



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104905822 B

(45)授权公告日 2019.05.21

(21)申请号 201510088683.5

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.02.26

A61B 8/08(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 熊狮

申请公布号 CN 104905822 A

(43)申请公布日 2015.09.16

(30)优先权数据

2014-052595 2014.03.14 JP

(73)专利权人 公立大学法人大阪府立大学

地址 日本大阪府

专利权人 公立大学法人大阪市立大学

爱德万测试株式会社

(72)发明人 堀中博道 森川浩安 伊田泰一郎

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 李辉 于靖帅

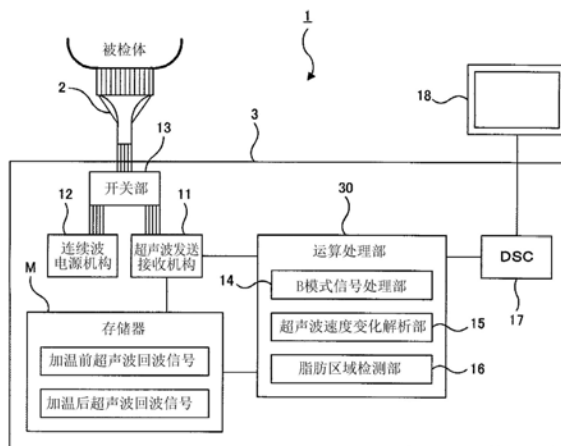
权利要求书1页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

脂肪诊断装置

(57)摘要

本发明提供一种脂肪诊断装置,即使在生物体深部或测定区域的外侧存在有骨组织的情况下也能够安全地进行脂肪诊断。脂肪诊断装置具有:探头(2),其兼用于加温用的超声波照射和诊断用的超声波照射;以及超声波速度变化解析部(15),其根据使用探头(2)从加温前以及加温后的测定区域获取的超声波回波信号,计算该区域的超声波速度变化,该脂肪诊断装置根据计算出的超声波速度变化来进行脂肪诊断。



1. 一种脂肪诊断装置,其具有:
探头,其兼用于加温用的超声波照射和诊断用的超声波照射;以及
超声波速度变化解析部,其根据使用所述探头从加温前以及加温后的测定区域获取的超声波回波信号,计算该区域的超声波速度变化,
该脂肪诊断装置根据计算出的所述超声波速度变化来进行脂肪诊断,
所述探头是将由压电元件构成的多个振子呈线状排列而成的探头,
所述脂肪诊断装置还具有开关部,该开关部对加温用的超声波照射所用的信号和诊断用的超声波照射所用的信号进行切换,
所述开关部对与加温用超声波源连接的加温侧端子和与诊断用超声波源连接的诊断侧端子进行切换而将其与所述探头连接,并且切换为,当所述加温侧端子与所述探头连接时,所述探头的全部振子与所述加温用超声波源连接而以相同相位一齐进行发送。
2. 根据权利要求1所述的脂肪诊断装置,其中,
所述加温用超声波源输出连续波,所述诊断用超声波源输出脉冲波。
3. 根据权利要求1或2所述的脂肪诊断装置,其中,
所述加温用的超声波照射使用1MHz~3MHz的频带。
4. 根据权利要求1或2所述的脂肪诊断装置,其中,
所述诊断用的超声波使用比所述加温用的超声波高的频带。
5. 根据权利要求1或2所述的脂肪诊断装置,其中,
所述加温用的超声波和诊断用的超声波使用共同频带的超声波。
6. 根据权利要求1或2所述的脂肪诊断装置,其中,
所述脂肪诊断装置具有B模式信号处理部,该B模式信号处理部根据接收到的所述超声波回波信号形成B模式断层图像。
7. 根据权利要求1或2所述的脂肪诊断装置,其中,
对于所述超声波回波信号而言,先取得加温刚刚停止后的超声波回波信号作为加温后的回波信号,接着取得恢复至常温后的超声波回波信号作为加温前的回波信号。

脂肪诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及脂肪诊断装置,其通过对被检体的关心区域(ROI)等测定区域进行加温并检测加温区域中的加温前后的超声波速度变化,从而诊断脂肪组织。本发明尤其涉及适用于体内深部的脂肪诊断、其中尤其是肝脏等肋骨内侧的脂肪诊断的脂肪诊断装置。

背景技术

[0002] 作为对体内的状态进行诊断的诊断技术,公开了如下的声波计测装置(参照专利文献1):作为加热能量从被检体外部对被检体照射光、电波、且根据情况照射超声波从而进行加温,并计测加温前后的超声波速度的变化,由此计测加温部位的温度变化特性、能量吸收特性。

[0003] 该文献中作为具体例记载了使用光照射机构的情况。即,记载了对被检体从全方位以尽可能达到均匀的能量密度的方式进行光照射的例子以及由比被检体的体宽更宽幅的光源从被检体的侧方对体整体进行光照射的例子,并记载了对关心区域的周围整体广泛地加温从而进行计测的情况。然而,关于作为加热能量通过超声波进行照射的情况的具体内容则无任何记载。

[0004] 另外,作为利用了加温前后的超声波速度变化的新的图像诊断手法,给出了如下的脂肪组织的检测方法以及检测装置(专利文献2):为了诊断作为生活习惯病的危险因素之一的内脏脂肪,对关心区域进行基于光照射的加温,并计测加温前后的超声波速度变化,将超声波速度呈现负的变化了的部位检测为脂肪组织,从而诊断脂肪组织分布。

[0005] 对专利文献2所记载的脂肪诊断装置(脂肪组织检测装置)进行说明。该装置具备:装置主体,其搭载有为了获取B模式断层图像及超声波速度变化图像而需要的控制部;以及探头,其直接抵接于被检体的体表并朝向被检体进行超声波照射及加温。探头采用如下的专用的探头:将线阵探触件和红外线激光光源分别以朝向相同测定区域作用的方式横向并列地配置,其中,所述线阵探触件对被检体的测定区域进行超声波照射,所述红外线激光光源与线阵探触件相邻且对被检体的检测区域进行用于加温的近红外光照射。

[0006] 线阵探触件具有呈直线状排列的多个振子(由压电元件形成),各振子通过来自控制部的驱动信号而激励出脉冲波从而发送超声波信号,并接收针对该超声波信号的来自被检体内的超声波回波信号。而且,通过控制信号对进行发送接收的振子按顺序切换扫描。另外,红外线激光光源从线阵探触件的横向照射700nm~1000nm的近红外光。

[0007] 对该装置中测定超声波速度变化而进行脂肪测定的动作进行说明。从红外线激光光源对被检体照射近红外线,经过规定的加温时间后,驱动线阵探触件,以依次扫描脉冲状的超声波信号的方式进行发送,并且,依次接收来自被检体的接收信号即超声波回波信号。然后,将以光照射状态获取的超声波回波信号(接收信号)的波形作为光照射后超声波回波信号存储。

[0008] 若光照射后超声波回波信号的接收波形的存储结束则停止光照射。当从该照射停止起经过规定的时间而被检体的温度充分降低时,驱动线阵探触件,发送超声波信号,并且

从被检体接收超声波回波信号。然后,将光照射停止状态下获取的超声波回波信号(接收信号)的波形作为非照射时超声波回波信号存储。另外,对于所存储的超声波回波信号而言,通过对其振幅进行亮度显示从而作为B模式断层图像显示。

