

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 登録実用新案公報 (U)

(11) 実用新案登録番号

実用新案登録第3194038号
(U3194038)

(45) 発行日 平成26年10月30日 (2014. 10. 30)

(24) 登録日 平成26年10月8日 (2014. 10. 8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

評価書の請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 実願2014-4451 (U2014-4451)
(22) 出願日 平成26年8月21日 (2014. 8. 21)(73) 実用新案権者 505127721
公立大学法人大阪府立大学
大阪府堺市中央区学園町1番1号
(73) 実用新案権者 506122327
公立大学法人大阪市立大学
大阪府大阪市住吉区杉本3丁目3番138号
(74) 代理人 100114030
弁理士 鹿島 義雄
(72) 考案者 堀中 博道
大阪府堺市中央区学園町1番1号 公立大学
法人大阪府立大学内
(72) 考案者 森川 浩安
大阪府大阪市阿倍野区旭町一丁目4番3号
公立大学法人大阪市立大学大学院医学研究科内

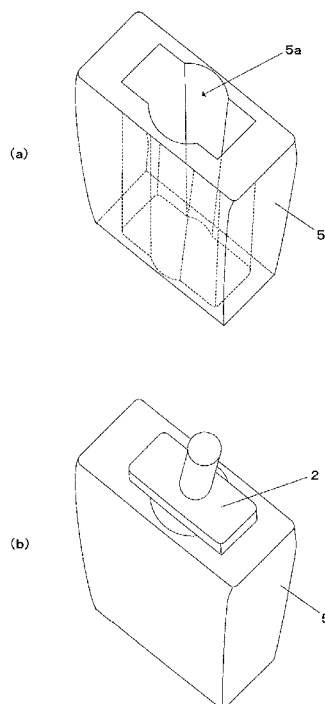
(54) 【考案の名称】 プローブホルダ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】既存の超音波診断装置に対し、後付けで超音波速度変化測定による脂肪診断を可能にするためのプローブホルダを提供する。

【解決手段】多チャンネルからなる超音波画像診断用の主プローブ2と、加温用の超音波又は光波を照射する副プローブとが装着可能に形成されたプローブホルダ5からなる。主プローブ2を保持する第一取付部5aと、副プローブを保持する第二取付部5aであって、主プローブ2の各チャンネルから照射される超音波を出射させ、かつ、副プローブから照射される第二の超音波又は光波を出射させる共通の出射面とが設けられ、主プローブ2からの超音波が出射面から出射する軸線の少なくとも一部と、副プローブからの超音波又は光波が出射面から出射する軸線とが重なり合うように、第一、第二取付部5aが配置される構成とする。

【選択図】 図4



【実用新案登録請求の範囲】**【請求項 1】**

多チャンネルからなる超音波画像診断用の主プローブと、加温用の超音波又は光波を照射する副プローブとが装着可能に形成されたプローブホルダであって、
主プローブを保持する第一取付部と、
副プローブを保持する第二取付部と、
第一取付部に装着された主プローブの各チャンネルから照射される第一の超音波を出射させ、かつ、第二取付部に装着された副プローブから照射される第二の超音波又は光波を出射させる共通の出射面とが設けられ、
主プローブからの第一の超音波が前記出射面から出射する軸線の少なくとも一部と、副プローブからの第二の超音波又は光波が前記出射面から出射する軸線とが重なり合うように、第一取付部と第二取付部とが配置されることを特徴とするプローブホルダ。

10

【請求項 2】

第一取付部は主プローブが挿入可能な第一形状の開口が形成され、
第二取付部は副プローブが挿入可能な第二形状の開口が形成され、
第一形状の開口と第二形状の開口の一部が互いに重なるように配置され、主プローブと副プローブとは交換するようにして選択的にそれぞれの開口に取り付けられることを特徴とする請求項 1 に記載のプローブホルダ。

【請求項 3】

第一取付部と第二取付部とは、主プローブと副プローブとがプローブホルダに同時に装着可能となるようにプローブホルダの離隔した位置に別々に設けられ、
主プローブから照射される第一の超音波の軸線、又は、副プローブから照射される第二の超音波又は光波の軸線を屈曲させ、他方のプローブから照射される超音波又は光波の軸線に重ね合わせるように超音波又は光波の進行方向を変更する調整手段をプローブホルダ内に設けた請求項 1 に記載のプローブホルダ。

20

【請求項 4】

前記プローブホルダは上面、側面、下面を有する形状からなり、
第一取付部はプローブホルダ上面に形成された主プローブが挿入可能な開口からなり、
第二取付部はプローブホルダ側面に形成された副プローブが挿入可能な開口からなり、
前記副プローブは超音波を照射し、
前記出射面は下面に設けられ、
前記調整手段は、プローブホルダ内に設けられ、主プローブからの超音波を通過させ、副プローブからの超音波を反射する可動の反射板からなる請求項 3 に記載のプローブホルダ。

30

【請求項 5】

前記プローブホルダは上面、側面、下面を有する形状からなり、
第一取付部はプローブホルダ上面に形成された主プローブが挿入可能な開口からなり、
第二取付部はプローブホルダ側面に形成された副プローブが挿入可能な開口からなり、
前記副プローブは光波を照射し、
前記出射面は下面に設けられ、
前記調整手段は、プローブホルダ内に設けられ、主プローブからの超音波を透過させ、副プローブからの光波を反射する固定の反射板からなる請求項 3 に記載のプローブホルダ。

40

【請求項 6】

前記プローブホルダは上面、側面、下面を有する形状からなり、
第一取付部はプローブホルダ側面に形成された主プローブが挿入可能な開口からなり、
第二取付部はプローブホルダ上面に形成された副プローブが挿入可能な開口からなり、
前記副プローブは光波を照射し、
前記出射面は下面に設けられ、
前記調整手段は、プローブホルダ内に設けられ、主プローブからの超音波を反射させ、副プローブからの光波を透過する固定の反射板からなる請求項 3 に記載のプローブホルダ。

50

【考案の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本考案は、生体を加温し、加温前後での超音波速度変化の測定結果から脂肪診断を行う際に使用する脂肪診断用のプローブホルダに関し、さらに詳細には脂肪診断に用いるプローブを体表に当接させて保持するためのプローブホルダに関する。

【背景技術】**【0002】**

生活習慣病の危険因子の1つである内臓脂肪を診断するために、超音波診断システムが利用されている。そして超音波計測に際して、生体表面上におけるプローブの位置決め精度および位置決め再現性を向上するためのプローブ保持器具を使用することが提案されている（特許文献1参照）。

10

この文献に記載されたプローブ保持器具は、腹部に当接されるプローブを収容する複数の保持部と、この複数の保持部を腹部に固定する固定手段とが含まれるようにしてあり、使用者が各保持部に順番にプローブをセットして各位置で超音波診断を遂行するようにしている。プローブには複数の振動子が直線状又は円弧状に配列された1Dアレイ振動子が用いられている。このプローブ保持器具を用いて、アレイ型の超音波プローブの送受波面を異なる方向から体内深部に位置する血管等の基準部位へ向けることができるようにしてある。

【0003】

20

ここでの超音波診断は、一種類のアレイ型プローブで複数の方向から超音波断層画像（Bモード断層画像）による画像診断を行うものであり、加温を行って加温前後の超音波速度変化を測定するものではないし、複数の異なるプローブを用いるものでもない。

【0004】

一方、加温前後の超音波速度変化を利用した脂肪分布の新しい画像診断手法として、関心領域に対して光照射による加温を行い、加温前後の超音波速度変化を計測して、超音波速度が温度変化に対し負の変化をする部位を脂肪組織として検出し、脂肪分布を診断する脂肪組織の検出方法および検出装置が提案されている（特許文献2参照）。

【0005】

30

特許文献2に記載された脂肪診断装置（脂肪組織検出装置）について説明する。この装置は、Bモード断層画像や超音波速度変化画像を取得するために必要な制御部を搭載した装置本体と、被検体の体表に直接当接させて超音波照射や光加温を行うプローブとを備えている。ここで使用されるプローブには、被検体の測定領域に対し超音波照射を行うリニアアレイ探触子と、被検体の測定領域に対し加温するための近赤外光照射を行う赤外線レーザー光源とを、横に並べて配置した専用のプローブが用いられる。

【0006】

リニアアレイ探触子は、直線状に配列された圧電素子からなる多数の振動子を有しており、各振動子は、制御部からの駆動信号によりパルス波が励振されて超音波信号を送波し、この超音波信号に対する被検体内からの超音波エコー信号を受波する。そして制御信号により送受波を行う振動子を順に切り替えて走査するようにしてある。また、赤外線レーザー光源はリニアアレイ探触子の横から760nm～1000nmの近赤外光が照射されるようにしてある。

