

(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2017-153727

(P2017-153727A)

(43) 公開日 平成29年9月7日(2017.9.7)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/08  
GO 1 N 29/07  
(2006.01)  
(2006.01)

F 1

A 61 B 8/08  
GO 1 N 29/07

テーマコード(参考)

2 G 0 4 7  
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号  
(22) 出願日特願2016-40073 (P2016-40073)  
平成28年3月2日 (2016.3.2)

(71) 出願人 505127721  
公立大学法人大阪府立大学  
大阪府堺市中区学園町1番1号

(71) 出願人 50612327  
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) 発明者 堀中 博道  
大阪府堺市中区学園町1番1号 公立大学  
法人大阪府立大学内

最終頁に続く

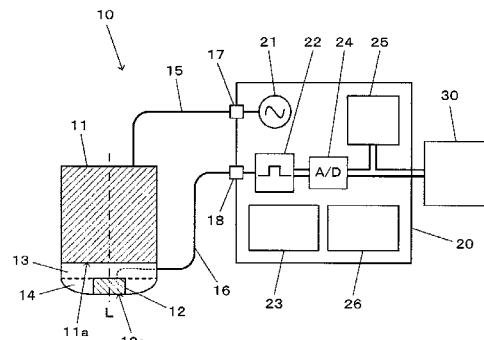
(54) 【発明の名称】脂肪診断用超音波プローブ

## (57) 【要約】

【課題】加温用と超音波速度測定用との両方に優れた性能を1つのプローブで発揮することのできる脂肪診断用の超音波プローブを提供する。

【解決手段】加温用の超音波照射と、超音波速度測定用の加温前後の超音波照射とを、被検体に対して行う脂肪診断用超音波プローブであって、加温用の超音波照射を行う第一トランスデューサ11と、第一トランスデューサ11と超音波の軸線が一致するようにして第一トランスデューサ11の照射面11aの中央付近に配置され、超音波速度測定用の超音波照射を行う第二トランスデューサ12とを備えた構造とする。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

加温用の超音波照射と、超音波速度測定用の加温前後の超音波照射とを、被検体に対して行う脂肪診断用超音波プローブであって、

加温用の超音波照射を行う第一トランスデューサと、

前記第一トランスデューサと超音波の軸線が一致するようにして当該第一トランスデューサの照射面の中央付近に配置され、超音波速度測定用の超音波照射を行う第二トランスデューサとを備えることを特徴とする脂肪診断用超音波プローブ。

**【請求項 2】**

前記第一トランスデューサが前記第二トランスデューサよりも狭帯域である請求項 1 に記載の脂肪診断用超音波プローブ。 10

**【請求項 3】**

前記第一トランスデューサから照射する超音波周波数が前記第二トランスデューサから照射する超音波周波数よりも低い周波数である請求項 1 または請求項 2 に記載の脂肪診断用超音波プローブ。

**【請求項 4】**

前記第二トランスデューサは、前記第一トランスデューサの照射面上、または、前記第一トランスデューサからの超音波が伝播可能な音響マッチング部材を前記第一トランスデューサの照射面上に介在させた前方に配置され、

前記第二トランスデューサの側方には、前記第一トランスデューサから照射される超音波が伝播可能なリング状の音響マッチング部材が設けられている請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の脂肪診断用超音波プローブ。 20

**【請求項 5】**

前記第二トランスデューサの側方周囲に設けられるリング状の音響マッチング部材は、前記第一トランスデューサから照射される超音波を前記リング状の音響マッチング部材の内側方向に集束させる音響レンズにしてある請求項 4 に記載の脂肪診断用超音波プローブ。

**【請求項 6】**

前記第一トランスデューサの照射面が円形である請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の脂肪診断用超音波プローブ。

**【請求項 7】**

前記第一トランスデューサの照射面がリング状であり、前記第二トランスデューサが当該第一トランスデューサの照射面のリング中央の孔内に取り付けられる請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の脂肪診断用超音波プローブ。 30

**【請求項 8】**

前記第一トランスデューサは、照射面が中央で左右に分割されるとともに分割部分に間隙が形成され、当該分割部分の間隙内に第二トランスデューサが取り付けられ、第一トランスデューサおよび第二トランスデューサの照射面が、肋骨間に配置可能な幅の長方形であって直線状に配置される請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の脂肪診断用超音波プローブ。

**【請求項 9】**

前記リング状の照射面の第一トランスデューサ、または、前記照射面が中央で左右に分割された長方形の第一トランスデューサの照射面には、当該照射面から照射される超音波を中央方向に集束させる音響レンズが取り付けてある請求項 7 または請求項 8 に記載の脂肪診断用超音波プローブ。 40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、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ときに使用する脂肪診断用超音波プローブに関する。

