

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5319383号
(P5319383)

(45) 発行日 平成25年10月16日 (2013. 10. 16)

(24) 登録日 平成25年7月19日 (2013. 7. 19)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2009-110330 (P2009-110330)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成21年4月30日 (2009. 4. 30)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2010-259471 (P2010-259471A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成22年11月18日 (2010. 11. 18)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成24年3月15日 (2012. 3. 15)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	大竹 章文
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		審査官	宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象組織を含む超音波画像内に設定された基準カーソルを中心として、基準カーソルから左右に所定距離だけ離れた位置に第1左側カーソルと第1右側カーソルを設定する計測カーソル設定部と、

前記設定された第1左側カーソルと第1右側カーソルが前記超音波画像からはみ出しているか否かを判定するカーソル判定部と、

前記判定により第1左側カーソルがはみ出している場合に当該第1左側カーソルに換えて第1右側カーソルから右に所定距離だけ離れた位置に第2右側カーソルを設定し、前記判定により第1右側カーソルがはみ出している場合に当該第1右側カーソルに換えて第1左側カーソルから左に所定距離だけ離れた位置に第2左側カーソルを設定するカーソル修正部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像処理装置において、

対象組織である血管の長軸断面を含む前記超音波画像内において当該血管の特徴部位に前記基準カーソルを設定する基準カーソル設定部と、

前記基準カーソルと前記第1左側カーソルと前記第2左側カーソル、または、前記基準カーソルと前記第1右側カーソルと前記第2右側カーソル、で構成される3本の計測カー

ソルを利用して、前記血管に関する診断の指標値を算出する指標値算出部と、
をさらに有する、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波画像処理装置において、
前記基準カーソル設定部は、前記血管の内皮の厚さが最大となる部位を通るように前記基準カーソルを設定し、
前記指標値算出部は、前記 3 本の計測カーソルの各々から得られる前記血管の内皮の厚さに基づいて前記指標値を算出する、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

10

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波画像処理装置において、
前記指標値算出部は、前記指標値として、前記 3 本の計測カーソルの各々から得られる前記血管の内皮の厚さに基づいて前記厚さの平均値を算出する、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像処理装置において、
前記カーソル判定部は、前記超音波画像の位置を示す座標情報と、前記第 1 左側カーソルと前記第 1 右側カーソルの位置を示す座標情報と、に基づいて、前記第 1 左側カーソルと前記第 1 右側カーソルが前記超音波画像からはみ出しているか否かを判定する、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

20

【請求項 6】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像処理装置において、
前記カーソル判定部は、前記第 1 左側カーソル上の画像情報と前記第 1 右側カーソル上の画像情報が前記超音波画像内の画像情報か否かに基づいて、前記第 1 左側カーソルと前記第 1 右側カーソルが前記超音波画像からはみ出しているか否かを判定する、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像に対して計測用の複数のカーソルを設定する超音波画像処理装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波画像を利用した計測において、例えば特許文献 1 に記載されているように、頸動脈などの血管の内皮の厚さ（IMT：Intima-Media Thickness）を計測する技術が知られている。頸動脈の内皮の厚さから、例えば動脈硬化などが診断される。

【0003】

IMT 計測では、血管の内皮の肥厚した部位、例えば内皮の厚さの最大となる部位が目される。そして、その最大となる部位における内皮の厚さや、その近傍における内皮の厚さが計測される。例えば、最大となる部位における内皮の厚さに加えて、その部位から左右に 1 cm だけ離れた位置の 2 箇所の部位における内皮の厚さが計測され、内皮の厚さの平均値（mean IMT）が計測される。

40

【0004】

mean IMT 計測では、例えば、内皮の厚さが最大となる部位に基準となるカーソルが設定され、そのカーソルから左右に 1 cm だけ離れた位置に平均用の 2 本のカーソルが設定される。ところが、基準となるカーソルが超音波画像の端に近い場合には、例えば超音波画像の右端に近い場合には、基準となるカーソルの右側に設定される平均用のカーソルが超音波画像からはみ出して設定されてしまう可能性がある。

