像処理の結果に依存して、前記超音波トランスデューサおよび前記出力情報を制御することを含む、胎児撮像方法を提供する。

【0041】

この方法では、ユーザーは、可能な最短時間で胎児の完全なスキャンを達成するよう、ある方向に前記トランスデューサを動かすよう案内される。これは、妊婦の超音波エネルギーへの曝露を制限する。

50

【 0 0 4 2 】

当該方法は、前記超音波トランスデューサの動き（すなわち位置および／または速度）に依存して前記超音波トランスデューサを制御することを含んでいてもよい。これは妊婦の曝露を制限する。

【 0 0 4 3 】

当該方法は、胎児エッジを検出し、胎児のほうにまたは胎児のエッジのまわりで動くように超音波トランスデューサを動かすよう方向の指示を提供するよう、前記出力を制御することを含んでいてもよい。

【 0 0 4 4 】

胎児の首領域の画像を撮影するために超音波トランスデューサを動かすよう当該方法のユーザーに指令するための出力が生成されてもよい。その場合、当該方法は、血流方向を検出して、それにより疑われる臍帯頸部巻絡を識別することを含む。

【 0 0 4 5 】

これらの方法は、少なくとも部分的にはソフトウェアで実装されてもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 6 】

ここで、本発明の例が、付属の図面を参照して詳細に記述される。

【 図 1 】 標準的な超音波画像を示す図である。

【 図 2 】 超音波システムを示す図である。

【 図 3 】 図 2 のシステムによって使用されるインジケータ・ライトの組の一例を示す図である。

【 図 4 】 撮像および画像処理方法の段階を示す図である。

【 図 5 】 超音波画像を示し、臍帯頸部巻絡がどのように検出できるかを説明する図である。

【 図 6 】 図 2 のシステムの信号処理を実行することにおいて使うのに好適な一般的なコンピュータ・アーキテクチャーを示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 4 7 】

本発明は、超音波トランスデューサの動きに関係する加速度信号を生成するための加速センサーを使う超音波胎児撮像システムを提供する。超音波画像の画像処理の結果に基づいて、ユーザーは、超音波トランスデューサをどのようにまたはどこに動かすかを案内される。このようにして、ユーザーは、可能な最短時間で胎児の完全なスキャンを達成するよう、ある方向にトランスデューサを動かすよう案内されることができ、これは、妊婦の超音波エネルギーへの曝露を制限する。得られた胎児画像は、得られた画像から導出されるパラメータのいくつかに基づいて、たとえば回帰分析を使って、胎児体重を決定するために使われてもよい。

【 0 0 4 8 】

図 1 は、胎児の超音波画像を示している。見て取れるように、得られた超音波画像における高いコントラスト差に帰結する異なる組織密度の諸領域の間の境界において明るいエッジ領域がある。このように、視野における骨格部分および筋肉組織の外形〔アウトライン〕が、コントラスト差による画像処理によって、簡単に識別できる。これは、低解像度撮像での胎児のアウトライナーの判別を可能にする。

【 0 0 4 9 】

図 2 は、胎児撮像システムを示している。本システムは、皮膚にあてがうパッド 1 2 に取り付けられた超音波トランスデューサ 1 0 を有する。超音波トランスデューサは、単一の素子または素子のアレイをもつことができる。超音波トランスデューサは超音波ビームをパッドの表面 1 4 に垂直な方向に向け、それにより放射は皮膚に垂直に向けられる。超音波トランスデューサは、その後の画像処理および解析のためにエコー信号を受信する。パッド 1 2 は、一貫した信号を収集するために、超音波トランスデューサを測定部位に垂直に保持するように超音波トランスデューサを囲む。パッドは、皮膚よりも高い剛性をも

