

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6325850号  
(P6325850)

(45) 発行日 平成30年5月16日(2018.5.16)

(24) 登録日 平成30年4月20日(2018.4.20)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2014-52595 (P2014-52595)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成26年3月14日(2014.3.14)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2015-173825 (P2015-173825A)	(73) 特許権者	390005175 株式会社アドバンテスト 東京都練馬区旭町1丁目32番1号
(43) 公開日	平成27年10月5日(2015.10.5)	(74) 代理人	100114030 弁理士 鹿島 義雄
審査請求日	平成29年1月16日(2017.1.16)	(72) 発明者	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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脂肪診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

加温用の超音波照射と診断用の超音波照射とを兼用するプローブと、  
前記プローブを用いて加温前および加温後の測定領域から取得した超音波エコー信号に基づいて当該領域の超音波速度変化を算出する超音波速度変化解析部とを備え、  
算出された前記超音波速度変化に基づいて脂肪診断を行う脂肪診断装置であって、  
前記プローブは、圧電素子からなる複数の振動子が線状に並んだプローブであり、  
加温用の超音波照射に用いる信号と、診断用の超音波照射に用いる信号とを切り換えるスイッチ部を備え、前記スイッチ部は、加温用超音波源に接続される加温側端子と診断用超音波源に接続される診断側端子とを切り換えて前記プローブに接続するとともに、前記加温側端子が前記プローブに接続されるときは、前記プローブの全振動子が前記加温用超音波源に接続されて同位相で一斉に送波するように切り換わることを特徴とする脂肪診断装置。

【請求項2】

前記加温用超音波源は連続波を出力し、前記診断用超音波源はパルス波を出力する請求項1に記載の脂肪診断装置。

【請求項3】

前記加温用の超音波照射には、1～3MHzの周波数帯域が用いられる請求項1または2に記載の脂肪診断装置。

【請求項4】

10

20

前記診断用の超音波には、前記加温用の超音波よりも高い周波数帯域が用いられる請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の脂肪診断装置。

【請求項 5】

前記加温用の超音波と診断用の超音波とに、共通の周波数帯域の超音波を用いる請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の脂肪診断装置。

【請求項 6】

受波した前記超音波エコー信号に基づいて B モード断層画像を形成する B モード信号処理部を備えた請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の脂肪診断装置。

【請求項 7】

前記超音波エコー信号は、先に加温停止直後の超音波エコー信号を加温後のエコー信号として取得し、続いて、平温に戻ってからの超音波エコー信号を加温前のエコー信号として取得する請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の脂肪診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の関心領域（ROI）等の測定領域に対して加温を行い、加温された領域での加温前後での超音波速度変化を検出することにより脂肪組織を診断する脂肪診断装置に関する。特に、本発明は体内深部での脂肪診断、なかでも肝臓等の肋骨の内側の脂肪診断に好適な脂肪診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

体内の状態を診断する診断技術として、被検体に対し、光、電波、場合によっては超音波を加熱エネルギーとして被検体外部からエネルギー照射して加温を行い、加温前後の超音波速度の変化を計測することで、加温部位の温度変化特性、エネルギー吸収特性を計測する音波計測装置が開示されている（特許文献 1 参照）。

この文献では具体例として、光照射機構を用いることが記載されている。すなわち、被検体に対し全方位からできるだけ均一なエネルギー密度になるようにして光照射する例、および、被検体の体の幅よりも広い幅の光源で被検体の側方から体全体を光照射する例が記載されており、関心領域の周囲全体を広く加温するようにして計測することが記載されている。一方、加熱エネルギーとして超音波で照射することについての具体的内容は何も記載されていない。

【0003】

また、加温前後の超音波速度変化を利用した新しい画像診断手法として、生活習慣病の危険因子の一つである内蔵脂肪を診断するために、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、超音波速度が負の変化をする部位を脂肪組織として検出し、脂肪組織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）。

【0004】

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被検体に向けて超音波照射や加温を行うプローブとを備えている。プローブは、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、リニアアレイ探触子の隣にあって、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、それぞれ同じ測定領域に向けて行えるように横に並べて配置した専用のプローブを用いている。

【0005】

リニアアレイ探触子は、直線状に配列された複数の振動子（圧電素子で形成）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換えて走査するようにしてある。また、赤外線レ

10

20

30

40

50

ーザ光源はリニアアレイ探触子の横から700nm～1000nmの近赤外光が照射されるようにしてある。

【0006】

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。被検体に対し赤外線レーザー光源から近赤外光を照射し、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。

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て被検体の温度が十分に低下したところで、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。

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。

【0007】

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生じるパルス間隔をとし、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生じるパルス間隔をとする。すなわち、温度変化により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、

$$V \cdot \Delta t = V' \cdot (\Delta t - \Delta t) \cdots (1)$$

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(2)で算出できる。

$$V' / V = \Delta t / (\Delta t - \Delta t) \cdots (2)$$

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( )、波形シフト量( )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。

