

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5014051号
(P5014051)

(45) 発行日 平成24年8月29日 (2012. 8. 29)

(24) 登録日 平成24年6月15日 (2012. 6. 15)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2007-263805 (P2007-263805)	(73) 特許権者	304008175
(22) 出願日	平成19年10月9日 (2007. 10. 9)		株式会社ユネクス
(65) 公開番号	特開2009-89911 (P2009-89911A)		愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号
(43) 公開日	平成21年4月30日 (2009. 4. 30)	(74) 代理人	100085361
審査請求日	平成22年9月6日 (2010. 9. 6)		弁理士 池田 治幸
		(72) 発明者	原田 親男
			愛知県名古屋市昭和区福江二丁目9番33号 株式会社ユネクス内
		(72) 発明者	益田 博之
			愛知県名古屋市昭和区福江二丁目9番33号 株式会社ユネクス内
		(72) 発明者	鈴木 英範
			愛知県名古屋市昭和区福江二丁目9番33号 株式会社ユネクス内
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 血管超音波画像測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数個の超音波発振子がX軸方向に平行な方向に沿って直線的に配列された互いに平行な一対の第1短軸用超音波アレイ探触子および第2短軸用超音波アレイ探触子と、前記一対の第1短軸用超音波アレイ探触子および/または第2短軸用超音波アレイ探触子に隣接して前記X軸方向と直交するY軸方向に複数個の超音波発振子が直線的に配列された長軸用超音波アレイ探触子とを一平面に備えた超音波プローブと、

前記X軸まわりに回転させ、該X軸方向に移動させ、前記第1短軸用超音波アレイ探触子の長手方向の中央部を通り前記第1短軸用超音波アレイ探触子の長手方向と前記長軸用超音波アレイ探触子の長手方向との交点を通り前記X軸方向およびY軸方向に直交し且つ前記一平面に垂直なZ軸まわりに回転させることが可能な位置決め装置と、

前記第1短軸用超音波アレイ探触子による超音波画像を表示する第1短軸画像表示領域と、前記第2短軸用超音波アレイ探触子による超音波画像を表示する第2短軸画像表示領域と、前記長軸用超音波アレイ探触子による超音波画像を表示する長軸画像表示領域とを有する画像表示装置と

を、用いて前記超音波プローブを生体の皮膚に接触させることにより該生体の皮膚下の血管の超音波画像を測定するための血管超音波画像測定方法であって、

前記第1短軸用超音波アレイ探触子から前記血管の中心までの距離と前記第2短軸用超音波アレイ探触子から前記血管の中心までの距離とが等しくなるように、前記位置決め装置に前記超音波プローブを前記X軸まわりに位置決めさせるX軸まわり位置決め工程と、

10

20

前記第 1 短軸画像表示領域の幅方向中央部に前記血管の短軸画像を位置させるように、前記位置決め装置に前記超音波プローブを前記 X 軸方向に平行移動させる X 軸方向位置決め工程と、

前記第 2 短軸画像表示領域の幅方向中央部に前記血管の短軸画像を位置させるように、前記位置決め装置に前記超音波プローブを前記 Z 軸まわりに回転させる Z 軸まわり位置決め工程と、

前記長軸用超音波アレイ探触子により得られた長軸画像信号に基づいて前記血管の内腔径、内膜厚、および / または内中膜壁厚を算出する算出工程とを、含み、

前記 X 軸まわり位置決め工程、前記 X 軸方向位置決め工程、あるいは前記 Z 軸まわり位置決め工程において、前記血管の短軸画像を認識するためにパターン認識が実行されることを特徴とする血管超音波画像測定方法。

10

【請求項 2】

前記 X 軸は前記皮膚下を通る軸であり、

前記 X 軸まわり位置決め工程は、前記超音波プローブを該 X 軸まわりに位置決めさせるものである請求項 1 の血管超音波画像測定方法。

【請求項 3】

前記画像表示装置は、前記第 1 短軸画像表示領域および / または第 2 短軸画像表示領域に隣接して、前記長軸用超音波アレイ探触子による超音波画像を表示する長軸画像表示領域を備え、該第 1 短軸画像表示領域、第 2 短軸画像表示領域、および長軸画像表示領域は、前記皮膚からの深さ寸法を示す共通の縦軸を備えたものである請求項 1 または 2 の血管超音波画像測定方法。

20

【請求項 4】

前記長軸用超音波アレイ探触子により検出された前記血管の長軸画像信号に基づいて該血管の内腔径を算出する血管径算出工程を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 の血管超音波画像測定方法。

【請求項 5】

前記長軸用超音波アレイ探触子により検出された前記血管の長軸画像信号に基づいて該血管の内膜厚および / または内中膜壁厚を算出する血管膜厚算出工程を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 の血管超音波画像測定方法。

【請求項 6】

前記一对の第 1 短軸用超音波アレイ探触子および第 2 短軸用超音波アレイ探触子は、前記血管に対して該血管の上流側または下流側へ所定角度斜めに向かう方向に超音波を放射するものである請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 の血管超音波画像測定方法。

30

【請求項 7】

前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子および第 2 短軸用超音波アレイ探触子によりそれぞれ検出された前記血管の短軸超音波画像を前記第 1 短軸画像表示領域および第 2 短軸画像表示領域にそれぞれ表示させるに際して、前記所定角度に基づいて、該第 1 短軸画像表示領域および第 2 短軸画像表示領域にそれぞれ表示させる短軸超音波画像を、該第 1 短軸用超音波アレイ探触子および第 2 短軸用超音波アレイ探触子の超音波放射方向が前記血管に対して直角である状態の画像に補正する画像補正工程を、含むことを特徴とする請求項 6 の血管超音波画像測定方法。

40

【請求項 8】

前記パターン認識は、前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子および前記第 2 短軸用超音波アレイ探触子による前記第 1 短軸画像表示領域及び第 2 短軸画像表示領域内の超音波画像において前記血管の短軸画像がドブラ信号を含む状態で実行されることを特徴とする請求項 1 の血管超音波画像測定方法。

【請求項 9】

前記第 1 短軸用超音波アレイ探触子あるいは前記第 2 短軸用超音波アレイ探触子により検出された前記血管の短軸画像信号に基づいて該血管の内腔径および / または内中膜壁厚を算出する血管パラメータ算出工程を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1

50

の血管超音波画像測定方法。

【請求項 10】

位置決め状態表示領域内において、前記第 1 短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第 1 短軸画像表示領域の両側縁までの距離を表すために互いに直交する第 1 方向および第 2 方向のうち的一方に沿って移動し、前記第 2 短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第 2 短軸画像表示領域の両側縁までの距離を表すために互いに直交する第 1 方向および第 2 方向のうちの他方に沿って移動し、前記第 1 短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第 1 短軸画像表示領域の上縁または下縁までの距離と前記第 2 短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第 2 短軸画像表示領域の上縁または下縁までの距離との差を表すために傾斜する記号を、該位置決め状態表示領域内に表示させる工程

10

を、含むことを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 の血管超音波画像測定方法。

【請求項 11】

前記長軸画像表示領域に表示された前記血管の長軸画像を第 1 画像として記憶するとともに、該血管の長軸画像の長手方向の一部を第 1 テンプレートとして予め登録する工程と、

前記超音波プローブが前記血管に沿って移動させられる過程で、前記第 1 テンプレートと一致する前記血管の長軸画像の長手方向の一部が前記長軸画像表示領域の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域に表示された前記血管の長軸画像を第 2 画像として記憶するとともに、該血管の長軸画像の長手方向の一部を第 2 テンプレートとして登録する工程と、

20

さらに前記超音波プローブが前記血管に沿って移動させられる過程で、前記第 2 テンプレートと一致する前記血管の長軸画像の長手方向の一部が前記長軸画像表示領域の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域に表示された前記血管の長軸画像を第 3 画像として記憶する工程と、

前記第 1 画像、第 2 画像、及び第 3 画像から前記血管の長軸画像の長手方向寸法よりも長い一本の長軸画像を合成して合成長軸画像表示領域に表示させる工程と

を、含むことを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 の血管超音波画像測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、超音波プローブを生体の血管上に正確に位置決めする血管超音波画像測定方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

複数の超音波発振子が直線的に配列された超音波アレイ探触子を用いて生体の皮膚下の血管の径などを測定することが行われている。たとえば、特許文献 1 では、互いに平行な第 1 および第 2 の超音波アレイ探触子とそれらの中間部を連結する第 3 の超音波アレイ探触子とから成る H 型の超音波プローブを用い、その第 3 の超音波アレイ探触子を動脈に平行な状態でその動脈の中心線上に位置させることにより、血流速度、動脈血管壁厚や内腔径などを計測する装置が提案されている。しかし、これによれば、オペレータの手動操作により超音波プローブが位置決めされるので、熟練を必要とするとともに、被測定者が動いた場合には、その追従が困難であるという欠点があった。

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

これに対し、特許文献 2 に示されるように、カラードプラ信号の重心を血管の中心に位置させる工程と、その血管中心が画像中心となるように超音波アレイ探触子を長手方向に移動させる工程と、次いで、その超音波アレイ探触子をその長手方向の中心まわりに回転させて血管と平行とし、次に超音波アレイ探触子を平行移動させて血管の中心上に位置さ

50

せる工程を用いる位置決め方法が採用されている。しかし、この方法では、特に血管と平行な超音波アレイ探触子を平行移動させて血管の中心上に位置させる工程において、超音波プローブの位置決めについて信号処理および制御が煩雑で時間がかかるとともに位置決め精度が得られなかった。

【特許文献１】特開平１０－１９２２７８号公報

【特許文献２】特開２００３－２４５２８０号公報

【０００４】

本発明は以上の事情を背景としてなされたものであり、その目的とするところは、超音波プローブの位置決めが容易で十分な位置決め精度が得られる血管超音波画像測定方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００５】

上記目的を達成するための請求項１に係る血管超音波画像測定方法は、(a) 複数の超音波発振子がＸ軸方向に平行な方向に沿って直線的に配列された互いに平行な一対の第１短軸用超音波アレイ探触子および第２短軸用超音波アレイ探触子と、前記一対の第１短軸用超音波アレイ探触子および／または第２短軸用超音波アレイ探触子に隣接して前記Ｘ軸方向と直交するＹ軸方向に複数の超音波発振子が直線的に配列された長軸用超音波アレイ探触子とを一平面に備えた超音波プローブと、(b) 前記Ｘ軸まわりに回転させ、該Ｘ軸方向に移動させ、前記第１短軸用超音波アレイ探触子の長手方向の中央部を通り前記第１短軸用超音波アレイ探触子の長手方向と前記長軸用超音波アレイ探触子の長手方向との交点を通り前記Ｘ軸方向およびＹ軸方向に直交し且つ前記一平面に垂直なＺ軸まわりに回転させることが可能な位置決め装置と、(c) 前記第１短軸用超音波アレイ探触子による超音波画像を表示する第１短軸画像表示領域と、前記第２短軸用超音波アレイ探触子による超音波画像を表示する第２短軸画像表示領域とを有する画像表示装置とを、用いて前記超音波プローブを生体の皮膚に接触させることにより該生体の皮膚下の血管の超音波画像を測定するための血管超音波画像測定方法であって、(d) 前記第１短軸用超音波アレイ探触子から前記血管の中心までの距離と前記第２短軸用超音波アレイ探触子から前記血管の中心までの距離とが等しくなるように、前記位置決め装置に前記超音波プローブを前記Ｘ軸まわりに位置決めさせるＸ軸まわり位置決め工程と、(e) 前記第１短軸画像表示領域の幅方向中央部に前記血管の短軸画像を位置させるように、前記位置決め装置に前記超音波プローブを前記Ｘ軸方向に平行移動させるＸ軸方向位置決め工程と、(f) 前記第２短軸画像表示領域の幅方向中央部に前記血管の短軸画像を位置させるように、前記位置決め装置に前記超音波プローブを前記Ｚ軸まわりに回転させるＺ軸まわり位置決め工程と、(x) 前記長軸用超音波アレイ探触子により得られた長軸画像信号に基づいて前記血管の内腔径、内膜厚、および／または内中膜壁厚を算出する算出工程とを、含み、(p) 前記Ｘ軸まわり位置決め工程、前記Ｘ軸方向位置決め工程、あるいは前記Ｚ軸まわり位置決め工程において、前記血管の短軸画像を認識するためにパターン認識が実行されることを特徴とする。

【０００６】

また、請求項２に係る血管超音波画像測定方法は、請求項１に係る発明において、(g) 前記Ｘ軸は前記皮膚下を通る軸であり、(h) 前記Ｘ軸まわり位置決め工程は、前記超音波プローブを該Ｘ軸まわりに位置決めさせるものであることを特徴とする。

【０００７】

また、請求項３に係る血管超音波画像測定方法は、請求項１または２に係る発明において、(k) 前記画像表示装置は、前記第１短軸画像表示領域および／または第２短軸画像表示領域に隣接して、前記長軸用超音波アレイ探触子による超音波画像を表示する長軸画像表示領域を備え、該第１短軸画像表示領域、第２短軸画像表示領域、および長軸画像表示領域は、前記皮膚からの深さ寸法を示す共通の縦軸を備えたものであることを特徴とする。

【０００８】

また、請求項４に係る血管超音波画像測定方法は、請求項１乃至３のいずれか１に係る

10

20

30

40

50

発明において、(l) 前記長軸用超音波アレイ探触子により検出された前記血管の長軸画像信号に基づいて該血管の内腔径を算出する血管径算出工程を含むことを特徴とする。

【0009】

また、請求項5に係る血管超音波画像測定方法は、請求項1乃至4のいずれか1に係る発明において、(m) 前記長軸用超音波アレイ探触子により検出された前記血管の長軸画像信号に基づいて該血管の内膜厚および/または内中膜壁厚を算出する血管膜厚算出工程を含むことを特徴とする。

