

(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3202984号
(U3202984)

(45) 発行日 平成28年3月3日(2016.3.3)

(24) 登録日 平成28年2月10日(2016.2.10)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

評価書の請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	実願2015-6457 (U2015-6457)	(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
(22) 出願日	平成27年12月21日(2015.12.21)	(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

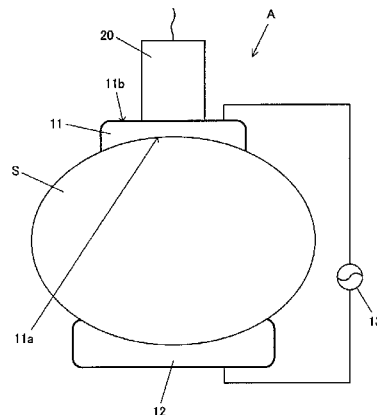
(54) 【考案の名称】 脂肪診断用の加温装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】生体深部への加温が可能であり、骨組織の近傍で使用しても安全上の問題が生じにくい脂肪診断用の加温装置を提供する。

【解決手段】片面が被検体Sに当接されるとともに他方面が超音波診断用プローブ20の超音波を送受する送受面に当接される第一電極11と、第一電極に対し被検体の測定領域を挟んで対向する位置に配置され、片面が被検体に当接される第二電極12と、第一電極と第二電極との間に加温用の高周波電力を印加する高周波電源13とからなり、第一電極11は導電性を有するとともに超音波を透過する素材からなり、第二電極12は導電性を有する素材から構成されるようにして、超音波診断用プローブを用いて測定領域の加温前後の超音波エコー信号を計測し、加温前後の超音波エコー信号から算出した超音波速度変化に基づいて脂肪診断を行う。

【選択図】 図1



【実用新案登録請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の測定領域への加温を行い、超音波診断用プローブを用いて前記測定領域の加温前後の超音波エコー信号を計測し、前記加温前後の超音波エコー信号から算出した超音波速度変化に基づいて脂肪診断を行う脂肪診断用の加温装置であって、

前記加温装置は、

片面が被検体に当接されるとともに他方面が前記超音波診断用プローブの超音波を送受する送受面に当接される第一電極と、

前記第一電極に対し被検体の測定領域を挟んで対向する位置に配置され、片面が被検体に当接される第二電極と、

10

第一電極と第二電極との間に高周波電力を印加する高周波電源とからなり、

第一電極は、導電性を有するとともに超音波を透過する素材からなり、

第二電極は、導電性を有する素材からなる脂肪診断用の加温装置。

【請求項 2】

前記第一電極は導電性シリコン、または、電解液を含む水袋からなる請求項 1 に記載の脂肪診断用の加温装置。

【請求項 3】

被検体の測定領域への加温を行い、超音波診断用プローブを用いて前記測定領域の加温前後の超音波エコー信号を計測し、前記加温前後の超音波エコー信号から算出した超音波速度変化に基づいて脂肪診断を行う脂肪診断用の加温装置であって、

20

前記加温装置は、

前記超音波診断用プローブが挿入可能な貫通孔が設けられるとともに片面が被検体に当接され、他方面から前記貫通孔に前記超音波診断用プローブが挿入されて超音波を送受する送受面が被検体に当接される第一電極と、

前記第一電極に対し被検体の測定領域を挟んで対向する位置に配置され、片面が被検体に当接される第二電極と、

第一電極と第二電極との間に高周波電力を印加する高周波電源とからなり、

第一電極は、導電性を有する素材からなり、

第二電極は、導電性を有する素材からなる脂肪診断用の加温装置。

【請求項 4】

30

前記第一電極は前記超音波診断用プローブに一体化されている請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれかに記載の脂肪診断用の加温装置。

【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計測結果から脂肪診断を行うときに使用する脂肪診断用の加温装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

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）。

40

【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。

50

【 0 0 0 4 】

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換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。

【 0 0 0 5 】

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。

10

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。

20

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。

【 0 0 0 6 】

図5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。

30

このとき、

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

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。

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

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（ Δt ）、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。

【 0 0 0 7 】

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。

40

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

50

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）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2010-005271号公報

【特許文献2】特開2013-070704号公報

【考案の概要】

【考案が解決しようとする課題】

【0011】

上述した光加温方式は、近赤外光を照射する安全な加温方法であるが、生体組織による光吸収の影響で生体深部まで近赤外光が到達しにくく、深部への安定した加温が困難である。また、肋骨等の骨組織の近隣で使用する場合は、照射光が骨組織で遮られやすくなるため、測定部位によっては所望の部位への加温が困難な場合がある。

