

(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2013-90746

(P2013-90746A)

(43) 公開日 平成25年5月16日(2013.5.16)

(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 2 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2011-234190 (P2011-234190)
(22) 出願日 平成23年10月25日 (2011.10.25)(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 若林 勝裕
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 松本 一哉
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
(72) 発明者 長谷川 守
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

最終頁に続く

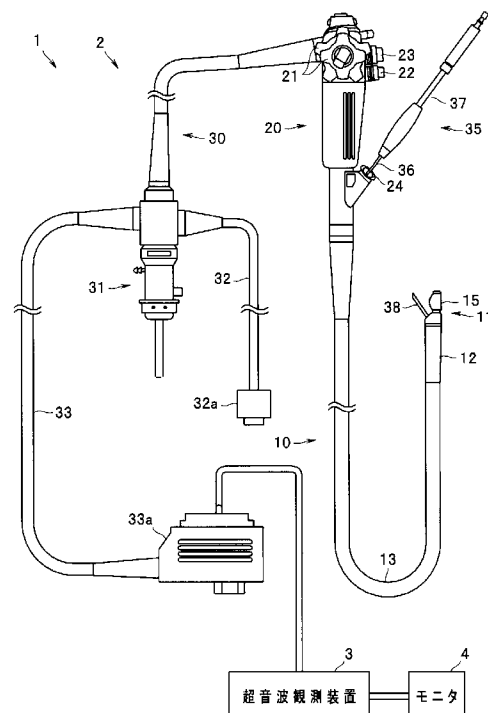
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】フレームレートを低下させることなく穿刺針の視認性を向上することができる超音波内視鏡システムを提供する。

【解決手段】超音波セル50cから送信される穿刺針検出用の超音波の中心周波数 F_r を、当該穿刺針検出用超音波のエコー波が超音波セル50a, 50bから送信される生態観察用の超音波のエコー波との干渉を回避可能な十分に低い値に設定する。その上で、穿刺針39上に螺旋状の凹溝39を設け、この凹溝39間のエッジ間の距離aの最適化によって、穿刺針38の固有振動数と穿刺針検出用超音波の中心周波数とを合致させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 超音波送受信部と、
 前記第 1 超音波送受信部の観察視野に向けて超音波を送受信可能な第 2 超音波送受信部と、
 前記第 1 超音波送受信部及び前記第 2 超音波送受信部を同時に駆動して異なる周波数の超音波を同時に送信する駆動部と、
 所定の音速を有し、前記第 2 超音波送受信部の観察視野に進退可能に配置された穿刺針と、
 前記穿刺針の少なくとも一部に配置された複数の凹部と、を備え、
 前記第 1 超音波送受信部の送信用中心周波数は式 (1) を満たすことを特徴とする超音波内視鏡システム。

$$X = Y + \alpha = ((C / a) \times (n / 2)) + \alpha \quad \dots (1)$$

但し、X：第 1 超音波送受信部の送信用中心周波数

Y：第 2 超音波送受信部の送信用中心周波数

α ：3 [MHz] 以上

C：穿刺針上での音速

a：凹部と凹部との距離

n：自然数

である。

【請求項 2】

第 1 超音波送受信部と、
 前記第 1 超音波送受信部の観察視野に向けて超音波を送受信可能な第 2 超音波送受信部と、
 前記第 1 超音波送受信部及び前記第 2 超音波送受信部を同時に駆動して異なる周波数の超音波を同時に送信する駆動部と、
 所定の音速を有し、前記第 2 超音波送受信部の観察視野に進退可能に配置された穿刺針と、
 前記穿刺針の少なくとも一部に配置された複数の凹部と、を備え、
 前記第 2 超音波送受信部の受信用中心周波数は式 (2) を満たし、
 前記第 1 超音波送受信部の送信用中心周波数は式 (3) を満たすことを特徴とする超音波内視鏡システム。

$$Y = (C / a) \times (n / 2) \quad \dots (2)$$

但し、Y：第 2 超音波送受信部の送信用中心周波数

α ：3 [MHz] 以上

C：穿刺針上での音速

a：凹部と凹部との距離

n：自然数

であり、

$$Y_{2f} < X_{f12} \quad \dots (3)$$

但し、 Y_{2f} ：第 2 超音波送受信部からの送信波に対する受信波の二次高調波成分の中心周波数

X_{f12} ：第 1 超音波送受信部の送信用周波数帯域のうち画像生成に有効な強度帯域の低周波側の閾値

である。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織と穿刺針とを同時に観察可能な超音波内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

従来、体内に挿入される挿入部の先端に超音波振動子を設け、この超音波振動子によって超音波画像を得る超音波内視鏡が普及している。一般に、この種の超音波内視鏡では、処置具挿通用チャンネルを通じて体内に導入した穿刺針を、超音波画像による観察下において病変部等に刺入することで、組織の採取や局所的な薬剤の投与、焼灼等の処置を行うことが可能となっている。

【 0 0 0 3 】

このような処置を行うに際し、超音波画像による生体組織の視認性を確保しつつ、生体組織に刺入した穿刺針の視認性を向上するための技術として、例えば、特許文献 1 には、送受信部に対して、1 フレーム分のスキャンが終了するたびに、超音波の送信周波数について、高い送信周波数と低い送信周波数とを交互に切り替え、両スキャンにより得られたボリュームデータを合成することにより一枚の超音波画像を生成する技術が開示されている。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 1 2 1 5 0 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

20

しかしながら、上述の特許文献 1 に開示された技術のように、複数の走査によって一枚の超音波画像を生成することは、超音波画像を動画として表示する際のフレームレートの低下を招き、特に、穿刺針の操作状況等を観察するには不向きであった。

