

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-270351

(P2005-270351A)

(43) 公開日 平成17年10月6日(2005.10.6)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2004-88202 (P2004-88202)

(22) 出願日 平成16年3月25日 (2004.3.25)

(71) 出願人 300010268

野方 文雄

岐阜県大垣市笠縫町249-1、B-205

(72) 発明者 野方 文雄

岐阜県大垣市笠縫町249-1 コーポ西田B205

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 BB17 DD19 EE09

EE14 GA01 GA17 GA18 GA21

GB04 JC08 JC13 JC18 KK12

KK13 KK22 KK24 KK25 KK42

LL38

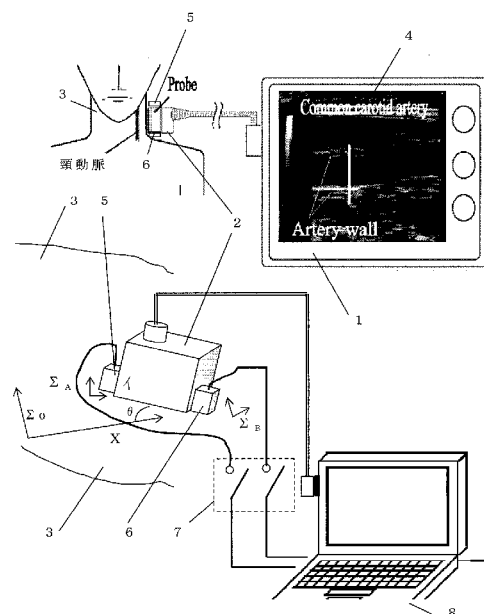
(54) 【発明の名称】 超音波3次元画像化方法及び画像化装置

(57) 【要約】

【課題】 医用超音波診断装置により得られる2次元画像情報を3次元化する手段を提供する装置。

【解決手段】 本発明では、医用超音波診断装置とは別途、コンピュータを準備し、当該CPUに基準座標系座標、番地信号と画像などの記録と演算場所を確保、また、電子走査式リニアアレイ型探触子の位置、あるいは移動量を高精度で測定可能な検出部を追加し、該検出部からの信号を2次元座標値に変換し、前記医用超音波診断装置からの断層像を、番地信号ごとに座標値の関数として組み合わせ3D像を生成する事で、取り扱い簡単な画像化処理方法と装置に関する課題を解決した。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用超音波診断装置の電子走査式リニアアレイ型探触子の外表面に、2 個の位置検出部を任意の距離で離してそれぞれ固定し、

別途用意したスイッチ部によって、前記位置検出部からの信号の取り込が制御される手段と、

前記スイッチ部の開 (ON) と閉 (OFF) の状態と、連続した開閉制御を繰り返した順位などを区別するために数字単独、または英字単独、あるいは、数字と英字を組み合わせで名付けた番地記号を生成する手段と、

別途用意した、演算・表示部を有するコンピュータに、前記位置検出部の信号を入力する手段と、 10

前記リニアアレイ型探触子が生体の外表面を移動する事により、前記、各位置検出部から得られる信号を位置情報に変換する手段と、

前記位置情報を演算する事により、任意に決めた基準座標系の 2 次元座標値を算出する手段と、

前記医用超音波診断装置の電子走査式リニアアレイ型探触子からの生体軟組織の B モード像、あるいは M モード像を、該医用超音波装置の画像出力端子より取り出し、前記コンピュータに入力し、前記スイッチ部を区別した番地信号と、前記基準座標系の 2 次元座標値座標値を組み合わせ、同一の番地信号ごとに、座標の関数として演算処理する事で 3 次元の画像情報を生成する手段と、 20

該画像を表示する手段と、

を備える超音波 3 次元画像化方法と装置。

【請求項 2】

コンピュータを、

電子走査式リニアアレイ型探触子に追加した 2 個の位置検出信号が、手動のスイッチ部を制御する事で入力される信号、および該スイッチ部の状態を表す番地信号に基づいて、基準座標系の 2 次元座標値へと演算処理を行い、該座標と、前記電子走査式リニアアレイ型の探触子を生体表面上に静止、あるいは移動させる事により取得する画像が、コンピュータに取り込まれ、該画像を座標の関数で一つの 3 次元像へと合成する手段、及び合成画像の表示手段を備える生体軟組織情報処理・表示装置として機能させるプログラム。 30

