

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7286025号  
(P7286025)

(45)発行日 令和5年6月2日(2023.6.2)

(24)登録日 令和5年5月25日(2023.5.25)

(51)国際特許分類 F I  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全19頁)

(21)出願番号	特願2022-536768(P2022-536768)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	令和2年12月8日(2020.12.8)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2023-506861(P2023-506861		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和5年2月20日(2023.2.20)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2020/084980		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2021/122128		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和3年6月24日(2021.6.24)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和5年3月9日(2023.3.9)		5 6 5 6 AG Eindhoven, N
(31)優先権主張番号	19290117.1		etherlands
(32)優先日	令和1年12月16日(2019.12.16)	(74)代理人	110001690
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士法人M&Sパートナーズ
早期審査対象出願		(72)発明者	シオフォロ ヴェイト シベル
			オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
			ドーフエン ハイ テック キャンパス 5
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 胎盤を評価するためのシステム及び方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

胎盤の評価を実施するためのコンピュータ実施される方法であって、前記方法は、  
胎盤を含む子宮の3D超音波画像を取得するステップと、  
画像セグメンテーションアルゴリズムによって前記子宮の前記3D超音波画像から前記胎盤をセグメンテーションするステップと、  
前記胎盤の前記セグメンテーションの結果及び前記子宮の前記3D超音波画像に基づいて前記子宮の3Dレンダリングを生成するステップであって、前記子宮の前記3Dレンダリングを生成するステップは、  
前記子宮の前記3D超音波画像内の解剖学的構造に対する前記子宮内での前記胎盤の位置を特定するステップと、  
前記解剖学的構造に対する前記子宮内での前記胎盤の前記位置に関連付けられた潜在的リスクに関する解剖学的基準データを取得するステップと、  
前記胎盤の前記位置と前記解剖学的基準データとを比較するステップと、  
前記子宮の前記3D超音波画像に基づいて前記胎盤の3Dレンダリングを含む前記子宮の3Dレンダリングを生成するステップと、  
前記胎盤の前記3Dレンダリングを指標でマーキングするステップであって、前記指標は、前記胎盤の前記位置と前記解剖学的基準データとの前記比較に基づいて変更される、マーキングするステップと  
を有する、生成するステップと

10

20

を有する、コンピュータ実施される方法。

【請求項 2】

複数の 3D 超音波画像を取得するステップと、  
前記子宮の前記 3D 超音波画像を形成するために前記複数の 3D 超音波画像を合成する  
ステップと

を有する、請求項 1 に記載のコンピュータ実施される方法。

【請求項 3】

前記方法は、前記子宮の前記 3D 超音波画像内の追加的な解剖学的構造をセグメンテー  
ションするステップを更に有し、前記子宮の前記 3D レンダリングを生成するステップは、  
前記追加的な解剖学的構造に対する前記胎盤の位置を特定するステップと、

前記追加的な解剖学的構造に対する前記胎盤の前記位置に関連付けられた潜在的リスク  
に関する追加的な解剖学的基準データを取得するステップと、

前記胎盤の前記位置と前記追加的な解剖学的基準データとを比較するステップと、

前記胎盤の前記 3D レンダリング及び前記子宮の前記 3D レンダリングのうちの 1 つ又  
は複数を追加的な指標でマーキングするステップであって、前記追加的な指標は、前記胎  
盤の前記位置と前記追加的な解剖学的基準データとの前記比較に基づいて変更される、マ  
ーキングするステップと

を更に有する、請求項 1 又は 2 に記載のコンピュータ実施される方法。

【請求項 4】

前記追加的な解剖学的構造は、

膀胱と、

臍帯と、

頸部と、

頸部エリアと、

前記子宮の近傍の解剖学的構造と

のうちの 1 つ又は複数を含み、請求項 3 に記載のコンピュータ実施される方法。

【請求項 5】

前記胎盤の前記セグメンテーションに基づいて前記胎盤の物理的特性を求めるステップ  
を更に有する、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載のコンピュータ実施される方法。

【請求項 6】

前記物理的特性は、  
胎盤のボリュームと、  
胎盤のテクスチャと

のうちの 1 つ又は複数を含み、請求項 5 に記載のコンピュータ実施される方法。

【請求項 7】

ドップラ超音波に基づいた前記胎盤の血管評価を実施するステップを更に有する、請求  
項 1 から 6 のいずれか一項に記載のコンピュータ実施される方法。

【請求項 8】

コンピュータ上で実行されたときに、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載のコンピュ  
ータ実施される方法を実施するコンピュータプログラムコード手段を含む、コンピュータ  
プログラム。

【請求項 9】

コンピュータプログラムコード手段が更に、前記胎盤内の解剖学的特徴を検知するステッ  
プのために適合され、前記子宮の前記 3D レンダリングを生成するステップは、検知され  
た前記解剖学的特徴を特徴指標でマーキングするステップを更に有する、請求項 8 に記載  
のコンピュータプログラム。

【請求項 10】

前記胎盤の前記解剖学的特徴を検知するステップは、前記胎盤の前記セグメンテーショ  
ンの前記結果及び前記子宮の前記 3D 超音波画像に基づいて実施される、請求項 9 に記載  
のコンピュータプログラム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 1】

前記解剖学的特徴を検知するステップは、  
 前記胎盤の近傍における前記子宮の壁部の厚さを求めるステップと、  
 前記子宮の前記壁部の前記厚さに基づいて前記解剖学的特徴を特定するステップと  
 を有する、請求項 1 0 に記載のコンピュータプログラム。

## 【請求項 1 2】

前記解剖学的特徴を検知するステップは、機械学習アルゴリズムを使用して実施される、  
 請求項 1 0 又は 1 1 に記載のコンピュータプログラム。

## 【請求項 1 3】

胎盤を評価するための超音波システムであって、前記超音波システムは、  
 子宮及び胎盤の 3 D 超音波画像を取得する超音波プローブと、  
 プロセッサであって、前記プロセッサが、  
 画像セグメンテーションアルゴリズムによって前記子宮の前記 3 D 超音波画像から前  
 記胎盤をセグメンテーションすることと、

10

前記胎盤の前記セグメンテーションの結果及び前記子宮の前記 3 D 超音波画像に基づ  
 いて前記子宮の 3 D レンダリングを生成することであって、前記子宮の前記 3 D レンダリ  
 ングを生成することは、

前記子宮の前記 3 D 超音波画像内の解剖学的構造に対する前記子宮内での前記胎盤  
 の位置を特定することと、

前記解剖学的構造に対する前記子宮内での前記胎盤の前記位置に関連付けられた潜  
 在的リスクに関する解剖学的基準データを取得することと、

20

前記胎盤の前記位置と前記解剖学的基準データとを比較することと、

前記子宮の前記 3 D 超音波画像に基づいて前記胎盤の 3 D レンダリングを含む前記  
 子宮の 3 D レンダリングを生成することと、

前記胎盤の前記 3 D レンダリングを指標でマーキングすることであって、前記指標  
 は、前記胎盤の前記位置と前記解剖学的基準データとの前記比較に基づいて変更される、  
 マーキングすることと