**【背景技術】****【0002】**

10

20

30

40

50

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（測定領域）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測定して、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1参照）。

#### 【0003】

特許文献1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多チャンネルの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。10

#### 【0004】

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。

#### 【0005】

次に、この装置で超音波速度変化を測定し脂肪診断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。20

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、再びリ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。30

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。

#### 【0006】

図8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 $\Delta t$ 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 $\Delta t'$ とする。すなわち、温度変化により $\Delta t$ だけパルス間隔が長くなるようにシフトしたとする。40

このとき、

$$V \cdot \Delta t = V' \cdot \Delta t' \quad (1)$$

の関係が成立し、したがって、2つの超音波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。

$$\frac{V'}{V} = \frac{\Delta t}{\Delta t'} \quad (2)$$

したがって、測定した2つの超音波エコー信号から関心領域におけるパルス間隔（ $\Delta t$ ）、波形シフト量（ $\Delta t'$ ）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。

#### 【0007】

10

20

30

40

50

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。

#### 【0008】

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。

#### 【0009】

また、加温用に超音波エネルギーを利用した脂肪診断装置も提案されている。すなわち加温用の超音波ビームを発するプローブを加熱源として、これを超音波診断用プローブに隣接して配置し、超音波ビームにより加温を行うようにして加温前後の超音波速度変化を測定することで血管プラークの脂質性組織の画像診断を行う血管プラーク画像診断装置が提案されている（特許文献 2 参照）。

#### 【0010】

上述した特許文献 1、2 では、多チャンネルプローブにより、加温前後の多数本の超音波エコー信号を受波し、脂肪分布画像（二次元の脂肪分布画像）を形成して画像診断するようにしている。

#### 【0011】

一方、細胞内に脂肪を含んだ細胞が一様に分布している脂肪肝等の脂肪診断では、加温前後の超音波速度変化測定を 1 チャンネルの超音波エコー信号だけで測定しても、その超音波エコー信号が通過する領域（断面積）内の細胞から、脂肪部分の情報を得ることができる。そこで B モード画像での診断に用いる多チャンネルの主プローブと、超音波加温および超音波速度変化測定に用いる 1 チャンネルの副プローブとが 1 つのプローブホルダに装着され、切替機構により主プローブと副プローブとが同軸で選択的に使用できるようにした脂肪診断用付属装置が提案されている（特許文献 3 参照）。

#### 【0012】

特許文献 3 では、多チャンネルプローブ（主プローブ）は B モード画像で関心部位（測定部位）を特定するために用いられる。そして、1 チャンネルプローブ（副プローブ）を用いて加温制御を行うとともに、加温前後の超音波エコー信号を同じく 1 チャンネルプローブで測定し、1 ライン分の超音波速度変化から脂肪診断を行うようにしている。

#### 【0013】

後者の 1 チャンネルプローブによる脂肪診断では、二次元の脂肪分布画像による脂肪診断は行わず、予め設定してある脂肪診断の基準値との比較を行うことにより、1 ライン上の脂肪組織の深さ方向の分布（有無）を簡便に判定することができる。

#### 【0014】

特許文献 3 の 1 チャンネルプローブの構成は、図 9 に示すように、円筒状のプローブ 61 の先端部分に、1 つの小径の圧電素子からなるトランスデューサ 62 が取り付けられている。このトランスデューサ 62 には、超音波速度測定用の超音波エネルギーに比べて、加温用の大出力の超音波エネルギーを照射可能なものが用いられる。また、トランスデューサ 62 の周囲には放熱部材が設けてあり、十分な放熱量を確保しつつタフな構造にある。

そして、この1つのトランスデューサ62によって、加温用の超音波エネルギーを大出力で照射するだけではなく、測定用の超音波エネルギーを小出力で照射することもできるようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0015】

【特許文献1】特開2010-005271号公報

【特許文献2】特開2013-070704号公報

【特許文献3】特開2016-013176号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

特許文献3に開示されている1チャンネルプローブ(図9参照)では、測定目標となる1本の測定ラインに対し、同一のトランスデューサ(圧電素子)62から加温用の超音波とともに、加温前後の超音波速度測定用の超音波を照射することになる。

この場合、加温用の超音波は大出力の連続波で照射し、速度測定用の超音波はパルス波で照射する必要がある。加温用の大出力の連続波を照射する場合には圧電素子が共振しやすくなるように狭帯域の素子を用いる方が有利であるが、パルス波を照射して測定を行う場合には広帯域の素子を用いる方が有利であり、特許文献3に記載の1チャンネルプローブではこれらを同時に満足することが必要であった。

【0017】

また、超音波速度測定(超音波エコー信号)の分解能を高くするには、照射する超音波の周波数を(吸収による減衰が問題にならない範囲で)可能な限り高く設定する方が望ましい(例えば2MHz~15MHz)。

