



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105025804 B

(45)授权公告日 2018.02.27

(21)申请号 201480012331.5

(22)申请日 2014.02.25

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105025804 A

(43)申请公布日 2015.11.04

(30)优先权数据  
61/772,717 2013.03.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2015.09.06

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/IB2014/059232 2014.02.25

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02014/136016 EN 2014.09.12

(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 B·I·拉朱 W·T·史  
F·G·G·M·维尼翁

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002  
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.  
A61B 8/00(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)  
A61B 90/00(2016.01)

(56)对比文件  
CN 102472814 A, 2012.05.23,  
US 2006106312 A1, 2006.05.18,  
CN 1608592 A, 2005.04.27,  
US 2002103434 A1, 2002.08.01,

审查员 王传利

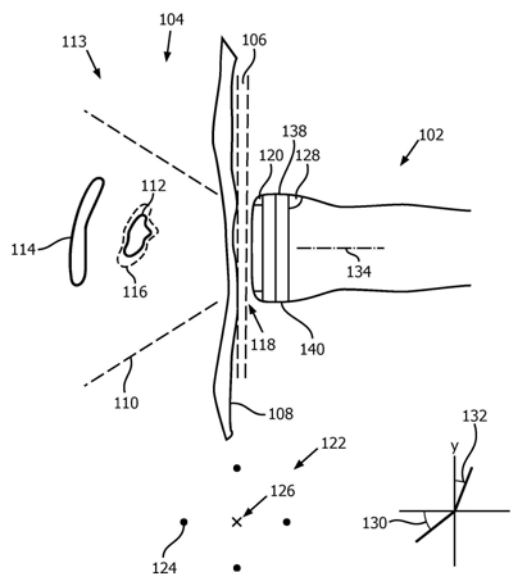
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

## (54)发明名称

用于颅内监测的一致序列超声采集

## (57)摘要

一种用于与成像对象接触的医学成像探头(102)包括记号放置装置,所述记号放置装置用于在所述探头接触时选择性地执行对所述对象进行标记的实例,以便记录所述探头的位置。设备还可以包括反馈模块,所述反馈模块用于确定针对所述设备的医学成像探头而当前存在的相对于所述标记的取向是否满足到预定取向的接近度的标准。响应于对所述标准被满足的所述确定而自动地且不需要用户介入地通过经由所述探头进行成像来进行对病变的定量评价,所述病变在所述确定之前针对所述评价而被特定地识别出。从而可以在例如通过超声的一致序列成像采集上跟踪诸如生长(116)的所述病变(如大脑病变)的变化。



1. 一种医学成像设备,包括医学成像探头,所述医学成像探头被配置用于与成像对象(104)接触,所述探头包括:

记号放置装置(118),其被配置用于当所述探头与所述对象接触时选择性地执行对所述对象进行标记的实例,以便记录所述探头的位置,所述医学成像设备还包括:

反馈模块(212),其被配置用于确定针对所述设备所包括的医学成像探头而当前存在的相对于源自所述执行的标记的取向是否满足到预定取向的接近度的标准,其特征在于,所述标准基于来自骨骼的反射、来自骨骼的回响、或者来自骨骼的回响和反射两者的当前样式对应地到来自骨骼的反射、来自骨骼的回响、或者来自骨骼的回响和反射两者的参考样式的接近度(S416)。

2. 根据权利要求1所述的设备,所述预定取向是在所述标记之后针对所述探头执行所述标记而存在的相对于所述标记的取向(130、132)。

3. 根据权利要求1所述的设备,所述标记提供所述对象上的标志(122),所述模块还通过对所述标准被满足的所述确定来确定所述设备所包括的所述探头的当前位置与所述标志相匹配。

4. 根据权利要求1所述的设备,所述设备被配置用于自动地且不需要用户介入地响应于经由对所述成像对象进行位移成像而检测病变来执行所述标记的实例,所述设备还被配置为使得在对所述标准被满足的所述确定之后所述探头的视场将包括所述病变(S308、S314),其中,对所述探头的取向进行所述确定。

5. 根据权利要求1所述的设备,所述确定包括基于图像数据或射频数据的样式匹配,所述图像数据或所述射频数据当前是经由所述设备所包括的所述探头而被采集到的(S420)。

6. 根据权利要求5所述的设备,所述图像数据或所述射频数据跨越在所述对象之内的当前视场,并且所述确定包括检测流体的区域并且将所述区域从所述匹配中排除。

7. 根据权利要求1所述的设备,所述标准还基于以下中的至少一个:在换能器元件上的延迟的样式的相互接近度;以及在换能器元件上的幅度的样式的相互接近度(S418)。

8. 根据权利要求1所述的设备,所述模块还被配置具有用户指示器(140),所述用户指示器被配置用于提供在对所述标准的满足中对贴近度的实时指示。

9. 根据权利要求1所述的设备,所述设备被配置用于响应于对所述标准被满足的所述确定且不需要另外的用户介入而经由成像来询问所述成像对象,以评价预识别的病变(S426)。

10. 根据权利要求1所述的设备,所述设备被配置用于在对所述标准被满足的所述确定之后经由成像来评价特定的病变的当前大小,所述病变的当前身体结构、或两者(S434),其中,所述病变是在所述确定之前被识别的。

11. 根据权利要求10所述的设备,所述设备被配置用于响应于对所述标准被满足的所述确定来执行所述评价,并且用于自动地且不需要用户介入地执行所述评价(S432-S440)。

12. 根据权利要求11所述的设备,不需要用户介入的自动动作还包括将各自所评价的大小和/或身体结构对应地与先前评价的大小和/或身体结构进行比较。

13. 一种医学成像设备,包括权利要求1中的探头,所述设备还被配置用于在所述成像对象的病变(112)已经被识别之后并且在所述设备所包括的医学成像探头被应用到被标记的位置时,给予与对所应用的探头的用户操纵交互的用户指导,并且所述设备被配置用于

自动地且不需要另外的用户介入地通过经由所述应用的探头进行成像来特定地监测所述病变,并且针对所述病变的变化进行监测。

14. 根据权利要求13所述的设备,其还被特定地配置用于同时监测正常组织(114),并且用于将所述变化与所述正常组织的变化进行比较。

15. 根据权利要求13所述的设备,所述病变包括大脑病变(113)。

## 用于颅内监测的一致序列超声采集

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像探头的位置,并且更具体地涉及当探头与成像对象接触时的位置。

### 背景技术

[0002] 根据疾病控制和预防中心(CDC),创伤每年在全美国导致4200万例急诊科就诊和200万例入院。在美国,创伤导致每10万人口38.4例死亡。创伤特别是年轻人口中死亡的主要原因,并且占美国的全年龄段损失的30%(相比较地,癌症占16%,并且心脏病占12%)。尤其地,头部受伤占总创伤案例的30%。创伤还是全世界死亡的第五主要原因。

