

(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2001-299747

(P2001-299747A)

(43)公開日 平成13年10月30日(2001.10.30)

(51) Int.CI⁷

識別記号

F I

テ-マコード (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

H 0 4 R 17/00

332

H 0 4 R 17/00

332 Y

5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 40 L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2000-119201(P2000-119201)

(71)出願人 000230962

日本光電工業株式会社

(22)出願日 平成12年4月20日(2000.4.20)

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72)発明者 長井 裕

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光
電工業株式会社内

(72)発明者 富田 紀男

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光
電工業株式会社内

(74)代理人 100083208

弁理士 福留 正治

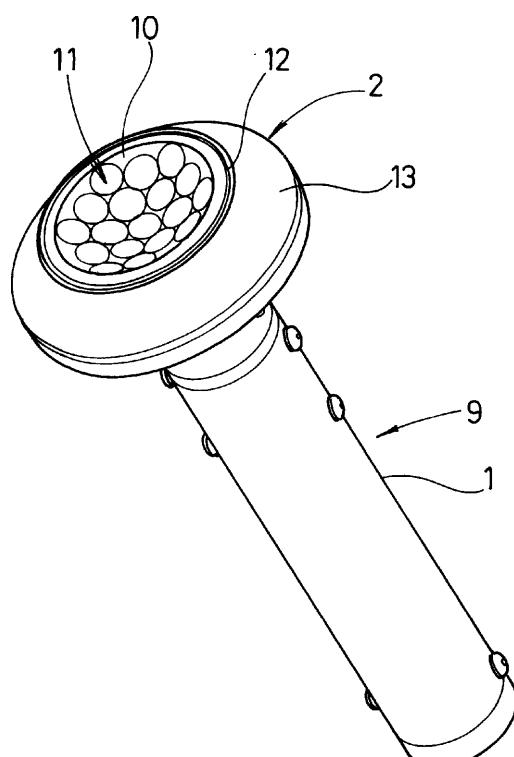
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波3次元走査プローブ

(57)【要約】

【課題】 狹い隙間を通してその先方の計測対象物の3次元像を電子走査によりモニタ可能にする簡単な構成の超音波3次元走査プローブを提供する。

【解決手段】 3次元走査プローブ9のプローブ先端面10を凹球面状に形成すると共に、この凹球面状プローブ先端面に、それぞれの超音波送信ビームにより曲率中心を交点としてその先方の円錐状領域内を照射し得るように、複数個の超音波トランステューサ11を配列する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】超音波送信ビームのエコー信号を受信して計測対象物の3次元像をモニタするために、超音波ビームを送受信する複数個の超音波トランスデューサを備えた超音波3次元走査プローブにおいて、

複数個の超音波トランスデューサが、それぞれの超音波送信ビームにより曲率中心を交点としてその先方の円錐状領域内を照射し得るように、凹球面状のプローブ先端面に配列されていることを特徴とする超音波3次元走査プローブ。

【請求項2】超音波送信ビームのエコー信号を受信して計測対象物の3次元像をモニタするために、超音波ビームを送受信する複数個の超音波トランスデューサを備えた超音波3次元走査プローブにおいて、

プローブ先端に音響レンズが設けられると共に、複数個の超音波トランスデューサが、それぞれの超音波送信ビームにより焦点を交点としてその先方の円錐状領域内を照射し得るように、前記音響レンズの入射面に配列されていることを特徴とする超音波3次元走査プローブ。

【請求項3】計測対象物が心臓であって、超音波3次元走査プローブを交点が肋骨間の隙間に位置設定されるように胸部にセットした状態で、超音波送信ビームの交点通過後の最大拡散角が心臓全体又は診断すべきその一部を包み得る角度に設定されていることを特徴とする請求項1又請求項2記載の超音波3次元走査プローブ。

【請求項4】複数個の超音波トランスデューサに、隣合う複数個の超音波トランスデューサの組合せを順に選択してこの各組合せの前記超音波トランスデューサを同時に送信させる電子走査手段が付属したことを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれか記載の超音波3次元走査プローブ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波送信ビームのエコー信号を受信して計測対象物の3次元像をリアルタイムにモニタするために、超音波ビームを送受信する複数個の超音波トランスデューサを備えた超音波3次元走査プローブに関するものである。

