



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104905821 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 16

(21) 申请号 201510088645. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2015. 02. 26

A61B 8/08(2006. 01)

(30) 优先权数据

2014-052620 2014. 03. 14 JP

(71) 申请人 公立大学法人大阪府立大学

地址 日本大阪府

申请人 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

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 于靖帅

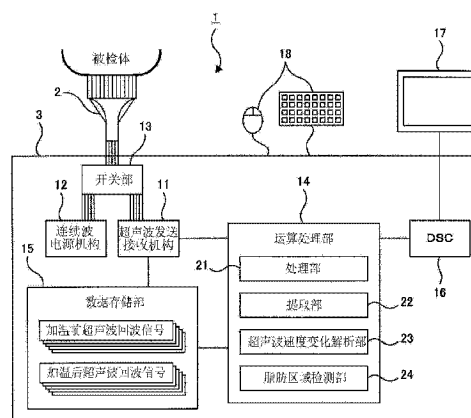
权利要求书1页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

脂肪诊断装置

(57) 摘要

本发明提供脂肪诊断装置,其能够抑制基于被测定者的呼吸、搏动等的周期变动的影响而进行超声波速度变化的测定及脂肪诊断。脂肪诊断装置构成为具备:处理部(21),其连续获取多帧的超声波回波信号,形成多帧的B模式图像组;数据存储器(15),其存储与分别在加温前后获取的B模式图像组对应的超声波回波信号;提取部(22),其在加温前后的任意一方的B模式图像组的帧间计算互相关并将任意1帧作为基准图像提取,并在另一方的B模式图像组的各帧与基准图像之间计算互相关并将任意1帧作为比较图像提取;以及超声波速度变化解析部(23),其根据与基准图像以及比较图像对应的超声波回波信号计算超声波速度变化从而形成超声波速度变化图像。



1. 一种脂肪诊断装置,其根据从测定区域获取的 1 帧的扫描条数的超声波回波信号形成 B 模式图像,并且,根据分别从加温前以及加温后的测定区域获取的 1 帧的扫描条数的超声波回波信号计算超声波速度变化而形成超声波速度变化图像,由此进行脂肪诊断,其特征在于,所述脂肪诊断装置具备:

处理部,其从周期变动的测定区域在周期变动的一周期内连续获取为了形成多帧的 B 模式图像组而需要的扫描条数的超声波回波信号,形成所述多帧的 B 模式图像组;

数据存储部,其存储与分别在加温前及加温后获取的多帧的 B 模式图像组对应的超声波回波信号;

提取部,其在加温前或者加温后的任意一方的 B 模式图像组的帧间计算表示图像变化的程度的互相关并将任意 1 帧作为基准图像提取,在加温前或者加温后的另一方的 B 模式图像组的各帧与所述基准图像之间计算表示图像变化的程度的互相关并将任意 1 帧作为比较图像提取;以及

超声波速度变化解析部,其根据与所述基准图像以及所述比较图像对应的扫描条数的超声波回波信号计算超声波速度变化而形成超声波速度变化图像。

2. 根据权利要求 1 所述的脂肪诊断装置,其中,

形成 B 模式图像时的每帧的扫描条数能够调整,

所述处理部构成为:当形成所述 B 模式图像组时,切换为将每 1 帧的扫描条数间除而增加所述周期变动的一周期中能够拍摄的帧数。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的脂肪诊断装置,其中,

所述互相关使用零均值归一化互相关。

4. 根据权利要求 3 所述的脂肪诊断装置,其中,

提取所述基准图像的互相关使用零均值归一化互相关之和。

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伴随有呼吸、搏动等生理性周期变动的生物体中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):通过对被检体照射能量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] 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。

[0004] 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的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测定区域进行用于加温的近红外线照射。

[0005] 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。

[0006] 对该装置中测定超声波速度变化从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光,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。

[0007] 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模式图像显示。

[0008] 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。

[0009] 图9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。

[0010] 此时,

$$V \cdot \tau = V' \cdot (\tau - \Delta \tau) \dots (1)$$

[0012] 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。

$$V' / V = \tau / (\tau - \Delta \tau) \dots (2)$$

[0014] 因此, 根据所测定的 2 个回波信号, 对关心区域的脉冲间隔 (τ)、波形移位量 ($\Delta \tau$) 求出互相关, 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))。

[0015] 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。

[0016] 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。

[0017] 水 : +2m/ 秒 · °C

[0018] 脂肪 : - 4m/ 秒 · °C

[0019] 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减小, 超声波速度变化的极性发生反转。

[0020] 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。

[0021] 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, 从而脂肪区域与其他部位明确区分地被图像显示。

[0022] 专利文献 1 : 日本特开 2001-145628 号公报

[0023] 专利文献 2 : 日本特开 2010-005271 号公报

[0024] 根据专利文献 2 所记载的脂肪诊断装置, 通过使用专用的探头进行加温并且进行超声波速度变化的测定, 从而形成加温前后的超声波速度变化图像, 只要检测超声波速度变化为负的区域便能够将脂肪区域图像化。

[0025] 不过, 在对生物体通过超声波速度变化图像进行脂肪诊断的情况下, 会产生以下的问题。

[0026] 为了获取超声波速度变化图像, 在加温前与加温后的不同温度下, 分别获取 B 模式图像形成所需要的扫描条数 (例如 128 条) 的超声波回波信号, 并在所获取的加温前以及加温后的 B 模式图像间的对应的超声波回波信号的部分区间彼此进行式 (2) 的运算。

[0027] 然而, 在生物体中会产生因呼吸、搏动等生理性动作所导致的组织边界的扩张、收缩、振动等周期性变动。因此, 在通过探头获取 B 模式图像形成所需要的扫描条数的超声波回波信号的情况下, 根据获取周期变动的一周期中的超声波回波信号的时机的不同, 在超声波速度变化图像的构建时周期性变动会对其造成影响, 从而成为测定误差、不鲜明性的重要因素。

[0028] 此外,虽然关于呼吸也存在在测定时使被测定者暂时停止呼吸从而能够改善的情况,但还存在如病人、婴儿等那样难以在测定中停止呼吸的被测定者的情况。另外,在以动物为测定对象的情况下也难以使呼吸停止。另一方面,关于搏动则难以有意识地将其停止。

发明内容

[0029] 因此,本发明的目的在于提供一种脂肪诊断装置,当基于超声波速度变化的获取脂肪诊断所需要的、加温前以及加温后的 2 个时刻的超声波回波信号时,即使产生因被测定者的呼吸、搏动等而导致的周期变动,也能够抑制周期变动的影响而进行超声波速度变化的测定,进而能够进行脂肪诊断。