【0010】

また、請求項6に係る血管超音波画像測定方法は、請求項1乃至5のいずれか1の発明において、(n) 前記一对の第1短軸用超音波アレイ探触子および第2短軸用超音波アレイ探触子は、前記血管に対して該血管の上流側または下流側へ所定角度斜めに向かう方向に超音波を放射するものであることを特徴とする。

10

【0011】

また、請求項7に係る血管超音波画像測定方法は、請求項6に係る発明において、(o) 前記第1短軸用超音波アレイ探触子および第2短軸用超音波アレイ探触子によりそれぞれ検出された前記血管の短軸超音波画像を前記第1短軸画像表示領域および第2短軸画像表示領域にそれぞれ表示させるに際して、前記所定角度に基づいて、該第1短軸画像表示領域および第2短軸画像表示領域にそれぞれ表示させる短軸超音波画像を、該第1短軸用超音波アレイ探触子および第2短軸用超音波アレイ探触子の超音波放射方向が前記血管に対して直角である状態の画像に補正する画像補正工程を、含むことを特徴とする。

20

【0013】

また、請求項8に係る血管超音波画像測定方法は、請求項1に係る発明において、(q) 前記パターン認識は、前記第1短軸用超音波アレイ探触子および前記第2短軸用超音波アレイ探触子による前記第1短軸画像表示領域及び第2短軸画像表示領域内の超音波画像において前記血管の短軸画像がドブラ信号を含む状態で実行されることを特徴とする。

【0014】

また、請求項9に係る血管超音波画像測定方法は、請求項1乃至8のいずれか1の発明において、(r) 前記第1短軸用超音波アレイ探触子あるいは前記第2短軸用超音波アレイ探触子により検出された前記血管の短軸画像信号に基づいて該血管の内腔径および/または内中膜壁厚を算出する血管パラメータ算出工程を含むことを特徴とする。

30

【0015】

また、請求項10に係る血管超音波画像測定方法は、請求項1乃至9のいずれか1の発明において、(s) 位置決め状態表示領域内において、前記第1短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第1短軸画像表示領域の両側縁までの距離を表すために互いに直交する第1方向および第2方向のうちの一方に沿って移動し、前記第2短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第2短軸画像表示領域の両側縁までの距離を表すために互いに直交する第1方向および第2方向のうちの他方に沿って移動し、前記第1短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第1短軸画像表示領域の上縁または下縁までの距離と前記第2短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第2短軸画像表示領域の上縁または下縁までの距離との差を表すために傾斜する記号を、該位置決め状態表示領域内に表示させる工程を、含むことを特徴とする。

40

【0016】

また、請求項11に係る血管超音波画像測定方法は、請求項1乃至9のいずれか1の発明において、(t) 前記長軸画像表示領域に表示された前記血管の画像を第1画像として記憶するとともに、該血管の画像の長手方向の一部を第1テンプレートとして予め登録する工程と、(u) 前記超音波プローブが前記血管に沿って移動させられる過程で、前記第1テンプレートと一致する前記血管の画像の長手方向の一部が前記長軸画像表示領域の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域に表示された前記血管の画像を第2画像として記憶するとともに、該血管の画像の長手方向の一部を第2テンプレートとして登録する工程と、(v) さらに前記超音波プローブが前記血管に沿って移動させられる過程で、

50

前記第 2 テンプレートと一致する前記血管の画像の長手方向の一部が前記長軸画像表示領域の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域に表示された前記血管の画像を第 3 画像として記憶する工程と、(w) 前記第 1 画像、第 2 画像、及び第 3 画像から前記血管の画像の長手方向寸法よりも長い一本の長軸画像を合成して合成長軸画像表示領域に表示させる工程とを、含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

請求項 1 に係る発明の血管超音波画像測定方法によれば、(d) 前記第 1 短軸用超音波アレ
レイ探触子から前記血管の中心までの距離と前記第 2 短軸用超音波アレレイ探触子から前記
血管の中心までの距離とが等しくなるように、前記位置決め装置に前記超音波プローブを
前記 X 軸まわりに位置決めさせる X 軸まわり位置決め工程と、(e) 前記第 1 短軸画像表示
領域の幅方向中央部に前記血管の短軸画像を位置させるように、前記位置決め装置に前記
超音波プローブを前記 X 軸方向に平行移動させる X 軸方向位置決め工程と、(f) 前記第 2
短軸画像表示領域の幅方向中央部に前記血管の短軸画像を位置させるように、前記位置決
め装置に前記超音波プローブを前記 Z 軸まわりに回転させる Z 軸まわり位置決め工程と、
(x) 前記長軸用超音波アレレイ探触子により得られた長軸画像信号に基づいて前記血管の内
腔径、内膜厚、および / または内中膜壁厚を算出する算出工程とを、含むことから、いず
れも超音波アレレイ探触子の血管に対する長手方向の位置或いは超音波アレレイ探触子の血管
に対する距離を用いることにより位置決めできるので、簡単且つ容易にしかも高精度で超
音波プローブを生体の血管上に位置決めすることができる。また、(p) 前記 X 軸まわり位
置決め工程、前記 X 軸方向位置決め工程、あるいは前記 Z 軸まわり位置決め工程において
、前記血管の短軸画像を認識するためにパターン認識が実行されることから、簡単且つ容
易にしかも高精度で超音波プローブを生体の血管上に位置決めすることができる。また、
算出工程により、長軸画像信号に基づいて前記血管の内腔径、内膜厚、および / または内
中膜壁厚が得られる。さらに、前記超音波プローブは、前記一对の第 1 短軸用超音波アレ
レイ探触子および / または第 2 短軸用超音波アレレイ探触子に隣接して前記 X 軸方向と直交す
る Y 軸方向に複数個の超音波発振子が直線的に配列された長軸用超音波アレレイ探触子を、
前記一平面にさらに備えたものであり、前記 Z 軸は、前記第 1 短軸用超音波アレレイ探触子
の長手方向と前記長軸用超音波アレレイ探触子の長手方向との交点を通り且つ前記 X 軸方向
および Y 軸方向に直交するものであり、前記画像表示装置は、前記第 1 短軸画像表示領域
および / または第 2 短軸画像表示領域に隣接して、前記長軸用超音波アレレイ探触子による
超音波画像を表示する長軸画像表示領域を備えたものであることから、長軸用超音波アレ
レイ探触子が、血管中心上に好適に位置決めされる。

【0018】

また、請求項 2 に係る血管超音波画像測定方法によれば、(g) 前記 X 軸は前記皮膚下を
通る軸であり、(h) 前記 X 軸まわり位置決め工程は、前記超音波プローブを該 X 軸まわり
に位置決めさせるものであることから、第 1 短軸用超音波アレレイ探触子および第 2 短軸用
超音波アレレイ探触子の皮膚に対する押圧条件をそれほど変化させることなく、それらと血
管との間の距離を変化させることができる。上記 X 軸は好適には第 1 短軸用超音波アレレイ
探触子の直下に位置させられる。この場合には、第 1 短軸用超音波アレレイ探触子の皮膚に
対する押圧条件や、第 1 短軸用超音波アレレイ探触子と血管との間の距離がほとんど変化し
ない。

【0019】

また、請求項 3 に係る血管超音波画像測定方法によれば、(k) 前記画像表示装置は、前
記第 1 短軸画像表示領域、第 2 短軸画像表示領域、および長軸画像表示領域は、前記皮膚
からの深さ寸法を示す共通の縦軸を備えたものであることから、長軸用超音波アレレイ探触
子が、血管中心上に好適に位置決めされる。

10

20

30

40

【0020】

また、請求項4に係る血管超音波画像測定方法によれば、(l) 前記長軸用超音波アレイ探触子により検出された前記血管の長軸画像信号に基づいて該血管の内腔径を算出する血管径算出工程を含むことから、正確な血管径が得られる。

【0021】

また、請求項5に係る血管超音波画像測定方法によれば、(m) 前記長軸用超音波アレイ探触子により検出された前記血管の長軸画像信号に基づいて該血管の内膜厚および/または内中膜壁厚を算出する血管膜厚算出工程を含むことから、血管の正確な内膜厚や内中膜壁厚が得られる。

10

【0022】

また、請求項6に係る血管超音波画像測定方法によれば、(n) 前記一対の第1短軸用超音波アレイ探触子および第2短軸用超音波アレイ探触子は、前記血管に対して該血管の上流側または下流側へ所定角度斜めに向かう方向に超音波を放射するものであることから、超音波ドプラにより血流速度を測定することも可能となる。

【0023】

また、請求項7に係る血管超音波画像測定方法によれば、(o) 前記第1短軸用超音波アレイ探触子および第2短軸用超音波アレイ探触子によりそれぞれ検出された前記血管の短軸超音波画像を前記第1短軸画像表示領域および第2短軸画像表示領域にそれぞれ表示させるに際して、前記所定角度に基づいて、該第1短軸画像表示領域および第2短軸画像表示領域にそれぞれ表示させる短軸超音波画像を、該第1短軸用超音波アレイ探触子および第2短軸用超音波アレイ探触子の超音波放射方向が前記血管に対して直角である状態の画像に補正する画像補正工程を、含むことから、超音波ドプラにより血流速度を測定することも可能となると同時に、上記第1短軸画像表示領域および第2短軸画像表示領域にそれぞれ表示される血管の短軸超音波画像が正確な断面画像となる。

20

【0025】

また、請求項8に係る血管超音波画像測定方法によれば、(q) 前記パターン認識は、前記第1短軸用超音波アレイ探触子および前記第2短軸用超音波アレイ探触子による前記第1短軸画像表示領域及び第2短軸画像表示領域内の超音波画像において前記血管の短軸画像がドプラ信号を含む状態で実行されることから、より正確なパターン認識が可能となる。

30

【0026】

また、請求項9に係る血管超音波画像測定方法によれば、(r) 前記第1短軸用超音波アレイ探触子あるいは前記第2短軸用超音波アレイ探触子により検出された前記血管の短軸画像信号に基づいて該血管の内腔径および/または内中膜壁厚を算出する血管パラメータ算出工程を含むことから、正確な内腔径や内中膜壁厚が得られる。

【0027】

また、請求項10に係る血管超音波画像測定方法によれば、(s) 位置決め状態表示領域内において、前記第1短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第1短軸画像表示領域の両側縁までの距離を表すために互いに直交する第1方向および第2方向のうちの一方に沿って移動し、前記第2短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第2短軸画像表示領域の両側縁までの距離を表すために互いに直交する第1方向および第2方向のうちの他方に沿って移動し、前記第1短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第1短軸画像表示領域の上縁または下縁までの距離と前記第2短軸画像表示領域内に表示された前記血管の短軸画像の該第2短軸画像表示領域の上縁または下縁までの距離との差を表すために傾斜する記号を、該位置決め状態表示領域内に表示させる工程を、含むことから、超音波プローブの位置決めの良否状態が目視的に瞬時に確認できるようになる。

40

【0028】

また、請求項11に係る血管超音波画像測定方法によれば、(t) 前記長軸画像表示領域

50

に表示された前記血管の長軸画像を第1画像として記憶するとともに、該血管の画像の長手方向の一部を第1テンプレートとして予め登録する工程と、(u) 前記超音波プローブが前記血管に沿って移動させられる過程で、前記第1テンプレートと一致する前記血管の長軸画像の長手方向の一部が前記長軸画像表示領域の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域に表示された前記血管の長軸画像を第2画像として記憶するとともに、該血管の長軸画像の長手方向の一部を第2テンプレートとして登録する工程と、(v) さらに前記超音波プローブが前記血管に沿って移動させられる過程で、前記第2テンプレートと一致する前記血管の長軸画像の長手方向の一部が前記長軸画像表示領域の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域に表示された前記血管の長軸画像を第3画像として記憶する工程と、(w) 前記第1画像、第2画像、及び第3画像から前記血管の長軸画像の長手方向寸法よりも長い一本の長軸画像を合成して合成長軸画像表示領域に表示させる工程とを、含むことから、長軸用超音波アレイ探触子の長さよりも長い前記血管の画像が得られる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

以下、本発明の一実施例を図面を参照して詳細に説明する。なお、以下の実施例において図は適宜簡略化或いは変形されており、各部の寸法比および形状等は必ずしも正確に描かれていない。

【実施例1】

【0030】

20

図1は、センサ保持器10に保持されたハイブリッドプローブユニット12を用いて、生体14の上腕16の皮膚18の上からその皮膚18直下に位置する血管20の横断面画像(短軸画像)或いは縦断面画像(長軸画像)を測定する血管超音波画像測定装置22の全体的な構成を説明する図である。

【0031】

ハイブリッドプローブユニット12は、血管に関連する生体情報すなわち血管パラメータを検出するためのセンサとして機能するものであって、互いに平行な2列の第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bとそれらの長手方向中央部を連結する長軸用超音波アレイ探触子Cとを一平面上すなわち平坦な探触面27に有して成るH型の超音波プローブ24と、その超音波プローブ24を位置決めするための多軸駆動装置(位置決め装置)26とを備えている。それら第1短軸用超音波アレイ探触子A、第2短軸用超音波アレイ探触子B、および長軸用超音波アレイ探触子Cは、たとえば圧電セラミックスから構成された多数個の超音波振動子(超音波発振子) $a_1 \sim a_n$ が直線的に配列されることにより長手状にそれぞれ構成されている。

