



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111050631 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201880050052.6

(22)申请日 2018.01.05

(30)优先权数据

15/666,535 2017.08.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.02.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/012567 2018.01.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/027496 EN 2019.02.07

(71)申请人 安德拉生命科学公司

地址 美国密歇根州

(72)发明人 曹骏桓 迈克尔·M·桑顿

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 张少波 杨明钊

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

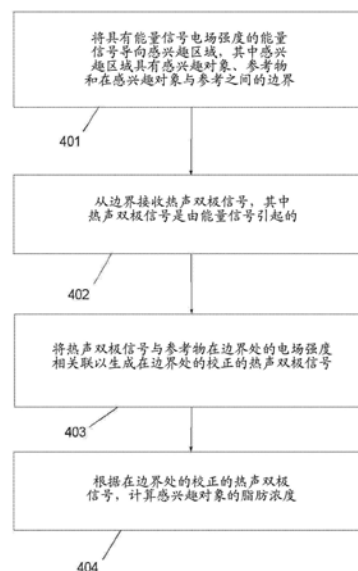
权利要求书2页 说明书11页 附图15页

(54)发明名称

用于估计对象的脂肪含量分数的方法和系统

(57)摘要

一种用于估计对象的脂肪含量分数的方法和系统。能量发射器用于将具有能量信号电场强度的能量信号导向感兴趣区域，其中感兴趣区域具有感兴趣对象、参考物以及在感兴趣对象和参考物之间的边界。接下来，使用热声或超声换能器从边界接收热声双极信号，其中热声双极信号是由能量信号引起的。最后，使用机器从能量发射器和热声或超声换能器接受数据，将热声双极信号与参考物在边界处的电场强度相关联以生成在边界处的校正的热声双极信号，并根据在边界处的校正的热声双极信号计算感兴趣对象的脂肪浓度。



1. 一种用于识别在感兴趣区域中的脂肪含量的方法,所述方法包括:
将具有能量信号电场强度的能量信号导向所述感兴趣区域,其中,所述感兴趣区域具有感兴趣对象、参考物以及在所述感兴趣对象和所述参考物之间的边界;
从所述边界接收热声双极信号,其中,所述热声双极信号是由所述能量信号引起的;
将所述热声双极信号与所述参考物在所述边界处的电场强度相关联,以生成在所述边界处的校正的热声双极信号;和
根据在所述边界处的所述校正的热声双极信号计算所述感兴趣对象的脂肪浓度。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述热声双极信号由一个热声或超声换能器接收。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,在所述边界处的参考物电场强度是从所述热声双极信号和所述参考物的衰减系数中导出的。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述参考物是皮下脂肪。
5. 根据权利要求4所述的方法,还包括在接收步骤之后立即估计所述皮下脂肪的厚度。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中,在所述边界处的参考物电场强度是所述皮下脂肪的估计厚度和脂肪的衰减系数的函数。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述感兴趣对象是肝,并且所计算出的脂肪浓度与肝性脂肪变性状况相关联。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述能量信号是射频脉冲。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述能量信号是可见光。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述能量信号是红外辐射。
11. 一种被配置为执行根据权利要求1所述的方法的系统,所述系统包括:
能量发射器,所述能量发射器被配置为将具有能量信号电场强度的能量信号导向所述感兴趣区域,其中,所述感兴趣区域具有感兴趣对象、参考物以及在所述感兴趣对象和所述参考物之间的边界;
热声或超声换能器,所述热声或超声换能器被配置为从所述边界接收热声双极信号,其中,所述热声双极信号是由所述能量信号引起的;和
机器,所述机器被配置为接受来自所述能量发射器和热声或超声换能器的数据,将所述热声双极信号与所述参考物在所述边界处的电场强度相关联以生成在所述边界处的校正的热声双极信号,并且根据在所述边界处的所述校正的热声双极信号计算所述感兴趣对象的脂肪浓度。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中,在所述边界处的参考物电场强度是从所述热声双极信号和所述参考物的衰减系数中导出的。
13. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述参考物是皮下脂肪。
14. 根据权利要求13所述的系统,还包括在接收步骤之后立即估计所述皮下脂肪的厚度。
15. 根据权利要求14所述的系统,其中,在所述边界处的参考物电场强度是所述皮下脂肪的估计厚度和脂肪的衰减系数的函数。
16. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述感兴趣对象是肝,并且所计算出的脂肪浓度与肝性脂肪变性状况相关联。

17. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述能量信号是射频脉冲。
18. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述能量信号是可见光。
19. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述能量信号是红外辐射。

用于估计对象的脂肪含量分数的方法和系统

[0001] 领域

[0002] 本申请涉及一种用于估计对象的脂肪含量分数(fractional fat content)的方法和系统。

[0003] 背景

[0004] 也称为脂肪肝病的肝性脂肪变性是肝细胞遭受大部分以甘油三酯(TG)的形式的脂肪的异常细胞内积聚的状况。肝性脂肪变性的两种主要类型是酒精性肝病(ALD)和非酒精性脂肪性肝病(NAFLD)。NAFLD在美国是慢性肝病的最常见的原因。肝性脂肪变性可导致进行性肝病,且是心血管疾病和糖尿病的危险因素。具有组织学分析的肝活组织检查通常用于诊断脂肪肝并对脂肪肝分级。然而,由于具有组织学分析的肝活组织检查的侵入性质和限制(例如整个肝的表示的缺乏),基于横截面成像的非侵入性评估正在被研究。

[0005] 超声成像已经被用于评估肝性脂肪变性。超声成像使用频率高于人类听觉频率(>20000Hz)的声波。这些声波使用探针脉动进入(pulsed into)组织。声波从组织反射。不同的组织反射不同程度的声音。这些回波通过信号处理被分析,并使用临床超声重建算法进一步被处理以重建由操作者表示和解释的超声图像。使用超声成像可以重建许多不同类型的图像。一种这样的类型是显示组织的二维横截面的声阻抗的B型图像(B-mode image)。然而,超声成像在评估肝性脂肪变性方面遭受差的重复性和再现性。

[0006] 未增强的计算机断层扫描(CT)已经被用于评估肝性脂肪变性。使用未增强的CT,可以根据脂肪肝的衰减值以及与脾脏和血液的相对关系来诊断脂肪肝。然而,未增强的CT的敏感性是有限的。

[0007] 磁共振成像(MRI)是目前用于诊断和量化肝性脂肪变性的最准确和精确的非侵入性成像方式。MRI数据可以被处理以估计质子密度脂肪分数(PDFF)作为脂肪含量分数的量度。然而,MRI是昂贵的。

[0008] 尽管已经考虑了用于检测肝性脂肪变性并对肝性脂肪变性分级的技术,但改进是期望的。因此,目的是至少提供一种用于使用热声成像来估计对象的脂肪含量分数的新颖的方法和系统。

[0009] 概述

[0010] 在一个实施例中,一种用于识别在感兴趣区域中脂肪含量的方法,包括:将具有能量信号电场强度的能量信号导向感兴趣区域,其中,感兴趣区域具有感兴趣对象、参考物以及感兴趣对象和参考物之间的边界;从边界接收热声双极信号,其中,热声双极信号是由能量信号引起的;将热声双极信号与参考物在边界处的电场强度相关联,以生成在边界处的校正的热声双极信号;以及根据在边界处的校正的热声双极信号计算感兴趣对象的脂肪浓度。

[0011] 在一个实施例中,热声双极信号由一个热声或超声换能器接收。

[0012] 在一个实施例中,在边界处的参考电场强度由参考物的衰减系数导出。

[0013] 在一个实施例中,参考物是皮下脂肪。

[0014] 在一个实施例中,该方法还包括在接收步骤之后立即估计皮下脂肪的厚度。

[0015] 在一个实施例中,在边界处的参考电场强度是皮下脂肪的估计厚度和脂肪的衰减系数的函数。

[0016] 在一个实施例中,感兴趣对象是肝,并且所计算的脂肪浓度与肝脂肪变性状况相关联。

[0017] 在一个实施例中,能量信号是射频脉冲。

[0018] 在一个实施例中,能量信号是可见光。

[0019] 在一个实施例中,能量信号是红外辐射。

[0020] 在一个实施例中,一种系统被配置成识别在感兴趣区域中的脂肪含量,该系统包括:能量发射器,该能量发射器被配置成将具有能量信号电场强度的能量信号导向感兴趣区域,其中,感兴趣区域具有感兴趣对象、参考物以及在感兴趣对象和参考物之间的边界;热声或超声换能器,该热声或超声换能器被配置为从边界接收热声双极信号,其中,热声双极信号是由能量信号引起的;以及机器,该机器被配置为接收来自能量发射器和热声或超声换能器的数据,将热声双极信号与参考物在边界处的电场强度相关联,以生成在边界处的校正的热声双极信号,并且根据在边界处的校正的热声双极信号计算感兴趣对象的脂肪浓度。

[0021] 附图简述

[0022] 现在将参考附图更充分地描述实施例,其中:

[0023] 图1是根据主题申请的成像系统的示意图;

[0024] 图2是示出由图1的成像系统获得的示例性双极信号的曲线图;

[0025] 图3是示出由图1的成像系统获得的示例性电场强度衰减曲线的曲线图;

[0026] 图4是用于计算感兴趣对象的脂肪浓度的方法的流程图;

[0027] 图5是包含感兴趣对象和参考物的示例性感兴趣区域;

[0028] 图6是示出人体中可以计算脂肪浓度的不同位置的图;

[0029] 图7是示出用于对感兴趣对象分级的步骤的流程图;

[0030] 图8是热声数据调整的流程图;

[0031] 图9是包含感兴趣对象和参考物的另一示例性感兴趣区域;

[0032] 图10是另一热声数据调整的流程图;

[0033] 图11A和图11B示出了使用补偿因子的实施例;

[0034] 图12A和图12B示出了使用补偿因子的另一个实施例;

[0035] 图13A和图13B示出了使用补偿因子的另一个实施例;

[0036] 图14是示出在中间结构存在时由图1的成像系统获得的示例性双极信号的曲线图;以及

[0037] 图15是示出用于估计感兴趣对象的脂肪含量分数的步骤的另一个实施例的流程图。

[0038] 实施例的详细描述

[0039] 在下文中,将描述用于估计感兴趣对象的脂肪含量分数的方法和系统。通常,该方法包括获得包含感兴趣对象和参考物的感兴趣区域的热声数据的至少一个集合。可以估计在感兴趣对象和至少一个参考物之间的边界处的电场强度。使用电场强度和热声数据来估计感兴趣对象的脂肪含量分数。使用感兴趣对象的所估计的脂肪含量分数来对感兴趣对象

分级。

[0040] 现在转到图1,成像系统被示出并且通常由参考数字20来标识。如可以看到的,在这个实施例中,成像系统20包括通信地耦合到超声成像系统24和热声成像系统26的计算设备22。超声成像系统24和热声成像系统26被配置为分别获得与受试者S相关联的感兴趣区域(ROI)的超声图像数据和热声数据。