【0005】

50

平均用のカーソルが超音波画像からはみ出してしまう場合には、例えばユーザが手動でカーソル位置の変更を行うなどの手間を強いていた。そのため、カーソル設定の自動化が望まれていた。

【0006】

ちなみに、特許文献2には、胎児の計測において複数のカーソルを自動的に設定する旨の技術が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2005-000268号公報

10

【特許文献2】特開平11-146876号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、上述した背景技術に鑑みて成されたものであり、その目的は、超音波画像からはみ出したカーソルを自動的に修正する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様の超音波画像処理装置は、対象組織を含む超音波画像内に設定された基準カーソルを中心として、基準カーソルから左右に所定距離だけ離れた位置に第1左側カーソルと第1右側カーソルを設定する計測カーソル設定部と、前記設定された第1左側カーソルと第1右側カーソルが前記超音波画像からはみ出しているか否かを判定するカーソル判定部と、前記判定により第1左側カーソルがはみ出している場合に当該第1左側カーソルに換えて第1右側カーソルから右に所定距離だけ離れた位置に第2右側カーソルを設定し、前記判定により第1右側カーソルがはみ出している場合に当該第1右側カーソルに換えて第1左側カーソルから左に所定距離だけ離れた位置に第2左側カーソルを設定するカーソル修正部と、を有することを特徴とする。

20

【0010】

望ましい態様において、前記超音波画像処理装置は、対象組織である血管の長軸断面を含む前記超音波画像内において当該血管の特徴部位に前記基準カーソルを設定する基準カーソル設定部と、前記基準カーソルと前記第1左側カーソルと前記第2左側カーソル、または、前記基準カーソルと前記第1右側カーソルと前記第2右側カーソル、で構成される3本の計測カーソルを利用して、前記血管に関する診断の指標値を算出する指標値算出部と、をさらに有することを特徴とする。

30

【0011】

望ましい態様において、前記基準カーソル設定部は、前記血管の内皮の厚さが最大となる部位を通るように前記基準カーソルを設定し、前記指標値算出部は、前記3本の計測カーソルの各々から得られる前記血管の内皮の厚さに基づいて前記指標値を算出する、ことを特徴とする。

【0012】

40

望ましい態様において、前記指標値算出部は、前記指標値として、前記3本の計測カーソルの各々から得られる前記血管の内皮の厚さに基づいて前記厚さの平均値を算出する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましい態様において、前記カーソル判定部は、前記超音波画像の位置を示す座標情報と、前記第1左側カーソルと前記第1右側カーソルの位置を示す座標情報と、に基づいて前記第1左側カーソルと前記第1右側カーソルが前記超音波画像からはみ出しているか否かを判定する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい態様において、前記カーソル判定部は、前記第1左側カーソル上の画像情報と

50

前記第1右側カーソル上の画像情報が前記超音波画像内の画像情報か否かに基づいて、前記第1左側カーソルと前記第1右側カーソルが前記超音波画像からはみ出しているか否かを判定する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明により、超音波画像からはみ出したカーソルを自動的に修正することが可能になる。例えば、本発明の好適な態様により、mean IMT計測における煩雑なユーザ操作が軽減される。

【図面の簡単な説明】

【0016】

10

【図1】超音波画像処理装置として機能する超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【図2】IMT計測における計測カーソルの設定を説明するための図である。

【図3】計測カーソルの位置の修正を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図1には、本発明に係る超音波画像処理装置の好適な実施形態が示されており、図1はその超音波画像処理装置として機能する超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【0018】

20

プローブ10は、対象組織である頸動脈の血管に対して超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ10は、例えば、直線状に配列された複数の振動素子を備えたリニアプローブである。

【0019】

送受信部11は、プローブ10が備える複数の振動素子を制御することにより超音波の送信ビームを形成し、プローブ10が備える複数の振動素子から得られる複数の受信信号を処理することにより超音波の受信ビームを形成する。さらに、送受信部11によりプローブ10が制御されて超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が血管の長軸断面に対応した面内において走査され、その面内からエコーデータが収集される。