[0009] 接着,根据光照射后和非照射时的超声波回波信号,依据以下所示的关系求出超声波速度变化。

[0010] 图8是示出某部分区间的非照射时(加温前)超声波回波信号与光照射后(加温后)超声波回波信号的示意图。令非照射时的超声波速度为 V ,光照射后的超声波速度为 V' 。另外,令超声波信号在非照射时的某边界间传播时产生的脉冲间隔为 τ ,令光照射后超声波信号在相同边界间(距离一定)传播时产生的脉冲间隔为 $\tau - \Delta\tau$ 。即,设脉冲间隔由于温度变化而以缩短 $\Delta\tau$ 的方式移位。

[0011] 此时,

$$[0012] \quad V \cdot \tau = V' \cdot (\tau - \Delta\tau) \dots (1)$$

[0013] 的关系成立,因此,能够根据2个回波信号的脉冲间隔的时间变化通过下述式(2)计算出超声波速度变化数据。

$$[0014] \quad V' / V = \tau / (\tau - \Delta\tau) \dots (2)$$

[0015] 因此,根据所测定的2个回波信号计算出关心区域的脉冲间隔(τ)、波形移位量($\Delta\tau$),并根据式(2)计算出各部位处的超声波速度的变化(超声波速度变化比(V' / V))。

[0016] 接着,根据计算出的各部位的超声波速度变化比(V' / V),将该值小于1的部位(相对于加温的超声波速度变化为负的区域)判定为脂肪区域。

[0017] 即,作为在水中以及脂肪中传播的超声波速度,当37℃时水中音速为1524m/秒,脂肪中音速为1412m/秒,若对相对于温度变化的超声波速度变化进行比较则如下所述。

[0018] 水:+2m/秒·℃

[0019] 脂肪:-4m/秒·℃

[0020] 由此,对于较多地含有水分的肌肉、内脏(肝脏等)而言若温度上升则超声波速度增加,而在脂肪部分中超声波速度则减小,超声波速度变化的极性发生反转。

[0021] 因此,只要确定使测定区域温度变化时超声波速度变化为负的区域,便能够进行脂肪区域的检测。

[0022] 而且,通过将解析结果的超声波速度变化的分布图像化并显示于显示装置,脂肪区域与其他部位明确区分地被图像显示。

[0023] 专利文献1:日本特开2001-145628号公报

[0024] 专利文献2:日本特开2010-005271号公报

[0025] 根据专利文献2记载的脂肪诊断装置,通过使用针对测定区域横向并列地配置有线阵探触件和红外线激光光源的专用的探头,进行加温并进行超声波速度变化的测定,能够将脂肪区域图像化。

[0026] 不过,在通过上述专用的探头进行生物体的诊断的情况下,会产生以下几个问题。

[0027] 脂肪诊断的对象之一是肝脏(脂肪肝)。肝脏位于作为生物体深部的肋骨的内侧。因此需要能够加温至肝脏的加温源,但凭借基于红外线激光光源的近红外光,能够加温的深度是距体表3~4cm左右,要加温至位于距体表4cm以上的深度的肝脏,在原理上是困难的。

[0028] 对此,在将超声波作为加热能量的情况下,通过频带的选择,能够使可加温的距体表的深度达到比4cm深。

[0029] 但是,超声波还具有会被骨组织显著吸收这一另外的特性。例如超声波在生物体的软组织中的衰减系数为0.4~1.0 (dB/cm),在肌肉中为1.3~3.3 (dB/cm) 左右,但报告称在骨组织中的衰减系数约为50 (dB/cm) 左右。

[0030] 因此,假设将超声波作为加热能量源,如专利文献1记载的那样对被检体从全方位取代光照射而进行超声波照射,或者,通过比被检体的体宽更宽幅的超声波照射源从被检体的侧方对体整体进行超声波照射,则超声波能量会被周围的骨组织吸收,会对骨组织造成热损伤,从而将被检体置于危险状态。

[0031] 另外,虽然在专利文献2中使用并列配置有线阵探触件(探头)与红外线激光光源的专用的探头,但还可以考虑取代红外线激光光源而安装用于加温的超声波源。但是,在仅仅在红外线激光光源的位置安装有加温用超声波源的情况下,若朝向肝脏从线阵探触件照射诊断用的超声波,则由于与其相邻的加温用的超声波源位于肋骨的正上方,因此肋骨的骨组织会被照射,在该情况下也会产生骨组织被选择性地较强加温从而对被检体造成危害的问题。

发明内容

[0032] 因此,本发明的目的在于提供一种脂肪诊断装置,其能够进行肝脏等生物体深部的脂肪诊断。另外,本发明的目的在于提供一种脂肪诊断装置,即使在如肝脏等那样在测定区域的外侧存在有肋骨之类的骨组织的情况下,也能够安全地进行基于超声波速度变化测定的脂肪诊断。

[0033] 为了解决上述课题而完成的本发明的脂肪诊断装置具有:探头,其兼用于加温用的超声波照射和诊断用的超声波照射;以及超声波速度变化解析部,其根据使用所述探头从加温前以及加温后的测定区域获取的超声波回波信号,计算该区域的超声波速度变化,该脂肪诊断装置根据计算出的所述超声波速度变化来进行脂肪诊断。

[0034] 根据本发明,利用超声波作为用于对测定区域进行加温的能量源,加温时直接兼用诊断用的探头进行照射。若使用与通常的超声波诊断同样的探头,则能够与通常的超声波诊断同样地从肋骨之间朝向生物体深部照射超声波。由此能够获得加温前后的超声波回波信号,计算出超声波速度变化便能够进行脂肪诊断。

[0035] 还可以具有开关部,该开关部对加温用的超声波照射所用的信号和诊断用的超声波照射所用的信号进行切换。

[0036] 通过利用开关部对加温用的超声波照射所用的信号和诊断用的超声波照射所用的信号进行切换,能够迅速地对适于加温的超声波信号和适于诊断的超声波信号进行切换。

[0037] 另外,开关部还可以对与加温用超声波源连接的加温侧端子和与诊断用超声波源连接的诊断侧端子进行切换并将其与所述探头连接。

[0038] 通过分别设置加温用的超声波源和诊断用的超声波源,能够独立地给予分别适于加温、诊断的信号,能够供给稳定的信号。

[0039] 另外,优选加温用超声波源输出连续波,诊断用超声波源输出脉冲波。

[0040] 通过采用用于输出连续波(例如正弦波)的高频电源(连续波电源机构)作为加温用超声波源,能够容易地进行利用充分的功率的加温。

[0041] 探头优选是将由压电元件构成的多个振子呈线状排列而成的探头。

[0042] 通过使用此类形状的探头,即使是从相邻的肋骨间的狭窄间隙也能够朝向生物体深部等照射超声波。由此,即使在照射了用于加温的超声波连续波的情况下也能够避开骨组织而对生物体深部进行加温。一般而言探头中包括线型、扇型、凸型等,包括上述类型在内,只要是多个振子呈线状排列的阵列型探头便能够使用任一种。

[0043] 另外,开关部还可以采取如下结构:当进行加温用的超声波照射时,切换为从全部振子一齐进行发送。

[0044] 由此,能够高效地对测定区域照射加温所需要的超声波,均匀且短时间地进行加温。

[0045] 另外,还可以当进行加温用的超声波照射时,经由移相电路进行发送,该移相电路按照如下的方式进行移相:探头中央侧的振子与端侧的振子相比,超声波的相位延迟。