30

【0032】

図2は、本実施例で用いられるXYZ軸直交座標軸を説明するためのものであり、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向と平行でその第1短軸用超音波アレイ探触子Aの直下に位置し血管20又はその付近を通る方向をX軸とし、長軸用超音波アレイ探触子Cの長手方向と平行でX軸と直交する方向をY軸とし、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向と長軸用超音波アレイ探触子Cの長手方向との交点を通り且つ前記X軸方向およびY軸方向に直交する方向をZ軸とする。後述のように、超音波プローブ24は、多軸駆動装置26によりX軸方向に並進、および、X軸およびZ軸まわりに回転させられるようになっている。

40

【0033】

図3に示すように、たとえば上腕動脈である血管20は、内膜 L_1 、中膜 L_2 、外膜 L_3 から成る3層構造を備えている。超音波を用いた画像では、中膜 L_2 からの反射がきわめて弱いため、内膜 L_1 および外膜 L_3 が表示される。実際の画像では、血管20内および中膜 L_2 は黒く表示され、内膜 L_1 および外膜 L_3 が白く表示され、組織が白黒の斑で表示される。内膜 L_1 は、外膜 L_3 よりも大幅に厚みが薄く表示され、画像中において相対的に表示され難いけれども、FMD(血流依存性血管拡張反応)の評価に際してはその

50

内膜の径の変化率を用いることが望まれる。

【 0 0 3 4 】

図 1 に戻って、血管超音波画像測定装置 2 2 は、所謂マイクロコンピュータから構成された電子制御装置 2 8 と、モニタ画面表示装置（画像表示装置）3 0 と、超音波駆動制御回路 3 2 と、3 軸駆動モータ制御回路 3 4 とを備えている。上記電子制御装置 2 8 によって超音波駆動制御回路 3 2 から駆動信号が供給されてハイブリッドプローブユニット 1 2 の超音波プローブ 2 4 の第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B、および長軸用超音波アレイ探触子 C から超音波が放射され、その第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A および第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B および長軸用超音波アレイ探触子 C により検知された超音波反射信号を受けてその超音波反射信号の処理が行われることによって、皮膚 1 8 下の超音波画像が発生させられモニタ画面表示装置 3 0 に表示される。

10

【 0 0 3 5 】

ここで、モニタ画面表示装置 3 0 は、第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A による超音波画像を表示する第 1 短軸画像表示領域 G 1 と、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B による超音波画像を表示する第 2 短軸画像表示領域 G 2 と、長軸用超音波アレイ探触子 C による超音波画像を表示する長軸画像表示領域 G 3 とを有している。さらには、第 1 短軸画像表示領域 G 1 および第 2 短軸画像表示領域 G 2 および長軸画像表示領域 G 3 は、皮膚 1 8 からの深さ寸法を示す共通の縦軸を備えたものである。また、上述のように血管 2 0 の超音波画像が生成されるに際して、超音波プローブ 2 4 は、血管 2 0 に対して所定の位置となるよう電子制御装置 2 8 によって 3 軸駆動モータ制御回路 3 4 から駆動信号を供給された多軸駆動装置 2 6 が駆動することにより位置決めさせられる。上記所定の位置とは、上記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A および第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B が血管 2 0 に対して直交する位置、且つ、長軸用超音波アレイ探触子 C が血管 2 0 に対して平行となる位置である。

20

【 0 0 3 6 】

センサ保持器 1 0 は、三次元空間内の所望の位置すなわち所定の位置において生体 1 4 の上腕 1 6 の皮膚 1 8 の上からその皮膚 1 8 直下に位置する血管 2 0 を変形させない程度に軽く接触させる状態でハイブリッドプローブユニット 1 2 を所望の姿勢で保持する。上記ハイブリッドプローブユニット 1 2 の超音波プローブ 2 4 の端面と皮膚 1 8 との間には、通常、超音波の減衰、境界面における反射や散乱を抑制して超音波画像を明瞭とするためのよく知られたゼリー等のカップリング剤が介在させられる。このゼリーは、たとえば寒天等の高い割合で水を含むゲル状の吸水性高分子であって、空気よりは固有インピーダンス（＝音速×密度）が十分に高く大きく超音波送受信信号の減衰を抑制するものである。また、そのゼリーに換えて、水を樹脂製袋内に閉じ込めた水袋、オリーブ油、グリセリン等が用いられ得る。

30

【 0 0 3 7 】

上記センサ保持器 1 0 は、たとえば磁氣的吸着力により机、台座等に固定されるマグネット台 3 6 と、前記ハイブリッドプローブユニット 1 2 が固定されるユニット固定具 3 8 と、マグネット台 3 6 およびユニット固定具 3 8 に一端が固定され且つ球状に形成された先端部 4 2 を備えた連結部材 4 4、4 5 と、それら連結部材 4 4、4 5 を介して、マグネット台 3 6 とユニット固定具 3 8 とを相対移動可能に連結し支持する自在アーム 4 0 とを備えている。上記自在アーム 4 0 は、相互に回動可能に連結された 2 つのリンク 4 6、4 7 と、そのリンク 4 6、4 7 の一端にて前記各先端部 4 2 に所定の抵抗が付勢されつつその先端部 4 2 に対して回動可能に嵌め入れられた勘合穴 4 8 をそれぞれ有する回動関節部 5 0、5 1 と、各リンク 4 6、4 7 の他端にてその他端を相互に相対回動可能に連結し且つその連結箇所を貫設するねじ穴に螺合されたおねじ付き固定ノブ 5 2 が締め付けられることで得られる締着力により相対回動不能にされる回動関節部 5 4 とを、有する。

40

【 0 0 3 8 】

多軸駆動装置 2 6 は、図 4 ~ 図 7 に示されるように、超音波プローブ 2 4 の X 軸まわりの回動位置を位置決めするための X 軸回動（ヨーイング）機構 5 6 と、超音波プローブ 2

50

4のX軸方向の並進位置を位置決めするためのX軸並進機構58と、超音波プローブ24のZ軸まわりの回転位置を位置決めするためのZ軸回転機構60とから構成されている。図4はX軸回転機構56およびX軸並進機構58およびZ軸回転機構60を説明する図であって、図4(a)では多軸駆動装置26の縦断面が示され、図4(b)では、図4(a)のb-b断面図が示され、図4(c)では、図4(a)のc矢視の図が示されている。X軸回転機構56は超音波プローブ24をX軸まわりの回転可能に支持するX軸支持装置として機能し、X軸並進機構58は超音波プローブ24をX軸方向の並進可能に支持するX軸支持装置として機能し、Z軸回転機構60は超音波プローブ24をZ軸まわりの回転可能に支持するZ軸支持装置として機能している。

【0039】

X軸回転機構56は、ユニット固定具38に固定されるとともに、曲率中心がX軸上にある円筒摺動凹面62を超音波プローブ24側に有する第1固定フレーム64と、その円筒摺動凹面62に対して凹凸が逆転した形状の円筒摺動凸面66を超音波プローブ24の反対側に有して、固定フレーム64の円筒摺動凹面62に摺接されているX軸回転フレーム68と、X軸に平行となるようX軸回転フレーム68に固設されたピン70と、一端をピン70まわりに回転可能に設けられて他端をY軸に平行となるよう第1固定フレーム64に配設された第1ねじ軸72に螺合されている第1スライド部材74と、上記第1ねじ軸72をその軸心まわりに回転させるX軸回転アクチュエータ76とを、備えている。X軸回転フレーム68は、それに連結されている第1スライド部材74が第1ねじ軸72の回転によりその第1ねじ軸72の軸心方向に並進することでX軸まわりに回転可能となっている。超音波プローブ24は、図5に示されるように、X軸回転機構56によってX軸まわりの回転姿勢が位置決めされる。X軸回転アクチュエータ76は電動モータなどから構成される。

【0040】

X軸並進機構58は、上記超音波プローブ24の反対側の面を上記X軸回転フレーム68の超音波プローブ24側に固定され、その固定面の反対側に平面から成る第1摺動平面78を有する第2固定フレーム80と、平面から成る第2摺動平面82を超音波プローブ24の反対側に有して、第2固定フレーム80の第1の摺動平面78に摺接されているX軸並進フレーム84と、一端をX軸並進フレーム82に固定され他端をY軸に平行となるよう第2固定フレーム80に配設された第2ねじ軸86に螺合されている第2スライド部材88と、上記第2ねじ軸86をその軸心まわりに回転させるX軸並進アクチュエータ90とを、備えている。X軸並進フレーム82は、それに連結されている第2スライド部材88が第1ねじ軸72の回転によりその第1ねじ軸72の軸心方向に並進することでX軸方向へ直線的に移動可能となっている。超音波プローブ24は、図6に示されるように、X軸並進機構58によってX軸方向の移動姿勢が位置決めされる。X軸回転アクチュエータ90は電動モータなどから構成される。

【0041】

Z軸回転機構60は、X軸並進フレーム84の上記超音波プローブ24側の面においてZ軸まわりに回転可能に保持され且つその反対面に超音波プローブ24が固定されたウォームホイール92と、X軸並進フレーム84に固定され、ウォームホイール92の外周歯と噛み合うウォームギヤ94を出力軸96に備えた電動モータ98とを、備えている。超音波プローブ24は、図7に示すように、Z軸回転機構60によって第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向中央部を通るZ軸まわりの回転姿勢が位置決めさせられる。電動モータ98はZ軸アクチュエータとして機能している。

【0042】

図1において、超音波駆動制御回路32は、電子制御装置28からの指令に従って、たとえば上記第1短軸用超音波アレイ探触子Aを構成する一列に配列された多数個の超音波振動子 a_1 乃至 a_n のうち、その端の超音波振動子 a_1 ら、一定数の超音波振動子群たとえば15個の a_1 乃至 a_{15} 毎に所定の位相差を付与しつつ10MHz程度の周波数で同時駆動するビームフォーミング駆動することにより超音波振動子の配列方向において収束

10

20

30

40

50

性の超音波ビームを血管 20 に向かって順次放射させ、超音波振動子を 1 個ずつずらしながらその超音波ビームをスキャン（走査）させたときの放射毎の反射波を受信して電子制御装置 28 へ入力させる。図 8 の 1 点鎖線は、上記のビームフォーミング駆動により放射される収束性の超音波ビームを示している。また、上記第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A の放射面には、図 9 に示すように、その超音波振動子 a_1 乃至 a_n の配列方向に直交する方向に超音波ビームを収束させるための音響レンズ 100 が設けられている。上記のようなビームフォーミング駆動および音響レンズ 100 によって収束性とされた超音波ビームには、図 8 に示すように、超音波振動子 a_1 乃至 a_n の配列方向に対して直交する方向に長手状の収束断面 D が形成されている。この収束断面 D の長手方向 E は、平面視すなわち X - Y 平面内において超音波振動子 a_1 乃至 a_n の配列方向（X 軸方向）、およびビームの放射方向（Z 軸方向）F に対して、それぞれ直交する方向である。

10

【0043】

電子制御装置 28 は、上記反射波に基づいて画像を合成し、皮膚 18 下における血管 20 の横断面画像（短軸画像）、あるいは縦断面画像（長軸画像）を生成させて、モニタ画面表示装置（画面表示装置）30 に表示させる。また、その画像から、血管 20 の径或いは内皮 101 の直径である内皮径（内腔径）などが算出される。また、血管内皮機能を評価するために、虚血反応性充血後の FMD（血流依存性血管拡張反応）を表す血管径の変化率（%） $[= 100 \times (d_{\max} - d) / d]$ （但し、 d は安静時の血管径、 d_{\max} は阻血解放後の最大血管径）が算出される。

【0044】

20

図 10 ~ 図 14 は、上記電子制御装置 28 の制御作動の要部を説明するフローチャートである。図 10 および図 11 において、テンプレートマッチング手法による動脈パターン認識を行うために、事前に、一般的な血管の短軸画像 $TM_1 \sim TM_n$ が標準テンプレートとして登録される。すなわち、超音波画像として得ようとしている血管 20 の特徴を示すような画像を予め登録しておくもので、たとえば、図 15 (a) に示される TM_1 のような画像、あるいは図 15 (b) に示される TM_2 のような画像、あるいは TM_1 および TM_2 の両方が登録される。図 10 において、ステップ（以下、ステップを省略する）S1 では、超音波発振およびスキャンが開始され、第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A および第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B および長軸用超音波アレイ探触子 C から収束性超音波ビームが放射され且つそれがスキャンされる。次いで、S2 では、第 1 短軸画像表示領域 G1 において、標準テンプレート TM_1 と類似する画像パターンがテンプレートマッチング手法を用いて探索される。次いで、S3 では、一致した画像パターン $ImA_1 \sim ImA_n$ が検出され、モニタ画面表示装置 30 に表示される。図 16 は、検出された画像パターン $ImA_1 \sim ImA_n$ を示すモニタ画面表示装置 30 の表示画面であり、その表示画面には、第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A による超音波画像を表示する第 1 短軸画像表示領域 G1、長軸用超音波アレイ探触子 C による超音波画像を表示する長軸画像表示領域 G3、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B による超音波画像を表示する第 2 短軸画像表示領域 G2 が横方向に隣接して順次設けられている。次いで、S4 では、検出された画像パターン $ImA_1 \sim ImA_n$ の画面幅方向距離 $Dx_1 \sim Dx_n$ が、所定の範囲内か否かが調べられる。所定の範囲は対象の血管の大きさに適するように予め設定されたものである。たとえば、上腕動脈であれば、3 ~ 5 mm 程度の範囲である。次いで、S5 では、検出された画像パターン $ImA_1 \sim ImA_n$ の画面縦方向距離 $Dy_1 \sim Dy_n$ が、所定の範囲内か否かが調べられる。次いで、S6 では、S4 と S5 にて Dx_n と Dy_n が所定の範囲内であった画像パターン ImA_n が第 1 短軸画像表示領域 G1 における目的の血管 20 の画像パターン ImA として認識され、図 17 (a) に示されるように、モニタ画面表示装置 30 の表示画面の画像から矩形である第 1 短軸画像表示領域 G1 の上辺および左辺から画像パターン ImA の中心位置までの座標位置 $ImA(c, a)$ が算出され出力される。

