

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4897667号  
(P4897667)

(45) 発行日 平成24年3月14日(2012.3.14)

(24) 登録日 平成24年1月6日(2012.1.6)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06

請求項の数 10 (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-507883 (P2007-507883)                  (86) (22) 出願日 平成17年4月4日(2005.4.4)                  (65) 公表番号 特表2007-532222 (P2007-532222A)                  (43) 公表日 平成19年11月15日(2007.11.15)                  (86) 国際出願番号 PCT/IB2005/051111                  (87) 国際公開番号 W02005/099579                  (87) 国際公開日 平成17年10月27日(2005.10.27)                  審査請求日 平成20年4月1日(2008.4.1)                  (31) 優先権主張番号 60/562,846                  (32) 優先日 平成16年4月16日(2004.4.16)                  (33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 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 5621 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                  (72) 発明者 ラフター, パトリック                  アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003</p> <p>審査官 宮澤 浩</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	--

(54) 【発明の名称】 自動心筋コントラスト心エコー図

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の別々の向きの画像平面の画像を高速で連続して獲得する超音波診断撮像システムであって、

2次元アレイ・トランスデューサを有するプローブと、

前記アレイ・トランスデューサに結合され、前記アレイ・トランスデューサに対して種々の別々の方向及び傾斜にわたってビームを走査させるビーム形成器と、

前記画像平面の獲得が完了するまで画像平面系列における別々の向きの画像平面にわたってビームを走査させるようプログラム可能なビーム形成器コントローラと、

前記ビーム形成器に結合された画像プロセッサと、

該画像プロセッサに結合されたディスプレイと、

画像記憶装置と、

前記ビーム形成器コントローラに結合され、参照平面に対する画像平面の向きを調節する、平面の向きの制御部と、

前記平面の向きの制御部に応答し、所望の音響ウィンドウに対して前記プローブが静止している間に、前記平面の向きの制御部の動作によって選択される複数の画像平面の向きのパラメータを記憶するよう動作可能な撮像パラメータ記憶装置と、

前記ビーム形成器に結合され、前記記憶されたパラメータに応答し、前記所望の音響ウィンドウに対して前記プローブが静止している間に、前記選択された向きにおける画像平面の系列の前記画像記憶装置上の、ユーザによってトリガされる自動連続獲得及び記憶を

起動させる獲得制御部と  
を備えることを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断撮像システムであって、前記ビーム形成器コントローラに結合された、患者の心臓波形のソースを備えることを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波診断撮像システムであって、前記画像プロセッサが造影剤画像プロセッサを更に備えることを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波診断撮像システムであって、  
前記平面の向きの制御部が、手作業で操作するユーザ制御を更に備え、  
前記撮像パラメータ記憶装置は、  
前記ユーザ制御によって選択される、複数の平面の向きの走査パラメータを記憶する記憶装置を更に備えることを特徴とする超音波診断撮像システム。

10

【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波診断撮像システムであって、ユーザによって調節することができる複数の撮像パラメータを更に備え、  
前記撮像パラメータ記憶装置は、調節された撮像パラメータを記憶する記憶装置を更に備えることを特徴とする超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波撮像システムであって、前記ビーム形成器コントローラは、前記獲得制御部が駆動されると、記憶された走査パラメータ及び撮像パラメータに応じることを特徴とする超音波撮像システム。

20

【請求項 7】

別々の向きの複数の画像平面の超音波画像を高速で連続して獲得する方法であって、  
前記音響ウィンドウに対して前記プローブが静止した状態にある間に、人体の音響ウィンドウを介して 2 次元アレイ・プローブの第 1 の画像平面に照準をあてる工程と、  
前記音響ウィンドウに対して前記プローブが静止した状態にある間に、前記音響ウィンドウを介して前記画像平面に再度照準をあてて、前記第 1 の画像平面とは別の向きの第 2 の画像平面を撮像する工程と、  
前記第 1 の画像平面及び前記第 2 の画像平面の向きを規定する情報を画像パラメータ記憶装置に記憶する工程と、  
前記記憶された情報を用いることにより、前記音響ウィンドウに対して前記プローブが静止した状態にある間に、前記第 2 の画像平面の画像が続く、前記第 1 の画像平面の画像を獲得する画像獲得の、ユーザによってトリガされる自動手順を起動させる工程と、  
獲得されるにつれ、前記第 1 の画像平面及び前記第 2 の画像平面の、前記獲得された画像を記憶する工程と  
を備えることを特徴とする方法。