を有する、生成することと

を実施するプロセッサと、

ユーザに対して前記子宮の前記 3 D レンダリングを表示するディスプレイユニットと  
 を備える、超音波システム。

30

## 【請求項 1 4】

前記超音波システムは、前記子宮の前記 3 D レンダリング上での更なる検査のための関  
 心領域を示すユーザ入力を受信するユーザインタフェースを更に備え、前記プロセッサは、  
 示された前記関心領域に基づいて取得設定のセットを決定することと、

前記取得設定のセットを前記超音波システムに適用することと

を実施する、請求項 1 3 に記載の超音波システム。

## 【請求項 1 5】

前記子宮の更なる 3 D 超音波画像が取得され、前記プロセッサは、更に、前記子宮の前  
 記更なる 3 D 超音波画像に基づいて前記子宮の前記 3 D レンダリングを更新する、請求項  
 1 4 に記載の超音波システム。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0 0 0 1】

本発明は子宮の撮像の分野に関し、より具体的には、子宮の画像に基づく胎盤評価の分  
 野に関する。

## 【背景技術】

## 【0 0 0 2】

胎児に血液、酸素及び栄養を提供する器官として、妊娠中の胎盤の健康は非常に重要で  
 ある。胎盤の異常性は、良性であることもあるし、又は、特定の妊娠管理技術の実施を必

50

要とすることもある。例えば、胎盤の着床の位置は、子宮内で著しく異なる。更に、Cセクション分娩の増加からもたらされる傷は、後の妊娠における胎盤の異常のよくある原因である。

【0003】

いくつかの場合において、胎盤評価は、病的に付着した胎盤などの重大な医療状態を明らかにし、これは、母子両者の生存を確実なものとするために、特定の分娩プランを必要とする。

【0004】

典型的には、胎盤を全体的に観察することは困難であり、というのは、そのサイズ、特に妊娠の第一期以後におけるサイズが大きいからである。更に、胎盤の異常性を正確に見つけ、評価するために、音波検査者による特定のスキルも必要とされる。

10

【0005】

T. Hataらによる学術雑誌論文「Three-dimensional ultrasound evaluation of the placenta」、PLACENTA、vol. 32、no. 2、105~115ページ、2010-11-03 (XP028360511)において、胎盤評価のための3次元超音波の使用が提案されている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従って、子宮画像内で胎盤を正確に評価する手段の需要が存在する。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は特許請求の範囲によって定められる。

【0008】

本発明の態様に従った実施例によると、胎盤の評価を実施するための方法が提供され、方法は、

子宮の3D超音波画像を取得するステップであって、子宮は胎盤を含む、ステップと；  
画像セグメンテーションアルゴリズムによって子宮の3D超音波画像から胎盤をセグメンテーションするステップと；

胎盤のセグメンテーションの結果及び子宮の3D超音波画像に基づいて子宮の3Dレンダリングを生成するステップであって、子宮の3Dレンダリングを生成するステップは、  
子宮内での胎盤の位置を特定するステップと；

30

子宮内での胎盤の位置に関連付けられた潜在的リスクに関する解剖学的基準データを取得するステップと；

胎盤の位置と解剖学的基準データとを比較するステップと；

子宮の3D超音波画像に基づいて胎盤の3Dレンダリングを含む子宮の3Dレンダリングを生成するステップと；

胎盤の3Dレンダリングを指標でマーキングするステップであって、指標は、胎盤の位置と解剖学的基準データとの比較に基づいて変更される、マーキングするステップとを有する、生成するステップと

40

を有する。

【0009】

方法は、典型的には、特に妊娠の第一期以後において、大きすぎて単一の超音波画像内に収まらない子宮及び胎盤の全体を評価する手段を提供する。

【0010】

画像データ及び胎盤のセグメンテーションの結果に基づいて子宮の完全な3Dレンダリングを生成することによって、スキャンされたエリアの視覚的表現を、自動的に求められた指標によって、子宮内での胎盤の位置に基づいて胎盤の態様を強調するように、ユーザに提示することができる。

【0011】

50

このようにして、子宮内での胎盤の位置に基づく胎盤の評価及び可能な考慮の決定が、単純化される。

【 0 0 1 2 】

子宮内での胎盤の位置は、好ましくは、相対的位置、すなわち、子宮の 3 D 超音波画像内の解剖学的構造に対する子宮内での胎盤の位置である。

【 0 0 1 3 】

いくつかの実施形態において、方法は、子宮の 3 D 超音波画像内の解剖学的構造をセグメンテーションするステップを有する。代替的に、他の実施形態において、方法は、特徴検知アルゴリズム及び/又は分類アルゴリズムを使用して解剖学的構造を特定するステップを有する。

10

【 0 0 1 4 】

実施形態において、方法は  
複数の 3 D 超音波画像を取得するステップと；  
子宮の 3 D 超音波画像を形成するために複数の 3 D 超音波画像を合成するステップとを有する。

【 0 0 1 5 】

このようにして、方法は、子宮が大きすぎて単一の視野内に収まらないときに、子宮を評価する手段を提供する。

【 0 0 1 6 】

実施形態において、方法は、子宮の 3 D 超音波画像内の追加的な解剖学的構造をセグメンテーションするステップを更に有し、子宮の 3 D レンダリングを生成するステップは、追加的な解剖学的構造に対する胎盤の位置を特定するステップと；

20

追加的な解剖学的構造に対する胎盤の位置に関連付けられた潜在的リスクに関する追加的な解剖学的基準データを取得するステップと；

胎盤の位置と追加的な解剖学的基準データとを比較するステップと；

胎盤の 3 D レンダリング及び子宮の 3 D レンダリングのうちの 1 つ又は複数を追加的な指標でマーキングするステップであって、追加的な指標は、胎盤の位置と追加的な解剖学的基準データとの比較に基づいて変更される、マーキングするステップとを更に有する。

【 0 0 1 7 】

30

このようにして、胎盤と子宮の近傍の別の物理的構造との相互作用が求められ、子宮の 3 D レンダリングにおいてユーザに対してハイライトされる。

【 0 0 1 8 】

更なる実施形態において、解剖学的構造及び/又は追加的な解剖学的構造は、  
膀胱と；  
臍帯と；  
頸部と；  
頸部エリアと；

子宮の近傍の解剖学的構造とのうちの 1 つ又は複数を含む。

40

【 0 0 1 9 】

実施形態において、方法は、胎盤のセグメンテーションの結果に基づいて胎盤の物理的特性を求めるステップを更に有する。

【 0 0 2 0 】

このようにして、胎盤の様々な物理的態様に基づいて胎盤及び子宮の追加的な評価を実施することができる。

【 0 0 2 1 】

更なる実施形態において、物理的特性は、  
胎盤のボリュームと；  
胎盤のテクスチャと

50

のうちの1つ又は複数を含む。

【0022】

実施形態において、方法は、胎盤内の解剖学的特徴を検知するステップを更に有し、子宮の3Dレンダリングを生成するステップは、検知された解剖学的特徴を特徴指標でマーキングするステップを更に有する。

