

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-118314

(P2005-118314A)

(43) 公開日 平成17年5月12日(2005.5.12)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2003-356849 (P2003-356849)
 (22) 出願日 平成15年10月16日(2003.10.16)

(71) 出願人 000001993
 株式会社島津製作所
 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
 (71) 出願人 598064473
 山▲崎▼ 義光
 兵庫県西宮市樋之池町27-15-103
 (71) 出願人 500420627
 メディアクロス株式会社
 東京都中野区東中野1丁目56番4号
 (74) 代理人 100095670
 弁理士 小林 良平
 (72) 発明者 安藤 昌人
 京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会
 社島津製作所内

最終頁に続く

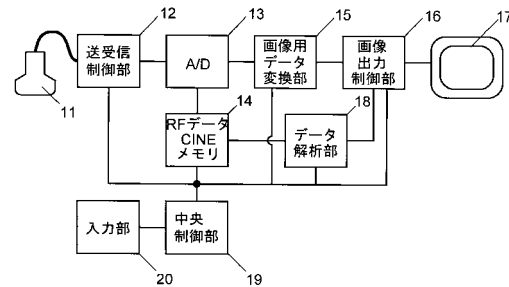
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 頸動脈の内膜中膜複合体厚(IMT)の値を高い精度で測定することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 患者の体内で反射されて超音波プローブ11が受波した超音波をデジタル信号としてRFデータCINEメモリ14に記憶させる。ここでRFデータCINEメモリ14に記憶されたデータは、画像表示のための変換が行われていないデータである。このデータを用いて、データ解析部においてIMT値算出等に適したパラメータを用いてコントラスト強調処理、エッジ強調処理、フィルタリング等のデータ変換を行い、該変換後のデータからIMT値を算出する。画像表示用のデータを用いてIMT値を算出していた従来の装置よりも、本発明の装置の方がよりIMT値の算出に適したデータを用いるため、算出精度を高くすることができる。また、RFデータCINEメモリ14からデータを読み出し、パラメータを変更してデータ解析のやり直しを行うこともできる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項1】

- a)被検者の体内に超音波を送波し、該体内で反射された超音波を受波して高周波電気信号に変換する超音波プローブと、
b)前記高周波電気信号を高周波デジタルデータに変換するA/D変換手段と、
c)前記高周波デジタルデータを記憶する高周波デジタルデータ記憶手段と、
d)前記高周波デジタルデータを画像表示のためのデジタルデータに変換する画像データ変換手段と、
e)前記画像表示用データに基づいて画像を表示する画像表示手段と、
f)前記高周波デジタルデータ記憶手段から高周波デジタルデータを取得して所定の解析を行うデータ解析手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記データ解析手段が血管の内膜の内壁及び外膜の内壁を検出し、内膜中膜複合膜厚を算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、更に詳しくは、血管の内膜中膜複合体厚を測定するための超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

動脈硬化は狭心症・心筋梗塞等の心疾患や脳梗塞等の原因となるため、定期的に検査を行うことが望ましい。動脈硬化とは、外膜・中膜・内膜の3層から成る動脈の血管壁のうち、内膜及び中膜が肥厚し、硬くなるものである。通常、動脈硬化の診断は、頸動脈血管の内膜中膜複合体厚(Intima-Media Thickness、以下、"IMT"という。)を測定することにより行われる。ここで、頸動脈を測定対象とするのは、他の部位と比較して頸動脈のIMT値が動脈硬化の初期の段階から大きくなることにより動脈硬化の発見が容易であるため、及び頸動脈の皮膚からの深さが2~3cmと浅いことにより測定が容易であるためである。

【0003】

従来より、IMT値の測定は、頸動脈を超音波診断装置により撮影し、得られた超音波画像を分析することにより行われている。具体的には、測定者である医師又は技師が表示装置の画面上又は印刷した画像上にノギス等を当ててIMT値を求めている。しかし、このような方法では測定に時間を要するだけでなく、測定精度が測定者の熟練度に依存するという問題がある。動脈硬化の判定を行うためには、IMT値の測定には0.1mmの精度が要求されるが、測定者の技術が未熟である場合にはこの精度で測定を行うことは困難である。