20

これに対し、超音波加温方式は、上記した光加温方式に比べて、超音波エネルギーを生体深部まで容易に到達させることができる。しかしながら、超音波エネルギーは骨組織に強く吸収される性質があるため、安全面から医療機器安全基準を満たした設計を行う必要があるとともに、使用時には骨組織が強く加温されないように注意を払うことが必要になり、測定部位によっては安全上の問題から超音波加温方式を使用しにくい場合がある。

【0012】

そこで、本考案は、生体深部への加温が可能であり、しかも骨組織の近傍で使用しても安全上の問題が生じにくい新しい加温方法を採用した脂肪診断用の加温装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するためになされた本考案の脂肪診断用の加温装置は、被検体の測定領域への加温を行い、超音波診断用プローブを用いて前記測定領域の加温前後の超音波エコー信号を計測し、前記加温前後の超音波エコー信号から算出した超音波速度変化に基づいて脂肪診断を行う脂肪診断用の加温装置であって、前記加温装置は、片面が被検体に当接されるとともに他方面が前記超音波診断用プローブの超音波を送受する送受面に当接される第一電極と、前記第一電極に対し被検体の測定領域を挟んで対向する位置に配置され、片面が被検体に当接される第二電極と、第一電極と第二電極との間に高周波電力を印加する高周波電源とからなり、第一電極は、導電性を有するとともに超音波を透過する素材からなり、第二電極は、導電性を有する素材からなるように構成される。

40

ここで、第一電極の素材は、導電性シリコン、または、電解液を含む水袋が好ましい。

【0014】

また、上記課題を解決するためになされた本考案の他の加温装置は、被検体の測定領域への加温を行い、超音波診断用プローブを用いて前記測定領域の加温前後の超音波エコー信号を計測し、前記加温前後の超音波エコー信号から算出した超音波速度変化に基づいて脂肪診断を行う脂肪診断用の加温装置であって、前記加温装置は、前記超音波診断用プローブが挿入可能な貫通孔が設けられるとともに片面が被検体に当接され、他方面から前記

50

貫通孔に前記超音波診断用プローブが挿入されて超音波を送受する送受面が被検体に当接される第一電極と、前記第一電極に対し被検体の測定領域を挟んで対向する位置に配置され、片面が被検体に当接される第二電極と、第一電極と第二電極との間に高周波電力を印加する高周波電源とからなり、第一電極は、導電性を有するとともに超音波を透過する開口が設けられ、第二電極は、導電性を有する素材からなるように構成される。

【考案の効果】

【0015】

本考案の加温装置によれば、第一電極と第二電極とを、被検体の測定領域を間に挟むように体表に取り付けて、高周波電源から両電極に高周波エネルギーを印加することにより、被検体の誘電体損失を利用して加温する。誘電体損失による加温では、電極に挟まれた領域全体を一樣に加温でき、しかも測定領域内に肋骨等の骨組織が存在する場合でもこれらが障害にはならず、骨組織の奥側に対しても加温することができる。また、牛皮のように分厚い表皮を有する動物の場合でも一樣に加温することができる。

10

このように、高周波エネルギーによる加温は、光加温方式や超音波加温方式に比べて安全かつ確実に測定領域を加温でき、しかも体表近傍だけでなく深部についても一樣に加温することができるので、体表からの深さを気にせず脂肪診断を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本考案の一実施形態である脂肪診断用の加温装置を示す構成図。

【図2】図1の加温装置を用いた脂肪診断システムの全体構成を示す図。

20

【図3】図2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4】本考案の他の一実施形態である脂肪診断用の加温装置を示す構成図。

【図5】加温前と加温後の超音波エコー信号を示す模式図。

【考案を実施するための形態】

【0017】

(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脂肪診断用の加温装置Aの構成を示す図である。この加温装置Aは、第一電極(プローブ側電極)11と、第二電極(背面電極)12と、高周波電源(RF電源)13とからなる。なお、この加温装置Aは、超音波画像診断装置で用いられる多チャンネルアレイの超音波診断用プローブ(超音波トランスデューサ)20とともに使用される。