【0002】

【従来の技術】特開昭57-185840号公報によれば、臓器等の全体像を得るために超音波トランスデューサがマトリックス状に2次元配列された超音波診断装置が開示されている。これにより、任意の超音波トランスデューサを順に選択して電子的に送信走査し、そのエコー信号を同期処理により合成して臓器の断層像を3次元的にモニタできる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、この装置により心臓の全体像をモニタしようとすると、多数の超音波トランスデューサのうち肋骨間を通過する超音波

送信ビームのエコー信号を基に立体像を得ることができるので、信号処理が複雑になり、超音波トランスデューサを密集して配列するのを前提にしているために、装置が大型になる。したがって、循環器用よりも婦人科用に適すると云える。

【0004】一方、特開昭58-163348号公報によれば、肋骨間の隙間を通して心臓の全体像をモニタするために、複数個の超音波トランスデューサをその送信ビームが交点を通過して扇形走査し得るように配列し、

10 交点近傍に被計測深度内に超音波のビームの焦点領域が形成されるように音響レンズを設けた超音波扇形走査探触子が開示されている。これにより、複数個のトランスデューサ素子を1群としてビーム状に集束し、さらにその撰択を順にずらすことにより扇形状に電子走査できる。しかしながら、この装置は2次元断層面を走査するのが前提であり、電子走査のみで肋骨間の隙間を通して心臓の立体像を得ることはできない。

【0005】本発明は、このような点に鑑みて、狭い隙間を通してその先方の計測対象物の3次元像を電子走査によりモニタ可能にする簡単な構成の超音波3次元走査プローブを提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明は、この目的を達成するために、請求項1により、超音波送信ビームのエコー信号を受信して計測対象物の3次元像をモニタするために、超音波ビームを送受信する複数個の超音波トランスデューサを備えた超音波3次元走査プローブにおいて、複数個の超音波トランスデューサが、それぞれの超音波送信ビームにより曲率中心を交点としてその先方の円錐状領域内を照射し得るように、凹球面状のプローブ先端面に配列されていることを特徴とする。

【0007】超音波トランスデューサのそれぞれの超音波送信ビームは、曲率中心を交点として通過し、その通過後先方の円錐状の3次元領域内をそれぞれ照射する。隙間等の小領域を占めた交点の先方の広い範囲の3次元領域に対して送受信を行う。同様に、請求項2により、プローブ先端に音響レンズが設けられると共に、複数個の超音波トランスデューサが、それぞれの超音波送信ビームにより焦点を交点としてその先方の円錐状領域内を照射し得るように、音響レンズの入射面に配列されるようにもできる。この場合、それぞれの超音波送信ビームは焦点を交点としてその先方の円錐状の3次元領域内をそれぞれ照射する。

【0008】肋骨間の隙間から心臓の3次元像をモニタするには、請求項3により、計測対象物が心臓であって、超音波3次元走査プローブを交点が肋骨間の隙間に位置設定されるように胸部にセットした状態で、超音波送信ビームの交点通過後の最大拡散角が心臓全体又は診断すべきその一部を包む角度に設定される。

【0009】隙間近辺に個数を制限されて配列された超

音波トランスデューサにより、その個数以上の超音波送信ビームによる電子走査を可能にするには、請求項4により、複数個の超音波トランスデューサに、隣合う複数個の超音波トランスデューサの組合せを順に選択してこの各組合せの超音波トランスデューサを同時に送信させる電子走査手段が付属する。

【0010】

【発明の実施の形態】図1乃至図3を基に本発明の実施の形態の一例による心臓診断用の超音波3次元走査プローブを説明する。図1に示すように、このプローブ9の円筒状握り部1の先端に、19個の超音波トランスデューサ11が配列された凹球面状のプローブ先端面10が形成されたヘッド部2を備えている。プローブ先端面10の周囲には診断時に生体に当接させられるリング状縁部12が形成され、その周囲に側方へ向けて徐々に後退するように傾斜した周面13が形成されている。

【0011】図2に示すように、凹球面状のプローブ先端面10は、リング状縁部12を胸部体表面にセットした状態で、その頂点Tとリング状縁部12の中心点を結ぶ線上に在る曲率中心が肋骨5の隙間に位置する形状になっている。つまり、縁部12から肋骨5の隙間に至る標準的な距離Rが約3cmであり、プローブ先端面10の曲率半径は約4cmに設定されている。したがって、このプローブ先端面10に配列される超音波トランスデューサ11の送信ビームは曲率中心を交点Cとして円錐状もしくは傘状領域内を照射する。

