

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5457062号
(P5457062)

(45) 発行日 平成26年4月2日 (2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月17日 (2014.1.17)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 71 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2009-89507 (P2009-89507)
 (22) 出願日 平成21年4月1日 (2009.4.1)
 (65) 公開番号 特開2009-247901 (P2009-247901A)
 (43) 公開日 平成21年10月29日 (2009.10.29)
 審査請求日 平成24年1月17日 (2012.1.17)
 (31) 優先権主張番号 10-2008-0030913
 (32) 優先日 平成20年4月2日 (2008.4.2)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)
 (31) 優先権主張番号 10-2008-0030918
 (32) 優先日 平成20年4月2日 (2008.4.2)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)
 (31) 優先権主張番号 10-2008-0030921
 (32) 優先日 平成20年4月2日 (2008.4.2)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(73) 特許権者 597096909
 三星メディソン株式会社
 SAMSUNG MEDISON CO., LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川郡 南面陽▲徳▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, Republic of Korea
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 弾性映像を形成する超音波システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波システムであって、

一群の超音波信号からなる超音波ビームを対象体に送信して前記対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成して、前記超音波ビームの送受信を複数回行って複数の受信信号を形成するように動作する送受信部と、

前記複数の受信信号を用いて複数の第1の超音波映像を形成し、前記複数の第1の超音波映像それぞれで観測しようとする関心客体の中心を基準に放射方向に複数の放射スキャンラインを設定し、前記複数の放射スキャンラインを用いて前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する第2の超音波映像を形成するように動作する映像処理部と、

前記複数の第2の超音波映像を用いて弾性映像を形成するように動作する弾性映像形成部と

を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

前記関心客体は、血管を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記映像処理部は、

前記複数の受信信号それぞれに該当する第1の超音波映像を形成するように動作する第1の超音波映像形成部と、

前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を検出するように動

10

20

作する境界検出部と、

前記検出された関心客体の境界を用いて前記関心客体の中心を設定するように動作する中心設定部と、

前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定するように動作する放射スキャンライン設定部と、

前記中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに該当する第 2 の超音波映像を形成するように動作する第 2 の超音波映像形成部と

を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

10

前記弾性映像形成部は、自己相関関数を用いて前記第 2 の超音波映像形成部で形成された n (n は、1 以上の整数) 番目の第 2 の超音波映像と $(n + 1)$ 番目の第 2 の超音波映像の弾性係数を求め、前記弾性係数を用いて前記弾性映像を形成するように動作することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 5】

E C G (e l e c t r o c a r d i o g r a m) 信号を提供するように動作する E C G 信号提供部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のうちいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記送受信部は、前記 E C G 信号によって前記超音波ビームを送受信して前記受信信号を形成するように動作することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波システム。

20

【請求項 7】

超音波システムであって、

一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第 1 の受信信号を形成し、超音波ビームをステアリング角度にステアリングされた前期複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第 2 の受信信号を形成し、前記超音波ビームの送受信を交互に複数回行うように動作する送受信部と、

前記複数の第 1 の受信信号及び前記複数の第 2 の受信信号それぞれに該当する第 1 の超音波映像及び第 2 の超音波映像、前記複数の第 1 の超音波映像及び前記複数の第 2 の超音波映像それぞれを用いて観測しようとする関心客体の中心を基準に設定された複数の放射スキャンラインを再構成した複数の第 1 の再構成映像及び複数の第 2 の再構成映像、及び前記複数の第 1 の再構成映像及び前記複数の第 2 の再構成映像を用いて複数の第 1 の補間映像及び複数の第 2 の補間映像を形成するように動作する映像処理部と、

30

前記複数の第 1 の再構成映像、前記複数の第 1 の補間映像、前記複数の第 2 の再構成映像及び前記複数の第 2 の補間映像を用いて合成映像を形成するように動作する合成映像形成部と、

前記合成映像を用いて弾性映像を形成するように動作する弾性映像形成部と

を備えることを特徴とする超音波システム。

40

【請求項 8】

前記関心客体は、血管を含むことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波システム。

【請求項 9】

前記送受信部は、リニアプローブを備えることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波システム。

【請求項 10】

前記映像処理部は、

前記第 1 の超音波映像、前記第 1 の再構成映像及び前記第 1 の補間映像を形成するように動作する第 1 の映像処理部と、

前記第 2 の超音波映像、前記第 2 の再構成映像及び前記第 2 の補間映像を形成するよう

50

に動作する第 2 の映像処理部と

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 1 1】

前記第 1 の映像処理部は、

前記複数の第 1 の受信信号を用いて前記複数の第 1 の受信信号それぞれに該当する第 1 の超音波映像を形成するように動作する第 1 の超音波映像形成部と、

前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を検出するように動作する第 1 の境界検出部と、

前記複数の第 1 の超音波映像に対して前記境界を用いて前記関心客体の中心を設定するように動作する中心設定部と、

10

前記第 1 の超音波映像それぞれに対して前記中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定するように動作する第 1 の放射スキャンライン設定部と、

前記中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに該当する前記第 1 の再構成映像を形成するように動作する第 1 の再構成映像形成部と、

補間法を用いて前記複数の第 1 の再構成映像間の前記第 1 の補間映像を形成するように動作する第 1 の補間映像形成部と

を備えることを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波システム。

【請求項 1 2】

前記第 1 の再構成映像形成部は、前記複数の放射スキャンラインで前記ステアリング角度にステアリングされたスキャンラインに該当しない放射スキャンラインを用いて前記第 1 の再構成映像を形成するように動作することを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波システム。

20

【請求項 1 3】

前記第 2 の映像処理部は、

前記複数の第 2 の受信信号を用いて前記複数の第 2 の受信信号それぞれに該当する第 2 の超音波映像を形成するように動作する第 2 の超音波映像形成部と、

前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を検出するように動作する第 2 の境界検出部と、

前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を用いて前記関心客体の中心を設定するように動作する第 2 の中心設定部と、

30

前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定するように動作する第 2 の放射スキャンライン設定部と、

前記中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに該当する前記第 2 の再構成映像を形成するように動作する第 2 の再構成映像形成部と、

補間法を用いて前記複数の第 2 の再構成映像間の第 2 の補間映像を形成するように動作する第 2 の補間映像形成部と

を備えることを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波システム。

40

【請求項 1 4】

前記第 2 の再構成映像形成部は、前記複数の放射スキャンラインで前記ステアリング角度にステアリングされたスキャンラインに該当する放射スキャンラインを用いて前記第 2 の再構成映像を形成するように動作することを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波システム。

【請求項 1 5】

前記合成映像形成部は、

前記第 1 の補間映像形成部で形成された i (i は 1 以上の整数) 番目の第 1 の補間映像と前記第 2 の再構成映像形成部で形成された i 番目の第 2 の再構成映像を合成して第 1 の合成映像を形成するように動作する第 1 の合成映像形成部と、

50

前記第 1 の再構成映像形成部で形成された $(i + 1)$ 番目の第 1 の再構成映像と前記第 2 の補間映像形成部で形成された i 番目の第 2 の補間映像を合成して第 2 の合成映像を形成するように動作する第 2 の合成映像形成部と

を備えることを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波システム。

【請求項 1 6】

前記弾性映像形成部は、自己相関関数を用いて前記第 1 の合成形成部で形成された j (j は、1 以上の整数) 番目の第 1 の合成映像と前記第 2 の合成映像形成部で形成された j 番目の第 2 の合成映像間の弾性係数を求め、前記弾性係数を用いて前記弾性映像を形成するように動作することを特徴とする請求項 1 5 に記載の超音波システム。

【請求項 1 7】

前記関心客体の中心を用いて前記複数のスキャンラインそれぞれが前記関心客体の中心で交差する前記ステアリング角度を算出し、 $(2n - 1)$ (n は、1 以上の整数) 番目の第 1 の超音波映像を得るための超音波ビームが送受信される前記複数のスキャンラインそれぞれをステアリングせず、 $2n$ 番目の第 2 の超音波映像を得るための超音波ビームが送受信される前記複数のスキャンラインそれぞれを前記ステアリング角度にステアリングするように動作する制御部と

をさらに備えることを特徴とする請求項 7 ~ 1 6 のうちいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 1 8】

超音波システムであって、

対象体の心臓拍動周期ごとに ECG (electrocardiogram) 信号を提供するように動作する ECG 信号提供部と、

$(2n - 1)$ (n は、1 以上の整数) 番目の心臓拍動周期の間に一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第 1 の受信信号を形成し、 $2n$ 番目の心臓拍動周期の間に超音波ビームをステアリング角度にステアリングされた前記複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第 2 の受信信号を形成するように動作する送受信部と、

複数の第 1 の受信信号及び複数の第 2 の受信信号それぞれに該当する複数の第 1 の超音波映像及び複数の第 2 の超音波映像、前記複数の第 1 の超音波映像及び前記複数の第 2 の超音波映像それぞれを用いて観測しようとする関心客体の中心を基準に設定された複数の放射スキャンラインを再構成した複数の第 1 の再構成映像及び複数の第 2 の再構成映像、及び前記複数の第 1 の再構成映像及び前記複数の第 2 の再構成映像を用いて複数の第 1 の補間映像及び複数の第 2 の補間映像を形成するように動作する映像処理部と、

前記複数の第 1 の再構成映像、前記複数の第 1 の補間映像、前記複数の第 2 の再構成映像及び前記複数の第 2 の補間映像を用いて合成映像を形成するように動作する合成映像形成部と、

前記合成映像を用いて弾性映像を形成するように動作する弾性映像形成部と

を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 1 9】

前記関心客体は、血管を含むことを特徴とする請求項 1 8 に記載の超音波システム。

【請求項 2 0】

前記 ECG 信号は、心臓の左心室の収縮開始前に提供される第 1 の信号及び前記左心室の弛緩開始前に提供される第 2 の信号を備えることを特徴とする請求項 1 8 に記載の超音波システム。

【請求項 2 1】

前記送受信部は、

前記 $(2n - 1)$ 番目の心臓拍動周期の間に前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号それぞれによって前記超音波ビームを前記複数のスキャンラインそれぞれに沿って送受信して前記第 1 の受信信号を形成し、前記 $2n$ 番目の心臓拍動周期の間に前記第 1 の信号及び前記

10

20

30

40

50

第 2 の信号それぞれによって前記超音波ビームを前記ステアリングされた複数のスキャンラインそれぞれに沿って送受信して前記第 2 の受信信号を形成するように動作することを特徴とする請求項 20 に記載の超音波システム。

【請求項 22】

前記映像処理部は、

前記第 1 の超音波映像、前記第 1 の再構成映像及び前記第 1 の補間映像を形成するように動作する第 1 の映像処理部と、

前記第 2 の超音波映像、前記第 2 の再構成映像及び前記第 2 の補間映像を形成するように動作する第 2 の映像処理部と

を備えることを特徴とする請求項 21 に記載の超音波システム。

10

【請求項 23】

前記第 1 の映像処理部は、

前記 (2n - 1) 番目の心臓拍動周期の間に前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号それぞれによる第 1 の受信信号を用い、前記複数の第 1 の受信信号それぞれに該当する第 1 の超音波映像を形成するように動作する第 1 の超音波映像形成部と、

前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を検出するように動作する第 1 の境界検出部と、

前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を用いて前記関心客体の中心を設定するように動作する中心設定部と、

前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに対して前記中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定するように動作する第 1 の放射スキャンライン設定部と、

20

前記中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成し、前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに該当する前記第 1 の再構成映像を形成するように動作する第 1 の再構成映像形成部と

を備えることを特徴とする請求項 22 に記載の超音波システム。

【請求項 24】

前記第 1 の再構成映像形成部は、前記複数の放射スキャンラインで前記ステアリング角度にステアリングされたスキャンラインに該当しない放射スキャンラインを用いて前記第 1 の再構成映像を形成するように動作することを特徴とする請求項 23 に記載の超音波システム。

30

【請求項 25】

前記第 2 の映像処理部は、

前記 2n 番目の心臓拍動周期の間に前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号それぞれによる第 2 の受信信号を用い、前記複数の第 2 の受信信号それぞれに該当する第 2 の超音波映像を形成するように動作する第 2 の超音波映像形成部と、

前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を検出するように動作する第 2 の境界検出部と、

前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を用いて前記関心客体の中心を設定するように動作する第 2 の中心設定部と、

前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定するように動作する第 2 の放射スキャンライン設定部と、

40

前記関心客体の中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第 2 の超音波映像に該当する前記第 2 の再構成映像を形成するように動作する第 2 の再構成映像形成部と