【0008】

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1524m/秒、脂肪中音速が1412m/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蔵（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。

【0009】

そして、解析結果の超音波速度変化の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】

【0010】

10

20

30

40

50

【特許文献1】特開2001-145628号公報

【特許文献2】特開2010-005271号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

特許文献2に記載された脂肪診断装置によれば、測定領域に対してリニアアレイ探触子と赤外線レーザ光源とが横に並べて配置された専用のプローブを用いて、加温を行うとともに超音波速度変化の測定を行うことにより脂肪領域を画像化することができる。

しかしながら、上記の専用プローブにより生体の診断を行う場合には、以下のようないくつかの問題が生じることになる。

10

【0012】

脂肪診断の対象の一つは肝臓（脂肪肝）である。肝臓は生体深部となる肋骨の内側に位置する。そのため肝臓まで加温可能な加温源が必要となるが、赤外線レーザ光源による近赤外光で加温可能な深度は体表から3～4cm程度であり、体表から4cm以上の深さに位置する肝臓まで加温することは原理的に困難である。

【0013】

これに対し、超音波を加熱エネルギーとする場合は、周波数帯域の選択によって、加温可能な体表からの深さを4cmよりも深くすることができる。

ところが、超音波は骨組織によって著しく吸収されるという別の特長をも有している。例えば生体の軟組織での超音波の減衰係数は0.4～1.0(dB/cm)、筋肉では1.3～3.3(dB/cm)程度であるが、骨組織の減衰係数は約50(dB/cm)程度と報告されている。

20

したがって、仮に、超音波を加熱エネルギー源として、特許文献1に記載されているように被検体に対し全方位から光照射をする代わりに超音波照射したり、あるいは、被検体の体の幅よりも広い幅の超音波照射源で被検体の側方から体全体を超音波照射したりすると、周りの骨組織に超音波エネルギーが吸収され、骨組織に熱的ダメージを与えることになって被検体を危険な状態に晒すことになる。

【0014】

また、特許文献2では、リニアアレイ探触子（プローブ）と赤外線レーザ光源が並べて配置された専用のプローブを用いているが、赤外線レーザ光源に代えて、加温のための超音波源を取り付けることも考えられる。しかし、単に赤外線レーザ光源の位置に加温用超音波源を取り付けた場合、肝臓に向けてリニアアレイ探触子から診断用の超音波を照射すると、隣接する加温用の超音波源は肋骨の真上に位置することになるので、肋骨の骨組織に照射されてしまうことになって、この場合も骨組織が選択的に強く加温され、被検体に危害を与えるという問題が生じることになる。

30

【0015】

そこで、本発明は肝臓等の生体深部での脂肪診断が可能な脂肪診断装置を提供することを目的とする。また、肝臓等のように測定領域の外側に肋骨のような骨組織が存在する場合でも安全に超音波速度変化測定による脂肪診断を行うことのできる脂肪診断装置を提供することを目的とする。

40

【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なされた本発明の脂肪診断装置は、加温用の超音波照射と診断用の超音波照射とを兼用するプローブと、前記プローブを用いて加温前および加温後の測定領域から取得した超音波エコー信号に基づいて当該領域の超音波速度変化を算出する超音波速度変化解析部とを備え、算出された前記超音波速度変化に基づいて脂肪診断を行う脂肪診断装置であって、前記プローブは、圧電素子からなる複数の振動子が線状に並んだプローブであり、加温用の超音波照射に用いる信号と、診断用の超音波照射に用いる信号とを切り換えるスイッチ部を備え、前記スイッチ部は、加温用超音波源に接続される加温側端子と診断用超音波源に接続される診断側端子とを切り換えて前記プローブに接続す

50

るとともに、前記加温側端子が前記プローブに接続されるときは、前記プローブの全振動子が前記加温用超音波源に接続されて同位相で一斉に送波するように切り換わるようにしている。

【0017】

本発明によれば、測定領域を加温するためのエネルギー源として超音波を利用し、加温の際には診断用のプローブをそのまま兼用して照射する。通常の超音波診断と同じプローブを用いると、通常の超音波診断と同様に肋骨の間から生体深部に向けて超音波を照射できる。このような形状のプローブを使用することにより、加温のための超音波を照射した場合でも骨組織を避けて生体深部を加温することができる。一般にプローブにはリニア型、セクタ型、コンベックス型等があるが、これらを含めて複数の振動子が線状に並んだアレイ型のものであればいずれのものを用いてもよい。

10

そして、加温前後の超音波エコー信号を取得し、超音波速度変化を算出さえすれば脂肪診断を行うことができる。

また、加温用の超音波照射に用いる信号と、診断用の超音波照射に用いる信号とを切り換えるスイッチ部を備えるようにしている。

加温用の超音波照射に用いる信号と診断用の超音波照射に用いる信号とをスイッチ部で切り換えることにより、加温に適した超音波信号と診断に適した超音波信号とを迅速に切り換えることができる。

