



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105407969 B

(45)授权公告日 2019.04.05

(21)申请号 201480037197.4

J·D·弗雷泽 R·塞普

(22)申请日 2014.06.25

F·G·G·M·维尼翁

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105407969 A

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(43)申请公布日 2016.03.16

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据
61/840,752 2013.06.28 US

(51)Int.Cl.
A61N 7/02(2006.01)
A61B 90/00(2016.01)
A61N 7/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.12.28

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2014/062578 2014.06.25

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/207665 EN 2014.12.31

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(56)对比文件
CN 1342057 A,2002.03.27,
CN 102576527 A,2012.07.11,
US 2007/0239000 A1,2007.10.11,
EP 1449563 A1,2004.08.25,
US 2012/0123243 A1,2012.05.17,
US 2010/0010393 A1,2010.01.14,

(72)发明人 J·E·鲍尔斯 W·T·史

审查员 罗婷

权利要求书2页 说明书10页 附图7页

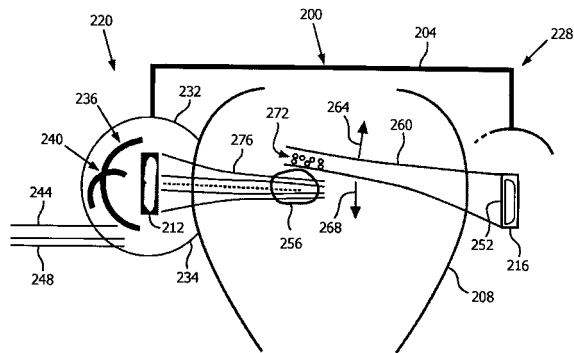
(54)发明名称

用于图像引导超声溶栓的换能器放置和配准

所述头架,成像子系统或治疗子系统用于通过以
上方法将成像换能器或治疗换能器彼此配准。

(57)摘要

一种用于对身体部分(208)进行超声辐照的装置包括第一超声换能器(216)和被相对地安装的第二超声换能器(212),并且所述装置被配置为:a)为了确定第一换能器对第二换能器的相对取向,使得至少两个超声接收元件被附接到第一换能器;b)用于来自第一换能器的波束,所述波束引起身体部分内的空腔和/或全身循环的微气泡的气泡破坏;或c)具有附接的元件且用于引起。所述装置还通过使用特征a)和/或b)分别作为参考而将所述第二换能器与所述第一换能器配准。一种可拆卸子系统包括治疗换能器或成像换能器,以形成组合成像和治疗系统,子系统被配置用于对应地可移除地耦合到成像子系统或治疗子系统,所述成像子系统或治疗子系统包括头架(204),成像换能器或治疗换能器被安装到



CN 105407969 B

1. 一种用于对身体部分 (208) 进行超声辐照的装置, 所述装置包括:
第一超声换能器 (216) 和第二超声换能器 (212), 所述第二超声换能器被相对于所述身体部分与所述第一换能器相对地安装,
所述装置的特征在于:
所述装置被配置为为了确定所述第一换能器对所述第二换能器的相对取向 (318), 使得至少两个超声接收元件 (304) 被附接到所述第一换能器;
所述装置还被配置用于通过使用所述至少两个超声接收元件中的两个或更多个作为参考而将所述第二换能器与所述第一换能器配准 (S438)。
2. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述第一换能器 (216) 专用于治疗, 并且所述第二换能器 (212) 专用于成像。
3. 根据权利要求1所述的装置, 所述身体部分是身体的这样的部分: 所述安装相对于所述部分是体外的。
4. 根据权利要求3所述的装置, 其被配置用于与被设置在所述身体的外部的所述第一换能器的所述配准。
5. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述第一换能器 (216) 是治疗换能器, 所述至少两个超声接收元件 (304) 被附接到所述治疗换能器。
6. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述第一换能器具有用于与所述身体部分以声学方式接合的面 (252), 所述面具有外围 (302), 并且所述至少两个超声接收元件 (304) 被设置在所述外围处。
7. 根据权利要求6所述的装置, 其还配置用于经由所述第二换能器形成超声图像的主平面 (301), 从所述至少两个超声接收元件中, 在所述外围处存在以各自的间隙 (308) 彼此隔开的接收元件的系列 (306), 所述间隙足够小以使得所述至少两个超声接收元件中的两个或更多个在所述平面内, 而不论所述平面的旋转取向 (312、314) 如何。
8. 根据权利要求6所述的装置, 所述配准包括自动地且在无需用户介入的情况下, a) 以电子方式旋转超声图像的主平面 (301); 以及 b) 在所述旋转期间经由所述至少两个超声接收元件接收射频信号, 以检测在所述旋转期间由所述至少两个超声接收元件接收到的所述信号何时为最大值。
9. 根据权利要求1所述的装置, 所述配准包括基于所述至少两个超声接收元件的输出来估计所述第一换能器相对于所述第二换能器的取向 (318) 和距离。
10. 根据权利要求1所述的装置, 其还被配置用于经由所述第二换能器 (212) 来进行三维成像, 所述配准包括经由所述第二换能器来扫描 (S430-S436) 超声脉冲, 其中, 所述第二换能器被保持固定就位。
11. 根据权利要求1所述的装置, 所述配准包括经由所述第二换能器而聚焦在所述身体部分内的特定目标上, 并且使用所述至少两个超声接收元件中的两个或更多个来检测来自所述目标的侧向散射 (326)。
12. 根据权利要求1所述的装置, 所述身体部分是人或动物的头, 所述装置还包括可穿戴的头架 (204), 所述头架被配置用于安装全部两个换能器, 所述装置被配置用于在所述头架被戴在所述头上时进行所述配准。
13. 根据权利要求12所述的装置, 其中, 所述第二换能器被能移动地安装到所述头架,

并且所述配准包括将所述第二换能器在所述头架中固定就位 (S414)。

14. 根据权利要求1所述的装置, 其中, 所述第一换能器被能移动地安装到头架, 所述装置被配置用于对所述第一换能器的机械移动, 以在执行所述配准中扫描所述身体部分内的体积 (S418)。

15. 一种体现计算机程序的计算机可读介质, 所述计算机程序用于经由装置来对身体部分进行超声辐照, 所述装置包括:

第一超声换能器 (216) 和第二超声换能器 (212), 所述第二超声换能器被相对于所述身体部分与所述第一换能器相对地安装,

所述装置的特征在于:

所述装置被配置为为了确定所述第一换能器对所述第二换能器的相对取向 (318), 使得至少两个超声接收元件 (304) 被附接到所述第一换能器;

所述程序具有能由处理器运行以执行多个动作的指令, 在所述动作中存在以下动作:

