

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7203823号

(P7203823)

(45)発行日 令和5年1月13日(2023.1.13)

(24)登録日 令和5年1月4日(2023.1.4)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B

8/14

Z D M

請求項の数 15 (全14頁)

(21)出願番号	特願2020-508454(P2020-508454)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成30年8月10日(2018.8.10)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2020-531086(P2020-531086		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和2年11月5日(2020.11.5)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2018/071721		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/034546		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	平成31年2月21日(2019.2.21)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和3年8月5日(2021.8.5)		5 6 5 6 AG Eindhoven , N
(31)優先権主張番号	62/546,590		etherlands
(32)優先日	平成29年8月17日(2017.8.17)	(74)代理人	110001690
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士法人M&Sパートナーズ
		(72)発明者	ラウンドヒル デイビッド ナイジェル
			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】 画像とのタッチインタラクションを使用してボリュームデータから画像平面を抽出する超音波システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

解剖学的構造を含むボリューム画像データから前記解剖学的構造の所望のビューを抽出する超音波診断撮像システムであって、

所望の解剖学的構造の画像データを含むボリューム画像データを取得する超音波プローブと、

取得された前記ボリューム画像データから、前記所望の解剖学的構造の少なくとも一部を示す超音波画像をタッチスクリーンディスプレイ上に表示するディスプレイと、

前記ボリューム画像データ、及び、前記タッチスクリーンディスプレイ上の前記所望の解剖学的構造へのタッチの位置に対応する当該タッチに応答して、ユーザの前記タッチの位置と交差する前記ボリューム画像データからの画像平面を調べることに基づいて、前記ユーザの前記タッチによって示される前記所望の解剖学的構造を含む画像平面を前記ボリューム画像データから見つけ、前記所望の解剖学的構造の特定された前記画像平面を前記ボリューム画像データから抽出する画像抽出プロセッサと、

を含み、

前記ディスプレイは更に、前記所望の解剖学的構造の抽出された前記画像平面を表示する、超音波診断撮像システム。

【請求項2】

Bモードプロセッサを更に含み、

前記画像抽出プロセッサは更に胎児モデルを含む、

10

20

請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

B モードプロセッサを更に含み、

前記画像抽出プロセッサは更にニューラルネットワークモデルを含む、

請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

前記ニューラルネットワークモデルは、前記所望の解剖学的構造の既知の画像でトレーニングされる、

請求項 3 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

前記ニューラルネットワークモデルは更に、前記ボリューム画像データの B モード画像データ内の前記所望の解剖学的構造を認識する、

請求項 4 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記ニューラルネットワークモデルは更に、B モードボリューム画像データ内の前記所望の解剖学的構造を含む画像データの平面を認識する、

請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

前記ボリューム画像データ及び前記ニューラルネットワークモデルによる前記所望の解剖学的構造を含む画像データの平面の前記認識に応答して、前記ボリューム画像データから前記所望の解剖学的構造を含む画像データの画像平面を生成する、多平面リフォーマッタを更に含む、

請求項 6 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

前記ニューラルネットワークモデルによる所望の解剖学的構造の画像の前記抽出に更に応答して、前記所望の解剖学的構造の測定結果を生成する、

請求項 3 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

前記所望の解剖学的構造は、胎児骨であり、

前記所望の解剖学的構造の画像は、前記胎児骨の画像であり、

前記ディスプレイは更に、前記胎児骨の測定結果を表示する、請求項 3 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 10】

胎齢推定において、前記胎児骨の前記測定結果を使用する、請求項 9 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 11】

抽出された前記画像平面は更に、前記所望の解剖学的構造の標準ビューを含む、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 12】

超音波撮像中に所望の解剖学的構造の所望のビューを生成する方法であって、

前記所望の解剖学的構造の画像データを含むボリューム画像データを取得するステップと、

前記所望の解剖学的構造の少なくとも一部を含む前記ボリューム画像データからの画像をタッチスクリーンディスプレイに表示するステップと、

前記タッチスクリーンディスプレイ上の前記所望の解剖学的構造の前記少なくとも一部上へのユーザのタッチを、当該タッチの位置を伴って感知するステップと、

前記タッチに応じて、前記ユーザの前記タッチの位置と交差する前記ボリューム画像データからの画像平面を調べることに基づいて、前記ユーザの前記タッチによって示される前記所望の解剖学的構造を含む画像平面を前記ボリューム画像データから見つけ、前記所望の解剖学的構造の特定された前記画像平面を前記ボリューム画像データから抽出するス

10

20

30

40

50

テップと、

前記所望の解剖学的構造の抽出された前記画像平面を表示するステップと、
を含む、方法。

【請求項 1 3】

前記抽出するステップは、ニューラルネットモデルを使用して行われる、
請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記抽出するステップは、胎児モデルを使用して行われる、
請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 5】

所望の画像は更に、前記所望の解剖学的構造の標準ビューを含む、
請求項 1 2 に記載の方法。

【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、具体的には、画像とのタッチインタラクションによって、選択された解剖学的構造の画像平面を抽出することを可能にする超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