【請求項 3】

画像化する生体軟組織が動脈であり、当該方法による 3 次元画像の任意箇所の横断面における血管径の時間変化、および、あるいは、長さ方向の血管形状、の自然性を基本とした動脈硬化診断方法である請求項 1 ~ 2 のいずれかに記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、汎用の超音波画像診断装置による画像情報に位置情報取得装置を追加して、3 次元画像生成方法、並びにコンピュータを画像情報処理・表示装置として機能させるプログラム、に関する。 40

【背景技術】

【0002】

一般病院などで設置してある汎用の医用超音波診断装置を用いて人体内部断層像を目視し、生体軟組織の特定、病理学・機能的異常の認識により疾患を特定・診断する方法において、従来、医師は当該装置からの 2 次元断層像を頭の中で組み合わせる事で 3 次元 (3D) 化するという手続きによっている。この手順は、長期にわたる経験・訓練と高度な判断が必要であった。

【0003】

一方、近年の高度な画像処理技術により 3D 像へと表示し患者にも理解しやすい形で呈示が可能となってきた。しかしながら、生体軟組織用としても、まだ精度的に開発途上、 50

高価格装置であり、既設の従来型装置が使用できる安価な 3 D 画像化技術の開発が望まれている。

【 0 0 0 4 】

近年開発された 3 D 画像化法は、探触子に移動具と傾斜が可能なような付属品追加、ボリューム 3 D 探触子と自動体積測定ソフトウェアにより、例として胎児や腎臓血管などが画像化されたシステムとして市販されている。しかしながら、表示されている画像によれば、組織サイズなど定量性の面からも、まだ診断に必要十分な 3 D 像ではない。また、きわめて高価で、身体で凹凸変化の多い箇所での計測には難点ある。したがって、探触子の移動量が高精度で記録され、既設の従来型装置も適用できる安価な付加装置としての 3 D 画像装置が必要であった。

10

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

そこで、本発明の目的は、平面的な生体表面（皮膚）上を電子走査式リニアアレイ型探触子が移動する距離を高精度（約 0.01mm）で計測し、同時にその時の超音波画像（生体内軟組織断層像、B モード像）を位置座標の関数で連続的に組み合わせる事で 3 D 画像を構築する方法、ならびにプログラムを提供することを一つの目的とする。

また、本発明は、超音波による頸動脈の形状を高精度に計測しその形態的不自然さから動脈硬化の診断方法を可能とする装置ならびにプログラムを提供することを他の一つの目的とする。

20

【 0 0 0 6 】

前記探触子を移動させない静止状態で、血管の拡張・収縮や心臓など動いている像（M モード断層像）については、任意の一定間隔時間（たとえば、1/30秒）の像を、1 コマ前の画像上に「塗りつぶし無し」で新しい像を重ねるか、あるいは、画面の横軸に微小な任意一定間隔で配置する事により、3 D 的に画像化すれば組織の拡張・収縮変形挙動が分かりやすい表示となる。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明では、医用超音波診断装置とは別途、コンピュータを準備し、その中の CPU に基準座標系座標、番地信号と画像などの記録と演算場所を確保、また、生体表面部に接触している電子走査式リニアアレイ型探触子の位置、あるいは移動量を高精度で測定可能な小型で、主に光学的検出部を追加し、該検出部からの信号を 2 次元座標値に変換し、前記医用超音波診断装置からの断層像を、番地信号ごとに座標値の関数として組み合わせ 3 D 像を生成する事で、取り扱い簡単な画像化処理方法と装置に関する課題を解決した。

30

【 0 0 0 8 】

本法では、探触子と生体表面の接触角度は計測していないので、電子走査式リニアアレイ型探触子が常に生体外表面に対して垂直に接触した場合に適用できる方法に限定した。理由は、現時点で、該探触子の傾斜角を高精度で計測する安価な小型検出器は技術的に未完成である事による。したがって、生体面が傾斜している場合は、生体面の接線に対して垂直に探触子が接触するように注意して画像を取得する。この時、傾斜面上を移動した距離と等しい水平面上の距離の断層像として得られる。

