

(19)日本国特許庁（J P）

(12) 公表特許公報

(A)

(11)特許出願公表番号

特表2003－523221

(P2003－523221A)

(43)公表日 平成15年8月5日(2003.8.5)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	4 C 0 2 7
5/0402		8/02	4 C 3 0 1
8/02		5/04	4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 (全 28数)

(21)出願番号 特願2000－607527(P2000－607527)

(86)(22)出願日 平成12年3月9日(2000.3.9)

(85)翻訳文提出日 平成13年9月10日(2001.9.10)

(86)国際出願番号 PCT/IB00/00236

(87)国際公開番号 W000/057766

(87)国際公開日 平成12年10月5日(2000.10.5)

(31)優先権主張番号 128904

(32)優先日 平成11年3月9日(1999.3.9)

(33)優先権主張国 イスラエル(IL)

(71)出願人 インタメディックス, リミテッド.
イスラエル国, 78172 アシュケロン, ピー.
オー. ボックス 7284, アシュケロン, サウス
インダストリアル ゾーン

(72)発明者 マイケリ, デイビット
イスラエル国 70720 アシュケロン, マー
ヘシュヴァン 7/6

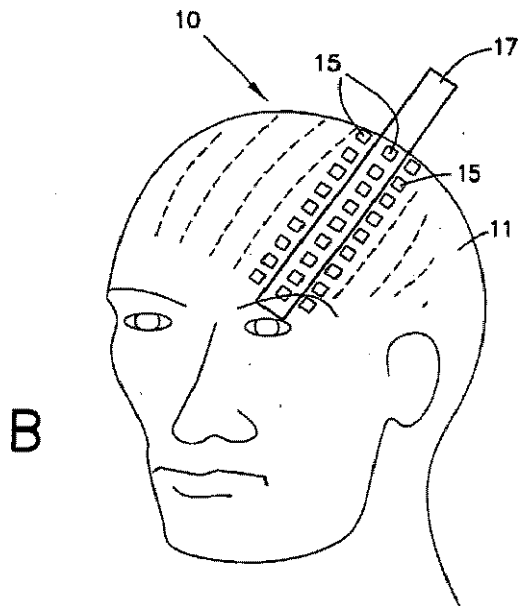
(74)代理人 弁理士 平木 祐輔 (外 2 名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波脈動観察方法

(57)【要約】

患者のある体積の組織内の三次元脈動活動を観察する方法であって、ある曲率を有する超音波プローブアレイ（25）部分集合部分（20）を作動させ、かつサブアレイの選択された連続部分を構成するプローブ（25）の超音波エネルギーを、ある線に沿って組織（21）の選択されたスライスの選択された部分に焦点させること、反射された超音波エネルギーを出力信号に変換し、脈動活動に対応する出力データを生成すること、該線に沿って超音波エネルギーの焦点を変化させ、変換処理ステップを繰り返し、それによって、選択されたスライス内の追加の線を選択すること、プローブの超音波アレイの追加の部分集合を選択して、該体積内の追加のスライスを選択すること、および組織の複数の選択された部分内の脈動活動に対応する出力データの断層撮影分析を実行し、事前に選択された体積の組織内の脈動活動の三次元画像を得ることを含む方法が提供される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 患者内で事前に選択された体積として、長さ、幅、および深さを有する、組織内の三次元脈動活動を観察する方法であって、

超音波プローブのアレイを前記患者の表面に結合するように配置するステップと、

事前に選択された体積の組織の選択されたスライスに結合するように配置され、前記プローブのアレイのサブアレイを形成する、前記アレイの概ね直線的な部分集合を選択し、選択されたスライスが、長さ、幅、および少なくとも所定の深さを有するステップと、

前記プローブのアレイの選択された部分集合の少なくとも選択された連続部分を作動および焦点させ、前記アレイの選択された部分集合の選択された連続部分が所定の曲率を有し、したがって、各プローブが、

事前に選択された周波数波帯域および事前に選択された出力強度範囲超音波を放出し、

前記組織から反射された超音波エネルギーを事前に選択された波帯域で受け取り、

前記受け取った反射超音波エネルギーをそれに対応する出力信号に変換するように動作し、

かつ、前記プローブのサブアレイの選択された連続部分を構成する前記プローブの超音波エネルギーを、前記選択されたスライス内に含み、プローブの前記直線状の部分集合に交差する選択された線に沿って前記組織の選択されたスライスの選択された部分に焦点させることを含むステップと、

前記プローブのサブアレイの選択された連続部分を構成する前記プローブを介して、前記組織から反射された超音波エネルギーを受け取り、この反射された超音波エネルギーをそれに対応する出力信号に変換するステップと、

前記選択された組織スライスの選択された部分内の脈動活動を判定するように、前記プローブのサブアレイの選択された連続部分を構成する前記プローブからの出力信号を処理するステップと、

前記選択された組織スライスの選択された部分内の脈動活動に対応する出力デ

ータを生成するステップと、

前記体積スライス内の線に沿った前記超音波エネルギーの焦点を変化させ、前記超音波エネルギー受取って変換ステップならびに前記処理ステップおよび前記出力データ生成ステップを、体積スライス内の選択された線の全範囲に沿って選択された組織スライスの選択された部分の各シーケンスに対して繰り返すステップと、

前記アレイの選択された部分集合の連続部分のシーケンスを選択し、選択された各シーケンスごとに、前記作動焦点ステップ、前記超音波エネルギー受取って変換ステップ、および前記処理ステップを繰り返し、

さらに、組織の選択された各部分ごとに、前記出力データ生成ステップを繰り返し、

さらに、選択された各シーケンスごとに、前記焦点変化ステップを繰り返し、それによって、前記選択された組織スライス内の追加の線を選択し、脈動活動を判定し、前記選択されたスライスの全範囲に沿った多数の選択された線に沿った脈動活動に対応する出力データを生成するステップと、

前記超音波プローブのアレイの部分集合のシーケンスを選択し、前記アレイの選択された部分集合の連続部分のシーケンスを選択する前記ステップを繰り返し、それによって、前記選択された組織体積内の追加のスライスを選択し、脈動活動を判定し、前記事前に選択された体積の全範囲に沿った事前に選択された体積内の多数の組織スライスに沿った脈動活動に対応する出力データを生成するステップと、

組織の複数の選択された部分内の脈動活動に対応する出力データの断層撮影分析を実行し、前記事前に選択された体積の組織内の脈動活動の三次元画像を得るステップとを含む方法。

【請求項2】 前記多数のスライスが、多数のほぼ平行な第1のスライスであり、前記方法が、

前記第1の組織スライスに対して非平行に位置合わせされた第2の組織スライスに結合するように配置された前記超音波プローブのアレイの追加の直線状部分集合を選択するステップと、

前記第2の組織スライスに平行な追加の組織スライスに結合するように配置されたアレイの部分集合のシーケンスを選択する前記ステップを繰り返すステップと、

前記組織の複数の選択された部分内の脈動活動に対応する出力データの断層撮影分析を実行し、前記組織の事前を選択された体積内の脈動活動の方向性三次元画像を得るステップとをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記方法が、断層撮影分析を行う前記ステップの前に、

