

(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2013-48813

(P2013-48813A)

(43) 公開日 平成25年3月14日(2013.3.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2011-189506(P2011-189506)
(22) 出願日 平成23年8月31日(2011.8.31)

(71) 出願人 000005821
パナソニック株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(74) 代理人 100093067
弁理士 二瓶 正敬
(72) 発明者 小西 美有紀
愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
(72) 発明者 斉藤 孝悦
愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
(72) 発明者 西垣 森緒
愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB06 BB21 DD14 EE09 GA03
GB04 GB45 GB50 KK28

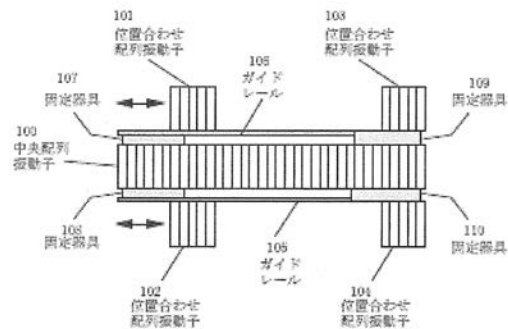
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 血管計測のための探触子の頸部血管への位置合わせにおいて、血管の一部が曲がっていたり、分岐していたりしても、正しい位置合わせを可能にし、正確な血管計測、特にIMT測定ができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 血管計測のための中央配列振動子100に対し、位置合わせ配列振動子101~104を配置し、位置合わせ配列振動子101と103の間隔、102と104の間隔を変化させることで、被検者の測定部位の長さに合わせることで、血管に対して正確に超音波ビームが当たる画像を得ることができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

頸部血管の情報を得るために複数の振動子を列状に並べた第 1 の配列振動子と、前記第 1 の配列振動子とは異なる第 2 の配列振動子と、前記第 2 の配列振動子の少なくとも一部を前記第 1 の配列振動子の配列方向に沿って移動させるための移動手段とを有する超音波探触子を接続可能な超音波診断装置。

【請求項 2】

頸部血管の情報を得るために複数の振動子を列状に並べた第 1 の配列振動子と、前記第 1 の配列振動子とは異なる第 2 の配列振動子と、前記第 2 の配列振動子の超音波ビームの走査面を前記第 1 の配列振動子の超音波ビームの走査面とは異ならせるビーム方向設定手段とを有する超音波探触子を接続可能な超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記ビーム方向設定手段は、前記第 2 の配列振動子の超音波ビームの走査面を前記第 1 の配列振動子の超音波ビームの走査面に対して、それぞれの走査面同士が所定の角度で交差するように設定可能であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ビーム方向設定手段としての超音波ビームを偏向させる超音波ビーム偏向素子と、前記超音波ビーム偏向素子を前記第 1 の配列振動子の配列方向に沿って移動させる移動手段とを有する探触子を接続可能である請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記超音波ビーム偏向素子を複数有し、前記第 2 の配列振動子は前記第 1 の配列振動子の一部とその超音波送受波面側の前面に設けた複数の前記超音波ビーム偏向素子の一部とを組み合わせ構成したことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記ビーム方向設定手段は、前記複数の前記超音波ビーム偏向素子の偏向角度、あるいは前記第 1 の配列振動子と前記第 2 の配列振動子のそれぞれの超音波ビームの走査面とが交差する所定の角度の一部もしくは全部が連動するように設定できる構成であることを特徴とする探触子を有する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 2 の配列振動子で得られ隣接して表示された複数の超音波画像に、前記第 1 の配列振動子で得られた超音波画像を隣接させて表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記第 2 の配列振動子で得られた超音波画像と、前記第 1 の配列振動子で得られた超音波画像の一方、若しくは両方に補助線を表示した請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用超音波診断装置に関し、特に頸動脈の計測技術に関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体における臓器の形状や血流を描出する手段として広い範囲で用いられている。一般的な超音波診断装置の構成を図 10 に示す。図 10 において、超音波診断装置本体は 111 で示され、超音波を被検体（図示なし）に対して送受信する超音波探触子は 112 で示されている。ここに示している超音波診断装置の構成は、電子走査と呼ばれる走査を行なうもので、探触子内に数十から数百の振動子から成る配列振動子 113 を有し、送受信を行なうための振動子を順次切り替えることで、被検体内の情報を 2 次元に表示することが可能である。

【0003】

50

超音波診断装置は生体の幅広い部位で用いられるが、最近、頸動脈を走査し、頸動脈の壁の厚さ測定により動脈硬化の進行度合いなどの情報を得る手法が注目されている。この手法は血管壁の内膜と中膜とを合わせた厚さ（内中膜複合体厚：Intima-Media Thickness）を計測するもので、一般にIMT計測と呼ばれる手法であり、この他の手法もあり最近特に血管計測が重要となっている。ここでは、IMTについて説明する。超音波診断装置を用いたIMT値は、頸動脈付近の首の体表に超音波探触子を接触させて、得られた血管壁の画像データから求める。

【0004】

IMT値を測定する際に正確な値を得るためには、血管に対する探触子の位置合わせが重要となってくる。正確な超音波探触子の位置は、超音波ビームが血管の中央部分（いわば血管の中心軸を含む面上）を通り、また、超音波ビームの走査方向が血管の長軸方向と平行（超音波ビームの走査面が血管の中心軸を含む面と平行）である位置であり、血管壁面に対して、超音波がほぼ垂直に通過し、反射波の強弱がより明確に区別できるようにすることが求められる。正確なIMT値を求めるためには、操作者が手で超音波探触子を動かす、位置を調整し、上記の位置に合わせる必要がある。

10

【0005】

この位置合わせ（調整）により、超音波ビームが血管の中心近傍（血管の直径相当の長さの位置）を通過することで、得られた超音波画像としては血管径が広く、上記の血管壁が明確に見える画像を抽出することで正確なIMT値が得られる。超音波ビームが血管に対して正確に当たっていない場合としては、2通りのケースが考えられ、1つは超音波探触子が血管に対して平行に位置しているが、超音波ビームが血管径の中央（いわば血管の中心軸を含む面上を通る）位置ではなく幾分中心軸から離れた、いわば血管の端に当たっていることが考えられる。この場合、超音波ビームの通過する血管の前壁（超音波探触子に近い側の血管壁）と後壁（超音波探触子から遠い側の血管壁）の距離間隔が狭くなるため血管径（前壁と後壁の間隔）が細く描出され、さらに血管壁に対して超音波ビームが垂直ではなく、斜めに通過するため、拡散し血管壁がはっきり描出されない。このような場合、超音波ビームが血管壁を斜めに横切るため、IMT値は実際より大きな値が得られる。

20

【0006】

もう1つのケースにおいては、超音波探触子が血管の中心軸に対して平行になっていない場合である。この場合は、超音波ビームが血管の中心軸と交差する近傍付近の一部分しか描出されない。一般にIMT値を求めるにはある程度の血管の長軸方向（血管の中心軸に平行な方向）の長さの血管情報を得て、その平均を算出する必要があり、この場合にも正確なIMT値を得ることができない。

30

【0007】

超音波探触子を血管に対し正確に位置させる方法として、例えば、下記の特許文献1に記載された方法が知られている。図9Aは、特許文献1における探触子の配列振動子の配置を示した図であり、IMT値を得るための中央配列振動子114と、それと90度直行した位置合わせ用配列振動子115、116がH型を形成するよう中央配列振動子114の両側面に配置されている。位置合わせ用配列振動子115、116は片方の側面の場合や、中央配列振動子114の中央で交差した配置もある。例えば、図9Aの探触子を用いてIMT測定を行う場合、中央配列振動子114で血管長軸方向の描出を行い、位置合わせ用配列振動子115、116で血管の短軸方向（血管の中心軸に垂直な方向）の描出を行なう。この短軸像を決められた位置に合わせることで、中央配列振動子114を血管長軸の中心部に合わせられる。血管が円形で湾曲のない場合、両端の2つの位置合わせ用配列振動子115、116で得られるそれぞれの短軸血管像の血管の大きさを等しくし、円形に近づけることで、血管に対して超音波ビームが正確に当たる。

40

【0008】

図9Bは、この探触子を用いて得られる画像の概念図である。中央配列振動子114で得られるIMT計測画像（血管長軸画像）118はIMT測定画面117の中央に表示され、位置合わせ用画像（血管短軸画像）119、120はIMT測定画面117の両端に

50

、IMT計測画像118を挟んで表示される。血管に対して超音波ビームを正確に当てるためには、血管の中心を画像の中心に合わせる。また、血管の中心を合わせやすいように表示画像の中心に目安になる縦線を重畳して表示する手法も知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特表2001-521404号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、頸部の長さは人により異なり、また、頸動脈は頸部、詳しくは甲状軟骨上縁の高さで外頸動脈と内頸動脈の2つに分岐している。そのため、血管の形状は部位により一定ではない。したがって、中央配列振動子の両端に位置合わせ用振動子が付いていても、頭部に近い位置に配置される位置合わせ用振動子は血管の分岐している部位を捉えるため、正確な位置合わせができないという問題を有していた。

また、IMT計測に好適な部位は頸動脈の分岐部より心臓に近い位置となる。分岐の位置は人により異なるため、中央配列振動子の中央部に位置合わせ用振動子がある構成でも人によって必ずしも好適とは言えないという問題を有していた。

したがって、本発明は、正確な血管計測を行うことができる超音波診断画像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】

【0011】

前記従来課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、位置合わせ用配列振動子と別の配列振動子送受信ビームの位置を変えることを特徴としたものである。

また、本発明は2つの位置合わせ用画像を得るための位置合わせ用振動子の位置を中央配列振動子に沿って平行移動させられることを特徴としたものである。

また、本発明は、中央配列振動子の一部の配列振動子において、音線方向を短軸方向に偏向もしくは平行移動させる手段を持ち、偏向もしくは平行移動手段が中央配列振動子の配列方向において移動させられることを特徴とするものである。

また、本発明は、前記偏向もしくは平行移動手段に音速の異なる媒質を音線方向に傾斜させて挿入することをもってなすことを特徴とするものである。

また、本発明は、前記音速の異なる媒質を液体材料の中に設け、移動を容易にしたことを特徴としたものである。

さらに、本発明は中央配列振動子の配列の全体に前記偏向もしくは平行移動手段を挿入し、偏向もしくは平行移動を行いたい部分のみ音線に対して傾斜させることを特徴としたものである。

また、本発明は、前記偏向もしくは平行移動手段の傾斜角度を血管の太さに応じて変えることを特徴としたものである。

さらに、本発明は、位置合わせ配列振動子の傾斜角度を血管の太さや深さに応じて変えることを特徴としたものである。

さらに、本発明は、配列振動子と直交する方向に位置合わせ用配列振動子の位置が異なることを特徴としたものである。

さらに、本発明は2つの位置合わせ用配列振動子で得た画像が隣接して表示されることを特徴としたものである。

また、本発明は、前記IMT測定画面に補助線が表示されているIMT測定画面を有することを特徴としたものである。

さらに、前記IMT測定画面の2つの位置合わせ用配列振動子で得た反射超音波データが画像以外で表示されているIMT測定画面を有することを特徴としたものである。

【発明の効果】

【0012】

10

20

30

40

50

本発明の超音波診断装置によれば、血管中心の正確な位置に超音波ビームを当てる探触子の調整が容易になり、正確な血管計測を行うことが測定できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の第1の実施の形態における超音波探触子の構成図

【図2A】本発明の第2の実施の形態における超音波探触子の構成図である正面図

【図2B】本発明の第2の実施の形態における超音波探触子の構成図である断面図

【図2C】本発明の第2の実施の形態における超音波探触子の動作説明図

【図2D】本発明の第2の実施の形態における超音波探触子の動作説明図

【図2E】本発明の第2の実施の形態における超音波探触子の動作説明図

10

【図2F】本発明の第2の実施の形態における超音波探触子の動作説明図

【図2G】本発明の第2の実施の形態における超音波探触子の動作説明図

【図2H】本発明の第2の実施の形態における超音波探触子の動作説明図

【図3A】本発明の第3の実施の形態における超音波探触子の構成図である正面図

【図3B】本発明の第3の実施の形態における超音波探触子の構成図である断面図

【図4A】本発明の第4の実施の形態における超音波探触子の構成及び動作を示す断面図

【図4B】本発明の第4の実施の形態における超音波探触子の構成及び動作を示す断面図

【図5A】本発明の第5の実施の形態における超音波探触子の構成図

【図5B】本発明の第5の実施の形態における超音波探触子の動作を説明する断面図

【図5C】本発明の第5の実施の形態における超音波探触子の動作を説明する断面図

20

【図6A】本発明の第6の実施の形態における超音波探触子により得られる画像を示す模式図

【図6B】本発明の第6の実施の形態における超音波探触子の動作を説明する模式図

【図6C】本発明の第6の実施の形態における超音波探触子により得られる画像を示す模式図

【図7】本発明の第7の実施の形態における超音波探触子により得られる画像を示す模式図

【図8A】本発明の第8の実施の形態における1つの態様の超音波探触子の構成図

【図8B】本発明の第8の実施の形態における他の態様の超音波探触子の構成図

【図8C】本発明の第8の実施の形態におけるさらに他の態様の超音波探触子の構成図

30

【図9A】特許文献1に記載の探触子のH型形状の振動子の構成図

【図9B】図9Aの探触子で得られる血管測定画面の模式図

【図10】従来の一般的超音波診断装置の構成を示す模式図

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下に、本発明の超音波診断画像の実施の形態を図面とともに詳細に説明する。

(実施の形態1)

図1は、位置合わせ用の画像を得るための位置合わせ配列振動子を装着した超音波診断装置のための超音波探触子の構成図である。IMTの測定を行うための中央配列振動子100に対し、固定器具107~110が設けられ、位置合わせ配列振動子ペア103、104及びガイドレール105、106が固定されている。ガイドレール105、106には位置合わせ配列振動子ペア101、102が、それぞれすべり機構(図示なし)を介して取り付けられ、位置合わせ配列振動子ペア101、102は、それぞれガイドレール105、106に沿って中央配列振動子100の配列方向(図中矢印方向)に対して平行に移動する。

40

【0015】

中央配列振動子100によりIMT計測を好適に行えるよう、頸動脈部分を位置合わせ配列振動子ペア101、102と、もう1つの位置合わせ配列振動子ペア103、104により挟むように、位置合わせ配列振動子ペア101、102を移動させる。このことにより、IMT測定に好適な部位の頸動脈を用いて位置合わせが可能となる。本実施の形態

50

においては、位置合わせ配列振動子ペア 101、102のみが移動する形態について説明したが、4つの位置合わせ配列振動子101～104すべてがガイドレール105、106上を移動する形態にしてよい。

【0016】

(実施の形態2)

図2A～図2Hは、超音波ビーム偏向用(音線偏向用)素子を用いたIMT測定用探触子の実施の形態を示す構造又は動作を示す図である。中央配列振動子100には音響伝導性液体120を内包したケース123が取り付けられている。ケース123内部には音線偏向用素子121、122が取り付けられている。音線偏向用素子を用いたIMT用位置検出の概略図を図2Cに示す。汎用超音波探触子2の先端に超音波偏向装置3が装着されている。超音波偏向装置3は、材料4と、これとは音速の異なる材料5から構成されている。具体的には、超音波偏向装置3の材料4の中に、材料4の音速とは異なる音速の材料5が超音波探触子2の長軸方向に位置する左右両端の一部に挿入されている。

10

【0017】

また図2Aのケース123は薄い膜、若しくはプラスチックを用いて構成され、内包される音響伝導性液体120の中に音線偏向用素子121、122を挿入している。これらは超音波の減衰や反射がないように、減衰が小さく音響インピーダンスが被検体と同じかそれに近いものを用いることが望ましい。当然のことであるが音速は音線偏向用素子121、122と異なるということが前提である。

【0018】

図2C中のX-X'やZ-Z'のような音速の異なる材料(音響偏向素子)5が設けられている領域は、材料4と材料5の境界で超音波ビームが偏向される。図2(c)Y-Y'のような材料4のみの領域の、超音波ビームが直進する場所と異なる場所を画像として得ることができ、両端の一部に設けた材料5の領域の断層画像を観察しながら位置合わせを行える。図2C中のX-X'の断面図を示す図2Dに示すように、探触子の配列振動子6の端部分で、超音波偏向装置3の材料4の中に材料4とは音速の異なる材料5が斜めに挿入されている。配列振動子6から超音波偏向装置3の材料4に伝播した超音波ビームは、ある角度で傾斜した音速の異なる材料5との境界でスネルの法則によりビーム偏向が生じ、中央部分断面図2Bに示す音線の方向と異なる方向(図2C中の奥行き方向又は手前方向)へ超音波ビームが偏向されて生体内へ伝播する。また、図2(f)も同様に、音速の異なる材料5により超音波ビームが偏向され異なる方向から超音波ビームが生体内へ伝播する。超音波偏向装置3の中央部分(図2(e))には音速の異なる材料は5挿入されず、超音波ビームは超音波偏向装置装着前後で同様に直進し、生体内へ伝播する。図2(f)にZ-Z'断面図を示しており、図2(d)と超音波ビームの偏向方向は異なる(超音波偏向装置3の材料5の傾斜方向が汎用探触子2の中心軸に対して対象である)。

20

30

したがって、材料5を挿入した領域に対応する配列振動子の部分は、位置合わせ用配列振動子の役割を持つことが可能となり、材料5が挿入されていない領域に対応する配列振動子の領域が、位置合わせ用配列振動子とは別のIMT測定用配列振動子ということになる。

【0019】

この超音波偏向装置3を装着した超音波探触子を用いて血管測定を行う場合に得られる画像の概念図を図2Gに示す。図2Gは、超音波偏向装置の図2Eに示される超音波ビームが偏向されない領域と図2Fに示される超音波ビームが偏向される領域から得られる超音波画像(超音波診断装置本体に接続された表示部に表示される超音波画像)の概念図で、図2Hは、それに対応した超音波ビームと血管の位置関係を示す図である。これらの図は、超音波ビーム7、8の走査方向が血管9に対して平行で、超音波ビーム7が血管径の中央部分に当たっている(超音波探触子が、正確な位置にある)場合に得られる画像の概略図と位置関係をそれぞれ示している。

40

【0020】

図2Hにおいて、超音波ビーム7は材料4のみの超音波ビームが偏向されない領域を通

50

過し直進した超音波ビーム 7 を示しており、超音波ビーム 7 は血管 9 の中央に当たっている。血管 9 の前壁 10 に超音波ビーム 7 が当り、さらに透過した超音波ビーム 7 が血管 9 の中を通過し、血管 9 の後壁 11 に超音波ビーム 7 が当り、反射する。一方、超音波ビーム 8 は、材料 4 に材料 5 を挿入した部分を通過したために偏向した超音波ビームを示しており、この超音波ビーム 8 は血管 9 の中央からずれた部分に当たっている。血管 9 の前壁 12 に超音波ビーム 8 が当り、さらに血管 9 の中を通過し、血管 9 の後壁 13 に超音波ビーム 8 が当り、反射する。