【0012】超音波トランスデューサ11の配列位置は、図3に平面配列状態で仮想的に示すように、頂点Tを通る最大円弧上に5個、これに沿ってその両側で順に短くなる円弧上に4個及び3個がそれぞれ密接して配列されている。また、最外周の12個の超音波トランスデューサ11の配列位置は、後述の隣合う3個の組合せで同時送信する際に、その合成ビームが交点Cを頂点とする円錐状領域の頂角を約60°を形成するように、即ち交点Cの通過後の最大拡散角が心臓全体を包むように約60°に設定されている。

【0013】このような超音波3次元走査プローブ9には、心臓6の全体の容積変化を計測する診断装置に用いるために、図2に示すように、送受信走査を行うための電子走査手段20が付属している。この電子走査手段は、超音波トランスデューサ11の開口面積を拡大させると共に走査線数を増加させるために、隣合う超音波トランスデューサ11の3個、4個及び7個の組合せの全部で61通りの組合せを順に選択して同時に送信させる。その1走査61ステップの電子走査速度は、心臓6の標準的な収縮期間は200m秒を考慮してこの間に7回の送信走査を可能にするように、1/30秒に設定されている。組合せの種類は、図3において、超音波トランスデューサ11にNo.1～No.19の番号を付し説明すると次の通りである。

【0014】3個の組合せは、No.1、2、13；2、3、14；……12、1、13の12通りと、No.13、14、2；14、15、4；……18、13、12の6通りと、No.13、14、19；14、15、19；……18、13、19の6通りとの合計24通りである。

【0015】4個の組合せは、No.1、2、13、14；3、4、14、15；……11、12、13、18の6通りと、No.1、2、12、13；2、3、4、14；……10、11、12、18の6通りと、No.2、3、13、14；4、5、14、15；……1、12、13、18の6通りと、No.2、13、14、19；4、14、15、19；……12、13、18、19の6通りと、No.13、14、15、19；14、15、16、19；……13、14、18、19の6通りとの合計30通りである。

【0016】7個の組合せは、No.13、1、2、14、19、18、12；14、3、4、15、19、13、2；……18、10、11、12、13、19、17の6通りと、19、13、14、15、16、17、18の1通りとの合計7通りである。

【0017】このように構成された超音波3次元走査プローブ9を用いて心臓6の容積変化をモニタする場合の送信動作は次の通りである。そのプローブ先端面10の凹部に音響伝播材7を充填し、握り部1を手で握って肋骨5の隙間に対向する体表面にセットして送信を開始する。電子走査手段20は、先ず24通り3個の組合せを順に選択してそれぞれ同時に送信させる。合成された超音波送信ビームの中心位置を印で示す。次いで、中心位置を印で示す30通り4個の組合せを順に選択してそれぞれ同時に送信させる。続いて、中心位置をX印で示す7通り7個の組合せを順に選択してそれぞれ同時に送信させる。

【0018】各組合せで合成された超音波送信ビームは、個々のビームについては交点Cの通過後に計測対象領域に合成される。合成された超音波送信ビームのエコー信号は、送信と同期して受信処理されることにより、対応する位置に心臓6の全体像が61本の超音波送信ビームに相当する精度で画像表示される。心臓6の収縮期間よりも充分短い周期で電子走査されることにより、心臓6の容積の変化過程を同心状の複数層で高精度で診断できる。

【0019】尚、前述の19個のトランスデューサ11の前面には、さらに音響効率を向上させるために、標準的な診断領域内で集束させる焦点距離の音響レンズを個々に前置することもできる。

【0020】電子走査手段20を切換式に構成しておくことにより、前述の全部の組合せでなく、図2で点線で示すように、その一部の組合せを選択して電子走査することにより、交点Cの通過後に斜めに左心房を包む頂角

約30°でモニタして、その診断をすることもできる。【0021】また、計測精度のある程度の低下を甘受するならば、超音波3次元走査プローブ9は、個々の送信パワーを増大させることを前提に、No.1～No.19の超音波トランスデューサ11を単独で順に送信させて19本のみの送信ビームで心臓の全体像を同心状の複数層でモニタすることもできる。この場合、No.1～No.12は、それぞれ交点Cを通過し、単独であることにより前述の頂角約60°よりも大きめに拡散して円錐状領域を照射し、No.13～No.18はより小さな拡散角となり、No.19の超音波トランスデューサ11の中心を通過する。