30

40

【0045】

続いて、図 11 に示す S7 では、第 2 短軸画像表示領域 G2 にて、標準テンプレート TM_1 と類似する画像パターンがテンプレートマッチング手法を用いて探索される。次いで

50

、S 8では、一致した画像パターン $I m B 1 \sim I m B n$ が検出される。次いで、S 9では、検出された画像パターン $I m B 1 \sim I m B n$ の画面幅方向距離 $D x 1 \sim D x n$ が、所定の範囲内か否かが調べられる。次いで、S 10では、検出された画像パターン $I m B 1 \sim I m B n$ の画面縦方向距離 $D y 1 \sim D y n$ が、所定の範囲内か否かが調べられる。次いで、S 11では、S 9とS 10にて $D x n$ と $D y n$ が所定の範囲内であった画像パターン $I m B n$ が第2短軸画像表示領域 G 2における目的の血管 20の画像パターン $I m B$ として認識され、図17(a)に示されるように、モニタ画面表示装置30の表示画面の画像から矩形である第2短軸画像表示領域 G 2の上辺および左辺から画像パターン $I m B$ の中心位置までの座標 $I m B (e, b)$ が算出され出力される。

【0046】

続いて、図12のS 12では、G 1における血管の縦方向の座標位置を示す a と、G 2における b とが一致するか否かが判断される。これらの a および b は、図17(b)および図18(b)に示されるように、第1短軸用超音波アレイ探触子 A および第2短軸用超音波アレイ探触子 B と血管 20の中心との間の距離を示す値でもある。上記S 12における判断が否定されると、S 13にて a が b に対して小さいか否かが判断される。上記S 13における判断が肯定されるとS 14にて図17(b)に示されるようにX軸回転アクチュエータ76によって超音波プローブ24がX軸に対し所定角度右回転させられ、否定されるとS 15にてX軸回転アクチュエータ76によって超音波プローブ24がX軸に対し所定角度左回転させられる。上記所定角度とは、予め設定された極微量の角度であり、単位角度に相当する。上記S 12における判断が肯定されるのは、図18(b)に示されるように、第1短軸用超音波アレイ探触子 A から血管 20の中心までの距離 a と第2短軸用超音波アレイ探触子 B から血管 20の中心までの距離 b とが等しい状態にあるときであり、この肯定判断がなされない間は、S 13～S 15、S 2～S 12が順に繰り返し実行される。S 2～S 15は、第1短軸用超音波アレイ探触子 A から血管 20の中心までの距離と第2短軸用超音波アレイ探触子 B から血管 20の中心までの距離とが等しくなるように、多軸駆動装置(位置決め装置)26に超音波プローブ24をX軸まわりに位置決めさせるX軸まわり位置決め工程に対応している。

【0047】

続いて、図13において、上記S 12における判断が肯定されると、S 16では、G 1における血管の縦方向の座標位置を示す c と、G 2における d とが一致するか否かが判断される。これらの c および d は、図19(b)および図20(b)に示されるように、X-Y平面に直角な方向視にて、第1短軸用超音波アレイ探触子 A の長手方向の一端から血管 20の長手方向中心との交点までの距離、および、第1短軸用超音波アレイ探触子 A の長手方向の他端から血管 20の長手方向中心との交点までの距離に対応する値である。上記S 16における判断が否定されると、S 17にて c が d に対して小さいか否かが判断される。上記S 17における判断が肯定されるとS 18にて図19(b)に示されるようにX軸並進アクチュエータ90によって超音波プローブ24がX軸方向に所定距離前進(図中矢印の方向)させられ、否定されるとS 19にてX軸並進アクチュエータ90によって超音波プローブ24がX軸方向に所定距離後進(図中矢印の反対方向)させられる。上記所定距離とは、予め設定された極微量の距離であり、単位距離に相当する。上記S 16における判断が肯定されるのは、図20(b)に示されるように、X-Y平面に直角な方向視において第1短軸用超音波アレイ探触子 A と血管 20との交点がZ軸と一致する状態にあるときであり、この肯定判断がなされない間は、S 17～S 19、S 2～S 12、S 16が順に繰り返し実行される。S 2～S 12、S 16～S 19は、第1短軸画像表示領域 G 1の幅方向中央部に血管 20の画像を位置させるように、多軸駆動装置(位置決め装置)26に超音波プローブ24をX軸方向に平行移動させるX軸方向位置決め工程に対応している。

【0048】

続いて、図14において、上記S 16における判断が肯定されると、S 20では、e および f が一致するか否かが判断される。これらの e および f は、図21(b)および図2

10

20

30

40

50

2 (b) に示されるように、X - Y 平面に直角な方向視にて、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B の長手方向の一端から血管 20 の長手方向中心との交点までの距離、および、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B の長手方向の他端から血管 20 の長手方向中心との交点までの距離に対応する値である。上記 S 20 における判断が否定されると、S 21 にて e が f に対して大きいかが判断される。上記 S 21 における判断が肯定されると S 22 にて図 21 (b) に示されるように電動モータ 98 によって超音波プローブ 24 が Z 軸に対して所定角度右回転させられ、否定されると S 23 にて電動モータ 98 によって超音波プローブ 24 が Z 軸に対して所定角度左回転させられる。上記所定角度とは、予め設定された極微量の角度であり、位置決め操作の単位角度に相当する。上記 S 20 における判断が肯定されるのは、図 22 (b) に示されるように、X - Y 平面の直角な方向視において一対の第 1 短軸用超音波アレイ探触子および第 2 短軸用超音波アレイ探触子と血管とが直交する状態にあるときであり、この肯定判断がなされない間は、S 21 ~ S 23、S 2 ~ S 12、S 16、S 20 が順に繰り返し実行される。S 2 ~ S 12、S 16、S 20 ~ S 23 は、第 2 短軸画像表示領域 G 2 の幅方向中央部に血管 20 の画像を位置させるように、多軸駆動装置 (位置決め装置) 26 を Z 軸まわりに回転させる Z 軸まわり位置決め工程に対応している。

【0049】

続いて、S 24 では、血管 20 の断面画像である短軸画像および長軸画像が生成されてモニタ画面表示装置 30 に表示されるとともに記憶され、S 25 では、血管 20 の内腔径 (内皮径)、内膜厚、および内中膜壁厚などが電子制御装置 28 の表示制御部にて自動で算出される。図 23 は、図 22 の長軸用超音波アレイ探触子 C による超音波画像を表示する長軸画像表示領域 G 3 を示す図であり、図 24 は、図 23 の長軸画像表示領域 G 3 の中心付近の線分 P - Q における画面の輝度すなわち超音波反射信号の強度を示したラインプロファイルである。図 24 において、所定の輝度判定ラインにて 8 箇所の交点を検出するように基準線 A - B を引くことで得られた交点 a から交点 h の各ポイントにて各々の交点間隔を計算することで得られる最大の交点間隔となる d - e 間隔が血管 20 の内腔径として算出される。次いで、その最大となる d - e 間隔が得られた交点 a から交点 h の各ポイントが用いられて内膜厚などが算出されるが、特に、交点 e と交点 g との間隔である e - g 間隔を内中膜壁厚 (IMT) と呼び、その計測値は動脈硬化の判断の指標に用いられる。S 25 は、長軸用超音波アレイ探触子 C により検出された血管 20 の長軸画像信号に基づいてその血管 20 の内腔径を算出する血管径算出工程、および、長軸用超音波アレイ探触子 C により検出された血管 20 の長軸画像信号に基づいてその血管 20 の内膜厚および/または内中膜壁厚を算出する血管膜厚算出工程に対応している。

【0050】

上述のように、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、(d) 第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A から血管 20 の中心までの距離 a と第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B から血管 20 の中心までの距離 b とが等しくなるように、多軸駆動装置 (位置決め装置) 26 に超音波プローブ 24 を X 軸まわりに位置決めさせる X 軸まわり位置決め工程と、(e) 第 1 短軸画像表示領域 G 1 の幅方向中央部に血管 20 の画像を位置させるように、多軸駆動装置 (位置決め装置) 26 に超音波プローブ 24 を X 軸方向に平行移動させる X 軸方向位置決め工程と、(f) 第 2 短軸画像表示領域 G 2 の幅方向中央部に血管 20 の画像を位置させるように、多軸駆動装置 (位置決め装置) 26 に超音波プローブ 24 を Z 軸まわりに回転させる Z 軸まわり位置決め工程とを、含むことから、いずれも超音波アレイ探触子の血管 20 に対する長手方向の位置或いは超音波アレイ探触子の血管 20 に対する距離を用いることにより位置決めできるので、簡単且つ容易にしかも高精度で超音波プローブ 24 を生体 14 の血管 20 上に位置決めすることができる。

【0051】

また、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、X 軸は皮膚 18 下すなわち血管 20 またはその付近を通る軸であり、X 軸まわり位置決め工程は、超音波プローブ 24 をその X 軸まわりに位置決めさせるものであることから、第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A お

10

20

30

40

50

よび第2短軸用超音波アレイ探触子Bの皮膚18に対する押圧条件をそれほど変化させることなく、それらと血管20との間の距離を変化させることができる。また本実施例は、特に、上記X軸が第1短軸用超音波アレイ探触子の直下に位置させられているため、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの皮膚18に対する押圧条件や、第1短軸用超音波アレイ探触子Aと血管20との間の距離がほとんど変化しない。

【0052】

また、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、超音波プローブ24は、一对の第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bの間においてすなわち第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bに隣接してX軸方向と直交するY軸方向に複数個の超音波振動子(超音波発振子) $a_1 \sim a_n$ が直線的に配列された長軸用超音波アレイ探触子Cを、前記一平面であるX-Y平面にさらに備えたものであり、Z軸は、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向と長軸用超音波アレイ探触子Cの長手方向との交点を通り且つX軸方向およびY軸方向に直交するものであり、(k) モニタ画面表示装置(画像表示装置)30は、第1短軸画像表示領域G1と第2短軸画像表示領域G2との間にすなわち第1短軸画像表示領域G1および第2短軸画像表示領域G2に隣接して、長軸用超音波アレイ探触子Cによる超音波画像を表示する長軸画像表示領域G3を備え、該第1短軸画像表示領域G1、第2短軸画像表示領域G2、および長軸画像表示領域G3は、前記皮膚18からの深さ寸法を示す共通の縦軸を備えたものであることから、長軸用超音波アレイ探触子Cが、血管20中心上に好適に位置決めされる。

【0053】

また、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、長軸用超音波アレイ探触子Cにより検出された血管20の長軸画像信号に基づいてその血管20の内腔径を算出する血管径算出工程を含むことから、正確な血管径が得られる。

【0054】

また、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、長軸用超音波アレイ探触子Cにより検出された血管20の長軸画像信号に基づいてその血管20の内膜厚および内中膜壁厚を算出する血管膜厚算出工程を含むことから、正確な血管の内膜厚や内中膜壁厚が得られる。

【0055】

また、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、X軸まわり位置決め工程、X軸方向位置決め工程、あるいはZ軸まわり位置決め工程において、血管20の画像を認識するためにパターン認識が実行されることから、簡単且つ容易にしかも高精度で超音波プローブ24を生体14の血管20上に位置決めすることができる。さらに、本実施例では、パターン認識にテンプレートマッチング手法を用いていることから、他のパターン認識の手法たとえばNN(nearest neighbor)法あるいはK-平均法などを用いる場合と比較して簡易であり、迅速な演算処理が可能となる。

【実施例2】

【0056】

次に、本発明の他の実施例について説明する。なお、以下の実施例の説明において、前述の実施例と重複する部分については、同一の符号を付してその説明を省略する。

【0057】

図25は、本発明の他の実施例における超音波プローブおよびモニタ画面表示の構成例を説明する図である。本実施例のハイブリッドプローブユニット12は、X軸方向に直線的に配列されることにより構成された超音波振動子 $a_1 \sim a_n$ の超音波放射面に直角な方向FがZ軸に対して所定の角度および角度だけそれぞれ傾くようにX軸方向まわりに回転された互いに平行な2列の第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bと、前記超音波振動子(超音波発振子) $a_1 \sim a_n$ がY軸方向に直線的に配列されることにより構成され、且つ、前記第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bの長手方向中央部を連結する長軸用超音波アレイ探触子Cと

を一平面上に有して成るH型の超音波プローブ102を備えている。すなわち、前記一對の第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bは、図25(a)中の矢印I方向の血流状態にある血管20に対して、該血管20の上流側へ所定角度および角度 斜めに向かう方向に超音波を放射するものである。

