

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 252272

(P2001 - 252272A)

(43)公開日 平成13年9月18日(2001.9.18)

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト [*] (参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00 290 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2000 - 64029(P2000 - 64029)

(22)出願日 平成12年3月8日(2000.3.8)

(71)出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72)発明者 橋本 浩

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジー
イー横河メディカルシステム株式会社内

(74)代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

Fターム(参考) 4C301 BB17 DD01 DD04 EE07 JC14

KK02 LL03

5B057 AA07 BA05 CA16 CB16 CH01

CH11 DA16 DC08

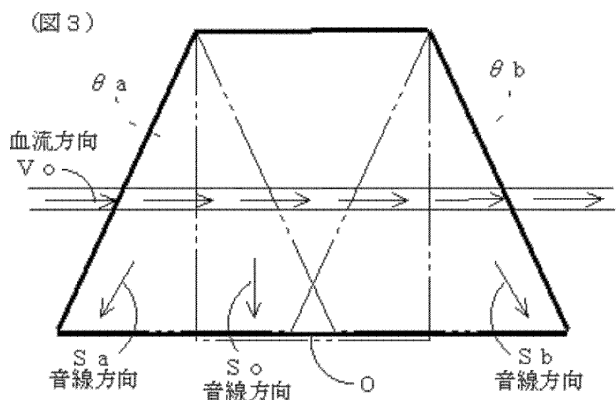
(54)【発明の名称】 超音波画像生成方法および超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 常に良好なドプラ画像を得る。

【解決手段】 異なるスラント角 θ_a , θ_b でそれぞれ超音波画像を取得し、各超音波画像を加算した加算超音波画像(太枠)を生成し、表示する。

【効果】 最適のスラント角を設定した位置・姿勢から超音波探触子が動いてしまっても、また、何をもって最適とするかの判断基準がいろいろあっても、常に良好なドプラ画像を得ることが出来る。



【特許請求の範囲】

【請求項1】異なるスラント角で複数の超音波画像を取得し、各超音波画像の全体または一部を加算した加算超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法。

【請求項2】異なるスラント角で複数の超音波画像を取得し、超音波画像が重複しない部分については唯一つ存在する画素の画素値を対応する画素の画素値とし且つ超音波画像が重複する部分については重複する画素の画素値の最大値、最小値、中間値または平均値のいずれかを対応する画素の画素値とした投影超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法。

【請求項3】超音波探触子と、その超音波探触子により異なるスラント角で複数の超音波画像を取得する超音波画像取得手段と、得られた各超音波画像の全体または一部を加算した加算超音波画像を生成する加算超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】超音波探触子と、その超音波探触子により異なるスラント角で複数の超音波画像を取得する超音波画像取得手段と、得られた超音波画像が重複しない部分については唯一つ存在する画素の画素値を対応する画素の画素値とし且つ超音波画像が重複する部分については重複する画素の画素値の最大値、最小値、中間値または平均値のいずれかを対応する画素の画素値とした投影超音波画像を生成する投影超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波画像生成方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、常に良好なドブラ画像（カラードブラ、パワードブラ）を得ることができる超音波画像生成方法および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、ドブラ画像を得るときは、音線方向と血流方向とが直交しないように操作者が意識してスラント角を手動設定している。例えば、図9の(a)に示すようにスラント角0での音線方向 S_0 と血流方向 V_0 とが直交する場合、このスラント角0ではドブラ信号が得られないので、図9の(b)に示すように0でないスラント角 a を設定する。すると、スラント角 a での音線方向 S_a は血流方向 V_0 と直交しないので、ドブラ信号が得られる。

【0003】一方、図10の(b)に示すようにスラント角 a での音線方向 S_a と血流方向 V_a とが直交する場合、このスラント角 a ではドブラ信号が得られないので、図10の(a)に示すように a でないスラント角0を設定する。すると、スラント角0での音線方向 S_0 は血流方向 V_a と直交しないので、ドブラ信号が得ら

