

(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2017-123891

(P2017-123891A)

(43) 公開日 平成29年7月20日(2017.7.20)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F1

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2016-3189 (P2016-3189)
 (22) 出願日 平成28年1月12日(2016.1.12)

(71) 出願人 304063565
 藤澤 知
 愛知県豊川市四ツ谷町2丁目53番地
 (74) 代理人 100110560
 弁理士 松下 恵三
 (72) 発明者 藤澤 知
 愛知県豊川市四ツ谷町2丁目52番地
 藤澤医学研究所内
 Fターム(参考) 4C601 BB23 DD30 EE04 FE07 GA01

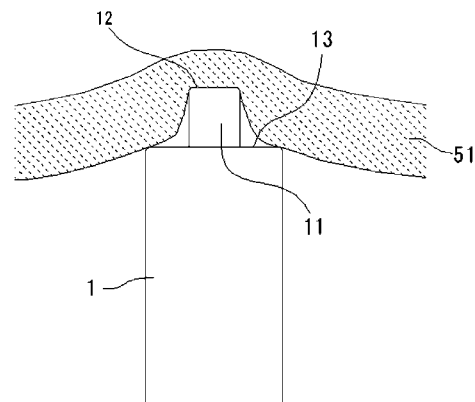
(54) 【発明の名称】 経膣用超音波プローブ及び経膣用超音波プローブ用カバー

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 卵子卵丘細胞複合体(OCC)を鮮明な画像で取得する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブのヘッド部1を膣内に挿入し、送受信部11を膣壁51に押し付ける。送受信部11は先端が尖っているため、膣壁51に対して頂部12を押し込むことができる。一方、送受信部11を押し込むことで停止面13が膣壁51に当たり、この停止面13は送受信部11よりも径が大きいことから、送受信部11の押し込みすぎを防止する。送受信部11を押し込むことで、送受信部11が比較的先端が尖っていることから、膣壁51の厚さが小さくなり、アレイヘッドとOCCとの距離を小さくできる。このため、超音波の減衰を効果的に防止できるので、高い周波数の超音波を使用でき、分解能の高い画像を取得できるようになる。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

棒状のヘッド部とユーザが握って操作する把持部とを有する経腔用超音波プローブであって、

前記ヘッド部は、その先端に設けられ且つヘッド部の押付方向に略直交方向に形成した停止面と、当該停止面の一部から突出した頂部を有し且つ当該頂部の内側に超音波振動子を設けた送受信部と、を備えたことを特徴とする経腔用超音波プローブ。

【請求項 2】

前記停止面の前記押付方向を軸とした径は、前記送受信部の径より大きいことを特徴とする請求項 1 に記載の経腔用超音波プローブ。

10

【請求項 3】

更に、前記送受信部の内部にはアレイヘッドが配設され、当該アレイヘッドは、その曲面となる頂面に超音波振動子を設けると共に下側部が揺動するように回転軸を有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の経腔用超音波プローブ。

【請求項 4】

前記アレイヘッドは、揺動方向に液体通路を有することを特徴とする請求項 3 に記載の経腔用超音波プローブ。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 に記載の経腔用超音波プローブの前記ヘッド部の、少なくとも前記停止面と送受信部との形状と略同形状の先端部被覆部と、前記ヘッド部に被せる本体部とを備えたことを特徴とする経腔用超音波プローブ用カバー。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、卵巣皮質内の原始卵胞、初期胞状卵胞・後期胞状卵胞・成熟卵胞内の卵子卵丘細胞複合体（以下、「OCC」という）を超音波により画像化する経腔用超音波プローブ及び経腔用超音波プローブ用カバーに関するものである。

【背景技術】

30

【0002】

女性の妊孕能(卵巣予備能力)は卵巣の中に今後排卵できる卵子が残存するか否かによって決定される。また、不妊症の原因の中で、体外受精治療の採卵を行い、卵胞中の卵子を回収することが出来ない状態を Empty Follicle Syndrome (EFS) と称する。その病状の実態は、最初から卵胞内にOCCが無いが、或いは、人為的な操作のミスにより卵胞内に存在しているはずのOCCを採取できていないことが原因であると考えられている。このため、まずは、卵巣皮質内に原始卵胞が存在しているか否かを、また、卵胞内にOCCが存在しているか否かを正確に診断し直接画像化する必要がある。

【0003】

従来から、特許文献 1 に開示されているような超音波プローブが知られている。この中性子プローブは、操作者が把持するハンドル区画と、ハンドルの後部に設けたプローブケーブルと、ハンドルの前方端から延在したシャフトと、シャフトは遠心端に設けたドーム形状の音響窓とを備えている。音響窓の内部には、凸状に湾曲した配列送受波器が設けられている。配列送受波器は送受波器クレードルに取り付けられ、当該送受波器クレードルは、その回転軸を中心に前後に揺動するように設けられる。この送受波器クレードルは、ハンドル内のモータ及び位置センサと駆動シャフトで接続され、揺動される。この超音波プローブは、プローブケーブルが画像形成装置に接続される。

