

(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2008-264540

(P2008-264540A)

(43) 公開日 平成20年11月6日(2008.11.6)

(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
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 G	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2008-106404 (P2008-106404)
 (22) 出願日 平成20年4月16日 (2008. 4. 16)
 (31) 優先権主張番号 10-2007-0037009
 (32) 優先日 平成19年4月16日 (2007. 4. 16)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 株式会社 メディソン
 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, N
 am-myun, Hongchun-gu
 n, Kangwon-do 250-87
 0, Republic of Korea
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹

最終頁に続く

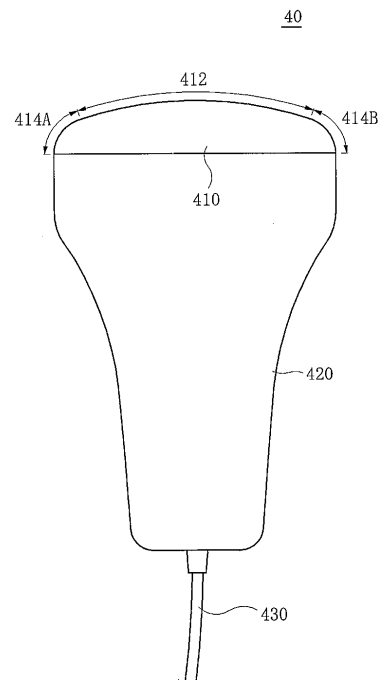
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】本発明は、超音波プローブに関し、多重曲率半径を有する曲線形態の配列型変換器を用いて解像度が高く、視野角が広い超音波映像を獲得することを目的とする。

【解決手段】本発明は超音波システムで広い視野角を有しながら解像度の高い超音波映像が得られる超音波プローブに関するものである。本発明による超音波プローブは、本体と、前記本体に固定されて曲線形態の配列型変換器を備え、超音波信号と電気的信号とを相互変換する超音波送受信部とを備え、前記曲線形態の配列型変換器は多重曲率半径を有する。

【選択図】 図 4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブにおいて、
 本体と、
 前記本体に固定されて曲線形態の配列型変換器を備え、超音波信号と電気的信号とを相互変換する超音波送受信部とを備え、
 前記曲線形態の配列型変換器は多重曲率半径を有することを特徴とする超音波プローブ

【請求項 2】

前記配列型変換器は、
 前記配列型変換器の中心部を中心に第 1 の曲率半径を有する第 1 の変換部と、
 前記第 1 の変換部の一端に第 2 の曲率半径を有する第 2 の変換部と、
 前記第 1 の変換部の他端に第 3 の曲率半径を有する第 3 の変換部と、
 を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記第 1 の曲率半径は、前記第 2 及び 3 の曲率半径より大きく形成されたことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記第 2 の曲率半径と前記第 3 の曲率半径とは、実質的に同一であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 5】

前記超音波送受信部は、
 前記配列型変換器と対象体との間の音響インピーダンス差を減少させるための整合層と、
 前記配列型変換器で発生した超音波信号が進行する方向に集束するための集束層と、
 前記配列型変換器で発生した超音波信号が前記本体方向に進行するのを遮断するための吸音層と、
 をさらに備えることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記配列型変換器は、
 前記配列型変換器の中心部を中心に第 1 の曲率半径を有する第 1 の変換部と、
 前記第 1 の変換部の一端に前記第 1 の曲率半径より小さな複数の曲率半径を有する第 2 の変換部と、
 前記第 1 の変換部の他端に前記第 1 の曲率半径より小さな複数の曲率半径を有する第 3 の変換部と、
 を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブに関し、特に超音波システムで多重曲率半径からなる配列型変換器を備えた超音波プローブに関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、無侵襲及び非破壊特性を有しており、対象体内部の情報を得るための医療分野に広く用いられている。超音波システムは、直接に切開して観察する外科手術の必要なしに高解像度の人体内部組織の映像をリアルタイムで医者に提供することができるので、医療分野に非常に重要なものとして用いられている。近來の高性能超音波システムは、対象体の内部形状（例えば、患者の内臓器管）の 2 次元または 3 次元診断映像を提供している。

【0003】

50

超音波システムは超音波信号を送信及び受信するために一般に圧電 (p i e z o e l e c t r i c) 物質で形成される変換素子を用いる。超音波システムは変換素子を電氣的に刺激して人体に伝えられる超音波信号を生成し人体に送信する。人体に送信された超音波信号は不連続的な人体組織の境界で反射され、人体組織の境界から変換素子に伝達される超音波エコー信号は電氣的信号に変換される。超音波システムは変換された電氣的信号を増幅及び信号処理して組織に対する超音波映像データを生成する。

