

(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2011-505898

(P2011-505898A)

(43) 公表日 平成23年3月3日(2011.3.3)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/06 (2006.01)F 1  
A 6 1 B 8/06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 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-536579 (P2010-536579)  
 (86) (22) 出願日 平成20年12月8日 (2008.12.8)  
 (85) 翻訳文提出日 平成22年6月7日 (2010.6.7)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2008/055150  
 (87) 国際公開番号 W02009/072092  
 (87) 国際公開日 平成21年6月11日 (2009.6.11)  
 (31) 優先権主張番号 61/012, 071  
 (32) 優先日 平成19年12月7日 (2007.12.7)  
 (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 エレク  
 トロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン  
 ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重  
 (74) 代理人 100159547  
 弁理士 鶴谷 裕二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管撮像のための方法およびシステム

## (57) 【要約】

本願発明は、血管撮像のための方法およびシステムに関する。本システムは、血管を有する体の領域に超音波を照射し、かつ応答したエコーを受信するためのマトリックス・トランスデューサアレイ (120) を有する。なお、エコーは、血管を通る血流量に関連する。そして、プロセッサ (100) は、マトリックス・トランスデューサアレイに使用可能な状態で接続されている。このプロセッサは、エコーに関連づけられたサンプルボリューム (250) の位置を調整することができる。また、プロセッサは、サンプルボリュームの一つ以上の位置における超音波を電氣的にステアリングする。プロセッサは、サンプルボリュームの各々の位置でキャプチャされるドップラースペクトルに基づいて、サンプルボリュームの各々の位置で、血管の壁を特定することができる。本明細書には、その他の実施例が開示されている。

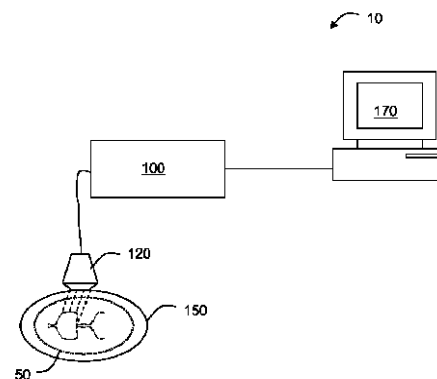


FIGURE 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

血管撮像の方法であって、

血管を有する体の領域に超音波を照射し、かつ応答したエコーを受信するステップであって、前記エコーは前記血管を通じた血流に関連づけられているところのステップと；

少なくとも一部の前記血管のパスに基づいて、前記エコーに関連づけられたサンプルボリュームの位置を調整するステップと；

前記サンプルボリュームの前記位置の一つ以上において前記超音波を電氣的にステアリングするステップと；

前記サンプルボリュームの各々の前記位置でキャプチャされるドップラースペクトルに基づいて、前記サンプルボリュームの各々の前記位置で前記血管の壁を特定するステップと；

を有する方法。

10

**【請求項 2】**

前記ドップラースペクトルに基づいて前記サンプルボリュームの各々の前記位置で前記血管の中心線を特定するステップであって、前記中心線は、前記サンプルボリュームの各々の前記位置で、最も強いドップラー信号に基づいて特定されるところのステップ；

を更に有する、請求項 1 記載の方法。

**【請求項 3】**

前記サンプルボリュームの前記位置を調整するステップは、前記サンプルボリュームの深さの少なくとも一部に基づく、請求項 2 記載の方法。

20

**【請求項 4】**

前記サンプルボリュームの前記位置を調整するステップは、第 1 の方向に沿って予め定められたインクリメントを行う、請求項 1 記載の方法。

**【請求項 5】**

ドップラー信号の強さが閾値より小さくなるまで、第 1 の方向に沿ってインクリメントすることによってサンプルボリュームの前記位置を調整するステップと；

前記ドップラー信号の前記強さが前記閾値より小さい場合、前記サンプルボリュームの前記位置の第 1 の位置に戻るステップと；

を更に有する、請求項 1 記載の方法。

30

**【請求項 6】**

前記ドップラー信号の強さが閾値より小さくなるまで、第 2 の方向に沿ってインクリメントすることによって前記サンプルボリュームの前記位置を調整するステップであって、前記第 2 の方向は、前記第 1 の方向の反対であるところのステップ；

を更に有する、請求項 5 記載の方法。

**【請求項 7】**

血管スケルトンを造るために、前記サンプルボリュームの前記位置の少なくとも一部を接続することによって血管マップを構築するステップと；

前記血管スケルトンに沿って、前記サンプルボリュームの位置の前記少なくとも一部の各々のドップラーパワー・データを統合するステップと；

前記ドップラーパワー・データを示すために、前記血管スケルトンの明るさを調整するステップと；

を更に有する、請求項 1 記載の方法。

40

**【請求項 8】**

前記血管スケルトンに沿った場所の間を、補間するか、スムージングするかのうち、少なくとも一つを実行するステップ、

を更に有する、請求項 7 記載の方法。

**【請求項 9】**

前記サンプルボリュームの前記位置の前記少なくとも一部の各々のドップラー平均速度を算出するステップと；

50

脈動性が検出された場合、前記ドップラースペクトルの動脈の脈動性を使用して、前記平均速度に同期させるステップと；

を有する請求項 7 記載の方法。

【請求項 10】

前記血管の方向を使用して、ドップラー角度修正を適用するステップ、  
を更に有する、請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】