[0030] 为了解决上述课题而完成的本发明的脂肪诊断装置根据从测定区域获取的 1 帧的扫描条数的超声波回波信号形成 B 模式图像,并且,根据分别从加温前以及加温后的测定区域获取的 1 帧的扫描条数的超声波回波信号计算超声波速度变化而形成超声波速度变化图像,由此进行脂肪诊断,其中,所述脂肪诊断装置具备:处理部,其从周期变动的测定区域,在周期变动的一周期内连续获取为了形成多帧的 B 模式图像组而需要的扫描条数的超声波回波信号,形成所述多帧的 B 模式图像组;数据存储部,其存储与分别在加温前及加温后获取的多帧的 B 模式图像组对应的超声波回波信号;提取部,其在加温前或者加温后的任意一方的 B 模式图像组的帧间计算表示图像变化的程度的互相关并将任意 1 帧作为基准图像提取,在加温前或者加温后的另一方的 B 模式图像组的各帧与所述基准图像之间计算表示图像变化的程度的互相关并将任意 1 帧作为比较图像提取;以及超声波速度变化解析部,其根据与所述基准图像以及所述比较图像对应的扫描条数的超声波回波信号计算超声波速度变化而形成超声波速度变化图像。

[0031] 一般情况下,生物体中会产生呼吸与搏动的动作重合的周期性变动。在本发明中,为了形成与该周期变动的一周期的期间内的多个时刻对应的多帧的 B 模式图像组,处理部连续获取为形成多帧的 B 模式图像组而需要的扫描条数的超声波回波信号。而且,对加温前及加温后的测定区域进行连续获取该超声波回波信号的处理,形成 2 个 B 模式图像组,并且,将所获取的超声波回波信号存储于数据存储部。作为提取部,为了在所存储的加温前或者加温后的任意一方的 B 模式图像组所包含的多帧的 B 模式图像之中决定帧间图像变化小的(类似度高的)1 帧,而计算帧间的互相关,并作为“基准图像”提取。这里的运算所使用的互相关,只要是能够将图像变化的程度(类似度)的大小数值化而进行比较的运算,便无特别限定。这样提取的“基准图像”会选择基于周期变动的图像变化的影响小、在大致静止的时刻获取的 B 模式图像。

[0032] 此外,作为提取部,在所存储的加温后或者加温前的 B 模式图像组(与包含“基准图像”的 B 模式图像组不同侧的 B 模式动画)所包含的 B 模式图像的各帧与所提取的“基准图像”之间,为了选择图像变化的程度小的(类似度高的)1 帧而计算互相关,并作为“比较图像”提取。

[0033] 这样提取的“比较图像”和“基准图像”是呼吸以及搏动大致相同的状态的 B 模式图像,并且,会选择大致静止的时刻处的 B 模式图像。

[0034] 而且,超声波速度变化解析部根据分别与所选择的“基准图像”和“比较图像”对应的超声波回波信号,计算超声波速度变化而形成超声波速度变化图像。由此,能够形成根

据呼吸及搏动成为相同状态的瞬间、且大致静止的瞬间的加温前及加温后的超声波回波信号计算了超声波速度变化的超声波速度变化图像。

[0035] 根据本发明,由于能够根据呼吸及搏动为相同状态的时机、且大致静止的瞬间的加温前后的超声波回波信号形成超声波速度变化图像,因此能够实现基于最大程度地排除了呼吸及搏动的影响的超声波速度变化图像的脂肪诊断。

[0036] 上述发明中,还可以构成为:能够对形成B模式图像时的每帧的扫描条数进行调整,所述处理部构成为:当形成所述B模式图像组时,切换为将每1帧的扫描条数间除而增加所述周期变动的一周期中能够拍摄的帧数。

[0037] 通过间除扫描条数能够提高帧频,能够增大单位时间的能够拍摄的B模式图像的帧数。由此,对于基准图像及比较图像的选择,能够从更多的帧数中选择最适合的图像。此外,通过对每1帧的扫描条数进行间除,虽然图像本身的分辨率变差,但由于肝脏等中的脂肪分布的空间的变化较小,因此并不要求太高的分辨率。由此,在最初用于确定测定位置的预先观察时,预先增加每1帧的扫描条数而提高分辨率,在确定了测定位置后,当通过处理部获取B模式动画时,将扫描条数间除而提高帧频,由此能够进行适于脂肪诊断的测定。

[0038] 上述发明中,也可以对互相关的计算使用零均值归一化互相关(ZNCC)。

[0039] 这里,通过下述式(3)得到ZNCC。

[0040]

$$R_{ZNCC} = \frac{\sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} ((I(i, j) - \bar{I})(T(i, j) - \bar{T}))}{\sqrt{\sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} (I(i, j) - \bar{I})^2 \times \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{M-1} (T(i, j) - \bar{T})^2}} \quad \dots (3)$$

[0041] 这里,图像的尺寸(像素数)为M×N,加温前后各自的图像中的像素位置(i, j)的振幅(像素的亮度)为I(i, j)、T(i, j),各图像的振幅(像素的亮度)均值如下。

[0042]

$$\bar{I}, \bar{T}$$

[0043] R_{ZNCC} 取 $-1 < R_{ZNCC} < 1$ 的值,越接近1则越具有高相关性。

[0044] 根据使用了该式的运算,能够得到将2个图像的每个对应像素的亮度变化综合地数值化后的相关,能够确切地数值表现图像变化的程度(类似度)。

[0045] 上述发明中,也可以对提取所述基准图像的互相关使用零均值归一化互相关(ZNCC)之和。

[0046] 由此,能够确认相邻的3个以上的帧间的相关的强度,因此能够更确切地数值表现图像的静止状态。

附图说明

[0047] 图1是示出本发明的一个实施方式的脂肪诊断装置的整体结构的框图。

[0048] 图 2 是示出使用 1 个探头进行诊断用超声波脉冲波的发送接收与加温用超声波连续波的发送时的结构部分的图。

[0049] 图 3 是示出脂肪诊断装置的测定动作顺序的流程图。

[0050] 图 4 是对用于选择基准图像的互相关的运算进行说明的图。

[0051] 图 5 是示出动物实验中的互相关之和 $SR(n)$ 的计算例的图。

[0052] 图 6 是对用于选择比较图像的互相关的运算进行说明的图。

[0053] 图 7 是示出动物实验中的互相关 $R_{ZNC}(nS)$ 的计算例的图。

[0054] 图 8 是示出超声波速度变化图像的一个例子的图。

[0055] 图 9 是示出加温前后的超声波回波信号的示意图。

[0056] 标号说明

[0057] 1:脂肪诊断装置;2: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:运算处理部;15:数据存储部(存储器)16:图像显示控制部(DSC);17:显示装置(液晶面板);18:输入装置(鼠标,键盘);21:处理部;22:提取部;23:超声波速度变化解析部;24:脂肪区域检测部。

具体实施方式

[0058] (装置结构)