通过使用所述至少两个超声接收元件中的两个或更多个作为参考而将所述第二换能器与所述第一换能器配准 (S438)。

用于图像引导超声溶栓的换能器放置和配准

技术领域

[0001] 本发明涉及将一个超声换能器配准到另一个,并且更具体地涉及对安装在身体部位的相对侧上的换能器进行配准。

背景技术

[0002] 多年来已知超声与溶栓药物组合,尤其是与组织纤溶酶原激活物(tPA)组合,能够有助于对引起缺血性脑卒中的血栓的溶解。然而,tPA具有许多副作用并且在用于失血性(出血)脑卒中患者时可能是致命的,并且因此需要CT在其使用之前排除出血的情况。超声与微气泡造影剂组合也已经被示为在具有潜在的较少不良作用的情况下溶解血栓。这种作用通常称为超声溶栓(STL)。

[0003] 经颅成像已长期被用于诊断脑血管疾病,例如利用诊断超声系统来诊断脑卒中。脑卒中几乎总是发生在脑的一侧或另一侧上。对脑卒中的最常见临床诊断是在一侧上的无力,暗示相对侧上的脑卒中,这是由于脑的右侧控制身体左侧上的运动机能,反之亦然。全部缺血性脑卒中的约70%发生在主要血管:大脑中动脉(MCA)中,并且这里的脑卒中特别具有破坏性。MCA位于颞骨的后方(在约3-5cm的深度处),颞骨是头盖骨的最薄部分并且因此具有针对超声的最小衰减。

[0004] Hastings的美国专利公开No.2012/0123243、Duffy等人的美国专利公开No.2010/0010393、Biosense Webster, Inc.的欧洲专利申请EP 1449563、以及Emery等人的美国专利公开No.2007/0239000都涉及将超声换能器放置在身体内以作为信标,以将体外治疗设备瞄向所述信标处或附近。

[0005] Biosense Webster, Inc.的公开涉及颅内治疗,超声换能器和任选的额外导管被插入到脑中以用于所述颅内治疗。

[0006] Browning等人的共同受让美国专利公开No.2010/0160779(下文中的“Browning申请”)公开了一种其中安装有用于无创地执行STL的换能器的头戴式设备,在此通过应用将其整体内容并入本文。

发明内容

[0007] 众所周知,头盖骨是高度衰减的,特别是在高于大约1MHz的频率处。不利用tPA的大多数STL研究需要的能量明显多于典型地在成像期间所用的能量。由于血栓的大小和精确位置不能被确切知晓,因此最优地使用宽覆盖来使声穿透血栓的假定位置中的大面积。微气泡在该过程中被破坏,因此理想声场将是具有针对短持续时间(0.1-1000毫秒)的相对高强度的宽波束,所述宽波束之后是长达30秒的暂停,以允许气泡返回到/再次充满感兴趣区域(ROI)。宽治疗覆盖还增加了系统的整体定位鲁棒性,这是由于,因血栓将继续被定位在治疗束的覆盖内,治疗束与血栓目标区域的小位移或不对准不会对处置的递送产生负面影响。

[0008] 作为在头盖骨穿透与分辨率之间的最佳均衡,经颅超声成像通常以大约1.5-

2.0MHz进行。对于轴向分辨率,通常使用在整个功率传输上效率较低的宽带换能器。换能器前方上提供高度聚焦的透镜甚至是吸收性的。成像换能器并不被设计为特别有效率的,这是因为图像质量是起推动作用的考虑并且极少考虑输入功率。

[0009] 为了利用超声换能器来覆盖大面积脑卒中治疗,能够使用两种方法:

[0010] 1、所述波束能够被特别设计有宽覆盖。例如,波束能够散焦,但是这显著减少ROI中的局部瞬时功率。

[0011] 2、所述波束(具有相对窄的覆盖)能够围绕所述感兴趣区域步进扫描,但是在一个位置中的波束有可能破坏相邻位置中的气泡,这可能在气泡充满ROI的同时需要长得多的治疗时间。

[0012] 为了使成像波束的由于脑组织的衰减最小化,并且为了维持好的图像质量,将成像换能器放置在同侧的颞窗(temporal window)上(导致在成像换能器与ROI中的血栓之间的较短距离)并且将治疗换能器放置在对侧的颞窗上是有利的。成像换能器被用于定位阻塞区域(ROI)并将治疗波束导引向ROI。尽管成像换能器和治疗换能器两者在同一颞窗上的布置是可能的(例如同心地布置或者并排布置),但颞窗的相对小的大小典型地阻止了这种情况。因此,期望使用单独的换能器以用于成像和治疗递送,这是由于这还允许针对它们不同的预期目的而单独(并且最优地)定制它们的声学特性。在Shi等人的共同受让的美国专利公开No.2012/0165670(下文中的“Shi申请”)中具有关于获得颅骨成像中的最优声学窗口的讨论,在此通过引用将其公开内容整体并入本文。

[0013] 在Browning中,两个换能器都能够既成像又治疗;然而,本文提出将一个专用于成像,而另一个用于治疗,其中,所述成像换能器被放置在颅骨的与可能的脑卒中相同的侧上。因此,,如在Browning的图4中所示的、成像场内来自同一换能器的Browning治疗波束在本文中不适用。

[0014] 再者,如在Browning的图5中所示的、在成像平面140内的Browning治疗波束矢量图142在本文的提议中不被使用;而是,显示对侧治疗波束的轮廓的叠加,如在Vignon等人的共同受让国际公开号W0 2102/042494(下文的“Vignon申请”)中的,在此通过引用将其公开内容整体并入本文。这里,Browning多普勒处理器28被补充有处理空腔数据的功能,如Vignon申请的空腔处理器28。然而在这里,空腔处理器28的处理特征中的一些是任选的。具体而言,在Vignon中,焦点在于空间检测的益处,以及不那么有益的空洞区域和微气泡破坏;这里,任选地仅治疗波束轮廓检测需要较简单的信号分析,以便在空间上将成像换能器和治疗换能器两者配准。在本文的一些实施例中,检测用于换能器之间的配准目的。如在Vignon中,空腔处理器28的叠加函数引入来自B模式处理器26的输入。

[0015] 此外,在Browning中,焦点之一在于针对颅骨内血流变化的患者监测。对于本文所提出的,扬声器42、流量变化检测器50以及图像存储52是任选的;然而,如在Vignon中,惯性空腔检测器50能够代替流量变化检测器,用于对空腔的安全和有效水平的监测。