産科の胎児撮像は、超音波撮像の最も重要な分野の 1 つである。超音波は非電離撮像法であるため、発達中の胎児に安全である。超音波撮像は、胎児の発達をモニタリングし、また、胎齢の推定から予想される出産日を予測するためにも使用される。胎齢の推定は、頭蓋骨や手足といった発達中の胎児の様々な骨の寸法を測定することによって行われる。臨床的に実証されているアルゴリズムは、これらの測定結果を組み合わせ使用して胎齢を推定する。産科撮像用に構成された一般的な超音波システムには、測定に必要な画像を取得する際に超音波検査技師を誘導するプロトコルが装備されており、また、システムには年齢推定アルゴリズムも搭載されている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかし、胎児の骨構造の正確な測定に必要な画像を取得することは、必ずしも容易ではない。最も正確な測定は、四肢骨の縦方向の寸法が 2 次元 (2D) 画像平面で完全にキャプチャされたときに行われるが、標準の 2D 撮像プローブで画像平面を操作することはしばしば問題がある。胎児は頻繁に動き、子宮内で様々な位置になって、プローブから延びる 2D 平面で常にアクセスできるとは限らない向きにその手足を置くことがある。この状況に対する解決策は、3D ボリューム撮像によって提供される。3D 撮像プローブの開口部から延びる 3D ボリューム領域を、胎児の現在位置に関係なく、胎児がその中にいるボリュームをキャプチャするように配置することができる。ボリューム画像をすばやくキャプチャしてから解析し、多平面再フォーマットを使用してボリュームの様々なスライス平面を確認して、測定に必要な骨を含む所望の平面を抽出して都合の良いときに診断することができる。しかし、このような抽出においてしばしば遭遇する問題は、所望の解剖学的構造が、周囲組織、臍帯又は子宮壁によって遮られていることにより、必ずしも明確に見えるとは限らないことである。したがって、ボリューム画像内の不明瞭にしている組織を「トリミング」して、慎重に探って、測定に必要な小さい構造の像を見つけることが必要になる場合がある。

【0004】

正確な測定のために、所望の解剖学的構造を迅速かつ完全に見ることができるよう、このプロセスを促進することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本発明の原理によれば、超音波システムは、3Dボリューム画像内の所望の解剖学的構造を特定するようにプログラムされた画像処理を使用して、3Dボリューム画像データセットから所望の解剖学的構造の画像平面の抽出を可能にする。3Dボリューム画像データセットが取得され、タッチスクリーンディスプレイに超音波画像が表示される。ユーザが超音波画像内に所望の解剖学的構造の一部を見ると、ユーザはタッチスクリーン上の当該解剖学構造にタッチする。これにより画像抽出プロセッサにキューが送られ、画像抽出プロセッサは、次に、特定された解剖学的位置の周りの画像平面を調べ、所望の解剖学的構造を含む画像平面を見つける。特定された解剖学的構造の画像がユーザに表示され、また、ディスプレイは、胎児検査といった特定の検査に有用な所望の解剖学的構造の測定結果を自動的に含んでもよい。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 6 】

【図1】図1は、タッチスクリーンディスプレイを有するタブレット超音波システムと、システムと共に使用する超音波プローブとを示す。

【図2】図2は、胎児の大腿骨及び大腿骨と交差する切断面を含む3Dボリューム画像を示す。

【図3】図3は、図2に示すボリューム画像で撮像したときに、切断面が交差する骨上の位置を示す大腿骨の写真である。

【図4】図4は、図2の切断面の画像を示す超音波画像ディスプレイである。

20

【図5】図5は、胎児モデルを使用してボリューム画像データ内の胎児骨の画像平面を特定する本発明の第1の実施態様による超音波システムのブロック図である。

【図6】図6は、図5の超音波システムの動作を説明するフローチャートである。

【図7】図7は、本発明の原理に従って特定及び抽出された測定に適した胎児骨を縦方向に示す超音波表示である。

【図8】図8は、ニューラルネットワークモデルを使用してボリューム画像データ内の胎児骨の画像平面を特定する本発明の第2の実施態様による超音波システムのブロック図である。

【図9】図9は、図8の超音波システムの動作を説明するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

30

【 0 0 0 7 】

図1を参照すると、本発明の超音波システムが示されている。システムは、タッチスクリーン120を備えたタブレット超音波システムを含む。これらの特性を備えた適切な商用システムは、マサチューセッツ州アンドーバーのフィリップスヘルスケア社から入手可能なLumify（商標）超音波システムである。タッチスクリーンディスプレイは、超音波画像12だけでなく、患者及びシステム情報22や、ユーザが超音波システムの動作を制御するためのタッチスクリーン制御部24を表示する。タブレットシステムの右側には、その遠位端14に配置された2次元トランスデューサアレイを用いて超音波エネルギーを送受信する超音波プローブ10がある。2次元アレイは、被験者のポリュメトリック領域を電子的に走査して、そこから画像化するためのエコー信号を取得することができる。振動する1次元アレイトランスデューサを備えたトランスデューサを用いて3次元撮像が行われてもよい。超音波プローブ10は、ケーブルによってタブレット超音波システムに結合されるか、又は、波126で示されるように、無線でBluetooth及びWi-Fi通信が可能なタブレット超音波システムに結合されてよい。プローブ10は、タブレット超音波システムと通信するためにその近位端にスタブアンテナ16を備えて示されている。

40

【 0 0 0 8 】

図2は、3D撮像のために超音波プローブ10によって取得されたエコーから生成された空間的に配置された画像ボクセルのボリューム72を示す。この例では、画像データのボリュームは、プローブの走査領域内にあった胎児の大腿骨92の画像データを含む。大