また、スイッチ部は、加温用超音波源に接続される加温側端子と診断用超音波源に接続される診断側端子とを切り換えて前記プローブに接続するようにしている。

20

加温用の超音波源と、診断用の超音波源とを別置することにより、加温、診断それぞれに適した信号を独立して与えることができるようになり、安定した信号を供給することができる。

さらに、スイッチ部は、加温用の超音波照射を行うときは、同位相で全振動子から一斉に送波するように切り換わる構成としている。

これにより加温に必要な超音波を効率よく測定領域に照射でき、均一かつ短時間で加温することができる。

【0018】

また、加温用超音波源は連続波を出力し、診断用超音波源はパルス波を出力するのが好ましい。

30

【0019】

加温用超音波源として連続波（例えば正弦波）を出力するための高周波電源（連続波電源機構）を採用することにより、十分なパワーでの加温が容易に行うことができる。

【0020】

また、加温用の超音波照射には、1～3MHzの周波数帯域が用いられるようにしてもよい。

超音波は、周波数帯域によって加温可能な体表からの深さが異なる。超音波連続波の周波数帯域が1～3MHzであれば、体表から4cm以上の深さにある肝臓でも加温ことができ、超音波速度変化による肝臓の脂肪診断（脂肪肝の診断）が可能になる。

【0021】

40

また、診断用の超音波には、加温用の超音波（具体的には1～3MHz）よりも高い周波数帯域が用いられるようにしてもよい。

超音波診断装置で画像診断に用いられる周波数帯域は1～15MHzであり、この範囲で超音波周波数が高いほど画像の分解能がよくなる。一方、超音波周波数が高いほど被検体体内で減衰しやすく、加温可能な深さが浅くなる。

一般に、診断に必要な超音波エコー信号の強度は、加温のために必要な超音波の入力強度に比べてはるかに小さいので、超音波周波数を高くして深部からの超音波エコー信号が減衰されて出力されたとしても診断は可能である。

そこで加温用の超音波連続波は深部まで加温できるように超音波周波数帯域を低めに設定し、診断用の超音波パルス波は、それよりも高く設定するようにして画像分解能を向上

50

させることにより、生体深部であっても画像分解能が高く良好な超音波速度変化画像を得ることができるようになる。

【0022】

また、加温用の超音波と診断用の超音波とに、共通の周波数帯域の超音波（具体的には1～3MHz）を用いるようにしてもよい。

この場合、診断用としては比較的低い周波数帯域で診断することになるため分解能は劣ることになるが、プローブとして必要な帯域幅が狭くて済むことから装置コストを抑えることができる。

【0023】

また、受波した超音波エコー信号に基づいてBモード断層画像を形成するBモード信号処理部を備えるようにしてもよい。

これにより、Bモード断層画像を確認した上で測定位置を決定することができ、より好ましい測定位置で脂肪診断を行うことができる。

【0024】

また、加温前後の超音波エコー信号の取得の順序については、先に加温前の超音波エコー信号を測定し、後から加温後の超音波エコー信号を測定する手順が、測定に要する手間・時間かの観点からはよいが、測定の安定性からすればこの順序を入れ替えた方がよい。

すなわち、超音波エコー信号は、先に加温停止直後の超音波エコー信号を加温後のエコー信号として取得し、続いて、平温に戻ってからの超音波エコー信号を加温前のエコー信号として取得するようにするのが好ましい。

加温時には体温上昇を防ぐために血管が拡張して血流が増大することになる。血流の増大により温度変化が急峻になるので、先に加温した後の温度降下時の測定の方が、温度上昇時よりも時間あたりの温度変化が大きくなり、安定した測定が行えるようになる。

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、診断用の超音波照射と加温用の超音波照射とを、同じプローブの振動子からの超音波照射で行うことができるので、これまで超音波速度変化による脂肪測定が困難であった4cm以上の生体深部や、肋骨の内側等の部位であっても、安全に脂肪測定を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の一実施形態である脂肪診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】図1における診断用超音波の送受波と加温用超音波の送波とをプローブを用いて行うための構成部分を示す図。

【図3】図1の脂肪診断装置の測定動作手順を示すフローチャート。

【図4】図2の別実施例を示す図。

【図5】本発明の他の一実施形態である脂肪診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図6】図5における診断用超音波の送受波と加温用超音波の送波とをプローブを用いて行うための構成部分を示す図。

【図7】図5の脂肪診断装置の測定動作手順を示すフローチャート。

【図8】加温前後の超音波エコー信号を示す模式図。

【発明を実施するための形態】

【0027】

(実施形態1)

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装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は図1において診断用超音波の送受波と、加温用超音波連続波の送波とをプローブを用いて行うための構成部分を示す図である。