[0016] 在本文中,如下文更详细地讨论的,焦点在于换能器之间的配准。Browning的图1中的机械指数(MI)功能和波束操纵(BEAM STEER)功能是由各备选实施例中的一个或多个配准模块来控制的,以及是由诸如Browning的用户接口38的用户接口来控制的。模块的控制器还控制每个换能器或全部两个换能器的任选机动组件。

[0017] 当前所提出的焦点在于换能器之间的配准,是由于将功能分开到各自的专用换能

器中。

[0018] 在换能器功能被分开的情况下,并且在给出了安装在头架中的换能器对于(例如在本文所提出的一些实施例中的)枢轴在期望方向上的可调节性的情况下,一个换能器到另一个换能器的配准允许对ROI中的血栓的准确瞄准。甚至在针对全部两个换能器的电子操纵的情况下,在初始化期间,通过换能器的共配准对被针对每个个体患者调节的头戴设备的特征进行补偿校正。在一个实施例中,配准取决于经由治疗换能器引起的空腔和/或微气泡破坏,以及通过成像换能器对这些效果的检测。在另一实施例中,治疗换能器面外围上的超声接收元件允许在不使用微气泡的情况下进行配准。

[0019] 在一些实施例中,头架不同于Browning的图2A、图2B中所示出的,在Browning的图2A、图2B中头架是可反转的,例如Shi申请的图1中所示的头架128。

[0020] 头架还能够被配置用于模块化,其中,成像或治疗子组件或子系统可以被移除以被部署在别处。例如,一旦成像已经被用于将治疗波束导引至血栓或其他处置位置,则成像换能器可以被脱离。例如,在一定的时间段之后,具有成像换能器的可拆卸子系统可以被重新附接到患者,以确定在稍后的时间点处的处置进展。这是将功能分开的益处之一。因此,例如每个Browning阵列10a、10b被容纳在其自身的流体填充的外罩内,并且配置用于马达驱动的绕枢轴运动。将要接触患者头盖骨的颞骨区域的所述外罩是柔性且在声学上透明的。马达和换能器控制到外罩的布线,所述外罩及其内容物构成单元,即分别为成像可拆卸子系统或治疗可拆卸子系统。在另一端,布线附接到与以上提及的控制器的连接并且从所述连接卸下。如果流体是水,则能将到外罩的耦合流体出入管路在另一端处连接至水除气设备,所述管路用于改变其中的流体体积,例如使得声学连接适形。在Etchells等人的美国专利公开No.2005/0154309中有这样的除气设备的范例,所述除气设备冷却耦合流体,该特征对于治疗子组件特别有用,在此通过引用将其公开内容整体并入本文。当可拆卸子系统被附接或卸下时,响应于由临床医生经由Browning用户控制38做出的指示而通知控制器和除气设备。

[0021] 这里不需要Browning中的微型波束形成器12a、12b。为了广角操纵、高频率和良好的分辨率,成像矩阵换能器需要超过1000个元件。这需要将电子器件集成在换能器自身内,以避免在线缆中具有过多的线,线缆中的线通常被限制为128。为了减少热损耗,矩阵换能器中的传输电子器件具有有限的功率输出能力。由于仅需要有限的操纵和聚焦,因此本文中的矩阵换能器满足不超过128个元件的要求,使得其较不昂贵并且能够处理高得多的功率水平,这是由于能够直接利用系统传输电子器件对其进行驱动,而不需要在壳体中的电子器件。

[0022] 根据本文所提出的一方面,一种用于对身体部分进行超声辐照的装置包括第一超声换能器和第二超声换能器,所述第二超声换能器被相对于所述身体部分与所述第一换能器相对地安装。所述装置被配置有两个特征中的至少一个。第一特征是为了确定所述第一换能器对所述第二换能器的相对取向,至少两个超声接收元件被附接到所述第一换能器。第二特征是,来自所述第一换能器的波束引起所述身体部分内的空腔和/或气泡的破坏。所述装置还被配置用于通过使用以下项分别作为参考而将所述第二换能器与所述第一换能器配准:i)所述元件中的两个或更多个;和/或ii)对应的所述空腔和/或所述破坏,即来自全身循环的微气泡的声学信号,所述信号动态地表示所述空腔和/或所述破坏。

- [0023] 在子方面中,所述辐照需要医学超声处置,并且所述第一换能器包括治疗换能器。
- [0024] 在另一子方面中,所述第一换能器专用于治疗,并且所述第二换能器专用于成像。
- [0025] 在一个子方面中,所述第一换能器是治疗换能器,所述至少两个元件被附接到所述治疗换能器。
- [0026] 在另一子方面中,所述第一换能器具有用于与所述身体部分以声学方式接合的面,所述面具有外围,并且所述至少两个接收元件被设置在所述外围处。
- [0027] 作为又一子方面,所述装置还被配置用于经由所述第二换能器形成超声图像的主平面(elevational plane)。从所述至少两个元件中,在所述外围处具有以各自的间隙彼此隔开的接收元件系列,所述间隙足够小以使得所述至少两个元件中的两个或更多个在所述平面内,而不论所述平面的旋转取向如何。
- [0028] 在另一子方面中,所述配准涉及自动地且在无需用户介入的情况下,a)以电子方式旋转超声图像的主平面;以及b)在所述旋转期间经由所述元件接收射频信号,以检测在所述旋转期间由所述元件接收到的信号何时为最大值。
- [0029] 在相关子方面中,所述配准包括基于所述元件的输出来估计所述第一换能器相对于所述第二换能器的取向和距离。
- [0030] 在又一子方面中,所述装置还包括机动组件,并所述装置被配置用于基于所述元件的输出、经由所述组件自动且无需用户介入地移动所述第一换能器,以指向不同方向,直到满足对准准则。
- [0031] 作为另一子方面,所述装置还被配置用于经由所述第二换能器来进行三维(3D)成像。所述配准包括经由所述第二换能器来扫描超声脉冲,其中,所述第二换能器被保持固定就位。
- [0032] 作为其子方面,所述装置还被配置用于在所述扫描的同时操作所述至少两个接收元件中的两个或更多个以接收超声。所述配准基于接收到的超声信号的内容。
- [0033] 在备选或互补的子方面中,所述配准需要经由所述第二换能器而聚焦在所述身体部分内的特定目标上,并且使用所述至少两个接收元件中的两个或更多个来检测来自所述目标的侧向散射。
- [0034] 在另一具体子方面中,所述装置还被配置用于引起所述空腔和/或所述气泡的破坏的所述波束,并且用于对应地使用所述空腔和/或气泡破坏来进行配准。
- [0035] 在又一子方面中,所述配准包括经由所述第一换能器来进行扫描,其中,所述第二换能器被保持固定就位。
- [0036] 在相关的子方面中,所述配准需要经由所述第一换能器进行扫描以用于以上提及的引起。这还需要结合所述扫描使用所述第二换能器来监测所述引起的结果。
- [0037] 在又一子方面中,所述装置被配置用于经由所述第一换能器自动地且无需用户介入地进行扫描,直到基于经由所述第二换能器的成像确定所述扫描的当前方向使所述换能器被配准。
- [0038] 在子方面中,在所述身体部分是人或动物的头的情况下,所述装置还包括可穿戴的头架,所述头架被配置用于安装全部两个换能器。所述装置被配置用于在所述头架被戴在头上时进行配准。
- [0039] 在又一子方面中,所述第二换能器被能移动地安装到所述头架,并且所述配准包