【0021】

図 2 G、図 2 H において、超音波偏向装置 3 の材料 4 のみで構成されている部分の超音波ビーム 7 が直進することにより得られた前壁 10 a と後壁 11 a の超音波画像は、概念画像に示したように、2 つの血管壁の幅 (L1 及び L1 a) が概念画像 12 a、13 a の幅より広く、超音波ビーム 7、8 が血管 9 に対して平行であることから、血管壁は略平行に描出される。すなわち、図 2 G に示すように、超音波ビーム 7 による前壁 10 a と後壁 11 a、及び、超音波ビーム 8 による血管壁画像 12 a と 13 a とがそれぞれ平行に描出される。また、超音波偏向装置 3 の材料 4 と音速の異なる材料 5 から成る部分の偏向された超音波ビーム 8 により得られる血管壁の概念画像 12 a、13 a は、血管 9 の中央から外れたところにビームが当る。そのため、前壁 12 a と後壁 13 a の幅 (L2 及び L2 a) が、直進した前壁 10 a と後壁 11 a の血管壁の幅と比較すると狭く、上記同様 2 つの血管壁 12 a、13 a は略平行に描出される。

【0022】

以上のように、正確な位置に超音波探触子がある場合、超音波偏向装置 3 の材料 4 のみからなる部分で捉えた血管壁画像 10 a、11 a と超音波偏向装置 3 の材料 4 と音速の異なる材料 5 の部分で得た血管壁画像 12 a、13 a とを比較すると、前壁と後壁の血管壁の幅は、材料 4 のみの部分で捉えた血管壁画像 10 a、11 a 間 (L1 a) のほうが血管壁画像 12 a、13 a 間 (L2 a) より広く表示部に表示されることになる。

【0023】

ここで、超音波偏向装置 3 を備えた超音波探触子とその短軸方向に平行 (例えば図 2 H で左方向) に移動すると、例えば、血管壁画像 10 a、11 a 間 (L1 a) は血管中心から離れていくため徐々に狭くなり、血管壁画像 12 a、13 a 間 (L2 a) は逆に血管中心に近づくため徐々に広くなり、超音波ビームが血管 9 の中央と異なる位置に当り、血管 9 の中央から超音波ビーム 7 までの距離が、血管 9 の中央から超音波ビーム 8 までの距離と等しくなると血管壁画像 10 a、11 a 間 (L1 a) と、血管壁画像 12 a、13 a 間 (L2 a) とが等しい画像として表示されることとなる。

【0024】

超音波探触子がさらに移動すると、この血管の概念画像の表示の血管壁間が反対で、超音波偏向装置 3 の中央部分 10 a、11 a 間 (L1 a) の領域が狭く、端部分 12 a、13 a 間 (L2 a) の領域の血管の幅が広く表示されている状態であるならば、明らかに超音波探触子が正確に血管の位置に当てられていないことになる。このように、以上の血管壁間と、超音波探触子との関係よりこの画像表示を確認しながら、超音波偏向装置 3 の中央部分 10 a、11 a 間 (L1 a) の血管の幅が最も広く表示される状態に超音波探触子を移動させることで所望の位置に調整することができる。

【0025】

図 2 A、図 2 B において、音線偏向用素子 121 は、滑り機構 (図示なし) を介してガイドレール 105 に取り付けられており、ガイドレール 105 にはネジ溝が形成されている。このためガイドレール 105 の一端に取り付けられた素子移動用つまみ 124 を回転させることにより、音線偏向用素子の位置は中央配列振動子 100 の配列方向に移動する。このため、実施の形態 1 と同様に、IMT 測定に好適な頸動脈の範囲に合うように音線偏向用素子 121 の位置を調節することで、良好な精度の IMT 計測が可能となる。

【0026】

(実施の形態 3)

10

20

30

40

50

図 3 A は、音線偏向用素子を用いた別の実施の形態の構造図である。本実施の形態においては、中央配列振動子 1 0 0 のほぼ全面の前側（超音波送受信面側）に、分割された音線偏向用素子 1 3 0 ~ 1 4 0 が配置されている。中央配列振動子の配列端、図 3 A の右側から見た構造を図 3 B に示す。図 3 B には、音線偏向用素子 1 4 0 が図解されているが、音線偏向用素子 1 3 0 ~ 1 3 9 も同様の構造となっている。

【 0 0 2 7 】

音線偏向用素子 1 4 0 の一端は、ガイドレール 1 0 5 に接続されているが、この接続は音線偏向用素子 1 4 0 がガイドレール 1 0 5 を軸として回転されるような、例えばベアリングのようなもの（図示せず）で接続されている。また、音線偏向用素子 1 4 0 の他端にはハンドル 1 4 1 が設けられ、ハンドル 1 4 1 を上下することで音線偏向用素子 1 4 0 がガイドレール 1 0 5 を軸にして回転し、中央配列振動子からの送受信音線の音線偏向用素子 1 4 0 への入射角が変わる。このため、音線の屈折度合いは任意に変化させることができる。さらに、音線と音線偏向用素子 1 4 0 の平面との角度を 9 0 度にする事で音線を屈折せず直進させることができる。

すなわち通常の I M T 計測を行う部分（超音波ビームが血管中心を通る範囲）の音線偏向用素子は音線に直角に配置させておき、位置検出用に使いたい部分の音線偏向用素子のみを傾斜させることで、位置確認と I M T 計測ができる構成とすることができる。

このような構成により、音線偏向用素子を血管の長軸方向に移動させることなく実施の形態 2 と同様に位置検出を行う場所を変化させることが可能であり、I M T 計測を正確に行うことができる。

また、図 2 A、図 2 B の音線偏向用素子 1 2 1 に上記の機構をさらに備え、音線の屈折度合いを変化させることもできる。

【 0 0 2 8 】

（実施の形態 4）

図 4 A、図 4 B は実施の形態 4 における中央配列振動子 1 0 0 を端部からみた説明図である。本実施の形態は実施の形態 3 と同じ構成による。I M T 計測において、被検者の体格などによって、血管径は大きく異なる。このため、位置検出のための音線の位置と I M T 計測のための音線の位置（血管中央部）の間隔を変化させることが望ましい。

【 0 0 2 9 】

図 4 A は、血管径が比較的太い被検者における設定を示している。音線偏向用素子 1 2 1、及び 1 3 0 ~ 1 4 0 の表面と音線のなす角度が直角から大きくずれており、音線の屈折が大きく、位置検出のための音線（A）の位置と I M T 計測のための音線（B）位置の距離が大きくなっている。血管径が大きい場合、音線（A）、（B）間の距離が小さいと I M T 計測のための断面の幅（図 2 G、H の L 1、L 1 a 相当）と、位置検出のための断面の幅（図 2 G、H の L 2、L 2 a 相当）の差が小さくなるので、距離を離れたほうが精度よく測ることができる。

【 0 0 3 0 】

これに対して血管径が比較的小さい場合には、図 4 B のように音線と音線偏向用素子表面のなす角度を直角に近づけて音線の屈折を小さくすることで、位置検出のための音線と、I M T 計測のための音線の距離を小さくする。これにより血管径が小さい被検者において I M T 計測用の音線の位置が血管の中心に来たときの位置検出用の音線の位置を血管の中心から適切な距離だけに保つことが可能になり、正確な位置設定が可能となる。

【 0 0 3 1 】

（実施の形態 5）

図 5 A は実施の形態 5 における位置合わせ配列振動子を用いた場合の位置合わせ手段の構造図である。本実施の形態は、実施の形態 1 と似ているが、位置合わせ振動子 1 0 1 ~ 1 0 4 が、ジョイント 1 5 1 ~ 1 5 4 を介して取り付けられ、図 5 C のように中央配列振動子 1 0 0 の送受信面の向きとは異なるように、角度を変化できるようになっている点が異なっている。本実施の形態においては、被検者の血管の径や、深さにより位置合わせ振動子 1 0 1 ~ 1 0 4 の角度を変化させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

血管径が比較的太い、もしくは、血管位置が比較的深い場合には、図 5 B のように位置合わせ配列振動子 1 0 1 ~ 1 0 4 より出される音線の方向は I M T 用の音線とほぼ平行で、問題なく血管の中心よりある程度ずれた部分に音線が入射する。これに対して血管径が比較的小さい、もしくは血管の位置が皮下の比較的浅いところにある場合は、図 5 C に示すように位置合わせ配列振動子 1 0 1 ~ 1 0 4 から出される音線の方向は、I M T 用の音線と大きな角度を持ち、血管部分で I M T 用音線と近づくように位置合わせ配列振動子 1 0 1 ~ 1 0 4 を傾ける必要がある。

【 0 0 3 3 】

図には示していないが、位置合わせ配列振動子 1 0 1 と 1 0 3、1 0 2 と 1 0 4 の角度が連動するような機構、また、位置合わせ配列振動子 1 0 1 と 1 0 2、1 0 3 と 1 0 4 の角度が連動するような機構があってもよい。このように位置合わせ配列振動子 1 0 1 ~ 1 0 4 の角度を変えることにより、本実施の形態においては、I M T のための位置合わせを正確に行うことが可能になる。

10

【 0 0 3 4 】

(実施の形態 6)

図 6 A、図 6 C は、本発明の実施の形態 6 により得られる血管測定用超音波画像の模式図であり、図 6 B は、実施の形態 6 の動作を説明する概略断面図である。実施の形態 1、2 の構成と異なるところは血管測定用画面 1 4 に補助線 2 1 が表示されている点である。補助線 2 1 は血管測定用超音波画像 2 0 と位置合わせ用画像 1 5、1 6 に関係なく血管測定用画面 1 4 内の任意の場所に表示でき、トラックボールなどで自由に任意の場所に移動できる。例えば、図 6 A に示すようにトラックボールで血管測定用画面 1 4 に水平に表示された補助線 2 1 を位置合わせ用画像 1 5 の血管前壁 2 3 a の超音波画像に合わせると、湾曲のない血管 2 3 の中央に対して超音波探触子が正しく位置し超音波ビームが正確に当たっている場合、位置合わせ用画像 1 6 の血管前壁 2 3 a の超音波画像と補助線 2 1 も重なり、血管測定用超音波画像 2 0 の血管前壁 2 3 a の超音波画像は、補助線 2 1 より浅い位置(図 6 A において上側)に表示される。血管後壁 2 3 b の超音波画像にも同時にもう一本の補助線を表示してもよい。血管測定用超音波画像 2 0 の血管後壁 2 3 b は、補助線 2 1 を位置合わせ用画像 1 5 の血管後壁に合わせた場合、補助線 2 1 より深い位置に表示される。

20

30

【 0 0 3 5 】

補助線 2 1 に任意の角度を付けてもよい。例えば図 6 において、位置合わせ用画像 1 5 の血管前壁 2 3 a の超音波画像の左端の点と、位置合わせ用画像 1 6 の血管前壁 2 3 a の超音波画像の右端の点とを結ぶ直線を表示する。血管 2 3 に対して超音波ビームが平行に位置しているが、超音波ビームが血管径の中央位置ではなく血管 2 3 の端に当たっている場合、位置合わせ用画像 1 5 (又は 1 6) の血管径は細く描写され、反対に、位置合わせ用画像 1 6 (又は 1 5) の血管径は太く描写されるため、位置合わせ用画像 1 5 の血管前壁 2 3 a の超音波画像の左端の点と、位置合わせ用画像 1 6 の血管前壁 2 3 a の超音波画像の右端の点の深さが異なり、補助線 2 1 は水平方向からある角度を持った直線となる。

【 0 0 3 6 】

このある角度を持った補助線 2 1 を水平になるように超音波探触子を調整することで、血管 2 3 に対して超音波ビームを正確に当てることができる。また、血管に対して超音波ビームが平行に当たっていない場合は、位置合わせ用画像 1 5、1 6 の血管壁中央部分が補助線 2 1 と重ならないので、位置合わせ用画像 1 5、1 6 の血管壁中央部分が補助線 2 1 と重なるように超音波探触子の位置を調整する。補助線 2 1 の長さは位置合わせ用画像 1 5、1 6 内に限らず、血管測定用超音波画像 2 0 内に延長すると、位置合わせ用画像 1 5、1 6 の血管壁と血管測定用超音波画像 2 0 の血管壁の位置関係がわかりやすく、超音波探触子の調整がより行いやすくなる。なお、補助線 2 1 の直線の基準となる 2 点は、上記のように位置合わせ用画像 1 5、1 6 中でなく、血管測定用超音波画像 2 0 中の点でもよい。例えば、血管測定用超音波画像 2 0 の血管前壁の両端を結ぶ直線を、位置合わせ用

40

50

画像 15、16 上に表示することで、各画像の血管径が明確になり、超音波探触子の位置を調整する指標となる。

【0037】

また、図 6 B のように血管 23 が体表面に対して平行でなく、傾斜しており、体表 22 から血管 23 の距離が 24 a と 24 b のように場所によって異なる場合、複数の位置合わせ用配列振動子 101 ~ 104 等の間に、血管測定用超音波画像 20 を得るための配列振動子 6 があることを考慮し、補助線 21 を表示する。例えば、図 6 B の超音波探触子 2 から送受信される超音波ビーム 26 により位置合わせ用画像 15 を得て、その画像より血管壁の傾きと補助線 21 の傾きをほぼ同じ傾斜にする。そして、位置合わせ用画像 15 を得るための配列振動子 6 (例えば振動子 6 の左側の端の一部の領域)と、もう片方の端にある位置合わせ用画像 16 を得るための配列振動子 6 (例えば振動子 6 の右側の端の一部の領域)から送受信される超音波ビーム 27 の間隔 25 の距離分、補助線 21 を下方又は上方に移動させて表示する。図 6 A に示すように位置合わせ用画像 15、16 を隣接させて表示すると、血管壁は一直線上には無いが、補助線 21 に合わせることで、血管に対して超音波ビームが正確に当たる。

10

【0038】

(実施の形態 7)

図 7 は、本発明の実施の形態 7 の血管測定用超音波画像の概略図である。他の実施の形態の構成と異なる点は位置合わせ用画像 15、16 を重複させた点である。図 7 の血管測定画面 14 の中に表示する位置合わせ用画像 15、16 を重ね合わせて、すなわち重畳して表示しており、複数個所を選択した位置合わせ振動子により得られた複数の位置合わせ画像データが 1 つの画像に表示されており、それに隣接して血管測定用超音波画像 20 を表示している。位置合わせ用画像 15、16 を重畳したことで位置合わせ用画像 15 と位置合わせ用画像 16 の血管前壁や血管後壁がほぼ同位置に表示されることになり、このように位置合わせ用画像 15 と 16 が同じ位置に表示されることにより超音波探触子の位置合わせが完了し、その後血管測定用超音波画像 20 にて血管計測を行うことができる。また、位置合わせ用画像 15 の血管前壁及び血管後壁なのか、位置合わせ用画像 16 の血管前壁及び血管後壁なのか不明確になる場合、位置合わせ用画像 15、16 を色分けして明確にしてもいい。位置合わせ用画像 15 と位置合わせ用画像 16 の画像の大きさが異なる場合は、画像の大きさを揃えて重畳させても、そのままの異なる大きさの画像のまま重畳させてもよい。画像の縦方向(血管長軸方向の画像の場合、血管径の方向)に伸縮すると血管前壁と血管後壁の深さを、他の伸縮していない画像と比較できなくなるため、画像の大きさを調整するのは画像の横方向(血管壁の走行方向)を伸縮するのがよい。

20

30

【0039】

また、位置合わせ用画像 15、16 を重ね、更に血管測定用超音波画像 20 も同時に重ねる方法もある。この場合、位置合わせ用画像 15、16 の血管壁と血管測定用超音波画像 20 の血管壁の位置関係が同時に分かる。血管測定用超音波画像 20 の画像幅が位置合わせ用画像 15、16 の画像幅より長い場合、位置合わせ用画像 15、16 を横に引き伸ばし、重畳させてもよいが、引き伸ばさずに、血管測定用超音波画像 20 の任意の一部分に位置合わせ用画像 15、16 を重ねてもよい。

40

【0040】

位置合わせ用画像 15、16 の重畳した画像を半分、血管測定用超音波画像 20 の端に重ねる方法もある。これにより、位置合わせ用画像 15、16 の血管壁と、血管測定用超音波画像 20 の血管壁の区別が付きやすい。血管測定用超音波画像 20 との重畳領域は位置合わせ用画像 15、16 の重畳画像の半分に限らず、半分より多くても少なくともよい。上記、血管測定用超音波画像 20 上に位置合わせ用画像 15、16 を一部、又は全て重畳させた場合、血管測定用超音波画像 20 で得られる画像が所望の画像になったとき、位置合わせ画像を消すことができる機能を持たせてもよい。画面をフリーズしたときにも位置合わせ用画像 15、16 について表示、非表示の選択ができるようにしてもよい。位置合わせ用画像 15、16 は全て重畳させる場合について説明したが、それに限らず、位置

50

合わせ用画像の一部分のみが重なっている場合もある。

【0041】

(実施の形態8)

図8A、図8B、図8Cは、本発明の実施の形態2の血管測定用超音波画像の超音波ビームと異なる方向に位置合わせ用画像を得るための超音波ビームで送受信させる方式の超音波探触子の振動子の構成の概略図である。実施の形態1の構成と異なるところは超音波偏向装置を用いずに超音波ビームを血管測定用超音波画像の超音波ビームと異なる方向に超音波ビームで送受信させる点である。

【0042】

図8Aは超音波探触子の複数個設けた配列振動子の構成を示す図である。この構成では、血管測定用超音波画像を得るための配列振動子17の側面に、位置合わせ用超音波画像を得るための位置合わせ用配列振動子18、19が配置されている。配列振動子17と位置合わせ用配列振動子18、19の超音波ビームの走査方向は同じ方向である。したがって、位置合わせ用配列振動子18、19と配列振動子17から得られる超音波画像は、同じ方向の断層画像であるが、超音波ビームの送受信する位置を、配列振動子17の配列方向と直交する方向において変えているために表示される超音波断層画像が奥行きで違った画像となる。

10

【0043】

配列振動子17と位置合わせ用配列振動子18、19の配列振動子の配置の差異が、位置合わせ用配列振動子18、19から発生する超音波ビームと配列振動子17から発生する超音波ビームの差異となり、生体内へ超音波ビームが伝播する。位置合わせ用配列振動子18、19と配列振動子17の位置を変えることにより超音波ビームの間隔を調整できる。また、位置合わせ用配列振動子18、19が配列振動子17の同じ側面に配置されている場合(図示せず)、血管に対して超音波探触子を平行に調整できるが、超音波ビームが血管径の中央位置ではなく中心軸から離れた場所に当たっている際、位置合わせ用画像を見ながら調整することは難しいため、図8Aのように、配列振動子17を挟むようにして側面に位置合わせ用配列振動子18、19を配置したほうがよい。