前記血管のドップラー画像を得るステップと；  
前記超音波の電氣的なステアリングのガイドをするために、前記ドップラー画像を使用するステップと；

10

を更に有する請求項 1 記載の方法。

【請求項 12】

経頭蓋撮像を行う方法であって；

経頭蓋領域の血管のドップラー画像を得るステップと；

ガイドとして前記ドップラー画像を使用して、予め定められた深さの前記血管に近接してドップラーサンプルボリュームを位置決めするステップと；

次のサンプルボリュームの位置を調整するステップと；

前記次のサンプルボリュームの前記位置の一つ以上において、電氣的に超音波をステアリングするステップと；

前記ドップラー信号の強さに基づき、前記次のサンプルボリュームの各々の前記位置でキャプチャされた前記血管を通じた血流に関連づけられたドップラースペクトルに基づいて、前記次のサンプルボリュームの前記位置の少なくとも一部の前記血管の中心線および壁を特定するステップと；

20

を有する方法。

【請求項 13】

血管スケルトンを造るために、前記次のサンプルボリュームの少なくとも一部の前記位置を接続することによって血管マップを構成するステップと；

前記血管スケルトンに沿って、前記次のサンプルボリュームの前記少なくとも一部の前記位置の各々のドップラーパワー・データを統合するステップと；

前記ドップラーパワー・データを示すために、前記血管スケルトンの明るさを調整するステップと；

30

を更に有する、請求項 12 記載の方法。

【請求項 14】

ドップラー信号がもはや検出されなくなるまで、第 1 の方向に沿ってインクリメントすることによって、前記次のサンプルボリュームの前記位置を調整するステップと；

前記ドップラー信号がもはや検出されなくなった場合、前記予め定められた深さに関連づけられた前記サンプルボリュームの第 1 の位置に戻るステップと；

ドップラー信号がもはや検出されなくなるまで、第 2 の方向に沿ってインクリメントすることによって、前記次のサンプルボリュームの前記位置を調整するステップであって、前記第 2 の方向は、前記第 1 の方向と反対であるところのステップと；

40

を更に有する、請求項 12 記載の方法。

【請求項 15】

前記次のサンプルボリュームの前記少なくとも一部の前記位置の各々のドップラー平均速度を算出するステップと；

前記脈動性が検出された場合、前記ドップラースペクトルの動脈の脈動性を使用して、前記平均速度に同期させるステップと；

前記血管の方向を使用して、ドップラー角度修正を適用するステップと；

を更に有する、請求項 12 記載の方法。

【請求項 16】

超音波撮像システムであって；

50

血管を有する体の領域に超音波を照射し、応答したエコーを受信するためのマトリックス・トランスデューサアレイであって、前記エコーは前記血管を通じた血流に関連づけられているところの、マトリックス・トランスデューサアレイと；

前記マトリックス・トランスデューサアレイに使用可能な状態で接続されるプロセッサであって、前記プロセッサは、前記エコーに関連づけられたサンプルボリュームの位置を調整し、前記プロセッサは、前記サンプルボリュームの前記位置の一つ以上で、電氣的に前記超音波をステアリングし、かつ前記プロセッサは、前記サンプルボリュームの各々の前記位置でキャプチャされるドップラースペクトルに基づいて、前記サンプルボリュームの各々の前記位置で前記血管の壁を特定するところのプロセッサと；

を有するシステム。

10

【請求項 17】

前記プロセッサは、前記サンプルボリュームの各々の前記位置で、ドップラー信号の強さに基づいて、前記血管の中心線を特定する、請求項 16 記載のシステム。

【請求項 18】

前記血管を有する前記体の前記領域に対する前記マトリックス・トランスデューサアレイの位置決めのための支持構造物、

を更に有する、請求項 16 記載のシステム。

【請求項 19】

前記支持構造物は、ヘルメットである、請求項 18 記載のシステム。

【請求項 20】

20

前記プロセッサと通信するディスプレイデバイスであって、前記ディスプレイデバイスは、前記サンプルボリュームの各々の前記位置の前記血管の前記壁の少なくとも一部の前記特定に基づいて、前記プロセッサによって生成された血管マップを表示するところのディスプレイデバイス、

を更に有する請求項 16 記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像システムに関する。より詳細には、血管撮像のための方法およびシステムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

血管の撮像は、血管を通る血流量を検出することに基づいて取得される。例えば、経頭蓋 (transcranial) ドップラーは、脳の血管を通る血流速度を計測するテストであり、塞栓、狭窄症、クモ膜下出血からの血管痙攣、およびその他の疾患を診断するためのものである。