【 0 0 0 4 】

このように、超音波システムは超音波映像を得るために超音波信号と電氣的な信号を相互変換させるプローブを備える。図 1 に示されたように、超音波システムに用いられる従来のプローブ 1 0 は、本体 1 1 及び対象体に超音波を送受信するための変換素子を備える超音波送受信部 1 2 を備える。図 1 に表示された図面符号 1 3 はプローブ 1 0 と超音波システムの本体 (図示せず) とを連結するケーブルである。

10

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 1 8 2 4 7 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 7 - 2 1 1 7 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

一方、超音波システムは超音波映像を通じて検査及び診断を行うため、超音波映像の解像度が非常に重要である。超音波映像の解像度を高めるために複数の変換素子で構成された配列型変換器が用いられている。図 2 は線状配列型変換器を用いてスキャンする方法を概略的に示す図面である。図 2 に示されたように、線状配列型変換器 2 1 0 は、複数の変換素子 2 2 0、例えば 1 2 8 個または 1 9 2 個の変換素子で構成される。線状配列型変換器 2 1 0 が備えられたプローブ (以下、線状プローブ) 2 0 を用いる場合、線状配列型変換器 2 1 0 から深さ方向に互いに平行に複数のスキャンラインが設定される。線状配列型変換器 2 1 0 を用いて超音波映像を獲得する場合、深さ方向にスキャンラインが均一に分布するため、深さが深い所に対しても高い解像度の超音波映像を得ることができるが、超音波映像の視野角 (v i e w i n g a n g l e) が狭いという短所がある。

20

【 0 0 0 7 】

線状配列型変換器構造のプローブ使用による問題、即ち、狭い視野角を広めるためにコンベックス (c o n v e x) 配列型変換器構造のプローブ (以下、コンベックスプローブ) 3 0 が用いられている。図 3 に示されたように、プローブ 3 0 は、所定の曲率半径を有する配列型変換器 3 1 0 を備え、配列型変換器 3 1 0 は複数の変換素子 3 2 0 で構成される。コンベックスプローブ 3 0 を用いてスキャンする場合、図 3 に示されたように、コンベックス変換器 3 1 0 の中心から放射形態のスキャンラインが設定される。放射形態でスキャンラインを設定すれば広い視野角の超音波映像を獲得することができるが、深さが深くなるほどスキャンラインの間隔が広くなり、超音波映像の解像度が落ちるといった問題がある。

30

【 0 0 0 8 】

また、最近ではスキャンラインを各変換素子に垂直な方向に限定せず、任意角度に調整して視野角を調節する方法も用いられるが、この場合にもスキャンラインが配列型変換器と垂直でないので、解像度が高い超音波映像を得ることに限界がある。

40

【 0 0 0 9 】

前記問題を解決するために本発明は、多重曲率半径を有する曲線形態の配列型変換器を用いて解像度が高く視野角が広い超音波映像を獲得することができる超音波プローブを提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

前記目的を達成するために本発明による超音波プローブは、本体と、前記本体に固定されて曲線形態の配列型変換器を備え、超音波信号と電氣的信号とを相互変換する超音波送

50

受信部とを備え、前記曲線形態の配列型変換器は多重曲率半径を有する。

【発明の効果】

【0011】

前述したように、超音波プローブに備えられた配列型変換器の中央部分を曲率半径を両方の縁部の曲率半径より大きくすることによって、広い視野角で観察することを望む領域に対して解像度の高い超音波映像を獲得することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、添付した図面を参照し本発明の実施例を説明する。

図4は、本発明の実施例による超音波プローブを概略的に示す図面である。図4に示されたように、本発明によって超音波システムに用いられる超音波プローブ40は本体420及び対象体に超音波を送受信するための曲線形態の配列型変換器を備える超音波送受信部410を備える。本体420はユーザが容易につかめるように設計され、超音波送受信部410は圧電物質が振動しながら電気的な信号と超音波信号とを相互変換させる配列型変換器と、配列型変換器と人体との間の音響インピーダンス差を減少させる整合層と、配列型変換器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、超音波が配列型変換器の後方に進行する超音波信号を遮断させて映像歪みを防止する吸音層などで構成される。図面番号430はプローブ40と超音波システムのメイン本体（図示せず）と連結するためのケーブルを示したものである。

【0013】

超音波信号を送受信するために対象体の表面と接触する超音波送受信部410の表面は多重曲率半径を有する構造に形成され、本発明による配列型変換器は超音波送受信部410の表面曲率と同一の曲率を有するように形成できる。