一方、超音波照射で生体深部まで加温する場合には、超音波の周波数は低く設定する方が望ましい(例えば0.5MHz~3MHz)。

【0018】

したがって、上述した特許文献3の1チャンネルプローブでは、加温用と超音波速度測定用との両機能をともに満足させるべく、共通する2MHz~3MHz付近の周波数領域で安定した超音波照射を行うことが可能なトランスデューサ(圧電素子)を採用するか、または加温性能を犠牲にして2~3MHzよりも高い周波数範囲で安定したトランスデューサを採用するか、あるいは超音波速度測定の分解能を犠牲にして2MHz~3MHzよりも低い周波数範囲で安定したトランスデューサを採用するか、のいずれかで脂肪診断を行うようにしていた。

【0019】

そこで、本発明は、1つのプローブで、加温を行うとともに1チャンネルの超音波速度を測定するプローブでありながら、超音波速度測定用としては測定精度(分解能)を上げることができ、しかも加温用としては生体深部まで加温できるようにした新しいタイプの脂肪診断用の超音波プローブを提供することを目的とする。

【0020】

また、加温用の超音波は測定ライン近傍を取り囲むようにして広く深く均質に加温できることが望ましい。一方、超音波速度測定用の超音波は、信頼性の高い診断を行う上で均質な温度領域を通過させることが重要であり、測定範囲が広がらないように狭い領域(断面積)で直線的に進行するようにして測定できることが望ましい。

【0021】

そこで本発明は、超音波速度測定用の1ラインの超音波が通過する領域を取り囲むように広く深く均質に加温して測定することができる脂肪診断用の超音波プローブ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】

【0022】

10

20

30

40

50

上記課題を解決するためになされた本発明の脂肪診断用超音波プローブは、加温用の超音波照射と、超音波速度測定用の加温前後の超音波照射とを、被検体に対して行う脂肪診断用超音波プローブであって、加温用の超音波照射を行う第一トランスデューサと、前記第一トランスデューサと超音波の軸線が一致するようにして当該第一トランスデューサの照射面の中央付近に配置され、超音波速度測定用の超音波照射を行う第二トランスデューサとを備えるようにしてある。

#### 【0023】

本発明によれば、加温用トランスデューサと超音波速度測定用のトランスデューサとは別々に設けられ、超音波速度測定用の超音波は、加温用超音波を照射する第一トランスデューサの照射面の中央付近に配置された第二トランスデューサから照射される。しかも、第一トランスデューサと第二トランスデューサとは照射される超音波の軸線が一致するようにして照射される。これにより、上記の超音波速度測定用の超音波が進行する領域を取り囲むようにして、それよりも広い範囲の加温が行われるようになる。

したがって、超音波速度測定用の超音波が進行する1本の測定ラインを取り囲むようにして、加温用の超音波が測定ライン周辺の広い範囲を加温するようになり、測定ラインに沿って安定した加温が行われた上で超音波速度変化の測定を行うことができる。

#### 【0024】

ここで、前記第一トランスデューサを、前記第二トランスデューサよりも狭帯域としてもよい。

これにより、加温用の第一トランスデューサを狭帯域にすることで共振しやすくすることができるとともに、共振によって大出力の連続波を照射することが容易になる。また、超音波速度測定用の第二トランスデューサは広帯域にすることで、パルス波を照射して測定を行う際に広帯域の素子で測定することができるようになる。

#### 【0025】

また、前記第一トランスデューサから照射する超音波周波数が前記第二トランスデューサから照射する超音波周波数よりも低い周波数となるようにしてもよい。

これにより、加温用の第一トランスデューサは生体深部まで加温できる周波数の超音波を照射することができ、超音波速度測定用の第二トランスデューサは、第一トランスデューサよりも超音波周波数を高くすることで分解能を高めることができる。

#### 【0026】

上記発明において、前記第二トランスデューサは、前記第一トランスデューサの照射面上、または、前記第一トランスデューサからの超音波が伝播可能な音響マッチング部材を前記第一トランスデューサの照射面上に介在させた前方に配置され、前記第二トランスデューサの側方には、前記第一トランスデューサから照射される超音波が伝播可能なリング状の音響マッチング部材が設けられるようにしてもよい。

#### 【0027】

このようにした脂肪診断用超音波プローブでは、第一トランスデューサの照射面よりも前方に第二トランスデューサが配置され、第二トランスデューサの側方には音響マッチング部材が設けられる。

そして、被検体に対して超音波を照射するべくプローブを当接させると、最も前方に位置する第二トランスデューサの照射面だけでなく、音響マッチング部材も被検体の体表に当接するようになる。