【0023】

解剖学的特徴は幾何学的特徴であり得る。いくつかの実施形態において、解剖学的特徴は、胎盤拡張 ( l a k e ) を表す。

【0024】

実施形態において、解剖学的特徴を検知するステップは、胎盤のセグメンテーションの結果及び子宮の3D超音波画像に基づいて実施される。

10

【0025】

更なる実施形態において、解剖学的特徴を検知するステップは、好ましくは、胎盤の近傍における子宮の壁部の厚さを求めるステップと；  
子宮の壁部の厚さに基づいて解剖学的特徴を特定するステップとを有する。

【0026】

実施形態において、解剖学的特徴を検知するステップは、好ましくは、機械学習アルゴリズムを使用して実施される。

【0027】

このようにして、胎盤の追加的な物理的測定値が、画像データから自動的に得られ、子宮の3Dレンダリングにおいてユーザに対してハイライトされる。これらの追加的な物理的測定値に基づいて、次いで、ユーザは、胎盤の健康を評価し得る。

20

【0028】

実施形態において、方法は、胎盤内の胎盤拡張を検知するステップを更に有し、子宮の3Dレンダリングを生成するステップは、胎盤拡張を拡張指標でマーキングするステップを更に有する。

【0029】

実施形態において、方法は、胎盤のセグメンテーションの結果及び子宮の3D超音波画像に基づいて胎盤着床タイプを検知するステップを更に有し、子宮の3Dレンダリングを生成するステップは、胎盤の3Dレンダリングを着床タイプ指標でマーキングするステップを更に有する。

30

【0030】

このようにして、胎盤の健康の追加的な測定値が、画像データから自動的に得られ、子宮の3Dレンダリングにおいてユーザに対してハイライトされる。

【0031】

更なる実施形態において、胎盤着床タイプを検知するステップは、胎盤の近傍における子宮の壁部の厚さを求めるステップと；  
子宮の壁部の厚さに基づいて胎盤着床タイプを特定するステップとを有する。

40

【0032】

実施形態において、胎盤着床タイプを検知するステップは、機械学習アルゴリズムを使用して実施される。

【0033】

実施形態において、方法は、ドップラ超音波に基づいた胎盤の血管評価を実施するステップを更に有する。

【0034】

このようにして、胎盤の健康の追加的な測定値が、画像データから自動的に得られ、子宮の3Dレンダリングにおいてユーザに対してハイライトされる。

【0035】

50

本発明の態様に従った実施例によると、コンピュータプログラムが提供され、コンピュータプログラムは、コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されたときに、上述された方法を実施するように適合されたコンピュータプログラムコード手段を含む。

【0036】

本発明の態様に従った実施例によると、胎盤を評価するための超音波システムが提供され、超音波システムは、

子宮及び胎盤の3D超音波画像を取得するように適合された超音波プローブと；

プロセッサであって、

画像セグメンテーションアルゴリズムによって子宮の3D超音波画像から胎盤をセグメンテーションすることと；

胎盤のセグメンテーションの結果及び子宮の3D超音波画像に基づいて子宮の3Dレンダリングを生成することであって、子宮の3Dレンダリングを生成することは、

子宮内での胎盤の位置を特定することと；

子宮内での胎盤の位置に関連付けられた潜在的リスクに関する解剖学的基準データを取得することと；

胎盤の位置と解剖学的基準データとを比較することと；

子宮の3D超音波画像に基づいて子宮の3Dレンダリングを生成することであって、子宮の3Dレンダリングは胎盤の3Dレンダリングを含む、ことと；

胎盤の3Dレンダリングを指標でマーキングすることであって、指標は、胎盤の位置と解剖学的基準データとの比較に基づいて変更される、ことと

を有する、ことと

を実施するように適合されたプロセッサと；

ユーザに対して子宮の3Dレンダリングを表示するように適合されたディスプレイユニットと

を備える。

【0037】

子宮内での胎盤の位置は、好ましくは、相対的位置、すなわち、子宮の3D超音波画像内の解剖学的構造に対する子宮内での胎盤の位置である。

【0038】

実施形態において、超音波システムは、子宮の3Dレンダリング上での更なる検査のための関心領域を示すユーザ入力を受信するように適合されたユーザインタフェースを更に備え、プロセッサは、

示された関心領域に基づいて取得設定のセットを決定することと；

取得設定のセットを超音波システムに適用することと

を実施するように適合される。

【0039】

このようにして、ユーザは、最適な設定を使用した追加的な取得を実施するためのシステムを準備するために、更なる検査を必要とするエリアを容易く示す。

【0040】

実施形態において、子宮の更なる3D超音波画像が取得され、プロセッサは、更に、子宮の更なる3D超音波画像に基づいて子宮の3Dレンダリングを更新するように適合される。

【0041】

このようにして、ユーザによって実施される任意の更なる検査は、子宮の3Dレンダリングに自動的に追加される。

【0042】

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明される実施形態から明らかであり、これらを参照して明瞭にされるであろう。

【0043】

次に、本発明の実施例が、添付の図面を参照して、詳細に説明される。

10

20

30

40

50

**【図面の簡単な説明】**

【0044】

【図1】全体的な動作を説明するために超音波診断撮像システムを図示する図である。

【図2】本発明の方法を図示する図である。

【図3】子宮の3Dレンダリングの例を図示する図である。

**【発明を実施するための形態】**

【0045】

本発明が図面を参照して説明される。

【0046】

詳細な説明及び特定の実施例は、装置、システム及び方法の例示的な実施形態を示すが、例示のみを目的とすると意図されるものであり、本発明の範囲を限定すると意図されるものでないことが理解されるべきである。本発明の装置、システム及び方法のこれらの及び他の特徴、態様、及び利点は、以下の説明、添付の特許請求の範囲、及び添付の図面からより良好に理解されよう。図面は単なる概略であって、縮尺通りに描かれていないことが理解されるべきである。図面全体を通じて同一の又は類似の部分を示すために同一の参照番号が使用されることも理解されるべきである。

10

【0047】

本発明は、胎盤の評価を実施するための方法を提供する。方法は、胎盤を含む子宮の3D超音波画像を取得するステップと、画像セグメンテーションアルゴリズムによって子宮の3D超音波画像から胎盤をセグメンテーションするステップとを有する。

