



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107427283 B

(45) 授权公告日 2021. 10. 29

(21) 申请号 201680019814.7

(22) 申请日 2016.03.31

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 107427283 A

(43) 申请公布日 2017.12.01

(30) 优先权数据  
62/140,672 2015.03.31 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2017.09.29

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2016/057152 2016.03.31

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02016/156540 EN 2016.10.06

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 W·T·史 A·阿南德 黄圣文  
S·塞特拉曼 谢华

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)  
A61B 18/12 (2006.01)  
A61N 7/02 (2006.01)

(56) 对比文件  
CN 104302232 A, 2015.01.21  
CN 104349817 A, 2015.02.11  
CN 104203078 A, 2014.12.10  
US 2012302883 A1, 2012.11.29  
US 2015032000 A1, 2015.01.29  
CN 103118601 A, 2013.05.22  
US 2011184287 A1, 2011.07.28  
JP 2013544614 A, 2013.12.19  
CN 103648397 A, 2014.03.19  
CN 101657159 A, 2010.02.24  
CN 102481137 A, 2012.05.30

审查员 严文

权利要求书2页 说明书9页 附图5页

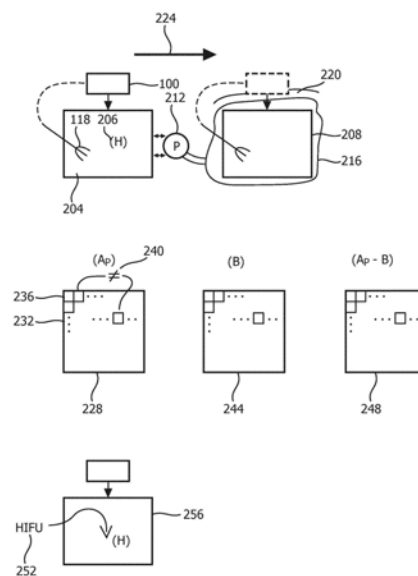
(54) 发明名称

对基于超声弹性的病变边界绘制的校准

(57) 摘要

根据超声弹性成像对感兴趣介质进行探测。形成初步弹性-空间图。对照包括不同(240)弹性值的阵列(232)的参考弹性-空间图来对该图进行校准。参考图被形成为反映参考介质的超声剪切波成像。参考介质既不是感兴趣介质也不位于感兴趣介质处,并且可以是同质的。通过对介质进行探测来跟踪正在介质中传播的剪切波。通过跟踪被消融的组织的边界的相对侧上的位置,来测量介质中的剪切波的传播延迟和另一剪切波的传播延迟。两个剪切波分别由单独发出的不同推动(128)引起。处理器基于两个延迟的函数来决定边界在两个位置之间穿过。校准图被动态地更新,并且可以包括消融后的边界扩展(346)和

时间标注的先前阶段(344、348)。



1. 一种超声弹性成像设备(100),包括:  
超声扫描器(106);以及  
剪切波弹性成像处理器(112),其被配置为操作所述超声扫描器(106),以对感兴趣介质(208)进行探询,并且至少部分地基于所述探询的结果来形成初步弹性-空间图(244、308、320),其中,所述剪切波弹性成像处理器还被配置为通过取参考弹性-空间图(228、304)与所述初步弹性-空间图(244、308、320)之间的差异来进行校准以形成经校准的弹性-空间图(248),所述参考弹性-空间图包括对应于参考介质的不同弹性值(236)的阵列,所述参考介质既不是所述感兴趣介质也不位于所述感兴趣介质(208)处,所述不同弹性值(236)包括剪切波传播延迟值。
2. 根据权利要求1所述的设备,所述参考介质包括模仿组织的体模(204),所述模仿组织的体模被配置为模拟特定身体器官的实质(212)。
3. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述参考介质:a)如果热消融装备不存在于所述参考介质内,则所述参考介质是均质的(206);或者b)如果所述装备存在于所述参考介质内,则排除所述装备所述参考介质是均质的。
4. 根据权利要求3所述的设备,存在于所述参考介质内的所述装备被配置为模拟所述感兴趣介质(208)内的所述装备的存在。
5. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述剪切波传播延迟值包括剪切波传播到所述参考介质中的相应位置(130-137)的相应时间段(154)。
6. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述初步弹性-空间图(244、308、320)包括剪切波传播延迟值。
7. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述剪切波弹性成像处理器(112)还被配置为将所述初步弹性-空间图(244、308、320)与所述参考弹性-空间图(228、304)进行比较以通过取所述参考弹性-空间图(228、304)与所述初步弹性-空间图(244、308、320)之间的差异来形成差异图并且被配置为动态地生成用于显示所述差异图、从所述差异图导出(S532)的图或其组合的图像。
8. 根据权利要求7所述的设备,其中,所述剪切波弹性成像处理器(112)还被配置为生成时间序列,所述时间序列包括来自所述差异图和从所述差异图导出(S532)的所述图中的至少一个之中的图以描绘在不同时间阶段的消融。
9. 一种组织消融成像装置,其被耦合到根据权利要求1所述的超声弹性成像设备(100),所述组织消融成像装置包括:  
消融成像设备,其被配置为跟踪正在所述感兴趣介质(208)中传播的剪切波;以及  
消融成像处理器,其被配置为,响应于所述成像装置上的指令而执行以下步骤:  
操作所述消融成像设备以对所述感兴趣介质(208)进行探询;  
通过跟踪被消融组织的边界(146)的相对侧上的位置来测量所述感兴趣介质(208)中的第一剪切波的传播延迟和第二剪切波的传播延迟,所述第一剪切波和所述第二剪切波分别由单独发出的不同推动引起;并且,  
基于所述第一剪切波的所述传播延迟和所述第二剪切波的所述传播延迟的函数,决定所述边界是否在所述相对侧上的位置之间穿过。
10. 根据权利要求9所述的装置,被配置为使得在无需将距离除以传播延迟(162)的情

况下进行所述决定。

11. 根据权利要求9所述的装置,其中,所述消融成像处理器还被配置为,响应于所述成像装置上的指令而跟踪所述第一剪切波以形成所述参考弹性-空间图,并且跟踪所述第二剪切波以形成初步弹性-空间图。

12. 根据权利要求11所述的装置,其中,所述消融成像处理器还被配置为,响应于所述成像装置上的指令而比较所述参考弹性-空间图(228、304)和所述初步弹性-空间图(244、308、320)以形成差异图(248),并且被配置为执行以下中的至少一项:(1)生成用于对所述差异图(248)和从所述差异图(248)导出的图中的一个或多个进行可视化的图像;以及(2)根据所述差异图(248)来定义被消融组织的边界。

## 对基于超声弹性的病变边界绘制的校准

[0001] 本发明主张于2015年3月31日提交的美国临时专利申请号62/140672的优先权,在此通过引用将其整体并入。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及使用成像用于对弹性的空间绘制,并且更具体涉及图校准和/或病变边界检测。