[0041] 在本实施例中的计算设备22是包括以下项的机器:个人计算机或其他合适的处理设备,其例如包括含有一个或多个处理器的处理单元、系统存储器(易失性和/或非易失性存储器)、其他不可移除的或可移除的存储器(例如,硬盘驱动器、RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM、DVD、闪存等)以及将各种计算机部件耦合到处理单元的系统总线。计算设备22还可以包括使用以太网、Wi-Fi和/或其它合适的网络形式以实现到共享或远程驱动器、一个或多个联网计算机或其他联网设备的连接的联网能力。诸如鼠标和键盘(未示出)的一个或多个输入设备耦合到计算设备22以用于接收用户输入。例如计算机屏幕或监视器的显示设备(未示出)耦合到计算设备22以用于显示基于从超声成像系统24接收的超声图像数据和/或从热声成像系统26接收的热声数据的一个或多个生成的图像。

[0042] 超声成像系统24包括被配置成将声波发射到受试者的感兴趣区域ROI中的一个或多个超声换能器阵列25。在该实施例中,一个或多个超声换能器阵列25与超声成像系统24可断开连接。被引导到受试者的感兴趣区域ROI中的声波从感兴趣区域ROI内的组织产生回声,其中不同组织反射不同程度的声音。这些回声由一个或多个超声换能器阵列25接收,并且在作为超声图像数据传送到计算设备22用于进一步处理以及用于由操作者表示和解释之前由超声成像系统24处理。在该实施例中,超声成像系统24利用假定1,540m/s的标称声速的B型超声成像技术。

[0043] 热声成像系统26包括射频(RF)源28,该射频(RF)源28被配置为生成RF电磁辐射的短脉冲,该RF电磁辐射的短脉冲被引导到受试者的感兴趣区域ROI中以向在该受试者的感兴趣区域ROI内的组织输送能量。输送到组织的能量引起声压波,该声压波被热声成像系统26使用一个或多个超声换能器阵列检测到。在该实施例中,热声成像系统26通过断开超声成像系统24的一个或多个超声换能器阵列25的连接并将它们连接到热声成像系统26来利用超声成像系统26的一个或多个超声换能器阵列25,且因此,在超声换能器阵列25之间的坐标映射是不需要的。在该实施例中,RF源具有在约10Mhz和100Ghz之间的频率,并且具有在约0.1纳秒和10微秒之间的脉冲持续时间。由一个或多个超声换能器阵列25检测到的声压波被处理,并作为热声数据被传送给计算设备22以用于进一步处理以及用于由操作者表示和解释。

[0044] 在单独的实施例中,热声成像系统26可以利用与超声换能器阵列25分开的热声换能器。

[0045] 由于与其他富含水和离子的软组织相比,脂肪和脂肪组织在RF中的电导率和介电常数较低,热声成像可用于在脂肪和脂肪组织之间形成对比。与软组织(如肌肉)相比,脂肪和脂肪组织也具有较低的吸收系数。因此,获得脂肪组织和软组织的热声数据导致在脂肪组织和软组织之间的边界处的双极信号。双极信号的强度取决于脂肪组织和软组织的相对吸收特性。更多详情见以下参考资料:“Scanning thermoacoustic tomography in biological tissue”,作者Ku等人,Med.Phys.,第27卷,第5期,第1195-202页,2000年5月;

“Microwave-induced thermoacoustic imaging model for potential breast cancer detection”,作者Wang等人,IEEE Trans.Biomed.Eng.,第59卷,第10期,第2782-01页,2012年10月;以及“IT’ IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues”,作者Hasgall等人,版本3.0,2015年9月。

[0046] 示例性双极信号50、55和60在图2中示出。双极信号50、55和60表示在脂肪组织70和瘦肉组织75之间的边界65处获得的热声数据。虚线80指示对应于边界65的时间点。每个双极信号50、55和60的峰间值与在脂肪组织70和瘦肉组织75之间的吸收系数的差成比例。因此,与在没有脂肪的组织(例如肾脏)和具有高脂肪含量分数的组织(例如脂肪肝)之间的边界相关联的热声数据导致双极信号50。与在没有脂肪的组织(例如肾脏)和具有中等脂肪含量分数的组织(例如不健康的肝)之间的边界相关联的热声数据导致双极信号55。与没有脂肪的组织(例如肾脏)和具有低脂肪含量分数的组织(例如健康肝)之间的边界相关联的热声数据导致双极信号60。

[0047] 不同组织在给定频率下具有特征介电特性。组织的介电特性确定组织吸收多少能量。通过组织传输的电场被衰减,且衰减量是通过组织的介电特性和物理特性确定的。通常,与正常组织相比,脂肪组织吸收的能量较少,且因此较少地减弱电场。了解这些特性,就可以估计衰减量。更多细节可以在以下参考文献中找到:标题为“Determination of added fat in meat paste using microwave and millimetre wave techniques”,作者Ng等人,Meat Science,第79卷,第4期,第748-56页,2008年8月。

[0048] 图3示出了根据与热声成像系统26的RF源28的距离而变化的、在组织94中的电场强度衰减曲线90和92。每个电场强度衰减曲线90和92对应于脂肪组织,每个脂肪组织具有不同的脂肪浓度。与电场强度曲线90相关联的脂肪组织比与电场强度曲线92相关联的脂肪组织具有更高的脂肪浓度。

[0049] 成像系统20利用在介电特性与脂肪含量分数之间的关系来估计感兴趣对象的脂肪含量分数。在该实施例中,成像系统20执行如现在将参考图4描述的用于基于感兴趣对象的脂肪含量分数来对感兴趣对象进行分级的方法。

[0050] 该方法开始于将具有能量信号电场强度的能量信号导向感兴趣区域,其中感兴趣区域具有感兴趣对象、参考物以及在感兴趣对象和参考物之间的边界(步骤401)。在该实施例中,使用超声成像系统24来定位感兴趣区域。具体地,由超声成像系统24获得的超声图像数据被传送到计算设备22。超声图像数据由计算设备22处理,并且重建的超声图像被呈现在显示设备上。操作者移动在受试者的身体上的一个或更多个超声换能器阵列,直到感兴趣区域被定位为止。在一个实施例中,当定位感兴趣区域时,计算设备22将与一个或更多个换能器阵列的轴向轴(或超声换能器阵列波束轴)的角度相关联的信息覆盖在显示设备上的重建的超声图像之上。该信息用于向操作者提供反馈,以确保一个或更多个换能器阵列的轴向轴通常垂直于在感兴趣对象和参考物之间的边界。

[0051] 如图5所示,示例性感兴趣区域包括参考物(皮下皮肤)501和感兴趣对象(肝组织)506。在参考物501和感兴趣对象506之间的边界区域508包含边界位置502。图5中还示出了能量发射器505,其被配置为通过参考物501将能量信号504引导至边界位置502。框507显示为平行于相对应的热声或超声波换能器503延伸。

[0052] 在步骤402中,我们用热声或超声换能器503从边界位置502接收热声双极信号,其

中,热声双极信号是由能量信号504引起的。在该实施例中,操作者使用例如耦合到计算设备22的鼠标的输入设备来识别边界位置502。具体地,框507是具有至少一部分的感兴趣对象506、至少一部分的参考物501以及在感兴趣对象506和参考物501之间的边界502的形状的一个实施例。框通常是矩形的,其具有长轴(平行于长边)和短轴(平行于短边)。计算设备22通过显示设备向用户提供反馈,以指示在框507的长轴和边界502之间的近似角度,以确保框507的长轴大体上垂直于边界502。

[0053] 如将认识到的,超声图像网格由尺寸、其相对于感兴趣区域的定位和单位单元(像素)尺寸来定义。超声图像网格和定位被定义为使得边界被包围在网格内。从超声图像网格中,热声测量网格被构建以确保热声图像位置与超声图像坐标的配准。在该实施例中,因为热声数据是使用用于获得超声图像数据的超声换能器阵列之一来获得的,因此热声测量网格容易被构建。具体地,热声测量网格等于超声图像网格。

[0054] 图4还示出了将热声双极信号与参考物在边界处的电场强度相关联以生成在边界处的校正的热声双极信号的步骤403以及根据在边界处的校正的热声双极信号和能量信号电场强度计算感兴趣对象的脂肪浓度的步骤404。

[0055] 使用在边界处的电场强度,感兴趣对象的脂肪含量分数被估计出。为了使用电场强度来估计感兴趣对象的脂肪含量分数,使用了许多方程。如公知的,由热源 $H(\vec{r}, t)$ 产生的热声压力遵循以下方程:

$$[0056] \quad \nabla^2 p(\vec{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(\vec{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{c_p} \frac{\partial}{\partial t} H(\vec{r}, t) \quad (1)$$

[0057] 其中, $\vec{r}$ 是空间定位向量, β 是等压体积膨胀系数, c 是声速,以及 C_p 是比热容。求解关于热声压力的方程1会产生以下正演问题:

$$[0058] \quad p(\vec{r}, t) = \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint \frac{\partial \vec{r}}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \frac{\partial H(\vec{r}', t')}{\partial t'} \Big|_{t' = t - \frac{|\vec{r} - \vec{r}'|}{c}} \quad (2)$$

[0059] 热源被建模为两个因子的乘积:能量吸收的空间分布 $A(\vec{r})$,其是被成像的对象的特征;和时间照射函数 $I(t)$ 。因为超声换能器阵列具有有限的带宽,所以所记录的热声测量值 $p_d(\vec{r}, t)$ 是所引起的压力 $p(\vec{r}, t)$ 和超声换能器阵列的脉冲响应 $h(t)$ 的卷积,如在方程3中所陈述的:

$$[0060] \quad p_d(\vec{r}, t) = p(\vec{r}, t) *_{t} h(t) \quad (3)$$

[0061] 其中, $*_{t}$ 表示一维(1D)时间卷积。

[0062] 将要认识到,对于传统的热声成像,目标是通过反转正演问题来恢复空间吸收分布 $A(\vec{r})$ 。辐射函数被建模为在给定时间点处在整个场统一的(uniform)时间函数。

[0063] 由于用于接收热声数据的超声换能器阵列的有限带宽,准确恢复吸收分布并非易事。因此,从热声数据中提取定量信息(例如感兴趣对象的脂肪含量分数)需要超越传统重建方法的复杂方法。

[0064] 当感兴趣对象用RF辐射脉冲加热时,每单位体积的功率沉积表示为:

$$[0065] \quad A(\vec{r}) = \omega \epsilon_0 \epsilon_r'' E^2(\vec{r}) \quad (4)$$

[0066] 其中, ω 是弧度频率, ϵ_0 是真空介电常数, ϵ''_r 是组织的相对介电常数, 以及 $E(\bar{r})$ 是电场强度。从组织获得的热声数据的强度是组织的沉积能量和格林乃森参数 Γ 的乘积:

$$[0067] \quad S(\bar{r}) = \Gamma A(\bar{r}) = \Gamma \omega \epsilon_0 \epsilon''_r E^2(\bar{r}) \quad (5)$$