[0046] 由此,能够使超声波收敛并集中照射于加温部位。

[0047] 另外,加温用的超声波照射可以使用1~3MHz的频带。

[0048] 对于超声波而言,能够加温的距体表的深度根据频带而不同。若超声波连续波的频带为1~3MHz,则即使是对位于距体表4cm以上的深度的肝脏也能够加温,能够进行基于超声波速度变化的肝脏的脂肪诊断(脂肪肝的诊断)。

[0049] 另外,诊断用的超声波可以使用比加温用的超声波(具体而言1~3MHz)高的频带。

[0050] 超声波诊断装置中用于图像诊断的频带为1~15MHz,在该范围内超声波频率越高则图像的分辨率越好。另一方面,超声波频率越高则越容易被检体体内衰减,从而能够加温的深度越浅。

[0051] 一般而言,诊断所需要的超声波回波信号的强度与加温所需要的超声波的输入强度相比小得多,因此即使提高超声波频率、来自深度的超声波回波信号被衰减输出,也能够诊断。

[0052] 因此,对于加温用的超声波连续波而言,以能够加温至深部的方式将超声波频带设定得较低,对于诊断用的超声波连续波而言,通过更高地设定以使图像分辨率提高,从而即使是生物体深部也能够获得图像分辨率高而且良好的超声波速度变化图像。

[0053] 另外,对于加温用的超声波和诊断用的超声波,可以使用共同的频带的超声波(具体而言1~3MHz)。

[0054] 该情况下,对于诊断用而言由于以较低的频带进行诊断因而分辨率变差,但对于探头而言可以缩窄所需要的带宽因此能够抑制装置成本。

[0055] 另外,还可以具有B模式信号处理部,该B模式信号处理部根据接收到的超声波回波信号形成B模式断层图像。

[0056] 由此,能够在确认了B模式断层图像的基础上确定测定位置,能够在更优选的测定位置进行脂肪诊断。

[0057] 另外,关于加温前后的超声波回波信号的获取顺序,先测定加温前的超声波回波信号然后测定加温后的超声波回波信号的顺序,从测定所需要的工作/时间的观点出发较好,但从测定的稳定性的观点出发则最好将该顺序对调。

[0058] 即,对于超声波回波信号而言,优选先取得加温刚刚停止后的超声波回波信号获取作为加温后的回波信号,接着取得恢复至常温后的超声波回波信号作为加温前的回波信号。

[0059] 加温时为了防止体温上升,血管会扩张、血流会增大。由于血流的增大温度变化会变得急剧,因此,先进行加温之后的温度下降时的测定,与温度上升时相比,单位时间的温度变化变大,能够进行稳定的测定。

[0060] 根据本发明,由于能够通过来自同一探头的振子的超声波照射来进行诊断用的超声波照射和加温用的超声波照射,因此,即使是目前为止基于超声波速度变化的脂肪测定困难的4cm以上的生物体深部、肋骨的内侧等部位,也能够安全地进行脂肪测定。

附图说明

[0061] 图1是示出本发明的一个实施方式即脂肪诊断装置的整体结构的框图。

[0062] 图2是示出图1中的用于使用探头来进行诊断用超声波的发送接收和加温用超声波的发送的结构部分的图。

[0063] 图3是示出图1的脂肪诊断装置的测定动作顺序的流程图。

[0064] 图4是示出图2的另一实施例的图。

[0065] 图5是示出本发明的另一实施方式即脂肪诊断装置的整体结构的框图。

[0066] 图6是示出图5中的用于使用探头来进行诊断用超声波的发送接收和加温用超声波的发送的结构部分的图。

[0067] 图7是示出图5的脂肪诊断装置的测定动作顺序的流程图。

[0068] 图8是示出加温前后的超声波回波信号的示意图。

[0069] 标号说明

[0070] 1:脂肪诊断装置;2:线阵型的探头;3:控制部;11:超声波发送接收机构;12:连续波电源机构;13:开关部;14:B模式信号处理部;15:超声波速度变化解析部;16:脂肪区域检测部;17:图像显示控制部(DSC);18:显示装置。

具体实施方式

[0071] (实施方式1)

[0072] 以下,利用附图对本发明的实施方式进行说明。

[0073] 图1是示出本发明的一个实施方式即脂肪诊断装置的整体结构的框图,图2是示出图1中的用于使用探头来进行诊断用超声波的发送接收和加温用超声波的发送的结构部分的图。

[0074] 脂肪诊断装置1构成为包括探头2和控制部3,控制部3进行用于使用该探头2进行超声波诊断、加温、进而根据超声波速度变化测定进行脂肪诊断的控制。

[0075] 探头2使用阵列型探头(也称为array transducer:阵列式换能器),其中呈直线状排列有多个(例如128个)作为对被检体进行发送接收的振子而发挥功能的压电元件。为了使得从振子射出的超声波能够从相邻肋骨之间进入深部,使振子的厚度比肋骨间的宽度小,具体而言使其厚度为15mm以下。其中,能够将一直以来作为B模式图像诊断用而市售的超声波诊断装置的阵列型探头之中的、振子的厚度适合的探头直接作为探头2使用。

[0076] 控制部3包含具有存储器(存储装置)、CPU以及输入输出装置的计算机装置,其全盘地进行用于进行B模式断层图像诊断及脂肪诊断的操作以及解析所需要的控制。若将其按功能区块化地进行说明则具备:超声波发送接收机构11、连续波电源机构12、开关部13、运算处理部30、图像显示控制部(digital scan converter:数字扫描转换器;DSC)17以及显示装置18。

[0077] 超声波发送接收机构11进行如下的扫描控制:通过驱动电路11a依次驱动用于使探头2的振子S以规定的扫描顺序激励的超声波脉冲波,并从探头2将其作为诊断用的超声波脉冲波信号发送。发送的脉冲电压为20-60V左右,脉冲的持续时间为0.5~5 μ 秒左右。

[0078] 而且,超声波发送接收机构11进行如下控制:按照每个振子S依次等待接收:发送超声波脉冲波信号后从被检体反射而来的超声波回波信号。通过探头2的各振子S接收的超声波回波信号被存储于存储器M,并且被送至运算处理部30,当需要时随时能够读出并进行运算处理。在要求超声波速度变化时,通过超声波发送接收机构11进行加温前与加温后的两次发送接收,并分别作为加温前超声波回波信号、加温后超声波回波信号存储。

[0079] 连续波电源机构12进行如下控制:从高频电源12a输出被检体的测定区域的加温所需要的功率的超声波连续波(例如正弦波),并从探头2的振子S一齐发送。输出电压为10-20V左右,但由于需要用于以连续波进行输出的功率因此使用加温用的专用电源。已知的是,相对于连续波的频率f,能够加温的生物体的深度为大致1/f。因此,在脂肪肝的诊断中优选能够加温至距体表5cm以上的深度。为了使其成为可能,设定1~3MHz的频带。

[0080] 开关部13设置于探头2的各振子S与超声波发送接收机构11以及连续波电源机构12之间,由电子开关或小型继电器构成,对将扫描并发送接收基于超声波发送接收机构11的超声波脉冲波信号以及超声波回波信号的那一侧的端子(诊断侧端子)、和从各振子S一齐发送基于连续波电源机构12的超声波连续波的那一侧的端子(加温侧端子)中的任意一个端子设为与探头2的振子S连接的端子进行切换。