### 背景技术

[0003] 热消融技术,作为对大的外科手术的替代选择,是微创的,仅需要针(例如,射频(RF)、冷冻治疗和微波消融)或无创热源(诸如使用高强度聚焦超声(HIFU))。在大多数流程中,癌变组织被加热至55°C之上并被凝固。

[0004] RF消融(RFA)目前是美国唯一FDA批准的热消融治疗。它使用具有有源电极尖端的探头,460-500kHz交流电流被引导通过所述有源电极尖端。电流引起离子运动和摩擦加热。热然后通过热传导而散发以对肿瘤进行消融。RFA频繁地被用于处置肝癌。西方世界有大约500,000个转移性肝癌新病例,并且全世界有大约1百万原发性肝癌新病例(其中的83%在发展中国家)。由于报道的大量肝癌(例如,仅中国在2009年就有433,000新病例),RFA和微波消融治疗也在发展中国家越来越受欢迎。当前的处置协议使用从设备制造商的说明书预测的过分简单化的球状消融体积。实际处置体积极大偏离了预测,导致较大的复发率(大约35%)。

[0005] RFA通常在图像引导和监测下执行。高复发率的一个常见原因是不能监测和控制消融尺寸以充分杀死肿瘤细胞。因此为临床医生提供实时反馈是至关重要的。目前,这能够利用基于磁共振(MR)的温度成像以合理的准确性被实现。然而,MR成像(MRI)是昂贵的,并且可能不会随时可用。作为替代性监测模态,超声通常在针的放置期间用于图像引导。由于其易用性和广泛可用性,它是用于监测病变的潜在优选方法。然而,目前用于监测处置的唯一方式是通过在B-模式图像上对高回声病变进行可视化。在大多收情况下,高回波生成是由于RFA期间的微泡的形成,所述微泡的形成是临时效果并且与病变边界较差地相关联。因此,这样的可视化是近似的,并不使处置效果的良好指标。

[0006] 超声已经在被应用于肝脏病变的剪切波弹性成像中使用。Guibal, A: "Evaluation of shearwave elastography for the characterisation of focal liver lesions on ultrasound", European Society of Radiology, 23:1138-1149 (2013)。Guibal的研究例举了提供组织硬度的实时二维可定量图像的优点。

[0007] 组织硬度在热消融期间改变也是已知的。

### 发明内容

[0008] 由于温度升高的组织的弹性的巨大变化,因而超声弹性成像在消融监测中具有极大的潜力。当达到组织坏死阈值时,组织开始硬化并且随着增加的热暴露而持续发生此。通

过跟踪该变化,治疗进展能够被评估,并且末端点能够被确定。组织硬度能够使用剪切波成像来测量。这需要声辐射力来生成位移和剪切波,所述位移和剪切波然后被跟踪以提取硬度信息。剪切波在更硬的身体组织中以更低的位移更快地行进。

[0009] 用于空间弹性绘制的剪切波成像(SWI)在监测热消融治疗中具有极大的潜力。

[0010] 然而,在基于超声的弹性成像中采用的已知SWI模式对于准确地检测硬的医学仪器(诸如消融针或从针的电极延伸的尖齿)附近的消融组织边界部分不够敏感。首先,仪器的刚度限制了针周围的消融组织的剪切波位移。其次,弹性(例如,剪切模量)的测量遭受低信噪(S/N)比。此外,如果使用低频换能器用于成像,对于较小的、深处的病变,SWI灵敏度进一步降低。低频成像遭受低空间分辨率,但是更高的频率关于成像深度穿透受到限制。对于位于需要免受消融伤害的关键结构(例如,神经或血管)附近的在深度上大于40毫米(mm)并且在直径上小于15mm的病变的消融,该限制是尤其严重的。这样的结构在文中被称为受保护结构。而且,关于初始肿瘤轮廓勾画扩展的热病变边界将会是困难的。

[0011] 基于剪切模量的弹性图像已经基于根据剪切波传播时间(诸如达峰时间(TTP)或达峰时间斜率(TTPS))进一步确定的局部剪切波速度而被产生。对于基于剪切模量的对消融的实时监测中的有效弹性评估的一些障碍如下:(1)难以确定非常低的位移的剪切波的波峰在何处,(2)也难以区分非常快的剪切波在两个相邻点之间的波峰;(3)当消融针在消融期间存在时对于消融组织来说存在更小的位移;以及(4)剪切波从消融针的反射使剪切波轮廓复杂化,具有多于一个波峰。

[0012] 本文中提出的方法通过分析“正常组织中的剪切波传播”直至剪切波行进穿过硬的病变边界来检测病变边界。

[0013] 额外的问题是SWI中的超声推动场不利地影响弹性测量,因为不能以跨所有深度的一致振幅产生超声场(而其仅能够被聚焦到单个深度)。

[0014] 根据本文中所提出的,由测量附近的硬仪器引起的剪切波测量中的超声场效应和/或扭曲通过表示空间弹性的图的差分而被移除或最小化。对由所使用的特定换能器/成像器造成的任何差异的鲁棒性是另一益处。对于特定患者的组织弹性性质也可以说是如此。在一个实施例,通过差分图的使用,即使由正在被检查的介质中的不均匀性引起的微小误差也能被避开。

[0015] 通常,弹性图提供剪切模量分布。剪切模量(弹性的典型度量)与剪切波传播速度的平方成比例。根据本文中所提出的,动态监测避免了对通过小的、难以准确地进行测量的区分的需要,由此进一步提高了S/N比。特别地,传播速度不需要作为在计算剪切模量中使用的中间值而被计算。

[0016] 还应当注意,在有效地绘制热消融病变的轮廓方面对于所提出的方法不需要复杂的更高阶的多线波束形成器;然而,即使对于具有有限的并行跟踪波束的集合或串行地发出跟踪波束的更经济的超声扫描器,该即时技术也很适合。

[0017] 更具体地关于这些突出点,在一个方面,根据超声弹性成像对感兴趣介质进行探询,并且基于探询的结果,形成初步弹性-空间图。对照包括不同弹性值的阵列的参考弹性-空间图对该图进行校准。参考图被形成为反映参考介质的超声剪切波成像。参考介质不是感兴趣介质,并且不位于感兴趣介质处。

[0018] 在具体的子方面中,所述参考介质:a)如果热消融装备不位于所述参考介质内,则

为均匀的,如例如在使用的高强度聚焦超声(HIFU)作为消融方法时;或b)如果装备位于所述参考介质内,则排除装备而是均匀的。

[0019] 在另一方面,正在介质中传播的剪切波通过探询介质来跟踪。通过跟踪消融的组织的边界的相对侧上的位置,来测量介质中的剪切波和另一剪切波的传播延迟。两个剪切波分别由分别地发出的不同推动而引起。处理器基于两个延迟的函数来决定边界在两个位置之间穿过。在另一方面,介质被动态地探询。动态地生成介质的弹性-空间图。动态地生成该图与介质的之前形成的弹性-空间图之间的差异,由此动态地形成弹性差异图,其具有,作为记录的,逐个空间位置的剪切波传播延迟差。差异图和/或从其导出的图被动态地可视化,和/或从差异图动态地定义被消融组织的边界。