40

【0004】

この超音波プローブにより経腔内からOCCを見る場合、超音波プローブのシャフトを経腔内の壁面に音響窓を押し当て、操作者が画像形成装置の画面を見ながら、ハンドルを操

50

作する。送受信器クレードルを揺動させつつ超音波を送受信することで、所定の三次元画像が得られる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特表2007-530206号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ここで、超音波により画像形成では、超音波の周波数が高いほど高い分解能を得られるため、極めて小さいOCCを詳細に画像化するには高い周波数の超音波を使用するのが好ましい。一方、高い周波数の超音波ほど人体を通過する際の減衰が大きくなることから、表層から深い部分の組織を画像化することが困難である。特に、OCCを経腔内から超音波で画像化する場合、経腔内からOCCまでの間に、腔壁の厚さと卵胞の外表面からの深さが介在することから、高周波の超音波が減衰してしまい、十分な深度が得られないという問題点がある。低い周波数の超音波の場合は、減衰は少ないが分解能が低く、小さいOCCを画像上で確認することが困難になる。一方、人体の保護のため、超音波の強度を高くすることには限界がある。この発明は、係る問題点を解決するためになされたものである。

10

【課題を解決するための手段】

20

【0007】

本発明に係る経腔用超音波プローブは、棒状のヘッド部とユーザが握って操作する把持部とを有するものであって、前記ヘッド部は、その先端に設けられ且つヘッド部の押付方向に略直交方向に形成した停止面と、当該停止面の一部から突出した頂部を有し且つ当該頂部の内側に超音波振動子を設けた送受信部と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

当該発明では、ヘッド部を経腔内に挿入し、送受信部を腔壁に押し付ける。送受信部は突出しているので、腔壁に対して頂部を押し込むことができる。一方、送受信部を押し込むことで前記停止面が腔壁に当たり、送受信部11の押し込みすぎを防止する。これにより、腔壁への負担を防止できる。

30

【0009】

また、送受信部を押し込むことで、腔壁の厚さが局部的に小さくなる。これにより、超音波の減衰を効果的に防止できるので、高い周波数の超音波を使用できる。この結果、分解能の高い画像を取得できるようになる。

【0010】

また、前記停止面の前記押付方向を軸とした径は、前記送受信部の径より大きいものとするのが好ましい。

【0011】

また、前記送受信部の内部にはアレイヘッドが配設され、当該アレイヘッドは、その曲面となる頂面に超音波振動子を設けると共に下側部が揺動するように回転軸を有する構造としても良い。更に、前記アレイヘッドには、揺動方向に液体通路を設けても良い。

40

【0012】

また、この発明に係る経腔用超音波プローブ用カバーは、上記経腔用超音波プローブの前記ヘッド部の、少なくとも前記停止面と送受信部との形状と略同形状の先端部被覆部と、前記ヘッド部に被せる本体部とを備えたことを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】この発明の実施の形態1に係る経腔用超音波プローブを示す外観図である。

【図2】図1に示した経腔用超音波プローブの先端形状を示す外観斜視図である。

【図3】経腔用超音波プローブの内部構造を示す構成図である。

50

- 【図 4】経腔用超音波プローブの内部構造を示す構成図である。
- 【図 5】アレイヘッドの構成を示す説明図である。
- 【図 6】アレイヘッドを揺動させたときのスキャンの範囲を示す説明図である。
- 【図 7】腔壁に対してヘッド部の先端を押し付けた状態を示す説明図である。
- 【図 8】腔壁に対してヘッド部の先端を押し付けた状態を示す説明図である。
- 【図 9】実施の形態 1 の変形例に係る経腔用超音波プローブを示す説明図である。
- 【図 10】図 9 に示した経腔用超音波プローブを示す斜視図である。
- 【図 11】実施の形態 1 の変形例に係る経腔用超音波プローブを示す説明図である。
- 【図 12】図 11 に示した経腔用超音波プローブを示す斜視図である。
- 【図 13】アレイヘッドの変形例を示す斜視図である。
- 【図 14】図 13 に示したアレイヘッドの説明図である。
- 【図 15】この発明の実施の形態 2 に係る経腔用超音波プローブを示す斜視図である。
- 【図 16】先端部の内部構造を示す説明図である。
- 【図 17】ヘッド部に対するアレイヘッド 30 の配置状態を示す説明図である。
- 【図 18】この実施の形態 2 に係る経腔用超音波プローブの使用法を示す説明図である。

10

【図 19】この発明の実施の形態 3 に係る経腔用超音波プローブのカバーを示す斜視図である。

【図 20】図 19 に示した経腔用超音波プローブのカバーの装着例を示す説明図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0014】

(実施の形態 1)

図 1 は、この発明の実施の形態 1 に係る経腔用超音波プローブを示す外観図である。図 2 は、図 1 に示した経腔用超音波プローブの先端形状を示す外観斜視図である。図 3 及び図 4 は、経腔用超音波プローブの内部構造を示す構成図である。この経腔用超音波プローブ 100 は、先端に停止面 13 を有し且つその停止面 13 に山状の送受信部 11 が形成された全体が棒状のヘッド部 1 と、ヘッド部 1 の後端に設けられ且つユーザが握って操作する把持部 2 とから構成される。

【0015】

停止面 13 は、ヘッド部の押付方向に略直交方向に面が拡がって形成される。停止面 13 は、必ずしも均一な平面であることを要しない。凹凸面や曲面であっても良い。停止面 13 は、その径が腔壁への押付を阻害するのに十分な径であることが必要である。少なくとも、停止面 13 の前記押付方向を軸とした径は、前記送受信部 11 の径より大きいものとする。また、停止面 13 の形状も、押付方向視で円形状に限定されず、多角形や楕円形であっても良い。

