

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5109070号
(P5109070)

(45) 発行日 平成24年12月26日 (2012.12.26)

(24) 登録日 平成24年10月19日 (2012.10.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

G O 1 N 29/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/12

G O 1 N 29/20 5 O 1

請求項の数 10 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2007-181816 (P2007-181816)	(73) 特許権者	000243364
(22) 出願日	平成19年7月11日 (2007.7.11)		本多電子株式会社
(65) 公開番号	特開2009-17988 (P2009-17988A)		愛知県豊橋市大岩町字小山塚20番地
(43) 公開日	平成21年1月29日 (2009.1.29)	(74) 代理人	100114605
審査請求日	平成22年7月8日 (2010.7.8)		弁理士 渥美 久彦
		(72) 発明者	小林 和人
			愛知県豊橋市大岩町小山塚20番地 本多電子株式会社内
		審査官	宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置、超音波画像表示方法、内視鏡手術支援システム、超音波画像表示プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検査物に超音波を照射し、その超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物の超音波画像を表示する超音波画像表示装置であって、

前記被検査物を密着させるための第1面と、その第1面の反対側に位置しかつ超音波伝達媒体を接触させるための第2面とを有し、前記超音波を透過しうる透過部材と、

前記超音波伝達媒体及び前記透過部材を介して前記第2面側から前記被検査物に超音波を照射するとともに、前記被検査物からの反射波を受信して電気信号に変換する超音波振動子と、

前記超音波の照射点を一次元的または二次元的に走査させる超音波走査手段と、

前記反射波信号を増幅して出力するプリアンプと、増幅された前記反射波信号をA/D変換する第1のA/D変換回路とを含んで構成され、前記被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号を取得する第1信号検出回路と、

前記反射波信号を増幅して出力するプリアンプと、増幅された前記反射波信号をさらに対数増幅する対数増幅器と、対数増幅された前記反射波信号をA/D変換する第2のA/D変換回路とを含んで構成され、前記被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号を取得する第2信号検出回路と、

前記第1信号検出回路が取得した反射波信号に基づいて、前記被検査物表面の音響パラメータを算出しその音響パラメータに応じた表面画像の画像データを生成する表面画像生成手段と、

前記第 2 信号検出回路が取得した反射波信号に基づいて、前記被検査物における内部構造に関する内部データを生成するデータ生成手段と、

前記表面画像の画像データと内部データとに基づいて、前記被検査物の表面画像とその奥行き側の内部構造に関する情報を表示する画像表示手段と
を備えたことを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 2】

被検査物に超音波を照射し、その超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物の超音波画像を表示する超音波画像表示装置であって、

前記被検査物を密着させるための第 1 面と、その第 1 面の反対側に位置しかつ超音波伝達媒体を接触させるための第 2 面とを有し、前記超音波を透過しうる透過部材と、

前記超音波伝達媒体及び前記透過部材を介して前記第 2 面側から前記被検査物に超音波を照射するとともに、前記被検査物からの反射波を受信して電気信号に変換する超音波振動子と、

前記超音波の照射点を二次元的に走査させる超音波走査手段と、

前記反射波信号を増幅して出力するプリアンプと、増幅された前記反射波信号を A / D 変換する第 1 の A / D 変換回路とを含んで構成され、前記被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号を取得する第 1 信号検出回路と、

前記反射波信号を増幅して出力するプリアンプと、増幅された前記反射波信号をさらに対数増幅する対数増幅器と、対数増幅された前記反射波信号を A / D 変換する第 2 の A / D 変換回路とを含んで構成され、前記被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号を取得する第 2 信号検出回路と、

前記第 1 信号検出回路が取得した反射波信号に基づいて、前記被検査物表面の音響パラメータを算出しその音響パラメータに応じた表面画像の画像データを生成する表面画像生成手段と、

前記第 2 信号検出回路が取得した反射波信号に基づいて、前記被検査物における断層画像の画像データを生成する断層画像生成手段と、

前記表面画像及び断層画像の画像データに基づいて、前記被検査物の立体画像を生成してその立体画像を表示する画像表示手段と
を備えたことを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 3】

前記超音波振動子は、内部に超音波伝達媒体が充填可能な収容体を前記透過部材として備えた超音波プローブ内に設けられ、前記超音波走査手段は、前記超音波振動子を回転駆動させるロータ部を含んで構成されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 4】

前記ロータ部は、円筒状に形成され、その回転軸を中心に回転するとともにその軸方向に移動することで、前記超音波振動子をスパイラル状に駆動させることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 5】

前記ロータ部の外周面に複数の超音波振動子が設けられていることを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 6】

前記複数の超音波振動子として、照射する超音波の焦点位置が前記透過部材の第 1 面に設定された高分解能用の第 1 の超音波振動子と、前記第 1 の超音波振動子よりも分解能が低い第 2 の超音波振動子とを含み、前記第 1 信号検出回路は、前記第 1 の超音波振動子から照射された超音波の反射波信号を取得し、前記第 2 信号検出回路は、第 2 の超音波振動子から照射された超音波の反射波信号を取得することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 7】

前記第 1 の超音波振動子から照射される超音波は、前記第 2 の超音波振動子から照射さ

10

20

30

40

50

れる超音波の周波数よりも高い周波数であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 8】

超音波を一次元的または二次元的に走査しながら被検査物に照射し、その超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物の超音波画像を表示する超音波画像表示方法であって、

超音波を透過しうる透過部材の第 1 面に被検査物を密着させ、超音波振動子により、超音波伝達媒体及び前記透過部材を介してその透過部材の第 2 面側から前記被検査物に超音波を照射するステップと、

前記超音波の前記反射波信号を増幅し、その増幅された前記反射波信号を A / D 変換することにより、前記被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号を取得するステップと

10

前記超音波の前記反射波信号を増幅した後にさらに対数増幅し、その対数増幅された前記反射波信号を A / D 変換することにより、前記被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号を取得するステップと、

前記被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物表面の音響パラメータを算出しその音響パラメータに応じた表面画像の画像データを生成するステップと、

前記被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物における内部構造に関する内部データを生成するステップと、

前記表面画像の画像データと内部データとに基づいて、前記被検査物の表面画像とその奥行き側の内部構造に関する情報を表示するステップとを含むことを特徴とする超音波画像表示方法。

20

【請求項 9】

請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の超音波画像表示装置を備えた内視鏡手術支援システム。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波画像表示方法における各ステップをコンピュータにより実行させるための超音波画像表示プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検査物の立体画像を表示する超音波画像表示装置、超音波画像表示方法、内視鏡手術支援システム、超音波画像表示プログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野では、生体組織の診断を行う装置として、超音波顕微鏡を応用した製品の開発が進められており、高解像度で生体組織の観察が可能なものが実用化されている。光学顕微鏡では生体組織における化学的性質の違いを例えば染色によって区別するのに対し、超音波顕微鏡では物理的性質の違いを無染色で区別することができる。つまり、超音波顕微鏡を用いる場合には、染色を行わなくても生体組織診断を行うことができるといった利点がある。

40

【0003】

具体的には、超音波顕微鏡を用いる場合、生体組織などの試料に超音波を照射しその反射波を検出することにより、音響パラメータ（音響インピーダンス、音速、減衰などのパラメータ）を算出して、その算出値に応じた超音波画像（音響インピーダンス像、音速像、減衰像など）を表示する。本発明者らは、パルス励起型の超音波顕微鏡を用いて生体組織の組織音速を算出し、その組織音速に応じた音速像を表示する装置をすでに提案している（例えば、特許文献 1 や非特許文献 1 参照）。さらに、本発明者らはパルス励起型の超音波顕微鏡を利用して生体組織の音響インピーダンス像を表示する装置も提案している（

50

例えば、特許文献 2 参照)。

【 0 0 0 4 】

パルス励起型超音波顕微鏡を用いて音速像を得るためには、生体組織の凍結切片を使用する必要がある。従って、摘出した生体組織を極めて薄く切り落として凍結切片にするといった準備作業が必要となる。これに対して、音響インピーダンス像を得る場合、生体組織を切り出して凍結切片にするといった準備作業の必要がなく、生体組織の表面を迅速に可視化することができる。

【 0 0 0 5 】

具体的には、音響インピーダンス像を得る場合、図 1 2 に示されるように、樹脂プレート 9 0 (透過部材)の上面に生体組織 9 1 を密着させて支持し、その生体組織 9 1 の周縁となる位置にリファレンス部材 9 2 を設けている。そして、超音波振動子 9 3 から樹脂プレート 9 0 を介して生体組織 9 1 及びリファレンス部材 9 2 に超音波 S_0 を照射する。

【 0 0 0 6 】

ここで、リファレンス部材 9 2 においてその表面と直交する角度で照射される超音波 (入射波) S_0 と反射波 S_r とは次式 (1) の関係が成り立つ。

【数 1】

$$S_r = \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r} S_0 \quad \dots (1)$$

10

20

【 0 0 0 7 】

ただし、 Z_s は樹脂プレート 9 0 の音響インピーダンスであり、 Z_r はリファレンス部材 9 2 の音響インピーダンスである。

【 0 0 0 8 】

また、生体組織 9 1 においてその表面と直交する角度で照射される超音波 S_0 と反射波 S_t とは次式 (2) の関係が成り立つ。

【数 2】

$$S_t = \frac{Z_s - Z_t}{Z_s + Z_t} S_0 \quad \dots (2)$$

30

【 0 0 0 9 】

ただし、 Z_t は生体組織 9 1 の音響インピーダンスである。

【 0 0 1 0 】

従って、上記式 (1), (2) から生体組織 9 1 の音響インピーダンス Z_t は、次式 (3) により求められる。

【数 3】

$$Z_t = \frac{1 - (S_t / S_0)}{1 + (S_t / S_0)} Z_s = \frac{1 - \frac{S_t}{S_r} \cdot \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r}}{1 + \frac{S_t}{S_r} \cdot \frac{Z_s - Z_r}{Z_s + Z_r}} \cdot Z_s \quad \dots (3)$$