【0003】

経頭蓋ドップラーは「B - モード」撮像を利用して実行することができる。これは、超音波プローブを用いた場合に観察できるような、二次元の画像を示す。一旦オペレータが所望の血管を見つけることができれば、血流速度がパルスを発生するドップラープローブによって測定できる。これは、時間経過に伴う速度をグラフ化する。これらによって、一緒に、二重のテスト作業をすることになる。第 2 の記録の方法は、第 2 のプローブ機能だけを使用する。これも、正しい血管を見つける際のオペレータの訓練、および経験に依存することになる。脳血管の診察は、標準の試験計画に従い、中大脳動脈の診察から始まり、前部、後部大脳動脈に進み、終端の内頸動脈に至る。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】米国特許第 6,428,477 号

【発明の概要】

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

血流速度は超音波プローブからの高い音波を発することによって記録することができる。そして、それは、さまざまな部位に反射し、同じプローブによって検出される。特定の周波数が使用され、プローブに対する血液の速度によって位相のシフトが生じ、周波数が上下することとなる。この周波数変動は血液の速度と相関関係にある。これは、後の分析のために電氣的に記録される。正確な速度を確認するために、深さと角度の範囲を測定する必要がある。血管の血液まで角度があることによって、その記録された速度は見かけ上遅くなる。

頭蓋骨の骨によって、超音波の電導が抑止されてしまう。したがって、オペレータは、人間の頭蓋骨上であって、小さく、かつ特定の部位に位置する音響ウィンドウを利用しなければならない。加えて、脳血管は、たとえばウィリス動脈輪(Circle of Willis)に沿うように、蛇行した経路を有する。このため、オペレータが脳血管を調べるためにドップラーサンプリング・ボリウム位置を移動させる場合、超音波振動子を連続的に傾け、かつ回転させることを必要とする。このように、トレーニングと練習を必要とするオペレータの技術が要求されるため、経頭蓋ドップラー検査の利用の妨げとなっている。加えて、検査において、音波検査者は、手および腕を曲げなければならず、酷使するため、筋骨格の損傷を引き起こすことがある。

## 【0006】

したがって、画像をキャプチャし、そして血管フローのマッピングを容易にする方法およびシステムの実現が望まれている。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

発明の概要は、米国特許法施行規則(37CFR第1.73)の規定を満たすものであり、本発明の性質および要点を示すものである。なお、この概要は、請求項の技術的範囲または意味の解釈または制限に使用されるものではない。

## 【0008】

本明細書等での開示の1つの例示的实施形態によって、血管の撮像の方法が提供される。この方法は、血管を有する体の領域に超音波を照射し、かつ応答したエコーを受信するステップであって、前記エコーは前記血管を通じた血流に関連づけられているところのサンプルボリウムの位置を調整するステップと；前記サンプルボリウムの前記位置の一つ以上において前記超音波を電氣的にステアリングするステップと；前記サンプルボリウムの各々の前記位置でキャプチャされるドップラースペクトルに基づいて、前記サンプルボリウムの各々の前記位置で前記血管の壁を特定するステップと；を有する。

## 【0009】

他の例示的实施形態において、経頭蓋撮像を実行する方法が提供される。この方法は、経頭蓋領域の血管のドップラー画像を得るステップと；ガイドとして前記ドップラー画像を使用して、予め定められた深さの前記血管に近接してドップラーサンプルボリウムを位置決めするステップと；次のサンプルボリウムの位置を調整するステップと；前記次のサンプルボリウムの前記位置の一つ以上において、電氣的に超音波をステアリングするステップと；前記ドップラー信号の強さに基づいて、前記次のサンプルボリウムの各々の前記位置でキャプチャされた前記血管を通じた血流に関連づけられたドップラースペクトルに基づいて、前記次のサンプルボリウムの前記位置の少なくとも一部の前記血管の中心線および壁を特定するステップと；を有する。

## 【0010】

更なる例示的实施形態において、血管を有する体の領域に超音波を照射し、応答したエコーを受信するためのマトリックス・トランスデューサアレイであって、前記エコーは前記血管を通じた血流に関連づけられているところの、マトリックス・トランスデューサアレイと；前記マトリックス・トランスデューサアレイに使用可能な状態で接続されるプロセ

10

20

30

40

50

ッサであって、前記プロセッサは、前記エコーに関連づけられたサンプルボリュームの位置を調整し、前記プロセッサは、前記サンプルボリュームの前記位置の一つ以上で、電氣的に前記超音波をステアリングし、かつ前記プロセッサは、前記サンプルボリュームの各々の前記位置でキャプチャされるドップラースペクトルに基づいて、前記サンプルボリュームの各々の前記位置で前記血管の壁を特定するところのプロセッサと；を有するシステムが提供される。