【0014】

図4に示されたように、本発明による超音波送受信部410の表面は第1の曲率半径を有する第1の領域412、第2の曲率半径を有する第2の領域414A及び第3の曲率半径を有する第3の領域414Bに区分される。第1の曲率半径が第2及び第3の曲率半径より大きいように第1の領域412が形成され、望ましくは第2の曲率半径と第3の曲率半径とは実質的に同一に形成できる。

図5は本発明の実施例による超音波プローブ40の超音波送受信部410に装着された配列型変換器510を概略的に示す断面図である。本発明による配列型変換器510は第1の曲率半径 r_1 を有する第1の変換部502、第2の曲率半径 r_2 を有する第2の変換部504及び第3の曲率半径 r_3 を有する第3の変換部506で構成される。

【0015】

第1の曲率半径 r_1 は、第2及び第3の曲率半径 r_2 、 r_3 より相対的に大きく、無限大に近接するように、即ち、線状になるように配列型変換器510を形成することができる。第1の曲率半径 r_1 が無限大の場合は第1の変換部502が線状配列に形成された場合に該当する。本発明の実施例に従って第2の曲率半径 r_2 と第3の曲率半径 r_3 は実質的に同一のように配列型変換器510を形成することができる。本発明の実施例によるプローブ40は配列型変換器の中央部分、即ち、第1の変換部502の曲率半径 r_1 を大きくして解像度の高い超音波映像を得ることができ、配列型変換器510の両方の縁部、即ち第2及び第3の変換部504、506の曲率半径 r_2 、 r_3 を小さくして視野角が広い超音波映像を得ることができる。また、本発明の実施例による第1の変換部502の幅は第2の変換部504及び第3の変換部506の幅より相対的に広く構成され、望ましくは配列型変換器510の幅に対して約50%～80%に設定することが望ましく、第2及び第3の変換部504、506は実質的に同一の幅を有するように形成することができる。

【0016】

一方、本発明の他の実施例では図5に示された配列型変換器510の第2の変換部504及び第3の変換部506が第2の曲率半径及び第3の曲率半径より小さな複数の曲率半径を有するようにそれぞれ形成することができる。

【 0 0 1 7 】

図 6 は、本発明による超音波プローブを用いて超音波映像を獲得するために設定されるスキャンラインを概略的に示す図面である。

【 0 0 1 8 】

図 6 に示されたように、プローブ 5 0 の中央部分に設定されたスキャンラインは深さ方向に均一の間隔で設定され、プローブ 5 0 の両方に行くほどスキャンラインが放射状態に設定される。プローブ 5 0 の中央部分では深さ方向に均一の間隔のスキャンラインが設定されるため、深さによる超音波映像の解像度が低下するのを防ぐことができ、プローブ 5 0 の超音波送受信部の両方の端部で設定されるスキャンラインを放射状態にすることによって、広い視野角を確保することができる。

10

本発明を望ましい実施例を通じて説明し例示したが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項及び範疇を逸脱せず、様々な変形及び変更がなされることが分かる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】従来技術によるプローブを概略的に示す図面である。