40

【 0 0 1 1 】

この超音波画像検査装置において、音響インピーダンス Z_t を測定しながら超音波 S_0 の照射点を二次元走査することにより、二次元の音響インピーダンス像が得られる。音響インピーダンス Z_t は、組織の硬さに関連するパラメータであり、音響インピーダンス像によって生体組織 9 1 の性状を観察することができる。

【 0 0 1 2 】

また、本発明者らは、内視鏡を用いた手術において、超音波プローブにより患部の超音

50

波画像を取得して手術を迅速に行う内視鏡手術支援システムを検討している。この種の従来技術としては、内視鏡に超音波プローブの機能を付加した超音波内視鏡が提案されている（例えば、特許文献3等）。特許文献3の超音波内視鏡では、直交する断層画像（超音波画像）を異なる走査方法で取得し、それら超音波画像を表示させることで患部の立体的な構造が確認される。

【特許文献1】特開2005-291827号公報

【特許文献2】特開2006-78408号公報

【特許文献3】特開2007-37844号公報

【非特許文献1】「医用超音波：パルス励起型超音波音速顕微鏡」（「超音波TECHNO」VOL.15 No.6(2003.11~12)（101~105頁）日本工業出版社発行）

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

ところで、上記の音響インピーダンス像は、生体組織91の表面画像であるため、その表面における組織の構造は確認することが可能であるが、その奥行き側の組織の構造は確認することができない。例えば、生体組織91に癌組織が含まれる場合、組織表面における癌組織の分布は確認することができるが、その奥行き側の立体的な分布は確認することができない。従って、癌組織の摘出手術を行う場合、得られた表面情報に基づいて、癌組織の周囲の正常組織を傷つけないよう注意して手術する必要があるが、癌組織を迅速に摘出することは困難であった。

20

【0014】

特許文献3のように、従来の超音波内視鏡は、患部を断層画像として表示するものであり、この断層画像は比較的解像度が低い。また、患部の表面構造は内視鏡で取得した光学像によって確認することができるが、手術中の出血などによって患部表面が覆われると、その表面構造の確認が困難となる場合がある。この場合には、患部の癌組織とその周辺の正常組織とを区別することが困難となり、癌組織を迅速に摘出することが困難となってしまう。

【0015】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検査物の立体的な構造をより正確に確認することができる超音波画像表示装置、超音波画像表示方法、超音波画像表示プログラムを提供することにある。また別の目的は、患部の立体的な構造をより正確に確認することができ、内視鏡手術を迅速に行うことができる内視鏡手術支援システムを提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0016】

上記課題を解決するために、請求項1に記載の発明は、被検査物に超音波を照射し、その超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物の超音波画像を表示する超音波画像表示装置であって、前記被検査物を密着させるための第1面と、その第1面の反対側に位置しかつ超音波伝達媒体を接触させるための第2面とを有し、前記超音波を透過しうる透過部材と、前記超音波伝達媒体及び前記透過部材を介して前記第2面側から前記被検査物に超音波を照射するとともに、前記被検査物からの反射波を受信して電気信号に変換する超音波振動子と、前記超音波の照射点を一次元的または二次元的に走査させる超音波走査手段と、前記反射波信号を増幅して出力するプリアンプと、増幅された前記反射波信号をA/D変換する第1のA/D変換回路とを含んで構成され、前記被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号を取得する第1信号検出回路と、前記反射波信号を増幅して出力するプリアンプと、増幅された前記反射波信号をさらに対数増幅する対数増幅器と、対数増幅された前記反射波信号をA/D変換する第2のA/D変換回路とを含んで構成され、前記被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号を取得する第2信号検出回路と、前記第1信号検出回路が取得した反射波信号に基づいて、前記被検査物表面の音響パラメータを算出しその音響パラメータに応じた表面画像の画像データを生成する表面画像生成手段と、前

40

50

記第 2 信号検出回路が取得した反射波信号に基づいて、前記被検査物における内部構造に関する内部データを生成するデータ生成手段と、前記表面画像の画像データと内部データとに基づいて、前記被検査物の表面画像とその奥行き側の内部構造に関する情報を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする超音波画像表示装置をその要旨とする。

【 0 0 1 7 】

請求項 1 に記載の発明によれば、透過部材の第 1 面に被検査物が密着され、超音波振動子から超音波伝達媒体を伝達した超音波が透過部材を介してその第 2 面側から被検査物に照射される。この超音波の照射点は超音波走査手段によって一次元的または二次元的に走査され、被検査物で反射した超音波が超音波振動子により電気信号に変換される。そして、被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号が第 1 信号検出回路により取得され、表面画像生成手段により、その反射波信号に基づいて、被検査物表面の音響パラメータが算出されその音響パラメータに応じた表面画像の画像データが生成される。また、被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号が第 2 信号検出回路により取得され、データ生成手段により、その反射波信号に基づいて、被検査物における内部構造に関する内部データが生成される。さらに、画像表示手段により、表面画像の画像データと内部データとに基づいて、被検査物の表面画像とその奥行き側の内部構造に関する情報が表示される。このようにすれば、被検査物の表面構造に加え、その奥行き側の内部構造を確認することができる。

10

【 0 0 1 8 】

請求項 2 に記載の発明は、被検査物に超音波を照射し、その超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物の超音波画像を表示する超音波画像表示装置であって、前記被検査物を密着させるための第 1 面と、その第 1 面の反対側に位置しかつ超音波伝達媒体を接触させるための第 2 面とを有し、前記超音波を透過しうる透過部材と、前記超音波伝達媒体及び前記透過部材を介して前記第 2 面側から前記被検査物に超音波を照射するとともに、前記被検査物からの反射波を受信して電気信号に変換する超音波振動子と、前記超音波の照射点を二次元的に走査させる超音波走査手段と、前記反射波信号を増幅して出力するプリアンプと、増幅された前記反射波信号を A / D 変換する第 1 の A / D 変換回路とを含んで構成され、前記被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号を取得する第 1 信号検出回路と、前記反射波信号を増幅して出力するプリアンプと、増幅された前記反射波信号をさらに対数増幅する対数増幅器と、対数増幅された前記反射波信号を A / D 変換する第 2 の A / D 変換回路とを含んで構成され、前記被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号を取得する第 2 信号検出回路と、前記第 1 信号検出回路が取得した反射波信号に基づいて、前記被検査物表面の音響パラメータを算出しその音響パラメータに応じた表面画像の画像データを生成する表面画像生成手段と、前記第 2 信号検出回路が取得した反射波信号に基づいて、前記被検査物における断層画像の画像データを生成する断層画像生成手段と、前記表面画像及び断層画像の画像データに基づいて、前記被検査物の立体画像を生成してその立体画像を表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする超音波画像表示装置をその要旨とする。

20

30

【 0 0 1 9 】

請求項 2 に記載の発明によれば、超音波走査手段によって超音波の照射点が二次元的に走査され、被検査物で反射した超音波が超音波振動子により電気信号に変換される。そして、被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号が第 1 信号検出回路により取得され、表面画像生成手段により、その反射波信号に基づいて、被検査物表面の音響パラメータが算出されその音響パラメータに応じた表面画像の画像データが生成される。また、被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号が第 2 信号検出回路により取得され、断層画像生成手段により、その反射波信号に基づいて、被検査物における断層画像の画像データが生成される。そして、画像表示手段により、表面画像及び断層画像の画像データに基づいて、被検査物の立体画像が生成されて表示される。このようにすれば、被検査物の立体的な構造を容易に確認することができる。

40

【 0 0 2 0 】

50

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 または 2 において、前記超音波振動子は、内部に超音波伝達媒体が充填可能な収容体を前記透過部材として備えた超音波プローブ内に設けられ、前記超音波走査手段は、前記超音波振動子を回転駆動させるロータ部を含んで構成されていることをその要旨とする。

【 0 0 2 1 】

請求項 3 に記載の発明によれば、超音波プローブの収容体が透過部材で形成され、その内部に超音波伝達媒体が充填される。そして、その超音波プローブ内に超音波振動子が設けられ、超音波走査手段を構成するロータ部によりその超音波振動子が回転駆動される。このようにすれば、超音波の照射点をスムーズに走査することができ、画像生成のための反射波信号を迅速に取得することができる。また、直線的な移動で一次元走査または二次元走査を行う場合と比較して、走査時の振動を抑えることができる。よって、反射波信号をより正確に検出することができ、より鮮明な画像を生成することができる。

10

【 0 0 2 2 】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 において、前記ロータ部は、円筒状に形成され、その回転軸を中心に回転するとともにその軸方向に移動することで、前記超音波振動子をスパイラル状に駆動させることをその要旨とする。

【 0 0 2 3 】

請求項 4 に記載の発明によれば、ロータ部は、円筒状に形成されており、その回転軸を中心に回転されるとともにその軸方向に移動される。このロータ部により、超音波振動子がスパイラル状に駆動され、超音波のスパイラル走査が可能となる。このようにしても、この超音波の照射点をスムーズに走査することができ、画像生成のための反射波信号を迅速に取得することができる。また、直線的な移動で二次元走査を行う場合と比較して、走査時の振動を抑えることができる。よって、反射波信号をより正確に検出することができ、より鮮明な画像を生成することができる。