【発明の効果】

【0011】

技術的な効果としては、データのキャプチャ、および血管フローの画像マッピングを容易にすることを含むが、これに限定されるものではない。更なる技術的な効果としては、超音波血管試験を実行している音波検査におけるオペレータに対するストレス、および負傷を減少させ、またこれらを排除することを含むが、これに限定されるものではない。

【0012】

本願明細書の開示の上記の、および他の特徴および効果は、以上の通りであり、さらに以下の詳細な説明、図面、および添付の請求の範囲から当業者によって理解される。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の例示的实施形態に従って、血管の撮像を実行するシステムの概略図である。

【0014】

【図2】図1のシステムによって撮像することができる一連の血管の概略図である。

【0015】

【図3】本発明の例示的实施形態に従って、血管撮像を実行するための図1のシステムによって使用し得る方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

本願明細書の開示の例示的实施形態としては、本明細書において、人間のウィリス動脈輪の経頭蓋ドップラー試験のためのデータ収集、血管撮像、および血流量写像に関して記載されている。このことは、本願明細書の開示の例示的实施形態は、人間または動物にかかわらず、体の他の部分の血管に適用することもできる点に関し、当業者によって理解されなければならない。例示的实施形態の方法およびシステムの使用は、多くの技術を利用するウィリス動脈輪への適用以外に、他の血管に対しても本技術を適用することができる。たとえば、生理的パラメータに対応するための経頭蓋ドップラーの例において、他の血管に係る生理的パラメータを調整することを含む。これには、深さ、および経路 (pass) が含まれる。

【0017】

図面を参照する。特に図1には、本発明の1つの例示的实施形態に従った超音波撮像システムが示されている。これは、参照番号10によって全体的に示される。システム10は、患者頭部50における超音波画像診断を実行することができる。そして、これは、プロセッサまたは他の制御装置100、プローブまたはトランスデューサ120、支持構造物150、および、ディスプレイデバイス170を有する。

【0018】

プロセッサ100は、データ収集、分析、およびプレゼンテーション等の超音波画像診断を実行するための各種要素を含むことができ、かつ、さまざまな映像技術を使用することができる。例えば、プロセッサ100は、受信エコー信号の処理のためのビームフォーマ、ドップラーに関連する情報の処理のためのドップラープロセッサ、および2Dまたは3D画像の形成のための画像処理プロセッサを有する。また、プロセッサ100は、記憶装置 (例えばCINELOOP (登録商標) メモリー)、およびビデオプロセッサをも含む。プロセッサ100はコンポーネントを含むことができ、および/または、特に以下に記載するように、プローブ120の超音波のステアリングおよび電子集束に関連する技術

10

20

30

40

50

を含む。プロセッサ 100 によって、他のコンポーネントおよび / または技術が利用され得る。例えば、表示される画像に関して解剖学的境界を定めることができ、かつ、視覚的に重ねることができる自動境界検出プロセッサを用いることも可能である。他のコンポーネントの使用および / または技術は、本願明細書の開示に基づいて、上述のプロセッサ 100 のコンポーネントに加えて、あるいは、それらに置き換えて、利用することができる。

#### 【0019】

プローブ 120 は、超音波の伝搬のための、および超音波エコー信号の受信のためのトランスデューサのアレイまたは音響要素を含む。プローブ 120 は、検査対象の血管に関して超音波のステアリングおよび電子集束を可能とする。例えば、プローブ 120 は、トランスデューサアレイに接続された送信 / 受信 (T/R) スイッチ (例えば三次元にスキャンを実行するためのトランスジューサエレメントの二次元のアレイ) を含む。トランスデューサアレイは、超音波エネルギーを、撮像される領域に伝導することができ、かつ反射された超音波エネルギーまたはエコーを血管および特に血流、患者の体内のさまざまな他の構造および器官から受信することができる。各々のトランスジューサエレメントに適用されるパルスを適切に遅延させることによって、プローブ 120 は、焦点に集められた超音波ビームを、所望の照射スキャンラインに沿って照射することができる。

#### 【実施例】

#### 【0020】

一実施例によれば、プローブ 120 のアレイトランスデューサは、例えば特許文献 1 に開示されている二次元アレイが含まれる。特許文献 1 の出願は、本願の出願人に譲渡され、この引用により、本願明細書に組み込まれる。特許文献 1 は、二次元の超音波アレイを用いた治療用の超音波の照射、および超音波画像診断を開示している。二次元の超音波アレイは、三次元 (3D) 画像を取得することを可能とするトランスジューサエレメントのマトリクス・グリッドを含む。これによって、本願明細書の開示によって 2D 撮像も勿論可能である。トランスジューサエレメントのマトリックスは、いかなる任意の方向への超音波エネルギーのステアリング、および電子集束をも可能とする。