[0081] 对于运算处理部30而言,若将其按功能区块化地进行说明则具备:B模式信号处理部14、超声波速度变化解析部15以及脂肪区域检测部16。

[0082] B模式信号处理部14针对所获取的超声波回波信号,进行周知的B模式断层图像形成处理从而形成束扫描范围的断层图像,并将其写入图像显示控制部(DSC)17。

[0083] 超声波速度变化解析部15依据与通过图8进行了说明的以往例相同的原理/方法,根据加温后接收的超声波回波信号和加温前接收的超声波回波信号,进行加温前后的超声波回波信号的波形移位量($\Delta \tau$)的计算,另外,进行计算测定区域内的组织的边界间的脉冲间隔(τ)的处理。然后根据式(2),进行计算各部位的超声波速度比(V'/V)的处理,进而根据超声波速度比的计算结果形成超声波速度变化图像,并写入图像显示控制部(DSC)17。

[0084] 脂肪区域检测部16根据算出的各部位的超声波速度比(V'/V),将该值小于1的部位判定为脂肪区域,并以将该脂肪区域图像显示于显示装置的方式写入图像显示控制部(DSC)17。

[0085] 图像显示控制部(DSC)17进行如下控制:将通过运算处理部30而写入的B模式断层图像、超声波速度变化图像、脂肪区域图像等的图像数据以图像的方式显示在液晶面板等显示装置中。

[0086] 下面,利用图3的流程图对上述的脂肪诊断装置1的测定动作顺序进行说明。在此

以脂肪肝的诊断为例进行说明。

[0087] 将开关部13切换至用于发送超声波脉冲波信号(以及接收超声波回波信号)的“诊断侧端子”,并将探头2的振子S从被检体的肋骨之间朝向测定区域即肝脏设置(S11)。

[0088] 接下来进行加温前的超声波回波信号的测定(S12)。即,发送超声波脉冲波信号,并接收从被检体反射而来的超声波回波信号。

[0089] 此时既可以针对每个振子对发送和接收进行扫描,也可以每隔相邻的多个振子进行扫描并以进行所谓相位合成的方式使测定区域集中于特定的深度位置。根据这样获取的加温前的超声波回波信号生成B模式断层图像并显示于显示装置。

[0090] 然后一边观察所显示的B模式断层图像,一边根据需要对探头2进行微调来确定适于脂肪测定的位置,并在该位置使探头2的移动停止不动从而获取最终的“加温前超声波回波信号”,并将所获取的数据存储于存储器M。

[0091] 接着,不从获取了加温前超声波回波信号的位置移动,而将开关部13切换至进行超声波连续波的发送的“加温侧端子”,从全部振子照射超声波连续波而对测定区域进行加温,并维持加温直至被加温的区域的温度稳定(S13)。即在不对被检体带来不良影响的温度范围,且在能够测定的温度范围、具体而言 $0.5\sim 2^{\circ}\text{C}$ 左右的温度范围内进行加温。尤其优选加温 2°C 左右。

[0092] 接着,若测定区域在加温状态下温度稳定,则停止加温并立即将开关部13切换至“诊断侧端子”。然后,在加温刚刚停止后采取与S12相同的测定条件,再次发送超声波脉冲波信号,并接收从被检体反射而来的超声波回波信号,获取“加温后超声波回波信号”并存储于存储器M(S14)。

[0093] 另外,通过在装置中预先安装序列程序(sequence program)能够稳定地进行此处的操作,所述序列程序只需进行停止加温的输入操作,便联动地进行从加温刚刚停止后的超声波脉冲波信号的发送直至超声波回波信号的接收这一系列的动作。

[0094] 接着,从存储器M读出加温后超声波回波信号和加温前超声波回波信号,求出脉冲间隔(τ)、波形移位量($\Delta\tau$),并进行基于式(2)的运算从而计算出超声波速度变化(S15)。然后,根据计算出的超声波速度变化数据生成超声波速度变化图像并显示于显示装置。

[0095] 接着,根据计算出的超声波速度变化数据检测超声波速度比(V'/V)小于1的区域,并将该区域判定为脂肪区域。然后在超声波速度变化图像中显示被判定为脂肪区域的位置(S16)。

[0096] 通过进行以上的动作,显示了脂肪区域的图像被显示于显示装置18,由此显示脂肪诊断结果。

[0097] 本发明不限于上述实施方式,能够在不脱离本发明的主旨的范围内进行各种变形实施。

[0098] 例如,在上述实施方式中,采取了将开关部13设置于控制部3的壳体侧的结构,但也可以取代该方式而作为机械开关设置于探头2的壳体侧,通过使其能够进行与图2同等的切换操作,能够通过握持探头2的手来进行切换由此使切换的操作性提高。

[0099] 另外,上述实施方式中采取如下方式:若将开关部13切换至“加温侧端子”来进行超声波连续波的发送,则如图2所示,超声波连续波从全部振子以相同相位一齐照射,但也可以采取如下方式:如图4所示,将移相电路12b设置于加温侧端子。该移相电路12b设有如

下的移相器:其针对探头2的多个振子S,以从探头2中央侧的振子照射的超声波连续波的相位最延迟,且随着接近探头2的两端侧的振子、相位前移的方式,在朝向各振子S的信号线中使相位逐渐移位。通过这样设置,从探头2照射的超声波束能够作为中央凹陷的收敛束对被检体进行加温。

[0100] 另外,上述实施方式中采取如下方式:当观察B模式断层图像来确定测定位置时,先获取加温前的回波信号,此后以超声波进行加温并在加温刚刚停止后获取加温后超声波回波信号,但也可以取代该方式而采取以下方式:在观察B模式断层图像而确定了测定位置后,先进行加温,在加温至所希望的温度后,获取加温刚刚停止后的加温后超声波回波信号,接着在温度恢复常温的状态下获取非加温时的超声波回波信号,并将其作为加温前回波信号。虽然这样一来测定所需要的工作/时间会增加,但当进行了加温时为了防止体温上升血管会扩张、血流会增大。由于血流的增大温度变化会变得急剧,因此温度下降时的测定与温度上升时相比,单位时间的温度变化变大,能够进行稳定的测定。

[0101] (实施方式2)

[0102] 另外,在之前说明过的实施例中,都是通过开关部13来切换加温用超声波源与诊断用超声波源,但也可以取代该方式,兼用加温及诊断的超声波源。

[0103] 图5是示出本发明的另一实施方式即脂肪诊断装置1a的整体结构的框图,图6是示出图5中用于使用探头来进行诊断用超声波的发送接收和加温用超声波的发送的结构部分的图。

[0104] 在该实施例的控制部3a中,使用如下的加温电源兼用的超声波发送接收机构40:对诊断用的超声波源即超声波发送接收机构11(参照图1)的超声波驱动电路(驱动器)以能够大幅改变输出电压(信号的振幅)、波形(脉冲的占空比)以及相位的方式加以改良。

[0105] 即,超声波发送接收机构40的驱动电路40a除了利用图1进行了说明的超声波发送接收机构11所具有的功能外,还能够大幅改变输出电压(振幅)。具体而言,能够在诊断时的20-60V的输出电压与加温时的10-20V的输出电压的双方的输出电压范围内使用。

[0106] 另外,不仅能够输出适于脉冲波的波形的诊断的脉冲宽度短的信号,通过采取能够大幅改变占空比的方式,能够输出如下的占空比的加温用超声波信号:该加温用超声波信号是1~3MHz的脉冲波且能够视为接近连续波的方形波之类的准连续波。