【0058】

図25(b)は、上記構成の超音波プローブ102によって得られた反射波に基づいて生成された画像が特別の変換を行わずに表示されたモニタ画面表示装置30の表示画面を示している。第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bの超音波放射方向が血管20に対して直角である状態と比較して、画像の縦方向が($1/\cos$)倍および($1/\cos$)倍されて表示されている。すなわち、第1短軸画像表示領域G1および第2短軸画像表示領域G2および長軸画像表示領域G3は、皮膚18からの深さ寸法を示す共通の縦軸を備えていない。図25(c)では、それぞれ検出された血管20の短軸超音波画像を第1短軸画像表示領域G1および第2短軸画像表示領域G2にそれぞれ表示させるに際しては、該第1短軸画像表示領域G1および第2短軸画像表示領域G2にそれぞれ表示させる短軸超音波画像が画面縦方向に \cos 倍および \cos 倍にされる演算工程を経て表示画面に縮写されている。この演算工程は、前記所定の角度

および角度 に基づいて、該第1短軸画像表示領域G1および第2短軸画像表示領域G2にそれぞれ表示させる短軸超音波画像を、第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bの超音波放射方向が血管20に対して直角である状態の画像に補正される画像補正工程に対応している。さらには、血流方向に応じた色で血管20を示すように画像が変換されるカラー表示化工程も行われ、これにより、動脈の自動識別や目視による識別が容易となる。なお、前記演算工程とカラー表示化工程は、超音波画像が生成されるに際して、図1に示される電子制御装置28の表示制御部にて自動で行われモニタ画面表示装置30に表示される。

【0059】

上述のように、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、一對の第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bは、血管20に対して該血管20の上流側へ所定角度斜めに向かう方向に超音波を放射するものであることから、超音波ドプラにより血流速度を測定することも可能となる。

【0060】

また、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bによりそれぞれ検出された血管20の短軸超音波画像を第1短軸画像表示領域G1および第2短軸画像表示領域G2にそれぞれ表示させるに際して、前記所定角度に基づいて、該第1短軸画像表示領域G1および第2短軸画像表示領域G2にそれぞれ表示させる短軸超音波画像を、該第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bの超音波放射方向が前記血管20に対して直角である状態の画像に補正する画像補正工程を、含むことから、超音波ドプラにより血流速度を測定することも可能となると同時に、上記第1短軸画像表示領域G1および第2短軸画像表示領域G2にそれぞれ表示される血管20の短軸超音波画像が正確な断面画像となる。

【実施例3】

【0061】

図26および図27は、本発明の他の実施例における電子制御装置28の制御作動の要部の一部を説明するフローチャートである。前述の実施例においては、図10および図11のフローチャートに示されるステップにより動脈パターン認識が行われていたが、電子制御装置28がドプラ信号処理部を備えている場合は、図10および図11に代えて図26および図27のフローチャートに示されるステップにより動脈パターン認識が行われる。図26において、S26では、超音波発振およびスキャンが開始され、第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bおよび長軸用超音波アレイ探触子Cから収束性超音波ビームが放射され且つそれがスキャンされる。次いで、S27では

、第1短軸画像表示領域G1において、標準テンプレートTM1と類似する画像パターンがテンプレートマッチング手法を用いて探索される。次いで、S28では、一致した画像パターンImA1～ImAnが検出され、モニタ画面表示装置30に表示される。次いで、S29では、検出された画像パターンImA1～ImAn（本実施例では $n=3$ ）にドブラ信号が検出されるか否かが判断される。次いで、S30では、S29にて判断が肯定された画像パターンImAnが第1短軸画像表示領域G1における目的の血管20の画像パターンImAとして認識され、矩形である第1短軸画像表示領域G1の上辺および左辺から画像パターンImAの中心位置までの座標ImA(c, a)が算出され出力される。

【0062】

続いて、図27において、S31では、第2短軸画像表示領域G2にて、標準テンプレートTM1と類似する画像パターンがテンプレートマッチング手法を用いて探索される。次いで、S32では、一致した画像パターンImB1～ImBnが検出され、モニタ画面表示装置30に表示される。次いで、S33では、検出された画像パターンImB1～ImBn（本実施例では $n=3$ ）にドブラ信号が検出されるか否かが判断される。次いで、S30では、S29にて判断が肯定された画像パターンImBnが第1短軸画像表示領域G1における目的の血管20の画像パターンImBとして認識され、矩形である第2短軸画像表示領域G2の上辺および左辺から画像パターンImBの中心位置までの座標ImB(e, b)が算出され出力される。

【0063】

本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、血管20の画像を認識するためのパターン認識は、第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bによる第1短軸画像表示領域G1及び第2短軸画像表示領域G2内の超音波画像において血管20の画像がドブラ信号を含む状態で実行されることから、より正確なパターン認識が可能となる。さらに、本実施例では、パターン認識にテンプレートマッチング手法を用いていることから、他のパターン認識の手法たとえばNN(nearest neighbor)法あるいはK-平均法などを用いる場合と比較して簡易であり、迅速な演算処理が可能となる。

【実施例4】

【0064】

図28は、本発明の他の実施例における血管径算出工程を説明する図である。本実施例では、図28に示されるように、長軸画像表示領域G3において血管20の長手方向中心線と直角に交差する線上にあって、遠位すなわち図28の下方の血管内腔壁上にある点(Xt1, Yt1)を中心とするテンプレートT1と、近位すなわち図28の上方の血管内腔壁上にある点(Xt2, Yt2)を中心とするテンプレートT2と血管20の長軸画像中の血管壁とそれぞれ一致する点が電子制御装置28の表示制御部にて自動で認識され、内腔径がYt1 - Yt2として自動で算出される。

【0065】

本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、長軸用超音波アレイ探触子Cにより検出された血管20の長軸画像信号に基づいて該血管20の内腔径を算出する血管径算出工程を含むことから、正確な血管径が得られる。

【実施例5】

【0066】

図29は、本発明の他の実施例における血管パラメータ算出工程を説明する図である。本実施例では、図29に示されるように、第1短軸画像表示領域G1あるいは第2短軸画像表示領域G2において血管20の中心を通る線上にあって、遠位すなわち図29の下方の血管内腔壁上にある点(Xt3, Yt3)を中心とするテンプレートT3と、近位すなわち図29の上方の血管内腔壁上にある点(Xt4, Yt4)を中心とするテンプレートT4と血管20の短軸画像中の血管壁とそれぞれ一致する点が電子制御装置28の表示制御部にて自動で認識され、内腔径がYt3 - Yt4として自動で算出される。次いで、第1短軸画像表示領域G1あるいは第2短軸画像表示領域G2において血管20の中心を通る線上にあって、遠位すなわち図29の下方の血管外壁の内表面上にある点(Xt5, Y

t 5)を中心とするテンプレートT 5と血管20の短軸画像中の血管壁と一致する点が電子制御装置28の表示制御部にて自動で認識され、内中膜壁厚が $Y_{t5} - Y_{t3}$ として自動で算出される。

【0067】

本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、第1短軸用超音波アレイ探触子Aあるいは前記第2短軸用超音波アレイ探触子Bにより検出された血管20の短軸画像信号に基づいて血管20の内腔径および内中膜壁厚を算出する血管パラメータ算出工程を含むことから、正確な内腔径や内中膜壁厚が得られる。

【実施例6】

【0068】

図30は、本発明の他の実施例におけるモニタ画面表示装置の位置決め状態表示領域G4を示す図である。本実施例では、上記位置決め状態表示領域G4内において、第1短軸画像表示領域G1内に表示された血管20の短軸画像の該第1短軸画像表示領域G1の両側縁までの距離cおよびdを表すために互いに直交する第1方向および第2方向のうちの一方である幅方向に沿って移動し、第2短軸画像表示領域G2内に表示された血管20の短軸画像の該第2短軸画像表示領域G2の両側縁までの距離eおよびfを表すために互いに直交する第1方向および第2方向のうちの他方である縦方向に沿って移動し、第1短軸画像表示領域G1内に表示された血管20の短軸画像の該第1短軸画像表示領域G1の上縁または下縁までの距離と第2短軸画像表示領域G2内に表示された血管20の短軸画像の該第2短軸画像表示領域G2の上縁または下縁までの距離との差を表すために傾斜する記号104を、該位置決め状態表示領域G4内に表示させる制御工程が実行される。

【0069】

上記記号104は、直角に交差した長線106および短線108を中心に有する円から成る。図10～図14に示す位置決め制御が実行される結果、位置決め状態表示領域G4にて、記号104の中心位置から位置決め状態表示領域G4の幅方向の左縁までの距離と記号104の中心位置から位置決め状態表示領域G4の幅方向の右縁までの距離との比率は、前述の制御の結果、上記距離cと距離dとの比率に等しくなるように表示され、位置決め状態表示領域G4の縦方向の上縁までの距離と記号104の中心位置から位置決め状態表示領域G4の縦方向の縁端までの距離との比率は、前述の制御の結果、上記距離fと距離eとの比率に等しくなるように表示され、さらに、前述の制御の結果、超音波プローブ24が所定位置すなわち位置決め完了位置に近づくほど記号104の長線106の位置決め状態表示領域G4の幅方向に対する傾斜が小さくなり、やがて傾斜が無くなるように表示される。

【0070】

ここで、図30(a)は、上記位置決め制御が不十分な状態である $a < b$ 、 $c < d$ 、および $e > f$ の状態を示す。これに対し、図30(b)は、上記位置決め制御が正常な状態の位置決め状態表示領域G4を示した図である。すなわち、第1短軸用超音波アレイ探触子Aから血管20の中心までの距離aと第2短軸用超音波アレイ探触子Bから血管20の中心までの距離bとが等しく、且つ、第1短軸画像表示領域G1の幅方向中央部に血管20の画像が位置し、且つ、第2短軸画像表示領域G2の幅方向中央部に血管20の画像が位置する状態であり、 $a = b$ 、 $c = d$ 、および $e = f$ である。

【0071】

本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、位置決め状態表示領域G4内において、第1短軸画像表示領域G1内に表示された血管20の短軸画像の該第1短軸画像表示領域G1の両側縁までの距離cおよびdを表すために互いに直交する第1方向および第2方向のうちの一方である幅方向に沿って移動し、第2短軸画像表示領域G2内に表示された血管20の短軸画像の該第2短軸画像表示領域G2の両側縁までの距離eおよびfを表すために互いに直交する第1方向および第2方向のうちの他方である縦方向に沿って移動し、第1短軸画像表示領域G1内に表示された血管20の短軸画像の該第1短軸画像表示領域G1の上縁または下縁までの距離と第2短軸画像表示領域G2内に表示された血管20の

短軸画像の該第2短軸画像表示領域G2の上縁または下縁までの距離との差を表すために傾斜する記号104を、該位置決め状態表示領域G4内に表示させるので、記号104の位置および傾きに基いて、超音波プローブ24の位置決めの良否状態が目視的に瞬時に確認できる。

【実施例7】

【0072】

図31は、本発明の他の実施例におけるハイブリッドプローブユニット12の保持構造を示す図である。本実施例のハイブリッドプローブユニット12は、測定者の手110により保持される。図32は、本実施例におけるモニタ画面表示装置30の表示画面の一例であり、モニタ画面表示装置30は、長軸画像表示領域G3の表示長さよりも長い超音波画像を表示するための合成長軸画像表示領域G5を有する。

10

【0073】

測定に際しては、前実施例にて記載のと通りの超音波プローブ24直下に位置する血管20の短軸画像および長軸画像が生成されモニタ画面表示装置30に表示されるとともに記憶される、という制御作動が電子制御装置28により実時間処理にて行われる。上記処理は、所定時間たとえば20msecである極小時間ごとに行われる。ここで、超音波プローブ24を有するハイブリッドプローブユニット12に対しては、手110により血管20の略長手方向へ移動する動作が加えられる。図33は、その動作に対して所定距離ごとの超音波プローブ24と血管20との相対位置を示す図である。図33(a)は測定開始位置にある超音波プローブ24aを示している。

20

【0074】

図34は、上記動作に対する電子制御装置28の制御作動の要部を説明するフローチャートであり、図35は、その制御作動の結果生成される合成長軸画像abcが表示されたモニタ画面表示装置30の合成長軸画像表示領域G5を示した図である。図34および図35において、まず、S100では、前記測定開始位置にて生成され長軸画像表示領域G3に表示された血管20の画像を第1画像aとして記憶するとともに、第1画像aの長手方向の一部が第1テンプレートTemp_aとして登録される。次いで、S101では、前記測定開始位置から前記極小時間経過後に生成された長軸画像a'に対して第1テンプレートTemp_aと同じ画像である長軸画像a'の長手方向の一部である画像Temp_a'が探索すなわちテンプレートマッチング手法を用いたパターン認識が実行される。次いで、S102では、探索された画像Temp_a'が長軸画像表示領域G3の予め設定された端部に位置するかが判断される。S102における判断が肯定されるのは、超音波プローブ24aが、第1テンプレートTemp_aの幅方向左縁から長軸画像aの幅方向左縁まであるいはテンプレートTemp_aの幅方向右縁から長軸画像aの幅方向右縁までにあたる距離Lだけ、血管20の長手方向に移動されたときであり、図33(b)はその状態を示している。上記S102における判断が否定される間は、S101、S102が順に繰り返し実行される。上記S102における判断が肯定されると長軸画像a'は第2画像bとして登録され、S103にて、第1画像aと第2画像bがそれぞれの画像に含まれる第1テンプレートTemp_aと画像Temp_a'とを重ね合わせられた状態にて合成され、合成長軸画像abとして登録され合成長軸画像表示領域G5に表示される。