【 0 0 0 6 】

一方で、生体観察用と穿刺針観察用の異なる周波数の超音波を同時に送受信する場合、フレームレートは向上するが、一方の超音波のノイズ波を他方の超音波の正反射波として受信してしまう可能性があり、1 フレーム毎に周波数を切り替えて送信する場合とは異なり、ノイズ波と正反射波との区別がつきにくくノイズ除去の処理が困難である。

【 0 0 0 7 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、フレームレートを低下させることなく穿刺針の視認性を向上することができる超音波内視鏡システムを提供することを目的とする。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様による超音波内視鏡システムは、第 1 超音波送受信部と、前記第 1 超音波送受信部の観察視野に向けて超音波を送受信可能な第 2 超音波送受信部と、前記第 1 超音波送受信部及び前記第 2 超音波送受信部を同時に駆動して異なる周波数の超音波を同時に送信する駆動部と、所定の音速を有し、前記第 2 超音波送受信部の観察視野に進退可能に配置された穿刺針と、前記穿刺針の少なくとも一部に配置された複数の凹部と、を備え、前記第 1 超音波送受信部の送信用中心周波数は式 (1) を満たすものである。

$$X = Y + \alpha = ((C / a) \times (n / 2)) + \alpha \quad \dots (1)$$

40

但し、

X : 第 1 超音波送受信部の送信用中心周波数

Y : 第 2 超音波送受信部の送信用中心周波数

α : 3 [M H z] 以上

C : 凹部を形成した部分の穿刺針上での音速

a : 凹部と凹部との距離

n : 自然数

である。

【 0 0 0 9 】

また、本発明の他の態様による超音波内視鏡システムは、第 1 超音波送受信部と、前記

50

第 1 超音波送受信部の観察視野に向けて超音波を送受信可能な第 2 超音波送受信部と、前記第 1 超音波送受信部及び前記第 2 超音波送受信部を同時に駆動して異なる周波数の超音波を同時に送信する駆動部と、所定の音速を有し、前記第 2 超音波送受信部の観察視野に進退可能に配置された穿刺針と、前記穿刺針の少なくとも一部に配置された複数の凹部と、を備え、前記第 2 超音波送受信部の受信用中心周波数は式 (2) を満たし、前記第 1 超音波送受信部の送信用中心周波数は式 (3) を満たすものである。

$$Y = (C / a) \times (n / 2) \quad \dots (2)$$

但し、

Y : 第 2 超音波送受信部の送信用中心周波数

α : 3 [MHz] 以上

C : 凹部を形成した部分の穿刺針上での音速

a : 凹部と凹部との距離

n : 自然数

であり、

$$Y_{2f} < X_{f12} \quad \dots (3)$$

但し、

Y_{2f} : 第 2 超音波送受信部からの送信波に対する受信波の二次高調波成分の中心周波数

X_{f12} : 第 1 超音波送受信部の送信用周波数帯域のうち画像生成に有効な強度帯域の低周波側の閾値

である。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明の超音波内視鏡システムによれば、フレームレートを低下させることなく穿刺針の視認性を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】超音波内視鏡システムの概略構成図

【図 2】超音波内視鏡の先端部の斜視図

【図 3】超音波アレイの斜視図

【図 4】超音波振動子エレメントの平面図

【図 5】図 4 の V - V 線に沿う要部断面図

【図 6】超音波観測装置の概略構成を示す機能ブロック図

【図 7】超音波用処置具の平面図

【図 8】穿刺針の斜視図

【図 9】穿刺針の断面図

【図 10】穿刺針の断面図

【図 11】超音波の高周波数成分と低周波成分との関係を示す周波数特性図

【図 12】超音波画像を模式的に示す説明図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、図面を参照して本発明の形態を説明する。図面は本発明の一実施形態に係わり、図 1 は超音波内視鏡システムの概略構成図、図 2 は超音波内視鏡の先端部の斜視図、図 3 は超音波アレイの斜視図、図 4 は超音波振動子エレメントの平面図、図 5 は図 4 の V - V 線に沿う要部断面図、図 6 は超音波観測装置の概略構成を示す機能ブロック図、図 7 は超音波用処置具の平面図、図 8 は穿刺針の斜視図、図 9 , 10 は穿刺針の断面図、図 11 は超音波の高周波数成分と低周波成分との関係を示す周波数特性図、図 12 は超音波画像を模式的に示す説明図である。

【 0 0 1 3 】

図 1 に示す超音波内視鏡システム 1 は、超音波内視鏡 2 と、超音波観測装置 3 と、モニタ 4 と、を具備して構成されている。また、超音波内視鏡 2 は、体内に挿入される細長の

10

20

30

40

50

挿入部 10 と、挿入部 10 の基端に連設された操作部 20 と、操作部 20 の側部から延出したユニバーサルコード 30 と、を具備して構成されている。

【0014】

ここで、ユニバーサルコード 30 の基端部には、光源装置（図示せず）に接続されるコネクタ 31 が配設されている。コネクタ 31 からは、カメラコントロールユニット（図示せず）にコネクタ 32a を介して接続されるケーブル 32 と、超音波観測装置 3 にコネクタ 33a を介して着脱自在に接続されるケーブル 33 と、が延出されている。そして、超音波内視鏡 2 には、コネクタ 33a を介して超音波観測装置 3 が接続され、さらに、超音波観測装置 3 を介してモニタ 4 が接続されている。

【0015】

挿入部 10 は、先端側から順に、先端硬性部（以下、「先端部」という）11 と、先端部 11 の後端に位置する湾曲部 12 と、湾曲部 12 の後端に位置して操作部 20 に至る細径かつ長尺で可撓性を有する可撓管部 13 と、が連設されて要部が構成されている。

