



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113624360 A

(43) 申请公布日 2021. 11. 09

(21) 申请号 202110813939.X

G01K 13/20 (2021.01)

(22) 申请日 2019.12.04

(30) 优先权数据

16/233,959 2018.12.27 US

(62) 分案原申请数据

201980086810.4 2019.12.04

(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 保罗·A·皮科特

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 韩辉峰 杨明钊

(51) Int. Cl.

G01K 11/22 (2006.01)

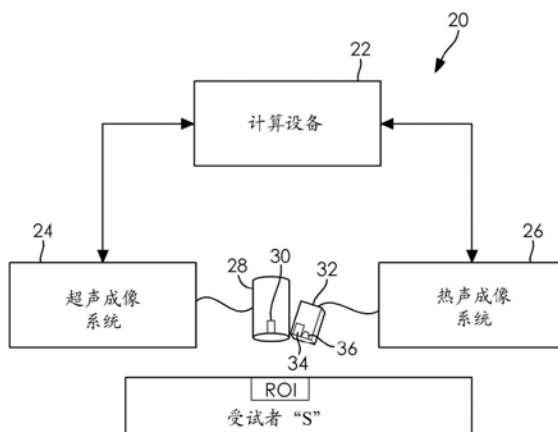
权利要求书1页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

用于监测组织温度的方法和系统

(57) 摘要

本申请涉及用于监测组织温度的方法和系统。一种利用热声成像来估计关注区域内的组织温度的系统和方法,该关注区域包括由至少位于两个边界位置处的至少一个边界隔开的关注对象和参考物。该系统和方法使用热声成像系统以及一个或多个处理器,该热声成像系统包括:可调节射频(RF)施加器,其被配置为将RF能量脉冲发射到组织的关注区域中并加热其中的组织;以及声学接收器,其被配置为接收响应于关注区域中的组织的加热而生成的双极声学信号;所述一个或多个处理器能够:处理接收到的响应于RF能量脉冲在关注区域中生成的双极声学信号以确定其峰峰幅度,以及使用双极声学信号的峰峰幅度和边界位置之间的距离计算在至少两个边界位置处的温度。



1. 一种用于确定在关注区域内的组织温度的系统,所述关注区域包括由在至少两个边界位置处的至少一个边界隔开的关注对象和参考物,所述系统包括:

热声成像系统,所述热声成像系统包括:可调节射频(RF)施加器,所述可调节射频(RF)施加器被配置为将RF能量脉冲发射到组织的关注区域中并加热在所述组织的关注区域中的组织;以及声学接收器,所述声学接收器被配置为接收响应于在所述关注区域中的组织的加热而生成的多极声学信号;以及

一个或多个处理器,所述一个或多个处理器被配置为:

处理所接收到的响应于所述RF能量脉冲在所述关注区域中生成的多极声学信号以确定所述多极声学信号的峰峰幅度;以及

使用所述多极声学信号的峰峰幅度和在所述边界位置之间的距离计算在所述至少两个边界位置处的组织温度。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个处理器还被配置为:

计算在所述边界位置之间的距离。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,在所述边界位置之间的所述距离是所述边界位置之间的有效距离。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个处理器还被配置为:

基于所计算的在所述至少两个边界位置处的温度来估计所述关注对象的温度。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述一个或多个处理器还被配置为:

使用所述声学接收器,检测由第二关注对象响应于所述RF能量脉冲而生成的至少一个另外的多极声学信号,并处理所述至少一个另外的多极声学信号以确定所述至少一个另外的多极声学信号的峰峰幅度。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述一个或多个处理器还被配置为:

比较所述多极声学信号的峰峰幅度、计算的在所述至少两个边界位置处的温度、以及所述另外的多极声学信号的峰峰幅度,以估计所述第二关注对象的温度。

用于监测组织温度的方法和系统

[0001] 本申请是申请日为2019年12月04日,申请号为201980086810.4,发明名称为“用于监测组织温度的方法和系统”的申请的分案申请。

[0002] 领域

[0003] 本主题公开涉及热声成像,并且特别涉及一种用于监测组织温度的方法和系统。

[0004] 背景

[0005] 在热疗或冷冻治疗期间,需要监测组织中的温度分布,以确保热能在周围健康组织中的安全沉积并有效破坏肿瘤和异常细胞。为此,需要具有空间分辨率(约1毫米)和高温度灵敏度(1开氏度或更好)的实时温度监测。

[0006] 最准确的温度监测是通过用热电偶或热敏电阻直接测量温度。然而,直接测量温度是侵入性的,通常不是优选的,并且根本不可行。

[0007] 已经开发了几种非侵入式温度监测方法。例如,红外热成像已被用于监测组织温度。尽管红外热成像具有0.1摄氏度的准确度,但它仅限于表面温度。

[0008] 超声波已被用于监测组织温度。虽然超声波具有良好的空间分辨率和较高的穿透深度,但超声波的温度灵敏度较低。

[0009] 磁共振成像已被用于监测组织温度。虽然磁共振成像具有高分辨率和灵敏度的优点,但磁共振成像价格昂贵、体积大并且缓慢。

[0010] 尽管用于监测组织温度的技术已经被考虑到,但仍需要改进。因此,至少一个目的是提供一种用于监测组织温度的新方法和系统。

[0011] 概述

[0012] 应当理解,提供本概述是为了以简化的形式介绍在下面的详细描述中进一步被描述的概念的选择。本概述无意用于限制要求保护的的主题的范围。

[0013] 因此,在一个方面,提供了一种用于估计组织温度的方法,该方法包括(i)使用射频(RF)施加器将一个或多个RF能量脉冲引导到组织的关注区域中,该组织的关注区域包括由在至少两个边界位置处的至少一个边界隔开的关注对象和至少一个参考物;(ii)使用声学接收器,检测响应于RF能量脉冲而在每个边界位置处的关注区域中生成的双极声学信号,并处理该双极声学信号以确定双极声学信号的峰峰幅度;以及(iii)使用双极声学信号的峰峰幅度和在边界位置之间的距离计算在至少两个边界位置处的温度。

[0014] 在一个或多个实施例中,该方法包括计算在边界位置之间的距离。

[0015] 在一个或多个实施例中,在边界位置之间的距离是边界位置之间的有效距离。

[0016] 在一个或多个实施例中,该方法包括基于计算的在至少两个边界位置处的温度来估计关注对象的温度。

[0017] 在一个或多个实施例中,该方法包括使用声学接收器检测由第二关注对象响应于RF能量脉冲而生成的至少一个另外的双极声学信号,并处理该至少一个另外的双极声学信号以确定该至少一个另外的双极声学信号的峰峰幅度。

[0018] 在一个或多个实施例中,该方法包括比较双极声学信号的峰峰幅度、计算的在至少两个边界位置处的温度和另外的双极声学信号的峰峰幅度以估计第二关注对象的温

度。

[0019] 在一个或多个实施例中,边界位于至少两个不同类型的组织之间的位置处。

[0020] 在一个或多个实施例中,两个不同类型的组织是以下中的一种:肌肉和脂肪;血管和脂肪;以及肝组织和肾组织。

[0021] 在一个或多个实施例中,该方法包括在治疗期间重复步骤(i)至(iii)以连续监测组织温度。

[0022] 根据另一方面,提供了一种用于确定关注区域内的组织温度的系统,该关注区域包括由在至少两个边界位置处的至少一个边界隔开的关注对象和参考物,该系统包括热声成像系统以及一个或多个处理器,该热声成像系统包括:可调射频(RF)施加器,其被配置为将RF能量脉冲发射到组织的关注区域并加热在该组织的关注区域中的组织;以及声学接收器,其被配置为接收响应于关注区域中的组织的加热而生成的双极声学信号;一个或多个处理器被配置为:处理接收到的响应于RF能量脉冲而在关注区域中生成的双极声学信号以确定该双极声学信号的峰峰幅度;以及使用双极声学信号的峰峰幅度和在边界位置之间的距离计算在至少两个边界位置处的温度。