30

【0004】

このような問題を解決するために、本願発明者の一部は特許文献1において、画像データの輝度値からIMT値を測定する超音波診断方法及び装置を提案している。これにより、測定時間を短縮すると共に、測定者の熟練度に頼ることなく必要な測定精度を得ることができるようになった。

40

【0005】

【特許文献1】特許2889568号公報([0033]~[0037]、図6)

【0006】

特許文献1に記載の超音波診断装置においては、具体的には、以下のような操作によりIMT値が得られる。まず、測定者は被検者の頸部の所定の位置に超音波プローブを当てる。超音波プローブには数十個の超音波素子が一列に配列されており、測定を開始すると、各超音波素子から順次超音波が送波される。送波された超音波は体内で反射され、この反射超音波が超音波素子により受波される。この送波と受波との時間差に基づき、頸動脈周辺の超音波画像を得る。この超音波画像は所定の周期毎に更新され、動画として表示され

50

る。

【0007】

この超音波画像は、測定者が所定の操作を行うことにより、その瞬間の画像に固定(フリーズ)される。フリーズされた画像中の血管壁を含む領域が測定者により指定されると、超音波診断装置は、画像表示のためにメモリに記憶された画像データ(輝度値)から、前記領域中の内膜の内壁位置と外膜の内壁位置を検出し、両者の間隔をIMT値として算出する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

画像メモリには、画像表示用に対数圧縮、ガンマカーブ補正、フィルタリング等のデータ処理(補正)が行われた後の画像データが記憶される。しかし、この画像表示用データ補正は必ずしもIMT値の測定に対して適切な補正とは限らないため、IMT値測定のためにはそれとは異なるデータ処理を行うことが望ましい。しかし、記憶されているデータは既に画像表示用に補正が行なわれてしまっているため、もはやそのようなデータ処理を行うことはできない。

【0009】

本発明はこのような課題を解決するために成されたものであり、その目的とするところはIMT値等の各種測定に適したデータ処理を行うことにより、高い精度でそれらの測定を行うことができる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するために成された本発明に係る超音波診断装置は、

- a)被検者の体内に超音波を送波し、該体内で反射された超音波を受波して高周波電気信号に変換する超音波プローブと、
 - b)前記高周波電気信号を高周波デジタルデータに変換するA/D変換手段と、
 - c)前記高周波デジタルデータを記憶する高周波デジタルデータ記憶手段と、
 - d)前記高周波デジタルデータを画像表示のためのデジタルデータに変換する画像データ変換手段と、
 - e)前記画像表示用データに基づいて画像を表示する画像表示手段と、
 - f)前記高周波デジタルデータ記憶手段から高周波デジタルデータを取得して所定の解析を行うデータ解析手段と、
- を備えることを特徴とする。

【0011】

前記データ解析手段は、血管の内膜の内壁及び外膜の内壁を検出し、内膜中膜複合膜厚を算出するIMT値測定手段とすることができる。

【発明の実施の形態及び効果】

【0012】

本発明に係る超音波診断装置が備える超音波プローブは、測定する領域へ所定の周期で繰り返し超音波を送波し、測定領域からの反射波を受波する。そして、受波した反射波を高周波アナログ信号に変換して、該信号を出力する。

【0013】

A/D変換手段は、前記超音波プローブから出力される高周波アナログ信号をその周波数の2倍以上の周波数でサンプリングしてデジタル化することにより、高周波デジタルデータを生成する。この高周波デジタルデータは高周波デジタルデータ記憶手段へ出力される。

【0014】

高周波デジタルデータ記憶手段は、前記A/D変換手段から出力される高周波デジタルデータを入力して記憶する。この高周波デジタルデータ記憶手段には、RAMやハードディスク等を用いることができる。

10

20

30

40

50

【0015】

画像データ変換手段は、デジタルデータ記憶手段から高周波デジタルデータを取得して、フィルタリング処理等により画像データに変換する。更に対数圧縮、ガンマカーブ補正等の処理を行い、画像表示に適したデータに変換する。このような処理を行うのは、高周波デジタルデータをそのまま画像データに変換したものを表示すると、反射超音波強度が大きい血管壁付近が過度に明るくなる等により、必ずしも適切な画像を得ることができないためである。この画像表示に適したデータへの変換は従来の超音波診断装置においても行われているものである。