[0107] 而且针对阵列型的探头2的各振子S,设有用于改变所发送的信号的相位的移相电路40b,当加温时从各振子S一齐发送时,探头2的中央侧的振子的相位能够比探头2的端侧的振子的相位延迟输出。另外,当诊断时,以不产生相位移位的方式将移相电路40b设定为断开状态。

[0108] 下面,利用图7的流程图对基于上述的脂肪诊断装置1a的测定动作进行说明。在此同样以脂肪肝的诊断为例进行说明。

[0109] 将探头2的振子S从被检体的肋骨之间朝向测定区域即肝脏设置(S21)。

[0110] 接下来进行加温前的超声波回波信号的测定(S22)。即,发送诊断用的脉冲宽度短的超声波脉冲波信号,并接收从被检体反射而来的超声波回波信号。

[0111] 此时,也可以与之前的实施方式1同样地,以进行相位合成的方式使测定区域集中于特定的深度位置。根据这样获取的加温前的超声波回波信号生成B模式断层图像并显示于显示装置。

[0112] 然后一边观察所显示的B模式断层图像,一边根据需要对探头2进行微调从而确定适于脂肪测定的位置,并在该位置使探头2的移动停止不动从而获取最终的“加温前超声波回波信号”,并将所获取的数据存储于存储器M。

[0113] 接着,不从获取了加温前超声波回波信号的位置移动,而从全部振子照射加温用的脉冲宽度长的(占空比大的)准连续波而对测定区域进行加温,并维持加温直至被加温的区域的温度稳定在 $0.5\sim 2^{\circ}\text{C}$ 左右的温度范围(S23)。

[0114] 接着,若测定区域在加温状态下温度稳定则停止加温,并在加温刚刚停止后在与S22相同的测定条件下再次发送诊断用的脉冲波短的超声波脉冲波信号,并接收从被检体反射而来的超声波回波信号,获取“加温后超声波回波信号”并存储于存储器M(S24)。

[0115] 接着,从存储器M读出加温后超声波回波信号和加温前超声波回波信号,求出脉冲间隔(τ)、波形移位量($\Delta \tau$),并进行基于式(2)的运算从而计算出超声波速度变化(S25)。然后,根据计算出的超声波速度变化数据生成超声波速度变化图像并显示于显示装置。

[0116] 接着,根据计算出的超声波速度变化数据检测超声波速度比(V'/V)小于1的区域,将该区域判定为脂肪区域。然后在超声波速度变化图像中显示被判定为脂肪区域的位置(S26)。