[0023] 在一个或多个实施例中,该一个或多个处理器还被配置为计算在边界位置之间的距离。

[0024] 在一个或多个实施例中,在边界位置之间的距离是边界位置之间的有效距离。

[0025] 在一个或多个实施例中,该一个或多个处理器还被配置为基于计算的在至少两个边界位置处的温度来估计关注对象的温度。

[0026] 在一个或多个实施例中,该一个或多个处理器还被配置为使用声学接收器检测由第二关注对象响应于RF能量脉冲而生成的至少一个另外的双极声学信号,并处理该至少一个另外的双极声学信号以确定该至少一个另外的双极声学信号的峰峰幅度。

[0027] 在一个或多个实施例中,该一个或多个处理器还被配置为比较双极声学信号的峰峰幅度、计算的在至少两个边界位置处的温度和另外的双极声学信号的峰峰幅度以估计第二关注对象的温度。

[0028] 根据另一方面,提供了一种监测组织温度的方法,该方法包括(i)使用射频(RF)施加器将一个或多个RF能量脉冲引导到组织的关注区域中,该组织的关注区域包括由在至少两个边界位置处的至少一个边界隔开的关注对象和至少一个参考物;(ii)使用声学接收器,检测响应于RF能量脉冲而在每个边界位置处的关注区域中生成的双极声学信号,并处理该双极声学信号以确定该双极声学信号的峰峰幅度;(iii)使用双极声学信号的峰峰幅度和是边界位置之间的距离计算在至少两个边界位置处的温度;(iv)重复所述引导、检测和计算以监测在至少一个边界处的温度。

[0029] 在一个或多个实施例中,该方法还包括计算在所述边界位置之间的所述距离。

[0030] 在一个或多个实施例中,其中,在所述边界位置之间的所述距离是在所述边界位置之间的有效距离。

[0031] 在一个或多个实施例中,该方法还包括:基于所计算的在所述至少两个边界位置处的温度估计所述关注对象的温度。

[0032] 在一个或多个实施例中,该方法还包括:使用所述声学接收器,检测由第二关注对象响应于所述RF能量脉冲而生成的至少一个另外的双极声学信号,并处理所述至少一个

另外的双极声学信号以确定所述至少一个另外的双极声学信号的峰峰幅度。在一个或多个实施例中,该方法包括比较所述双极声学信号的峰峰幅度、所计算的在所述至少两个边界位置处的温度和所述另外的双极声学信号的峰峰幅度,以估计所述第二关注对象的温度。

[0033] 附图简述

[0034] 现在将参考附图更全面地描述实施例,其中:

[0035] 图1是成像系统的示意图;

[0036] 图2是示出示例性双极声学信号的曲线图;

[0037] 图3是示出示例性电场强度衰减曲线的曲线图;

[0038] 图4是用于估计组织温度的方法的流程图;

[0039] 图5是包含关注对象和参考的示例性关注区域;

[0040] 图6是用于估计组织温度的另一方法的流程图;

[0041] 图7示出可以使用图1的成像系统成像的人体的各个部分;以及

[0042] 图8是示出Grüneisen参数如何随温度变化的曲线图。

具体实施方式

[0043] 当结合附图阅读时,将更好地理解前述概述以及某些示例的以下详细描述。如本文所用,以单数形式引入且前面有词“一(a)”或“一(an)”的元素或特征应理解为不一定排除多个元素或特征。此外,对“一个示例”或“一个实施例”的引用并不旨在被解释为排除也包含所描述的元素或特征的另外的示例或实施例的存在。此外,除非有明确相反地指出,否则“包括(comprising)”或“具有(having)”或“包括(including)”具有特定特性的一个元素或特征或多个元素或特征的示例或实施例可以包括不具有该特性的另外的元素或特征。此外,应当理解,术语“包括(comprising)”、“具有(having)”、“包括(including)”是指“包括但不限于”并且术语“包括(comprising)”、“具有(having)”和“包括(including)”具有等效含义。

[0044] 如本文所用,术语“和/或”可以包括一个或多个相关联的所列元素或特征的任何和所有组合。

[0045] 将要理解的是,当元素或特征被称为“在另一元素或特征上(on)”、“附接(attached)”到另一元素或特征、“连接(connected)”到另一元素或特征、与另一元素或特征“耦合(coupled)”、“接触(contacting)”另一元素或特征等时,该元素或特征可直接在另一元素或特征上、附接到另一元素或特征、连接到另一元素或特征、与另一元素或特征耦合或接触另一元素或特征,或者也可以存在中间元素。相比之下,当元素或特征被称为例如“直接在另一元素或特征上”、“直接附接”到另一元素或特征、“直接连接”到另一元素或特征、与另一元素或特征“直接耦合”或“直接接触”另一元素或特征时,不存在中间元素或特征。

[0046] 将要理解的是,空间相对术语,诸如“在……下面(under)”、“在……下方(below)”、“下部(lower)”、“在……上方(over)”、“在……上面(above)”、“上部(upper)”、“前方(front)”、“后方(back)”等,在本文可能为了便于描述而被用于描述在附图中所示的元素或特征与另一元素或特征的关系。然而,除了图中描绘的取向之外,在使用或操作中

间相对术语还可以包括不同取向。

[0047] 在下文中,描述了用于估计组织温度的方法和系统。总体上,该方法和系统利用RF施加器来获得在受试者的关注区域(ROI)内的组织的热声数据。分析热声数据以估计组织温度。

[0048] 现在转向图1,示出了示例性成像系统并且通常由附图标记20标识。可以看出,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的编程计算设备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相关联的组织的关注区域ROI的超声图像数据和热声图像数据。

[0049] 在该实施例中的编程计算设备22是个人计算机或其它合适的处理设备,例如,其包括:包括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)、其它不可移动或可移动存储器(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/或其它合适的网络格式的联网能力,以能够连接到共享或远程驱动器、一个或多个联网计算机或其它联网设备。一个或多个输入设备,诸如鼠标和键盘(未示出),耦合到计算设备22,以用于接收操作者输入。显示设备(未示出),诸如一个或多个计算机屏幕或监视器,耦合到计算设备22,以用于显示一个或多个生成的图像,该一个或多个生成的图像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接收的热声图像数据。

[0050] 超声成像系统24包括超声换能器28形式的声学接收器,该超声换能器安置一个或多个超声换能器阵列30,该一个或多个超声换能器阵列30被配置为将声波发射到受试者S的关注区域ROI中。被引导到受试者的关注区域ROI内的声波在关注区域ROI产生回声,不同的组织反射不同程度的声音。由一个或多个超声换能器阵列30接收的回声在作为超声图像数据传送到计算设备22进行进一步处理和呈现为可由操作者解释的超声图像之前由超声成像系统24进行处理。在该实施例中,超声成像系统24利用假设1540m/s的标称声速的B模式(B-mode)超声成像技术。由于超声成像系统在本领域中是已知的,因此本文将不再进一步描述超声成像系统24的另外的细节。