れる。

【0004】上記のように、操作者がスラント角を手動設定するのは、操作者にかかる負担が大きい。そこで、特開平11-89838号公報では、上記スラント角を自動設定する超音波診断装置が提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】従来は、手動であれ、自動であれ、最適と思われる一つのスラント角に設定していた。しかし、最適のスラント角に設定した後、超音波探触子の姿勢が動いてしまうと、そのスライス角は最適でなくなるため、再び最適のスラント角に設定し直す必要があり、その再設定までの間は良好なドブラ画像が得られない問題点があった。また、何をもちて最適とするかの判断基準は場合によって異なるため、所望のドブラ画像が得られるとは限らない問題点があった。そこで、本発明の目的は、常に良好なドブラ画像を得ることができる超音波画像生成方法および超音波診断装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】第1の観点では、本発明は、異なるスラント角で複数の超音波画像を取得し、各超音波画像の全体または一部を加算した加算超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。上記第1の観点による超音波画像生成方法では、異なるスラント角で取得した複数の超音波画像を加算するため、得られた加算超音波画像は、超音波探触子の姿勢が動いてしまっても、また、何をもちて最適とするかの判断基準がいろいろあっても、常に最適のスラント角の超音波画像を含んでいる。よって、常に良好なドブラ画像を得ることが出来る。

【0007】第2の観点では、本発明は、異なるスラント角で複数の超音波画像を取得し、超音波画像が重複しない部分については唯一つ存在する画素の画素値を対応する画素の画素値とし且つ超音波画像が重複する部分については重複する画素の画素値の最大値、最小値、中間値または平均値のいずれかを対応する画素の画素値とした投影超音波画像を生成することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。上記第2の観点による超音波画像生成方法では、異なるスラント角で取得した複数の超音波画像から画素値の最大値、最小値、中間値または平均値のいずれかを選択して投影超音波画像を生成するため、この投影超音波画像は、超音波探触子の姿勢が動いてしまっても、また、何をもちて最適とするかの判断基準がいろいろあっても、常に最適のスラント角の画素値から構成できることになる。よって、常に良好なドブラ画像を得ることが出来る。

【0008】第3の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子により異なるスラント角で複数の超音波画像を取得する超音波画像取得手段と、得られた各超音波画像の全体または一部を加算した加算超音波画

像を生成する加算超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第3の観点による超音波診断装置では、上記第1の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【0009】第4の観点では、本発明は、超音波探触子と、その超音波探触子により異なるスラント角で複数の超音波画像を取得する超音波画像取得手段と、得られた超音波画像が重複しない部分については唯一存在する画素の画素値を対応する画素の画素値とし且つ超音波画像が重複する部分については重複する画素の画素値の最大値、最小値、中間値または平均値のいずれかを対応する画素の画素値とした投影超音波画像を生成する投影超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第4の観点による超音波診断装置では、上記第2の観点の超音波画像生成方法を好適に実施できる。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0011】 - 第1の実施形態 -

図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置の構成図である。この超音波診断装置100は、一平面（音線平面）上にある多数の平行な音線を形成しうるリニア超音波探触子1と、指定されたスラント角に前記音線の方向を向ける電子走査部21を含む送受信部2と、順に変更したスラント角を指定するスラント角変更部3と、受信信号のドプラ成分からカラードプラ画像やパルスドプラ画像などの超音波画像を生成するデータ処理部4と、生成された超音波画像を記憶する画像記憶部5と、記憶している複数のスラント角の異なる超音波画像を加算して加算超音波画像を生成する画像加算部6Aと、生成された加算超音波画像を表示する表示部7とを具備している。

【0012】図2は、上記超音波診断装置100で実施する加算画像生成表示処理を示すフロー図である。ステップA1では、指定されたスラント角（例えばスラント角0または a または b）で超音波画像を得る。ステップA2では、異なるスラント角（例えばスラント角0および a および b）の超音波画像を加算して加算超音波画像を生成する。ステップA3では、加算超音波画像を表示する。ステップA4では、現在のスラント角と異なるスラント角を指定し（例えば0, a, bの順に循環的に変更する）、前記ステップA1に戻る。

【0013】図3は、スラント角0, a, bの超音波画像を加算した加算超音波画像の第1例である。この第1例では、音線方向S₀と血流方向V₀とが直交するためスラント角0の超音波画像だけでは血流は見えないが、スラント角 a, bの超音波画像が有効なため、加算超音波画像では血流を良好に観察できる。また、太

