



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104540453 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 22

(21) 申请号 201380042374. 3

三竹毅 佐久间一郎 门胁孝

(22) 申请日 2013. 07. 23

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

11225

(30) 优先权数据

2012-176613 2012. 08. 09 JP

代理人 黄威 苏萌萌

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 02. 09

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/069915 2013. 07. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/024679 JA 2014. 02. 13

(71) 申请人 国立大学法人东京大学

地址 日本东京

申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

(72) 发明人 洼田直人 小泉宪裕 廖洪恩

浅野岳晴 汤桥一仁 周游

光石卫 大西真 射谷和德

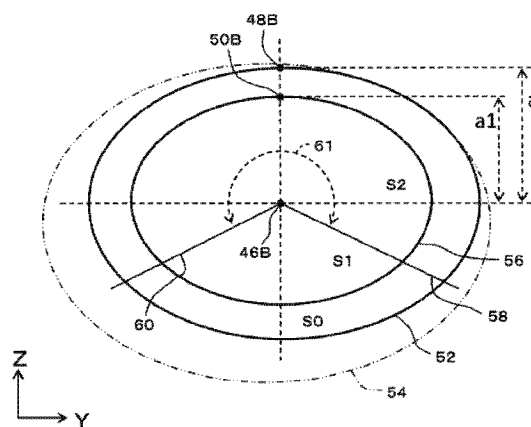
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54) 发明名称

超声波诊断系统以及信息处理装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断系统以及信息处理装置,该超声波诊断系统在代谢综合症的健康诊查中使探头抵接在腹部的表面上并且实施超声波的收发。由此而形成的断层图像上,对体表面与腹部大动脉之间的长度(a)、和含有内脏脂肪的区域的外边缘与腹部大动脉之间的长度(a1)进行测量。以其他的方式对腹围长度(c)进行测量。以腹部截面近似于椭圆为前提,根据腹围长度(c)和长度(a)来对腹部的整体面积进行运算。根据整体面积、长度(a)及长度(a1)的比率,而含有内脏脂肪的区域的面积作为相似椭圆的面积(部分面积)而被运算。根据该部分面积、和关于被测体的一个或多个个人参数值而运算出表示内脏脂肪量的指标值。



1. 一种超声波诊断系统,其特征在于,包括:

收发器,其与被测体的腹部表面相抵接,并且实施超声波的收发;

图像形成部,其基于通过所述超声波的收发而得到的接收信号,而形成表示所述腹部内的超声波图像;

测量部,其针对所述超声波图像而实施测量,并且对在将于所述腹部内的含有内脏脂肪的区域内所存在的基准部位与所述收发器的抵接部位连结的测量路径上,从所述基准部位至所述腹部表面为止的第一长度和从所述基准部位至所述含有内脏脂肪的区域的外边缘为止的第二长度进行测量;

运算部,其至少基于腹围长度、所述第一长度及所述第二长度而对表示内脏脂肪量的指标值进行运算。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述运算部根据基于所述腹围长度及所述第一长度而推断出的腹部的整体面积,并利用所述第一长度和所述第二长度的比率,而对与所述内脏脂肪相对应的部分面积进行推断,

基于与所述内脏脂肪相对应的部分面积来运算出所述指标值。

3. 如权利要求 2 所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述腹部的整体面积为通过如下的方式所求出的面积,即,在根据椭圆的短轴半径及椭圆的圆周长度来求出椭圆面积的计算式中,相对于所述椭圆的短轴半径而采用所述第一长度且相对于所述椭圆的圆周长度而采用所述腹围长度的方式,

与所述内脏脂肪相对应的部分面积为通过如下方式所求出的面积,即,针对通过使所述第一长度与所述第二长度的比率的二次方乘以所述整体面积而求出的相似椭圆面积,进一步应用预定的修正条件的方式。

4. 如权利要求 3 所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述预定的修正条件为,以从所述相似椭圆面积中剔除与所述基准部位相比而靠纵深侧的部分的方式被设定的第一修正条件,以及,以从所述相似椭圆面积中剔除相当于脏器的部分的方式被设定的第二修正条件。

5. 如权利要求 2 所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述运算部利用与所述内脏脂肪相对应的部分面积和关于所述被测体的一个或多个个人参数值而对所述指标值进行运算。

6. 如权利要求 5 所述的超声波诊断系统,其特征在于,

在所述一个或多个个人参数值中包括性别、年龄、身高及体重之内的至少一个。

7. 如权利要求 1 所述超声波诊断系统,其特征在于,

所述基准部位为存在于所述腹部内的腹部大动脉,

所述测量路径被设定在,相对于所述腹部大动脉而正交的方向上。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述测量部包括:

在所述超声波图像上对所述基准部位的位置及所述内脏脂肪区域的外边缘的位置进行特定的单元;

基于所述基座部位的位置及所述含有内脏脂肪的区域的外边缘的位置而对所述第一

长度及所述第二长度进行测量的单元。

9. 如权利要求 8 所述的超声波诊断系统,其特征在于,

对所述位置进行特定的单元包括,用于在所述超声波图像上使第一标识与所述基准部位一致、且使第二标识与所述含有内脏脂肪的区域的外边缘一致的单元。

10. 一种信息处理装置,其对通过使收发器与被测体的腹部表面相抵接并实施超声波的收发从而被形成的腹部断层图像进行处理,所述信息处理装置的特征在于,包括:

测量部,其在所述腹部断层图像上实施测量,并且对在将于所述腹部内的含有内脏脂肪的区域内所存在的基准部位与所述收发器的抵接部位连结的测量路径上,从所述基准部位至所述腹部表面为止的第一长度和从所述基准部位至所述含有内脏脂肪的区域的外边缘为止的第二长度进行测量;

输入部,其输入表示所述被测体的腹围长度的信息;

运算部,其至少基于所述腹围长度、所述第一长度及所述第二长度,而对表示内脏脂肪量的指标值进行运算。

11. 如权利要求 10 所述的信息处理装置,其特征在于,

所述输入部还输入表示关于所述被测体的一个或多个个人参数值的信息,

所述运算部还基于所述一个或多个个人参数值而对所述指标值进行运算。

超声波诊断系统以及信息处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断系统,尤其涉及一种用于测量内脏脂肪 (Visceral Fat) 的超声波诊断系统。

背景技术

[0002] 在医疗领域中有效使用有超声波诊断系统。超声波诊断系统一般由超声波诊断装置构成,或者作为将超声波诊断装置和计算机组合而成的装置而被构成。超声波诊断装置由相对于生物体而发送超声波并接收来自生物体内的反射波的超声波探头 (probe)、和基于来自超声波探头的接收信号来实施图像形成及测量的装置主体构成。通过超声波诊断,可以避免在 X 射线诊断中发生的辐射照射等的问题,而且无需在 X 射线诊断中所需的大型机构。从这种便利性来看,可期望在代谢综合症 (Metabolic Syndrome) 即内脏脂肪型肥胖的健康诊查中利用超声波诊断。

[0003] 目前,在代谢综合症的健康诊查中,通常进行腹围长度的测量。这是由于在腹围长度与内脏脂肪量之间确定存在固定的关联。然而,腹围长度仅为包括皮下脂肪 (包括肌肉) 的长度信息,而并不是直接表示腹腔内的内脏脂肪的量或者可能存在内脏脂肪的范围的大小。虽然也提出了一种使弱电流流经腹部而根据其电阻来推断内脏脂肪量的方法,但是为了实现这种方法而需要大型的装置,并且这种方法并不是能够充分考虑到腹部内的结构的方法。虽然通过利用 X 射线 CT 装置来对内脏脂肪量进行测量的方法能够实现高精度的测量,但是能够指出如下问题,即,为此需要构筑非常大规模的系统从而在规模、成本方面上存在问题,尤其是指出了在辐射照射方面上的问题。

[0004] 虽然在代谢综合症的健康诊查中,尤其在其团体诊查中,要求简易且快速并且可靠性良好地对表示内脏脂肪量的信息进行测量,但是在上述现有技术中未必能够充分满足这种要求。