[0068] 将要认识到, 由于超声换能器的脉冲响应特性, 记录的热声数据在两个不同组织之间的边界处表现双极信号。双极热声数据的强度被定义为双极信号的两个峰值之间的距离。将要认识到, 在其他实施例中, 度量还可以包括其他信息, 诸如, 例如双峰信号 (bimodal signal) 的宽度。

[0069] 在介电损耗介质 (dielectric lossy medium) 中, 电场强度随着它在介质中的传播而减弱。衰减量由各种因素决定, 例如介质 (对象) 的特性和施加器的设计。电场的空间分布可以写成如下:

$$[0070] \quad E(\bar{r}) = E_0 E_A(\bar{r}) \quad (6)$$

[0071] 其中, E_0 表示传送到介质的最大电场强度, 以及 $E_A(\bar{r})$ 描述电场在给定空间上的衰减。对于简单的1D情况, 衰减函数可以具有以下指数形式:

$$[0072] \quad E_A(d) = e^{-\eta d} \quad (7)$$

[0073] 其中, η 是电场吸收系数, 以及 d 是距施加器的距离。

[0074] 在该实施例中, 方程5被用作模型, 以从热声数据推断脂肪含量分数。如前所述, 从在感兴趣对象和参考物之间的边界获得的热声数据是双极信号。双极信号的强度代表在感兴趣对象和参考物之间的吸收特性差。此外, 在边界处的热声数据的相位指示哪个组织 (感兴趣对象或参考物) 具有较高或较低的吸收系数。在边界位置 r_1 处测量的热声信号的强度在方程8中表示:

$$[0075] \quad S_1 = (\Gamma_1 \epsilon''_{r,1} - \Gamma_2 \epsilon''_{r,2}) \omega \epsilon_0 E_1^2 \quad (8)$$

[0076] 其中, 下标1和2表示位于边界位置 r_1 的每一侧上的两个不同组织, 以及 E_1 表示在边界位置处的入射电场强度。

[0077] 如方程8中所示, 获取的热声数据的强度是通过几个组织特性和电场的强度确定的。

[0078] 由于参考物的性质是已知的, 为了估计感兴趣对象的脂肪含量分数, 只需要在边界处的电场的强度。换句话说, 因为具有较高脂肪含量分数的组织将具有与瘦肉 (无脂肪含量) 组织不同的介电特性和热特性, 所以组织的感兴趣区域的脂肪含量分数被推断出来。

[0079] 我们可以使用方程 (6) 从以下方程估计在边界位置502 (从参考物延伸到感兴趣对象) 处的入射电场 E_1 :

$$[0080] \quad E_l = E_0 e^{-\eta_{ref} d_{ref}} \quad (9)$$

[0081] 其中, E_0 是参考物在开始时的电场强度, η_{ref} 是参考物的衰减系数, d_{ref} 是参考物的厚度。电场强度 E_0 可以被建模 (例如, 通过有限差分时域 (FDTD) 方法) 并从在皮肤处的测量值被推断出。

[0082] 在边界位置处的热声信号强度可以被写成如下 (根据方程8和9):

$$\begin{aligned}
S_l &= (\Gamma_{obj} \varepsilon_{r,obj}'' - \Gamma_{ref} \varepsilon_{r,ref}'') \omega \varepsilon_0 E_l^2 \\
&= (\Gamma_{obj} \varepsilon_{r,obj}'' - \Gamma_{ref} \varepsilon_{r,ref}'') \omega \varepsilon_0 E_0^2 e^{-2\eta_{ref} d_{ref}} \quad (10)
\end{aligned}$$

[0084] 现在,肝的未知量的乘积可以计算如下:

$$\kappa_{obj} \equiv \Gamma_{obj} \varepsilon_{r,obj}'' = \frac{S_l}{\omega \varepsilon_0 E_0^2 e^{-2\eta_{ref} d_{ref}}} + \Gamma_{ref} \varepsilon_{r,ref}'' \quad (11)$$

[0086] 对于不同的脂肪含量,新特性 κ_{obj} 可以根据模型和实验制成表格。 κ_{obj} 的每个分量都可以针对不同的脂肪含量进行测量或建模。

[0087] 在一个实施例中,根据图7中所示的方法400对感兴趣对象进行分级。在该方法期间,将所估计的脂肪含量分数(步骤410)与阈值进行比较(步骤420)。在该实施例中,阈值是针对脂肪肝病的,并且被设置为5%的脂肪含量分数。对于脂肪肝病的阈值的具体内容在以下文献中进行了概述:“Magnetic resonance imaging and liver histology as biomarkers of hepatic steatosis in children with non-alcoholic fatty liver disease”,作者Schwimmer,Hepatology,第61卷,第1887-1895页,2015年。

[0088] 如果所估计的脂肪含量分数小于阈值,则确定受试者没有疾病,且因此感兴趣对象被分级为零(0)(步骤430)。如果所估计的脂肪含量分数高于阈值,则确定存在诸如脂肪变性的疾病(步骤440)。通过将所估计的脂肪含量分数与已知的表格值进行比较,感兴趣对象又被分级为一(1)、二(2)或三(3)(步骤450)。在该实施例中,已知的表格值在以下文献中进行了概述:“Non-alcoholic steatohepatitis:A proposal for grading and staging the histological lesions”,作者Brunt等人,Am.J.Gastroenterol.,第94卷,第9期,第2467-2474页,1999年9月。

[0089] 具体地,在该实施例中,如果所估计的脂肪含量分数在5%和33%之间,则感兴趣对象被分级为一(1)。如果所估计的脂肪含量分数在34%和66%之间,则感兴趣对象被分级为二(2)。如果所估计的脂肪含量分数大于66%,感兴趣对象被分级为三(3)。

[0090] 然后将感兴趣对象的等级与针对该受试者获得的先前等级(如果可得到)进行比较(步骤460)。如果感兴趣对象的等级没有改变,则感兴趣对象被认为是稳定的并且对象被释放(步骤470)。如果感兴趣对象的等级已经改变,则认为需要进一步的医疗行为(步骤480)。

[0091] 在实施例中,假设具有高脂肪含量分数的感兴趣对象(例如肝)的受试者将具有厚的皮下脂肪层。皮下脂肪可用作估计肝的脂肪含量分数的参考物。在该实施例中,使用皮下脂肪来估计感兴趣对象(肝)和参考物(皮下脂肪)之间的边界处的电场强度。在该实施例中,超声图像数据由计算设备22处理,以估计皮下脂肪的厚度。利用皮下脂肪的厚度,分析热声数据的集合以确定皮下脂肪后的电场强度。

[0092] 尽管在上述实施例中计算设备22通过显示设备向用户提供反馈以指示在框和边界之间的近似角度以确保框通常垂直于边界,本领域的技术人员将认识到,添加或替代物是可采用的。例如,针对框不垂直于边界的实施例可以调整热声数据以进行校正。

[0093] 在一个实施例中,如图8中所示,可以使用热声数据调整。在这个实施例中:估计在框507和感兴趣区域之间的角度(步骤801);确定框是否垂直于感兴趣区域(步骤802);如果是,则执行步骤401、402、403和404(步骤803);如果否,则基于角度计算补偿因子(步骤

804);执行步骤401和402(步骤805);执行步骤403,并使用计算出的补偿因子调整结果(步骤806);并执行步骤404(步骤807)。

[0094] 尽管在上述实施例中,参考物被描述为相邻于感兴趣对象,但是本领域中的技术人员将认识到,可以使用其它类型的组织。例如,在另一个实施例中,可以使用一个或更多个血管作为参考物。此外,可以有多于一个参考物。在该实施例中,显示在显示设备上的重建的超声图像可以被操作者用来识别和选择一个或更多个血管。图9中显示了一个示例。如可以看到的,感兴趣区域700包括感兴趣对象710。感兴趣区域700还包括参考物720,在该实施例中,参考物720是血管。通过放置穿过参考物(720、740和750)和感兴趣对象710的线730来识别边界。

[0095] 在一些实施例中,可以根据热声数据调整来校正热声图像数据。

[0096] 例如,将要认识到,热声信号以声压波的形式在整个空间中传播。在超声换能器阵列处接收的信号可以根据方程12表示:

$$[0097] \quad p_s(t) = \int_S p(\bar{r}, t) dS \quad (12)$$

[0098] 其中,S是超声换能器阵列的表面积。超声换能器阵列的特性及其相对于受试者的定位都会改变热声数据的特性。超声换能器阵列接收的热声信号强度受各种因素的影响,这些因素与信号生成无关,而是与声传播相关。这些因素取决于换能器空间灵敏度、在超声换能器阵列和感兴趣对象与参考物之间的边界之间的相对定位,以及参考物相对于超声换能器阵列表面的相对形状。即使对于相同的受试者和相同的超声换能器阵列,在热声数据获取期间改变超声换能器阵列的定位和角度也会导致不同的测量结果。

[0099] 在实施例中,基于用户提供的信息和测量结果或者使用超声图像数据估计的信息和测量结果来计算补偿因子。补偿因子可以是单个因子或多个因子,其中每个因子是计算的信息,例如参考物的尺寸和形状以及超声换能器阵列和边界之间的角度。在一个实施例中,补偿因子基于理论方法(例如通过使用声传播和超声换能器特性)来计算。在另一个实施例中,补偿因子可以从幻象(phantom)和临床研究中获得。在又一个实施例中,可以使用理论和实验方法。

[0100] 当用补偿器因子调整热声数据时,方程11中的热声信号强度 S_l 应由调整后的热声信号强度 $\bar{S}_l$ 代替:

$$[0101] \quad K_{obj} \equiv \Gamma_{obj} \varepsilon_{r,obj}'' = \frac{\bar{S}_l}{\omega \varepsilon_0 E_0^2 e^{-2\eta_{ref} d_{ref}}} + \Gamma_{ref} \varepsilon_0 \varepsilon_{r,ref}'' \quad (13)$$

[0102] 在一个实施例中,当对象大到足以忽略部分体积效应时,仅需要基于角度的调整。当感兴趣边界处的对象的切向量与换能器的视线不垂直时,应对获取的测量结果进行信号调整。这种调整可以写成如下:

$$[0103] \quad \bar{S}_l = S_l C(\theta) \quad (14)$$

[0104] 其中,C是基于角度的调节因子, θ 是边界处的肝的切线向量和换能器视线之间的角度。

[0105] 示例性热声数据调整800在图10中被示出。超声换能器阵列和边界的切线之间的平移角和仰角被确定(步骤810)。执行检查以确定参考物是否是血管(步骤820)。如果参考物是血管,则计算设备使用超声图像数据和分割方法来估计血管的形状(步骤830),并且该