20

【0048】

次いで、胎盤のセグメンテーションの結果及び子宮の3D超音波画像に基づいて子宮の3Dレンダリングが生成される。子宮の3Dレンダリングを生成するステップは、子宮内での胎盤の位置を特定するステップと；子宮内での胎盤の位置に関連付けられた潜在的リスクに関する解剖学的基準データを取得するステップと；胎盤の位置と解剖学的基準データとを比較するステップとを有する。子宮の3D超音波画像に基づいて子宮の3Dレンダリングが生成され、子宮の3Dレンダリングは胎盤の3Dレンダリングを含み、胎盤の3Dレンダリングは指標でマーキングされ、指標は胎盤の位置と解剖学的基準データとの比較に基づいて変更される。

【0049】

最初に、例示的な超音波システムの全体的な動作が、図1を参照して説明される。

30

【0050】

システムは、超音波を送信し、エコー情報を受信するためのトランスデューサアレイ6を有するアレイトランスデューサプロップ4を備える。トランスデューサアレイ6は、CMUTトランスデューサ、PZT又はPVDfなどの材料で形成された圧電トランスデューサ、又は任意の他の適切なトランスデューサ技術を備える。本実施例において、トランスデューサアレイ6は、関心領域の2D平面又は3次元的多量体をスキャン可能なトランスデューサ8の2次元のアレイである。別の実施例において、トランスデューサアレイは1Dアレイである。

【0051】

トランスデューサアレイ6は、トランスデューサ要素による信号の受信を制御するマイクロビーム形成器12に結合される。マイクロビーム形成器は、米国特許第5,997,479号(Savordら)、米国特許第6,013,032号(Savord)及び米国特許第6,623,432号(Powersら)において説明されているように、「グループ」又は「パッチ」と一般的に呼ばれるトランスデューサのサブアレイによって受信された信号の少なくとも部分的なビーム形成を行うことが可能である。

40

【0052】

マイクロビーム形成器は全体的に任意選択的であることに留意されたい。更に、システムは、マイクロビーム形成器12が結合され得る送信/受信(T/R)スイッチ16を含み、これは送信及び受信モード間でアレイをスイッチングし、マイクロビーム形成器が使

50

用されず、トランスデューサアレイが主システムビーム形成器によって直接的に動作される場合に主ビーム形成器 20 を高エネルギー送信信号から保護する。トランスデューサアレイ 6 からの超音波ビームの送信は、T/R スイッチ 16 によってマイクロビーム形成器に結合されたトランスデューサコントローラ 18 及び主送信ビーム形成器（図示せず）によって指示され、主送信ビーム形成器は、ユーザインタフェース又は制御パネル 38 のユーザ操作から入力を受信し得る。コントローラ 18 は、送信モード中にアレイ 6 のトランスデューサ要素を（直接的に又はマイクロビーム形成器を介して）駆動するように構成された送信回路を含み得る。

#### 【0053】

典型的なラインごとの撮像シーケンスにおいて、プローブ内のビーム形成システムは、以下のように動作する。送信中に、ビーム形成器（実施態様に応じてマイクロビーム形成器でも主システムビーム形成器であってもよい）は、トランスデューサアレイ、又はトランスデューサアレイのサブ開口を作動させる。サブ開口は、より大きなアレイ内のトランスデューサの 1 次元的ライン又はトランスデューサの 2 次元的パッチである。送信モードにおいて、アレイ又はアレイのサブ開口によって生成された超音波ビームのフォーカシング及びステアリングは以下に説明されるように制御される。

10

#### 【0054】

対象者から後方散乱エコー信号を受信すると、受信された信号は、受信された信号を整列させるために（以下に説明されるように）受信ビーム形成され、サブ開口が使用されている場合には、次いで、サブ開口が、例えば 1 つのトランスデューサ要素分だけシフトされる。次いで、シフトされたサブ開口が作動され、トランスデューサアレイの全てのトランスデューサ要素が作動されるまでプロセスが繰り返される。

20

#### 【0055】

各ライン（又はサブ開口）について、最終的な超音波画像の関連付けられたラインを形成するために使用されるトータルな受信された信号は、受信期間中に所与のサブ開口のトランスデューサ要素によって測定された電圧信号の和である。以下のビーム形成プロセスに従って結果としてもたらされるライン信号は、典型的には無線周波数（RF）データと称される。次いで、様々なサブ開口によって生成された各ライン信号（RF データセット）は、最終的な超音波画像のラインを生成するための追加的な処理を受ける。時間経過に伴うライン信号の振幅における変化は、深度に伴う超音波画像の輝度における変化の一因となり、高振幅ピークは最終的な画像における明るいピクセル（又はピクセルの集合）に対応する。ライン信号の開始近くで現れるピークは、浅い構造からのエコーを表し、その一方で、ライン信号において後になって次第に現れるピークは、対象者内のより深い深さにおける構造からのエコーを表す。

30

#### 【0056】

トランスデューサコントローラ 18 によって制御される機能のうちの 1 つは、ビームがステアリング及びフォーカシングされる方向である。ビームは、トランスデューサアレイから真っ直ぐ前方に（トランスデューサアレイに直交するように）ステアリングされ、又は、より広い視野のために異なる角度にステアリングされる。送信ビームのステアリング及びフォーカシングは、トランスデューサ要素作動時間の関数として制御される。

40

#### 【0057】

2 つの方法が、一般的な超音波データ取得において区別され得る。すなわち、平面波撮像及び「ビームステアリング」撮像である。2 つの方法は、送信モード（「ビームステアリング」撮像）及び/又は受信モード（平面波撮像及び「ビームステアリング」撮像）におけるビーム形成の存在によって区別され得る。

#### 【0058】

先ずフォーカシング機能について見てみると、トランスデューサ要素の全てを同時に作動させることによって、トランスデューサアレイは、対象者内を進むにつれて発散する平面波を生成する。この場合、超音波のビームは、フォーカシングされないままである。トランスデューサの作動に位置依存性時間遅延を導入することによって、焦点ゾーンと称さ

50

れる所望のポイントにビームの波頭を収斂させることが可能である。焦点ゾーンは、横方向ビーム幅が送信ビーム幅の半分未満となるポイントとして定義される。このようにして、最終的な超音波画像の横方向解像度が向上される。

【 0 0 5 9 】

例えば、もしも時間遅延が、トランスデューサアレイの最も外側の要素から始めて中央の要素で終了するようにトランスデューサ要素を連続的に作動させるならば、焦点ゾーンは、中央の要素に沿ってプローブから離間した所与の距離において形成される。プローブからの焦点ゾーンの距離は、トランスデューサ要素の作動の各後続ラウンドの間の時間遅延に応じて変化する。ビームは、焦点ゾーンを通過した後、発散を開始し、遠距離場撮像領域を形成する。トランスデューサアレイに接近して位置する焦点ゾーンでは、超音波ビームは遠距離場において迅速に発散し、最終的な画像におけるビーム幅アーチファクトにつながることに留意されたい。典型的には、トランスデューサアレイと焦点ゾーンとの間に位置する近距離場は、超音波ビームの重複が大きいために詳細をほとんど表さない。故に、焦点ゾーンの場所を変化させることで、最終的な画像の品質に著しい変化をもたらし得る。