[0003] 超声常常是对具有较大创伤的患者的第一成像检查。超声是无创且便携的,并且与计算机断层摄影(CT)或磁共振成像相比是低成本可用的。

[0004] US 2005/0085727公开了一种用于在超声检查期间对患者的皮肤进行标记以指代感兴趣特征的方法和设备。所述设备包括第一部分和第二部分。所述第一部分适于将所述设备附接到超声换能器。所述第二部分被装备有标记元件,所述标记元件用于对所述患者的皮肤进行标记以指代所述感兴趣特征。所述第一部分和所述第二部分被可旋转地附接到彼此。所述标记元件可以是用于利用永久的或其他适合的墨水、涂料、蜡笔、油脂、标记等来为患者的所述皮肤和/或患者的所述皮肤的元素加上印痕的元件。当观察到感兴趣特征时,所述第二部分被朝向所述患者的所述皮肤旋转,直到所述标记元件变得与所述患者的皮肤接触并对所述患者的皮肤进行标记。

[0005] 在其中能够使用所述方法和设备的特定类型的超声检查包括标记最优经颅多普勒窗口。

[0006] FAST(创伤的利用声处理检查的聚焦评估)协议被发展为使相对未经训练的用户对急诊室(ER)中的创伤患者的快速检查的处理精简高效。FAST检查的目的是对腹腔/胸腔中的四个区中的血液累积进行评估,在正常条件下血液将不出现在腹腔/胸腔中。比如,在RUQ检查中,针对莫里森囊(Morrison's pouch)(即,肝与右肾之间的空间)中的暗低回波发生区对用户进行检查,在所述莫里森囊中,低回波发生将指示累积的血液的存在。

[0007] 然而,不存在快速地检测并监视颅内血液的等效的FAST检查。这最可能是归因于需要能够获得良好的扫描并且解读颅内超声图像,这两者都要求相当高的技术。

[0008] 除了创伤事件以外,颅内出血脑卒中是颅内失血的另一原因,颅内出血脑卒中占全部脑卒中的10-15%,并且归因于大脑中的血管因高血压破裂而发生。在被怀疑遭受脑卒中事件的患者中,有必要快速地评估是否存在失血,使得能够以及时的方式施予适当的药物。另外,出血性转化是缺血性脑卒中的自然结果。其因对诸如tPA的凝块溶解药物的施予而加重,并且出血性转化能够具有比原始脑卒中本身破坏性更强的影响。

[0009] 在涉及头部创伤或出血性脑卒中的大多数状况下,有必要在一段时间上监测患者。例如,在创伤中,有必要监测是否已经发生了由血池的大小的变化证明的额外失血。一些出血是在缺血区内部发展出来的(“出血性转化”),这需要在一段时间上进行监测。

[0010] 当前,Dor等人的美国专利第8060189号(后文中的“189专利”)中描述了一种被称为红外扫描器的使用近红外光的设备,所述设备可用于检测大脑中的外围血液(主要是脑膜外血肿和脑膜下血肿),但是所述设备至多仅能够在2.5厘米的有限深度工作。

## 发明内容

[0011] 本文中在以下提出的是旨在解决以上关心问题中的一个或多个。

[0012] 尽管CT能够用于对创伤和脑卒中受害者的初始评估,但是归因于高辐射剂量,重复的CT检查是不推荐的。为了重复的随访而将患者从床移动到CT房间也是不实际的。在许多中心中,延迟大约一小时来执行CT扫描是常见的。

[0013] 因此,高度优选的是,具有诸如超声的便携手段以在一段时间上重复地做出评估。

[0014] 然而,经颅超声扫描是难以执行的并且要求相当高的专业知识。该检查依赖于操作者并且是主观的。当在颅内监测中使用定量测量以便检测随时间推移的相对变化时,在各个时间点处的探头布置将显著地影响测量结果的幅值(例如,病变大小和组织位移),并且将掩盖归因于临床条件变化的任何变化。这是因为探头位置和/或角度的变化归因于颅骨的不平坦性质而导致彻底不同的声学窗口,导致不同的发射幅度和反向散射属性。

[0015] 因此,有必要使用确保探头放置被跟踪并且被调节以使得在所有时间点处使用几乎相似的声学传播窗口的方法。

[0016] 除了有限的成像深度以外,“189专利”的设备还不提供对病变范围的定量测量,并且不实现病变监测。

[0017] 当前不存在能够在ER或院前环境中使用而不需要显著的用户专业知识的、用来快速查明颅内出血的存在并对颅内出血进行监测的设备。

[0018] 根据本发明的一方面,一种被配置用于与成像对象接触的医学成像探头包括记号放置装置。所述记号放置装置被配置用于当所述探头与所述对象接触时选择性地执行对所述对象进行标记的实例,以便记录所述探头的位置。

[0019] 在一子方面中,所述对象具有皮肤,并且所述标记被执行以对所述皮肤进行标记。

[0020] 在另一子方面中,所述标记需要利用墨水来打印。

[0021] 在不同的子方面中,医学成像设备包括所述探头以及用户控件,所述用户控件用于触发所述标记的实例。

[0022] 在另外的子方面中,所述探头包括所述用户控件。

[0023] 在第一有关子方面中,所述设备还被配置用于响应于所述标记的实例并且不需要另外的用户介入而经由成像来询问所述成像对象,以评价在对病变的搜索中的当前身体结构。

[0024] 在一个具体子方面中,所述设备还被配置用于发射超声、接收超声、或者发出并接收超声。

[0025] 在有关子方面中,医学成像设备包括所述探头,并且还包括反馈模块,所述反馈模块被配置用于确定针对所述设备的医学成像探头而当前存在的相对于源自所述标记的实例的标记的取向是否满足到预定取向的接近度的标准。

[0026] 作为另外的子方面,所述预定取向是在所述标记的时间处针对所述探头执行所述标记而存在的相对于所述标记的取向。

[0027] 在另一另外的子方面中,所述标记提供所述成像对象上的标志,并且所述反馈模块还通过对所述标准被满足的确定来确定所述探头的当前位置与所述标志相匹配。

[0028] 在一个其他的另外的子方面中,所述设备被配置用于自动地且不需要用户介入地响应于经由对所述成像对象进行位移成像而检测病变来执行所述标记的实例。所述设备还被配置为使得在对所述标准被满足的所述确定之后所述探头的视场将包括所述病变,其中,对所述探头的取向进行所述确定。

[0029] 在再另一另外的子方面中,所述确定包括基于射频(RF)数据的样式匹配,所述射频数据当前是经由所述探头而被采集到的,其中,对所述探头的取向进行所述确定。

[0030] 在以上的又另外的子方面中,所述RF数据跨越在所述对象之内的当前视场,并且所述确定需要检测流体的区域并且需要将所述区域从所述样式匹配中排除。

[0031] 在备选的、补充的或更加具体的另外的子方面中,所述标准基于来自骨骼的反射、来自骨骼的回响、或者来自骨骼的回响和反射两者的当前样式对应地到来自骨骼的反射、来自骨骼的回响、或者来自骨骼的回响和反射两者的参考样式的接近度。

[0032] 作为又另一另外的子方面,所述模块还以用户指示器为特征,所述用户指示器被配置用于提供在对所述标准的满足中对贴近度的实时指示。

[0033] 在又一不同的另外的子方面中,所述标准基于在换能器元件上的延迟和/或幅度的样式的相互接近度。

[0034] 作为一个其他的另外的子方面,所述设备被配置用于响应于对接近度标准被满足的确定且不需要另外的用户介入而经由成像来询问所述成像对象,以评价预识别的病变。