40

【0007】

次に、この装置で超音波速度変化を測定し脂肪測定を行う動作について説明する。予め、Bモード画像等による画像診断で、被検体における測定領域を特定する。そして特定した測定領域に対し、赤外線レーザー光源から近赤外光を照射して加温し、所定の加温時間経過後に、リニアアレイ探触子を駆動し、パルス状の超音波信号を順次走査するようにして送波するとともに、被検体からの受信信号である超音波エコー信号を順次受波する。そして、光照射状態で取得した超音波エコー信号（受信信号）の波形を、光照射後超音波エコー信号として記憶する。

50

光照射後超音波エコー信号の受信波形の記憶が終わると光照射を停止する。この照射停止から所定時間経過し、被検体の温度が十分に低下したところで、再びニアアレイ探触子を駆動し、超音波信号を送波するとともに、被検体から超音波エコー信号を受波する。そして、光照射停止状態で取得した超音波エコー信号（受信信号）の波形を非照射時超音波エコー信号として記憶する。なお、記憶された超音波エコー信号はその振幅を輝度表示することでBモード断層画像として表示される。

続いて、光照射後と非照射時の超音波エコー信号に基づいて、以下に示す関係から超音波速度変化を求める。

【0008】

図17はある部分区間の非照射時（加温前）超音波エコー信号と光照射後（加温後）超音波エコー信号とを示す模式図である。非照射時の超音波速度を V 、光照射後の超音波速度を V' とする。また、非照射時にある境界間を超音波信号が伝播するときに生じるパルス間隔を τ とし、同じ境界間（距離一定）を光照射後に超音波信号が伝播するときに生じるパルス間隔を $\tau - \Delta\tau$ とする。すなわち、温度変化により $\Delta\tau$ だけパルス間隔が短くなるようにシフトしたとする。

このとき、

$$V \cdot \tau = V' \cdot (\tau - \Delta\tau) \quad \cdots (1)$$

の関係が成立し、したがって、2つのエコー信号におけるパルス間隔の時間変化から超音波速度変化データが次式で算出できる。

$$V' / V = \tau / (\tau - \Delta\tau) \quad \cdots (2)$$

したがって、測定した2つのエコー信号から関心領域におけるパルス間隔（ τ ）、波形シフト量（ $\Delta\tau$ ）を算出し、式（2）に基づいて各部位での超音波速度の変化（超音波速度変化比（ V' / V ））を算出する。

【0009】

続いて、算出された各部位の超音波速度変化比（ V' / V ）に基づいて、この値が1より小さい部位（加温に対する超音波速度変化が負の領域）を脂肪領域と判定する。

すなわち、水中および脂肪中を伝播する超音波速度は37 のとき水中音速が1524 m / 秒、脂肪中音速が1412 m / 秒であるが、温度変化に対する超音波速度変化を比較すると、以下の通りである。

水： + 2 m / 秒・

脂肪： - 4 m / 秒・

よって、水分が多く含まれる筋肉や内臓（肝臓等）は温度が上がると超音波速度が増加するのに対し、脂肪部分では超音波速度が減少することになり、超音波速度変化の極性が反転する。

そこで、測定領域を温度変化させたときに超音波速度変化が負となる領域を特定すれば脂肪領域の検出を行うことができる。

【0010】

そして、アレイ型探触子を走査して取得した多数本の超音波エコー信号による超音波速度変化の解析結果から、超音波速度変化の二次元分布を画像化して表示装置に表示することにより、脂肪領域が他の部位と明確に分けて画像表示される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開2011-101680号公報

【特許文献2】特開2010-005271号公報

【考案の概要】

【考案が解決しようとする課題】

【0012】

特許文献2に記載された脂肪診断装置では、加温機能を備えた特殊な専用プローブが必要になる。ここで、多くの医療機関では、既に超音波で画像診断を行う超音波診断装置を

10

20

30

40

50

使用しており、画像診断用の多チャンネルのアレイ型のプローブも標準的に装備されている。したがって、既存の超音波診断装置の設備に対して大きな改造を行うことなく最大限利用し、必要最小限の設備を後付けするだけで、超音波速度変化測定による脂肪診断ができるようにすることが望ましい。

【 0 0 1 3 】

そこで本考案者は、超音波速度変化による脂肪診断を行う際に、市販の超音波診断装置および画像診断用プローブをほぼそのまま利用することができ、必要最小限の設備を後付けで追加することによって超音波速度変化の測定ができるようにするための脂肪診断システムを検討し、またそのような脂肪診断システムを構築するための1つの手法として、既存の画像診断用プローブとともに別途加温用プローブを使用して脂肪診断を行うことを考案した。

10

そして本考案は、画像診断用プローブと、加温用プローブとの2本のプローブを用いた新しい脂肪診断システムにおいて使用可能なプローブホルダを提供することを目的とする。

【 0 0 1 4 】

また、特許文献2に記載された脂肪診断装置では、専用プローブを用いることにより、体表上から赤外線レーザー光で加温するようにして脂肪診断を行うことができるが、この専用プローブはアレイ型の多チャンネルプローブとレーザー光源とが横に並べて配置された構造であるため、多チャンネルプローブからの超音波の照射位置と、加温用のレーザー光の照射位置とは少し離れている。そのため、多チャンネルプローブを用いた画像診断で求めた測定部位と加温位置とは深さによって変化しており、正確に一致させることが難しく、多チャンネルプローブによる画像診断によって定めた測定位置と、レーザー光により加温される位置のずれが生じやすい。このような位置ずれは体表からの深度が比較的浅い位置で顕著になる。

20

【 0 0 1 5 】

さらに、骨組織の近隣で上記の専用プローブを用いて診断する場合には、超音波の照射位置とレーザー光の照射位置との位置ずれが生じることにより、測定ができないという問題も生じる。すなわち、肋骨間の間隙や骨組織のすぐ隣に多チャンネルプローブを当接して超音波照射を行う場合には、レーザー光源直下に骨組織が存在することがあり、その場合には照射したレーザー光が骨組織に遮られてレーザー光による加温ができず、脂肪診断が不可能となる場合が生じることもある。

30

【 0 0 1 6 】

そこで本考案は、画像診断用プローブの超音波照射位置と加温用プローブの加温位置とを正確に一致させるようにして、画像診断で定めた測定位置に対して正確に同じ位置での加温および脂肪診断を可能とすることを目的とし、そのために使用するプローブホルダ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】

【 0 0 1 7 】

上記課題を解決するためになされた本考案のプローブホルダは、多チャンネルからなる超音波画像診断用の主プローブと、加温用の超音波又は光波を照射する副プローブとが装着可能に形成されたプローブホルダであって、主プローブを保持する第一取付部と、副プローブを保持する第二取付部と、第一取付部に装着された主プローブの各チャンネルから照射される第一の超音波を出射させ、かつ、第二取付部に装着された副プローブから照射される第二の超音波又は光波を出射させる共通の出射面とが設けられ、主プローブからの第一の超音波が前記出射面から出射する軸線の少なくとも一部と、副プローブからの第二の超音波又は光波が前記出射面から出射する軸線とが重なり合うように、第一取付部と第二取付部とが配置されるようにしている。

40

【 0 0 1 8 】

本考案によれば、脂肪診断を行う際に、超音波診断装置や画像診断用の（多チャンネルの）アレイ型プローブは既存の設備をそのまま利用して加温用の副プローブを追加し、こ

50

これらの２本のプローブを用いて脂肪診断が行われる。加温用プローブには超音波又は光波（近赤外光）を出射して生体を加温することができるものが用いられる。

このとき使用する本考案のプローブホルダでは、プローブホルダの第一取付部に装着された主プローブの各チャンネルから照射される第一の超音波と、第二取付部に装着された副プローブから照射される第二の超音波又は光波とは、出射面から出射する軸線が重なり合うように配置してある。よって、主プローブによる画像診断の際の第一の超音波の照射位置（画像診断部位）と、副プローブによる加温の際の第二の超音波又は光波の照射位置（加温部位）とを、完全に一致させることができるようになり、画像診断で定めた測定位置に対し、正確に同じ位置を副プローブにより加温することができるようになる。

【００１９】

10

上記考案において、第一取付部は主プローブが挿入可能な第一形状の開口が形成され、第二取付部は副プローブが挿入可能な第二形状の開口が形成され、第一形状の開口と第二形状の開口の一部が互いに重なるように配置され、主プローブと副プローブとは交換するようにして選択的にそれぞれの開口に取り付けられるようにしてもよい。

本考案によれば、第一形状の開口と第二形状の開口の一部が互いに重なるように配置されているので、この重なり合った部分で主プローブから照射する第一の超音波と、副プローブから照射する第二の超音波又は光波とを同じ軸線にして出射口から出射させることができ、主プローブと副プローブとを交換するように挿入することにより、画像診断で定めた測定位置に対して正確に同じ位置を加温することができるようになる。