方法继续到步骤840。如将认识到,血管的形状可以是血管的厚度、视野内血管的长度和血管的横截面。如果参考物不是血管,则该方法不执行步骤830,并继续到步骤840。在步骤840期间,使用在步骤810至830中获得的信息并使用超声换能器阵列特性来计算补偿因子。在该实施例中,用于计算补偿因子的信息是以下中的至少一个:平移角、仰角、血管(如果被选择作为参考物)的厚度和超声换能器阵列的空间灵敏度。因此,补偿因子被计算出。使用由步骤840计算出的补偿因子来调整在步骤403中获得的热声数据。然后,执行步骤404。

[0106] 在图11A和图11B中显示了使用补偿因子的实施例。如可以看出的,当超声换能器阵列和边界的切线之间的角度不是直角时,热声信号根据相对于直角的偏差而减小。因此,可以使用补偿因子来校正超声换能器阵列和边界的切线之间的角度不是直角的事实。

[0107] 图12A和图12B示出了使用补偿因子的另一个实施例。如可以看出的,当选择血管作为参考物时,热声信号根据仰角而减小,仰角被定义为显示扫描平面和穿过血管的中心的扫描平面之间的角度。因此,补偿因子可用于校正仰角并不穿过血管的中心的事实。

[0108] 图13A和图13B示出了使用补偿因子的另一个实施例。如可以看出的,当选择血管作为参考物时,热声信号根据血管的厚度而增加。因此,可以使用补偿因子来校正血管的厚度。

[0109] 尽管在上述实施例中边界是在感兴趣对象和参考物彼此紧密相关的位置处被选择的,但是本领域中的技术人员将认识到,替代方案是可用的。例如,在另一个实施例中,中间结构可以在参考物和感兴趣对象之间。该实施例的示例性双极信号950和955在图14中被示出。双极信号950和955分别表示在参考物965和中间结构970之间的边界960以及在中间结构970和感兴趣对象980之间的边界975处获得的热声数据。虚线985指示对应于边界960的时间点,以及虚线990指示对应于边界975的时间点。

[0110] 图15示出了具有一个或更多个中间结构的实施例。示出了步骤1501,定位包含感兴趣对象、参考结构和一个或更多个中间结构的感兴趣区域;步骤1502,识别在参考结构和第一中间结构之间的、在中间结构之间的以及在最后中间结构和感兴趣对象之间的边界;步骤1503,从发射器处的能量信号电场强度开始,从参考结构和中间结构中减去衰减电场信号损耗,以估计每个边界处的电场强度;步骤1504,将每个边界处的热声双极信号与每个相应边界处的电场强度相关联,以针对每个相应边界生成校正的热声双极信号;以及步骤1505,根据校正的热声双极信号计算感兴趣对象的脂肪浓度。

[0111] 尽管在上面描述的实施例中参考物被描述为由操作者选择,但是本领域中的技术人员将认识到,替代方案是可采用的。例如,在另一个实施例中,可以使用由计算设备22基于在感兴趣区域内的特定类型的组织的已知几何形状和/或已知超声特性执行的算法来自动定义参考物。此外,可以使用基于超声分割或热声数据分析的算法来自动定义在参考物和感兴趣对象之间的边界。如将认识到,操作者定义的方法和自动方法都可以组合。

[0112] 尽管在上述实施例中一个或更多个超声换能器阵列被描述为与超声成像系统24可断开连接并且可重新连接到热声成像系统26,但是本领域中的技术人员将认识到,替代方案也是可能的。例如,超声成像系统24和热声成像系统26可以具有其各自的一个或更多个换能器阵列。在另一个实施例中,一个或更多个超声换能器阵列可以连接到其本身连接到超声成像系统和热声成像系统的集线器。在该实施例中,集线器可以由计算设备22或通过其他输入端来控制,以在超声成像系统与热声成像系统之间切换操作,反之亦然。

[0113] 尽管在上述实施例中,所使用的度量被描述为在双峰信号的两个峰之间的差,但是本领域中的技术人员将认识到,该度量可以是简单峰值(最大值)、p范数、在双峰信号下的面积等。

[0114] 如将认识到的,可以使用存储在存储器中的图像实时或离线地对超声图像和热声图像执行上述图像处理的实施例。

[0115] 尽管热声成像系统被描述为包括被配置成生成RF电磁辐射的短脉冲的RF源,但是本领域技术人员将认识到,在其他实施例中,热声成像系统可以包括波长在400nm和10 μ m之间和脉冲持续时间在10皮秒和10微秒之间的可见光源或红外辐射源。

[0116] 尽管在上述实施例中热声成像系统和超声成像系统被描述为使用一个或更多个超声换能器阵列,本领域中的技术人员将认识到,替代方案是可采用的。例如,可以使用单个换能器元件、具有直线或弯曲的一维阵列的超声换能器阵列或者二维超声换能器阵列。另外,可使用凝胶状材料或水囊来使一个或更多个超声换能器阵列与感兴趣区域对接。

[0117] 尽管在上述实施例中,使用从单个感兴趣区域获得的热声数据来估计感兴趣对象的脂肪含量分数,但是本领域中的技术人员将认识到,多个感兴趣区域可以被分析和组合。

[0118] 尽管在上述实施例中血管被描述为由操作者手动识别,但是本领域中的技术人员将认识到,血管可以以其他方式被识别。例如,在另一个实施例中,自动或半自动算法可以被用于识别一个或更多个血管。在其它实施例中,多普勒成像方法可用于识别血管。

[0119] 本领域中的技术人员将认识到,上述超声图像数据和热声数据可以是一维的、二维的或三维的。在实施例中,超声图像数据可以在与热声数据不同的维度中。例如,超声图像数据可以是二维的,以及热声数据可以是一维的。此外,可以使用不同的视场。

[0120] 在另一个实施例中,不同类型或模型的换能器阵列可以与热声和超声成像系统一起使用。在该实施例中,可以使用变换来将热声吸收图像映射到超声图像。在另一实施例中,在换能器阵列几何形状的知识不容易获得的情况下,可使用幻象参考点(phantom reference points)来将热声吸收图像映射到超声图像。在该实施例中,可以使用变换来将来自热声吸收图像的已知的幻象参考点映射到超声图像上的幻象参考点。

[0121] 尽管超声成像系统被描述为使用B型超声成像技术,但是也可以使用其他技术,例如功率多普勒图像、连续波多普勒图像等。

[0122] 图6是示出了人体内不同位置的图,其中脂肪浓度可以利用本公开中提供的方法和系统来计算。示出了心外膜/心包(epi/pericardial)脂肪组织601、肝脂肪602、皮下脂肪组织603、内脏脂肪组织604、皮下臀股脂肪组织605、血管周围脂肪组织606、心肌脂肪607、胰腺脂肪608、肾窦脂肪609和肌肉脂肪610。

[0123] 本领域中的技术人员将认识到,可以评估其它感兴趣对象,以及可以使用其它参考物,例如心脏、肾脏、肺、食道、胸腺、乳腺、前列腺、脑、肌肉、神经组织、上皮组织、膀胱、胆囊、肠、肝、胰腺、脾脏、胃、睾丸、卵巢、子宫、皮肤和脂肪组织。

[0124] 尽管在上述实施例中获得的是感兴趣区域的热声数据,但是本领域中的技术人员将认识到,可以获得大于感兴趣区域的面积的热声数据。

[0125] 使用前述说明书,本发明可以通过使用标准编程和/或工程技术以产生编程软件、固件、硬件或其任何组合而被实现为机器、过程或制品。

[0126] 具有计算机可读指令的任何因而得到的程序可以被存储在一个或更多个计算机

可用介质(例如存储器设备或传输设备)中,从而制造根据本发明的计算机程序产品或制品。因此,功能可以作为计算机程序在物理设备上被植入,该计算机程序作为将由处理器执行的指令存在于任何计算机可读介质上,例如在任何存储器设备上或在任何传输设备中。

[0127] 存储设备的示例包括硬盘驱动器、软盘、光盘、磁带、半导体存储器(例如闪存、RAM、ROM、PROMS),等等。网络的示例包括但不限于互联网、内联网、基于电话/调制解调器的网络通信、硬连线/电缆通信网络、蜂窝通信、无线电波通信、卫星通信以及其他固定或移动网络系统/通信链路。

[0128] 体现本发明的机器可以涉及体现如在权利要求所阐述的本发明的一个或多个处理系统,包括例如,计算机处理单元(CPU)或处理器、存储器/存储设备、通信链路、通信/传输设备、服务器、I/O设备或一个或多个处理系统的任何子部件或单独部分(包括软件、固件、硬件或其任何组合或子组合)。

[0129] 使用在本文提供的描述,本领域中的技术人员将能够容易地将如所述创建的软件与适当的或专用计算机硬件组合,以创建体现本发明的计算机系统和/或计算机子部件,并创建用于执行本发明的方法的计算机系统和/或计算机子部件。