を備えることを特徴とする請求項 23 に記載の超音波システム。

【請求項 26】

前記第 2 の再構成映像形成部は、前記複数の放射スキャンラインで前記ステアリング角度にステアリングされたスキャンラインに該当する放射スキャンラインを用いて前記第 2 の再構成映像を形成するように動作することを特徴とする請求項 25 に記載の超音波シス

50

テム。

【請求項 27】

前記合成映像形成部は、前記第1の信号によって形成された第1の再構成映像及び第2の再構成映像を合成して第1の合成映像を形成し、前記第2の信号によって形成された第1の再構成映像及び第2の再構成映像を合成して第2の合成映像を形成するように動作することを特徴とする請求項25に記載の超音波システム。

【請求項 28】

前記弾性映像形成部は、自己相関関数を用いて前記第1の合成映像と前記第2の合成映像間の弾性係数を求め、前記弾性係数を用いて弾性映像を形成するように動作することを特徴とする請求項27に記載の超音波システム。

10

【請求項 29】

前記関心客体の中心を用いて前記複数のスキャンラインそれぞれが前記関心客体の中心で交差する前記ステアリング角度を算出し、前記ECG信号を用いて前記 $(2n-1)$ 番目の心臓拍動周期の間に前記複数のスキャンラインをステアリングせず、前記 $2n$ 番目の心臓拍動周期の間に前記複数のスキャンラインを前記ステアリング角度にステアリングするように動作する制御部とをさらに備えることを特徴とする請求項18~28のうちいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項 30】

超音波システムであって、

一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成し、前記超音波ビームの送受信を複数回行って複数の受信信号を形成し、前記複数のスキャンラインが前記対象体で観測しようとする関心客体の中心で交差するように前記対象体に向かって凹状形態を有する複数の変換素子を備える送受信部と、

20

複数の受信信号を用いて複数の第1の超音波映像を形成し、前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数のスキャンラインに該当する複数の放射スキャンラインを設定し、前記複数の放射スキャンラインを用いて前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する第2の超音波映像を形成するように動作する映像処理部と、

複数の第2の超音波映像を用いて弾性映像を形成するように動作する弾性映像形成部とを備えることを特徴とする超音波システム。

30

【請求項 31】

前記関心客体は、血管を含むことを特徴とする請求項30に記載の超音波システム。

【請求項 32】

前記映像処理部は、

前記複数の受信信号それぞれに該当する第1の超音波映像を形成するように動作する第1の超音波映像形成部と、

前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を検出するように動作する境界検出部と、

前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して前記複数のスキャンラインが交差する交差点を前記関心客体の中心に設定するように動作する中心設定部と、

40

前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定するように動作する放射スキャンライン設定部と、

前記関心客体の中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する第2の超音波映像を形成するように動作する第2の超音波映像形成部と

を備えることを特徴とする請求項30に記載の超音波システム。

【請求項 33】

前記弾性映像形成部は、

前記第2の超音波映像形成部で形成された n (n は、1以上の整数)番目の第2の超音

50

波映像と $(n+1)$ 番目の第2の超音波映像の弾性係数を求め、前記弾性係数を用いて弾性映像を形成するように動作することを特徴とする請求項32に記載の超音波システム。

【請求項34】

ECG(electrocardiogram)信号を提供するように動作するECG信号提供部をさらに備えることを特徴とする請求項30~33のうちいずれか一項に記載の超音波システム。

【請求項35】

前記送受信部は、前記ECG信号によって前記超音波ビームを送受信して前記受信信号を形成するように動作することを特徴とする請求項34に記載の超音波システム。

【請求項36】

送受信部、映像処理部及び弾性映像形成部を備える超音波システムの弾性映像形成方法であって、

a) 前記送受信部で、一群の超音波信号からなる超音波ビームを対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成し、前記超音波ビームの送受信を複数回行って複数の受信信号を形成する段階と、

b) 前記映像処理部で、前記複数の受信信号を用いて前記複数の受信信号それぞれに該当する第1の超音波映像を形成する段階と、

c) 前記映像処理部で、前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して観測しようとする関心客体の中心を基準に放射方向に複数の放射スキャンラインを設定する段階と、

d) 前記映像処理部で、前記複数の放射スキャンラインを用いて前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する第2の超音波映像を形成する段階と、

e) 前記弾性映像形成部で、前記複数の第2の超音波映像を用いて弾性映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする弾性映像形成方法。

【請求項37】

前記関心客体は、血管を含むことを特徴とする請求項36に記載の弾性映像形成方法。

【請求項38】

前記段階c)は、

前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の境界を検出する段階と、

前記検出された関心客体の境界を用いて前記関心客体の中心を設定する段階と、

前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項37に記載の弾性映像形成方法。

【請求項39】

前記段階d)は、前記関心客体の中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する第2の超音波映像を形成する段階を備えることを特徴とする請求項38に記載の弾性映像形成方法。

【請求項40】

前記段階e)は、

自己相関関数を用いて前記段階d)で形成された n (n は、1以上の整数)番目の第2の超音波映像と $(n+1)$ 番目の第2の超音波映像の弾性係数を求める段階と、

前記弾性係数を用いて前記弾性映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項39に記載の弾性映像形成方法。

【請求項41】

前記段階a)以前にECG信号の提供を受ける段階をさらに備えることを特徴とする請求項36に記載の弾性映像形成方法。

【請求項42】

前記段階a)は、前記ECG信号によって前記超音波ビームを送受信して前記受信信号を形成する段階を備えることを特徴とする請求項41に記載の弾性映像形成方法。

【請求項43】

10

20

30

40

50

送受信部、映像処理部、合成映像形成部、弾性映像形成部及び制御部を備える超音波システムの弾性映像形成方法であって、

a) 前記送受信部で、一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第1の受信信号を形成する段階と、

b) 前記映像処理部で、前記第1の受信信号を用いて第1の超音波映像を形成し、前記第1の超音波映像それぞれに対して観測しようとする関心客体の中心を設定して中心情報を形成する段階と、

c) 前記制御部で、前記中心情報を用いて前記複数のスキャンラインのステアリングを制御する段階と、

d) 前記送受信部で、超音波ビームを前記ステアリングされた前記複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第2の受信信号を形成する段階と、

e) 前記映像処理部で、前記第2の受信信号を用いて第2の超音波映像を形成する段階と、

f) 前記段階a)～前記段階e)を複数回行う段階と、

g) 前記映像処理部で、複数の第1の超音波映像及び複数の第2の超音波映像それぞれを用いて前記関心客体の中心を基準に設定された複数の放射スキャンラインを再構成した第1の再構成映像及び第2の再構成映像と、前記第1の再構成映像及び前記第2の再構成映像を用いて第1の補間映像及び第2の補間映像を形成する段階と、

h) 前記合成映像形成部で、前記第1の再構成映像、前記第1の補間映像、前記第2の再構成映像及び前記第2の補間映像を用いて合成映像を形成する段階と、

i) 前記弾性映像形成部で、前記合成映像を用いて弾性映像を形成する段階とを備えることを特徴とする弾性映像形成方法。

【請求項44】

前記関心客体は、血管を含むことを特徴とする請求項43に記載の弾性映像形成方法。

【請求項45】

前記b)は、

前記第1の超音波映像に対して前記関心客体の境界を検出する段階と、

前記境界を用いて前記関心客体の中心を設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項43に記載の弾性映像形成方法。

【請求項46】

前記段階c)は、

前記関心客体の中心を用いて前記複数のスキャンラインが前記関心客体の中心で交差する前記ステアリング角度を算出する段階と、

前記複数のスキャンラインを前記ステアリング角度にステアリングする段階と

を備えることを特徴とする請求項45に記載の弾性映像形成方法。

【請求項47】

前記段階e)は、

前記第2の超音波映像に対して前記関心客体の境界を検出する段階と、

前記第2の超音波映像に対して前記関心客体の中心を用いて前記関心客体の中心を設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項46に記載の弾性映像形成方法。

【請求項48】

前記段階g)は、

g1) 前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して前記中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定する段階と、

g2) 前記関心客体の中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する前記第1の再構成映像を形成する段階と、

10

20

30

40

50

g 3) 補間法を用いて前記複数の第 1 の再構成映像間の第 1 の補間映像を形成する段階と、

g 4) 前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定する段階と、

g 5) 前記中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに該当する前記第 2 の再構成映像を形成する段階と、

g 6) 補間法を用いて前記複数の第 2 の再構成映像間の第 2 の補間映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 47 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 49】

10

前記段階 g 2) は、

前記複数の放射スキャンラインで前記ステアリング角度にステアリングされたスキャンラインに該当しない放射スキャンラインを用いて前記第 1 の再構成映像を形成する段階

を備えることを特徴とする請求項 48 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 50】

前記段階 g 5) は、前記複数の放射スキャンラインで前記ステアリング角度にステアリングされたスキャンラインに該当する放射スキャンラインを用いて前記第 2 の再構成映像を形成する段階を備えることを特徴とする請求項 49 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 51】

前記段階 h) は、

20

前記段階 g 3) で形成された i (i は、1 以上の整数) 番目の第 1 の補間映像と前記段階 g 4) で形成された i 番目の第 2 の再構成映像を合成して第 1 の合成映像を形成する段階と、

前記段階 g 2) で形成された ($i + 1$) 番目の第 1 の再構成映像と前記段階 g 5) で形成された i 番目の第 2 の補間映像を合成して第 2 の合成映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 50 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 52】

E C G 信号提供部、送受信部、映像処理部、合成映像形成部、弾性映像形成部及び制御部を備える超音波システムの弾性映像形成方法であって、

a) 前記 E C G 信号提供部で、対象体の心臓拍動周期ごとに E C G 信号を提供する段階と、

30

b) 前記送受信部で、($2n - 1$) 番目の心臓拍動周期の間に一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第 1 の受信信号を形成する段階と、

c) 前記映像処理部で、前記第 1 の受信信号を用いて第 1 の超音波映像を形成し、前記第 1 の超音波映像で観測しようとする関心客体の中心を設定して中心情報を形成する段階と、

d) 前記制御部で、前記中心情報を用いて $2n$ 番目の心臓拍動周期の間に前記複数のスキャンラインのステアリングを制御する段階と、

e) 前記送受信部で、前記 $2n$ 番目の心臓拍動周期の間に超音波ビームを前記ステアリングされた前記複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第 2 の受信信号を形成する段階と、

40

f) 前記映像処理部で、前記第 2 の受信信号を用いて第 2 の超音波映像を形成する段階と、

g) 前記段階 a) ~ 前記段階 f) を複数回行う段階と、

h) 前記映像処理部で、前記複数の第 1 の超音波映像及び前記複数の第 2 の超音波映像それぞれを用いて前記関心客体の中心を基準に設定された複数の放射スキャンラインを再構成した第 1 の再構成映像及び第 2 の再構成映像を形成する段階と、

i) 前記合成映像形成部で、前記第 1 の再構成映像及び前記第 2 の再構成映像を合成して合成映像を形成する段階と、

50

j) 前記弾性映像形成部で、前記合成映像を用いて弾性映像を形成する段階とを備えることを特徴とする弾性映像形成方法。

【請求項 53】

前記関心客体は、血管を含むことを特徴とする請求項 52 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 54】

前記段階 a) は、心臓の左心室の収縮開始前に提供される第 1 の信号及び前記左心室の弛緩開始前に提供される第 2 の信号を含む ECG 信号を提供する段階を備えることを特徴とする請求項 52 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 55】

前記段階 b) は、前記 (2n - 1 番目) の心臓拍動周期の間に前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号それぞれによって前記超音波ビームを前記各スキャンラインに沿って送受信して前記第 1 の受信信号を形成する段階を備えることを特徴とする請求項 54 に記載の弾性映像形成方法。

10

【請求項 56】

前記段階 c) は、

前記第 1 の超音波映像で前記関心客体の境界を検出する段階と、

前記境界を用いて前記関心客体の中心を設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 55 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 57】

前記段階 d) は、

前記関心客体の中心を用いて前記複数のスキャンラインが前記関心客体の中心で交差する前記ステアリング角度を算出する段階と、

20

前記 2 番目の心臓拍動周期の間に前記複数のスキャンラインを前記ステアリング角度にステアリングする段階と

を備えることを特徴とする請求項 56 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 58】

前記段階 e) は、前記 2n 番目の心臓拍動周期の間に前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号それぞれによって前記超音波ビームを前記ステアリングされた前記複数のスキャンラインそれぞれに沿って送受信して前記第 2 の受信信号を形成する段階を備えることを特徴とする請求項 57 に記載の弾性映像形成方法。