【００２０】

20

上記考案において、第一取付部と第二取付部とは、主プローブと副プローブとがプローブホルダに同時に装着可能となるようにプローブホルダの離隔した位置に別々に設けられ、主プローブから照射される第一の超音波の軸線、又は、副プローブから照射される第二の超音波又は光波の軸線を屈曲させ、他方のプローブから照射される超音波又は光波の軸線に重ね合わせるように超音波又は光波の進行方向を変更する調整手段をプローブホルダ内に設けるようにしてもよい。

本考案によれば、プローブホルダ内に超音波又は光波の進行方向を変更する調整手段が設けられているので、一方のプローブから照射される超音波又は光波の進行方向を屈曲させて、他方のプローブから照射される超音波又は光波の軸線に重ね合わせることができ、これにより、主プローブを用いて画像診断で定めた測定位置に対し、副プローブによって

30

【００２１】

上記の構成において、前記プローブホルダは上面、側面、下面を有する形状からなり、第一取付部はプローブホルダ上面に形成された主プローブが挿入可能な開口からなり、第二取付部はプローブホルダ側面に形成された副プローブが挿入可能な開口からなり、前記副プローブは超音波を照射し、前記出射面は下面に設けられ、前記調整手段は、プローブホルダ内に設けられ、主プローブからの超音波を通過させ、副プローブからの超音波を反射する可動の反射板からなるようにしてもよい。

ここで、可動反射板には、具体的にはガラス板やアクリル板のように、超音波を反射可能な板材を用いることができる。

40

本考案によれば、可動の反射板により、主プローブから第一の超音波を照射するときは可動反射板を移動して第一の超音波が進行する領域から外れた位置に退避させておき、副プローブから第二の超音波を照射するときは可動反射板を移動して第二の超音波を反射させて下面側に向けて屈曲させることになる。これにより出射面から出射する超音波の軸線を一致させることができるとともに、主プローブを用いて画像診断で定めた測定位置に対し、副プローブにより正確に同じ位置を加温することができるようになる。

【００２２】

また、前記プローブホルダは上面、側面、下面を有する形状からなり、第一取付部はプローブホルダ上面に形成された主プローブが挿入可能な開口からなり、第二取付部はプローブホルダ側面に形成された副プローブが挿入可能な開口からなり、前記副プローブは光

50

波を照射し、前記出射面は下面に設けられ、前記調整手段は、プローブホルダ内に設けられ、主プローブからの超音波を通過させ、副プローブからの光波を反射する固定の反射板からなるようにしてもよい。

ここで、調整手段となる固定の反射板には、薄膜材料（無機薄膜又は有機薄膜）に金属薄膜を付着させて、超音波は通過するが光波は反射する光学ミラーとして機能する結合部材を使用すればよい。

本考案によれば、固定の反射板により、主プローブから照射された第一の超音波はそのまま通過する。また、副プローブから照射された光波は固定の反射板によって反射されて下面に向けて屈曲する。これにより、出射面から出射した（第一の）超音波と光波の軸線を一致させることができ、主プローブを用いて画像診断で定めた測定位置に対して副プローブにより正確に同じ位置を加温することができるようになる。

10

【0023】

また、前記プローブホルダは上面、側面、下面を有する形状からなり、第一取付部はプローブホルダ側面に形成された主プローブが挿入可能な開口からなり、第二取付部はプローブホルダ上面に形成された副プローブが挿入可能な開口からなり、前記副プローブは光波を照射し、前記出射面は下面に設けられ、前記調整手段は、プローブホルダ内に設けられ、主プローブからの超音波を反射させ、副プローブからの光波を透過する固定の反射板からなるようにしてもよい。

ここで、調整手段となる固定の反射板には、ガラス板やアクリル板を用いて、光波は透過するが超音波は反射する音響ミラーとして機能する結合部材を使用すればよい。

20

本考案によれば、主プローブから（第一の）超音波を照射するときには固定の反射板で反射させて下面に屈曲させる。また、副プローブから光波を照射するときには固定の反射板をそのまま透過させるようにする。これにより、出射面から出射した（第一の）超音波と光波の軸線を一致させることができ、主プローブを用いて画像診断で定めた測定位置に対して副プローブにより正確に同じ位置を加温することができるようになる。

【考案の効果】

【0024】

本考案のプローブホルダによれば、既存の画像診断用の多チャンネルのアレイ型のプローブをそのまま使用した上で、加温用のプローブを追加するだけで、画像診断機能と加温機能とを備えた専用プローブを用意することなく、脂肪診断を行うことができる。

30

そして、既存の画像診断用の主プローブをそのまま使用し、加温用の超音波又は光波を照射するための副プローブを後付けで追加して脂肪診断を行う脂肪診断システムにおいて、主プローブから照射される第一の超音波の軸線と、副プローブから照射される第二の超音波又は光波の軸線とが重なり合うようにすることができる。よって画像診断用プローブと加温用プローブとの2つのプローブを組み合わせるという新しい脂肪診断方法で、画像診断による測定位置と加温位置とを正確に一致させて脂肪診断を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本考案の一実施形態であるプローブホルダを使用した脂肪診断システムの全体構成を示す外観図。

40

【図2】図1における脂肪診断装置の構成を示すブロック図。

【図3】副プローブの一例を示す外観図。

【図4】図1のプローブホルダの構成を示す斜視図。

【図5】図4のプローブホルダを正面視した外観図であり、（a）は主プローブ装着状態、（b）は副プローブ装着状態を示す。

【図6】図1、7の脂肪診断システムによる測定動作手順を示すフローチャート。

【図7】本考案の他の実施形態であるプローブホルダを使用した脂肪診断システムの全体構成を示す外観図。

【図8】図7における脂肪診断装置の構成を示すブロック図。

50

【図9】図7のプローブホルダを側面視した断面図。

【図 10】本考案のさらに他の実施形態であるプローブホルダを使用した脂肪診断システムの全体構成を示す外観図。

【図 11】図 10 における脂肪診断装置の構成を示すブロック図。

【図 12】図 10 のプローブホルダを側面視した断面図。

【図 13】図 10、14 の脂肪診断システムによる測定手順を示すフローチャート。

【図 14】本考案のさらにまた他の実施形態であるプローブホルダを使用した脂肪診断システムの全体構成を示す外観図。

【図 15】図 14 における脂肪診断装置の構成を示すブロック図。

【図 16】図 14 のプローブホルダを側面視した断面図。

【図 17】非照射時（加温前）と光照射後（加温後）エコー信号を示す模式図。

10

【考案を実施するための形態】

【0026】

（実施形態 1）

以下、本考案の実施形態について図面を用いて説明する。図 1 は本考案の一実施形態であるプローブホルダを使用する脂肪診断システム A の全体構成を示す外観図である。

この脂肪診断システム A は、画像診断用の超音波診断装置 1 と、画像診断用の主プローブ 2 と、制御ボックス（専用ボード）3 と、加温用の副プローブ 4 と、プローブホルダ 5 と、外部コンピュータ装置 6 とにより構成される。なお、後述するように本実施形態の副プローブ 4 は、加温用だけでなく脂肪診断用プローブとしても兼用される。

【0027】

20

そして本実施形態の脂肪診断システム A においては、制御ボックス 3 と、副プローブ 4 と、プローブホルダ 5 と、外部コンピュータ装置 6 とによって後付けの脂肪診断装置 10 が構成され、これらが既存設備である超音波診断装置 1 および主プローブ 2 に付設されて使用されることになる。

【0028】

超音波診断装置 1（市販品）の主プローブ 2 には、画像診断に用いられる多チャンネル（例えば 128 個の振動子）のアレイ型プローブ（市販品）が使用される。主プローブ 2 は水平方向の断面が方形となっている。また、主プローブ 2 はパルス波超音波信号を走査しながら送受することにより、超音波診断装置 1 の表示画面に B モード画像等の超音波画像が表示されるようになる。本実施形態での画像診断用の主プローブ 2 は、専ら超音波画像による測定部位の探索、決定、確認に用いられる。

30

【0029】

図 2 は脂肪診断システム A における脂肪診断装置 10 の構成部分を示すブロック図である。制御ボックス 3 には、加温用超音波（例えば正弦波）を発生する高周波電源 21、脂肪診断用のパルス波を送波するとともに生体からのエコー信号を受波するパルサ・レシーバ回路 22、副プローブ 4 を高周波電源 21 側に接続するか、パルサ・レシーバ回路 22 側に接続するかを切り替えるスイッチ 23、受波したエコー信号をデジタル信号化する A/D 変換器 24、エコー信号を記憶するメモリ 25、加温用超音波や脂肪診断用のパルス波の駆動、スイッチ 23 の切り替え等の操作を行うコントローラ 26 が備えられている。