[0020] 这些方面可以机器、方法和软件形式有效地实现。

[0021] 这些方面的细节在下面在以下附图的帮助下进行阐述,附图未按比例绘制。

### 附图说明

[0022] 图1是根据本发明的、示范性系统示意图和示范性概念图;

[0023] 图2是根据本发明的、非现场弹性-空间图校准的示范性示意图和概念图;

[0024] 图3是根据本发明的、非现场和现场弹性-空间图校准两者的示范性示意图和概念图,包括差异图的呈现和整合;并且

[0025] 图4和5是根据本发明的系统实施方式和操作的示范性流程图。

### 具体实施方式

[0026] 图1通过说明性和非限制性范例的方式描绘了实时热消融监测弹性成像装置100。装置100包括消融设备102、能量源104、成像设备106、显示器108、用户控制110、以及微处理器112或诸如剪切波弹性成像计算单元的其他处理器。微处理器功能可在一个或多个集成电路中实现。然而,它可以利用软件、固件和硬件的任何组合来实施。

[0027] 消融设备102包括消融针114,作为消融装置的一种类型。后者包括射频(RF)电极116,所述射频(RF)电极116包括可延伸到身体组织内以施加热以便进行消融的一个或多个尖齿118。能量源104(诸如主电流)为加热提供能量。消融针114替代地可以是用于冷冻治疗或微波消融的具有替代的对应结构的消融针。任选地,消融可以通过高强度聚焦超声(HIFU)来执行,在此情况下提供HIFU换能器来代替消融针。

[0028] 成像设备106包括SWI模块120、超声B-模式成像模块122和波束形成器123。B-模式图像可以在消融过程的不同阶段针对空间配准弹性读数被重复地采集。但是,在下面结合图2进一步讨论的非现场弹性-空间图校准实施例中解除了对这种配准的需要。B-模式图像也可以充当弹性-空间图(在下文中其可以被简称为“弹性图”)可以被叠加在其上的颜色编码或其他方式编码的底层绘制。

[0029] 成像设备106还包括一个或多个超声换能器124。每个换能器可以被实现为换能器阵列,即,换能器元件的阵列。尽管本文中所提出的内容不限于用于推动和成像的分别的换能器,但是用于这两种功能的分别的换能器允许跟踪推动的结果以在推动之后立刻紧密跟随,由此产生更准确的结果。

[0030] 探头126可以包括用于推动和跟踪的成像换能器124。任选地,它也可以包括HIFU

治疗换能器,所述HIFU治疗换能器可以被容纳在单独的探头中。为了创建剪切波,推动换能器被操作于发出声辐射力推动脉冲128。脉冲被聚焦到期望的剪切波成像深度,即,推动深度。推动创建沿所有方向体积地传播的剪切波,但是焦点可以被设计为小且窄的,以适应多个成像深度处的跟踪。随着剪切波传播通过身体组织,它使身体组织横向于传播的方向移位。这种移位能够在给定跟踪位置130-137处借助于针对该位置定向的跟踪脉冲139-142来检测。例如,针对位置130、134定向的跟踪脉冲139允许根据A-线143来测量返回回波。这被重复地进行以跟踪沿着A-线143的组织移动。当剪切波的波峰在波传播的过程中到达A-线143时,两个位置130、134的最大位移分别是可检测的,如通过从相同方向采集的A-线143的重复的交叉相关。推动和监测的位置130处的波峰的相应到达之间的时间被称为达峰时间(TTP)。沿着当前成像平面的多个成像深度处的跟踪位置130-137能够被监测。根据这种监测,针对相应位置130-137的TTP是可测量的。到跟踪位置的传播距离是已知的。由于距离除以时间等于速度,因此剪切波的传播速度能够关于监测的位置130来确定。对于成像平面中的其他这样的位置,这同时被进行。位置间的速度差异因此将会被计算以确定局部速度;然而,根据本文中所提出的内容,传播时间差异替代地被计算。此外,根据即时方法,不仅逐位置进行比较而且与参考图进行比较。通常,将会存在比图1中看见的更多的位置130-137和A-线143。任选地,例如相互平行的许多成像平面能够被同时监测用于三维(3D)动态成像。剪切波的速度与剪切模量有关,所述剪切模量是组织弹性的指标。根据本文中所提出的内容,传播时间差异被计算,并且用作已知几何结构的跟踪位置系统中的组织弹性的指标。例如,跟踪位置130-137可以以等间隔的格子方式进行布置。

[0031] 在射频消融(RFA)中,例如尖齿144或多个尖齿被部署在肿瘤内。

[0032] 在尖齿144处产生的热对组织进行消融,由此产生被消融组织的边界146。

[0033] 要被保护免受消融的不利热影响伤害的血管或其他受保护结构148可能在被消融组织的边界146附近。在受保护结构148附近的边界146的一部分因此在消融期间被动态地监测。用于治疗程序期间的消融扩展的估计的实时技术允许临床医生适应治疗,以便补偿演进的边界146从最初规划的范围的不期望偏离。这降低了由于处置不足的肿瘤复发的可能性以及对健康组织的不必要损伤的可能性。

[0034] 基于对边界146的相对侧上的一对位置131、132的监测,微处理器112可以决定边界在两个位置之间穿过。

[0035] 根据本文中提出的鲁棒的示范性技术,决定是基于对给定成像深度处的多个位置的监测并且基于与参考值的比较来作出的。给定成像深度处的位置被成对地检查,两个位置是相邻的。针对两个位置中的每一个的参考跟踪可以已经发生在更早的消融阶段(诸如预消融),或它可以已经在非现场(如在模仿组织的体模上)被执行。参考跟踪(像当前跟踪)产生推动脉冲128和该对位置中的第一位置131处的剪切波152的波峰150的到达之间的时间滞后的测量。该时间滞后被称为达峰时间(TTP) 154。其他的替代性传播延迟值(诸如达峰时间斜率(TTPS)和质量中心(COM))是可使用的。参考跟踪值减去当前跟踪值在本文中被称为 $\Delta T T P_i$ 。对于该对位置中的下一个位置132,参考跟踪值减去当前跟踪值在本文中被称为 $\Delta T T P_{i+1}$ 。如果边界146在两个位置*i*和*i+1*(此处131和132)之间经过,则预期函数155的值是正的。该函数 $f(x_i, x_{i+1}) = \Delta T T P_{i+1} - \Delta T T P_i$ 。此外,对于当前成像深度处的所有 $f(x_i, x_{i+1})$ 的最大值或“函数最大值”156在图1中被表示为 $f_{\max}$ 。如果 $f_{\max}$ 是正的,则它在