[0051] 热声成像系统26包括以热声换能器32形式的声学接收器。热声换能器32安置一个或多个热声换能器阵列34以及射频(RF)施加器36。然而,应当理解的是,RF施加器36可以与热声换能器32分开安置。RF施加器36被配置为发射短脉冲的RF能量,该短脉冲的RF能量被引导到受试者的关注区域ROI内的组织中。在该实施例中,RF施加器36具有大约10MHz到100GHz之间的频率并且具有大约0.1纳秒到10纳秒之间的脉冲持续时间。传递到关注区域ROI内的组织的RF能量脉冲加热组织,从而诱发被热声换能器32检测到的声压波(acoustic pressure waves)。被热声换能器32检测到的声压波被处理并作为热声图像数据传送到计算设备22,以用于进一步处理和呈现为可由操作者解释的热声图像。

[0052] 在该实施例中,超声换能器28和热声换能器32机械互连,使得在一个或多个超声换能器阵列30、一个或多个热声阵列34和RF施加器36之间的空间关系是已知的。使用一个或多个超声换能器阵列34、一个或多个热声换能器阵列34和RF施加器36的中心线来设置空间关系。每条中心线被定义为相应换能器阵列的区域的正中央(mid-point)。

[0053] 在该实施例中,一个或多个超声换能器阵列30与一个或多个热声换能器阵列

34之间的空间关系是使得一个或多个热声换能器阵列34的中心线以相对于一个或多个超声换能器阵列30的中心线(也称为轴向轴或超声换能器阵列束轴)的已知角度 α 设置。一个或多个热声换能器阵列34和RF施加器36之间的空间关系是使得RF施加器36的中心线与一个或多个热声换能器阵列34的中心线间隔开并且与之大体上平行。

[0054] 成像系统20利用一个或多个超声换能器阵列30与一个或多个热声换能器阵列34之间的已知空间关系来增加热声成像的精度和准确度。

[0055] 超声换能器28的一个或多个超声换能器阵列30的坐标系和热声换能器32的一个或多个热声换能器阵列34的坐标系由计算设备22映射,使得获取的超声和热声图像可以被记录(registered)。可替代地,热声成像系统26可通过将一个或多个超声换能器阵列30与超声换能器28断开连接并将一个或多个超声换能器阵列30连接到热声换能器32来利用超声换能器28的一个或多个超声换能器阵列30。如将要理解的,通过这样做,不需要在一个或多个超声换能器阵列28与一个或多个热声换能器阵列34之间的坐标映射。

[0056] 在包括在脂肪或脂肪组织与软组织或瘦组织之间的边界的关注区域的热声成像期间,生成由热声换能器32接收的双极声学信号。这是由于如下事实:软组织或瘦组织比脂肪或脂肪组织吸收更多的热量,导致软组织或瘦组织迅速膨胀越过边界并进入脂肪或脂肪组织,该脂肪或脂肪组织膨胀较少,并且然后迅速收缩。双极声学信号的强度或峰峰值取决于脂肪或脂肪组织和软组织或瘦组织的相对吸收特性。双极声学信号的强度或峰峰值还取决于脂肪或脂肪组织与软组织或瘦组织之间的边界的温度。

[0057] 示例性双极声学信号200、205和210在图2中被示出。双极声学信号200、205和210是响应于组织的关注区域ROI的热声成像而生成的,该组织的关注区域ROI包括由边界215分开的第一组织220和不同类型的第二组织225。虚线230指示与边界215对应的时间点。双极声学信号200、205和210的峰峰值的差异表示第一组织220在收缩之前膨胀到边界215和第二组织225中的程度。随着边界215的温度增加,第一组织220膨胀进入边界215和进入第二组织225的量增加。因此,每个双极声学信号200、205和210的峰峰值与在边界215处的温度成比例。可以看出,双极声学信号200的峰峰值大于双极声学信号205、210的峰峰值,并且双极声学信号205的峰峰值大于双极声学信号210的峰峰值。因此,当生成双极声学信号200时边界215的温度大于当生成双极信号205时边界215的温度。类似地,当生成双极声学信号205时边界215的温度大于当生成双极信号210时边界215的温度。

[0058] 示例性电场强度衰减曲线300和305在图3中被示出。每条电场强度衰减曲线300、305分别表示组织310、315随着距热声成像系统26的RF施加器36的距离变化而变化的电场强度衰减。相比于与电场强度衰减曲线305相关联的组织315,与电场强度衰减曲线300相关联的组织310具有不同的温度和Grüneisen参数。将要理解的是,温度对热声双极信号具有正面或负面影响,这取决于相应类型的组织的电场强度和Grüneisen参数之间的温度关系。

[0059] 成像系统20利用热声双极信号和温度之间的关系来估计在热声成像期间的组织温度。

[0060] 现在转向图4,示出了在热声成像期间确定组织温度的方法。在该方法期间,最初,定位要被成像的受试者S体内的关注区域ROI,该关注区域包含由至少在两个位置处的至少一个边界隔开的关注对象和参考物(步骤410)。在该实施例中,使用超声成像系统24定位关注区域ROI。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。操作者在受试者的身体上移动超声换能器28,直到关注区域被定位为止。当定位关注区域时,计算设备22将与超声换能器28的一个或多个换能器阵列30的中心线的角度相关联的信息叠加(overlays)在显示设备上的重建的超声图像之上。该信息被用于向操作者提供反馈以确保超声换能器28的轴向轴大体上垂直于在关注对象和参考物之间的边界。

[0061] 图5示出包含关注对象505和参考物510的示例性关注区域500。在该实施例中,关注对象505是受试者的肝脏并且参考物510是受试者的肾脏。在图5中还示出了RF施加器36和热声换能器32。

[0062] 在重建的超声图像中标识在关注对象和参考物之间的边界位置(步骤420)。在该实施例中,两个边界位置被标识。每个边界位置是由操作者使用耦合到计算设备22的输入设备(诸如鼠标)来标识的。具体地,操作者绘制(draw)包围关注对象505的至少一部分、参考物510的至少一部分以及在关注对象和参考物的部分之间所标识的边界的框。计算设备22经由显示设备向操作者提供反馈以指示在框与边界之间的大致角度以确保框大体上垂直于边界。

[0063] 图5中示出了示例性框515。可以看出,框515包围关注对象505(肝脏)的一部分、参考物510(肾脏)的一部分以及在关注对象505和参考物510之间的边界520。在肝脏和肾脏彼此密切相关的特定边界位置525处选择边界520。

[0064] RF施加器36被调节以生成短的RF能量脉冲。RF能量脉冲被引导到关注区域500中以将能量传递到关注区域ROI内的关注对象505和参考物510。在每个边界位置处,生成由热声换能器32检测的双极声学信号(步骤430)。

[0065] 由于在超声换能器28的一个或多个换能器阵列30的中心线与热声换能器32的一个或多个换能器阵列34的中心线之间的角度 α 是已知的,操作者能够调节热声换能器32相对于受试者的身体的位置,使得热声成像系统26能够以期望的成像角 σ 获得关注区域的热声图像数据。期望的成像角 σ 使得热声换能器32的一个或多个换能器阵列34的中心线延伸通过在关注对象505和参考物510之间的边界520。