【0020】

30

断層画像形成部12は、収集されたエコーデータに基づいて血管の長軸断面に対応した断層画像を形成する。そして、表示画像形成部14は、血管の断層画像を含んだ表示画像を形成する。表示画像形成部14により形成された表示画像は表示部16に表示される。

【0021】

図1の超音波診断装置は、血管の内皮の厚さ（IMT：Intima-Media Thickness）の計測に適した機能を備えている。つまり、IMT計測ブロック20を備えている。IMT計測ブロック20は、基準カーソル設定部21と計測カーソル設定部22とカーソル判定部23とカーソル修正部24とmean IMT算出部25により構成されている。

【0022】

そこで、本実施形態におけるIMT計測について以下に詳述する。なお、図1に示した部分（構成）については、以下の説明において図1の符号を利用する。

40

【0023】

図2は、IMT計測における計測カーソルの設定を説明するための図である。図2には表示画像形成部14により形成されて表示部16に表示される表示画像30が示されている。表示画像30内には、断層画像形成部12により形成された断層画像32が含まれている。図2における断層画像32は、頸動脈の血管の長軸断面を映し出しており、断層画像32を利用して、血管の内皮の厚さであるIMTが計測される。計測される内皮の厚さは、超音波ビーム方向の深い側の血管壁（後壁）における内膜と中膜を合わせた膜厚である。なお、超音波ビーム方向の浅い側の血管壁（前壁）において内皮の厚さが計測されてもよい。

50

【0024】

本実施形態においては、I M T計測における計測カーソルとして、まず、基準カーソル34Bが設定される。基準カーソル34Bは、血管の内皮の厚さが最大となる位置に設定される。例えば、表示部16に表示される表示画像30を確認しつつ、ユーザが操作デバイス18を利用して内皮の厚さが最大となる位置を指示し、その指示に応じて基準カーソル設定部21が基準カーソル34Bを設定する。なお、断層画像32内の画像データを利用して、基準カーソル設定部21が内皮の厚さが最大となる位置を判断して基準カーソル34Bを設定してもよい。

【0025】

基準カーソル34Bが設定されると、計測カーソル設定部22により、左側カーソル34Lと右側カーソル34Rが設定される。左側カーソル34Lは、基準カーソル34Bから左側に所定距離Lcmだけ離れた位置に設定され、右側カーソル34Rは、基準カーソル34Bから右側に所定距離Lcmだけ離れた位置に設定される。所定距離Lcmは、例えば1cmである。なお、例えば、ユーザの指示に応じて所定距離Lcmを変更できるようにしてもよい。

【0026】

左側カーソル34Lと右側カーソル34Rが設定されると、カーソル判定部23は、これらの計測カーソルが断層画像32からはみ出しているか否かを判定する。カーソル判定部23は、表示画像30内における断層画像32の位置を示す座標情報と、表示画像30内における左側カーソル34Lと右側カーソル34Rの位置を示す座標情報とを利用して、これらの計測カーソルが断層画像32からはみ出しているか否かを判定する。

【0027】

例えば、断層画像32の右端のラインの座標情報と、右側カーソル34Rの座標情報を比較し、断層画像32の右端のラインよりも右側に右側カーソル34Rが設定されている場合に、右側カーソル34Rがはみ出していると判定する。また、断層画像32の左端のラインの座標情報と、左側カーソル34Lの座標情報を比較して、断層画像32の左端のラインよりも左側に左側カーソル34Lが設定されている場合に、左側カーソル34Lがはみ出していると判定する。図2は右側カーソル34Rがはみ出した状態を示している。

【0028】

カーソル判定部23は、左側カーソル34L上の画像データと右側カーソル34R上の画像データが断層画像32内の画像データか否かに基づいて、これらの計測カーソルが断層画像32からはみ出しているか否かを判定してもよい。例えば、右側カーソル34R上の画像データが全て一定の色（例えば黒色）に対応している場合に、右側カーソル34Rが断層画像32からはみ出していると判定する。