【0016】

図 2 に示すように、先端部 11 の先端側には、超音波ユニット 15 が配設されている。さらに、超音波ユニット 15 よりも基部側において、先端部 11 には、照明光学系を構成する照明用レンズ 16 と、観察光学系の観察用レンズ 17 と、吸引口を兼用する先端開口である鉗子口 18 と、図示しない送気送水ノズルと、が配設されている。

鉗子口 18 は、処置具挿通路の導出口である。鉗子口 18 部には処置具起上台（図示せず）が配設されている。処置具起上台には図示しない操作ワイヤが接続され、図示しない鉗子起上ノブを操作することによって、操作ワイヤが牽引されて、処置具挿通路から導出される穿刺針の導出角度の調整を行えるようになっている。

【0017】

操作部 20 には、湾曲部 12 を所望の方向に湾曲制御するアングルノブ 21 と、送気および送水操作を行う送気送水ボタン 22 と、吸引操作を行う吸引ボタン 23 と、体内に導入する処置具の入口となる処置具挿入口 24 と、が配設されている。

【0018】

ここで、処置具挿入口 24 は、挿入部 10 の内部に設けられた処置具挿通チャンネル（図示せず）を介して鉗子口 18 に連通されている。この処置具挿入口 24 には、後述する超音波用処置具 35（図 6 参照）のシース 36 を挿入することが可能となっている。そして、シース 36 内に挿通された穿刺針 38 の先端側を鉗子口 18 から突出させることにより、超音波ユニット 15 の観察視野内に穿刺針 38 を進退可能に配置させることが可能となっている。

【0019】

図 3 に示すように、超音波ユニット 15 の超音波アレイ 45 は、例えば、平面視矩形状をなす複数の超音波振動子エレメント 46 を有し、これら超音波振動子エレメント 46 の長辺が互いに連結されて円弧形状に湾曲配置されたコンベックス型振動子群によって構成されている。すなわち、超音波アレイ 45 では、例えば、半径 5 [mm] の円弧の側面に、短辺が 0.1 [mm] 以下の超音波振動子エレメント 46 が 100 個、180 度方向に配設されている。なお、図 3 に示す超音波アレイ 45 はコンベックス型を採用しているが、例えば、2次元配列を施したラジアルタイプや湾曲していないリニア型振動子群を採用することも可能である。

【0020】

円弧状の超音波アレイ 45 の一端部には各超音波振動子エレメント 46 の一端部に設けられた下部電極端子 51 が配列されており、これら下部電極端子 51 は、同軸ケーブル束 47 から分岐された各信号線 48 とフレキシブル基板（FPC 基板）を介してそれぞれ接続されている。一方、超音波アレイ 45 の他端部には各超音波振動子エレメント 46 の他端部に設けられた上部電極端子 52 が配列されており、これら上部電極端子 52 は、同軸ケーブル束 47 から分岐されたグランド線 49 とそれぞれ接続されている。

【0021】

10

20

30

40

50

同軸ケーブル束 47 は、先端部 11 から、湾曲部 12、可撓管部 13、操作部 20、ユニバーサルコード 23、及び、超音波ケーブル 26 の各内部に挿通され、超音波コネクタ 26a を介して超音波観測装置 3 と接続されている。

【0022】

次に、図 4, 5 を参照して超音波振動子エレメント 46 の構成について説明する。なお、図は何れも説明のための模式図であり、パターンの数、厚さ、大きさ、及び、大きさの比率等は実際とは異なる。

【0023】

図 4 に示すように、超音波振動子エレメント 46 には、例えば、複数種類の超音波セル 50 (例えば、3 種類の超音波セル 50a ~ 50c) がそれぞれマトリクス状に複数個配置されている。ここで、各超音波セル 50a ~ 50c は、例えば、(MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 技術を用いて製造されるものであり、平面視円形をなす静電容量型の超音波セル (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: C-MUT) によって構成されている。各超音波セル 50a ~ 50c は、例えば、メンブレンの有効半径や膜厚等を適宜調整することにより、互いに共振周波数が異なるよう設定されている。これにより、各超音波セル 50a ~ 50c は、所定の駆動信号 (電気信号) が印加された際に、同一視野方向に対してそれぞれ異なる帯域特性の超音波を送受信することが可能となっている。

【0024】

これらのうち、例えば、超音波セル 50a 及び 50b は、主として生体観察に好適な高周波数帯域の超音波を送受信する第 1 超音波送受信部として機能するものである。具体的には、超音波セル 50a は、例えば、メンブレンの共振周波数が 5 [MHz] に設定されたセルで構成されている。これにより、超音波セル 50a は、所定の駆動信号が印加された際に中心周波数 (強度がピークとなる周波数) が 5 [MHz] となる所定帯域幅の超音波を送信するとともに、そのエコー波等 (例えば、送信波と略同等の正反射波、及び、その高調波等) を受信することが可能となっている。

【0025】

また、超音波セル 50b は、例えば、メンブレンの共振周波数が 7.5 [MHz] に設定されたセルで構成されている。これにより、超音波セル 50b は、所定の駆動信号が印加された際に中心周波数が 7.5 [MHz] となる所定帯域幅の超音波を送信するとともに、そのエコー波等を受信することが可能となっている。

【0026】

なお、一般に、生体観察には、5 [MHz] ~ 20 [MHz] 程度の範囲内にある超音波が有効であることが知られており、上述のように例示した超音波セルの他に、例えば、共振周波数が 10 [MHz]、12 [MHz]、20 [MHz] 等に設定された各超音波セルを、超音波振動子エレメント 46 上に適宜配置することも可能である。

【0027】

一方、超音波セル 50c は、主として穿刺針観察に好適な低周波数帯域の超音波を送受信する第 2 超音波送受信部として機能するものである。具体的には、超音波セル 50c は、例えば、メンブレンの共振周波数が 2 [MHz] に設定されたセルで構成されている。これにより、超音波セル 50c は、所定の駆動信号が印加された際に中心周波数が 2 [MHz] となる所定帯域幅の超音波を送信するとともに、そのエコー波等を受信することが可能となっている。

