

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5433383号
(P5433383)

(45) 発行日 平成26年3月5日(2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月13日(2013.12.13)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/08

請求項の数 15 (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-260314 (P2009-260314) (22) 出願日 平成21年11月13日 (2009.11.13) (65) 公開番号 特開2010-119842 (P2010-119842A) (43) 公開日 平成22年6月3日 (2010.6.3) 審査請求日 平成24年10月11日 (2012.10.11) (31) 優先権主張番号 10-2008-0115332 (32) 優先日 平成20年11月19日 (2008.11.19) (33) 優先権主張国 韓国 (KR)</p>	<p>(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 100137095 弁理士 江部 武史 (74) 代理人 100091627 弁理士 朝比 一夫</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 IMT測定領域設定方法およびそのための超音波システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波システムであって、

超音波信号を対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信し、グレーレベルの強度 (intensity) 値を有する複数のピクセルと該複数のピクセルの複数の行とを含む前記対象体の超音波映像を形成する超音波診断部と、

前記超音波映像の各前記複数の行の各前記複数のピクセルの前記強度値に該当する第1のグラフを形成し、前記ピクセルの前記強度値を血管の太さ (直径) で割って前記超音波映像の前記行の第1のサブセット (subsets) に対する第1の移動平均値を算出して第2のグラフを形成し、前記ピクセルの前記強度値を血管壁の厚さで割って前記超音波映像の前記行の第2のサブセットに対する第2の移動平均値を算出して第3のグラフを形成し、前記第2のグラフおよび前記第3のグラフの変曲点を用いて前記超音波映像にIMT測定領域を設定するプロセッサと

を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項2】

前記第2のグラフは、傾きの符号が変わる複数の変曲点を有し、

前記第3のグラフは、傾きの符号が変わる複数の変曲点を有し、

前記プロセッサは、前記第2のグラフで前記傾きの符号が変わる前記複数の変曲点を検出し、前記第2のグラフの前記複数の変曲点のうち最小値を有する変曲点を第1の変曲点として選択し、前記第3のグラフで前記傾きの符号が変わる前記複数の変曲点を検出し、

前記第 3 のグラフの前記複数の変曲点のうち最大値を有する変曲点を第 2 の変曲点として選択し、前記第 1 の変曲点と前記第 2 の変曲点との間を前記 I M T 測定領域として前記超音波映像に設定す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 3】

前記第 1 のサブセットは、前記血管の太さ（直径）を前記ピクセルの大きさに割って決定されることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記第 2 のサブセットは、前記血管壁の厚さを前記ピクセルの大きさに割って決定されることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記第 1 のグラフは、前記超音波映像の前記各行の前記ピクセルの前記強度値を平均して形成されることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 6】

前記第 1 のグラフは、前記超音波映像の前記各行の前記ピクセルの前記強度値を加算して形成されることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波システム。

【請求項 7】

I M T 測定領域設定方法であって、

a) グレーレベルの強度値を有する複数のピクセルと該複数のピクセルの複数の行とを含む対象体の超音波映像を作成する段階と、

b) 前記超音波映像の前記各行の前記ピクセルの強度値を算出して第 1 のグラフを形成する段階と、

c) 前記ピクセルの前記強度値を血管の太さ（直径）で割って前記超音波映像の前記行の第 1 のサブセット（s u b s e t s）に対する第 1 の移動平均値を算出し、第 2 のグラフを形成する段階と、

d) 前記ピクセルの前記強度値を血管壁の厚さで割って前記超音波映像の前記行の第 2 のサブセットに対する第 2 の移動平均値を算出して第 3 のグラフを形成する段階と、

e) 前記第 2 および第 3 のグラフから変曲点を検出する段階と、

f) 前記変曲点を用いて前記超音波映像に I M T 測定領域を設定する段階と

を備えることを特徴とする I M T 測定領域設定方法。

【請求項 8】

前記段階 e) は、

e 1) 前記第 2 のグラフで傾きの符号が変わる複数の変曲点を検出する段階と、

e 2) 前記第 2 のグラフの前記複数の変曲点のうち最小値を有する変曲点を第 1 の変曲点として選択する段階と、

e 3) 前記第 3 のグラフで傾きの符号が変わる複数の変曲点を検出する段階と、

e 4) 前記第 3 のグラフの前記複数の変曲点のうち最大値を有する変曲点を第 2 の変曲点として選択する段階と

を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の I M T 測定領域設定方法。

【請求項 9】

前記段階 f) は、前記第 1 の変曲点と前記第 2 の変曲点との間を前記 I M T 測定領域として前記超音波映像に設定する段階を含むことを特徴とする請求項 8 に記載の I M T 測定領域設定方法。