10

20

30

40

50

つ材料および皮膚を刺激しない材料でできている。超音波トランスデューサは直線状であるまたは2Dもしくは3Dで曲がっていることができる。

【0050】

超音波プローブは、図1に示される画像全体を単一の位置から捕捉するわけではない。その代わりに、全体的な画像は、異なる超音波トランスデューサ位置からの複数の画像を並べることによって作成される。

【0051】

画像全体を構築するために使われる撮像位置の数は、たとえば胎児サイズに依存する。2D画像を例として取ると、典型的なフレーム・レートは30~200Hzの範囲内である。30Hzの最低フレーム・レートで、毎秒2cmのトランスデューサ速度で動作する場合、これは1cmの動き当たり15枚の画像に対応する。より低い解像度の撮像のためには、フレーム・レートは、より低くてもよい。

10

【0052】

加速センサー16は、超音波トランスデューサ10の動きに関する加速度信号を生成するために設けられる。

【0053】

出力装置18は、超音波トランスデューサ10を動かすことに関してシステムのユーザーを案内するための出力情報を提供するために使われる。出力装置は、図のようなシステムの一体的な部分であってもよく、あるいは出力装置はスマートフォンのようなりモート装置であって、システムの残りの部分がそれと通信するのもよい。出力装置は、光もしくは音または組み合わせを使ってもよい。ねらいは、経験を積んでいないユーザーが胎児身体のエッジを見出し、次いでエッジに沿って動くために正しい方向にトランスデューサを動かすよう案内することである。

20

【0054】

画像処理モジュール20は、超音波トランスデューサ10によって生成される超音波画像を処理するために使われる。

【0055】

コントローラ22は、加速度信号および超音波画像処理の結果に依存して、超音波トランスデューサを制御し、またユーザーに提供される出力を制御するために使われる。このように、コントローラへの入力、画像処理モジュールおよび加速センサーからくる。他の入力が提供されてもよい。たとえば、超音波トランスデューサの位置に関する他の位置追跡情報である。コントローラは出力を、超音波トランスデューサ10および出力装置18に提供する。

30

【0056】

別個の表示装置およびメモリが24として示されている。これは、解析結果が、表示およびさらなる解析のために記憶されることを可能にする。

【0057】

胎児体重測定のために家庭で超音波を使うことの問題を克服するために、このシステムは、低下したエネルギー・レベルを使うことができ、ユーザーのための自動的な案内を提供することにより、トレーニングされていないユーザーが本システムを使うのも簡単でありうる。

40

【0058】

具体的には、システムは、トレーニングを受けていない人々によって家庭で胎児体重を測定するために、短縮された超音波曝露時間が達成されることを、よって低下したエネルギー曝露を可能にする。加速センサー16は、超音波トランスデューサが動いているかどうかおよびどのくらい速く動いているかをモニタリングする。超音波トランスデューサ10が動くのを止める場合、システムはこれを検出し、それにより超音波信号を生成するのを止めることができる。

【0059】

さらに、超音波撮像プロセスのパルス反復周波数 (PRF: pulse repeating frequenc

50

y) が、トランスデューサの動きの速さに従って調整されることができる。こうして、超音波トランスデューサがゆっくり動くときは、超音波エネルギーへの過剰曝露を避けるために、RPFは下げられてもよい。このようにしてPRFの自動調整を提供することによって、この装置はたとえば、超音波トランスデューサが通過する各位置において高々二つの撮像パルスを送ってもよい。

【0060】

臨床装置はたとえば、毎秒20ないし30の超音波パルスを送ることがある。その後胎児体重推定のために使用できる胎児の外形を得るための家庭用途のためには、より低いパルス反復レートが十分であることがある。このコンテキストでの一つのパルスは、同時にアレイ中の各トランスデューサ素子からの一つの送信信号を意味する。それが、組み合わせられたエコー信号を解析して、超音波トランスデューサのその特定の位置に対応する超音波画像の一部を形成することを可能にする。