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 :日本特开 2011-101679 号公报

[0008] 专利文献 2 :日本特开 2011-101680 号公报

发明内容

[0009] 发明所要解决的课题

[0010] 在专利文献 1、2 中公开了一种利用超声波诊断而对内脏脂肪量进行测量的系统。在该系统中,通过使探头抵接于腹部表面上的三个位置处,从而运算出从内脏脂肪区域内的基准部位至该区域的外边缘上的三个位置点为止的三个距离,并根据三个距离来推断出内脏脂肪区域的面积。由此,通过利用该系统,则不会产生辐射照射而且能够较为简单地求出表示内脏脂肪量的指标值。但是,需要使探头依次抵接于三个位置处的操作,从而存在测量花费时间等的问题。在三个位置处之中在左侧及右侧的两个位置处需要使探头倾斜,从

而存在因情况不同而维持探头的姿势较困难的问题。此外,由于三个位置处的相互间距离与体形无关而成为固定,因此存在因体形而基准部位与三个位置处的几何学的关系(尤其是角度关系)将会发生变动的问题。

[0011] 本发明的目的在于,简易且精度良好地对表示内脏脂肪量的信息进行测量。或者,本发明的目的在于,不论体形而精度良好地对表示内脏脂肪量的信息进行测量。或者,本发明的目的在于,利用在代谢综合症的健康诊查中一直以来通常被测量的腹围长度和超声波图像的测量结果,来简易且精度良好地对表示内脏脂肪量的信息进行测量。

[0012] 用于解决课题的方法

[0013] (1) 本发明所涉及的超声波诊断系统包括:收发器,其与被测体的腹部表面相抵接,并且实施超声波的收发;图像形成部,其基于通过所述超声波的收发而得到的接收信号,而形成表示所述腹部内的超声波图像;测量部,其针对所述超声波图像而实施测量,并且对在将于所述腹部内的含有内脏脂肪的区域内所存在的基准部位与所述收发器的抵接部位连结的测量路径上,从所述基准部位至所述腹部表面为止的第一长度和从所述基准部位至所述含有内脏脂肪的区域的外边缘为止的第二长度进行测量;运算部,其至少基于腹围长度、所述第一长度及所述第二长度而对表示内脏脂肪量的指标值进行运算。

[0014] 根据上述结构,基本上收发器被抵接在腹部表面上一个位置处,并在该状态下接收发送超声波。由此可形成超声波图像。虽然在该情况下优选为作为超声波图像而形成断层图像,但是只要能够实施第一长度及第二长度的测量,也可以形成其他的图像。在形成断层图像时,可以形成与腹部的横截面相对应的波束扫描面,也可以形成与腹部的纵截面相对应的波束扫描面。或者,也可以基于三维测量来表示三维图像或正交两截面。第一长度及第二长度的测量基于对图像目视观察的用户的输入而被实施,或者,作为自动的图像分析而被实施。在前者的情况下,通过在画面上利用标识,并实施标识的定位,从而能够对距离测量用的点(坐标)进行指定。优选为,基准部位为存在于含有内脏脂肪的区域(内脏脂肪区域或腹腔区域)内的大致中心位置处的组织,尤其优选为腹部大动脉(下大动脉)。腹部大动脉为正在进行搏动的组织,另外由于血流部以低亮度来被表示,因此在图像观察上比较容易地对腹部大动脉进行确定。虽然含有内脏脂肪的区域的外边缘为基本上位于皮下脂肪层的内侧的肌肉层的内边缘(内膜),但是也可以为除了皮下脂肪层的内边缘以外的其他组织。无论采用哪一个,均能够作为基准而对能够利用的边界面上的点进行特定。在超声波诊断的前后或与其同时对腹围长度进行测量。腹围长度通常使用环绕腹部的尺来进行测量。在该情况下,也可以使用附有自动测量功能的腰带,还可以利用非接触测量法。由于腹围长度为之前已被测量,且为健康诊断中的标准的检查项目,因此即使利用腹围长度在诊查时也不会产生额外的追加负担。根据上述方法,由于能够在超声波测量中利用观测困难的与腹部整体面积直接相关的信息,因此能够提高内脏脂肪量的推断精度。基于这种腹围长度、第一长度和第二长度而对表示内脏脂肪量的指标值、即相对于内脏脂肪量而确认出相关性的指标值进行运算。指标值可以为表示存在于二维平面上或者存在于三维空间中的内脏脂肪量本身的值,也可以为表示内脏脂肪量的大小程度的值。

[0015] 在下文所述的实施方式中,腹部整体(的截面形状)近似于椭圆。作为该椭圆的圆周长而利用腹围长度。可假设为椭圆的短轴长度为第一长度。实际上,腹部截面大致呈椭圆形。为了对作为短轴长度的第一长度进行定义,而优选为在腹部截面中的大致中央部

处对基准部位进行设定。优选为,含有内脏脂肪的区域(的截面形状)也近似于椭圆。详细而言,作为近似腹部整体的椭圆的相似形,被定义为表示含有内脏脂肪的区域的外形的椭圆。由此,基于对整体面积进行定义的椭圆,而对部分面积进行定义的椭圆作为相似形而被定义。由于基于前者而对后者进行定义,因此优选为利用第一长度与第二长度之比。由于作为结果而只要能够利用比例即可,因此也可以对从体表面至内脏脂肪区域的外边缘为止的长度、和从内脏脂肪区域的外边缘至标准位置为止的长度进行测量。在实质上,这也是第一长度和第二长度的测量。

[0016] 根据含有内脏脂肪区域的近似椭圆,有可能连存在于该区域(即腹腔)内的脏器的其他组织(除了内脏脂肪以外的组织)也作为内脏脂肪而被评价。因此,优选为以使这种测量对象以外的组织剔除的方式应用修正条件。例如也可以采用针对椭圆面积乘以小于1.0的系数的方式。此外,优选为以将脊柱等背面侧组织剔除的方式应用修正条件。例如,也可以仅将360度中的固定范围作为可能存在内脏脂肪的范围而进行认定。另外,即使测量路径从腹部截面的中心向左右方向偏移,或者,即使基准部位从腹部截面的中心向上下方向偏移,但是只要能够通过修正条件等的应用来减少误差,则这种程度偏移不存在问题。

[0017] 另外,可以直接将作为面积值的指标值以原来的形式进行输出,也可以在生物体的各个位置处对这种面积值进行运算并作为这些值的总和而求出体积值,并将所述体积值作为指标值而输出。作为面积运算及体积运算的方法,可考虑到各种的方法。

[0018] 优选为,所述运算部根据基于所述腹围长度及所述第一长度而推断出的腹部的整体面积,并利用所述第一长度和所述第二长度的比率,而对与所述内脏脂肪相对应的部分面积进行推断,并且基于与所述内脏脂肪相对应的部分面积来运算出所述指标值。腹围长度、第一长度及第二长度基本上为实测值。能够根据前两者来对腹部整体的近似性状的面积(整体面积)进行运算,根据该整体面积和上述比率,而能够对含有内脏脂肪的区域的近似图形的面积(部分面积)进行运算。

[0019] 优选为,所述腹部的整体面积为通过如下的方式所求出的面积,即,在根据椭圆的短轴半径及椭圆的圆周长度来求出椭圆面积的计算式中,相对于所述椭圆的短轴半径而采用所述第一长度且相对于所述椭圆的圆周长度而采用所述腹围长度的方式,与所述内脏脂肪相对应的部分面积为通过如下方式所求出的面积,即,针对通过使所述第一长度与所述第二长度的比率的二次方乘以所述整体面积而求出的相似椭圆面积,进一步应用预定的修正条件的方式。腹部及含有内脏脂肪的区域的各个截面近似为椭圆的方式是可行且妥当的,尤其作为近似腹部的截面的相似形而对近似于含有内脏脂肪的区域的椭圆进行定义的方式是可行且妥当的。

[0020] 优选为,所述预定的修正条件为,以从所述相似椭圆面积中剔除与所述基准部位相比而靠纵深侧的部分的方式被设定的第一修正条件,以及,以从所述相似椭圆面积中剔除相当于脏器的部分的方式被设定的第二修正条件。纵深侧的部分为例如存在脊柱等的部分。也可以认为相当于脏器的部分为固定值。或者,也可以认为相当于脏器的部分以固定比率存在于含有内脏脂肪的区域(假设为椭圆的区域)内。

[0021] 优选为,所述运算部利用与所述内脏脂肪相对应的部分面积和关于所述被测体的一个或多个个人参数值而对所述指标值进行运算。为了针对每个被测体而进一步提高运算结果、即指标值的精度,而优选为应用根据个人参数值的补正。在该情况下优选为,利用与