30

【請求項 8】

請求項 7 記載の方法であって、前記第 1 の画像平面の音響ウィンドウと同じ音響ウィンドウを介して前記画像平面に再度照準をあてる工程を更に備えることを特徴とする方法。

40

【請求項 9】

請求項 8 記載の方法であって、前記第 1 の画像平面の向きを規定する情報を記憶する工程を更に備え、  
起動させる工程は、前記第 1 の画像平面の、前記記憶された情報を用いる工程を更に備えることを特徴とする方法。

【請求項 10】

請求項 7 記載の方法であって、前記照準をあてる工程及び前記再度照準をあてる工程のうち少なくとも一方の後に画像パラメータを調節する工程と、  
前記調節された画像パラメータを工程毎に記憶する工程とを備え、

50

起動させる工程が、画像獲得中に、前記記憶された、調節された画像パラメータを用いる工程を更に備えることを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波医療診断システムに関し、特に、超音波撮像を用いて心筋の状態を評価することに関する。

【背景技術】

【0002】

ストレス心エコー図（ストレス・エコー）検査は、心臓の働きを評価するうえで広汎に数年にわたって用いられている。ストレス・エコー検査では、患者はまず、静止状態で検査される。心臓が、リアルタイムで心臓の別々の横断面撮像を獲得するいくつかの観点から超音波（心エコー図）によって撮像される。1つの一般的な撮像観点は、両方の心房及び両方の心室を示す横断面における心尖から心臓を撮像した心尖部四腔（AP4）撮像である。別の一般的な撮像観点は、心尖からの横断面画像が左心房及び左心室、大動脈、並びに僧帽弁及び大動脈弁を示す心尖部三腔（AP3）撮像である。第3の一般的な撮像観点は、心尖からの横断面画像において左心室及び左心房、並びに僧帽弁がみられる心尖部二腔（AP2）撮像である。これらの撮像観点のうちの、1つ、及び通常はいくつかからの、鼓動する心臓のリアルタイム画像が、患者の静止時に獲得され、保存される。心臓には次いで、身体運動によって、又はドブタミンなどの、薬理的なストレス剤を施すことによって負荷をかける。リアルタイム画像系列が、心臓に負荷をかけている間に同じ撮像観点から獲得される。負荷をかけた画像及び負荷をかけていない画像は次いで、両方の状態下での心臓のふるまいを医師が評価し、適切な診断を行うことができるように横に並べて再現される。

【0003】

心筋の状態を診断するうえで幾分同様な手順（心筋コントラスト心エコー図（MCE）検査と呼ばれる）は現在、臨床検査を受けている。MCE検査は、Averkiouらによる米国特許第5,833,613号明細書から得られた図1及び図2によって例示される心筋再灌流解析の原理に基づいている。図1は、血流の拍動動作を示す心拍波形230を示す。心拍中に、新しい血液を冠動脈に注入し、心筋の毛細血管構造に注入する。心拍内の一定点ではあるが、微小気泡破壊の順次異なる位相に続いて、造影剤再注入の度合いを繰り返し測定することによってこの再注入動作を利用する。図1では、再注入測定のX点は全て、心拍の同じ位相で生じる。X点には、微小気泡が破壊される、異なる時点（心拍における、より早い時点に順次先行している矢印232、234及び236によって示す）が先行している。これは、図12の各Xn点が、図13の灌流曲線224上の、より後のXn点になることを意味する。矢印232、234及び236の時点での超音波伝送の目的は微小気泡を破壊することであるため、これらの時点で戻りエコーを受信し、解析する必要はない。エコーの受信及び解析はXの時点で行われ、図12に示すXは、矢印によって示す破壊時点の位相が先行していることによって、図13における連続したXとしてプロットすることが可能である。