【請求項 10】

前記第 1 のサブセットは、前記血管の太さ（直径）を前記ピクセルの大きさに割って決定されることを特徴とする請求項 7 ないし 9 のいずれかに記載の I M T 測定領域設定方法。

【請求項 11】

前記第 2 のサブセットは、前記血管壁の厚さを前記ピクセルの大きさに割って決定されることを特徴とする請求項 7 ないし 10 のいずれかに記載の I M T 測定領域設定方法。

【請求項 12】

10

20

30

40

50

前記段階 b) は、前記各行の前記ピクセルの前記強度値を平均して前記第 1 のグラフを形成する段階を含むことを特徴とする請求項 7 ないし 11 のいずれかに記載の I M T 測定領域設定方法。

【請求項 13】

前記段階 b) は、前記各行の前記ピクセルの前記強度値を加算して前記第 1 のグラフを形成する段階を含むことを特徴とする請求項 7 ないし 11 のいずれかに記載の I M T 測定領域設定方法。

【請求項 14】

I M T 測定領域設定方法を行うためのプログラムを格納するコンピュータ読み出し可能記録媒体であって、前記方法は、

a) 複数のピクセルと該ピクセルの複数の行とを含む超音波映像を作成する段階と、
b) 前記超音波映像の前記各行の前記ピクセルの強度値を算出して第 1 のグラフを形成する段階と、

c) 前記ピクセルの前記強度値を血管の太さ(直径)で割って前記超音波映像の前記行の第 1 のサブセット(subsets)に対する第 1 の移動平均値を算出して、第 2 のグラフを形成する段階と、

d) 前記ピクセルの前記強度値を血管壁の厚さで割って前記超音波映像の前記行の第 2 のサブセットに対する第 2 の移動平均値を算出して、第 3 のグラフを形成する段階と、

e) 前記第 2 および第 3 のグラフから変曲点を検出する段階と、

f) 前記変曲点を用いて前記超音波映像に I M T 測定領域を設定する段階と
を備えることを特徴とするコンピュータ読み出し可能記録媒体。

【請求項 15】

前記段階 e) は、

e 1) 前記第 2 のグラフで傾きの符号が変わる複数の変曲点を検出する段階と、

e 2) 前記第 2 のグラフの前記複数の変曲点のうち最小値を有する変曲点を第 1 の変曲点として選択する段階と、

e 3) 前記第 3 のグラフで傾きの符号が変わる複数の変曲点を検出する段階と、

e 4) 前記第 3 のグラフの前記複数の変曲点のうち最大値を有する変曲点を第 2 の変曲点として選択する段階と

を備えることを特徴とする請求項 14 に記載のコンピュータ読み出し可能記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムおよび方法に関し、特に I M T (I n t i m a - M e d i a T h i c k n e s s) 測定領域を設定する方法および超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、その無侵襲性と非破壊特性のために現在、重要かつ脚光を浴びる診断装置になっている。最近の高性能超音波映像診断システムと技術は、患者の内部状態を 2 次元のみならず 3 次元の映像としても形成することが可能である。

【0003】

人体の中にある複数の血管のうち頸動脈は、心臓から出た大動脈と脳血管をつなぐ血管であって、首の左側と右側に 2 つあり、脳へ行く血液の 80 % 程度が頸動脈を通過する。超音波システムを用いた頸動脈検査は、頸動脈の狭窄や硬化の程度を正確に評価できる有用な検査方法である。この頸動脈の動脈硬化程度を示す指標として、頸動脈の内膜と中膜との間の厚さ値 I M T (I n t i m a - M e d i a T h i c k n e s s) が広く用いられている。

【0004】

この I M T を測定するためには、小さな領域を反復的に測定しなければならず、相当長い時間と労力を要する。このような I M T 測定を容易かつ速やかに行うために、I M T を