内脏脂肪量的相关性较高的参数值。优选为,在所述一个或多个个人参数值中包括性别、年龄、身高及体重之内的至少一个。例如,也可以包括作为通常的健康诊查项目的 BMI (Body Mass Index :身体质量指数),所述 BMI 为能够根据体重和身高进行运算的参数。除了上述的参数值之外,也可以考虑到性别、国籍(出生地或出生国)。根据个人参数值,不仅对于系数而且对于函数本身也可以进行切换。例如,也可以针对男性和女性而分别预先准备计算式。

[0022] 优选为,所述基准部位为存在于所述腹部内的腹部大动脉,所述测量路径被设定在,相对于所述腹部大动脉而正交的方向上。优选为,所述测量部包括在所述超声波图像上对所述基准部位的位置及所述内脏脂肪区域的外边缘的位置进行特定的单元、和基于所述基准部位的位置及所述含有内脏脂肪的区域的外边缘的位置而对所述第一长度及所述第二长度进行测量的单元。虽然也可以进行体表面位置的输入,但是通常情况下在超声波诊断装置中该位置为已知。优选为,对所述位置进行特定的单元包括,用于在所述超声波图像上使第一标识与所述基准部位一致、且使第二标识与所述含有内脏脂肪的区域的外边缘一致的单元。利用这些标识,而在超声波图像上执行距离测量。

[0023] (2) 本发明所涉及的信息处理装置为,其对通过使收发器与被测体的腹部表面相抵接并实施超声波的收发从而形成的腹部断层图像进行处理,所述信息处理装置的特征在于,包括:测量部,其在所述腹部断层图像上实施测量,并且对在将于所述腹部内的含有内脏脂肪的区域内所存在的基准部位与所述收发器的抵接部位连结的测量路径上,从所述基准部位至所述腹部表面为止的第一长度和从所述基准部位至所述含有内脏脂肪的区域的外边缘为止的第二长度进行测量;输入部,其输入表示所述被测体的腹围长度的信息;运算部,其至少基于所述腹围长度、所述第一长度及所述第二长度,而对表示内脏脂肪量的指标值进行运算。信息处理装置作为对超声波图像数据进行处理而构成的装置而构成,例如为个人计算机。

[0024] 优选为,所述输入部还接收表示关于所述被测体的一个或多个个人参数值的信息,所述运算部还基于所述一个或多个个人参数值对所述指标值进行运算。个人参数值的输入可以通过手动输入、网络传输、患者卡片的读取以及其他方式来执行。

附图说明

[0025] 图 1 为表示腹部与探头的抵接状态的剖视图。

[0026] 图 2 为表示腹部截面和断层图像之间的关系图。

[0027] 图 3 为表示探头的其他的抵接示例图。

[0028] 图 4 为用于对近似椭圆模型进行说明的模式图。

[0029] 图 5 为用于对利用尺进行的腹围长度的测量进行说明的图。

[0030] 图 6 为表示本发明所涉及的超声波诊断系统的结构示例的框图。

[0031] 图 7 为用于对指标值的运算进行说明的框图。

[0032] 图 8 为表示关于内脏脂肪的实测值与推断值之间的关系图。

具体实施方式

[0033] 以下,基于附图对本发明的优选实施方式进行说明。

[0034] 在图 1 中,模式化地图示了在生物体的腹部的横截面。详细而言,在图 1 中,图示了对表示内脏脂肪量的指标值进行测量时的状况。另外,将 X 方向设为脊柱方向,而 Z 方向为生物体的厚度方向,Y 方向为左右方向。图 1 所示的截面为从足侧观察腹部侧时的截面。

[0035] 在图 1 中,生物体 10 为腹部,其下侧为脊背,其上侧为腹部表面 12。例如,生物体 10 以在床上仰卧的方式被安置。在生物体 10 的内部存在皮下脂肪层 14。该皮下脂肪层 14 为包括皮肤在内的层。在其内侧存在肌肉层 16,而且在其内侧还存在含有内脏脂肪的区域 20。虽然含有内脏脂肪的区域 20 原本为三维区域,但在图 1 中作为在 YZ 平面上扩展的二维区域而被图示。其包含多个脏器。在含有内脏脂肪的区域 20 内除了脏器、骨骼以外的间隙中存在内脏脂肪。

[0036] 在图 1 中,符号 18 表示腰椎,符号 24 表示脏器。在腹部 10 内,尤其在含有内脏脂肪的区域 20 内,存在腹部大动脉(下大动脉)22。由于其为较粗的动脉,因此观察者能够在超声波图像上容易目视确认出腹部大动脉的搏动。腹部大动脉 22 在腹部 10 的截面上大致位于中心位置处,在本实施方式中,其作为基准组织或基准部位而被利用。含有内脏脂肪的区域 20 的外边缘为肌肉层 16 的内表面,其由符号 16A 来表示。

[0037] 在对指标值进行测量时,探头 36 被抵接在腹部表面 12 上。具体而言,探头 36 以垂直姿势被抵接在从肚脐的位置 38 起向被测体的左手侧移动了预定距离(例如 2-3cm)的位置 40 处、即避开了具有空气层的肚脐的位置处且腹部大动脉 22 的正上方位置 40 处。通过探头 36 来执行超声波波束的电子扫描,由此形成二维扫描面 42。在图示的示例中,扫描面 42 构成 YZ 面,即相当于横截面。如下文所述,也可以使扫描面成为纵剖面的方式使探头 36 抵接。在图示的示例中,扫描面 42 的中心轴以恰好垂直地横穿腹部大动脉 22 的中心的的方式,对探头 36 的抵接位置及抵接姿势进行调节。该调节通常在观察断层图像的同时手动执行。另外,由于当过于按压探头 36 时,距离测量值会发生变动,因此只要探头 36 的接收发送面紧贴在体表面上,则以适度的抵接压力使探头 36 抵接在体表面上。

[0038] 在图 2 中,图示了腹部 10 与断层图像 44 之间的位置关系。在断层图像 44 内显示有扫描面上的组织。存在于扫描面的外侧的组织未被图像化。在超声波测量中、尤其在通过一次的探头抵接而进行的超声波测量中,使腹部 10 的整体进行图像化较为困难。即使进行多次的探头抵接也是同样的。在本实施方式中,腹围长度被另行测量,在指标值的运算时,该腹围长度也被利用。即,积极地利用表示腹部整体的大小或宽度的信息(通过超声波诊断而难以得到的信息)。

[0039] 在被画面显示的断层图像 44 上,在将腹部大动脉 22 的中心与超声波的收发中心点连结的中心线(测量路径)上(参照图 2 中的虚线),测量出第一长度 a 和第二长度 a1。在该情况下,通过在画面上利用标识,而对其位置进行指定,从而各个位置点被用户指定。符号 46 表示腹部大动脉的中心水平面,符号 48 表示腹部表面水平面,符号 50 表示作为边界面的肌肉层内表面水平面。第一长度 a 为从腹部表面水平面 48 至腹部大动脉中心水平面 46 为止的距离,第二长度 a1 为从肌肉层内表面水平面 50 至腹部大动脉中心水平面 46 为止的距离。第一长度 a 及第二长度 a1 的测量基准位置,除了腹部大动脉中心水平面 46 之外,也可以被设定在腹部大动脉的后壁上。由于来自后壁的发射回波较强,即使断层图像上也以较大程度的亮度被显示,因此与中心位置相比较能够容易地在图像上进行设定。虽然在该情况下,第一长度 a 及第二长度 a1 仅变成与腹部大动脉的半径对应的量,但是对内脏

脂肪的面积计算造成的影响较小。此外,也可以将腹部大动脉的其他的部分(前壁等)设定为测量基准位置。虽然在图示的示例中,测量路径相当于扫描面中心线,但是测量路径也可以相对于扫描面中心线而倾斜。只要能够准确地测量出第一长度 a 和第二长度 a_1 ,则能够应用各种各样的测量方法。