30

40

【0075】

続いて、S104では、第2画像bの長手方向の一部が第2テンプレートTemp_bとして登録される。次いで、S105では、前記極小時間経過後に生成された長軸画像b'に対して第2テンプレートTemp_bと同じ画像である長軸画像b'の長手方向の一部である画像Temp_b'が探索すなわちテンプレートマッチング手法を用いたパターン認識が実行される。次いで、S106では、探索された画像Temp_b'が長軸画像表示領域G3の予め設定された端部に位置するかが判断される。S106における判断が肯定されるのは、超音波プローブ24bが距離Lだけ血管20の長手方向に移動されたときであり、図33(c)はその状態を示している。上記S106における判断が否定される間は、S105、S106が順に繰り返し実行される。上記S106における判断が肯定されると長軸画像b

50

’は第3画像cとして登録され、S107にて、合成長軸画像abと第3画像cがそれぞれの画像に含まれる第2テンプレートTemp_bと画像Temp_b’とを重ね合わせられた状態で合成され、合成長軸画像abcとして登録され合成長軸画像表示領域G5に表示される。以下、S100～S107が繰り返し実行される。

【0076】

ここで、S100は、長軸画像表示領域G3に表示された血管20の画像を第1画像aとして記憶するとともに、その血管20の画像の長手方向の一部を第1テンプレートTemp_aとして予め登録する工程に対応している。また、S101、S102、およびS104は、超音波プローブ24が血管20に沿って移動させられる過程で、第1テンプレートTemp_aと一致する血管20の長軸画像a’の長手方向の一部である画像Temp_a’が長軸画像表示領域G3の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域G3に表示されたその血管20の長軸画像a’を第2画像bとして記憶するとともに、その血管20の長軸画像a’の長手方向の一部を第2テンプレートTemp_bとして登録する工程、に対応している。また、S105およびS106は、さらに前記超音波プローブ24が血管20に沿って移動させられる過程で、第2テンプレートTemp_bと一致する血管20の長軸画像b’の長手方向の一部である画像Temp_b’が前記長軸画像表示領域G3の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域G3に表示された前記血管20の長軸画像b’を第3画像cとして記憶する工程、に対応している。また、S103およびS107は、前記第1画像a、第2画像b、及び第3画像cから長軸画像表示領域G3に表示される血管20の画像の長手方向寸法よりも長い一本の長軸画像すなわち合成長軸画像abcを合成して合成長軸画像表示領域G5に表示させる工程、に対応している。

【0077】

本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、長軸画像表示領域G3に表示された血管20の画像を第1画像aとして記憶するとともに、その血管20の画像の長手方向の一部を第1テンプレートTemp_aとして予め登録する工程と、超音波プローブ24が血管20に沿って移動させられる過程で、第1テンプレートTemp_aと一致する血管20の長軸画像a’の長手方向の一部である画像Temp_a’が長軸画像表示領域G3の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域G3に表示されたその血管20の長軸画像a’を第2画像bとして記憶するとともに、その血管20の長軸画像a’の長手方向の一部を第2テンプレートTemp_bとして登録する工程と、さらに前記超音波プローブ24が血管20に沿って移動させられる過程で、第2テンプレートTemp_bと一致する血管20の長軸画像b’の長手方向の一部である画像Temp_b’が前記長軸画像表示領域G3の予め設定された端部に到達すると、該長軸画像表示領域G3に表示された前記血管20の長軸画像b’を第3画像cとして記憶する工程と、前記第1画像a、第2画像b、及び第3画像cから長軸画像表示領域G3に表示される血管20の画像の長手方向寸法よりも長い一本の長軸画像を合成して合成長軸画像表示領域G5に表示させる工程とを、含むことから、長軸用超音波アレイド探触子Cの長さよりも長い血管20の長軸画像が得られる。さらに、本実施例では、パターン認識にテンプレートマッチング手法を用いていることから、他のパターン認識の手法たとえばNN(nearest neighbor)法あるいはK-平均法などを用いる場合と比較して簡易であり、迅速な演算処理が可能となる。

【0078】

また、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、センサ保持器10によってはセットが困難な場合や、予定にない部位を測定する際に適当な台がない場合等にも測定が可能になる。たとえば、頸動脈等を測定する場合である。前述の実施例においても同様であるが、このような手持ち測定においては、測定途中で血管20とプローブ24の位置関係が変化してしまっても、電子制御装置28による自動制御によってプローブ24が迅速に所定の位置に戻される、すなわち血管20の自動追尾が可能であるので、オペレータの手動操作の熟練度を要さずとも測定が可能である。

【実施例8】

【0079】

10

20

30

40

50

図36は、本発明の他の実施例における超音波プローブ112とその超音波プローブ112の血管20に対する姿勢を表すためのXYZ軸直交座標軸を説明する図である。本実施例の超音波プローブ112は、互いに平行な2列の第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bと、その第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向に直交する方向に長手方向を有して第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向中央部であって第2短軸用超音波アレイ探触子Bに対する反対側に隣接させられた長軸用超音波アレイ探触子Cと、を一平面上すなわち平坦な探触面27に有して成るものである。

【0080】

また、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向と平行でその第1短軸用超音波アレイ探触子Aの直下に位置し血管20又はその付近を通る方向をX軸とし、長軸用超音波アレイ探触子Cの長手方向と平行でX軸と直交する方向をY軸とし、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向と長軸用超音波アレイ探触子Cの長手方向との交点を通り且つ前記X軸方向およびY軸方向に直交する方向をZ軸とする。超音波プローブ112は、多軸駆動装置26によりX軸方向に並進、および、X軸およびZ軸まわりに回転させられるようになっている。

10

【0081】

本実施例の超音波プローブ112は、前記実施例1の超音波プローブ24と比較して、長軸用超音波アレイ探触子Cの第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bに対する位置が異なるが、その長手方向が第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向に直交する位置関係にあることや、第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bとともに一平面上すなわち平坦な探触面27にあることは同様である。これにより、図36に示す超音波プローブ112の血管20に対する所定位置への位置決めは、図2に示す超音波プローブ24の血管20に対する所定位置への位置決めの場合と同一方法にて実現可能である。このため、本実施例の血管超音波画像測定方法によれば、実施例1にて得られる効果は、同様に享受できる。

20

【0082】

以上、本発明の一実施例を図面を参照して詳細に説明したが、本発明はこの実施例に限定されるものではなく、別の態様でも実施され得る。

【0083】

たとえば、前述の実施例において、長軸用超音波アレイ探触子Cおよび長軸用超音波アレイ探触子Cによる超音波画像を表示する長軸画像表示領域G3が備えられていたが、これらは必ずしも必要ではない。また、前述の実施例1~7では長軸画像表示領域G3が第1短軸画像表示領域G1および第2短軸画像表示領域G2に隣接して配置されていたが、たとえば実施例8において、長軸画像表示領域G3が第2短軸画像表示領域G2とは反対側において第1短軸画像表示領域G1に隣接して配置されていてもよく、また、反対に長軸画像表示領域G3が第1短軸画像表示領域G1とは反対側において第2短軸画像表示領域G2に隣接して配置されていてもよい。

30

【0084】

また、前述の実施例において、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向と平行でその第1短軸用超音波アレイ探触子Aの直下に位置し血管20を通る方向がX軸とされていたが、必ずしも血管20を通らなくてもよい。第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向と同軸でもよい。

40

【0085】

また、前述の実施例において、長軸用超音波アレイ探触子Cは、互いに平行な2列の第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bの長手方向中央部を連結する、あるいは第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向に直交する方向に長手方向を有して、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向中央部であって第2短軸用超音波アレイ探触子Bに対する反対側に位置させられるとされていた。しかし、長軸用超音波アレイ探触子Cは、必ずしも、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの中央に位置していなくてもよい。また、長軸用超音波アレイ探触子Cは、必ずしも、第1短軸用超音波アレイ

50

探触子 A に隣接させられていなくてもよく、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B の長手方向中央部であって第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A に対して反対側に位置して隣接させられていてもよい。

【 0 0 8 6 】

また、前述の実施例において、X 軸回動機構 5 6、X 軸並進機構 5 8、Z 軸回動機構 6 0 の機械的構成は、その一例が開示されたものであり、その他の機械的構成でも実現されることができる。

【 0 0 8 7 】

また、前述の実施例において、センサ保持器 1 0 は、その構成であるマグネット台 3 6 により机、台座等に固定されていたが、このような永久磁石或いは電磁石による磁氣的吸着力を利用する他に、接触面に発生させられ或いは供給された負圧による吸着力、上記台座に貫通させた長穴を通した固定具による締着力等によって固定されてもよい。

【 0 0 8 8 】

また、前述の実施例において、ハイブリッドプローブユニット 1 2 を保持するために、2 つのリンク 4 6、4 7 から構成されたセンサ保持器 1 0 または手持ちが用いられていたが、伸縮アーム、ロボットアームなどを備えた他の構成のセンサ保持器が用いられてもよい。

【 0 0 8 9 】

また、前述の実施例 2 において、前記一对の第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A および第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B は、図 2 5 (a) 中の矢印 I 方向の血流状態にある血管 2 0 に対して、該血管 2 0 の上流側へ所定角度 および角度 斜めに向かう方向に超音波を放射するものであるとされていたが、前記血管 2 0 の下流側へ所定角度 および角度 斜めに向かう方向に超音波を放射するものであってもよい。

【 0 0 9 0 】

なお、上述したのはあくまでも一実施形態であり、その他一々例示はしないが、本発明は、その主旨を逸脱しない範囲で当業者の知識に基づいて種々変更、改良を加えた態様で実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 1 】

【図 1】本発明の一実施例である血管超音波画像測定方法を用いた血管超音波画像測定装置の全体的な構成を説明する図である。

【図 2】図 1 の超音波プローブの血管に対する姿勢を表すための X Y Z 軸直交座標軸を説明する図である。

【図 3】血管画像に表示される血管の多層膜構成を説明するための拡大図である。

【図 4】図 1 のハイブリッドプローブユニットにおいて、超音波プローブを位置決めするための多軸駆動装置（位置決め装置）を構成する、X 軸回動機構および X 軸並進機構および Z 軸回動機構を説明する図である。

【図 5】図 4 の X 軸回動機構によって超音波プローブの X 軸まわりの回動位置が変化させられた状態を示す図である。

【図 6】図 4 の X 軸並進機構によって超音波プローブの X 軸と平行な方向の位置が変化させられた状態を説明する図である。

【図 7】図 4 の Z 軸回動機構によって超音波プローブの Z 軸まわりの回動位置が変化させられる構成を説明する図である。

【図 8】図 1 の超音波プローブに設けられた超音波アレイから放射される超音波ビームを 1 点鎖線で示すとともに、その超音波ビームの収束部の断面である収束断面を説明する図である。

【図 9】図 1 の超音波プローブに設けられた音響レンズを説明する図である。

【図 1 0】図 1 の実施例の電子制御装置における第 1 短軸画像表示領域の画像パターン認識のための制御作動の要部を説明するフローチャートである。

【図 1 1】図 1 の実施例の電子制御装置における第 2 短軸画像表示領域の画像パターン認

10

20

30

40

50

識のための制御作動の要部を説明するフローチャートである。

【図 1 2】第 1 短軸用超音波アレイ探触子から血管の中心までの距離と第 2 短軸用超音波アレイ探触子から血管の中心までの距離とが等しくなるように、多軸駆動装置（位置決め装置）に超音波プローブを X 軸まわりに位置決めさせる X 軸まわり位置決め工程を説明するフローチャートである。

【図 1 3】第 1 短軸画像表示領域の幅方向中央部に血管の画像を位置させるように、多軸駆動装置（位置決め装置）に超音波プローブを X 軸方向に平行移動させる X 軸方向位置決めを説明するフローチャートである。

【図 1 4】第 2 短軸画像表示領域の幅方向中央部に血管の画像を位置させるように、多軸駆動装置（位置決め装置）を Z 軸まわりに回転させる Z 軸まわり位置決め工程を説明するフローチャートである。

【図 1 5】テンプレートマッチングによる画像パターン認識を行うために登録される標準テンプレートを示す図である。

【図 1 6】テンプレートマッチングにより検出された画像パターンを示すモニタ画面表示装置の表示画面である。

【図 1 7】図 1 2 の制御作動の説明であって、第 1 短軸用超音波アレイ探触子から血管の中心までの距離と第 2 短軸用超音波アレイ探触子から血管の中心までの距離とが異なる場合における超音波プローブの X 軸まわりの回動位置と横断面画像との関係を示す図である。

【図 1 8】図 1 2 の制御作動の説明であって、第 1 短軸用超音波アレイ探触子から血管の中心までの距離と第 2 短軸用超音波アレイ探触子から血管の中心までの距離とが等しい場合における超音波プローブの X 軸まわりの回動位置と横断面画像との関係を示す図である。

【図 1 9】図 1 3 の制御作動の説明であって、X - Y 平面の直角な方向視において第 1 短軸用超音波アレイ探触子と血管とが交差している場合における超音波プローブの X 軸方向の平行移動位置と横断面画像との関係を示す図である。

【図 2 0】図 1 3 の制御作動の説明であって、X - Y 平面の直角な方向視において第 1 短軸用超音波アレイ探触子と血管との交点が Z 軸と一致する状態となった場合における超音波プローブの X 軸方向の平行移動位置と横断面画像との関係を示す図である。

【図 2 1】図 1 4 の制御作動の説明であって、X - Y 平面の直角な方向視において一対の第 1 短軸用超音波アレイ探触子および第 2 短軸用超音波アレイ探触子と血管とが直交しない場合における超音波プローブの Z 軸まわりの回動位置と横断面画像との関係を示す図である。

【図 2 2】図 1 4 の制御作動の説明であって、X - Y 平面の直角な方向視において一対の第 1 短軸用超音波アレイ探触子および第 2 短軸用超音波アレイ探触子と血管とが直交する場合における超音波プローブの Z 軸まわりの回動位置と横断面画像との関係を示す図である。