前記第1の組織スライスと第2の組織スライスとの両方に対して非平行に位置合わせされた後続の組織スライスに結合するように配置された前記超音波プローブのアレイのさらなる直線状部分集合を選択するステップと、

前記第2の組織スライスに平行な追加の組織スライスに結合するように配置された前記アレイの部分集合のシーケンスを選択する前記ステップを繰り返すステップとをさらに含む、請求項2に記載の方法。

【請求項4】 出力信号を処理する前記ステップが、

出力信号を、前記選択された組織スライスの選択された部分に関連する和の出力信号に変換するサブステップと、

該和の出力信号の変動を時間の関数として測定するサブステップと、

前記選択された組織スライスの選択された部分に関連する前記和の出力信号の時間変動における脈動活動の選択された特徴を観察するサブステップとを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項5】 前記作動焦点ステップは、前記超音波プローブの直線状サブアレイの選択された連続部分の曲率を変化させて、前記超音波エネルギーを、前記選択された組織スライス内に可変的に焦点させ、該組織スライス内の脈動活動を観察するサブステップを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項6】 前記作動焦点ステップは、前記超音波プローブのサブアレイの少なくとも選択された連続部分の作動タイミングを調整して、前記超音波エネルギーを、前記選択された組織スライス内に可変的に焦点させ、該組織スライス内の脈動活動を観察するサブステップを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項7】 脈動活動の選択された特徴を観察する前記サブステップが、

前記選択された組織スライスの選択された部分に関連する前記和の出力信号の時間変動にゲーティング回路を適用するサブステップを含む、請求項4に記載の方法。

【請求項8】 脈動活動の選択された特徴を観察する前記サブステップが、前記選択された組織スライスの選択された部分に関連する前記和の出力信号の分光分析を実行し、該信号に関連する周波数スペクトルを生成するサブステップと、

前記患者の心拍数に関連する基準脈動信号を選択するサブステップと、

前記患者の心拍数に関連する基準脈動信号の分光分析を実行し、該信号に関連する周波数スペクトルを生成するサブステップと、

前記選択された組織スライスの選択された部分に関連する前記和の出力信号の周波数スペクトルを、前記患者の心拍数に関連する前記基準脈動信号の周波数スペクトルと比較するサブステップとを含む、請求項4に記載の方法。

【請求項9】 前記患者の心拍数に関連する基準脈動信号が心電図信号である、請求項8に記載の方法。

【請求項10】 前記作動焦点ステップが、前記超音波プローブによって放出され、かつ、受け取られる前記超音波の選択された周波数波帯域を変化させるサブステップを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項11】 前記超音波プローブによって放出され、かつ、受け取られる前記超音波の周波数波帯域として、骨組織によって減衰されることがほとんどない周波数波帯域が選択される、請求項1に記載の方法。

【請求項12】 前記超音波プローブによって放出され、かつ、受け取られる前記超音波の周波数波帯域の帯域幅が、0.4から30.0MHzの周波数範囲内のほぼ0.4MHzであり、出力強度が100から300mW/cm²の範囲である、請求項1に記載の方法。

【請求項13】 組織の選択されたスライスの選択された部分の体積が、0.1から1.0mm³の範囲である、請求項1に記載の方法。

【請求項14】 実質的に図1Aから図6のいずれかに関連して図示および説明する、請求項1から13のいずれか一項に記載の方法。

【請求項15】 実質的に図1Aから図6のいずれかに図示された、請求項1から13のいずれか一項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】****(技術分野)**

本発明は、全般的には超音波を使用して生体組織内の脈動活動を観察することに関する。

【0002】**(背景技術)**

超音波映像装置は、患者の体の内部を観察するための非侵食性手段を実現し、したがって、有用な医療診断ツールであることが立証されている。超音波は、通常2MHzから20MHzの範囲の周波数であり、患者の体内に放出され、人体組織から反射された超音波が受け取られ信号に変換され、この信号が処理されて画像が生成される。このような画像は、有用であるが、二次元画像であって、解像度が低いという点で制限されている。最近、解像度のより高い三次元超音波画像が利用可能になっているが、リアルタイム撮像は実現されていない。これは、このような三次元超音波画像では、画像を生成するのに何度も測定する必要があり、かつかなりのデータ処理時間が必要であるからである。高度な既存の超音波撮像システムでも、貴重な診断手段となることがある、診断中の組織内の脈動動作を観察することはできない。

【0003】

既存の超音波撮像システムの他の制限として、そのようなシステムで使用される超音波は骨を通過する際に著しく減衰され、それによって、人体のある領域、特に脳を観察する場合の有用性が制限されている。

【0004】

本発明者に許可された米国特許第5840018号では、脳内の血管に対してリアルタイム観察を実行する方法が開示されている。この特許の内容は、引用によって本明細書に組み入れられている。この特許は、特にゲーティング回路を使用することによって、血管内の脈動活動に関連する時変信号を処理して分析する手段および方法を含む。

【0005】

米国特許第4549533号は、超音波エネルギーを生成し人体の所定の領域上に向ける装置および方法を開示しているが、この特許で開示された用途は、超音波を目標領域に向けることに関連するものに過ぎず、反射された超音波を検出して目標領域を観察することは対象としていない。

【0006】

米国特許第5540230号は、超音波を使用して、ルーメンを通して流れる流体の速度を求める装置および方法を開示している。米国特許第5394750号は、受信信号をフィルタリングして検出信号中の雑音を低減させることを含み、かつ組織内の血流の速度プロファイルを判定するために使用できる超音波トランスミッターを開示している。これらの特許で開示されている発明は共に、単一の点を観察できるようにするものに過ぎず、リアルタイムでの多重観察は実現されない。

【0007】

米国特許第5787889号は、三次元超音波撮像をリアルタイムで行う方法および超音波システムを開示しているが、走査中の組織の物理的画像に制限され、脈動の詳細を観察することは開示されていない。この特許は、オペレータが患者の表面上で超音波トランスデューサ／レシーバを移動させることによってさらに制限される。実際、この特許で開示されているリアルタイム撮像は、手動プローブのこのような移動を追跡することに対応するものである。さらに、この特許で引用されている周波数範囲の超音波は、骨を通過する際に著しく減衰され、したがって、上述のように用途が制限される。

【0008】

(発明の概要)

本発明の目的は、選択された体積の組織内の脈動活動の動的三次元表現を高解像度で実現することによって従来技術の制限をなくす、超音波を用いて患者内のある体積の組織を撮像する方法を提供することである。