【0022】図4は超音波トランスデューサ21が配列された音響レンズをヘッド部2aの先端部に備えた別の実施の形態を示す。同図Aは、生体よりも音速の速い例えはアクリル製の凹状の音響レンズ22を用いたもので、その円形の平坦な入射面には、整合層24を介して前述の19個の超音波トランスデューサ21がその平面視に対応した状態で配列されている。音響レンズ22の凹部には、固形の音響伝播材23が取付けられている。音響レンズ22の交点Cとなる焦点距離は、肋骨5の隙間に位置し、その先方の頂角約60°の円錐状領域内へ照射されるように設定され、口径はこの頂角を前提に肋骨5及び体表面間の距離に対応している。音響レンズ22の凹部には計測時にペースト状の音響媒体を塗っても良い。超音波トランスデューサ21の送信走査は個々に順に行っても良いが、送信パワー及び走査ステップを増加させるには、前述のような組合せで行っても良い。超音波トランスデューサを球面状に配列する必要がなく、凹状配列と同様な作用が得られる。

【0023】同図Bは生体よりも遅い音速の例えはシリコン製の凸状の音響レンズ25を用いたもので、その円形の平坦な入射面に超音波トランスデューサ21が配列されている。さらに、音響レンズとしては、合成樹脂製の平坦な入射面に超音波トランスデューサを中心部及び複数の同心円状に配列し、音響特性により凸部又は凹部が対応した同心円状に又は個々の超音波トランスデューサに対して表面に形成されたフレネルレンズを用いることもできる。

【0024】本発明は、循環器用もしくは医療用に限らず、狭い隙間を通してその先方のより大きな容積の計測対象物の3次元像を電子走査でモニタするための別の用途にも適用可能である。また、図5は凹球面状のプローブ先端面又は音響レンズの入射面に対する超音波トラン*

*スデューサの別の配列方法を示すもので、同図Aでは超音波トランスデューサ31が格子状に、同図Bでは超音波トランスデューサ31aが三角形状に、同図Cでは超音波トランスデューサ31bが六角形のハニカム状に緊密に配列されている。個数は前述の19個に限らず、用途に対応した照射領域の広さ、合成パワー或は計測精度に応じて種々に設定することができる。

【0025】

【発明の効果】請求項1又は請求項2の発明によれば、複数の送信超音波ビームが共通の交点を通過した後に立体的に照射することにより、狭い隙間等の小領域を通して広い範囲の3次元像がモニタ可能になる。その際、請求項2の発明によれば、肋骨間の隙間を通して心臓の全体像或は左心房の像がモニタ可能になる。

【0026】請求項3の発明によれば、簡単な構成により肋骨間の隙間から心臓全体像もしくは部分像がモニタ可能となる。その容積の変化状態もリアルタイムで診断できる。

【0027】請求項4の発明によれば、超音波トランスデューサの個数よりも送信走査のビーム数を増加させて計測精度を高くし、かつ単独よりも送信パワーを増大させて探知距離を延ばすことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態による超音波3次元走査プローブの斜視図である。