枠で示すように、一つのスラント角での超音波画像よりも広い領域を観察できる。

【0014】図4は、スラント角0, a, bの超音波画像を加算した加算超音波画像の第2例である。この第2例では、音線方向S_aと血流方向V_aとが直交するためスラント角 aの超音波画像だけでは血流は見えないが、スラント角0, bの超音波画像が有効なため、加算超音波画像では血流を良好に観察できる。また、太枠で示すように、一つのスラント角での超音波画像よりも広い領域を観察できる。

【0015】図5は、スラント角0, a, bの超音波画像を加算した加算超音波画像の第3例である。この第3例では、音線方向S_bと血流方向V_bとが直交するためスラント角 bの超音波画像だけでは血流は見えないが、スラント角0, aの超音波画像が有効なため、加算超音波画像では血流を良好に観察できる。また、太枠で示すように、一つのスラント角での超音波画像よりも広い領域を観察できる。

【0016】結局、以上の超音波診断装置100によれば、血流方向にかかわらず（従って、超音波探触子1の姿勢が動いてしまっても）、また、何をもって最適とするかの判断基準がいろいろあっても、常に良好なドプラ画像を得ることが出来る。また、一つのスラント角での超音波画像よりも広い領域を観察できる。

【0017】なお、図6に太枠で示すように、超音波画像の全体でなく、一部だけを用いて加算超音波画像を生成してもよい。

【0018】 - 第2の実施形態 -

図7は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置の構成図である。この超音波診断装置200は、一平面（音線平面）上にある多数の平行な音線を形成しうるリニア超音波探触子1と、指定されたスラント角に前記音線の方向を向ける電子走査部21を含む送受信部2と、順に変更したスラント角を指定するスラント角変更部3と、受信信号のドプラ成分からカラードプラ画像やパルスドプラ画像などの超音波画像を生成するデータ処理部4と、生成された超音波画像を記憶する画像記憶部5と、記憶している複数のスラント角の異なる超音波画像に対して超音波画像が重複しない部分については唯一存在する画素の画素値を対応する画素の画素値とし且つ超音波画像が重複する部分については重複する画素の画素値の最大値を対応する画素の画素値としたMIP（Maxmum Intensity Projection）超音波画像を生成するMIP処理部6Bと、生成されたMIP超音波画像を表示する表示部7とを具備している。

【0019】図8は、上記超音波診断装置200で実施するMIP画像生成表示処理を示すフロー図である。ステップB1では、指定されたスラント角（例えばスラント角0または a または b）で超音波画像を得る。ステップB2では、異なるスラント角（例えばスラント角

0および aおよび b)の超音波画像を比較し、超音波画像が重複しない部分については唯一つ存在する画素の画素値を、M I P超音波画像の対応する画素の画素値とすると共に、超音波画像が重複する部分については、重複する画素の画素値の最大値を、M I P超音波画像の対応する画素の画素値とする。ステップB 3では、最大値超音波画像を表示する。ステップB 4では、現在のスラント角と異なるスラント角を指定し(例えば0, a, bの順に循環的に変更する)、前記ステップB 1に戻る。

【0020】以上の超音波診断装置200によっても、血流方向にかかわらず(従って、超音波探触子1の姿勢が動いてしまっても)、また、何をもって最適とするかの判断基準がいろいろあっても、常に良好なドプラ画像を得ることが出来る。また、一つのスラント角での超音波画像よりも広い領域を観察できる。

【0021】なお、各スラント角の超音波画像の全体でなく、一部だけを用いてM I P超音波画像を生成してもよい。また、最大値の代わりに、最小値、中間値または平均値を採用してもよい。

【0022】

【発明の効果】本発明の超音波画像生成方法および超音波診断装置によれば、最適のスラント角を設定した位置・姿勢から超音波探触子が動いてしまっても、また、何をもって最適とするかの判断基準がいろいろあっても、常に良好なドプラ画像を得ることが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装