50

腿骨は点線のファントムで示され、当該大腿骨が周囲組織のボクセルによってボリューム内で不明瞭になっていることを示している。大腿骨の縦方向の寸法は、ボリューム 7 2 の前部から後部に延在する。画像データのボリュームを通る切断面 7 0 も示されている。この例では、画像データのピクセルからなる平面 7 0 は大腿骨 9 0 と交差している。したがって、画像平面 7 0 内のピクセルから生成された画像は、大腿骨 9 2 の断面積 9 0 を含むことになる。図 3 は、大腿骨 9 2 の斜視図であり、図 2 の画像平面 7 0 内の骨を通るスライスの位置 9 0 を示している。

【 0 0 0 9 】

これを背景として、図 4 は、平面超音波画像 1 2 を表示する超音波システムディスプレイ 1 0 0 を示す。この画像は、大腿骨 9 2 の周囲にある組織のピクセルに囲まれた大腿骨 9 2 の断面図 9 0 を含むスライス平面 7 0 の画像がどのように表示されるかを典型的に示している。本発明の一実施態様において、ユーザは、ディスプレイ上の画像内に見ることができる大腿骨の一部 9 0 にタッチする。タッチスクリーンをタッチすることにより信号が超音波システムに送信され、超音波システムに画像データ内の位置が示され、超音波システムは、当該位置の周辺のボリユメトリック画像データを解析して、大腿骨の縦方向ビューを含む画像平面を探し出す。超音波システムは、ユーザが産科検査を行っていることをすでに理解しており、これは、ユーザが産科プローブ 1 0 を選択した時点でシステムに通知されている。任意選択的に、ユーザはまた、位置を特定するのが胎児の大腿骨であることをシステムに示すこともできる。次に、超音波システムに搭載されている画像抽出プロセッサが、大腿骨の縦方向の像を含む平面が見つかるまで、タッチスクリーンディスプレイ上の骨の一部 9 0 をユーザがタッチすることによってマークされた画像データ内の位置と交差する様々な向きの平面内のボリユメトリック画像データを探索する。

【 0 0 1 0 】

図 5 に、この解析を行い所望の画像を生成する超音波システムの 1 つの実施態様をブロック図形式で示す。

【 0 0 1 1 】

超音波プローブ 1 0 には、身体のボリユメトリック領域にわたって超音波を送信し、エコー情報を受信するトランスデューサアレイ 1 1 2 が設けられている。トランスデューサアレイ 1 1 2 は、図示するように、仰角 (3 D) 及び方位角の両方で 2 次元又は 3 次元で電子的に走査可能であるトランスデューサ素子の 2 次元アレイであってよい。或いは、トランスデューサは、例えば米国特許第 7 , 4 9 7 , 8 3 0 号 (L i 他) に説明されるように、ボリユメトリック領域を通る画像平面を掃引するように前後に振動することにより、3 次元撮像のためにボリユメトリック領域を走査する、画像平面を走査可能である 1 次元アレイであってもよい。2 次元トランスデューサアレイ 1 1 2 は、アレイ素子による信号の送受信を制御するプローブ内のマイクロビームフォーマ 1 1 4 に結合されている。マイクロビームフォーマは、米国特許第 5 , 9 9 7 , 4 7 9 号 (S a v o r d 他) 、第 6 , 0 1 3 , 0 3 2 号 (S a v o r d) 及び第 6 , 6 2 3 , 4 3 2 号 (P o w e r s 他) に説明されるように、少なくとも、トランスデューサ素子のグループ、即ち、「パッチ」によって受信された信号の部分ビーム形成が可能である。マイクロビームフォーマは、プローブケーブルによって、送受信 (T / R) スイッチ 1 6 に結合される。送受信 (T / R) スイッチ 1 6 は、送信と受信とを切り替え、高エネルギー送信信号からメインシステムビームフォーマ 2 0 を保護する。マイクロビームフォーマ 1 1 4 の制御下でのトランスデューサアレイ 1 1 2 からの超音波ビームは、T / R スイッチ及びビームフォーマ 2 0 に結合された送信コントローラ 1 8 によって導かれる。送信コントローラ 1 8 は、タッチスクリーンディスプレイ上のユーザインターフェース又は制御部 2 4 のユーザ操作から入力を受け取る。送信コントローラによって制御される送信特性には、送信波形の間隔、振幅、位相及び極性がある。パルス送信方向に形成されるビームは、トランスデューサアレイからまっすぐ前方に又はより広いセクタ視野のために様々な角度に操縦することができる。後者は、ほとんどの産科撮像プローブに典型的である。

【 0 0 1 2 】

トランスデューサ素子の隣接するグループによって受信されたエコーは、それらを適切に遅延させてから合成することによりビーム形成される。マイクロビームフォーマ１１４によって生成された各パッチからの部分ビーム形成信号は、メインビームフォーマ２０に結合され、そこでトランスデューサ素子の個々のパッチからの部分ビーム形成信号は遅延され、完全ビーム形成コヒーレントエコー信号に合成される。例えばメインビームフォーマ２０は、１２８個のチャンネルを有し、各チャンネルが１２個のトランスデューサ素子からなるパッチから部分ビーム形成信号を受信してよい。このようにして、２次元アレイトランスデューサの１５００個を超えるトランスデューサ素子によって受信される信号が、単一のビーム形成信号に効率的に貢献することができる。