30

【請求項 59】

前記段階 f) は、

前記第 2 の超音波映像で前記関心客体の境界を検出する段階と、

前記第 2 の超音波映像に対して前記関心客体の中心を用いて前記関心客体の中心を設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 58 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 60】

前記段階 h) は、

h1) 前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定する段階と、

40

h2) 前記関心客体の中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに該当する前記第 1 の再構成映像を形成する段階と、

h3) 前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定する段階と、

h4) 前記関心客体の中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して前記複数の第 2 の超音波映像それぞれに該当する前記第 2 の再構成映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 59 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 61】

50

前記段階 h 2) は、前記複数の放射スキャンラインで前記ステアリング角度にステアリングされたスキャンラインに該当しない放射スキャンラインを用いて前記第 1 の再構成映像を形成する段階を備えることを特徴とする請求項 6 0 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 6 2】

前記段階 h 4) は、前記複数の放射スキャンラインで前記ステアリング角度にステアリングされたスキャンラインに該当する放射スキャンラインを用いて前記第 2 の再構成映像を形成する段階を備えることを特徴とする請求項 6 0 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 6 3】

前記段階 i) は、

前記第 1 の信号によって形成された第 1 の再構成映像及び第 2 の再構成映像を合成して第 1 の合成映像を形成する段階と、 10

前記第 2 の信号によって形成された第 1 の再構成映像及び第 2 の再構成映像を合成して第 2 の合成映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 6 0 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 6 4】

前記段階 j) は、

自己相関関数を用いて前記第 1 の合成映像と前記第 2 の合成映像との間の弾性係数を求める段階と、

前記弾性係数を用いて弾性映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 6 3 に記載の弾性映像形成方法。 20

【請求項 6 5】

複数のスキャンラインが対象体で観測しようとする関心客体の中心で交差するように前記対象体に向かって凹状形態を有する複数の変換素子を備える送受信部、映像処理部及び弾性映像形成部を備える超音波システムの弾性映像形成方法であって、

a) 前記送受信部で、一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信して前記対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成し、前記超音波ビームの送受信を複数回行って複数の受信信号を形成する段階と、

b) 前記映像処理部で、前記複数の受信信号を用いて前記複数の受信信号それぞれに該当する第 1 の超音波映像を形成する段階と、 30

c) 前記映像処理部で、前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数のスキャンラインに該当する複数の放射スキャンラインを設定する段階と、

d) 前記複数の放射スキャンラインを用いて前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに該当する第 2 の超音波映像を形成する段階と、

e) 前記弾性映像形成部で、前記複数の第 2 の超音波映像を用いて弾性映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする弾性映像形成方法。

【請求項 6 6】

前記関心客体は、血管を含むことを特徴とする請求項 6 5 に記載の弾性映像形成方法。 40

【請求項 6 7】

前記段階 c) は、

前記複数の第 1 の超音波映像に対して前記関心客体の境界を検出する段階と、

前記複数の第 1 の超音波映像に対して前記複数のスキャンラインが交差する交差点を前記関心客体の中心に設定する段階と、

前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数の放射スキャンラインを設定する段階と

を備えることを特徴とする請求項 6 5 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 6 8】

前記段階 d) は、前記関心客体の中心を基準に前記複数の放射スキャンラインを互いに 50

平行に再構成して前記複数の第 1 の超音波映像それぞれに該当する前記第 2 の超音波映像を形成する段階を備えることを特徴とする請求項 6 7 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 6 9】

前記段階 e) は、

自己相関関数を用いて前記段階 d) で形成された n (n は、1 以上の整数) 番目の第 2 の超音波映像と ($n + 1$) 番目の第 2 の超音波映像の弾性係数を求める段階と、

前記弾性係数を用いて弾性映像を形成する段階と

を備えることを特徴とする請求項 6 8 に記載の弾性映像形成方法。

【請求項 7 0】

E C G (e l e c t r o c a r d i o g r a m) 信号の提供を受ける段階をさらに備えることを特徴とする請求項 6 5 ~ 6 9 のうちいずれか一項に記載の弾性映像形成方法。

10

【請求項 7 1】

前記段階 a) は、前記 E C G 信号によって前記超音波ビームを送受信して前記受信信号を形成する段階を備えることを特徴とする請求項 7 0 に記載の弾性映像形成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は超音波システム及び方法に係り、特に、弾性映像を形成するうえで好適な超音波システム及び方法に関する。

【背景技術】

20

【0 0 0 2】

超音波システムは、無侵襲及び非破壊特性を有しており、対象体内部の情報を得るための医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要なく、対象体内部の高解像度の映像を医師に提供することができるので、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

【0 0 0 3】

一般に、超音波システムは複数の変換素子を含むプローブを対象体の表面に接触させた状態で超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波信号(以下、反射信号という)を受信する。超音波システムはプローブを介して受信された反射信号に基づいて対象体の超音波映像を形成し、形成された超音波映像をディスプレイ部を介してディスプレイする。超音波映像は、組織間の音響インピーダンス差に依存する反射係数を用いる B モード (B r i g h t n e s s m o d e) で主に表現される。しかし、腫瘍や癌組織のように周辺の組織と反射係数の差が大きい組織は B モード超音波映像で観察され難い。

30

【0 0 0 4】

一方、対象体で観測しようとする客体(以下、関心客体という)、特に血管内の脂質 (l i p i d) または病変などを診断するために、超音波システムは血管内に挿入されたプローブを介して超音波信号を放射 (r a d i a l) 方向に送受信し、受信された反射信号に基づいて血管の超音波映像を形成する。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0 0 0 5】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 6 8 0 9 4 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 8 - 2 3 7 9 1 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 6】

このような血管内の超音波 (i n t e r a v a s c u l a r u l t r a s o u n d , I V U S) 方式は、血管内にプローブを挿入して超音波信号を送受信するため、プローブを対象体に接触した状態で超音波信号を送受信する方式より超音波映像の解像度を高める

50

ことができるが、血管が損傷するおそれがある。

【 0 0 0 7 】

本発明は、プローブを観測しようとする関心客体内に挿入せず、関心客体の弾性映像を形成する超音波システム及び方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

前記の課題を解決するために、本発明による超音波システムは、一群の超音波信号からなる超音波ビームを対象体に送信して前記対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成して、前記超音波ビームの送受信を複数回行って複数の受信信号を形成するように動作する送受信部と、前記複数の受信信号を用いて複数の第1の超音波映像を形成し、前記複数の第1の超音波映像それぞれで観測しようとする関心客体の中心を基準に放射方向に複数の放射スキャンラインを設定し、前記複数の放射スキャンラインを用いて前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する第2の超音波映像を形成するように動作する映像処理部と、前記複数の第2の超音波映像を用いて弾性映像を形成するように動作する弾性映像形成部とを備える。

10

【 0 0 0 9 】

また、本発明による超音波システムは、一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第1の受信信号を形成し、超音波ビームをステアリング角度にステアリングされた前期複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第2の受信信号を形成し、前記超音波ビームの送受信を交互に複数回行うように動作する送受信部と、前記複数の第1の受信信号及び前記複数の第2の受信信号それぞれに該当する第1の超音波映像及び第2の超音波映像、前記複数の第1の超音波映像及び前記複数の第2の超音波映像それぞれを用いて観測しようとする関心客体の中心を基準に設定された複数の放射スキャンラインを再構成した複数の第1の再構成映像及び複数の第2の再構成映像、及び前記複数の第1の再構成映像及び前記複数の第2の再構成映像を用いて複数の第1の補間映像及び複数の第2の補間映像を形成するように動作する映像処理部と、前記複数の第1の再構成映像、前記複数の第1の補間映像、前記複数の第2の再構成映像及び前記複数の第2の補間映像を用いて合成映像を形成するように動作する合成映像形成部と、前記合成映像を用いて弾性映像を形成するように動作する弾性映像形成部とを備える。

20

30

【 0 0 1 0 】

また、本発明による超音波システムは、対象体の心臓拍動周期ごとにECG (electrocardiogram) 信号を提供するように動作するECG信号提供部と、 $(2n - 1)$ (n は、1以上の整数) 番目の心臓拍動周期の間に一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第1の受信信号を形成し、 $2n$ 番目の心臓拍動周期の間に超音波ビームをステアリング角度にステアリングされた前期複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第2の受信信号を形成するように動作する送受信部と、複数の第1の受信信号及び複数の第2の受信信号それぞれに該当する複数の第1の超音波映像及び複数の第2の超音波映像、前記複数の第1の超音波映像及び前記複数の第2の超音波映像それぞれを用いて観測しようとする関心客体の中心を基準に設定された複数の放射スキャンラインを再構成した複数の第1の再構成映像及び複数の第2の再構成映像、及び前記複数の第1の再構成映像及び前記複数の第2の再構成映像を用いて複数の第1の補間映像及び複数の第2の補間映像を形成するように動作する映像処理部と、前記複数の第1の再構成映像、前記複数の第1の補間映像、前記複数の第2の再構成映像及び前記複数の第2の補間映像を用いて合成映像を形成するように動作する合成映像形成部と、前記合成映像を用いて弾性映像を形成するように動作する弾性映像形成部とを備える。

40

【 0 0 1 1 】

50

また、本発明による超音波システムは、一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成し、前記超音波ビームの送受信を複数回行って複数の受信信号を形成し、前記複数のスキャンラインが前記対象体で観測しようとする関心客体の中心で交差するように前記対象体に向かって凹状形態を有する複数の変換素子を備える送受信部と、複数の受信信号を用いて複数の第1の超音波映像を形成し、前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数のスキャンラインに該当する複数の放射スキャンラインを設定し、前記複数の放射スキャンラインを用いて前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する第2の超音波映像を形成するように動作する映像処理部と、複数の第2の超音波映像を用いて弾性映像を形成するように動作する弾性映像形成部とを備える。

10

【0012】

また、本発明による、送受信部、映像処理部及び弾性映像形成部を備える超音波システムの弾性映像形成方法は、a) 前記送受信部で、一群の超音波信号からなる超音波ビームを対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成し、前記超音波ビームの送受信を複数回行って複数の受信信号を形成する段階と、b) 前記映像処理部で、前記複数の受信信号を用いて前記複数の受信信号それぞれに該当する第1の超音波映像を形成する段階と、c) 前記映像処理部で、前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して観測しようとする関心客体の中心を基準に放射方向に複数の放射スキャンラインを設定する段階と、d) 前記映像処理部で、前記複数の放射スキャンラインを用いて前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する第2の超音波映像を形成する段階と、e) 前記弾性映像形成部で、前記複数の第2の超音波映像を用いて弾性映像を形成する段階とを備える。

20

【0013】

また、本発明による、送受信部、映像処理部、合成映像形成部、弾性映像形成部及び制御部を備える超音波システムの弾性映像形成方法は、a) 前記送受信部で、一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第1の受信信号を形成する段階と、b) 前記映像処理部で、前記第1の受信信号を用いて第1の超音波映像を形成し、前記第1の超音波映像それぞれに対して観測しようとする関心客体の中心を設定して中心情報を形成する段階と、c) 前記制御部で、前記中心情報を用いて前記複数のスキャンラインのステアリングを制御する段階と、d) 前記送受信部で、超音波ビームを前記ステアリングされた前記複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第2の受信信号を形成する段階と、e) 前記映像処理部で、前記第2の受信信号を用いて第2の超音波映像を形成する段階と、f) 前記段階a) ~ 前記段階e) を複数回行う段階と、g) 前記映像処理部で、複数の第1の超音波映像及び複数の第2の超音波映像それぞれを用いて前記関心客体の中心を基準に設定された複数の放射スキャンラインを再構成した第1の再構成映像及び第2の再構成映像と、前記第1の再構成映像及び前記第2の再構成映像を用いて第1の補間映像及び第2の補間映像を形成する段階と、h) 前記合成映像形成部で、前記第1の再構成映像、前記第1の補間映像、前記第2の再構成映像及び前記第2の補間映像を用いて合成映像を形成する段階と、i) 前記弾性映像形成部で、前記合成映像を用いて弾性映像を形成する段階とを備える。

30

40

【0014】

また、本発明による、ECG信号提供部、送受信部、映像処理部、合成映像形成部、弾性映像形成部及び制御部を備える超音波システムの弾性映像形成方法は、a) 前記ECG信号提供部で、対象体の心臓拍動周期ごとにECG信号を提供する段階と、b) 前記送受信部で、 $(2n - 1)$ 番目の心臓拍動周期の間に一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第1の受信信号を形成する段階と、c) 前記映像処理部で、前記第1の受信信号を用いて第1の超音波映像を形成し、前記第1の超音波映像で観測しよ