40

【 0 0 0 9 】

前記の目的を達成するために、本発明の請求項 1 に記載の装置は、図 1 に示すように、医用超音波診断装置 1 の電子走査式リニアアレイ型探触子 2 に音響カップラを塗布し生体皮膚表面 3 に接触させる。該装置の超音波画面 4 には B モード像である生体内部の断層像が映し出される。

【 0 0 1 0 】

一方、電子走査式リニアアレイ型探触子の外側面には 2 個の位置検出部 (A) 5、位置検出部 (B) 6 を付加固定し、これからの各信号を手動で制御可能なスイッチ部 7 を通り、別途、用意したコンピュータ 8 へと信号が入力される。2 個の位置検出部 (A) 5、位置検出

50

部(B)6からの信号は、該スイッチ部7がONの状態から移動量が計測され、同時に、計測開始した事を意味する記号(英数字などで生成)、また、計測終了を意味する記号(英数字などで生成)などの番地信号を生成する事ができる。

【0011】

これらのデータ類は、CPU13にそれぞれセンサ座標系 Σ_A 、 Σ_B として記憶される。また、別途、用意した基準座標系 Σ_0 があり、 Σ_0 と Σ_A の関係が座標の回転と平行移動の行列を含むベクトル 0T_A 、さらに、 Σ_A と Σ_B の関係がベクトル AT_B で与えられている時、 Σ_0 と Σ_B の関係 0T_B は、以下の式により関連づけられる。

【0012】

【数1】

$${}^0T_B = {}^0T_A {}^AT_B$$

さらに、位置検出部(A)5、位置検出部(B)6の基準座標系 Σ_0 における座標値をそれぞれ、 (Ax, Ay) 、 (Bx, By) とすると、探触子の傾斜角 θ は次式により算出される。

【0013】

【数2】

$$\theta = \tan^{-1} |(Ax - Bx) / (Ay - By)|$$

すなわち、スイッチ部7をONの状態で探触子2を手動で移動させることにより、超音波画面4の生体内部断層像の基準座標系 Σ_0 座標値が決定され、番地信号と共にCPU13に記憶、あるいは、リアルタイムの連続図として座標値の関数として3D像を得る事ができる。なお、スイッチ部7がONの状態において、位置検出部(A)5のセンサ座標系 Σ_A 、位置検出部(B)6のセンサ座標系 Σ_B の座標値は、いずれも(0, 0)で開始される。同時に、番地信号が追加され、例えば一つの座標(0, 0, s8)で、計測終了時(OFF)は(24.35, 43.86, c8)、などが記録される。3D化の時は基準座標系に変換され、番地信号の同じ数字、sで開始、cで終了である画像を対象とする。これらの番地信号は、移動距離計測の最小単位(たとえば、0.01mm)が変化すると共に入力されるようにする。

【0014】

位置検出部(A)(B)の計測方法としては、レーザ光、レンズ、プリズムなどを組み合わせ生体皮膚表面3など不規則な面に放射し、反射してくる明暗の差を局所的な2次元画像情報として取得、該画像情報の移動した変化量を求める光学式を使用する事が小型で最適である。市販の安価な汎用光学式検出センサ装置でも、1/100mmの精度で計測可能であり実用的に当該3D画像化装置として利用できる。

【0015】

また、電子走査式リニアアレイ型探触子の外側面に固定する2個の位置検出部(A)5、位置検出部(B)6は、図1の箇所イ、および、これと対角線側に固定する事により、上記と同様な機能を得ることができる。2個の位置検出部(A)5、位置検出部(B)6の距離は、できるだけ大きく取れば、式(2)により計測される角度は高精度で計測される。

【0016】

なお、上記、位置検出部(A)5、位置検出部(B)6の各移動量計測は、光学式に限定するものではなく、皮膚表面を滑ることなく検出可能な球状タイヤなどの使用も可能である。

【0017】

本発明のプログラムは、

コンピュータを、

医用超音波診断装置による生体組織を主体とする皮膚表面からの断層像と、該画像計測位置を示すために、スイッチにより制御され、番地信号を含み入力される初期位置から探触子移動距離情報を座標値として演算処理する手段、該座標値と番地信号および画像を座標の関数で一つの3D像へと合成する手段、及び合成画像の表示手段を備える生体軟組織情報処理・表示装置として機能させるプログラムである。