空间上对应于边界146经过的位置。这在图1中通过针对边界146的“B”来表示。微处理器112能够基于 $f_{\max}$ 是否是正的来作出这种决定。这些位置能够在多个成像深度处被发现,以在空间上定义边界146。

[0036] 弹性图160的记录158是逐个位置的延迟值162,诸如TTP 154。对于成像平面,图160是二维的。然而,对于边界146的3D监测,图160可以是三维的。参考弹性图可以由消融介质的预消融监测形成,或可以由模拟消融介质的另一介质的非现场监测形成。初步的弹性图根据对消融介质的当前监测形成。参考和初步图同样是延迟值162的阵列。

[0037] 差异图或“D-图”可以被形成为参考和初步图之间的差异,例如,参考图减去初步图。D-图的记录因此是 $\Delta TTP_i$ 、 $\Delta TTP_{i+1}$ 等。

[0038] 通过将D-图偏置或偏移一个跟踪位置并跟踪D-图和移动的D-图之间的差异,能够导出位置差异或“D2”图,使得D2图的最大值在正的情况下空间地定义边界146的一部分。D2图可以被颜色编码,以当该图被显示或被打印时提高边界的可见性。以此方式,一旦消融开始发生成像中的边界146的整个长度就能够被动态地定义,遍及随后的监测。替代地,帧率能够通过将监测只局部地限制于边界146的在受保护结构148附近的部分来增加。在现场校准(即,不同时间或阶段同一物理位置的监测)的情况下,B-模式成像被采用以在空间上配准D-图的分量弹性图。消融之前的许多2D B-模式图像(或3D图像)将会利用所指示的标记(特别地尖齿144)来获取。在消融期间或之后获取的(一个或多个)B-模式图像将会与针对近场中(在强烈加热区外)的RF数据的最佳匹配的预消融图像进行比较(例如,经由交叉相关)。B-模式图像能够简单地根据跟踪波束形成,或者被添加作为用于弹性成像的背景图像。另一方面,非现场校准(即,使用模仿组织的体模)允许在不使用B-模式成像的情况下将不同的弹性图空间配准到彼此来进行监测。在现场监测的情况下,发明人已经发现,即使在没有基于B-模式的配准的额外步骤的情况下,D-图一般对两个构成图的轻微的空间失配也是鲁棒的。

[0039] 如在图2中的范例中看见的,非现场弹性图校准使用模仿组织的体模204。构成体模204的材料是均质的,如在图2中通过“(H)”符号206表示的。体模的性质被设计为类似于目标器官的正常组织的那些。弹性成像装置100(不包括消融设备102)将相同的推动和跟踪应用于体模204,与随后在临床流程中要应用到感兴趣介质(MOI)208的相同。

[0040] 因此,体模204提供对要使用MOI 208执行的成像的模拟。

[0041] 通过比较来自对体模204的监测的结果与来自对MOI 208的监测的结果,来自监测的超声场效应(“UFE”)能够被避开。推动波束在其焦点处是窄的,但是沿近场方向和沿远场方向逐渐变宽。理想地,剪切波应当被形成为类似于向外的柱面波,使得剪切波将会沿着每个跟踪方向(平行于推动方向)在不同的深度处同时到达所有跟踪位置。因为超声波束未理想地如“窄”柱面地被成形,不完美的剪切波源(即推动波束)的影响使修正或补偿有必要。这种扭曲效果是被避开的UFE的主要部分。

[0042] 为了额外地避开由硬医学仪器的存在引起的剪切波的效应中的扭曲,体模204可以被提供有一个或多个尖齿118,如在医学处置计划中定位和部署的。体模204形成有与MOI 208被设置在其中的身体器官216的实质相同的实质212。对于RFA,身体器官通常是肝脏或身体组织220内的另一器官。箭头224,以及MOI 208上方的虚线轮廓表示时间顺序,其中,体模204首先被监测以便收集以后在临床消融流程期间的动态监测中使用的信息。



[0043] 在图2中的体模204下方所图示,相应的弹性图228(即,参考弹性图)被形成。它被标记( $A_p$ ),其中“P”代表“体模”。参考弹性图228定义了弹性值236的阵列232(其上剪切波传播延迟162),如上文中讨论的,但是它们根据“非现场”监测(即,体模204)导出。由于借助于临床监测的基于模型的校准而被避开的效果,弹性值不同240,如通过“不等”符号表示的。

[0044] 在图2中的MOI 208下方,相应的弹性图(即,初步弹性图244)被形成。

[0045] 校准的弹性图248是从参考和初步图228、244计算的D-图。

[0046] 应注意,代替RFA,HIFU可以是消融方法。这在图2中通过HIFU波束252来表示。在体模256内部不需要热消融装备。在这种情况下,体模256是均匀的,而非排除存在于模型内的热消融装备而均匀。

[0047] 替代地,参考图228可以通过关于被校准到使用体模获得的实验结果的模型的数字模拟的众所周知方法来获得。参见Palmeri等人的美国专利8118744,表1之前和之后的段落;Cloutier等人的美国专利公开号2001/0130660,范例1;以及McAleavey的美国专利公开号2014/0180091,段落[0074]+。在也是数值模拟的该情况下,参考介质不是MOI 208,并不位于MOI 208处。

[0048] 关于一般的参考图,不论是现场还是非现场,其表示具有较小不均匀性(在硬肿瘤或其他硬结构外)的正常(非消融)身体组织。较小不均匀性对剪切波传播时间的变化有相对较小的影响(相比于消融组织或硬肿瘤的较大影响),并且在很大程度上能够被忽略。

[0049] 图3涉及弹性图校准和对用户的弹性图呈现的范例。

[0050] 关于现场校准,多个弹性图按时间顺序被形成。可以在任何能量应用之前或者可以在任何消融之前的第一图充当参考图304。从参考图304减去消融的以后阶段的随后弹性图308。这产生第一D-图312,其具有延迟差异的阵列作为消融流程的一个阶段的弹性相对于该流程的另一阶段的弹性的相应指标316。参考图304同样从表示能量应用完成的阶段的初步图320中减去。减法产生第二D-图324,所述第二D-图324具有消融流程的一个阶段的弹性相对于该流程的另一阶段的弹性的指标328的相应的阵列。在任何这样的D-图312、324、或消融的介入阶段的D-图中,超声场效应(UFE)332和硬仪器扭曲(SID)336通过已经发生的差分被有利地减轻或消除,减轻/消除在图3中通过划掉来表示。作为额外的益处,预先存在的不均匀性(PEI)338也被减轻或消除。D-图312、324在监测消融中用作动态显示或打印出来、或用作与当前B-模式图像的交叠或并列。第二D-图324中的虚线分割不一定被呈现,但是表示颜色编码例如建议被消融组织的边界146的一部分。在图3中还看见更早图312中的虚线分割341。