20

【0044】

また、配列振動子17の側面の四隅に、図8Bのように位置合わせ用配列振動子を配置してもよい。図8A、図8Bに示す振動子の配列の場合、超音波探触子の端でも血管計測を行うことができる。また、図8Cのように配列振動子17の端面に4つの位置合わせ用配列振動子18a、18b、19a、19bを配置してもよい。この場合、配列振動子17から発生する超音波ビームとその端面にある位置合わせ用配列振動子18、19から発生する超音波ビームのずれ幅を狭く調整することが可能となる。図8Aの振動子の探触子を用いて頸動脈付近の首に超音波探触子を当てると、血管と超音波探触子が平行になっていないときに、配列振動子17のみで血管画像が抽出され、位置合わせ用配列振動子18、19で画像が抽出されない可能性があるが、図8B、図8Cのように四隅に位置合わせ用配列振動子18、19がある超音波探触子を用いると、位置合わせ用配列振動子18、19にも血管画像が表示され、血管と超音波探触子の位置関係が分かり易くなる。

30

なお、本実施の形態では、図8A～図8Cに示すように位置合わせ用配列振動子は配列振動子17の両端に位置するように複数設けた構成について説明したが、この他、配列振動子17の側面の両端の任意の位置に設けた構成にしても同様の効果が得られる。

40

【産業上の利用可能性】

【0045】

本発明の超音波診断装置によれば、血管中心の正確な位置に超音波ビームをあてることが容易になり、正確な血管測定が可能となり、よって、超音波診断装置の設計、製造の分野並びに、超音波診断を行う医療分野において利用可能である。

【符号の説明】

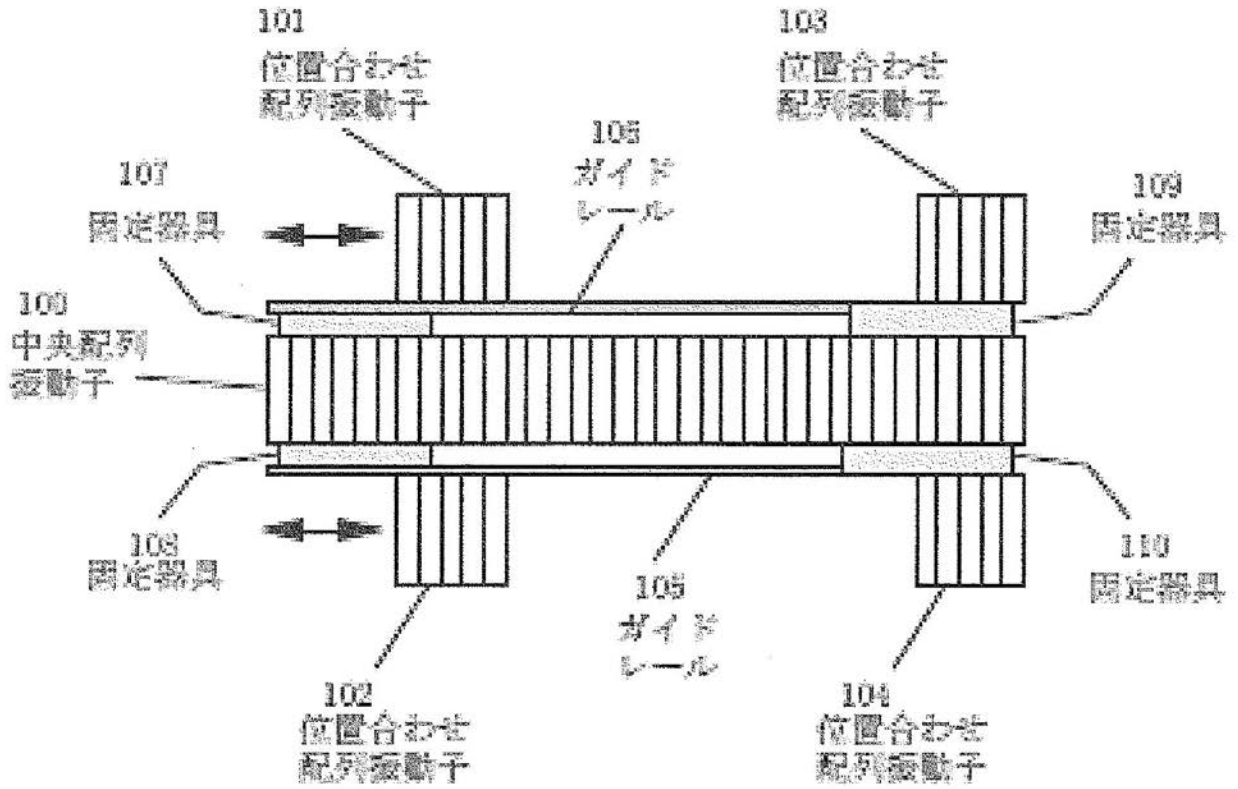
【0046】

1 超音波診断装置本体

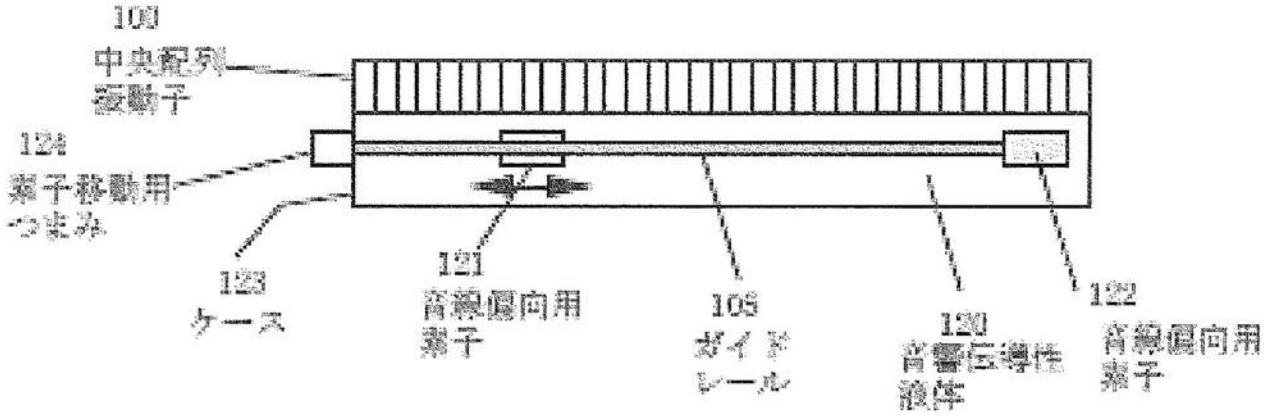
50

2	探触子	
3	超音波偏向装置	
4	材料	
5	音速の異なる材料	
6	振動子	
7、8	超音波ビーム	
9	血管	
10	血管前壁	
10 a	血管前壁の超音波画像	
11	血管後壁	10
11 a	血管前壁の超音波画像	
12	血管前壁	
12 a	血管前壁の超音波画像	
13	血管後壁	
13 a	血管前壁の超音波画像	
14	血管測定画面	
15、16	位置合わせ用画像	
17	配列振動子	
18、19	位置合わせ用配列振動子	
20	血管測定用超音波画像	20
21	補助線	
22	体表	
23	血管	
24 a、24 b	体表と血管の距離	
25	位置合わせ用振動子間の距離	
26、27	超音波ビーム	
100	中央配列振動子	
101 ~ 104	位置合わせ配列振動子	
105、106	ガイドレール	
107 ~ 110	固定器具	30
120	音響伝導性液体	
121、122、130 ~ 140	音線偏向用素子	
123	ケース	
124	素子移動用つまみ	
141	ハンドル	
142	体表面	
143	頸動脈	
151 ~ 154	ジョイント	