[0035] 在相关联的另外的子方面中,所述设备被配置用于在对所述标准被满足的确定之后经由成像来评价特定的病变的当前大小、所述病变的当前身体结构、或两者,其中,所述病变是在所述确定之前被识别的。

[0036] 在又一另外的子方面中,所述设备被配置用于响应于对所述标准被满足的确定来执行所述评价,并且用于自动地且不需要用户介入地执行所述评价。

[0037] 作为再一另外的子方面,自动动作不需要但还包括将各自所评价的大小和/或身体结构对应地与先前所评价的大小和/或身体结构进行比较。

[0038] 在补充的子方面中,包括所述探头的医学成像设备还被配置用于在医学对象的病变已经被识别之后并且在所述设备的医学成像探头应用于被标记的位置时,给予与对所应用的探头的用户操纵交互的用户指导。所述设备还被配置用于自动地且不需要另外的用户介入地通过经由所应用的探头进行成像来特定地监测所述病变,并且针对所述病变的变化进行监测。

[0039] 在再一另外的子方面中,所述设备还被特定地配置用于同时监测正常组织,并且用于将所述病变的所述变化与所述正常组织的变化进行比较。

[0040] 在备选的另外的子方面中,所述病变是大脑病变。

[0041] 根据有关版本,一种计算机可读介质实施了能由处理器运行以用于至少以下项的指令:

[0042] a) 操作反馈模块,所述反馈模块被配置用于自动地且不需要用户介入地通过经由医学成像探头进行成像来确定所述探头的当前取向是否满足到预定取向的接近度的标准;并且

[0043] b) 响应于对所述标准被满足的所述确定而自动地且不需要用户介入地通过经由所述探头进行成像来做出对病变的定量评价,所述病变在所述确定之前针对所述评价被特定地识别出。

[0044] 下面借助于以下附图进一步地阐述了创新的探头、设备以及计算机可读介质的细节,以下附图不是按比例绘制的。

### 附图说明

[0045] 图1是根据本发明的包括探头的医学成像设备的示意图;

[0046] 图2是根据本发明的图1的设备的功能图;

[0047] 图3是根据本发明的图1的探头到医学对象的初始应用的流程图;并且

[0048] 图4是根据本发明的图1的探头到医学对象的后续应用的流程图。

### 具体实施方式

[0049] 图1描绘了针对用于对医学对象104 (例如,人类患者或动物) 的颅内监测的一致序列超声采集的示范性探头102。

[0050] 在下面的说明中将假设,该单个探头102用于所有采集。然而,医学成像设备能够以一个或多个其他的探头为特征,所述一个或多个其他的探头中的任何一个都能够针对给定的采集而应用于对象104。在本公开内容中,如果存在多于一个的探头,则探头中的任何探头都能够被表征为“所述医学成像设备所包括的探头”。否则,如果只存在单个探头,则该探头是“所述医学成像设备所包括的探头”。

[0051] 探头102在头部的太阳穴区中应用于对象104的皮肤106。因此对向下层的骨骼结构颞骨108按压探头102。归因于颞骨108的不平坦性质,探头位置和/或角度的变化造成彻底不同的声学窗口。因此颞骨108提供对于探头102的具体位置和取向的独特的标识。探头102具有当前视场 (FOV) 110,在所述当前视场110之内驻留有大脑113的病变112以及选定的周围或附近的正常区域114。尽管能够同时监测在视场之内的多于一个的病变,但是在下文中将假设只监测单个病变。通过在一段时间上完成的序列超声采集来监测病变112的生长或其他变化116。变化116 (如果有的话) 能够对正常区域114中的任何对应变化 (如果有的话) 而被归一化。(一个或多个) 正常区域114用作两种目的。除了提供用于病变生长归一化的基础以外,(一个或多个) 正常区域114被成像以用于样式匹配,使得在需要随时间推移对身体结构的生长和/或变化116 (即,凝块的固态/流体混合或硬化) 进行跟踪的单独的采集期间探头取向能够保持一致。用于所述多个目的中的一个的 (一个或多个) 正常区域114的部分可以是不同的,例如是与用于其他目的的那些部分分开或交叠的。

[0052] 探头102在其头部处包括记号放置装置118。记号放置装置118具有围绕探头102的端面的外围的若干释放端口120。当标记的实例被触发时,端口120将墨水或另一皮肤标记物质喷涂或以其他方式释放到皮肤106上,以创建标志122。尽管在图1中针对探头102示出了两个端口120,但是可以存在多于两个的端口。如在图1中所见,在以下对探头102的图示中,已经由四个各自的端口120做出了四个标记124。标志122可能不是由离散的标记124组成的;作为替代,其可以例如是圆形的单个标记。或者其可以简单地是取决于探头端面形状的曲线。标志122记录了在标记的实例时探头102的位置126。有利地,尽管标志122由探头

102接触,但是下层的骨骼结构确保标志122将位置126相对于在大脑之内的结构固定,所述大脑是本文中提出的成像的对象。这允许出于监测病变生长的目的的时间序列探头定位的一致性。

[0053] 标记的实例可以通过用户控件128(例如,可按压的按钮)来触发,或者其可以由以探头102为特征的医学成像设备自动地且不需要用户介入地触发。所述设备典型地将包括对在FOV 110中动态地采集到的成像的显示。实况成像随着例如通过探头的移动的探头102的视场的变化而动态地或实时地改变。

[0054] 在用户触发用于标记的控件128的情况下,当在用户操纵所应用的探头的过程中感兴趣病变122显现在屏幕上时,用户交互地按压按钮。可以使用声学像差(aberration)校正来改进在用户针对感兴趣病变112的搜索期间的成像。在一个实施例中,换能器阵列能够在探头102之内轴向地向前或向后移动。该移动是如通过马达以机械方式完成的。例如,移动距离可以是0.25毫米(mm)。将两次采集组合以消除或减小由颞骨108中的表面不规则性而引起的像差。Powers等人的共同受让的美国专利出版物第2012/0143058号(在下文中称为“Powers申请”)中对此进行了描述,通过引用将其整体公开内容并入本文。对于实况成像或实时成像,在一种阵列位移时的采集被散布在其他位移时的采集中,或者与其他位移时的采集相交替。

[0055] 另一方面,自动触发需要在对病变的搜索中自动地且动态地从交互成像中辨认出病变。一个范例将是检测大脑中的固定血池。

[0056] 由于大脑中的液体从受迫的位移恢复得较少,因此声学辐射力(ARF)和A模式位移成像可以用于检测液体的区。例如,能由彩色多普勒或B模式散斑跟踪检测的血液的声流速度也充当将其与固体组织进行区分的标识。Trahey等人的美国专利第5487387号中讨论了使用彩色多普勒来将移动组织与固定目标进行区分,并且Thiele的共同受让的美国专利出版物第2010/0004540号涉及对血液的散斑跟踪。