[0130] 尽管以上已经参考附图描述了实施例,但是本领域技术人员将认识到,可以在不脱离由所附权利要求限定的本发明的范围的情况下进行变化和修改。

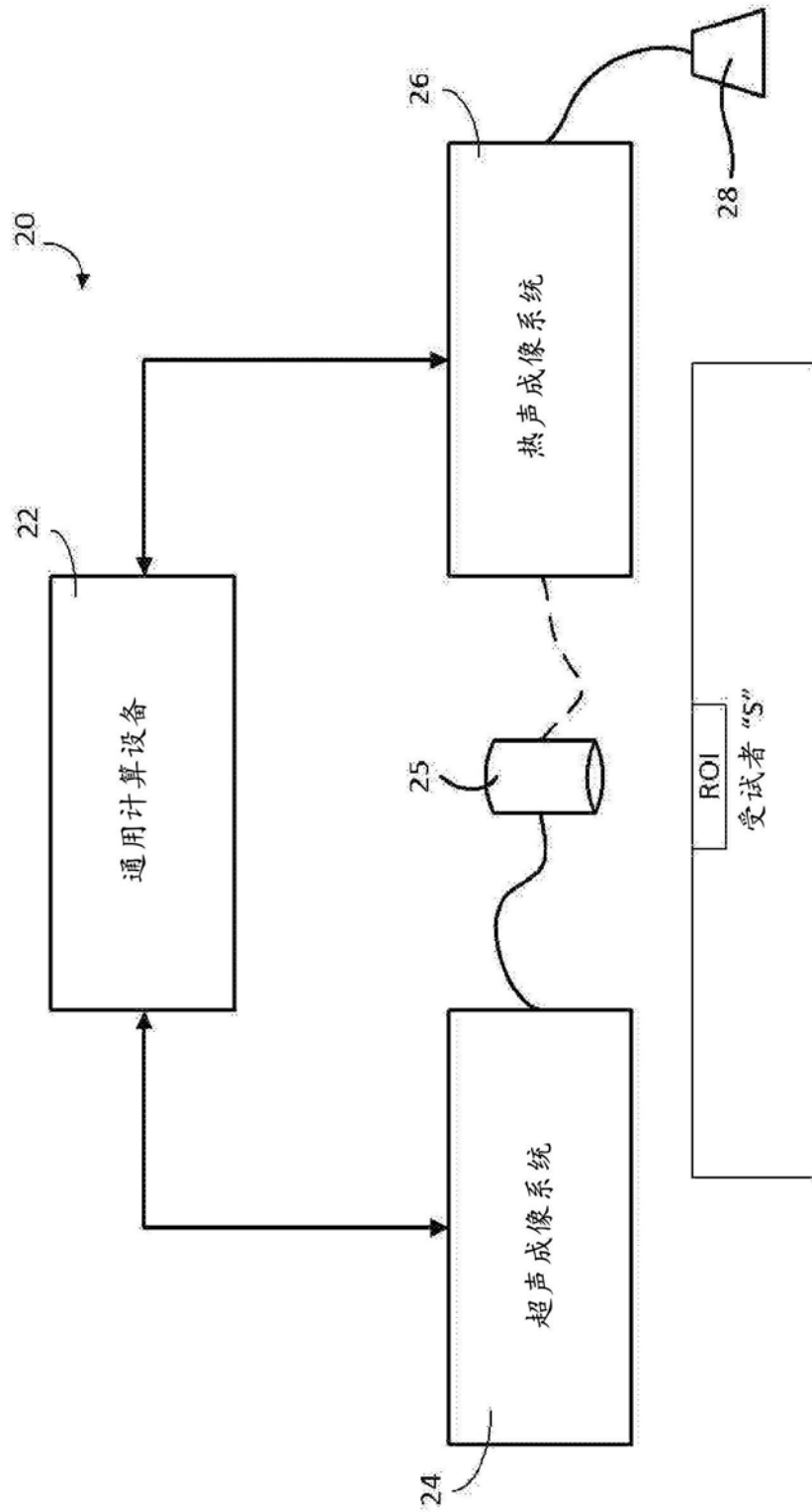


图1

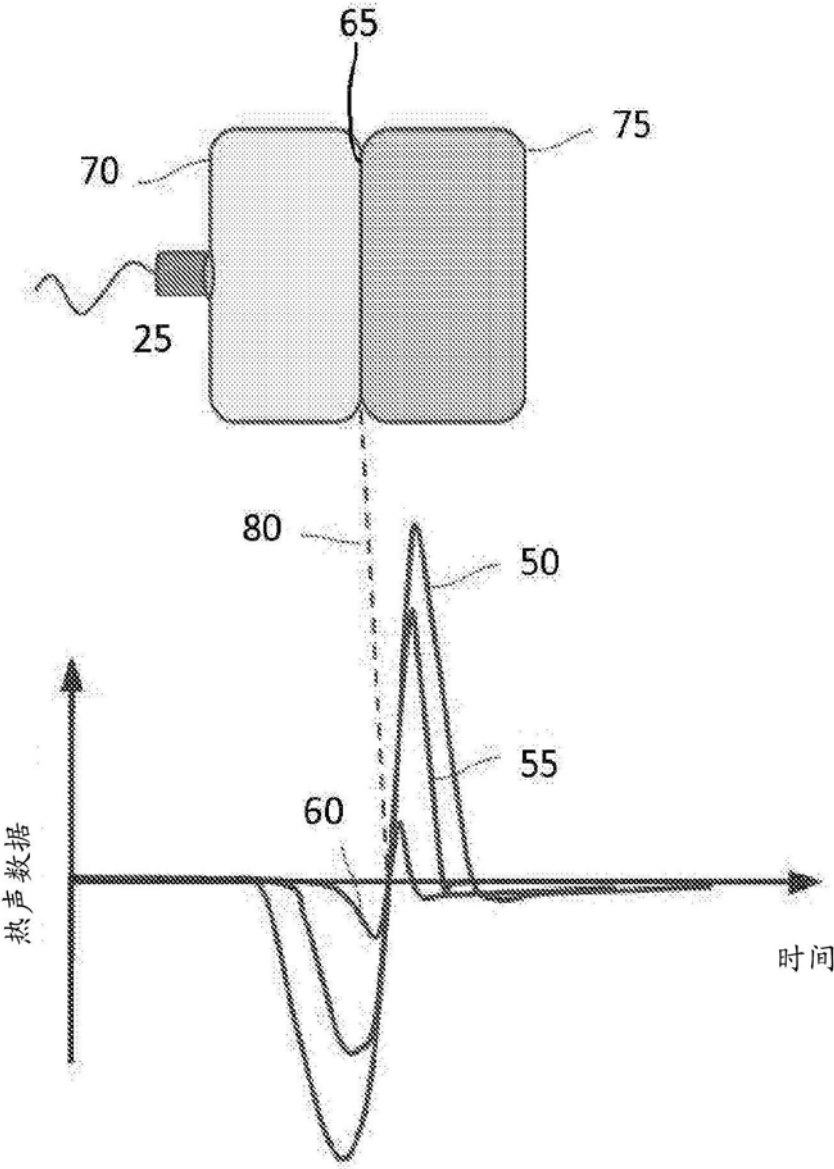


图2

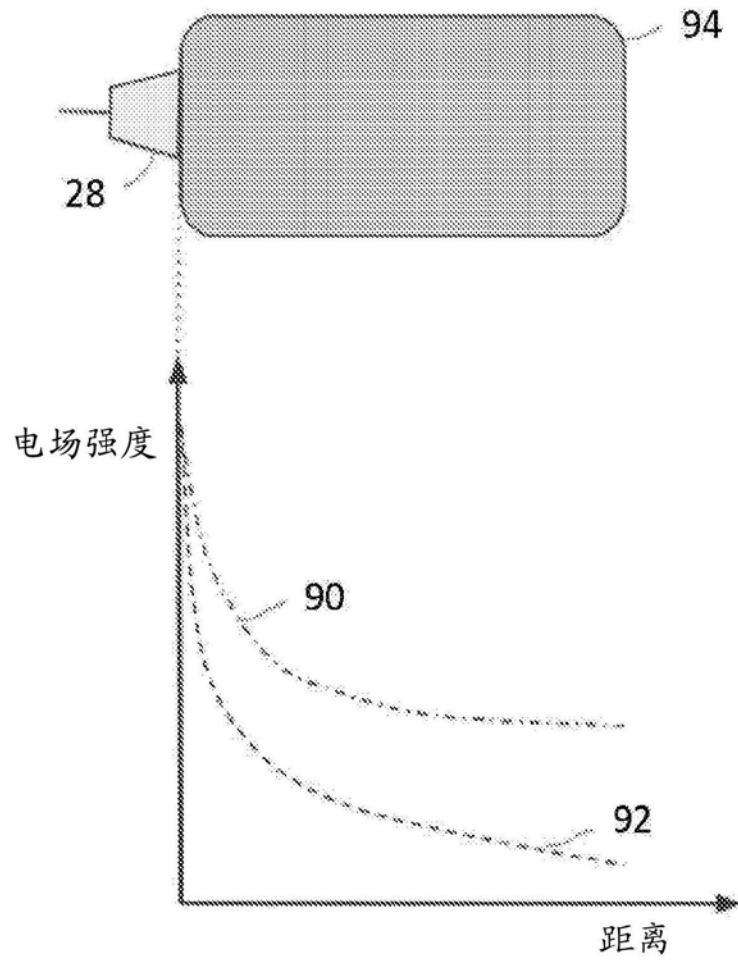


图3

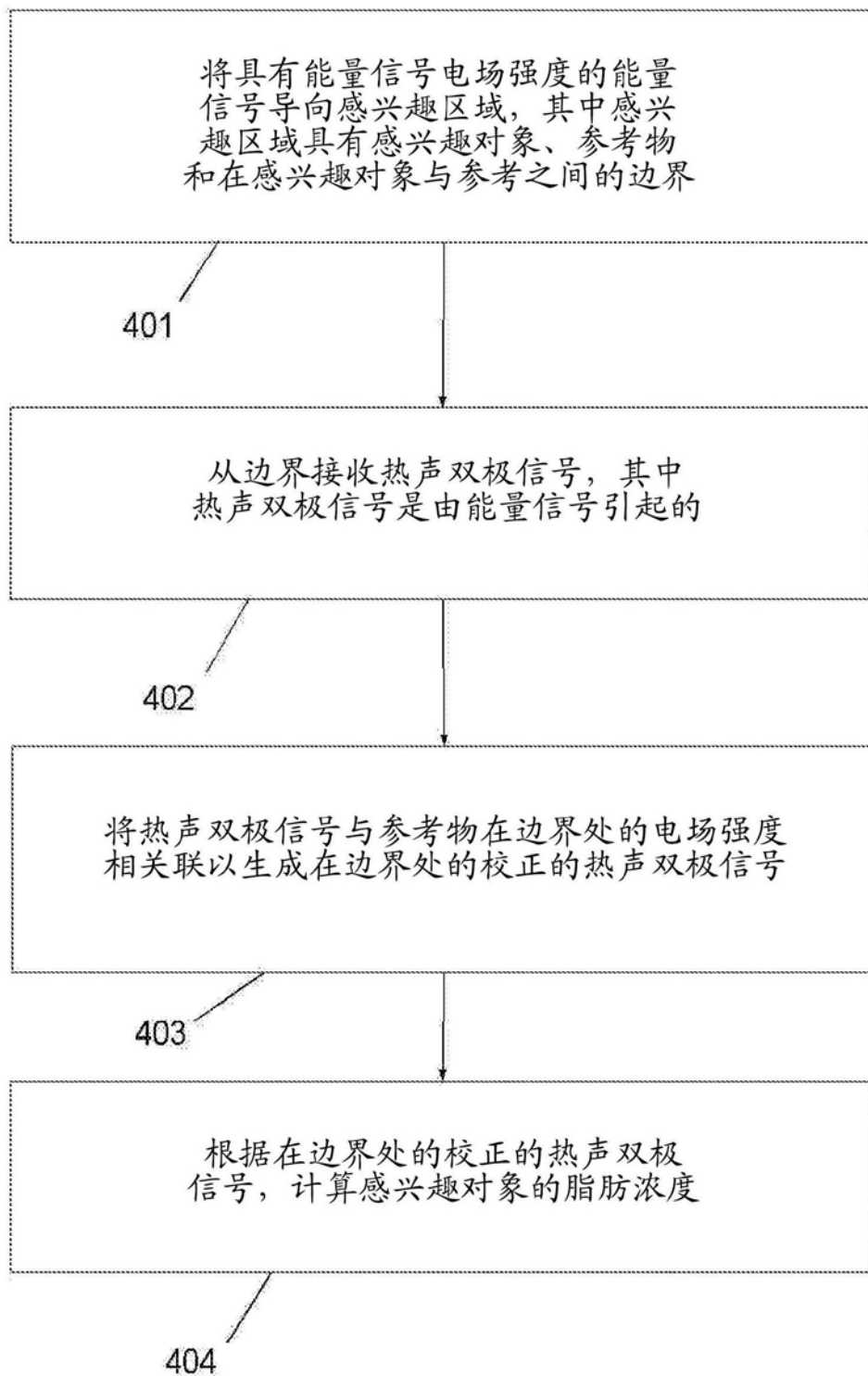


图4

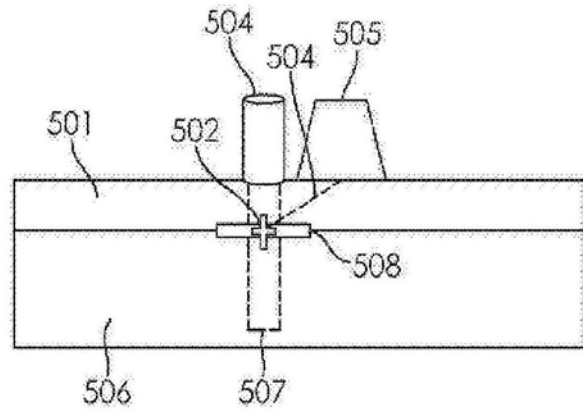


图5

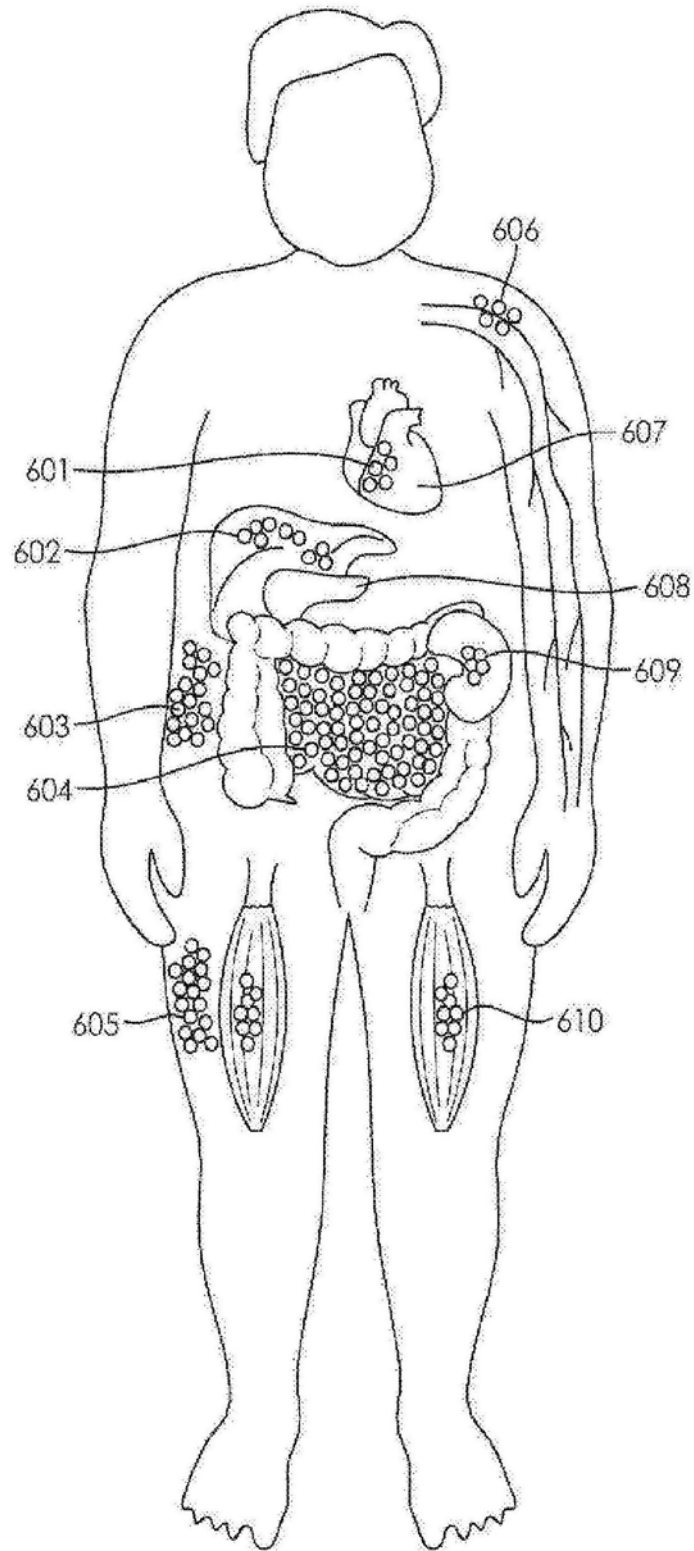


图6

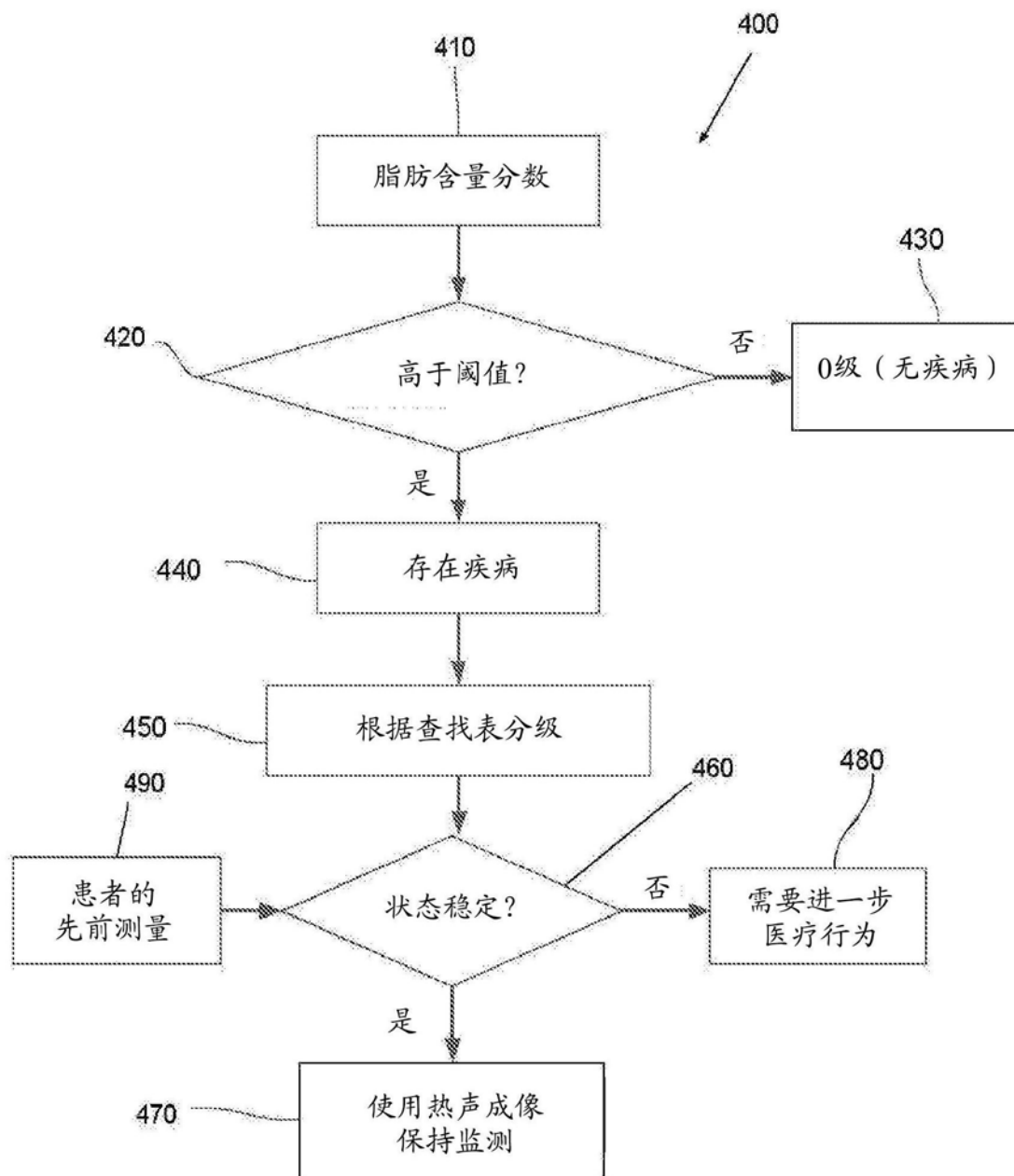