[0059] 以下,利用附图对本发明的实施方式进行说明。其中,这里以进行肝脏(脂肪肝)的测定的情况为例进行说明。

[0060] 图 1 是示出发明的一个实施方式的脂肪诊断装置的整体结构的框图,图 2 是示出用于使用 1 个探头来进行诊断用的超声波脉冲波的发送接收和加温用超声波连续波的发送的结构部分的图。

[0061] 脂肪诊断装置 1 构成为包括探头 2 和控制部 3,该控制部 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。

[0062] 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。为了使从振子射出的超声波能够从相邻肋骨之间朝向深部的肝脏进入,使振子的厚度比肋骨间的宽度小,具体而言使厚度为 15mm 以下。另外,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。

[0063] 控制部 3 包含具有存储器、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基于 B 模式图像的诊断、脂肪诊断的操作以及解析所需要的控制。若对这些控制中与本发明相关的结构部分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 14、数据存储部(存储器)15、图像显示控制部(digital scan converter:数字扫描转换器;DSC)16、显示装置(液晶面板)17 以及输入装置(鼠标、键盘等)18。

[0064] 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。

[0065] 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。通过以 1 帧的扫描条数反复进行这样的发送和接收的控制,获取形成 1 帧的 B 模式图像的超声波回波信号。

[0066] 所接收的 1 帧的超声波回波信号被存储于数据存储部(存储器)15 并被发送至运算处理部 14,需要时能够将其读出而进行运算处理。

[0067] 另外,超声波发送接收机构 11 通过连续进行上述发送以及接收的控制的“动画模式”下的发送接收,能够获取多帧的连续的 B 模式图像组、即与 B 模式动画对应的超声波回波信号。此时多帧的超声波回波信号存储于数据存储部 15 并被发送至运算处理部 14。

[0068] 然后当求出超声波速度变化图像时,在测定区域的加温前及加温后,分别通过动画模式而由超声波发送接收机构 11 进行发送以及接收的控制,与加温前的 B 模式图像组(B 模式动画)对应的多帧的加温前超声波回波信号、与加温后的 B 模式图像组(B 模式动画)对应的多帧的加温后超声波回波信号分别被存储于数据存储部 15。

[0069] 此外,能够通过来自输入装置 18 的输入操作对基于超声波发送接收机构 11 的每 1 帧的扫描条数进行调整,能够自由地进行调整:或增加扫描条数而提高画质但延迟帧频,或减少扫描条数而使画质劣化但提高帧频。而且在“动画模式”下,只要未通过手动操作积极地变更,便能够以自动地间除扫描条数而提高帧频的方式进行调整。

[0070] 连续波电源机构 12 进行如下控制:当对被检体的测定区域进行加温时,从高频电源 12a 输出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。

[0071] 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,由电子开关或者小型继电器构成,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。由此,能够切换从 1 个探头 2 向被检体的加温用的超声波连续波的照射和诊断用的超声波脉冲波的照射来进行照射。

[0072] 此外,虽省略详细说明,但也可以通过在加温侧的电路内根据需要追加延迟电路等方式进行电子对焦,从而以超声波束收敛于所希望的部位的方式进行加温。

[0073] 运算处理部 14 利用通过超声波发送接收机构 11 而获取的超声波回波信号、或获取后存储于数据存储部 15 的超声波回波信号,全盘地进行用于进行 B 模式图像诊断或脂肪诊断的处理以及解析所需要的运算处理。能够通过处理部 21、提取部 22、超声波速度变化解析部 23 进而脂肪区域检测部 24 的各功能模块对本发明中进行的演算处理进行说明。

[0074] 处理部 21 进行如下处理:使超声波发送接收机构 11 驱动,从周期变动的测定区域连续地获取为了形成周期变动的一周期内的多帧的 B 模式图像组而需要的扫描条数的超声波回波信号,并存储于数据存储部 15,并且,通过所获取的超声波回波信号形成多帧的 B 模式图像组(B 模式动画)。存储于数据存储部 15 后,进行从中读出并形成 B 模式图像组的

处理。另外,这里所谓的“形成 B 模式图像组”,将连续获取的多帧的 B 模式图像的超声波回波信号分配给每 1 帧的扫描条数的超声波回波信号,并使一个个帧的 B 模式图像与所获取的超声波回波信号对应即可。即,若能够进行所获取的多帧的超声波回波信号的各个与构成各 B 模式图像的各扫描线的位置的对应,便实现了这里所谓的“形成 B 模式动画”。而且所形成的 B 模式图像组被写入图像显示控制部 (DSC) 16。

[0075] 另外,当形成超声波速度变化图像时,需要形成加温前及加温后的 2 个 B 模式动画,因此在加温前后进行获取超声波回波信号的 2 次处理,在数据存储部 15 中存储有与加温前的 B 模式动画对应的多帧的加温前超声波回波信号以及与加温后的 B 模式动画对应的多帧的加温后超声波回波信号。

[0076] 提取部 22 进行如下处理:在通过处理部 21 而形成的加温前(或加温后)的 B 模式动画的各帧间,根据式 (3) 计算二维的互相关,并将任意 1 帧作为“基准图像”提取。

[0077] 此外提取部 22 还进行如下处理:在与提取“基准图像”时使用的不同的加温后(加温前)的 B 模式动画的各帧与“基准图像”之间,根据式 (3) 计算二维的互相关,并将任意 1 帧作为“比较图像”提取。

[0078] 超声波速度变化解析部 23 进行如下处理:根据与图 9 中说明的现有例相同的原理/方法,对与所提取的“基准图像”以及“比较图像”对应的超声波回波信号(存储于数据存储部 15 的各 1 帧的超声波回波信号)的每个部分区间,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,计算测定区域内的组织的边界间的脉冲间隔(τ)。而且根据式 (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) 16。

[0079] 脂肪区域检测部 24 根据计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。而且将脂肪区域图像以能够与其他的区域相区别的方式(例如进行颜色区分)写入图像显示控制部 (DSC) 16。

[0080] 图像显示控制部 (DSC) 16 进行如下控制:将通过处理部 21、超声波速度变化解析部 23、脂肪区域检测部 24 而写入的图像数据以图像的方式显示在液晶面板等的显示装置 17 中。

[0081] (测定动作)

[0082] 接下来,利用图 3 的流程图对脂肪诊断装置 1 所进行的肝脏(脂肪肝)的测定动作顺序的一例进行说明。

[0083] 将开关部 13 切换至与超声波发送接收机构 11 相连的“诊断侧端子”,将探头 2 的振子 S 从被检体的肋骨之间朝向作为测定区域的肝脏设置 (S11)。

[0084] 然后进行用于微调测定位置的预先观察。此时也可以以“动画模式”观察,但由于最终希望以鲜明图像查找测定位置,因此通过不对扫描条数进行间除而拍摄到的 B 模式图像(静止图像)确认测定区域。