【0016】

画像表示手段は、前記画像表示用データを取得して、そのデータに基づいて測定範囲内の体内の画像を画面上に表示する。この画像表示手段は、測定者の所定の操作により、画像の更新を停止してその停止時の画像を表示し続ける(フリーズする)こともできる。また、過去に表示された画像のデータをデジタルデータ記憶手段から呼び出して画面上に表示させることもできる。

10

【0017】

データ解析手段は、所定の時点における反射超音波のデータを高周波デジタルデータ記憶手段から取得する。ここにおけるデータ取得時点は、測定者が指定することができる。こうして取得した高周波デジタルデータを用いて、データ解析手段は所定のデータ解析を行う。例えばIMT値の算出を行う場合には、前記内膜及び外膜の内壁において反射される超音波の強度が他の位置からの反射超音波の強度よりも高くなることを利用して、まず高周波デジタルデータを画像データに変換し、更に反射超音波強度の高いところの強度をより大きくするコントラスト強調や、強度変化をより急峻にするエッジ強調処理等、IMT値測定に適したデータ処理を行う。処理後のデータから、データ解析手段は内膜及び外膜の内壁を検出して、これら2つの内壁の間隔をIMT値として算出する。

20

【0018】

従来の超音波診断装置においては、内壁の検出の際に、画像表示のために対数圧縮等のデータ変換を行った後のデータを利用して、この画像表示用データは、元のアナログ信号の情報の一部が捨象されてしまっており、データ解析に用いるには必ずしも適しているとは言えない。それに対して本発明の超音波診断装置においては、このような情報の捨象が行われていない高周波デジタルデータに対してIMT値測定に適した処理を行うため、各データ解析を目的に応じて正確に行うことができる。例えば、IMT値の算出において前記のようにコントラスト強調やエッジ強調処理等を行うことにより、画像データを用いる場合よりも内膜及び外膜の内壁の位置がより明確化されるため、IMT値算出精度が向上する。

30

【0019】

更に、一旦行ったIMT値算出のためのデータ変換が適切でなかった場合等には、再び高周波デジタルデータ記憶手段からデータを読み出して、パラメータ値を変更したり他のパラメータを操作することによりデータ変換をやり直すことができる。また、取得した時点での画像がIMT値算出に適さない画像である場合には、高周波デジタルデータ記憶手段から他の時点の画像データを取得してIMT値算出を行うこともできる。

40

【実施例】

【0020】

図1に、本発明に係る超音波診断装置の一実施例のブロック図を示す。測定者は5~15MHzのうち所望の周波数の超音波を送波可能な超音波プローブ11を被検者の身体の所定の位置に押し当てる。頸動脈のIMT値を測定する場合には、この所定位置は、一般的には被検者の斜め前頸部又は側頸部である。超音波プローブ11はその被検者の体内に超音波を送波すると共に、体内からの反射超音波を受波する。この送波及び受波は、送受信制御部12の制御の下、所定の周期毎に繰り返し行われる。これにより、反射超音波を電気信号に変換したアナログ信号が取得される。取得されたアナログ信号はA/D変換回路13により、その高周波信号の周波数の2倍以上の周波数でサンプリングされ、高周波デジタル信

50

号に変換される。この高周波デジタル信号はRFデータCINEメモリ14に記憶される。

【0021】

高周波デジタル信号はA/D変換回路13から画像用データ変換部15にも送信される。画像用データ変換部15は、高周波デジタル信号を画像データに変換した後、画像表示を最適化するために、対数圧縮、ガンマカーブ補正等のデータ変換を行う。こうして変換された後の表示用画像データは画像出力制御部16に出力される。画像出力制御部16は表示用画像データをモニタ17の画面に表示可能な形式に変換して、モニタ17に出力する。これにより、モニタ17の画面に超音波画像が表示される。この超音波画像は前記所定周期毎に更新され、動画を構成する。

【0022】

一方、データ解析部18は、RFデータCINEメモリ14から高周波デジタルデータを取得して、所定のデータ解析を行う。得られた解析結果はモニタ17に表示される。このデータ解析部18の動作については後に詳しく説明する。