#### 【0021】

プローブ 120 のトランスデューサアレイは、T/R スイッチによる超音波受信器に接続することができる。患者の体の範囲内の所定の場所からの反射した超音波エネルギーは、異なる時刻にトランスジューサエレメントによって受信される。プローブ 120 のトランスジューサエレメントは、受信された超音波エネルギーを受信電気信号に変換する。この受信電気信号は、レシーバによって増幅され、受信ビーム形成器に供給される。各々のトランスジューサエレメントからの信号は、個々に遅延し得るものであり、それから、与えられた受信スキャンラインに沿って反射した超音波エネルギーレベルを示すビームフォーマ信号を提供するために、ビームフォーマによって足しあわされる。受信信号における遅延は、超音波エネルギーの受信の間に変化し、ダイナミック・フォーカスが遂行される。本方法は、患者の体の関心領域の画像を生成する信号を提供するために、複数スキャンラインに対して繰り返され得る。トランスデューサアレイが二次元であるので、受信スキャンラインは三次元スキャンパターンを形成するため、アジマスおよび上下においてステアリングされる。ビームフォーマは、例えば、デジタルビームフォーマであってもよい。例えば、適切な市販の医用診断用超音波機器として用いられるいかなるものでもよい。

#### 【0022】

ビームフォーマ信号は、システム 10 の画像・データバッファに記憶することができる。このシステム 10 は、画像ボリュームの異なるボリューム部分および心臓周期の異なるポイントの画像データを記憶する。画像データバッファからディスプレイデバイス 170 に、画像データが出力される。これによって、画像データから関心領域の三次元画像が生成される。ディスプレイデバイス 170 は、扇形スキャン信号を、ビームフォーマから従来のラスタスキャンディスプレイ信号に変換するスキャンコンバータを含む。コントローラ 100 は、超音波診断撮像システムの全体のコントロールを提供してもよい。そして、

これには、タイミング、および制御機能が含まれる。

【0023】

一つの実施例において、プローブ120は、接続構造を経て支持構造物またはヘルメット150に接続されてもよい。接続構造のタイプは、異なってもよい。例えば、プローブ120は、ヘルメット150に着脱自在に接続可能であってもよい。例えば頭蓋骨の側頭部に近接してヘルメットの一方または両方の側に接続されてもよい。別の実施例において、プローブ120の位置決めが、患者頭部50に対して調整することができるようにするため、接続構造は調節可能であってもよい。プローブ120の位置決めのために、孔または開口部がヘルメット150に設けられてもよい。または、プローブはヘルメットの外面に接続されてもよい。そして、超音波が通過することが可能な材料でできていてもよい。

10

【0024】

本願明細書の開示は、ヘルメット150なしで、または変形された支持構造物によって使用されるプローブ120を対象とする。例えば、図2に示すように、プローブ120は、患者頭部の側頭部に近接した検査場所において、オペレータによって支持されてもよい。別の実施例において、支持構造物150は、患者頭部を囲わずに、患者頭部50の一部に配置して、プローブ120を適切な場所に位置させるために、ストラップまたはサポート部材であってもよい。患者頭部50に対応してプローブ120の位置決めを行うために、他の構造および技術が用いられてもよい。たとえば、患者が自分の頭を置くことができる固定されたプローブを有する台を含むベッドであってもよい。

20

【0025】

加えて、図3には、システム10の例示的な操作方法が参照番号300によって一般に示されている。図3に示されない他の実施例についても、下記の請求項の技術的範囲を逸脱しない範囲において、他の部位の検査も含め、当業者であれば実施可能であることは明らかである。方法300は、ウィリス動脈輪の内外における3D血管キャスト(3D vessel cast)、および3Dフロー・ボリューム・マップを提供することができる。これは、図2において示されており、例えば中大脳動脈、眼動脈、前交通動脈、前大脳動脈、内頸動脈、後交通動脈、後大脳動脈、脳底動脈、および椎骨動脈の血管が含まれる。

30

【0026】

方法300は、ステップ302から始まり、ヘルメット150に対するプローブ120の位置決めによって、患者頭部50の側頭ウィンドウに近接して、中大脳動脈のドップラー画像(例えばカラー2Dまたは3D画像)が取得される。本願明細書の開示は、中大脳動脈以外の初期血管(initial vessel)をも対象とする

【0027】

システム10のためのドップラーサンプルボリュームは、ステップ304において、55mmの深さにセットしてもよい。55mmの深さは、人間の頭の中大脳動脈の典型的位置に基づいている。オペレータによって使用される実際の深さは、多くの要因例えば年齢、頭蓋骨測定、その他)に基づいて多様である。ステップ306において、オペレータは、第1の血管のためのトレースアルゴリズムを開始する。操作の開始は、ボタンを押したり、音声によるアクティベーションしたりすることを含む多くの技術によって行うことができる。

40

【0028】

方法300は、より浅いドップラーサンプルボリュームを移動することにより中大脳動脈をトレースすることができる。すなわち、中大脳動脈に沿って、例えば1mmずつ深さを減少させる。カラー・ドップラー画像は、ドップラービームのステアリング、およびドップラーサンプルボリュームを配置するために使用することができる。ステップ310において、各々の新しいサンプルボリューム位置で、最も強いドップラー信号が測定され、