[0085] 接着在“动画模式”下进行加温前的超声波回波信号的测定 (S12)。即以获取产生于被检体的周期变动的一周期内的多帧的超声波回波信号的方式,在比周期变动的一周期长的期间,反复发送超声波脉冲波信号,并且,接收从被检体反射而来的超声波回波信号。

[0086] 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。将所获取的多帧

的“加温前超声波回波信号”存储,并且,形成 B 模式图像组 (B 模式动画),并经由图像显示控制部 (DSC) 16 显示于显示装置 17。

[0087] 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 切换至与连续波电源机构 12 相连的“加温侧端子”,从全部振子照射超声波连续波而进行加温直至测定区域上升 2℃左右 (S13)。

[0088] 接着,若测定区域在加温状态下稳定,则以“动画模式”进行加温后的超声波回波信号的测定 (S14)。即,停止加温并且将开关部 13 切换至“诊断侧端子”。而且在加温刚刚停止后温度下降之前,采用与 S12 相同的测定条件,再次反复发送超声波脉冲波信号,并且接收从被检体反射而来的超声波回波信号,存储多帧的“加温后超声波回波信号”并且形成 B 模式图像组 (B 模式动画) 并显示于显示装置 17。

[0089] 此外,通过在装置中预先安装控制序列 (sequence),能够可靠且稳定地进行此处的操作,所述控制序列用于仅仅通过进行加温停止的输入操作,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以及直至超声波回波信号的接收这一系列的动作。

[0090] 接着,从温度变化前 (加温前) 的 B 模式图像组 (B 模式动画) 中提取基准图像 (S15)。

[0091] 即,在加温前的 B 模式图像组所包含的 B 模式图像的帧间计算基于式 (3) 的互相关 R_{ZNCC} 。

[0092] 具体而言,如图 4 所示,当令 B 模式图像组所包含的 B 模式图像为 $F(1)$ 、 $F(2)$ 、 $\dots$ 、 $F(n-1)$ 、 $F(n)$ 、 $F(n+1)$ 、 $\dots$ 时,依次计算 $F(1)$ 与 $F(2)$ 的互相关 $R_{ZNCC}(1)$ 、 $F(2)$ 与 $F(3)$ 的互相关 $R_{ZNCC}(2)$ 、 $\dots$ 、 $F(n-1)$ 与 $F(n)$ 的互相关 $R_{ZNCC}(n-1)$ 、 $F(n)$ 与 $F(n+1)$ 的互相关 $R_{ZNCC}(n)$ 、 $\dots$ 。如已说明的那样, R_{ZNCC} 是 $-1 < R_{ZNCC} < 1$ 之间的值,越接近 1 则越具有高相关性,2 个图像的类似性越高。换言之, R_{ZNCC} 越接近 1,越成为 2 个图像间的变化小的图像 (接近静止图像)。据此,通过选择互相关 R_{ZNCC} 最接近 1 的图像,能够将变化小的图像选择为基准图像。

[0093] 此外,可以根据上述的互相关 R_{ZNCC} 选择基准图像,不过在希望进一步追求图像间的稳定性的情况下,还可以计算出下式 (4) 所示的 2 个连续的互相关 R_{ZNCC} 彼此之和 $SR(n)$ 。

[0094] $SR(n) = R_{ZNCC}(n) + R_{ZNCC}(n+1) \dots$ (4)

[0095] 该 $SR(n)$ 是 $-2 < R_{ZNCC} < 2$ 之间的值,越接近 2 则越具有高相关性,连续的 3 帧的图像的类似性越高。换言之, $SR(n)$ 越接近 2,则越成为 3 个图像间的变化小的图像。据此,通过选择互相关 R_{ZNCC} 彼此之和 $SR(n)$ 最接近 2 的图像,将 3 帧连续且变化小的图像选择为基准图像。

[0096] 图 5 是示出使用了兔子的动物实验中的互相关之和 $SR(n)$ 的计算例的图。图中,横轴是根据加温前的超声波回波信号形成的连续的 B 模式图像组的帧编号,纵轴是 $SR(n)$ 的值。

[0097] 该图中,包含约 4.5 周期的大振幅的变动,并对其重叠有小振幅且小周期的变动。大振幅的变动是基于呼吸的变动,小振幅的变动是基于搏动的变动。在约 4.5 周期的周期变动中形成 600 帧的 B 模式图像。

[0098] 大振幅的变动之中, $SR(n)$ 的值上升至接近 2 (排除小振幅 (搏动) 的影响) 并暂时保持为接近 2 的期间体现了从呼气起直至呼尽的期间, $SR(n)$ 的值上升至 1.5 ~ 1.7 左

右并在峰值之后急剧下降的瞬间则体现了吸气吸尽的瞬间。

[0099] 本例中示出如下情况：在直至呼气呼尽的期间中，而且在搏动扩张结束的瞬间、或者收缩结束的瞬间的静止期间的 SR 的值上升至接近 2 从而作为图像最稳定。

[0100] 由此，通过实际选择 SR 的值接近 2 的值，能够将图像变化小的最接近静止状态的图像作为“基准图像”（以下称为 F(S)）提取。

[0101] 接着，从温度变化后（加温后）的 B 模式图像组（B 模式动画）之中提取比较图像（S16）。即，在加温后的 B 模式图像组所包含的 B 模式图像的各帧与基准图像 F(S) 之间，计算基于式 (3) 的互相关 R_{ZNCC} 。

[0102] 具体而言，如图 6 所示，当令加温后的 B 模式图像组所包含的 B 模式图像为 G(1)、G(2)、…、G(n)、…时，依次计算 G(1) 与 F(S) 的互相关 $R_{ZNCC}(1S)$ 、G(2) 与 F(S) 的互相关 $R_{ZNCC}(2S)$ 、…、G(n) 与 F(S) 的互相关 $R_{ZNCC}(nS)$ 、…。该情况下依然是 R_{ZNCC} 越接近 1 则越成为 2 个图像间的变化小的图像（类似图像）。据此通过选择互相关 R_{ZNCC} 最接近 1 的图像，能够将与基准图像类似的图像作为“比较图像”（以下称为 G(S)）提取。

[0103] 图 7 是示出使用了兔子的动物实验中的与基准图像的互相关 $R_{ZNCC}(nS)$ 的计算例的图。图中，横轴是根据加温后的超声波回波信号形成的连续的 B 模式图像的帧编号，纵轴是 $R_{ZNCC}(nS)$ 的值。

[0104] 同样在该图中，大振幅的变动是基于呼吸的变动，小变动是基于搏动的变动。每个大振幅的呼吸的变动的周期中 $R_{ZNCC}(nS)$ 的值上升至 0.8 ~ 接近 1 而呈现峰值。峰值位置在 0.8 ~ 1 之间变动是受到搏动的影响，当呼吸与搏动这双方同步时峰值位置最接近 1。

