

(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2007-7409

(P2007-7409A)

(43) 公開日 平成19年1月18日(2007.1.18)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-177558 (P2006-177558) (22) 出願日 平成18年6月28日 (2006. 6. 28) (31) 優先権主張番号 10-2005-0056002 (32) 優先日 平成17年6月28日 (2005. 6. 28) (33) 優先権主張国 韓国 (KR)</p>	<p>(71) 出願人 597096909 株式会社 メディソン 大韓民国 250-870 江原道 洪川 郡 南面陽▲徳▼院里 114 (74) 代理人 100082175 弁理士 高田 守 (74) 代理人 100106150 弁理士 高橋 英樹 (72) 発明者 ヒョン ドン キュ 大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デ チドン 1003 ディスカサアンドメデ イソンビル Fターム(参考) 4C601 BB03 EE14 JC20 JC37 KK21 KK24 LL04</p>
--	--

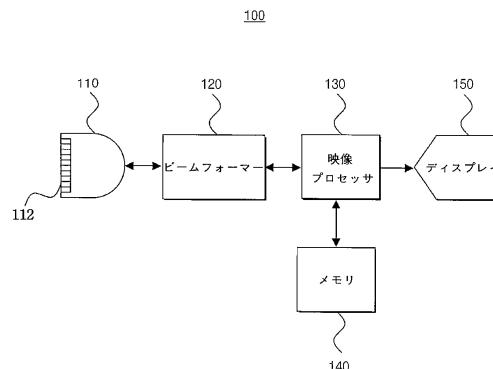
(54) 【発明の名称】 超音波映像を形成するための方法及び超音波診断システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】本発明は1D(Dimension)または2Dプローブを通じて得た2D超音波映像を用いて3D超音波映像を形成する。

【解決手段】超音波エコー信号に基づいて多数の2D(Dimension)超音波映像を得て、各2D超音波映像にROI(Region of Interest)を設定し、設定されたROIに該当する映像を多数の2D超音波映像から抽出して、抽出された映像を順次重畳させて3D超音波映像を形成する3D超音波映像形成方法及び超音波診断システムを提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

- a) 対象の所定領域から反射された超音波エコー信号に基づいて多数の 2 D (D i m e n s i o n) 超音波映像を得る段階と、
 b) 前記多数の 2 D 超音波映像に R O I (R e g i o n o f I n t e r e s t) を設定する段階と、
 c) 前記設定された R O I に該当する映像を前記多数の 2 D 超音波映像から抽出する段階と、
 d) 前記抽出された映像を順次重畳させて 3 D 超音波映像を得る段階と、
 を有することを特徴とする超音波映像形成方法。

10

【請求項 2】

前記段階 a) は前記 2 D 超音波映像の獲得時間に応じて各 2 D 超音波映像に一連番号を付与する段階を有することを特徴とする請求項 1 に記載の 3 D 超音波映像形成方法。

【請求項 3】

前記段階 a) は前記多数の 2 D 超音波映像を格納する段階を有することを特徴とする請求項 1 に記載の 3 D 超音波映像形成方法。

【請求項 4】

前記段階 d) は前記重畳した映像の個数が所定個数以上であるかどうかを判断する段階と、
 前記重畳した映像の個数が所定個数以上であると判断されれば、前記重畳した映像の中で最も小さい一連番号を有する映像を除去する段階と、
 を有することを特徴とする請求項 1 に記載の 3 D 超音波映像形成方法。

20

【請求項 5】

a) 超音波エコー信号に基づいて多数の 2 D 超音波映像を得る段階と、
 b) 前記多数の 2 D 超音波映像を重畳させて 3 D 超音波映像を得る段階と、
 を有することを特徴とする 3 D 超音波映像形成方法。

【請求項 6】

前記段階 a) は前記 2 D 超音波映像の獲得時間に応じて各 2 D 超音波映像に一連番号を付与する段階を有することを特徴とする請求項 5 に記載の 3 D 超音波映像形成方法。