20

【 0 0 2 4 】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 3 または 4 において、前記ロータ部の外周面に複数の超音波振動子が設けられていることをその要旨とする。

【 0 0 2 5 】

請求項 5 に記載の発明によれば、ロータ部の外周面に複数の超音波振動子が設けられているので、各超音波振動子 1 2 により画像生成のための反射波信号を迅速に取得することができる。

30

【 0 0 2 6 】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 5 において、前記複数の超音波振動子として、照射する超音波の焦点位置が前記透過部材の第 1 面に設定された高分解能用の第 1 の超音波振動子と、前記第 1 の超音波振動子よりも分解能が低い第 2 の超音波振動子とを含み、前記第 1 信号検出回路は、前記第 1 の超音波振動子から照射された超音波の反射波信号を取得し、前記第 2 信号検出回路は、第 2 の超音波振動子から照射された超音波の反射波信号を取得することをその要旨とする。

【 0 0 2 7 】

請求項 6 に記載の発明によれば、第 1 の超音波振動子は、照射する超音波の焦点位置が透過部材の第 1 面に設定されているので、その第 1 の超音波振動子から照射された超音波はその第 1 面（被検査物表面との界面）で確実に反射する。従って、被検査物表面での超音波の反射波信号を第 1 信号検出回路で正確に取得することができ、鮮明な表面画像を生成することができる。一方、第 2 の超音波振動子は、第 1 の超音波振動子よりも分解能が低い超音波振動子であり、照射する超音波の焦点位置が透過部材の第 1 面よりも後方となるよう焦点がぼかされている。この場合、その第 2 の超音波振動子から照射された超音波は、被検査物の内部に確実に伝搬する。そのため、被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号を第 2 信号検出回路で正確に取得することができ、被検査物の内部構造をより確実に確認することができる。

40

【 0 0 2 8 】

50

請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 において、前記第 1 の超音波振動子から照射される超音波は、前記第 2 の超音波振動子から照射される超音波の周波数よりも高い周波数であることをその要旨とする。

【 0 0 2 9 】

請求項 7 に記載の発明によれば、第 1 の超音波振動子から照射される超音波は第 2 の超音波振動子から照射される超音波の周波数よりも高い周波数であるため、超音波の焦点位置でのビーム幅を狭くすることができる。これにより、画像分解能を高めることができ、鮮明な表面画像を得ることができる。また、第 2 の超音波振動子から照射される超音波は低周波数であるため、被検査物の内部に確実に伝搬させることができ、その反射波信号に基づいて被検査物の内部構造をより確実に確認することができる。

10

【 0 0 3 0 】

請求項 8 に記載の発明は、超音波を一次元的または二次元的に走査しながら被検査物に照射し、その超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物の超音波画像を表示する超音波画像表示方法であって、超音波を透過しうる透過部材の第 1 面に被検査物を密着させ、超音波振動子により、超音波伝達媒体及び前記透過部材を介してその透過部材の第 2 面側から前記被検査物に超音波を照射するステップと、前記超音波の前記反射波信号を増幅し、その増幅された前記反射波信号を A / D 変換することにより、前記被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号を取得するステップと、前記超音波の前記反射波信号を増幅した後にさらに対数増幅し、その対数増幅された前記反射波信号を A / D 変換することにより、前記被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号を取得するステップと、前記被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物表面の音響パラメータを算出しその音響パラメータに応じた表面画像の画像データを生成するステップと、前記被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号に基づいて、前記被検査物における内部構造に関する内部データを生成するステップと、前記表面画像の画像データと内部データとに基づいて、前記被検査物の表面画像とその奥行き側の内部構造に関する情報を表示するステップとを含むことを特徴とする超音波画像表示方法をその要旨とする。

20

【 0 0 3 1 】

請求項 8 に記載の発明によれば、透過部材の第 1 面に被検査物が密着され、超音波振動子から超音波伝達媒体を伝達した超音波が透過部材を介してその第 2 面側から被検査物に照射される。この超音波の照射点が一次元的または二次元的に走査され、被検査物で反射した超音波が超音波振動子により電気信号に変換される。そして、被検査物の表面で反射した超音波の反射波信号が取得され、その反射波信号に基づいて、被検査物表面の音響パラメータが算出されてその音響パラメータに応じた表面画像の画像データが生成される。また、被検査物の内部で反射した超音波の反射波信号が取得され、その反射波信号に基づいて、被検査物における内部構造に関する内部データが生成される。さらに、表面画像の画像データと内部データとに基づいて、被検査物の表面画像とその奥行き側の内部構造に関する情報が表示される。このようにすれば、被検査物の表面構造に加え、その奥行き側の内部構造を確認することができる。

30

【 0 0 3 2 】

請求項 9 に記載の発明は、請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の超音波画像表示装置を備えた内視鏡手術支援システムをその要旨とする。

40

【 0 0 3 3 】

請求項 9 に記載の発明によれば、超音波画像表示装置によって、被検査物としての患部の表面及び内部の構造を表示させることができるので、内視鏡手術を迅速に行うことができる。

【 0 0 3 4 】

請求項 10 に記載の発明は、請求項 8 に記載の超音波画像表示方法における各ステップをコンピュータにより実行させるための超音波画像表示プログラムをその要旨とする。

【 0 0 3 5 】

請求項 10 に記載の超音波画像表示プログラムをコンピュータに実行させることにより

50

、被検査物の立体的な構造を確認することができる。

【発明の効果】

【 0 0 3 6 】

以上詳述したように、請求項 1 ～ 8 , 1 0 に記載の発明によると、被検査物の表面構造に加え、その奥行き側の内部構造を確認することができる。請求項 9 に記載の発明によると、患部の表面構造に加えて内部構造をより正確に確認することができ、内視鏡手術を迅速に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 3 7 】

[第 1 の実施の形態]

【 0 0 3 8 】

以下、本発明を具体化した第 1 の実施の形態を図面に基づき詳細に説明する。図 1 は本実施の形態における超音波画像表示装置 1 を示す概略構成図である。

【 0 0 3 9 】

超音波画像表示装置 1 は、超音波プローブユニット 2 と、パーソナルコンピュータ（パソコン）3 とから構成されている。超音波プローブユニット 2 とパソコン 3 とは例えば USB ケーブル 4 を介して接続される。

【 0 0 4 0 】

超音波プローブユニット 2 は、超音波プローブ 5 と、先端部にその超音波プローブ 5 を着脱可能なハンドピース部 6 とを備える。この超音波プローブ 5 は、超音波を二次元走査しながら被検査物に照射して、その被検査物からの反射波を電気信号に変換して出力する機能を有している。このハンドピース部 6 はいわゆる把持部であって、手で把持可能な長さ及び直径を有している。それゆえ、この超音波プローブユニット 2 は、例えば、術中に医師などが患者の体の検査を行うために用いられる。この場合、使用者はハンドピース部 6 を手で持ち、超音波プローブ 5 を患者の体（被検査物としてのインビボの生体組織）8 に直接当てるようにする。

【 0 0 4 1 】

具体的には、超音波プローブ 5 は、収容体としてのプローブケース 1 1 と、超音波振動子 1 2 と、超音波走査手段としての第 1 ロータ部 1 3 及び第 2 ロータ部 1 4 と、リファレンス部材 1 5 とを備える。プローブケース 1 1 は、生体組織 8 とは異なる既知の音響インピーダンスを有し、超音波を透過しうる透過部材（例えば、アクリル樹脂）を用いて、先端部が略半球形状に形成されている。プローブケース 1 1 の内部には、超音波伝達媒体（具体的には純水）W 1 が充填されている。

【 0 0 4 2 】

本実施の形態では、プローブケース 1 1 の内部に第 1 ロータ部 1 3 及び第 2 ロータ部 1 4 が収納されており、ケース先端側に設けられた第 1 ロータ部 1 3 の外周面には、4 個の超音波振動子 1 2 が設けられている。これらの超音波振動子 1 2 は、高分子系の圧電材料からなり、第 1 ロータ部 1 3 の回転軸 1 3 a を中心として 9 0 度離れた位置にそれぞれ設けられている。この構成であると、回転軸 1 3 a を中心とする重量バランスがよくなるので、振動の発生を確実に防止することができる。

【 0 0 4 3 】

超音波振動子 1 2 が照射する超音波は、超音波伝達媒体 W 1 を介して円錐状に収束されてプローブケース 1 1 の外表面で焦点を結ぶようになっている。なお本実施形態では、超音波振動子 1 2 が照射する超音波としては、例えば、中心周波数が 8 0 M H z であり、帯域幅が 5 0 ～ 1 0 5 M H z (- 6 d B) である。また、プローブケース 1 1 において、生体組織 8 を密着させる外表面が第 1 面に相当し、超音波伝達媒体 W 1 を接触させる内表面が第 2 面に相当する。

【 0 0 4 4 】

本実施の形態において、第 1 ロータ部 1 3 は、超音波プローブユニット 2 の短手方向と平行な回転軸 1 3 a を介してハウジング 1 7 に回転可能に支持されている。また、第 2 ロ

10

20

30

40

50

ータ部 14 は、超音波プローブユニット 2 の長手方向と平行な回転軸 14 a を介してハウジング 17 を支持しており、そのハウジング 17 とともに第 1 ロータ部 13 を回転させる。これら ロータ部 13, 14 は、回転速度や回転位置が制御可能な周知の電動モータで構成される。なお、第 1 ロータ部 13 への電源供給や超音波振動子 12 に対する電気信号の授受は図示しないスリップリングを介して行われる。