【0028】

ここで、各超音波セル 50 は、例えば、図 5 に示すような断面構造をなす積層体で構成されている。すなわち、超音波セル 50 は、下部電極端子 51 と接続された下部電極層 54 と、下部絶縁層 (第 1 絶縁層) 55 と、円板状のキャピティ 56 が形成された上部絶縁層 (第 2 絶縁層) 57 と、上部電極端子 52 と接続された上部電極層 58 と、保護層 (第 3 絶縁層) 59 と、を備え、これらが基体であるシリコン基板 53 上に順次積層されて要部が構成されている。なお、シリコン基板 53 は、シリコン 53a の表面にシリコン酸化

10

20

30

40

50

膜 5 3 b , 5 3 c を形成した基板である。

【 0 0 2 9 】

下部電極層 5 4 は、各キャビティ 5 6 の下層側にそれぞれ配置された平面視略円形の下部電極部 5 4 a と、各下部電極部 5 4 a の縁辺部から 2 方向に延設された複数の下部配線部 5 4 b と、を有する。そして、これらの下部配線部 5 4 b により、同一超音波振動子エレメント 4 6 上で隣接する下部電極部 5 4 a が相互に接続され、さらに、下部電極端子 5 1 と接続されている。

【 0 0 3 0 】

上部電極層 5 8 は、各キャビティ 5 6 の上層側にそれぞれ配置された平面視略円形の上部電極部 5 8 a と、各上部電極部 5 8 a の縁辺部から 2 方向に延設された複数の上部配線部（図示せず）と、を有する。そして、これらの上部配線部により、同一超音波振動子エレメント 4 6 上で隣接する上部電極部 5 8 a が相互に接続され、さらに、上部電極端子 5 2 と接続されている。

10

【 0 0 3 1 】

このように、それぞれの超音波セル 5 0 は、キャビティ 5 6 を介して対向配置している下部電極部 5 4 a と上部電極部 5 8 a とを有する。

【 0 0 3 2 】

また、図 4 に示す超音波セル 5 0 では、キャビティ 5 6 の直上領域の上部絶縁層 5 7 と、上部電極層 5 8 と、保護層 5 9 とが、振動部であるメンブレン 6 0 を構成している。

20

【 0 0 3 3 】

次に、超音波観測装置 3 の主たる構成の概略を機能的に示すと、例えば、図 6 に示すように、超音波観測装置 3 は、駆動部としての駆動信号生成部 3 a と、エコー波検出部 3 b と、生体画像生成部 3 c と、針画像生成部 3 d と、重畳画像生成部 3 e とを有する。

【 0 0 3 4 】

駆動信号生成部 3 a は、生態観察（すなわち、B - M o d e 画像の生成）に好適な高周波帯域（例えば、中心周波数が 5 ~ 1 2 [M H z] の範囲内となる所定帯域）の超音波信号を発生するための駆動信号（駆動パルス）を生成する。具体的には、駆動信号生成部 3 a は、例えば、予め設定された超音波観察用のレンジ等に応じて、超音波セル 5 0 a の共振周波数に適合した駆動パルス、或いは、超音波セル 5 0 b の共振周波数に適合した駆動パルスを、選択的に、或いは、同時に生成する。

30

【 0 0 3 5 】

また、駆動信号生成部 3 a は、穿刺針 3 8 の観察に好適な低周波数帯域（例えば、中心周波数が 2 ~ 3 [M H z] の範囲内となる所定帯域）の超音波信号を発生するための駆動信号（駆動パルス）を生成する。具体的には、駆動信号生成部 3 a は、例えば、超音波セル 5 0 c の共振周波数に適合した駆動パルスを生成する。

【 0 0 3 6 】

そして、駆動信号生成部 3 a は、これら高周波数帯域の超音波信号発生用の駆動信号、及び、低周波数帯域の超音波信号発生用の駆動信号を合成し、超音波ユニット 1 5（超音波アレイ 4 5）に対して出力する。

40

【 0 0 3 7 】

これにより、超音波振動子エレメント 4 6 毎にそれぞれ所定のタイミングにおいて、超音波振動子エレメント 4 6 上の各超音波セル 5 0 a ~ 5 0 c の下部電極部 5 4 a には、駆動信号が同時に印加される。駆動信号による電圧が下部電極部 5 4 a に印加されると、上部電極部 5 8 a は静電力により下部電極部 5 4 a 側に引き寄せられ、上部電極部 5 8 a を含むメンブレン 6 0 は変形する。そして、下部電極部 5 4 a への電圧印加が解除されると、メンブレン 6 0 は弾性力により元の形状に回復する。このメンブレン 6 0 の変形 / 回復により超音波が発生する。このように、超音波振動子エレメント 4 6 上の超音波セル 5 0 a ~ 5 0 c は同時に駆動され、超音波振動子エレメント 4 6 からは、高周波帯域の超音波信号と低周波帯域の超音波信号とが同時に出力される。

【 0 0 3 8 】

50

一方、超音波受信時には、受信した超音波エネルギーにより上部電極部 58a を含むメンブレン 60 が変形する。この変形により上部電極部 58a と下部電極部 54a との距離が変化すると、これらの間の静電容量が変化する。

【0039】

エコー波検出部 3b は、各メンブレン 60 の変形に伴う容量変化を電極間に DC バイアスを印加することにより電圧信号に変換し、エコー信号として受信する。さらに、エコー波検出部 3b は、例えば、受信したエコー信号に対して周知の FFT 処理及びバンドパスフィルタ処理等を行うことで、エコー信号を高周波成分のエコー信号と低周波成分のエコー信号とに分離する。そして、エコー波検出部 3b は、分離した高周波成分のエコー信号を生体画像生成部 3c に出力し、低周波成分のエコー信号を針画像生成部 3d に出力する。