【0028】

脂肪診断装置1は、プローブ2と、このプローブ2を用いて超音波診断、加温、さらに

10

20

30

40

50

は超音波速度変化測定から脂肪診断を行うための制御を行う制御部 3 とからなる。

【 0 0 2 9 】

プローブ 2 は、被検体に送受波を行う振動子として機能する圧電素子が、直線状に多数（例えば 1 2 8 個）配列されたアレイ型プローブ（アレイトランスデューサともいう）が用いられる。振動子から出射される超音波が隣り合う肋骨の間から深部に進入できるようにするため、振動子の厚さを肋骨間の幅よりも小さく、具体的には厚さを 1 5 m m 以下にしてある。なお、従来から B モード画像診断用として市販されている超音波診断装置のアレイ型プローブのうちで、振動子の厚さが適合しているものはそのままプローブ 2 として使用することができる。

【 0 0 3 0 】

制御部 3 は、メモリ（記憶装置）、CPU、入出力装置を含むコンピュータ装置が含まれ、B モード断層画像診断や脂肪診断を行うための操作および解析に必要な制御を全般的に行う。これらを機能ごとにブロック化して説明すると、超音波送受機構 1 1、連続波電源機構 1 2、スイッチ部 1 3、演算処理部 3 0、画像表示制御部（デジタルスキャンコンバータ；D S C）1 7、表示装置 1 8 を備えている。

【 0 0 3 1 】

超音波送受機構 1 1 は、プローブ 2 の振動子 S を所定の走査順で励振させるための超音波パルス波を駆動回路 1 1 a により順次駆動し、プローブ 2 から診断用の超音波パルス波信号として送波する走査制御を行う。送波するパルス電圧は 2 0 - 6 0 V 程度で、パルスの持続時間は 0 . 5 ~ 5 μ 秒程度である。

さらに超音波送受機構 1 1 は、超音波パルス波信号を送波後に被検体から反射してくる超音波エコー信号を振動子 S ごとに待ち受けて順次受波する制御を行う。プローブ 2 の各振動子 S で受波した超音波エコー信号は、メモリ M に記憶されるとともに、演算処理部 3 0 に送られ、必要なときにいつでも読み出して演算処理ができるようにしてある。超音波速度変化を求めるときは、超音波送受機構 1 1 によって加温前と加温後との 2 回の送受が行われ、それぞれ加温前超音波エコー信号、加温後超音波エコー信号として記憶される。

【 0 0 3 2 】

連続波電源機構 1 2 は、被検体の測定領域の加温に必要なパワーの超音波連続波（例えば正弦波）を高周波電源 1 2 a から出力し、プローブ 2 の振動子 S から一斉に送波する制御を行う。出力電圧は 1 0 - 2 0 V 程度であるが、連続波で出力するためのパワーが必要であることから加温用の専用電源を用いるようにしている。連続波の周波数  $f$  に対し、加温可能な生体の深さはほぼ  $1 / f$  になることが知られている。そのため、脂肪肝の診断では体表から 5 c m 以上の深さまで加温できることが好ましい。これを可能にするため、1 ~ 3 M H z の周波数帯域にしてある。

【 0 0 3 3 】

スイッチ部 1 3 は、プローブ 2 の各振動子 S と、超音波送受機構 1 1 および連続波電源機構 1 2 との間に設けられ、電子スイッチまたはマイクロリレーからなり、超音波送受機構 1 1 による超音波パルス波信号および超音波エコー信号を走査しながら送受する側の端子（診断側端子）と、連続波電源機構 1 2 による超音波連続波を各振動子 S から一斉に送波する側の端子（加温側端子）とのいずれの端子を、プローブ 2 の振動子 S に接続される端子とするかを切り換えている。

【 0 0 3 4 】

演算処理部 3 0 は、機能ごとにブロック化して説明すると、B モード信号処理部 1 4、超音波速度変化解析部 1 5、脂肪領域検出部 1 6 を備えている。

B モード信号処理部 1 4 は、取得した超音波エコー信号に対し、周知の B モード断層画像形成処理を行ってビーム走査範囲の断層画像を形成し、画像表示制御部（D S C）1 7 に書き込む。

超音波速度変化解析部 1 5 は、図 8 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（ ）の計算を行い、また、測定領域内の組織の

10

20

30

40

50

境界間のパルス間隔( )を算出する処理を行う。そして式(2)に基づいて、各部位の超音波速度比( $V'/V$ )を算出する処理を行い、さらに超音波速度比の算出結果に基づいて超音波速度変化画像を形成し、画像表示制御部(DSC)17に書き込む。

脂肪領域検出部16は、算出された各部位の超音波速度比( $V'/V$ )に基づいて、この値が1より小さい部位を脂肪領域と判定し、その脂肪領域画像が表示装置に表示されるように画像表示制御部(DSC)17に書き込む。