【0004】

再灌流曲線は、図2に示すこれらの測定から作成することができる。超音波パルスは、曲線のレベル30によって示される心筋毛細血管床内の微小気泡を破壊するよう時点td（図1中の時点232、234及び236に相当する）で送信される。短時間後、パルスが再度送信される。再注入微小気泡を破壊し、破壊事象を記録することにより、又は再注入微小気泡を示す領域における画素の集計又は統合により、この時点までに受信され、撮像されたエコーによって微小気泡の再注入の度合いが測定される。領域に再注入される微小気泡の数の測定を、曲線224の点Xとしてプロットする。パルスを繰り返し送信し、エコーを受信して、図2に示す曲線上にX点の系列をプロットすることが可能である。健康な患者は、曲線224のレベルが数心拍のみで定常状態灌流レベル220に達する完全

10

20

30

40

50

な再灌流を受け得る一方、冠動脈の閉塞を来した患者は、新たな血液及び造影剤によって心筋が完全に再灌流される前に多くの心拍（図1中の、矢印の1つとXの1つとの間の時間）を必要とし得る。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

この原理をMCE検査において用いて、再灌流の速度を評価し、よって、心筋への血流の閉塞の度合いを評価する。この評価を行ううえで、前述の別々のいくつかの撮像観点から心筋を撮像することができることが望ましい。従来の撮像システムでは、新たな音響ウィンドウを各撮像毎に配置させなければならず、撮像パラメータを、各ウィンドウからの最良の画像に調節させなければならないので、これは面倒で時間がかかるプロセスであり得る。患者が、この時間中、検査が長引くにつれ、より多くの量の造影剤を用いてコントラスト注入を受けていることを忘れてはならない。よって、MCE検査を加速化させて、注入期間が延びることから患者を救い、医師の時間及び造影剤の使用を節減することができることが望ましいものである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の原理によれば、いくつかの撮像観点を必要とする超音波造影撮像手順（MCE検査など）は、ビーム偏向の手作業の調節によって1つ又は複数の撮像観点を調節することが可能な2次元アレイ・プローブを用いることによって容易になる。人体の、好ましい音響ウィンドウを介して第1の撮像観点が得られた後、電子ビーム偏向によって別の画像平面の位置を調節することによって後続撮像観点到同じ音響ウィンドウを用いる。種々の撮像観点パラメータ及び最適化撮像パラメータが、この手順の最初にこのようにして設定される。上記検査中、撮像システムは、全て、患者の身体上にプローブを再配置させる必要なしで、予め設定された撮像及び撮像パラメータの系列を自動的にたどることが可能である。負荷をかける前及び負荷をかけた後の所望の撮像観点を、よって、すばやくかつ正確に得ることが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

[実施例]

MCE検査は、従来の超音波システムによって以下のように行うことができる。患者の体内への造影剤の注入を始める前に、超音波検査者は、検査に必要な望ましい撮像観点到最良の音響ウィンドウを患者の身体上で見つけるよう患者の心臓を走査し始める。例えば、AP4撮像、AP2撮像及びAP3撮像を全て必要とする場合、超音波検査者は、各撮像に最良の音響ウィンドウを探して別々の、患者の肋骨を通る音響ウィンドウ及び患者の肋骨の下の音響ウィンドウに超音波プローブを動かす。超音波検査者が音響ウィンドウを見つけると、造影剤が患者に投与される。

【0008】

患者が静止状態の場合、超音波観察者は、AP4音響ウィンドウにプローブを配置し、低いメカニカル・インデックス（MI、すなわち音響出力）でAP4画像を獲得し始める。超音波調査者は、最良の画像を得るよう機械設定を調節する。関係する設定には、TGC、利得、ダイナミック・レンジ、側方の利得、使用されるグレイスケールやカラーマップなどの設定があり得る。超音波観察者は、画像獲得のためにトリガ間隔系列を設定する。超音波システムは、患者のECGを監視し、ECG波形を用いて、心拍と同期をとって、かつ心拍の適切な位相で画像の獲得をトリガする。トリガ間隔は、心筋における、微小気泡崩壊の場合の、高いMIの伝送と、後に、心筋が新たな造影剤によって再灌流されるにつれての、後の画像獲得との間の心拍数である。通常の系列は、[1, 1, 1, 2, 2, 2, 4, 4, 4, 8, 8, 8]であり得る。この系列では、微小気泡破壊と画像獲得との間の心拍が1つだけの、3つの画像がまず獲得される。これに、破壊と獲得との間が2心拍間隔の3つの画像と、破壊と獲得との間が4心拍間隔の3つの画像と、破壊と獲得と