[0066] 双极声学信号进而被传送到计算设备22以进行处理(步骤440)。在该实施例中,计算设备22被编程为确定双极声学信号的峰峰幅度。

[0067] 在每个边界位置处的温度使用双极声学信号的峰峰幅度确定(步骤450)。在本实施例中,在每个边界位置处的温度基于以下确定。

[0068] 声压波的压力上升与称为Grüneisen参数的无量纲参数(dimensionless parameter)和局部注量(local fluence)成比例。局部注量取决于组织参数,诸如,例如吸收系数、散射系数和各向异性因子。局部注量不随温度显著变化。

[0069] Grüneisen参数取决于等温压缩性、体积膨胀的热系数、质量密度和组织恒定体积下的比热容。如图8中所示,Grüneisen参数随温度显著变化。因此,根据声压波生成的双极声学信号的强度或峰峰值取决于组织温度。

[0070] 使用Grüneisen参数和双极声学信号的强度或峰峰值,可以确定边界的温度。在该实施例中,使用以下方程式计算边界的温度。

[0071] 由热源 $H(\underline{r}, t)$ 产生的热声压力 $p(\underline{r}, t)$ 遵循以下方程式:

$$[0072] \quad \nabla^2 p(\underline{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} p(\underline{r}, t) = -\frac{\beta}{c_p} \frac{\partial}{\partial t} H(\underline{r}, t) \quad (1)$$

[0073] 其中, \underline{r} 是空间位置向量, β 是等压体积膨胀系数, c 是声速, 以及 C_p 是比热容。求解关于声压波 $p(\underline{r}, t)$ 的方程式1, 产生以下前向问题:

$$[0074] \quad p(\underline{r}, t) = \frac{\beta}{4\pi c_p} \iiint \frac{\partial \underline{r}}{|\underline{r}-\underline{r}'|} \frac{\partial H(\underline{r}', t')}{\partial t'} \Big|_{t'=t-\frac{r'}{c}} \quad (2)$$

[0075] 热源 $H(\underline{r}, t)$ 被建模为两个因子的乘积, 该两个因子是能量吸收的空间分布 $A(\underline{r})$ 和时间辐射函数 $I(t)$ 。能量吸收的空间分布 $A(\underline{r})$ 是基于被成像的组织特性确定的。由于热声换能器阵列30具有有限带宽, 因此接收到的热声数据 $p_d(\underline{r}, t)$ 是声压波 $p(\underline{r}, t)$ 和热声换能器阵列30的脉冲响应 $h(t)$ 的卷积结果, 如在方程式3中所示:

$$[0076] \quad p_d(\underline{r}, t) = p(\underline{r}, t) *_{t'} h(t) \quad (3)$$

[0077] 其中 $*_{t'}$ 表示一维时间卷积。

[0078] 将要理解的是, 对于传统热声成像, 目标是通过反转该前向问题来恢复空间吸收分布 $A(\underline{r})$ 。因此, 辐照函数被建模为在给定时间点在整个场中均匀的时间函数。

[0079] 由于用于接收热声数据的热声换能器阵列的带宽有限, 准确地恢复吸收分布并非易事。因此, 从热声数据中提取诸如组织温度等定量信息需要超越传统重建方法的复杂方法。

[0080] 当用RF能量脉冲加热关注区域时, 每单位体积的功率沉积 $A(\underline{r})$ 被表达为:

$$[0081] \quad A(\underline{r}) = \omega \epsilon_0 \epsilon''_r E^2(\underline{r}) \quad (4)$$

[0082] 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的虚部, 以及 $E(\underline{r})$ 是电场强度。从组织获得的热声数据 $S(\underline{r})$ 的强度是沉积的能量和组织的 Grüneisen 参数 Γ 的乘积:

$$[0083] \quad S(\underline{r}) = \Gamma A(\underline{r}) = \Gamma \omega \epsilon_0 \epsilon''_r E^2(\underline{r}) \quad (5)$$

[0084] 在介电损耗介质中, 电场强度在其通过介质传播时衰减。衰减量由各种因子确定, 诸如由例如关注区域的特性和RF施加器36的特性确定。电场的空间分布是:

$$[0085] \quad E(\underline{r}) = E_0 E_A(\underline{r}) \quad (6)$$

其中, E_0 是前向到关注区域的最大电场强度, 以及 $E_A(\underline{r})$ 是给定空间上电场的衰减。对于简单的1D情况, 衰减 $E_A(\underline{r})$ 可以用指数形式表达:

$$[0086] \quad E_A(d) = e^{-\eta d} \quad (7)$$

[0087] 其中, η 是关注区域的电场吸收系数, 以及 d 是关注区域与施加器的距离。

[0088] 如上所述, 双极信号的强度或峰峰幅度表示在关注对象和参考物之间的吸收特性差异。此外, 在边界处的热声数据的相位指示哪个组织 (关注对象或参考物) 具有更高或更低的吸收系数。在边界位置 r_1 处测量的热声信号的强度或峰峰幅度 S_1 在方程式8.0中进行表达:

$$[0089] \quad S_1 = \mu (\Gamma_1 \epsilon''_{r,1} - \Gamma_2 \epsilon''_{r,2}) \omega \epsilon_0 E_1^2 \quad (8.0)$$

[0090] 其中, 下标1和2表示位于边界 r_1 的每一侧的两个不同组织, 以及 E_1 表示在边界处的入射电场强度, 以及 μ 是校准标度常数。给定系统的校准标度常数将取决于各种因素, 诸如换能器特性和施加的信号处理技术。不失一般性, 对于以下推导, 校准标度常数的值可以被

假设为1。

[0091] 如方程式8.0中所示,所获取的热声数据的强度是根据组织特性和电场强度确定的。

[0092] 由于边界位置之间的电场的衰减,双极声学信号的强度或峰峰幅度在每个边界位置处是不同的。由于关注对象位于边界位置附近,电场的衰减由关注对象的介电特性表征,并且这可以被用于估计关注对象的温度。

[0093] 使用以上方程式,比率被表达为:

$$[0094] \quad \frac{S_{L, \text{参考物 } A}}{S_{L, \text{参考物 } B}} = \frac{\Gamma_L \varepsilon_{r,L}'' - \Gamma_A \varepsilon_{r,A}''}{\Gamma_L \varepsilon_{r,L}'' - \Gamma_B \varepsilon_{r,B}''} \frac{E^2_A(r_{\text{位置 } 1})}{E^2_B(r_{\text{位置 } 2})} \quad (9.0)$$

$$[0095] \quad \frac{E_A(r_{\text{位置 } 1})}{E_B(r_{\text{位置 } 2})} \equiv e^{-\eta_{\text{关注对象}} d_{\text{有效}}(r_{\text{位置 } 1}, r_{\text{位置 } 2})} \quad (10.0)$$

[0096] 其中L表示关注对象,A和B表示边界位置。将要理解的是,该比率是使用关注对象的吸收系数和边界位置之间的距离定义的指数项。有效距离 $d_{\text{有效}}$ 是对电场衰减有贡献的边界位置($r_{\text{位置 } 1}, r_{\text{位置 } 2}$)之间的距离。因此,两个边界位置之间的有效距离可能与它们之间的实际物理距离不同。有效距离 $d_{\text{有效}}$ 基于RF施加器的设计和预期的电场模式确定。例如,电场分布可以具有以RF施加器为中心的半球形状。在此类情况下,相同同心球的表面上两点之间的有效距离为零。从半球的原点到每个相应边界位置的距离之间的差是边界位置之间的有效距离。