【0035】

画像表示制御部(DSC)17は、演算処理部30によって書き込まれたBモード断層画像、超音波速度変化画像、脂肪領域画像等の画像データを、液晶パネル等の表示装置に画像表示する制御を行う。

10

【0036】

次に、上記の脂肪診断装置1による測定動作手順について図3のフローチャートを用いて説明する。ここでは脂肪肝の診断を例にして説明する。

【0037】

スイッチ部13を、超音波パルス波信号を送波(および超音波エコー信号を受波)するための「診断側端子」に切り換えておき、プローブ2の振動子Sを被検体の肋骨の間から測定領域である肝臓に向けてセットする(S11)。

【0038】

続いて加温前の超音波エコー信号の測定を行う(S12)。すなわち超音波パルス波信号を送波するとともに、被検体から反射してくる超音波エコー信号を受波する。

20

このとき送波および受波を振動子ごとに走査してもよいし、隣接する複数個の振動子ごとに走査し、いわゆる位相合成を行うようにして特定の深さ位置に測定領域を集中させてもよい。このようにして取得した加温前の超音波エコー信号からBモード断層画像を作成して表示装置に表示する。

そして表示されたBモード断層画像を観察しながら、プローブ2を必要に応じて微調整して脂肪測定に適した位置を決定し、その位置でプローブ2の移動を停止させて動かないようにして最終的な「加温前超音波エコー信号」を取得し、取得したデータをメモリMに記憶する。

【0039】

続いて、加温前超音波エコー信号を取得した位置から動かさずに、スイッチ部13を超音波連続波の送波を行う「加温側端子」に切り換えて、超音波連続波を全振動子から照射して測定領域を加温し、加温された領域の温度が安定するまで加温を維持する(S13)。すなわち被検体に悪影響を与えない温度範囲で、かつ、測定可能な温度範囲、具体的には0.5~2程度程度の温度範囲で加温する。特に好ましくは2程度加温する。

30

【0040】

続いて、測定領域が加温状態で温度が安定すると、加温を停止するとともにスイッチ部13を即座に「診断側端子」に切り換える。そして、加温停止直後にS12と同じ測定条件にして、再び超音波パルス波信号を送波するとともに、被検体から反射してくる超音波エコー信号を受波し、「加温後超音波エコー信号」を取得してメモリMに記憶する(S14)。

40

なお加温を停止する入力操作を行うだけで、加温停止直後の超音波パルス波信号の送波から超音波エコー信号の受波までの一連の動作を連動して行うようにするシーケンスプログラムを装置に組み込んでおくことにより、ここでの操作を安定して行えるようにすることができる。

【0041】

続いて、メモリM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とを読み出し、パルス間隔( )、波形シフト量( )を求め、式(2)による演算を行って超音波速度変化を算出する(S15)。そして、算出した超音波速度変化データから超音波速度変化画像を作成して表示装置に表示する。

【0042】

50

続いて、算出された超音波速度変化データから超音波速度比 ( $V' / V$ ) が 1 よりも小さい領域を検出して、この領域を脂肪領域と判定する。そして超音波速度変化画像で脂肪領域と判定された位置を表示する (S16)。

以上の動作を行うことにより、脂肪領域が表示された画像が表示装置 18 に表示され、これにより脂肪診断結果が表示される。

#### 【0043】

本発明は上記実施形態に限られず、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、様々に変形実施することができる。

例えば、上記実施形態では、スイッチ部 13 を制御部 3 の筐体側に設けた構成としたが、これに代えてメカニカルスイッチとしてプローブ 2 の筐体側に設け、図 2 と同等の切り換え操作が行えるようにすることで、プローブ 2 を持つ手で切り換えができるようにして切り換えの操作性を向上させてもよい。

#### 【0044】

また、上記実施形態では、スイッチ部 13 を「加温側端子」に切り換えて超音波連続波の送波を行うと、図 2 に示されるように超音波連続波が全振動子から同位相で一斉に照射されるようにしてあるが、図 4 に示すように、位相シフト回路 12b を加温側端子に設けるようにしてもよい。この位相シフト回路 12b は、プローブ 2 の複数の振動子 S に対し、プローブ 2 中央側の振動子から照射される超音波連続波の位相が最も遅れ、プローブ 2 の両端側の振動子に近づくにつれて位相が進むように、各振動子 S への信号線には位相を少しずつシフトさせる位相シフタが設けてある。このようにすることで、プローブ 2 から照射される超音波ビームは中央が凹んだ収束ビームとして被検体を加温することが可能になる。