[0040] 例如,也可以采用如下方式,即,如图 3 所示,以使扫描面 42 成为纵截面的方式来实施探头 36 的定位并形成图像。即使在该情况下,也能够作为第一长度 a 而对从腹部表面水平面 48A 至腹部大动脉中心水平面 46A 为止的距离进行测量,并且也能够作为第二长度 a_1 而对从肌肉层内表面水平面 50A 至腹部大动脉中心水平面 46A 为止的距离进行测量。无论在哪一种的情况下,均优选为,以使测量路径相对于腹部大动脉而正交的方式、即以使用测量路径相当于近似椭圆中的短轴的方式,对探头 36 的抵接位置、抵接姿势进行调节。

[0041] 在图 4 中,以模式图图示了指标值的运算原理。符号 46B 表示腹部大动脉的中心,符号 48B 表示体表面上的抵接点。在将腹部大动脉的中心和体表面上的抵接点连结的测量路径上且肌肉层内表面上的点由符号 50B 表示。椭圆 52 为近似腹部截面的外形。从解剖学的观点来看,而且从经验规定上,被认为这种近似具有一定的妥当性。椭圆 52 的短轴长度可被假设为第一长度 a 。虽然椭圆 52 有可能从实际的腹部外形 54 偏移,但是通过下文所述的修正条件的应用或者通过考虑到各种参数值的计算式的应用,即使存在稍微偏移也不会对测量精度造成较大的影响。除了超声波测量之外,利用尺等对横穿肚脐的部位处的腹围长度进行测量。也可以对通过其他的部位的腹围长度进行测量,并将其直接或对其进行补正的方式代入计算式中。

[0042] 腹围长度被视为椭圆圆周长 c 。在将第一长度 a 设为短轴半径,将 b 设为长轴半径的情况下,椭圆的面积(腹部整体面积) S_0 能够以如下的(1)式来表示,椭圆圆周长 c 能够以如下的(2)式而近似地表现(也可以利用其他的近似式)。

$$[0043] \quad S_0 = \pi ab \quad \cdots (1)$$

$$[0044] \quad c = \pi \times (2(a^2+b^2))^{1/2} - (a-b)^2/2.2 \quad \cdots (2)$$

[0045] 由于在上述(2)式中,腹部为接近于圆的椭圆,因此当无视第二项而将长轴半径 b 设为

$$[0046] \quad (c^2/2\pi^2 - a^2)^{1/2} \quad \cdots (3)$$

[0047] 时,整体面积 S_0 如下式来表示。

$$[0048] \quad S_0 = \pi a(c^2/2\pi^2 - a^2)^{1/2} \quad \cdots (4)$$

[0049] 接下来,在假设为腹腔即含有内脏脂肪的区域的外形是作为上述椭圆 52 的相似形的椭圆 56 的情况下(从解剖学的观点来看,而且在经验规定上,这种的假设也被认为具有一定的妥当性),能够将该椭圆 56 中的短轴半径定义为 a_1 ,并且其面积 S_1 ,如下所示那样能够根据整体面积 S_0 ,并利用短轴半径 a 与短轴半径 a_1 的比来进行运算。

$$[0050] \quad S_1 = (a_1/a)^2 S_0 \quad \cdots (5)$$

[0051] 但是,在椭圆 56 之内、于腹部大动脉的背面侧存在脊柱,由于需要将该部分剔除,因此当在椭圆 56 之内将背面侧 120 度的范围(被线 58 和线 60 夹持的扇形形状范围)剔除时,剩下的 240 度的范围 61、即整体的 $2/3$ 成为有效区域。此外,由于在近似椭圆的含有内脏脂肪的区域内存在其他的内脏脂肪以外的脏器,因此需要将其剔除。因此,将预定的数值 α (例如为 10,也可以替换为对 S_1 乘以预定系数所得到的数值)设为剔除量。根据这两

个修正条件而对内脏脂肪面积 S2 以如下的方式进行运算。

$$[0052] \quad S2 = (a1/a)^2 S0 \times 2/3 - \alpha \quad \cdots (6)$$

[0053] 该计算为推断出在腹部内的存在内脏脂肪的有效面积的计算。能够将面积 S2 作为指标值来利用,也可以在相对于面积 S2 而应用了基于个人参数值的补正的基础上,将其结果值作为指标值来利用。根据本实施方式的方法,如下文所详细说明,通过使用腹围长度 c、第一长度 a 及第二长度 a1 这仅仅三个实测值,并且将这些实测值应用于腹部及含有内脏脂肪的区域的近似椭圆模型,并且进一步实施必要的补正,从而能够取得实用价值较高的、即具有可靠性的指标值。另外,除了上述的三个实测值之外,也可以利用其他的实测值。

[0054] 在图 5 中,概念性地图示了腹围长度的测量。通过如设置有刻度的卷尺那样的尺 62 来测量腹部 10 的外周围长度。也能够代替手动测量而应用自动测量。腹围长度的测量能够在超声波诊断之前或之后执行。当然,也可以以与超声波诊断同时进行的方式实施腹围长度的测量。

[0055] 在图 6 中,用框图图示了本实施方式所涉及的超声波诊断系统的结构。在本实施方式中,超声波诊断系统由超声波诊断装置构成。但是,也可以通过计算机来执行超声波诊断装置所执行的图像处理及指标值运算。

[0056] 图 6 所示的超声波诊断系统大致上由主体 66 和探头 36 构成。主体 66 为超声波诊断装置的主体部,探头 36 经由电缆而连接于该主体 66。探头 36 以抵接在体表面上的方式被使用。探头 36 具备由多个振动元件构成的阵列振子。该阵列振子为 1D 阵列振子。通过阵列振子而形成电子波束 B,通过使其向电子扫描方向 θ 进行扫描从而构成扫描面 69。另外,r 表示深度方向。作为电子扫描方式,已知电子线性扫描方式(包括电子凸面扫描方式)、电子扇形扫描方式等。作为探头 36 也可以利用所谓的 3D 探头。

[0057] 接下来,对主体 66 进行说明。收发部 68 作为发送波束形成器及接收波束形成器而发挥功能。在发送时,收发部 68 相对于探头 36 并行地供给多个发送信号。由此在探头 36 中形成发送信号波束。在接收时,来自生物体内的反射波被阵列振子所接收,并且多个接收信号从阵列振子向收发部 68 被输出。在收发部 68 中针对多个接收信号而执行定相加法处理,由此构成电子的接收波束。由此而获得的定相加法后的接收信号即波束数据向信号处理部 70 被输出。

[0058] 信号处理部 70 具有检波电路、对数转换电路等公知的电路,且针对波束数据而执行预定的信号处理。信号处理后的波束数据被输出至图像形成部 72。图像形成部 72 由数字扫描转换器(DSC:Digital Scan Converter)构成,并且基于多个波束数据而形成 B 模式断层图像。该图像数据经由显示处理部 74 而向显示部 76 被输送,在显示部 76 中,断层图像被显示于画面上。

[0059] 测量部 78 为,基于在断层图像上由用户所指定的坐标来执行距离测量的模块。在本实施方式中,对体表面上的抵接点与腹部大动脉中心之间的第一长度 a、和从连结这两点的测量路径上的相当于肌肉层内表面的点至腹部大动脉中心的第二长度 a1 进行测量。在该情况下,也可以在画面上同时显示多个标识。或者也可以使用单一的标识而依次对坐标进行指定。这种测量为,在观察断层画面的同时对探头 36 的抵接位置以及抵接姿势进行适当地调节的基础上被执行。由测量部 78 测量的测量结果根据需要而被输送至显示处理部 74。

[0060] 指标值运算部 80 为, 基于由测量部 78 而测量出的第一长度 a 及第二长度 a1、和从控制部 84 被提供的腹围长度 c, 还根据下文叙述的多个个人参数值, 而对指标值进行运算的模块。在该情况下, 参照被存储于系数表 82 中的系数组, 即利用多个系数值对指标值进行运算。作为运算结果的指标值即表示内脏脂肪量的值被传输至显示处理部 74 中, 且在显示部 76 上指标值作为数值等而被显示。在该情况下, 也可以使对指标值进行运算的过程中所使用的各种参数值等同时显示于画面上。在下文中对指标值的运算及系数组进行说明。