【0045】

また、プローブケース 11 の外表面において超音波の照射点が走査される範囲内には、リファレンス部材 15 (例えば、エポキシ樹脂) が設けられている。本実施形態のリファレンス部材 15 は、例えば、エポキシ樹脂により形成される。従って、リファレンス部材 15 は、アクリル樹脂からなるプローブケース 11 とは異なる既知の音響インピーダンス

10

【0046】

超音波プローブユニット 2 におけるハンドピース部 6 内には、各 ロータ部 13, 14 を駆動制御する ロータ制御回路 21、超音波を送受信するための信号処理回路 22、電気信号の入出力を行うための I/F 回路 23 などが設けられている。I/F 回路 23 としては、パソコン等の標準インターフェースである USB インターフェースが用いられる。なお、I/F 回路 23 としては、USB インターフェースの他に IEEE 1394 インターフェースを採用してもよく、また、データ転送速度は遅くなるが、シリアルインターフェースやパラレルインターフェースを採用することもできる。

【0047】

20

図 2 は、超音波画像表示装置 1 の電気的な構成を示すブロック図である。

【0048】

図 2 に示されるように、超音波プローブユニット 2 における ロータ制御回路 21 は、各 ロータ部 13, 14 に接続されており、パソコン 3 から出力される駆動制御信号を I/F 回路 23 を介して取り込み、その駆動制御信号に基づいて各 ロータ部 13, 14 を駆動して各 ロータ部 13, 14 とともに超音波振動子 12 を回転させる。具体的には、ロータ制御回路 21 は、第 1 ロータ部 13 を所定の回転速度で回転させ、第 1 ロータ部 13 が 1/4 回転 (90° 回転) する度に第 2 ロータ部 14 を所定の角度だけ回転させる。これにより、プローブケース 11 の外表面 (つまり生体組織 8 の表面) に沿って超音波の照射点が二次元的に走査される。

30

【0049】

信号処理回路 22 は、送信回路 24、送受波分離回路 25、プリアンプ 26、対数増幅器 28、A/D 変換回路 29, 30 を備える。

【0050】

送信回路 24 は、超音波振動子 12 を駆動させるためのパルスを発生させる回路であり、トリガ回路 24 a とパルス発生回路 24 b とを備える。送信回路 24 において、トリガ回路 24 a は、パソコン 3 から出力される制御信号を I/F 回路 23 を介して取り込み、その制御信号に基づいて第 1 ロータ部 13 の回転に同期したトリガ信号を生成する。パルス発生回路 24 b は、そのトリガ信号に応答して励起パルスを生成する。その励起パルスが送受波分離回路 25 を介して超音波振動子 12 に供給されて超音波振動子 12 から超音波が照射される。なお、本実施の形態では、第 1 ロータ部 13 の回転により超音波振動子 12 がプローブケース 11 の先端側の走査範囲内に移動したときに、制御信号に基づいてトリガ信号が生成され、その走査範囲内でのみ超音波が照射されるようになっている。

40

【0051】

本実施の形態の超音波振動子 12 は、送受波兼用の振動子であり、生体組織 8 で反射した超音波 (反射波) を電気信号に変換する。そして、その反射波の信号は送受波分離回路 25 を介してプリアンプ 26 に供給される。プリアンプ 26 は、反射波の信号を増幅して出力する。

【0052】

生体組織 8 から反射される超音波の反射波信号としては、組織表面での反射波信号と組

50

織内部での反射波信号とを含み、表面では信号強度が比較的強く、内部に行くほど信号強度が弱くなる。従って、本実施の形態では、生体組織 8 表面での反射波信号と生体組織 8 内部での反射波信号とがそれぞれ異なる処理経路で取得される。

【 0 0 5 3 】

具体的には、プリアンプ 2 6 で増幅された反射波信号は、A / D 変換回路 2 9 に供給されて A / D 変換された後、I / F 回路 2 3 を介してパソコン 3 に転送される。また、プリアンプ 2 6 で増幅された反射波信号は、対数増幅器 2 8 でさらに対数増幅され、A / D 変換回路 3 0 で A / D 変換された後、I / F 回路 2 3 を介してパソコン 3 に転送される。なお、本実施の形態では、プリアンプ 2 6 及び A / D 変換回路 2 9 により第 1 信号検出回路が構成され、この回路によって生体組織 8 表面での反射波信号が取得される。また、プリアンプ 2 6、対数増幅器 2 8、及び A / D 変換回路 3 0 により第 2 信号検出回路が構成され、この回路によって生体組織 8 内部での反射波信号が取得される。

10

【 0 0 5 4 】

パソコン 3 は、CPU 3 1、I / F 回路 3 2、メモリ 3 3、記憶装置 3 4、入力装置 3 5、及び表示装置 3 6 を備え、それらはバス 3 7 を介して相互に接続されている。

【 0 0 5 5 】

CPU 3 1 は、メモリ 3 3 を利用して制御プログラムを実行し、装置全体を統括的に制御する。制御プログラムとしては、各ロータ部 1 3、1 4 による二次元走査を制御するためのプログラムや音響インピーダンスを算出するためのプログラム、超音波画像を生成して表示するためのプログラムなどを含む。

20

【 0 0 5 6 】

I / F 回路 3 2 は、超音波プローブユニット 2 との間で信号の授受を行うためのインターフェース（具体的には、USB インターフェース）であり、超音波プローブユニット 2 に制御信号（ロータ制御回路 2 1 や送信回路 2 4 への制御信号）を出力したり、超音波プローブユニット 2 からの転送データ（A / D 変換回路 2 9、3 0 から I / F 回路 2 3 を介して転送されるデータ）を入力したりする。

【 0 0 5 7 】

表示装置 3 6 は、例えば、LCD や CRT などのカラーディスプレイであり、生体組織 8 の超音波画像（立体画像）や、各種設定の入力画面を表示するために用いられる。入力装置 3 5 は、キーボードやマウス装置などであり、ユーザからの要求や指示、パラメータの入力に用いられる。

30

【 0 0 5 8 】

記憶装置 3 4 は、磁気ディスク装置や光ディスク装置などであり、その記憶装置には制御プログラム及び各種のデータが記憶されている。CPU 3 1 は、入力装置 3 5 による指示に従い、プログラムやデータを記憶装置 3 4 からメモリ 3 3 へ転送し、それを逐次実行する。なお、CPU 3 1 が実行するプログラムとしては、メモリカード、フレキシブルディスク、光ディスクなどの記憶媒体に記憶されたプログラムや、通信媒体を介してダウンロードしたプログラムでもよく、その実行時には記憶装置 3 4 にインストールして利用する。

【 0 0 5 9 】

本実施の形態の超音波画像表示装置 1 では、第 1 信号検出回路（プリアンプ 2 6 及び A / D 変換回路 2 9）により取得した生体組織 8 表面の反射波信号に基づいて、音響インピーダンスを求め、その音響インピーダンスに応じた表面画像の画像データを生成する。また、第 2 信号検出回路（プリアンプ 2 6、対数増幅器 2 8、及び A / D 変換回路 3 0）により取得した生体組織 8 内部の反射波信号に基づいて、断層画像の画像データを生成する。そして、それら表面画像及び断層画像の画像データに基づいて、図 3 のような立体画像 3 8 を表示装置 3 6 に表示させる。ここでは、組織表面の音響インピーダンスに基づいて癌組織 3 9 を検出し、図 3 の立体画像 3 8 において、癌組織 3 9 をその周囲の正常組織 4 0 と異なる色で表示させている。

40

【 0 0 6 0 】

50

次に、本実施の形態において、生体組織 8 の立体画像 38 を表示させるための処理例について図 4 のフローチャートを用いて説明する。なお、図 4 の処理は、例えば、患者の腹部を開腹して、癌組織 39 がある患部に超音波プローブ 5 を接触させた状態で、入力装置 35 に設けられている開始ボタンを操作したときに開始される。

【0061】

まず、CPU 31 からの指示に基づいてロータ制御回路 21 により第 1 ロータ部 13 及び第 2 ロータ部 14 が駆動され、超音波の照射点がリファレンス部材 15 に位置するように移動される。またこのとき、励起パルスが超音波振動子 12 に供給されると、リファレンス部材 15 に超音波が照射され、その表面からの反射波が第 1 信号検出回路（プリアンプ 26 及び A/D 変換回路 29）で検出される。そして、CPU 31 は、A/D 変換回路 29 で変換されたデジタルデータを I/F 回路 23, 32 を介して取得し、そのデータに基づいてリファレンス部材 15 の反射波の強度を判定してメモリ 33 に一旦格納する（ステップ 100）。

10

【0062】

その後、CPU 31 からの指示に基づいて、ロータ制御回路 21 により各ロータ部 13, 14 が駆動されて超音波の二次元走査が開始される。CPU 31 は、各ロータ部 13, 14 の回転位置を判断しそれに基づいて測定点の座標データを取得する（ステップ 110）。そして、生体組織 8 に超音波が照射され、その表面での反射波が第 1 信号検出回路（プリアンプ 26 及び A/D 変換回路 29）で検出される。CPU 31 は、A/D 変換回路 29 で変換されたデジタルデータに基づいて組織表面における反射波の強度を判定してメモリ 33 に一旦格納する（ステップ 120）。またこのとき、生体組織 8 内部での反射波が第 2 信号検出回路（プリアンプ 26、対数増幅器 28、及び A/D 変換回路 30）で検出される。そして、CPU 31 は、A/D 変換回路 30 で変換されたデジタルデータを内部の反射波信号のデータとしてメモリ 33 に一旦格納する。