[0117] 通过进行以上的动作,显示了脂肪区域的图像被显示于显示装置18,由此显示脂肪诊断结果。

[0118] **【产业上的可利用性】**

[0119] 本发明能够利用于进行脂肪诊断的脂肪诊断装置。

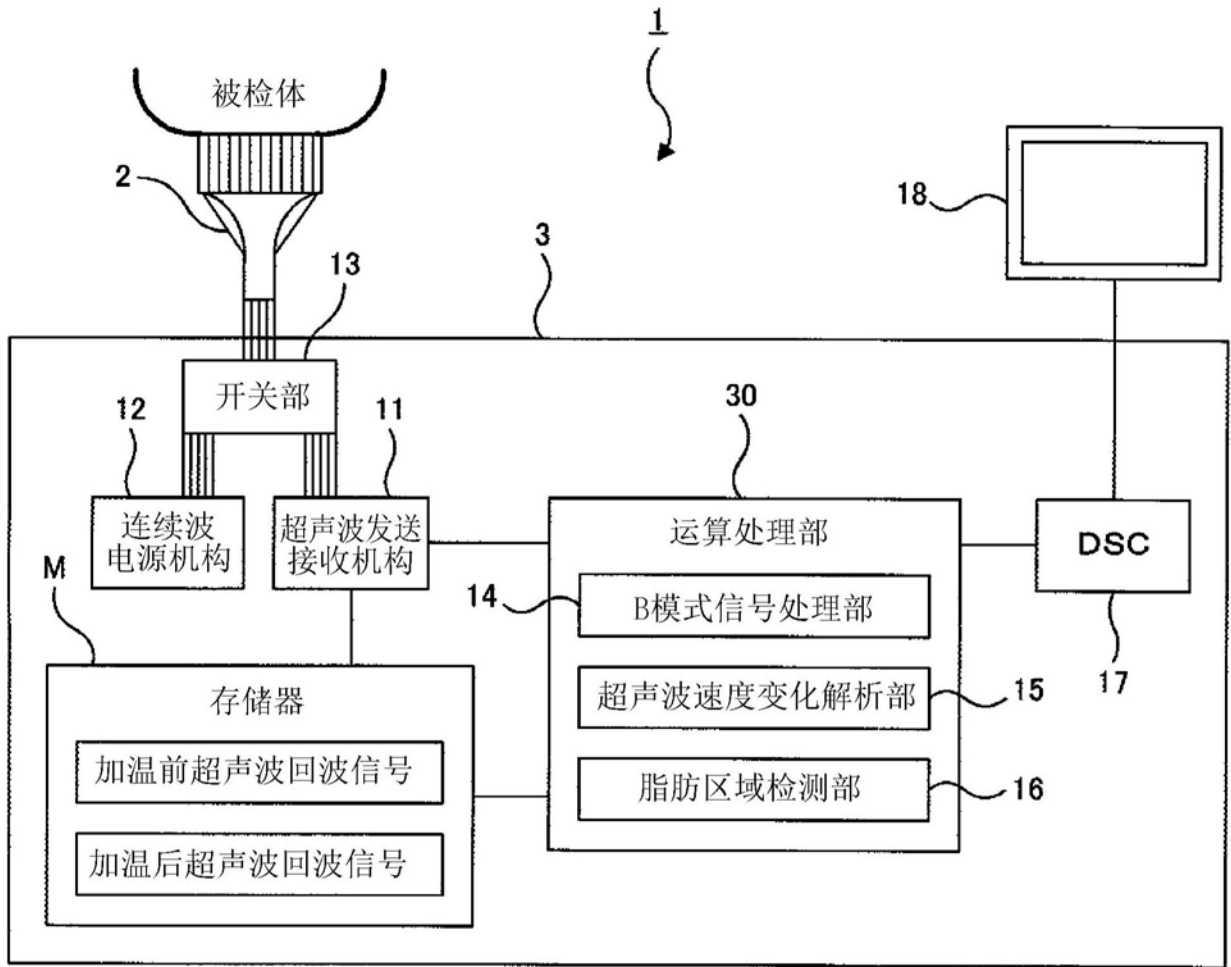


图1

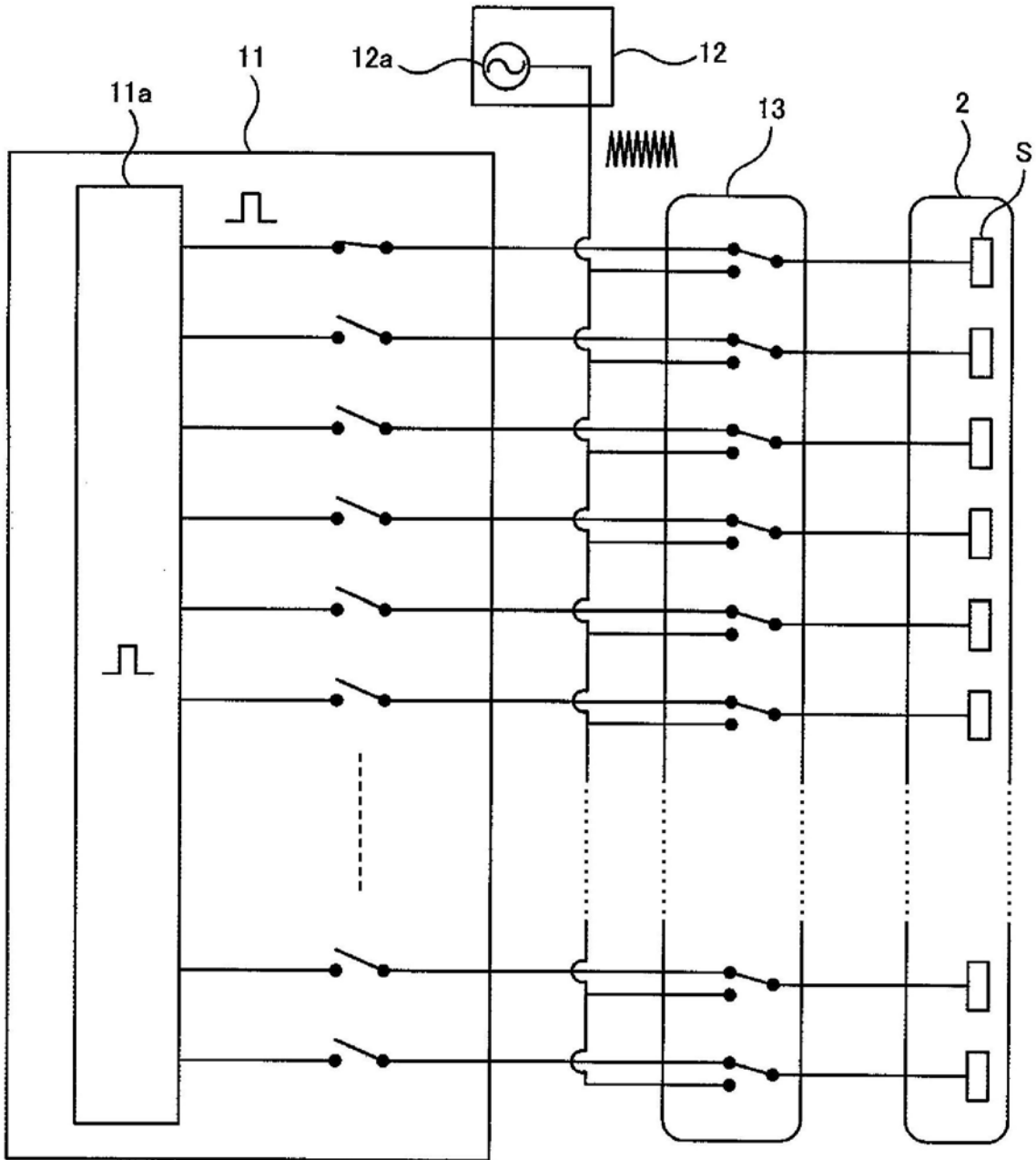


图2

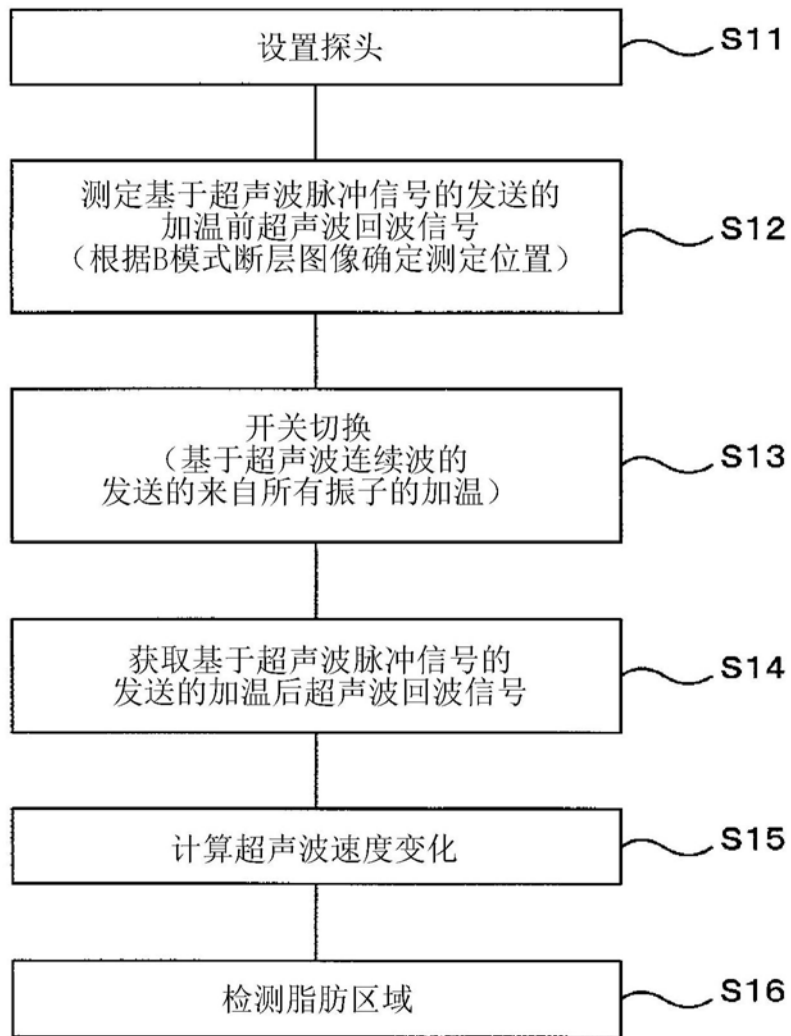


图3

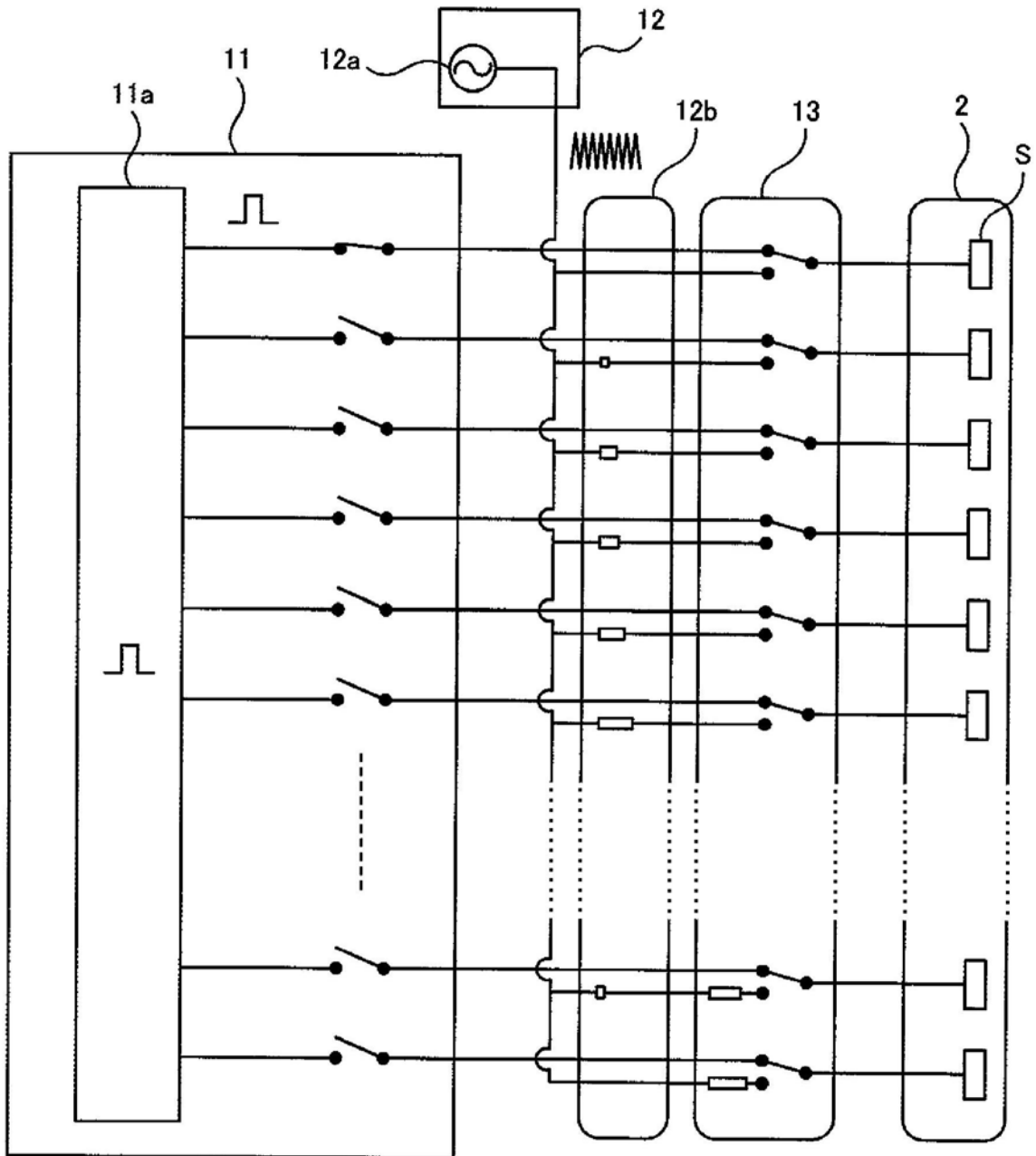


图4

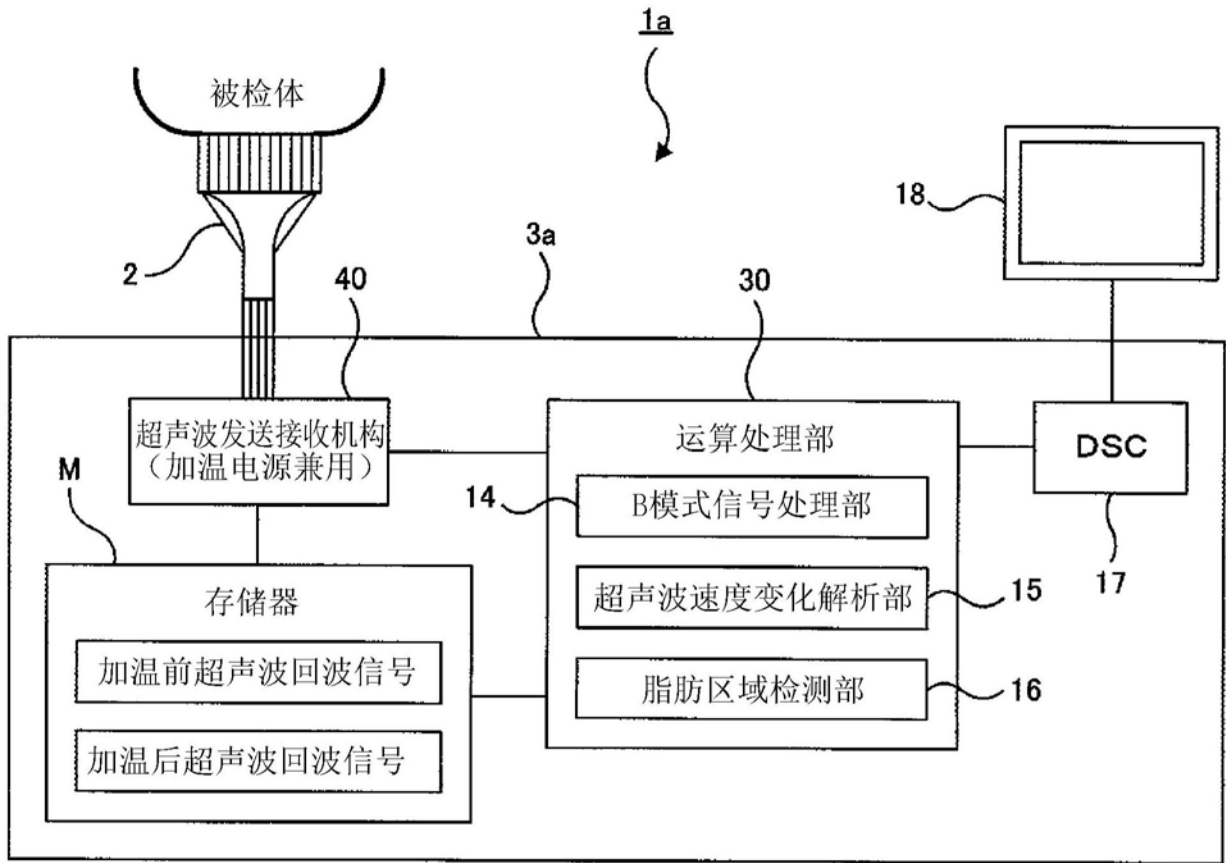


图5

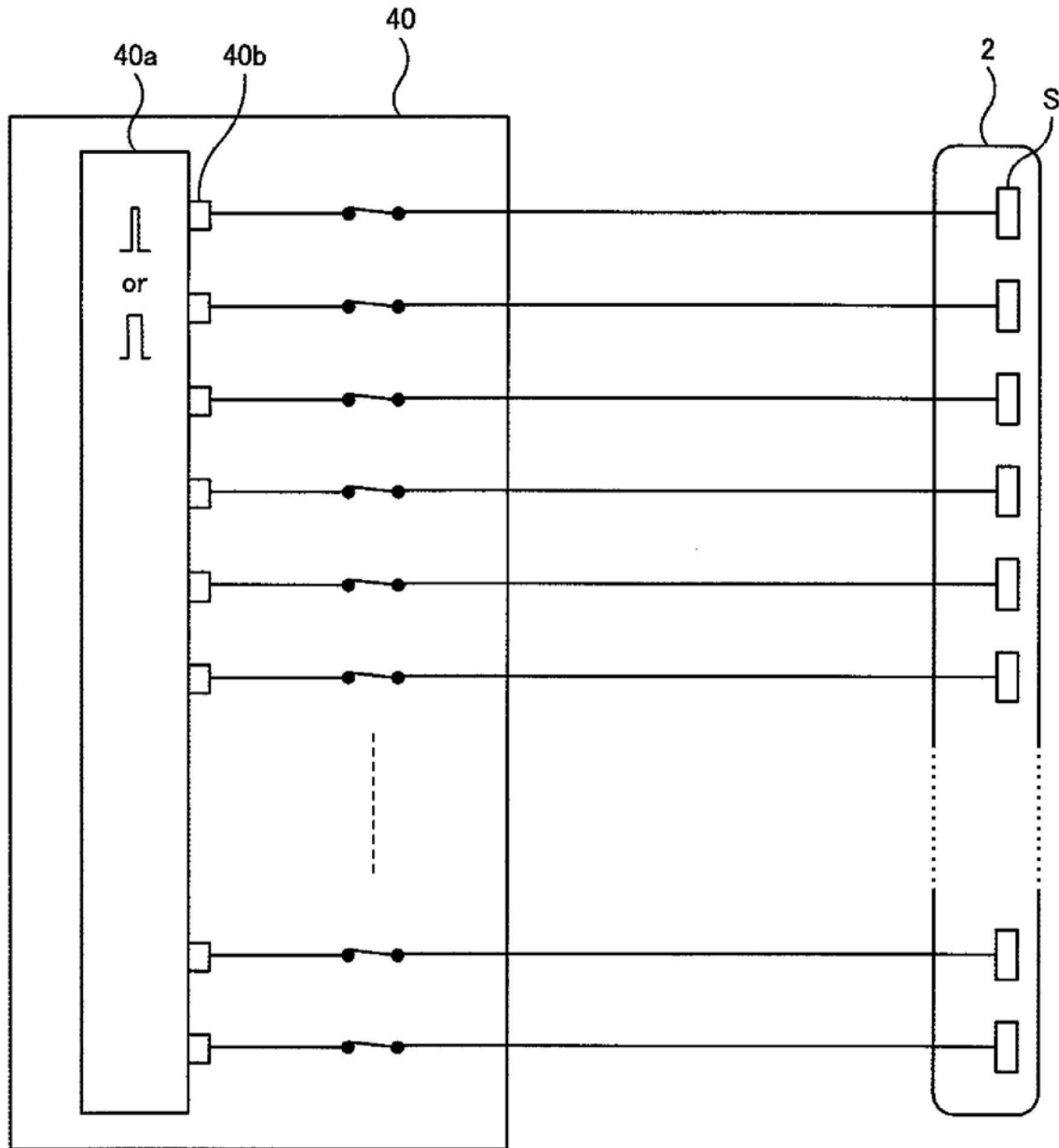