【0018】

10

20

30

40

50

本プログラムによれば、コンピュータをかける画像処理・表示装置として機能させることができるため、探触子からの位置情報データ群を効率的に処理し、かつ精度のよい座標と画像情報により正確な3D画像結果を表示することができる。

【0019】

上記のプログラムにより表示された3D像を医学的に意味のある情報とするために、特に、血管形状について、3次元画像から得られる横断面血管径の時間変化を示す機能を持たせる事で本発明の意義があり請求項3がある。これにより、力学的視点による動脈硬化程度計測・評価に用いる事が可能である。

【発明の効果】

【0020】

以上説明したように本発明による付属装置を追加する形で、生体軟組織の3D断面像として構築する効果が得られ、当該部位内部状態を把握するのに適した装置及び方法を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

次に、本発明を実施する最良の形態について適宜図面を参照しながら説明する。
なお、本発明は図に例示される形態に限定されるものではない。

【0022】

図2は、本装置の電氣的構成を示すブロック図を示す。本図に示す3D画像化装置は、超音波計測部9の探触子2からの被験者計測部位断層の画像情報を処理・表示ユニット10に入力される。一方、探触子2に取り付けた位置検出部(A)5、位置検出部(B)6からの信号は、増幅部11、A/D変換部12、CPU13へ入力、座標変換され、番地信号、および画像情報と組み合わせて3D画像を生成表示する機能も有する処理・表示ユニット10から構成されている。

【0023】

図3は計算処理手順を示したもので、超音波計測部9の探触子2に結合された位置検出部(A)5、位置検出部(B)6に接続したスイッチ部7がONの状態(ステップS10)、探触子の位置が初期設定(いずれもセンサ座標系で(0,0))され、また、番地信号が設定される(ステップS20)。

【0024】

探触子2の移動によりこれらの座標は変化し、位置検出器データが入力され、座標値は変化する(ステップS30)。この座標値は、基準座標系へ式(1)により変換される。また、式(2)より基準座標系のX軸と探触子の角度 θ は、式(2)により算出される(ステップS40)。

【0025】

これらの演算はCPU13において、同じ番地信号毎に超音波断層像と組み合わせられる(ステップS50)。さらに、座標値の関数で3D像の生成処理を行いコンピュータ8の表示部に表示される(ステップS60)。

この時、探触子5の移動方向をX軸とすると、X軸の関数として3D画像を生成する事が、一般である。

【0026】

この処理の一例を模式的図として図4に示す。また、図5は別の被験者による血管形状で、年齢が異なる場合、また個人差により血管形状の滑らかさ、分岐部近傍形状(形態的自然さ)が異なり、将来の血栓好発度などの評価に利用できる。

なお、図4, 5における血管の3次元図は数ミリ間隔での直線近似図であり、位置検出部の精度を1/100mmとすることで実用的なものとなる。

【0027】

ステップS60で得られる画像の任意横断面について、例えば、血圧変動に伴う生体動脈の拡張・収縮による径の時間変化は、画像処理を行う事によりグラフ表示を行う事ができる(ステップS70)。この処理結果の一例を図6に示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

図 6 より、径の時間変化は年代ごとに小さくなり、硬化状態（時間的不自然さ）が明確である。これらのデータおよび、別途、力学式を用いると定量的評価が可能となる。このようにして動脈硬化を評価する、請求項 3 は、図 4 , 5、および図 6 に示すような動脈データの自然さを定性的あるいは定量的に比較する事を基本とした動脈硬化診断法である。

【 0 0 2 9 】

ステップ S 7 0 の処理を、注目する横断面血管像ごとに計測する事により、ステップ S 6 0 の 3 D 血管像と共に示す事ができる。これは血管径変化に注目した力学的動特性が表示されるので、動脈硬化の予防、評価・診断、治療において本超音波 3 D 画像化装置及び画像化方法は有用である。また、本装置は、超音波を用いているので、定期的、かつ容易

10

【 0 0 3 0 】

スイッチ部 7 が継続して ON の状態の時、探触子 2 の移動（ステップ S 9 0 ）により随時、位置データは変化し、ステップ S 3 0 へ進み、S 6 0 へ、これらが繰り返され 3 D 像が生成・表示される。