【００１３】

コヒーレントエコー信号は、信号プロセッサ２６によって信号処理される。信号処理には、デジタルフィルタによるフィルタリングや、空間又は周波数合成によるノイズ低減が含まれる。信号プロセッサ２６のデジタルフィルタは、例えば米国特許第５，８３３，６１３号（Averkiou他）に開示されているタイプのフィルタであってよい。処理されたエコー信号は、直交復調器２８によって直交（Ｉ及びＱ）成分に復調される。直交復調器２８は、信号位相情報を提供し、また、信号情報を周波数のベースバンド範囲にシフトすることができる。

【００１４】

ビーム形成され、処理されたコヒーレントエコー信号は、組織といった身体内の構造のＢモード画像を生成するＢモードプロセッサ５２に結合される。Ｂモードプロセッサは、エコー信号の振幅を $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ の形式で計算することにより、直交復調されたＩ及びＱ信号成分の振幅（包絡線）検出を行う。直交エコー信号成分はまた、ドップラプロセッサ４６にも結合される。ドップラプロセッサ４６は、画像フィールド内の離散点からのエコー信号のアンサンブルを保存する。これらは後に高速フーリエ変換（FFT）プロセッサで画像内の点におけるドップラシフトを推定するために使用される。ドップラシフトは、画像フィールド内の点における動き、例えば血流や組織の動きに比例する。胎児の血流解析のために形成されるカラードップラ画像の場合、血管内の各点での推定ドップラ流量値がウォールフィルタ処理され、ルックアップテーブルを使用してカラー値に変換される。Ｂモード画像又はドップラ画像のいずれかを単独で表示しても、解剖学的に位置合わせして２つを一緒に表示してもよく、この場合、カラードップラオーバーレイが撮像領域内の組織及び血管の血流を示す。

【００１５】

Ｂモード画像信号及びドップラフロー値は、使用される場合、３Ｄ画像データメモリに結合される。３Ｄ画像データメモリは、被験者の走査ボリューム領域内の空間位置に対応する x 、 y 及び z のアドレス可能なメモリ位置で画像データを保存する。このボリュームメトリック画像データは、米国特許第６，５３０，８８５号（Entrekinn他）に説明されるように、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画像に変換するボリュームレンダラ３４に結合される。基準点、即ち、撮像ボリュームを見る視点は、タッチスクリーンディスプレイの制御部により変更することができる。制御部は、様々な視点から領域を診断するためにボリュームを傾けたり回転させたりすることを可能にする。

【００１６】

本発明の原理によれば、ボリュームレンダリングを生成するために使用されるボリュームメトリック画像データは、画像抽出プロセッサに結合される。本実施態様では、画像抽出プロセッサは胎児モデル８６である。胎児モデルは、様々なサイズ及び／又は形状のモデルのライブラリを、胎児検査において関心のある典型的な構造のデータ形式で保存するプロセッサ及びメモリである。ライブラリには様々なモデルセットが含まれる。各セットは、例えば発達の第１期及び第２期といった胎児の発達の特定の年齢での典型的な胎児の構造を表す。モデルは、発達中の胎児の骸骨及び皮膚（表面）のメッシュを表すデータである。骸骨のメッシュは、実際の骸骨と同様に相互接続されているため、それらの相対的な動

10

20

30

40

50

きや関節の範囲は、実際の骨格構造と同じように制約される。同様に、表面メッシュは、それが囲む骨の距離の特定の範囲内にあるように制約される。ユーザが既知の解剖学的情報（例えば特定されるべき骨は第2期の胎児の大腿骨であると考えられる）をシステムに通知してあると、この情報は胎児モデルに結合され、ライブラリから特定のモデルを解析の開始点として選択するために使用される。モデルは、典型的な大腿骨のおおよその表面を表す適応メッシュといったように、例えば胎齢である制約の範囲内で、モデルのパラメータを変更してモデルをワープすることにより変形可能であり、これにより、モデルを変形によってボリュメトリック画像データセット内の構造的ランドマークに適合させる。適応メッシュモデルは、変形されたモデルを特定された骨の位置90と交差する様々な画像平面内の構造に適合させるために、そのメッシュ連続性及びその他の制約の制限内でワープすることができるため好適である。このプロセスは、モデルが適合可能であることにより、所望の解剖学的構造として特定されるデータが平面内に見つかるまで自動形状プロセッサによって継続される。検査されるボリュメトリック画像データ内の平面は、骨モデルがこれを行うように設定されている場合、ボリュムレンダラ34によって提供されるボリュメトリック画像データに作用する胎児モデルによって選択されてよい。或いは、多平面リフォーマッタ42によって、指定位置90と交差する一連の様々な方向に向けられた画像平面がボリュムデータから抽出され、解析及び適合のために胎児モデル86に提供されてもよい。多平面リフォーマッタは、米国特許第6,443,896号(Detmer)に説明されるように、身体のボリュメトリック領域内の共通平面内の点から受信されるエコーデータを選択する。エコーデータは、共通平面の超音波画像として表示することができる。本システムでは、多平面リフォーマッタは、モデルが適合する画像データを有する平面が見つかるまで、ユーザのタッチによりマークされた位置と交差する画像データの一連の様々な方向に向けられた平面を胎児モデルに結合するようにプログラムされている。いずれの場合でも、所望の解剖学的構造を有する画像の平面の特定は、所望の画像平面の表示のために多平面リフォーマッタに戻される。画像抽出プロセッサはまた、ユーザが大腿骨を表示しようとしているように見え、プロセッサによる又はユーザへの再確認として大腿骨であることの確認が所望される場合に、ユーザに「大腿骨ですか？」とのメッセージを表示することによって、特定されている解剖学的構造の確認を提供及び/又は求めてもよい。前述のモデル変形及び適合は、「MODEL-BASED SEGMENTATION OF AN ANATOMICAL STRUCTURE」なる名称の国際特許公開WO2015/019299(Mollus他)で更に詳しく説明されている。「ESTABLISHING A CONTOUR OF A STRUCTURE BASED ON IMAGE INFORMATION」なる名称の国際特許公開WO2010/150156(Peters他)及び「TRANSLATION OF ULTRASOUND ARRAY RESPONSIVE TO ANATOMICAL ORIENTATION」なる名称の米国特許出願公開第2017/0128045号(Roundhill他)も参照されたい。