【0030】

40

そして制御ボックス 3 は、副プローブ 4 を介して、高周波電源 21 からの加温用超音波を送波することにより、測定部位を加温する制御と、パルサ・レシーバ回路 22 によりパルス波を送波しエコー信号を受波して、加温前のエコー信号と加温後のエコー信号とを測定する制御とを行う脂肪測定制御部 11 として機能するようにしてある。

【0031】

副プローブ 4 には、図 3 に示すように、1 チャンネルの振動子 4a からなる円筒状のプローブが用いられる。この振動子 4a には加温用の超音波を照射することができる大出力用の圧電素子が用いられ、また、振動子 4a の周囲には放熱部材が設けてある。このように、副プローブ 4 は多数の肉薄の振動子が並べられた主プローブ 2 に比べてタフな構造に作られるとともに放熱も十分に行われるようにしてある。なお、副プローブ 4 のチャネ

50

ル数を複数（少数チャンネル）にして加温するようにしてもよい。

【0032】

そして副プローブ4は、スイッチ23の切替操作により、加温用の超音波が送波されるとともに、1ライン分の脂肪診断用のパルス波超音波信号の送受が行われる。

振動子4aで受波した1ライン分のエコー信号は、上記の脂肪測定制御部11（制御ボックス3）に送られ、デジタル化されて外部コンピュータ装置6、メモリ25に送られる。この1ライン分のエコー信号には1つの測定ポイントにおける深さ方向の各部位からの信号が含まれている。

【0033】

図4はプローブホルダ5を示す斜視図であり、図4(a)はプローブが未挿入の状態、図4(b)は主プローブ2の挿入状態の外観を示している。プローブホルダ5はプラスチック製であって、上面、側面、下面を有する方形体からなり、主プローブ2と副プローブ4とが挿入可能な1つの孔5aが形成されている。孔5aは、図4(a)に示す通り、主プローブ2を挿入する孔（第一取付部）と副プローブ4を挿入する孔（第二取付部）を組み合わせた形状にしてあり、具体的には主プローブ2が挿入可能な方形の孔の中央付近に、副プローブ4が挿入可能な円形の孔が重ね合わされた複合形状の貫通孔（開口）にしてある。

なお、孔5aの形状は一例であり、主プローブ2や副プローブ4の外観形状に合わせて異なる形状のものが使用される。

そして上面側がプローブ2、4の挿入口とされ、下面側が超音波を出射する共通の出射口（出射面）とされる。このような孔5aとすることにより、孔5aの位置の主プローブ2から照射される画像診断用の超音波（第一の超音波）が進行する軸線（中央部分のチャンネルから照射される超音波の軸線）と、副プローブ4から照射される加温用の超音波（第二の超音波）が進行する軸線とが重なり合って一致するようになり、主プローブ2による画像診断のときに副プローブ4による加温位置が把握できるようになっている。

【0034】

このようなプローブホルダ5では、主プローブ2と副プローブ4とが選択的に孔5aに挿入されて使用されることになる。図5はプローブホルダ5に主プローブ2が挿入された状態（図5(a)）、副プローブ4が挿入された状態（図5(b)）を正面から見た図である。

主プローブ2の振動子2aおよび副プローブ4の振動子4aは、いずれもプローブホルダ5に挿入した状態で体表に接するように、プローブホルダ5の下面（出射面）からわずかに突き出るようにしてある。脂肪診断を行う際には、プローブホルダ5を体表上に当接するが、操作の負担を軽減するために、図1の多関節アーム5bを用いて測定部位の体表上に固定保持するようにして使用される。なお、多関節アーム5bを使用せずに、片手でプローブホルダ5を保持し、他方の手でプローブの交換や操作を行うようにしても測定可能であることは言うまでもない。

【0035】

外部コンピュータ装置6は、CPU、メモリ、入力装置（キーボード等）、表示装置（液晶パネル）を備えた汎用のパーソナルコンピュータ装置（例えばノート型パソコン）が用いられ、制御ボックス3（脂肪測定制御部11）から出力されてくる加温前後のエコー信号の部分区間に、既述の(2)式による計算を行い、超音波速度変化（ここでは超音波速度比）を算出する演算処理が行われる。

すなわち、図17で説明した従来例と同様の原理・方法で、加温後に受波したエコー信号と、加温前に受波したエコー信号とに基づいて、加温前後のエコー信号の波形シフト量（ $\Delta \tau$ ）の計算を行い、また、測定領域内の組織の境界間のパルス間隔（ τ ）を算出する処理を行う。そして式(2)に基づいて、各部分区間の超音波速度比（ V' / V ）を算出する処理を行う。

【0036】

また、超音波速度比の値に基づいて脂肪判定を行ったり、予め記憶させてある基準デー

10

20

30

40

50

タとの比較から脂肪割合を算出したりして、これらを脂肪情報として算出する処理が行われる。そして超音波速度比の値や脂肪情報（脂肪判定、脂肪割合）を表示装置に表示する。

このとき表示される出力データは、超音波速度変化比や脂肪判定結果、脂肪割合の算出結果であり、これらは数値（文字）として表示される。

このようにして、外部コンピュータ装置 6 は、加温前後のエコー信号の測定結果に基づいて、超音波速度変化を含む脂肪情報を算出する脂肪情報算出部 12 として機能するようにしてある。

【0037】

次に、上記の脂肪診断システム A による測定手順について図 6 のフローチャートに基づいて説明する。

まず、超音波診断装置 1 による画像診断により、脂肪測定位置を探索して決定する（S101）。すなわち、主プローブ 2 をプローブホルダ 5 にセットし、超音波診断装置 1 を操作して例えば 3 MHz 程度のパルス波による B モード画像を撮像し、これを画面表示して画像診断を行い、脂肪測定に適した測定位置を探索する。このとき必要に応じてさらにパルス波の周波数を高めることで分解能を上げた鮮明画像を得るようにして探索してもよい。そして画像観察によって脂肪診断に適した測定位置が見つかり、その位置からプローブホルダ 5 が動かないように多関節アーム 5b を用いて固定する。

【0038】

次に、決定された測定位置に対し、制御ボックス 3（脂肪測定制御部 11）による加温制御を行う（S102）。すなわち、プローブホルダ 5 から主プローブ 2 を抜いて副プローブ 4 を挿入する。そして、コントローラ 26 により、スイッチ 23 は高周波電源 21 側にセットし、高周波電源 21 をオンにして副プローブ 4 を介して加温用超音波を照射する。照射する超音波は 0.5 MHz ~ 3 MHz であれば生体深部まで加温できるが、好ましくは 0.7 MHz ~ 1 MHz 程度にして照射する。そして加温領域が 0.5 ~ 2 程度上昇して安定するまで加温を維持する。例えば加温時間が 30 秒くらいで安定するようになる。

【0039】

次に、加温を停止し、加温停止直後の昇温状態でのエコー信号の測定を行う（S103）。すなわち、副プローブ 4 をそのまま用いてコントローラ 26 を操作し、スイッチ 23 をパルサ・レシーバ回路側 22 に切り替えて、副プローブ 4 を介してパルス波を送波するとともにエコー信号を待ち受けて受波する。受波されたエコー信号は「加温後エコー信号」としてメモリ 25 に記憶するとともに、外部コンピュータ装置 6（脂肪情報算出部 12）に送られる。

【0040】

次に、「加温後エコー信号」の測定終了後、平温に戻るまでに要する時間として予め設定してある所定時間をさらに経過した後（例えば 10 秒 ~ 20 秒程度経過後）に、加温前の平温まで降温したときのエコー信号の測定を行う（S104）。すなわち、スイッチ 23 はそのまま、副プローブ 4 を介して再度パルス波を送波するとともにエコー信号を待ち受けて受波する。受波されたエコー信号は加温前の平温状態と同じ信号に戻っているの

【0041】

次に、外部コンピュータ装置 6（脂肪情報算出部 12）により、超音波速度変化および脂肪情報の算出を行う（S105）。すなわち、制御ボックス 3 から「加温後エコー信号」と「加温前エコー信号」が送られてくると、既述の（2）式に基づいて超音波速度比（ V' / V ）を算出する。さらにこの結果に基づいて脂肪判定を行ったり、予め求めた基準データとの比較から脂肪割合を算出し、算出結果の超音波速度変化比や脂肪情報を数値あるいは文字として外部コンピュータ装置 6 の画面に表示する。以上の測定手順により、超音波速度変化による脂肪診断を行うことができる。