【0023】

これらの各部の動作は、CPU等を備えた中央制御部19により制御される。また、測定者は、マウスやトラックボール等のポインティングデバイスやキーボード等から成る入力部20により超音波診断装置への指示を入力することができる。

【0024】

以下に、本発明の特徴である、RFデータCINEメモリ14内のデータを用いたデータ解析について、IMT値測定を例に説明する。

【0025】

測定者はまず、モニタ17に表示された超音波画像を所望のタイミングでフリーズさせる。次に、表示された超音波画像から内膜中膜を含む範囲を解析対象として設定する。この設定は、例えば図2に示すように、データ解析部18からの指示により画像出力制御部16が画像内に解析対象範囲指定枠21を描画し、測定者がマウス等を用いて解析対象範囲指定枠21の位置及び大きさを定めることにより行う。その際、解析対象範囲指定枠21内に頸動脈の中膜23及び内膜24が含まれるようにする。なお、図2において、符号22は頸動脈の外膜を、符号25は頸動脈中の血液を、符号26は頸動脈以外の部分を示す。

【0026】

次に、データ解析部18は設定された解析対象範囲内の高周波デジタルデータをRFデータCINEメモリ14から取得する。データ解析部18は、この解析対象の高周波デジタルデータを画像データに変換し、更に、外膜の内壁及び内膜の内壁をより明瞭にするためのデータ処理を行う。このようなデータ処理として、例えば、コントラスト強調処理やエッジ強調処理、あるいはノイズを除去するためのフィルタリング処理等がある。これらの処理の際のパラメータは、予め定められた値を使ってもよいし、測定者が入力部20から入力できるようにしてもよい。

【0027】

データ解析部18は、このようなデータ処理を行った後の測定用画像データから、外膜の内壁及び内膜の内壁を検出する。この測定用画像データの輝度値においては前記内壁位置に対応したピークが観測されるため、このピークの位置から内壁の位置を求めることができる。測定用画像データを用いて内壁位置を求めた場合、従来のように表示用画像データを用いた場合よりも内壁位置付近の輝度値の変化が急激になるため、内壁の位置を従来よりも精度よく求めることができる。データ解析部18は、このようにして求められた2つの内壁の間隔からIMT値を算出し、中央制御部19に入力する。

【0028】

中央制御部19は、IMT値及び前記2箇所内壁の位置を示すデータを画像出力制御部16に出力する。画像出力制御部16は、図3に示すように、モニタ17にIMT値を表示すると共に、図3中の符号31に示すように、得られた2箇所内壁の位置を超音波画像上に高輝度線表示(トレース表示)する。測定者は、表示されたトレース31を見て、内壁

10

20

30

40

50

が正しく検出されているかどうかを確認することができる。なお、図3は、解析対象範囲指定枠21内を拡大して表示する例を示す。

【0029】

高周波デジタルデータがRFデータCINEメモリ14に記憶されていることを利用して、測定者はデータ解析のやり直しを行うことができる。例えば、フリーズさせた時の画像が不明瞭な画像である場合には、測定者が入力部20を操作することにより、中央制御部19はそれとは別の時点に取得した高周波デジタルデータをRFデータCINEメモリ14から読み出して画像出力制御部16に出力し、そのデータからその時点の超音波画像をモニタ17に表示させる。測定者はこのようにして最も明瞭な画像を探し出して、その画像に対応する高周波デジタルデータに対してデータ解析を行うことができる。

10

【0030】

また、コントラスト強調処理、エッジ強調処理、フィルタリング処理等におけるパラメータを測定者が変更して、データ解析をやり直すこともできる。これらのやり直しを行う際にはRFデータCINEメモリ14に記憶されたオリジナルの高周波デジタルデータを用いるため、一部情報が捨象されたデータを使用することによる解析精度の低下を生じることはなく、また、目的とする解析結果が得られるまで何度でも解析をやり直すことができる。