置のブロック図である。

【図2】本発明の第1の実施形態にかかる加算画像生成表示処理を示すフロー図である。

【図3】加算超音波画像の第1例の例示図である。

【図4】加算超音波画像の第2例の例示図である。

【図5】加算超音波画像の第3例の例示図である。

【図6】部分的に加算する場合の加算超音波画像の例示図である。

【図7】本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置のブロック図である。

【図8】本発明の第2の実施形態にかかるM I P画像生成表示処理を示すフロー図である。

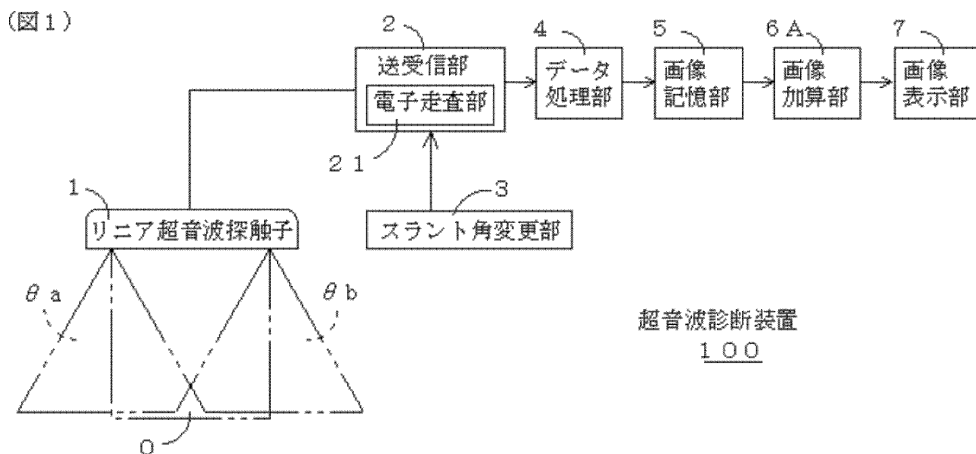
【図9】血流方向に対して好ましいスラント角の説明図である。

【図10】血流方向に対して好ましいスラント角の別の説明図である。

【符号の説明】

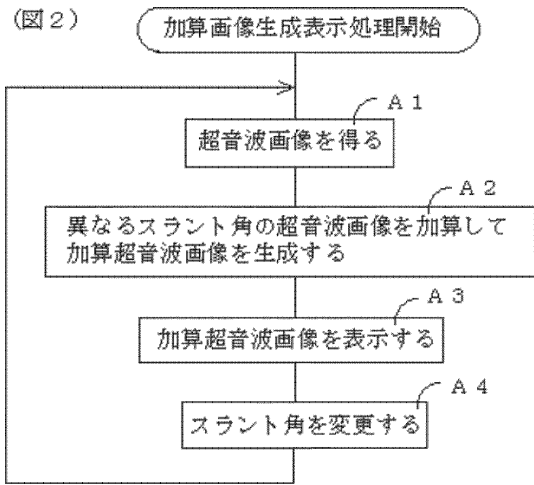
- 1 リニア超音波探触子
- 2 送受信部
- 20 電子走査部
- 3 スラント角変更部
- 4 データ処理部
- 5 画像記憶部
- 6 A 画像加算部
- 6 B M I P処理部
- 7 表示部
- 100 超音波診断装置