10

20

30

40

50

このように、上記手順で脂肪診断を行う際に、本実施形態のプローブホルダ 5 を使用することにより、予め主プローブ 2 で決定した測定位置と、副プローブ 4 で加温する位置を正確に一致させて脂肪診断を行うことができる。

【0042】

なお、上述した測定手順では、先に「加温後エコー信号」を測定してから「加温前エコー信号」を測定したが、これは以下の理由による。生体の一部を加温すると、加温された部位は平温状態に戻そうとする生理作用で血流が増加するようになり、強い冷却作用が働く。したがって先に加温を行い、血流が増加した状態でエコー信号を測定すると、加温停止直後に「加温後エコー信号」を測定した後は、増加した血流による強い冷却作用によって短時間のうちに急激に降温され、その結果、急峻な温度変化で平温状態に戻ったときの「加温前エコー信号」を測定することができるようになるからである。

10

なお、急峻な温度変化による測定を求めない場合には、先に「加温前エコー信号」を測定するようにしてもよいことは言うまでもない。

【0043】

(実施形態 2)

図 7 は、本考案の他の実施形態であるプローブホルダを使用する脂肪診断システム B の全体構成を示す図であり、図 8 は脂肪診断システム B における脂肪診断装置 10 a の構成部分を示すブロック図である。また図 9 は脂肪診断システム B で使用されるプローブホルダ 15 を側方から見た断面図である。なお、図 1、図 2 と同じ構成部分については同符号を付すことにより説明の一部を省略する。

20

【0044】

本実施形態では、図 1 におけるプローブホルダ 5 に代えて、主プローブ 2 と副プローブ 4 とを同時に装着可能なプローブホルダ 15 が使用される。プローブホルダ 15 は上面、側面、下面を有する方形体からなり、上面には水平断面が方形の画像診断用の主プローブ 2 が挿入可能な第一取付部となる開口 (孔) 15 c が形成してある。また下面は超音波を出射するための開口 (出射口) 15 d としてあり、超音波が通過可能なシリコンゴム等のシート 15 f で開口 15 d を塞ぐようにしてある。このシート 15 f はケース内に水等の流動性の超音波伝播体 L をスタンドオフとして充填するために設けられている。また側面 15 b の一面には円筒状の副プローブ 4 が挿入可能な第二取付部となる開口 15 e が形成してある。そして主プローブ 2 の振動子 2 a および副プローブ 4 の振動子 4 a はケース内に充填された超音波伝播体 L に接するようにしてある。

30

【0045】

さらに、プローブホルダ 15 内では、流動性の超音波伝播体 L (スタンドオフ) 内に、超音波を反射する可動の切替ミラー (可動反射板) 15 a が設けてある。この切替ミラー 15 a は、主プローブ 2 からの超音波と副プローブ 4 からの超音波とのいずれか一方だけが共通の開口 15 d から出射されるように切り替え可能にしてある。本実施形態では、切替ミラー 15 a の操作は制御ボックス 3 のコントローラ 26 a に設けた操作スイッチからの操作信号によって行うようにしてある。

すなわち、主プローブ 2 からの第一の超音波 (画像診断用) を照射するときには、切替ミラー 15 a は副プローブ 4 の前方に移動することで振動子 2 a からの超音波が開口 15 d に直進できるようにし、一方、副プローブ 4 からの第二の超音波 (加温用および脂肪診断用) を照射するときは、振動子 2 a および振動子 4 a に対して斜め 45 度の位置に移動することで、振動子 4 a からの超音波が切替ミラー 15 a で反射して共通の開口 15 d から出射されるようにしてある。副プローブ 4 から照射される超音波の軸線方向は、主プローブ 2 から照射される超音波の軸線方向のうちの 1 つ (中央の振動子から照射される超音波の軸線方向) に一致させてあり、主プローブ 2 による画像診断のときに副プローブ 4 の照射位置が把握できるようになっている。

40

【0046】

次に、上記の脂肪診断システム B による測定手順について、再度図 6 のフローチャートに基づいて説明する。

50

まず、超音波診断装置 1 による画像診断により、脂肪測定位置を探索して決定する (S 101)。すなわち、切替ミラー 15a を主プローブ 2 側がオンになるようにセットし、超音波診断装置 1 を操作してパルス波 (第一の超音波) による B モード画像を撮像し、これを画面表示して画像診断を行い、脂肪測定に適した測定位置を探索する。そして画像観察によって脂肪診断に適した測定位置が見つかり、その位置からプローブホルダ 15 が動かないように多関節アーム 5b を用いて固定する。

【0047】

次に、決定された測定位置に対し、制御ボックス 3 (脂肪測定制御部 11) による加温制御を行う (S 102)。すなわち、制御ボックス 3 のコントローラ 26a を操作して、切替ミラー 15a を副プローブ 4 側がオンになるように切り替え、スイッチ 23 は高周波電源 21 側にセットし、高周波電源 21 をオンにして副プローブ 4 を介して加温用 (第二) の超音波を照射する。そして加温領域が 0.5 ~ 2 程度上昇して安定するまで加温を維持する。例えば加温時間が 30 秒くらいで安定するようになる。

【0048】

次に、加温を停止し、加温停止直後の昇温状態でのエコー信号の測定を行う (S 103)。すなわち、コントローラ 26a を操作して、切替ミラー 15a はそのまま、スイッチ 23 をパルサ・レシーバ回路側 22 に切り替えて、副プローブ 4 を介してパルス波を送波するとともにエコー信号を待ち受けて受波する。受波されたエコー信号は「加温後エコー信号」としてメモリ 25 に記憶するとともに、外部コンピュータ装置 6 (脂肪情報算出部 12) に送られる。

【0049】

次に、「加温後エコー信号」の測定終了後、平温に戻るまでに要する時間として予め設定してある所定時間をさらに経過した後 (例えば 10 秒 ~ 20 秒程度経過後) に、加温前の平温まで降温したときのエコー信号の測定を行う (S 104)。すなわち、切替ミラー 15a、スイッチ 23 はそのまま、副プローブ 4 を介して再度パルス波を送波するとともにエコー信号を待ち受けて受波する。受波されたエコー信号は加温前の平温状態と同じ信号に戻っているので「加温前エコー信号」としてメモリ 25 に記憶するとともに、外部コンピュータ装置 6 に送られる。

【0050】

次に、外部コンピュータ装置 6 (脂肪情報算出部 12) により、超音波速度変化および脂肪情報の算出を行う (S 105)。すなわち、制御ボックス 3 から「加温後エコー信号」と「加温前エコー信号」が送られてくると、既述の (2) 式に基づいて超音波速度比 (V' / V) を算出する。さらにこの結果に基づいて脂肪判定を行ったり、予め求めた基準データとの比較から脂肪割合を算出し、算出結果の超音波速度変化比や脂肪情報を数値あるいは文字として外部コンピュータ装置 6 の画面に表示する。以上の測定手順により、超音波速度変化による脂肪診断を行うことができる。

このように、上記手順で脂肪診断を行う際に、本実施形態のプローブホルダ 15 を使用することにより、予め主プローブ 2 で決定した測定位置と、副プローブ 4 で加温する位置を正確に一致させて脂肪診断を行うことができる。

【0051】

(実施形態 3)

図 10 は、本考案のさらに他の実施形態であるプローブホルダを使用する脂肪診断システム C の全体構成を示す図であり、図 11 は脂肪診断システム C における脂肪診断用の付属装置 10b の構成部分を示すブロック図である。また図 12 は脂肪診断システム C で使用されるプローブホルダ 55 を側方から見た断面図である。なお、図 1、図 2 と同じ構成部分については同符号を付すことにより説明の一部を省略する。

本実施形態では、副プローブ 54 で光加温を行い、また、主プローブ 2 で取得した多数本のエコー信号を利用して脂肪診断を行うようにしている。

【0052】

脂肪診断システム C は、超音波診断装置 1 と、画像診断用の主プローブ 2 と、制御ボッ

10

20

30

40

50

クス（専用ボード）30と、加温用の副プローブ54と、主プローブ2および副プローブ54を固定保持するプローブホルダ55と、外部コンピュータ装置6と、超音波診断装置1からエコー信号を送送するための伝送線7により構成される。

本実施形態では、制御ボックス30と、副プローブ54と、プローブホルダ55と、外部コンピュータ装置6と、伝送線7によって脂肪診断用の付属装置10bが構成される。

【0053】

超音波診断装置1には、主プローブ2を介して取得した生のエコー信号（RF信号）を、外部に取り出すことができる外部出力端子を備えたものが用いられる。なお市販の超音波診断装置の一部にはそのような外部出力端子を備えていないものがあるので、その場合は外部出力端子増設用の増設カードを取り付ける等の簡単な作業で外部出力端子を増設しておく。