[0097] 组织的Grüneisen参数 Γ 是温度的函数。在该实施例中,假设在组织的Grüneisen参数 Γ 与组织的温度之间的关系是线性的:

$$[0098] \quad \Gamma(T) = aT + b \quad (8.1)$$

[0099] 其中,a是线性关系的斜率,T是应用于被建模的温度范围的线性部分的温度偏移(例如对应于20至80摄氏度的线性温度范围),而b是在 $T=0$ 时的值。要理解的是,在其它实施例中可以使用高阶函数或其它类型的数学关系。

[0100] 使用方程式8.1的线性关系,方程式8.0被重写为:

$$[0101] \quad S_1 = ((a_1 T + b_1) \varepsilon_{r,1}'' - (a_2 T + b_2) \varepsilon_{r,2}'') \omega \varepsilon_0 E_1^2 \quad (8.2)$$

[0102] 可以关于T求解方程式9.0:

$$[0103] \quad T = \frac{(1-X)b_L \varepsilon_{r,L}'' - b_A \varepsilon_{r,A}'' + X b_B \varepsilon_{r,B}''}{(X-1)a_L \varepsilon_{r,L}'' + a_A \varepsilon_{r,A}'' - X a_B \varepsilon_{r,B}''} \quad (9.1)$$

[0104] 其中

$$[0105] \quad X \equiv \frac{S_A E^2_B(r_{\text{位置 } 2})}{S_B E^2_A(r_{\text{位置 } 1})} \quad (9.2)$$

[0106] 将要理解的是,组织的介电特性也是温度相关的。对于每种组织类型,在介电特性和温度之间的关系是唯一的。上述方程式假设组织的介电特性是固定的。为了更准确地确定温度,每种组织类型的介电常数被建模为温度的函数。因此,方程式(8.2)被重写为:

$$[0107] \quad S_1 = (\Gamma_1(T) \varepsilon_{r,1}''(T) - \Gamma_2(T) \varepsilon_{r,2}''(T)) \omega \varepsilon_0 E_1^2 \quad (8.3)$$

[0108] 或

[0109] $S_1 = ((a_1 T + b_1) \varepsilon''_{r,1}(T) - (a_2 T + b_2) \varepsilon''_{r,2}(T)) \omega \varepsilon_0 E_1^2$ (8.4)

[0110] 通过重新排列项,以下温度函数被定义:

[0111]
$$g(T) = \frac{(a_L T + b_L) \varepsilon''_{r,L}(T) - (a_A T + b_A) \varepsilon''_{r,A}(T)}{(a_L T + b_L) \varepsilon''_{r,L}(T) - (a_B T + b_B) \varepsilon''_{r,B}(T)}$$

$$= \frac{S_A E^2 B(r_{\text{位置}2})}{S_B E^2 A(r_{\text{位置}1})}$$
 (11)

[0112] 因此,对于不同的温度,函数g(T)根据模型和实验制表列出(tabulated)。

[0113] 组织的电场衰减取决于温度。因此,方程式10.0可以重写为:

[0114]
$$\frac{E_A(r_{\text{位置}1})}{E_B(r_{\text{位置}2})} \equiv e^{-\eta_{\text{关注对象}}(T) d_{\text{有效}}(r_{\text{位置}1}, r_{\text{位置}2})}$$
 (10.1)

[0115] 使用方程式10.1和11,定义以下温度函数:

[0116]
$$h(T) = \frac{(a_L T + b_L) \varepsilon''_{r,L}(T) - (a_A T + b_A) \varepsilon''_{r,A}(T)}{(a_L T + b_L) \varepsilon''_{r,L}(T) - (a_B T + b_B) \varepsilon''_{r,B}(T)} e^{2\eta_{\text{关注对象}}(T)}$$

$$= \frac{S_A}{S_B} e^{-2d_{\text{有效}}(r_{\text{位置}1}, r_{\text{位置}2})}$$
 (12)

[0117] 对于不同的温度,函数h(T)可以根据模型和实验制表列出。h(T)的每个分量都针对不同的温度进行测量或建模。使用函数h(T)确定在边界位置处的温度。

[0118] 假设关注对象和参考物在边界位置处具有相同的温度。因此,一旦确定了在边界位置处的温度,关注对象和参考物的温度就被估计出。可以重复步骤430至450以在医疗程序期间(诸如例如在热疗期间)连续监测关注对象的温度。

[0119] 在另一实施例中,边界、关注对象和参考物的温度可以被用于估计第二关注对象的温度(在单独的实施例中,第二关注对象可对应于整个关注区域或受医疗程序影响的区域)。示例性方法600在图6中被示出。该方法跟随上述步骤450,其中确定边界位置、关注对象和参考物的温度(步骤610)。使用超声成像系统24定位第二关注对象(步骤620)。在该实施例中,第二关注对象是肿瘤。RF能量脉冲被引导以将能量传递到第二关注对象。作为响应,生成由热声换能器32检测的双极声学信号(步骤630)。双极声学信号被传送到计算设备22以进行处理(步骤640)。在该实施例中,计算设备22被编程为确定双极声学信号的峰峰幅度。

[0120] 通过比较在步骤440期间确定的双极声学信号的峰峰幅度、在步骤450期间确定的边界位置、关注对象和参考物的温度、以及在步骤640期间确定的双极声学信号的峰峰幅度,可以估计出第二关注对象的温度(步骤650)。可以重复步骤610至650以在医疗程序期间(诸如,例如在热疗期间)连续监测第二关注对象的温度。

[0121] 虽然在实施例中,关注对象被描述为肝脏并且参考物被描述为肾脏,但是本领域技术人员将理解,可以获得身体的其它部分的热声数据。如图7中所示,可以使用上述系统和方法成像的身体的各个部位包括外膜/心包脂肪组织1301、肝脏1302、皮下脂肪组织1303、内脏脂肪组织1304、皮下臀股脂肪组织1305、血管周围脂肪组织1306、心肌脂肪1307、

胰腺脂肪1308、肾窦脂肪1309和肌肉脂肪1310。

[0122] 将要理解的是,在一些实施例中,可以根据热声数据调节来校正热声数据。例如,热声信号以声压波的形式在空间中传播。在超声换能器阵列处接收的信号可以根据方程式10进行表达:

$$[0123] \quad p_s(t) = \int_S p(\underline{r}, t) dS \quad (10)$$

[0124] 其中,S是超声换能器阵列的表面积。热声换能器阵列的特性及其相对于关注区域的定位二者都可能对热声数据产生影响。

[0125] 尽管在上述实施例中,参考物被描述为由操作者选择,但是本领域技术人员将理解替代方案是可用的。例如,在另一个实施例中,可以使用计算设备基于在关注区域内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,在参考物和关注对象之间的边界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。将要理解的是,操作者定义的方法和自动方法二者可以结合。

[0126] 尽管在上述实施例中使用了双极信号的强度或峰峰幅度,但是本领域技术人员将理解可以使用其它度量,诸如例如简单峰(最大值)、p-范数、双极信号下的面积等。

[0127] 将要理解的是,可以使用存储在存储器中的图像实时或离线地执行上述实施例。

[0128] 尽管热声成像系统被描述为包括被配置为生成短脉冲的RF电磁辐射的RF源,但是本领域技术人员将理解,在其它实施例中,热声成像系统可以包括具有在400nm到10 μ m之间的波长和在10皮秒到10微秒之间的脉冲持续时间的可见光源或红外辐射源。

[0129] 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,但是本领域技术人员将理解,替代方案是可用的。例如,可以使用单个换能器元件、具有线性或弯曲的一维阵列的超声换能器阵列或二维超声换能器阵列。此外,凝胶状材料或水囊可以被用于将一个或更多个超声换能器阵列与关注区域对接。