图7

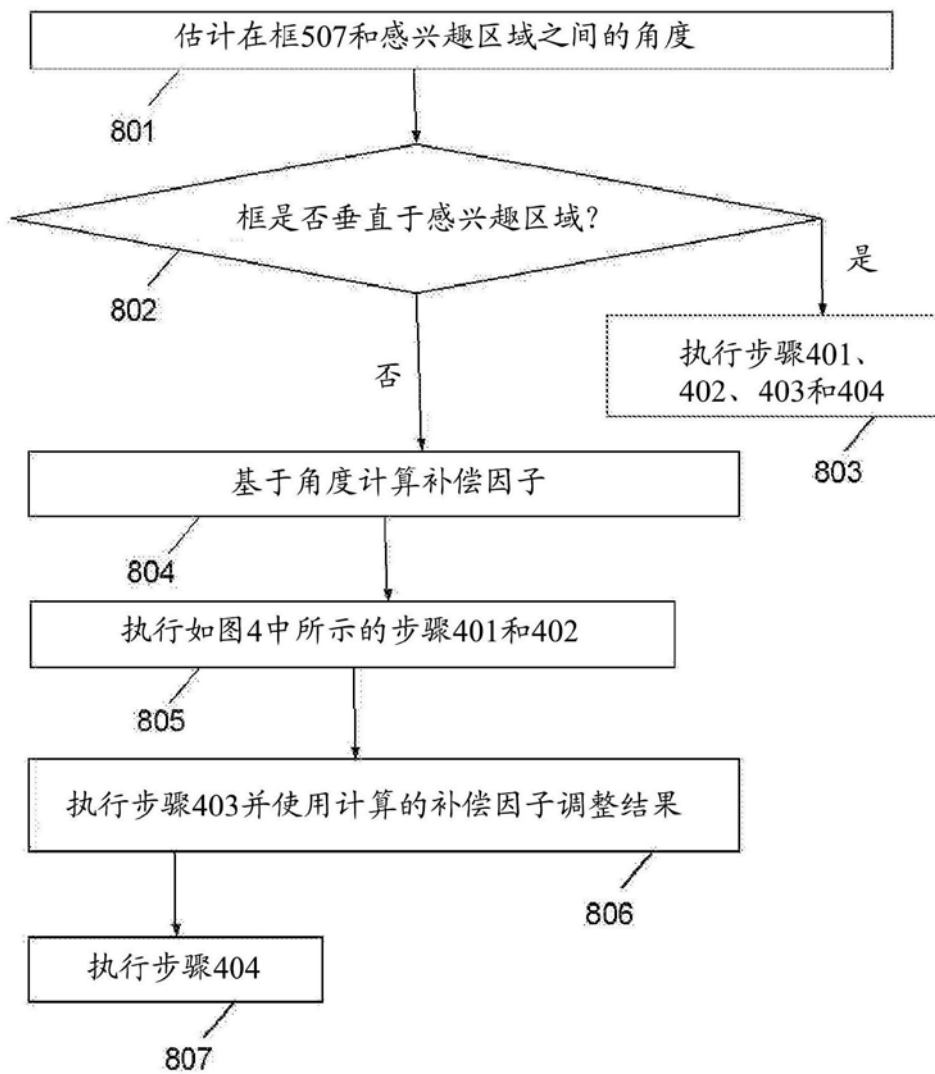


图8

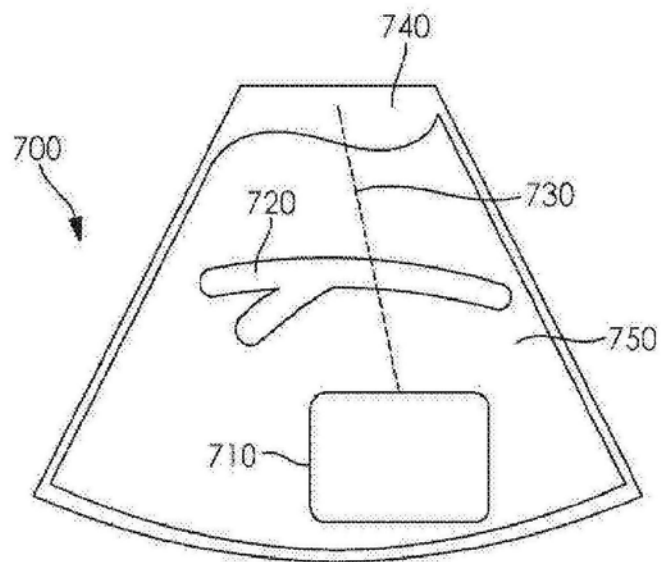


图9

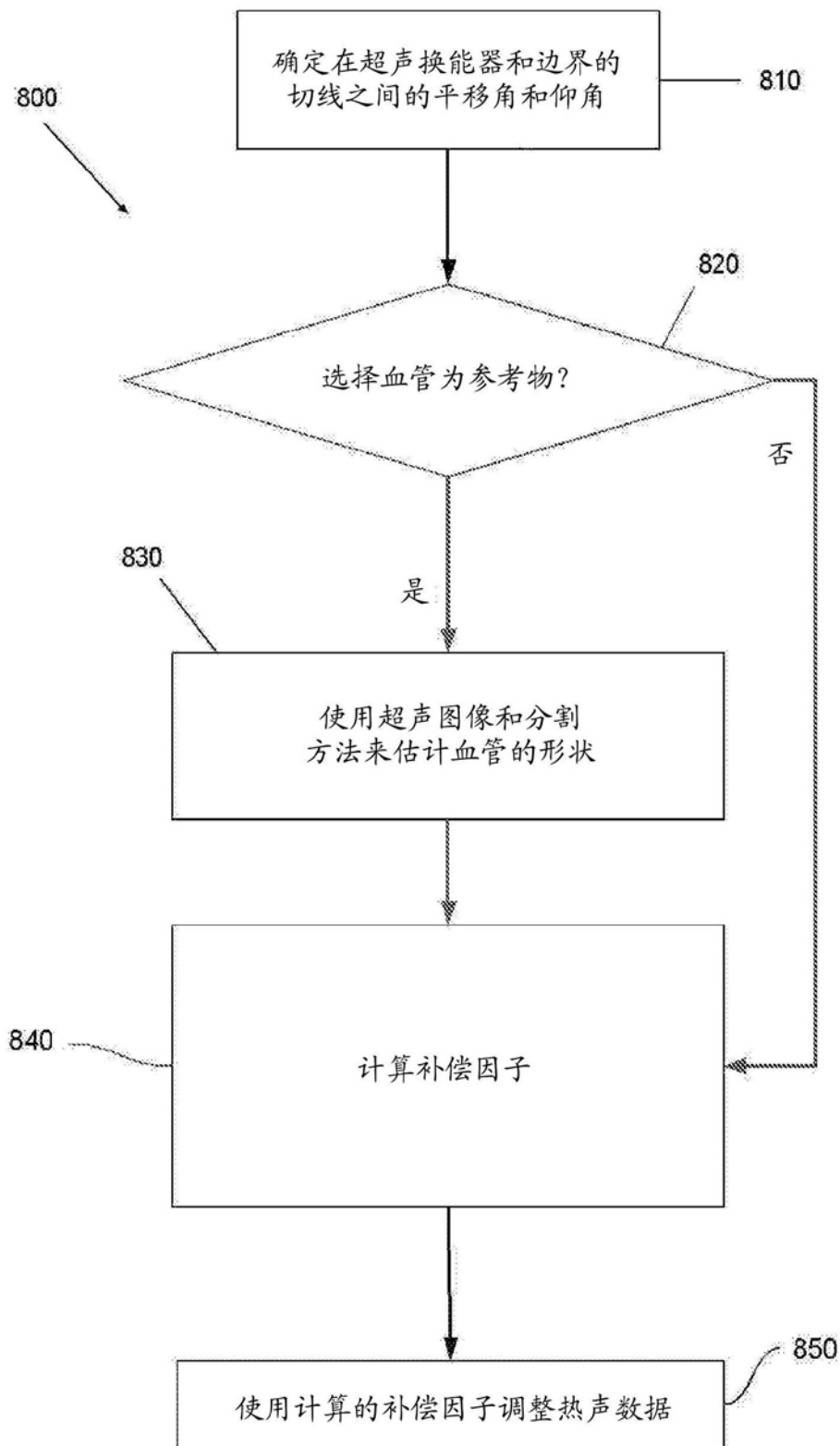


图10

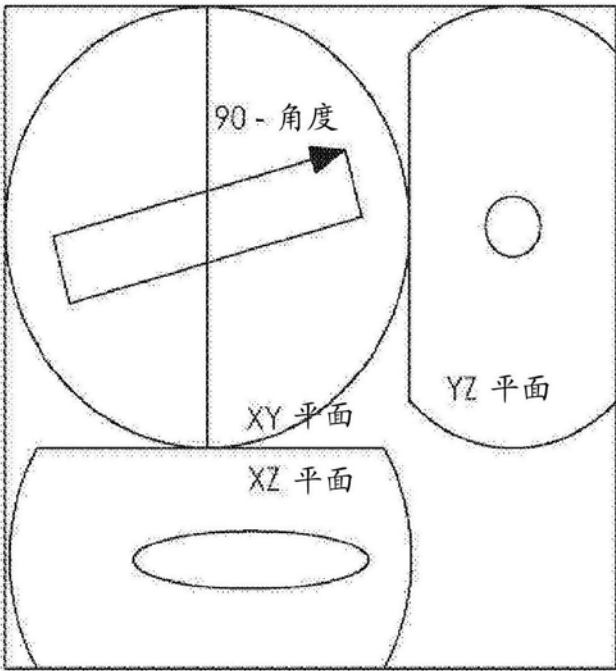


图11A

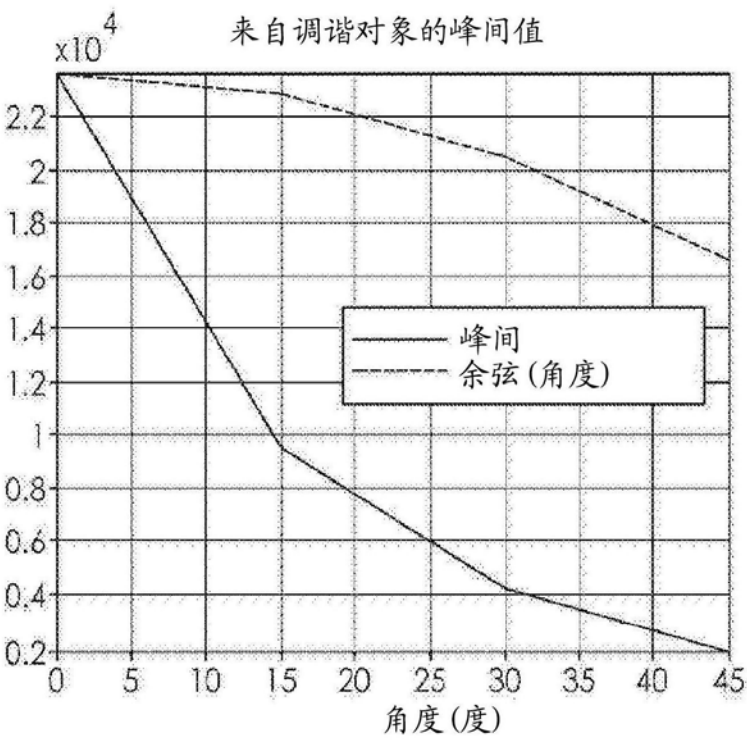


图11B

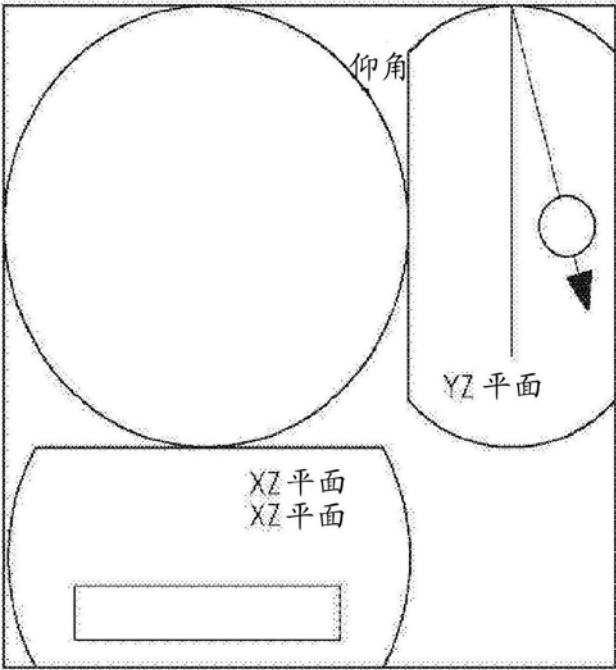


图12A

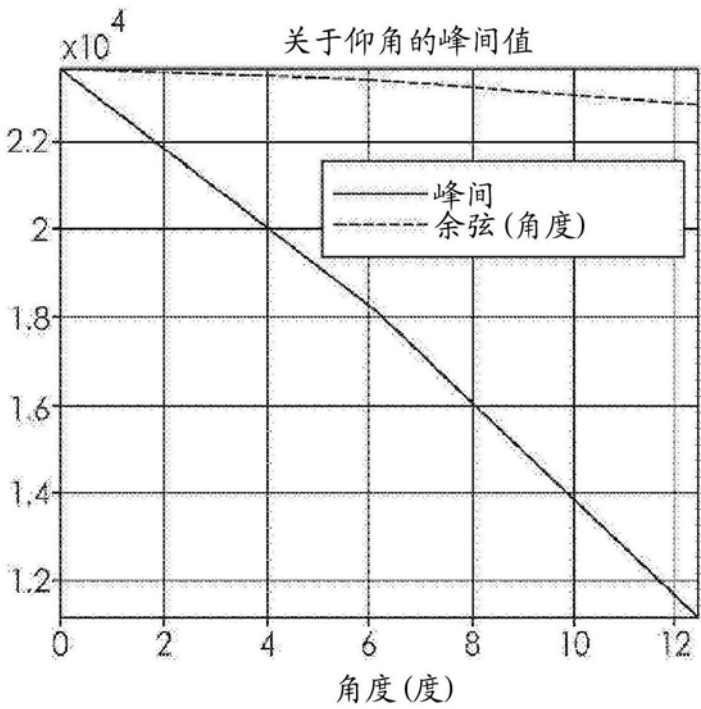


图12B

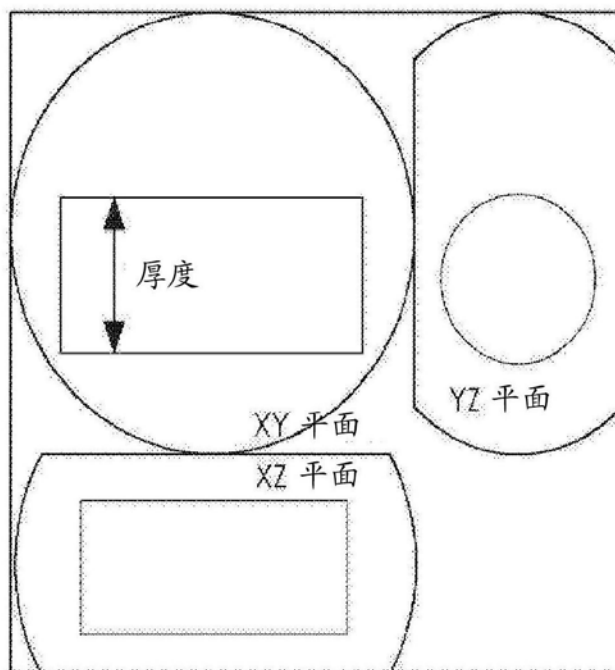