20

【0063】

表面画像生成手段としての CPU 31 は、得られたリファレンス部材 15 及び生体組織 8 表面での反射波 S_r , S_t の強度と、リファレンス部材 15 及びプローブケース 11 の音響インピーダンス Z_r , Z_s とを用いて、上記の式（3）に対応した演算処理を行い測定点での音響インピーダンス Z_t を算出する。そして、CPU 31 は、その音響インピーダンス Z_t を用いてカラー変調処理を行い、音響インピーダンス Z_t の大きさに応じた表面画像（音響インピーダンス像）の画像データを生成し、測定点の座標データに関連付けて該画像データをメモリ 33 に記憶する（ステップ 130）。

30

【0064】

さらに、断層画像生成手段（データ生成手段）としての CPU 31 は、生体組織 8 内部での反射波信号に基づいて、輝度変調処理を行うことで反射波信号の振幅（信号強度）に応じた輝度の画像データを生成し、測定点の座標データに関連付けて該画像データをメモリ 33 に記憶する（ステップ 140）。

【0065】

CPU 31 は、全ての測定点での処理が終了し、1 画面分の画像データが取得されたか否かを判断する（ステップ 150）。ここで、全データが取得されていない場合、CPU 31 は、ステップ 110 に戻って、ステップ 110 ~ 150 の処理を繰り返し実行し、全データが取得された場合にはステップ 160 に移行する。そして、画像表示手段としての CPU 31 は、メモリ 33 に記憶した表面画像及び断層画像の画像データを読み出し、各画像データに基づいて生体組織 8 の立体画像 38 のデータを生成する。

40

【0066】

具体的には、音響インピーダンスは、生体組織 8 の硬さに関連するパラメータであり、癌組織 39 は正常組織 40 よりも硬い組織である。従って、組織表面の音響インピーダンス Z_t に基づいて、二次元的な癌組織 39 の分布を検出することができる。さらに、断層画像の画像データに基づいて、奥行き側における癌組織 39 と正常組織 40 との境界面を検出して、その検出結果に基づいて、癌組織 39 の立体画像 38 のデータを生成する。そ

50

の後、生成した立体画像 38 のデータを表示装置 36 に転送して該データに応じた立体画像 38 を表示させた後、図 4 の処理を終了する。

【0067】

従って、本実施の形態によれば以下の効果を得ることができる。

【0068】

(1) 本実施の形態の超音波画像表示装置 1 において、生体組織 8 表面での反射波信号が第 1 信号検出回路 (プリアンプ 26 及び A/D 変換回路 29) で取得され、その反射波信号に基づいて表面画像の画像データが生成される。また、生体組織 8 内部での反射波信号が第 2 信号検出回路 (プリアンプ 26、対数増幅器 28、及び A/D 変換回路 30) で取得され、その反射波信号に基づいて断層画像の画像データが生成される。そして、表面画像の画像データと断層画像の画像データとに基づいて、生体組織 8 の立体画像 38 を生成してその立体画像 38 を表示することができる。そして、その立体画像 38 において、生体組織 8 表面における癌組織 39 の二次元的な分布に加え、奥行き側の立体的な分布を容易に確認することができる。これにより、癌組織 39 の摘出手術を迅速に行うことが可能となる。

10

【0069】

(2) 本実施の形態の超音波画像表示装置 1 では、超音波走査手段として第 1 ロータ部 13 及び第 2 ロータ部 14 を備え、各ロータ部 13, 14 を回転駆動することにより、超音波の照射点をスムーズに走査することができ、画像生成のための反射波信号を迅速に取得することができる。またこの場合、直線的な移動で二次元走査を行う場合と比較して、走査時の振動を抑えることができる。これにより、反射波信号をより正確に検出することができ、より鮮明な立体画像 38 を生成することができる。

20

【0070】

(3) 本実施の形態の超音波画像表示装置 1 では、第 1 ロータ部 13 の外周面に複数の超音波振動子 12 が設けられているので、各超音波振動子 12 によって画像生成のための反射波信号を迅速に取得することができる。

【0071】

(4) 本実施の形態の超音波プローブ 5 では、超音波伝達媒体 W1 として純水をプローブケース 11 内に充填したので、高周波数の超音波の減衰を低減することができ、音響インピーダンス Z_t を高い精度で求めることができる。また、イオンを含まない純水には電気が殆ど流れない。従って、プローブケース 11 内に電動モータ等の電気部品を収容したときでもショートが発生を心配しなくてもよく、絶縁構造を省略することが可能である。

30

[第 2 の実施の形態]

【0072】

次に、本発明を具体化した第 2 の実施の形態を図面に基づき説明する。

【0073】

図 5 に示されるように、本実施の形態の超音波画像表示装置 41 は、パルス励起型超音波顕微鏡 42 とパソコン 3 とを備える。パルス励起型超音波顕微鏡 42 は、試料ステージ 44 を有する顕微鏡本体 45 と、試料ステージ 44 の下方に設置された超音波プローブ 46 とを備える。そのパルス励起型超音波顕微鏡 42 の超音波プローブ 46 がパソコン 3 と電氣的に接続されている。

40

【0074】

本実施の形態の試料ステージ 44 は、ユーザの手動操作により、水平方向 (即ち X 方向及び Y 方向) に移動できるように構成されている。この試料ステージ 44 には、生体組織 48 を載置した樹脂プレート 49 が固定されている。なお、生体組織 48 は、例えば、ラットの小脳から切り出した脳組織であり、 $300\mu\text{m} \sim 400\mu\text{m}$ の厚さを有する。また、樹脂プレート 49 としては、超音波を透過する透過部材であるアクリル板などが用いられる。この樹脂プレート 49 の上面 (第 1 面) において生体組織 48 のセット部の周縁にリファレンス部材 50 が設けられている。

【0075】

50

超音波プローブ４６は、水などの超音波伝達媒体Ｗ１を貯留可能な貯留部５１をその先端部に有するプローブ本体５２と、プローブ本体５２の略中心部に配置される超音波トランスデューサ５３と、プローブ本体５２を前記試料ステージ４４の面方向に沿って二次元的に走査するためのＸ－Ｙステージ５４（超音波走査手段）とを備える。プローブ本体５２の貯留部５１は上部が開口しており、その貯留部５１の開口側を上向きにした状態で超音波プローブ４６が試料ステージ４４の下方に設置されている。

【００７６】

超音波トランスデューサ５３は、酸化亜鉛の薄膜圧電素子５６（超音波振動子）とサファイアロッドの音響レンズ５７とからなり、パルス励起されることで樹脂プレート４９の下面（第２面）側から生体組織４８に対して超音波を照射する。超音波トランスデューサ５３が照射する超音波は、貯留部５１の超音波伝達媒体Ｗ１を介して円錐状に収束されて樹脂プレート４９の上面（生体組織４８の表面）で焦点を結ぶようになっている。なお、超音波トランスデューサ５３としては、口径１．２ｍｍ、焦点距離１．５ｍｍ、中心周波数８０ＭＨｚ、帯域幅５０～１０５ＭＨｚ（－６ｄＢ）の仕様のものを用いている。

【００７７】

図６は、超音波画像表示装置４１の電氣的な構成を示すブロック図である。

【００７８】

図６に示されるように、超音波プローブ４６は、超音波トランスデューサ５３と、Ｘ－Ｙステージ５４と、Ｉ／Ｆ回路２３と、送信回路２４と、送受波分離回路２５と、プリアンプ２６と、対数増幅器２８と、Ａ／Ｄ変換回路２９、３０と、エンコーダ５９と、コントローラ６０とを備える。なお、Ｉ／Ｆ回路２３、送信回路２４、送受波分離回路２５、プリアンプ２６、対数増幅器２８、Ａ／Ｄ変換回路２９、３０は上述した第１の実施の形態と同じ回路構成である。

【００７９】

Ｘ－Ｙステージ５４は、超音波の照射点を二次元的に走査させるためのＸステージ５４Ｘ及びＹステージ５４Ｙを備えるとともに、それぞれのステージ５４Ｘ、５４Ｙを駆動するモータ６１Ｘ、６１Ｙを備えている。これらのモータ６１Ｘ、６１Ｙとしては、ステッピングモータやリニアモータが使用される。

【００８０】

各モータ６１Ｘ、６１Ｙにはコントローラ６０が接続されており、該コントローラ６０の駆動信号に応答してモータ６１Ｘ、６１Ｙが駆動される。これらモータ６１Ｘ、６１Ｙの駆動により、Ｘステージ５４Ｘを連続走査（連続送り）するとともに、Ｙステージ５４Ｙを間欠送りとなるよう制御することで、Ｘ－Ｙステージ５４の高速走査が可能となっている。

【００８１】

また、本実施の形態においては、Ｘステージ５４Ｘに対応してエンコーダ５９が設けられ、エンコーダ５９によりＸステージ５４Ｘの走査位置が検出される。具体的に、走査範囲（例えば、縦横２ｍｍの走査範囲）を３００×３００個の測定点（ピクセル）に分割した場合、１回のＸ方向（水平方向）の走査が３００分割される。そして、各測定点の位置がエンコーダ５９によって検出されパソコン３に取り込まれる。パソコン３はそのエンコーダ５９の出力に同期して駆動制御信号を生成して、その駆動制御信号をコントローラ６０に供給する。コントローラ６０は、この駆動制御信号に基づいてモータ６１Ｘを駆動する。また、コントローラ６０は、エンコーダ５９の出力信号に基づきＸ方向の１ラインの走査が終了した時点でモータ６１Ｙを駆動して、Ｙステージ５４ＹをＹ方向に１ピクセル分移動させる。