30

【0016】

送受信部 11 には、アレイヘッドが内蔵される。送受信部 11 の形状は、同図に示すように、頂部 12 が半円筒形状であり、その半円筒の周面 12a はそのまま両側の平面 12b に連続し、先端の停止面 13 に繋がる。送受信部 11 の短手方向の両側は、平面的に切り立っている。停止面 13 の直径（送受信部の押付方向を軸とした直径）は、送受信部 11 の長手方向と略同じ又はそれより大きな寸法となる。また、送受信部 11 の短手方向は、停止面 13 の直径より小さい。具体的には、送受信部 11 の短手方向の長さは、停止面 13 の直径の半分以下である。

40

【0017】

送受信部 11 の内部には、超音波振動子列 31 を一列に配置したアレイヘッド 30 が内蔵されている。アレイヘッド 30 は、図 3、図 4 (a) 及び図 5 に示すように、平面視で、逆扇形状ないし鈍形状である。具体的には、頂面 32 が、前記送受信部 11 の頂部 12 の円筒形状の内径より僅かに小さい径を有する曲面となる。底面は、一定の曲率を有する湾曲面 33 となる。この湾曲面 33 には、歯が形成される（図示省略）。

【0018】

50

アレイヘッド30の頂面32の円筒形状の中心軸方向には、図4(b)に示すように、揺動軸34が突出形成される。この揺動軸34は、送受信部11の内部側面に形成した軸受で支持される。送受信部11の内部の幅は、アレイヘッド30の厚さよりも若干大きい程度とする。アレイヘッド30は、この揺動軸34を中心としてその下側部が揺動する。前記頂面32は、円筒面でありその軸は揺動軸34と一致する。前記アレイヘッド30と内部側面との間は、一定の距離が保たれ、互いに接触しない。

【0019】

アレイヘッド30の頂面32と送受信部11の頂部12の円筒形状の内面12cとの間には、一定の間隙Sが形成される。この間隙Sは、純水等の液体が循環可能な程度に適宜決定するものとする。また、当該間隙Sは、液体が循環する最低限の寸法とする。これにより、超音波振動子列とOCCとの間に介在する層を小さくし、超音波の減衰を防止する。当該間隙Sが極めて小さい場合は、液体を介在させなくても良い場合がある。

10

【0020】

アレイヘッド30の下側には、アレイヘッド30の湾曲面33の歯にかみ合う歯車35が配置される。また、ヘッド部1には、モータ40が内蔵されている。モータ40の回転軸には、ギア41が設けられる。当該ギア41は、前記歯車35と係合する。モータ40は、正逆転を繰り返すことで歯車35を正逆転させ、この歯車35の正逆転をアレイヘッド30に伝えることで、当該アレイヘッド30を揺動させる。モータ40には、回転角度を検出するエンコーダが設けられる(図示省略)。エンコーダは、モータ40の回転角度からアレイヘッド30の揺動角度を検出し、画像処理装置に送信する。

20

【0021】

送受信部11の高さHは、8mm以上15mm以下であり、送受信部11の頂部12の曲面の半径は5mmである。また、送受信部11の短手方向の長さは、8mm以上15mm以下であり、長手方向の長さは、15mm以上25mmである。停止面13の直径は、15mm以上25mm以下である。送受信部11の超音波振動子列の周波数は、20MHz~70MHzとなる。

【0022】

次に、この経腔用超音波プローブの使用方法を説明する。図6は、アレイヘッドを揺動させたときのスキャンの範囲を示す説明図である。図7及び図8は、腔壁に対してヘッド部の先端を押し付けた状態を示す説明図である。図中腔壁を符号51で示し、卵胞を符号52で示し、OCCを符号50で示す。経腔用超音波プローブ100のヘッド部1を経腔内に挿入し、送受信部11を腔壁51に押し付ける。送受信部11は先端が尖っているので、図7及び図8に示すように、腔壁51に対して頂部12を押し込むことができる。一方、送受信部11を押し込むことで前記停止面13が腔壁51に当たる。停止面13は送受信部11よりも径が大きいことから、送受信部11の押し込みすぎを防止する。これにより、腔壁51への負担を防止できる。

30

【0023】

送受信部11を押し込むことで、腔壁51の厚さが局部的に小さくなるので、アレイヘッド30とOCC50との距離を小さくできる。このため、超音波の減衰を効果的に防止できるので、高い周波数の超音波を使用できる。この結果、分解能の高い画像を取得できるようになる。出願人の臨床経験から、腔壁51の厚さは平均的に7mm程度あり、これが1mmから2mmでも薄くなれば、超音波の減衰を効果的に防止できることが判っている。このため、送受信部11による腔壁51の押し込みによる腔壁51の実質的な薄肉化は、鮮明な画像形成に大変効果的である。