【図1】

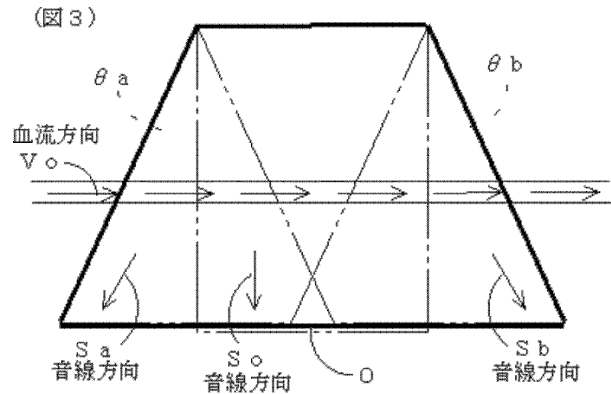


超音波診断装置
100

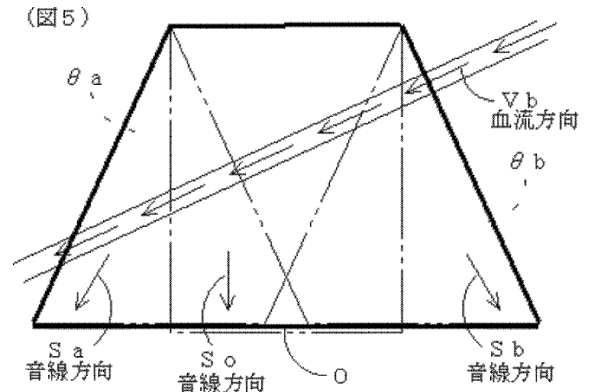
【図2】



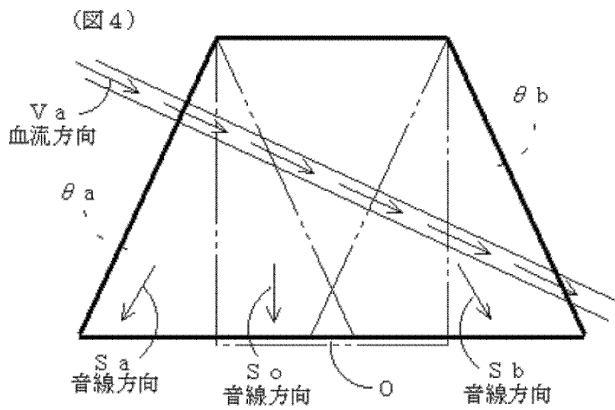
【図3】



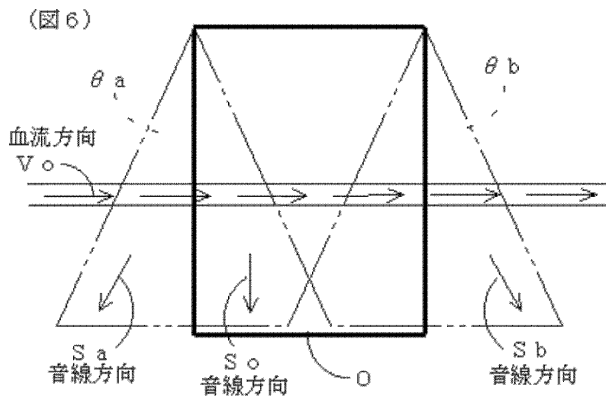
【図5】



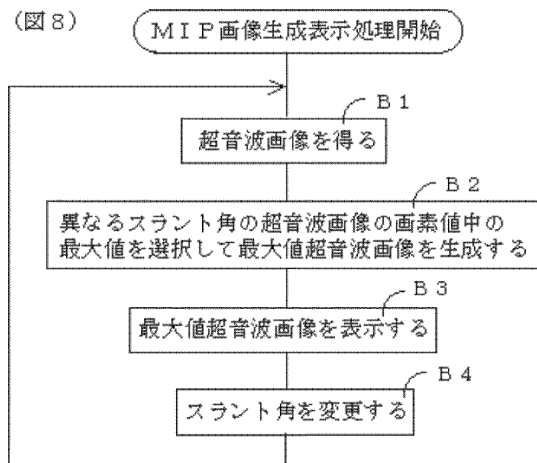
【図4】



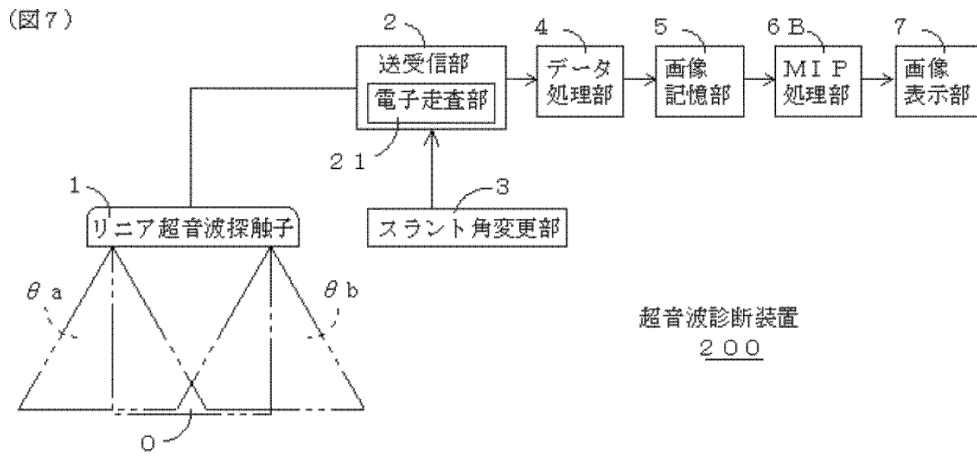
【図6】



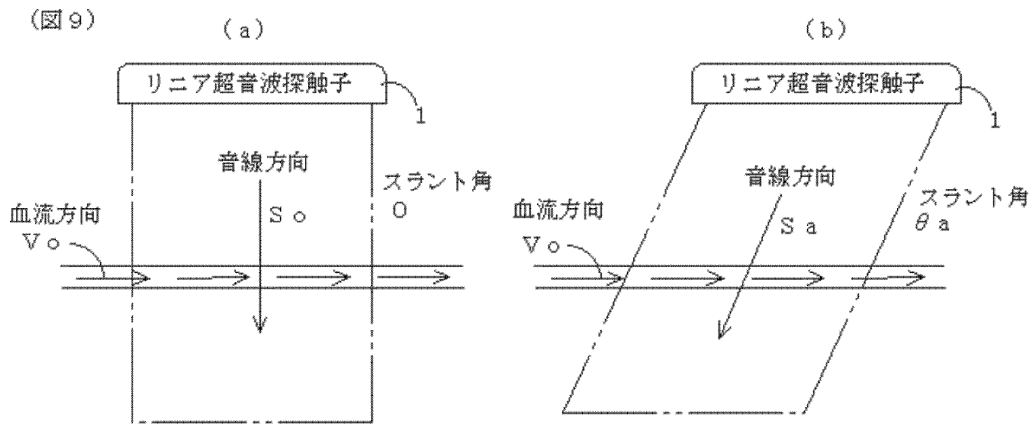
【図8】



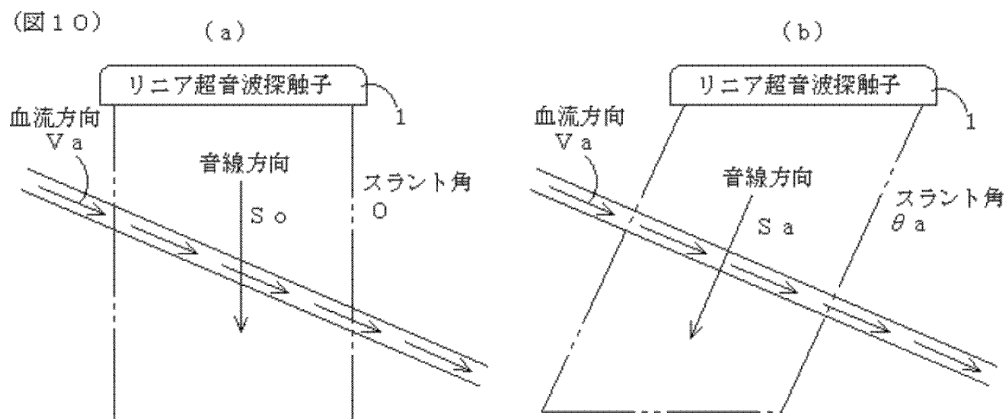
【図7】



【図9】



【図10】



专利名称(译)	超声图像生成方法和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2001252272A	公开(公告)日	2001-09-18
申请号	JP2000064029	申请日	2000-03-08
[标]申请(专利权)人(译)	通用电器横河医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/06 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/06 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/BB17 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/EE07 4C301/JC14 4C301/KK02 4C301/LL03 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA16 5B057/CB16 5B057/CH01 5B057/CH11 5B057/DA16 5B057/DC08 4C601/BB27 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：始终获得良好的多普勒图像。 解决方案：以 0 ， θ_a 和 θ_b 的不同倾斜角度获取超声图像，并生成并显示通过添加超声图像而获得的添加超声图像（厚框）。[效果]即使超声波探头从设置了最佳倾斜角的位置/方向移动，并且有各种标准来确定最佳位置，也始终可以获得良好的多普勒图像。 你可以