10

20

30

40

50

の間が8心拍間隔の3つの画像が続く。超音波調査者によって設定される画像設定、及び高MI/低MITリガ間隔系列を用いて、AP4造影画像が次いで獲得される。AP4画像は、後に用いるよう保存される。

#### 【0009】

一部の超音波システムでは、画像設定、及びトリガ間隔系列を保存することが可能である。その場合、画像設定及びトリガ間隔系列がAP4撮像について記憶される。超音波調査者は次いでプローブをAP2音響ウィンドウまで動かし、低MIでAP2画像を観察する。超音波調査者は、機械設定を、最適なAP2画像に調節し、AP2獲得のトリガ間隔系列を設定するか、又は、該当する場合、先行して記憶されたトリガ間隔系列を呼び戻す。超音波調査者によって設定される画像設定、及び高MI/低MITリガ間隔系列を用いて、AP2造影画像が次いで獲得される。AP2画像は、後に用いるよう保存される。AP2画像の画像設定及びトリガ間隔系列は保存される（この機能が機械上に存在している場合）。

10

#### 【0010】

プローブを次いで、AP3音響ウィンドウに動かし、画像設定を、最良の画像に調節する。先行トリガ間隔系列が呼び戻されるか、又は、AP3画像の新たな系列が超音波調査者によって設定される。超音波調査者によって設定される画像設定、及び高MI/低MITリガ間隔系列を用いて、AP3造影画像が次いで獲得される。AP3画像は、後に用いるよう保存される。AP3画像の画像設定及びトリガ間隔系列は保存される（この機能が機械上に存在している場合）。

20

#### 【0011】

静止時の画像の獲得はこれで完了する。患者が身体運動を始めるか、又はドブタミンなどのストレス剤（若しくは血管拡張神経薬（アデノシンやジピリダモールなど））を患者に投与する。所望の高心拍数や他の所望の生理学的微候に患者が達すると、今回は、心臓に負荷をかけて、前述のAP4画像系列、AP2画像系列及びAP3画像系列が獲得される。記憶された画像設定及びトリガ間隔系列が用いられる（可能な場合）。負荷画像獲得の最後に、獲得された画像が記憶される。通常の心臓リズムを回復させるまで患者の面倒をみる。保存された画像を用いた診断が次いで、別々の、撮像、及び適切なトリガ間隔画像の比較を用いて、静止時の画像、及び負荷画像を横に並べて比較することによって行われる。異常が検出された場合、より徹底的な診断を行うことができる。

30

#### 【0012】

前述の画像獲得は、20分以上要し得る。これは、新たな音響ウィンドウにプローブを再配置させ、所望の画像平面を新たな撮像観点毎に見つける必要性、並びに、画像設定及びトリガ間隔系列を繰り返し調節する（これらのパラメータを保存し、再使用することが可能でない場合）必要性による。可能な場合にこの検査時間を削減することが望ましいものになる。

#### 【0013】

次に図3を参照すれば、本発明の原理によって構築された超音波診断撮像システムを構成図形式で示す。超音波プローブは、2次元アレイ・トランスデューサ500、及びマイクロビーム形成器502を備える。マイクロビーム形成器は、アレイ・トランスデューサ500の元素群（「パッチ」）に印加される信号を制御する回路を備え、各群の元素によって受信されるエコー信号の処理をある程度行う。プローブにおけるマイクロビーム形成は、効果的には、プローブと超音波システム本体との間のケーブル503内の導体の数を削減するものであり、Savordらによる米国特許第5,997,479号明細書、及びPesqueによる米国特許第6,436,048号明細書に記載されている。

40

#### 【0014】

プローブは、超音波システムのスキャナ310に結合される。スキャナは、下記のユーザ制御に応じるものであり、送信ビームのタイミング、周波数、方向及びフォーカスについてプローブに指示する制御信号をマイクロビーム形成器502に供給する。ビーム形成