【0061】

図3は、ユーザーを案内するために使用されうる出力装置18の例を示している。トランスデューサ素子が動かされるべき方向をユーザーに示すインジケータ・ライト30の組を含んでいる。インジケータ・ライトは、画像解析に基づいて、胎児身体のエッジを見出し、次いでエッジに沿って動くためにトランスデューサ素子をどこに動かすかをユーザーに案内するために使用されうる。

【0062】

ひとたび胎児身体の外観が得られたら、インジケータ・ライトは完了指示（たとえば全部が点滅）を与えることができる。音のガイダンスも与えられてもよい。正しい動き方向をたどることを支援するだけでなく、何らかのエラーが起こった場合、たとえばユーザーの動きが速すぎるまたは間違った方向である場合に警報するためである。

【0063】

スキャンが完了した後、胎児身体の外観の画像が生成されることができ、次いでキーとなる胎児バイオメトリック・パラメータが自動的に測定または導出されることができ、好適な回帰公式を使って胎児体重が計算されることができ、バイオメトリック・パラメータは、画像処理モジュール20によって得られてもよい。

【0064】

時間を追って結果をモニタリングすることによって、たとえばスマートフォンからの閲覧のための、たとえば胎児成長曲線が得られてもよい。

【0065】

図4は、上記システムによって用いられる方法段階を示している。いくつかの段階は他の段階と同時に実行されるので、これらの段階は厳密に順を追って生起するわけではないことを注意しておく。たとえば、画像解析は、撮像が実行されている間ずっと、リアルタイムで行なわれる。

【0066】

段階40において、トランスデューサは、妊婦の腹部をスキャンするために使われる。トランスデューサは、いったん動いたら超音波信号を発し始める。動いたことは、トランスデューサとともに具現されている加速度計によって決定される。このようにして、段階40のスキャンの間、トランスデューサの動き方向および速度を決定するために、加速センサー信号が生成される。トランスデューサが通過する各位置において、システムは最大数の撮像パルス、たとえば高々二つの撮像パルスを設定してもよい。

【0067】

段階42において、トランスデューサの動きの速さに従ってRPFが自動的に調整される。トランスデューサの動きが遅すぎるまたは静止したままにされているときに、超音波エネルギーへの過剰な曝露を避けるためである。経験のない人々による使用を容易にするために、トランスデューサは、超音波トランスデューサを囲むパッドによって、動いている間、トランスデューサが常に測定部位に垂直になるよう設計される。

【0068】

10

20

30

40

50

段階 4 4 では、画像処理モジュールが捕捉された画像を処理し、解析する。胎児のエッジは、胎児身体と羊水の間の強いコントラストによって決定される。

【 0 0 6 9 】

段階 4 6 では、インジケータ・ライトおよび / または音の形の出力が、胎児身体のエッジを見出し、次いでエッジに沿って動くためにどの方向にトランスデューサが動かされるべきかをユーザーに通知するために使われる。この方向情報は、段階 4 4 におけるリアルタイム画像解析から得られる。このようにして、ユーザーは、胎児の外形全体を撮像するよう案内される。このエッジ検出は、羊水と胎児身体との境界である最も強いコントラストを見出し、明るい画像部分、すなわち胎児身体と暗い画像部分、すなわち羊水との間のこの線の長さ方向に沿って動くようトランスデューサを向き付けることに基づくことができる。動きの速さが速すぎるまたは動き方向が誤っている場合には、警報が与えられることができる。

10

【 0 0 7 0 】

段階 4 8 では、ひとたび胎児身体の外観が捕捉されたら、装置はユーザーに、スキャンを停止するよう通知する。

【 0 0 7 1 】

捕捉された胎児身体外形ピクチャーに基づいて、段階 5 0 において、キーとなる胎児身体バイオメトリック・パラメータが自動的に計算されることができる。好適な回帰公式を使うことによって、段階 5 2 において胎児体重が計算されることができる。より長い時間期間にわたる胎児体重のプロットが生成されてもよい。