50



その深さで血管の中央点または中心線として利用することができる。プローブ 120 は、血流量データをキャプチャするために、そのサンプルボリューム深さで超音波エネルギーをステアリングすることができ、そのサンプルボリューム深さにおいて、血管の境界（すなわち血管壁）を特定する。例えば、サーチ領域は、C 領域（C - p l a c e）の  $2 \times 2$  または  $3 \times 3$  mm のグリッドとすることができる。なお、他の検索領域も探索される。ドップラー信号の測定は、一つ以上の心臓周期を通じて実行することができる。例えば統合されたドップラーパワーまたはピークのフロー速度に基づいて測定される。少なくとも心臓の一サイクル全てを使うことによって、フローダイナミクスの完全な表示（r e p r e s e n t a t i o n）を可能とする。

#### 【0029】

ステップ 312 において、検出可能なドップラー信号がある場合、システム 10 は次のサンプルボリューム深さへ移動し、かつ測定する。検出可能な信号が存在する場合、システム 10 はそのサンプルボリューム深さで血流量のデータ、および血管の境界をキャプチャするためにステップ 308、および 310 を繰り返す。検出可能なドップラー信号がない場合、ステップ 314 において、システム 10 は、調べることになっている全ての血管がトレースされたかを判定する。

#### 【0030】

ステップ 315 において、検出可能なドップラー信号が特定のサンプルボリューム深さに存在しない場合、その後、システム 10 は、中大脳動脈に沿って 55 mm の深さにサンプルボリュームに戻る。例えば、1 mm ずつ増加して、サンプルボリューム深さを増加させてもよい。そして、中大脳動脈に沿って深さを増加させながら、データキャプチャリングのステップ 308、および 310 を繰り返してもよい。

#### 【0031】

ウィリス動脈輪に沿ってトレースして、方法 300 は、データをキャプチャする上記ステップを繰り返すことができる。新しいサンプルボリューム深さで、サンプルボリューム深さを変更し、検出可能なドップラー信号をサーチする。ウィリス動脈輪に沿ったさまざまな場所で、ドップラー信号がもはや出力可能ではなくなり、システム 100 は、その特定の血管に対して、前のサンプルボリューム深さの出発点に戻る。例えば、深さを増やしながら中大脳動脈を移動させた後に、トレースは、中大脳動脈と前大脳動脈の分岐に到着する。ここでは、ドップラー Spektral が双方向性になる。システム 10 は、サンプルボリューム深さをより深く移動することによって、分岐点の前に沿って、ドップラー信号が検出されなくなるまで、前大脳動脈をトレースし続ける。システム 10 は、そして、サンプルボリュームを分岐点まで戻し、ドップラー信号が検出されなくなるまで、後部に、後大脳動脈に沿って、より深くトレースすることを開始する。

#### 【0032】

一つの実施例において、超音波の血管位置決め、およびステアリングを特定するのを助けるために、典型的な生理的測定を使用することができる。例えば、方法 300 は、ドップラー信号がもはや検出可能でなく、人間の頭の血管の典型的位置に基づいて、前のサンプルボリューム出発点が、例えば、深さ 60 から 70 mm の間にある中大脳動脈と前大脳動脈との分岐点に戻らなければならないことを確認することができる。

#### 【0033】

一旦所望の血管の全てがトレースされると、ステップ 316 においてシステム 10 は、トレースを終了してもよい。ステップ 318 において 3D 血管キャストおよび 3D フロー・ボリューム・マップの再構築を開始してもよい。ステップ 320 において、画像および/またはデータが表示されてもよい。例えば、ディスプレイデバイス 320 あるいは他の装置に転送されてもよい。

#### 【0034】

血管マップの 3D 再構築は、以下の事項を含む。すなわち、血管スケルトン（v e s s e l s k e l e t o n）を造るために、サンプルボリューム位置を接続すること、各々のサンプルボリューム位置のドップラーパワー・データを統合すること、各々のサンプル

10

20

30

40

50

ボリュームポイントのドップラーパワーを示すように血管スケルトンの明るさを調節すること、および、血管造影のような血管グラフを生成するために、サンプルボリュームポイントの間で、補間を行い、スムージングを行うことが含まれる。3Dフロー・マップの生成は、以下の事項が含まれる。すなわち、各々のサンプルボリューム位置のドップラー平均速度を算出すること、ドップラースペクトルの動脈の脈動性を使用して、全てのサンプルボリュームポイントの平均速度を同期させること、および、血管の方向 ( *velocity orientation* ) を使用して、ドップラー角度修正を適用することが含まれる。平均速度は、ドップラースペクトルが取得されるあらゆる場所で算出することができる。脈動性がドップラースペクトルにおいて検出されない場合には、同期は必要とされない。