10

【0040】

生体画像生成部 3c は、例えば、高周波成分のエコー信号から生体組織由来の正反射波成分を抽出し、抽出した正反射波成分に基づいて通常の生体画像 (B - Mode 画像) を生成する。或いは、生体画像生成部 3c は、例えば、高周波成分のエコー信号から生体組織由来の高調波成分 (例えば、二次高調波成分) を抽出し、当該高調波成分に基づく生体画像 (ハーモニック画像) を生成する。

【0041】

針画像生成部 3d は、低周波成分のエコー信号から針由来の正反射波成分を抽出し、抽出した正反射波成分に基づいて穿刺針 38 を示す画像 (針画像) を生成する。或いは、針画像生成部 3d は、例えば、低周波成分のエコー信号から針由来の高調波成分 (例えば、二次高調波成分) を抽出し、当該高調波成分に基づく針画像を生成する。

20

【0042】

重畳画像生成部 3e は、生体画像生成部 3c から入力された生体画像上に、針画像生成部 3d から入力された針画像を重畳した合成画像を生成し、モニタ 4 に出力する。これにより、例えば、図 12 に示すように、モニタ 4 上には、生体画像上に穿刺針 38 の像が表示される。

【0043】

図 7 に示すように、超音波用処置具 35 は、例えば、超音波内視鏡 2 の処置具挿通チャンネルに挿入されるシース 36 と、このシース 36 の基端部に配置された把持部を兼ねる操作部 37 と、この操作部 37 を介してシース 36 内に進退自在に挿通配置される先端部が鋭利な形状に形成された細長な針管からなる穿刺針 38 と、を有して構成されている。

30

【0044】

また、例えば、図 8, 9 に示すように、穿刺針 38 の先端部には、凹部としての凹溝 39 が設けられている。この凹溝 39 は、例えば、断面略円弧状をなし、穿刺針 38 の外面に沿って螺旋状をなして刻設されている。なお、例えば、図 10 に示すように、凹溝 39 は、断面略矩形状をなすものであってもよい。

【0045】

ここで、凹溝 39 を螺旋状に刻設する際のピッチ (凹溝 39 間のエッジ間距離 a) は、超音波セル 50c から送信される穿刺針検出用超音波の中心周波数 F_r に対応付けて設定されるものである。

40

【0046】

具体的に説明すると、凹部を設けた部分の穿刺針 38 を伝達する超音波の音速が $C [m/s]$ である場合、以下の (4) 式の関係を満たす距離 a を設定することにより、穿刺針 38 の固有振動数 F_r を穿刺針検出用超音波の中心周波数と合致させることができる。

$$C / a = F_r \quad \dots (4)$$

【0047】

そして、このような関係を満たす距離 a を設定して穿刺針 38 の固有振動数 F_r を穿刺針検出用超音波の中心周波数と合致させると、穿刺針 38 を中心周波数 F_r と共振する周波数にて効率よく励振させることができる。この穿刺針 38 の振動は、穿刺針 38 が刺入された人体にも伝達され、超音波セル 50c において、見かけ上、穿刺針由来の低周波の

50

エコー波（正反射波、及び、その高調波）としての確に受信される。これにより、上述の針画像生成部 3 d では、良好な針画像を生成することが可能となる。

【 0 0 4 8 】

このような現象は、例えば、中心周波数 F_r の「 λ モード」のみならず、「 $\lambda / 2$ モード」、「 $3\lambda / 2$ モード」、「 $4\lambda / 2$ モード」、...、に対しても実現可能である。この点を考慮し、自然数 n を用いて (4) 式を一般化すると、以下の (5) 式の関係を得ることができる。

$$C / (2 \times n \times a) = F_r \quad \dots (5)$$

【 0 0 4 9 】

そして、(5) 式に基づいて距離 a を設定すれば、超音波セル 5 0 c において、針由来の低周波のエコー波を的確に受信可能となる。

10

【 0 0 5 0 】

以上を考慮すると、穿刺針検出用超音波の中心周波数を任意な値に設定した場合にも、穿刺針 3 8 上の凹溝 3 9 間の距離 a を最適化することにより、針由来の低周波のエコー波を的確に受信して、針画像生成部 3 d において良好な針画像を生成可能であることが分かる。

【 0 0 5 1 】

そして、穿刺針検出用超音波の中心周波数を生体診断用の超音波の周波数帯域との干渉を回避可能な値に設定すれば、生体観察用の超音波と穿刺針検出用の超音波とを同時に出力した場合にも、受信したエコー波を互いに干渉させることなく、容易に分離することが可能となる。

20

【 0 0 5 2 】

この場合、超音波セル 5 0 c から送信される穿刺針検出用超音波の中心周波数は、例えば、その二次高調波の影響まで排除することを考慮し、生体検出用の超音波の中心周波数に対して最低限 3 [M H z] のマージンを確保することを念頭に設定されている (図 1 1 参照) 。