40

【0024】

本出願人による本発明の有効性について、次のような臨床試験を試み、本発明の有用性を明らかにした。

【0025】

まず、先端径が25mmの一般的なプローブヘッドを用い、卵胞の間に以下の物体を介在させた状態で測定を行った。周波数帯域は、30~50MHzであり、観察可能な深度は

50

9 mmである。

- a) プローブヘッドのTOPカバー：三井化学製TPX（トランスパレントポリメー
ーX）100 μm
- b) コンドーム厚さ：0.03 mm
- c) 患者の膈壁厚さ：3～4 mm
- d) 患者の膈壁と卵巣の間に存在する軟部組織（卵胞膜を含む）厚さ：1～3 mm

a)～d)を合計すると、約4 mm～7 mmである。そうすると、一般的な超音波プロ
ーブヘッドにより観察可能な距離は、5～2 mmとなる。

【0026】

係る条件のプローブヘッドにより計測を行った結果、30症例のうち3例のみでOCCの
観察が可能であった。しかしながら、観察に成功した症例では、膈壁の厚さが3 mm、軟
部組織は殆ど存在せず、卵巣の多臓器との癒着が殆ど無いものであり、運良く卵胞が卵巣
のプローブヘッド側に存在していたものである。なお、一般的に、卵巣が子宮や腹膜に癒
着しており正常の位置より偏位している場合や、卵胞が卵巣のプローブヘッド側に位置し
ていない場合には、超音波プローブヘッドの計測深度不足により観察が困難となる。

【0027】

上記症例については、卵胞を経時的に観察することにより、OCCを同定することが出
来ない約1.5 mmの初期胞状卵胞を画像化すること、約2 mmの初期胞状卵胞内（卵胞
内OCCがプローブヘッドの反対側に存在する場合）に約135 μmのOCCを画像化す
ることが可能であった。また、約15 mmの後期胞状卵胞でもOCCの位置が超音波プロ
ーブヘッド側に存在した場合は、約200 μmのOCCを画像化することが可能であった
。しかしながら、約30 μmの原始卵胞は、30～50 MHzの周波数においては小さ
すぎて画像化することは不可能であった。

【0028】

また、超音波画像化の特性で被写体がプローブヘッドと水平方向に存在する場合は画像
化が容易であるが、垂直に存在する場合は画像化が困難になる。つまり、OCCが卵胞の
側面に存在した場合はその画像化が困難になる。今回の臨床試験において、複数の卵胞が
存在した症例で卵胞の重なった部分の卵胞膜の厚さを計測したところ、30 MHzでは画
像が不鮮明で150～200 μm程にボヤけたので、150 μmのOCCを画像化するこ
とは不可能であった。50 MHzの周波数を用いてスキャンしたところ、卵胞膜の画像が
100 μm程に集約する事ができたので、OCCの画像化が可能であった。

【0029】

このようなことから、本発明のように、プローブヘッドをより卵胞に近付ける為の工夫
が重要な要素となる。一方で、プローブヘッドをより細くすることが重要であるが、あま
りに先端を鋭利な状態にすると膈壁損傷などの危険性が発生する。そのため、先端は、直
径10 mmの正球状またはそれに近い状態で、その後直径20 mmのストッパーを設け
ることでその危険性を回避することが可能である。係る形状のプローブヘッドを用いるこ
とにより、理論上1～2 mmだけ、距離を小さくすることができる。その結果、プロー
ブヘッドから3～6 mmの深度で観察することが可能となり、より多くの症例に対し、より
小さい卵胞を観察することが可能となる。

【0030】

また、30～50 MHzの周波数で生体内をスキャンした場合の最小分解能は、理論上、
135 μmとされている。これに対し、卵巣皮質内の原始卵胞は、30 μmであるため、
少なくとも100 MHzの周波数の超音波を用いる必要がある。100 MHzの超音波の
到達可能深度は約3 mmであるが、本発明によりプローブヘッドと卵巣を接近させるこ
とができれば、原始卵胞の画像化も実現可能になる。そのうえ、プローブヘッドと卵巣を
近接させることで、より鮮明な画像が得られるようになる。

【0031】

次に、送受信部11のアレイヘッド30が揺動することで三次元画像を取得する。送受
信部11を膈壁51に押し込んだ状態で、ヘッド部1のモータ40の正逆転を連続的に
行

10

20

30

40

50

う。これにより、歯車が連続的に正逆転し、アレイヘッド30の下部を揺動軸34を中心として揺動させる。このアレイヘッド30において、超音波振動子列31を形成した部分であるアレイヘッド30の頂面32は、揺動軸34の近傍にあり、その下側部35を揺動させることで、頂面32の前記送受信部11の頂部12の円筒形状の内面12cに対する相対移動量が少なくなる。このため、液体の循環が小さくて済み、仮に頂面32と内面12cとが接触しても相対移動量が少ないことから、摩擦による影響を抑制できる。

【0032】

これにより、送受信部11の先端を尖らせた形状にすることが可能となる。換言すれば、従来は、超音波振動子列31を形成した面を揺動させる構成が一般的であるが、このアレイヘッド30は全体として揺動するが、超音波振動子列31を形成した面は揺動軸34を中心とした周移動することに特徴がある。頂面32から揺動軸34までの寸法を小さくすれば、送受信部11の先端をより尖らせることができる。

10

【0033】

アレイヘッド30を揺動させて超音波振動子列31からの面ビームを走査することで、三次元の超音波画像を得る。また、送受信部11の板厚は薄い方が好ましい。板厚を薄くすると腔壁51に押し付けたときに変形し、従来の内部に空洞を有する揺動型の構造では、アレイヘッド30が内面12cと干渉して停止するなどの不具合が生じる可能性があったが、本発明では、アレイヘッド30の頂面32は周移動であり、換言すれば送受信部11の内面12cに対して相対移動量が少ない摺動関係になるので、送受信部11に力が加わり多少の変形をしても、アレイヘッド30でその変形が支持されることから、アレイヘッド30が停止し難い。