【 図 2 】線状配列型変換器を用いてスキャンングする方法を概略的に示す図面である。

【 図 3 】コンベックス配列型変換器を用いてスキャンングする方法を概略的に示す図面である。

【 図 4 】本発明の実施例による超音波プローブを概略的に示す図面である。

【 図 5 】本発明の実施例による超音波プローブの超音波送受信部に装着された配列型変換器を概略的に示す断面図である。

20

【 図 6 】本発明による超音波プローブを用いて超音波映像を獲得するために設定されるスキャンラインを概略的に示す図面である。

【 符号の説明 】

【 0 0 2 0 】

1 0、2 0、3 0、4 0、5 0 : 超音波プローブ

1 1、4 2 0 : 本体

1 2、4 1 0 : 送受信部

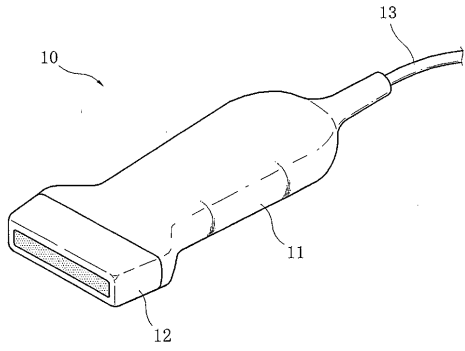
1 3 : ケーブル

2 1 0、3 1 0、5 1 0 : 配列型変換器

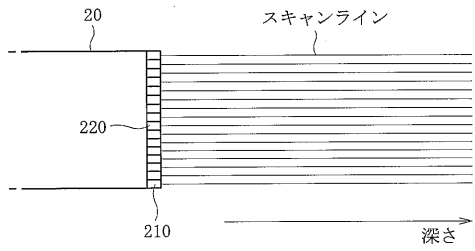
30

2 2 0、3 2 0、5 2 0 : 変換素子

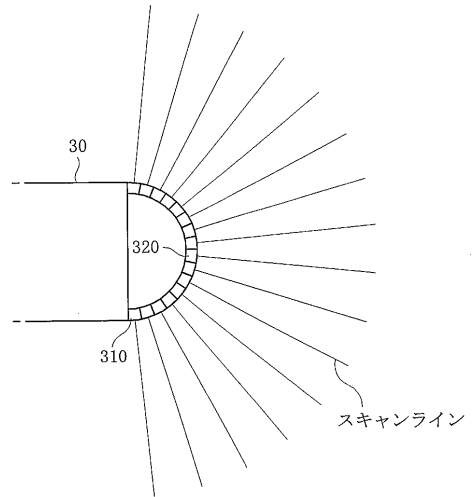
【図1】



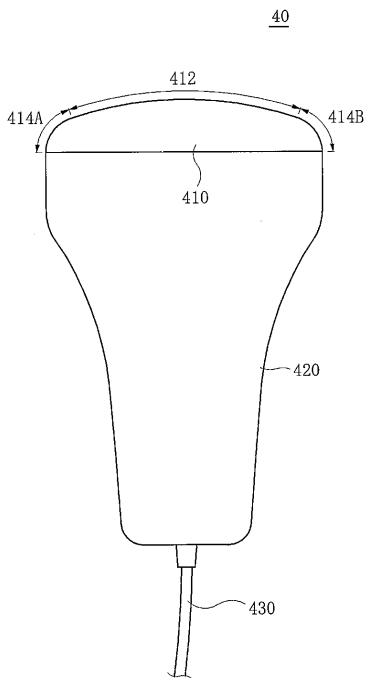
【図2】



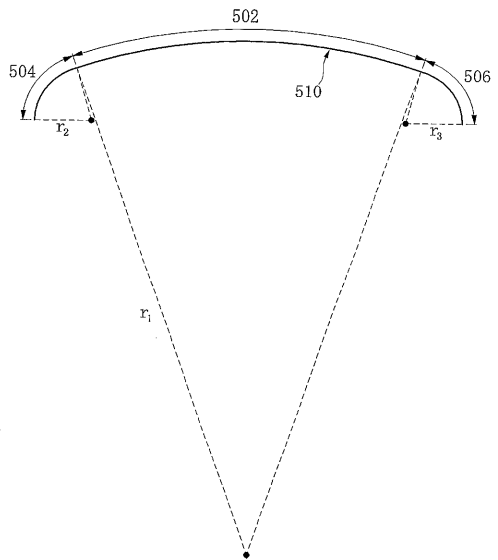
【図3】



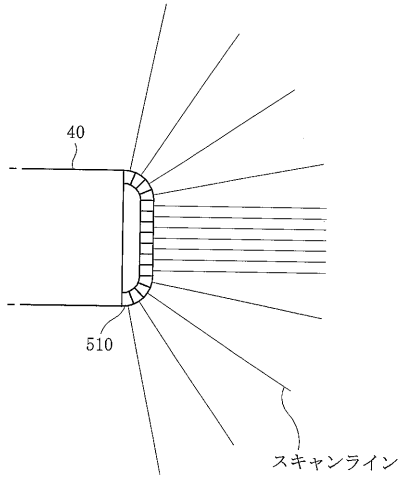
【図4】



【図5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 ゲー サン ボム

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 ブ ユ チョン

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ィソンビル
3階 株式会社メディソン R & Dセンター

Fターム(参考) 4C601 EE01 EE05 GB04 GB17 GB41

5D019 EE01 FF04

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP2008264540A	公开(公告)日	2008-11-06
申请号	JP2008106404	申请日	2008-04-16
[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	ゲーサンボム ブユチョン		
发明人	ゲー サン ボム ブ ユ チョン		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
CPC分类号	B06B1/0622 A61B8/00 G01S15/892 G10K11/32		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.G		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/EE05 4C601/GB04 4C601/GB17 4C601/GB41 5D019/EE01 5D019/FF04		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020070037009 2007-04-16 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用具有多个曲率半径的弯曲阵列换能器，提供用于获得具有高分辨率和宽视场角的超声图像的超声探头。解决方案：本发明涉及在超声系统中使用的超声探头，以在具有宽视场角的同时获得具有高分辨率的超声图像。超声探头包括主体和安装在主体上的超声波发送/接收单元，并且具有可操作以相互转换超声信号和电信号的弯曲阵列换能器。弯曲阵列换能器可以配置成具有多个曲率半径。 Z