50

コントローラは更に、アナログ・デジタル(A/D)変換器316及びスキャナ・ビーム形成器116へのその結合によって受信エコー信号のビーム形成を制御する。プローブによって受信されたエコー信号は、スキャナ内の前置増幅器及びTGC(時間利得制御)回路によって増幅され、次いで、A/D変換器316によってデジタル化される。デジタル化エコー信号は次いで、ビーム形成器116によってビームに形成される。エコー信号は次いで、微小気泡エコー信号の非線形(例えば、調波)成分を分離する非線形信号分離器24によって処理される。適切な非線形信号分離器及びセグメンテーション・プロセッサは、「ULTRASONIC IMAGING OF PERFUSION AND BLOOD FLOW WITH HARMONIC CONTRAST AGENTS」と題する、Bruce他による米国特許出願番号第60/542,259号明細書

10

【0015】

スキャナ310によって生成されるエコー信号は、デジタル表示サブシステム320に結合される。デジタル表示サブシステム320は、所望の画像形式で表示するためにエコー信号を処理する。エコー信号は画像行プロセッサ322によって処理される。画像行プロセッサ322は、エコー信号をサンプリングし、ビーム・セグメントを完全な行信号に接合し、信号対雑音比の改善、又はフローの永続性のために行信号の平均をとることができる。画像行は、当技術分野において知られているようなR-変換を行うスキャン・コンバータ324によって、所望の画像形式へのスキャンコンバートが行われる。画像は次いで、ディスプレイ150上に表示することが可能な画像メモリ328に記憶される。メモリ内の画像は更に、画像とともに表示される対象のグラフィクス(ユーザ制御に依るグラフィクス生成器330によって生成される)によってオーバーレイされる。個々の画像又は画像系列は、個々の画像又は画像ループの捕捉中にシネメモリ326に記憶することが可能である。

20

【0016】

リアルタイム・ボリューム撮像の場合、表示サブシステム320は、ディスプレイ150上に表示されるリアルタイム3次元画像のレンダリングのために画像行プロセッサ322からの画像行を受信する3D画像レンダリング・プロセッサ162も備える。

30

【0017】

本発明の原理によれば、心臓の別々の画像平面の複数の平面画像が、MCE検査の実行中に同じ音響ウィンドウからプローブによって高速で連続して獲得される。2Dアレイ500は、アレイの前で広範囲にわたる方向及び傾斜で送信ビーム及び受信ビームを偏向させる機能を有するので、各種の画像平面を走査するようビームを偏向させることが可能である。肋骨の下の音響ウィンドウ又は肋骨を通る音響ウィンドウに対してプローブを静止させた場合でも、画像の平面は、アレイに対してもお互いに対しても各種の向きを有することが可能である。好ましい実施例では、画像は、アレイの中心から各画像のビームが出ているセクタ形式を表す。よって、アレイの中心が音響ウィンドウ上でセンタリングされてい

40

【0018】

図3のプローブ及び超音波システムは、図4の流れ図において概説した手順によって、MCE検査において用いることが可能である。当初、単一画像平面(プローブの面に垂直に延びる平面や、アレイ500の平面など)を走査する。超音波調査者は、心臓に好適な音響ウィンドウを見つけるようプローブを操作する(102)。通常、これは、従来のプローブによってAP4撮像を獲得するのに用いることになる音響ウィンドウであり得る。検査のための第1の撮像観点を獲得するよう画像平面が配置されるまでプローブを操作す