[0105] 由此，通过选择 $R_{ZNCC}(nS)$ 的值接近 1 的峰值处的帧，能够将接近基准图像的状态下的图像作为“比较图像”（以下称为 G(S)）提取。

[0106] 接着，读出与基准图像 F(S) 对应的超声波回波信号和与比较图像 G(S) 对应的超声波回波信号，求出脉冲间隔 (τ)、波形移位量 ($\Delta \tau$)，并进行基于式 (2) 的运算来计算超声波速度变化 (S17)。而且，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。

[0107] 接着，根据计算出的超声波速度变化的数据检测超声波速度比 (V'/V) 比 1 小的区域，并将该区域判定为脂肪区域。而且以将脂肪区域显示于显示装置的方式写入图像显示控制部 (DSC) 16 (S18)。

[0108] 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 17，由此显示脂肪诊断结果。

[0109] （实施例）

[0110] 图 8 是示出对脂肪区域进行了颜色区分的超声波速度变化图像的一个例子的图，图 8 的 (a) 示出按照上述顺序提取基准图像 F(S) 和比较图像 G(S) 而生成的超声波速度变化图像。另一方面，图 8 的 (b) 示出忽略周期变动而通过在加温前后随机提取的帧（未进行呼吸、搏动的同步的状态）而生成的超声波图像。另外，图 8 的 (c) 是作为基准图像 F(S) 的 B 模式图像。

[0111] 在图 8 的 (a) 中充分获取了相对于周期变动的同步（移动补偿）而鲜明地显现了脂肪区域，与之相对，在图 8 的 (b) 中只能得到不鲜明的图像。

[0112] 这样根据本发明，能够排除基于呼吸或搏动的周期变动的影响，由此能够通过鲜

明的图像进行脂肪诊断。

[0113] (变形例)

[0114] 本发明并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。

[0115] 例如,在上述实施方式中,先获取加温前的回波信号,此后通过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如下方式:在观察 B 模式图像而确定了测定位置后,先进行加温,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。

[0116] 另外,在上述实施方式中,从温度变化前(加温前)的 B 模式图像组选择基准图像,并从温度变化后(加温后)的 B 模式图像组选择比较图像,但也可以将其调换。

[0117] 另外,在上述实施方式中为了“基准图像”的提取而使用了式(4)所示的 2 项互相关 R_{ZNCC} 之和 $SR(n)$,但也可以进一步增加项数而使用 3 项以上的互相关 R_{ZNCC} 之和。