括将所述第二换能器在所述头架中固定就位。

[0040] 在另一具体子方面中,所述第一换能器被能移动地安装到头架。所述装置被配置用于对所述第一换能器的机械移动,以在执行所述配准时扫描所述身体部分内的体积。

[0041] 在一个其他子方面中,所述装置还包括显示器。所述装置还被配置用于经由所述第二换能器对所述身体部分进行成像,并且用于经由所述显示器来显示所述身体部分的图像。

[0042] 在另一方面中,一种可拆卸超声子系统包括超声治疗换能器或超声成像换能器。为了形成组合成像和治疗系统,所述子系统被配置用于对应地可移除地耦合到成像子系统或治疗子系统。所述成像子系统或所述治疗子系统包括头架,成像换能器或治疗换能器被安装到所述头架。所述成像子系统或所述治疗子系统被配置用于通过以下中的至少一项将所述成像换能器或所述治疗换能器彼此配准:a)检测空腔和/或气泡破坏;以及b)被附接到所述治疗换能器并且被配置为专用于接收超声的至少两个超声换能器元件的输出。

[0043] 在一个其他互补的方面中,成像子系统或治疗子系统包括头架,以及对应地被安装到所述头架的成像换能器或治疗换能器。所述成像子系统或所述治疗子系统被配置用于通过将所述成像换能器或所述治疗换能器配准到可拆卸子系统的所述成像换能器或所述治疗换能器中的另一个而形成组合成像和治疗系统。所述配准是通过以下中的至少一项的:a)检测空腔和/或气泡破坏;以及b)被附接到所述治疗换能器并且被配置为专用于接收超声的至少两个超声换能器元件的输出。

[0044] 在一种用于对身体部分的超声辐照的装置的互补的相关版本中,计算机可读介质或者备选的瞬态传播信号是本文中提出的一部分。这些是在装置的背景中,所述装置包括第一超声换能器和第二超声换能器,所述第二超声换能器被相对于所述身体部分与所述第一换能器相对地安装。所述装置被配置有两个特征中的至少一个。第一特征是用于确定所述第一换能器对所述第二换能器的相对取向的至少两个超声接收元件被附接到所述第一换能器。第二特征是,来自所述第一换能器的波束引起所述身体部分内的空腔和/或气泡的破坏。体现在如下所述的计算机可读介质中,或备选地体现在瞬态传播信号中的计算机程序具有能由处理器运行的指令,以用于执行以下动作:通过使用以下项分别作为参考而将所述第二换能器与所述第一换能器配准:i)所述第一特征的所述元件中的两个或更多个;和/或ii)所述第二特征中的所述空腔和/或所述破坏。

[0045] 以下借助附图进一步阐述了用于相对侧安装的换能器的配准技术的细节,所述附图不是按比例绘制的。

附图说明

[0046] 图1是根据本发明的、作为组合成像和治疗系统的示范性装置的原理图;

[0047] 图2是根据本发明的、具有安装在头盖骨相对侧上的超声治疗换能器和成像换能器的头戴装置、以及基于微气泡活动的换能器之间的配准的原理性和概念性图示范例;

[0048] 图3A-图3C是示意根据本发明的、如何实施换能器之间的配准的其他方法的范例的原理性和概念性图示;并且

[0049] 图4A-图4D是提供根据本发明的如何操作换能器之间的配准的样本的流程图。

具体实施方式

[0050] 图1以说明性且非限制性的范例描绘了作为组合成像和治疗系统的装置100。其包括控制器104、基于接收元件 (REB) 的配准模块108和/或基于微气泡活动 (MAB) 的配准模块112。到REB配准模块的虚线116和到MAB配准模块的虚线120指示两个模块104、108是备选的或者能够在同一设备中操作。再者,装置100的部分是上文提及的空腔处理器124,以及与Browning申请的图1相对应的、具有上文讨论的变化的主超声系统128。因此,主超声系统128含有Browning申请的图1中的用户接口38、显示器40等。装置100的额外的部分是成像子系统132及其互补的可拆卸治疗子系统136。第一图示性线段140能根据第一箭头144旋转为与两个子系统132、136结合或脱离,以表示两个子系统是任选的。备选或补充性的选项是治疗子系统148及其配对的可拆卸成像子系统152。它们对应地由能如第二箭头160所示地旋转的第二图示性线段156来表示。在水是所采用的声学耦合介质的情况下,装置100还能够包括水除气设备164。由虚线168来表示该条件。

[0051] 图2示出了换能器安装布置200,其包括头架或头戴设备204,在所述头架或头戴设备204中,两个换能器被安装在头盖骨的相对侧上。所述头架或头戴设备能戴在人类患者或动物的头208上。被安装到同侧的是成像换能器212。被安装到对侧的是治疗或“治疗性”换能器216。成像换能器212可以被应用到头208的最接近可能病变的侧(同侧),以增强视觉分辨率。从头208的另一侧(对侧)施加的治疗波束能够是相对宽的,并且因此对非对准具有鲁棒性。治疗换能器216能够如利用血栓溶解治疗波束来淹没相对侧上的区域的非聚焦活塞换能器那样简单。这主要适用于MCA脑卒中,这是由于MCA典型地被定位在颞窗后方3-5cm处。为了更大的灵活性(以适应患者间的脉管系统的可变性)并且为了适应发生在其他血管中的脑卒中,如成像换能器212一样,治疗换能器216是矩阵换能器,以允许有限的操纵和聚焦,并且以低于成像换能器的频率(如1MHz)来操作。

[0052] 备选地,完全交换两个换能器的位置也是可能的:在该场景中,成像换能器被安装在对侧上,并且治疗换能器被安装在同侧上。这种布置可以具有一些优势(较短的治疗波束传播以及较低的治疗波束衰减),同时配准流程保持与本文中所述的完全相同。

[0053] 成像换能器212可以是成像子系统220的部分,所述成像子系统220也包括头架204。类似的备选或额外的治疗子系统228包括治疗换能器216和头架204。