【図 2 3】図 2 2 の長軸用超音波アレイ探触子による超音波画像を表示する長軸画像表示領域を示す図である。

【図 2 4】図 2 3 の長軸画像表示領域の線分 P - Q における画面の輝度の程度を示したラインプロファイルである。

【図 2 5】本発明の他の実施例における、血管超音波画像測定装置の超音波プローブの構成およびモニタ画面表示を説明する図である。

【図 2 6】本発明の他の実施例における、ドプラ信号処理部を備えた電子制御装置による第 1 短軸画像表示領域の画像パターン認識のための制御作動の要部を説明するフローチャートであって図 1 0 に相当する図である。

【図 2 7】本発明の他の実施例における、ドプラ信号処理部を備えた電子制御装置による第 2 短軸画像表示領域の画像パターン認識のための制御作動の要部を説明するフローチャートであって図 1 1 に相当する図である。

【図 2 8】本発明の他の実施例における、血管径算出工程に用いる長軸画像表示領域およ

10

20

30

40

50

びテンプレートを示す図である。

【図 29】本発明の他の実施例における、血管パラメータ算出工程に用いる短軸画像表示領域およびテンプレートを示す図である。

【図 30】本発明の他の実施例における、モニタ画面表示装置の表示画面の位置決め状態表示領域を示す図である

【図 31】本発明の他の実施例における、手によってハイブリッドプローブユニットが保持され測定が行われている状態を示す図である。

【図 32】図 31 に示される実施例における、モニタ画面表示装置の表示画面の一例を示す図である。

【図 33】図 31 のハイブリッドプローブユニットが血管に沿って移動させられたときの所定距離ごとの超音波プローブと血管の相対位置を示す図である。

10

【図 34】図 31 に示される実施例における、電子制御装置の制御作動の一部を説明するフローチャートである。

【図 35】図 31 に示される実施例における、生成された長軸合成画像が表示された長軸合成画像表示領域を示す図である。

【図 36】本発明の他の実施例における超音波プローブとその超音波プローブの血管に対する姿勢を表すための X Y Z 軸直交座標軸を説明する図であって、図 2 に対応する図である。

【符号の説明】

【 0 0 9 2 】

20

1 4 : 生体

1 8 : 皮膚

2 0 : 血管

2 4、1 0 2、1 1 2 : 超音波プローブ

2 6 : 多軸駆動装置 (位置決め装置)

2 7 : 探触面 (一平面)

3 0 : モニタ画面表示装置 (画像表示装置)

1 0 4 : 記号

$a_1 \sim a_n$: 超音波振動子 (超音波発振子)