20

【 0 0 7 2 】

システムのもう一つの用途は、家庭用途のために臍帯頸部巻絡を検出することである。その際、出力デバイス（インジケータ・ライト、音または表示データ）は、臍帯頸部巻絡を示すための出力モードを含んでいてもよい。

【 0 0 7 3 】

第一段階は、心臓の特定の動きパターンに基づいてドップラー信号または B モード画像を解析することによって心臓を識別することである。次いで、心臓が識別される場所でのトランスデューサの位置がシステムによって記録される。これはたとえば、電磁追跡システムまたはコンピュータ・マウスにおいて使われるような座標系を使う。追加的なオプションとして、ユーザーがスキャンを実行するたびに、履歴データとして心拍パターンが記憶され、何らかの異常が存在する場合にはこのデータが解析されてもよい。

30

【 0 0 7 4 】

第二の段階は頭蓋を識別することである。たとえば図 5 に見られるように、超音波画像において頭蓋は常に明瞭である。既知の画像処理パターン認識技法を使ってもよい。頭蓋が認識されるトランスデューサ位置も記憶される。

【 0 0 7 5 】

第三段階は、首領域に何らかのドップラー / 色信号があるかどうかを検査することである。首は、先に識別された頭蓋と心臓の間にあるので、識別できる。インジケータ・ライトは、上記と同じ仕方で動き方向を示すことによって、プローブを首領域に動かすようユーザーに指令するために使われてもよい。

40

【 0 0 7 6 】

臍帯頸部巻絡における血流方向は、図 5 の矢印 5 4 によって示されるように、頭蓋と心臓の間の直線に垂直である。そのような方向が認識されたら、臍帯頸部巻絡が強く推定される。識別された血流方向が図 5 の矢印 5 6 によって示されるように頭蓋と心臓の間の直線と平行であると見出される場合、それは頸動脈を示すことがありうる。

【 0 0 7 7 】

最終段階は、潜在的な臍帯頸部巻絡の指示を与えることである。臍帯頸部巻絡が疑われる場合、赤いライトのような警告信号が与えられる。

【 0 0 7 8 】

臍帯頸部巻絡警告は、ユーザーが超音波画像を全く見る必要なしに与えられてもよい。

50

実際、超音波画像出力は全く必要とされない。このように、与えられる警告を理解するために、経験やトレーニングは必要とされない。

【0079】

上記のシステムは、画像データを処理するためにコントローラまたはプロセッサを利用する。

【0080】

図6は、上記のコントローラまたはプロセッサを実装するためのコンピュータ60の例を示している。

【0081】

コンピュータ60は、PC、ワークステーション、ラップトップ、PDA、パームデバイス、サーバー、ストレージなどを含むがそれに限られない。一般に、ハードウェア・アーキテクチャの点では、コンピュータ60は、ローカル・インターフェース（図示せず）を介して通信上結合されている一つまたは複数のプロセッサ61、メモリ62および一つまたは複数のI/O装置63を含んでいてもよい。ローカル・インターフェースはたとえば、一つまたは複数のバスまたは他の有線もしくは無線接続であることができるが、それに限定されない。ローカル・インターフェースは、通信を可能にするためにコントローラ、バッファ（キャッシュ）、ドライバ、リピーターおよびレシーバーのような追加的な要素を有していてもよい。さらに、ローカル・インターフェースは、上述したコンポーネントの間での適切な通信を可能にするためにアドレス、制御および/またはデータ接続を含んでいてもよい。

10

20

【0082】

プロセッサ61は、メモリ62に記憶されることができソフトウェアを実行するためのハードウェア装置である。プロセッサ61は、コンピュータ60に関連するいくつかのプロセッサのうち、事実上、任意のカスタム・メードのまたは市販のプロセッサ、中央処理ユニット（CPU）、デジタル信号プロセッサ（DSP）または補助プロセッサであることができる。プロセッサ61は（マイクロチップの形の）半導体ベースのマイクロプロセッサまたはマイクロプロセッサであってもよい。