30

【請求項 7】

前記段階 a) は前記多数の 2 D 超音波映像を格納する段階を有することを特徴とする請求項 5 に記載の 3 D 超音波映像形成方法。

【請求項 8】

前記段階 b) は前記重畳した 2 D 超音波映像の個数が所定個数以上であるかを判断する段階と、
 前記重畳した 2 D 超音波映像の個数が所定個数以上であると判断されれば、前記重畳した 2 D 超音波映像の中で最も小さい一連番号を有する 2 D 超音波映像を除去する段階と、
 を有することを特徴とする請求項 5 に記載の 3 D 超音波映像形成方法。

40

【請求項 9】

多数の超音波エコー信号に基づいて多数の 2 D 超音波映像を形成するための手段と、
 前記多数の 2 D 超音波映像に R O I (R e g i o n o f I n t e r e s t) を設定するための手段と、
 前記設定された R O I に該当する映像を前記多数の 2 D 超音波映像から抽出するための手段と、
 前記抽出された映像を重畳させて 3 D 超音波映像を形成するための手段と、
 を備えることを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 10】

50

前記 2 D 超音波映像を格納するための格納手段をさらに備えることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断システムに関し、特に 1 D (Dimension) または 2 D プローブを用いて獲得した 2 D 超音波映像を用いて 3 D 超音波映像を形成する方法及び超音波診断システムに関する。

【背景技術】

10

【0002】

一般に、超音波診断システムは被検体の体表から体内の所望部位に向かって超音波信号を照射し、反射された超音波信号 (超音波エコー信号) の情報を用いて軟部組織の断層や血流に関する映像を非侵入によって得る装置である。この装置は X 線診断装置、X 線 CT スキャナ (Computerized Tomography Scanner)、MRI (Magnetic Resonance Image)、核医学診断装置などの他の画像診断装置と比較する時、小型且つ安価で、リアルタイムで表示可能で、X 線などの被曝がなく、安全性が高い長所を有しており、心臓、腹部、泌尿器及び産婦人科の診断のために広く用いられている。

【0003】

20

このように、超音波診断システムは超音波映像を得るために超音波信号と電気的な信号を相互変換させるプローブを備える。このプローブは圧電物質が振動しながら、電気的な信号と音響信号を相互変換させる圧電層と、圧電層で発生した超音波が人体の目標地点に最大限伝達されることができるよう圧電層と人体間の音響インピーダンス差を減少させる整合層と、圧電層の前方に進行する超音波を特定地点に集束させるレンズ層と、超音波が圧電層の後方に進行するのを遮断させて映像歪みを防止する吸音層で構成される超音波モジュールからなることが一般的で、特殊な用途に用いるために単一の超音波素子で構成することを除いては通常の医療用超音波プローブは複数の超音波素子を有する。

【0004】

このようなプローブは超音波素子の個数、超音波素子の配列方式あるいは超音波素子の配列軸形状、またはその応用分野のような多様な基準で分類することができ、超音波素子の個数によって分類すれば単一素子型プローブと複数素子型プローブに分類することができる。

30

そして、複数素子型プローブは超音波素子の配列方式によって超音波素子を単一軸上に配列した 1 D 配列 (1 Dimensional Array) プローブと、超音波素子を互いに交差する複数の軸上に配列した 2 D 配列プローブに分類することができる。

【0005】

また、1 D 配列プローブは超音波素子の配列軸形状によって直線型配列 (Linear Array) プローブと、曲線配列 (Curvilinear Array) プローブなどに分類することができる。

40

【0006】

一方、2 D 配列プローブは超音波の直進性のため、超音波素子の前方に位置する地点の 2 D 断面映像のみを具現することができる。従って、従来の 2 D 配列プローブはオペレーターが正確な診断をするのに限界があり、胎児の全体的な様子を立体的に造影したり胎児が動く様子を動画像に造影すること自体が不可能である。従って、人体内部の 3 D 映像、特にリアルタイム 3 D 映像を具現することができる 3 D プローブが使われている。

【0007】

しかし、リアルタイム 3 D 超音波映像を形成するための 3 D プローブは多数の超音波素子で構成されており、その構造が相当複雑で、価格が高価である短所がある。従って、高価な 3 D プローブを用いずに、3 D 超音波映像を具現することができる方法及びシステム