【 0 0 5 3 】

すなわち、中心周波数 F_r 及び距離 a は、以下の (1) 式を満たす値に設定されている。

$$X = Y + \alpha = ((C / a) \times (n / 2)) + \alpha \quad \dots (1)$$

30

但し、

X : 第 1 超音波送受信部の送信用中心周波数

Y : 第 2 超音波送受信部の送信用中心周波数

α : 3 [M H z] 以上

C : 穿刺針上での音速

a : 凹部と凹部との距離

n : 自然数

である。

【 0 0 5 4 】

或いは、第 2 超音波送受信部の送信用中心周波数及び距離 a は、以下の (2) 式及び (3) 式を満たす値に設定されている。

40

$$Y = (C / a) \times (n / 2) \quad \dots (2)$$

但し、

Y : 第 2 超音波送受信部の送信用中心周波数

α : 3 [M H z] 以上

C : 穿刺針上での音速

a : 凹部と凹部との距離

n : 自然数

であり、

$$Y_{2f} < X_{f12} \quad \dots (3)$$

50

但し、

Y_{2f} : 第2超音波送受信部からの送信波に対する受信波の二次高調波成分の中心周波数
 X_{f12} : 第1超音波送受信部の送信用周波数帯域のうち画像生成に有効な強度帯域の低周波側の閾値（例えば、第1超音波送受信部の送信用周波数のうち信号強度を1/4に落とした部分（所謂12dB落ちの部分）の値であって、且つ低周波側の値）である。

【0055】

以上に基づき、本実施形態において、超音波セル50cから送信される超音波の中心周波数 F_r は、超音波セル50a, 50bから送信される超音波との関係に基づき、上述した通り、2[MHz]に設定されている。

10

【0056】

また、例えば、穿刺針38がSUS304によって形成されている場合においては、穿刺針38上を伝達する超音波の音速 C は、5800m/sであることから、例えば、超音波セル50cから送信される超音波の中心周波数が2[MHz]に設定されている場合、凹溝39間の距離 a は、1.45[mm] ($\lambda/2$ モード)、2.9[mm] (λ モード)、4.35[mm] ($3\lambda/2$ モード)、...、の何れかに設定されている。

【0057】

このような実施形態によれば、超音波セル50cから送信される穿刺針検出用の超音波の中心周波数を、当該穿刺針検出用超音波のエコー波が超音波セル50a, 50bから送信される生態観察用の超音波のエコー波との干渉を回避可能な十分に低い値に設定することにより、穿刺針検出用の超音波を生態観察用の超音波と同時に送信した場合にも各エコー波の受信信号を的確に分離することができる。その上で、穿刺針38上に螺旋状の凹溝39を設け、この凹溝39間のエッジ間の距離 a の最適化によって、穿刺針38の固有振動数と穿刺針検出用超音波の中心周波数とを合致させることにより、穿刺針検出用超音波によって穿刺針38を効率よく励振して穿刺針38の振動を、見かけ上、穿刺針由来の低周波のエコー波としての的確に受信させることができる。これにより、フレームレートを低下させることなく穿刺針の視認性を向上することができる。

20

なお、針の凹部間の共振を利用すると、周期的な針由来のエコー波が検出され、針の深さ方向の分解能が低下することがある。生体画像生成部3cにおいては、一つの音線上では針からのエコー波のもっとも強度が高い部分を表示させる機能を持たせることにより、より鮮明に針を描出可能となる。

30

【0058】

なお、本発明は、以上説明した各実施形態に限定されることなく、種々の変形や変更が可能であり、それらも本発明の技術的範囲内である。

【0059】

例えば、上述の実施形態においては、穿刺針38の外周面上に凹溝39を設け、この凹溝39の間隔 a によって穿刺針38の固有振動数を調整する一例について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、穿刺針の外表面上に複数のディンプルを配列し、このディンプルの間隔によって穿刺針の固有振動数を調整することも可能である。

40

そして、上述の実施形態においては、穿刺針について記述したが、穿刺針に限定したものではなく内視鏡用として公知の各種処置具の外周面に凹部を設けて、上述の超音波内視鏡と併用することで同様の効果を得ることができる。処置具としては、例えば、鉗子、鋭匙、ブラシ、クリップ、鋏、ナイフ、ネットなどが挙げられる。

【0060】

また、穿刺針の材質としては、上述の実施形態で示したSUS304の他に、例えば、SUS316、NiTi、CoCr等を好適に適用することが可能である。

【0061】

また、上述の実施形態においては、静電容量型の超音波セルを用いて超音波ユニットを構成した一例について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、特