【0029】

計測カーソルが断層画像32からはみ出していると判定されると、例えば、図2に示す例のように右側カーソル34Rがはみ出していると、カーソル修正部24により、はみ出した計測カーソルの位置が修正される。

【0030】

図3は、計測カーソルの位置の修正を説明するための図である。図3には、図2と同じ表示画像30と断層画像32が示されている。

【0031】

図2に示す例のように右側カーソル34Rがはみ出していると判定された場合に、カーソル修正部24は、はみ出した右側カーソル34Rに換えて、図3に示すように、左側カーソル34Lから、さらに左側に所定距離Lcmだけ離れた位置に、第2の左側カーソル34L'を設定する。その結果、図3に示す例においては、基準カーソル34Bと左側カーソル34Lと第2の左側カーソル34L'とからなる3本の計測カーソルが全て断層画像32内に設定される。

【0032】

断層画像32内に3本の計測カーソルが設定されると、mean I M T算出部25によ

10

20

30

40

50

り、血管の内皮の厚さの平均値 (mean IMT) が算出される。例えば、表示部 16 に表示される表示画像 30 を確認しつつ、ユーザが操作デバイス 18 を利用して、各計測カーソル上において内膜と中膜の位置を指定することにより、各計測カーソルごとに、内膜と中膜を合わせた膜厚である IMT が算出され、3 本の計測カーソルから得られる 3 つの IMT の平均値として、mean IMT が算出される。算出された mean IMT は、例えば、図 3 に示すように表示画像 30 内に数値で表示される。

【0033】

なお、断層画像 32 内の画像データを利用して、mean IMT 算出部 25 が各計測カーソル上において内膜と中膜の位置を特定し、各計測カーソルごとに IMT を自動計測して mean IMT を算出してもよい。

10

【0034】

図 2 および図 3 に示した例とは異なり、計測カーソル設定部 22 により設定された左側カーソル 34 L が断層画像 32 の左側にはみ出している場合には、カーソル修正部 24 により、はみ出した左側カーソル 34 L に換えて、右側カーソル 34 R から右側に所定距離 Lcm だけ離れた位置に、第 2 の右側カーソルが設定される。この場合においても、断層画像 32 内に設定された 3 本の計測カーソルを利用して、mean IMT 算出部 25 により mean IMT が算出される。

【0035】

また、計測カーソル設定部 22 により設定された左側カーソル 34 L と右側カーソル 34 R がいずれも断層画像 32 からはみ出していなければ、カーソル修正部 24 による修正が行われずに、断層画像 32 内に設定された 3 本の計測カーソルを利用して、mean IMT 算出部 25 により mean IMT が算出される。

20

【0036】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。例えば、図 1 に示した IMT 計測ブロック 20 の機能をコンピュータ内で実現して、コンピュータを本発明に係る超音波画像処理装置として機能させてもよい。