50

が必要である。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は前述した問題を解決するためのもので、安価の1Dまたは2Dプローブを用いて獲得した2D超音波映像を用いて3D超音波映像を形成する方法及び超音波診断システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

このような目的を達成するために、本発明の超音波映像形成方法は、a)対象の所定領域から反射された超音波エコー信号に基づいて多数の2D(Dimension)超音波映像を得る段階と、b)前記多数の2D超音波映像にROI(Region of Interest)を設定する段階と、c)前記設定されたROIに該当する映像を前記多数の2D超音波映像から抽出する段階と、d)前記抽出された映像を順次重畳させて3D超音波映像を得る段階とを有する。

10

【0010】

また、本発明の超音波映像形成方法は、a)多数の超音波エコー信号に基づいて多数の2D超音波映像を得る段階と、b)前記多数の2D超音波映像を重畳させて3D超音波映像を得る段階とを有する。

【0011】

また、本発明の超音波診断システムは多数の超音波エコー信号に基づいて多数の2D超音波映像を形成するための手段と、前記多数の2D超音波映像にROI(Region of Interest)を設定するための手段と、前記設定されたROIボックス領域に該当する映像を前記多数の2D超音波映像から抽出するための手段と、前記抽出された映像を重畳させて3D超音波映像を形成するための手段とを備える。

20

【発明の効果】

【0012】

前述したような本発明によれば、構造が複雑で高価な3Dプローブを用いなくても安価の1Dまたは2Dプローブを用いてリアルタイム3D超音波映像を形成することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図1～図4を参照して本発明の好ましい実施例を説明する。

図1は本発明の実施例による超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

【0014】

図示された通り、本発明による超音波診断システム(100)はプローブ(110)、ビームフォーマー(120)、映像プロセッサ(130)、メモリ(140)及びディスプレイ部(150)を備える。

【0015】

プローブ(110)は多数の1D(Dimension)または2Dアレイトランスデューサ(Array Transducer)(112)を備える。ビームフォーマー(120)はプローブ(110)内の各トランスデューサに入力されるパルスを入力時間を適切に遅延させてプローブ(110)に伝達することによって、プローブ(110)は集束された超音波ビーム(beam)を送信スキャンライン(Scanline)に沿って対象体(図示せず)に送信する。一方、対象体から反射された超音波エコー信号は各トランスデューサに互いに異なる受信時間を有しながら入力され、各トランスデューサは入力された超音波エコー信号は電気的な信号(以下、受信信号)に変換されてビームフォーマー(120)に出力される。

40

【0016】

ビームフォーマー(120)は対象体で反射された超音波エコー信号がプローブ(11

50

0)の各トランスデューサに到達する時間が相違したことを考慮してプローブ(110)で出力された各受信信号に時間遅延を加えて集束させる。

【0017】

映像プロセッサ(130)はビームフォーマー(120)から受信される受信集束された受信信号に基づいて多数の2D超音波映像を形成し、形成された多数の2D超音波映像に基づいて3D超音波映像を形成する。

【0018】

映像プロセッサ(130)により処理された3D超音波映像はディスプレイ部(150)にディスプレイされる。

【0019】

以下、映像プロセッサ(130)について図2~図4を参照してさらに詳細に説明する。

【0020】

図2は映像プロセッサ(130)の動作を説明するフローチャートである。

【0021】

映像プロセッサ(130)は2D超音波映像に基づいてリアルタイム3D超音波映像を形成するモード(以下、リアルタイム3Dモードという)がオペレーターにより選択されれば(S210)、対象体の所定領域から反射された超音波エコー信号に基づいて多数の2D超音波映像を形成する(S220)。本発明の一実施例では各2D超音波映像は形成された時間順に一連番号が付与される。

【0022】

続いて、映像プロセッサ(130)は形成された2D超音波映像に設定されたROI(Region Of Interest)に該当する領域を検索する(S230)。ここで、ROIボックスはユーザにより手動的または自動で設定されることができる。映像プロセッサ(130)は検索されたROI領域に該当する映像を2D超音波映像から抽出して(S240)、抽出された映像を順次重畳させてリアルタイム3次元超音波映像を形成する(S250)。