[0051] 替代地或额外地,相应的D2-图能够根据一个或多个D-图312、324形成,并且被呈现给用户。

[0052] 作为另一改进,能量应用后的热效果能够通过消融后继续跟踪而被内置于D-图312、324或D2-图中。在切断用于消融的能量源之后一些时间形成的图像342保持分割340作为实线344。虚线分割346对应于之前的虚线分割340,但是示出了在消融能量源应用后的阶段中已经发生的消融区中的稍微扩展。另一实线348保持之前的虚线分割341。实线344、348中的任一个可以作为交叠的图形被呈现给用户。替代地,渐进图的结合可以被视觉地呈现为一系列帧,每帧示出了下一阶段的D-图或D2-图。渐进图或实线344、348可以被标注有那时-当前消融阶段的那时-当前消融时间或其他指示符,作为临床医生在估计消融边界扩展

的程度中的视觉帮助。

[0053] 替代地或额外地,可以执行边界340的位置的自动跟踪。可以持续地听觉地或通过屏幕上的消息通知临床医生间歇实时B-模式成像中的被自动识别或之前由临床医生识别的边界340和关键结构148之间的距离。通过消融设备102的热生成可以在关键结构接近度阈值满足的情况下被监测消融的微处理器112自动停止。边界到关键结构距离将会在热生成后通过考虑能量应用后的热效果(即,监测边界146在有限时间内的继续扩展)继续被确定。

[0054] 对于非现场弹性图校准实施方式,类似的绘制适用。弹性图349针对消融流程的不同阶段被形成。现场图312、324、342对应于非现场图350、352、354。现场分割340、341、346对应于非现场分割356、358、366。现场实线344、348对应于非现场实线362、364。

[0055] 可操作地,关于非现场校准,选择要经受消融的身体器官216(主例程400,步骤S402)。创建均匀的组织模拟体模204(步骤S406),所述组织模拟体模204模拟(步骤S404)选定的器官216的实质212。用于模拟超声成像中的肝脏组织的模型的材料范例是来自COMPUTER IMAGING REFERENCE SYSTEMS, INC的ZERDINE™。它是在声速和衰减系数方面模拟实心实质的材料。参见<http://www.cirsinc.com/products/new/78/ultrasound-prostate-training-phantom/?details=specs>;还参见Rickets等人的美国专利公开号2005/0054930,图6(a)-6(c):sonoelastographic images using a liver phantom;还参见Rickets等人的标题为“Tissue mimicking elastography phantoms”的美国专利号7462488,其整个公开内容以引用方式被并入本文。在这些准备步骤之后或作为在图4中被示为“A”的入口点,对于现场校准,消融针114被插入到体模204内至临床处置深度(步骤S408)。此处,假设是RFA将会是临床流程,并且消融针将会被使用。尖齿118被部署(步骤S410)。波束形成器123中的发射函数被聚焦到目标推动位置(步骤S412)。推动脉冲128被应用以创建剪切波(步骤S416)。经由波束形成器123的发射和接收波束形成针对当前的A-线143的采集而被调节(步骤S420)。发出跟踪脉冲(步骤S422)。采集A-线143(步骤S424)。如果要采集另一A-线143(步骤S426),则返回到A-线采集步骤S420。否则,如果没有其他A-线143要被采集(步骤S426),但是另一推动脉冲128要被发出(步骤S430),则返回到脉冲聚焦步骤S412。否则,如果没有进一步的推动脉冲128要被发出(步骤S430),则监测结束。在该范例中,尽管例举了顺序波束形成,但是跟踪可以替代使用多个波束形成器并行地发生。如上文中提到的,鉴于根据上文中所提出的上面例举的效率,顺序接收波束形成和更加经济的超声系统的稀疏并行是可行的。

[0056] 对于现场模式或实施方式,如在图4中通过相反指向的箭头404、408表示的,处理在推动S432和跟踪S434以及采集B-模式图像S436之间交替。

[0057] 与主例程400同时并且根据如在图5中呈现的弹性图形成例程510,当跟踪数据可用时(步骤S502),处理指向第一跟踪位置(步骤S504)。TTP被计算或从存储设备检索(步骤S506)。如果存在用于形成当前的初步弹性图的下一个跟踪位置要处理(步骤S508),则返回到TTP计算/检索步骤S506。否则,如果不存在用于形成当前的初步弹性图的进一步跟踪位置(步骤S508),并且如果消融监测要继续(步骤S510),则返回到步骤S502。

[0058] D-图形成例程520也与主例程400同时。当初步弹性图244、308、320和其相应的参考弹性图228、304可用时(步骤S518),处理依赖于模式或实施方式是否是非现场的(步骤

S520)。如果它是非现场的(步骤S520),根据参考图和初步图所基于的跟踪数据形成的相应的B-模式图像对于近场中的最佳匹配是交叉相关的,以便在空间上共同配准参考和初步图(步骤S522)。初步图244、308、320从参考图228、304中减去以形成D-图(步骤S524)。D-图的每个跟踪深度(即,行)的最大正值能够被标记以便在动态呈现中可选地突出或其他区别。如果消融监测要继续(步骤S526),则返回到图可用性检查步骤S518。

[0059] 图呈现例程530也同时运行。当D-图变得可用时(步骤S528),处理依赖于D2-图是否要根据其形成(步骤S530)。如果D-2图要被形成(步骤S530),则导出D-2图(步骤S532)。在任一情况下,被消融组织的边界146在空间上被定义(步骤S534)。检查到受保护结构148的接近度(步骤S536)。如果接近度在预定阈值之下(步骤S536),则告知用户(步骤S538)。在任一情况下,D-图和/或D2图连同消融组织的当前边界146的任何和可选突出或区别一起被显示或被打印(步骤S540)。如果一系列一个或多个时间上之前的阶段图要被呈现(步骤S542),处理依赖于(一个或多个)阶段是否要被呈现为屏幕图形交叠(步骤S544)。如果(一个或多个)阶段要被呈现为屏幕图形交叠(步骤S544),则(一个或多个)交叠被发送给屏幕(步骤S546)。如果(一个或多个)阶段不要被呈现为屏幕图形交叠(步骤S544),之前阶段的一系列D-图/D-2图被呈现在屏幕上(步骤S548)。如果偏移的D-图要被显示,则已经变得可用的D-图被横向偏移一个A-线,D-图与其偏移之间的差异被获得,并且得到的或“D2”图被视觉地呈现。如果时间上之前的阶段图将不被呈现(步骤S542)或将不在步骤S546或S548结束时被呈现,则处理依赖于消融跟踪是否结束(步骤S550)。如果消融跟踪未结束(步骤S550),处理分支回到步骤S528。