【図2】同プローブの動作を説明する図である。

【図3】同プローブの超音波トランスデューサの配列状態を説明する図である。

【図4】音響レンズを用いた超音波3次元走査プローブを示すもので、同図Aは凹レンズ、同図Bは凸レンズを用いた断面図である。

【図5】別の実施の形態による超音波トランスデューサの配列状態を示す図である。

【符号の説明】

9 超音波3次元走査プローブ

5 肋骨

6 心臓

7、23 音響伝播材

10 プローブ先端面

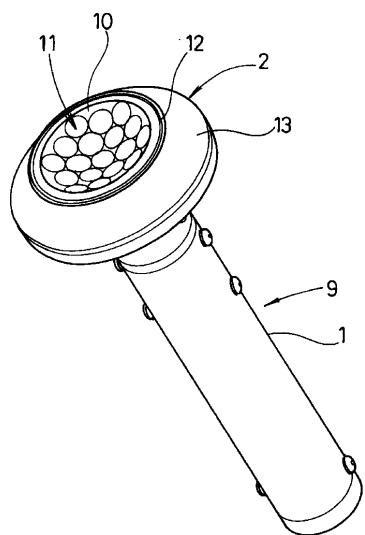
11、21、31～31b 超音波トランスデューサ

12 リング状縁部

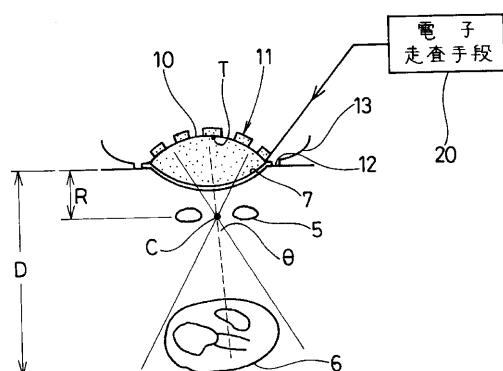
22 凹状音響レンズ

25 凸状音響レンズ

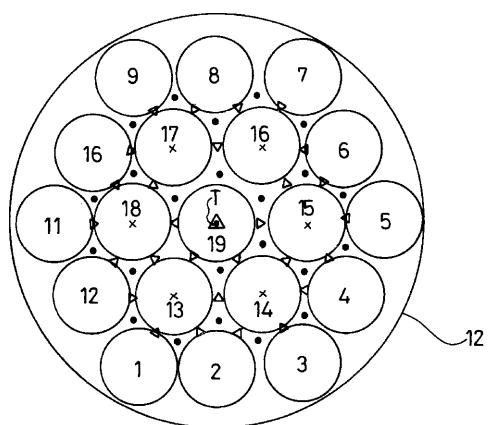
【圖 1】



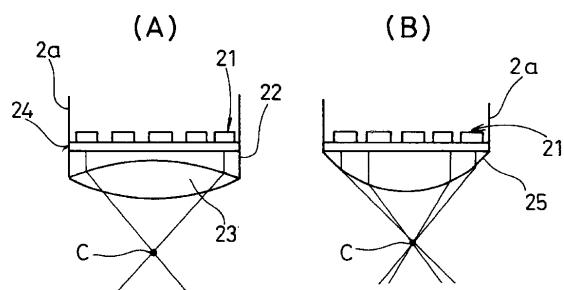
【図2】



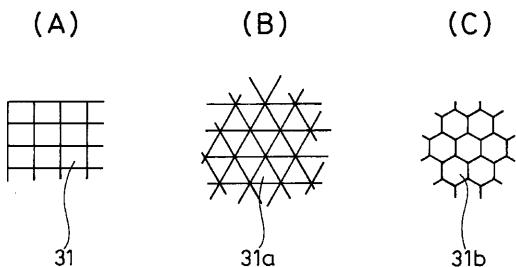
【 3 】



【図4】



【圖 5】



フロントページの続き

(72)発明者 大野 浩平
東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内

F ターム(参考) 4C301 BB22 DD07 GB07 GB12 KK16
5D019 AA06 BB20 FF04 GG03 GG11

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波三维扫描探针 | | |
| 公开(公告)号 | JP2001299747A | 公开(公告)日 | 2001-10-30 |
| 申请号 | JP2000119201 | 申请日 | 2000-04-20 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日本光电工业株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 日本光电工业株式会社 | | |
| [标]发明人 | 長井 裕 富田 紀男 大野 浩平 | | |
| 发明人 | 長井 裕 富田 紀男 大野 浩平 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 G10K11/30 G10K11/32 H04R17/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/4281 A61B8/4455 A61B8/4483 A61B8/4494 G10K11/30 G10K11/32 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 H04R17/00.332.Y | | |
| F-TERM分类号 | 4C301/BB22 4C301/DD07 4C301/GB07 4C301/GB12 4C301/KK16 5D019/AA06 5D019/BB20 5D019/FF04 5D019/GG03 5D019/GG11 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB09 4C601/JC25 4C601/JC31 4C601/KK21 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种简单结构的超声三维扫描探针，能够通过电子扫描通过间隙监测窄间隙之前的待测物体的三维图像。解决方案：三维扫描探针9的端面10形成为凹陷球形表面状态。多个超声波换能器11布置在探头的端面上，以便能够照射作为与发射的超声波束的交叉点的曲率中心前方的锥形区域。