20

【0034】

図9は、実施の形態1の変形例に係る経腔用超音波プローブを示す説明図である。図10は、図9に示した経腔用超音波プローブを示す斜視図である。この経腔用超音波プローブ110は、ヘッド部1の先端に形成した停止面13の大きさを一定に保持したまま(径D1)、その他の部分であるヘッド部1の先端近傍から把持部2までの部分の径D2を小さくしたものである。このようにすれば、上記機能を保持したまま経腔用超音波プローブ110の全体を小さくできる。

【0035】

図11は、実施の形態1の変形例に係る経腔用超音波プローブを示す説明図である。図12は、図11に示した経腔用超音波プローブを示す斜視図である。この経腔用超音波プローブ120は、前記停止面13の径D1を大きくした点に第一の特徴がある。停止面13の径D1を大きくすることでヘッド部1の先端近傍の径が大きくなる。このようにすれば、腔壁51に送受信部11を押し込んだときに確実に腔壁51への過度な押し込みを防止できる。具体的には、送受信部11の長手方向の寸法(換言すればもっとも長い方向での寸法)よりも大きな径になるように、停止面13を設定する。なお、停止面13は円形が好ましいが、楕円形でも良い(図示省略)。

30

【0036】

また、この経腔用超音波プローブ120は、クランク機構121によりアレイヘッド30を揺動する構成とした点に第二の特徴がある。本発明では、アレイヘッド30の湾曲面33を揺動させ、実質的に超音波振動子列31を形成した頂面32は周運動になるので、アレイヘッド30の揺動構造に関しては、上記モータ40及びギア35によるものに限定されず、同図に示したようなクランク機構121でも良い。

40

【0037】

このクランク機構121は、モータ40の回転軸に設けた円盤122の一部に第一リンク123の一端を接続し、第一リンク123の他端をエンコーダの軸に設けたクランク軸となる回転板124の一端に接続した構造である。また、当該回転板124の他端には、第二リンク125の一端を接続し、この第二リンク125の他端が歯車126の端部に接続してある。前記エンコーダは、アレイヘッド30の揺動角度を検出するものである。

【0038】

50

モータ40の回転によりクランク機構121を介して歯車126を正逆転させると、アレイヘッド30の下部を揺動する。係る構成によれば、第二リンク125を長くすることで(図中ではエンコーダと歯車が近接しているが、これらを離して長い第二リンク125で接続しても良い)、モータ40等の部分をハンドル側に設置することができるので、よりヘッド部1を小さくできる。

【0039】

図13は、上記アレイヘッドの変形例を示す斜視図である。図14は、図13に示したアレイヘッドの説明図であり、(a)は正面図、(b)は側面図を示す。このアレイヘッド130は、下方の拡がりをもった部分に対して、揺動方向(図中矢印で示す)に溝を形成したものである。溝131の形成により、アレイヘッド130が揺動する際に周囲の液体の移動が当該溝131により容易になるため、揺動に起因した経腔用超音波プローブ100内の液体の流れの抵抗を軽減すると共に揺動速度を上げることができる。歯車35と係合する歯は、当該湾曲面133に形成される。なお、溝131に代えて略湾曲方向に貫通する穴を形成しても良い(図示省略)。これらの溝131や穴は、流体通路ないし液体逃し部として機能する。

10

【0040】

(実施の形態2)

図15は、この発明の実施の形態2に係る経腔用超音波プローブを示す斜視図である。図16は、先端部の内部構造を示す説明図であり、(a)は図15のA-A断面図、(b)はB-B断面図である。図17は、ヘッド部に対するアレイヘッド30の配置状態を示す説明図である。

20

【0041】

この経腔用超音波プローブ200は、アレイヘッド230は、ドラム状の回転体201を横置きした構成である。この回転体201の周面には、アレイ状に配置された超音波振動子列31が設けられている。回転体210の回転軸は、当該回転体210の両側に設けた支持プレート212により軸支される。回転体210の回転により、超音波振動子列31で形成する面ビームによる走査が可能となる。送受信部211は、同図に示すように、半円形状となり、ヘッド部201の停止面213から突出して設けられる。停止面213の作用効果は、上記実施の形態1のものと同様である。送受信部211の長手方向の寸法は、この停止面213の径と同じかそれ以下とする。この送受信部211の内部に、前記アレイヘッド230が配置される。ヘッド部201の先端の厚さは超音波の減衰を防止するため薄い方が好ましい。

30

【0042】

図18は、この実施の形態2に係る経腔用超音波プローブの使用法を示す説明図である。人体に係る符号は実施の形態1と同様の部位を示す。経腔用超音波プローブ200のヘッド部201を経腔内に挿入し、送受信部211を腔壁51に押し付ける。送受信部211は先端が尖っているので、図18に示すように、腔壁51に対して送受信部211を押し込むことができる。一方、送受信部211を押し込むことで前記停止面213が腔壁51に当たり、この停止面213は送受信部211よりも径が大きいことから、送受信部211の押し込みすぎを防止する。これにより、腔壁51への負担を防止できる。

40

【0043】

送受信部211を押し込むことで、送受信部211が比較的先端が尖っていることから、腔壁51の厚さが小さくなり、アレイヘッド230とOCC50との距離を小さくできる。このため、超音波の減衰を効果的に防止できるので、高い周波数の超音波を使用できる。このため、分解能の高い画像を取得できるようになる。

【0044】

(実施の形態3)