[0060] 感兴趣介质根据超声弹性成像法成像进行探询。初步弹性-空间图被形成。该图对照包括不同弹性值的阵列的参考弹性-空间图进行校准。参考图被形成为反映参考介质的超声剪切波成像。参考介质既不是感兴趣介质也不位于感兴趣介质处,并且可以是均质的。正在介质中传播的剪切波通过对介质进行探询来跟踪。通过跟踪被消融组织的边界的相对侧上的位置,来测量介质中的剪切波和另一剪切波的传播延迟。两个剪切波分别由单独发出的不同推动引起。处理器基于两个延迟的函数来决定边界在两个位置之间穿过。校准图被动态地更新,并且可以包括消融后的边界扩展和时间标注的之前的阶段。

[0061] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。

[0062] 例如,例如小的、深的消融区的实时监测会需要监测整个二维或三维边界而非仅仅受保护结构局部的一部分。

[0063] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解和实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。“示范性”一词在本文中用来表示“充当范例、实例或图示”。被描述为“示范性”的任何实施例不必被理解为优于其他实施例或比其他实施例更有利和/或排除来自其他实施例的特征的并入。权利要求书中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0064] 计算机程序能够被暂时地、临时或者在较长时段内被存储在合适的计算机可读介质上,诸如光学存储介质或固态介质上。这样的介质仅在不是瞬态传播信号的意义不是瞬态的,但是包括其他形式的计算机可读介质,诸如寄存器存储器、处理器高速缓冲存储器