图13A

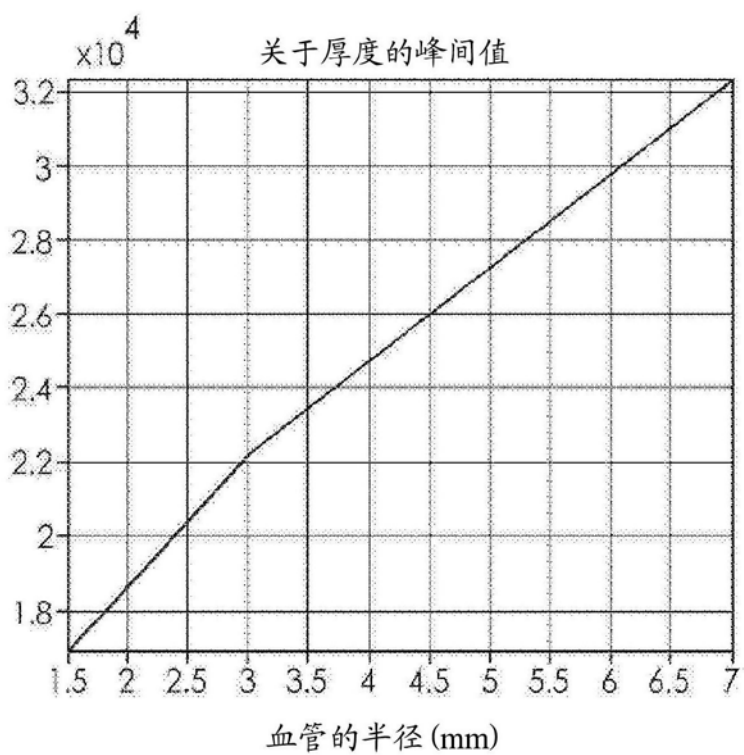


图13B

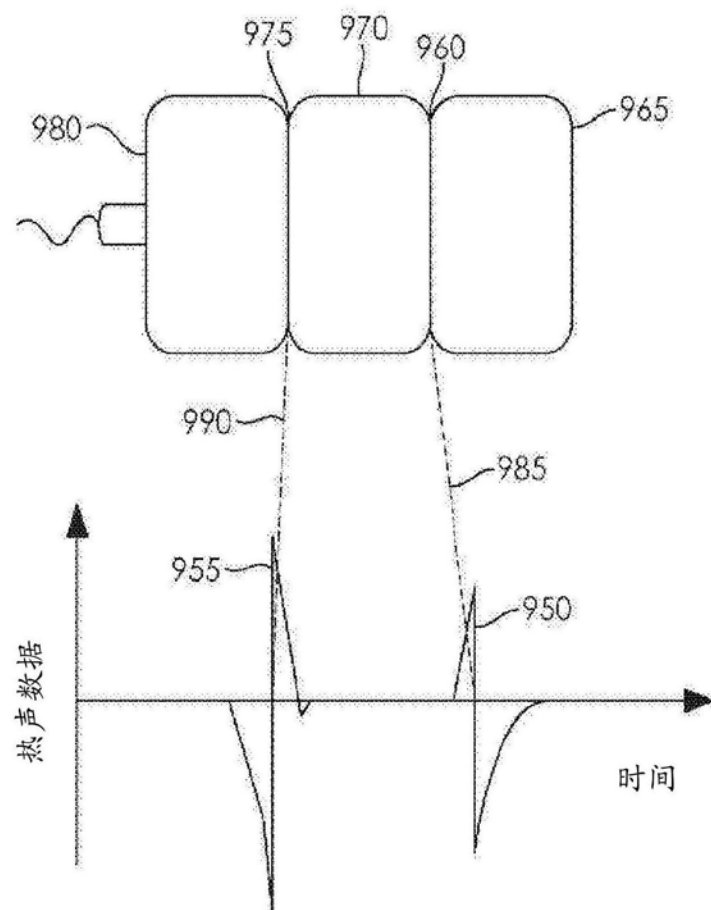


图14

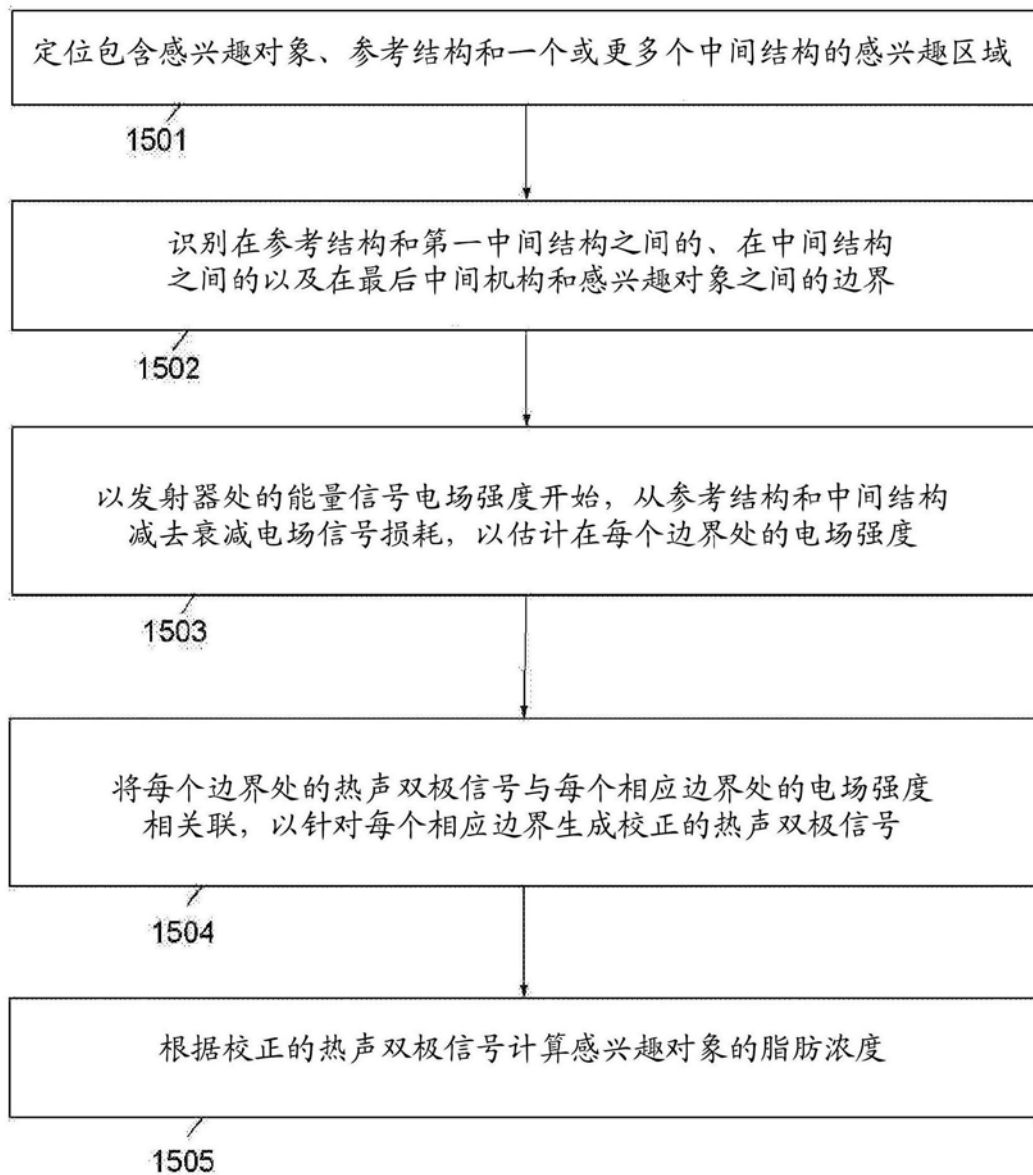


图15

专利名称(译)	用于估计对象的脂肪含量分数的方法和系统		
公开(公告)号	CN111050631A	公开(公告)日	2020-04-21
申请号	CN201880050052.6	申请日	2018-01-05
[标]发明人	曹骏桓 迈克尔M桑顿		
发明人	曹骏桓 迈克尔·M·桑顿		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0095 A61B5/4244 A61B5/4872 A61B5/7246 A61B5/7485 A61B8/0858 A61B8/4416 A61B8/469 A61B8/5223 A61B8/5261		
代理人(译)	张少波		
优先权	15/666535 2017-08-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于估计对象的脂肪含量分数的方法和系统。能量发射器用于将具有能量信号电场强度的能量信号导向感兴趣区域，其中感兴趣区域具有感兴趣对象、参考物以及在感兴趣对象和参考物之间的边界。接下来，使用热声或超声换能器从边界接收热声双极信号，其中热声双极信号是由能量信号引起的。最后，使用机器从能量发射器和热声或超声换能器接受数据，将热声双极信号与参考物在边界处的电场强度相关联以生成在边界处的校正的热声双极信号，并根据在边界处的校正的热声双极信号计算感兴趣对象的脂肪浓度。