[0061] 控制部 84 实施如图 6 所示的各个结构的动作控制。在控制部 84 上连接有输入部 86。该输入部 86 由键盘、轨迹球等构成。输入部 86 可以是网络接收信息的输入端口, 此外, 输入部 86 也可以是读卡器 (Card reader) 等。在本实施方式中, 用户利用输入部 86 对标识的坐标进行指定。此外, 被另行测量的腹围长度 c 利用输入部 84 而被输入。另外, 利用输入部 86 而输入作为被测体信息的多个个人参数值。这些信息也可以经由医疗机构中的基础网络而被输入。

[0062] 在图 7 中, 以概念图图示了指标值运算部 80 的作用。在指标值运算部 80 内, 存在用于对指标值进行运算的计算式 (函数), 并且在图 7 中表示有相对于该计算式的各个项目而给予的数值。首先, 相对于指标值运算部 80 而输入作为测量结果的测量值 a、a1。此外, 相对于指标值运算部 80 而输入作为个人参数值的身高、体重、BMI、年龄、腹围长度 c 等各种数值。在本实施方式中, 如下文所述, 在指标值的运算时, 腹围长度 c 除了整体面积的运算之外, 还可以作为补正参数值而被利用。从上述的系数表向指标值运算部 80 提供多个系数值 [k1、k2、...、kn]92。指标值运算部 80 基于如上文所提供的数值组, 将这些数值代入预定的计算式的基础上, 作为其计算结果而对表示内脏脂肪量的指标值 98 进行运算。

[0063] 也可以在指标值运算部 80 中, 针对每个年龄或者每个国籍而预先准备计算式。在该情况下, 优选为以如下方式构成, 即, 指标值运算部 80 根据如符号 96 所示的国家 (地域) 或性别等, 来选择如符号 94 所示的适当的计算式, 并在指标值运算部 80 中, 利用所选出的计算式而对指标值进行运算。

[0064] 接下来, 对考虑到了个人参数值的指标值的运算进行说明。为了进一步提高内脏脂肪量即指标值的推断精度, 优选为, 在指标值的运算时, 除了上述的腹围长度 c、第一长度 a 及第二长度 a1 以外, 还考虑个人参数值。在该情况下所参照的个人参数值为与内脏脂肪量之间具有相关性的参数值, 优选为通常的健康诊断等中被测量出的一般的个人参数值。在本实施方式中, 除了上述的三个实测值以外, 还考虑身高、体重、BMI、年龄。具体而言, 补正后的内脏脂肪量 (面积) S3 以如下方式被进行运算。在下文中, 身高、体重、BMI、年龄分别为数值。

[0065] $S3 = k1 * \text{身高} + k2 * \text{体重} + k3 * \text{BMI}$

[0066] $+ k4 * \text{腹围长度 } c + k5 * \text{年龄} + k6 * S2 \quad \dots (7)$

[0067] 在上文中, S2 为根据上述 (6) 式而被求出的数值。如已说明的那样, 腹围长度 c 除了在 S2 的计算中被利用之外, 还作为补正参数值而被再利用。由于 MBI 为根据身高和体重而被求出的数值, 因此作为结果, 身高和体重作为补正参数值而被双重利用。在上文中, k1 至 k6 为系数 (加权系数)。从针对某个男性取样团体的多元回归分析的结果可获得 $k1 = 1.04625$ 、 $k2 = -0.66080$ 、 $k3 = 6.42130$ 、 $k4 = 0.09900$ 、 $k5 = 1.17187$ 、 $k6 = 0.47235$ 。另外, 由于 k4 的值较小, 因此能指出腹围长度 c 的再考虑可能并不是必须的。无论采用哪种

方式,上述计算式及系数仅为示例。

[0068] 在图 8 中,图示了针对上述男性取样团体的内脏脂肪量的实测值、与针对同一取样团体而利用上述计算式 (7) 被求出的内脏脂肪量的推断值 S3 之间的相关关系。实测值为根据 X 射线 CT 图像而被求出的数值。横轴表示实测值,纵轴表示推断值。如该图所示,可认为在两者间具有相当良好的相关关系,并且作为相关系数而获得 0.8766。即,可确认出相当高的推断精度。优选为,也考虑带性别、出生地等来构筑计算式。或者优选为,根据这些而预先准备个别的计算式。在该情况下,可考虑到采用使计算式的结构其本身不同或使计算式中的系数组不同等的方式。

[0069] 根据如上文所述的本实施方式,能够简便地求出对内脏脂肪量进行标示的数值。尤其是,由于仅使探头抵接于体表面的一处即可,因此能够减少被测体及检测者的负担并缩短检查时间。此外,由于不仅考虑距离测量这种一维测量的结果,还将腹部整体的大小作为腹围长度来考虑,因此可提高内脏脂肪量的推断精度。由于在上述结构中,还考虑多个个人参数值,因此能够进一步提高内脏脂肪量的推断精度,换言之,能够防止因个体差异而造成的推断精度的降低。