10

【 0 0 6 0 】

送信モードにおいては、超音波画像が複数の焦点ゾーン（その各々が異なる送信焦点を有する）に分割されない限り、ただ1つの焦点が定められることに留意されたい。

【 0 0 6 1 】

加えて、対象者内からエコー信号を受信すると、受信フォーカシングを実施するために、上述されたものと逆の処理を実施可能である。換言すれば、到来する信号は、トランスデューサ要素によって受信され、信号処理のためにシステム内に渡される前に電子的時間遅延される。このことの最も単純な実施例は遅延和ビーム形成と称される。トランスデューサアレイの受信フォーカシングは、時間の関数として動的に調節可能である。

20

【 0 0 6 2 】

次にビームステアリングの機能について見てみると、トランスデューサ要素への時間遅延の正確な適用を通じて、超音波ビームがトランスデューサアレイを離れるに従って超音波ビームに所望の角度を与えることが可能である。例えば、トランスデューサアレイの第1のサイドのトランスデューサを作動させ、次いでアレイの反対サイドにおける残りのトランスデューサをシーケンスの終了時に作動させることによって、ビームの波頭には、第2のサイドに向かう角度が付けられる。トランスデューサアレイの法線に対するステアリング角度の大きさは、後続のトランスデューサ要素の作動の合間の時間遅延の大きさに依存する。

30

【 0 0 6 3 】

更に、ステアリングされたビームをフォーカシングさせることが可能であり、各トランスデューサ要素に適用される総時間遅延は、フォーカシング時間遅延及びステアリング時間遅延の両方の和である。この場合、トランスデューサアレイは、位相式アレイと称される。

【 0 0 6 4 】

作動のためにDCバイアス電圧を必要とするCMUTトランスデューサの場合、トランスデューサアレイのためのDCバイアス制御器45を制御するためにトランスデューサコントローラ18が結合され得る。DCバイアス制御器45は、CMUTトランスデューサ要素に印加されるDCバイアス電圧を設定する。

40

【 0 0 6 5 】

トランスデューサアレイの各トランスデューサ要素について、典型的にはチャンネルデータと称されるアナログ超音波信号が、受信チャンネルを経由してシステムに入力される。受信チャンネルにおいて、部分的にビーム形成された信号が、マイクロビーム形成器12によってチャンネルデータから生成され、次いで、主受信ビーム形成器20に渡され、そこで、トランスデューサの個々のパッチからの部分的にビーム形成された信号は、無線周波数(RF)データと称される完全にビーム形成された信号へと合成される。各ステー

50

ジにおいて実施されるビーム形成は、上述されたように実行され、又は、追加的な機能を含む。例えば、主ビーム形成器 20 は、128 個のチャンネルを有し、その各々が、数ダース又は数百個のトランスデューサ要素のパッチから部分的にビーム形成された信号を受信する。このようにして、トランスデューサアレイの数千個のトランスデューサによって受信された信号は、1 つのビーム形成された信号に効果的に寄与し得る。

【0066】

ビーム形成された受信信号は、信号プロセッサ 22 に結合される。信号プロセッサ 22 は、受信されたエコー信号を、帯域通過フィルタリング、デシメーション、I 及び Q 成分分離、組織及び微小気泡から戻ってきた非線性的（基本周波数のより高い高調波）エコー信号の識別を可能とするように線性的及び非線性的信号を分離するように働く高調波信号分離など、様々なやり方で処理し得る。信号プロセッサは、スペckル低減、信号合成、及びノイズ除去等の追加的な信号増強も実施する。信号プロセッサにおける帯域通過フィルタはトラッキングフィルタでもよく、その通過帯域は、エコー信号がより深い深さから受信されるにつれて、高周波数帯域から低周波数帯域にスライドし、それによって、典型的には解剖学的情報を欠いたより深い深さからのより高い周波数のノイズを拒絶する。

10

【0067】

送信及び受信のためのビーム形成器は、異なるハードウェアにおいて実現され、異なる機能を有し得る。勿論、受信機ビーム形成器は、送信ビーム形成器の特性を考慮して設計される。図 1 においては、簡略化のために、受信機ビーム形成器 12、20 だけが図示されている。完全なシステムにおいては、送信マイクロビーム形成器及び主送信ビーム形成器を有する送信チェーンも存在するであろう。

20

【0068】

マイクロビーム形成器 12 の機能は、アナログ信号経路の数を減少させるために、信号の初期合成を提供することである。これは、典型的には、アナログドメインにおいて実施される。

【0069】

最終的なビーム形成は、主ビーム形成器 20 において、典型的にはデジタル化の後になされる。

【0070】

送信及び受信チャンネルは、固定的な周波数帯域を有する同一のトランスデューサアレイ 6 を使用する。しかしながら、送信パルスが占める帯域幅は、使用される送信ビーム形成に応じて変化し得る。受信チャンネルは、全体的なトランスデューサ帯域幅を捕捉し得（これは古典的な手法である）、又は、帯域通過処理を使用することによって、所望の情報（例えば、主高調波の高調波）を含む帯域幅だけを抽出し得る。

30

【0071】

次いで、RF 信号は、B モード（すなわち、輝度モード又は 2D 撮像モード）プロセッサ 26 及びドップラプロセッサ 28 に結合される。B モードプロセッサ 26 は、器官の組織及び血管などの身体内の構造の撮像のために、受信された超音波信号に対して振幅検知を実施する。ラインごとの撮像の場合には、各ライン（ビーム）は、関連付けられた RF 信号によって表現され、その振幅は、B モード画像におけるピクセルに割り当てられる輝度値を生成するために使用される。画像内のピクセルの正確な場所は、RF 信号に沿った関連付けられた振幅測定の場合及び RF 信号のライン（ビーム）番号によって求められる。米国特許第 6,283,919 号（Roundhillら）及び米国特許第 6,458,083 号（Jagoraら）において説明されるように、このような構造の B モード画像は、高調波又は基本画像モードにおいて、又はこの両者の組合せにおいて形成される。ドップラプロセッサ 28 は、画像野における血球の流動などの運動する物質の検知のために、組織運動及び血流から生じる時間的に互いに異なる信号を処理する。ドップラプロセッサ 28 は、典型的には、身体内の選択されたタイプの物質から戻ったエコーを通過又は拒絶するように設定されたパラメータを有する壁フィルタを含む。