[0054] 在成像子系统220与治疗子系统228之间,图2示出了成像子系统的较完整的图片,而治疗子系统能够是类似的,除了一个换能器212专用于成像而另一换能器216专用于治疗。成像子系统还包括用于声学耦合流体的外罩232以及在所述外罩内的换能器组件236,或者成像子系统可以简单地含有适当的耦合机构,例如使用超声耦合凝胶实现的耦合机构。外罩232的用于与患者接触的部分可以是适形耦合薄膜234。换能器组件236包括成像换能器212及其连接的机动运动框架或“机动台”240。成像子系统220还可以包括马达和换能器控制线缆244,以及耦合流体出入管路248。

[0055] 类似于成像换能器212,治疗换能器216具有面252,用于以声学方式与头208的颞骨区域接合。

[0056] 一旦成像换能器212被导航以对含有血栓或阻塞256的ROI进行成像,则导航停止。备选地,成像换能器被电子扫描,直到在其成像平面中阻塞被定位。

[0057] 如从导航箭头264、268所看出的,接着导航治疗波束260以与阻塞256一致。

[0058] 在实时图像引导下进行导航。具体而言,经由来自成像换能器212发出的成像波束276的回波数据来检测由治疗波束260引起的空腔和/或气泡破坏272。当检测发生时,即当检测到空腔和/或气泡破坏272在ROI中的阻塞256的位置处时,停止对治疗波束260的导航264、268,指示在成像换能器212与治疗换能器216之间的配准以及它们的各自的波束(276、260),所述波束是通过从由成像换能器212发出的脉冲返回的射频(RF)数据指示的。装置100经由MAB配准模块112来确定在图像帧/ROI中是否以及何时发生微气泡破坏/空腔272。取决于该结果,MAB配准模块还经由治疗换能器216的机动台或电子操纵来控制治疗换能器216自动指向不同方向,直到实现配准为止。针对这种自动配准流程的搜索模式可以包括例如蛇形来回扫描或螺旋扫描。备选地,在宽治疗波束260轮廓的屏幕上图形的交互视觉引导下,能人工地使治疗换能器216绕枢轴运动或能以其他方式人工移动治疗换能器216。该图形能够是B模式成像上的叠加。在Vignon申请中提到了这样的图形,但Vignon中的主焦点在于为了患者安全而在稳定空腔的区域与惯性空腔的区域之间的逐颜色辨别。空腔的任选单色图形表示能够基于对表示噪声的RF数据和表示基频的RF数据的比较。通过针对基频对RF数据进行滤波并对经滤波的数据进行包络检测来计算基准图像。同样地,通过以1.75倍基频对RF数据进行滤波并对经滤波的数据进行包络检测来计算噪声图像。如果噪声图像亮度超过基准图像亮度一定阈值(例如-25分贝(dB)),则确定空腔和/或气泡破坏272存在于例如当前B模式成像平面的体素中。

[0059] 图3A示出了换能器之间配准实施例中的场景,并且该场景包括治疗换能器216,以及由成像换能器212采集到的超声图像的主平面301。在当前范例中,成像换能器被实现为二维(2D)成像换能器(具有完全旋转能力),但是图3A中的结构也能用于由矩阵换能器进行成像的背景中。在治疗换能器216的面252的外围302处的是超声接收元件(或“对准元件”)。接收元件304的系列306以间隙308彼此间隔开。系列306被配置为使得元件304中的至少两个310(即在面252的相对侧)在主平面301内,而不论该平面的取向如何,所述取向在图3A中由取向箭头312、314表示。

[0060] 元件304输出内容,根据所述内容能够导出关于来自成像换能器212的成像脉冲的飞行时间信息。参考图3B,飞行时间数据提供了成像换能器212与治疗换能器216之间的距离316。通过在元件304中的不同元件(一般是三个或更多个)的输出之间进行辨别,可得到关于治疗换能器216相对于成像换能器212的取向318的信息。由元件304接收到的信号的相对压力幅值也可以对取向确定做出贡献,这是由于斜向元件仅接收方向分量作为入射压力。可以根据经验导出用于取向确定的算法。以上计算提供了治疗换能器216在成像换能器212的空间或坐标系中的位置和相对取向318。接收元件304中的每个的估计位置的准确度以1毫米(m)的量级上,这尤其对于宽治疗波束而言是足够的。对血栓/阻塞256在成像换能器212的空间中的位置的知晓是结合图4A从以下讨论的初始化例程收集到的。在成像换能器212的空间中的这两次定位一起确定从治疗换能器216到血栓/阻塞256的路径。由于治疗换能器216在成像换能器212的空间中的位置和取向318是已知的,因此现在也就知道了血栓/阻塞256在治疗换能器的空间中的位置。因此,在已经实现了换能器之间的配准的情况下,治疗换能器216能够引导波束以根据STL治疗需要处置血栓/病变256以及周围的边界。

[0061] 图3C中概念性地描绘了备选的换能器之间的配准安排320。由来自成像换能器212的成像波束324聚焦在从颞-颞轴充分偏移的血栓/阻塞322上(或者被包含在成像换能器的

成像平面内)。经由在治疗换能器216的面252的外围302处的元件304来检测侧向散射326。

[0062] 图4A是以上提及的病变定位初始化例程400。在成像换能器212的视场不包括或在中心包括治疗的目标(例如血栓/阻塞256)时(步骤S402),改变成像波束276的方向(步骤S404)。当对血栓/阻塞256进行成像时,或者成像足够好(步骤S402)时,如果已经通过电子操纵改变了波束方向(步骤S406),则停止操纵(步骤S408)。另一方面,如果已经通过机动移动操纵了波束276(步骤S410),则停止机动移动(步骤S412)。否则,如果已经人工进行操纵(步骤S414),即(在不使用流体填充的外罩的实施例中)通过临床医生在交互屏幕上视觉引导下人工操作成像换能器212,则临床医生例如通过拧紧头架204上的锁定旋钮来将成像换能器人工固定就位(步骤S414)。备选的例程涉及准备计算机断层摄影(CT)和/或磁共振成像(MR)图像、在图像中识别血栓/阻塞、并且将图像与超声成像换能器212的空间配准。