50

うとする関心客体の中心を設定して中心情報を形成する段階と、d) 前記制御部で、前記中心情報を用いて2n番目の心臓拍動周期の間に前記複数のスキャンラインのステアリングを制御する段階と、e) 前記送受信部で、前記2n番目の心臓拍動周期の間に超音波ビームを前記ステアリングされた前記複数のスキャンラインそれぞれに沿って前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波ビームを受信して第2の受信信号を形成する段階と、f) 前記映像処理部で、前記第2の受信信号を用いて第2の超音波映像を形成する段階と、g) 前記段階a)～前記段階f)を複数回行う段階と、h) 前記映像処理部で、前記複数の第1の超音波映像及び前記複数の第2の超音波映像それぞれを用いて前記関心客体の中心を基準に設定された複数の放射スキャンラインを再構成した第1の再構成映像及び第2の再構成映像を形成する段階と、i) 前記合成映像形成部で、前記第1の再構成映像及び前記第2の再構成映像を合成して合成映像を形成する段階と、j) 前記弾性映像形成部で、前記合成映像を用いて弾性映像を形成する段階とを備える。

10

【0015】

また、本発明による、複数のスキャンラインが対象体で観測しようとする関心客体の中心で交差するように前記対象体に向かって凹状形態を有する複数の変換素子を備える送受信部、映像処理部及び弾性映像形成部を備える超音波システムの弾性映像形成方法は、a) 前記送受信部で、一群の超音波信号からなる超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信して前記対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成し、前記超音波ビームの送受信を複数回行って複数の受信信号を形成する段階と、b) 前記映像処理部で、前記複数の受信信号を用いて前記複数の受信信号それぞれに該当する第1の超音波映像を形成する段階と、c) 前記映像処理部で、前記複数の第1の超音波映像それぞれに対して前記関心客体の中心を基準に放射方向に前記複数のスキャンラインに該当する複数の放射スキャンラインを設定する段階と、d) 前記複数の放射スキャンラインを用いて前記複数の第1の超音波映像それぞれに該当する第2の超音波映像を形成する段階と、e) 前記弾性映像形成部で、前記複数の第2の超音波映像を用いて弾性映像を形成する段階とを備える。

20

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、プローブを観測しようとする関心客体内に挿入しなくても関心客体の弾性映像を形成して脂質または病変を観測することができる。また、本発明によれば、心臓の最大収縮及び弛緩時に提供されるECG(electrocardiogram)信号によって形成される複数の超音波映像を用い、より正確な弾性映像を形成することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の第1実施形態による超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の第1実施形態による映像処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の第1実施形態による第1の超音波映像を示す例示図である。

【図4】本発明の第1実施形態による第1の超音波映像、血管中心、放射スキャンラインを示す例示図である。

40

【図5】本発明の第1実施形態による第2の超音波映像を示す例示図である。

【図6】本発明の第2実施形態による超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図7】本発明の第2実施形態による第1の映像処理部の構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の第2実施形態による第2の映像処理部の構成を示すブロック図である。

【図9】本発明の第2実施形態によるステアリングされていないスキャンラインを示す例示図である。

【図10】本発明の第2実施形態によるステアリング角度にステアリングされたスキャンラインを示す例示図である。

【図11】本発明の第2実施形態によって形成される第1の超音波映像を示す例示図である。

50

【図１２】本発明の第２実施形態によって第１の超音波映像に設定される関心客体の中心及び関心客体の中心を基準に放射方向に設定された複数の放射スキャンラインを示す例示図である。

【図１３】本発明の第２実施形態によって関心客体の中心を基準に複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して形成される第１の再構成映像を示す例示図である。

【図１４】本発明の第２実施形態によって関心客体の中心を基準に複数の放射スキャンラインを互いに平行に再構成して形成される第２の再構成映像を示す例示図である。

【図１５】本発明の第２実施形態によって補間法を用いて第１の再構成映像間に形成される第１の補間映像を示す例示図である。

【図１６】本発明の第２実施形態によって補間法を用いて第２の再構成映像間に形成される第２の補間映像を示す例示図である。

10

【図１７】本発明の第２実施形態によって第１の再構成映像、第１の補間映像、第２の再構成映像及び第２の補間映像を用いて形成される第１及び第２の合成映像を示す例示図である。

【図１８】本発明の第２実施形態によって第１の合成映像及び第２の合成映像を用いて形成される弾性映像を示す例示図である。

【図１９】本発明の第３実施形態による超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図２０】本発明の第３実施形態による第１の映像処理部の構成を示すブロック図である。

【図２１】本発明の第３実施形態による第２の映像処理部の構成を示すブロック図である。

20

【図２２】本発明の第３実施形態によって第１の再構成映像及び第２の再構成映像を用いて形成される合成映像と、合成映像を用いて形成される弾性映像を示す例示図である。

【図２３】本発明の第４実施形態による超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図２４】本発明の第４実施形態による変換素子、スキャンライン、血管及び脂質を示す例示図である。

【図２５】本発明の第４実施形態による映像処理部の構成を示すブロック図である。

【図２６】本発明の第４実施形態による第１の超音波映像を示す例示図である。

【図２７】本発明の第４実施形態によって第１の超音波映像に設定された関心客体の中心及び中心を基準に放射方向に設定された放射スキャンラインを示す例示図である。

30

【図２８】本発明の第４実施形態による第２の超音波映像を示す例示図である。

【発明を実施するための形態】

【００１８】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

実施形態１．

図１は、本発明の第１実施形態による超音波システム１００の構成を示すブロック図である。一方、超音波システム１００はＥＣＧ（electrocardiogram）信号を提供するように動作するＥＣＧ信号提供部（図示せず）及びユーザのインストラクションの入力を受けるように動作するユーザ入力部（図示せず）をさらに備えることができる。ユーザ入力部はコントロールパネル、キーボード、マウスなどを備える。

40

【００１９】

制御部１１０は、一群の超音波信号からなる超音波ビームの送受信を制御する。一方、制御部１１０はＥＣＧ信号によって超音波ビームが送受信されるように制御することもできる。一例として、制御部１１０は左心室の最大収縮時にＥＣＧ信号提供部からのＥＣＧ信号によって超音波ビームが送受信され、左心室の最大弛緩時にＥＣＧ信号提供部からのＥＣＧ信号によって超音波ビームが送受信されるように制御することもできる。制御部１１０は、関心客体の超音波映像及び弾性映像の形成とディスプレイを制御する。関心客体は対象体で観測しようとする客体である。これに合せて、制御部１１０は、超音波システム１００の動作を制御する。

【００２０】

50

送受信部 120 は、制御部 110 の制御によって、超音波ビームを対象体に送信して対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成する。送受信部 120 は、超音波ビームの送受信を複数回行う。一方、送受信部 120 は ECG 信号によって超音波ビームを送受信して受信信号を形成することもできる。本実施形態で、送受信部 120 は超音波信号を送受信するように動作する複数の変換素子 (transducer element) を備えるプローブ (図示せず) 及び超音波信号の送信集束のための送信集束遅延量を提供して超音波ビームを形成し、超音波信号の受信集束のための受信集束遅延量を提供して受信信号を形成するように動作するビームフォーマ (図示せず) を備えることができる。

【0021】

10

映像処理部 130 は、制御部 110 の制御によって送受信部 120 からの複数の受信信号を用いて複数の超音波映像を形成する。以下、説明の便宜上、関心客体を血管として説明するが、それだけに限定されない。

【0022】

図 2 は、本発明の実施形態による映像処理部 130 の構成を示すブロック図である。第 1 の超音波映像形成部 131 は、送受信部 120 から複数の受信信号の入力を受け、受信信号それぞれに該当する超音波映像 (以下、第 1 の超音波映像という) を形成する。本実施形態で、第 1 の超音波映像 210 は、図 3 に示した通り血管 212 及び脂質 214 を含む。

【0023】

20

境界検出部 132 は、各第 1 の超音波映像 210 で観測しようとする関心客体である血管 212 の境界を検出する。境界は微分演算子による明るさ値の変化を用いて検出することができる。本実施形態で、境界検出部 132 はソーベル (Sobel)、プレウィット (Prewitt)、ロバート (Robert) またはカニー (Canny) マスクなどのような境界マスク (edge mask) を用いて血管 212 の境界を検出する。他の実施形態で、境界検出部 132 は構造テンソル (structure tensor) を用いた固有値の差から血管 212 の境界を検出することができる。

【0024】

中心設定部 133 は、境界検出部 132 によって検出された血管 212 の境界を用いて図 4 に示した通り血管 212 の中心 (O) を設定する。前述した実施形態では中心設定部 133 が血管境界を用いて血管の中心を設定するものとして説明したが、それだけに限定されない。他の実施形態で、中心設定部 133 はユーザ入力部 (図示せず) を介して第 1 の超音波映像 210 それぞれの血管 212 に対する中心情報の入力を受け、入力された中心情報を用いて血管 212 の中心 (O) を設定することができる。

30

【0025】

放射スキャンライン設定部 134 は、図 4 に示した通り第 1 の超音波映像 210 で血管 212 の中心 (O) を基準に放射方向に複数のスキャンライン (以下、放射スキャンラインという) 220 を設定する。この時、放射スキャンライン設定部 134 は、第 1 の超音波映像 210 に設定された各放射スキャンライン 220 上に存在する複数のサンプリング点の位置情報、各サンプリング点で得られるデータなどを獲得する。

40

【0026】

第 2 の超音波映像形成部 135 は、第 1 の超音波映像 210 それぞれに対して図 5 に示した通り、中心 (O) を基準に複数の放射スキャンライン 220 を互いに平行に再構成し、再構成された複数の放射スキャンライン 220 を用いて第 1 の超音波映像 210 それぞれに該当する超音波映像 (以下、第 2 の超音波映像という) 230 を形成する。

【0027】

再び図 1 を参照すれば、弾性映像形成部 140 は自己相関 (autocorrelation) 関数を用いて第 2 の超音波映像形成部 135 で形成された n (n は 1 以上の整数) 番目の第 2 の超音波映像と ($n+1$) 番目の第 2 の超音波映像との弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像を形成する。即ち、弾性映像形成部 140 は血管の収縮と

50

弛緩によって血管、脂質及び周辺組織の変形程度（変位、*d i s p l a c e m e n t*）に該当する弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像を形成する。

【 0 0 2 8 】

ディスプレイ部 1 5 0 は、弾性映像形成部 1 4 0 で形成された弾性映像をディスプレイする。一方、ディスプレイ部 1 5 0 は映像処理部 1 3 0 で形成された第 1 の超音波映像及び第 2 の超音波映像をディスプレイすることもできる。

【 0 0 2 9 】

実施形態 2 .