和RAM。

[0065] 单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

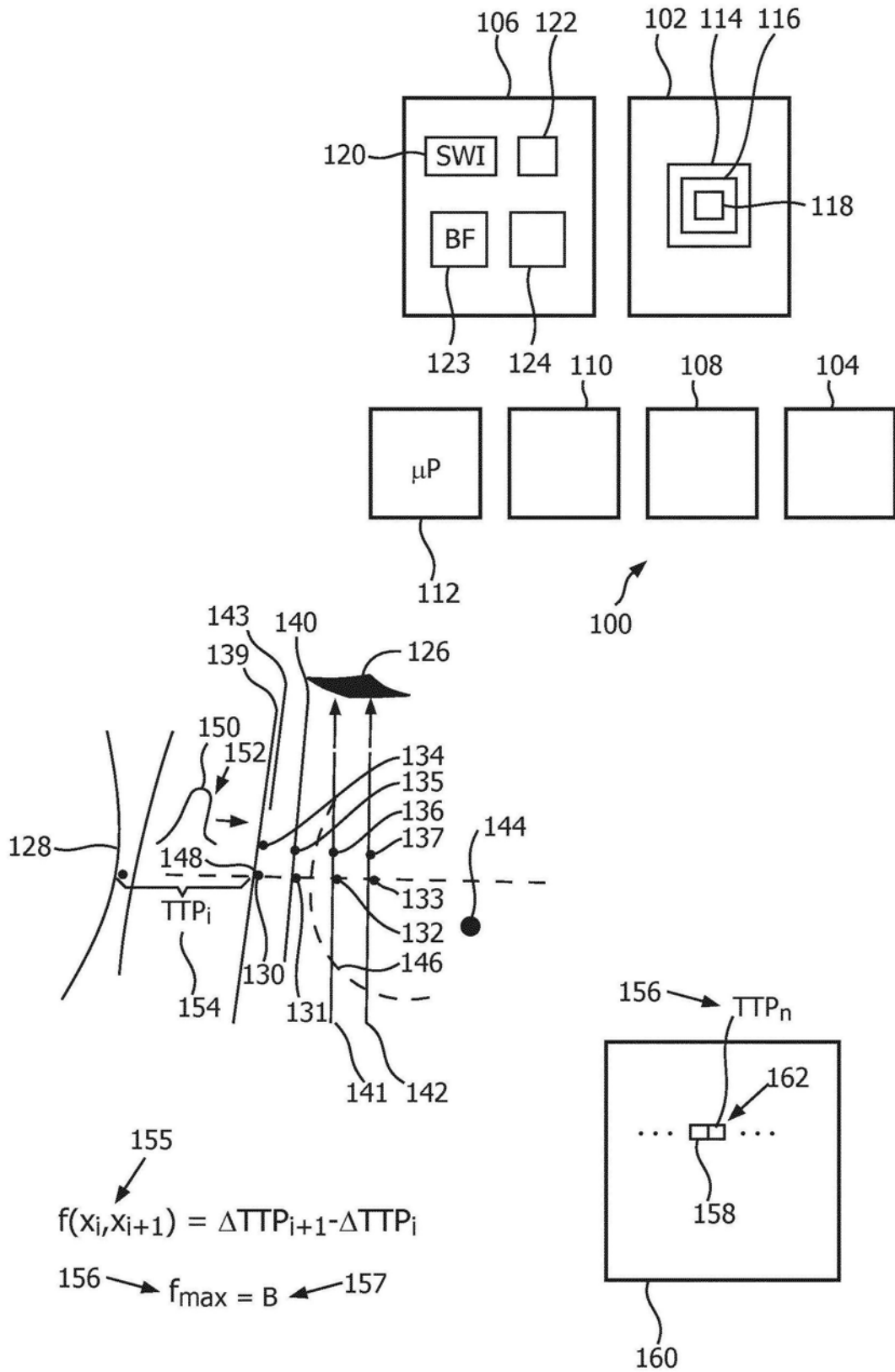


图1

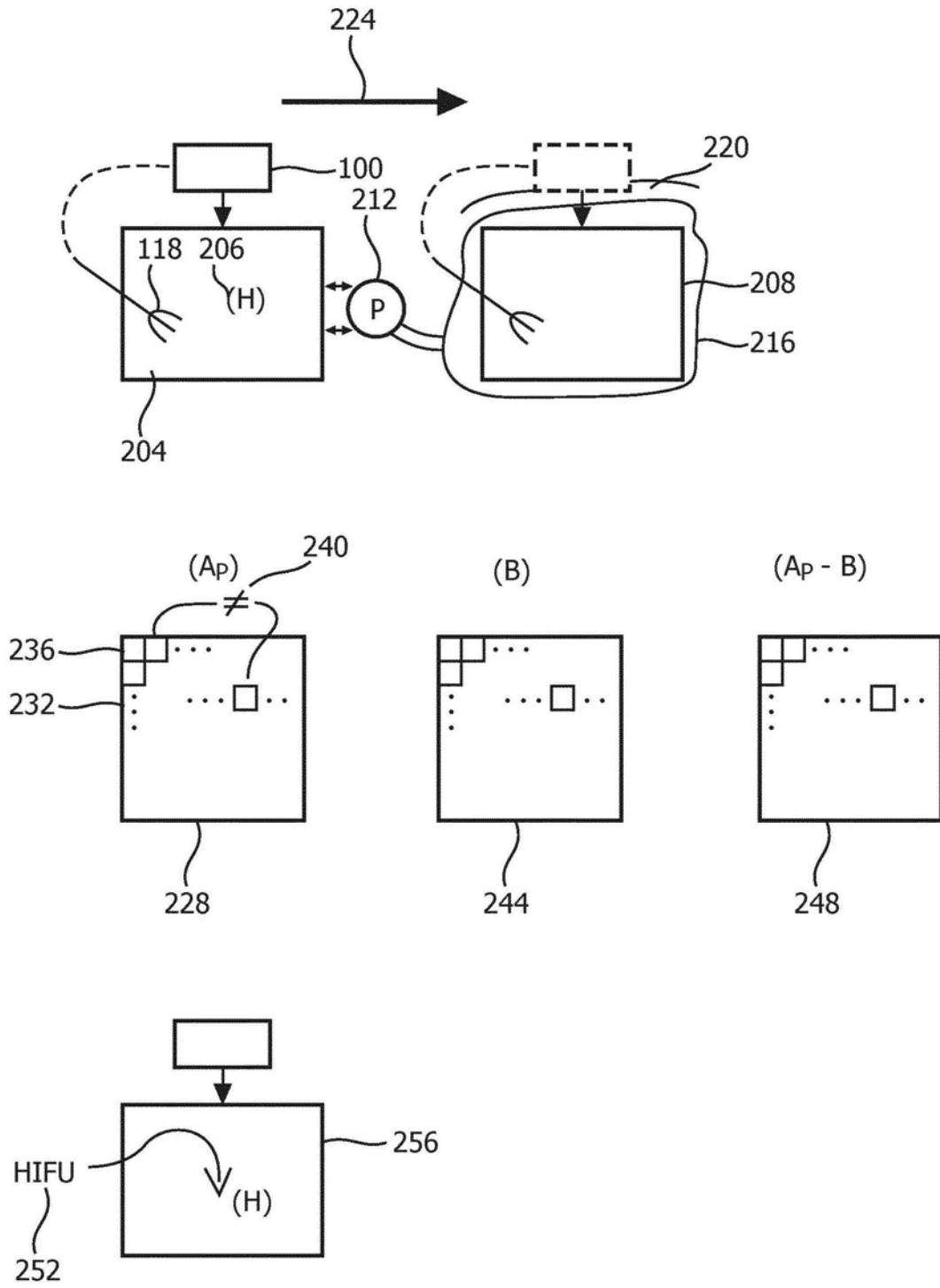