【0017】

本例では大腿骨の縦方向ビューである所望の解剖学的構造を含む画像平面の向きの座標が分かると、この情報は、ボリュメトリック画像データから表示のための当該データ平面を選択する胎児骨モデルによって多平面リフォーマッタに結合される。平面画像データは、必要に応じて、走査変換、また、画像ディスプレイ40での表示のための更なる強化、バッファリング及び一時的記憶のために画像プロセッサ30に結合される。好適な実施態様では、画像プロセッサはまた、画像に所望の測定結果を追加してもよく、これは、超音波画像データが空間的に正確であるため容易に行われる。グラフィックスプロセッサ36が、図7の画像ディスプレイ100に示されるように、測定結果グラフィックス及び測定結果を含むディスプレイオーバーレイを所望の胎児骨92の画像と共に生成する。必要に応じて、超音波システムは、特定された構造を自動的に大腿骨としてラベル付けし、また、胎齢推定プログラムを自動的に呼び出して、プログラムに骨測定結果を入力して、胎齢推定を効率よく処理することもある。

【0018】

図6に、図5の超音波システムを操作して、ボリュメトリック画像データから所望の胎

10

20

30

40

50

児の解剖学的構造の画像を抽出する方法を示す。ステップ 302 において、超音波システムの胎児モデルを作動させる。ステップ 304 において、胎児の 3D (ボリュメトリック) 画像データが取得される。ステップ 306 において、任意選択的に、特定される特定の骨及び胎齢 (第 1 期、第 2 期又は第 3 期) といった既知の解剖学的情報が胎児モデルに結合される。ステップ 308 において、ユーザが、所望の胎児骨の少なくとも一部が見えている超音波画像のタッチスクリーンディスプレイ上の所望の胎児骨にタッチする。ステップ 310 において、胎児モデルによってこのタッチ特定が使用されて、3D 画像データ内の所望の骨を含む画像平面が特定される。ステップ 312 において、縦方向ビューの所望の胎児骨の特定された画像平面のスライス画像が表示される。ステップ 314 において、胎児骨の測定が行われる。これは、任意選択的に、前述したように自動的に行われてもよい。

10

【0019】

図 8 は、本発明の第 2 の実施態様を含む超音波システムをブロック図形式で示す。図 8 のシステムでは、図 5 に示され、説明されたシステム要素が、同様の機能及び動作に使用され、ここでは説明を繰り返さない。図 8 のシステムでは、画像抽出プロセッサは、ニューラルネットモデル 80 を含む。ニューラルネットモデルは、「深層学習」と知られている人工知能の開発を利用する。深層学習は、問題を解析する際の人間の脳の機能を模倣する機械学習アルゴリズムの急速に発展している部門である。人間の脳は、過去に同様の問題を解いたことから学習したことを思い出し、その知識を適用して新しい問題を解決する。パターン認識、自然言語処理、コンピュータビジョンといった多くの分野におけるこの技術の可能な使用を確認するために調査が進行中である。深層学習アルゴリズムには、カスタムコンピュータコードを書くのではなく、画像サンプルを解析することにより画像特徴を認識するように一般化及びトレーニングすることができる点で、従来の形式のコンピュータプログラミングアルゴリズムとは異なる利点がある。しかし、超音波システムにおいて視覚化された解剖学的構造は、すぐには自動画像認識に役立たない。すべての人は異なり、解剖学的形状、サイズ、位置及び機能も人によって異なる。更に、同じ超音波システムを使用する場合でも、超音波画像の品質及び鮮明度は異なる。これは、画像形成に使用される体内から返される超音波信号に体形が影響を与えるからである。妊婦の腹部を通して胎児を走査すると、超音波信号は大幅に減衰され、胎児画像内で解剖学的構造が十分に定義されない。しかし、本願に説明するシステムは、深層学習技術を使用して、ニューラルネットワークモデルによる処理を介して胎児超音波画像内の解剖学的構造を認識する機能を示している。ニューラルネットワークモデルは、まず、モデルに対して特定される既知の胎児構造を有する胎児画像といった既知の解剖学的構造の複数の画像が提示されることによってトレーニングされる。トレーニングされると、ユーザが胎児検査中に取得したライブ画像が、ニューラルネットモデルによってリアルタイムで解析され、画像内の解剖学的構造が特定される。