したがって、本発明の好ましい実施態様によれば、患者内の事前に選択された体積の組織内の三次元脈動活動を観察する方法であって、

超音波プローブのアレイを患者の表面に結合するように配置し、それによって、患者における離散体積の組織を選択するステップと、

アレイの概ね直線的な部分集合を選択し、それによって、選択された体積の組織の薄いスライスを形成するステップと、

プローブのアレイの選択された部分集合の、所定の曲率を有する選択された連続部分を作動させ焦合させ、それにより、各プローブが、

事前に選択された周波数波帯域および事前に選択された出力強度範囲、通常は、 0.4 MHz から 40.0 MHz の周波数範囲内のほぼ 0.4 MHz の帯域幅、および 100 mW/cm^2 から 300 mW/cm^2 の範囲の出力強度であるが、特に、骨によって減衰されることがほとんどなくなる波帯域として選択された波帯域で、超音波を放出し、

組織から反射された超音波エネルギーを事前に選択された波帯域で受け取り、受け取った反射超音波エネルギーをそれに対応する出力信号に変換するように動作し、

かつ焦合が、選択された組織スライス内に含まれ、さらにプローブの直線状部分集合に交差する線に沿って、組織の一部を選択するように働き、組織スライスの選択された部分の体積により、生成する必要のある画像の、 0.1 mm^3 から 1.0 mm^3 の範囲の画素サイズが画定されるステップと、

プローブのサブアレイの選択された連続部分を構成するプローブを介して、組織から反射された超音波エネルギーを受け取り、この反射された超音波エネルギーをそれに対応する出力信号に変換するステップと、

選択された組織スライスの選択された部分内の脈動活動を判定するようにプローブからのこのような出力信号を処理するステップと、

選択された組織スライスの選択された部分内の脈動活動に対応する出力データを生成するステップと、

体積スライス内の線に沿った超音波エネルギーの焦点を変化させ、上記の各ステップを繰り返し、それによって、選択された組織スライス内の選択された線を走査し、該線に沿った組織の連続部分内の脈動活動に対応する出力データを生成するステップと、

アレイの選択された部分集合の連続部分のシーケンスを選択し、上記の各ステップを繰り返し、それによって、選択された組織スライス内の線のシーケンスを

選択し、それによって、選択された組織スライスを走査し、スライス内の線に沿った組織の連続部分内の脈動活動に対応する出力データを生成するステップと、

超音波プローブのアレイの部分集合のシーケンスを選択し、上記の各ステップを繰り返し、それによって、選択された組織体積内のスライスのシーケンスを選択し、それによって、選択された体積を走査し、体積内の組織の連続スライス内の脈動活動に対応する出力データを生成するステップと、

複数の出力データの断層撮影分析を実行し、それによって、選択された体積の組織内の脈動活動の三次元画像を得るステップとを含む方法が提供される。

【0009】

さらに、本発明の好ましい実施態様によれば、選択された組織体積内のスライスのシーケンスは、ほぼ平行な第1のスライスのシーケンスであり、この方法は、

第1の組織スライスに対して非平行に位置合わせされた第2の組織スライスに結合するように配置された超音波プローブのアレイの追加の直線状部分集合を選択するステップと、

第2の組織スライスに平行な追加の組織スライスに結合するように配置されたアレイの部分集合のシーケンスを選択するステップを繰り返すステップと、

複数の出力データの断層撮影分析を実行し、それによって、組織の選択された体積内の脈動活動の方向性三次元画像を得るステップとをさらに含む。

断層撮影分析を行う前に、第1の組織スライスと第2の組織スライスとの両方に対して非平行に位置合わせされた後続の組織スライスに結合された追加の直線状部分集合をさらに選択することができる。このことと、部分集合のシーケンスを選択するステップを繰り返すことにより、このように得られた選択された体積の組織内の脈動活動の三次元画像により多くの方向情報が与えられる。

【0010】

本発明の好ましい代替実施態様によれば、作動焦点ステップは、超音波プローブの直線状サブアレイの選択された連続部分の曲率を変化させるか、あるいは超音波プローブのサブアレイの選択された連続部分の作動タイミングを調整し、それによって、超音波エネルギーを、選択された組織スライス内に可変的に焦点さ

せ、該組織スライス内の脈動活動を観察することを含むことができる。超音波の周波数波帯域を変化させることもできる。

【0011】

さらに、本発明の好ましい実施態様によれば、出力信号を処理するステップは、

出力信号を、選択された組織スライスの選択された部分に関連する和出力信号に変換するサブステップと、

和出力信号の変動を時間の関数として測定するサブステップと、

選択された組織スライスの選択された部分に関連する和出力信号の時間変動における脈動活動の選択された特徴を、通常は時間変動にゲーティング回路を適用することによって観察するサブステップとを含む。

【0012】

また、本発明の好ましい実施態様によれば、脈動活動の選択された特徴を観察するサブステップは、

選択された組織スライスの選択された部分に関連する和出力信号の分光分析を実行し、該信号に関連する周波数スペクトルを生成するサブステップと、

心電図信号など、患者の心拍数に関連する基準脈動信号を選択するサブステップと、

患者の心拍数に関連する基準脈動信号の分光分析を実行し、該信号に関連する周波数スペクトルを生成するサブステップと、

選択された組織スライスの選択された部分に関連する和出力信号の周波数スペクトルを基準脈動信号の周波数スペクトルと比較するサブステップとを含む。

【0013】

(実施例)

以下、図1ないし図5を参照して説明すると、これら図面には本発明の好ましい例として、被験者の組織の或る部位の三次元的活動を観察するためのシステムおよび詳細な操作の例が示されている。

まず、図1Aおよび図1Bには、超音波プローブ15のアレイ10を装着した被験者の頭部の2方向からの状態、すなわち、頭上および横方向からの状態が示

されている。これらアレイ10は本発明の好ましい方法に従って頭部表面と関連させて配列されている。これら超音波プローブ15は被験者の皮膚面を介して超音波を被験者の組織の個々の部位、本例の場合は、被験者の脳に超音波を発し、そこから反射された超音波エネルギーを検出し得るようになっている。組織部位の薄片（スライス）は、図中、ボックス17で示すように、その境界に位置する超音波プローブ15のアレイ10の選択されたほぼ線状のサブセットにより画成される。本実施例において、超音波プローブ15はサイズが $2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ で、薄片の深さ、又は厚みは 0.1 mm と非常に薄い。

【0014】

次に、図2を参照して説明すると、組織薄片21が超音波プローブ25のサブセット（参照符号20）により囲まれている。このサブセット20において、少なくとも3個のプローブ25からなる連続グループ27（図中、円で囲まれている）はサブセット20の一部を表し、駆動されることにより、帯域幅が約 0.4 MHz で、出力が $100 - 300\text{ mW/cm}^2$ の範囲の $0.4 - 40.0\text{ MHz}$ の周波数の超音波を発生するようになっている。これらプローブ25は組織薄片21からの反射された超音波エネルギーを検出し得るようになっている。本実施例のように、仮に、検査される組織が脳組織の場合、或る範囲の低周波数の超音波が、殆どのポピュレーション（population）に対し、僅かな減衰で頭蓋骨を通過して脳組織に到達することができる。