【0031】

なお、RFデータCINEメモリ14に加えて、画像用データ変換部15において変換された表示用画像データを記憶させるCINEデータメモリを設けてもよい。この場合、過去の画像をモニタ17上に表示する際にはCINEデータメモリから画像表示用データを読み出し、IMT算出等のデータ解析の際には、RFデータCINEメモリ14に記憶されたデータを読み出して前記のように測定用画像データに変換する。これにより、高い精度でデータ解析を行うことができるばかりでなく、画像を表示する度に表示用画像データへの変換を行う必要がなくなるためCPU等への負荷を低減することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の一実施例を示すブロック図。

【図2】解析対象範囲を設定する際の画面状の表示を示す図。

【図3】解析結果を画面上に表示する一例を示す図。

【符号の説明】

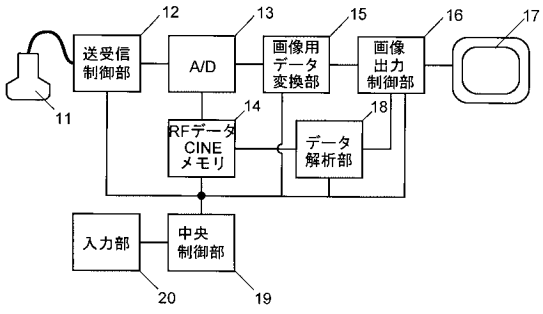
30

【0033】

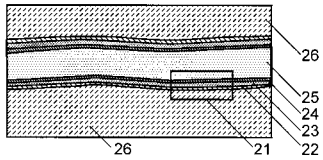
- 1 1 ... 超音波プローブ
- 1 2 ... 送受信制御部
- 1 3 ... A/D変換回路
- 1 4 ... RFデータCINEメモリ
- 1 5 ... 画像用データ変換部
- 1 6 ... 画像出力制御部
- 1 7 ... モニタ
- 1 8 ... データ解析部
- 1 9 ... 中央制御部
- 2 0 ... 入力部
- 2 1 ... 解析対象範囲指定枠
- 2 2 ... 外膜
- 2 3 ... 中膜
- 2 4 ... 内膜
- 2 5 ... 血液
- 3 1 ... トレース

40

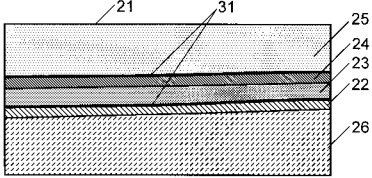
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



患者
氏名:○○○○ ID No.:123456
年齢:42 性別:男 身長:170cm 体重:75kg
IMT測定結果
位置:左側面 IMT値:0.56mm

フロントページの続き

(72)発明者 山崎 義光

兵庫県西宮市樋之池町27-15-103

(72)発明者 伊藤 正男

東京都中野区東中野1丁目56番4号 メディアクロス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD14 EE09 JB28 JB36 JB53 JB55 JC09 JC10 JC37

KK03 KK05 KK28 LL03 LL12

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005118314A5	公开(公告)日	2006-03-02
申请号	JP2003356849	申请日	2003-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所 山崎义光 媒体跨		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所 山▲崎▼义光 媒体交叉有限公司		
[标]发明人	安藤昌人 山崎義光 伊藤正男		
发明人	安藤 昌人 山崎 義光 伊藤 正男		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52023 A61B8/0808 A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/5207 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/JB28 4C601/JB36 4C601/JB53 4C601/JB55 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/JC37 4C601/KK03 4C601/KK05 4C601/KK28 4C601/LL03 4C601/LL12		
代理人(译)	小林良平		
其他公开文献	JP2005118314A		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够高精度地测量颈动脉的内膜-中膜复合厚度（IMT）值的超声诊断设备。解决方案：由患者身体反射并由超声探头11接收的超声波作为数字信号存储在RF数据CINE存储器14中。在此，存储在RF数据CINE存储器14中的数据是尚未转换用于图像显示的数据。数据分析单元使用该数据，使用适合于IMT值计算的参数来执行诸如对比度增强处理，边缘增强处理和滤波之类的数据转换，并且从转换后的数据计算IMT值。由于本发明的设备使用比使用用于图像显示的数据来计算IMT值的传统设备更适用于计算IMT值的数据，因此可以提高计算精度。此外，还可以从RF数据CINE存储器14读取数据并改变参数以重做数据分析。[选型图]图1