20

30

【0020】

深層学習ニューラルネットモデルは、ソフトウェア設計者が記述し、また、多くのソースから公的に入手することができるソフトウェアを含む。図 8 の超音波システムでは、ニューラルネットモデルソフトウェアはデジタルメモリに格納される。「Nvidia Digits」と呼ばれるニューラルネットモデルの構築に使用できるアプリケーションを <https://developer.nvidia.com/digits> から入手することができる。Nvidia Digits は、Barkely Vision and Learning Center (<http://caffe.berkeleyvision.org/>) によって開発された「Caffe」と呼ばれる深層学習フレームワークに関する高レベルユーザインターフェースである。本発明の実施態様における使用に適した一般的な深層学習フレームワークのリストは <https://developer.nvidia.com/deep-learning-frameworks> にある。ニューラルネットモデル 80 には、トレーニング画像メモリ 82 が結合されている。トレーニング画像メモリ 82 には、胎児骨を含む既知の胎児の解剖学的構造の超音波画像が保存されており、3D (ボリュメトリック) 超音波画像データセットにおいて当該解剖学駅構造を特定するようにニューラルネッ

40

50

トワークモデルをトレーニングするために使用される。ニューラルネットモデルが多数の既知の胎児画像によってトレーニングされると、ニューラルネットモデルは、ボリュームレンダラ 3 4 から胎児のボリューム画像データセットを受け取る。ニューラルネットモデルは、前述したように、産科検査が行われているということや妊娠期間といった解剖学的情報の形で他のキューを受け取ってもよい。ニューラルネットモデルはまた、ユーザがタッチスクリーンディスプレイ上の所望の解剖学的構造の一部（本例では大腿骨）にタッチすることによって生成される位置信号も受信する。次に、ニューラルネットモデルは、ボリューム画像データ内に大腿骨が特定されるまで、特定された位置を含む領域を解析する。大腿骨の縦方向画像データを含む平面の座標は、多平面リフォーマッタ 4 2 に結合される。多平面リフォーマッタ 4 2 は、ボリユメトリック画像データセットから所望の大腿骨画像を抽出して、図 7 に示すような表示のために画像プロセッサに転送する。前述のように、超音波システムは、自動的に骨にラベルを付けるか及び / 又は骨を測定し、測定結果を表示し、測定情報を妊娠年齢推定プログラムといった別のプログラムに結合するように調整されてよい。

【 0 0 2 1 】

図 9 に、図 8 の超音波システムを操作して、ボリユメトリック画像データから所望の胎児の解剖学的構造の画像を抽出する方法を示す。ステップ 2 0 2 において、3 D 胎児画像データ内の胎児骨を特定するようにニューラルネットワークモデルがトレーニングされる。ステップ 2 0 4 において、胎児の 3 D（ボリユメトリック）画像データが取得される。ステップ 2 0 6 において、任意選択的に、特定される特定の骨及び胎齢（第 1 期、第 2 期又は第 3 期）といった既知の解剖学的情報が胎児の骨モデルに結合される。ステップ 2 0 8 において、ユーザは、所望の胎児骨の少なくとも一部が見える超音波画像のタッチスクリーンディスプレイ上の当該所望の胎児骨にタッチする。ステップ 2 1 0 において、画像内の位置のこのタッチ特定がニューラルネットワークモデルによって使用されて、3 D 画像データ内の所望の骨を含む画像平面が特定される。ステップ 2 1 2 において、所望の胎児骨の特定された画像平面のスライス画像が表示される。ステップ 2 1 4 において、胎児骨の測定が行われる。これは、任意選択的に、前述したように自動的に行われてもよい。

【 0 0 2 2 】

上記システム及び方法の変形例は、当業者には容易に思い浮かぶであろう。図 5 及び図 8 に示す多くのシステムコンポーネントは、プローブケースに配置することができる。例えば一部の Lumify プローブは、トランスデューサから B モードプロセッサまでのコンポーネントを含み、USB ケーブルを介して検出された画像信号をタブレットディスプレイに出力する。必要に応じて、この方法論を拡張して、3 D 画像データメモリやボリュームレンダリングソフトウェアといった追加コンポーネントをプローブに含めることもできる。したがって、「システム」コンポーネントとして上で説明した幾つかのコンポーネントは、代わりに超音波プローブ内に配置されていてもよい。

【 0 0 2 3 】

本発明の技術は、産科以外の他の診断分野でも使用することができる。例えば多くの超音波検査では、診断のために解剖学的構造の標準ビューが必要である。腎臓の診断では、標準ビューは腎臓の冠状画像面である。心臓病学では、心臓の 2 腔、3 腔及び 4 腔像が標準ビューである。心臓の 3 D 画像データセットにおけるこのようなビューを認識するようにニューラルネットワークモデルをトレーニングして、ボリユメトリックデータから所望のビューの画像平面を選択して当該画像平面を臨床医に表示するように使用することができる。当業者には他の応用が容易に思い浮かぶであろう。

【 0 0 2 4 】

本発明の実施態様での使用に適した超音波システム、具体的には、図 5 及び図 8 の超音波システムのコンポーネント構造は、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施することができる。超音波システムの様々な実施形態及び / 又はコンポーネント、例えば胎児骨モデル及び深層学習ソフトウェアモジュール又はその中のコンポーネント及びコントローラも、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施