[0118] 例如通过使用 3 项互相关之和,能够将在 4 帧的连续图像间的变化小的图像选择为基准图像。

[0119] 另外,在上述实施方式中进行基于超声波能量的加温,但根据测定区域的深度不同也可以进行基于光照射等的方法的加温。

[0120] 【产业上的可利用性】

[0121] 本发明能够利用于进行伴随有周期变动的生物体中的脂肪诊断的脂肪诊断装置。

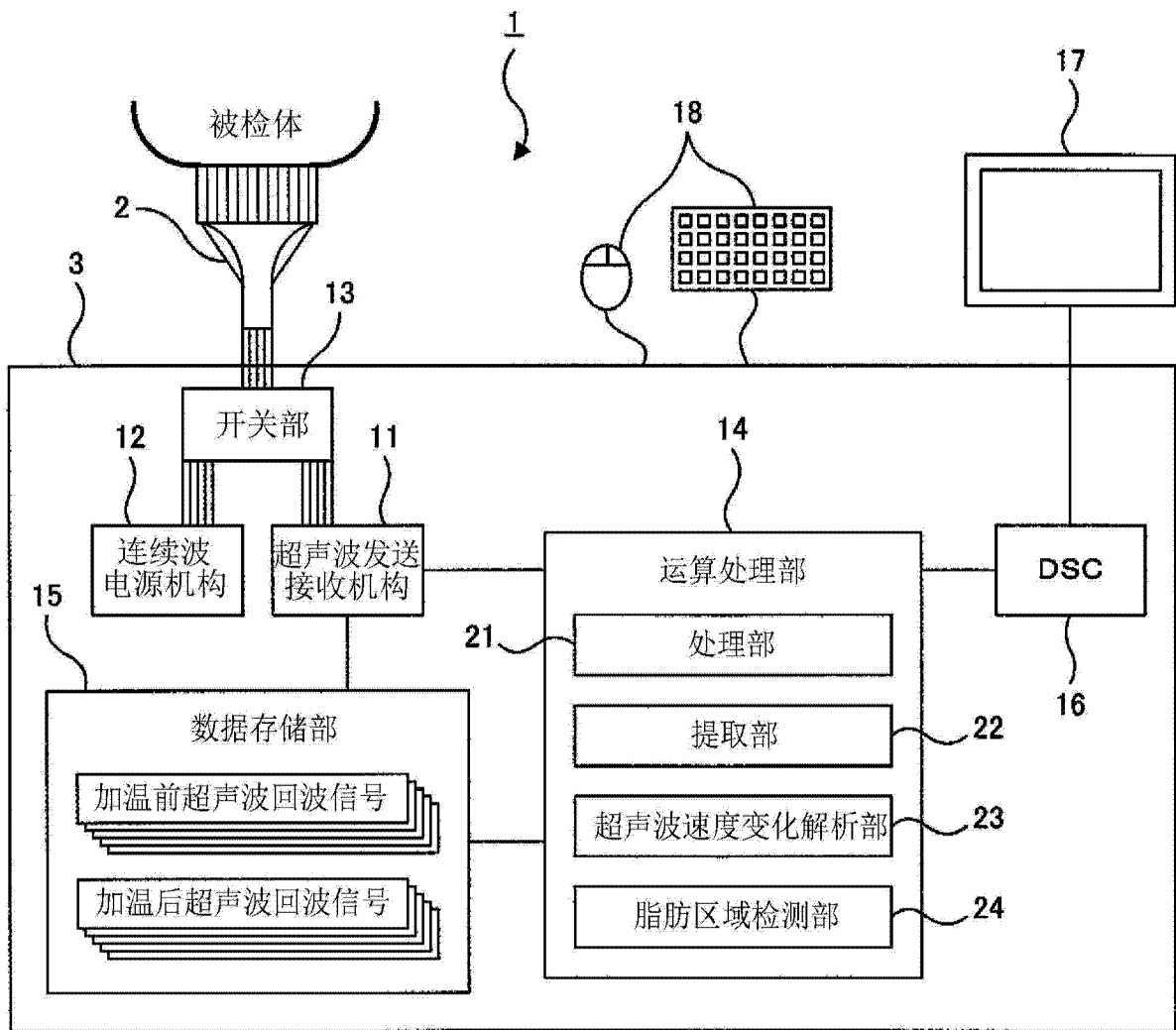


图 1

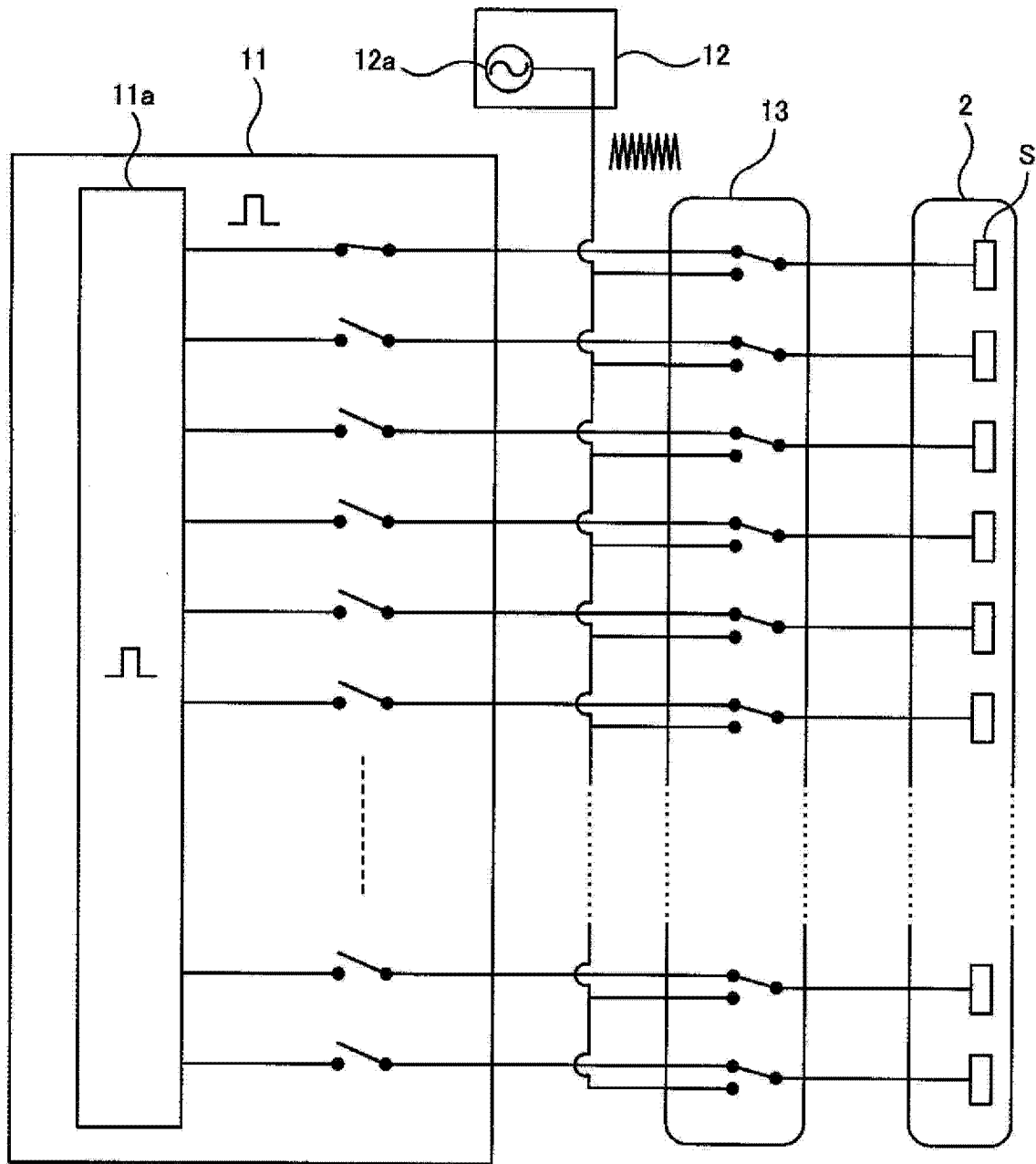


图 2

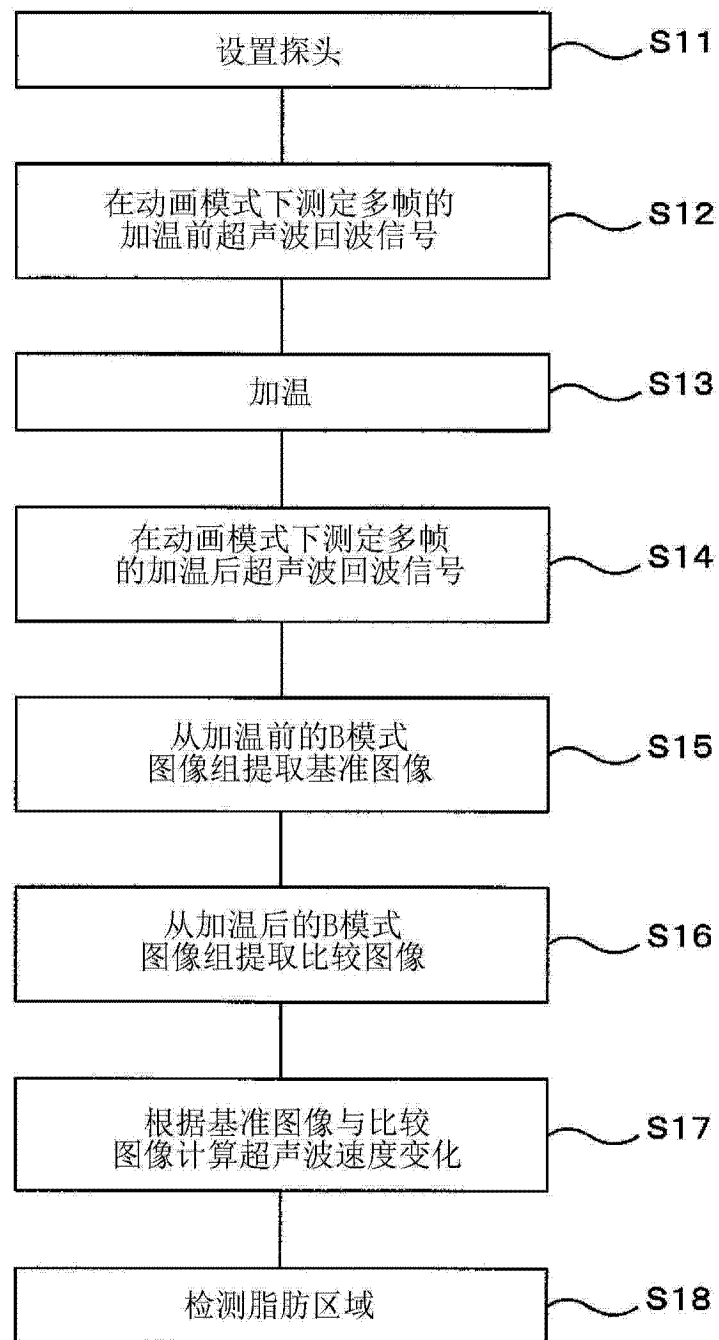


图 3

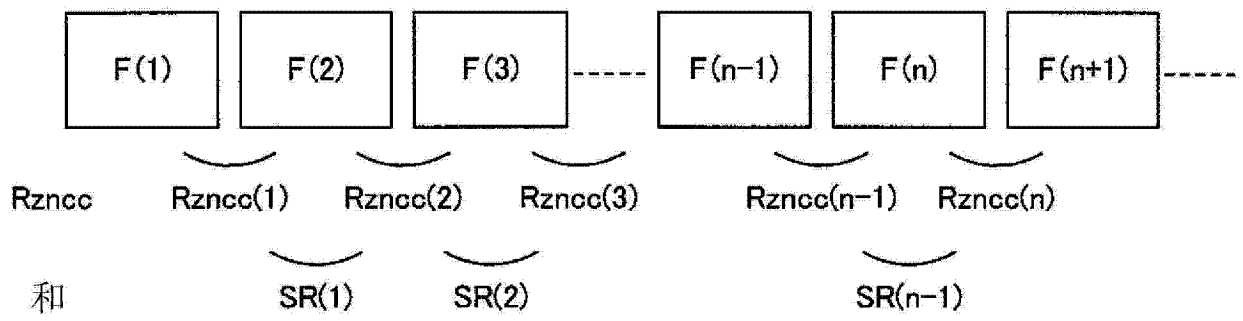


图 4

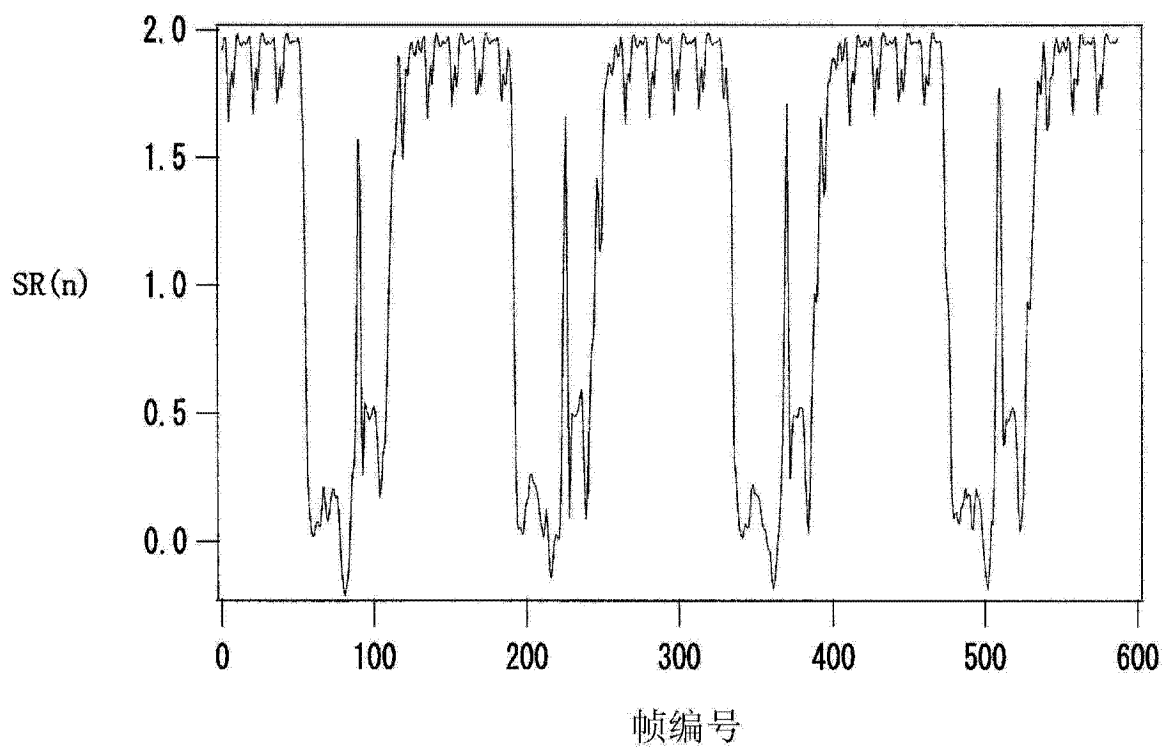


图 5

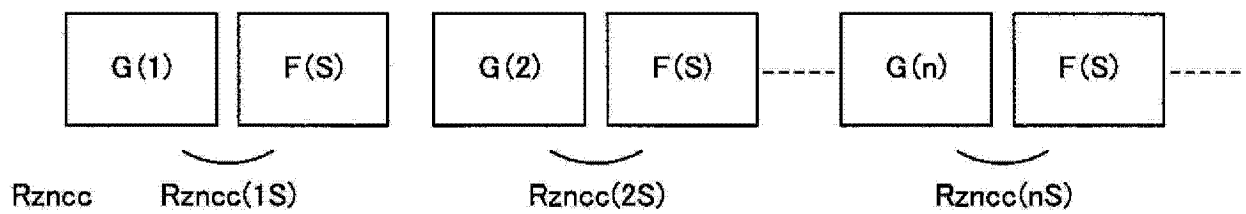