[0057] FOV 110被预设定为足够宽以包括一个或多个正常区域114。能够将检测到的液体的区域与解剖大脑图进行比较以排除脑室,这是因为在对(一个或多个)正常区域114的选择中固体区域是优选的。出于配准解剖大脑图的目的,超声设备可以发出超声以用于测量到对侧内侧颅骨轮廓的飞行时间。也可以针对该测量应用声学像差校正。

[0058] 然而,备选地或额外地,为了在血管中的固定的池与自然流动的血液之间做出进一步区分,能够通过多普勒技术或散斑跟踪来检测运动。

[0059] 无论触发是自动的还是手动的,标志122都只记录探头位置126。针对探头102执行标记而在所述标记之后存在的取向130、132也必须是能重复产生的。通过针对每个序列采集来重复产生取向130、132以及位置126,获得一致的声学窗口,以用于评价在对探头的初始应用中或根据对探头的初始应用而识别出的病变,并且用于跟踪所述病变的生长或不生长。

[0060] 探头102的中心轴134能够被可视化为向上延伸出探头-皮肤中心126,以便伸出图1的图纸。标志124中的两个能够被设想为驻留在x轴上,而其他两个在y轴上。然后,中心轴以第一角度130投影到x轴的法向于y轴的平面上,并且以第二角度132投影到y轴的法向于x轴的平面上。

[0061] 取向130、132是相对于标志122的。

[0062] 如在Stanton等人的共同受让的美国专利第7933007号以及Pasveer等人的美国专利出版物2010/0194879中所描述的,如果针对每个采集患者都是在装备有固定的头网(headgear)的台上被检查的,则可能使用被安装在探头102中的电磁传感器来获得取向130、132。

[0063] 然而,不需要取向读出。只需要确保相对于标志122的取向130、132在用于评估病变生长的整个采集中保持一致。患者不需要被限制在固定的位置。作为替代,能够采用动态地基于通过探头102的图像采集的视觉样式匹配方法来将当前取向与参考取向进行匹配。

[0064] 如上所述,在病变生长跟踪的初始阶段中,根据成像来定位病变。还如上所述,根据病变的位置,可以由用户来触发标记,或者可以自动地触发标记。保存在标记之后存在的超声设备的成像设定。另外,B模式成像用于保存在当前FOV 110之内的成像数据。

[0065] 在自动触发的情况下,在标记的实例之后可以借助于解剖大脑图已经选择了(一个或多个)正常区域114。通常,在用户触发的情况下,(一个或多个)正常区域还是待选择的。

[0066] 在标记的实例之后,可以对识别出的病变112和可能已经被识别出的(一个或多个)正常区域114进行离线处理。由医生来查看所保存的B模式成像。可以由医生交互地利用对所保存的成像的显示(如通过移动屏幕上的光标)来使精确的边界归属到病变112并归属到(一个或多个)正常区域114。因此,在自动触发的情况下,在该时间处假设的病变边界和假设的或选定的任何正常区域114的边界现在被做得更加精确或可以被重新绘制。任选地,针对软组织给予比超声更大的分辨率的计算机断层摄影(CT)可以用于病变112和(一个或多个)正常区域114两者。以已知的方式将CT扫描配准到超声成像,并且相应地调节病变112和(一个或多个)正常区域114的边界。

[0067] 在一个实施例中,(一个或多个)正常区域114几乎跨越整个FOV 110,即,达到对侧颅骨表面,排除病变112和流体的区域。如本文中以上所讨论的,对于流体的区域,能够从解剖大脑图中辨别出脑室,并且能够检测脉管系统中的自然流动的流体。在以下即将讨论的后继阶段中,利用来自相对完整的(一个或多个)正常区域114的RF数据而发生匹配。因此,RF数据跨越在成像对象104之内的当前FOV 110,并且对接近度标准是否被满足的确定涉及检测流体的区域并且从基于图像的样式匹配中排除该区域。

[0068] 病变生长跟踪的后继阶段是由初始阶段之后的序列采集中的每个组成的。

[0069] 在后继阶段中,针对每个采集,首先的任务是重新得到相同或近似相同的探头102相对于标志122的位置126和取向130、132。用户将探头102的端面应用到标志122来重新得到位置126。然后探头102例如被手动地操纵。当探头102的当前取向与参考取向(即,在初始阶段中的标记之后存在的取向)相匹配时,探头102上的靶向发光二极管(LED)环面板138发射绿光。在一些实施例中,如以下更加详细地描述的,该事件之前是发射黄光的近靶LED环面板140。环面板140给予与对所应用的探头的用户操纵进行交互的用户指导。

[0070] 一旦取向被匹配,则开始采集,以用于在采集到的成像中识别当前的身体结构或病变112的范围。将该结果与在初始阶段和/或后继阶段中获得的先前结果进行比较。如以上还描述的,可以在整个处理中使用声学像差校正来对成像采集进行校正。

[0071] 图2以图示性且非限制性的范例的方式示出了医学成像设备200,下文在超声的背景中讨论所述医学成像设备200。如上文中所描述的,设备200包括探头102、其记号放置装

置118、以及任选的用于声学像差校正的换能器阵列转译器202。设备200还包括成像显示器204、用户接口206、以及各种功能模块。设备200的以上部件被可通信地连接,如通过电缆数据和电力总线207连接。在设备200的成像模式208之中的是B模式、用于位移成像的A模式、以及用于流速度测量的多普勒。

[0072] 尽管讨论了超声探头,但是诸如用于光声应用的红外光和激光的其他成像技术也在本文中所提出的意指的范围之内。能够根据本文中所公开的标记和接近度标准利用重新产生结果的意图来对使用红外光来询问对象的“189专利”的医学探头系统进行修改。在此通过引用将“189专利”的全部公开内容整体并入本文。同样地,在光声成像的情况下,本文中所提出的医学成像探头能够发射诸如激光的光,并且例如在B模式成像样式辨认中使用所响应的射频(RF)数据,以用于接近度确定。本文中所描述的创新的医学成像探头能够相应地发射光以询问对象、在询问对象中接收超声、或者进行两者。

[0073] 功能模块包括定量视场(FOV)评价器210、取向反馈模块212、定量病变/正常区域评价器214、病变变化归一化器216、病变变化比较器218、存储器222、以及控制器224。取向反馈模块212包括样式匹配模块226,所述样式匹配模块226继而包括回响/反射模块228、以及RF/图像数据互相关模块230、和/或总和绝对差(SAD)模块232。可以利用软件、固件和硬件的任何适合且已知的组合来实施功能模块210-232和设备200的剩下的部件。控制器224例如可以被实现在具有一个或多个集成电路的设备上,或者被实现为经适合地编程的计算机可读介质。

[0074] 图3图示了病变生长跟踪的初始阶段300的一个范例。探头102的端面在打印上的标志122处应用于医学对象104的皮肤106(步骤S302)。对向下层的骨骼108按压探头端面(步骤S304)。用户在查看显示器204的同时倾斜探头102(步骤S306)。这继续进行对病变的搜索(步骤S308),但是在没有待发现的病变的情况下可以结束(步骤S310)。