図 6 は、本発明の第 2 実施形態による超音波システム 3 0 0 の構成を示すブロック図である。一方、超音波システム 3 0 0 はユーザのインストラクションの入力を受けるように動作するユーザ入力部（図示せず）をさらに備えることができる。ユーザ入力部はコントロールパネル、キーボード、マウスなどを備える。

10

【 0 0 3 0 】

制御部 3 1 0 は、一群の超音波信号からなる超音波ビームの送受信を制御する。また、制御部 3 1 0 は対象体内の関心客体の中心情報を用いて複数のスキャンラインそれぞれが関心客体の中心で交差するようにするステアリング（*s t e e r i n g*）角度を算出し、算出されたステアリング角度を用いて各スキャンラインのステアリングを制御する。即ち、制御部 3 1 0 は $2 n - 1$ （ n は、1 以上の整数）番目の超音波映像（以下、第 1 の超音波映像という）を得るための超音波ビームが送受信される各スキャンラインをステアリングせず、 $2 n$ 番目の超音波映像（以下、第 2 の超音波映像という）を得るための超音波ビームが送受信される各スキャンラインをステアリング角度を用いてステアリングする。関心客体の中心情報は下記で説明する。これと合せて、制御部 3 1 0 は関心客体の第 1 及び第 2 の超音波映像、合成映像及び弾性映像の形成とディスプレイを制御する。一方、制御部 3 1 0 は超音波システム 3 0 0 の動作を制御する。

20

【 0 0 3 1 】

送受信部 3 2 0 は、制御部 3 1 0 の制御によって、一群の超音波信号からなる超音波ビームをステアリングされていない各スキャンラインに沿って対象体に送信して対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号（以下、第 1 の受信信号という）を形成する。送受信部 3 2 0 は、制御部 3 1 0 の制御によって、一群の超音波信号からなる超音波ビームをステアリング角度にステアリングされた各スキャンラインに沿って対象体に送信して対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号（以下、第 2 の受信信号という）を形成する。即ち、送受信部 3 2 0 は図 9 に示した通り超音波ビームをステアリングされていない各スキャンライン $S_1 \sim S_{11}$ に沿って送受信し、第 1 の受信信号を形成し、図 10 に示した通り超音波ビームをステアリングされた各スキャンライン $S_{11}' \sim S_{11}'$ に沿って送受信し、第 2 の受信信号を形成する。図 9 及び図 10 において、図面符号 4 1 2 は血管を示し、図面符号 4 1 4 は脂質を示し、図面符号 O は中心を示す。送受信部 3 2 0 は前述した超音波ビームの送受信を交互に複数回行う。本実施形態で、送受信部 3 2 0 は超音波信号を送受信するように動作する複数の変換素子（*t r a n s d u c e r e l e m e n t*）を備えるリニアプローブ（図示せず）及び超音波信号の送信集束のための送信集束遅延量を提供して超音波ビームを形成し、超音波信号の受信集束のための受信集束遅延量を提供し、第 1 及び第 2 の受信信号を形成するように動作するビームフォーマ（*b e a m f o r m e r*）（図示せず）を備える。

30

40

【 0 0 3 2 】

第 1 の映像処理部 3 3 0 は、制御部 3 1 0 の制御によって、送受信部 3 2 0 からの複数の第 1 の受信信号を用いて第 1 の受信信号それぞれに該当する第 1 の超音波映像を形成する。第 1 の映像処理部 3 3 0 は第 1 の超音波映像それぞれに放射方向に複数のスキャンライン（以下、放射スキャンラインという）を設定し、複数の放射スキャンラインを再構成して第 1 の超音波映像それぞれに該当する映像（以下、第 1 の再構成映像という）を形成する。第 1 の映像処理部 3 3 0 は補間（*i n t e r p o l a t i o n*）法を用いて第 1 の再構成映像間の補間映像（以下、第 1 の補間映像という）を形成する。

50

【 0 0 3 3 】

図 7 は、本発明の第 2 実施形態による第 1 の映像処理部 3 3 0 の構成を示すブロック図である。

第 1 の超音波映像形成部 3 3 1 は、送受信部 3 2 0 から順次に複数の第 1 の受信信号の入力を受け、図 1 1 に示した通り第 1 の受信信号それぞれに該当する第 1 の超音波映像 4 1 0 を形成する。

【 0 0 3 4 】

境界検出部 3 3 2 は、第 1 の超音波映像 4 1 0 それぞれで観測しようとする関心客体である血管 4 1 2 の境界を検出する。境界は微分演算子による明るさ値の変化を用いて検出されることができる。本実施形態で、境界検出部 3 3 2 はソーベル (S o b e l)、プレ
10 ウィット (P r e w i t t)、ロバート (R o b e r t) またはカニー (C a n n y) マスクなどのような境界マスク (e d g e m a s k) を用いて血管 4 1 2 の境界を検出する。他の実施形態で、境界検出部 3 3 2 は構造テンソル (s t r u c t u r e t e n s o r) を用いた固有値の差から血管 4 1 2 の境界を検出することができる。

【 0 0 3 5 】

中心設定部 3 3 3 は、境界検出部 3 3 2 によって検出された血管 4 1 2 の境界を用い、図 1 2 に示した通り血管 4 1 2 の中心 (O) を設定して中心情報を形成する。前述した実施形態では中心設定部 3 3 3 が血管境界を用いて血管の中心を設定するものと説明したが、それだけに限定されない。他の実施形態で、中心設定部 3 3 3 はユーザから第 1 の超音
20 波映像 4 1 0 それぞれの血管 4 1 2 に対する中心情報の入力を受けて血管の中心 (O) を設定することもできる。前記したような中心情報は、制御部 3 1 0 に提供され、制御部 3 1 0 がステアリング角度を算出し、算出されたステアリング角度を用いて各スキャンラインのステアリングを制御するのに用いられる。

【 0 0 3 6 】

放射スキャンライン設定部 3 3 4 は、制御部 3 1 0 からのステアリング角度を用いて図 1 2 に示した通り第 1 の超音波映像 4 1 0 それぞれで血管 4 1 2 の中心 (O) を中心に複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を設定する。この時、放射スキャンライン間の
30 間隔 (即ち、角度) は図 1 0 に示した通りステアリング角度にステアリングされたスキャンライン間の間隔 (即ち、角度) と同一であり、放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_7$ 、 $RS_{14} \sim RS_{24}$ 、 $RS_{31} \sim RS_{34}$ が図 1 0 のスキャンライン $S_1' \sim S_{11}'$ に該当する。本実施形態で、放射スキャンライン設定部 3 3 4 は第 1 の超音波映像 4 1 0 に設定された各放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ 上に存在する複数のサンプリング点の位置情報、各サンプリング点で得られるデータなどを獲得する。

【 0 0 3 7 】

第 1 の再構成映像形成部 3 3 5 は、第 1 の超音波映像 4 1 0 それぞれに対して図 1 3 に示した通り、中心 (O) を基準に複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を互いに平行に再構成し、再構成された複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を用いて第 1 の
40 超音波映像 4 1 0 それぞれに該当する第 1 の再構成映像 4 3 0 を形成する。この時、第 1 の再構成映像形成部 3 3 5 はステアリングされたスキャンライン $S_1' \sim S_{11}'$ に該当しない放射スキャンライン $RS_8 \sim RS_{13}$ 、 $RS_{25} \sim RS_{30}$ を用いて第 1 の再構成映像 4 3 0 を形成する。

【 0 0 3 8 】

第 1 の補間映像形成部 3 3 6 は、補間法を用いて第 1 の再構成映像形成部 3 3 5 で形成された k (k は、1 以上の整数) 番目の第 1 の再構成映像と ($k + 1$) 番目の第 1 の再構成映像との間の第 1 の補間映像を形成する。本実施形態で、第 1 の補間映像形成部 3 3 6 は図 1 5 に示した通り補間法を用いて第 1 の再構成映像形成部 3 3 5 で形成された最初の
50 第 1 の再構成映像 M_1 と 2 番目の第 1 の再構成映像 M_2 との間の第 1 の補間映像 MI_1 を形成し、2 番目の第 1 の再構成映像 M_2 と 3 番目の第 1 の再構成映像 M_3 との間の第 1 の補間映像 MI_2 を形成する。第 1 の補間映像形成部 3 3 6 は、前記したような過程を通じて複数の第 1 の補間映像 MI_1 、 MI_2 、 MI_3 、 MI_4 、... を形成する。

【0039】

再び図6を参照すれば、第2の映像処理部340は、制御部310の制御によって、送受信部320からの複数の第2の受信信号を用いて第2の受信信号それぞれに該当する第2の超音波映像を形成する。第2の映像処理部340は、第2の超音波映像それぞれに複数の放射スキャンラインを設定し、複数の放射スキャンラインを再構成して第2の超音波映像それぞれに該当する再構成映像（以下、第2の再構成映像という）を形成する。第2の映像処理部340は、第2の再構成映像の間の補間法を用いて補間映像（以下、第2の補間映像という）を形成する。

【0040】

図8は、本発明の第2実施形態による第2の映像処理部340の構成を示すブロック図である。

10

第2の超音波映像形成部341は、送受信部320から順次に複数の第2の受信信号の入力を受け、第1の映像処理部330の第1の超音波映像形成部331と同様に第2の受信信号それぞれに該当する第2の超音波映像を形成する。

【0041】

境界検出部342は、第1の映像処理部330の境界検出部332と同様に、第2の超音波映像それぞれで観測しようとする関心客体である血管412の境界を検出する。

【0042】

中心設定部343は、第1の映像処理部330の中心設定部333で形成された中心情報を用いて第2の超音波映像それぞれに対して血管の中心を設定する。

20

【0043】

放射スキャンライン設定部344は、第2の超音波映像で血管の中心を基準に図12に示した通り複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を設定する。この時、放射スキャンライン間の間隔（即ち、角度）は図10に示した通りステアリング角度にステアリングされたスキャンライン間の間隔（即ち、角度）と同一であり、放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_7$ 、 $RS_{14} \sim RS_{24}$ 、 $RS_{31} \sim RS_{34}$ が図10のスキャンライン $S_1' \sim S_{11}'$ に該当する。本実施形態で放射スキャンライン設定部343は、第2の超音波映像に設定された各放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ 上に存在する複数のサンプリング点の位置情報、各サンプリング点で得られるデータなどを獲得する。

【0044】

30

第2の再構成映像形成部345は、第2の超音波映像それぞれに対して図14に示した通り、中心（O）を基準に複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を互いに平行に再構成し、再構成された複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を用いて第2の超音波映像それぞれに該当する第2の再構成映像440を形成する。この時、第2の再構成映像形成部344はステアリングされたスキャンライン $S_1' \sim S_{11}'$ に該当する放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_7$ 、 $RS_{14} \sim RS_{24}$ 、 $RS_{31} \sim RS_{34}$ を用いて第2の再構成映像440を形成する。

【0045】

第2の補間映像形成部346は、第2の再構成映像形成部345で形成された k （ k は、1以上の整数）番目の第2の再構成映像と（ $k+1$ ）番目の第2の再構成映像との間の補間法を用いて第2の補間映像を形成する。本実施形態で第2の補間映像形成部346は、図16に示した通り第2の再構成映像形成部345で形成された最初の第2の再構成映像 N_1 と2番目の第2の再構成映像 N_2 との間の補間法を用いて第1の補間映像 NI_1 を形成し、2番目の第2の再構成映像 N_2 と3番目の第2の再構成映像 N_3 との間の補間法を用いて第2の補間映像 NI_2 を形成する。第2の補間映像形成部346は前記したような過程を通じて複数の第2の補間映像 NI_1 、 NI_2 、 NI_3 、 NI_4 、...を形成する。

40

【0046】

再び図6を参照すれば、合成映像形成部350は第1の映像処理部330で形成された i （ i は、1以上の整数）番目の第1の補間映像と第2の映像処理部340で形成された i 番目の第2の再構成映像とを合成して合成映像（以下、第1の合成映像という）を形成

50

する。これと合せて、合成映像形成部 350 は第 1 の映像処理部 330 で形成された $(i + 1)$ 番目の第 1 の再構成映像と第 2 の映像処理部 340 で形成された i 番目の第 2 の補間映像とを合成して合成映像（以下、第 2 の合成映像という）を形成する。この時、第 1 の合成映像と第 2 の合成映像との形成は同時になされる。本実施形態で合成映像形成部 350 は、図 17 に示した通り第 1 の映像処理部 330 で形成された最初の第 1 の補間映像 $M I_1$ と第 2 の映像処理部 340 で形成された最初の第 2 の再構成映像 N_1 とを合成して第 1 の合成映像 $M C_1$ を形成する。

【0047】

合成映像形成部 350 は、前記したような過程を通じて複数の第 1 の合成映像 $M C_1$ 、 $M C_2$ 、 $M C_3$ 、... を形成する。これと合せて、合成映像形成部 350 は、図 17 に示した通り第 1 の映像処理部 330 で形成された 2 番目の第 1 の再構成映像 M_2 と第 2 の映像処理部 340 で形成された最初の第 2 の補間映像 $N I_1$ とを合成して第 2 の合成映像 $N C_1$ とを形成する。合成映像形成部 350 は、前記したような過程を通じて複数の第 2 の合成映像 $N C_1$ 、 $N C_2$ 、 $N C_3$ 、... を形成する。一方、合成映像形成部 350 は第 1 の合成映像を形成するように動作する第 1 の合成映像形成部（図示せず）及び第 2 の合成映像を形成するように動作する第 2 の合成映像形成部（図示せず）を備える。

【0048】

弾性映像形成部 360 は、自己相関関数を用いて合成映像形成部 350 で形成された j （ j は、1 以上の整数）番目の第 1 の合成映像と第 2 の合成映像との間の弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像を形成する。即ち、弾性映像形成部 360 は血管の収縮と弛緩によって血管、脂質及び周辺組織の変形程度（変位、displacement）に該当する弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像を形成する。本実施形態で弾性映像形成部 360 は、図 18 に示した通り合成映像形成部 350 で形成された最初の第 1 の合成映像 $M C_1$ と第 2 の合成映像 $N C_1$ との間の弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像 E_1 を形成する。弾性映像形成部 360 は前記したような過程を通じて複数の弾性映像 E_1 、 E_2 、 E_3 、 E_4 、 E_5 、... を形成する。

【0049】

ディスプレイ部 370 は、弾性映像形成部 360 で形成された弾性映像をディスプレイする。一方、ディスプレイ部 370 は第 1 の映像処理部 330 で形成された第 1 の超音波映像、第 1 の再構成映像、第 1 の補間映像及び第 1 の合成映像と第 2 の映像処理部 340 で形成された第 2 の超音波映像、第 2 の再構成映像、第 2 の補間映像及び第 2 の合成映像をディスプレイすることもできる。

【0050】

前述した超音波システム 300 の第 1 の映像処理部 330、第 2 の映像処理部 340、合成映像形成部 350 及び弾性映像形成部 360 は、一つまたは複数のプロセッサとして具現できる。

【0051】

実施形態 3 .