[0063] 图4B是基于微气泡活动的配准过程410。它紧跟在病变定位初始化例程400之后被执行,病变定位初始化例程400刚刚在成像换能器的图像中定位了血栓/阻塞。机械指数(MI)被设定为约0.3(或者更大,足以是循环中的微气泡形成空腔)(步骤S416)。这里,机械指数被定义为峰值负压(以[MPa]为单位)被超声频率(以[MHz]为单位)的平方根相除,并且表示气泡破坏的概率。人工地、以电子方式或者通过马达来扫描治疗波束260(步骤S418)。任选地,在显示器上同步地移动波束轮廓叠加(步骤S420)。具体而言,空腔成像提供了表示空腔和/或微气泡破坏272的动态信号,并且通过所述动态信号能实时地在空间上跟踪空腔和/或气泡破坏。如果在行进成像中看出空腔和/或气泡破坏272发生在血栓/阻塞的位置处(或者仅挨着它)(步骤S422),则停止对治疗波束260的导航(并且如果其已经被人工扫描,则将对治疗波束260的导航锁定就位)(步骤S424),并且现在将治疗施加至血栓/阻塞256(步骤S426)。否则,如果继续空腔和/或气泡破坏272监测(步骤S422),则分支推进回到治疗波束扫描步骤S418。

[0064] 图4C表示基于换能器空间类型的基于接收元件(REB)的配准420。它的之前是刚刚已经在成像平面中定位血栓/阻塞的病变定位初始化例程400。指出了血栓/阻塞在成像换能器212的空间中的位置(步骤S428)。如果单个的、球形传播的非聚焦脉冲要被发送以经由接收元件304来进行检测(步骤S430),则发送脉冲(步骤S432)并监测该单个脉冲到各元件304的不同到达时间(步骤S434)。否则(步骤S430),由成像换能器212发出经由电子操纵的、在许多方向上被空间引导并聚焦的波束来瞄准个体元件304(步骤S436)。例如,超声图像的主平面可以如取向箭头312、314所指示的被以电子方式旋转。在旋转期间,元件接收射频信号以检测在旋转期间接收到的信号何时为最大值。旋转、接收和检测都可以被自动执行并且无需用户介入。或者临床医生可以人工地旋转平面。在最大接收的平面中,分析接收到的超声的内容。响应于以上对准序列(步骤S430-S436)中的任意一个,REB配准模块108分析接收到的超声的内容以对治疗换能器216在成像换能器212的空间中的位置和取向318做出估计(步骤S438)。基于该估计,如在本文中以上提及的(步骤S440),REB配准模块108计算血栓/阻塞在治疗换能器216的空间中的位置,因此实现换能器配准。如果治疗波束260要被以电子方式操纵(步骤S442),则它被操纵到病变256(步骤S444)。另一方面,如果治疗波束260不被以电子方式操纵(步骤S442),则它借助于马达绕枢轴运动到血栓/阻塞256的方向上(步骤S446)。无论哪种情况,如果治疗换能器已经被人工扫描则其被锁定就位,并且施加治疗波束260以将治疗递送到血栓/阻塞256(步骤S448)。

[0065] 图4D中示出了基于超声散射类型的基于接收元件(REB)的配准430。如果在病变定位初始化例程400中确定的血栓/阻塞位置从颞-颞轴偏移得足够(步骤S450),则过程430是可用的;否则将使用诸如本文中以上刚描述的那些的另一方法(步骤S452)。如果偏移足够(步骤S450),则REB配准模块108令成像换能器212将成像波束276聚焦在血栓/阻塞256上(步骤S454)。利用有效的接收元件304来扫描治疗换能器216,以检测来自血栓/阻塞256的侧向散射(步骤S456)。扫描能够是电子的、机动的或人工的。如果当前检测到的侧向散射具有检测到的或最大的亮度(步骤S458),则停止扫描(其中,如果治疗换能器216已经被人工地扫描则将其锁定就位)(步骤S460),并且施加治疗(步骤S462)。否则,如果当前未检测到侧向散射,或者侧向散射不是最大值(步骤S458),则处理返回到扫描步骤S456。

[0066] 对于两个基于接收元件的过程420、430,在处置期间可以以规则的间隔(自动地)中断治疗序列,并且(自动地)控制成像换能器212以发出由接收元件304接收的非聚焦脉冲或对准脉冲序列,以验证两个设备212、216仍然对准。如果对准保持完好,则恢复处置。如果两个设备已经漂移而不对准(例如由于患者和/或头架运动),则能够中断处置,并且能够由临床医生重复对准流程。在机动换能器组件236的情况下,或者在矩阵超声阵列实现方式中,可能发生这样的过程而无需操作者介入。

[0067] 对于超声治疗和诊断(例如经颅多普勒(TCD)),本文中以上所提出的能够适用于对指向彼此的任意超声波束的图像导引(就如在被安装在头盖骨上以用于STL治疗时的当前应用中)。一个特定领域是用于使用现有超声系统或被设计用于急救车辆使用的专用设备的缺血性脑卒中治疗。针对所提出的技术的额外用途能够包括针对爆炸诱发外伤性脑损伤(bTBI)或者轻微外伤性脑损伤(mTBI)的新型处置;使用超声和微气泡的神经保护性处置;以及使用超声将药物递送至脑部、全身注射的药剂和微气泡,使用适当瞄准和限定的超声暴露来增强跨血脑屏障的药物传输。

[0068] 一种用于对身体部分进行超声辐照的装置包括第一超声换能器,以及被相对于身体部分相对地安装的第二超声换能器,并且所述装置被配置为:a)为了确定所述第一换能器对所述第二换能器的相对取向,使得至少两个超声接收元件被附接到所述第一换能器;b)用于来自所述第一换能器的波束,所述波束引起身体部分内的空腔和/或对全身循环的微气泡的气泡破坏;或c)具有附接的元件且用于所述引起。该装置通过使用特征a)或b)分别作为参考而将第二换能器与所述第一换能器配准。可拆卸子系统包括治疗换能器或成像换能器,以形成组合成像和治疗系统,该子系统被配置用于对应地可移除地耦合到包括头架的成像子系统或治疗子系统,成像换能器或治疗换能器被安装到所述头架,成像子系统或治疗子系统用于通过上述方法将成像换能器或治疗换能器彼此配准。

[0069] 尽管已经在附图和前文的描述中详细说明并描述了本发明,但这种说明和描述被视为说明性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例

[0070] 例如,可拆卸超声子系统136、152还能够包括放大器、脉冲电子器件和控制电子器件,并且能够被设计为仅经由串接口、网络链接或类似连接而对应地松散耦合到成像子系统132或治疗子系统148的独立的/分开的单元。再者,虽然以上实例涉及颅骨内检查和处置,但本文中所提出的不限于颅骨内应用。创新技术能够延伸至对其他身体部分的检查/处置中的实时换能器之间配准。本文中以上所提出的预期范围也不限于对血栓或阻塞的处置。例如并且如上文所提到的,超声媒介药物递送是可能的用途。

[0071] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书, 在实践要求保护的本发明时, 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, 词语“包括”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。