[0130] 尽管在上述实施例中,使用从单个关注区域获得的热声数据来估计温度,但是本领域技术人员将理解,可以分析和组合多个关注区域。

[0131] 尽管在上述实施例中,血管被描述为由操作者手动标识,但是本领域技术人员将理解,可以以其它方式标识血管。例如,在另一实施例中,可以使用自动或半自动算法来标识一个或更多个血管。在其它实施例中,多普勒成像方法可以被用于标识血管。

[0132] 本领域技术人员将理解,上述超声图像数据和热声数据可以是一维、二维或三维的。在实施例中,超声图像数据可以处于与热声数据不同的维度。例如,超声图像数据可以是二维的,而热声数据可以是一维的。此外,可以使用不同的视场。

[0133] 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。在另一个实施例中,在换能器阵列几何形状的知识不容易获得的情况下,可以使用模型参考点(phantom reference points)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模型参考点映射到在超声图像上的模型参考点。

[0134] 尽管超声成像系统被描述为使用B模式超声成像技术,但也可以使用其它技术,诸如例如功率多普勒图像、连续波多普勒图像等。

[0135] 本领域技术人员将理解,可以评估其它关注对象并且可以使用其它参考物,诸如,例如心脏、肾脏、肺、食道、胸腺、乳房、前列腺、脑、肌肉、神经组织、上皮组织、膀胱、胆囊、

肠、肝、胰腺、脾、胃、睾丸、卵巢、子宫、皮肤和脂肪组织。

[0136] 尽管在上述实施例中,获得的是关注区域的热声数据,但是本领域技术人员将理解,可以获得大于关注区域的区域的热声数据。

[0137] 使用前述说明,本发明可以通过使用标准编程和/或工程技术来产生编程软件、固件、硬件或它们的任何组合而被实现为机器、过程或制品。

[0138] 具有计算机可读指令的任何结果程序可以被存储在一个或多个计算机可用介质中,诸如存储器设备或传输设备,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被赋予在物理设备上,该计算机程序作为由处理器执行的指令存在于任何计算机可读介质上(诸如在任何存储器设备上或在任何传输设备中)。

[0139] 存储器设备的示例包括硬盘驱动器、软盘、光盘、磁带、诸如闪存、RAM、ROM、PROMS的半导体存储器等。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、硬接线/有线通信网络、蜂窝通信、无线电波通信、卫星通信以及其它固定或移动网络系统/通信链路。

[0140] 体现本发明的机器可以涉及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、硬件或它们的任何组合或子组合,它们体现了权利要求中阐述的本发明。

[0141] 使用本文提供的描述,本领域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/或计算机子组件,并且创建用于执行本发明方法的计算机系统和/或计算机子部件。