【0083】

メモリ62は、揮発性メモリ素子（たとえばランダムアクセスメモリ（RAM）、たとえば動的ランダムアクセスメモリ（DRAM）、静的ランダムアクセスメモリ（SRAM）など）および不揮発性メモリ素子（たとえば、ROM、消去可能なプログラム可能型読み出し専用メモリ（EPROM）、電氣的に消去可能なプログラム可能型読み出し専用メモリ（EEPROM）、プログラム可能型読み出し専用メモリ（PROM）、テープ、コンパクトディスク読み出し専用メモリ（CD-ROM）、ディスク、ディスクレット、カートリッジ、カセットなど）の任意の一つまたは組み合わせを含むことができる。さらに、メモリ62は、電子的、磁氣的、光学式および/または他の型の記憶媒体を組み込んでいてもよい。メモリ62は、さまざまなコンポーネントが互いからリモートに位置されるがプロセッサ61によってアクセスされることのできる分散式アーキテクチャを有することができる。

30

【0084】

メモリ62内のソフトウェアは、それぞれが論理的な機能を実装するための実行可能命令の順序付けられたリストを含む一つまたは複数の別個のプログラムを含んでいてもよい。例示的实施形態によれば、メモリ62におけるソフトウェアは、好適なオペレーティング・システム（O/S）64、コンパイラ65、ソースコード66および一つまたは複数のアプリケーション67を含む。

40

【0085】

アプリケーション67は、計算ユニット、論理、昨日ユニット、プロセス、オペレーション、仮想エンティティおよび/またはモジュールといった数多くの機能コンポーネントを有する。

【0086】

オペレーティング・システム64はコンピュータ・プログラムの実行を制御し、スケジ

50

ューリング、入出力制御、ファイルおよびデータ管理、メモリ管理および通信制御ならびに関係したサービスを提供する。

【0087】

アプリケーション67は、ソース・プログラム、実行可能プログラム（オブジェクト・コード）、スクリプトまたは実行されるべき一組の命令を有する他の任意のエンティティでありうる。ソース・プログラムのとき、プログラムは通例、オペレーティング・システム64との関連で適正に動作するよう、メモリ62内に含まれていてもいなくてもよいコンパイラ（たとえばコンパイラ65）、アセンブラ、インタープリターなどを介して翻訳される。さらに、アプリケーション67は、データおよびメソッドのクラスをもつオブジェクト指向プログラミング言語として、またはルーチン、サブルーチンまたは関数をもつ手続き型プログラミング言語として書かれることができる。後者はたとえばC、C++、C#、Pascal、BASIC、APIコール、HTML、XHTML、XML、ASPスクリプト、JavaScript（登録商標）、FORTRAN、COBOL、Perl、Java（登録商標）、ADA、.NETなどであるが、それに限られない。

10

【0088】

I/O装置63は、マウス、キーボード、スキャナー、マイクロフォン、カメラなどだがそれに限られない入力装置を含んでいてもよい。さらに、I/O装置63は、プリンター、ディスプレイなどだがそれに限られない出力装置をも含んでいてもよい。最後に、I/O装置63はさらに、入力および出力両方を通信する装置、たとえばこれに限られないがネットワーク・インターフェース・コントローラ（NIC）または変調器/復調器（リモート装置、他のファイル、装置、システムまたはネットワークにアクセスするため）、無線周波（RF）または他のトランシーバ、電話インターフェース、ブリッジ、ルーターなどを含んでいてもよい。I/O装置63はまた、さまざまなネットワーク、たとえばインターネットまたはイントラネットを通じて通信するためのコンポーネントをも含む。

20

【0089】

コンピュータ60が動作しているとき、プロセッサ61は、メモリ62内に記憶されているソフトウェアを実行し、メモリ62との間でデータを通信し、前記ソフトウェアに従ってコンピュータ60の動作を一般に制御するよう構成される。アプリケーション67およびオペレーティング・システム64は、全体的にまたは部分的にプロセッサ61によって読まれ、おそらくはプロセッサ61内にバッファリングされて、次いで実行される。