【0023】

続いて、映像プロセッサ(130)は重畳した映像の個数が所定個数以上であるかを判断する(S260)。段階S260で重畳した映像の個数が所定個数以下であると判断されれば、映像プロセッサ(130)は形成されたリアルタイム3D超音波映像をディスプレイ部(150)にディスプレイする(S280)。

【0024】

前記3D超音波映像形成手続について本発明の一実施例を示す図3を参照して詳細に説明する。図3は本発明の実施例によって形成されるリアルタイム3D超音波映像を形成するために多数の2D超音波映像を重畳した例を示す例示図である。図3において、図面符号 $U_1 \sim U_n$ は心臓断面映像であり、特に U_1 及び U_n は弛緩期の心臓断面を示す心臓断面映像であり、 U_i は収縮期の心臓断面を示す心臓断面映像である。

【0025】

映像プロセッサ(130)はビームフォーマー(120)から出力される受信集束された受信信号に基づいて2D超音波映像、即ち心臓断面映像を形成し、形成された2D超音波映像でROIに該当する映像(U_1)を抽出する。引き続き、映像プロセッサ(130)は再びビームフォーマー(120)から出力される受信信号に基づいて2D超音波映像を形成し、形成された2D超音波映像でROIボックス領域に該当する映像(U_2)を抽出した後、抽出された映像(U_2)を映像(U_1)に重畳させる。この時、重畳した映像の個数が所定個数(例えば、 n 個)以下であれば、映像プロセッサ(130)は2D映像を重畳して得られた3D超音波映像をディスプレイ部(150)にディスプレイする。引き続き、映像プロセッサ(130)は2D超音波映像でROIに該当する映像(U_3)を抽出した後、抽出された映像(U_3)を映像(U_1 及び U_2)に順次重畳させる。この時、重畳した映像の個数が n 個以下であれば、映像プロセッサ(130)は2D超音波映像

10

20

30

40

50

を重畳して得られた3D超音波映像をディスプレイ部(150)にディスプレイする。映像プロセッサ(130)は重畳した映像の個数がn個である時まで反復して図3に示された通り、n個の2D超音波映像($U_1 \sim U_n$)を重畳して3D超音波映像を獲得してこれをディスプレイ部(150)にディスプレイする。

【0026】

一方、段階S260で重畳した映像の個数が所定個数を超えると判断されれば、映像プロセッサ(130)は重畳した映像の中で最も小さい一連番号を有する2D超音波映像を除去する(S270)。

【0027】

前記手続(S270)について本発明の実施例を示す図4を参照して詳細に説明する。

10

【0028】

図4は本発明の実施例によってリアルタイム3D超音波映像を形成するために2D超音波映像をリアルタイムで重畳した例を示す例示図である。図4において、図面符号 U_2 乃至 U_{n+1} は心臓断面映像であり、特に U_1 は図3と同様に収縮期の心臓断面を示す心臓断面映像であり、 U_n は図3と同様に弛緩期の心臓断面を示す心臓断面映像である。

【0029】

映像プロセッサ(130)はビームフォーマー(120)から出力される受信信号に基づいて形成された2D超音波映像からROIに該当する映像(U_{n+1})を抽出して、抽出された映像(U_{n+1})を図3に示された映像($U_1 \sim U_n$)に重畳させる。この時、映像プロセッサ(130)は重畳した映像の個数が所定個数、即ちn個を超えたと判断して、最も小さい一連番号を有する2D超音波映像(U_1)を除去することによって、図4に示された通り、重畳した映像の個数がn個である映像($U_2 \sim U_{n+1}$)を形成する。

20

【0030】

続いて、映像プロセッサ(130)は映像($U_2 \sim U_{n+1}$)をリアルタイム3D超音波映像としてディスプレイ部(150)にディスプレイする(S280)。

【0031】

本実施例で、映像プロセッサ(130)は多数の超音波エコー信号に基づいて形成された多数の2D超音波映像からROIボックス領域に該当する映像を抽出して、抽出された映像を順次重畳させてリアルタイム3D超音波映像を形成すると説明したが、他の実施例で映像プロセッサ(130)は所定個数の2D超音波映像を予め獲得して、獲得された所定個数の2D超音波映像に基づいて3D超音波映像を形成することもできる。