したがって、第一トランスデューサから照射される超音波は、被検体に対して音響マッチング部材を介して伝播させることができるので、第一トランスデューサから照射される加温用の超音波エネルギーについてもインピーダンスによる伝播ロスを抑えて体表まで伝播させることができる。

#### 【0028】

上記発明において、前記第二トランスデューサの側方周囲に設けられるリング状の音響マッチング部材は、前記第一トランスデューサから照射される超音波を前記リング状の音響マッチング部材の内側方向に集束させる音響レンズとしてもよい。

10

20

30

40

50

これにより、第一トランスデューサから照射される超音波が内側に寄せられ、第二トランスデューサから照射される超音波速度測定用の超音波が進行する領域周辺を効率的に加温することができ、また、軸線方向の温度勾配を小さくすることができる。

#### 【発明の効果】

#### 【0029】

本発明の脂肪診断用超音波プローブによれば、加温用の第一トランスデューサと超音波速度測定用の第二トランスデューサとは別々に設けられ、超音波速度測定用の超音波は、加温用超音波を照射する第一トランスデューサの照射面の中央付近に配置された第二トランスデューサから照射されるので、超音波速度測定用の超音波が進行する領域を取り囲むようにして、それよりも広い領域での加温が行われるようになり、均質に加温される領域内での超音波速度測定が可能になる。

また、加温用の第一トランスデューサと超音波速度測定用の第二トランスデューサを別々に設けることで、加温用は大出力の発生が容易な狭帯域とし、超音波速度測定用は広帯域とすることができる。さらに、加温用の第一トランスデューサは生体深部まで加温できる周波数の超音波で照射することができ、超音波速度測定用の第二トランスデューサは、分解能が高くなる周波数の超音波で照射することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0030】

【図1】本発明の一実施形態である脂肪診断用超音波プローブを示す構成図。

【図2】図1のプローブの断面と当該プローブの制御機構を示す構成図。

【図3】図1の脂肪診断用超音波プローブによる測定手順を示すフローチャート。

【図4】図1のプローブからの超音波照射による加温前後の温度変化分布を示す図。

【図5】本発明に係る脂肪診断用超音波プローブの他の一例を示す断面図。

【図6】本発明に係る脂肪診断用超音波プローブのさらに他の一例を示す断面図。

【図7】本発明に係る脂肪診断用超音波プローブのさらに他の一例を示す断面図。

【図8】加温前と加温後の超音波エコー信号を示す模式図。

【図9】従来の1チャンネル型超音波プローブを示す斜視図。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0031】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。図1は本発明の一実施形態である脂肪診断用の超音波プローブを示す構成図であり、図2は図1の超音波プローブの断面とプローブの制御を行う制御ボックス20を示す構成図である。超音波プローブ10は、第一トランスデューサ11と第二トランスデューサ12とを有する。

#### 【0032】

第一トランスデューサ11は直径が35mm程度(15mm以上)の円筒状の圧電素子からなり、周囲に放熱部材が設けてあり、加温に必要な大出力を連続波で容易に照射できるように、共振しやすい狭帯域(中心周波数をf<sub>1</sub>とした場合、例えば帯域幅が±0.1f<sub>1</sub>Hz以内の狭帯域)の圧電素子を用いたタフな構造にしてある。

また、生体深部まで加温可能な0.5MHz~2MHzの周波数で照射できるようにしてある。なお、直径が15mm以上であれば脂肪肝の診断に必要な深さ(体表から4cm~10cm程度)までを、後述する第二トランスデューサ12による超音波速度測定の測定ラインに沿って十分に均質な温度分布で安定して加温することができる。

第一トランスデューサ11の照射面11aは平坦面にしてあり、(中心軸方向である)超音波軸線Lに沿って超音波が出射されるようにしてある。

#### 【0033】

照射面11aの前方には、超音波軸線Lを共通軸とするように第二トランスデューサ12が配置してある。

第二トランスデューサ12は、第一トランスデューサ11よりも小径(8mm)の圧電素子からなり、第一トランスデューサ11の照射面11aの中心に配置してある。この程度の小径とすることにより、超音波速度測定用の超音波を、測定ライン直上の狭い範囲に

2 M H z ~ 1 0 M H z の周波数で印加できるようにして分解能を高めるようにしてある。

また、第二トランスデューサ 1 2 は、広帯域（中心周波数を  $f_2$  とした場合、例えば帯域幅が  $\pm 0.3 f_2$  H z 程度の広帯域）の圧電素子を用いることで、測定可能な周波数の範囲を広くするようにしてある。