10

20

30

40

50

することができる。コンピュータ又はプロセッサは、コンピューティングデバイス、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んでよい。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よい。マイクロプロセッサは、例えばPACSシステム又はトレーニング画像をインポートするためのデータネットワークにアクセスするための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また、メモリを含んでよい。3D画像データメモリ32、トレーニング画像メモリ及び胎児骨モデルライブラリを保存するメモリといったメモリデバイスは、ランダムアクセスメモリ(RAM)及び読み取り専用メモリ(ROM)を含んでよい。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、ソリッドステート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よい。ストレージデバイスはまた、コンピュータ又はプロセッサにコンピュータプログラム又は他の命令をロードするための他の同様の手段であってもよい。

10

【0025】

本明細書において使用する場合、「コンピュータ」、「モジュール」、「プロセッサ」又は「ワークステーション」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説明される機能を実行可能な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を含んでよい。上記例は単なる例示であり、したがって、これらの用語の定義及び/又は意味を決して限定するものではない。

20

【0026】

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素子に格納されている命令セットを実行する。ストレージ素子はまた、所望通りに又は必要に応じてデータ又は他の情報を格納することもできる。ストレージ素子は、情報源又は処理マシン内の物理メモリ素子の形であってもよい。

【0027】

上述したような超音波画像の取得、処理及び送信を制御する命令を含む超音波システムの命令のセットは、本発明の様々な実施形態の方法及びプロセスといった特定の動作を行うように、処理マシンとしてのコンピュータ又はプロセッサに命令する様々なコマンドを含んでよい。命令のセットは、ソフトウェアプログラムの形式であってよい。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現化されてよい。更に、ソフトウェアは、別個のプログラム又はニューラルネットワークモデルモジュールといったモジュールの集合、より大きな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もよい。ソフトウェアはまた、オブジェクト指向プログラミングの形のモジュラー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、オペレータのコマンドに応答するものであっても、前の処理の結果に応答するものであっても、別の処理マシンによる要求に応答するものであってもよい。

30

【0028】

更に、以下の請求項の限定は、ミーンズプラスファンクション形式で書かれておらず、当該請求項の限定が更なる構造のない機能の記述が続く「means for」との語句を明示的に使用していない限り、米国特許法第112条第6段落に基づいて解釈されることを意図していない。