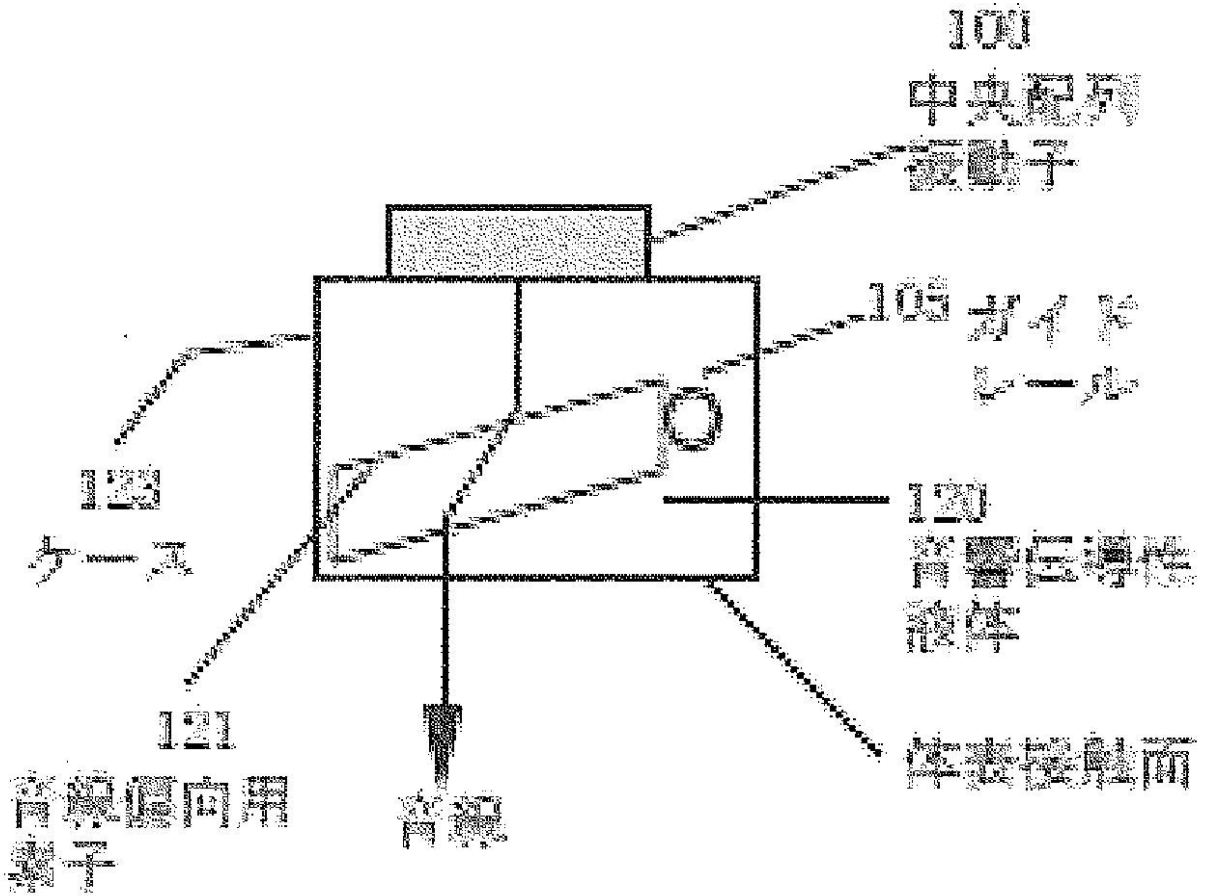
【図1】



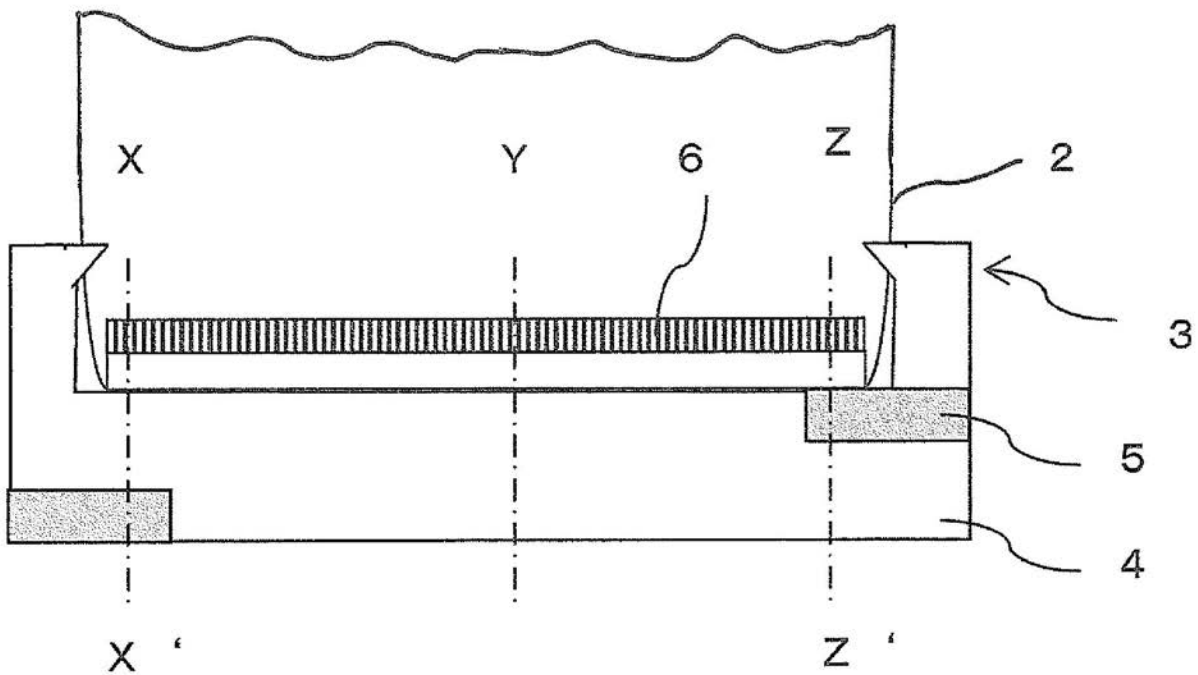
【図2A】



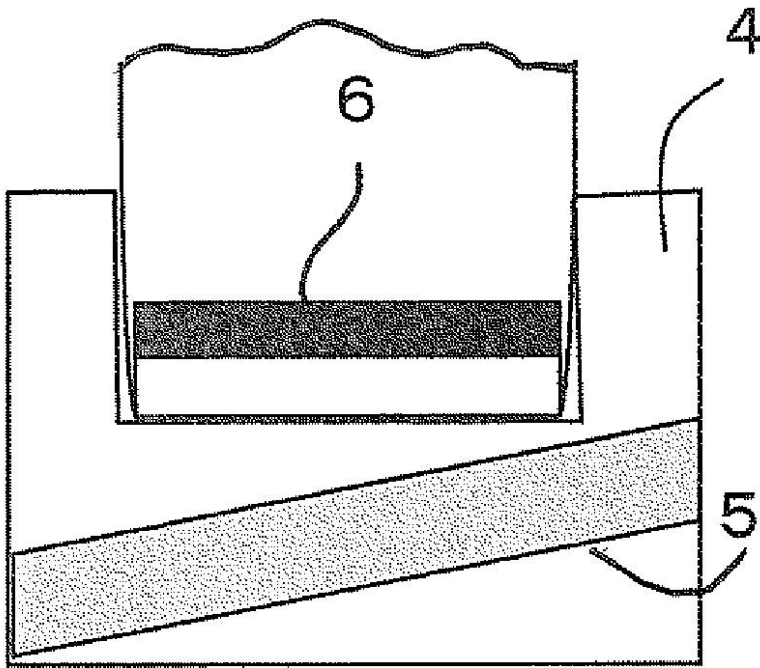
【図 2 B】



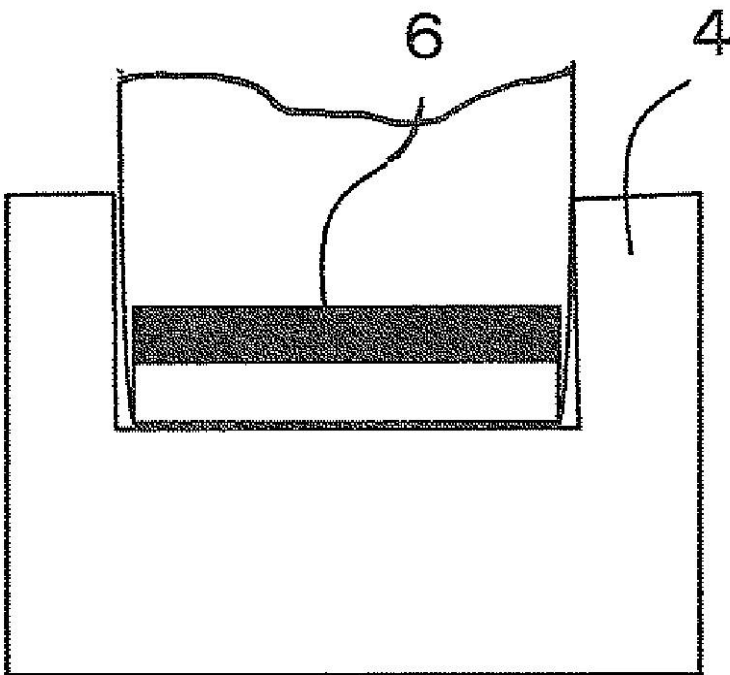
【図 2 C】



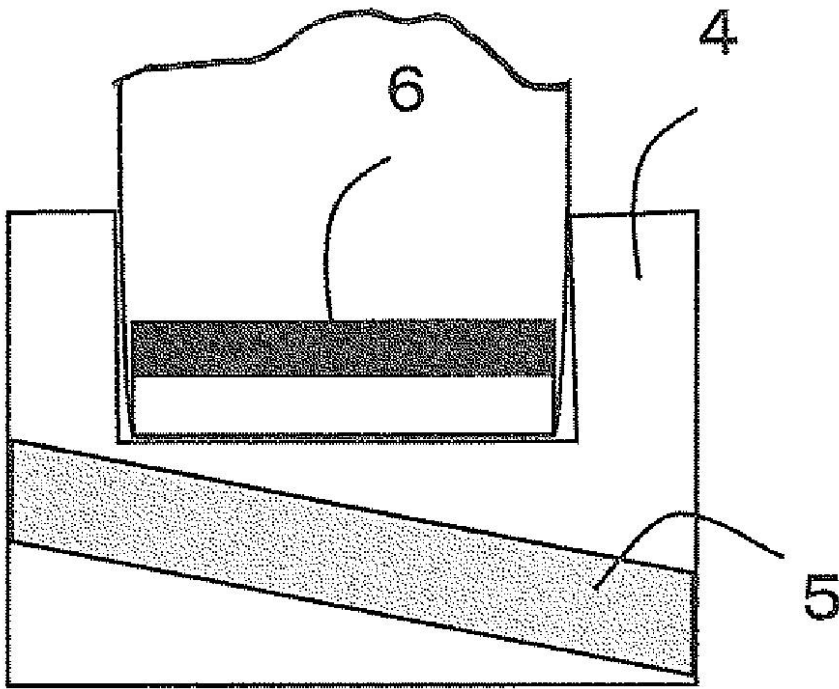
【図 2 D】



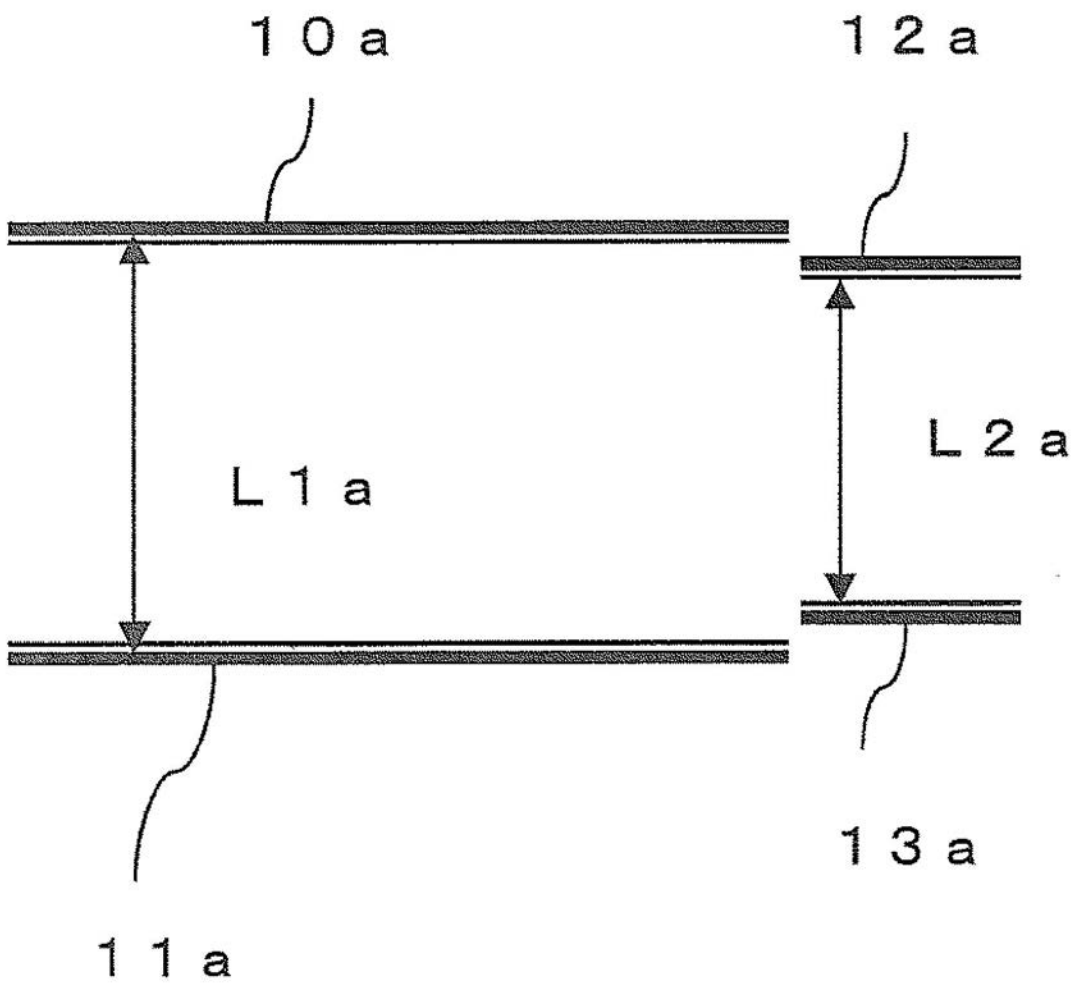
【図 2 E】



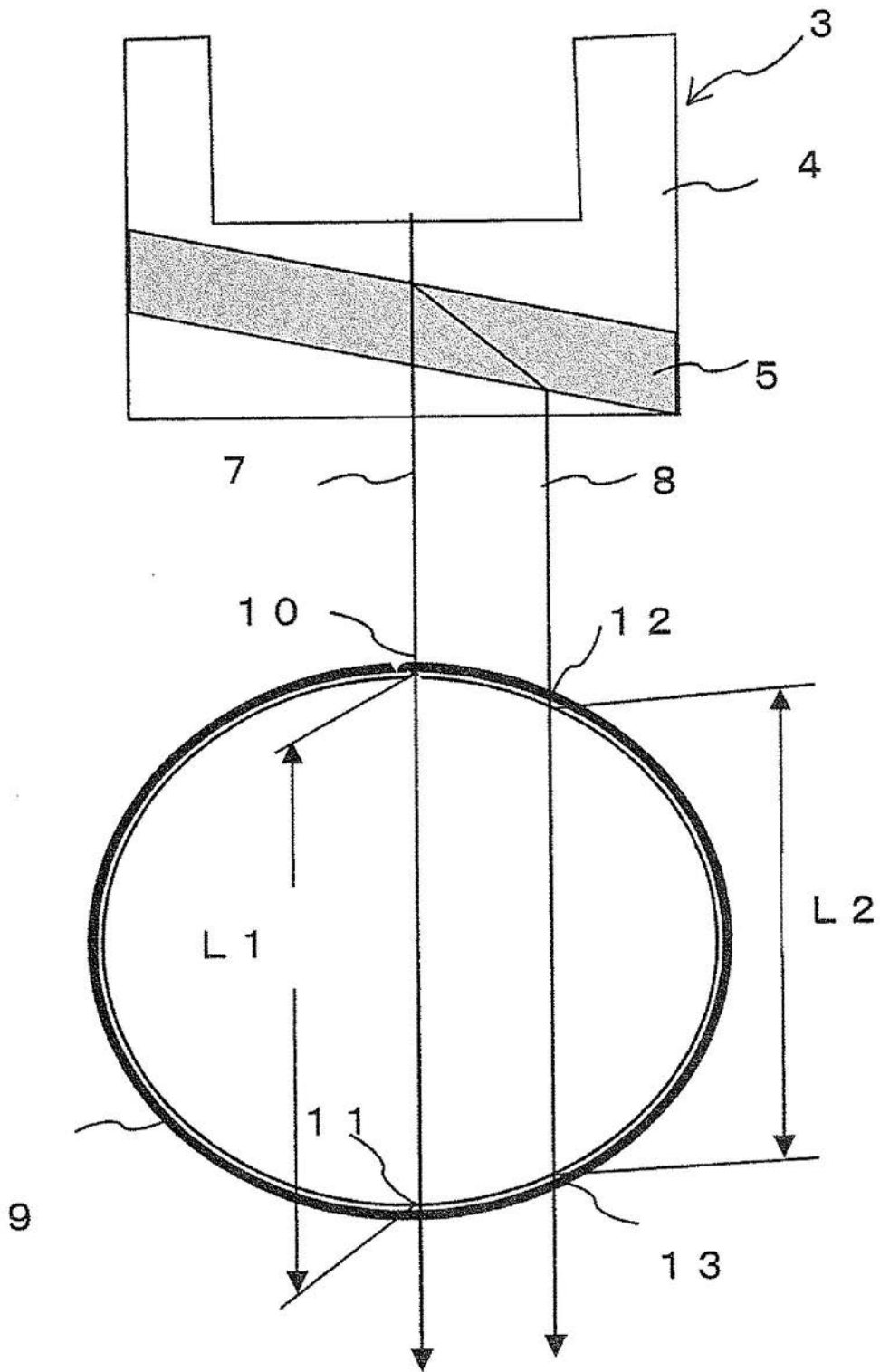
【図 2 F】



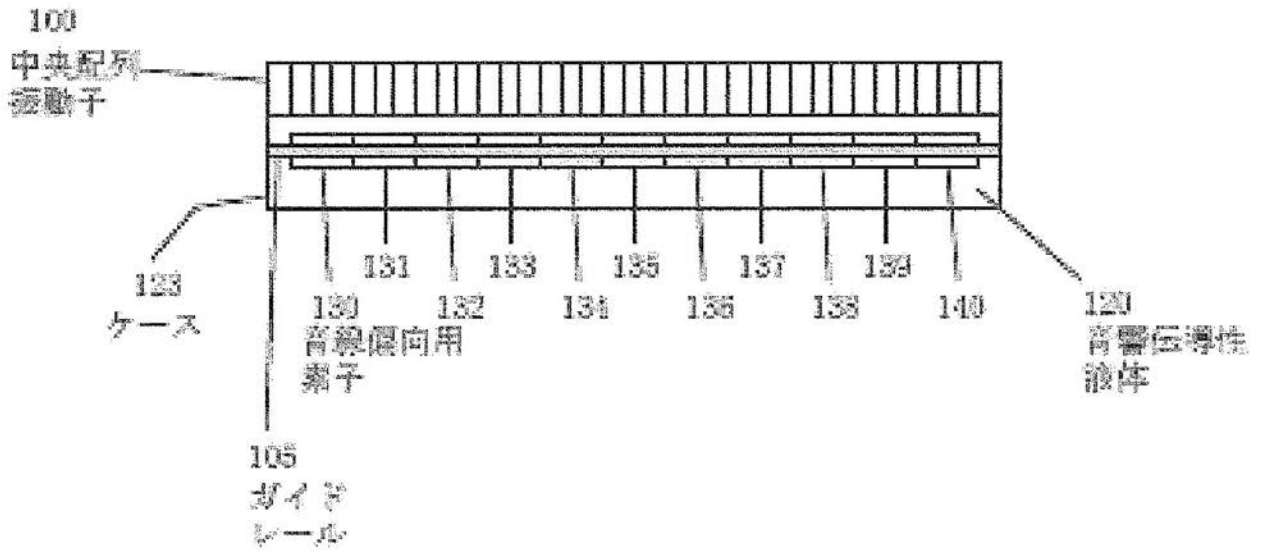
【図 2 G】



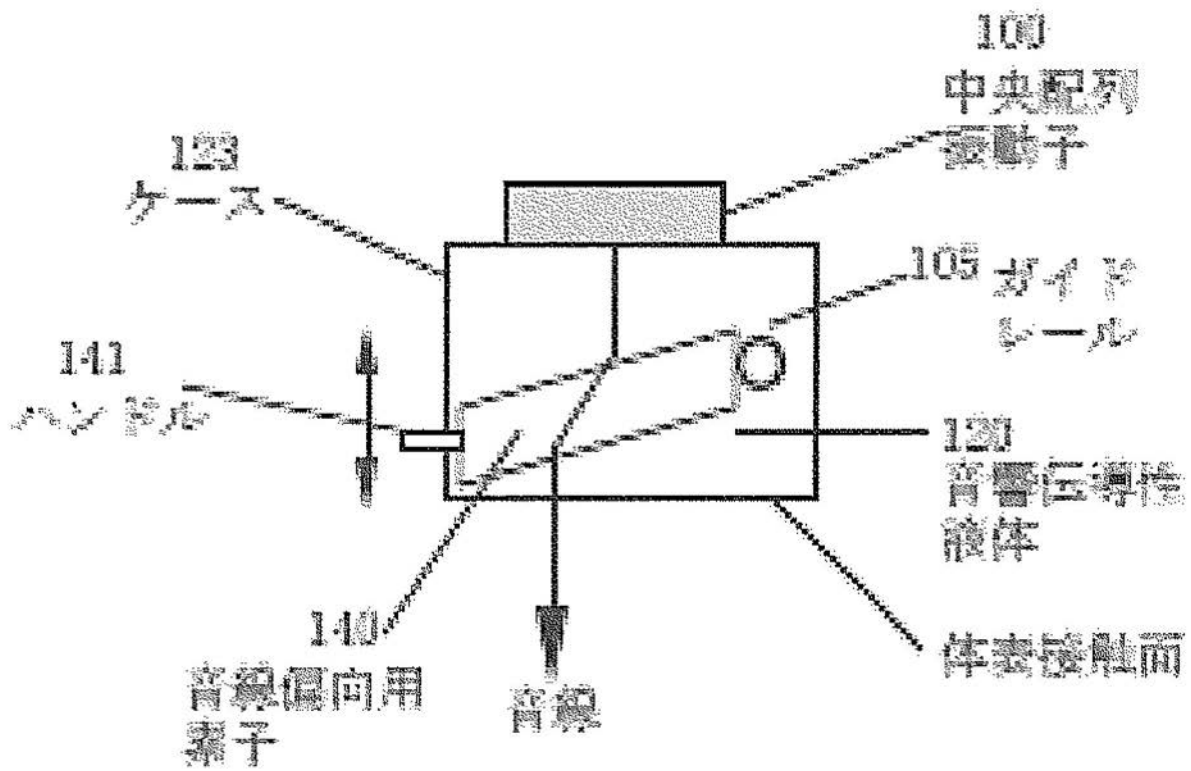
【図 2 H】



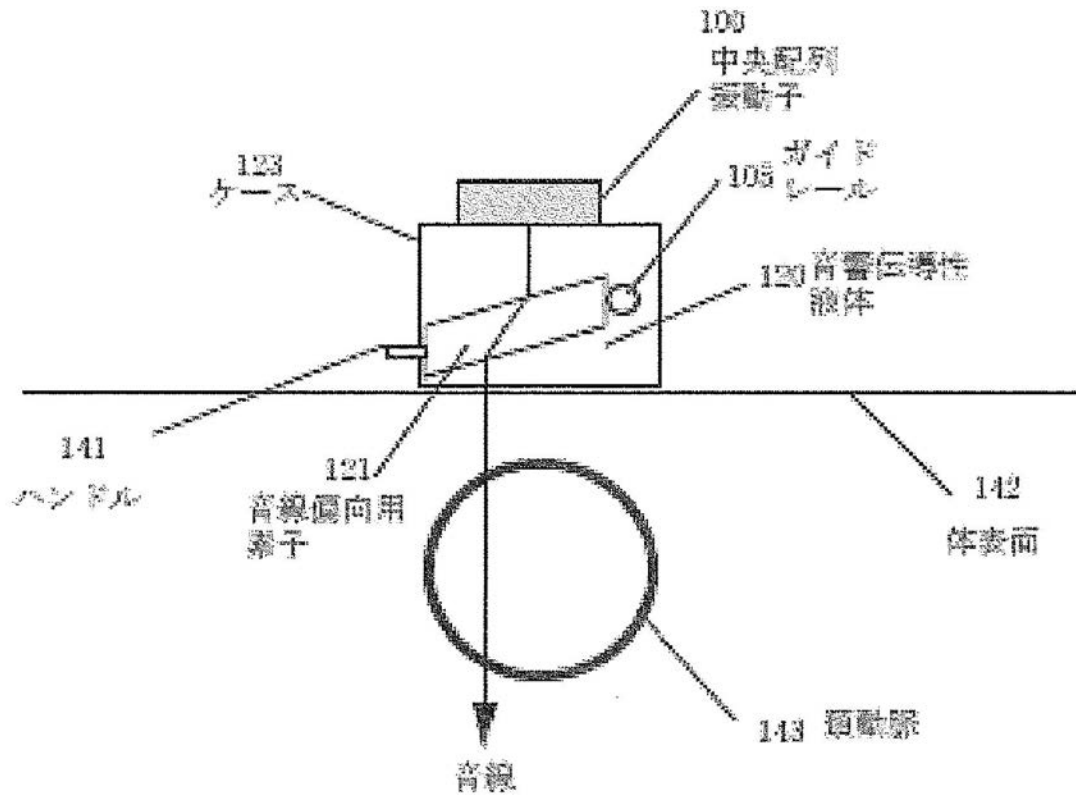
【図3A】



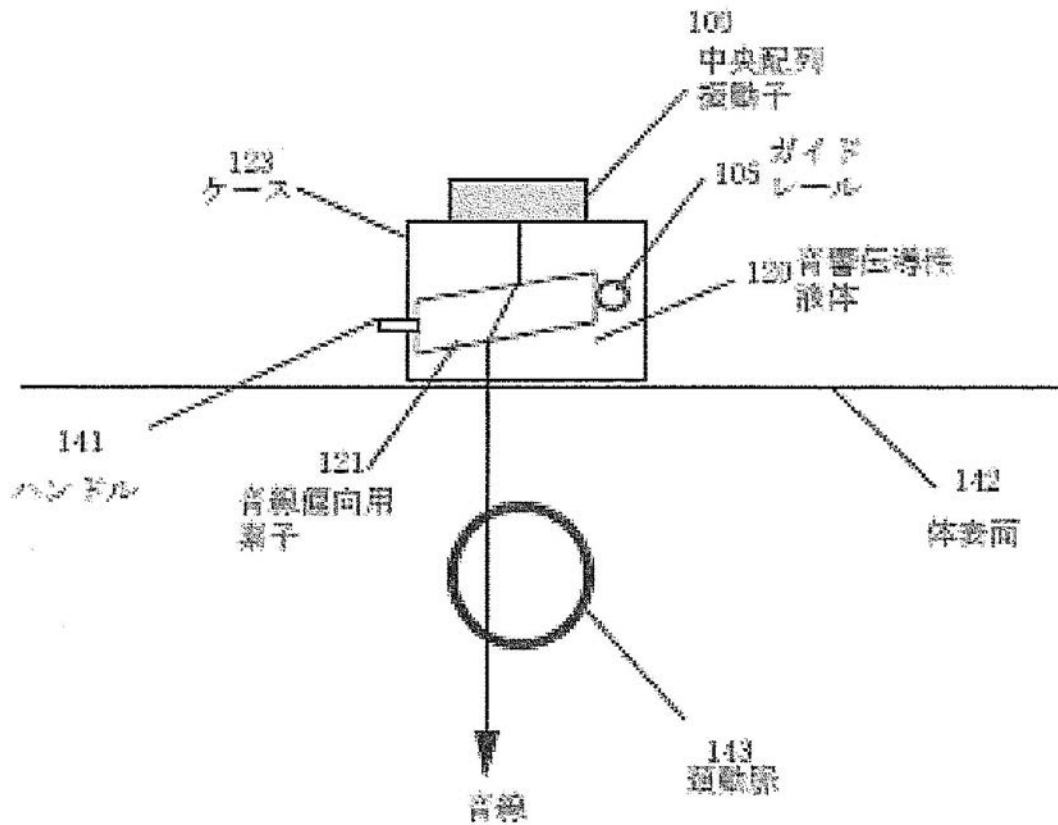