30

【0018】

第一電極11は、超音波診断用プローブ20からの超音波を通過させることができるとともに導電性を有する材料を用いて、被検体Sの体表に当接可能な平板形状に形成してある。そして第一電極11の表面11aを被検体Sの体表に当接し、裏面11bに対し超音波診断用プローブ20の照射面を当接して用いる。第一電極11の材料としては、具体的には、導電性シリコン、あるいは電解液を入れた水袋が使用される。これらは導電性および超音波透過性を備えているだけでなく、変形自在であることから被検体Sの体表に簡単に密着させることができるので、体表と電極間にインピーダンス層となる空気層の形成を阻止することができるので好適である。

40

【0019】

第一電極11の面積は、超音波エコー信号の通過する領域よりも広い範囲を加温することができるように、超音波診断用プローブ20の照射面よりも十分に広くしてある。なお、超音波診断用プローブ20と第一電極11とは本実施例では別体としたが、これらを一体にした脂肪診断専用のプローブとしてもよい。

【0020】

第二電極12については、被検体Sの体表に当接できる平板形状であって導電性材料のものであればよく、さらに第一電極11と同様に変形自在であることが好ましいことから、導電性シリコンや電界液を入れた水袋等を用いることができる。ただし、第二電極12側は、超音波を通過させる必要がないことから金属材料を使用することもできるが、その

50

場合にはグリス等のスタンドオフを介在させて体表に密着させる必要がある。

第二電極 12 の面積は、第一電極 11 と同じか、大きく形成してある。なお、第一電極 11 と第二電極 12 とで挟まれた領域全体を加温するために、測定領域に応じて電極面積を決定するようにしてもよい。

【0021】

高周波電源 13 は、30 KHz ~ 300 MHz の RF 周波数の高周波電源が使用され、第一電極 11、第二電極 12 間に加温用の高周波電力が印加できるように接続してある。

【0022】

図 2 は、加温装置 A を用いて脂肪診断を行うときの脂肪診断システム S A の構成を示す図である。なお、図 1 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。

この脂肪診断システム S A は、加温装置 A と、超音波診断装置 21 と、制御ボックス 30 と、外部コンピュータ装置 40 とにより構成される。

加温装置 A の第一電極 11 の裏面 11b には、超音波診断用プローブ 20 が当接するようにして装着してある。超音波診断用プローブ 20 は、超音波診断装置 21 と接続されており、超音波診断装置 21 で駆動される超音波信号を受波して被検体（生体）S に送波するとともに、被検体 S 内で反射された超音波エコー信号を受波して超音波診断装置 21 に送波する。また、超音波診断装置 21 は、超音波エコー信号を受波して超音波エコー画像を表示するとともに、超音波エコー信号を外部出力用の出力端子から制御ボックス 30 に送波する。

【0023】

制御ボックス 30 には、超音波エコー信号を受波するレシーバ回路 31、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 32、超音波エコー信号を記憶するメモリ 33、および、これらを制御するマイクロコンピュータ 34 が搭載されており、ここではレシーバ回路 31 により「加温後エコー信号」と「加温前エコー信号」とを受波してメモリ 33 に記憶することができるようにしてある。

【0024】

そして、メモリ 33 に蓄積された「加温後エコー信号」および「加温前エコー信号」は、脂肪診断時に外部コンピュータ装置 40 へ出力されるようにしてある。

【0025】

外部コンピュータ装置 40 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 30 から出力される加温前後の超音波エコー信号のうち、測定部位、例えば肝臓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れるようにしてある。

すなわち、図 5 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（ ）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（ ）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ようにしてある。

【0026】

次に、上記の加温装置 A を含む脂肪診断用のシステム S A による測定手順について図 3 のフローチャートに基づき説明する。

まず、超音波診断装置 21 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、超音波診断装置 21 を操作して超音波プローブ 20 から超音波信号を送信し、受波した超音波エコー信号を画面表示して B モード画像で画像診断を行い、脂肪測定に適した測定位置を探索して決定する。

【0027】

次に、第一電極 11 と第二電極 12 とを、決定された測定位置に対し、被検体 S の体表

10

20

30

40

50

の両側から当該測定位置を挟むように対向させて取り付け（S102）。

続いて、加温装置Aによる加温制御を行う（S103）。すなわち、高周波電源13をオンにして30kHz～300MHzの高周波電力を印加し、誘電体損失による加温を行う。

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。高周波による加温では、電極に挟まれた領域全体を一様に加温することができるため、測定領域内に肋骨等の骨組織が含まれていても問題なく加温することができる。