10

20

30

40

50

自動で測定する方法が開発されている。しかし、このような自動 I M T 測定法においても、測定領域の設定はユーザが行われなければならない、I M T 測定を正確に行うことは困難である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

特開2008-194365号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、I M T 測定領域を自動で設定する方法および超音波システムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の超音波システムは、超音波信号を対象体に送信して前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信し、前記対象体の超音波映像(前記超音波映像はグレーレベルの強度(*i n t e n s i t y*)値を有する複数のピクセルと該複数のピクセルの複数の行とを含む)を形成する超音波診断部と、前記超音波映像の各前記複数の行の各前記複数のピクセルの前記強度値に該当する第1のグラフを形成し、前記ピクセルの前記強度値を血管の太さ(直径)で割って前記超音波映像の前記行の第1のサブセット(*s u b s e t s*)に対する第1の移動平均値を算出して第2のグラフを形成し、前記ピクセルの前記強度値を血管壁の厚さで割って前記超音波映像の第2のサブセットに対する第2の移動平均値を算出して第3のグラフを形成し、前記第2のグラフおよび前記第3のグラフの変曲点を用いて前記超音波映像にI M T 測定領域を設定するプロセッサとを備える。

【0008】

また、I M T 測定領域設定方法は、a)複数のピクセルと該複数のピクセルの複数の行とを含む超音波映像を作成する段階と、b)前記超音波映像の前記各行の前記ピクセルの強度値を算出して第1のグラフを形成する段階と、c)前記ピクセルの前記強度値を血管の太さで割って前記超音波映像の前記行の第1のサブセット(*s u b s e t s*)に対する第1の移動平均値を算出して第2のグラフを形成する段階と、d)前記ピクセルの前記強度値を血管壁の厚さで割って前記超音波映像の前記行の第2のサブセットに対する第2の移動平均値を算出して第3のグラフを形成する段階と、e)前記第2のグラフおよび前記第3のグラフから変曲点を検出する段階と、f)前記変曲点を用いて前記超音波映像にI M T 測定領域を設定する段階と、を備える。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、血管のI M T 測定時に長い時間と労力を要する測定領域の設定を自動で行うことができるため、I M T 測定の正確性と迅速性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例における超音波診断部の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施例における複数のピクセルを含む超音波映像を示す例示図である。

【図4】本発明の実施例におけるプロセッサの構成を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施例によって第1のグラフを示す例示図である。

【図6】本発明の実施例における第2のグラフと変曲点を示す例示図である。

【図7】本発明の実施例における第3のグラフと変曲点を示す例示図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、添付した図面を参照して本発明の多様な実施例について詳細に説明する。

【0012】

10

20

30

40

50

図1は、本発明の実施例による超音波システムの構成を示すブロック図である。超音波システム100は、超音波診断部110、プロセッサ120およびディスプレイ部130を備える。

【0013】

超音波診断部110は、超音波信号を対象体に送信して対象体から反射される超音波信号（即ち、超音波エコー信号）を受信し、対象体の超音波映像を形成する。

【0014】

図2は、本発明の実施例による超音波診断部110の構成を示すブロック図である。超音波診断部110は、送信信号形成部111、複数の変換素子（transducer element）（図示せず）を含む超音波プローブ112、ビームフォーマ113、信号処理部114および超音波映像形成部115を備える。

10

【0015】

送信信号形成部111は、超音波システム100に設定された映像モードに応じた送信信号を形成する。映像モードは、Bモード、Dモード、カラーフロー（color flow）モードなどを含む。本実施例では、Bモード映像を得るためのBモードを例に挙げて説明する。

【0016】

超音波プローブ112は、送信信号形成部111から出力された送信信号に基づいて、対象体を往復する超音波信号を形成する。この超音波プローブ112は、対象体から反射される超音波エコー信号を受信して電氣的受信信号に変換する。この場合、電氣的受信信号はアナログ信号である。超音波プローブ112は、超音波信号の送受信を繰り返して行い、複数の超音波映像フレームに相当する複数の電氣的受信信号を形成する。超音波プローブ112は3次元プローブ、2次元プローブ、1次元プローブのいずれであってもよい。