図 19 は、本発明の第 3 実施形態による超音波システム 500 の構成を示すブロック図である。一方、超音波システム 500 はユーザのインストラクションの入力を受けるように動作するユーザ入力部（図示せず）をさらに備えることができる。ユーザ入力部はコントロールパネル、キーボード、マウスなどを備える。

【0052】

E C G 信号提供部 510 は、心臓の拍動周期ごとに E C G (electrocardiogram) 信号を提供する。本実施形態で E C G 信号提供部 510 は、各心臓拍動周期ごとに左心室の収縮開始前に形成される P 波信号、Q R S 波信号及び左心室の弛緩開始前に形成される T 波信号を含む E C G 信号を提供する。

【0053】

制御部 520 は、E C G 信号提供部 510 からの E C G 信号と中心情報を用いて複数のスキャンラインそれぞれがステアリングされるステアリング角度を算出し、算出されたス

10

20

30

40

50

テアリング角度を用いて各スキャンラインのステアリングを制御する。中心情報は下記で説明する。本実施形態で制御部520は、ECG信号提供部510から $(2n - 1)$ (n は、1以上の整数)番目の心臓拍動周期の間に提供されるECG信号によって各スキャンラインをステアリングせず、 $2n$ 番目の心臓拍動周期の間に提供されるECG信号によって各スキャンラインをステアリング角度にステアリングする。また、制御部520はECG信号を用いて一群の超音波信号からなる超音波ビームの送受信を制御する。本実施形態で制御部520は、ECG信号のP波及びT波信号それぞれによって超音波ビームが送受信されるように制御する。制御部520は、対象体の第1及び第2の超音波映像、合成映像及び弾性映像の形成とディスプレイを制御する。一方、制御部520は超音波システム500の動作を制御する。

10

【0054】

送受信部530は、制御部520の制御によって超音波ビームを対象体に送信し、対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成する。即ち、送受信部530は $(2n - 1)$ 番目の心臓拍動周期の間、ECG信号のP波及びT波信号それぞれによって超音波ビームを第2実施形態の図9に示した通りステアリングされていない各スキャンライン $S_1 \sim S_{11}$ に沿って送受信して受信信号(以下、第1の受信信号という)を形成する。これと合せて、送受信部530は $2n$ 番目の心臓拍動周期の間、ECG信号のP波及びT波信号それぞれによって超音波ビームを第2実施形態の図10に示した通りステアリングされた各スキャンライン $S_1' \sim S_{11}'$ に沿って送受信し、受信信号(第2の受信信号という)を形成する。送受信部530は、前述した超音波ビームの送受信を複数回行う。本実施形態で送受信部530は、超音波信号を送受信するように動作する複数の変換素子(transducer element)を備えるリニアプローブ(図示せず)及び超音波信号の送信集束のための送信集束遅延量を提供して超音波ビームを形成し、超音波信号の受信集束のための受信集束遅延量を提供して第1及び第2の受信信号を形成するように動作するビームフォーマ(beam former)(図示せず)を備える。

20

【0055】

第1の映像処理部540は、制御部520の制御によって、送受信部530からの複数の第1の受信信号を用いて第1の受信信号それぞれに該当する超音波映像(以下、第1の超音波映像という)を形成し、第1の超音波映像それぞれに放射方向に複数のスキャンライン(以下、放射スキャンラインという)を設定し、複数の放射スキャンラインを再構成して第1の超音波映像それぞれに該当する映像(以下、第1の再構成映像という)を形成する。

30

【0056】

図20は、本発明の第3実施形態による第1の映像処理部540の構成を示すブロック図である。

第1の超音波映像形成部541は、送受信部530から順次に複数の第1の受信信号の入力を受け、第1の受信信号それぞれに該当する第1の超音波映像を形成する。本実施形態で第1の超音波映像形成部541は、送受信部530から $(2n - 1)$ 番目の心臓拍動周期の間P波及びT波信号それぞれによって形成された第1の受信信号の入力を受け、第2実施形態での図11に示した通り第1の受信信号それぞれに該当する第1の超音波映像を形成する。

40

【0057】

境界検出部542は、第1の超音波映像形成部541からの第1の超音波映像それぞれに対して観測しようとする関心客体である血管の境界を検出する。本実施形態での境界検出部542は、第2実施形態での境界検出部332と同一なので詳細な説明は省略する。

【0058】

中心設定部543は、境界検出部542によって検出された血管の境界を用いて血管の中心を設定し中心情報を形成する。本実施形態での中心設定部543は、第2実施形態での中心設定部343と同一なので詳細な説明は省略する。

【0059】

50

放射スキャンライン設定部 544 は、制御部 520 からのステアリング角度を用いて第 2 実施形態での図 12 に示した通り第 1 の超音波映像で血管の中心 (O) を中心に複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を設定する。この時、放射スキャンライン間の間隔 (即ち、角度) は第 2 実施形態での図 10 に示した通りステアリング角度にステアリングされたスキャンラインの間隔 (即ち、角度) と同一であり、放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_7$ 、 $RS_{14} \sim RS_{24}$ 、 $RS_{31} \sim RS_{34}$ が第 2 実施形態での図 10 のスキャンライン $S_1' \sim S_{11}'$ に該当する。本実施形態で放射スキャンライン設定部 544 は、第 1 の超音波映像に設定された各放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ 上に存在する複数のサンプリング点の位置情報、各サンプリング点で得られるデータなどを獲得する。

【0060】

10

第 1 の再構成映像形成部 545 は、第 1 の超音波映像それぞれに対して第 2 実施形態での図 13 に示した通り中心 (O) を基準に複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を互いに平行に再構成し、再構成された複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を用いて第 1 の超音波映像それぞれに該当する第 1 の再構成映像を形成する。この時、第 1 の再構成映像形成部 545 はステアリングされたスキャンライン $S_1' \sim S_{11}'$ に該当しない放射スキャンライン $RS_8 \sim RS_{13}$ 、 $RS_{25} \sim RS_{30}$ を用いて第 1 の再構成映像を形成する。

【0061】

再び図 19 を参照すれば、第 2 の映像処理部 550 は、制御部 520 の制御によって、送受信部 530 からの複数の第 2 の受信信号を用いて第 2 の受信信号それぞれに該当する超音波映像 (以下、第 2 の超音波映像という) を形成し、第 2 の超音波映像それぞれに複数の放射スキャンラインを設定し、複数の放射スキャンラインを再構成して第 2 の超音波映像それぞれに該当する再構成映像 (以下、第 2 の再構成映像という) を形成する。

20

【0062】

図 21 は、本発明の第 3 実施形態による第 2 の映像処理部 550 の構成を示すブロック図である。

第 2 の超音波映像形成部 551 は、送受信部 530 から順次に複数の第 2 の受信信号の入力を受け、第 2 の受信信号それぞれに該当する第 2 の超音波映像を形成する。本実施形態で第 2 の超音波映像形成部 551 は、送受信部 530 から 2n 番目の心臓拍動周期の間 P 波及び T 波信号それぞれによって形成された第 2 の受信信号の入力を受け、第 2 実施形態での第 2 の超音波映像形成部 341 と同様に各第 2 の受信信号に該当する第 2 の超音波映像を形成する。

30

【0063】

境界検出部 552 は、第 2 実施形態での境界検出部 342 と同様に、第 2 の超音波映像形成部 551 からの第 2 の超音波映像それぞれで観測しようとする関心客体である血管の境界を検出する。

【0064】

中心設定部 553 は、第 2 実施形態の中心設定部 343 と同様に、第 1 の映像処理部 540 の中心設定部 542 で形成された中心情報を用いて第 2 の超音波映像それぞれに血管の中心を設定する。

40

【0065】

放射スキャンライン設定部 554 は、第 2 の超音波映像それぞれに対して血管の中心を基準に第 2 実施形態での図 12 に示した通り複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を設定する。この時、放射スキャンライン間の間隔 (即ち、角度) は第 2 実施形態での図 10 に示した通りステアリング角度にステアリングされたスキャンライン間の間隔 (即ち、角度) と同一であり、放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_7$ 、 $RS_{14} \sim RS_{24}$ 、 $RS_{31} \sim RS_{34}$ が図 10 のスキャンライン $S_1' \sim S_{11}'$ に該当する。本実施形態で放射スキャンライン設定部 554 は、第 2 の超音波映像に設定された各放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ 上に存在する複数のサンプリング点の位置情報、各サンプリング点で得られるデータなどを獲得する。

50

【 0 0 6 6 】

第2の再構成映像形成部555は、第2の超音波映像それぞれに対して第2実施形態での図14に示した通り、中心(O)を基準に複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を互いに平行に再構成し、再構成された複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ を用いて第2の超音波映像それぞれに該当する第2の再構成映像を形成する。この時、第2の再構成映像形成部555はステアリングされたスキャンライン $S_{1'} \sim S_{11'}$ に該当する放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_7$ 、 $RS_{14} \sim RS_{24}$ 、 $RS_{31} \sim RS_{34}$ を用いて第2の再構成映像を形成する。

【 0 0 6 7 】

再び図19を参照すれば、合成映像形成部560は、第1の映像処理部540からの第1の再構成映像と第2の映像処理部550からの第2の再構成映像とを合成して合成映像を形成する。この時、合成映像形成部560は合成映像で発生することができるモーション(motion)を除去するために第1の再構成映像及び第2の再構成映像間の動きの推定及び報償を行うことができる。動きの推定及び報償は従来知られた方法を用いて行われることができるので本実施形態では詳細な説明は省略する。本実施形態で合成映像形成部560は、図20に示した通り最初の心臓拍動周期のP波信号に該当する第1の再構成映像 MP_1 と2番目の心臓拍動周期のP波信号に該当する第2の再構成映像 NP_2 とを合成して合成映像 CP_1 を形成し、最初の心臓拍動周期のT波信号に該当する第1の再構成映像 MT_1 と2番目の心臓拍動周期のT波信号に該当する第2の再構成映像 NT_2 とを合成して合成映像 CT_1 を形成する。合成映像形成部560は前記したような過程を通じて複数の合成映像 CP_1 、 CT_1 、 CP_2 、 CT_2 、 CP_3 、 CT_3 、...を形成する。

【 0 0 6 8 】

弾性映像形成部570は、自己相関(autocorrelation)関数を用いて合成映像形成部560で形成された k (k は、1以上の整数)番目の合成映像と($k+1$)番目の合成映像との間の弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像を形成する。即ち、弾性映像形成部570は血管の収縮と弛緩によって血管、脂質及び周辺組織の変形程度(変位, displacement)に該当する弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像を形成する。本実施形態で弾性映像形成部570は、図22に示した通り合成映像形成部560で形成された最初の合成映像 CP_1 と2番目の合成映像 CT_1 との間の弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像 E_1 を形成する。弾性映像形成部570は、前記したような過程を通じて複数の弾性映像 E_1 、 E_2 、 E_3 、 E_4 、 E_5 、...を形成する。

【 0 0 6 9 】

ディスプレイ部580は、弾性映像形成部570で形成された弾性映像をディスプレイする。一方、ディスプレイ部580は、第1の映像処理部540で形成された第1の超音波映像及び第1の再構成映像、第2の映像処理部550で形成された第2の超音波映像及び第2の再構成映像、及び合成映像形成部560で形成された合成映像をディスプレイすることもできる。

【 0 0 7 0 】

前述した超音波システム500の第1の映像処理部540、第2の映像処理部550、合成映像形成部560及び弾性映像形成部570は一つまたは複数のプロセッサとして具現できる。

【 0 0 7 1 】

実施形態4.