#### 【 0 0 3 4 】

第一トランスデューサ 1 1 の照射面 1 1 a と第二トランスデューサ 1 2との間には、超音波が伝播可能な音響マッチング部材 1 3 を介在させてあり、第二トランスデューサ 1 2 の側方周囲にもリング状の音響マッチング部材からなる音響レンズ 1 4 が設けてある。これらは体表までの空間を埋めて第一トランスデューサ 1 1 からの超音波が体表まで伝播可能とするために取り付けられる。

音響マッチング部材 1 3 、音響レンズ 1 4 には、具体的には超音波が伝播可能な（袋詰めの）液体、ジェル、シリコンゴム等の材料が用いられる。本実施形態においては音響マッチング部材 1 3 にジェルを使用し、音響レンズ 1 4 にはシリコンゴムを用いている。なお、これらをシリコンゴム等で一体形成してもよい。

#### 【 0 0 3 5 】

音響マッチング部材 1 3 は照射面 1 1 a の全面を覆うように取り付けてあり、これにより大径での超音波加温が可能になる。また、リング状の音響レンズ 1 4 は、軸方向の断面を中心が厚く外周が薄くなる凸レンズ形状（焦点距離 6 0 m m ）にしてあり、これにより、照射面 1 1 a から音響マッチング部材 1 3 を経て照射される超音波が、リングの内側方向（軸線 L に接近する方向）に集束するようにしてある。したがって、超音波による加温範囲は、進行方向に沿って距離が離れても大きく広がることはなく、ほぼ一定の断面積で軸線 L の周囲が加温されるようにしてある。

#### 【 0 0 3 6 】

第一トランスデューサ 1 1 、第二トランスデューサ 1 2 は、それぞれ信号ケーブル 1 5 、1 6 を制御ボックス 2 0 の接続端子 1 7 、1 8 に接続することにより、制御ボックス 2 0 との間で信号を送受できるようにしてある。

#### 【 0 0 3 7 】

制御ボックス 2 0 には、大出力の加温用超音波（0.5 M H z ~ 2 M H z ）を連続波で発生する高周波電源 2 1 、超音波測定（脂肪診断）用の超音波パルス波（2 M H z ~ 1 0 M H z ）を送波するとともに生体からの超音波エコー信号を受波するパルサ・レシーバ回路 2 2 、操作パネル 2 3 、生体から受波した超音波エコー信号をデジタル信号化する A / D 変換器 2 4 、超音波エコー信号を記憶するメモリ 2 5 、加温用超音波や超音波測定用の超音波パルス波の駆動操作、および、超音波エコー信号の入出力制御、記憶制御、外部コンピュータ装置 3 0 への出力制御を行うコントローラ 2 6 が備えられている。

#### 【 0 0 3 8 】

制御ボックス 2 0 のコントローラ 2 6 は、操作パネル 2 3 からの入力操作により、第一トランスデューサ 1 1 を介して高周波電源 2 1 からの加温用超音波を照射することにより測定部位を加温する制御と、第二トランスデューサ 1 2 を介してパルサ・レシーバ回路 2 2 からの超音波パルス波を送波して超音波エコー信号を受波し、加温前超音波エコー信号と加温後超音波エコー信号とを測定する制御とを行う。

#### 【 0 0 3 9 】

測定された「加温前超音波エコー信号」および「加温後超音波エコー信号」は、A / D 変換器 2 4 でデジタル化されて外部コンピュータ装置 3 0 に出力されるとともに、必要に応じて出力できるようメモリ 2 5 に記憶される。

#### 【 0 0 4 0 】

外部コンピュータ装置 3 0 は、C P U 、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。ここでは、制御ボックス 2 0 から出力される加温前後の超音波エコー信号に対し、肝臓（測定領域）からの超音波エコー信号にあたる部分区間に、既述の式（2）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

10

20

30

40

50

れる。

すなわち、図 8 で説明した従来例と同様の原理および方法で、加温後に受波した超音波エコー信号と、加温前に受波した超音波エコー信号とに基づいて、加温前後の超音波エコー信号の波形シフト量(Δt)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(Δx)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。

#### 【0041】

また、超音波速度比の算出値に基づいて脂肪判定(脂肪肝の有無判定)を行ったり、予め記憶させてある基準デー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)を表示画面に表示する。10

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)として外部コンピュータ装置30の画面に表示される。

このようにして、外部コンピュータ装置30は、加温前後の超音波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ようにしてある。

#### 【0042】

次に、上記の脂肪診断用の超音波プローブ10により脂肪診断を行う際の測定手順について図3のフローチャートに基づいて説明する。ここでは脂肪肝の簡易測定を例にして説明する。20

まず、肝臓に向けて超音波プローブ10をセッティングして保持する。(S101)。

次に、測定領域に対し、高周波電源21をオンにして第一トランスデューサ11を介して加温用超音波を照射する(S102)。照射する超音波の周波数は0.5MHz~2MHzとし、より好ましくは0.7MHz~1MHz程度にして照射する。そして加温領域が1~2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。