【0015】

当業者にとって明らかなように、プローブのグループ27を結ぶ線の曲率により、放射される超音波に焦点作用が生じ、検査されるべき組織に位置する個々の位置において、複数の超音波が建設的に干渉し合うことになる。ここで注目すべきことは、この建設的干渉により、検査されるべき組織内の個々の位置29からの反射超音波エネルギーが、組織中の他の位置から反射されるものよりも可なり大きいものとなり、それにより、目的位置からの反射超音波エネルギーを他の位置から反射されるものと容易に区別することが可能となるということである。この反射超音波エネルギーは「背景（background）」超音波エネルギーと呼ぶことができる。この意味において、個々の位置を観察すること又はそこに焦点を結

ぶことに言及することは意味のあることである。この効果的焦点は組織の小さな点29に相当し、これはプローブのグループ27に交差する組織薄片21中のライン28上に当たることになる。それにより、観察される画素容積が画成されることになり、その大きさは本発明の好ましい実施例の場合、 0.1 mm^3 と極めて小さい。

【0016】

図3には、プローブ35のグループ(30として示されている)を構成するプローブの位置を相互に若干変化させ、それにより、これらを結ぶ線の曲率を変化させた場合の効果が示されている。図示のように、曲率が増加すると、プローブ35のグループ30により放出する超音波の焦点が短くなり、プローブの線に近づくことになる。プローブ35は、例えばそれに関連する個々の圧電性アクチュエータにより移動させ、曲率を変化させることができる。

【0017】

当業者に自明のように、グループ30の個々のプローブ35から放出される超音波のタイミングを制御させて、プローブのグループ30の曲率により生じるものと同様の建設的干渉を生じさせることにより焦点を変化させることもできる。

【0018】

図2に示すように、プローブのグループ27の焦点を適当に変化させることにより、組織の連続的部分又は画素29を、組織薄片21内全体をカバーするライン28に沿って検査のために選択することができる。本図には、プローブ25の第2のグループ27Aが示されており、グループ27と同様にして選択的に駆動させることができ、組織薄片21内の第2のライン28Aに沿って検査することができる。プローブの連続的グループを選択することにより、画素の一連のラインを検査のために選択することができる、それにより、組織薄片21を画素ごとに、更にラインごとに検査することができ、それにより全体をカバーすることができる。

【0019】

再び図1Aを参照すると、組織部の一連のほぼ平行な薄片は、プローブ15のアレイ10の連続的なほぼ線状のサブセットを選択することにより画成すること

ができ、その組織部全体の検査を、画素ごと、ラインごと、薄片ごとに行うことにより完全にカバーすることができる。

【0020】

要約すると、アレイ10の連続的なほぼ線状のサブセットを選択することにより、それと共にプローブ15の連続的グループを選択することにより、更に、その連続的焦点を選択することにより、組織内の一連の画素を検査することができ、それにより組織全体をカバーすることができる。なお、解像度は画素のサイズに依存することになる。

【0021】

次に、図4を参照すると、これには、脈動活性を示す組織内の選択された画素から検出された反射超音波エネルギーを時間の関数として示すグラフが示されている。このグラフには、例えば、 t_1 、 t_3 、 t_4 および E_B でラベルした多数の識別可能なセグメントおよび特徴を有する特徴的波形を備えた周期的脈動が示されている。当業者に自明のように、組織内の特異な構造を識別するのに利用することができる。例えば脳組織の場合、血管や脳室として知られている小室を、脈動的活性を観察することにより識別することができる。本発明の好ましい実施例の方法においては、反射された超音波エネルギーから検出された時間依存性信号に対しゲート信号を適用することにより、そこから得られる波形又はパラメータの特徴、例えば傾斜（スロープ）を組織内の全て又は選択された一部について観察することができる。

【0022】

本発明の他の好ましい実施例の方法によれば、反射された超音波エネルギーから検出された時間依存性信号に対し、分光分析を行い、関係する周波数スペクトルを生じさせる。被験者の選択された組織から反射された超音波エネルギーに関連する周波数スペクトルを、被験者の脈拍速度と関連する参照脈動性信号、例えば心電図信号、その他の動脈パルス、の分光分析で得られる周波数スペクトルと比較することにより、有用な治療上の情報を得ることができる。本実施例において、被験者の脳において、脈拍速度からの周波数のシフト又はずれは偏頭痛、浮腫又は動脈瘤を示唆するものと言える。

【0023】

適切にプログラム化されたデータ処理装置を用い、これらの一連の検査の結果を収集、記憶させることにより、公知の断層写真分析法をこれら検査結果に適用して、検査されている組織中の選択されたパラメータについて、三次元的変化の像を再生させることができる。

【0024】

当業者に自明のように、或る種の脈動的活性の検査結果が観察の方位又は方向によって変化することがある。或る場合には、方位を変化させることにより観察を最適化することができ、得られる画像のコントラストを向上させ、より有用な情報を得ることができる。他の場合において、観察されたものが三次元的又はベクトルの性質を有するものとなる。

【0025】

図5について説明すると、本発明の方法により観察される組織の一部が示されていて、方位が異なる非並行の多数の組織薄片が形成されている。異なる方向での組織の脈動的活性は、組織との関連するプローブのアレイの適切な第1のサブセットを選択することにより検査することができる。更に、この第1のサブセットと平行な一連のサブセットを選択することにより、組織全体を検査することができる。例えば、3つの垂直軸に沿って観察を行うことにより、組織中の脈動的活性についての十分なベクトルの情報を得ることができる。このデータは断層写真的に分析することもでき、それにより、組織中の脈動的活性の全方向性三次元像を得ることができる。

【0026】

次に、図6について説明すると、これには発明の方法のフロー図が示されている。以下の説明において、各工程が図6に示すアルファベットを参照して説明されている。また、方法を実行するためのシステムの部材が図1Aないし図5に示す数字により参照されている。

【0027】

本発明の好ましい実施例による被験者の組織部位における三次元的脈動的活性を検査するための方法は以下の通りである。

【0028】

A. 超音波プローブ15のアレイ10が被験者の体の表面と関連させて配置される。このアレイ10は被験者の組織の個々の部位を選択するためのもので、本実施例の場合、被験者の脳である。

【0029】

B. このアレイ10のほぼ線状のサブセット（図1Aおよび1Bにボックス17として示されている）が選択される。これにより、組織の選択された部位の薄片が画成される。この薄片は本実施例の場合、約1.0mmの深さ又は厚みを有する。

【0030】

C. プローブのアレイの選択されたサブセットの選択された連続的部分であるプローブのグループ（図2において27として囲まれている）が活性化され、焦点を結ぶ。この活性化されたプローブは夫々、動作可能となっていて：

所定の周波数帯域で超音波を所定の出力強度範囲を以って放出し；

所定の周波数帯域を以って上記組織から反射される超音波エネルギーを受理し；

この受理された反射超音波エネルギーを出力信号に変換する。

【0031】

本実施例において、超音波プローブ15により、放出され、受理される超音波の周波数帯域は、帯域幅が約0.4MHzで、周波数が0.4—40.0MHzの範囲で、出力強度が100—300mW/cm²の範囲となっている。更に本実施例のように、選択された組織が特に頭蓋骨で囲まれた脳組織の場合は、特に、超音波プローブ15により、放出されて受理される超音波の周波数帯域は、骨組織により実質的に減衰されないよう選択される。なお、この周波数帯域は被験者により異なるであろう。