40

【図面】

【図 1】

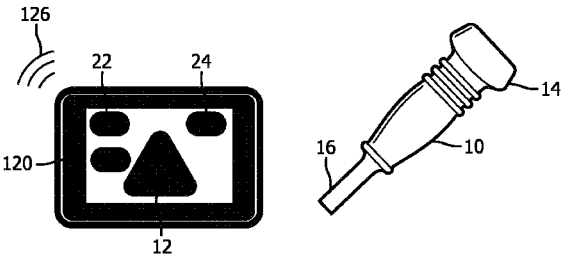


FIG. 1

【図 2】

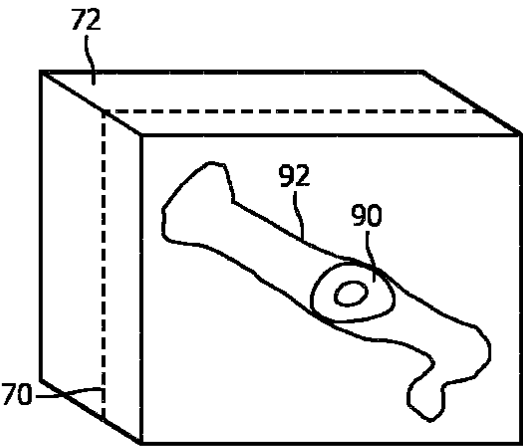


FIG. 2

【図 3】

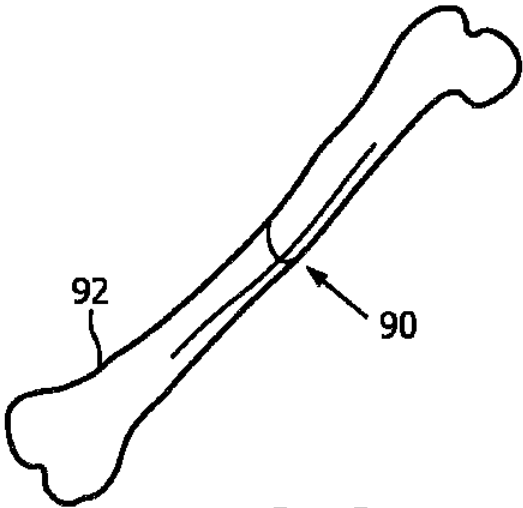


FIG. 3

【図 4】

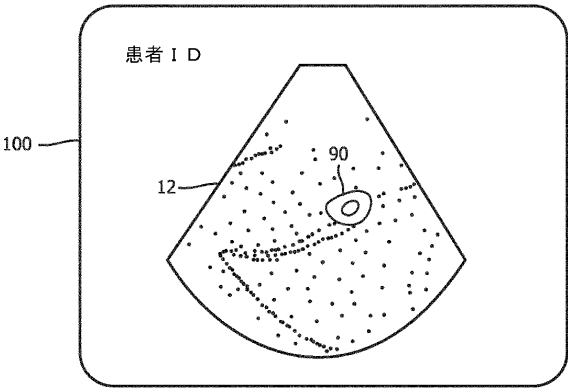


図 4

10

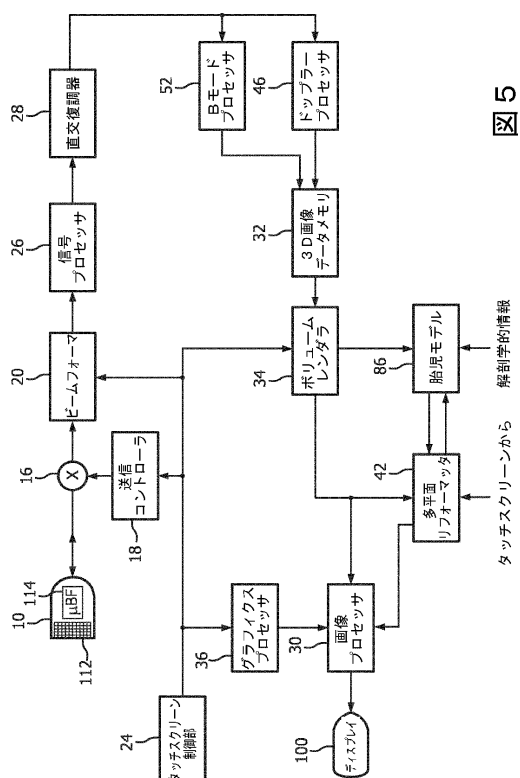
20

30

40

50

【 図 5 】



【 図 6 】

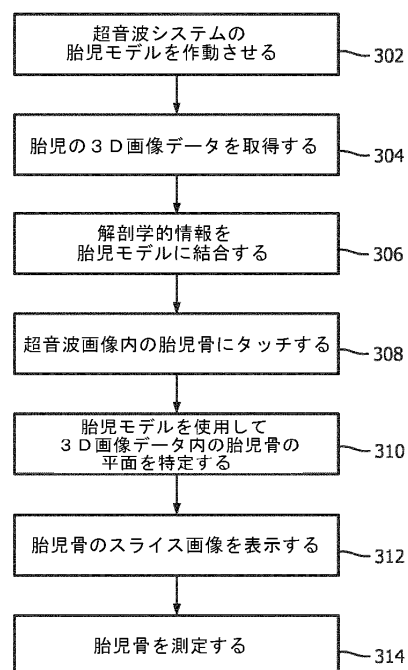


图 6

【圖 7】

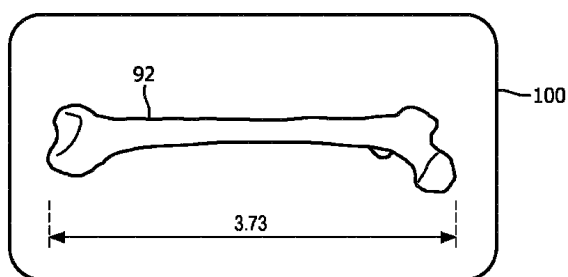
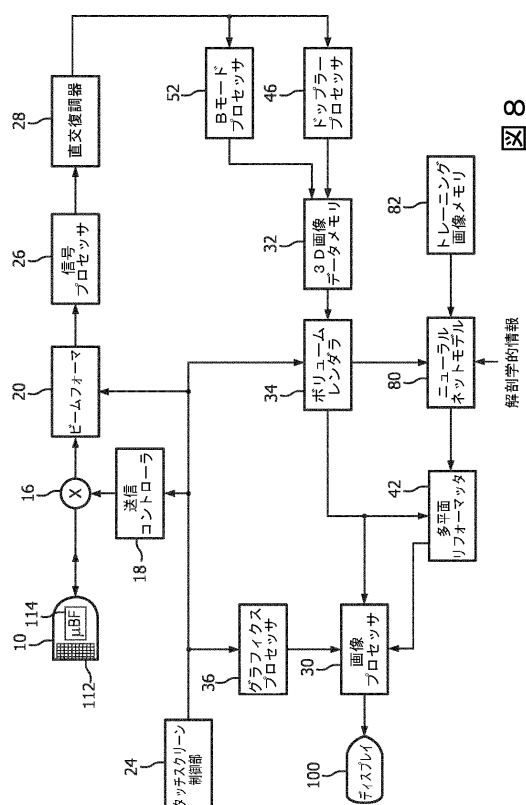


FIG. 7

【図 8】



【図 9】

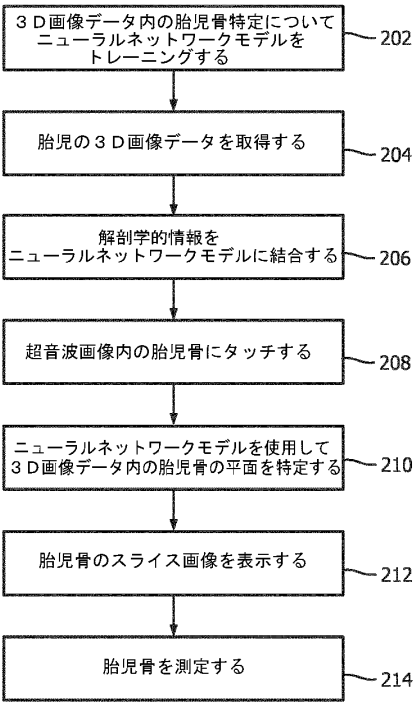


図 9

10

20

30

40

50

フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 1 6 0 9 6 2 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 2 / 0 4 2 8 0 8 (W O , A 1)
欧州特許出願公開第 0 3 1 1 5 0 0 0 (E P , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 2 3 2 3 9 4 (U S , A 1)
特表 2 0 1 2 - 5 0 6 2 8 3 (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