【0028】

次に、高周波電源13をオフにして加温を停止し、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（S104）。このとき、レシーバ回路31で超音波エコー信号を待ち受けるようにしておき、超音波診断装置21から超音波エコー信号が出力されると、レシーバ回路31で受波する。受波された超音波エコー信号は「加温後エコー信号」としてメモリ33に記憶する。

10

【0029】

次に、「加温後エコー信号」の測定終了後、さらに平温に戻るまでに要する時間が経過した後（例えば30秒程度経過後）に、平温での超音波エコー信号の測定を行う（S105）。このときもレシーバ回路31で超音波エコー信号を待ち受けるようにしておき、超音波診断装置21から超音波エコー信号が出力されると、レシーバ回路31でも超音波エコー信号を受波する。受波された超音波エコー信号は「加温前エコー信号（すなわち平温時の超音波エコー信号）」としてメモリ33に記憶する。

20

【0030】

次に、外部コンピュータ装置40により、超音波速度変化および脂肪情報の算出を行う（S106）。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」を取り込んで、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、得られた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40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。

【0031】

上記の脂肪診断システムSAでは、外部コンピュータ装置40を用いたが、これと同様のCPU、メモリ、入力装置、表示装置のハード構成を制御ボックス30に組み込んで、式（2）による計算処理機能および計算結果の数値（文字）表示機能を制御ボックス30で実現させるようにしてもよい。

30

【0032】

また、レシーバ回路31、A/D変換器32、メモリ33のハードウェアは、いずれも通常の超音波診断で使用する目的で市販の超音波診断装置21内に標準装備されているので、超音波診断装置21に加温後エコー信号と加温前エコー信号を記憶できるようにソフトウェアを組み込むことで、超音波診断装置21内で脂肪診断処理を実行するようにしてもよい。

【0033】

（実施形態2）

図4は本考案の他の一実施形態である脂肪診断用の加温装置Bの構成を示す図である。なお、図1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。

この加温装置Bでは、第一電極51、第二電極52を金属で構成するとともに、第一電極51の中央に超音波診断用プローブ21を挿入するための貫通孔51cが形成してある。これにより超音波診断用プローブ21の照射面を裏面51bから貫通孔51cに挿入し、被検体Sの体表に当接させて超音波信号の送波および超音波エコー信号の受波が行えるようにしてある。

40

【0034】

このように、第一電極51に貫通孔51cを形成することにより、導電性は優れている

50

ものの超音波を透過できない金属素材であっても、加温装置 B の第一電極 5 1 として使用することができる。

この場合、第二電極 5 2 については、導電性を有するものであればよく、金属、導電性シリコン、電解液を含む水袋のいずれであってもよい。

【 0 0 3 5 】

以上、本考案に好適な加温装置の実施例について説明したが、本考案の趣旨を逸脱しない範囲で適宜、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、上記実施形態において高周波電源 1 3 は制御ボックス 3 0 と別置きとしたが、高周波電源 1 3 を制御ボックス 3 0 内に組み込んでもよいし、操作スイッチだけを組み込んでもよい。

【 産業上の利用可能性 】

10

【 0 0 3 6 】

本考案は、超音波速度変化による脂肪診断を行うときの加温装置として利用することができる。

【 符号の説明 】

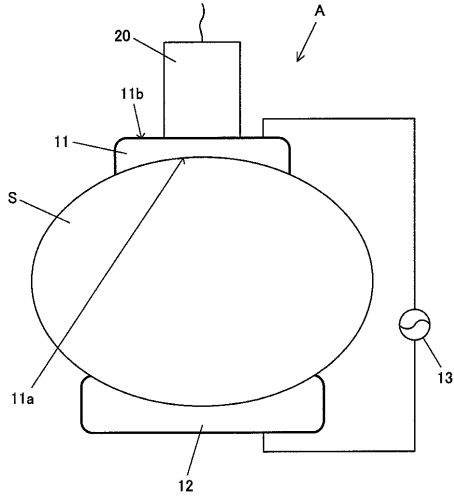
【 0 0 3 7 】

- A 加温装置
- S A 脂肪診断システム
- 1 1 第一電極（プローブ側電極）
- 1 2 第二電極（背面側電極）
- 1 3 高周波電源
- 2 0 超音波診断用プローブ
- 2 1 超音波診断装置
- 3 0 制御ボックス
- 3 1 レシーバ回路
- 3 2 A / D 変換器
- 3 3 メモリ
- 3 4 マイクロコンピュータ
- 4 0 外部コンピュータ装置（汎用コンピュータ装置）
- 5 1 第一電極（金属電極）
- 5 1 c 貫通孔
- 5 2 第二電極（金属電極）