図19は、この発明の実施の形態3に係る経腔用超音波プローブのカバーを示す斜視図である。図20は、その装着例を示す説明図である。このカバー300は、実施の形態1に係る経腔用超音波プローブのヘッド部1の先端形状と略同形状ないし相似形状のカバー

50

300である。このカバー300は、ヘッド部1に対して被覆する筒状の本体部301と、ヘッド部1の先端の送受信部11を被覆する送受信部被覆部311と、停止面13を被覆する停止面被覆部313とを備えている。送受信部被覆部311及び停止面被覆部313により先端部被覆部302を形成する。カバー300は、全体がラテックス製又はポリウレタン製である。カバー300の厚さは、0.02mm以上0.05mm以下とするのが好ましい。

【0045】

送受信部被覆部311及び停止面被覆部313は、送受信部11及び停止面13の形状に従って成形されており、具体的には、送受信部被覆部311の形状は、頂部312が半円筒形状であり、その半円筒の周面312aはそのまま両側の平面312bに連続し、先端の停止面被覆部313に繋がる。送受信部被覆部311の短手方向の両側は、平面的に切り立っている。停止面被覆部313の直径（送受信部の押付方向を軸とした直径）は、送受信部被覆部311の長手方向と略同じ又はそれより大きな寸法となる。また、送受信部被覆部311の短手方向は、停止面被覆部313の直径より小さい。具体的には、送受信部被覆部311の短手方向の長さは、停止面被覆部313の直径の半分以下である。停止面被覆部313は、ヘッド部の押付方向に略直交方向に面が拡がって形成される。

10

【0046】

図19に示すように、カバー300は使用前の状態では、本体部301は巻かれた状態になっており、ヘッド部1に被せる際にヘッド部1の先端である送受信部11に当て（図中矢印A参照）、巻き付けた部分を伸ばしながらヘッド部1を被覆する（図中矢印B参照）。ヘッド部1に完全に被せた状態を図20に示す。このように、ヘッド部1に被せる専用のカバー300を設けることで、送受信部11に対して適切な形状と大きさとでフィットするため、隙間が生じ難い。これにより、超音波の減衰が生じ難く、鮮明な画像を得ることができるようになる。これに対し、一般的なコンドームを使用した場合、送受信部11の形状にフィットせずに隙間が生じる可能性がある。

20

【0047】

なお、本実施の形態では、上記実施の形態1に係るヘッド部1の形状に基づいて決定したが、その他の実施の形態の形状（図10，図12，図15に示した形状）に基づいて同様に決定できる。この場合も、送受信部及び停止面にカバー300がフィットすることから、送受信部とカバー300とに隙間が生じることがない。なお、上記各実施の形態における送受信部の形状は、山形のみならず、頂部が半球形状であっても良いし、略円錐台形状であっても良い（図示省略）。