20

【0017】

ビームフォーマ113は、超音波プローブ112から出力される複数の電氣的受信信号をアナログ/デジタル変換してデジタル信号を形成する。また、ビームフォーマ113は変換素子の位置および集束点を考慮し、デジタル信号に受信集束を行って複数のデジタル受信集束信号を形成する。

【0018】

信号処理部114は、複数の受信集束信号を用いて複数の超音波映像フレームに対応する複数の超音波データを形成する。複数の超音波データはRFデータまたはIQデータであってもよい。

30

【0019】

超音波映像形成部115は、複数の超音波データに基づいて対象体の超音波映像を形成する。図3に示すように、超音波映像はグレーレベル（gray level）の強度（intensity）値を有する複数のピクセルで形成される。

【0020】

プロセッサ120は、超音波診断部110から提供される超音波映像を分析して、超音波映像にIMT測定領域を設定する。このIMT測定領域を設定するための超音波映像分析は、図4を参照して詳細に説明する。

40

【0021】

図4は、本発明の実施例におけるプロセッサ120の構成を示すブロック図である。プロセッサ120は、第1のグラフ形成部121、第2のグラフ形成部122、第3のグラフ形成部123およびIMT測定領域設定部124、を備える。

【0022】

第1のグラフ形成部121は、超音波診断部110から提供される超音波映像を用いて、ピクセルの平均強度値に該当するグラフ（以下、第1のグラフという）を形成する。平均強度値（ f_k ）は、次の式1を用いて算出する。

【0023】

50

【数 1】

$$f_k = \frac{h_{k1} + h_{k2} + \dots + h_{(k-1)(n-1)} + h_{kn}}{n} \quad \text{----- (式 1)}$$

式 1 で、k は、図 3 に示すように超音波映像においてピクセルの行の個数を示し、1 ~ m の値を有する。また、n は同一のピクセル行に存在するピクセルの個数を示す。また、h はピクセルの強度値を示す。

【0024】

第 1 のグラフ形成部 1 2 1 は、図 5 に示すように、算出された平均強度値を横軸の座標値で、また、ピクセル行 (k = 1 ~ m) を縦軸の座標値で表して第 1 のグラフを形成する。

10

【0025】

他の実施例として、第 1 のグラフ形成部 1 2 1 は、同一の行に存在するピクセルの強度値の和を横軸の座標値として第 1 のグラフを形成することもできる。

【0026】

第 2 のグラフ形成部 1 2 2 は、第 1 のグラフ形成部 1 2 1 で形成された第 1 のグラフを用いて、平均強度値を血管の太さ (直径) に相当する値で除することで、行の第 1 のサブセットの平均強度値の移動平均値 (以下、第 1 の移動平均値という) を算出する。本実施例では、血管は頸動脈であるが、これに制限されることはない。第 1 の移動平均値 (MA₁₁ ~ MA_{1m}) は式 2 を用いて算出される。

20

【0027】

【数 2】

$$MA_{11} = \frac{f_1 + f_2 + \dots + f_{i-1} + f_i}{i}$$

$$MA_{12} = \frac{f_2 + f_3 + \dots + f_i + f_{i+1}}{i}$$

$$\vdots$$

$$MA_{1m} = \frac{f_{m-i+1} + f_{m-i+2} + \dots + f_{m-1} + f_m}{i}$$

30

----- (式 2)

【0028】

式 2 で i は、血管の太さ (直径) に含まれるピクセル (血管の映像のピクセル) の数を、また m は、第 1 の移動平均値の個数を示す。一般に、血管の太さは 2 ~ 5 mm である。例えば、頸動脈の太さが 3 mm、ピクセルの大きさ (幅) が 0.5 mm と仮定すれば、i は 6 になる。

【0029】

第 2 のグラフ形成部 1 2 2 は、図 6 に示すように、超音波映像の各ピクセル行に対する第 1 の移動平均値を用いて第 2 のグラフを形成する。図 4 の I M T 測定領域設定部 1 2 4 は、図 6 において、第 2 のグラフの曲線から傾斜の変曲点を検出し、その最小点 I₁ を選

40

【0030】

第 3 のグラフ形成部 1 2 3 は、第 1 のグラフ形成部 1 2 1 で形成された第 1 のグラフを用いて、平均強度値を血管壁の厚さに相当する値で除することで、行の第 2 のサブセットの平均強度値の移動平均値 (以下、第 2 の移動平均値という) を算出する。第 2 の移動平均値 (MA₂₁ ~ MA_{2m}) は、次の式 3 を用いて算出する。