A : 第 1 短軸用超音波アレイ探触子

30

B : 第 2 短軸用超音波アレイ探触子

C : 長軸用超音波アレイ探触子

G 1 : 第 1 短軸画像表示領域

G 2 : 第 2 短軸画像表示領域

G 3 : 長軸画像表示領域

G 4 : 位置決め状態表示領域

G 5 : 長軸合体画像表示領域

S 2 ~ S 1 5 : X 軸まわり位置決め工程

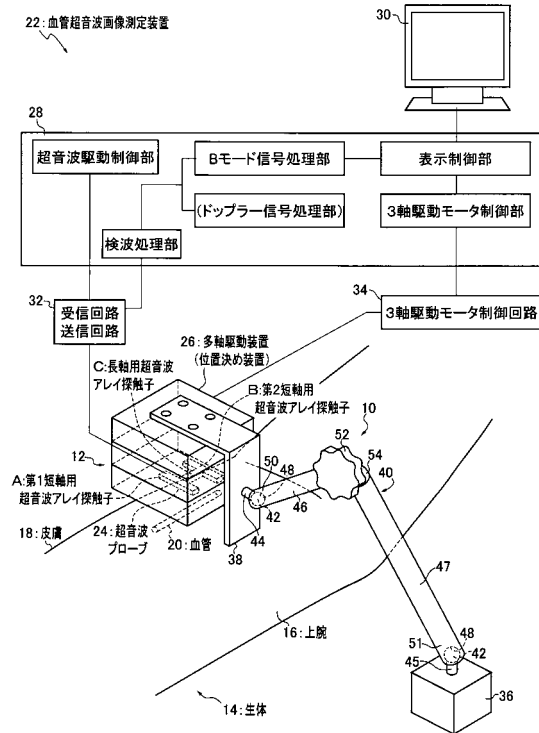
S 2 ~ S 1 2、S 1 6 ~ S 1 9 : X 軸方向位置決め工程

S 2 ~ S 1 2、S 1 6、S 2 0 ~ S 2 3 : Z 軸まわり位置決め工程

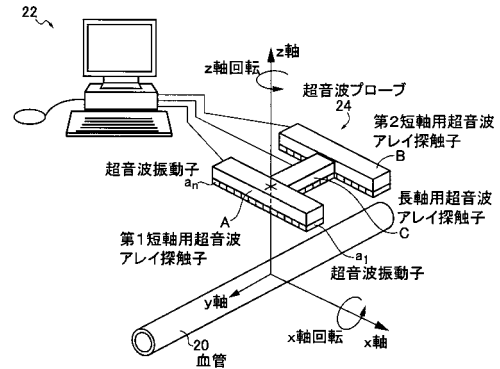
40

S 2 5 : 血管径算出工程、血管膜厚算出工程

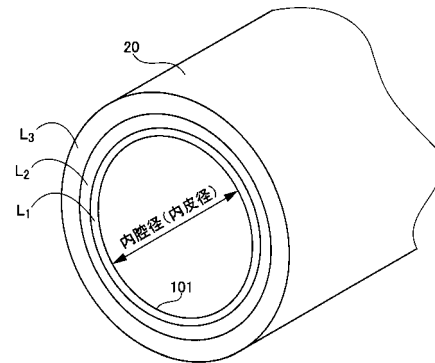
【 図 1 】



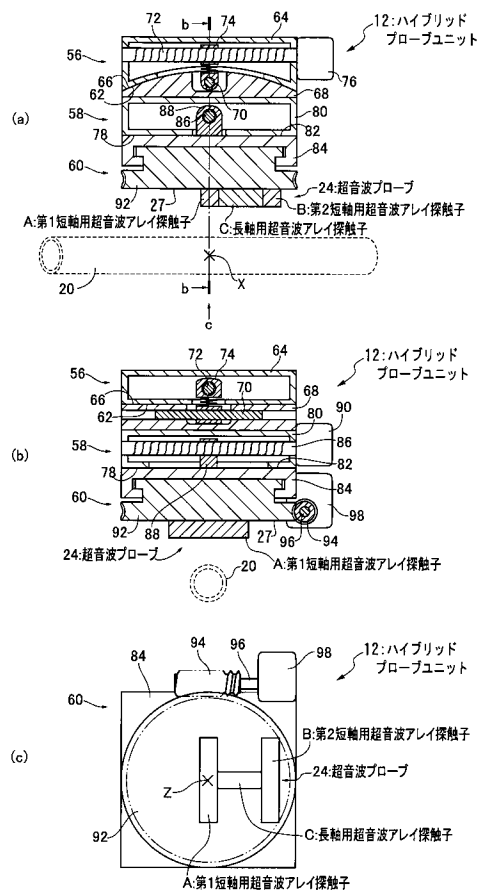
【 図 2 】



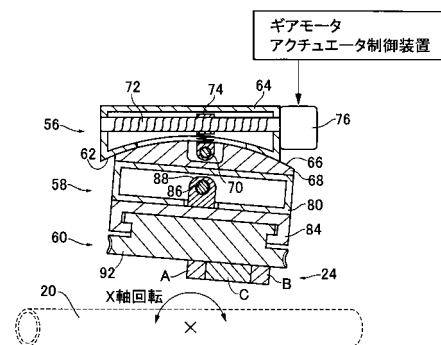
【 図 3 】



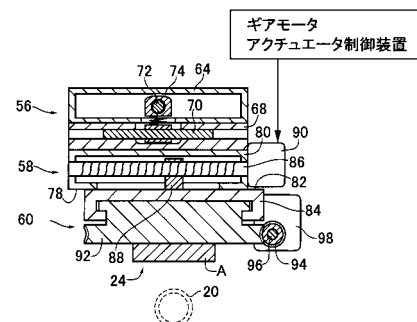
【 図 4 】



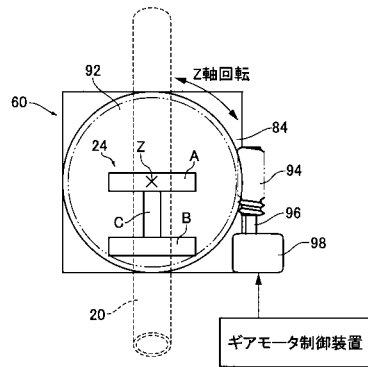
【 図 5 】



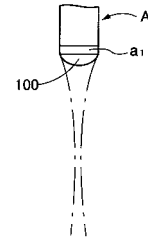
【 図 6 】



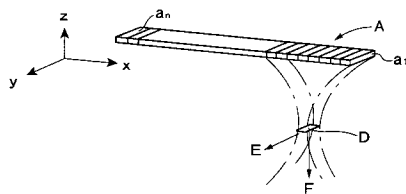
【図 7】



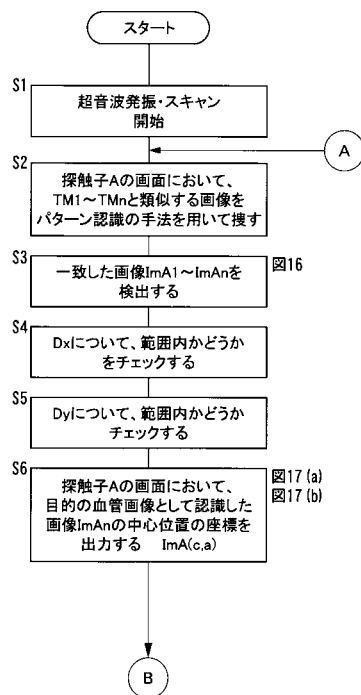
【図 9】



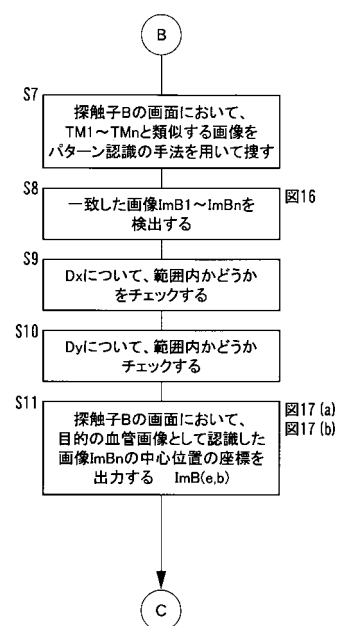
【図 8】



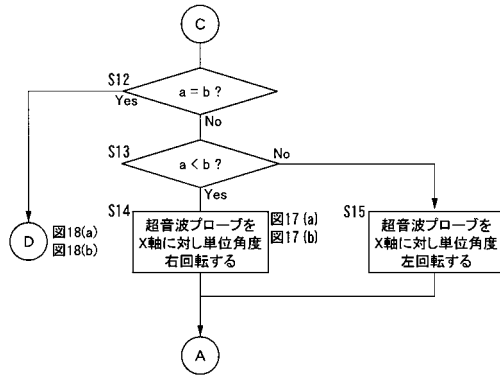
【図 10】



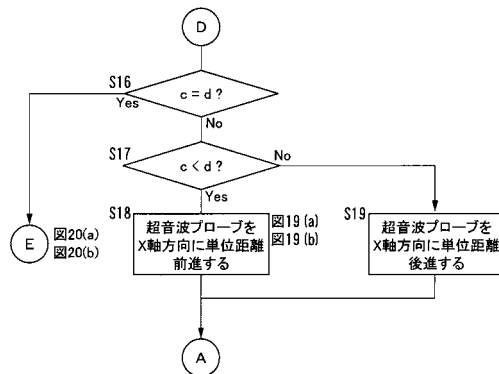
【図 11】



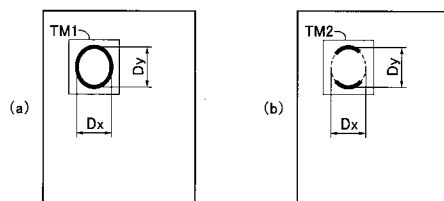
【図 12】



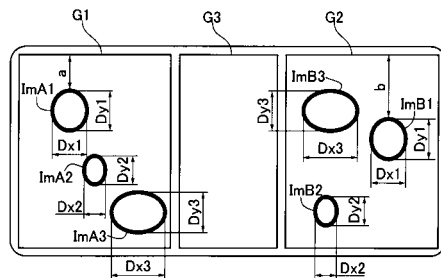
【図 13】



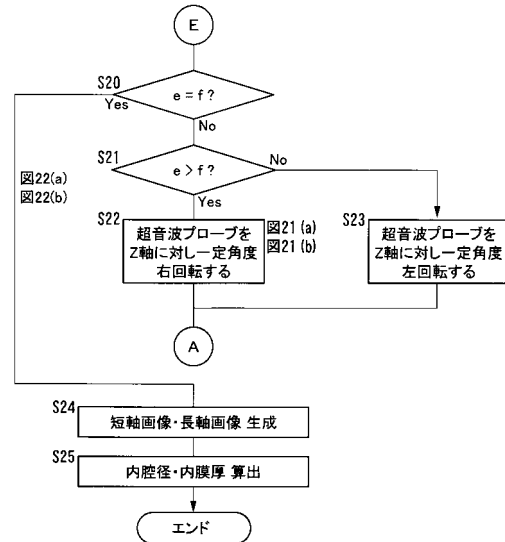
【図 15】



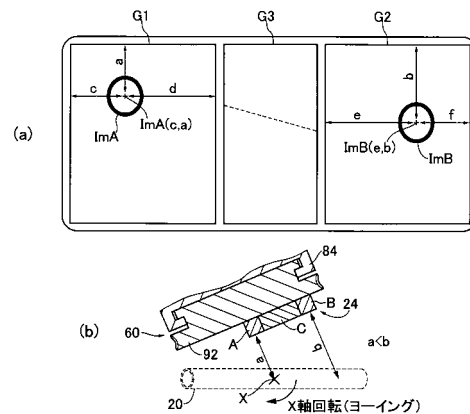
【図 16】



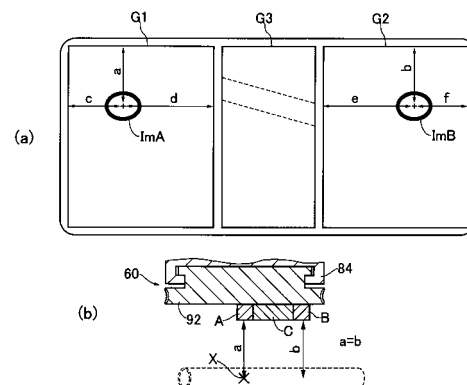
【図 14】



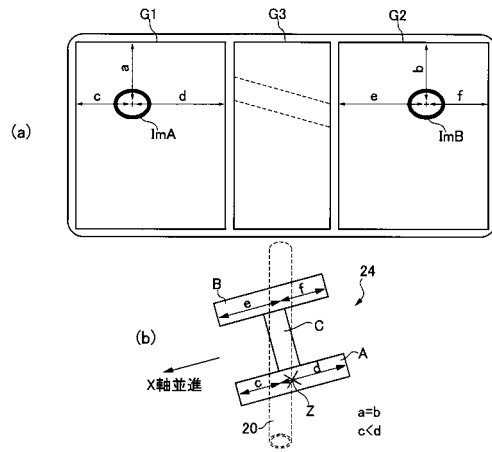
【図 17】



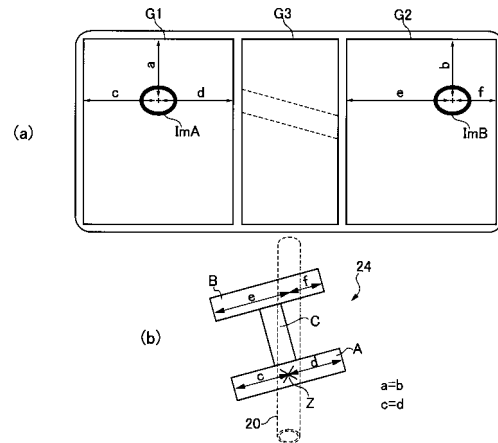
【図 18】



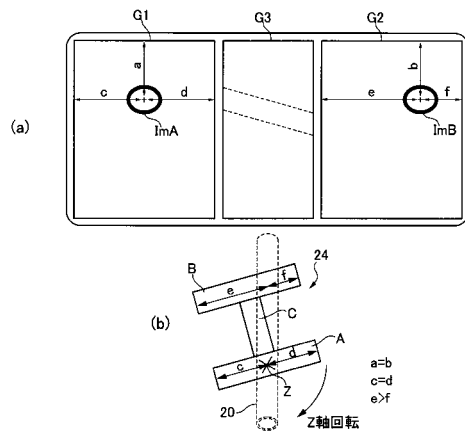
【図 19】



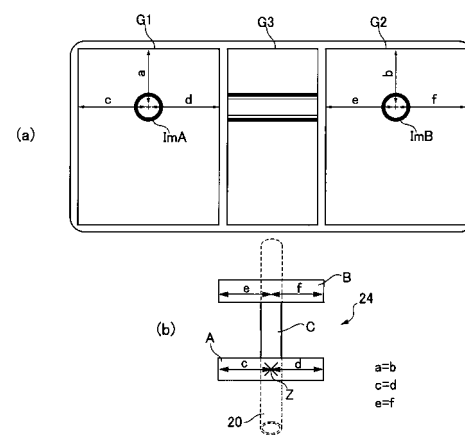
【図 20】



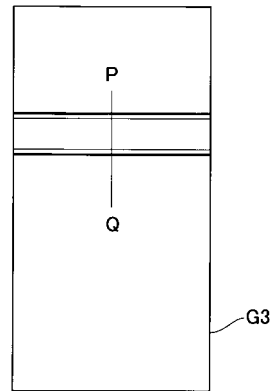
【図 21】



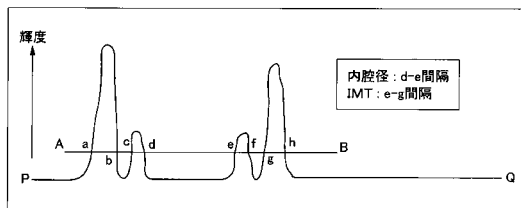
【図 22】



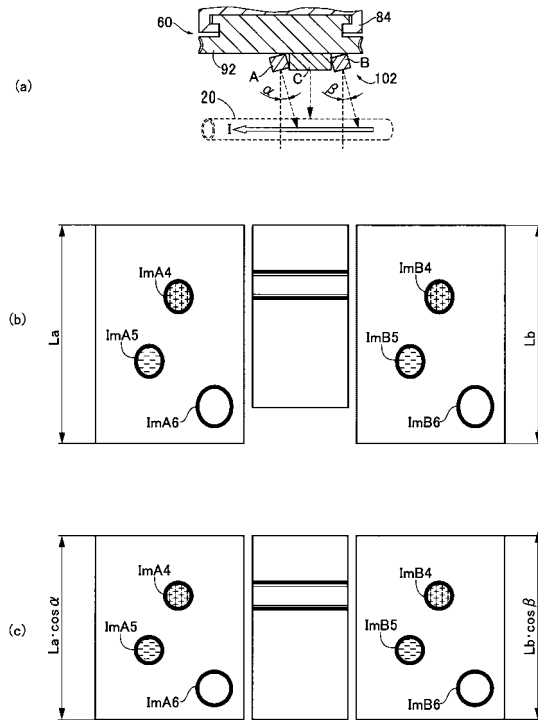
【図 23】



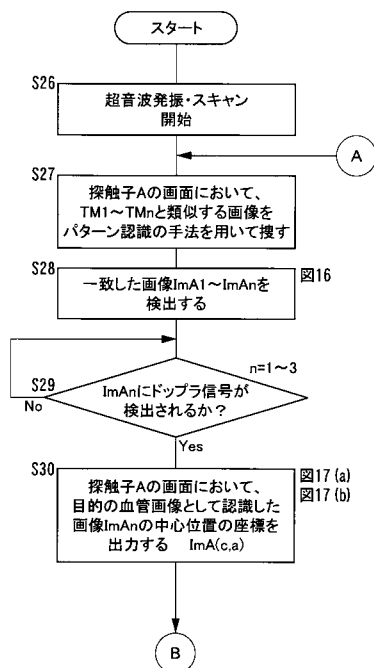
【図 24】



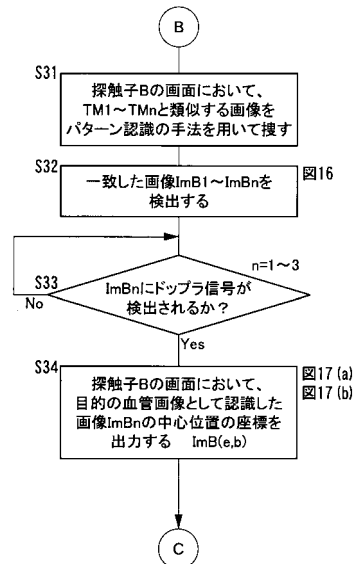
【図 25】



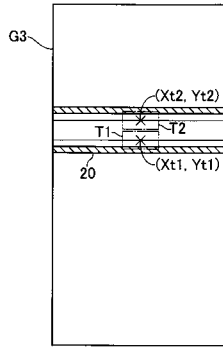
【図 26】



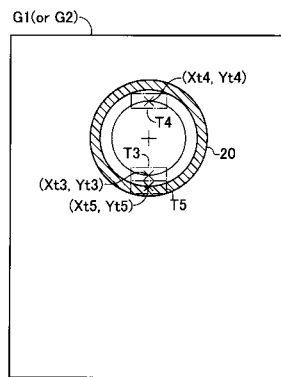
【図 27】



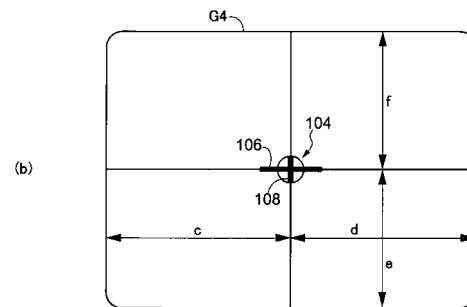
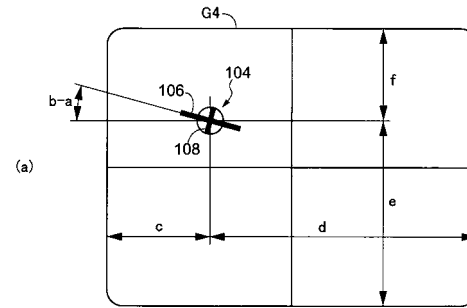
【図 28】



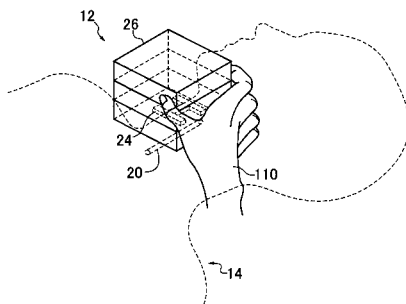
【図 29】



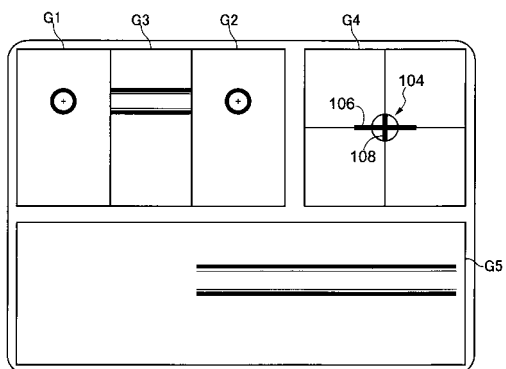
【図 30】



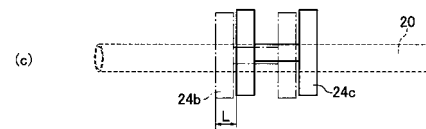
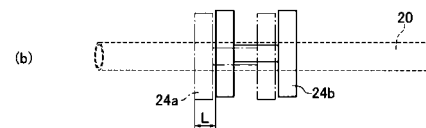
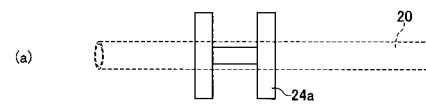
【図 31】



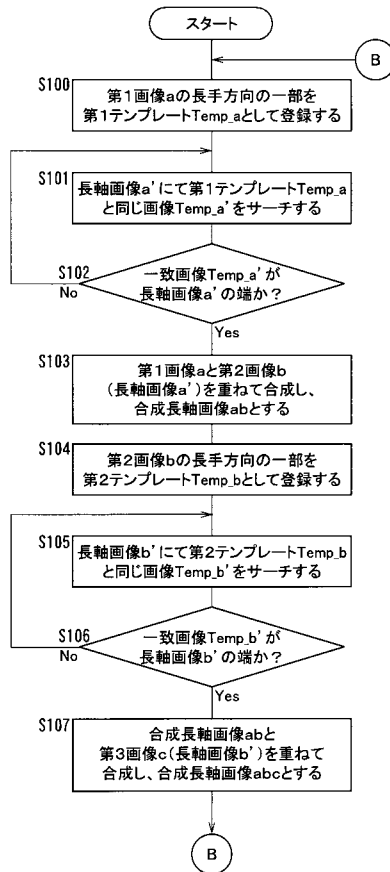
【図 32】



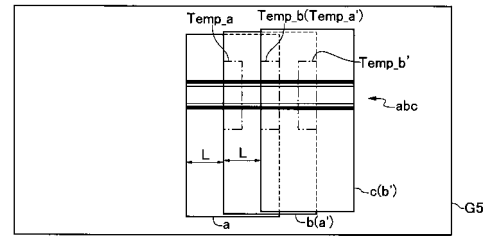
【図 33】



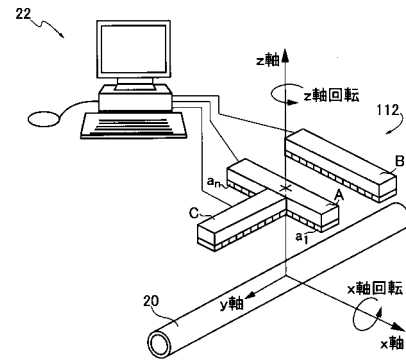
【図 34】



【図 35】



【図 36】



フロントページの続き

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特開2007-090049(JP,A)
特開2005-328948(JP,A)
特開平10-192278(JP,A)
特開2007-229517(JP,A)
特開2006-006686(JP,A)
特開平05-089244(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15