50

開 2 0 0 2 - 2 4 8 1 0 0 号公報に開示されているような圧電素子を用いて超音波ユニットを構成してもよいことは勿論である。

【符号の説明】

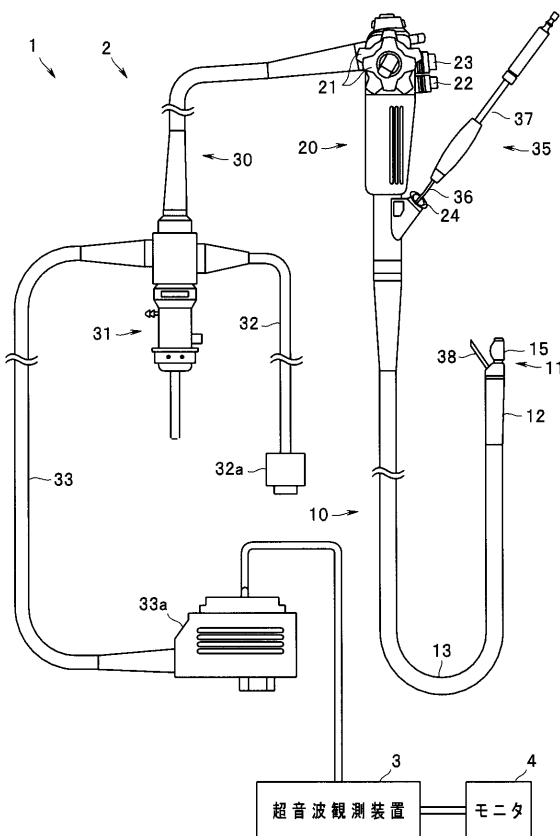
【 0 0 6 2 】

1	...	超音波内視鏡システム	
2	...	超音波内視鏡	
3	...	超音波観測装置	
3 a	...	駆動信号生成部	
3 b	...	エコー波検出部	
3 c	...	生体画像生成部	10
3 d	...	針画像生成部	
3 e	...	重畳画像生成部	
4	...	モニタ	
1 0	...	挿入部	
1 1	...	先端部	
1 2	...	湾曲部	
1 3	...	可撓管部	
1 5	...	超音波ユニット	
1 6	...	照明用レンズ	
1 7	...	観察用レンズ	20
1 8	...	鉗子口	
2 0	...	操作部	
2 1	...	アングルノブ	
2 2	...	送気送水ボタン	
2 3	...	吸引ボタン	
2 3	...	ユニバーサルコード	
2 4	...	処置具挿入口	
2 6	...	超音波ケーブル	
2 6 a	...	超音波コネクタ	
3 0	...	ユニバーサルコード	30
3 1	...	コネクタ	
3 2	...	ケーブル	
3 2 a	...	コネクタ	
3 3	...	ケーブル	
3 3 a	...	コネクタ	
3 5	...	超音波用処置具	
3 6	...	シース	
3 7	...	操作部	
3 8	...	穿刺針	
3 9	...	凹溝	40
4 5	...	超音波アレイ	
4 6	...	超音波振動子エレメント	
4 7	...	同軸ケーブル束	
4 8	...	信号線	
4 9	...	容量検出線	
5 0	...	超音波セル	
5 0 a	...	超音波セル（第 1 超音波送受信部）	
5 0 b	...	超音波セル（第 1 超音波送受信部）	
5 0 c	...	超音波セル（第 2 超音波送受信部）	
5 1	...	下部電極端子	50

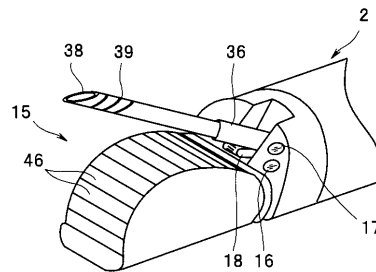
- 5 2 ... 上部電極端子
- 5 3 ... シリコン基板
- 5 3 a ... シリコン
- 5 3 b , 5 3 c ... シリコン酸化膜
- 5 4 ... 下部電極層
- 5 4 a ... 下部電極部
- 5 4 b ... 下部配線部
- 5 6 ... キャビティ
- 5 7 ... 上部絶縁層
- 5 8 ... 上部電極層
- 5 8 a ... 上部電極部
- 5 9 ... 保護層
- 6 0 ... メンブレン