[0142] 尽管上面已经参考附图描述了实施例,但是本领域技术人员将理解,可以在不脱离由所附权利要求限定的范围的情况下做出变化和修改。

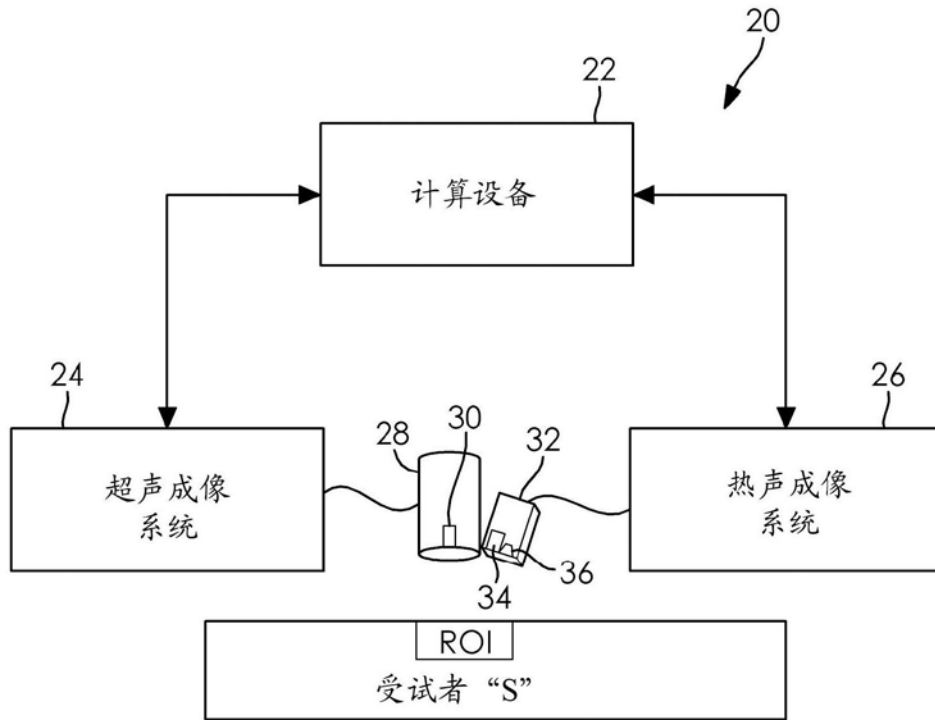


图1

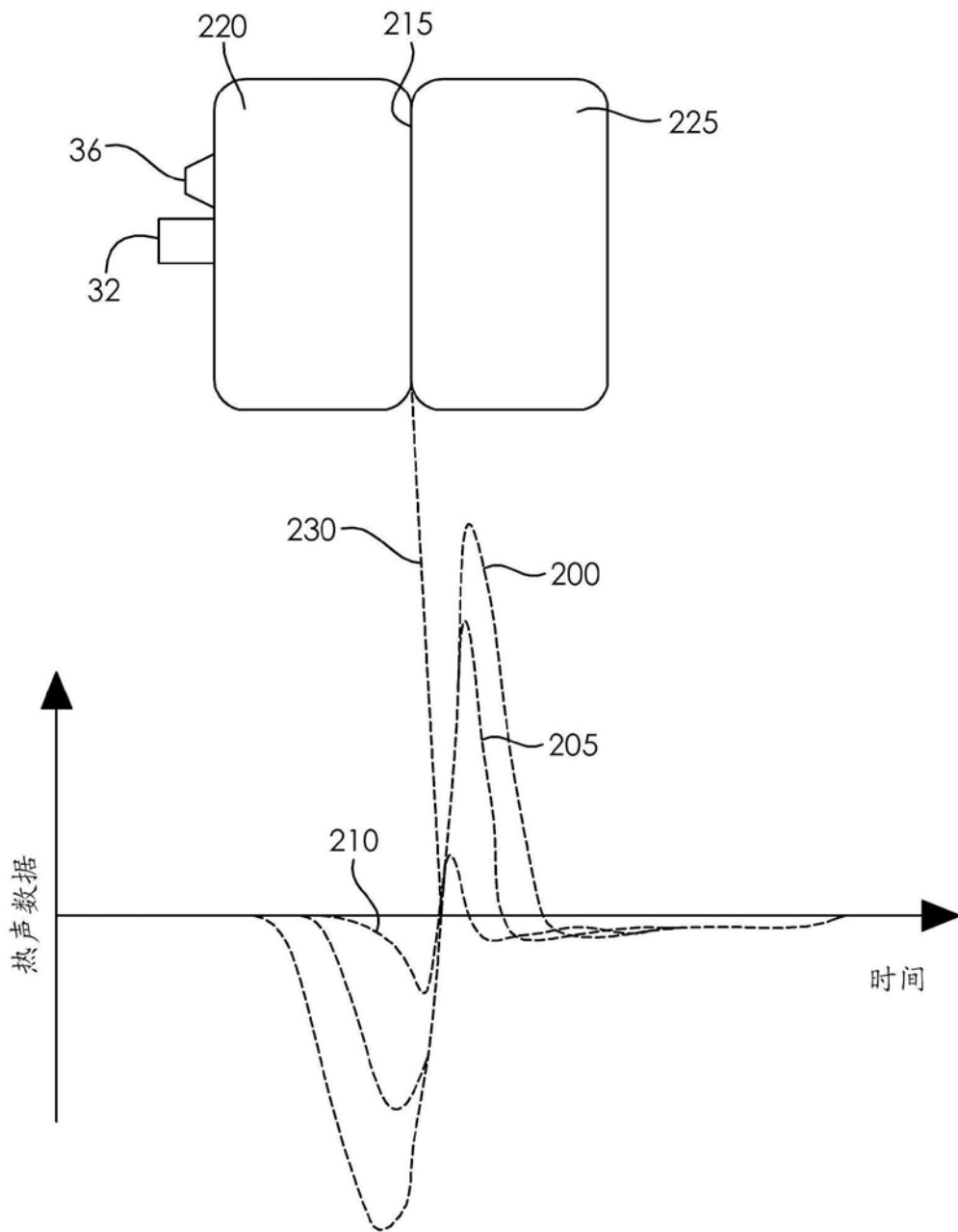


图2

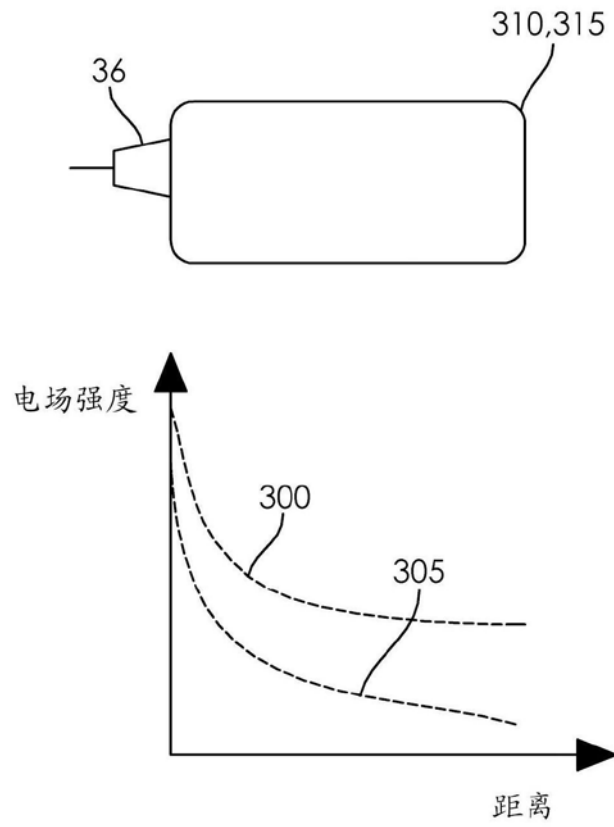


图3