【 0 0 3 1 】

スイッチ部 7 を OFF にした時、探触子の位置情報が前記断層像データに含まれないので、断層像のみ、または、動脈や心臓のような運動する器官の像表示、あるいは、たとえば、1 / 30 秒間隔の像が画面上に重ねて並列表示された形の（ステップ 1 0 0 ）、3 D 画像

20

【 0 0 3 2 】

同様にして、継続してステップ S 1 0 から計測を開始した時、S 2 0 において、番地信号は前回と別の記号として設定する事により計測され画像化される。

【 0 0 3 3 】

本形態においては、超音波 3 D 画像化法と装置について説明したが、本発明は超音波軟組織画像化装置、および超音波軟組織画像化方法、超音波軟組織プログラム、動脈硬化評価、診断方法の形態をとることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 4 】

30

【 図 1 】 本発明の超音波 3 次元画像化システムの全体構成を示す外観図を示す。

【 図 2 】 本装置の電氣的構成を示すブロック図を示す。

【 図 3 】 本計測例における画像化処理を示すフローチャートである。

【 図 4 】 本発明の計測法による若年齢者頸動脈の計測例の一部を示す。

【 図 5 】 本発明の計測法による高齢者頸動脈の計測例の一部を示す。

【 図 6 】 本発明の計測法による動脈硬化評価の一例：拡張・収縮に伴う頸動脈の任意断面の内径比（ $D_i/D_i(\min)$ ）～時間（無次元化 t/T ；拡大～収縮時間を T ）の関係。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 5 】

40

1：医用超音波診断装置

2：電子走査式リニアアレイ型探触子

3：生体皮膚表面

4：超音波画面

5：位置検出部 (A)

6：位置検出部 (B)

