

(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3202985号
(U3202985)

(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 3 O L (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 実願2015-6458 (U2015-6458) (22) 出願日 平成27年12月21日 (2015.12.21)</p>	<p>(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</p>
--	--

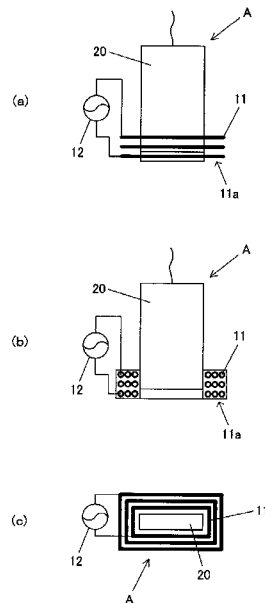
(54) 【考案の名称】 脂肪診断用の加温装置

(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】 超音波診断用プローブ20の超音波を送受する送受面の周囲に配置されるコイル11と、コイルに生体加温用の高周波電力を印加する高周波電源12とから構成され、超音波診断用プローブ20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、前記超音波診断用プローブの超音波を送受する送受面の周囲に配置されるコイルと、

前記コイルに高周波電力を印加する高周波電源とからなる脂肪診断用の加温装置。

【請求項 2】

前記コイルは、前記送受面の周囲を周回する 1 つのコイルからなる請求項 1 に記載の脂肪診断用の加温装置。 10

【請求項 3】

前記コイルは、前記送受面の周囲に配置される複数のコイルからなる請求項 1 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】

20

【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）。

【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。 30

【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 760 nm ~ 1000 nm の近赤外光が照射されるようにしてある。

【0005】

40

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。

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。 50

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。

【0006】

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に生じるパルス間隔を Δt 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 $\Delta t'$ だけパルス間隔が短くなるようにシフトしたとする。

10

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。

20

【0007】

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370 m/sのとき水中音速が1524 m/s、脂肪中音速が1412 m/s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/s

脂肪： -4 m/s

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。

30

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）。

40

【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】

50

【 0 0 1 1 】

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。

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。

10

【 0 0 1 2 】

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。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

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、前記超音波診断用プローブの超音波を送受する送受面の周囲に配置されるコイルと、前記コイルに高周波電力を印加する高周波電源とからなるように構成される。

20

【考案の効果】

【 0 0 1 4 】

本考案の加温装置によれば、超音波診断用プローブの送受面の周囲に配置されたコイルに高周波電力を印加することによる誘導加熱を利用して加温する。この誘導加熱によれば、高周波の電磁波が届く領域を一様に加温でき、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様に加温することができる。

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することができ、しかも体表近傍だけでなく深部についても一様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。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【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。

【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。

40

【考案を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

(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り、(a) は正面図、(b) はコイル部分を断面で示した図、(c) は平面図である。この加温装置 A は、コイル 1 1 と、高周波電源 (R F 電源) 1 2 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) 2 0 とともに使用される。

【 0 0 1 7 】

50

コイル 11 は、超音波診断用プローブ 20 の超音波を送受する送受面の周りを取り囲むようにして装着してある。そして、コイル 11 の下面側の片面 11a を被検体 S の体表に当接させて用いる。なお、被検体 S の体表との接触面にインピーダンス層となる空気層が形成されないように、グリス等を塗布して用いるのが望ましい。

【0018】

コイル 11 の面積は、超音波エコー信号の通過する領域を安定して加温することができるよう、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り、例えば長手方向の幅を 20 cm 程度とすることが好ましい。本実施例では方形の超音波診断用プローブに装着するためコイルも略方形にしてあるが、丸型のプローブであれば円形コイルにすればよい。その場合の直径は 10 ~ 20 cm 程度とすることが好ましい。

なお、本実施例では、脂肪診断用として使用しないときはコイル 11 を外せるように着脱自在にしてあるが、コイル 11 を超音波診断用プローブ 20 に固定させて一体化することで脂肪診断専用のプローブとしてもよい。

【0019】

高周波電源 12 は、30 KHz ~ 300 MHz の RF 周波数の高周波電源が使用され、コイル 11 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。

【0020】

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 SA 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 SA 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 のコイル 11 は、超音波診断用プローブ 20 の送受面の周囲を周回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。

【0021】

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。

【0022】

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。

【0023】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

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、超音波診断用プローブ 2 0 に加温装置 A のコイル 1 1 を装着する (S 1 0 1) 。

次に、超音波診断装置 2 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 1 0 2) 。すなわち、超音波診断装置 2 1 を操作して超音波プローブ 2 0 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。なお、このときは装置コイル 1 1 による加温は行わないようにする。

【 0 0 2 5 】

続いて、加温装置 A による加温制御を行う (S 1 0 3) 。すなわち、高周波電源 1 2 をオンにして 3 0 K H z ~ 3 0 0 M H z の高周波電力を印加し、誘導加熱による加温を行う。

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。高周波誘導加熱による加温では、コイル 1 1 に囲まれた部分の直下の領域を深部まで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。

【 0 0 2 6 】

次に、高周波電源 1 2 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 (S 1 0 4) 。このとき、レシーバ回路 3 1 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 2 0 から超音波エコー信号が出力されると、レシーバ回路 3 1 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 3 3 に記憶する。

【 0 0 2 7 】

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 3 0 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 (S 1 0 5) 。このときもレシーバ回路 3 1 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 2 1 から超音波エコー信号が出力されると、レシーバ回路 3 1 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 3 3 に記憶する。

【 0 0 2 8 】

次に、外部コンピュータ装置 4 0 により、超音波速度変化および脂肪情報の算出を行う (S 1 0 6) 。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 4 0 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。