[0072] 计算机程序能够被暂时地、瞬时地或在较长时间段上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。这样的介质仅在不是瞬态传播信号的情形中是非瞬态的, 但是包括其他形式的计算机可读介质, 例如寄存器存储器、处理器缓存、RAM和其他易失性存储器。

[0073] 单个处理器或其他单元可以满足权利要求中记载的若干项目的功能。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。

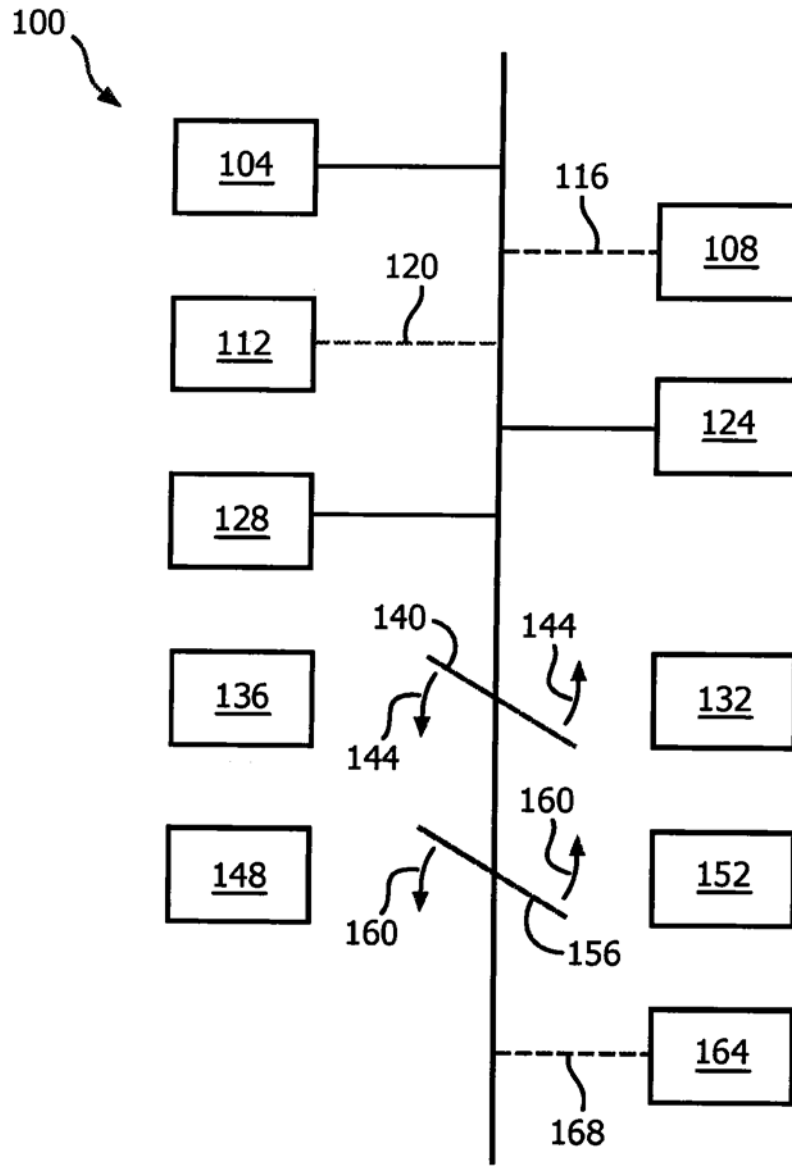