50

る(104)。これは、例えば、所望のAP4横断面撮像であり得る。プローブは静止状態に維持され、撮像設定及びトリガ間隔系列がこの第1の撮像について設定され(106)、保存される。第1の撮像についてのこうした設定は、選択された画像平面連係及びタイミングの記憶装置22に保存され、自動的に呼び戻し、ビーム形成器312の撮像制御パラメータとして用いることが可能である。人体の同じ音響ウィンドウに対してなおプローブが押しつけられた状態で、超音波システム制御パネル20上の制御部(トラックボール、ジョイスティックやノブなど)を超音波調査者が操作して、検査の第2の撮像観点到適切な、平面の第2の向きに画像平面を回転又は傾斜させる(108)。第2の撮像観点は、例えば、AP2横断面撮像であり得る。撮像設定及びトリガ間隔系列が、この第2の撮像について設定され(110)、選択された画像平面連係及びタイミング記憶装置22に保存される。上記音響ウィンドウに対してなおプローブが押しつけられた状態で、検査の第3の撮像観点(AP3撮像など)における画像平面を再配置させるよう、上記制御パネル20がやはり操作される(112)。撮像設定及びトリガ間隔系列がこの第3の撮像について設定され(114)、選択された画像平面連係及びタイミングの記憶装置22に保存される。あるいは、撮像観点の撮像設定は、先行して保存されていない場合、撮像選択工程の最後に保存される(116)。同様に、トリガ間隔系列が、先行して設定され、保存されていない場合、これはこの時点で行われる(118)。超音波システムはこの時点で、MCE検査に必要な別々の撮像の画像系列を自動的に獲得するようプログラムされている。

#### 【0019】

患者への造影剤の注入はこの時点で開始され(120)、プローブは、選ばれた音響ウィンドウ上に再配置される。第1の撮像観点が表示画面上に再獲得されるまでプローブを操作することができる。患者上に配置されたECG電極は超音波システムのECG波形プロセッサ164に結合される。ECG波形プロセッサ164は、ECG波形をビーム形成コントローラ312に供給する。ビーム形成コントローラはそれによって、患者の心拍の所望の位相及び間隔で画像獲得をトリガすることになる。表示画面上に第1の平面撮像が示されると、超音波調査者は、制御パネル20上の「画像系列獲得」制御部を押すか、又は、好ましくは、画像の自動獲得を起動させるようフットスイッチを押し下げることによって自動走査系列を起動させる(122)。撮像設定が予め設定されており、所望の心拍間隔での別々の撮像観点の、予めプログラムされた画像系列が次いで、記憶装置22に記憶され、ビーム形成コントローラ312によってアクセスされる、画像平面座標及びタイミングのパラメータを用いることにより、超音波システムによって自動的に獲得される。

#### 【0020】

静止時の画像が獲得され、保存された後、患者の心臓に負荷をかけ、心拍数を上昇させる(124)。画面上に第1の撮像観点画像が再獲得されるまで、プローブは、音響ウィンドウに対してやはり押しつけられ、操作される。「獲得」制御部又はフットスイッチ制御部をやはり駆動させて、第2の、適切に配向させ、タイミングをとった画像系列を自動的に獲得する。この獲得が終わると、患者の検査は完了する。後の解析及び診断のために画像が保存される。本発明による、獲得処理の自動化によって、従来の超音波システムが要する時間の約3分の1でMCE検査全体を完了させることが可能になる。

#### 【0021】

画像平面が超音波システムによって自動的に再配置されるので、単一の心拍中に2つ以上の撮像を獲得し、所望の場合、連続する心拍においてこれを行うことが可能である。すなわち、別々の撮像観点の平面の獲得を時間インターリーブすることが可能である。個々の平面をインターリーブすることが可能であるのみならず、別々の撮像観点からのスキャンラインを時間インターリーブして獲得することが可能である。図5の実施例では、AP4画像、AP2画像及びAP3画像の獲得のためのトリガ・タイミング基準を備えるECG波形250を示す。波形250の上の矢印は、画像が獲得される時点をマーキングしている。この実施例では、AP4画像、AP2画像及びAP3画像が高速で連続して、第1の心拍中に獲得され、次に続く心拍中にもう一度、獲得されることが分かる。AP4画像、AP

10

20

30

40

50

2 画像及び A P 3 画像それぞれの間の差は、単一の心拍中の別々の撮像において心筋を再灌流した血流及び造影剤の量を示す。すると、A P 4 画像、A P 2 画像及び A P 3 画像の別の群が獲得される前に心拍が飛ばされることが分かる。飛ばされた心拍の両側の画像を比較することによって、2 心拍のスパンにわたる、心筋の再灌流の度合いが明らかになる。この手順は、3 つの撮像を再獲得する前に別の心拍を飛ばすことによってことによって繰り返され、次いで、A P 4 画像、A P 2 画像及び A P 3 画像の別の獲得が行われる前に 2 心拍が飛ばされる。これによって、3 つの心拍のスパンにわたる、心筋の再灌流の度合いが明らかになる。相当する画像上の相当する画素を用いて、心筋の特定点について再灌流曲線 2 2 4 を生成することが可能である。