図23は、本発明の第4実施形態による超音波システム700の構成を示すブロック図である。一方、超音波システム700はECG(electrocardiogram)信号を提供するように動作するECG信号提供部(図示せず)及びユーザのインストラクションの入力を受けるように動作するユーザ入力部(図示せず)をさらに備えることができる。ユーザ入力部はコントロールパネル、キーボード、マウスなどを備える。

【 0 0 7 2 】

制御部 710 は、一群の超音波信号からなる超音波ビームの送受信を制御する。一方、制御部 710 は ECG 信号によって超音波ビームが送受信されるように制御することもできる。一例として、制御部 710 は左心室の最大収縮時に ECG 信号提供部からの ECG 信号によって超音波ビームが送受信され、左心室の最大弛緩時に ECG 信号提供部からの ECG 信号によって超音波ビームが送受信されるように制御することもできる。制御部 710 は、対象体の超音波映像及び弾性映像の形成とディスプレイを制御する。これと合せて、制御部 710 は超音波システム 700 の動作を制御する。

【0073】

送受信部 720 は、制御部 710 の制御によって、超音波ビームを複数のスキャンラインそれぞれに沿って対象体に送信して対象体から反射される超音波ビームを受信して受信信号を形成する。送受信部 720 は超音波ビームの送受信を複数回行う。一方、送受信部 720 は ECG 信号によって超音波ビームを送受信して受信信号を形成することもできる。本実施形態で送受信部 720 は、図 24 に示した通りスキャンライン $S_1 \sim S_{11}$ それぞれが観測しようとする関心客体である血管 812 の中心 (O) で交差するように対象体に向かって凹状の形態を有し、超音波信号を送受信するように動作する複数の変換素子 (transducer element) 722 を含むプローブ (図示せず) 及び超音波信号の送信集束のための送信集束遅延量を提供して超音波ビームを形成し、超音波信号の受信集束のための受信集束遅延量を提供して受信信号を形成するように動作するビームフォーマ (beam former) (図示せず) を備える。図 24 において、図面符号 814 は脂質を示す。以下、説明の便宜のために関心客体を血管であると説明するが、それ

10

20

【0074】

映像処理部 730 は、制御部 710 の制御によって送受信部 720 からの複数の受信信号を用いて複数の超音波映像を形成する。

【0075】

図 25 は、本発明の実施形態による映像処理部 730 の構成を示すブロック図である。

第 1 の超音波映像形成部 731 は、送受信部 720 から順次に複数の受信信号の入力を受け、受信信号それぞれに該当する超音波映像 (以下、第 1 の超音波映像という) を形成する。本実施形態で第 1 の超音波映像 810 は、図 26 に示した通り血管 812 及び脂質 814 を含む。

30

【0076】

境界検出部 732 は、第 1 の超音波映像 810 それぞれに対して関心客体である血管 812 の境界を検出する。境界は微分演算子による明るさ値の変化を用いて検出されることができる。本実施形態で境界検出部 732 はソーベル (Sobel)、プレウィット (Prewitt)、ロバート (Robert) またはカニー (Canny) マスクなどのような境界マスク (edge mask) を用いて血管 812 の境界を検出する。他の実施形態で境界検出部 732 は、構造テンソル (structure tensor) を用いた固有値の差から血管 812 の境界を検出することができる。

【0077】

中心設定部 733 は、スキャンライン $S_1 \sim S_{11}$ が交差する交差点を血管 812 の中心 (O) として設定する。一方、中心設定部 733 は血管の境界を用いて血管 812 の中心 (O) を設定することもできる。

40

【0078】

放射スキャンライン設定部 734 は、第 1 の超音波映像 810 それぞれに対して図 27 に示した通り血管 812 の中心 (O) を基準に放射方向に複数の放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{22}$ を設定する。この時、放射スキャンラインの間の間隔 (即ち、角度) は図 24 に示されたスキャンライン $S_1 \sim S_{11}$ の間隔 (即ち、角度) と同一である。本実施形態で放射スキャンライン設定部 734 は、第 1 の超音波映像 810 に設定された各放射スキャンライン $RS_1 \sim RS_{34}$ 上に存在する複数のサンプリング点の位置情報、各サンプリング点で得られるデータなどを獲得する。

50

【 0 0 7 9 】

第2の超音波形成部735は、第1の超音波映像810それぞれに対して図28に示した通り中心(O)を基準に複数の放射スキャンラインRS₁～RS₂₂を互いに平行に再構成し、再構成された複数の放射スキャンラインRS₁～RS₂₂を用いて第1の超音波映像810それぞれに該当する超音波映像(以下、第2の超音波映像という)820を形成する。

【 0 0 8 0 】

再び図23を参照すれば、弾性映像形成部740は、自己相関(auto correlation)関数を用いて映像処理部730で形成されたn(nは、1以上の整数)番目の第2の超音波映像と(n+1)番目の第2の超音波映像との間の弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像を形成する。即ち、弾性映像形成部740は血管の収縮と弛緩によって血管、脂質及び周辺組織の変形程度(変位、displacement)に該当する弾性係数を求め、求めた弾性係数を用いて弾性映像を形成する。

10

【 0 0 8 1 】

ディスプレイ部750は、弾性映像形成部740で形成された弾性映像をディスプレイする。一方、ディスプレイ部750は映像処理部730で形成された第1及び第2の超音波映像をディスプレイすることもできる。

【 0 0 8 2 】

本発明が望ましい実施形態を解して説明され例示されたが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項及び範疇を逸脱せず、様々な変形及び変更がなされることが分かる。

20

【 符号の説明 】

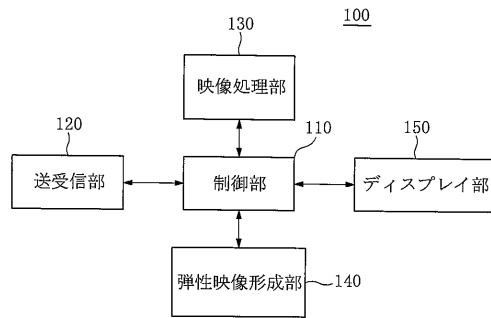
【 0 0 8 3 】

110、310、520、710 制御部
 120、320、530、720 送受信部
 130、730 映像処理部
 140、360、570、740 弾性映像形成部
 150、370、580、750 ディスプレイ部
 131、331、541、731 第1の超音波映像形成部
 132、332、342、542、552、732 境界検出部
 133、333、343、543、553、733 中心設定部
 134、334、344、544、554、734 放射スキャンライン設定部
 135、341、551、735 第2の超音波映像形成部
 330、540 第1の映像処理部
 340、550 第2の映像処理部
 350、560 合成映像形成部
 335、545 第1の再構成映像形成部
 336 第1の補間映像形成部
 345、555 第2の再構成映像形成部
 346 第2の補間映像形成部
 510 ECG信号提供部