【0032】

更に、プローブのアレイの選択されたサブセットの選択された連続的部分は所定の曲率を有し、これは当業者に自明のように、また、前述のように、超音波エネルギーが、選択されたライン28に沿う組織の選択された薄片の選択された部分29に焦点を結ぶことになる。このライン28は選択された組織薄片21内に

含まれ、プローブ20の線状サブセットと交差する。組織の選択された薄片の選択された部分の大きさは、本発明の方法により所望とする画像のための画素サイズを画成することになり、その大きさは本実施例の場合は、0.1ないし1.0 mm³の範囲である。

【0033】

D. 組織から反射される超音波エネルギーはプローブにより受理され、対応する出力信号に変換される。

【0034】

E. プローブからの出力信号は処理され、選択された組織薄片の選択された部位における脈動的活性が決定される。

【0035】

本発明の好ましい実施例において、これは以下の工程からなる。

複数の出力信号を、選択された組織薄片の選択された部位との関連する1つの合計出力信号に変換する；

この合計出力信号における変化を時間の関数として測定し；

選択された組織薄片の選択された部位との関連する合計出力信号の経時的変化における脈動的活性の選択された特徴を検査するものであって、これは、選択された組織薄片の選択された部位との関連する合計出力信号の経時的変化に対しゲート回路を適用することにより行うことができる。

【0036】

本発明の更なる好ましい態様によれば、これは以下の工程からなる。

選択された組織薄片の選択された部位との関連する合計出力信号の分光分析を行い、それに関連する周波数スペクトルを生じさせ；

被験者の脈拍速度と関連する参照脈動的信号を選択するものであって、これは心電図信号又は他の動脈パルスであってもよい；

被験者の脈拍速度と関連する参照脈動的信号の分光分析を行い、それに関連する周波数スペクトルを生じさせ；

選択された組織薄片の選択された部位との関連する合計出力信号の周波数スペクトルを、被験者の脈拍速度と関連する参照脈動的信号の周波数スペクトルと比

較する。

【0037】

F. 選択された組織薄片の選択された部位における脈動的活性に対応する出力データを与え、後の処理のために記憶する。

【0038】

G. 超音波エネルギーの焦点を、薄片部位内の選択されたラインに沿って変化させものであって、以下のように上記工程が繰り返される；

(D) 組織から反射される超音波エネルギーはプローブにより受理され、対応する出力信号に変換される。

(E) プローブからの出力信号は処理され、選択された組織薄片の選択された部位における脈動的活性が決定される。

(F) 選択された組織薄片の選択された部位における脈動的活性に対応する出力データを与える。

なお、この繰り返しは、薄片内の選択されたラインの全長に沿って、選択された薄片の一連の画素又は選択された部位のそれぞれについて行われ、これは脈動的活性についてラインを画素ごとに完全に走査するものである。

【0039】

本発明の好ましい実施例において、図3に示すように、超音波プローブの線状アレイの選択された連続部分の曲率を変化させることにより、焦点を変化させてもよい。例えば、個々のプローブに関連する圧電性アクチュエータにより、行うことができる。本発明の他の実施例として、超音波プローブのサブアレイの少なくとも1つの選択された連続部分の活性化のタイミングを調節することにより焦点を変化させることもできる。更に、プローブの超音波の周波数帯域を変化させることにより、プローブの焦点を変化させることもできる。

【0040】

H. 選択された組織薄片をラインごとに行うために、プローブのアレイの選択されたサブセットの一連の連続的部分が選択される。この連続的部分の各々について、上記工程(C) (プローブのアレイの選択されたサブセットの選択された連続的部分であるプローブのグループが活性化され、焦点を結ぶ)、上記工程(

D)、(E)および(F) (選択された組織薄片21の選択された部位29における脈動的活性に対応する出力データを与える)および上記工程(G) (超音波エネルギーの焦点を、薄片部位内の選択されたラインに沿って変化させる)が繰り返される。これにより、組織薄片全体の脈動的活性に対応する出力データが生成される。

【0041】

I. 選択された組織薄片の全体を薄片ごとに走査するため、超音波プローブのアレイの一連のサブセットが選択される。この連続的部分の各々について、上記工程(G) (超音波プローブのアレイの選択されたサブセットの一連の連続的部分が選択される)が繰り返される。これにより、選択された組織薄片全体の脈動的活性に対応する出力データが生成される。

【0042】

J. 最後に、複数の出力データ全体の断層写真分析が行われ、選択された組織における脈動的活性の三次元画像が得られる。

【0043】

更に、本発明の好ましい実施例として、上記方法は更に、追加の工程を含むものであってもよい。

すなわち、工程(J) (断層写真分析が行われる)の前に、組織の選択された部位について、上記工程(I)と同様に薄片ごとに走査が、最初の組の薄片と方位が異なり、非並行の方位を有する薄片の組について再び行われる。これは、超音波プローブのアレイの一連のサブセットを適当に選択することにより行うことができる。これは例えば3つの垂直軸に沿って繰り返すことができ、それにより選択された組織における脈動的活性の方向的又はベクトルの画像が得られる。

【0044】

なお、当業者にとって明らかなように、上記実施例は単なる例示に過ぎず、本発明の範囲は上記実施例に限定されるものではない。むしろ、本発明の範囲はここに記載した請求の範囲によってのみ限定されるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1 Aおよび1 Bは、本発明の好ましい方法に従って超音波プローブのアレイを装着した被験者の頭部の2方向からの状態を示す図。