【 0 0 2 9 】

上記の脂肪診断システム S A では、外部コンピュータ装置 4 0 を用いたが、これと同様の C P U 、メモリ、入力装置、表示装置のハード構成を制御ボックス 3 0 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 3 0 で実現させるようにしてもよい。

【 0 0 3 0 】

また、レシーバ回路 3 1 、 A / D 変換器 3 2 、メモリ 3 3 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 2 1 内に標準装備されているので、超音波診断装置 2 1 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 2 1 内で脂肪診断処理を実行するようにしてもよい。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

(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の構成を示す平面図である。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、小径の複数のコイル13が超音波診断用プローブ20を中心にして、周囲を取り囲むように配置してある。なお、本実施例では8個のコイル13を一重に周回するように配置しているが、さらに加温する面積を広げたい場合は、コイルの数を増やして二重または三重にコイルを配置してもよい。

【0032】

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13は制御ボックス30と別置きとしたが、高周波電源13を制御ボックス30内に組み込んでよいし、操作スイッチだけを組み込んでよい。

10

【産業上の利用可能性】

【0033】

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】

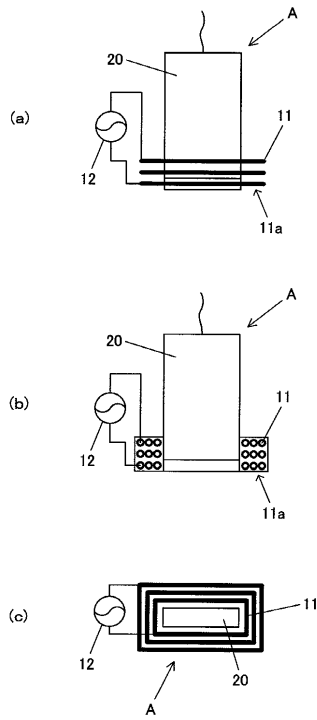
【0034】

- A 加温装置
- S A 脂肪診断システム
- 11 コイル
- 12 高周波電源
- 13 コイル
- 20 超音波診断用プローブ
- 21 超音波診断装置
- 30 制御ボックス
- 31 レシーバ回路
- 32 A/D変換器
- 33 メモリ
- 34 マイクロコンピュータ
- 40 外部コンピュータ装置(汎用コンピュータ装置)

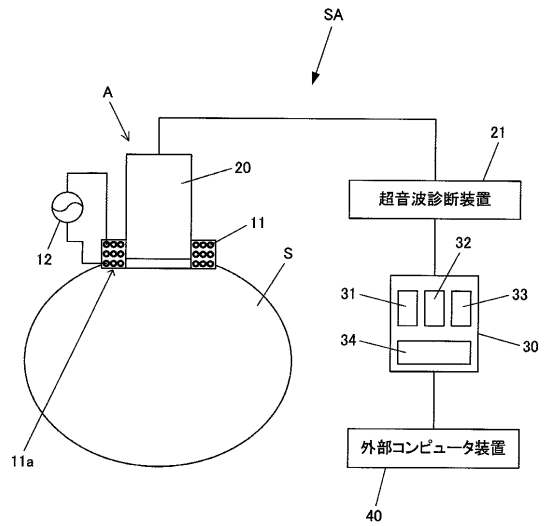
20

30

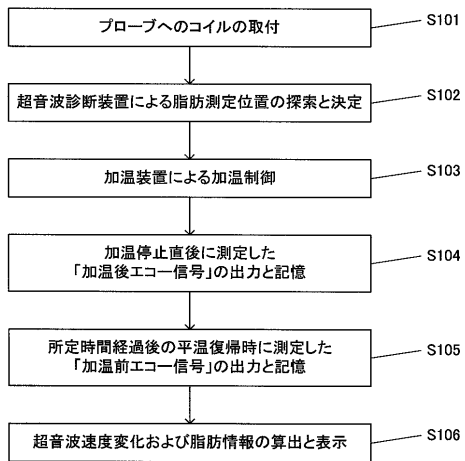
【 図 1 】



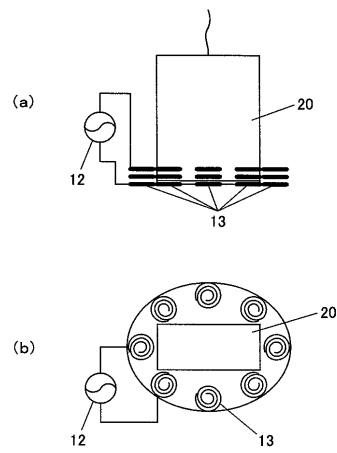
【 図 2 】



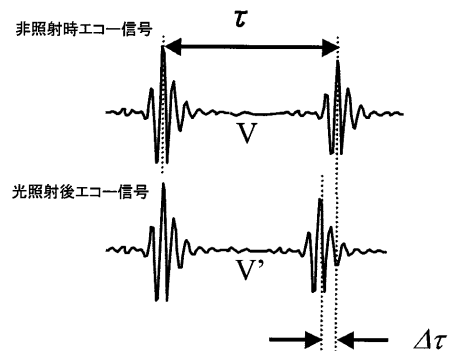
【 図 3 】



【 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	JP3202985U	公开(公告)日	2016-03-03
申请号	JP2015006458U	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。 解决方案：超声诊断探头20包括围绕发射和接收表面布置的线圈11，用于发射和接收超声波；以及高频电源12，用于施加高频电力以对线圈进行生物加热，使用诊断探针20，在加热测量区域之前和之后进行超声回波基于从加热前后的超声回波信号计算出的超声波速度变化，测量信号并进行脂肪诊断。

(21) 出願番号	実願2015-6458 (I(2015-6458))	(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