40

【0072】

50

Bモード及びドップラプロセッサによって生成される構造及び運動信号は、スキャンコンバータ32と多平面リフォーマッタ44とに結合される。スキャンコンバータ32は、エコー信号をそれらが受信された空間的關係に、所望の画像フォーマットにおいて配置する。換言すれば、スキャンコンバータは、RFデータを円柱座標系から画像ディスプレイ40上での超音波画像の表示に適したデカルト座標系へと変換するように働く。Bモード撮像の場合においては、所与の座標におけるピクセルの輝度は、その場所から受信されたRF信号の振幅に比例する。例えば、スキャンコンバータは、エコー信号を、2次元的な(2D)扇形状フォーマット又はピラミッド状の3次元的な(3D)画像に配置する。スキャンコンバータは、Bモード構造画像を画像野のポイントにおける運動に対応する色と重畳し得、ここで、ドップラ推定速度は所与の色を生む。合成されたBモード構造画像及びカラードップラ画像は、構造画像野内の組織及び血流の運動を表す。米国特許第6,443,896号(Detmer)において説明されているように、多平面リフォーマッタは、身体のパリウム領域における共通平面内のポイントから受信されたエコーを、その平面の超音波画像へと変換する。米国特許第6,530,885号(Entrekina)において説明されているように、ポリウムレンダラ42は、3Dデータセットのエコー信号を、所与の基準点から見た投影3D画像に変換する。

#### 【0073】

2D又は3D画像は、画像ディスプレイ40上での表示のための更なる増強、バッファリング、及び一時的保存のために、スキャンコンバータ32、多平面リフォーマッタ44、及びポリウムレンダラ42から、画像プロセッサ30に結合される。撮像プロセッサは、例えば強い減衰又は屈折に起因する音響陰影、例えば弱い減衰に起因する後方増強、例えば反射率の高い組織界面が極接近して位置する残響アーチファクトなどの特定の撮像アーチファクトを最終的な超音波画像から除去するように適合される。加えて、画像プロセッサは、最終的な超音波画像のコントラストを向上させるために、特定のスペックル低減機能を取り扱うように適合される。

#### 【0074】

撮像のために使用されることに加えて、ドップラプロセッサ28によって生成された血流値及びBモードプロセッサ26によって生成された組織構造情報は、定量化プロセッサ34に結合される。定量化プロセッサは、器官のサイズ及び在胎齢などの構造的測定値に加えて、血流のパリウムレートなどの種々の流動状態の測定値を生成する。定量化プロセッサは、ユーザ制御パネル38から、測定が行われるべき画像の解剖学的構造におけるポイントなどの入力を受信する。

#### 【0075】

定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ40上の画像による測定グラフィック及び値の再現のため、及び、ディスプレイデバイス40からの音響出力のために、グラフィックプロセッサ36に結合される。グラフィックプロセッサ36は、超音波画像とともに表示するためのグラフィック重畳も生成し得る。これらのグラフィック重畳は、患者名、画像の日付及び時間、撮像パラメータなどの標準的な識別情報を含み得る。これらの目的のために、グラフィックプロセッサは、ユーザインタフェース38から、患者名などの入力を受信する。ユーザインタフェースは、トランスデューサアレイ6からの超音波信号の生成、従って、トランスデューサアレイ及び超音波システムによって生成される画像を制御するために、送信コントローラ18にも結合され得る。コントローラ18の送信制御機能は、実施される機能のうちの1つに過ぎない。コントローラ18は、動作のモード(ユーザによって与えられる)、対応して必要な送信機構成、及び受信機のアナログ-デジタルコンバータにおける帯域通過構成も考慮する。コントローラ18は、固定的な状態の状態機械であってよい。

#### 【0076】

ユーザインタフェースは、多平面リフォーマット(MPR)画像の画像野における定量化された測定を実施するために使用される複数のMPR画像の平面の選択及び制御のために多平面リフォーマッタ44にも結合される。

10

20

30

40

50

## 【0077】

図2は、本発明の態様による胎盤の評価を実施するための方法100を図示する。

## 【0078】

方法は、ステップ110において、子宮の3D超音波画像を取得することによって開始され、子宮は胎盤を含む。

## 【0079】

妊娠の早い段階においては、全体的な子宮及び胎盤を3D超音波プローブの一回の掃引によって取得することができる。後になって、妊娠がより進行した段階に進むと、子宮は、単一の超音波取得ボリューム内に収まらなくなる傾向がある。しかしながら、一連の複数のボリューム取得によって子宮の全体的エリアをカバーすることができる。

10

## 【0080】

換言すれば、より大きなエリアを評価するために複数の3D超音波画像が取得され、この場合、方法は、ステップ120を有し、子宮の3D超音波画像を形成するために複数の3D超音波画像が合成される。

## 【0081】

複数の3D超音波画像を使用し、いくつかの場合においては、例えば電磁的追跡によって取得される空間的な超音波プローブ位置追跡を組み合わせることで、全体的な子宮の3D画像が、ボリューム融合アルゴリズムを使用して再構成される。子宮及び胎盤は安定したままなので、このような再構成は、もしも複数の3D超音波画像の取得中に胎児が動いていたとしても可能である。

20

## 【0082】

ステップ130において、画像セグメンテーションアルゴリズムによって子宮の3D超音波画像から胎盤がセグメンテーションされる。任意の適切な画像セグメンテーションアルゴリズムが使用される。

## 【0083】

本発明の文脈において、物体又は構造をセグメンテーションすることは、好ましくは、3Dボリュームにおけるこの物体又は構造の輪郭又は境界を見つけることを指す。それ故、「胎盤をセグメンテーションする」という言い回しは、好ましくは、胎盤の表現、とりわけ、画像、マスク（例えば、バイナリマスク）又はメッシュから胎盤の輪郭又は境界を見つけることを指す。

30

## 【0084】

例えば、子宮の複数の3D超音波画像が合成されると、子宮の3D超音波画像から胎盤がセグメンテーションされる。胎盤のセグメンテーションは、例えば、O. Ronnebergerらによる「U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation」、In Proceedings of MICCAI '15, Vol 9351, 2015年、234~241ページにおいて説明されるU-netアーキテクチャなどの3D深層学習セグメンテーションアルゴリズムを使用して実施される。

## 【0085】

ステップ140において、胎盤のセグメンテーションの結果及び子宮の3D超音波画像に基づいて子宮の3Dレンダリングが生成される。子宮の3Dレンダリングを生成するステップは、以下のステップを有する。

40

## 【0086】

ステップ150において、子宮内での胎盤の位置が特定される。子宮内での胎盤の位置は、胎盤のセグメンテーションの結果に基づいて特定される。

## 【0087】

加えて、子宮の3D超音波画像内で検知される（例えば、形状認識アルゴリズム又は機械学習アルゴリズムによる）頸部に対する胎盤の位置が特定される。次いで、子宮内での頸部の位置及び頸部に対する胎盤の位置が、以下のステップにおいて解剖学的基準データと比較される。

50

## 【 0 0 8 8 】

ステップ 1 6 0 において、子宮内での胎盤の位置に関連付けられた潜在的リスクに関する解剖学的基準データが取得される。解剖学的基準データは、超音波システムのローカルメモリから、又は、例えばサーバに保持された遠隔メモリから取得される。