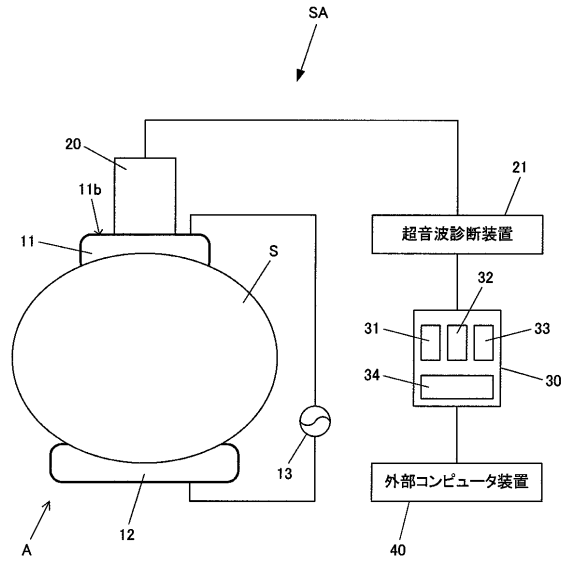
20

30

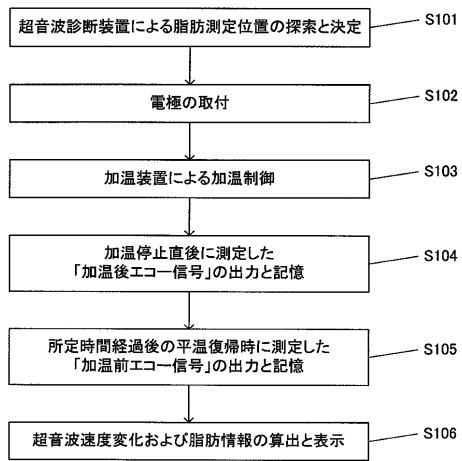
【 図 1 】



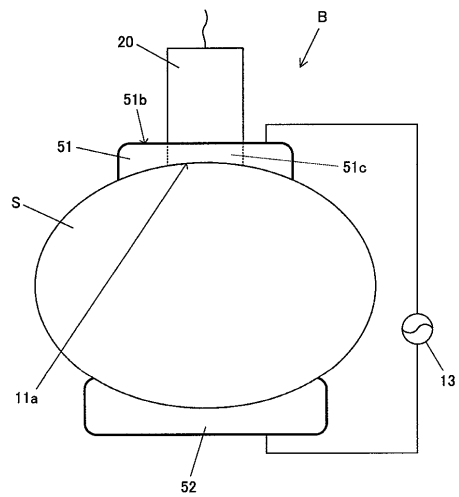
【 図 2 】



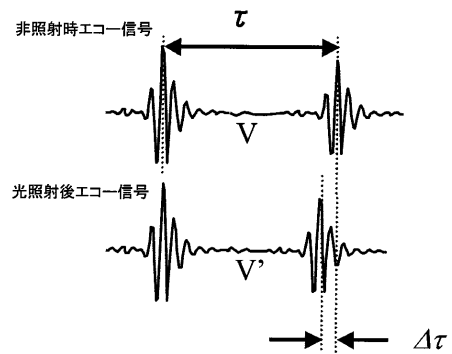
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	用于脂肪诊断的加热装置		
公开(公告)号	JP3202984U	公开(公告)日	2016-03-03
申请号	JP2015006457U	申请日	2015-12-21
[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)

要解决的问题：提供一种用于脂肪诊断的加温装置，该装置能够升温到活体的深部，即使在骨组织附近使用也几乎不会引起安全问题。甲一侧，而抵接于被检其被带入与另一侧的发射和接收表面接触的第一电极11 S被发送和接收的超声波诊断探头20的超声波，接受第一个电极在测量区域被设置在相对于第二电极12在一侧上的位置时，其抵接于对象，一第一电镀接触并且，高频电源13用于在极和第二电极之间施加用于加热的高频电源。第一电极11由具有导电性和透射超声波的材料制成，第二电极12由导电材料制成。通过使用探头进行超声波诊断，使测量区域被加热测量前后超声回波信号，并根据超声回波信号计算出的加热前后的超声波速度变化进行脂肪诊断。

(21) 出願番号	実願2015-6457 (U2015-6457)	(73) 実用新案権者	506127721 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
(22) 出願日	平成27年12月21日 (2015.12.21)	(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