10

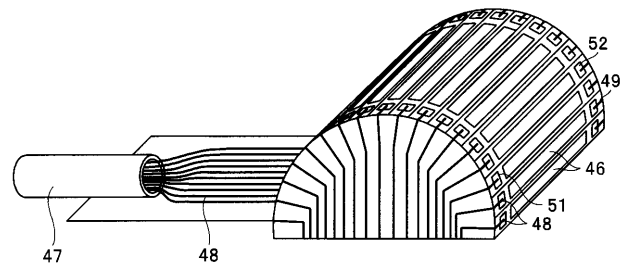
【図 1】



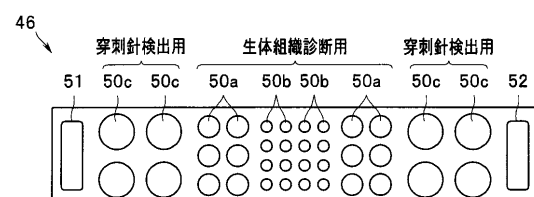
【図 2】



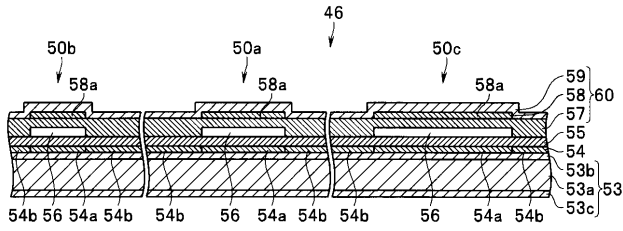
【図 3】



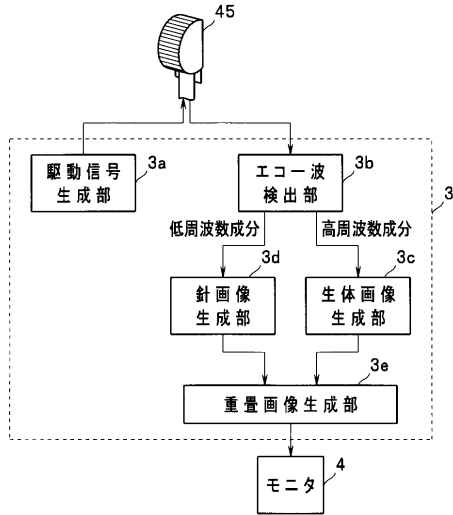
【図 4】



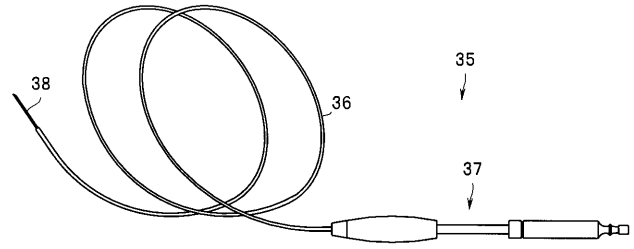
【図 5】



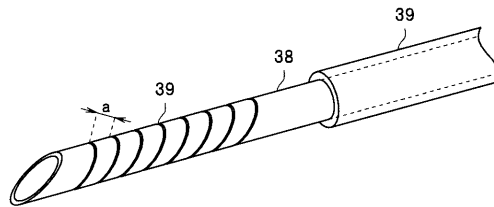
【図 6】



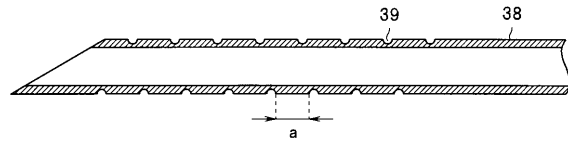
【図 7】



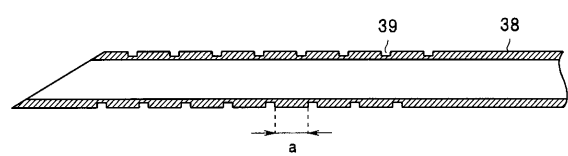
【図 8】



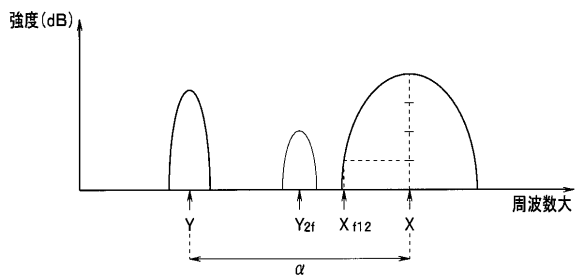
【図 9】



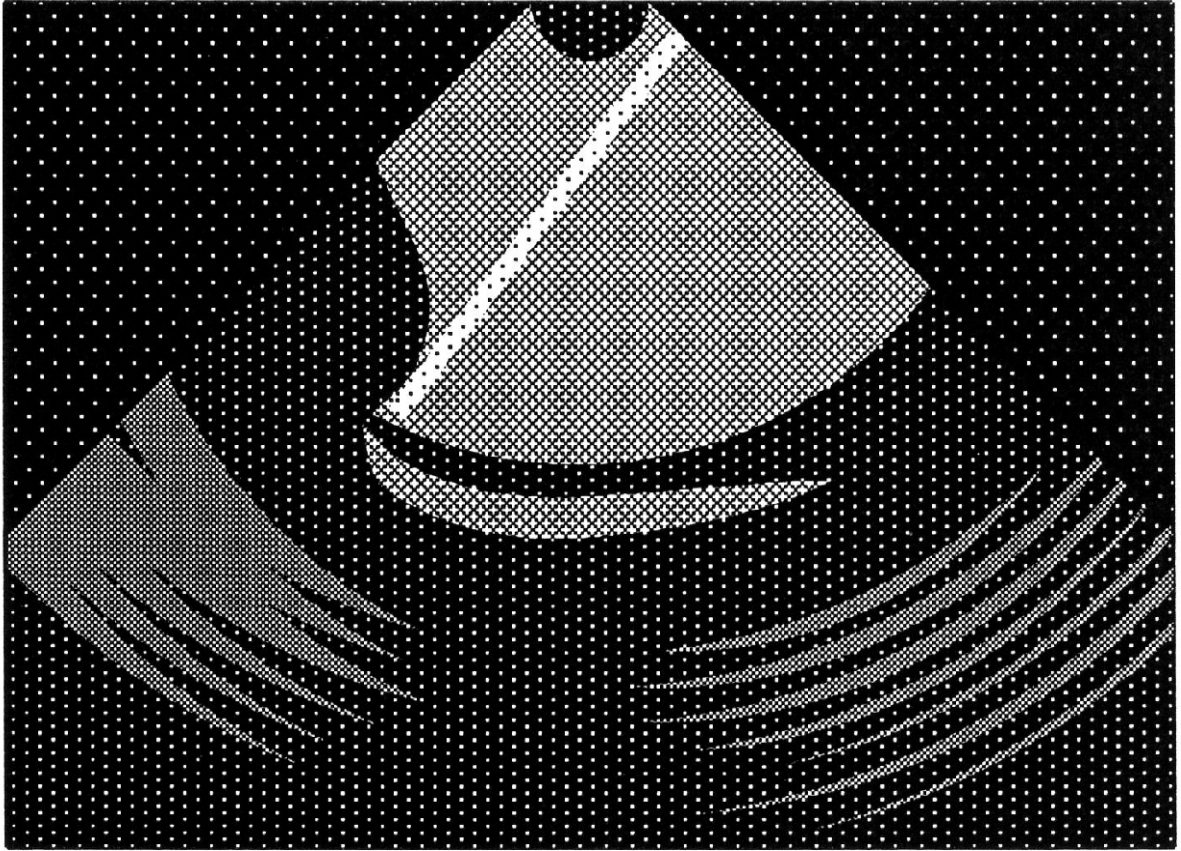
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 唐木 和久

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 粟生 タ美子

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB22 FE02 FF05 FF06 GA20 GA27 GB06 GB16 GB41 HH35

专利名称(译)	超声波内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2013090746A	公开(公告)日	2013-05-16
申请号	JP2011234190	申请日	2011-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	若林勝裕 松本一哉 長谷川守 唐木和久 粟生夕美子		
发明人	若林 勝裕 松本 一哉 長谷川 守 唐木 和久 粟生 夕美子		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB22 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/FF06 4C601/GA20 4C601/GA27 4C601/GB06 4C601/GB16 4C601/GB41 4C601/HH35		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5719275B2 JP2013090746A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在不降低帧速率的情况下提高穿刺针的可视性的超声波内窥镜系统。解决方案：用于从超声波单元50c发送的穿刺针检测的超声波的中心频率 F_r 被设定为一个非常低的值使得用于穿刺针检测的超声波的回波可以避免干扰超声波的回波以便从超声波单元50a和50b发送生物观察。然后，在穿刺针39上形成螺旋凹槽39，并优化凹槽39的边缘之间的距离（a），使得穿刺针38的固有频率与中心频率相匹配。超声波用于穿刺针检测。