## 【 0 0 8 9 】

ステップ 1 7 0 において、基準データに基づいて胎盤及び子宮の状態を判定するために、胎盤の位置が解剖学的基準データと比較される。

## 【 0 0 9 0 】

ステップ 1 8 0 において、子宮の 3 D 超音波画像に基づいて子宮の 3 D レンダリングが生成され、子宮の 3 D レンダリングは胎盤の 3 D レンダリングを含む。ステップ 1 9 0 において、胎盤の 3 D レンダリングは指標でマーキングされ、指標は、胎盤の位置と解剖学的基準データとの比較に基づいて変更される。

10

## 【 0 0 9 1 】

言い方を変えると、3 D レンダリングエンジンを使用して、子宮における胎盤の完全な 3 D 視覚化が生成され、その上では、先行するステップにおいてセグメンテーションされた臨床医の関心エリアは、例えば、色付きでハイライトされることによって、又は、特定の光エフェクトによって、指標でマーキングされている。指標は、例えば、子宮の 3 D レンダリングの、又はセグメンテーションの結果に基づく子宮の 3 D レンダリング上のメッシュなどの合成構造レンダリングの、関心エリア上への色付きの重畳を含む。

## 【 0 0 9 2 】

指標は、情報をユーザに通信するための任意のタイプの指標でよい。例えば、情報をユーザに伝えるために、指標は、様々な色を、関連付けられたキーとともに利用する。様々な色に代わって、又は様々な色に加えて、所望の情報を伝えるために、指標は、可変的な輝度、彩度又はパターンを有する。

20

## 【 0 0 9 3 】

図 3 は、子宮 2 1 0 の 3 D レンダリング 2 0 0 の例を図示する。

## 【 0 0 9 4 】

図 3 において図示される例において、3 D レンダリングは、図 2 に関して上述された方法と類似の方法において生成されているが、この方法は、子宮の 3 D 超音波画像内の 1 つ又は複数の追加的な解剖学的構造をセグメンテーションするステップを更に有する。この場合、子宮の 3 D レンダリングを生成するステップは、1 つ又は複数の追加的な解剖学的構造に対する胎盤 2 2 0 の位置を特定するステップを更に有する。前と同じように、追加的な解剖学的構造に対する胎盤の位置に関連付けられた潜在的リスクに関する解剖学的基準データが取得され、胎盤の位置が解剖学的基準データと比較される。次いで、胎盤の 3 D レンダリング及び / 又は子宮の 3 D レンダリングは、追加的な指標でマーキングされ、追加的な指標は、胎盤の位置と追加的な解剖学的基準データとの比較に基づいて変更される。

30

## 【 0 0 9 5 】

図 3 を参照すると、追加的な解剖学的構造は、膀胱 2 3 0 と ; 臍帯 2 4 0 と ; 頸部 2 5 0 とを含む。換言すれば、膀胱、臍帯、及び頸部が子宮の 3 D 超音波画像からセグメンテーションされ、3 D レンダリング 2 0 0 の一部としてレンダリングされる。

40

## 【 0 0 9 6 】

取得された解剖学的基準データを使用して、子宮レイアウトに関連する潜在的な健康リスク又は状態を評価するために、子宮 2 1 0 内での胎盤 2 2 0 に対する追加的な解剖学的構造の場所が評価される。この評価に応じて、上述された胎盤の 3 D レンダリングのマーキングと類似のやり方で、重要エリアがマーキングされる。

## 【 0 0 9 7 】

図 3 において図示された例において、子宮 2 1 0 の 3 D レンダリング 2 0 0 は、子宮の 3 D 超音波画像からセグメンテーションされた追加的な解剖学的構造に基づく 3 つの関心エリアを含む。特に、膀胱 / 子宮界面 2 6 0、臍帯挿入エリア 2 7 0 及び頸部エリア 2

50

80が存在する。関心エリアの各々は、個別の指標でマーキングされ、指標の外観は、例えばエリアのタイプ又はリスクのタイプ/重大性によって変化する。

【0098】

追加的な解剖学的構造は、胎盤のセグメンテーションに関連して上述された方法と類似の方法を使用してセグメンテーションされる。

【0099】

各追加的な解剖学的構造についてのリスク評価の例としては、頸部エリア280については、もしも胎盤210が頸部250に近接しているか、これを覆っていると（前置胎盤と称される）、場合によってはCセクション分娩を含む特定の妊娠管理が必要とされると特定されることなどがある。臍帯挿入エリアについては、もしも臍帯が胎盤の縁部に近接して挿入されていると、特定の血管状態が発生しており、妊娠中に又は妊娠後に注意を必要とする場合がある。

【0100】

膀胱/子宮界面の場合は、もしも胎盤がこのエリアを覆っていたならば、膀胱の周りの血管分布を評価するために特定のドップラ診断が実施され得る。血管分布の増加は、子宮筋層浸潤及び病的に付着した胎盤の可能性の指標であり、これは、特定の妊娠管理及び分娩プランを必要とする。

【0101】

更に、子宮の3Dレンダリングは、異常の検知及び定量化のために使用される。

【0102】

例えば、子宮の3Dレンダリング及び、特に、胎盤の3Dレンダリングは、胎盤着床を評価するために使用され、これは、胎盤が位置している子宮の領域に関連する。

【0103】

言い方を変えると、上述された方法は、胎盤のセグメンテーションの結果及び子宮の3D超音波画像に基づいて胎盤着床タイプを検知するステップを更に有し、子宮の3Dレンダリングを生成するステップは、胎盤の3Dレンダリングを着床タイプ指標でマーキングするステップを更に有する。

【0104】

換言すれば、3D視覚化は、子宮壁における疑わしい胎盤着床を表示する。

【0105】

例えば、胎盤着床領域における子宮筋（子宮壁）の厚さ及び外観（テクスチャ）は、異常な胎盤着床の可能性を示す。子宮筋のテクスチャは、画像分類深層学習アルゴリズムによって正常又は異常として分類される。

【0106】

更に、胎盤220は、1つ又は複数の胎盤拡張290を含み、これは、胎盤内の、血液で満たされた拡大した空間である。

【0107】

それ故、上述された方法は、胎盤内の胎盤拡張を検知するステップと、子宮の3Dレンダリングにおける胎盤拡張を拡張指標でマーキングするステップとを更に有する。

【0108】

胎盤拡張の検知は、胎盤のセグメンテーションから導出される、胎盤のボリュームなどの子宮内での胎盤の位置以外の胎盤の追加的な物理的特性を求めるステップと組合わされる。同じように、胎盤拡張のボリュームが、テクスチャ分析及び領域に基づいたセグメンテーションなどによって求められ、胎盤拡張によって占められる胎盤の比率が求められる。