10

【0054】

主プローブ2は多チャンネルプローブからなり、各チャンネルでエコー信号を受波するようにしてある。そして受波したチャンネル数と同じ本数のエコー信号が超音波診断装置1に送られるとBモード画像等の超音波画像が形成され、超音波診断装置1の表示画面に表示される。

このように、超音波診断装置1と主プローブ2とは本来の機能である超音波画像による関心部位の探索や画像診断のために用いられるが、これに加えて、取得したエコー信号を超音波診断装置1の外部出力端子から伝送線7を介して、脂肪診断用付属装置10b側へ伝送するようにしてある。

20

【0055】

制御ボックス30は、副プローブ54の半導体レーザ54aを発光させるための電源31、伝送線7を介して超音波診断装置1の外部出力端子から送られてくるエコー信号を受波するレシーバ回路33、受波したエコー信号をデジタル信号化するA/D変換器34、外部コンピュータ装置6へエコー信号を送り出す伝送速度の調整処理を行うバッファメモリ35を備え、さらに、副プローブ54からのレーザ照射のON・OFF操作、レシーバ回路33によるエコー信号の受波の開始および停止の操作、バッファメモリ35によるエコー信号の伝送制御を行うコントローラ36を備えている。

【0056】

したがって制御ボックス30は、副プローブ54を介して光照射することにより、測定部位を加温する制御を行う加温制御部41として機能する部分とともに、超音波診断装置1で取得する画像形成可能な多数本のエコー信号を外部コンピュータ装置6に伝送する制御を行うエコー信号伝送制御部42として機能する部分とを備えている。

30

【0057】

副プローブ54は、その先端に半導体レーザ54aが取り付けてあり、波長が930nm～940nmの近赤外光が加温時に光照射されるようにしてある。なお、700nm～1300nm程度の加温可能な光を照射する半導体レーザであれば使用可能である。

【0058】

プローブホルダ55は、主プローブ2と副プローブ54とを同時に固定保持する。プローブホルダ55は上面、側面、下面を有する方形体からなり、上面には主プローブ2が挿入される第一取付部となる開口（孔）55cが形成してある。また、側面55bの一面には第二取付部となる開口55eが形成してあり、ここに円筒状の副プローブ54が半導体レーザ54aの光照射面をケース内に向けて取り付けてある。下面は超音波および近赤外光を出射するための開口（出射口（出射面））55dとしてあり、超音波および近赤外光が通過可能なシリコンゴム等のシート55fを窓材として開口55dを塞ぐようにしてある。このシート55fは、超音波を伝播させるスタンドオフとして機能する流動性の超音波伝播体Lをプローブホルダ55内に充填するために設けられている。

40

【0059】

プローブホルダ55内には、主プローブ2から照射される超音波を下方に透過し、副プローブ54から照射される近赤外光を下方に反射し、超音波と近赤外光とが進行する軸線

50

方向を一致させて開口 55d から出射させるための光学ミラーとして機能する結合部材（固定反射板）55a が設けられている。この結合部材 55a は超音波が透過可能な薄膜材料に、近赤外光を反射するアルミ等の金属薄膜を蒸着等で付着させており、これを超音波の軸線方向および近赤外光の反射前の軸線方向に対して斜め 45 度の角度になるように配置してある。この薄膜材料には無機薄膜（例えば板厚が 0.05 mm 以下の薄膜状のガラス）や有機薄膜（例えば包装用のラップフィルム）を使用することができる。

そしてプローブホルダ 55 内には、結合部材 55a を浸漬するとともに、主プローブ 2 の各振動子 2a および副プローブ 54 の光照射面と接するように超音波伝播体 L が充填してある。

超音波伝播体 L は、具体的には、超音波や近赤外光の吸収が少ない水が適している。また、水に代えて、屈折率を結合部材 55a の素材（薄膜状のガラス、ラップフィルム等）の屈折率に合わせたマッチング液を超音波伝播体 L に使用し、超音波伝播体 L と結合部材 55a との境界面での近赤外光の反射ロスを抑えるようにしてもよい。

【0060】

外部コンピュータ装置 6 は、CPU、メモリ、入力装置（キーボード等）、表示装置（液晶パネル）を備えた汎用のパーソナルコンピュータ装置（例えばノート型パソコン）が用いられる。そして、超音波診断装置 1 と多チャンネルの主プローブ 2 とによって測定され、伝送線 7、制御ボックス 30（エコー信号伝送制御部 42）を介して伝送される、B モード画像の形成が可能な本数のエコー信号を受け取る。エコー信号の本数は主プローブ 2 で走査されるチャンネル数に依存し、例えば一画像あたり 128 本のエコー信号を受け取ることになる。このエコー信号は、主プローブ 2 を動かさずに加温前と加温後との合計 2 回測定されるので、それぞれを「加温前エコー信号」と「加温後エコー信号」として、同じ本数のエコー信号のデータが記憶される。

【0061】

そして加温前エコー信号と加温後エコー信号に、既述の（2）式による計算を行い、超音波速度変化（ここでは超音波速度比）を算出し、さらに脂肪診断に必要な演算処理を行う。

すなわち、図 17 で説明した従来例と同様の原理・方法で、加温後に受波したエコー信号と、加温前に受波したエコー信号とに基づいて、加温前後のエコー信号の波形シフト量（ $\Delta \tau$ ）の計算を行い、また、測定領域内の組織の境界間のパルス間隔（ τ ）を算出する処理を行う。そして式（2）に基づいて、各部分区間の超音波速度比（ V' / V ）を算出する処理を行う。

このようにして、外部コンピュータ装置 6 は、伝送された加温前後のエコー信号から超音波速度変化を含む脂肪情報を算出する脂肪情報算出部 43 として機能するようにしてある。

【0062】

本実施形態の外部コンピュータ装置 6（脂肪情報算出部 43）では、主プローブ 2 にて取得した多数本のエコー信号データを演算処理するため、算出結果は、超音波速度変化画像や脂肪分布画像の形成が可能な量のデータとなっている。したがって伝送されるエコー信号データにより、外部コンピュータ装置 6 の表示画面に、超音波速度変化画像、さらには脂肪分布画像の画像表示を行うことができる。

【0063】

次に、脂肪診断システム C による測定手順について図 13 のフローチャートを用いて説明する。

まず、超音波診断装置 1 による画像診断により、脂肪測定位置を探索して決定する（S201）。すなわち、超音波診断装置 1 を操作して主プローブ 2 でパルス波の送波とエコー信号の受波とを行うことにより B モード画像を撮像し、これを超音波診断装置 1 で画面表示して脂肪診断に適した測定位置を探索して決定する。そして画像観察によって脂肪診断に適した測定位置が見つかり、その位置からプローブホルダ 55 が動かないように多関節アーム 5b を用いて固定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

次に、決定された測定位置に対し、制御ボックス 30（加温制御部 41）による加温制御を行う（S202）。すなわち、制御ボックス 30 のコントローラ 36 を操作して電源 31 を ON にし、副プローブ 54 から近赤外のレーザ光を照射する。そして光照射された領域が 0.5 ～ 2 程度上昇して安定状態になるまで加温を維持する。例えば加温時間が 30 秒くらいで安定するようになる。

【 0 0 6 5 】

次に、レーザ照射による加温を維持しながら、主プローブ 2 によりパルス波を送波し、生体からのエコー信号（RF 信号）を受波することにより、加温後のエコー信号を取得し、これを超音波診断装置 1 のレシーバ回路（不図示）で受波するとともに、伝送線 7 を介して制御ボード 30 のレシーバ回路 33 で受波する（S203）。 10

すなわち、コントローラ 36 を操作してレシーバ回路 33 を ON にし、画像形成に必要な本数のエコー信号を待ち受けて受波する。受波されたエコー信号は A/D 変換器 34 によりデジタル化され、「加温後エコー信号」としてバッファメモリ 35 に記憶するとともに、外部コンピュータ装置 6（脂肪情報算出部 43）にも処理速度に合わせて順次転送される。

【 0 0 6 6 】

次に、「加温後エコー信号」の測定終了後、加温を停止し、予め設定した 10 秒～20 秒程度の温度降下時間は待機する（S204）。すなわち、制御ボックス 30 のコントローラ 36 を操作して電源 31 を OFF にし、副プローブ 54 からの近赤外レーザ光を停止する。そして光照射された領域が加温前の温度でほぼ安定するまで待つ。 20

【 0 0 6 7 】

次に、平温復帰後には再び主プローブ 2 によりエコー信号を取得し、制御ボックス 30 のレシーバ回路 33 で受波する（S205）。このとき加温前と同じ平温状態のエコー信号に戻っているのを、これを「加温前エコー信号」としてメモリ 35 に記憶するとともに、外部コンピュータ装置 6 に順次転送する。