【図2】

被験者の組織薄片と、図1の超音波プローブのアレイのサブセットを示す図。

【図3】

本発明の好ましい方法に従って超音波プローブのグループの焦点を変化させる工程を示す図。

【図4】

脈動組織の一部において観察される時間に依存した信号を示すグラフ図。

【図5】

図1の被験者と同一の組織サンプルにおける複数の方向に配向された組織薄片を示す図。

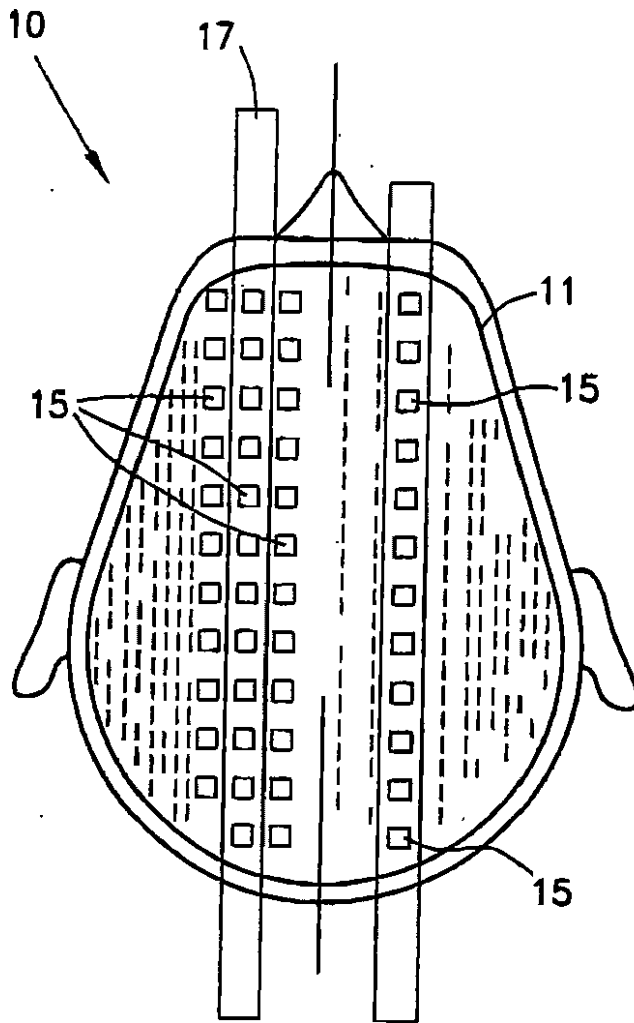
【図6】

本発明の好ましい実施例の方法を示すフロー図。

【符号の説明】

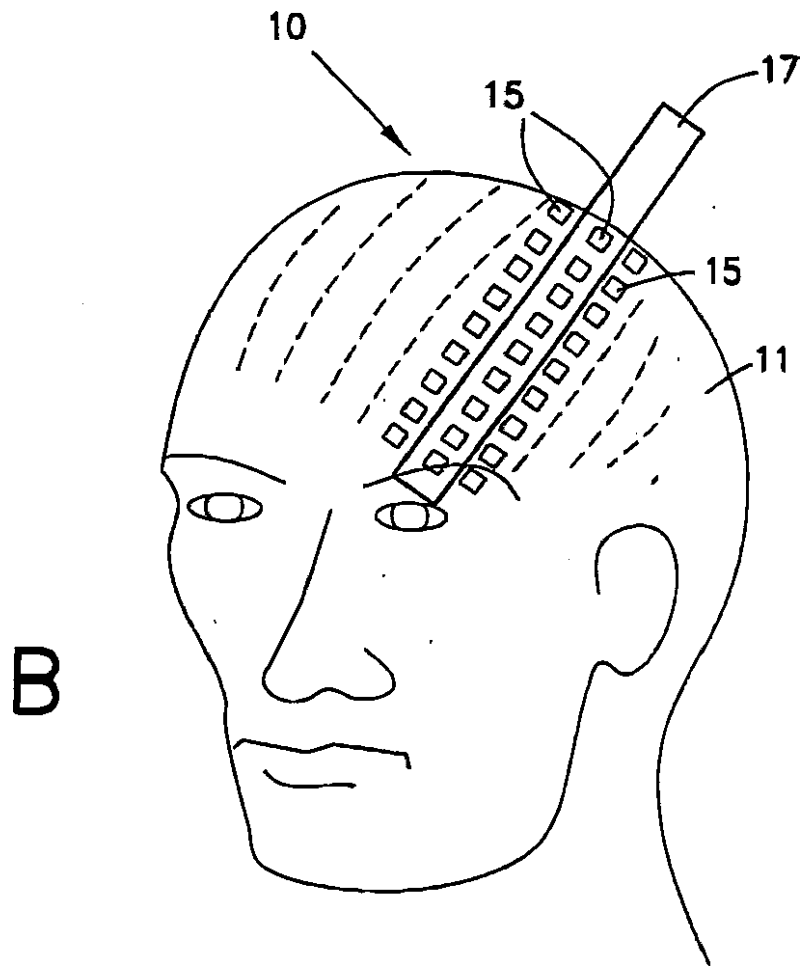
10	超音波プローブのアレイ
15、25	超音波プローブ
20	サブセット
21	組織薄片
27	プローブのグループ
29	画素