图2

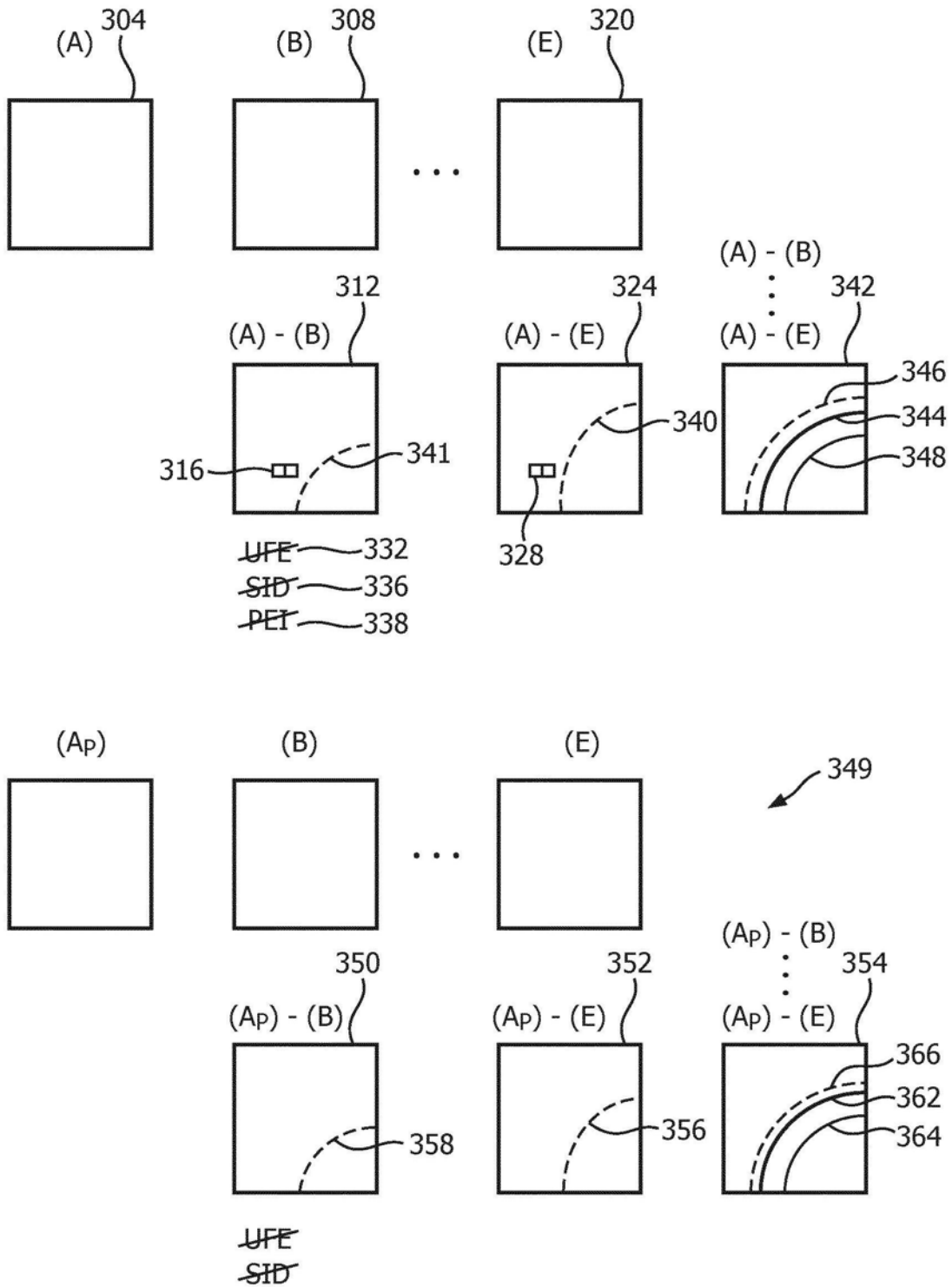


图3

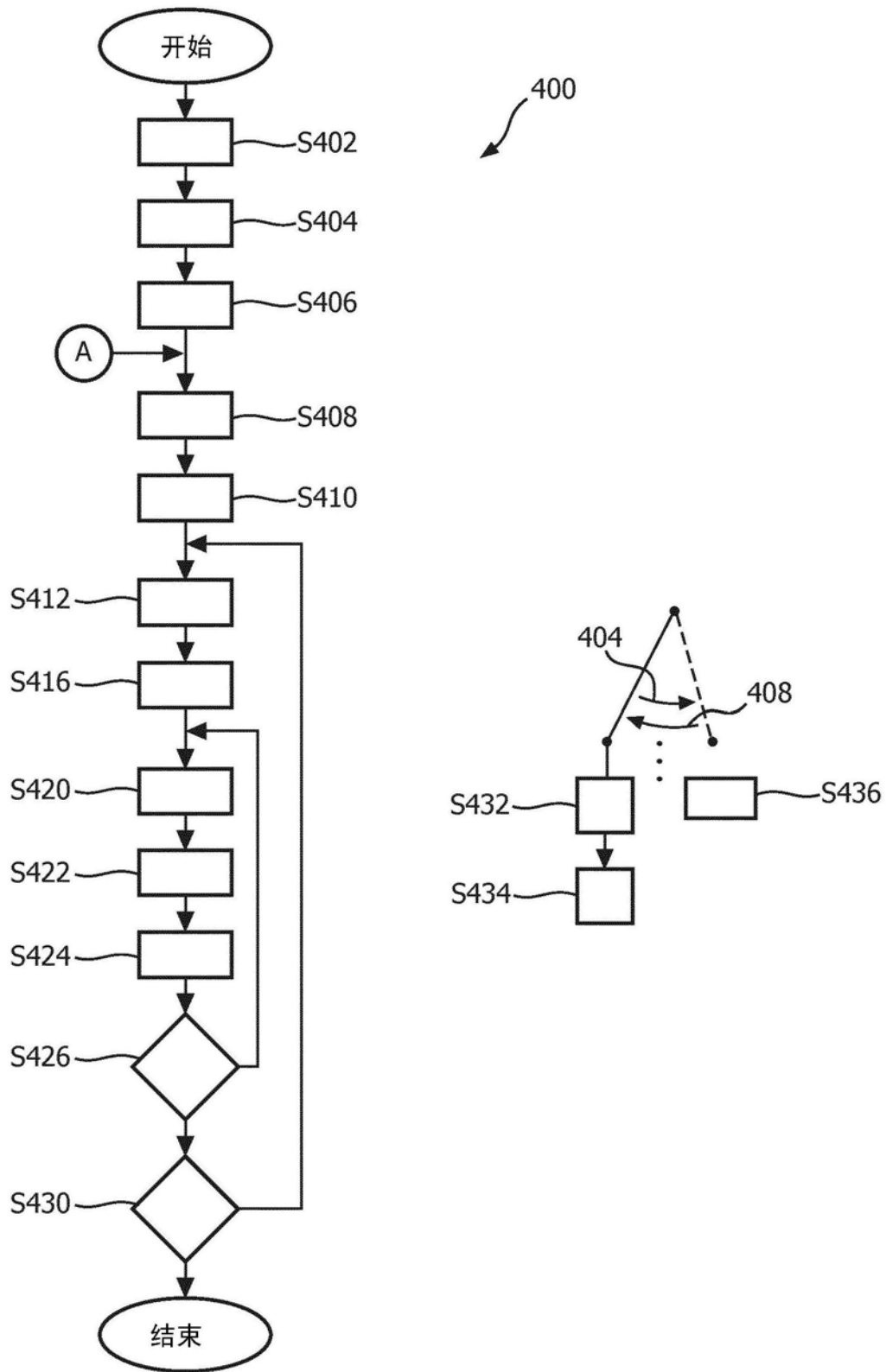


图4



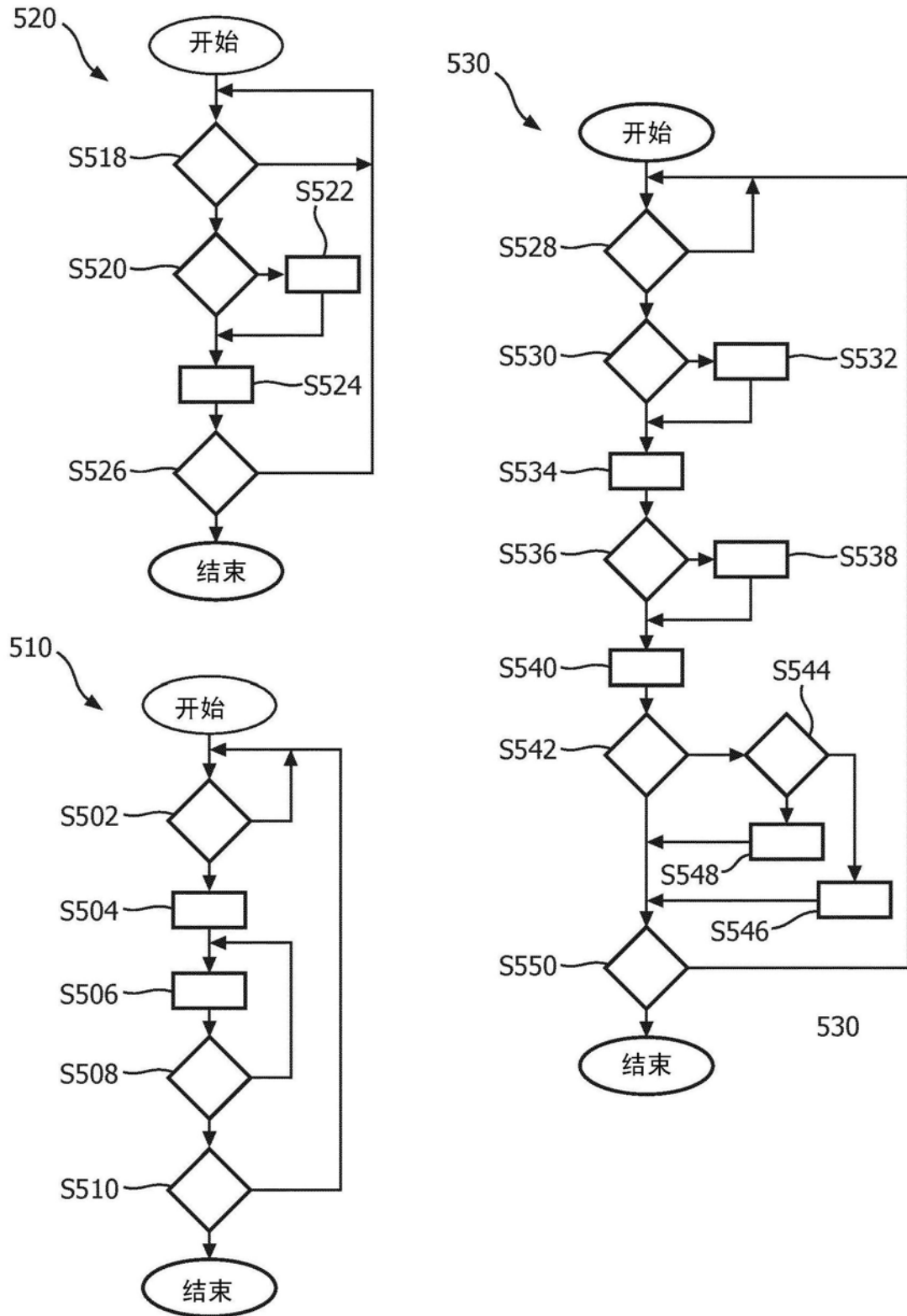


图5