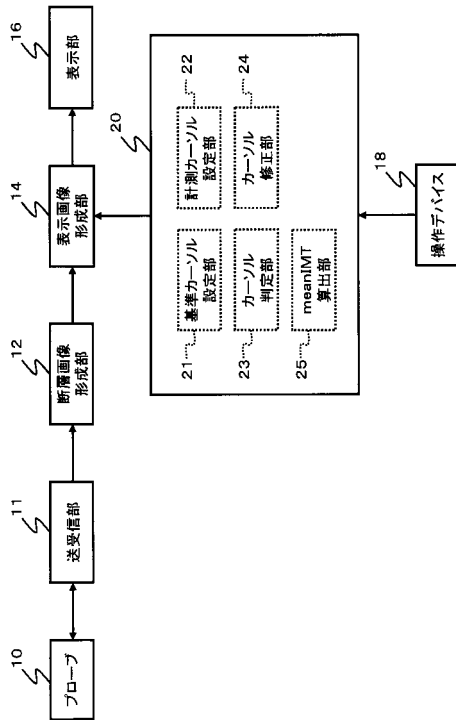
【符号の説明】

【0037】

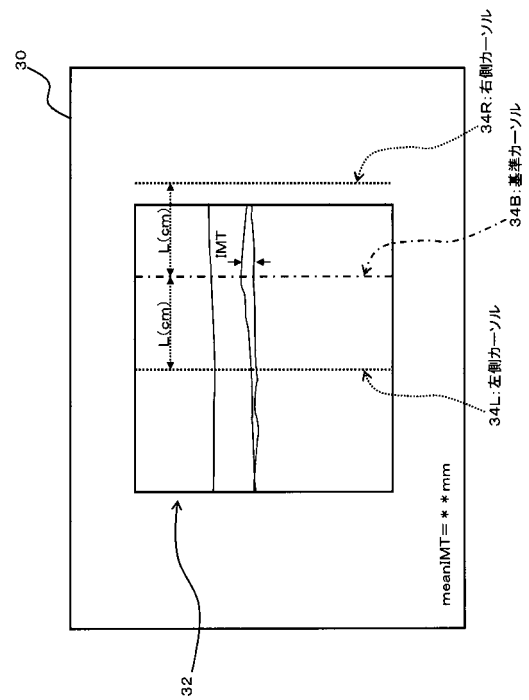
30

10 プローブ、11 送受信部、12 断層画像形成部、14 表示画像形成部、16 表示部、21 基準カーソル設定部、22 計測カーソル設定部、23 カーソル判定部、24 カーソル修正部、25 mean IMT 算出部。

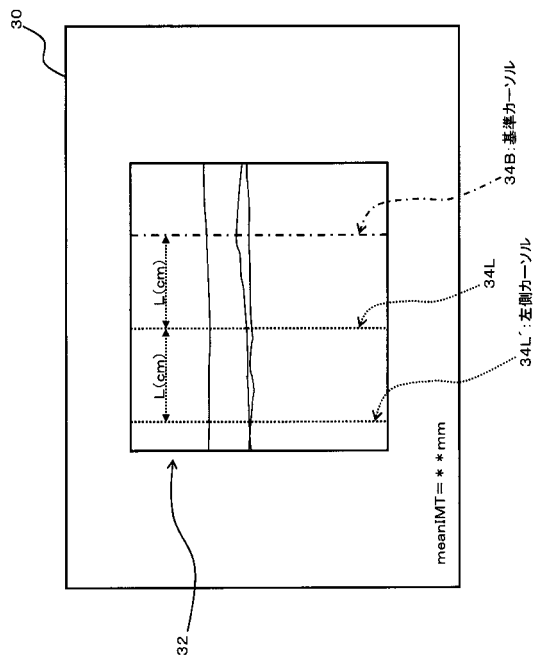
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-318896 (JP, A)
特開2000-20682 (JP, A)
特開2005-268 (JP, A)
特開2005-390 (JP, A)
特開2005-295074 (JP, A)
特開2007-156886 (JP, A)
特開2008-168016 (JP, A)
特開2008-194364 (JP, A)
特開2008-194365 (JP, A)
国際公開第2004/112568 (WO, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP5319383B2	公开(公告)日	2013-10-16
申请号	JP2009110330	申请日	2009-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	大竹章文		
发明人	大竹 章文		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE11 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/KK28 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2010259471A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题提供一种自动校正从超声图像突出的光标的技术。 解决方案：参考光标设置单元21将参考光标设置在血管内皮的厚度变为最大的位置处。计测用光标设定部22所设定的左光标位置间隔最小公倍数向左从基准光标从基准光标设置右光标的位置间隔开的最小公倍数在右边。光标判断部分23判断这些测量光标是否从血管的断层图像中突出。光标校正单元24将第二右光标设置在从右光标向右偏离Lcm的位置，代替当左光标突出时突出的左光标。另外，光标校正单元24将第二左光标设置在从左光标向左偏离Lcm的位置，代替当右光标突出时突出的右光标。

点域1