30

【符号の説明】

【0048】

100, 200 経膈用超音波プローブ

1 ヘッド部

2 把持部

11 送受信部

12 頂部

13 停止面

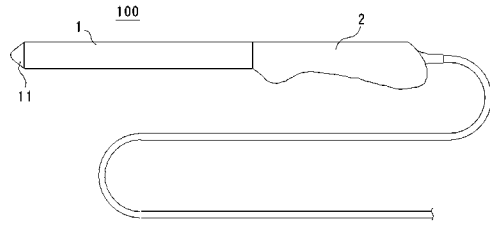
30 アレイヘッド

32 頂面

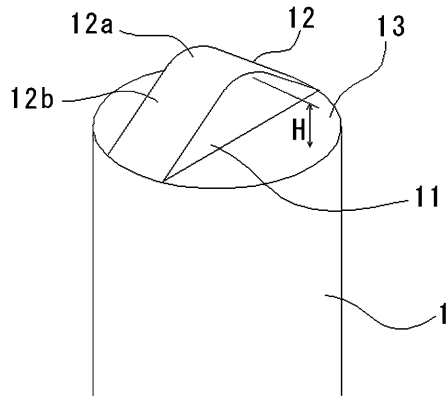
300 カバー

40

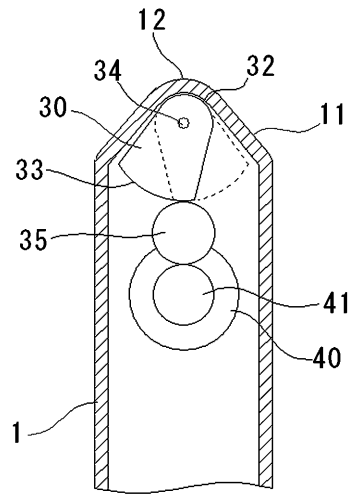
【 図 1 】



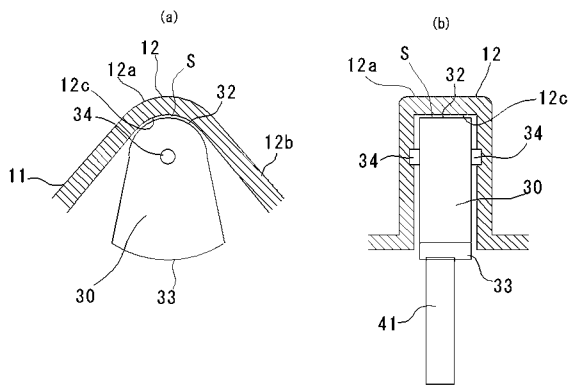
【 図 2 】



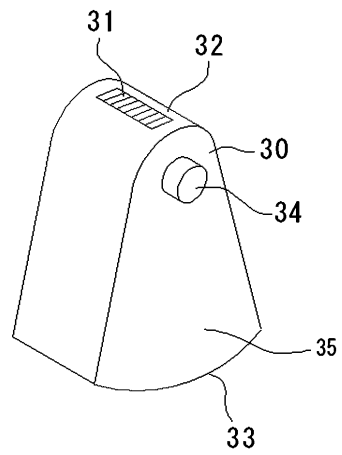
【 図 3 】



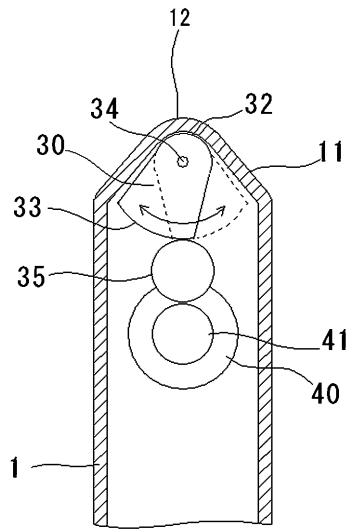
【 図 4 】



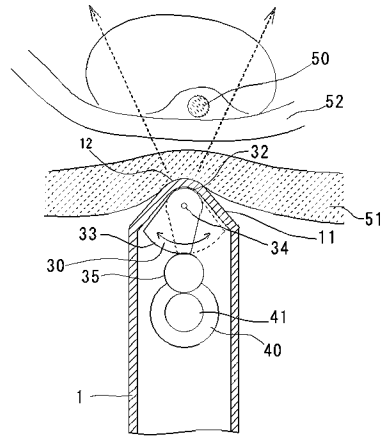
【 図 5 】



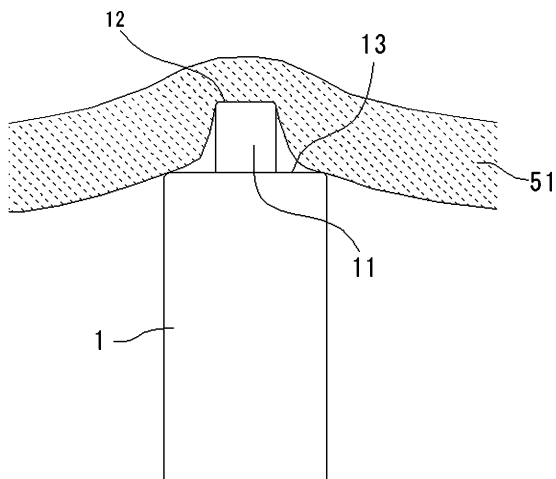
【 図 6 】



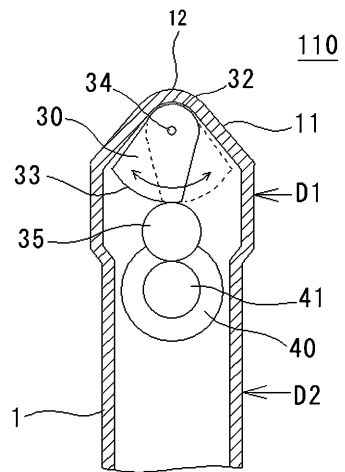
【 図 7 】



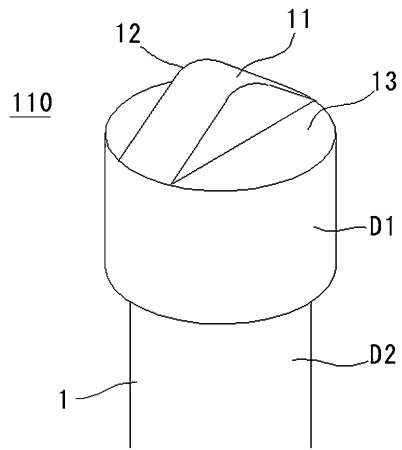
【 図 8 】



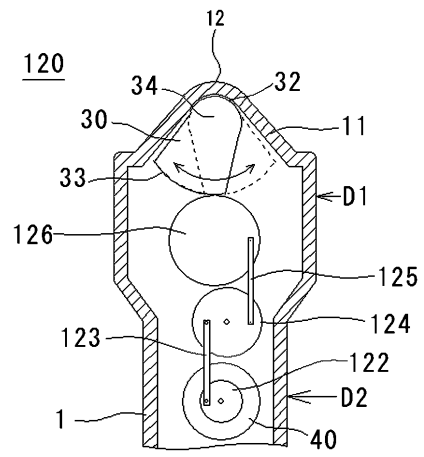
【 図 9 】



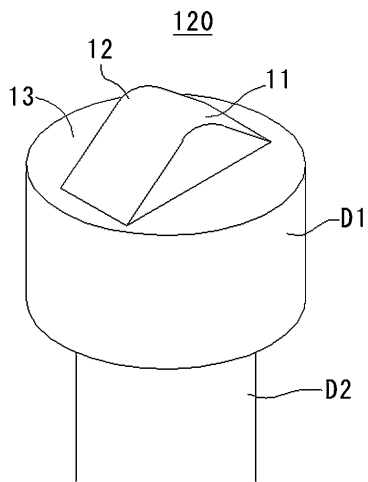
【図 1 0】



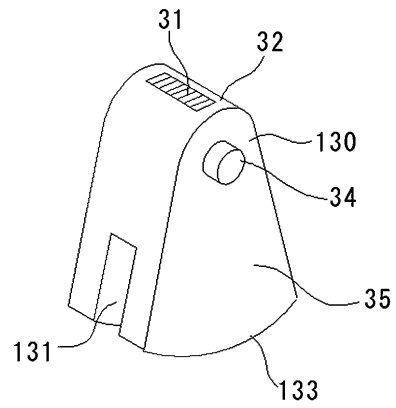
【図 1 1】



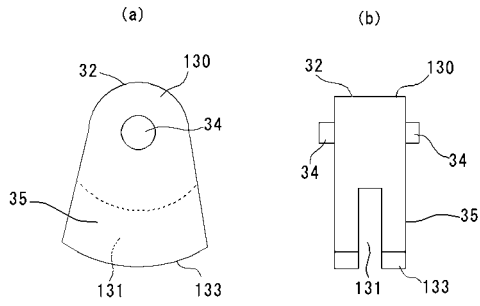
【図 1 2】



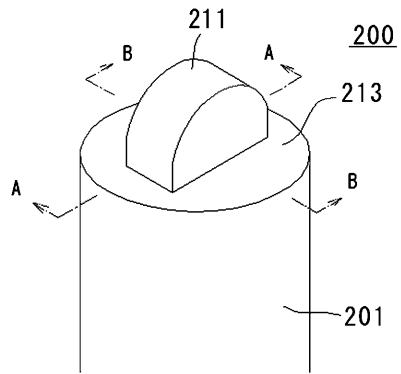
【図 1 3】