#### 【 0 0 2 2 】

図 5 の系列のいくつかの実施形態が考えられる。1 つは、各画像が高 M I 画像であるというものである。第 1 の心拍中に、3 つの伝送が、3 つの撮像断面における微小気泡を破壊することになる。次の心拍中の 3 つの高 M I 伝送によって、一心拍の期間にわたって各撮像断面に再灌流したコントラストの量が測定されることになる。これらの高 M I 伝送によって 3 つの撮像断面内の微小気泡がやはり破壊されるので、第 4 の心拍中の 3 つの高 M I 伝送によって、間にある 2 つの心拍時間間隔にわたって各撮像断面に再注入したコントラストの量が測定されることになる。これらの伝送の破壊によって、第 6 の心拍中に同じ測定を行うことが可能になり、それによって、第 9 の心拍中に生じる伝送によって測定される対象の 3 つの心拍間隔にわたってコントラストの再灌流を可能にする微小気泡破壊もたらされることになる。

#### 【 0 0 2 3 】

別の実施形態は、高 M I 信号及び低 M I 信号を合成したものを伝送するというものである。例えば、高 M I 伝送は第 1 の心拍中に行うことが可能であり、低 M I 伝送（相対的に非破壊的）は残りの心拍中に行うことが可能である。これによって、一心拍中に生じる再灌流が第 2 の心拍中にサンプリングされることになり、3 心拍後に生じる再灌流が第 4 の心拍中にサンプリングされることになり、5 心拍後に生じる再灌流が第 6 の心拍中にサンプリングされる（等である）。

#### 【 0 0 2 4 】

図 6 の実施例は、一心拍から次の心拍までに別の撮像観点を取得して、連続する心拍それぞれ間に単一の撮像観点を獲得することを示す。これは、連続する A P 4 撮像間、連続する A P 3 撮像間、及び連続する A P 2 撮像間に 3 心拍間隔が存在していることを意味する。各心拍のこの時間インターリーブによって、間の補充間隔は長い、所望の画像のすばやい獲得のために各心拍を効率的に用いて同じ撮像の画像を獲得することが可能になる。図 7 の実施例は、別々の画像群それぞれの後に心拍を飛ばした、図 6 のトリガ系列の修正である。よって、図 7 の系列において、同じタイプの連続画像間に 4 心拍間隔が存在している。図 6 及び図 7 の実施例では、各伝送は高 M I 伝送である。

#### 【 0 0 2 5 】

平面画像を表す上記実施例及び手順は、わずかな厚さを備えた平面断面ではなく有限の厚さを備えたサブボリュームが獲得されるボリューム獲得にも適用可能である。よって、「平面」という語は、本明細書及び特許請求の範囲では、サブボリュームという語も包含するものである。