30

【0090】

アプリケーション67がソフトウェアで実装されるとき、アプリケーション67は、任意のコンピュータ関係システムまたは方法によってまたはかかるシステムまたは方法との関連で使うために、事実上任意のコンピュータ可読媒体上に記憶されることができる。本稿のコンテキストでは、コンピュータ可読媒体は電子的、磁氣的、光学式または他の物理的デバイスまたは任意のコンピュータ関係システムまたは方法によってまたはかかるシステムまたは方法との関連で使うためにコンピュータ・プログラムを含むまたは記憶することのできる手段であつてもよい。

【0091】

図面、本開示および付属の請求項の吟味から、特許請求される発明を実施する際に、開示される実施形態に対する他の変形が当業者によって理解され、実施されることができる。請求項において、「有する/含む」の語は他の要素や段階を排除するものではなく、単数表現は複数を排除するものではない。ある種の施策が互いに異なる従属請求項に記載されているというだけの事実が、これらの施策の組み合わせが有利に利用できないことを示すものではない。請求項に参照符号があつたとしても、範囲を限定するものと解釈すべきではない。

40

【 図 1 】

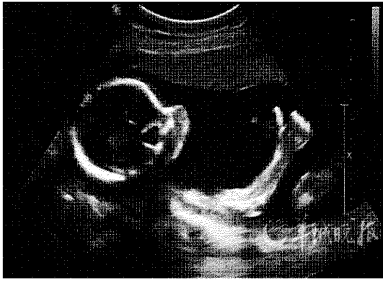


FIG. 1

【 図 3 】

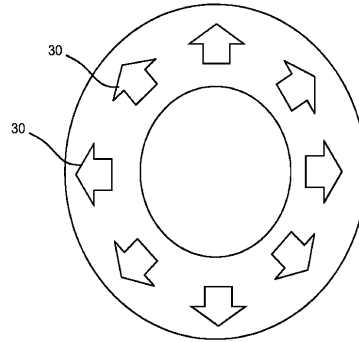


FIG. 3

【 図 2 】

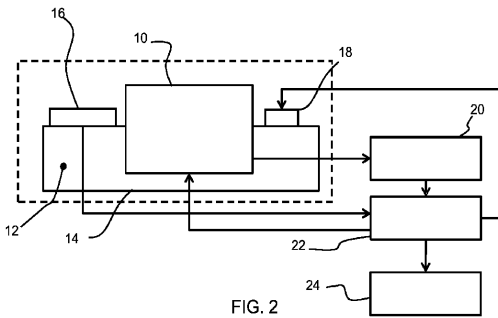


FIG. 2

【 図 4 】

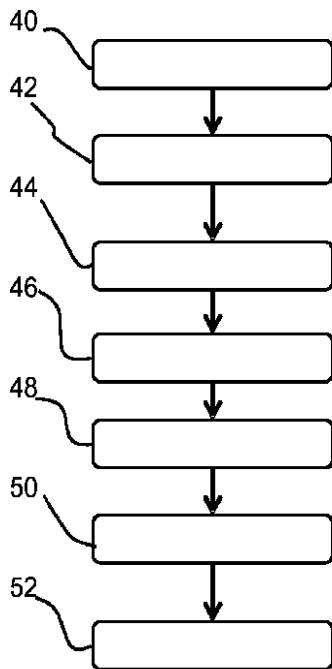


FIG. 4

【 図 5 】

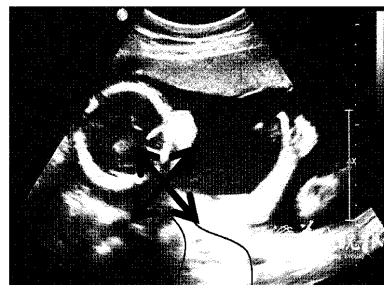


FIG. 5

【 図 6 】

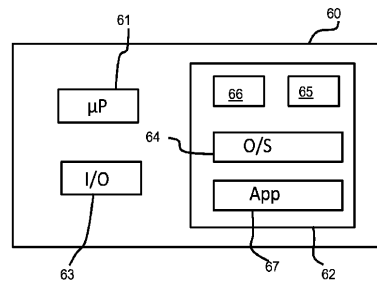


FIG. 6

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/055114

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		
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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 2 636 374 A1 (SAMSUNG MEDISON CO LTD [KR]) 11 September 2013 (2013-09-11) paragraphs [0008] - [0010], [0016], [0017], [0028], [0032], [0039], [0043], [0045], [0054] - [0061] figures 1-4,6	1-15
A	US 2015/374344 A1 (KOIDE TETSUO [JP] ET AL) 31 December 2015 (2015-12-31) paragraphs [0067], [0082] - [0086] claims 1,10,18 figures 9,15,16	1-15
A	WO 2014/141277 A1 (OR NIM MEDICAL LTD [IL]) 18 September 2014 (2014-09-18) page 11, lines 1-9 figure 2	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		*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
E earlier application or patent but published on or after the international filing date		*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
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)		*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
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*Z* document member of the same patent family
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
31 March 2017	20/04/2017	
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 Willig, Hendrik	