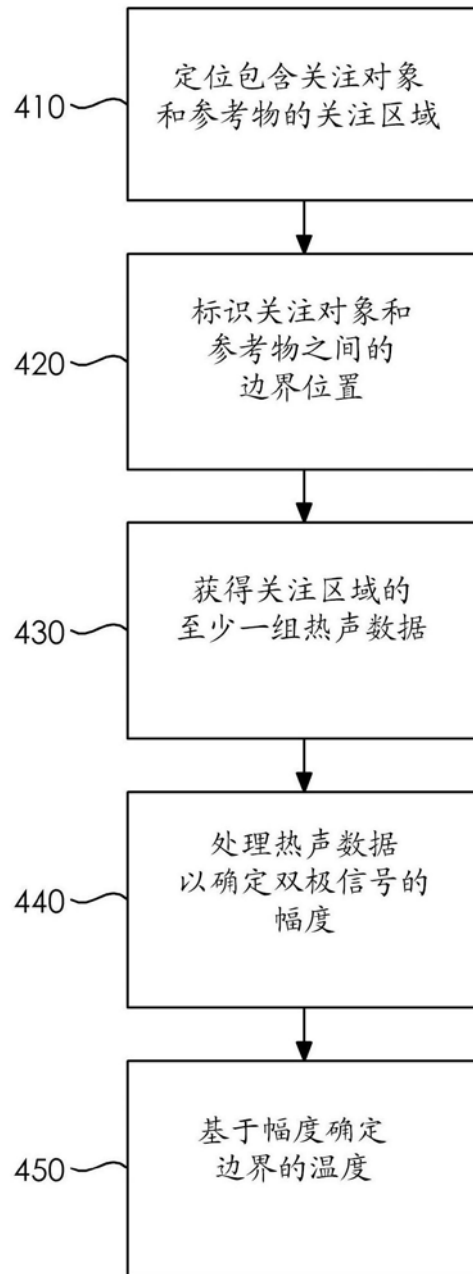


图4

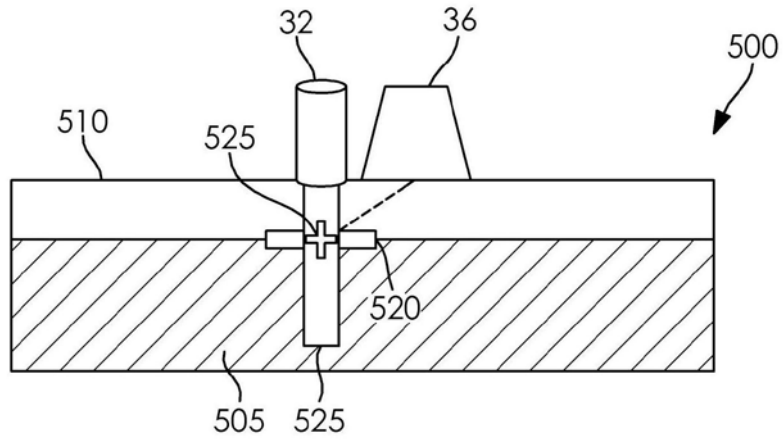


图5

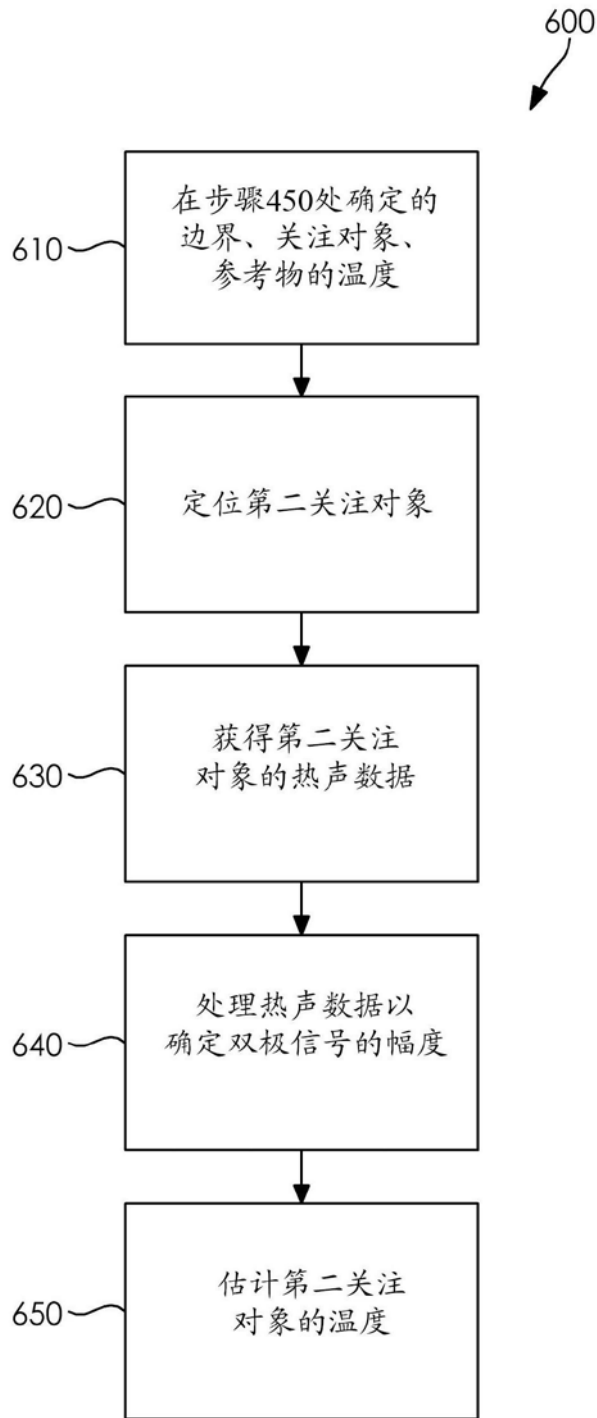


图6

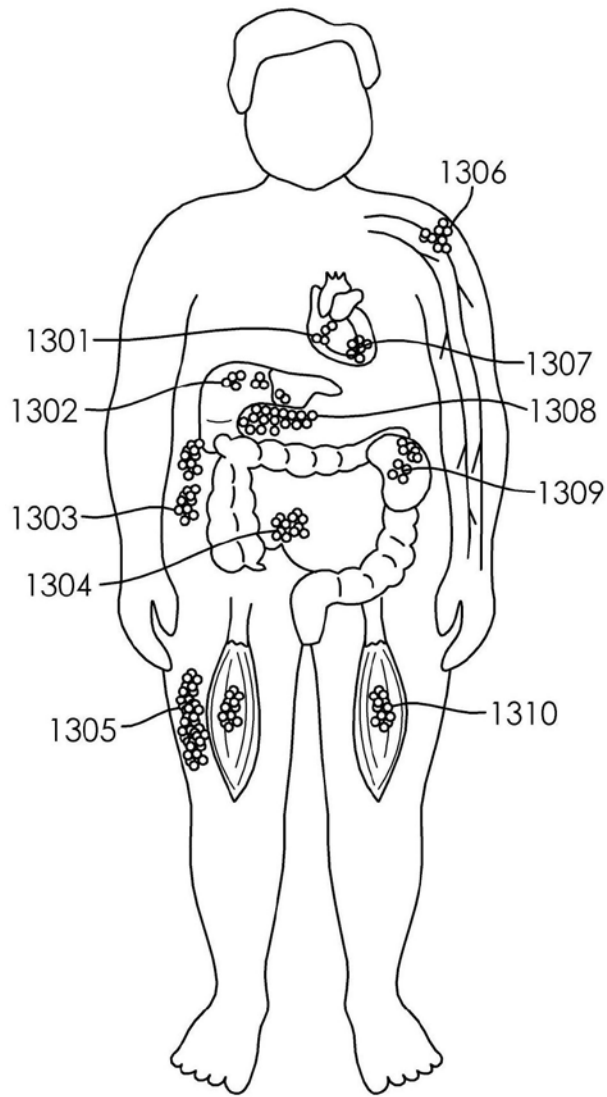


图7

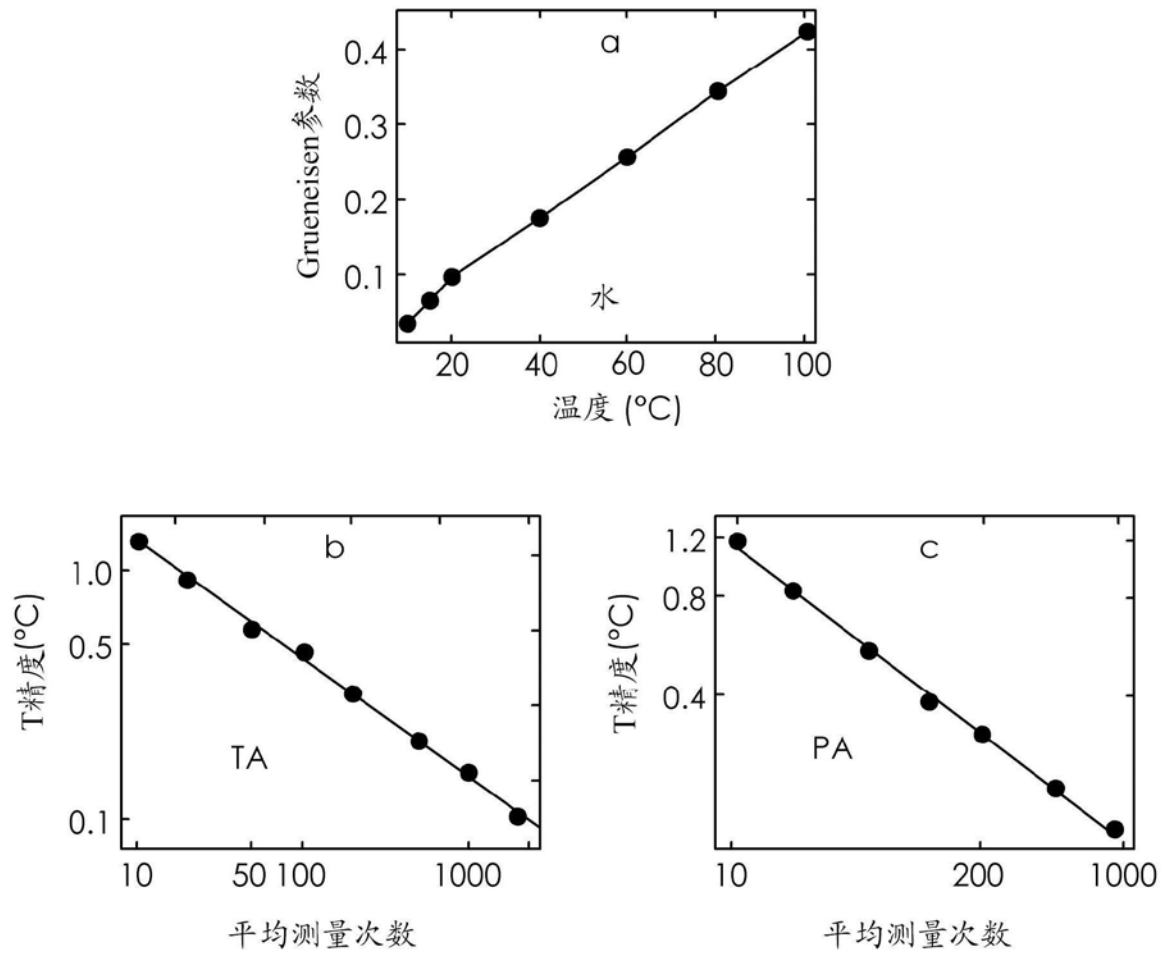


图8