图6

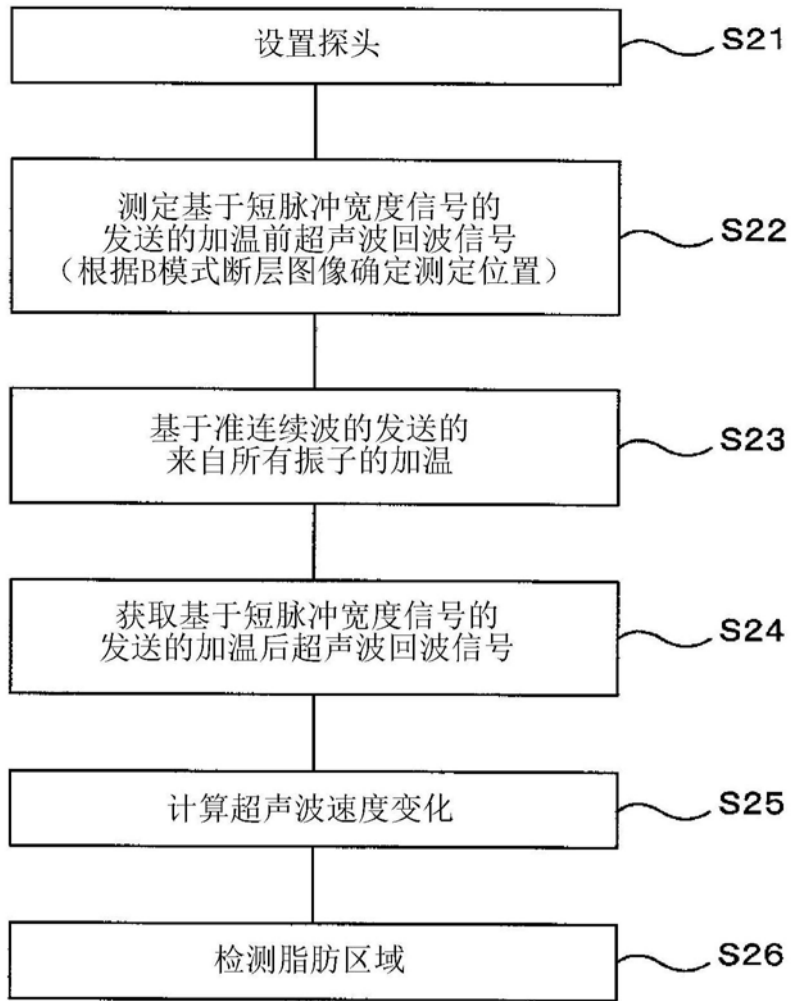


图7

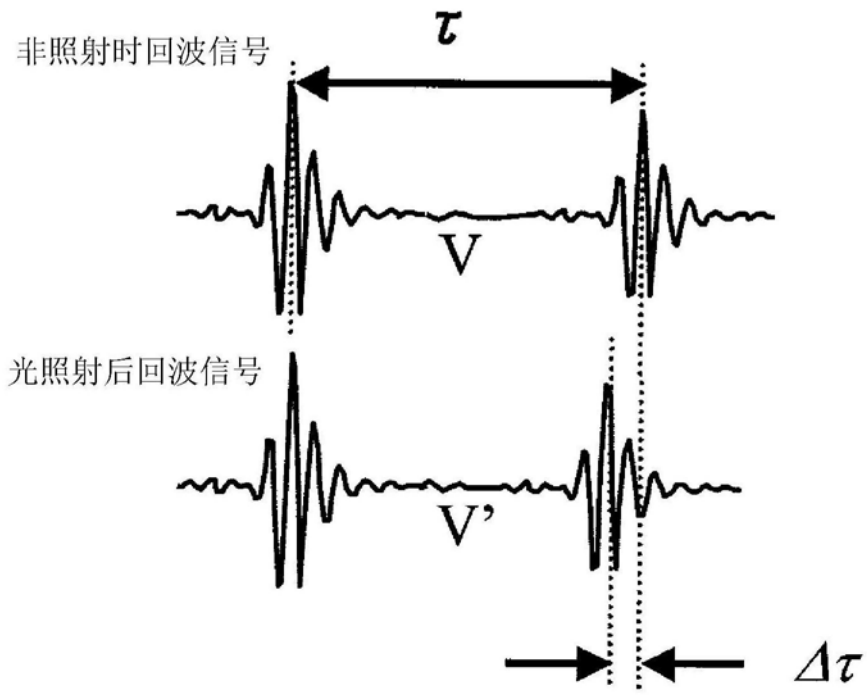


图8

专利名称(译)	脂肪诊断装置		
公开(公告)号	CN104905822B	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201510088683.5	申请日	2015-02-26
[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 爱德万测试株式会社		
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 爱德万测试株式会社		
[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		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014052595 2014-03-14 JP		
其他公开文献	CN104905822A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种脂肪诊断装置，即使在生物体深部或测定区域的外侧存在有骨组织的情况下也能够安全地进行脂肪诊断。脂肪诊断装置具有：探头(2)，其兼用于加温用的超声波照射和诊断用的超声波照射；以及超声波速度变化解析部(15)，其根据使用探头(2)从加温前以及加温后的测定区域获取的超声波回波信号，计算该区域的超声波速度变化，该脂肪诊断装置根据计算出的超声波速度变化来进行脂肪诊断。