【図3B】



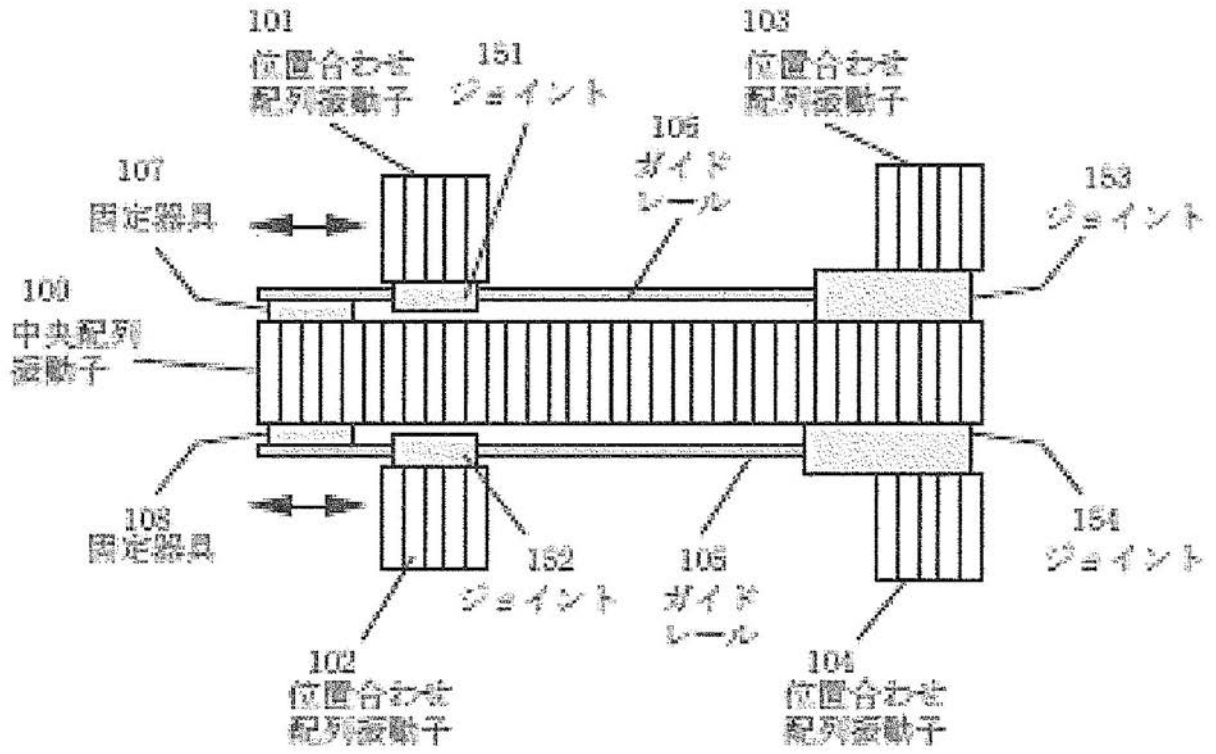
【図4A】



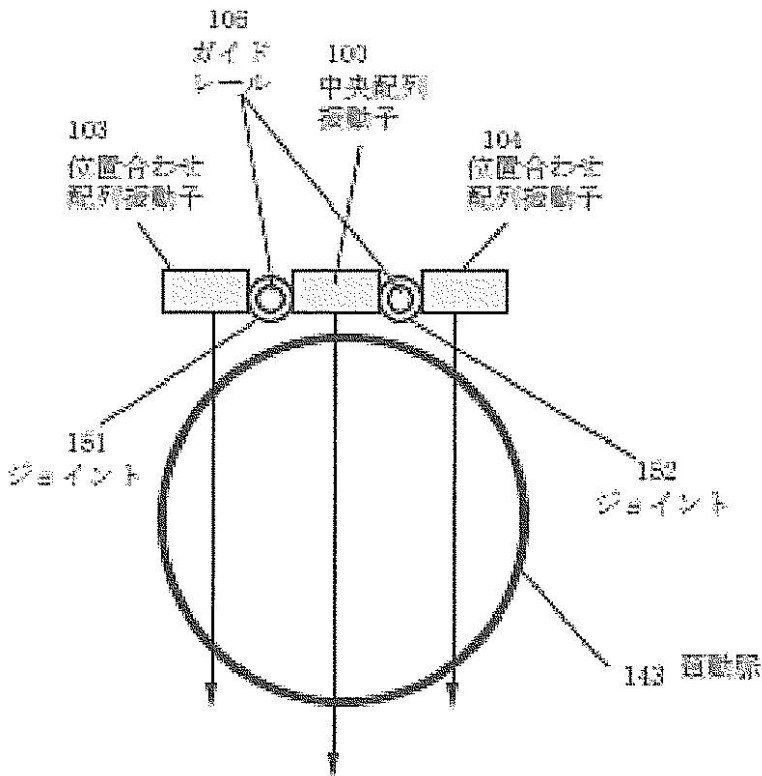
【図4B】



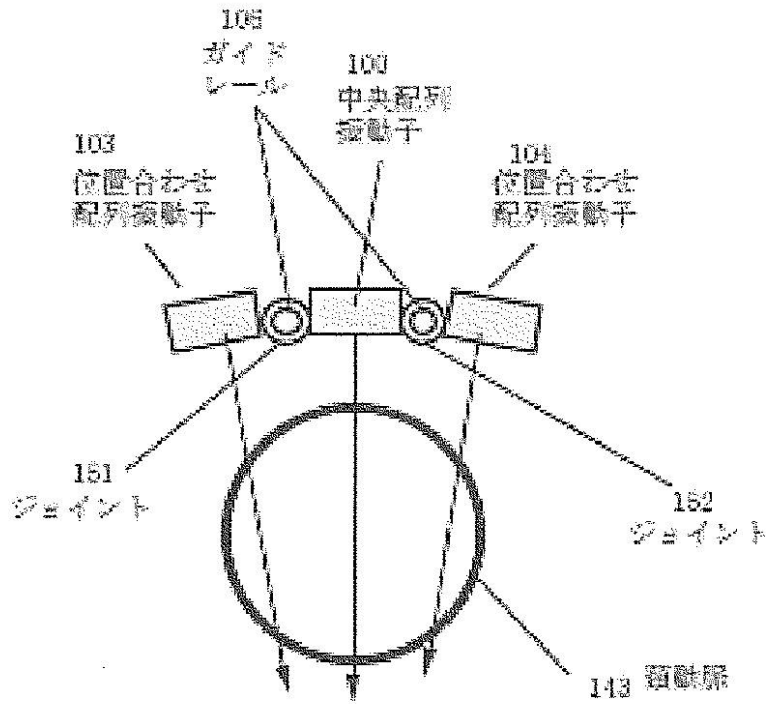
【図5A】



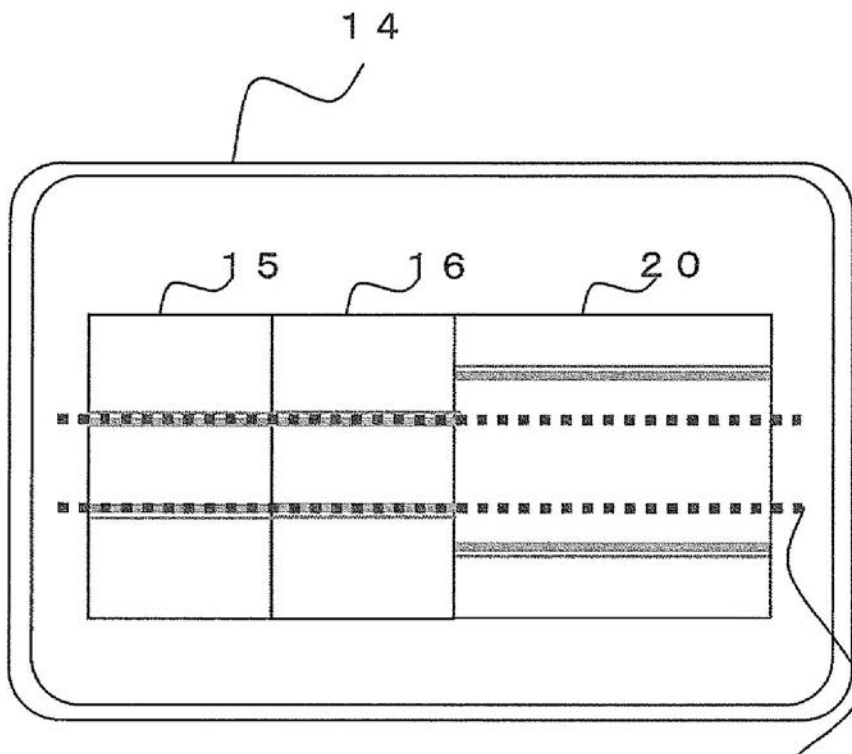
【図5B】



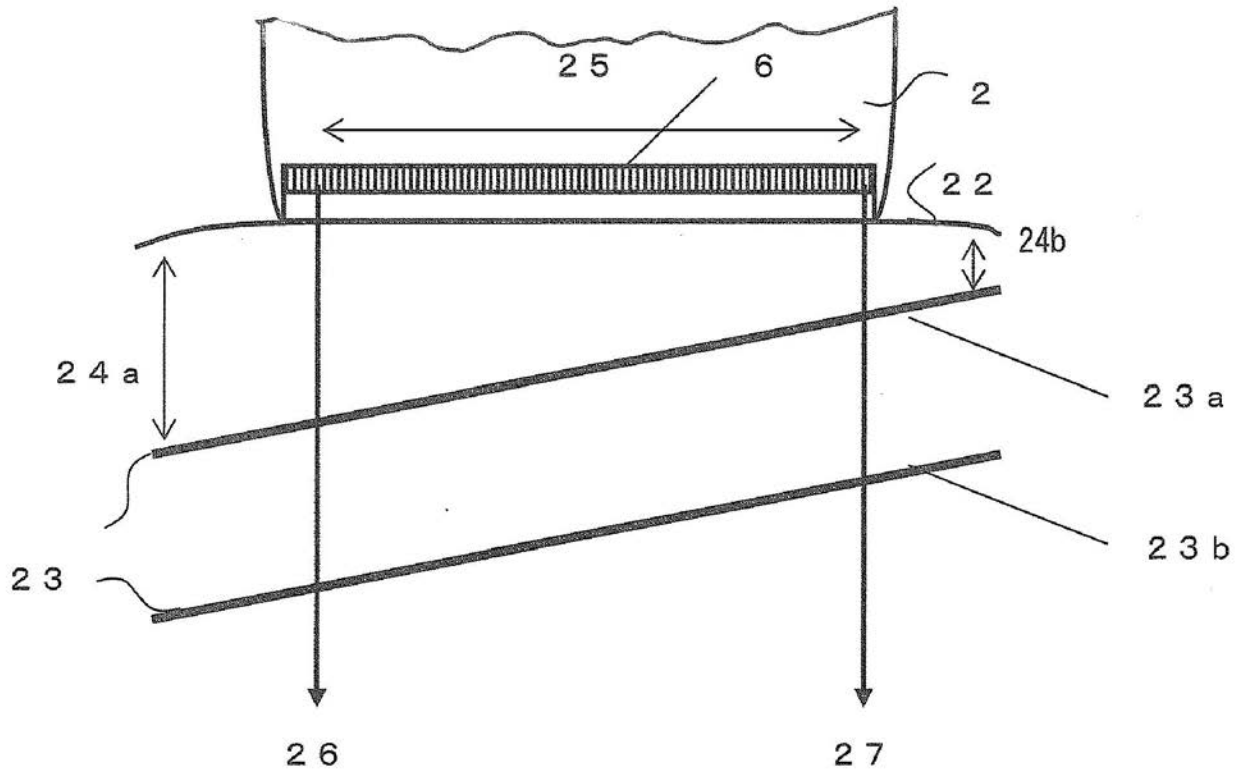
【図5C】



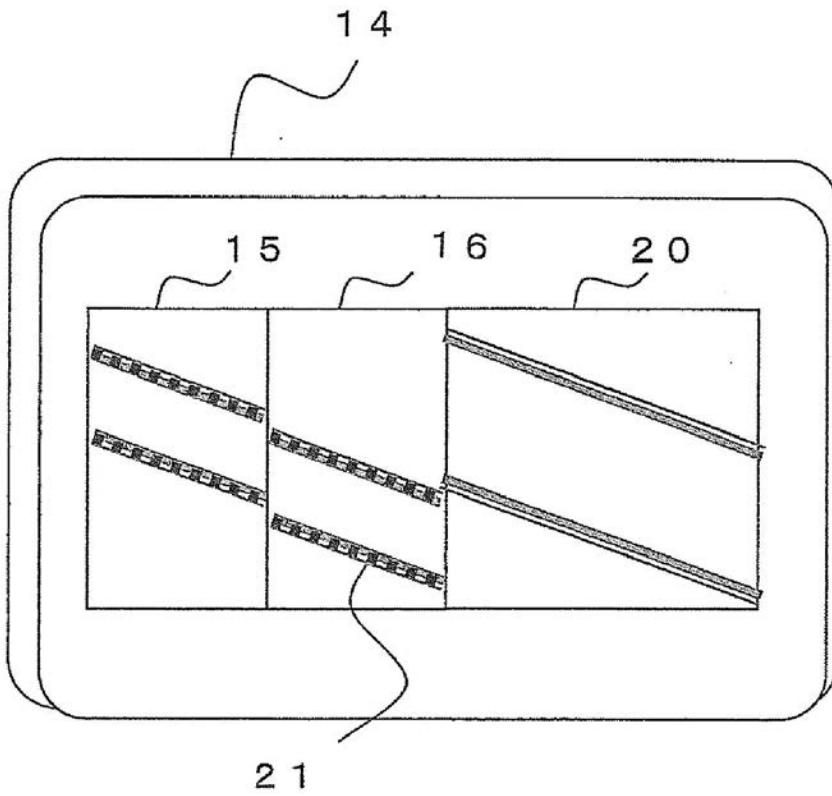
【図6A】



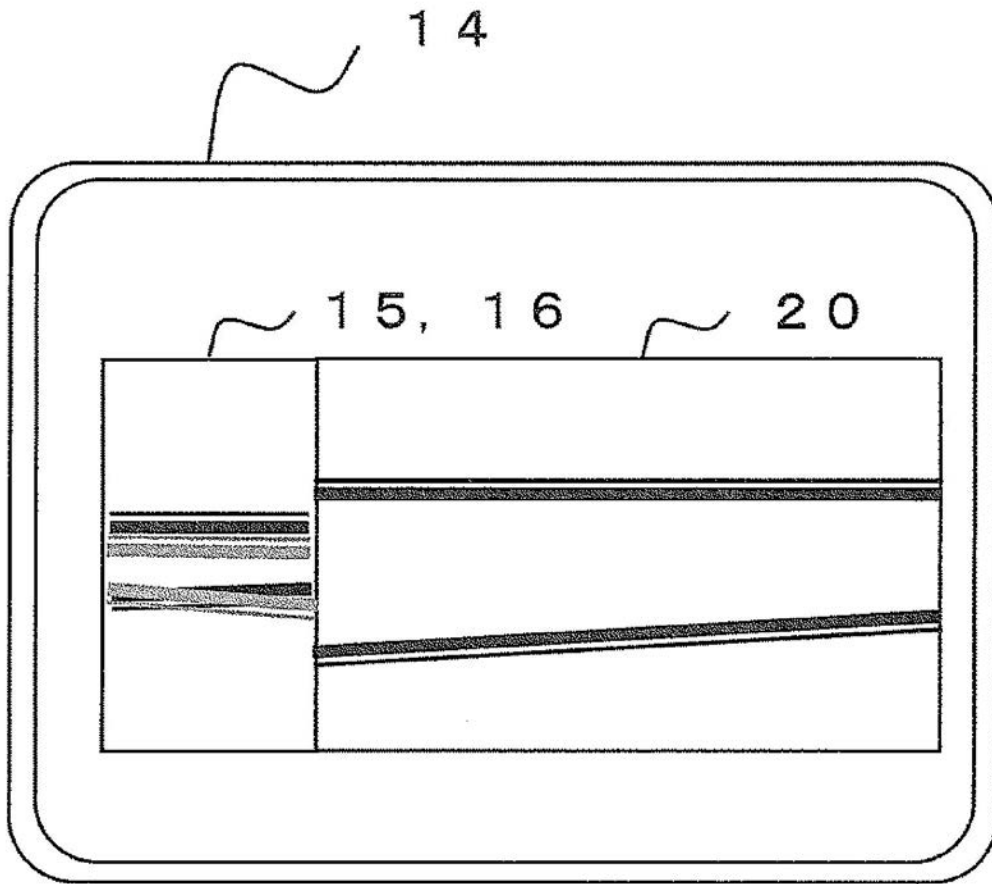
【図 6 B】



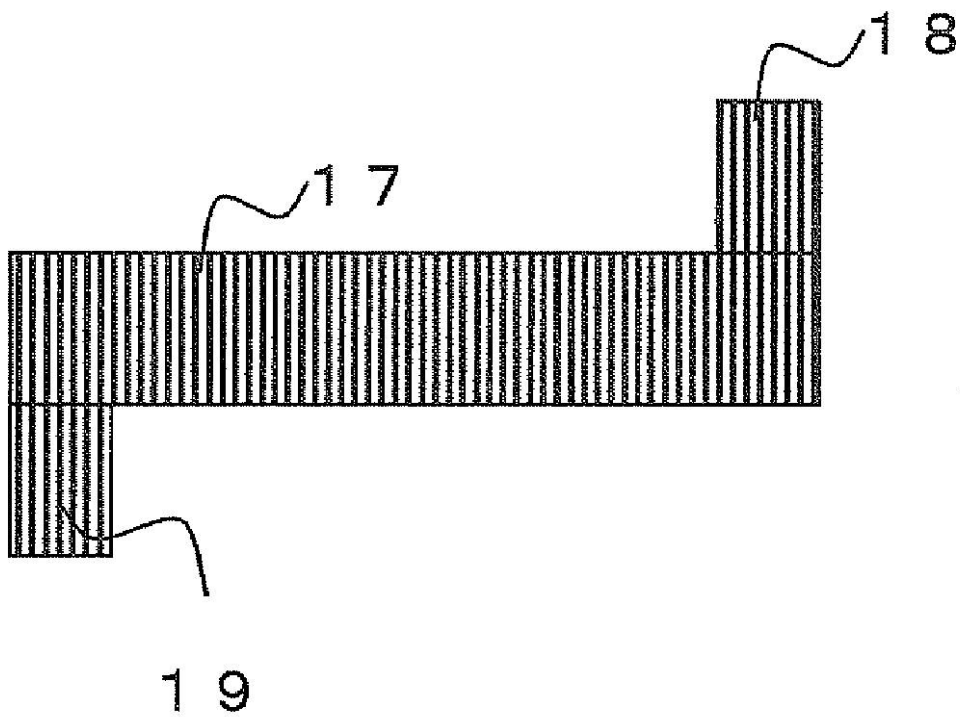
【図 6 C】



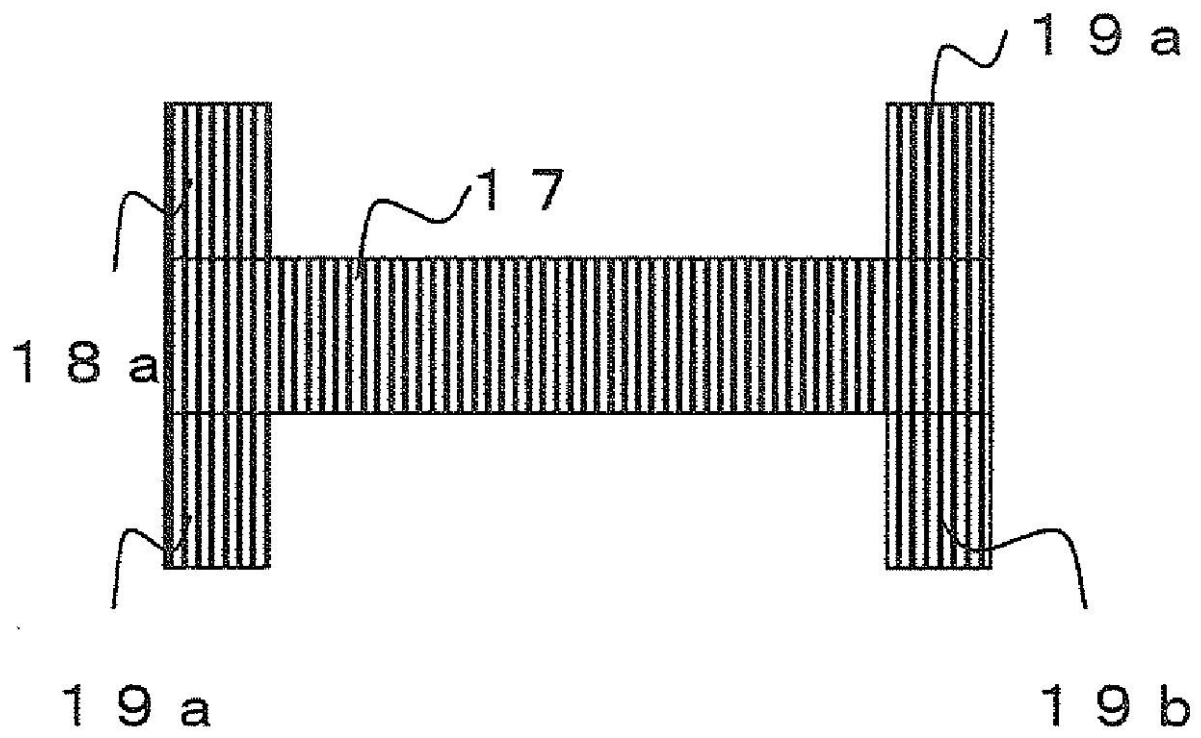
【図 7】



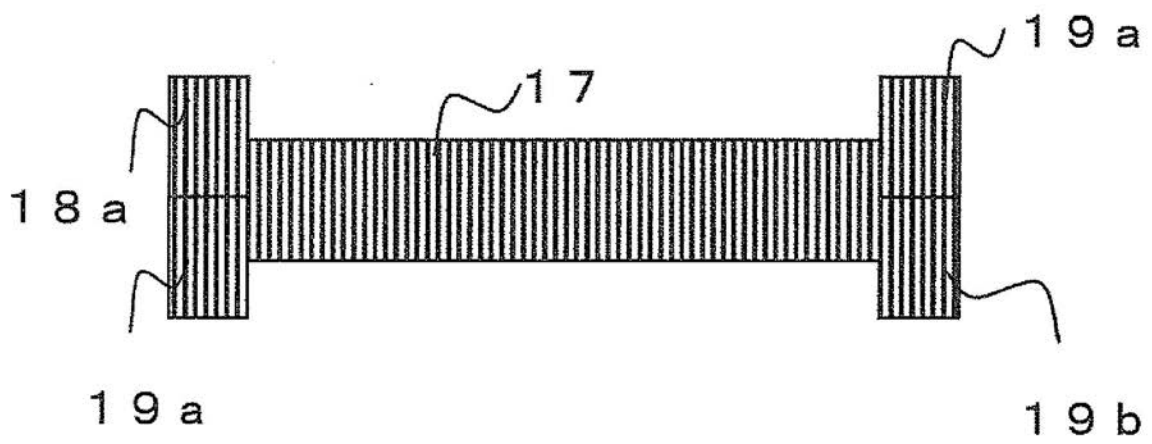
【図 8 A】