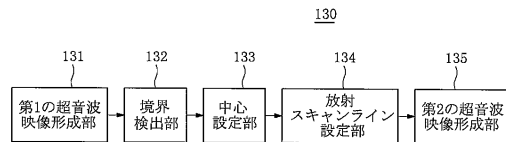
30

40

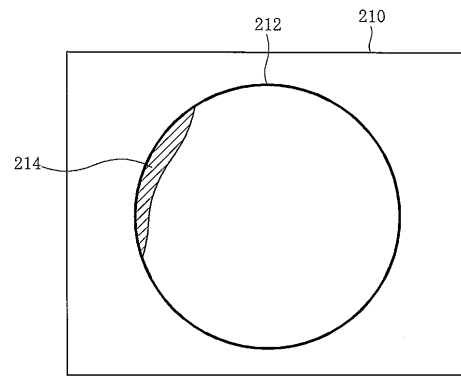
【図 1】



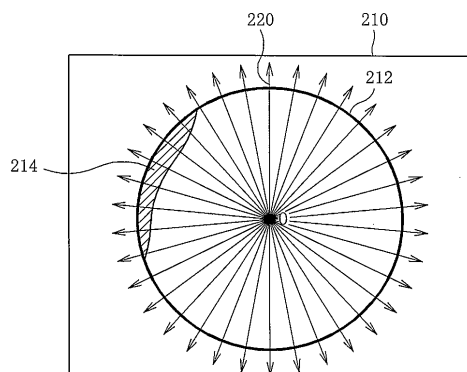
【図 2】



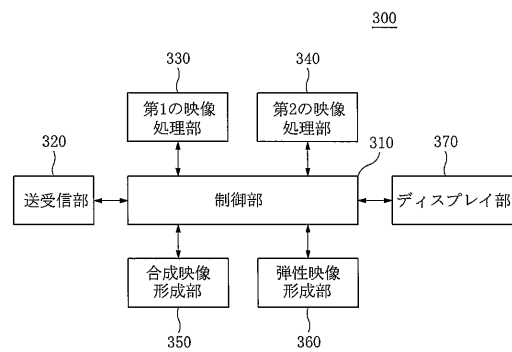
【図 3】



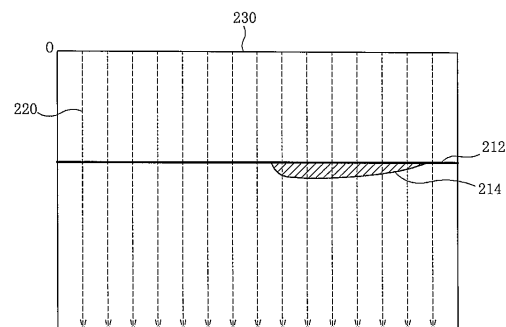
【図 4】



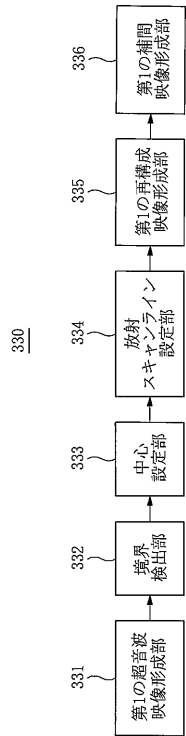
【図 6】



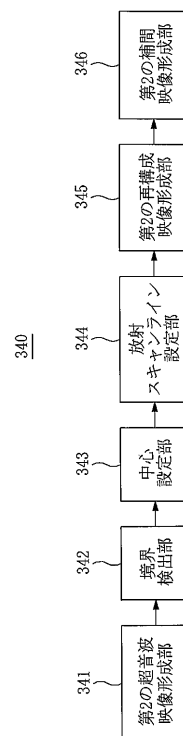
【図 5】



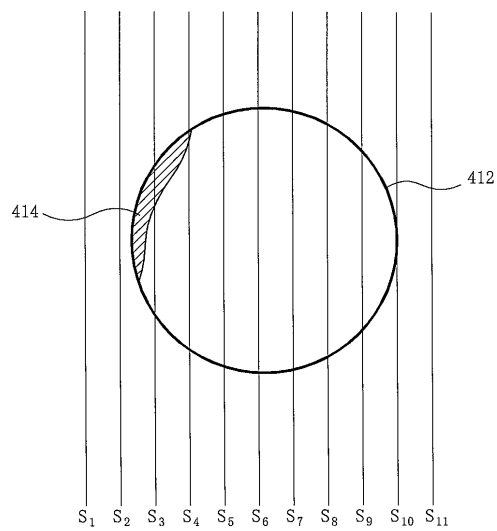
【図 7】



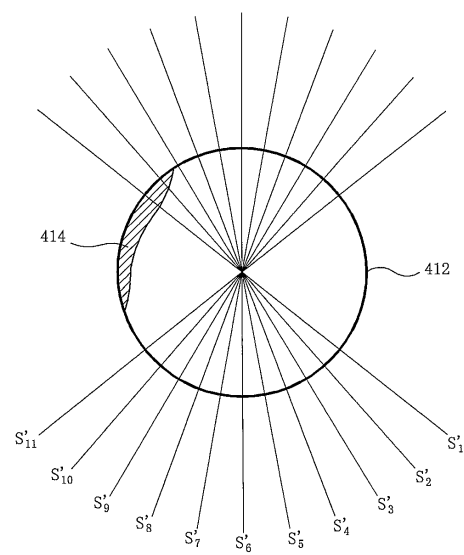
【図 8】



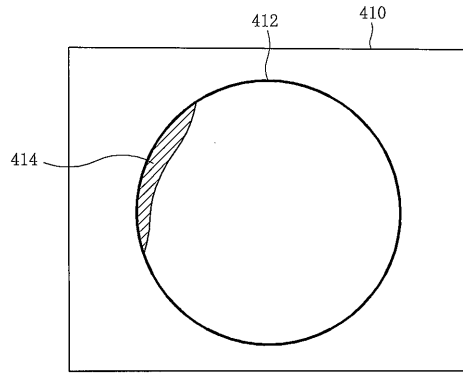
【図 9】



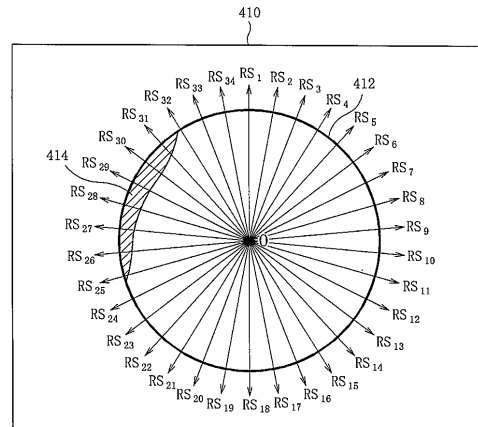
【図 10】



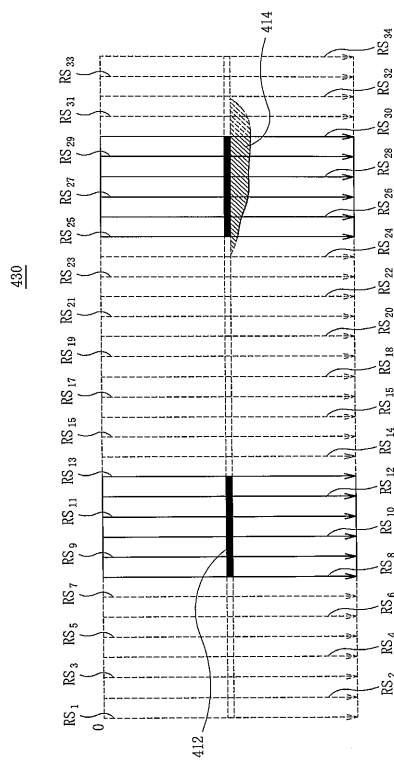
【図 1 1】



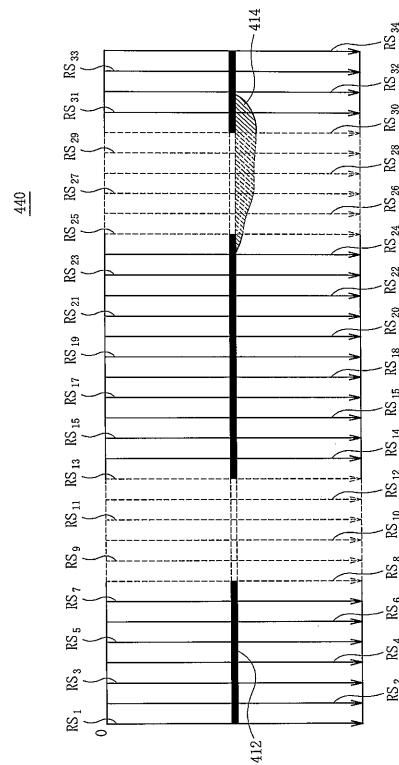
【図 1 2】



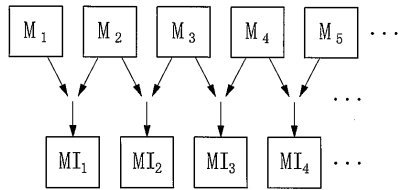
【図 1 3】



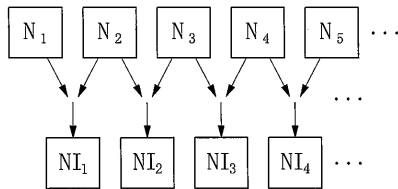
【図 1 4】



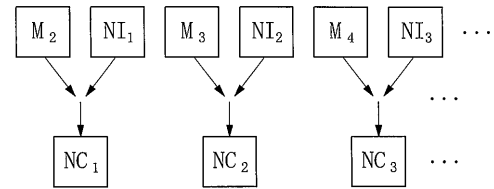
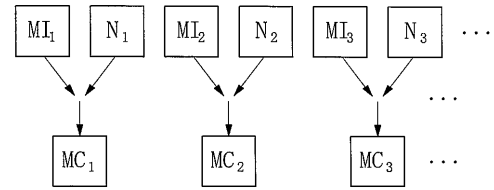
【図 15】



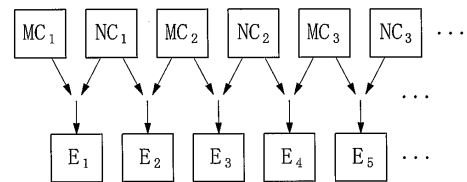
【図 16】



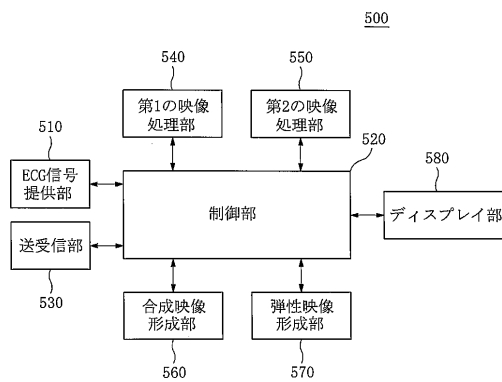
【図 17】



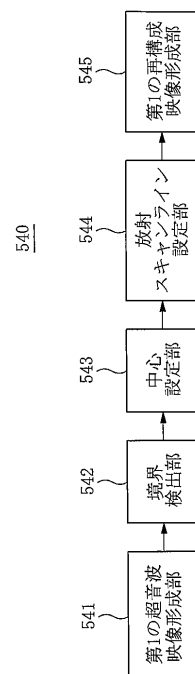
【図 18】



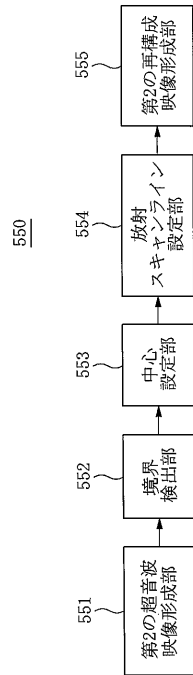
【図 19】



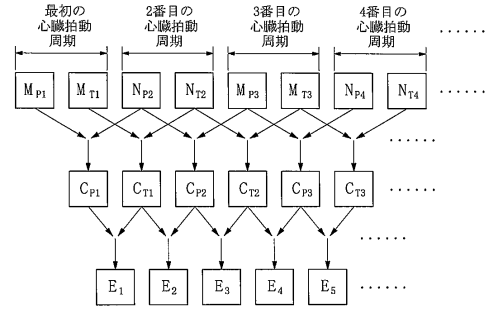
【図 20】



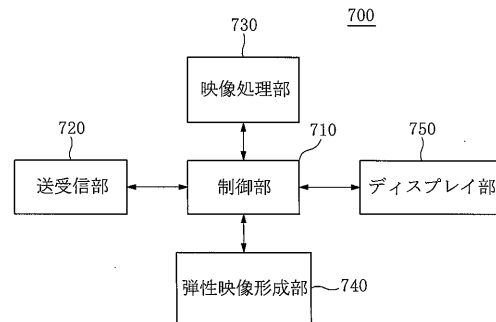
【図 2 1】



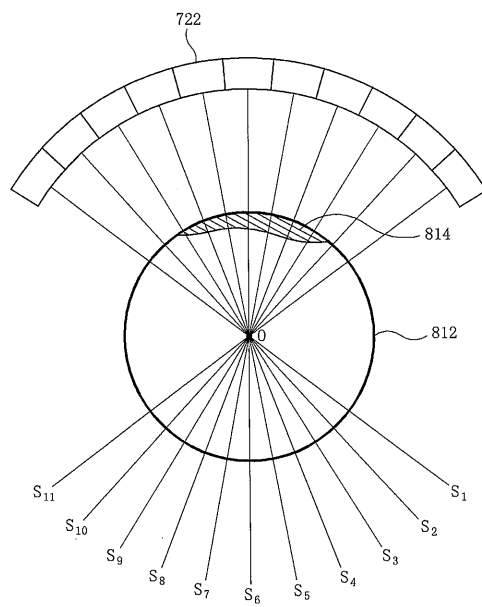
【図 2 2】



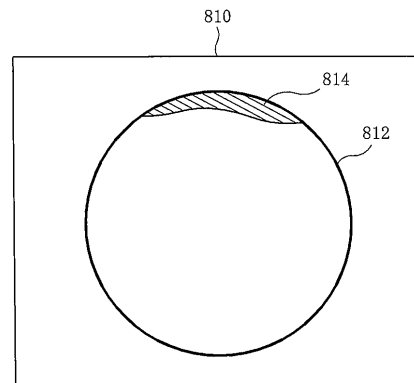
【図 2 3】



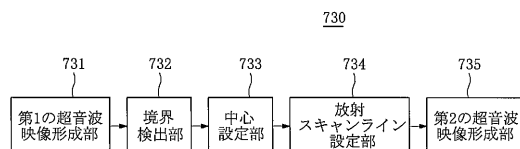
【図 2 4】



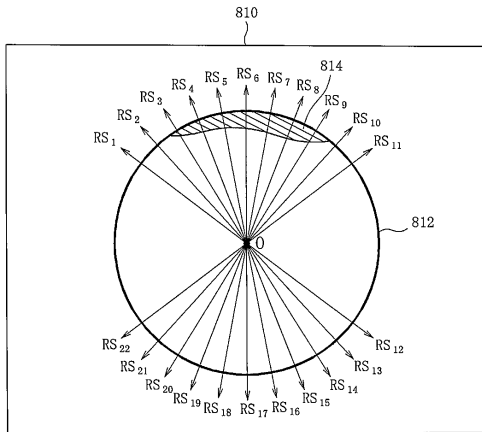
【図 2 6】



【図 2 5】

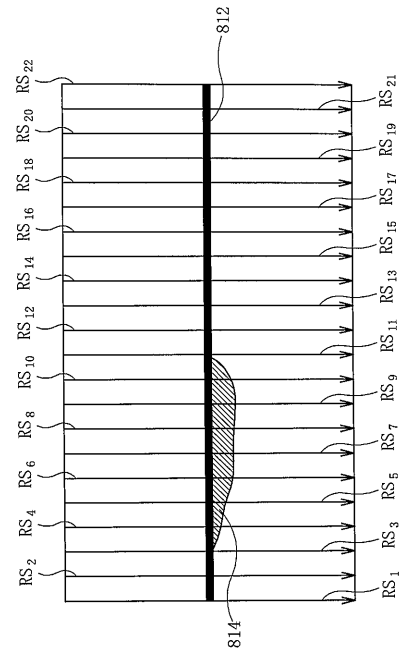


【図 27】



【図 28】

820



フロントページの続き

(72)発明者 キム ソン シク

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1003 ディスカサアンドメディソンビル
3階 株式会社メディソン R&Dセンター

(72)発明者 チョン モク ゲン

大韓民国 ソウル特別市 ノウォング サンゲ 9ドン ボラムアパート 203-907

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平11-318884(JP,A)

特開平05-317313(JP,A)

特開2007-195984(JP,A)

特開2001-292995(JP,A)

特開2005-074146(JP,A)

特開2003-210460(JP,A)

特開2006-000456(JP,A)

特開平08-084729(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声系统和形成弹性图像的方法		
公开(公告)号	JP5457062B2	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	JP2009089507	申请日	2009-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
当前申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	キムゾンシク チョンモクグン		
发明人	キム ゾン シク チョン モク グン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52046 A61B5/02007 A61B8/0833 A61B8/0858 A61B8/485 A61B8/543 G01S7/52034 G01S7/52042 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB21 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/EE16 4C601/FF08 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JC02 4C601/JC08 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC40 4C601/KK43		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020080030913 2008-04-02 KR 1020080030918 2008-04-02 KR 1020080030921 2008-04-02 KR		
其他公开文献	JP2009247901A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不将探针插入待观察的感兴趣对象的情况下创建感兴趣对象的弹性图像，这涉及用于创建弹性图像的超声系统。

ŽSOLUTION：将包含一组超声波信号的超声波束发送到物体。接收由物体反射的超声波束以产生接收信号。进行多个超声波束的发送和接收过程以产生多个接收信号。通过使用多个接收信号产生多个第一超声图像，并且基于多个第一超声图像中的每一个将观察的对象的中心沿发射方向布置多个发射扫描线。通过使用多条发射扫描线产生与多个第一超声图像中的每一个对应的第二超声图像。通过使用所创建的多个第二超声图像来创建弹性图像。Ž

【 図 3 】