【0031】

【数3】

$$MA_{21} = \frac{f_1 + f_2 + \dots + f_{j-1} + f_j}{j}$$

$$MA_{22} = \frac{f_2 + f_3 + \dots + f_j + f_{j+1}}{j}$$

⋮

$$MA_{2m} = \frac{f_{m-j+1} + f_{m-j+2} + \dots + f_{m-1} + f_m}{j}$$

----- (式3)

10

【0032】

式3でjは、血管壁の厚さに含まれるピクセル（血管壁の映像のピクセル）の数を、mは第2の移動平均値の個数を示す。一般に、血管壁の厚さは0.5～1.5mmである。例えば、頸動脈壁の厚さが1mmであり、ピクセルの大きさが0.5mmと仮定すれば、jは2となる。

【0033】

第3のグラフ形成部123は、図7に示すように、超音波映像のピクセル行に該当する第2の移動平均値からなる第3のグラフを形成する。図7において、I_mは、第3のグラフで最大値を有する変曲点を示す。

【0034】

IMT測定領域設定部124は、第2のグラフ形成部122で形成された第2のグラフと第3のグラフ形成部123で形成された第3のグラフとを用いて変曲点を検出し、その変曲点を用いてIMT測定領域を超音波映像に設定する。本実施例では、IMT測定領域設定部124は、第2のグラフ形成部122で形成された第2のグラフで傾きの符号が変わる複数の変曲点を検出し、その複数の変曲点の中から図6に示すような最小値を有する変曲点（I₁）を選択する。また、IMT測定領域設定部124は、第3のグラフ形成部123で形成された第3のグラフで傾きが変わる複数の変曲点を検出し、前記で検出された複数の変曲点の中から最大値を有する変曲点（I_m）を選択する。IMT測定領域設定部124は、前記で選択された変曲点（I₁）と変曲点（I_m）との間をIMT測定領域として超音波映像に設定する。

20

30

【0035】

再び図1を参照して、ディスプレイ部130は、IMT測定領域が設定された超音波映像を表示する。ディスプレイ部130は、LCD（liquid crystal display）、CRT（cathode ray tube）などで形成される。

【0036】

本発明に属する技術分野の当業者であれば、本発明がその技術的思想に基づいて、他の種々の具体的な形態で実施できることを理解できるであろう。従って、以上で記述した実施例は、全て例示的なものであり、限定的ではないことを理解しなければならない。本発明の範囲は、前記の詳細な発明よりは後述する特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲の意味および範囲、そしてその等価概念から導き出される全ての設定または変形された形態が本発明の範囲に含まれるものと解釈されなければならない。

40

【符号の説明】

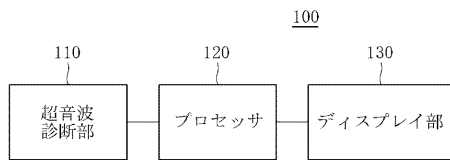
【0037】

- 100：超音波システム
- 110：超音波診断部
- 120：プロセッサ
- 130：ディスプレイ部
- 111：送信信号形成部
- 112：超音波プローブ
- 113：ビームフォーマ

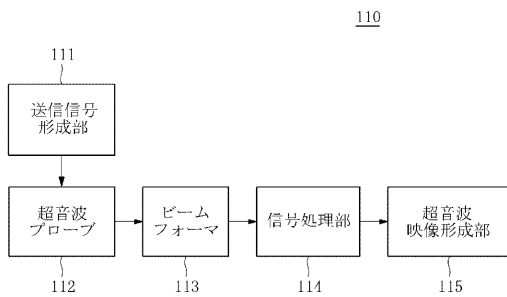
50

- 1 1 4 : 信号処理部
- 1 1 5 : 超音波映像形成部
- 1 2 1 : 第 1 のグラフ形成部
- 1 2 2 : 第 2 のグラフ形成部
- 1 2 3 : 第 3 のグラフ形成部
- 1 2 4 : I M T 測定領域設定部
- I_{I} : 最小値を有する変曲点
- I_{m} : 最大値を有する変曲点