10

#### 【0035】

図2に示すように、プローブ120は、電氣的にステアリングされたドップラービームに対し、血管のさまざまな深さに沿って選定されるサンプルボリューム250を提供することができる。ドップラー信号は、キャプチャされ、各々のサンプルボリューム位置で分析することができる。カラー3Dドップラー画像は、サンプルボリュームの配置をガイドするために使用することができる。ドップラースペクトルは、トレースに沿って取得でき、保存される。そして、リアルタイムに表示され、3D血管キャストが再構築される。一実施例において、オペレータまたは他のユーザが、3D血管キャストの血管にカーソルを置くと、システム10は、取得後のレビューとして、ドップラースペクトルを読み出し、表示する。

20

#### 【0036】

本願明細書の開示は、経頭蓋ドップラー検査のために、3D血管キャスト、およびフロー・ボリューム・マップが、患者頭部50の一方だけに沿って配置される単一プローブ120を使用して生成されると記載している。また、本願明細書の開示においては、患者頭部の対抗する位置に配置される2つのプローブの使用、または、単一プローブで患者頭部の一方からデータを集めて、その後、反対側へ移動してデータをキャプチャすることも可能である。

#### 【0037】

上述の方法のステップを含む本発明は、ハードウェア、ソフトウェアまたはハードウェアおよびソフトウェアの組合せによって実現することができる。本発明は、1つのコンピューターシステムによって集中化した方法で実現することができる。あるいは、いくつかの異なる要素が相互に連結したコンピューターシステム全体として、分散化して実現することもできる。本願明細書に記載されている方法を実現するいかなる種類のコンピューターシステムまたは他の装置も適したものとなる。ハードウェアおよびソフトウェアの典型的組合せは、汎用計算機システムとコンピュータプログラムの組合せである。コンピュータプログラムは、ロードされ実行されるときに、本願明細書において記載されている方法を実行するようコンピュータを制御する。

30

#### 【0038】

本発明は、上述の方法のステップを含んでおり、コンピュータプログラム製品に埋め込まれることができる。コンピュータプログラム製品は、コンピュータ可読の記憶媒体を有する。コンピュータ可読の記憶媒体には、コンピュータプログラムが格納されている。コンピュータプログラムは、コンピュータ装置または、コンピュータをベースとしたシステムに対し、本願明細書に記載された様々な手順、方法およびプロセスを実行させるためのコンピュータ実行可能なコードを含んでいる。本願明細書におけるコンピュータプログラムは、あらゆる言語、コードまたは表記法であって、特定の機能を実行する一連の命令であり、以下の処理を直接または順番に実行するものである。すなわち、a) 他言語、コードまたは表記法への変換、およびb) 異なるマテリアル形式の複製である。

40

#### 【0039】

本願明細書において記載されている実施例の具体例は各種実施形態の構造の中で一般的に理解することができる情報を提供することを目的とする。そして、これらは、本願明細

50

書に書かれている構成の利用に供する、全ての要素、装置およびシステムの特徴を完全に説明することを意図していない。多くの他の実施例は、当業者にとっては、本願明細書を参照することによって明らかである。他の実施例は、本願明細書により利用可能であり、導かれるものである。構造的および論理的な置き換えおよび変更は、本願の開示の範囲を超えない範囲で、なし得るものである。また、図は、一例であり、比率は正確ではない。一部は、誇張されており、他の部分は、縮小して描かれていることがある。したがって、図面は、事例であり、制限する目的のものではない。

#### 【 0 0 4 0 】

したがって、本願明細書において特定の実施例が例示され記載されていても、同じ目的を達成するためになされるアレンジが、特定の実施例に対しての代替として用いられてもよいことは言うまでもない。この開示は、様々な実施例の変形および適合をカバーすることを目的としている。前記実施例の組合せ、および本願明細書において特に記載されていない他の実施例は、本願明細書の説明をレビューすることによって当業者に明らかである。したがって、本願明細書における開示は、本願発明を実施するための特定のベストモードの実施例に限定されるものではなく、添付の請求項の範囲に包含される全ての実施例を含むことを意図している。

10

#### 【 0 0 4 1 】

開示内容の要約は、規則 37 C F R 1 . 7 2 ( b ) に適合したものであり、要約は、読者が発明を素早く理解することを目的としている。要約は、請求項の範囲を制限するために用いてはならない。