【００８２】

さらに、コントローラ６０は、駆動制御信号に同期してトリガ信号を生成して送信回路２４に供給する。これにより、送信回路２４において、そのトリガ信号に同期したタイミングで励起パルスが生成される。その励起パルスが送受波分離回路２５を介して超音波トランスデューサ５３に供給される結果、超音波トランスデューサ５３から超音波が照射さ

10

20

30

40

50

れる。

【 0 0 8 3 】

超音波トランスデューサ 5 3 の薄膜圧電素子 5 6 は、送受波兼用の超音波振動子であり、生体組織 4 8 で反射した超音波（反射波）を電気信号に変換する。そして、その反射波の信号は、送受波分離回路 2 5 を介してプリアンプ 2 6 に供給されて増幅される。

【 0 0 8 4 】

プリアンプ 2 6 で増幅された反射波信号は、A / D 変換回路 2 9 に供給されて A / D 変換された後、I / F 回路 2 3 を介してパソコン 3 に転送される。また、プリアンプ 2 6 で増幅された反射波信号は、対数増幅器 2 8 でさらに対数増幅され、A / D 変換回路 3 0 で A / D 変換された後、I / F 回路 2 3 を介してパソコン 3 に転送される。なお、本実施の形態においても、プリアンプ 2 6 及び A / D 変換回路 2 9 により第 1 信号検出回路が構成され、この回路によって生体組織 8 表面での反射波信号が取得される。また、プリアンプ 2 6、対数増幅器 2 8、及び A / D 変換回路 3 0 により第 2 信号検出回路が構成され、この回路によって生体組織 8 内部での反射波信号が取得される。

【 0 0 8 5 】

パソコン 3 は、上記第 1 の実施の形態と同様に、CPU 3 1、I / F 回路 3 2、メモリ 3 3、記憶装置 3 4、入力装置 3 5、及び表示装置 3 6（図 6 では図示略）を備え、超音波顕微鏡 4 2 で取得した各反射波信号に基づいて、超音波画像を生成して表示する。

【 0 0 8 6 】

具体的には、第 1 信号検出回路（プリアンプ 2 6 及び A / D 変換回路 2 9）により取得した生体組織 4 8 表面の反射波信号に基づいて、音響インピーダンスを求め、その音響インピーダンスに応じた表面画像の画像データを生成する。また、第 2 信号検出回路（プリアンプ 2 6、対数増幅器 2 8、及び A / D 変換回路 3 0）により取得した生体組織 4 8 内部の反射波信号に基づいて、断層画像の画像データを生成する。そして、それら表面画像及び断層画像の画像データに基づいて、生体組織 4 8 の立体画像を表示装置 3 6 に表示させる。

【 0 0 8 7 】

このように、本実施の形態の超音波画像表示装置 4 1 においても、第 1 の実施の形態と同様に、生体組織 4 8 の立体画像を生成してその立体画像を表示することができるため、生体組織 4 8 の性状を容易に確認することができる。

[第 3 の実施の形態]

【 0 0 8 8 】

次に、本発明を具体化した第 3 の実施の形態を図面に基づき説明する。

【 0 0 8 9 】

本実施の形態の超音波画像表示装置は、第 1 の実施の形態の超音波プローブユニット 2 に代えて図 7 の超音波プローブ 7 1 を備え、内視鏡を用いた内視鏡手術の支援システムを構成する装置として使用される。

【 0 0 9 0 】

図 7 に示されるように、超音波プローブ 7 1 において、収容体としてのプローブケース 7 2 内の先端部にはロータ部 7 3 が配置されている。プローブケース 7 2 は、超音波を透過しうる透過部材を用い、外径が 5 mm 程度の円筒状に形成されている。そして、このプローブケース 7 2 において、ロータ部 7 3 が配置される外周面の一部にリファレンス部材 7 4 が設けられている。ロータ部 7 3 は、円筒状に形成されており、その回転軸を中心に回転する。このロータ部 7 3 の外周面には、複数（具体的には 4 個）の超音波振動子 7 5 が設けられている。また、プローブケース 7 2 の基端側には、ロータ部 7 3 をプローブケース 7 2 の軸方向に移動させる移動機構 7 6 が設けられている。

【 0 0 9 1 】

超音波プローブ 7 1 では、ロータ部 7 3 と移動機構 7 6 とにより超音波走査手段が構成され、ロータ部 7 3 が回転するとともにその軸方向に移動することにより、超音波振動子 7 5 がスパイラル状に駆動される。これにより、超音波の照射点が二次元的に走査される

。

【 0 0 9 2 】

図 8 は、本実施の形態における超音波画像表示装置 7 0 の電氣的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 9 3 】

図 8 に示されるように、超音波プローブ 7 1 は、ロータ部 7 3 と移動機構 7 6 とを駆動制御するロータ制御部 7 7 と、超音波を送受信するための信号処理回路 2 2 と、電気信号の入出力を行うための I / F 回路 2 3 とを備える。なお、信号処理回路 2 2 及び I / F 回路 2 3 は、第 1 の実施の形態と同じ回路構成である。

【 0 0 9 4 】

また、パソコン 3 は、通信ケーブル 7 8 などを通して M R I 装置 7 9 に接続可能に構成され、手術前に M R I 装置 7 9 で取得された検査画像のデータを取り込んでメモリ 3 3 に記憶する。

【 0 0 9 5 】

本実施の形態では、超音波プローブ 7 1 の先端を患者の体内に挿入して患部に接触させ、その状態で超音波を二次元走査することにより、その患部の立体画像（超音波画像）を生成する。そして、その立体画像の画像データを M R I 装置 7 9 の検査画像の画像データに重ね合わせて重合像データを生成し、そのデータに基づいて重合像を表示装置 3 6 に表示させる。この重合像は、M R I 装置 7 9 で取得した三次元の検査画像に対して、超音波画像を三次元的に重ねがきした加工画像であり、この画像を確認することにより、内視鏡手術を迅速に行うことができる。

また、内視鏡手術では、内視鏡で取得した光学像によって患部表面の状態を確認することができるが、手術中の出血などによって患部表面が覆われるとその表面構造の確認が困難となる。このような場合、超音波プローブ 7 1 を用いれば、患部の表面構造をより正確に確認することができ、内視鏡手術を迅速に行うことができる。

【 0 0 9 6 】

なお、本発明の各実施の形態は以下のように変更してもよい。

・上記各実施の形態では、第 1 信号検出回路と第 2 信号検出回路とでプリアンプ 2 6 を共通化していたが、図 9 のように、プリアンプ 2 6 , 2 7 を個別に設けてもよい。なおこの場合、プリアンプ 2 6 及び A / D 変換回路 2 9 により第 1 信号検出回路が構成され、この回路によって生体組織 8 表面での反射波信号が取得される。また、プリアンプ 2 7 、対数増幅器 2 8 、及び A / D 変換回路 3 0 により第 2 信号検出回路が構成され、この回路によって生体組織 8 内部での反射波信号が取得される。

【 0 0 9 7 】

・上記第 1 及び第 3 の実施の形態において、ロータ部 1 3 , 7 3 には 4 個の超音波振動子 1 2 , 7 5 が設けられていたが、この個数は適宜変更することができる。また、超音波振動子 1 2 , 7 5 としては、照射する超音波の焦点距離や周波数が異なる 2 種類以上の振動子を用いてもよい。例えば、複数の超音波振動子 1 2 として、焦点位置がプローブケース 1 1 の外表面に設定された高分解能用の第 1 の超音波振動子と、焦点位置が外表面よりも外側に設定された低分解用の第 2 の超音波振動子とをロータ部 1 3 に設ける。なお、第 1 の超音波振動子は、第 2 の超音波振動子から照射される超音波の周波数（例えば、5 M H z ）よりも高い周波数（例えば、8 0 M H z ）の超音波を照射するものを使用する。そして、第 1 の超音波振動子から照射された超音波の反射波信号を第 1 信号検出回路で取得し、第 2 の超音波振動子から照射された超音波の反射波信号を第 2 信号検出回路で取得するように構成する。この場合、第 1 の超音波振動子から照射される超音波は高周波数であるため、その焦点位置でのビーム幅を狭くすることができる。また、第 1 の超音波振動子から照射される超音波は、生体組織表面で確実に反射するため、反射波信号に基づいて音響インピーダンスを正確に求めることができ、より鮮明な音響インピーダンス像（表面画像）を得ることができる。一方、第 2 の超音波振動子から照射された超音波は、低周波数であり、その焦点位置がプローブケース 1 1 の外側（後方）となるよう焦点がぼかされて

10

20

30

40

50

いる。そのため、生体組織 8 の内部に超音波が確実に伝搬し、その超音波の反射波信号に基づいて、生体組織 8 の内部構造を確実に確認することができる。

【 0 0 9 8 】

・上記各実施の形態では、異なる周波数成分（50MHz～105MHz）を含む広帯域の超音波を超音波振動子 12，75 から照射するものであるため、生体組織 8，48 からの各反射波信号も広帯域の周波数成分を有している。従って、各信号検出回路において、特定の周波数の反射波信号を検出し、その反射波信号を用いて、表面画像や断層画像の画像データを生成するように構成することもできる。具体的には、例えば、第 1 信号検出回路において反射波信号における高周波側の信号成分を抽出し、その高周波側の信号成分を用いて音響インピーダンス像の画像データを生成する。この場合、画像分解能を高めることができ、より鮮明な音響インピーダンス像を得ることができる。

10

【 0 0 9 9 】

・上記第 3 の実施の形態では、内視鏡（図示略）とは別に超音波プローブ 71 を設けるものであったが、図 10 に示されるように、対物レンズ 81 やライトガイド 82 などを用意する内視鏡 83 の先端に超音波プローブ 71 を一体的に設けてもよい。この場合、内視鏡 83 によって取得される光学像と超音波プローブ 71 によって取得される立体画像との位置ズレを防止することができる。その結果、各画像を確実に比較することができ、患部の状態をより厳密に確認することができる。