【 図 1 】



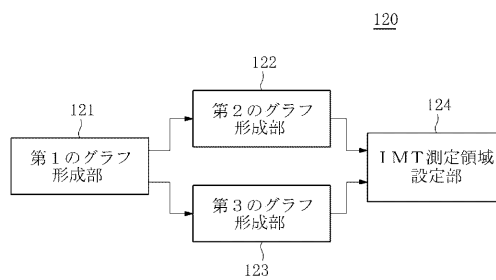
【 図 2 】



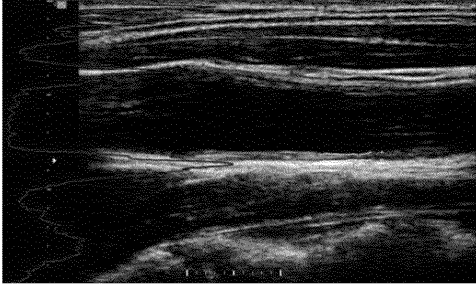
【 図 3 】

h_{11}	h_{12}	h_{13}	...	$h_{1(n-1)}$	h_{1n}
h_{21}	h_{22}	h_{23}	...	$h_{2(n-1)}$	h_{2n}
h_{31}	h_{32}	h_{33}	...	$h_{3(n-1)}$	h_{3n}
h_{41}	h_{42}	h_{43}	...	$h_{4(n-1)}$	h_{4n}
\vdots	\vdots	\vdots	...	\vdots	\vdots
$h_{(m-1)1}$	$h_{(m-1)2}$	$h_{(m-1)3}$...	$h_{(m-1)(n-1)}$	$h_{(m-1)n}$
h_{m1}	h_{m2}	h_{m3}	...	$h_{m(n-1)}$	h_{mn}

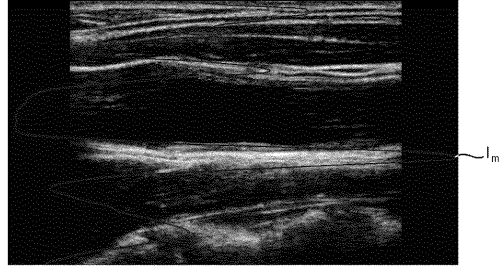
【 図 4 】



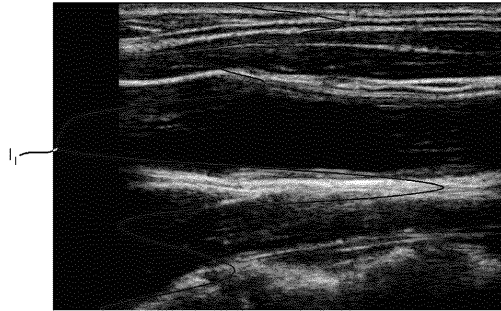
【 図 5 】



【 図 7 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 イ, ジン ヨン
大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, 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 シム, ジェ ユン
大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, 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

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 3 1 8 8 9 6 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 3 0 5 0 3 9 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	IMT测量区域设定方法及其超声波系统		
公开(公告)号	JP5433383B2	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	JP2009260314	申请日	2009-11-13
[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	イジンヨン シムジェユン		
发明人	イ, ジン ヨン シム, ジェ ユン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007 G06T7/0012 G06T7/62 G06T2207/10132 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/JC13 4C601/JC37		
优先权	1020080115332 2008-11-19 KR		
其他公开文献	JP2010119842A JP2010119842A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种自动设置IMT（内膜 - 中膜厚度）修复区域和超声系统的方法。ZOLUTION：超声系统包括：超声诊断单元，用于将超声信号发送到目标对象，接收从目标对象反射的超声回波信号，并形成目标对象的超声图像；以及处理器，用于形成与之相关的第一图。超声图像中每行像素的强度值，通过将像素的强度值除以血液的厚度（直径），通过计算超声图像中行的第一子集的第一移动平均值，形成第二图形。通过将像素的强度值除以血管壁的厚度，通过计算超声图像中行的第二子集的第二移动平均值，形成第三图形，并通过使用在超声图像中设置IMT测量区域第二图和第三图的拐点。Z

【数1】

$$f_k = \frac{h_{k1} + h_{k2} + \dots + h_{(k-1)(n-1)} + h_{kn}}{n}$$