#### 【0045】

また、上記実施形態では B モード断層画像を観察して測定位置を決定したときに、先に加温前のエコー信号として取得するようにして、その後超音波で加温し、加温停止直後に加温後超音波エコー信号を取得するようにしたが、これに代えて、B モード断層画像を観察して測定位置を決定した後、先に加温を行い、所望の温度に加温された後に、加温停止直後の加温後超音波エコー信号を取得し、続いて温度が平温に戻った状態で非加温時の超音波エコー信号を取得し、これを加温前エコー信号としてもよい。このようにすれば測定に要する手間・時間は増えるが、加温したときには体温上昇を防ぐために血管が拡張して血流が増大することになる。血流の増大により温度変化が急峻になるので、温度降下時の測定の方が温度上昇時よりも時間当たりの温度変化が大きくなり、安定した測定が行えるようになる。

#### 【0046】

(実施形態 2)

さらに、これまで説明した実施例では、いずれもスイッチ部 13 によって加温用超音波源と診断用超音波源とを切り換えるようにしたが、これに代えて、加温と診断との超音波源を兼用するようにしてもよい。

図 5 は本発明の他の一実施形態である脂肪診断装置 1a の全体構成を示すブロック図であり、図 6 は図 5 において診断用超音波の送受波と、加温用超音波の送波とをプローブを用いて行うための構成部分を示す図である。

#### 【0047】

この実施例の制御部 3a では、診断用の超音波源である超音波送受機構 11 (図 1 参照) の超音波駆動回路 (ドライバ) に出力電圧 (信号の振幅)、波形 (パルスのデューティサイクル比)、および、位相を大きく変化できるように改良を加えた加温電源兼用の超音波送受機構 40 を用いるようにしている。

すなわち、超音波送受機構 40 の駆動回路 40a は図 1 で説明した超音波送受機構 11 が有する機能に加えて、出力電圧 (振幅) を大きく変化できるようにしてある。具体的には診断時の 20 - 60 V の出力電圧と加温時の 10 - 20 V の出力電圧との双方の出力電圧範囲で使用できるようにしてある。

10

20

30

40

50

また、パルス波の波形を診断に適したパルス幅の短い信号だけでなく、デューティサイクル比を大きく変化できるようにして、1～3MHzのパルス波でありながら連続波に近い方形波のような準連続波としてみる事が可能なデューティサイクル比での加温用超音波信号を出力できるようにしてある。

【0048】

さらにアレイ型のプローブ2の各振動子Sごとに、送波する信号の位相を変化させるための位相シフト回路40bが設けてあり、加温時の各振動子Sからの一斉送波の際に、プローブ2の中央側の振動子の位相がプローブ2の端側の振動子の位相より遅れて出力できるようにしてある。なお、診断時には位相シフトが生じないように位相シフト回路40bはオフ状態となるよう設定されている。

10

【0049】

次に、上記の脂肪診断装置1aによる測定動作について図7のフローチャートを用いて説明する。ここでも脂肪肝の診断を例にして説明する。

【0050】

プローブ2の振動子Sを被検体の肋骨の間から測定領域である肝臓に向けてセットする(S21)。

【0051】

続いて加温前の超音波エコー信号の測定を行う(S22)。すなわち診断用のパルス幅の短い超音波パルス波信号を送波するとともに、被検体から反射してくる超音波エコー信号を受波する。

20

このとき、先の実施形態1と同様に、位相合成を行うようにして特定の深さ位置に測定領域を集中させてもよい。このようにして取得した加温前の超音波エコー信号からBモード断層画像を作成して表示装置に表示する。

そして表示されたBモード断層画像を観察しながら、プローブ2を必要に応じて微調整して脂肪測定に適した位置を決定し、その位置でプローブ2の移動を停止させて動かないようにして最終的な「加温前超音波エコー信号」を取得し、取得したデータをメモリMに記憶する。

【0052】

続いて、加温前超音波エコー信号を取得した位置から動かさずに、加温用のパルス幅の長い(デューティサイクル比が大きい)準連続波を全振動子から照射して測定領域を加温し、加温された領域の温度が0.5～2程度の温度範囲で安定するまで加温を維持する(S23)。

30

【0053】

続いて、測定領域が加温状態で温度が安定すると加温を停止し、加温停止直後にS22と同じ測定条件で再び診断用のパルス波の短い超音波パルス波信号を送波するとともに、被検体から反射してくる超音波エコー信号を受波し、「加温後超音波エコー信号」を取得してメモリMに記憶する(S24)。

【0054】

続いて、メモリM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とを読み出し、パルス間隔( )、波形シフト量( )を求め、式(2)による演算を行って超音波速度変化を算出する(S25)。そして、算出した超音波速度変化データから超音波速度変化画像を作成して表示装置に表示する。

40

【0055】

続いて、算出された超音波速度変化データから超音波速度比( $V'/V$ )が1よりも小さい領域を検出して、この領域を脂肪領域と判定する。そして超音波速度変化画像で脂肪領域と判定された位置を表示する(S26)。