【 0 1 0 0 】

・上記第 3 の実施の形態では、手術前の検査画像として MRI 装置 79 の画像を用いたが、これに代えて CT 装置などの別の検査装置の画像を用いてもよい。

20

【 0 1 0 1 】

・上記各実施の形態では、癌組織 39 を検出してその癌組織 39 を立体的に表示するものであったが、これに限定されるものではない。例えば、断層画像の画像データに基づいて、癌組織 39 の周辺の血管（特に動脈血管）を検出し、癌組織 39 とともにその血管を表示するように構成してもよい。この場合、血管を考慮して癌組織 39 を摘出することが可能となり、その摘出手術を迅速に行うことができる。

・上記各実施の形態では、超音波の照射点を二次元的に走査して得られた反射波信号に基づいて生体組織 8，48 を立体的に表示するものであったが、これに限定されるものではない。例えば、第 1 の実施の形態の超音波プローブ 5 において、第 2 のロータ部 14 を省略し、第 1 のロータ部 13 のみで超音波走査手段を構成する。そして、その超音波プローブ 5 を生体組織 8 表面に接触させて超音波を一次的に走査し、得られた反射波信号に基づいて、生体組織 8 表面での所定の検査ライン上の音響インピーダンス Z_t を取得するとともに、その検査ライン上での断層画像のデータを取得する。さらに、その音響インピーダンス Z_t のデータと断層画像のデータとに基づいて、図 11 のような超音波画像 85 を表示装置 36 に表示させる。この超音波画像 85 では、生体組織 8 表面に対応するライン L1（画像上端のライン）は、音響インピーダンス Z_t の大きさに応じて色分けされてカラー表示される。また、超音波画像 85 では、生体組織 8 内部における癌組織 39 の分布が表示される。具体的には、生体組織 8 表面におけるライン L1 での音響インピーダンス Z_t に基づいて、癌組織 39 と正常組織 40 とが判別され、断層画像のデータに基づいて、奥行き側における癌組織 39 と正常組織 40 との境界面が検出される。そして、その検出結果に応じて、癌組織 39 が正常組織 40 と異なる色で表示される。このようにしても、生体組織 8 における表面及び内部での癌組織 39 の分布を確認することができ、癌組織 39 の摘出手術を迅速に行うことが可能となる。

30

40

さらに、上記各実施の形態の超音波画像表示装置 1，41，70 において、超音波の照射点を一次的に走査して図 11 のような超音波画像 85 を表示させる表示機能を付加してもよい。またこの場合、超音波の二次元走査により得られた立体画像 38 と、一次元走査により得られた超音波画像 85 とを適宜切り替えて表示させるように構成してもよい。

【 0 1 0 2 】

・上記第 1 の実施の形態では、立体画像 38 を表示することで生体組織 8 における癌組

50

織 39 の立体構造を確認するものであったが、これに限定されるものではない。例えば、癌組織 39 の奥行き側の構造（癌組織 39 の厚さ）を矢印の長さなどで表示するように構成してもよい。なおこの場合、断層画像の画像データに基づいて、癌組織 39 と正常組織 40 との境界位置を判断することにより、内部構造に関する情報として癌組織 39 の厚さのデータ（内部データ）を生成し、その厚さに対応する長さの矢印を表示する。このようにしても、生体組織 8 の内部構造を容易に確認することができる。

【0103】

・上記各実施の形態では、生体組織 8，48 表面における音響インピーダンス Z_t を測定して表面画像の画像データを得るものであったが、音響インピーダンス Z_t 以外に、密度や体積弾性率などの音響パラメータを測定して、表面画像の画像データを得るように構成してもよい。

10

【0104】

次に、特許請求の範囲に記載された技術的思想のほかに、前述した各実施の形態によって把握される技術的思想を以下に列挙する。

【0105】

（１）請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項において、MRI 装置または CT 装置で取得された検査画像の画像データを記憶する記憶手段と、前記立体画像の画像データを前記検査画像の画像データに重ね合わせて重合像データを生成する重合像データ生成手段とをさらに備えたことを特徴とする超音波画像表示装置。

【0106】

20

（２）請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項において、前記被検査物は生体組織であり、前記画像表示手段は、前記音響パラメータとしての音響インピーダンスに基づいて、前記生体組織における癌組織を検出し、その癌組織を立体的に表示することを特徴とする超音波画像表示装置。

【0107】

（３）上記（２）において、前記画像表示手段は、前記癌組織の周辺の血管を検出し、前記癌組織とともに血管を表示することを特徴とする超音波画像表示装置。

【0108】

（４）請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項において、前記超音波振動子は、パルス励起することによって異なる周波数成分を含む超音波を照射するものであり、前記表面画像生成手段は、前記反射波信号における高周波側の信号成分を用いて表面画像を生成するようにしたことを特徴とする超音波画像表示装置。

30

【0109】

（５）請求項 2 において、前記超音波振動子は内視鏡の先端部の近傍に装着され、前記内視鏡を使った手術の支援情報として前記立体画像が表示されることを特徴とする超音波画像表示装置。