【0109】

上述された画像処理方法は、様々な機械学習アルゴリズムを、特に、特徴認識及び画像セグメンテーションのために、利用することが理解されよう。

【0110】

図1に関して上述されたシステム又は上述された方法を実施することが可能な任意の他のシステムは、子宮の3Dレンダリング上での更なる検査のための関心領域を示すユーザ

10

20

30

40

50

入力を受信するように適合されたユーザインタフェースを更に含む。例えば、3Dレンダリングは、タッチスクリーンディスプレイ上に表示され、ユーザは、更なる検査のために所与の関心エリアにタッチすることによって、これと相互作用する。

【0111】

実施例において、子宮の定量的評価を向上させるために、3Dレンダリングされた視覚化の各エリアが示され、又はユーザによって手作業で選択され、対応する定量化を表示し、追加的な取得（例えば、血管ドップラ）を行うことを医師に示唆する。

【0112】

更に、3D視覚化は、胎盤拡張における又は子宮壁との境界における血管ドップラ評価などの追加的な取得を始めるために使用される。例えば、ユーザは、関心エリアを手作業で選択し、これは、追加的な取得、例えば、血管ドップラ取得を開始させる。

10

【0113】

言い方を変えると、子宮の3Dレンダリング上で関心領域をユーザが示すと、システムは、例えば、特に膀胱との子宮の界面において、胎盤拡張における特定の流動パターン又は血管分布の増加を示すために血管ドップラ取得を実施することを提案する。

【0114】

関心エリアの空間的座標は記憶され、超音波システムは、追加的な取得のエリアに基づく最適な設定によって、選択された追加的な取得のために自動的に準備される。

【0115】

追加的な取得が実施されると、血管ドップラ取得からの流動の視覚化などのその結果が、通常のスクリーン及び3Dレンダリングされたボリュームの両方に表示される。これは、追加的な取得の結果を位置合わせして完全な3Dレンダリングを更新するために前もって記憶された関心エリアの座標を使用して行われる。

20

【0116】

特許請求された発明を實踐するにあたって、図面、本開示、及び添付の特許請求の範囲を検討することにより、開示された実施形態に対する変形例が、当業者によって理解及び実行され得る。特許請求の範囲において、「備える、含む、有する」という語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、単数形は、複数を排除するものではない。特定の手段が互いに異なる従属請求項において列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組合わせが有利に使用され得ないことを示すものではない。特許請求の範囲における任意の参照符号は、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

30

40

50

【図面】

【図 1】

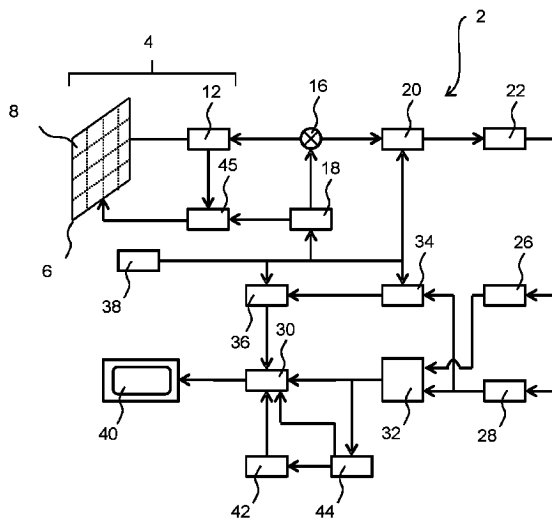


FIG. 1

【図 2】

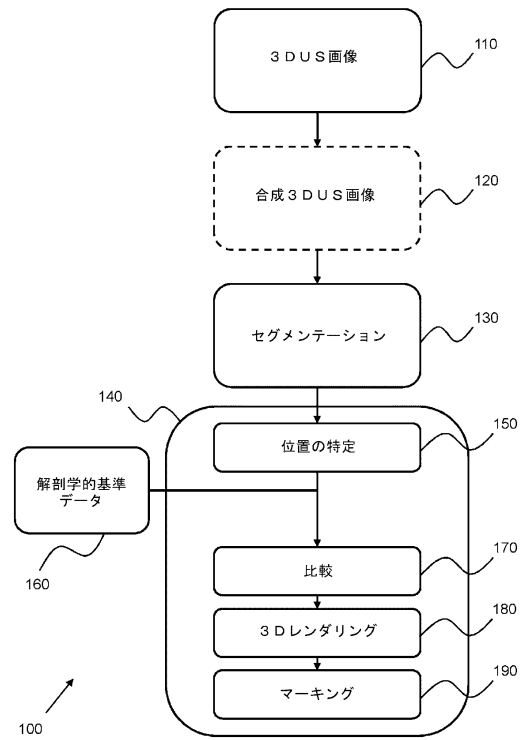


図 2

10

20

30

40

50

【 図 3 】

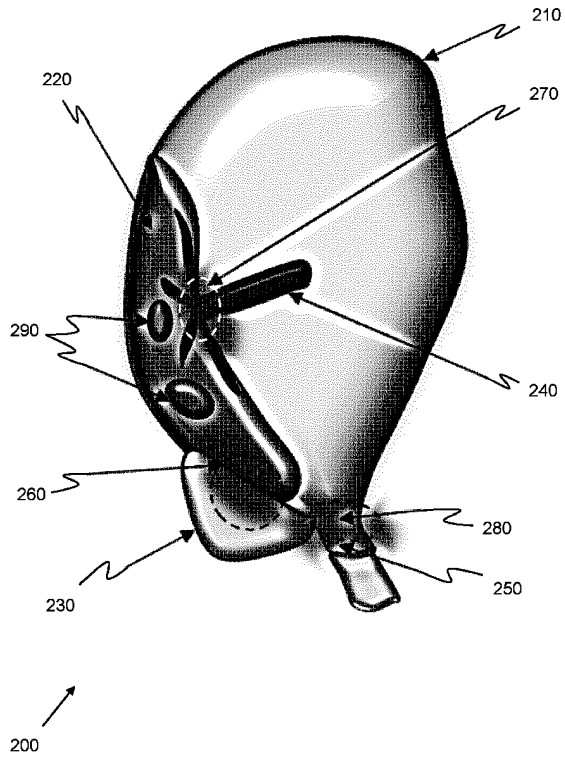


FIG. 3

10

20

30

40

50

## フロントページの続き

フィリップス インターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド ス  
タンダーズ

(72)発明者 ロウト ローレンス

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 フィリップス イ  
ンターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

(72)発明者 レイノー カロライン デニス フランソワーズ

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 フィリップス イ  
ンターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

(72)発明者 ルフェーブル ティエリー

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 フィリップス イ  
ンターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダーズ

審査官 蔵田 真彦

(56)参考文献 韓国公開特許第 1 0 - 2 0 1 3 - 0 0 7 5 4 7 0 ( K R , A )

特表 2 0 1 8 - 5 1 9 0 7 5 ( J P , A )

米国特許出願公開第 2 0 1 9 / 0 0 0 8 6 7 4 ( U S , A 1 )

特表 2 0 1 9 - 5 3 2 7 6 0 ( J P , A )

特開 2 0 1 3 - 3 9 2 4 6 ( J P , A )

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5