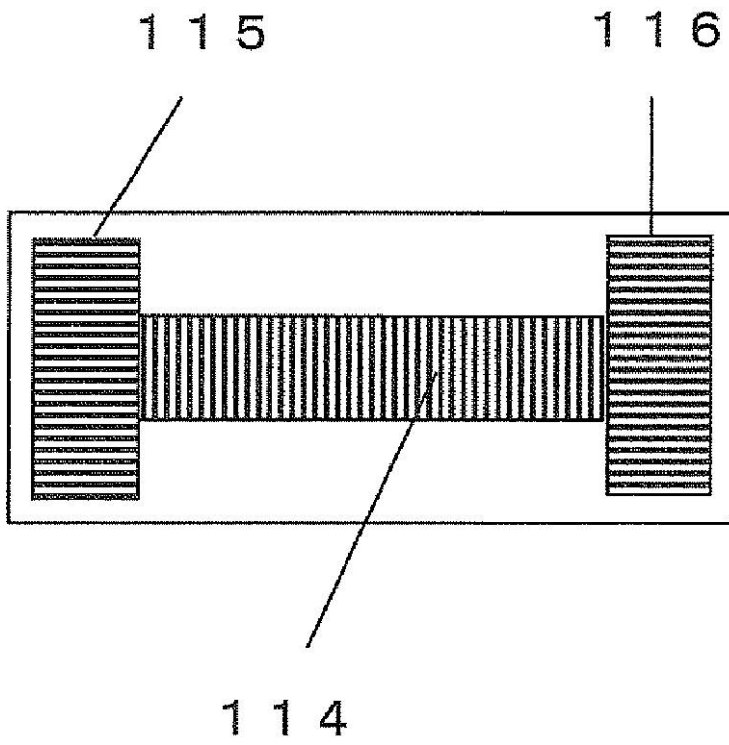
【図 8 B】



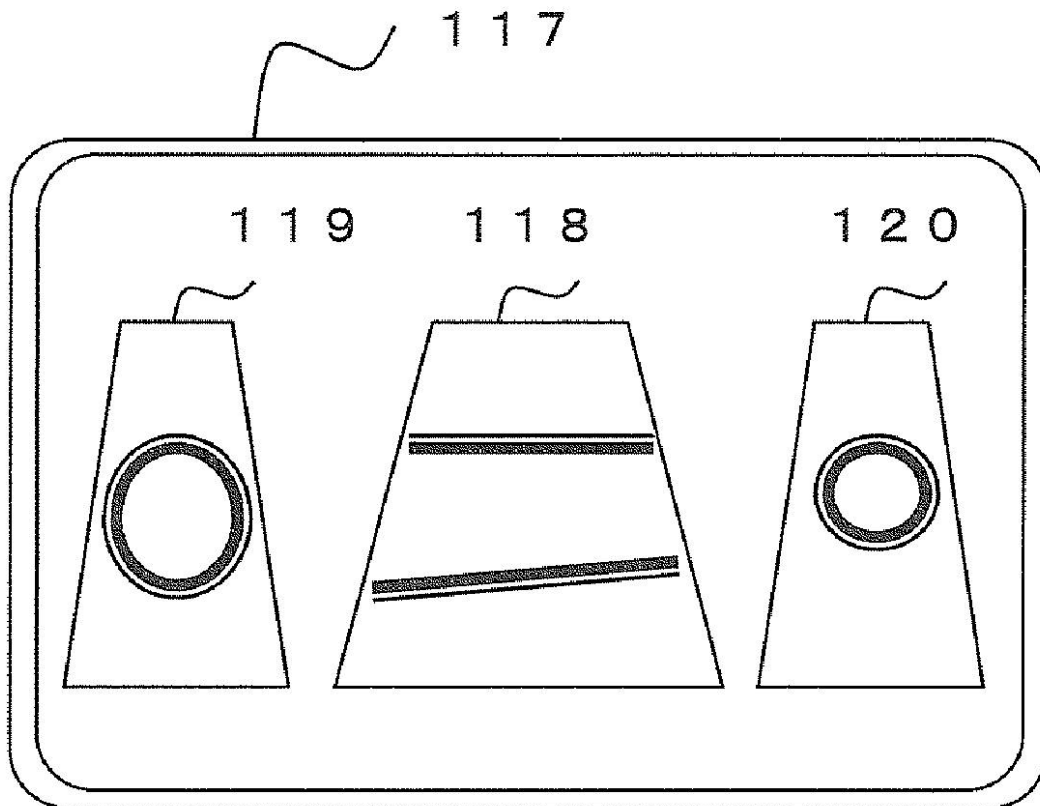
【図 8 C】



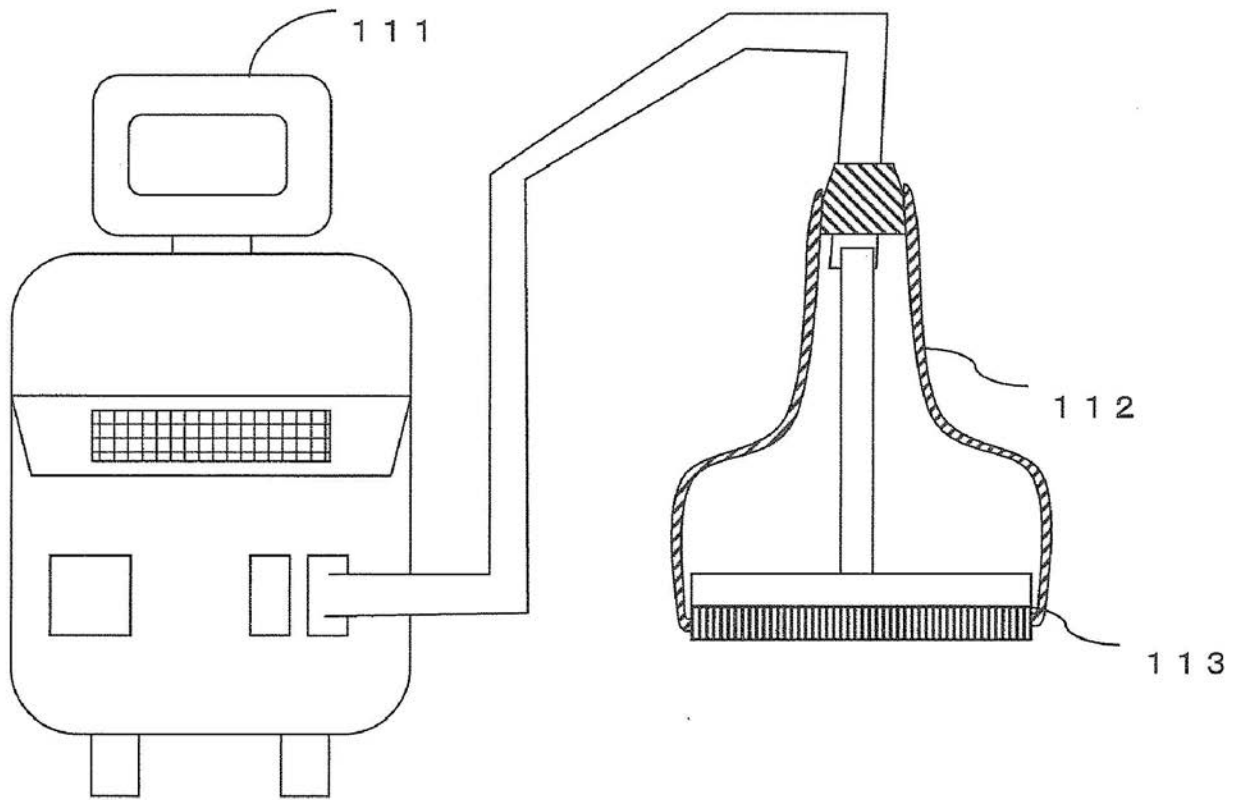
【図 9 A】



【図 9 B】



【図 10】



【手続補正書】

【提出日】平成23年9月30日(2011.9.30)

【手続補正1】

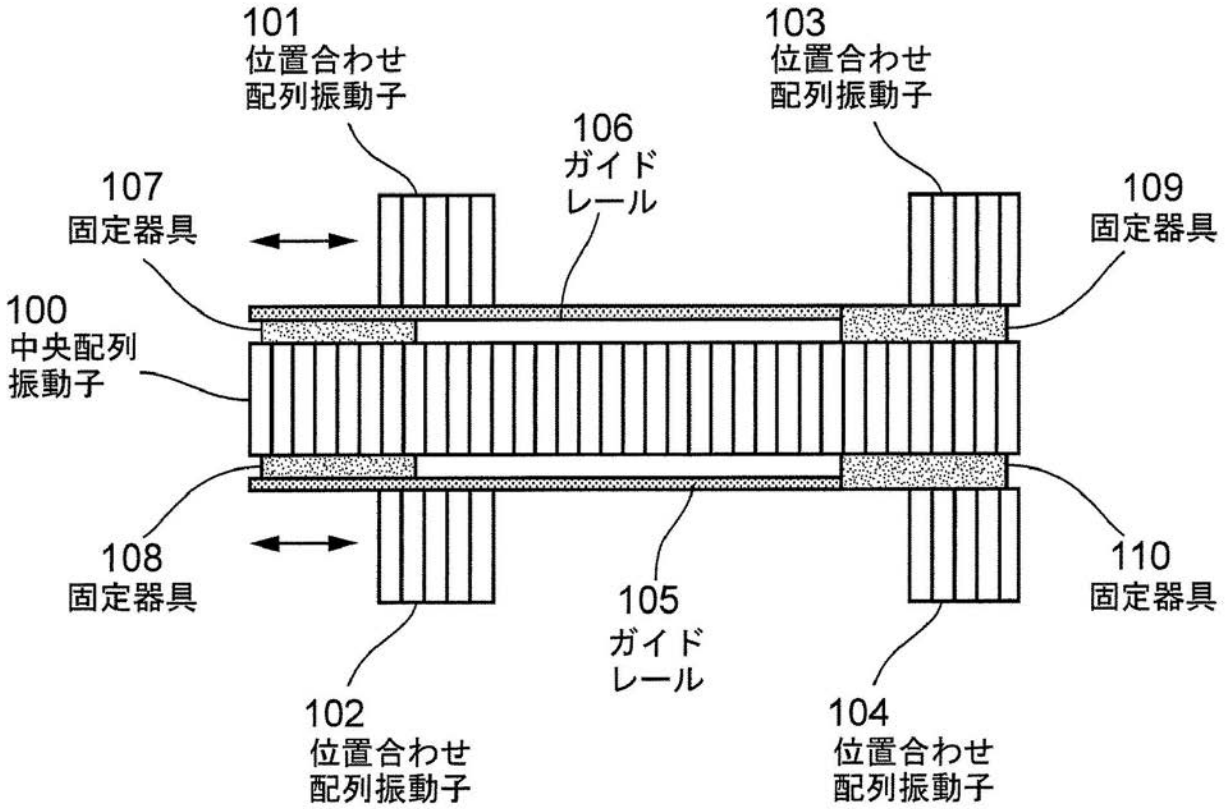
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1】



【手続補正 2】

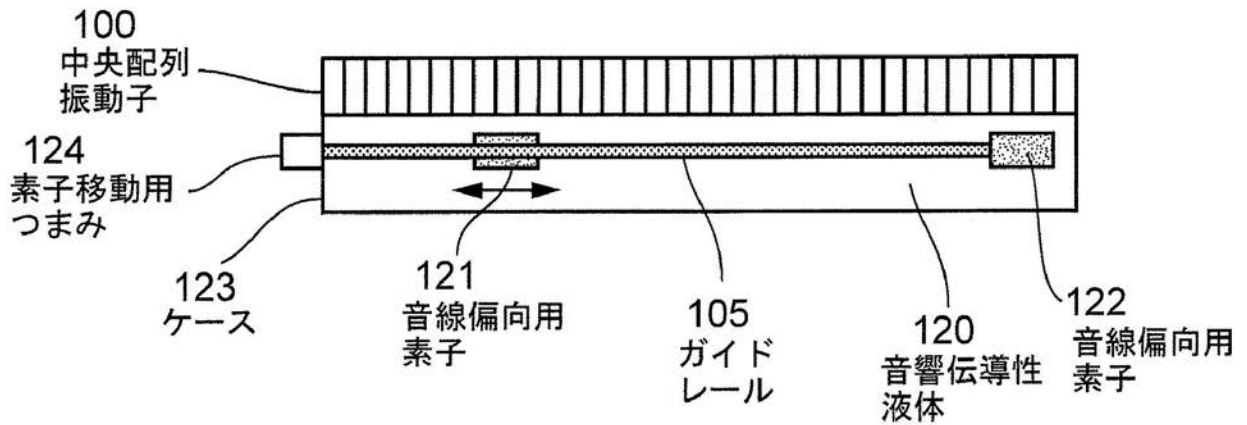
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 2 A】



【手続補正 3】

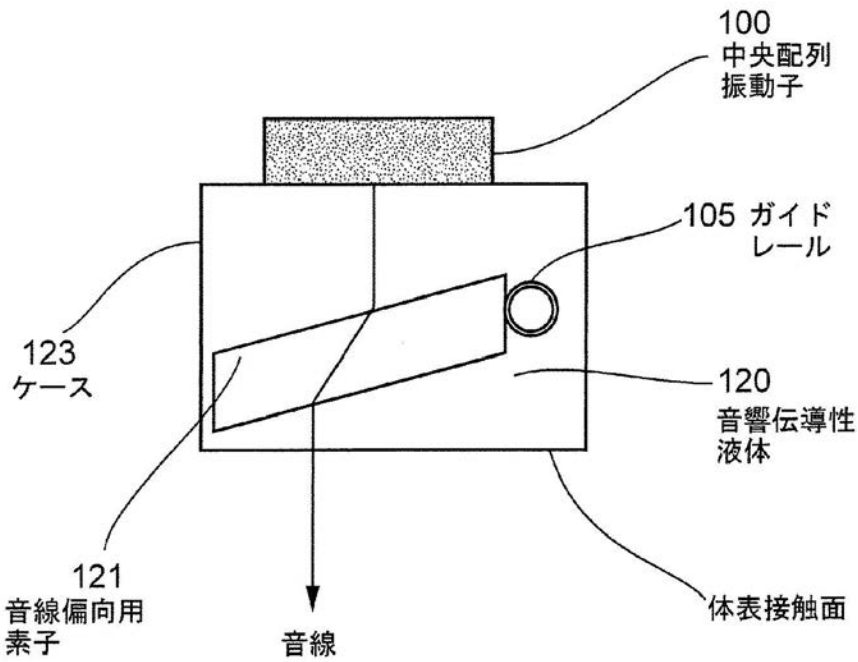
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2 B