【図面の簡単な説明】

【0110】

【図 1】本発明を具体化した第 1 の実施の形態の超音波画像表示装置を示す概略構成図。

【図 2】第 1 の実施の形態の超音波画像表示装置の電気的な構成を示すブロック図。

40

【図 3】生体組織の立体画像を示す斜視図。

【図 4】立体画像の表示処理を示すフローチャート。

【図 5】第 2 の実施の形態の超音波画像表示装置を示す概略構成図。

【図 6】第 2 の実施の形態の超音波画像表示装置の電気的な構成を示すブロック図。

【図 7】第 3 の実施の形態の超音波プローブを示す斜視図。

【図 8】第 3 の実施の形態の超音波画像表示装置の電気的な構成を示すブロック図。

【図 9】別の実施の形態における信号検出回路を示すブロック図。

【図 10】超音波プローブを有する内視鏡を示す斜視図。

【図 11】生体組織の超音波画像を示す説明図。

【図 12】音響インピーダンスの測定方法を示す説明図。

50

【符号の説明】

【 0 1 1 1 】

1, 41, 70 ... 超音波画像表示装置

5, 71 ... 超音波プローブ

8, 48 ... 被検査物としての生体組織

11, 72 ... 透過部材としてのプローブケース

12, 75 ... 超音波振動子

13, 14, 73 ... 超音波走査手段を構成するロータ部

26 ... 第1信号検出回路を構成するプリアンプ

27 ... 第2信号検出回路を構成するプリアンプ

28 ... 第2信号検出回路を構成する対数増幅器

29 ... 第1信号検出回路を構成するA/D変換回路

30 ... 第2信号検出回路を構成するA/D変換回路

31 ... 表面画像生成手段、断層画像生成手段、データ生成手段、画像表示手段としての

C P U

38 ... 立体画像

49 ... 透過部材としての樹脂プレート

54 ... 超音波走査手段としてのX-Yステージ

56 ... 超音波振動子としての薄膜圧電素子

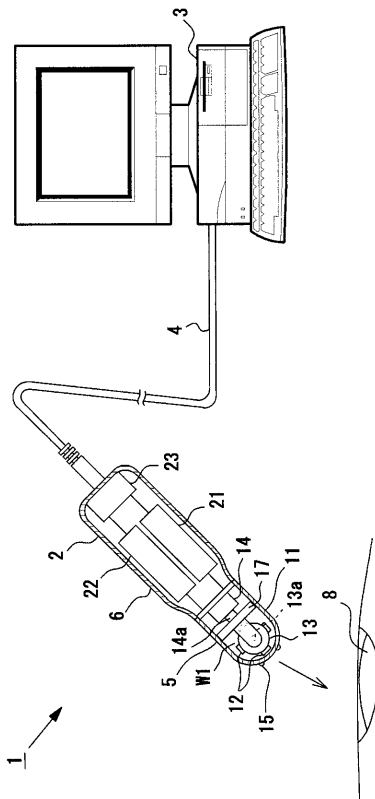
76 ... 超音波走査手段を構成する移動機構

W1 ... 超音波伝達媒体

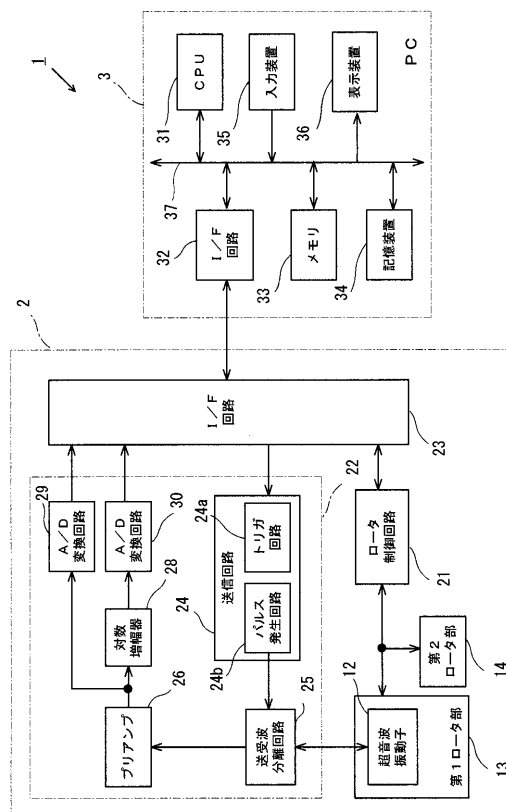
10

20

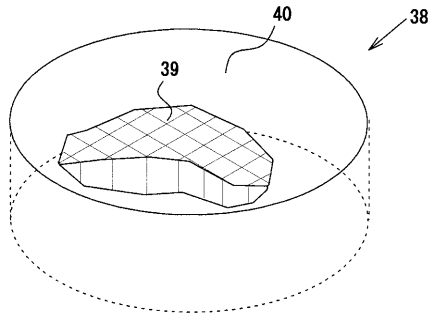
【図1】



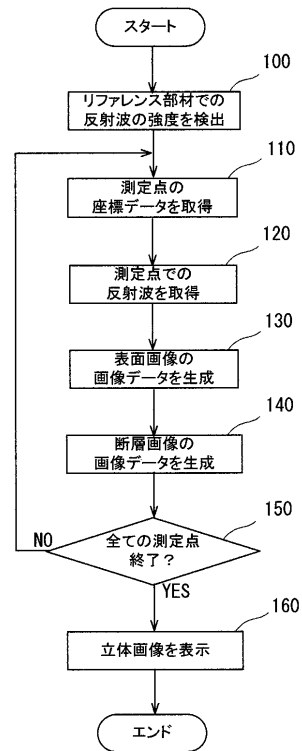
【図2】



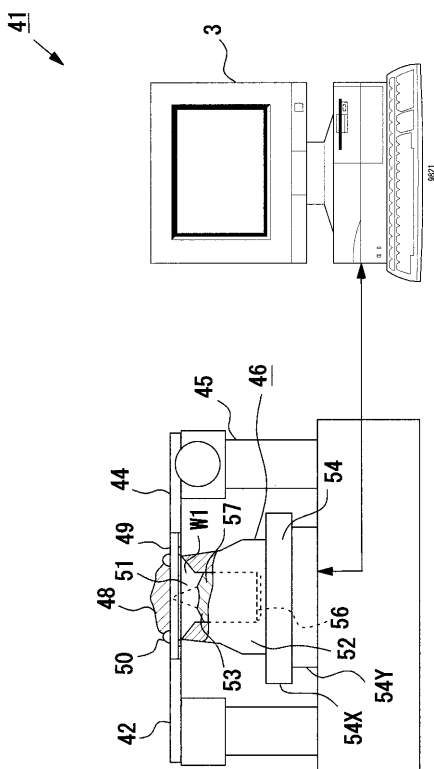
【 図 3 】



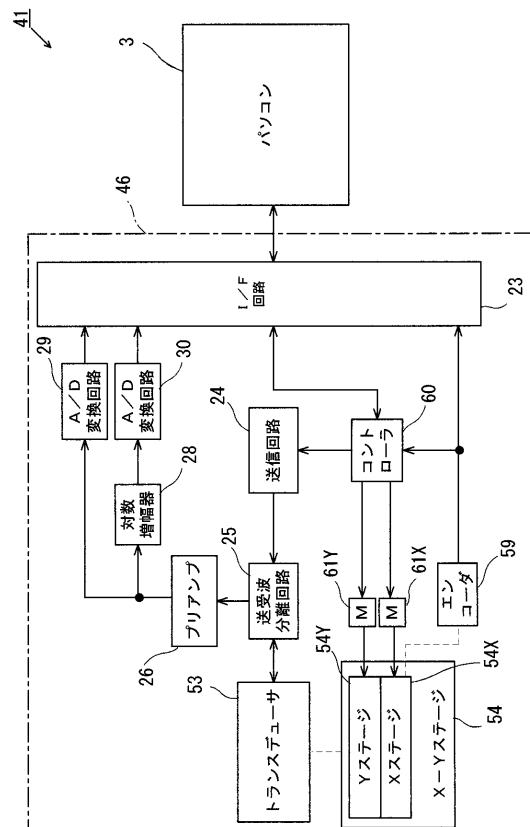
【圖 4】



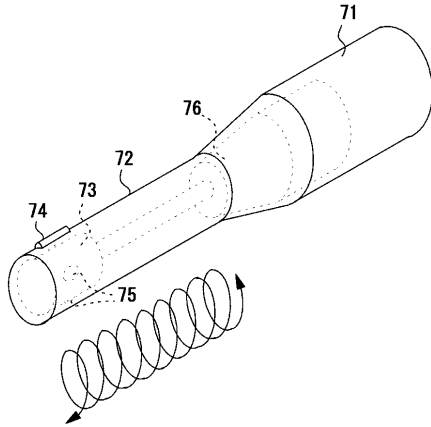
【 図 5 】



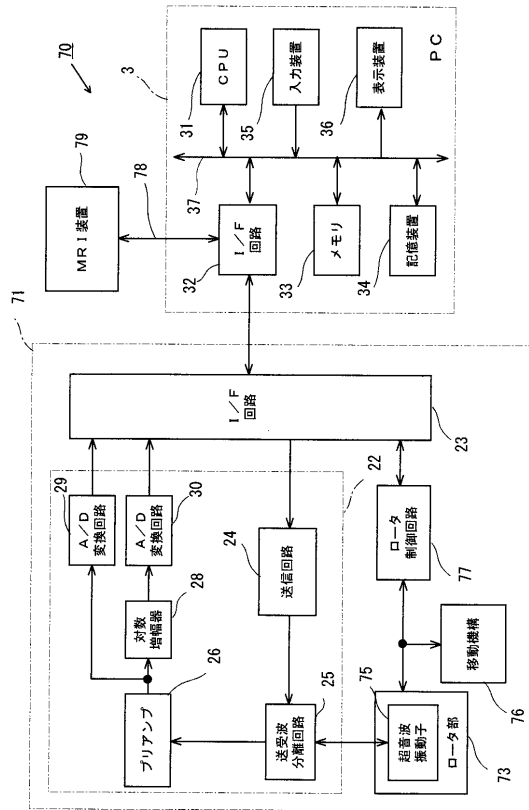
【 図 6 】



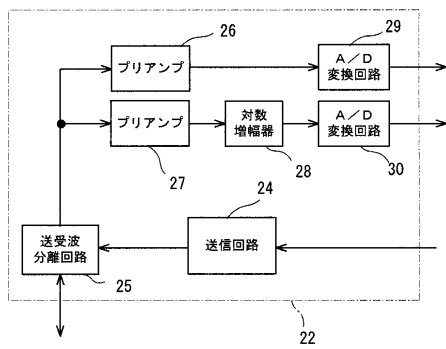
【図 7】



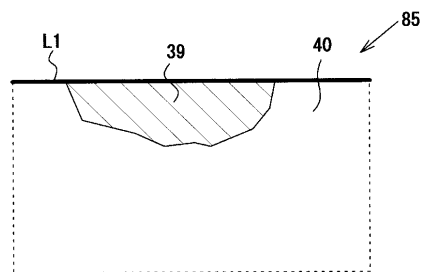
【図 8】



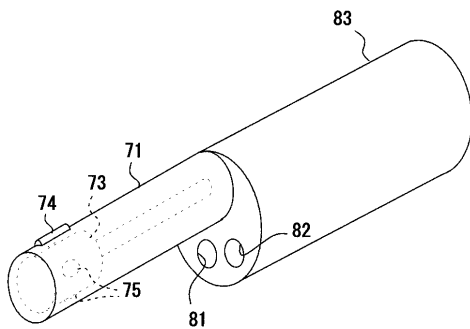
【図 9】



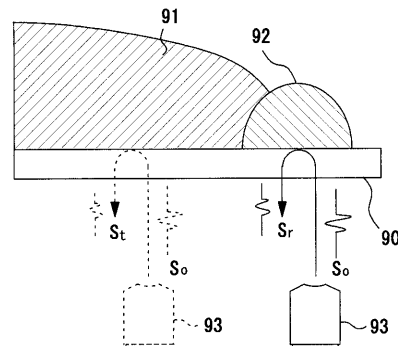
【図 11】



【図 10】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 2 7 1 7 6 5 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 4 2 7 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 0 5 4 5 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 5 3 7 5 1 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 6 4 8 3 4 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 1 7 7 2 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	8 / 0 0
A 6 1 B	8 / 1 2
G 0 1 N	2 9 / 0 6

专利名称(译)	超声图像显示装置，超声图像显示方法，内窥镜手术支持系统，超声图像显示程序		
公开(公告)号	JP5109070B2	公开(公告)日	2012-12-26
申请号	JP2007181816	申请日	2007-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
[标]发明人	小林和人		
发明人	小林 和人		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12 G01N29/06		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12 G01N29/20.501		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BB06 2G047/BC14 2G047/CA01 2G047/DB05 2G047/DB14 2G047/EA10 2G047/FA01 2G047/GA01 2G047/GE02 2G047/GG28 2G047/GJ28 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB26 4C601/BB27 4C601/DD18 4C601/DE20 4C601/EE09 4C601/FE02 4C601/FF11 4C601/GA03 4C601/GB45 4C601/GC02 4C601/KK02 4C601/KK22 4C601/LL04 4C601/LL05 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2009017988A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：除了受试者的表面结构之外，还提供用于确认深度侧的内部结构的超声图像显示器。ZSOLUTION：获取生物组织表面超声波的反射波信号，并通过超声波探头5获取生物组织内超声波的反射波信号。从反射计算生物组织表面的声阻抗在活组织表面上产生波信号，并产生根据声阻抗的表面图像的图像数据。从活组织内的反射波信号生成生物组织8的截面图像的图像数据。从表面图像和截面图像的图像数据生成生物组织8的三维图像，并显示三维图像。Z

$$S_t = \frac{Z_s - Z_t}{Z_s + Z_t} S_0$$