#### 【0043】

次に、加温を停止し、加温停止直後の昇温状態での超音波エコー信号の測定を行う(S103)。すなわち、パルサ・レシーバ回路側22から超音波速度測定用の超音波パルス波を送波するとともに超音波エコー信号を待ち受けて受波する。受波された超音波エコー信号は「加温後超音波エコー信号」としてメモリ25に記憶されるとともに、外部コンピュータ装置30に出力される。30

#### 【0044】

次に、「加温後超音波エコー信号」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、この期間は超音波の照射を禁止する)に、加温前の平温まで降温したときの超音波エコー信号の測定を行う(S104)。すなわち、パルサ・レシーバ回路22から再度超音波パルス波を送波するとともに超音波エコー信号を待ち受けて受波する。受波された超音波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「加温前超音波エコー信号」としてメモリ25に記憶されるとともに、外部コンピュータ装置30に出力される。40

#### 【0045】

次に、外部コンピュータ装置30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20から「加温後超音波エコー信号」と「加温前超音波エコー信号」を受信すると、既述の式(2)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(脂肪肝の有無判定)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たりして、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30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。

#### 【0046】

外部コンピュータ装置30で算出されるデータは、1本の測定ライン(1チャンネル)

10

20

30

40

50

のデータであるためBモード画像のような二次元画像表示はできないが、超音波速度変化比や脂肪判定結果、脂肪割合の数値（文字）表示の他に、受波した測定ラインの超音波エコー信号の波形を画面表示することはできる。さらに、Mモードのように測定ラインの超音波エコー信号を時系列的に表示することもできる。

#### 【0047】

次に、本発明の超音波プローブ10で1本の測定ラインに沿って超音波速度変化を測定するときの測定領域の温度変化分布について説明する。すなわち、本発明の超音波プローブ10では、大径での加温用超音波の照射と、小径での超音波速度測定用超音波の照射とを同軸的に行えるようにしたことで、測定ラインに沿って、広く深く均質な加温ができるようになっている。10

図4は、本実施例の脂肪診断用の超音波プローブ10を生体組織ファントムの体表に当接させ、直徑35mmの第一トランスデューサ11を介して高周波電源21から照射される1MHzの周波数の連続波超音波で加温した後に加温停止したその直後（加温状態）の温度変化分布を示す図である。温度変化分布は、脂肪肝の脂肪診断が行われる典型的な深さ、すなわち体表から4.5cm～6.5cmの範囲で測定している。

#### 【0048】

図から明らかなように、超音波速度測定が行われる中心軸（軸線L）上では脂肪診断に必要な温度変化である1.5～2の温度変化が得られており、しかも深さ方向に均質に加温できている。

したがって、超音波プローブ10を用いて、加温前後の軸線L上の超音波速度変化を算出した結果は、深さ方向に均質な温度変化分布の下で測定された結果であるので、信頼性の高い脂肪情報が得られることになる。20

#### 【0049】

##### （変形実施形態）

図5は、本発明の他の一実施形態である脂肪診断用の超音波プローブ10Aの構成を示す断面図である。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。この超音波プローブ10Aでは、第一トランスデューサ11の照射面11aの中央に直接第二トランスデューサ12を取り付けて音響マッチング部材13を省略している。この実施例では音響レンズ14を照射面11aに直接取り付けるようにして、上述した超音波プローブ10とほぼ同様の性能を持たせている。30

#### 【0050】

図6は、本発明の他の一実施形態である脂肪診断用の超音波プローブ10Bの構成を示す断面図である。図2、5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。この超音波プローブ10Bでは、加温用の照射面がリング状であるリング状第一トランスデューサ41とし、超音波速度測定用のトランスデューサを上述した第二トランスデューサ12として、第二トランスデューサ12をリング状第一トランスデューサ41の中央孔内に入れた構造としてある。

そして、リング状第一トランスデューサ41の前面には、超音波の進行方向を調整する凸レンズ状の音響レンズ44を取り付けるようにしてある。この音響レンズ44は、第二トランスデューサ12の前方にあたる中央部分をフラットな形状にしてある。この超音波プローブ10Bでは、リング状第一トランスデューサ41と第二トランスデューサ12との照射面を同一平面とすることができます。これにより、図5の実施例では第一トランスデューサ11から照射される超音波エネルギーの一部が第二トランスデューサ12の影になって有効利用できることがあったが、このようなロスをなくすことができる。40