[0075] 如果用户根据显示器204定位(步骤S308)了感兴趣病变112,则在进行该定位时用户可以立即按下标记按钮128来触发标记(步骤S314)。在按下标记按钮128(步骤S314)之前,用户还可以操作用户接口206或探头102上的用户致动器来在某种程度上聚焦在病变112上(步骤S312),同时仍然包括用于在后继阶段中的样式匹配的(一个或多个)正常区域114。备选地,在自动触发(S314)的情况下,如果检测到血池(步骤S308),则自动触发在初始阶段中的FOV上的B模式采集之前可以伴有对FOV 110的自动聚焦(步骤S312)。

[0076] 标志122立即响应于按下标记按钮128或响应于自动触发/聚焦而被打印(步骤S316)。另外,B模式成像扫描被执行为跨越当前的、有可能是经调节的FOV 110(步骤S318),并且采集被保存(步骤S320)。成像设定也被保存(步骤S322)。可能会也可能不会对B模式成像进行声学像差校正。

[0077] 如果要在满足取向接近度标准中使用回响/反射样式(步骤S324),则能够使接收时的窗口非常短。如从Powers申请的图1中所见,I型回响发生在探头表面与患者的颅骨之间,并且是能在接收时的非常短的时间窗口之内检测的。在给定非常短的时间窗口的情况下,IIa型回响能作为来自颅骨的反射而被检测到。从大脑返回的任何后续反射都在时间窗口之外并且因此不是反射/回响样式的部分。在左侧示出了III型回响,同样地,所述III型回响是来自骨骼的反射,也将是能在短窗口之内检测的。如果单个换能器元件被激发,则IIa型反射信号可以在非常短的时间窗口之内入射到换能器阵列上。可以利用来自骨骼(例

如,颞骨108)的反射的样式。同样地,上文提及的I型和III型回响信号可以提供能利用的样式。来自骨骼的反射和回响两者的样式也是能利用的。能够发出一个或多个脉冲。所述脉冲能够经由一维或二维换能器阵列而被串行地或同时发出,接收时间窗口保持非常短(步骤S326)。如果针对设备200实施了声学像差校正,则所述声学像差校正被保留或被抑制,这是因为像差本身归因于颞骨108的外表面而给出样式针对探头102的具体位置126的有区别的标识。作为有益的方面,该标识比软组织更不可能在病变监测中的成像采集之间随时间推移而变化。因此颞骨的性质和其表面的不规则性提供了重新得到在标记之后存在的初始探头取向的可靠性。将所生成(步骤S326)的样式保存(步骤S328)为来自骨骼的反射和/或回响的参考样式。特别是在这种类型的样式匹配中并不做出对一个或多个)正常区域114进行成像的努力,这是因为非常短接收窗口将成像限制到颞骨108的表面或比颞骨表面深不太多。具体而言,成像深度不需要大于骨骼深度,所述骨骼(例如,颞骨108)是恰好在探头下面在超声波束的传播方向上的骨骼结构。然而,(一个或多个)正常区域114提供它们的为病变生长测量归一化提供基础的其他功能,并且在采用其他补充图像样式匹配的情况下也提供归一化功能。

[0078] 如果声流将要用于表征大脑组织(步骤S330),则可以询问整个FOV 110(步骤S332)。探头102发出声学辐射力(ARF)来移动组织。例如,彩色多普勒或散斑跟踪用于测量移动的速度。例如,测得的速度能够指示移动的组织是血液。更一般地,测得的速度可以指示具体的身体结构。在大脑之内的区域上测得的速度能够揭示具有具体身体结构(例如,血池)的区域的大小或范围,即,病变的类型。

[0079] 备选地或额外地,如果位移成像将用于表征大脑组织(步骤S334),则在经受ARF的大脑组织上执行A模式位移成像。可以询问整个FOV 110(步骤S336)。流体倾向于在ARF下继续移动;而固体组织跳回到其原始位置。可以参考,推斥脉冲之前能够是跟踪脉冲,并且推斥脉冲之后跟随有跟踪脉冲。能够发出三个或更多个推斥的系列,并且在推斥的方向上(即,在最大位移的方向上)跟踪组织位移。能够在从探头102起的组织深度的一范围上测量全部系列(即,从第一推斥之前的跟踪脉冲到最后的推斥之后的(最后的)跟踪脉冲)上的最大位移。曲线的包络线将凭借其位移幅值来对固体组织的区域与液体组织的区域进行区分。液体区域如果是固定的则可能是血池,并且如上文所提及的,多普勒和散斑跟踪是能用于检测运动的技术的两个范例。医学成像设备200能够任选地向用户报告诸如“检测到血池”的消息。该消息能够显现在显示器204上,或者作为滚动消息显现在探头102上的面板中。

[0080] 现在在初始阶段的结束时可以发生额外的离线处理。

[0081] 如果将要执行计算机断层摄影(CT)来增强对病变112和(一个或多个)正常区域114的成像(步骤S338),则采取CT扫描(步骤S340)。基于CT成像而相应地对所保存的超声B模式成像进行校正(步骤S342)。

[0082] 在任何事件中,例如由医生任选地对所保存的超声B模式成像进行显示和详查,以更好地识别病变112和(一个或多个)正常区域114并经由用户接口206更好地对病变112和(一个或多个)正常区域114进行划界(步骤S344)。

[0083] 图4对后继阶段400进行了示范。利用以上指示的步骤S320、S322、S328、S342、S344中所保存的值来对设备200进行初始化(步骤S402)。

[0084] 在用户子处理410中,用户将探头102应用到标志122(步骤S404)。对向下层的骨骼108按压探头端面(步骤S406)。用户倾斜探头102(步骤S408)直到探头102上的靶向发光二极管(LED)环面板138发射绿光(步骤S410)。在绿光之前,如果近靶LED环面板140发射黄光,则用户可以暂时停止。一旦显现绿光(步骤S410),则用户将保持探头102不动(S411)。

[0085] 一旦运行了步骤S406,则设备子处理420与用户子处理410同时产生作用。

[0086] 根据设备子处理420,如果将要在确定探头取向接近度中使用回响/反射样式匹配(步骤S412),则发射超声以生成当前样式(步骤S414)。将该样式与对对应的存储的样式或来自初始阶段的“参考样式”进行比较(步骤S416)。该样式能够是基于接收到的射频(RF)数据或诸如基于接收到的RF数据的图像数据的。例如,该样式能够是基于时间上或空间上的(即,各个换能器之中的)RF数据或图像数据的幅值的。应用于当前样式与先前样式(即,参考样式)之间的比较的接近度标准可以是基于在接收窗口之内的特定时刻的。将各自的换能器元件的每个通道上的当前幅值与针对该通道的参考幅值进行一对一的比较。所述比较涉及采取差异。对这些差异求和来产生相似度量。备选地或额外地,能够在例如逐元件地引入不同的增量/减量的迭代处理中找到换能器元件上的给定的延迟样式,以在预定阈值之内将参考样式中的幅度带到近配准中。例如,给定的延迟样式可以一个元件接一个元件地将不同的正的延迟或负的延迟相加,结果得到实现配准的扩增的延迟样式。然后相似度量可以是基于给定的样式的延迟的幅值的,即,基于扩增的延迟样式对参考延迟样式的接近度。或者,能够基于延迟样式和幅度样式两者来计算相似度量。如果基于相似度量不满足预定的接近度标准(步骤S418),则返回步骤S414。因此该标准基于以下中的至少一个:换能器元件上的延迟的样式的相互接近度、以及换能器元件上的幅度的样式的相互接近度。备选地,作为对该时间处返回步骤S414的替代,可以尝试宽松的标准,以便看看现在近靶LED环面板140是否要发射黄光;然而,骨骼表面的不规则性在匹配之前可以提供小警告或没有警告。然而,能够同时应用诸如接下来即将讨论的其他的样式匹配技术,以作为补充来提前提供警告。