【 0 0 6 8 】

次に、外部コンピュータ装置 6（脂肪情報算出部 43）により、超音波速度変化および脂肪情報の算出を行う（S206）。すなわち、制御ボックス 30 から「加温後エコー信号」と「加温前エコー信号」が送られてくると、既述の（2）式に基づいて超音波速度比（ V'/V ）を算出する。この演算は、画像形成に必要な本数のエコー信号に対して行う。そして演算結果に基づいて、超音波速度変化画像を外部コンピュータ装置 6 の画面に表示したり、さらには超音波速度変化が負の領域を抽出して脂肪分布画像として表示したりする。また、表示された超音波速度変化画像や脂肪分布画像上の特定ポイントを選択することにより、その特定ポイントでの超音波速度変化比を算出したり、予め求めた基準データとの比較から脂肪割合を算出したりして、超音波速度変化比や脂肪割合を表示するようにしてもよい。 30

以上の測定手順により、超音波速度変化による脂肪診断を行うことができる。このように本考案のプローブホルダ 55 を使用することにより、主プローブ 2 で決定した測定位置に、副プローブ 54 を用いて加温する位置を正確に一致させて脂肪診断を行うことができる。 40

【 0 0 6 9 】

（実施形態 4）

図 14 は、本考案のさらにまた他の実施形態であるプローブホルダを使用する脂肪診断システム D の全体構成を示す図であり、図 15 は脂肪診断システム D における脂肪診断用の付属装置 10c の構成部分を示すブロック図である。また図 16 は脂肪診断システム D で使用されるプローブホルダ 58 を側方から見た断面図である。なお、図 10、図 11 と同じ構成部分については同符号を付すことにより説明の一部を省略する。

この実施形態では、副プローブ 54 では光加温を行い、また、主プローブ 2 で取得した多数本のエコー信号を利用して脂肪診断を行うようにしている。そして、プローブホルダ 50

５５に代えて、副プローブ５４を上面に保持し、主プローブ２を側面に保持するプローブホルダ５８を使用している。プローブホルダ５８以外については実施形態３とほぼ同じ構造である。

【００７０】

プローブホルダ５８は上面、側面、下面を有する方形体からなり、側面５８ｂの１つに主プローブ２を取り付ける第一取付部となる開口５８ｃが設けてある。また、上面５８ｄには第二取付部となる開口５８ｅが形成してあり、ここに円筒状の副プローブ５４が半導体レーザ５４ａの光照射面をケース内に向けて取り付けられている。下面は超音波および近赤外光を出射するための開口（出射口（出射面））５８ｆとしてあり、超音波および近赤外光が通過可能なシリコンゴム等のシート５８ｇを窓材として開口５８ｆを塞ぐようにしてある。このシート５８ｇは、超音波を伝播させるスタンドオフとして機能する流動性の超音波伝播体Ｌをプローブホルダ５８内に充填するために設けられている。

10

【００７１】

プローブホルダ５８内には、主プローブ２から照射される超音波を下方に反射し、副プローブ５４から照射される近赤外光を下方に透過し、超音波と近赤外光とが進行する軸線方向を一致させて開口５８ｆから出射させるための音響ミラーとして機能する結合部材（固定反射板）５８ａが設けられている。この結合部材５８ａには近赤外光が透過可能で、かつ、超音波が反射可能な材料としてガラス板やアクリル板等が用いられ、これを超音波の反射前の軸線方向および近赤外光の軸線方向に対して斜め４５度の角度になるように配置してある。

20

そしてプローブホルダ５８内には、結合部材５８ａを浸漬するとともに、主プローブ２の各振動子２ａおよび副プローブ５４の光照射面と接するように、超音波伝播体Ｌが充填してある。この超音波伝播体Ｌには、実施形態３と同様の水やマッチング液が使用される。

【００７２】

そして、脂肪診断システムＤについても図１３で説明した脂肪診断システムＣと基本的に同じ測定手順で測定を行うことにより、超音波速度変化による脂肪診断を行うことができる。

【産業上の利用可能性】

【００７３】

本考案は、超音波速度変化による脂肪診断を行う際に、画像診断用プローブおよび加温用プローブを体表に当接させるときのプローブホルダとして利用することができる。

30

【符号の説明】

【００７４】

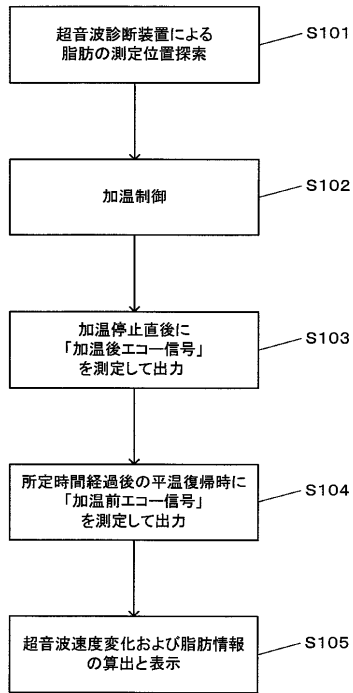
- １ 超音波診断装置
- ２ 主プローブ（多チャンネルプローブ）
- ２ａ 振動子
- ３ 制御ボックス
- ４ 副プローブ（超音波加温用プローブ）
- ４ａ 振動子
- ５ プローブホルダ
- ５ａ 孔（第一、第二取付部）
- ５ｂ 多関節アーム
- ６ 外部コンピュータ装置
- ７ 伝送線
- １０、１０ａ 脂肪診断装置
- １０ｂ、１０ｃ 脂肪診断用付属装置
- １１ 脂肪測定制御部
- １２ 脂肪情報算出部
- １５ プローブホルダ
- １５ａ 切替ミラー（可動反射板）

40

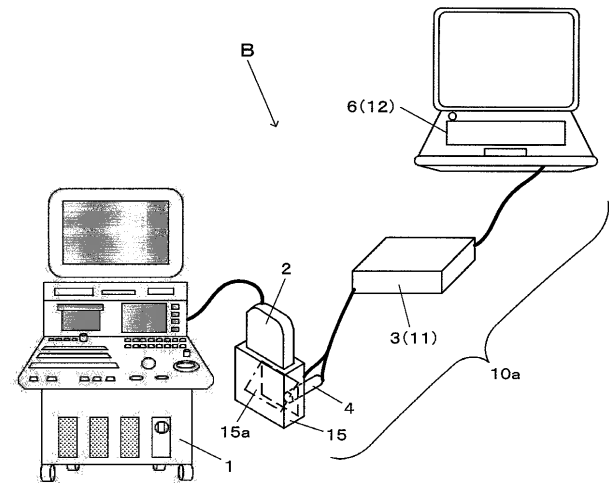
50

1 5 b	側面	
1 5 c	開口（第一取付部）	
1 5 d	開口（出射口）	
1 5 e	開口（第二取付部）	
1 5 f	シート	
2 1	高周波電源	
2 2	パルサ・レシーバ回路	
2 3	スイッチ	
2 4	A / D変換器	
2 5	メモリ	10
2 6、2 6 a	コントローラ	
3 0	制御ボックス	
3 1	電源	
3 3	レシーバ回路	
3 4	A / D変換器	
3 5	バッファメモリ	
3 6	コントローラ	
4 1	加温制御部	
4 2	エコー信号伝送制御部	
4 3	脂肪情報算出部	20
5 4	副プローブ（光波加温用プローブ）	
5 4 a	半導体レーザ	
5 5	プローブホルダ	
5 5 a	結合部材（固定反射板）	
5 5 b	側面	
5 5 c	開口（第一取付部）	
5 5 d	開口（出射口）	
5 5 e	開口（第二取付部）	
5 5 f	シート	
5 8	プローブホルダ	30
5 8 a	結合部材（固定反射板）	
5 8 b	側面	
5 8 c	開口（第一取付部）	
5 8 d	上面	
5 8 e	開口（第二取付部）	
5 8 f	開口（出射口）	
5 8 g	シート	