图 6

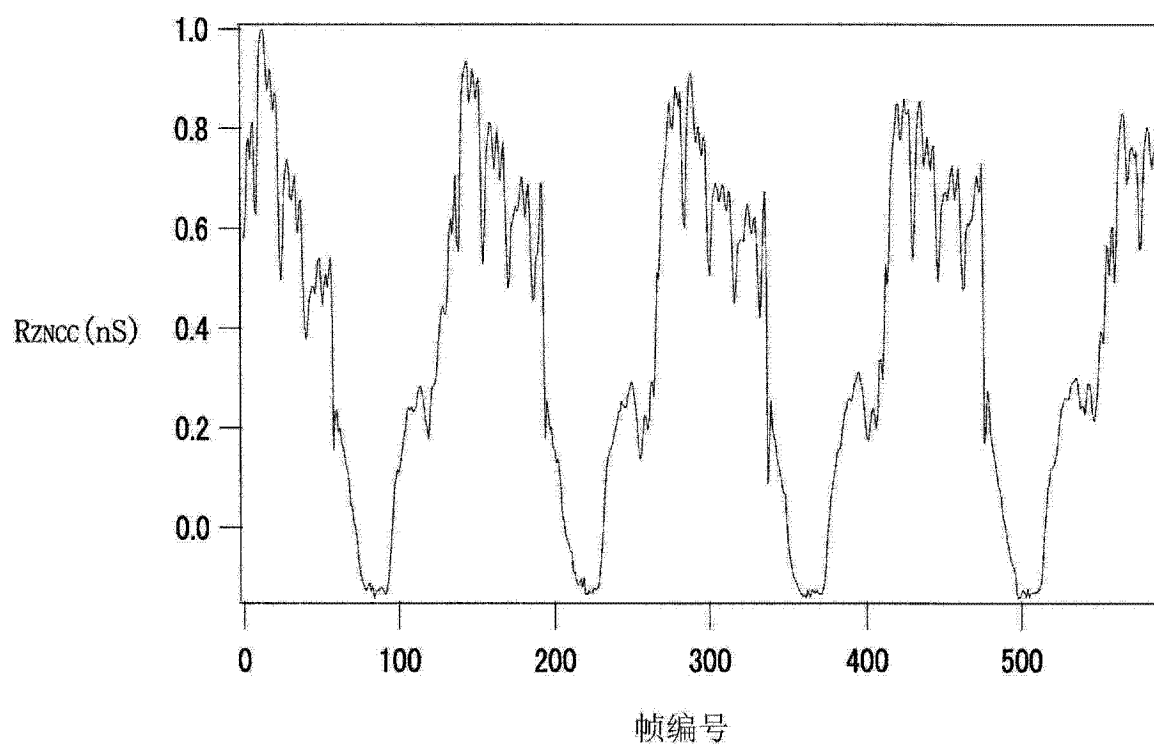


图 7

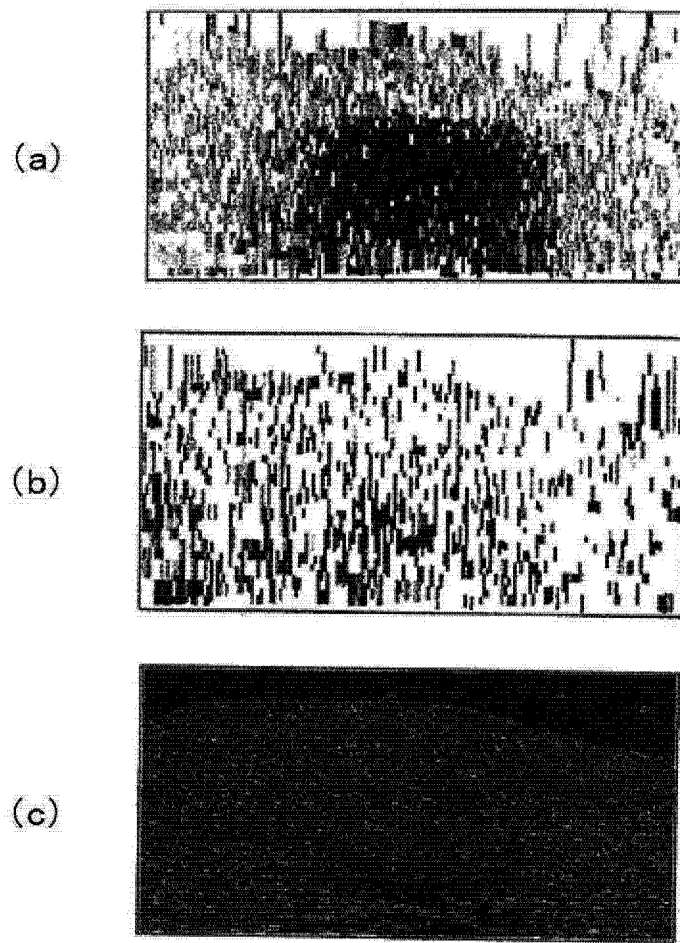


图 8

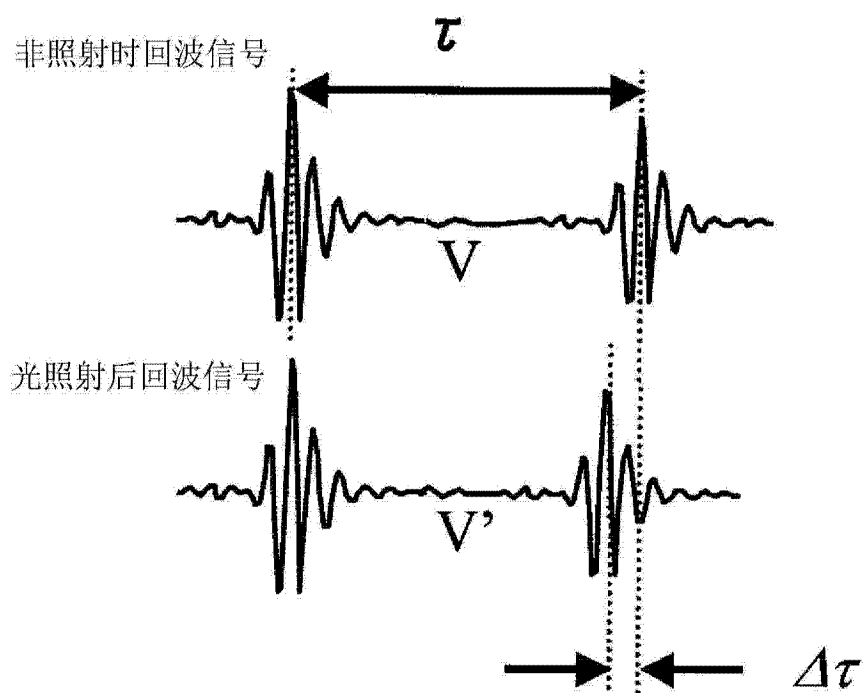


图 9

专利名称(译)	脂肪诊断装置		
公开(公告)号	CN104905821A	公开(公告)日	2015-09-16
申请号	CN201510088645.X	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		
发明人	堀中博道 森川浩安		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/14 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/08 A61B5/4872 A61B8/085 A61B8/0858		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014052620 2014-03-14 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供脂肪诊断装置，其能够抑制基于被测定者的呼吸、搏动等的周期变动的影响而进行超声波速度变化的测定及脂肪诊断。脂肪诊断装置构成为具备：处理部(21)，其连续获取多帧的超声波回波信号，形成多帧的B模式图像组；数据存储部(15)，其存储与分别在加温前后获取的B模式图像组对应的超声波回波信号；提取部(22)，其在加温前后的任意一方的B模式图像组的帧间计算互相关并将任意1帧作为基准图像提取，并在另一方的B模式图像组的各帧与基准图像之间计算互相关并将任意1帧作为比较图像提取；以及超声波速度变化解析部(23)，其根据与基准图像以及比较图像对应的超声波回波信号计算超声波速度变化从而形成超声波速度变化图像。