7：スイッチ部

8：コンピュータ

9：超音波計測部

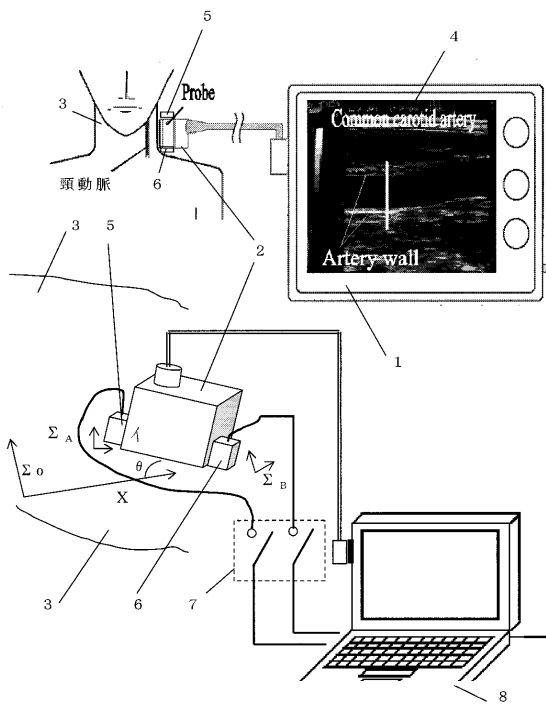
10：処理・表示ユニット

11：増幅部

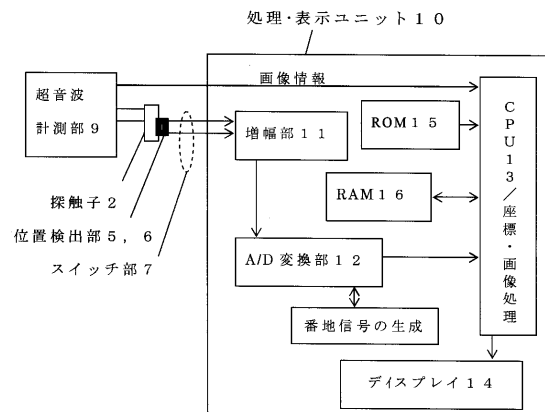
50

- 12 : A/D変換部
 13 : CPU
 14 : デ스플레이

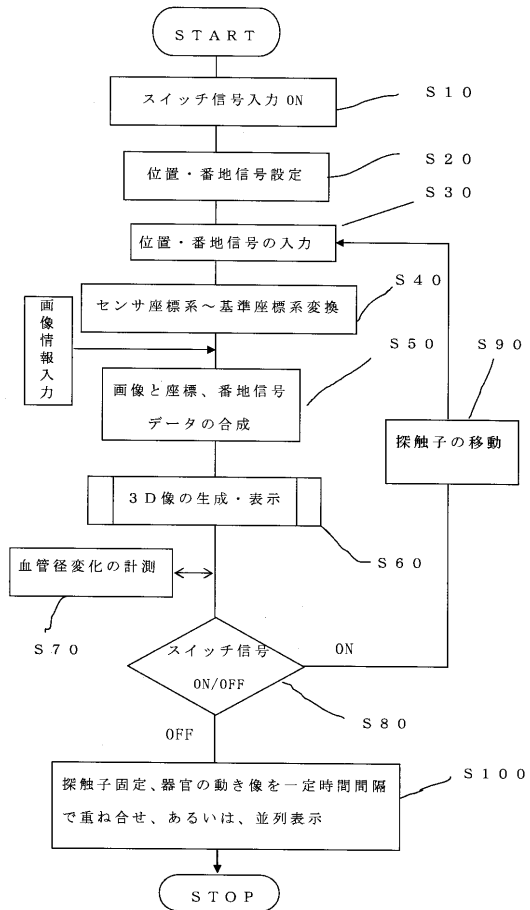
【図1】



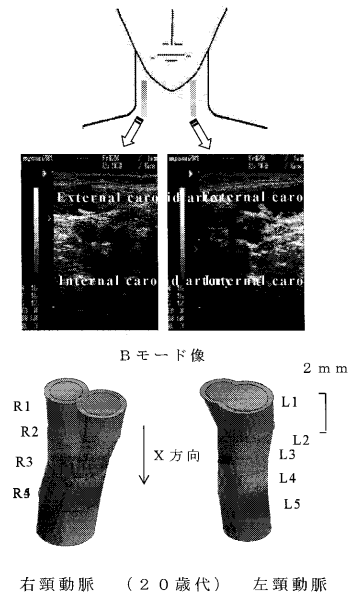
【図2】



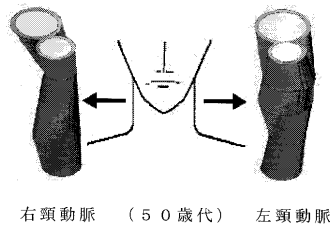
【図 3】



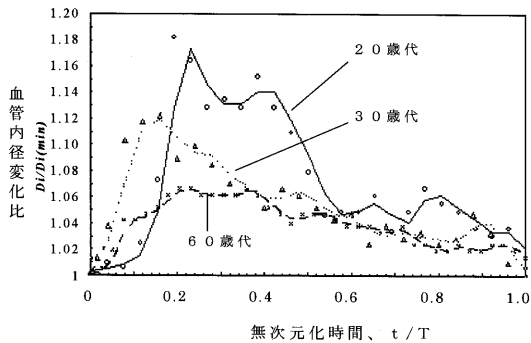
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声波三维成像方法和成像设备		
公开(公告)号	JP2005270351A	公开(公告)日	2005-10-06
申请号	JP2004088202	申请日	2004-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	富米奥·诺加塔		
申请(专利权)人(译)	富米奥·诺加塔		
[标]发明人	野方文雄		
发明人	野方 文雄		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB17 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE14 4C601/GA01 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/JC08 4C601/JC13 4C601/JC18 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK42 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于将由医用超声诊断设备获得的二维图像信息转换为三维图像的方法。根据本发明，与医疗超声波诊断设备分开地准备计算机，在CPU中确保参考坐标系坐标，地址信号和图像的记录以及计算位置，并且还提供电子扫描线性阵列。添加探头探针的位置或可以高精度地测量运动量的检测单元，将来自检测单元的信号转换为二维坐标值，并获得来自医用超声诊断设备的断层图像。通过将每个地址信号作为坐标值的函数进行组合并生成3D图像，解决了与易于处理的成像处理方法及设备有关的问题。[选型图]图1