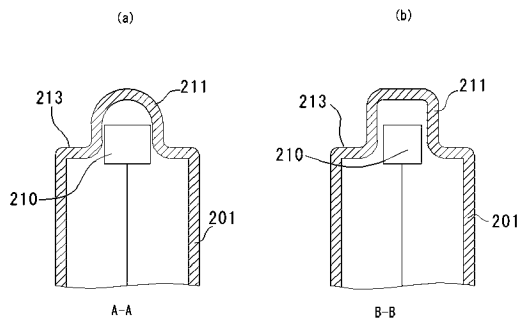
【 図 1 4 】



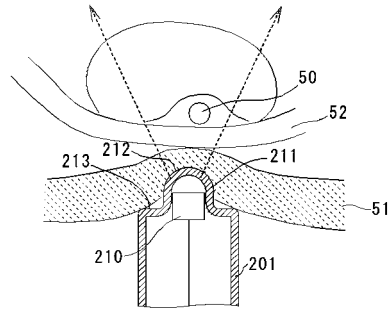
【 図 1 5 】



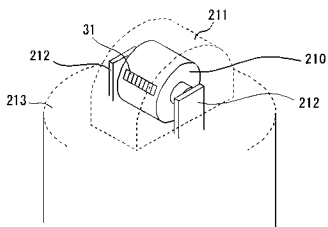
【 図 1 6 】



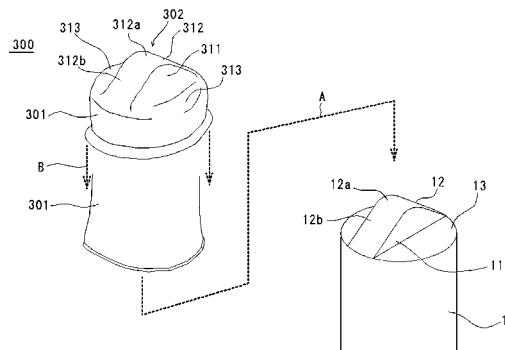
【 図 1 8 】



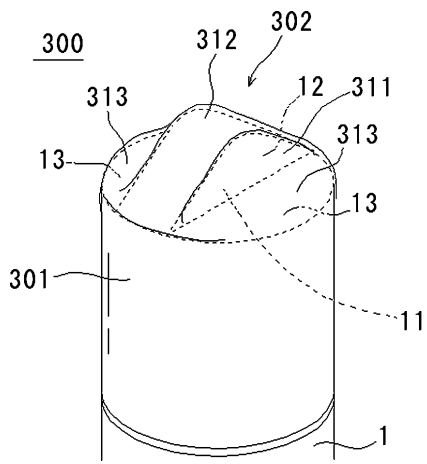
【 図 1 7 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



专利名称(译)	阴道超声探头和经阴道超声探头覆盖		
公开(公告)号	JP2017123891A	公开(公告)日	2017-07-20
申请号	JP2016003189	申请日	2016-01-12
申请(专利权)人(译)	藤泽 知		
[标]发明人	藤澤知		
发明人	藤澤 知		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB23 4C601/DD30 4C601/EE04 4C601/FE07 4C601/GA01		
代理人(译)	松下敬三		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一个超声诊断设备，以清晰的图像采集卵母细胞卵丘细胞复合体（OCC）。超声波探头的头部插入阴道，发射/接收部分压在阴道壁上。由于收发器11的远端是尖的，因此可以将顶点12推向阴道壁51。在另一方面，通过按压所述收发器单元11的命中阴道壁51上的止动面13，止动面13，因为直径比收发器11是大的，以防止推太多收发器11。通过推动收发器单元11中，由于收发器11相对倾斜尖，阴道壁51的厚度减小，因此能够降低阵列头和OCC之间的距离。因此，可以有效地防止超声波的衰减，因此可以使用高频超声波，并且可以获得具有高分辨率的图像。