30

【0032】

また、本実施例ではプローブを移動せずに心臓に固定させたまま獲得した超音波エコー信号に基づいて多数の2D超音波映像、即ち多数の心臓断面映像を形成し、形成された多数の心臓断面映像を順次重畳させてリアルタイム3D超音波映像を形成すると説明したが、他の実施例ではプローブを所定範囲内でスイングさせながら獲得した超音波エコー信号に基づいて2D超音波映像を形成し、形成された多数の2D超音波映像を順次重畳させて図5に示されたようなリアルタイム3D超音波映像を形成することもできる。

【0033】

また、本実施例では多数の2D超音波映像に基づいて形成された3D超音波映像のみをディスプレイ部(150)にディスプレイすると説明したが、他の実施例では超音波エコー信号に基づいてリアルタイムで形成される2D超音波映像を3D超音波映像と共にディスプレイ部(150)にディスプレイすることもできる。

40

【0034】

本発明が望ましい実施例を通じて説明されて例示されたが、当業者であれば添付した請求の範囲の思想及び範疇を逸脱しないで様々な変形及び変更がなされることが分かる。例えば、本発明は心壁の動き、血流量、弁膜の動き、動脈壁の動きまたは衝撃量などを測定するのに適用されることもできる。

【図面の簡単な説明】

【0035】

50

【図1】本発明の一実施例による超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の一実施例による映像プロセッサの動作を説明するフローチャートである。