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 2 B】



【手続補正 4】

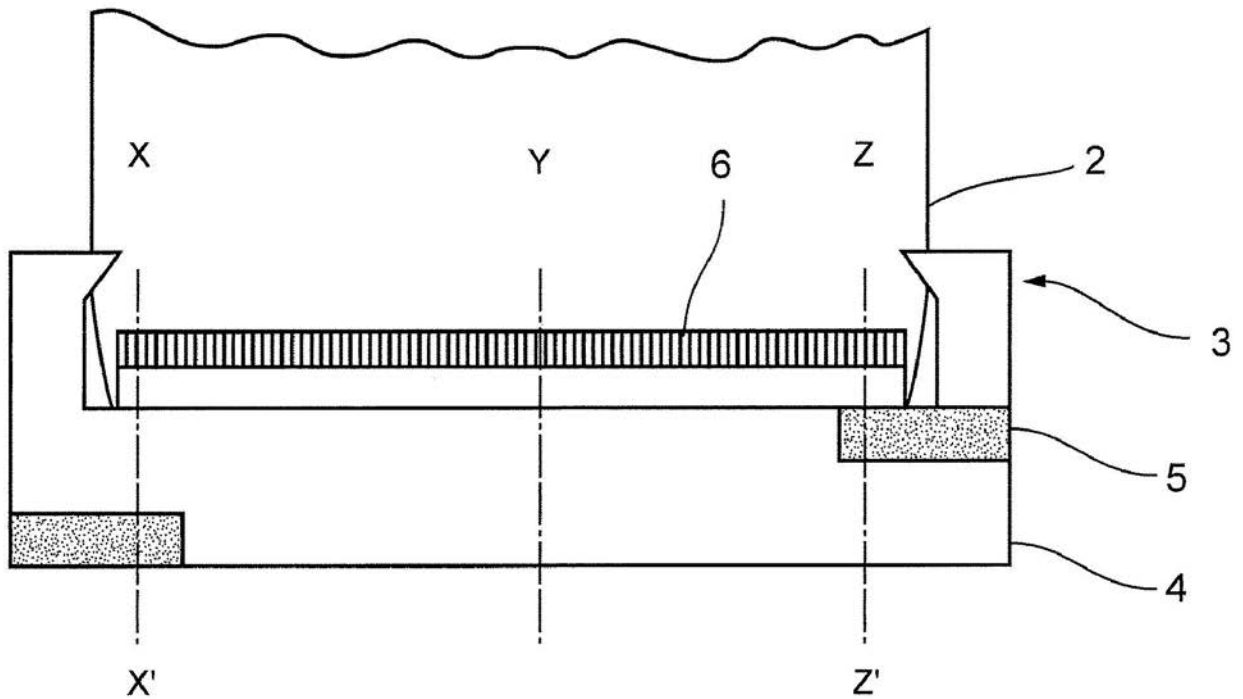
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2 C

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 2 C】



【手続補正 5】

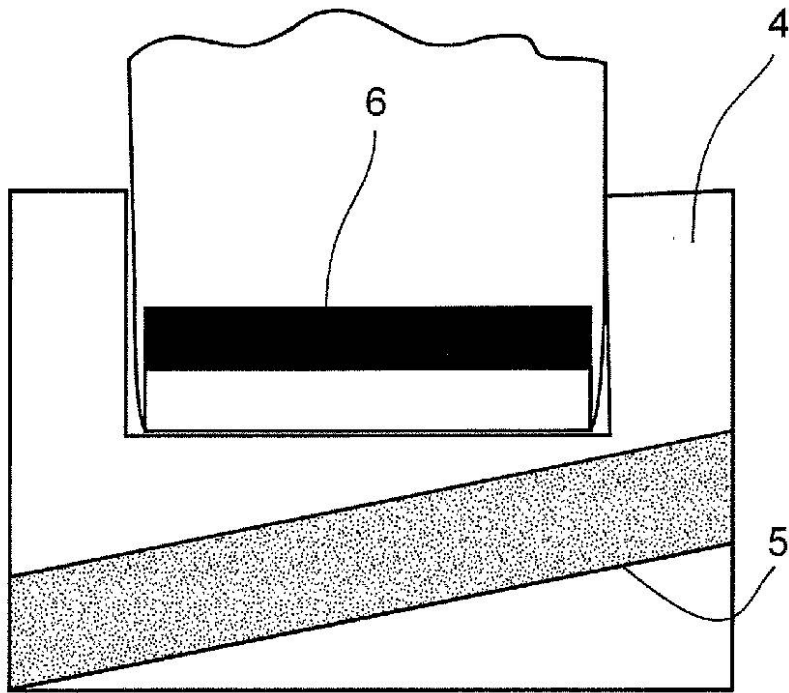
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2 D

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 2 D】



【手続補正 6】

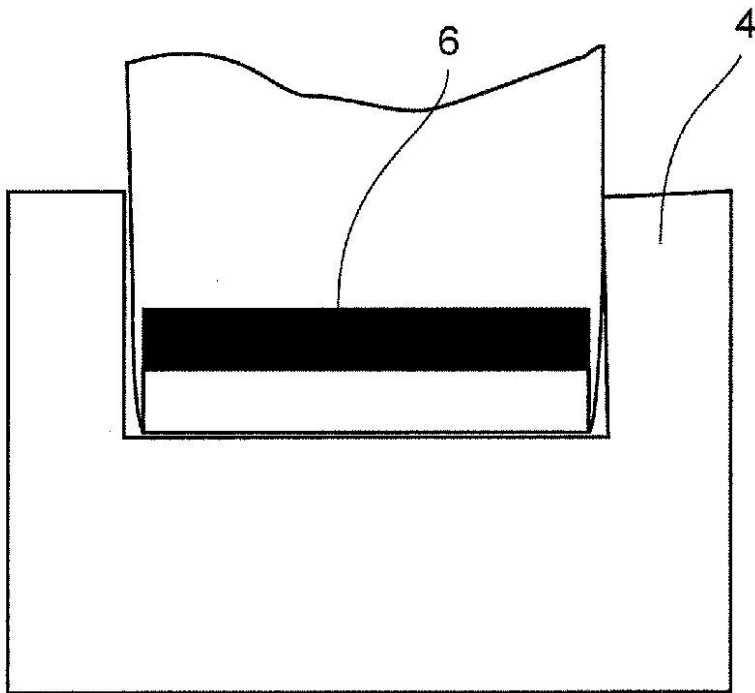
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2 E

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 2 E】



【手続補正 7】

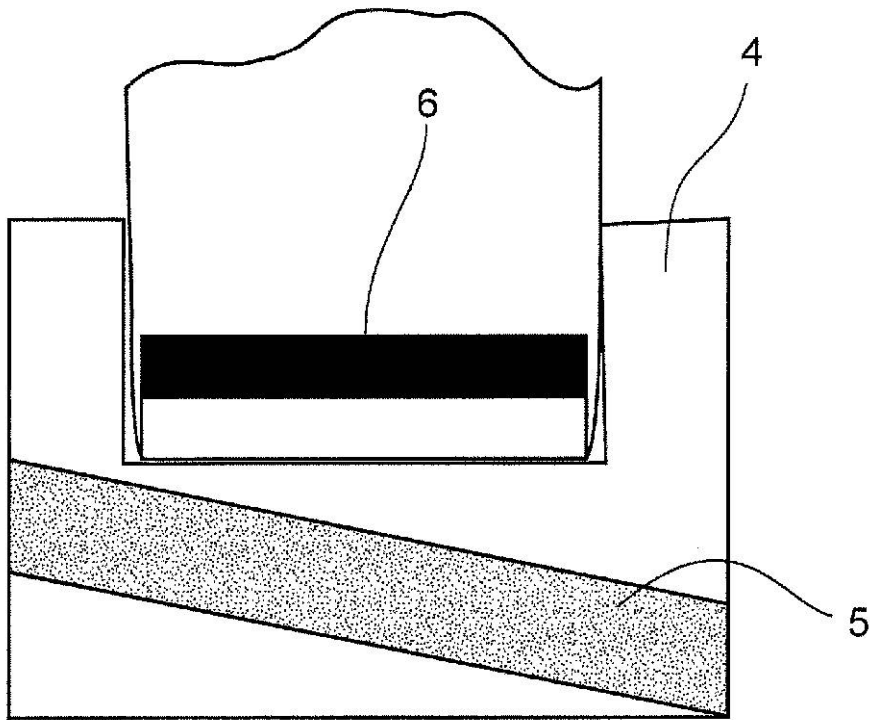
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2 F

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 2 F】



【手続補正 8】

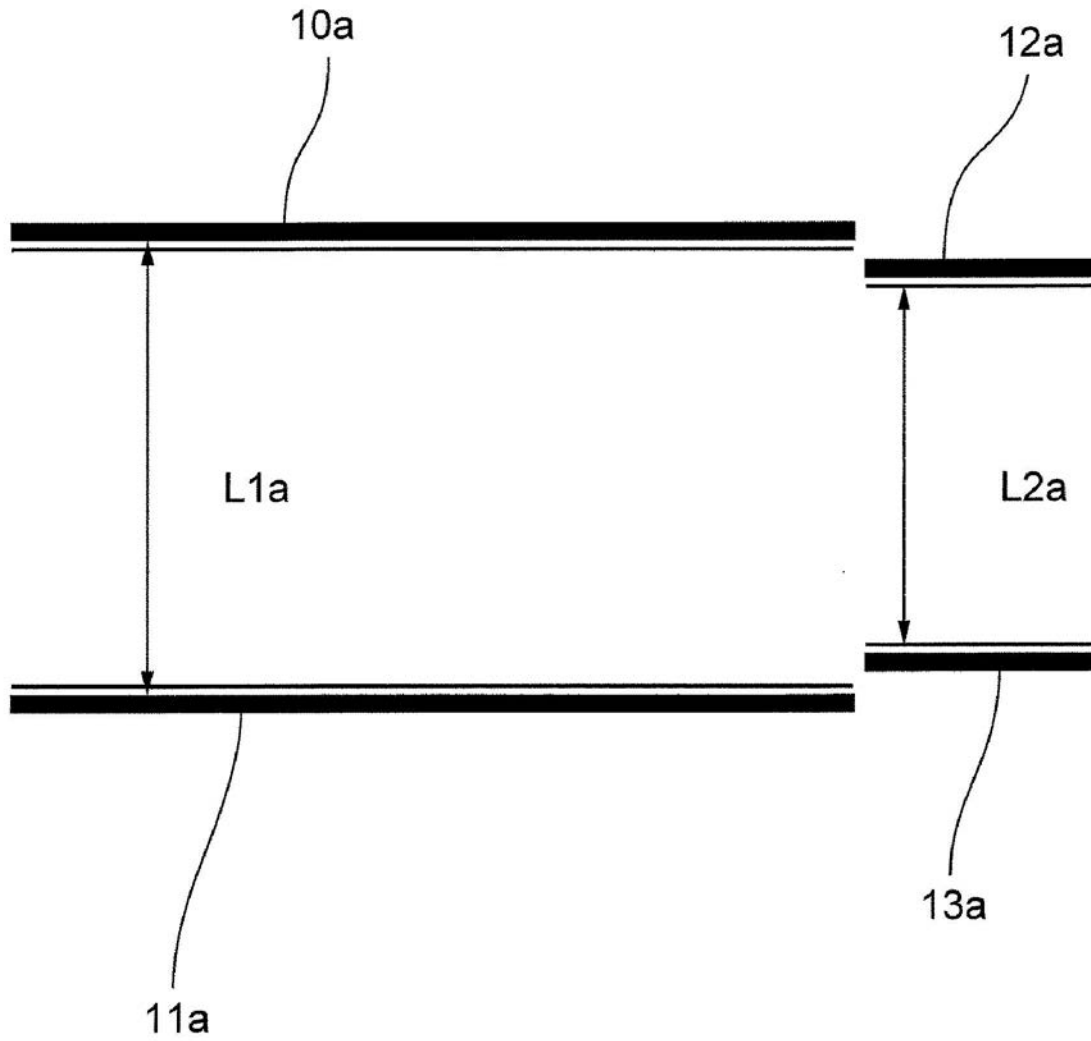
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2 G

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 2 G】



【手続補正 9】

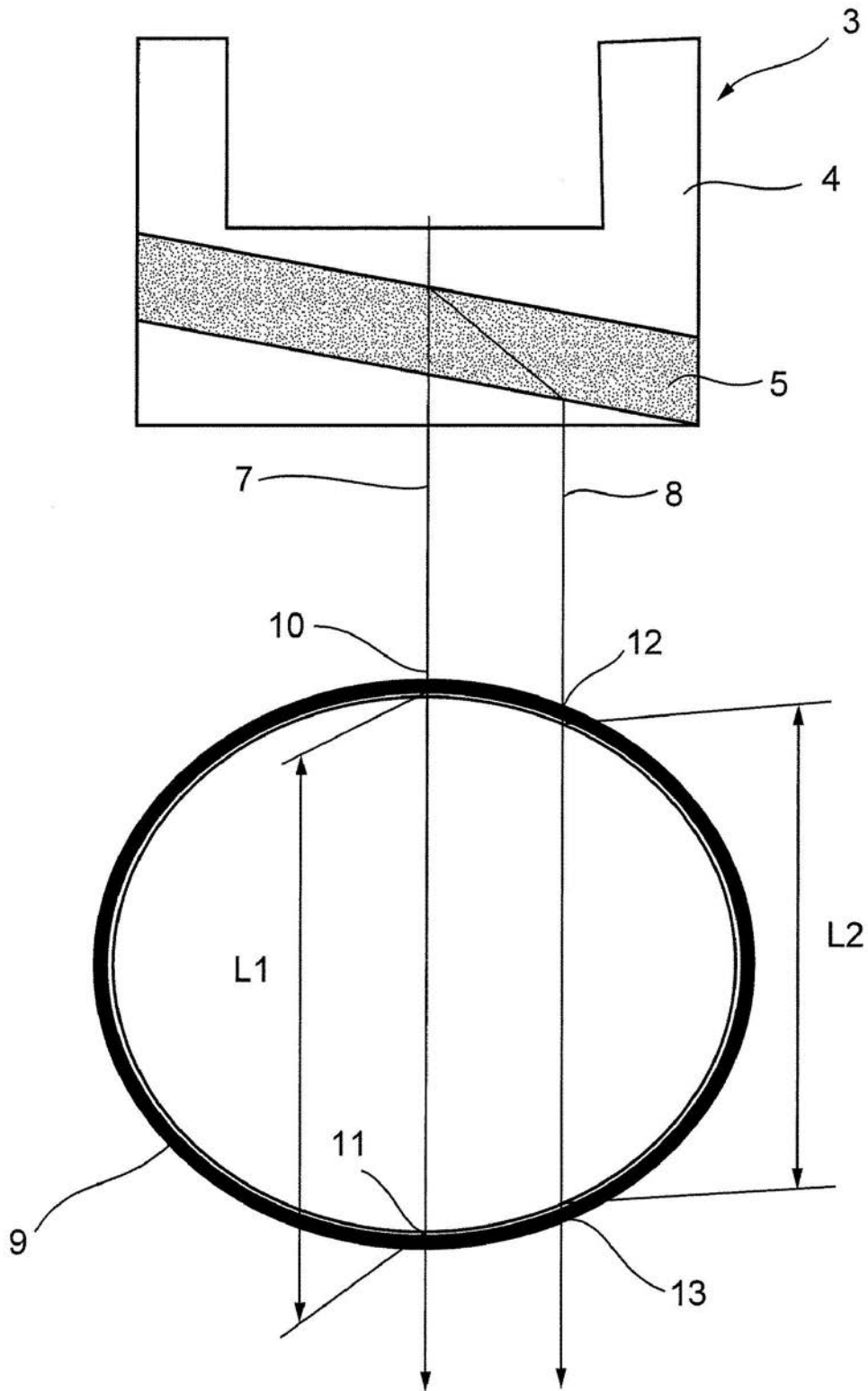
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 2 H

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 2 H】



【手続補正 1 0】

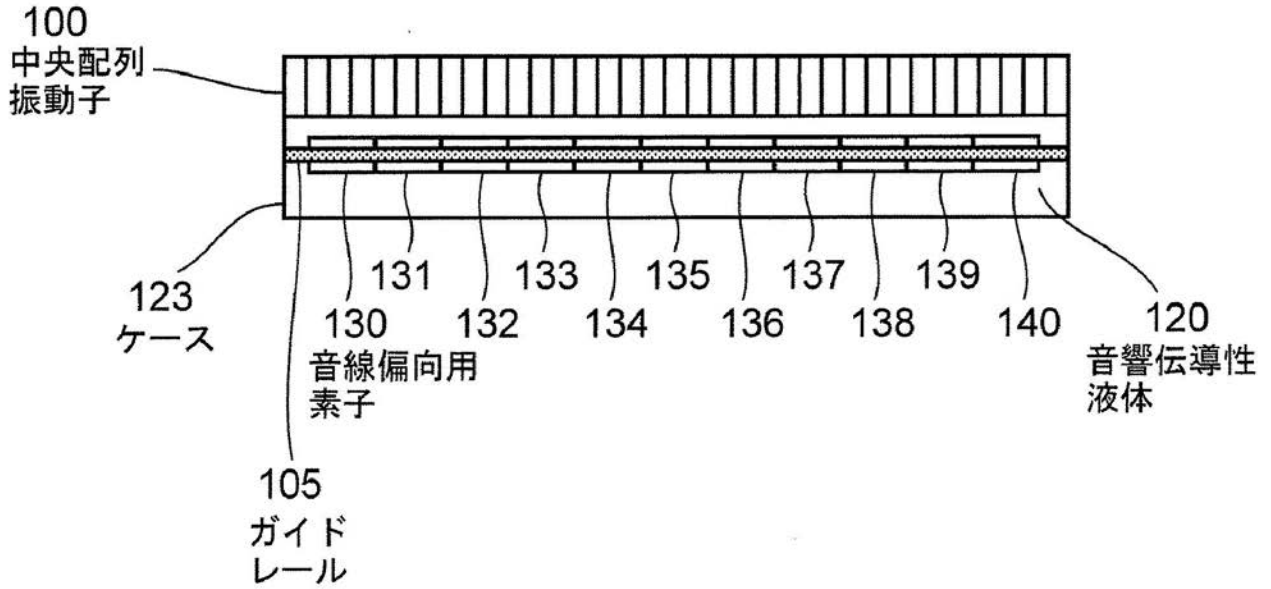
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 3 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 3 A】