【図1A】

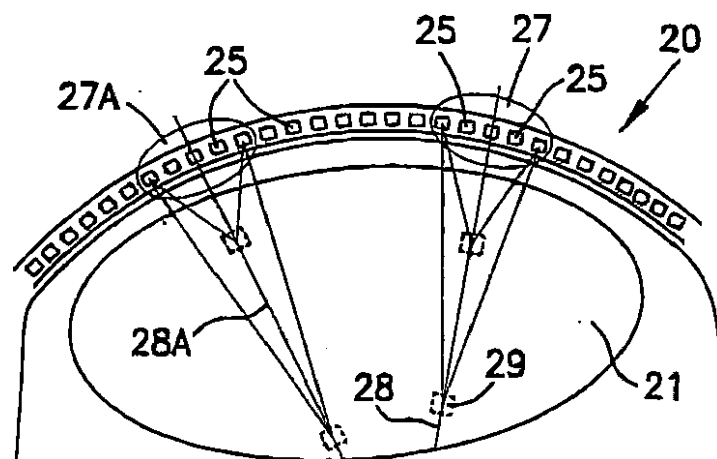


A

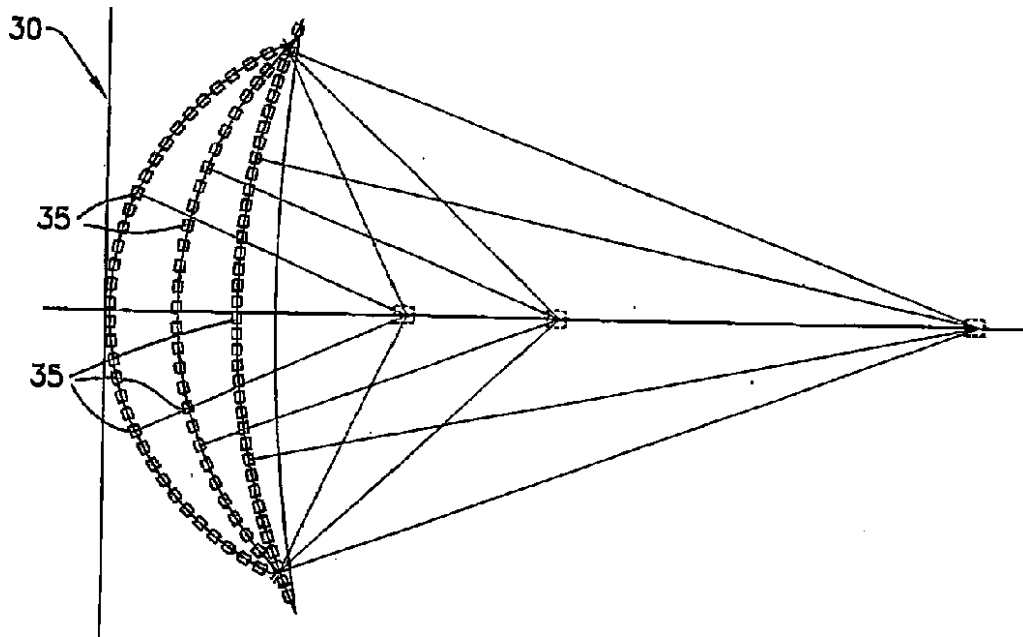
【図1B】



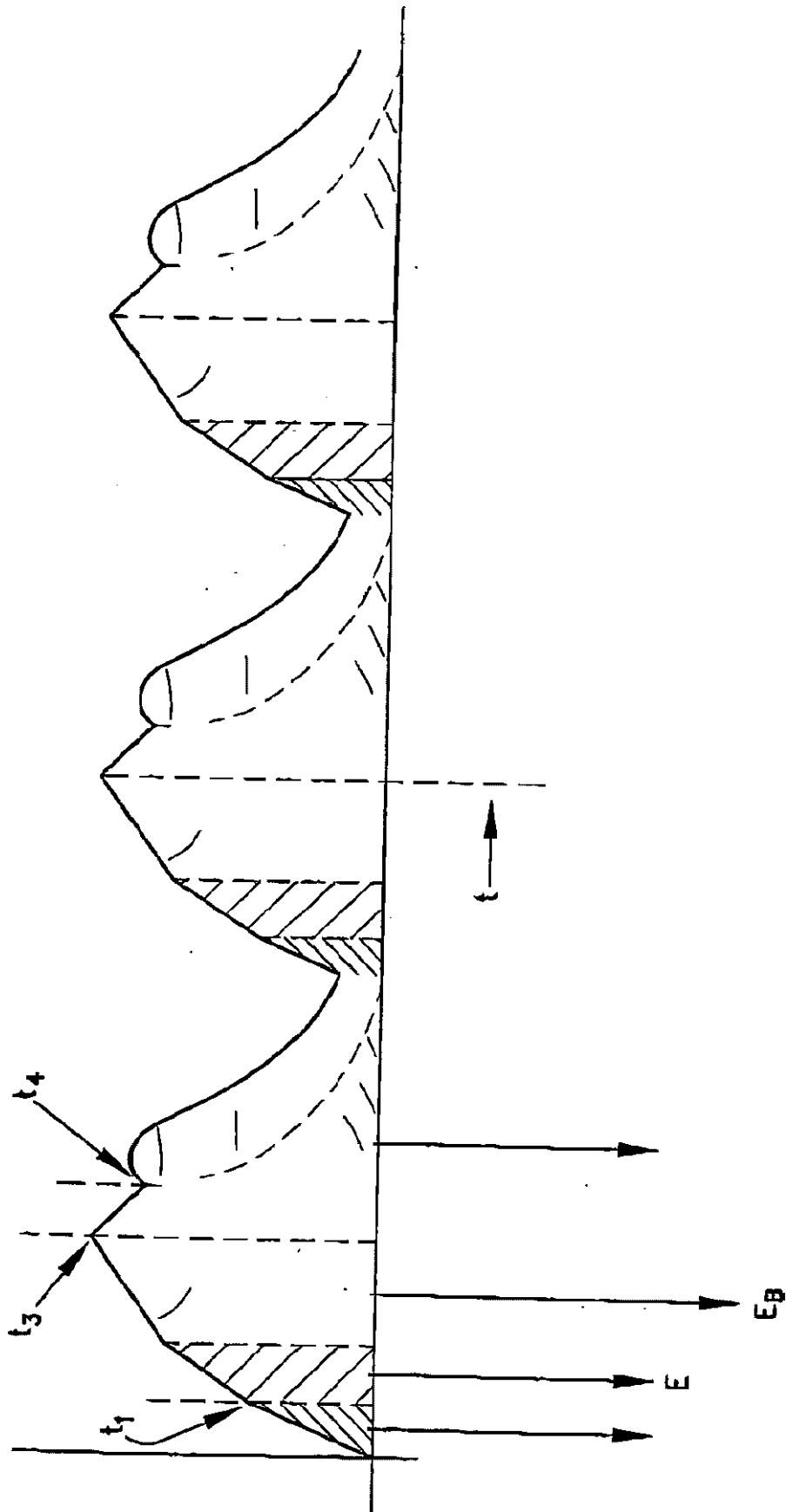
【図2】



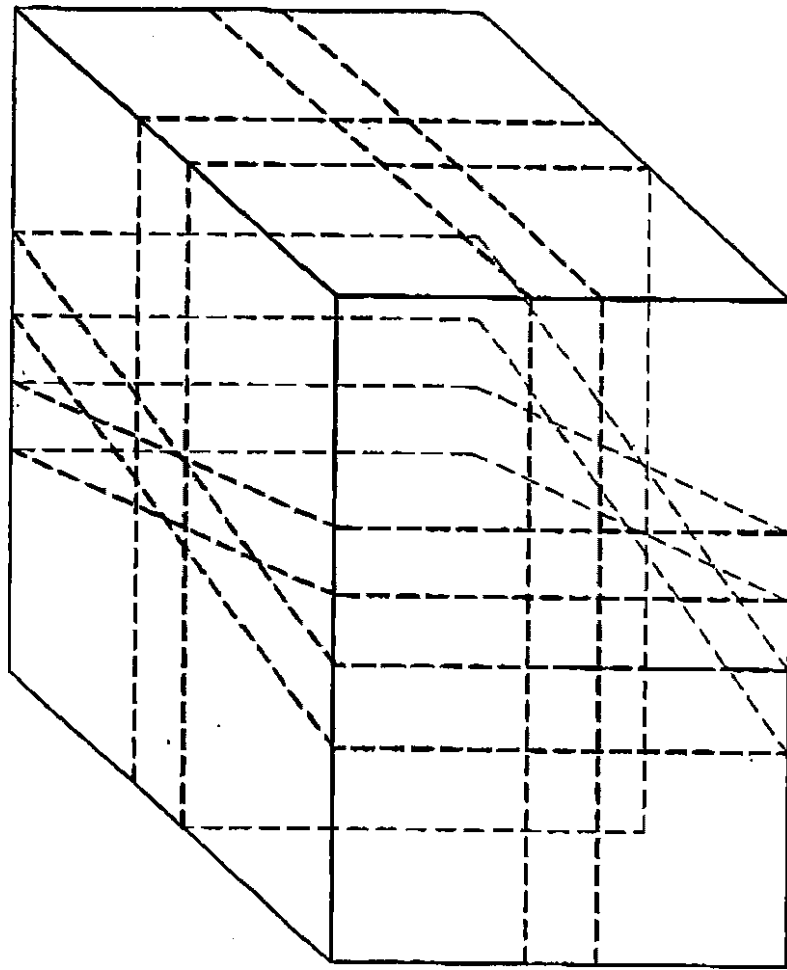
【図3】



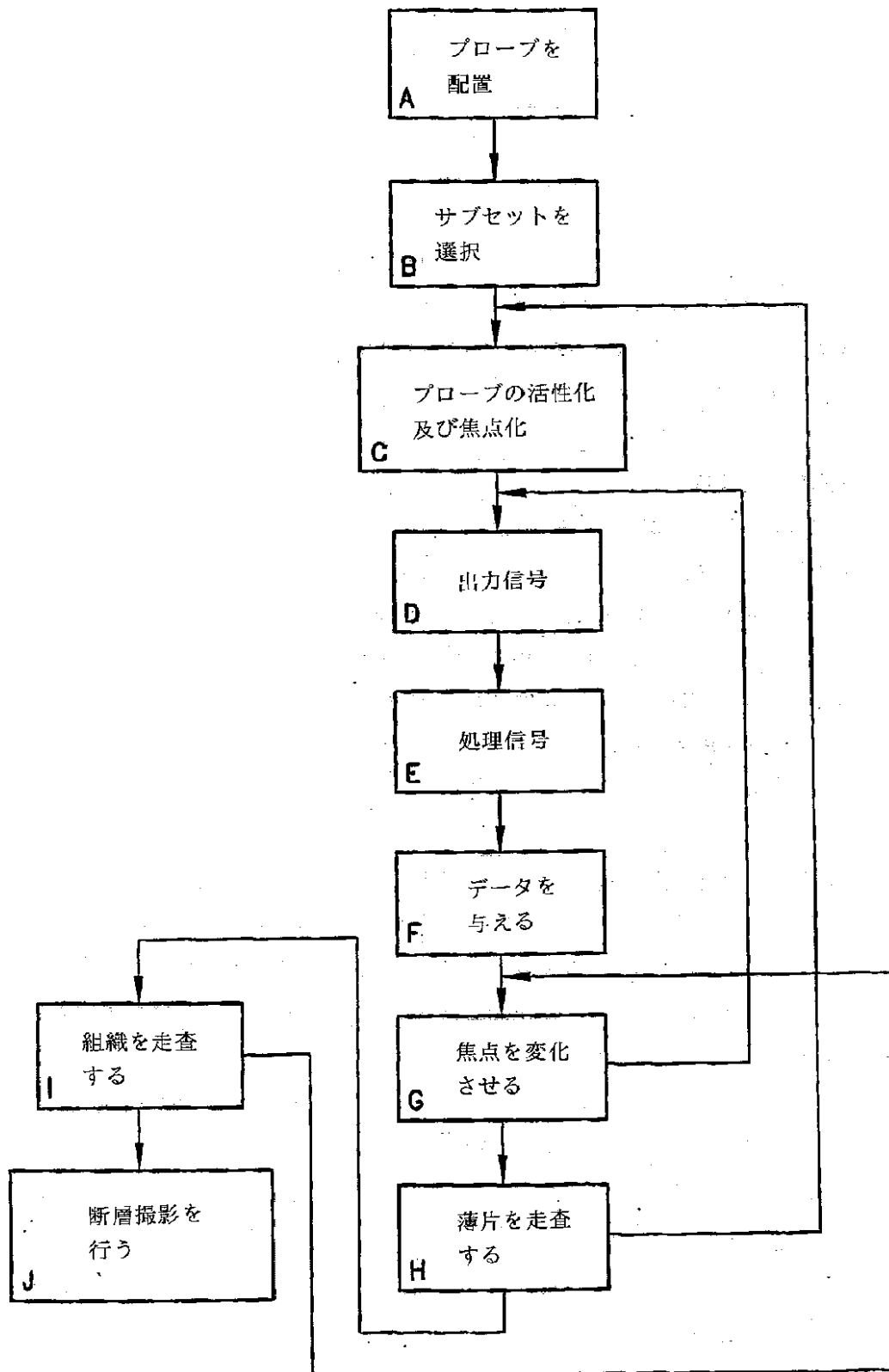
【図 4】



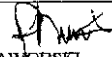
【図5】



【図6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IB00/00236		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 8/06 US CL : 600/438 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) U.S. : 600/438, 454-457, 500-501; 128/916 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched NONE Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EAST search terms: pulsatil\$, ultraso\$, 3D or three-dimensional, line adj focus/focal				
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT				
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.		
A, P	US 5,928,151 A (HOSSACK et al.) 27 July 1999, col. 9, lines 1-20 and col. 10, lines 46-62.	1		
A	US 5,840,018 A (MICHAELI) 24 November 1998, abstract.	1		
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.				
<table border="0"> <tr> <td style="vertical-align: top;"> * 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 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 </td> <td style="vertical-align: top;"> "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 "Z" document member of the same patent family </td> </tr> </table>			* 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 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 "Z" document member of the same patent family
* 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 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 "Z" document member of the same patent family			
Date of the actual completion of the international search 07 SEPTEMBER 2000		Date of mailing of the international search report 12 OCT 2000		
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer  FRANCIS J. JAWORSKI Telephone No. (703) 308-0858		