#### 【 図面の簡単な説明 】

#### 【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 心拍波形の別々の期間の後の灌流測定の獲得を示す図である。

【 図 2 】 図 1 によって得られた測定からの灌流曲線の作成を示す図である。

【 図 3 】 本発明の原理によって構築された超音波診断撮像システムを示す構成図である。

【 図 4 】 本発明の原理による、M C E 検査における工程の流れ図である。

【 図 5 】 本発明の原理による、別々の撮像観点を獲得をインターリーブした別々の系列を示す図である。

10

20

30

40

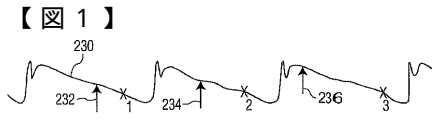


FIG. 1

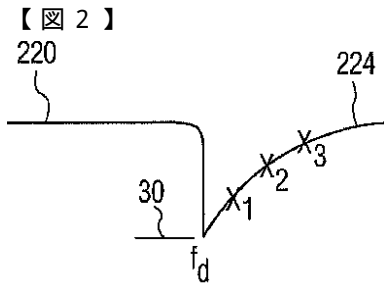


FIG. 2

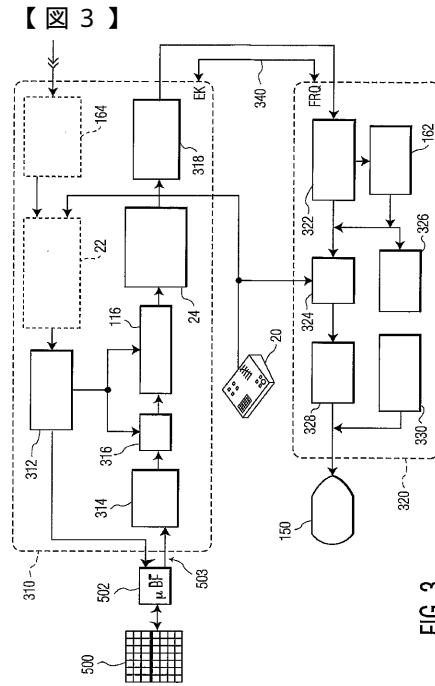


FIG. 3

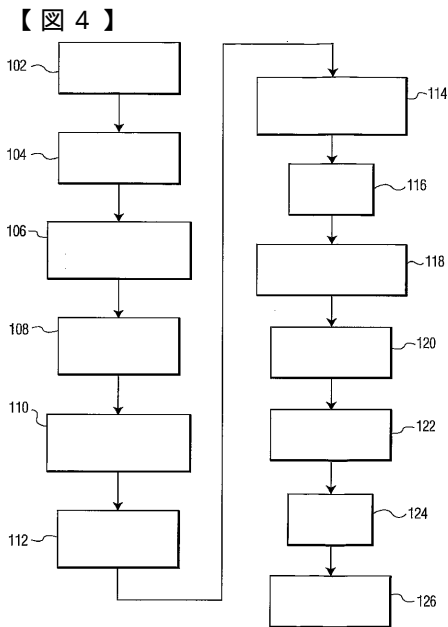


FIG. 4



FIG. 6



FIG. 7



FIG. 5

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平04 - 336053 (JP, A)  
特開2002 - 085407 (JP, A)  
特開2000 - 152928 (JP, A)  
国際公開第2004 / 021041 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08

A61B 8/06

专利名称(译)	自动心肌造影超声心动图		
公开(公告)号	<a href="#">JP4897667B2</a>	公开(公告)日	2012-03-14
申请号	JP2007507883	申请日	2005-04-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ラフターパトリック		
发明人	ラフター,パトリック		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/481 A61B5/0456 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/543 A61B8/585		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
代理人(译)	伊藤忠彦		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	60/562846 2004-04-16 US		
其他公开文献	JP2007532222A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

通过使用二维阵列换能器探头进行心肌对比度回波检查。人体的探针，被压在所选声学窗口，所述第一图像平面和通过心脏的第二图像平面进行成像时，所述平面的方向被存储。用于优化图像的设置也可以存储为两个平面方向。注射造影剂并通过声学窗口扫描静息心脏。当激活用户控制时，超声系统通过声学窗口自动获取所选图像平面的图像。加载心脏并增加心率，并重复自动获取程序以获取负载心脏的图像。通过比较静止图像和加载图像，可以分析心脏心肌的再灌注。

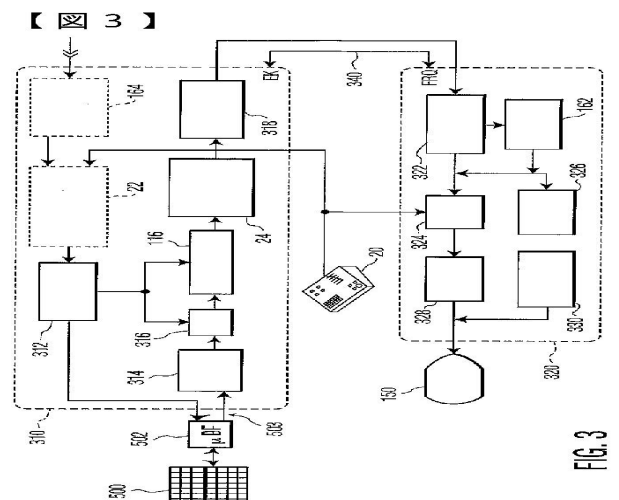


FIG. 3