【手続補正 1 1】

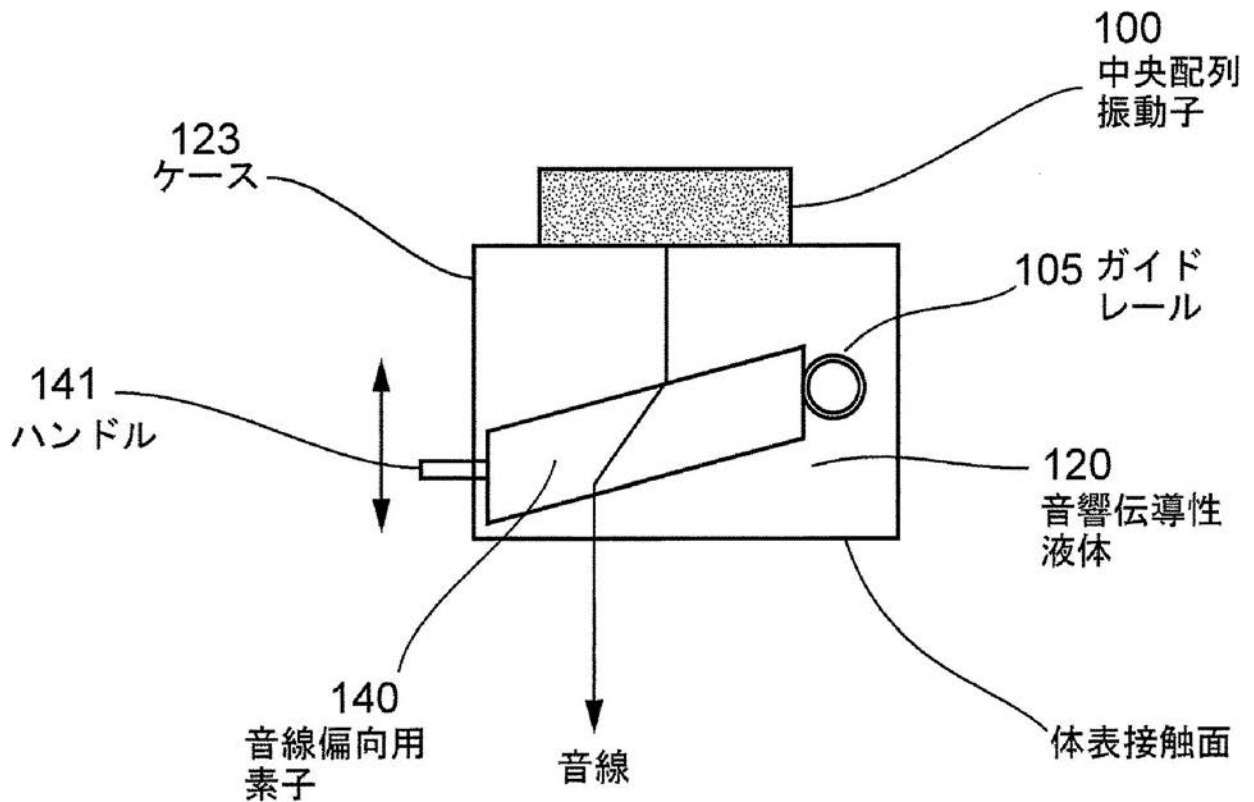
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 3 B

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 3 B】



【手続補正 1 2】

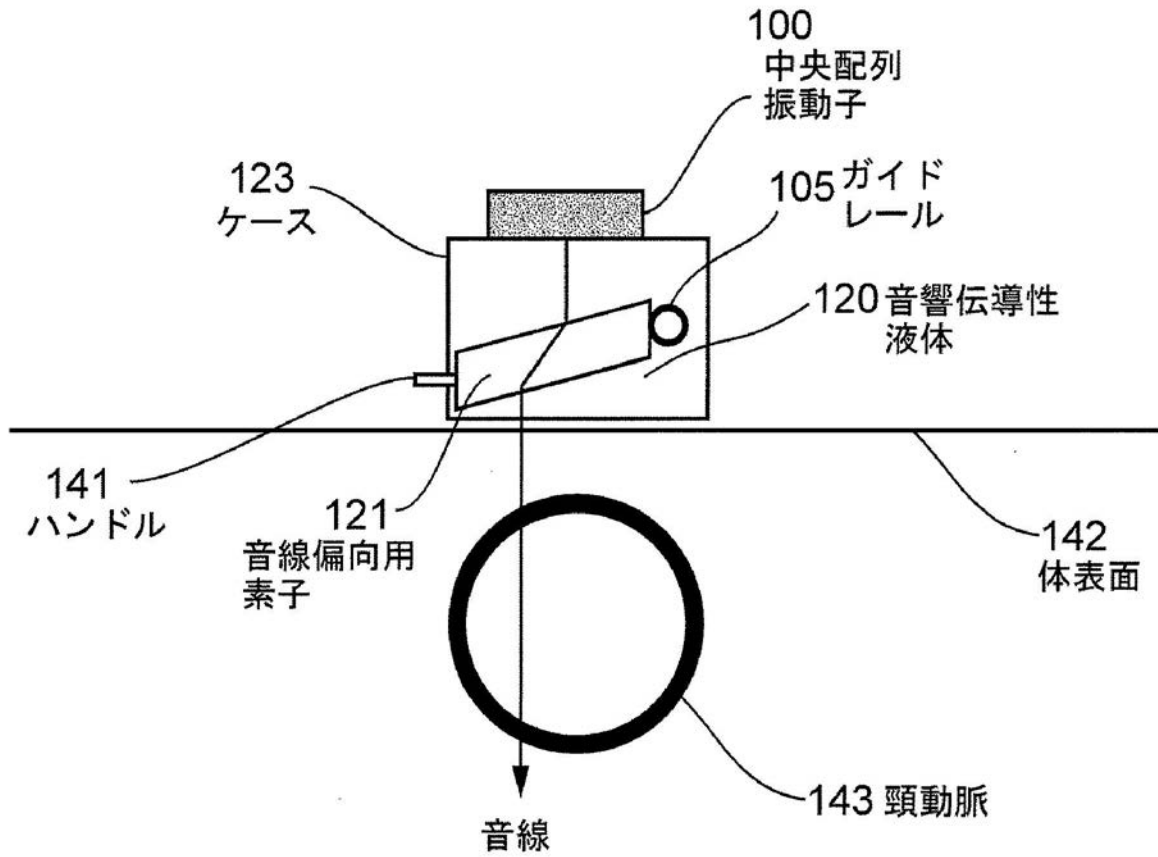
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 4 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 4 A】



【手続補正 1 3】

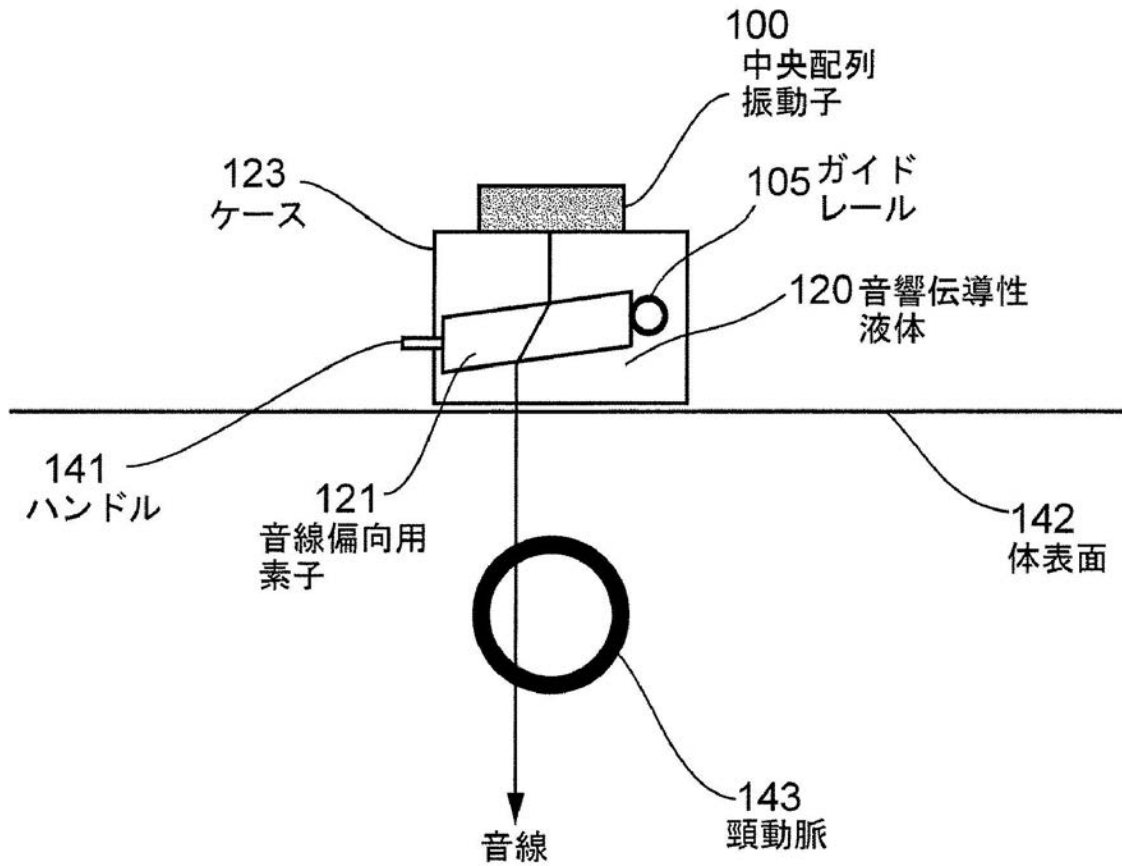
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 4 B

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 4 B】



【手続補正 1 4】

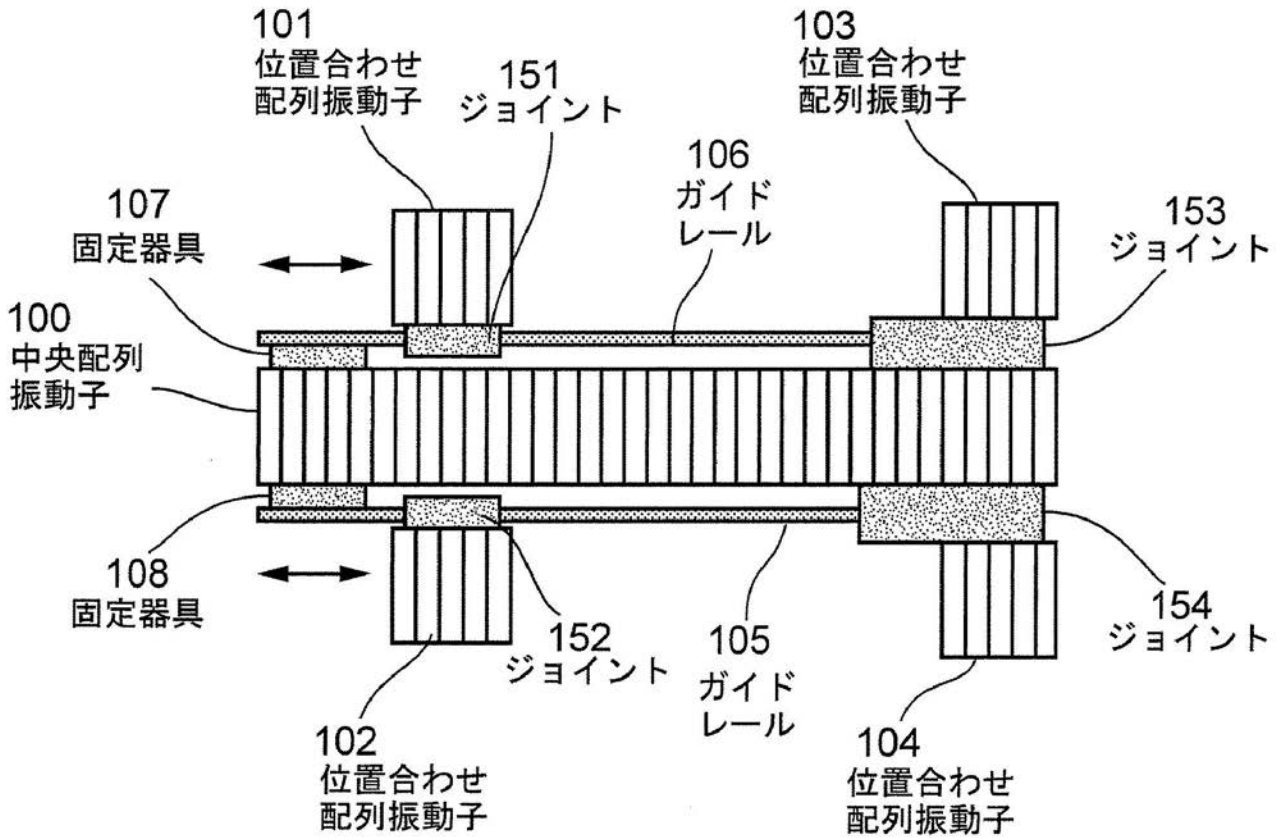
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 5 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 5 A】



【手続補正 1 5】

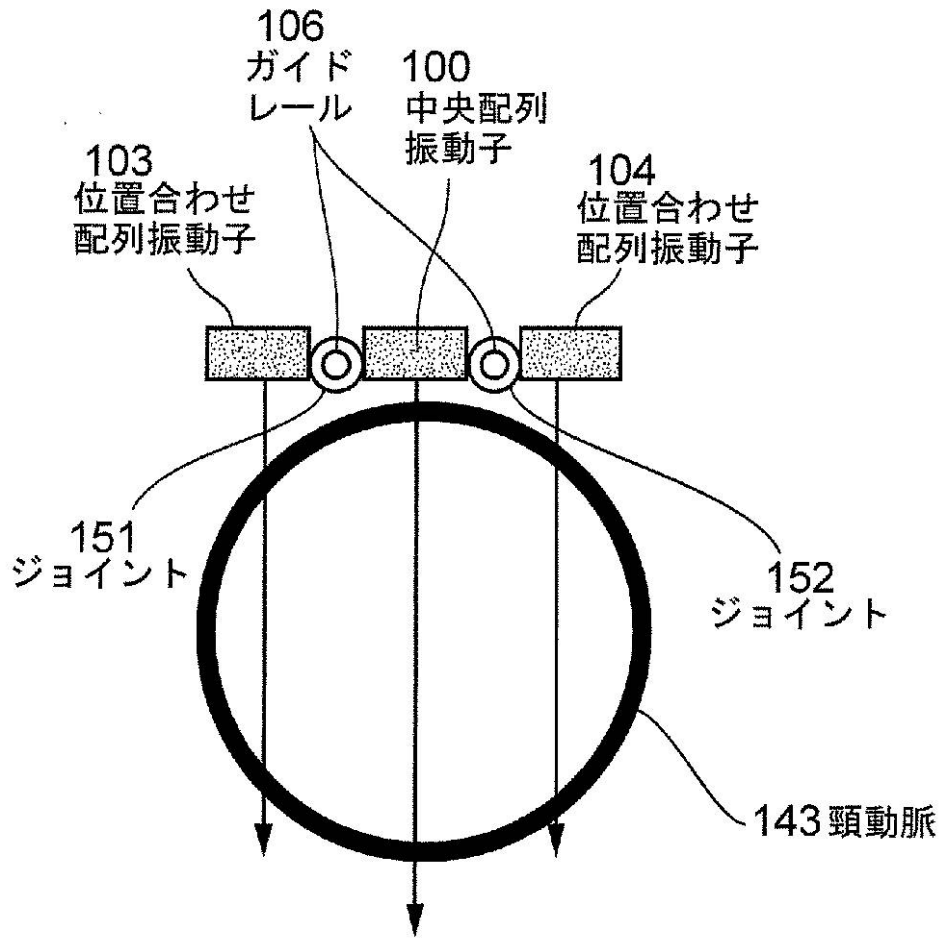
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 5 B

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 5 B】



【手続補正 1 6】

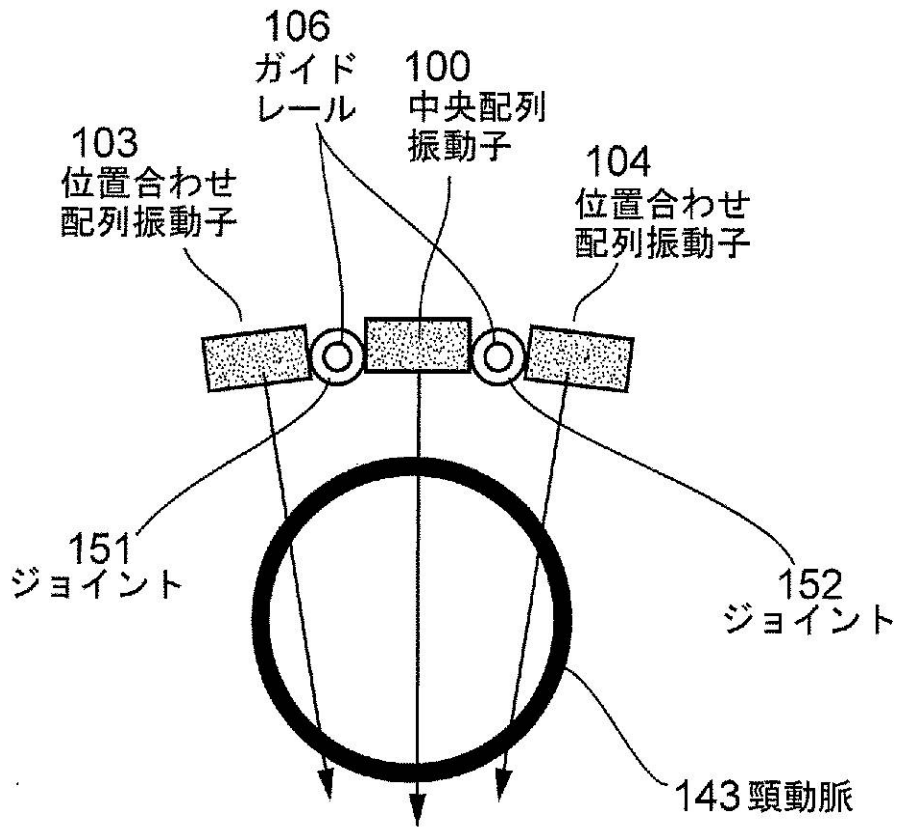
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 5 C

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図5C】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2013048813A	公开(公告)日	2013-03-14
申请号	JP2011189506	申请日	2011-08-31
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	小西美有紀 齊藤孝悦 西垣森緒		
发明人	小西 美有紀 齊藤 孝悦 西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB45 4C601/GB50 4C601/KK28		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确地对准血管，特别是血管测量，使探针与颈动脉血管对齐，以便血管测量，即使血管的一部分是弯曲的或分支的，提供了一种能够进行IMT测量的超声诊断设备。 解决方案：定位阵列换能器101至104相对于中心阵列换能器100布置用于血管测量，并且通过改变对准阵列换能器101和103之间的间隔，102和104之间的间隔通过调节被检者的测量部位的长度，可以获得超声波束精确地撞击血管的图像。 点域1