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW

Fターム(参考) 4C027 AA02 BB05 CC00 GG16 HH11
 4C301 AA02 BB13 BB23 CC01 DD01
 DD06 DD10 DD21 DD30 EE01
 EE20 FF28 GA11 GB12 HH02
 HH04 HH25 HH37 HH38 JB22
 JB34 JB38 KK17
 4C601 BB03 BB05 BB06 BB07 DD01
 DD03 DD07 DD30 EE01 EE30
 FF08 GA11 GB01 GB03 GB06
 GB09 HH04 HH05 HH13 HH30
 HH31 JB01 JB28 JB31 JB34
 JB35 JB49 JC25 JC26 KK21
 KK22

专利名称(译)	观察超声波脉动的方法		
公开(公告)号	JP2003523221A	公开(公告)日	2003-08-05
申请号	JP2000607527	申请日	2000-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	接口医务人员有限		
申请(专利权)人(译)	接口医务人员，有限公司.		
[标]发明人	マイケリデイビット		
发明人	マイケリ,デイビット		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B8/02 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0808 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/02 A61B5/04.310.M		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/CC00 4C027/GG16 4C027/HH11 4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB23 4C301/CC01 4C301/DD01 4C301/DD06 4C301/DD10 4C301/DD21 4C301/DD30 4C301/EE01 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/GA11 4C301/GB12 4C301/HH02 4C301/HH04 4C301/HH25 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JB22 4C301/JB34 4C301/JB38 4C301/KK17 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/DD01 4C601/DD03 4C601/DD07 4C601/DD30 4C601/EE01 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/GA11 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/GB09 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH13 4C601/HH30 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB49 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22		
优先权	128904 1999-03-09 IL		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种在患者组织中观察三维脉动活动，激活具有曲率的超声探头阵列（25）子集（20）并选择子阵列的选定连续部分的方法。将组成探针（25）的超声能量沿着一条线聚焦在所选组织（21）切片的所选部分上，将反射的超声能量转换为输出信号，生成与脉动活动相对应的输出数据，沿线改变超声能量的焦点，并重复转换过程步骤，从而在所选切片（探头）中选择其他线 超声阵列的另一个子集，用于选择体积内的其他切片，并对与所选组织部分内的脉动活动相对应的输出数据进行层析成像。提供了一种方法，该方法包括执行分析并获得组织的预选体积中脉动活动的三维图像。