以上の動作を行うことにより、脂肪領域が表示された画像が表示装置18に表示され、これにより脂肪診断結果が表示される。

【産業上の利用可能性】

【0056】

50

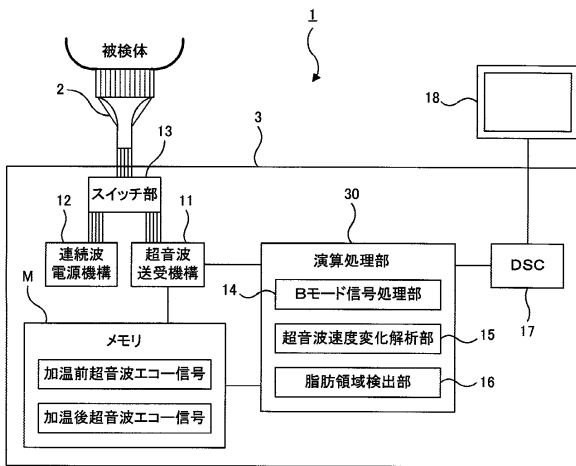
本発明は、脂肪診断を行う脂肪診断装置に利用することができる。

【符号の説明】

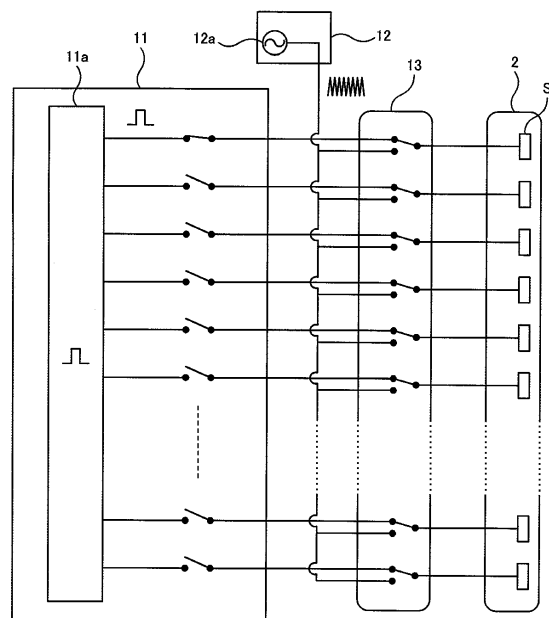
【 0 0 5 7 】

- 1 脂肪診断装置
- 2 リニアアレイ型のプローブ
- 3 制御部
- 11 超音波送受機構
- 12 連続波電源機構
- 13 スイッチ部
- 14 Bモード信号処理部
- 15 超音波速度変化解析部
- 16 脂肪領域検出部
- 17 画像表示制御部（DSC）
- 18 表示装置