#### 【0051】

図7は、本発明の他の一実施形態である脂肪診断用の超音波プローブ10Cの構成を示す図であり、図7(a)は側面図、図7(b)は図7(a)に示すA-A'線断面図である。この超音波プローブ10Cでは、照射面が中央で左右に分割され、左側第一トランスデューサ51aおよび右側第一トランスデューサ51bにより1つの第一トランスデューサ51を形成するようにしてある。50

また、第一トランスデューサ 5 1 の中央分割部分には間隙が形成され、この間隙内に第二トランスデューサ 5 2 を入れるようにして、第一トランスデューサ 5 1 と第二トランスデューサ 5 2 の照射面が同一平面となるようにしてある。

そして、第一トランスデューサ 5 1 の前面には超音波の進行方向を調整する凸レンズ状の音響レンズ 5 4 を取り付けるようにしてある。

第一トランスデューサ 5 1 の左右それぞれの照射面および第二トランスデューサ 5 2 の照射面は、肋骨間に配置可能な幅（1 cm 程度）の長方形にしてあり、これらの照射面が直線状に配置されている。

このようにすることで、超音波プローブ 10 C では肋骨の間からでも脂肪診断を行うことができるようになる。

10

#### 【0052】

以上、本発明の超音波プローブについて説明したが、本発明の趣旨を逸脱しない範囲でさらに修正変更することができることは言うまでもない。例えば、温度分布に大きな影響がない範囲で加温用の照射面を確保することができれば、橢円形やその他の形状の照射面等としてもよい。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0053】