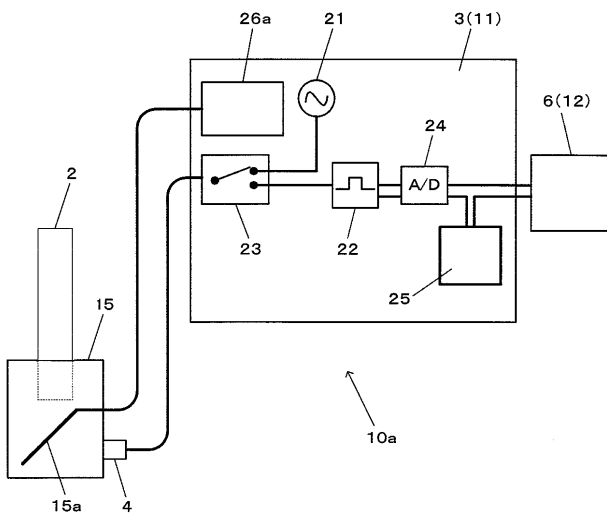
【図 6】



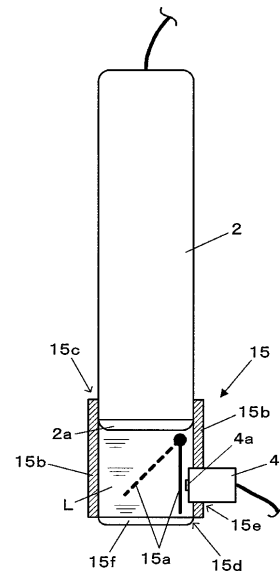
【図 7】



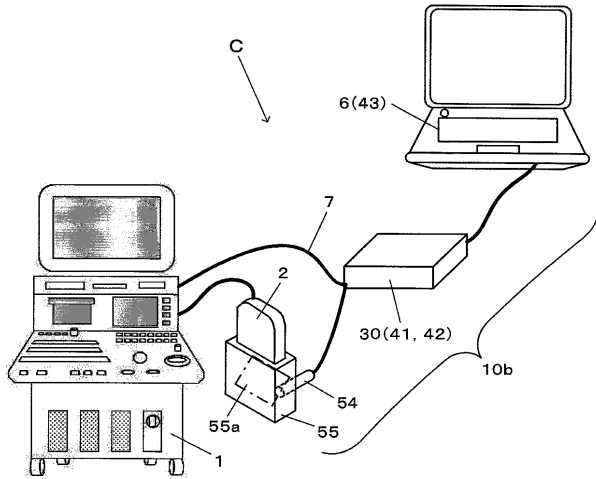
【図 8】



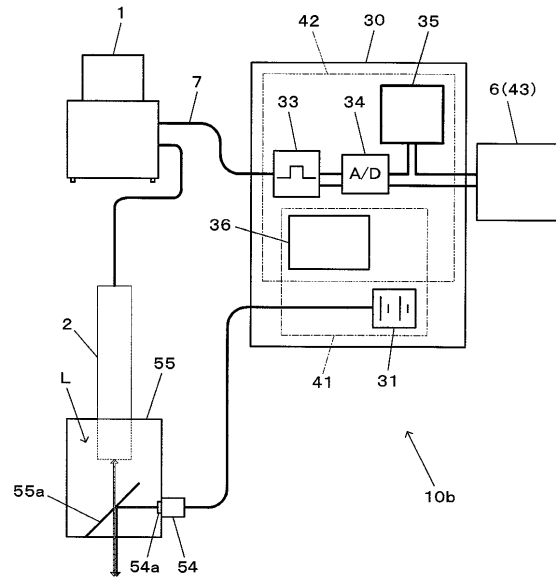
【図 9】



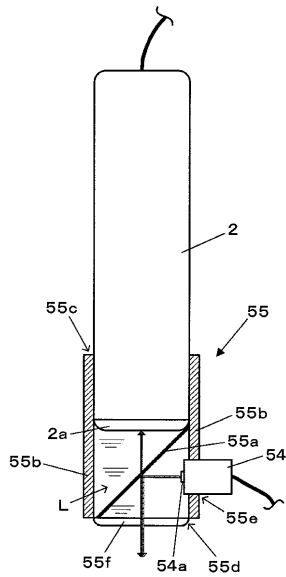
【図 10】



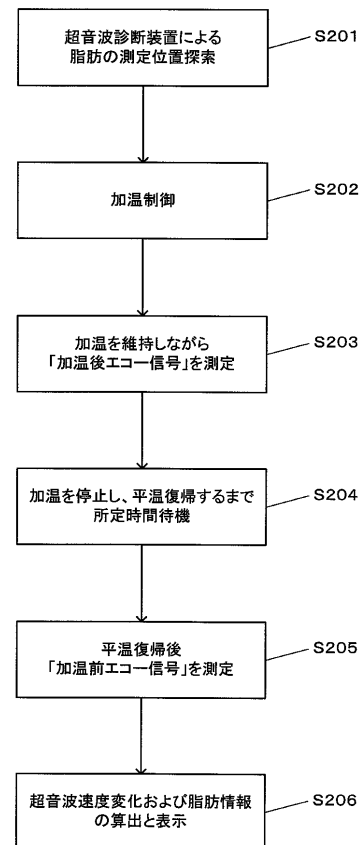
【図 11】



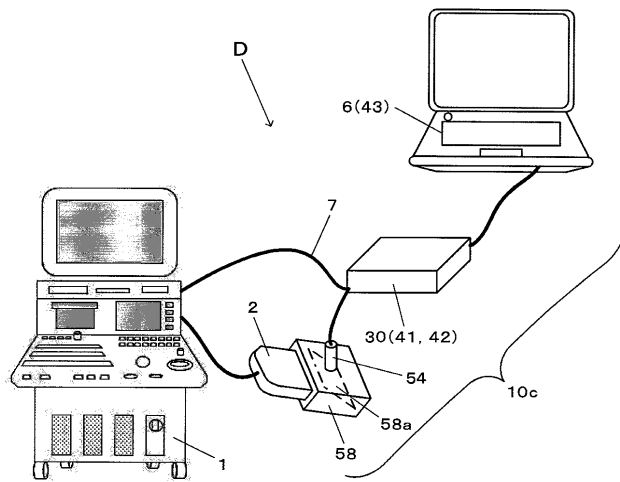
【図 12】



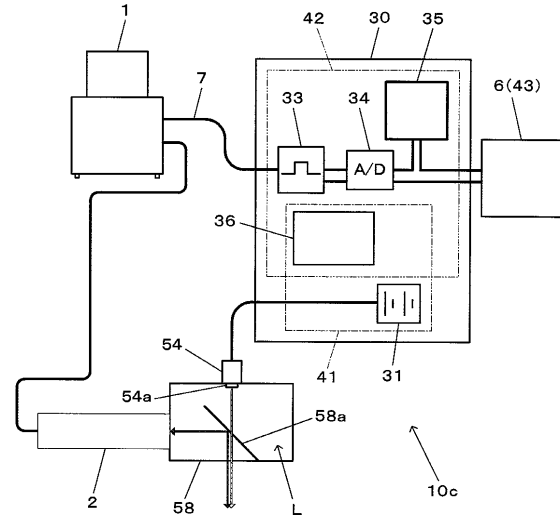
【図 13】



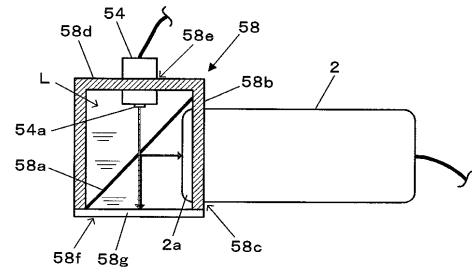
【図 1 4】



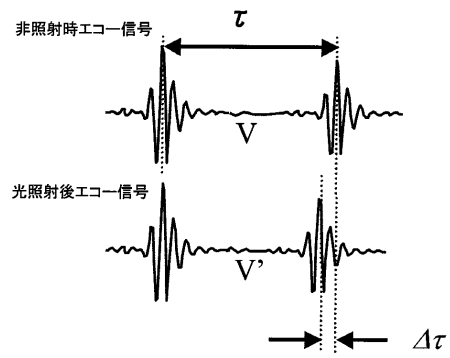
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



专利名称(译)	探头支架		
公开(公告)号	JP3194038U	公开(公告)日	2014-10-08
申请号	JP2014004451U	申请日	2014-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	公立大学法人大阪府立大学 公立大学法人大阪市立大学		
申请(专利权)人(译)	公立大学法人大阪府立大学 公立大学法人大阪市立大学		
当前申请(专利权)人(译)	公立大学法人大阪府立大学 公立大学法人大阪市立大学		
[标]发明人	堀中博道 森川浩安		
发明人	堀中 博道 森川 浩安		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	鹿岛雄		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供一个探头支架，用于在改装到现有的超声诊断设备后通过超声波速度变化测量进行脂肪诊断。提供了一种用于多通道超声诊断成像的主探针和用于附接加热超声波或用于照射光波的子探针的探针支架。用于保持主探针2的第一附接部分5a和用于保持子探针的第二附接部分5a，所述子探针发射从主探针2的每个通道照射的超声波并从子探针照射并且用于发射第二超声波或光波的公共出射表面和主探头2，来自发光表面的超声波出现的轴线的至少一部分和来自副探头的超声波或光波从发射面出现的轴线彼此重叠，第一和第二附接部分5a被布置配置。