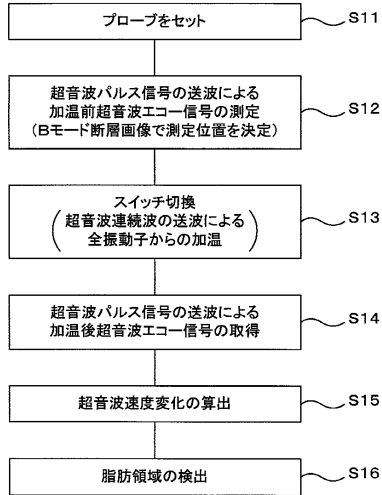
【 図 1 】



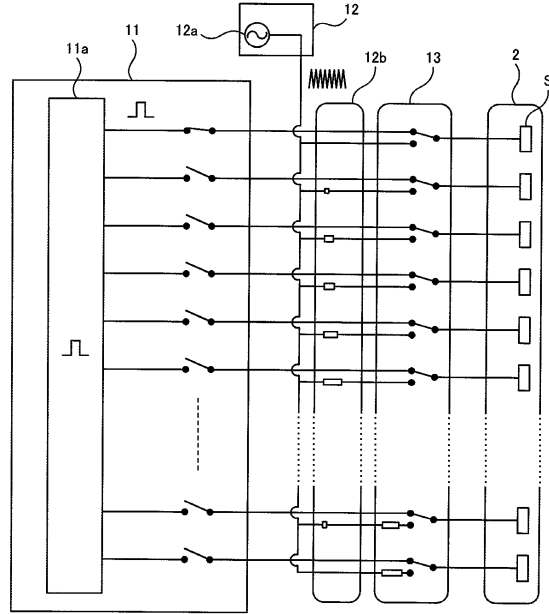
【 図 2 】



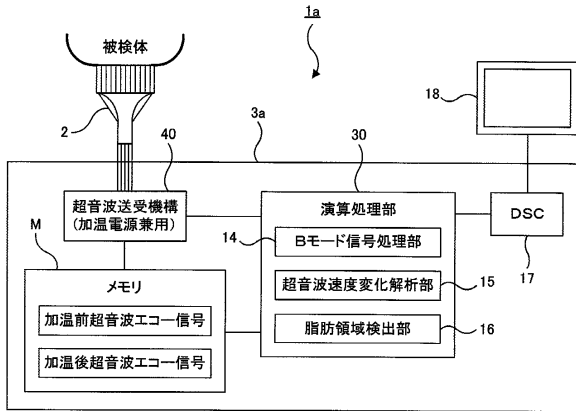
【図3】



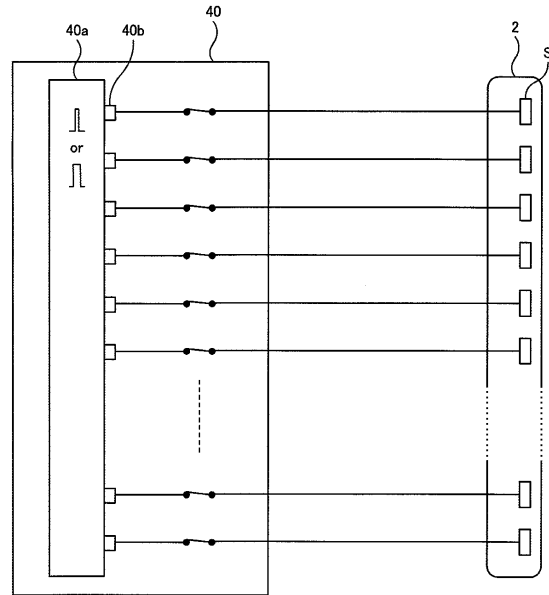
【図4】



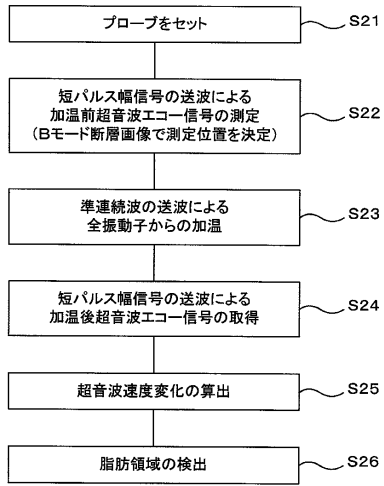
【図5】



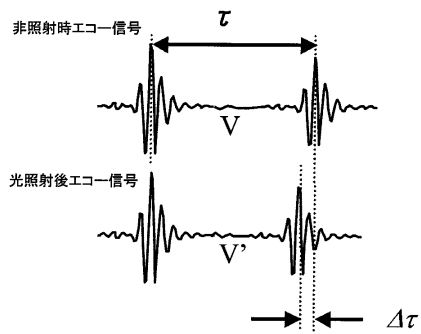
【図6】



【 図 7 】



【 図 8 】



---

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

(72)発明者 伊田 泰一郎

東京都練馬区旭町1丁目32番1号 株式会社アドバンテスト内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 国際公開第2011/125549(WO, A1)

特開平10-014967(JP, A)

特開2007-289693(JP, A)

特開2011-072584(JP, A)

米国特許出願公開第2013/0018262(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	脂肪诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP6325850B2</a>	公开(公告)日	2018-05-16
申请号	JP2014052595	申请日	2014-03-14
[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 爱德万测试股份有限公司		
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 Advantest公司		
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 Advantest公司		
[标]发明人	堀中博道 森川浩安 伊田泰一郎		
发明人	堀中 博道 森川 浩安 伊田 泰一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4483 A61B8/48 A61B8/5207 A61B8/5223 B06B1/0207 B06B2201/76 G01S7/52036 G01S15/899 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD20 4C601/DD30 4C601/GB04 4C601/JC15 4C601/LL02		
代理人(译)	鹿岛雄		
其他公开文献	JP2015173825A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够安全地进行脂肪诊断的脂肪诊断装置，即使骨骼组织存在于生物体的深部或测量区域之外。解决方案：该超声诊断设备具有探头1和探头2，探头2还用作用于加热的超声辐射和用于诊断的超声辐射，探头2基于使用探头2在加热之前和之后从测量区域获取的超声回波信号。并且，超声波速度变化分析单元15用于计算该区域的超声波速度的变化，其中，基于所计算的超声波速度的变化进行脂肪诊断。 点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6325850号 (P6325850)
(45) 発行日 平成30年5月16日 (2018. 5. 16)	(24) 登録日 平成30年4月20日 (2018. 4. 20)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 8 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 0 8	
請求項の数 7 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-52595 (P2014-52595)	(73) 特許権者 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	
(22) 出願日 平成26年3月14日 (2014. 3. 14)	(73) 特許権者 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	
(65) 公開番号 特開2015-173825 (P2015-173825A)	(73) 特許権者 390005175 株式会社アドバンテスト 東京都練馬区旭町1丁目32番1号 100114030	
(43) 公開日 平成27年10月5日 (2015. 10. 5)	(74) 代理人 弁理士 鹿島 義雄 100114030	
審査請求日 平成29年1月16日 (2017. 1. 16)	(72) 発明者 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	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 脂肪診断装置