20

【 図 1 】

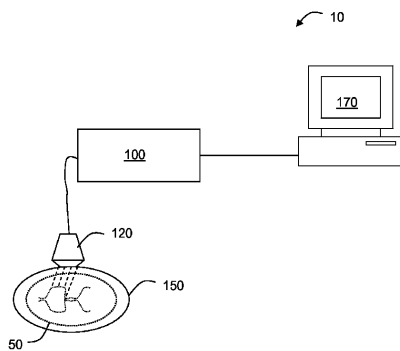
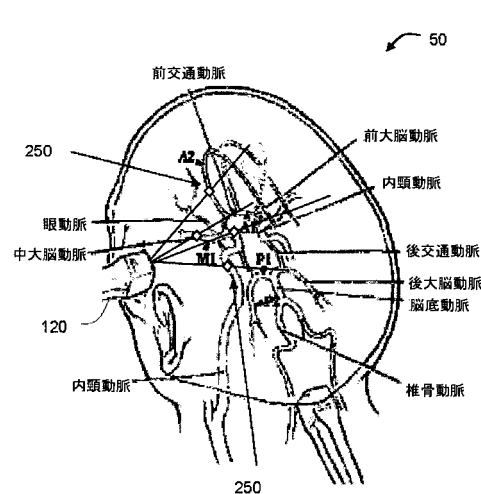
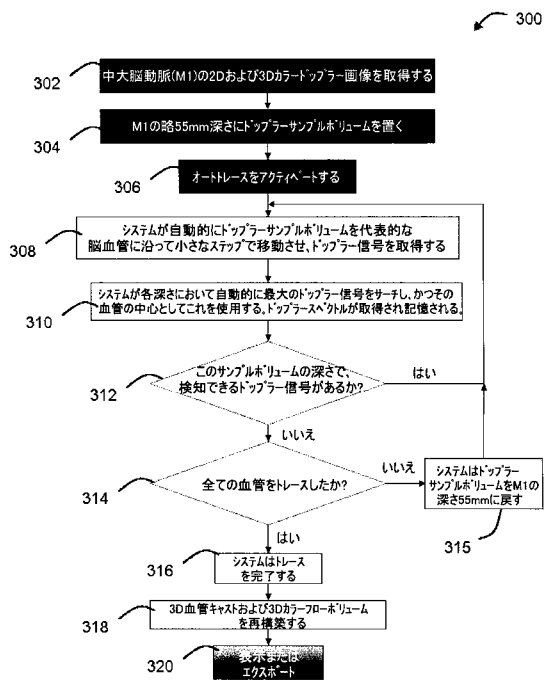


FIGURE 1

【 図 2 】



【図 3】



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2008/055150

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. G01S15/89	G01S7/52	A61B8/06 G10K11/34
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) G01S A61B G10K		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) 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	US 2004/267127 A1 (ABEND KENNETH [US] ET AL) 30 December 2004 (2004-12-30) abstract paragraphs [0003], [0105] - [0148] figures 1,2	1-20
A	US 6 048 314 A (NIKOM JACOB [US]) 11 April 2000 (2000-04-11) abstract	1-20
A	US 2006/122513 A1 (TAYLOR WILLIAM G [US]) 8 June 2006 (2006-06-08) abstract figures 1-6	18,19
<input 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 *E* earlier document 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. *G* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search  2 April 2009		Date of mailing of the international search report  20/04/2009
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

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2008/055150

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004267127 A1	30-12-2004	US 2008269609 A1	30-10-2008
US 6048314 A	11-04-2000	NONE	
US 2006122513 A1	08-06-2006	US 2007232918 A1	04-10-2007

## フロントページの続き

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

(72)発明者 シ, シュエゴン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー スカーボロ  
・ロード 345 ピー・オー・ボックス 3001

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DD11 DD14 DE03 DE05 EE11 GB06 JC29 JC37

KK22

专利名称(译)	用于血管成像的方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011505898A</a>	公开(公告)日	2011-03-03
申请号	JP2010536579	申请日	2008-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	シシュエゴン		
发明人	シ,シシュエゴン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0816 A61B8/42 A61B8/4483 A61B8/483 G01S7/52073 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD11 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/DE05 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK22		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/012071 2007-12-07 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

血管成像方法和系统技术领域本发明涉及血管成像方法和系统。该系统包括矩阵换能器阵列 ( 120 ) , 用于将超声波照射到具有血管的身体区域并用于接收响应回波。回声与通过血管的血流有关。然后, 处理器 ( 100 ) 可操作地连接到矩阵换能器阵列。处理器可以调整与回波相关联的样本体积 ( 250 ) 的位置。而且, 处理器在样本体积的一个或多个位置处电操纵超声波。处理器可以基于在样本体积的每个位置处捕获的多普勒频谱来识别样本体积的每个位置处的血管壁。在本说明书中公开了其实施例。

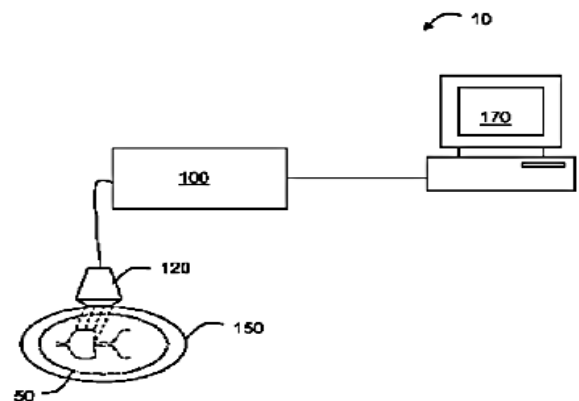


FIGURE 1