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/055114

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2010/125201 A1 (FUJII TOMOKAZU [JP] ET AL) 20 May 2010 (2010-05-20) paragraphs [0058] - [0060] -----	1-15

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/055114

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 2636374	A1	11-09-2013	EP 2636374 A1	11-09-2013
			JP 2013184066 A	19-09-2013
			KR 20130103127 A	23-09-2013
			US 2013237824 A1	12-09-2013

US 2015374344	A1	31-12-2015	JP 2016010523 A	21-01-2016
			US 2015374344 A1	31-12-2015

WO 2014141277	A1	18-09-2014	CN 105188518 A	23-12-2015
			EP 2967335 A1	20-01-2016
			HK 1216597 A1	25-11-2016
			JP 2016513527 A	16-05-2016
			US 2016022182 A1	28-01-2016
			WO 2014141277 A1	18-09-2014

US 2010125201	A1	20-05-2010	CN 101732070 A	16-06-2010
			JP 5289004 B2	11-09-2013
			JP 2010119531 A	03-06-2010
			US 2010125201 A1	20-05-2010

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

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 チィ, ヨウ

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 チェン, ジアンガン

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 リー, リン

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

Fターム(参考) 4C601 DD09 DD26 DE04 EE10 EE11 GA06 GA18 GA25 HH13 JC09

KK16 KK19 LL38

专利名称(译)	胎儿成像系统和方法		
公开(公告)号	JP2019507646A	公开(公告)日	2019-03-22
申请号	JP2018546663	申请日	2017-03-06
[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	リーリン		
发明人	チイ,ユウ チェン,ジアンガン リー,リン		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/42 A61B8/4245 A61B8/4254		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD09 4C601/DD26 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GA06 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/HH13 4C601/JC09 4C601/KK16 4C601/KK19 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2016168847 2016-05-10 EP PCT/CN2016/075977 2016-03-09 WO		
其他公开文献	JP6663035B2 JP2019507646A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声胎儿成像系统使用加速度传感器 (16) 来产生与超声换能器 (10) 的运动相关的加速度信号。基于超声图像的成像结果, 引导用户如何或在何处移动超声换能器。以这种方式, 可以引导用户在一个方向上移动换能器, 以在尽可能短的时间内完成对胎儿的完整扫描。这限制了孕妇接触超声能量。获得的胎儿图像可以用于基于从获得的图像导出的一些参数来确定胎儿体重, 例如使用回归分析。



54 56
FIG. 5