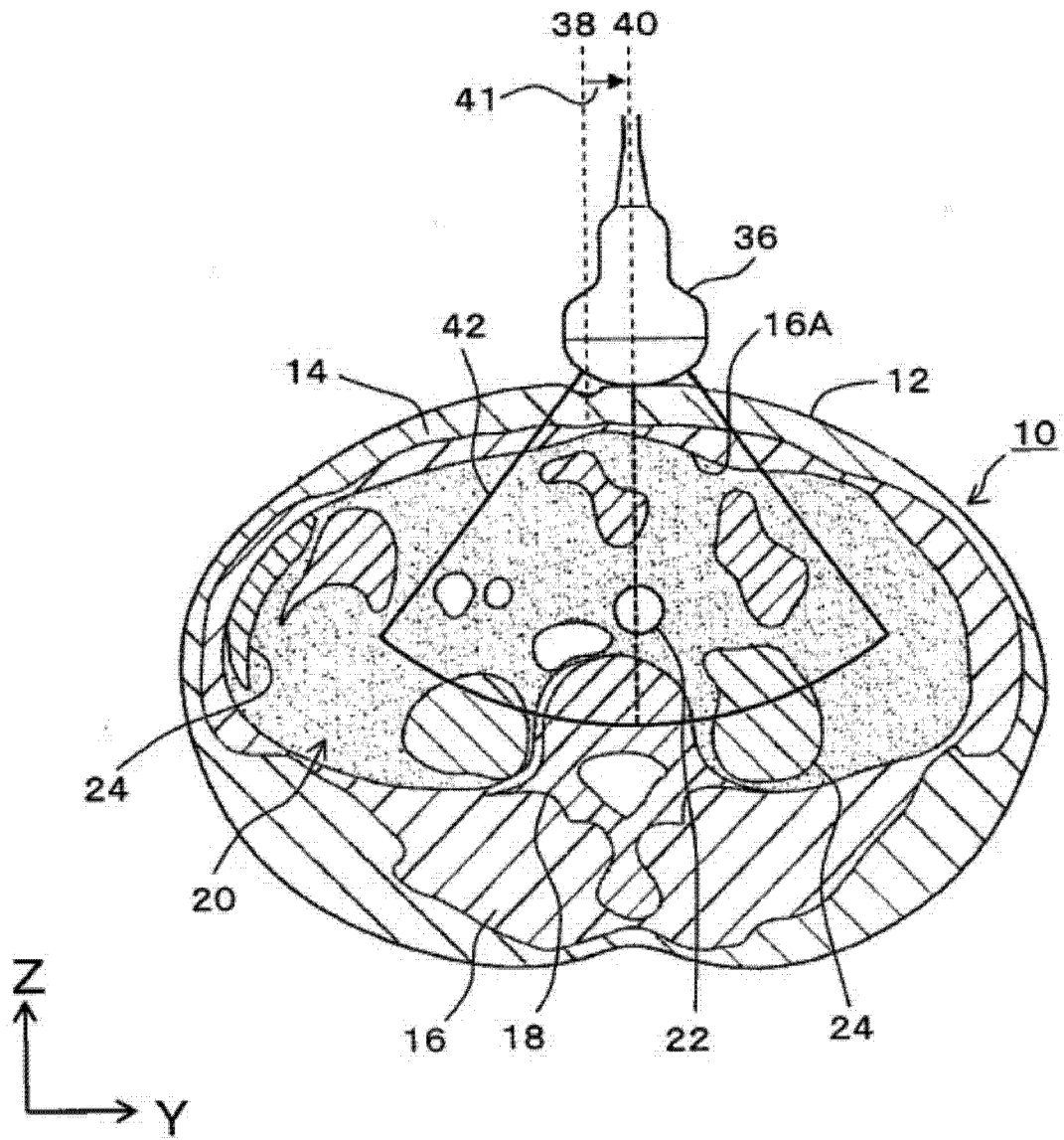


图 1

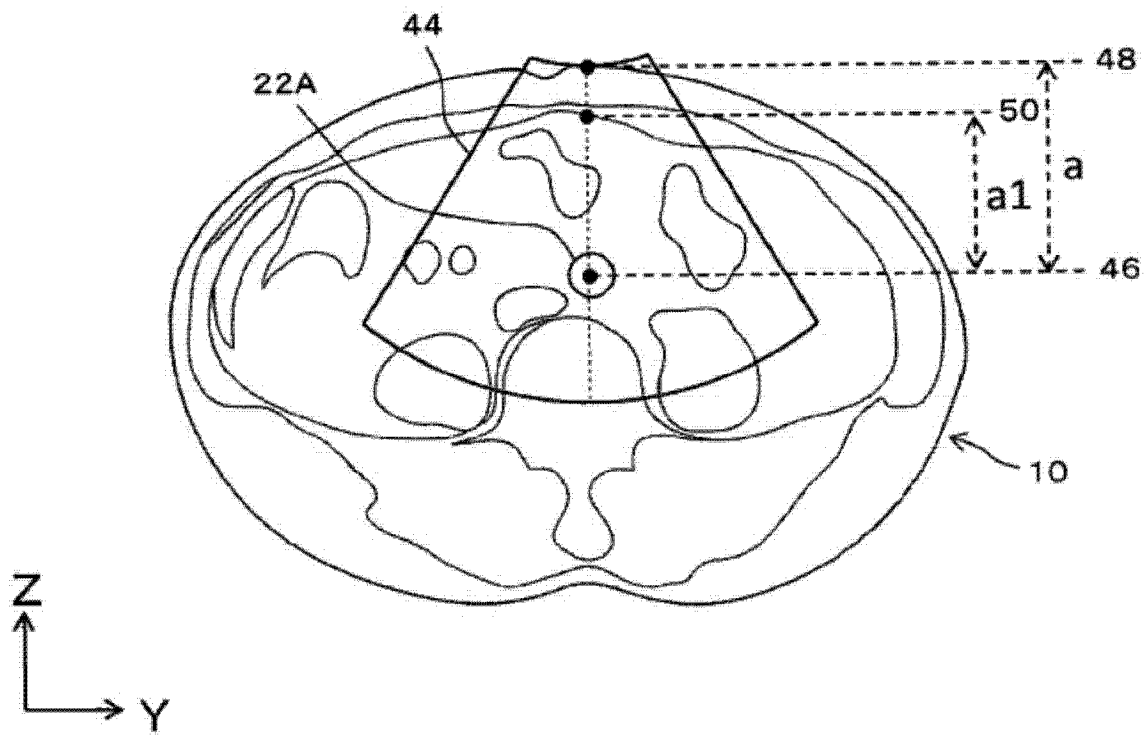


图 2

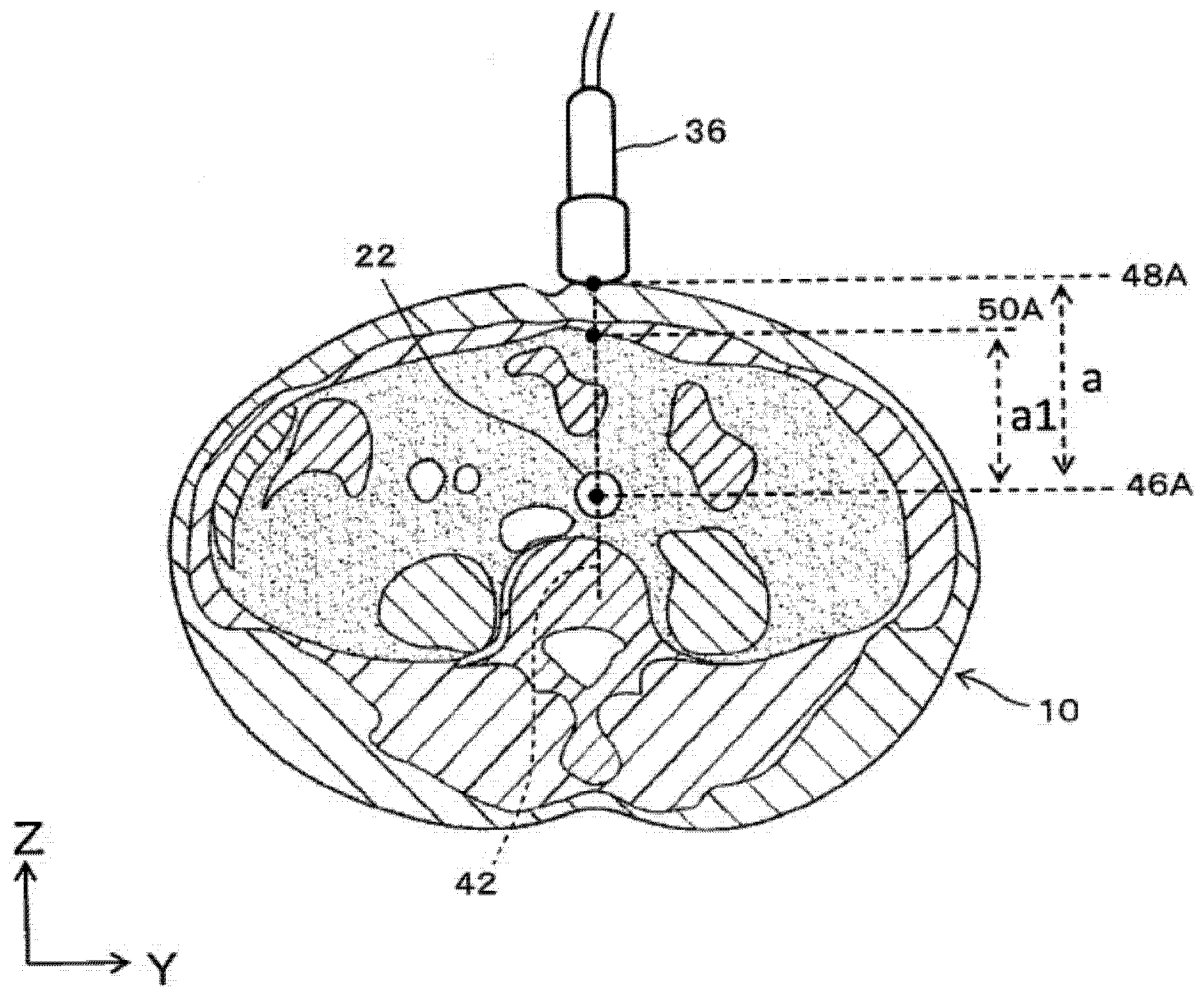


图 3

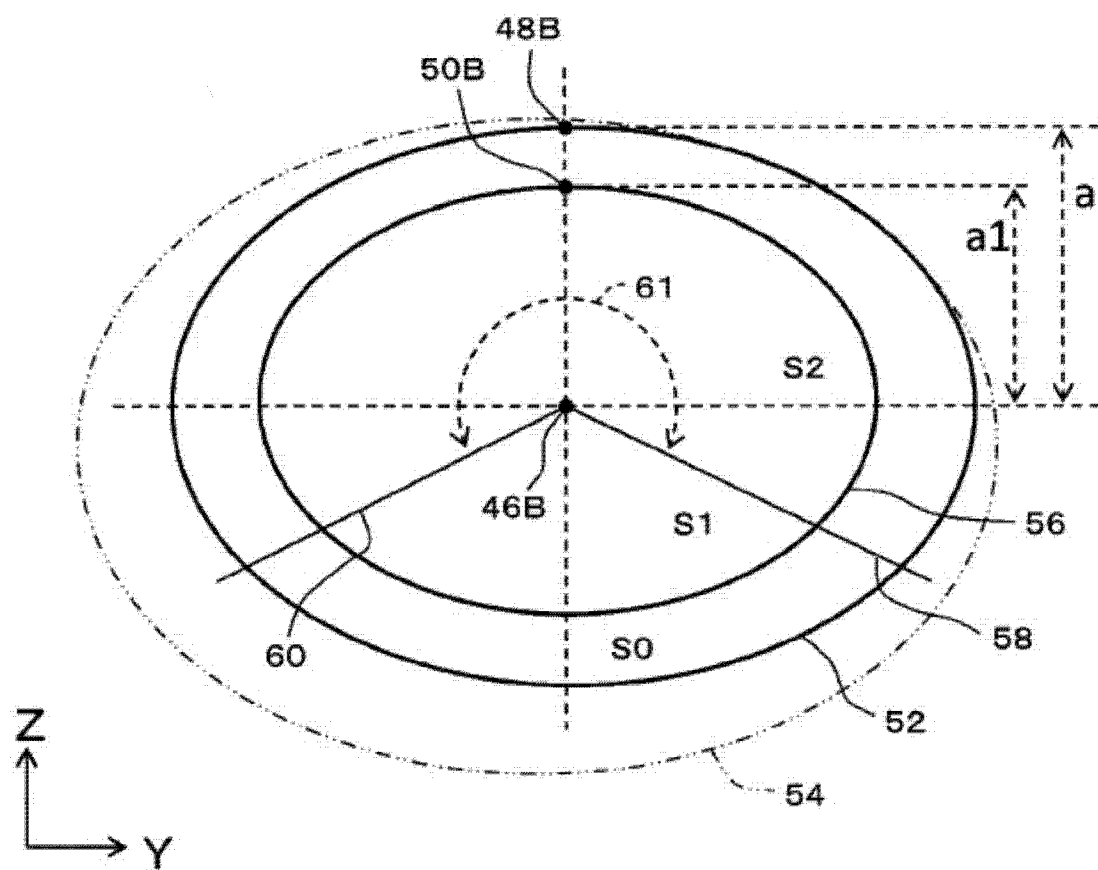


图 4

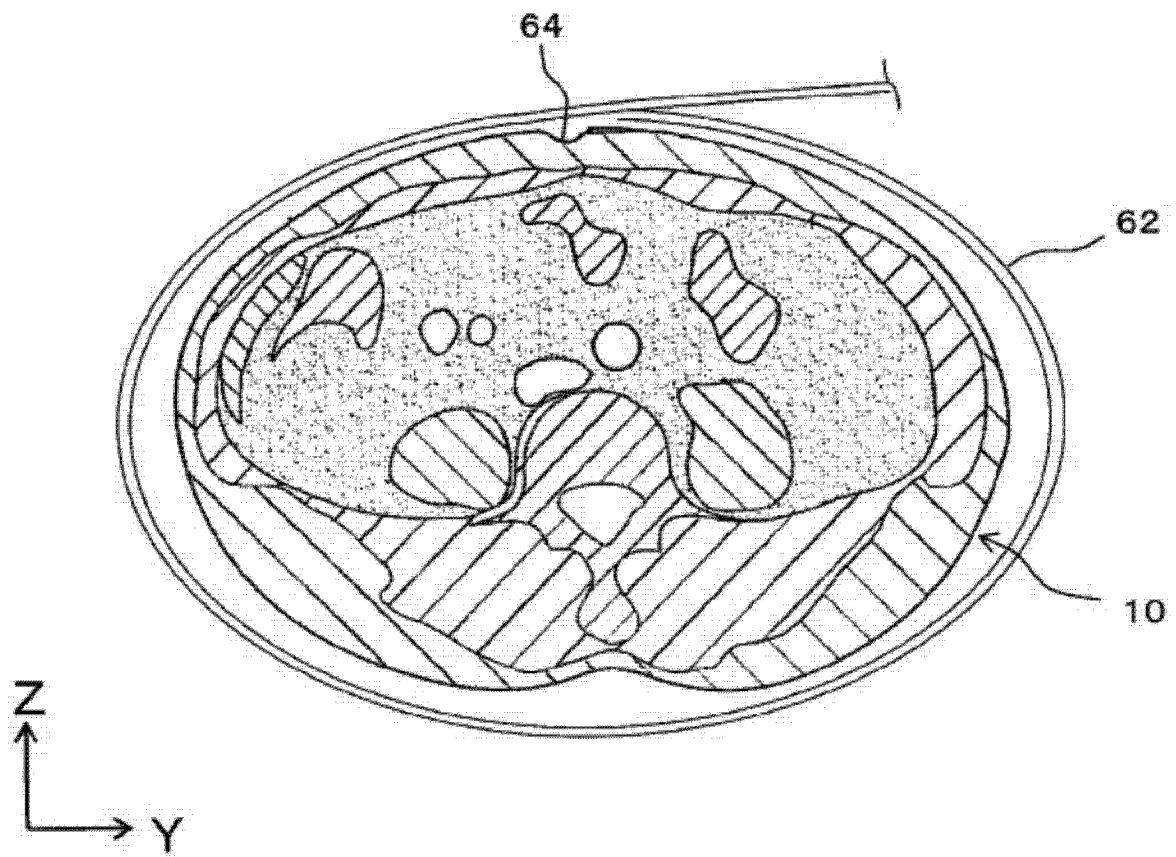


图 5

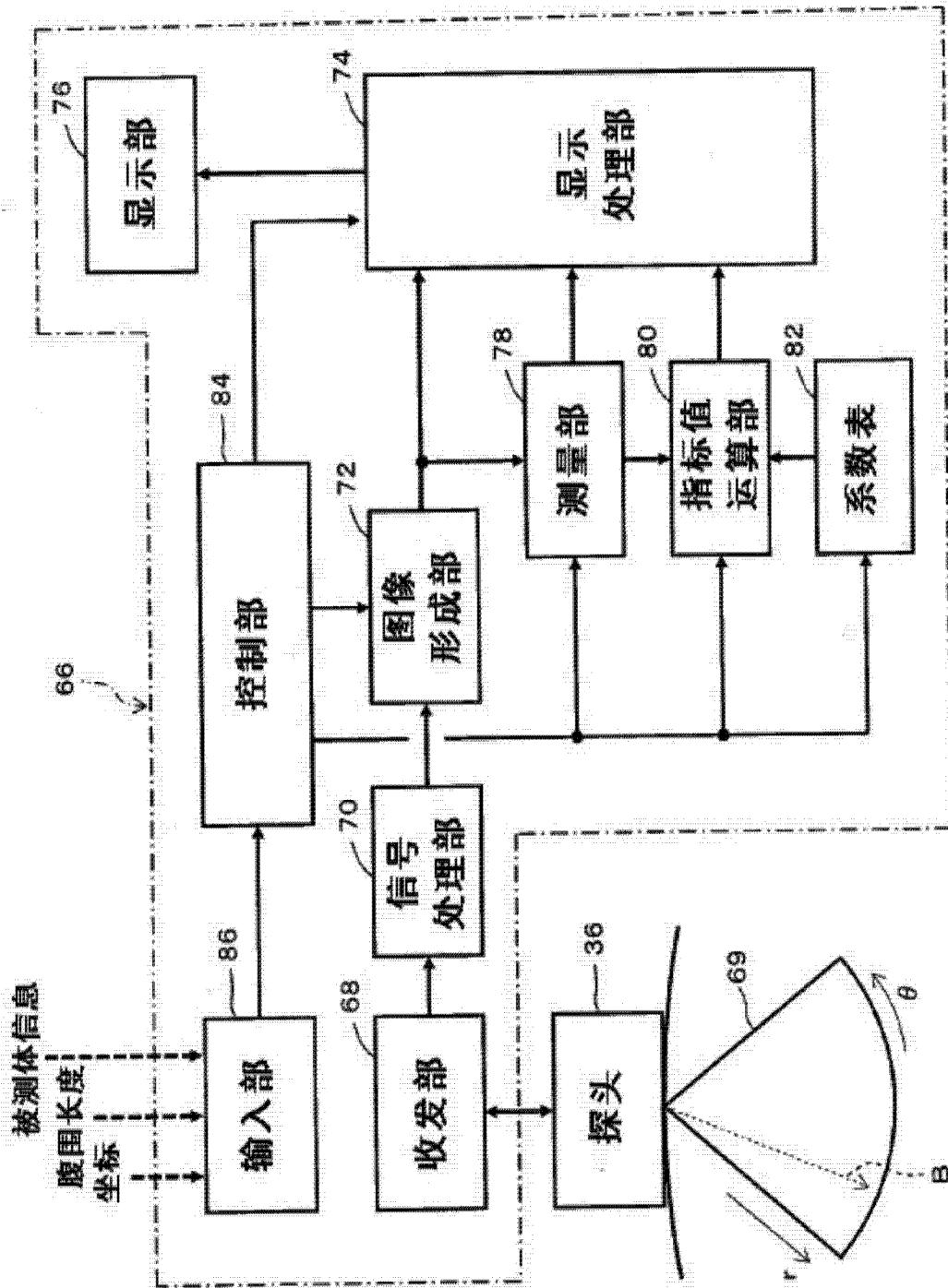


图 6

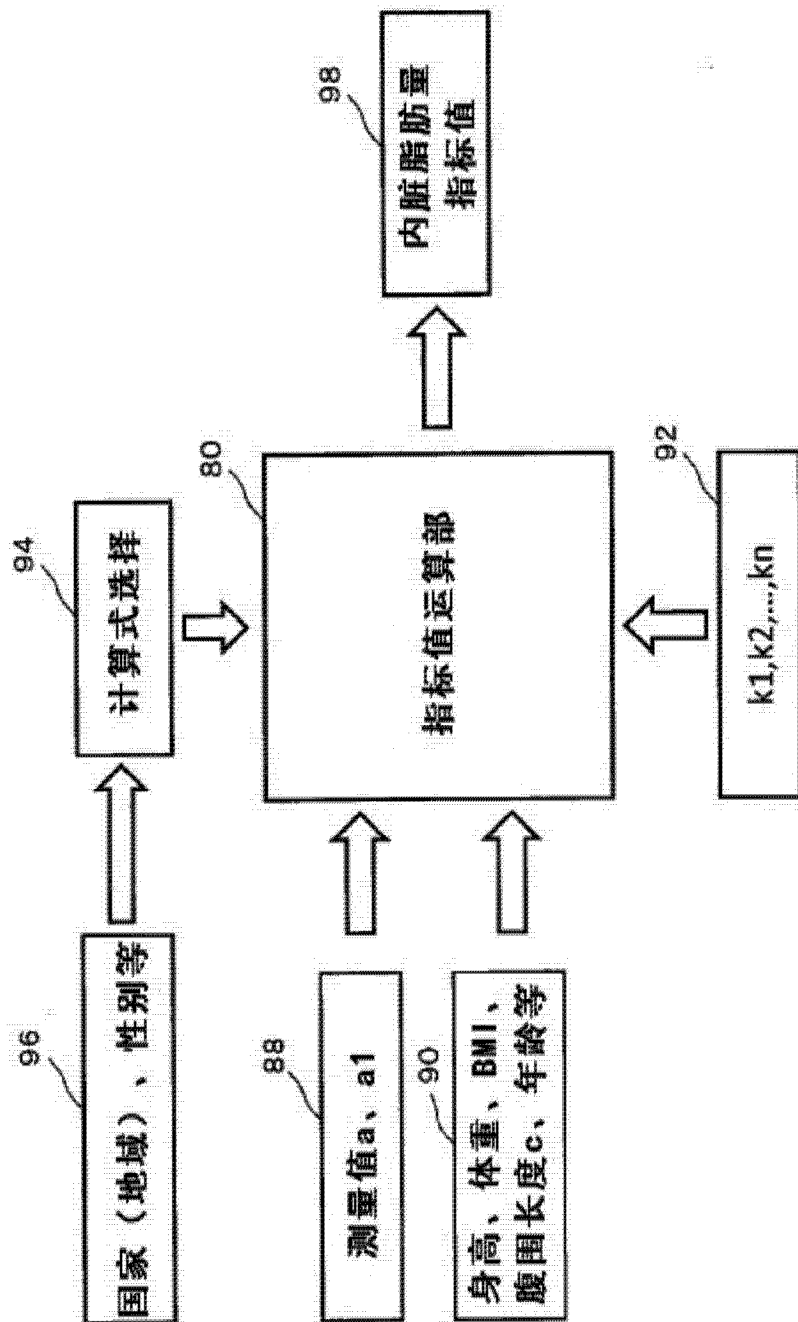


图 7

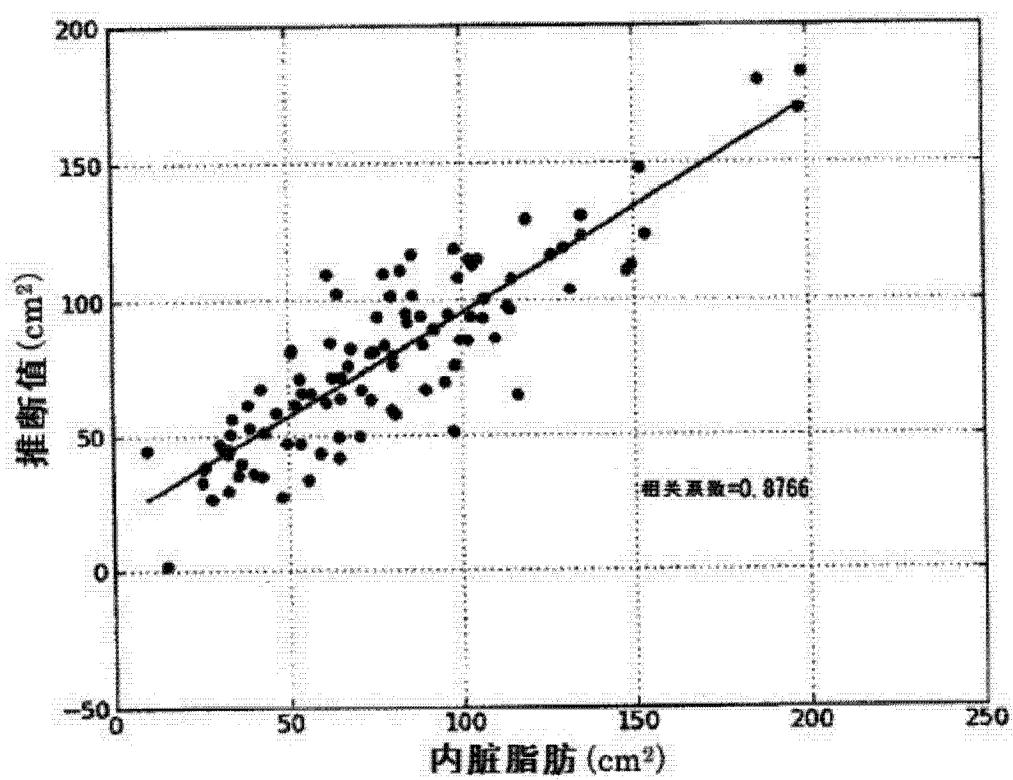