本発明は、超音波速度変化による脂肪診断を行う際の脂肪診断用超音波プローブとして利用することができる。

20

#### 【符号の説明】

#### 【0054】

10、10A、10B、10C 脂肪診断用超音波プローブ

11 第一トランスデューサ

11a 照射面

11b 凹部

12 第二トランスデューサ

12a 照射面

13 音響マッチング部材

14 音響レンズ（音響マッチング部材）

30

15、16 ケーブル

17、18 接続端子

20 制御ボックス

21 高周波電源

22 パルサ・レシーバ回路

23 操作パネル

24 A/D 変換器

25 メモリ

26 操作パネル

30 外部コンピュータ装置

40

41 リング状第一トランスデューサ

44 音響レンズ（音響マッチング部材）

51 第一トランスデューサ

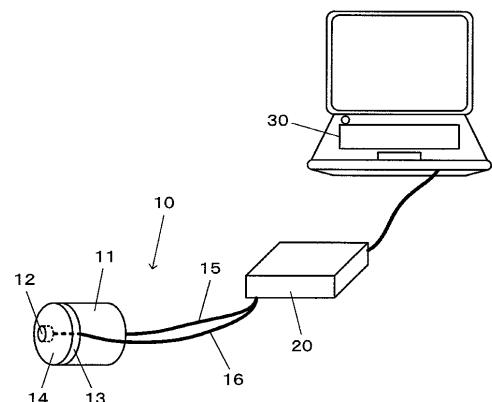
51a 左側第一トランスデューサ

51b 右側第一トランスデューサ

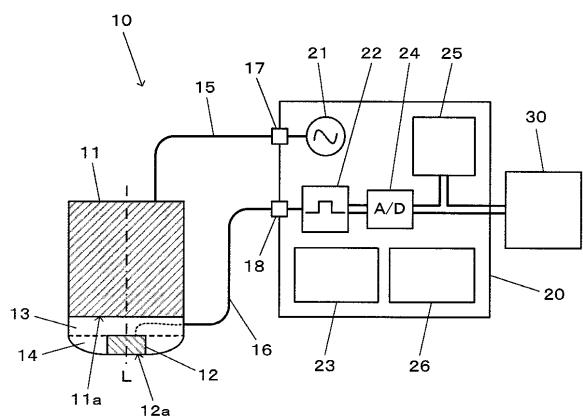
52 第二トランスデューサ

54 音響レンズ（音響マッチング部材）

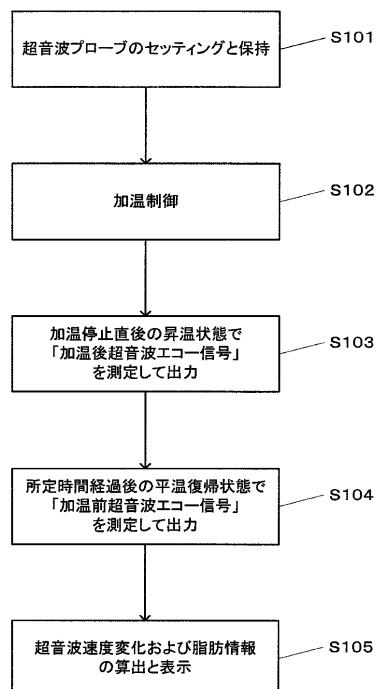
【図1】



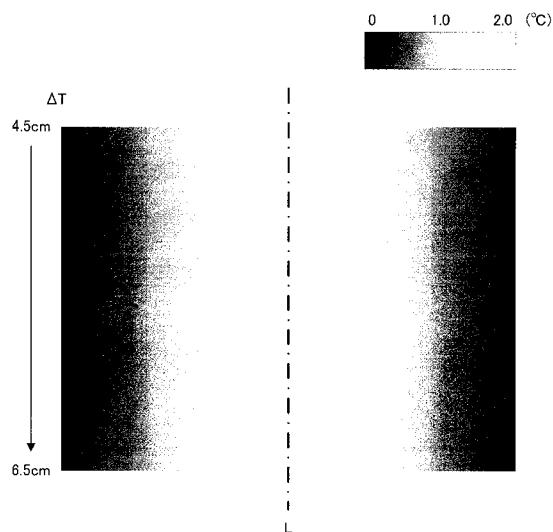
【図2】



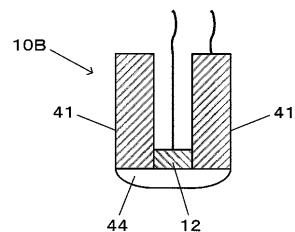
【図3】



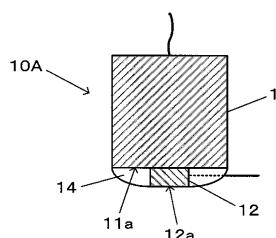
【図4】



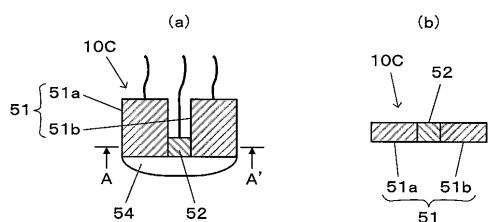
【図6】



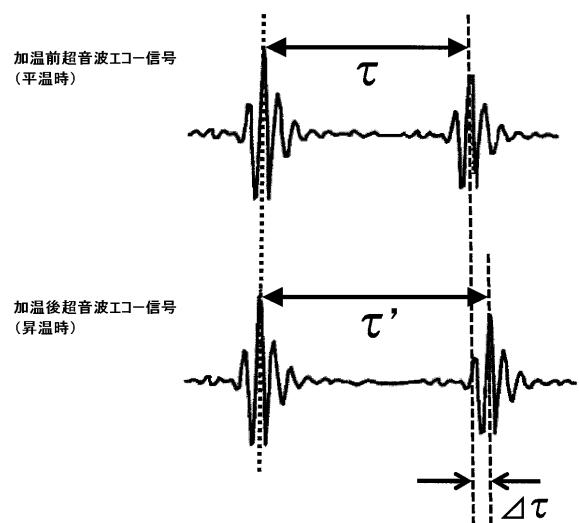
【図5】



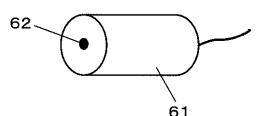
【図7】



【図8】



【図9】



---

フロントページの続き

(72)発明者 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

F ターム(参考) 2G047 AA12 AD20 BC02 EA10 GA14 GB16 GF06

4C601 DD02 DD22 EE09 GB14 JB38 KK28

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声探头用于脂肪诊断  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2017153727A</a>   | 公开(公告)日 | 2017-09-07 |
| 申请号            | JP2016040073  | 申请日     | 2016-03-02 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 公立大学法人大坂府立大学<br>公立大学法人大坂市立大学  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 公立大学法人大阪府立大学<br>公立大学法人大阪市立大学  |         |            |
| [标]发明人         | 堀中博道<br>森川浩安  |         |            |
| 发明人            | 堀中 博道<br>森川 浩安  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/08 G01N29/07  |         |            |
| F1分类号          | A61B8/08 G01N29/07  |         |            |
| F-TERM分类号      | 2G047/AA12 2G047/AD20 2G047/BC02 2G047/EA10 2G047/GA14 2G047/GB16 2G047/GF06 4C601 /DD02 4C601/DD22 4C601/EE09 4C601/GB14 4C601/JB38 4C601/KK28 |         |            |
| 代理人(译)         | 鹿島雄   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于脂肪诊断的超声波探头，能够通过一个探头发挥升温和超声波速度测量的卓越性能。解决方案：这种用于脂肪诊断的超声波探头对超声速度测量的加热前后的加热和超声波照射进行超声波照射，该超声波探头用于脂肪诊断，用于进行声波照射的第一换能器11和设置在第一换能器11的照射表面11a的中心附近的第二换能器11，使得超声波的轴与第一换能器11一致，并且超声波照射用于超声波速度测量以及执行测量的第二换能器12。The