[0087] 另一方面,如果将不使用回响/反射样式匹配(步骤S412),则利用另一图像样式匹配技术(步骤S420)。例如,能够通过采集的(一个或多个)正常区域114的各自的参考RF数据或图像数据的互相关来对来自当前FOV110中的当前的B模式成像的RF数据或从RF数据导出的图像数据进行动态匹配,所述采集在步骤S320中被保存并且在初始阶段的离线步骤S342、S444中可能得到增强。互相关的备选是例如在Peterson等人的共同受让的美国专利第6299579号中描述的SAD算法。

[0088] 如果当前不满足接近度标准(步骤S422),但满足预定的宽松的贴进度的标准(步骤S424),则近靶LED环面板140发射黄光(S425)。因此黄光充当在满足接近度标准中的对贴进度的实时指示。

[0089] 然后,不论是否满足宽松标准(步骤S424),样式匹配在步骤S420处都继续进行。

[0090] 如果满足了以上技术中的任何技术中的接近度标准(步骤S418、S422),并且在满足了以上技术中的任何技术中的接近度标准时,已经重新得到初始阶段探头取向或贴近它的探头取向。因此,“预识别的病变”在当前FOV 110之内,所述“预识别的病变”是在确定满足该标准之前识别出的病变,即,在初始阶段中识别出的病变。相应地,现在探头102上的靶向发光二极管(LED)环面板138发射绿光(S426),作为用户通知。通常,用户将响应于此而保

持探头102不动,或者足够缓慢地移动探头,使得采取针对检测并测量特定的、检测到的、预识别的病变112的生长的任何变化所需要的即时成像采集。如果黄光显现或绿光消失,则用户能够将探头102移回以达到由绿光验证的期望的取向,并且保持探头不动,以确保当前采集的完整性。

[0091] 如果将要在后继阶段(即,当前阶段)中使用流速度(步骤S428),则利用ARF和彩色多普勒来测量当前采集到的成像数据中的预识别的病变112和周围或附近的(一个或多个)正常区域114中的速度,以评价当前的身体结构和/或预识别的病变的范围或大小(步骤S430)。

[0092] 备选地或额外地,如果将要使用A模式位移成像(步骤S432),则将ARF和A模式位移成像应用于当前采集到的成像数据中的预识别的病变112和周围或附近的(一个或多个)正常区域114,以评价当前的身体结构和/或预识别的病变的范围或大小(步骤S434)。

[0093] 备选地或额外地,如果将要使用B模式位移成像(步骤S436),则其用于评价当前采集到的成像数据中的预识别的病变112和周围或附近的(一个或多个)正常区域114的大小和/或身体结构(步骤S438)。例如,基于超声图像亮度来确定血池的范围。

[0094] 将以上的、可以包括对病变112的定量评价的后继阶段的当前组织表征结果与先前结果(即,在后继阶段和/或初始阶段中的监测中的至少一个先前时间点的结果)进行比较(步骤S440)。因此,特别地监测预识别的病变112,并且针对诸如病变的生长的病变的变化来监测预识别的病变112。

[0095] 保存当前组织表征结果(步骤S442),以用于能在步骤S440中执行的未来的比较。

[0096] 向用户报告当前比较性结果(步骤S444)。样本消息为“血池继续生长”和“血池生长加速”。所报告的结果能够包括病变的实际大小测量结果、测量结果的相关联的次数、以及测量结果的图形。该消息能够显现在显示器204上,或者作为滚动消息而显现在探头102上的面板中。

[0097] 一种用于与成像对象接触地医学成像探头包括记号放置装置,所述记号放置装置用于在所述探头接触时选择性地执行对所述对象进行标记的实例,以便记录所述探头的位置。设备还可以包括反馈模块,所述反馈模块用于确定针对所述设备的医学成像探头而当前存在的相对于所述标记的取向是否满足到预定取向的接近度的标准。响应于对所述标准被满足的所述确定而自动地且不需要用户介入地通过经由所述探头进行成像来进行对病变的定量评价,所述病变在所述确定之前针对所述评价而被特定地识别出。从而可以在例如通过超声的一致序列成像采集上跟踪诸如生长的所述病变(如大脑病变)的变化。

[0098] 在超声用途中,便携且经济的医学超声在护理点环境中由经训练或未经训练的医生可行地利用。有利地,颞骨向探头给予了位置一致性,并且通过其表面不规则性给予了针对探头取向的可靠信号。相应地,一致序列成像采集在针对身体结构的生长和变化而定量地监测特定病变中是可用的。

[0099] 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。

[0100] 例如,所述下层的骨骼结构不需要是颅骨的部分,而例如能够包括心血管应用期间的肋骨。

[0101] 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

时能够理解并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。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0102] 计算机程序能够暂时地、临时地或在较长时间段期间被存储在适合的计算机可读介质上，例如光学存储介质或固态介质。只有在不是瞬态的、传播的信号的意义上说，这样的介质是非瞬态的，但是这样的介质包括其他形式的计算机可读媒介，例如寄存器存储器、处理器缓存、RAM以及其他易失性存储器。

[0103] 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某些措施，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