【図3】本発明の一実施例によって3次元超音波映像を形成するために多数の2次元超音波映像を重畳した例を示す例示図である。

【図4】本発明の一実施例によって3次元超音波映像を形成するために多数の2次元超音波映像を重畳した例を示す例示図である。

【図5】本発明の他の実施例によって形成されたリアルタイム3D超音波映像を示す例示図である。

【符号の説明】

【0036】

100：超音波診断システム

110：プローブ

112：トランスデューサ

120：ビームフォーマ

130：映像プロセッサ

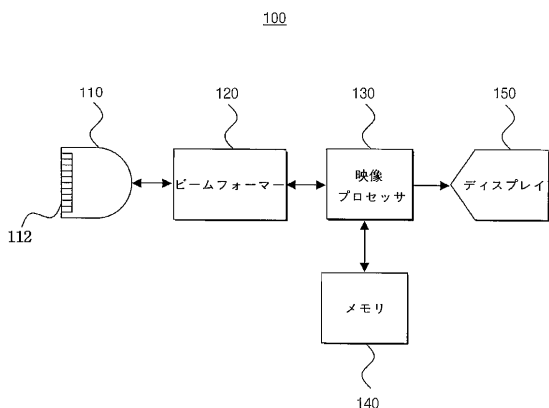
140：メモリ

110：プローブ

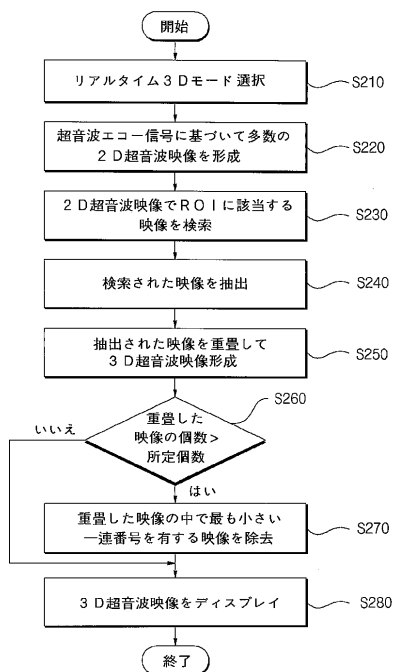
120：ビームフォーマ

140：メモリ

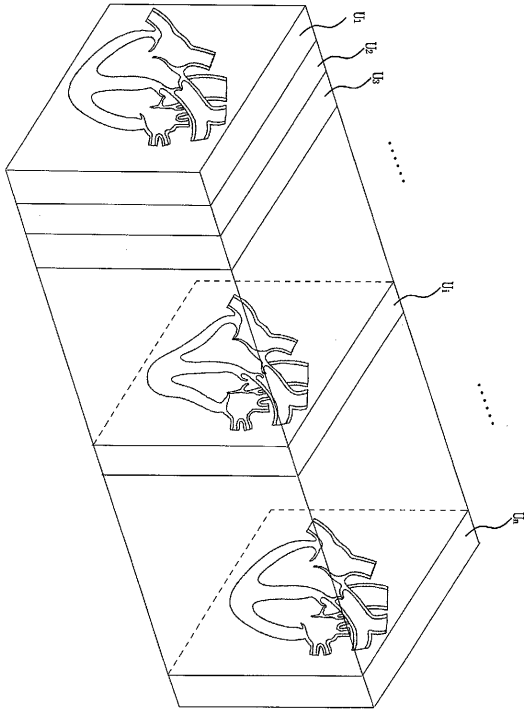
【図1】



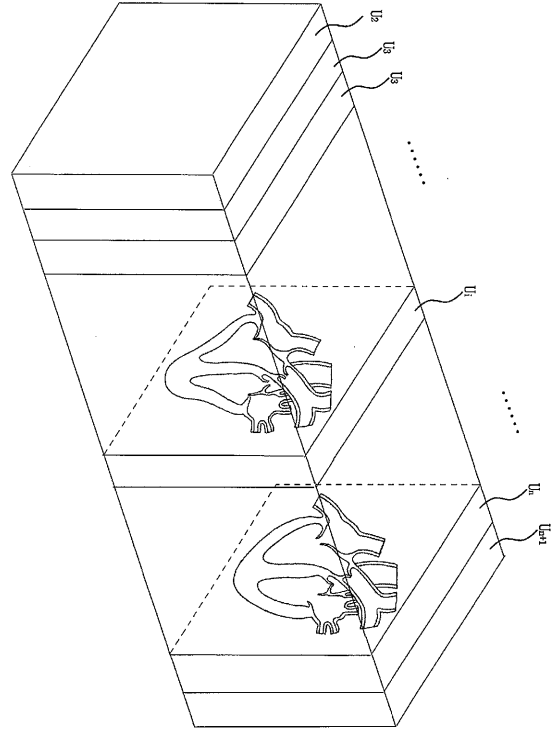
【図2】



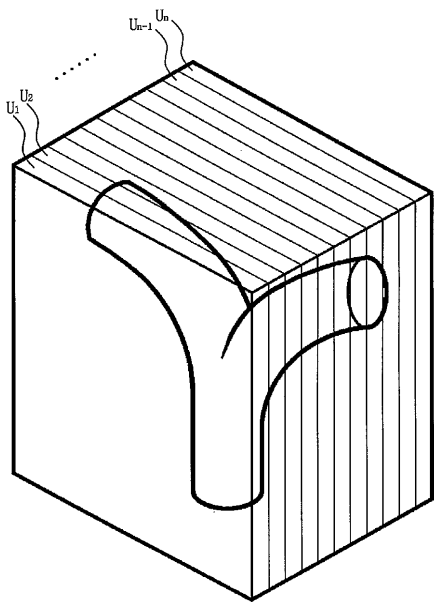
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	形成超声图像的方法和超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2007007409A	公开(公告)日	2007-01-18
申请号	JP2006177558	申请日	2006-06-28
[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		
[标]发明人	ヒヨンドンギユ		
发明人	ヒヨンドンギユ		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/14 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE14 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/LL04		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020050056002 2005-06-28 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明使用通过1D (尺寸) 或2D探头获得的2D超声图像来形成3D超声图像。 解决方案：基于超声回波信号获得大量的2D (尺寸) 超声图像，为每个2D超声图像设置ROI (感兴趣区域)，并获得与设置的ROI对应的大量图像。 3D超声图像形成方法和超声诊断系统，其用于通过从2D超声图像中依次提取提取的图像并依次叠加提取的图像来提取3D超声图像。 [选型图]图1