图 8

专利名称(译)	超声波诊断系统以及信息处理装置		
公开(公告)号	CN104540453A	公开(公告)日	2015-04-22
申请号	CN201380042374.3	申请日	2013-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	洼田直人 小泉宪裕 廖洪恩 浅野岳晴 汤桥一仁 周游 光石卫 大西真 射谷和德 三竹毅 佐久间一郎 门胁孝		
发明人	洼田直人 小泉宪裕 廖洪恩 浅野岳晴 汤桥一仁 周游 光石卫 大西真 射谷和德 三竹毅 佐久间一郎 门胁孝		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/4872 A61B5/1075		
代理人(译)	黄威 苏萌萌		
优先权	2012176613 2012-08-09 JP		
其他公开文献	CN104540453B		
外部链接	Espacenet SIPO		
摘要(译)			

本发明提供一种超声波诊断系统以及信息处理装置，该超声波诊断系统在代谢综合症的健康诊查中使探头抵接在腹部的表面上并且实施超声波的收发。由此而形成的断层图像上，对体表面与腹部大动脉之间的长度(a)、和含有内脏脂肪的区域的外边缘与腹部大动脉之间的长度(a1)进行测量。以其他的方式对腹围长度(c)进行测量。以腹部截面近似于椭圆为前提，根据腹围长度(c)和长度(a)来对腹部的整体面积进行运算。根据整体面积、长度(a)及长度(a1)的比率，而含有内脏脂肪的区域的面积作为相似椭圆的面积(部分面积)而被运算。根据该部分面积、和关于被测体的一个或多个个人参数值而运算出表示内脏脂肪量的指标值。