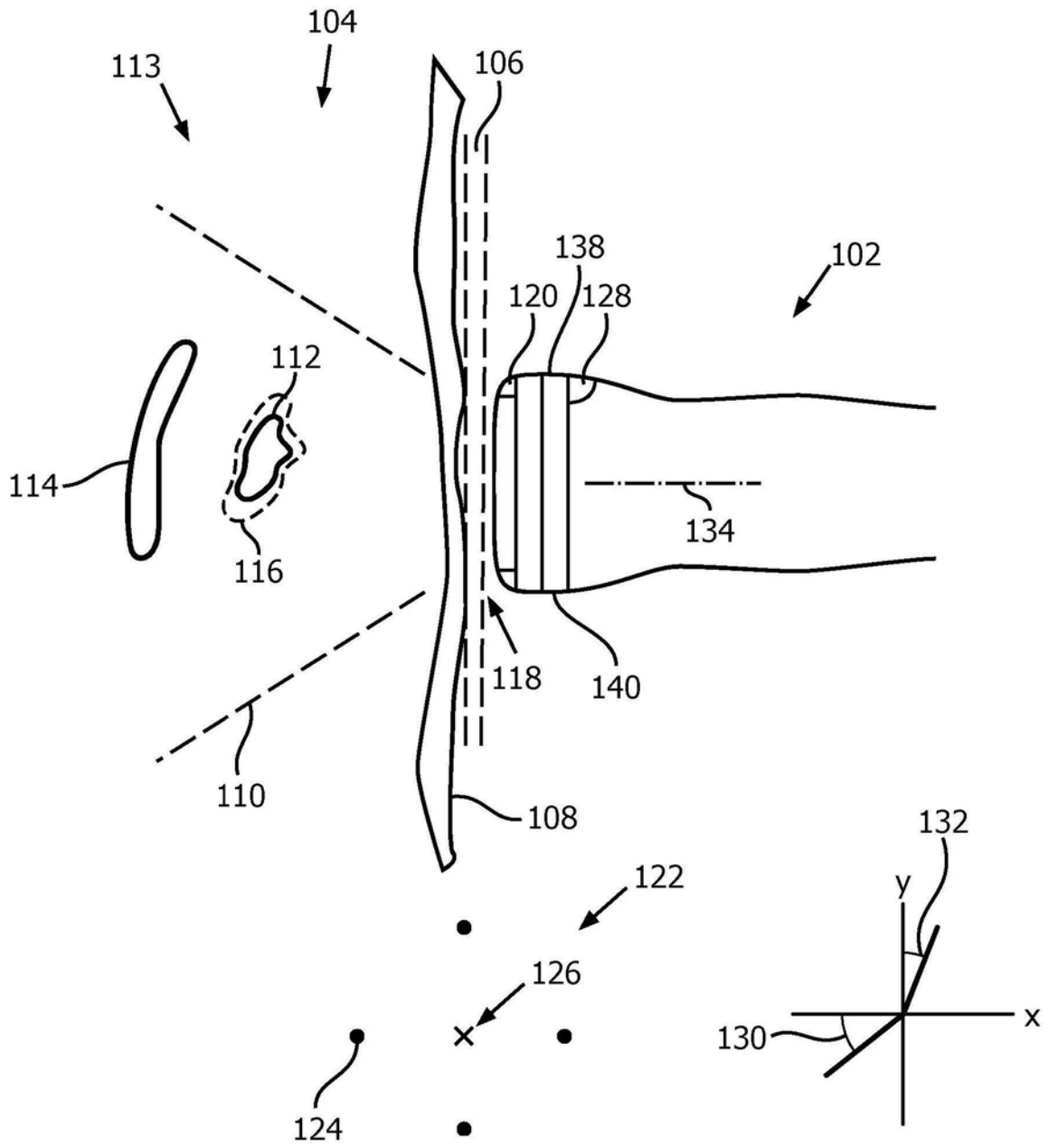


图1

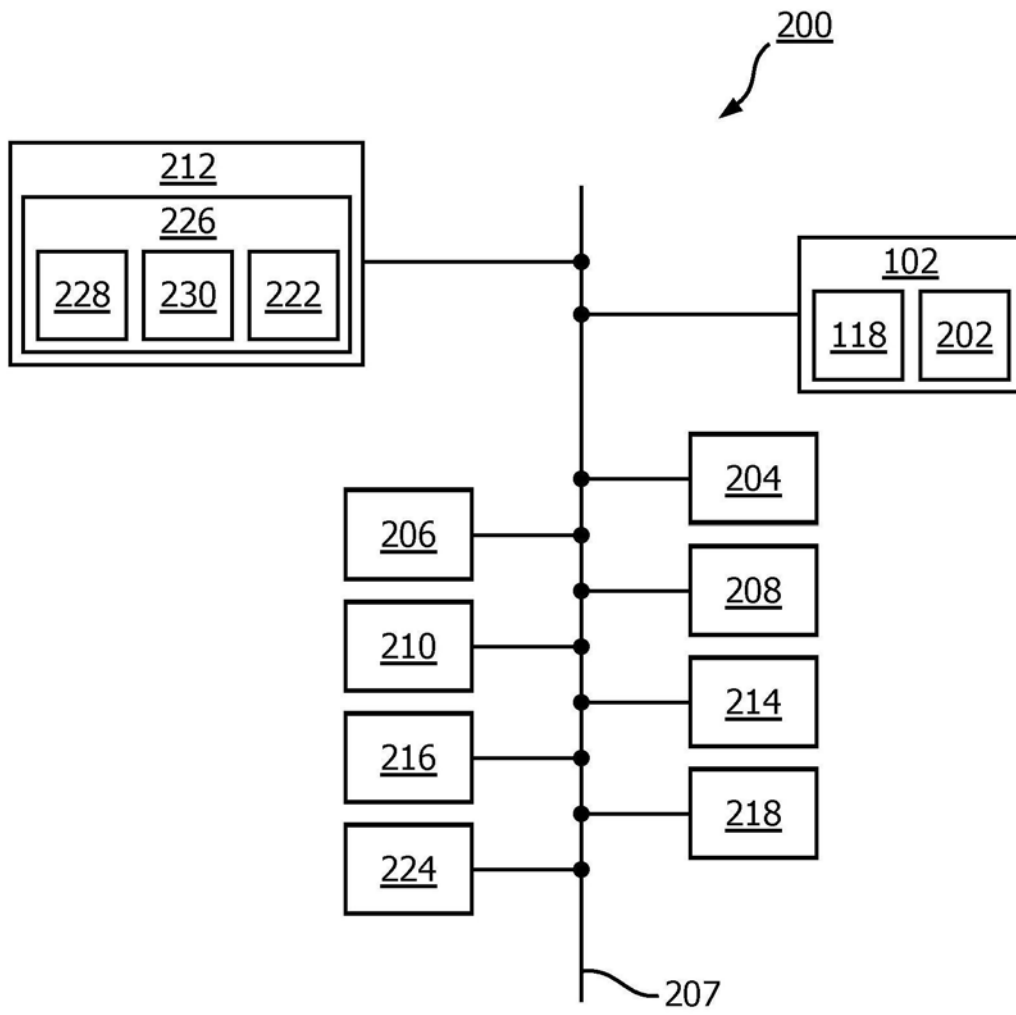


图2

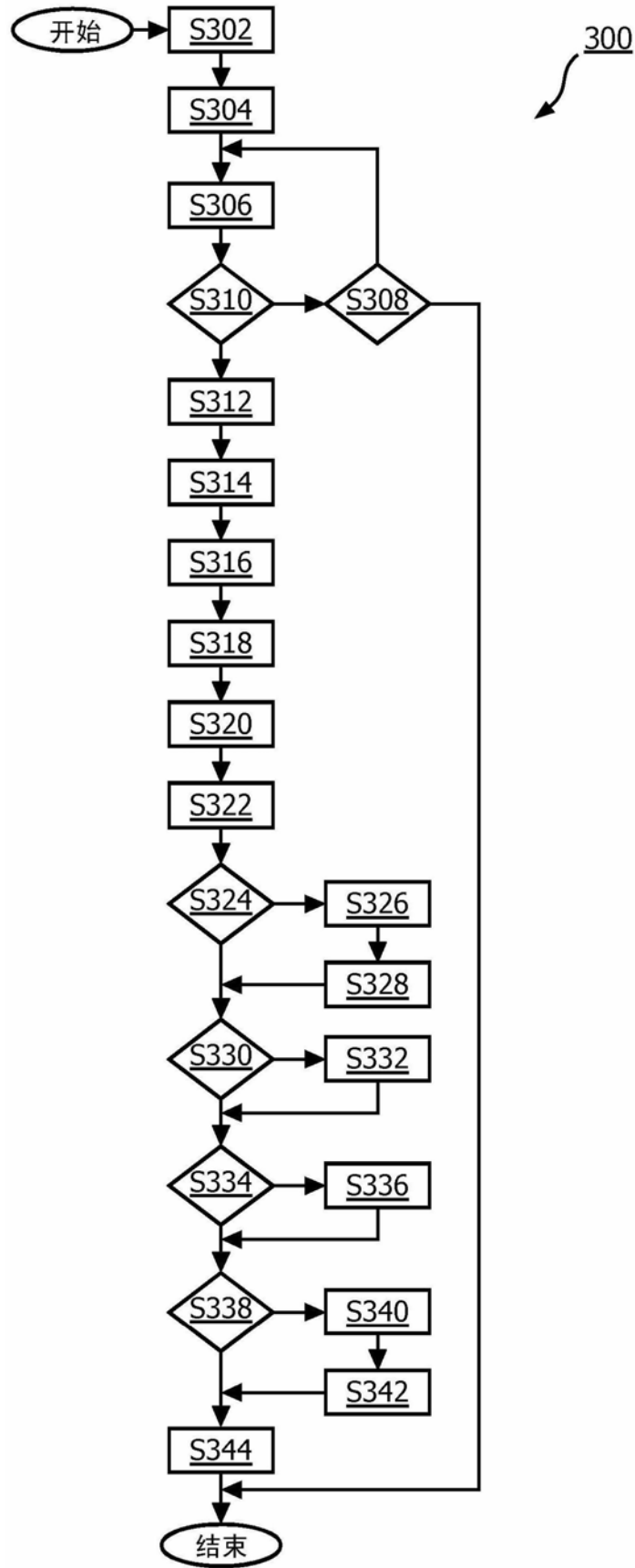


图3

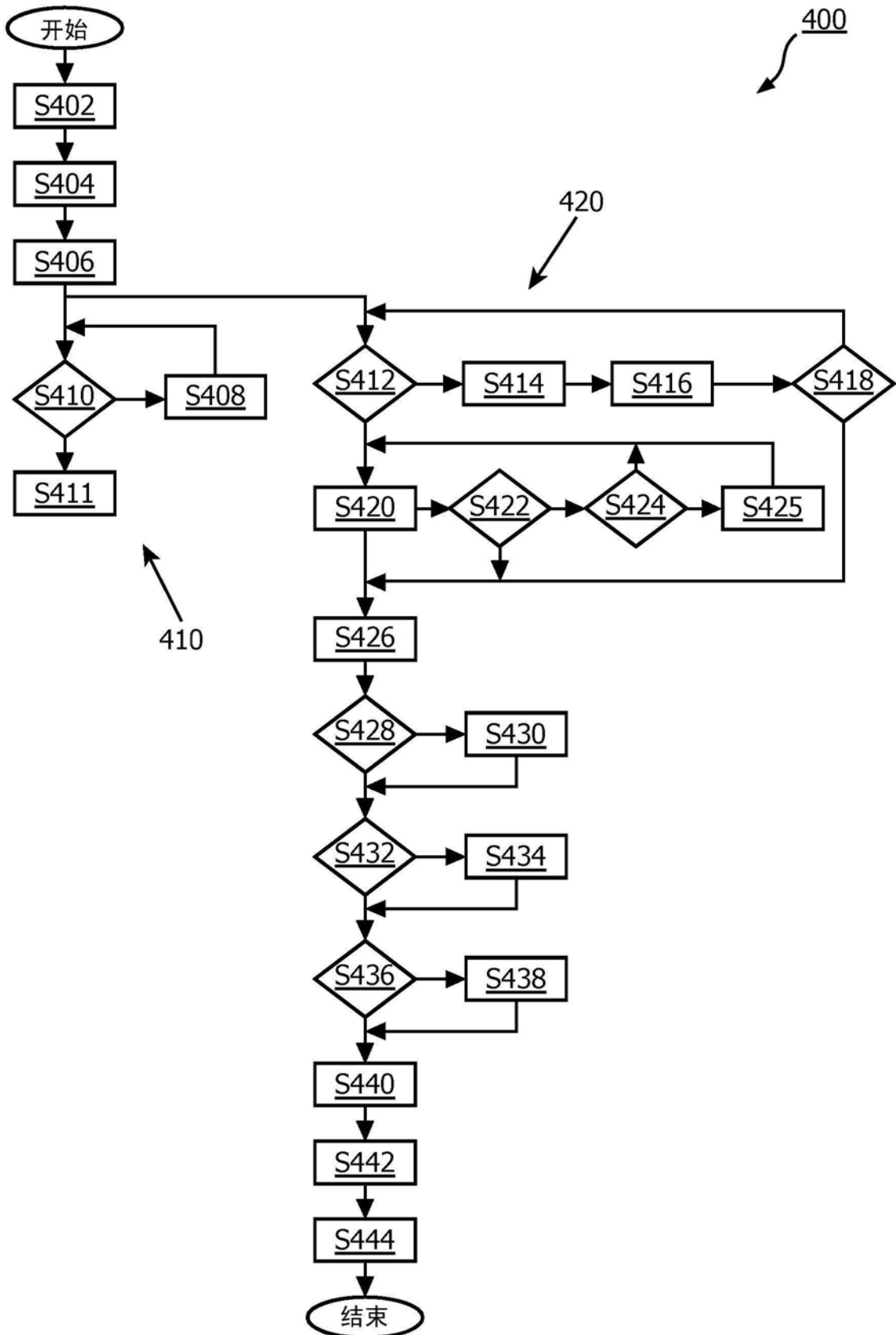


图4

专利名称(译)	用于颅内监测的一致序列超声采集		
公开(公告)号	<a href="#">CN105025804B</a>	公开(公告)日	2018-02-27
申请号	CN201480012331.5	申请日	2014-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	BI拉朱 WT史 FGGM维尼翁		
发明人	B·I·拉朱 W·T·史 F·G·G·M·维尼翁		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00 A61B90/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B5/6842 A61B8/0808 A61B8/14 A61B8/42 A61B8/4245 A61B8/46 A61B8/5223 A61B2090/395		
代理人(译)	李光颖 王英		
审查员(译)	王传利		
优先权	61/772717 2013-03-05 US		
其他公开文献	CN105025804A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于与成像对象接触的医学成像探头(102)包括记号放置装置, 所述记号放置装置用于在所述探头接触时选择性地执行对所述对象进行标记的实例, 以便记录所述探头的位置。设备还可以包括反馈模块, 所述反馈模块用于确定针对所述设备的医学成像探头而当前存在的相对于所述标记的取向是否满足到预定取向的接近度的标准。响应于对所述标准被满足的所述确定而自动地且不需要用户介入地通过经由所述探头进行成像来进行对病变的定量评价, 所述病变在所述确定之前针对所述评价而被特定地识别出。从而可以在例如通过超声的一致序列成像采集上跟踪诸如生长(116)的所述病变(如大脑病变)的变化。