图1

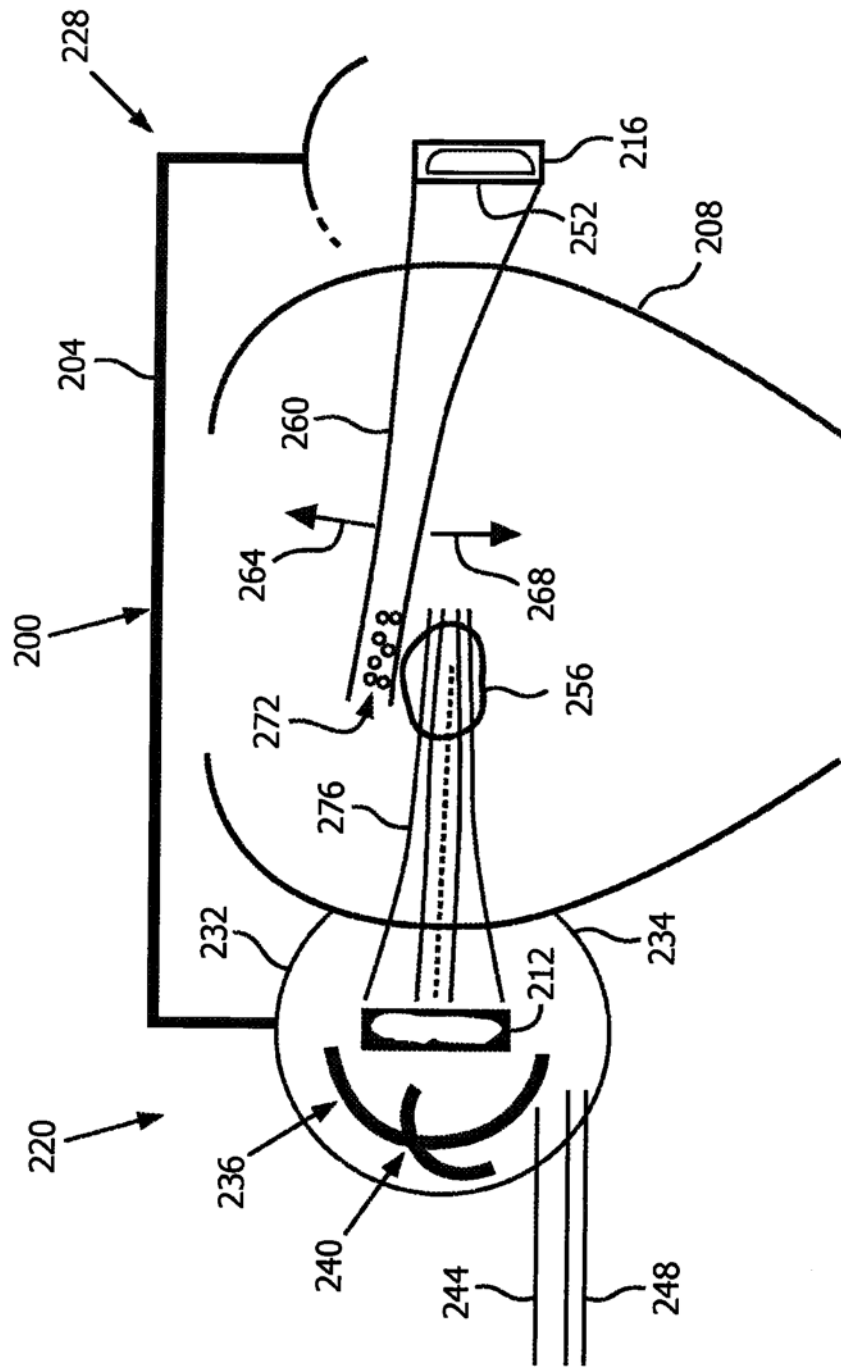


图2

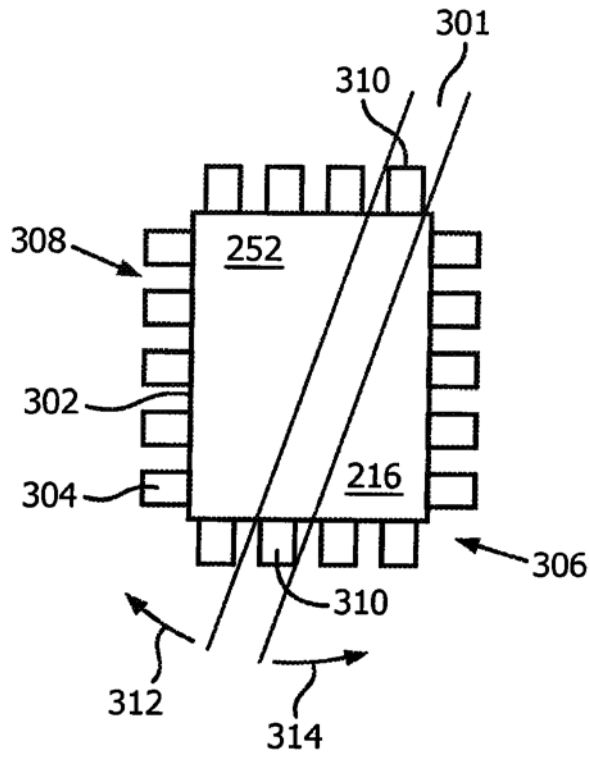


图3A

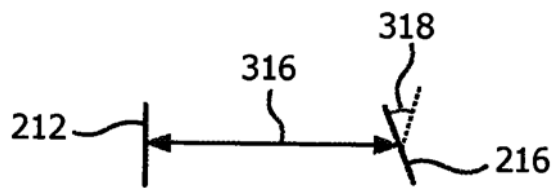


图3B

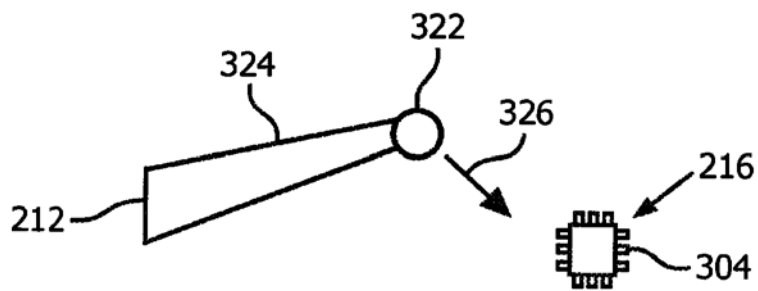


图3C

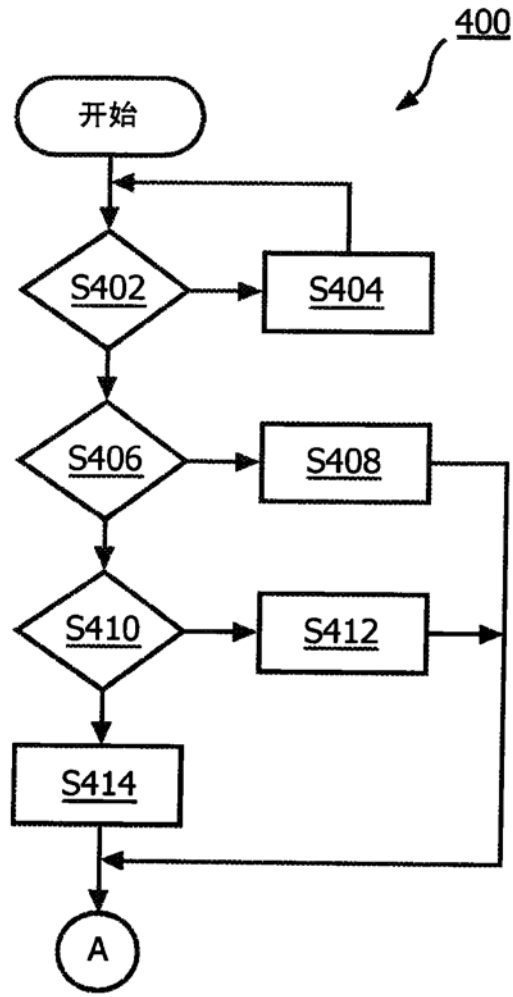


图4A

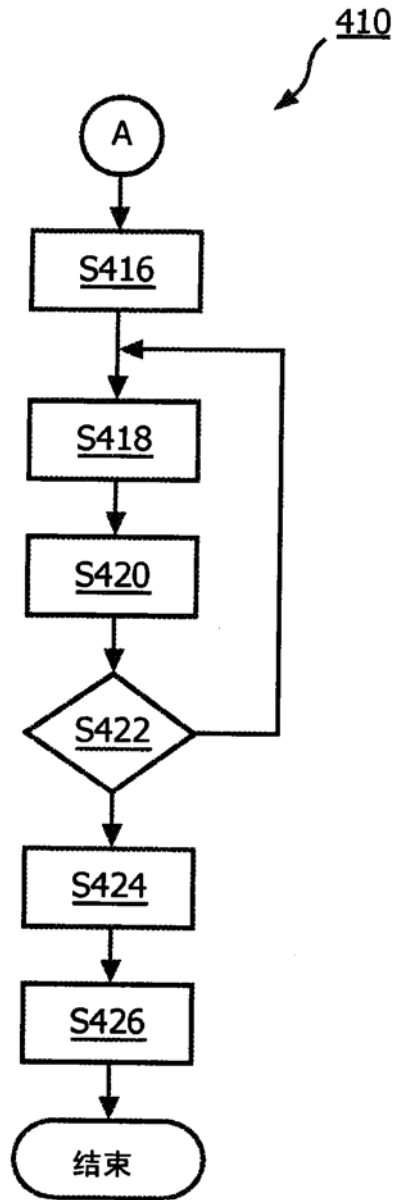


图4B

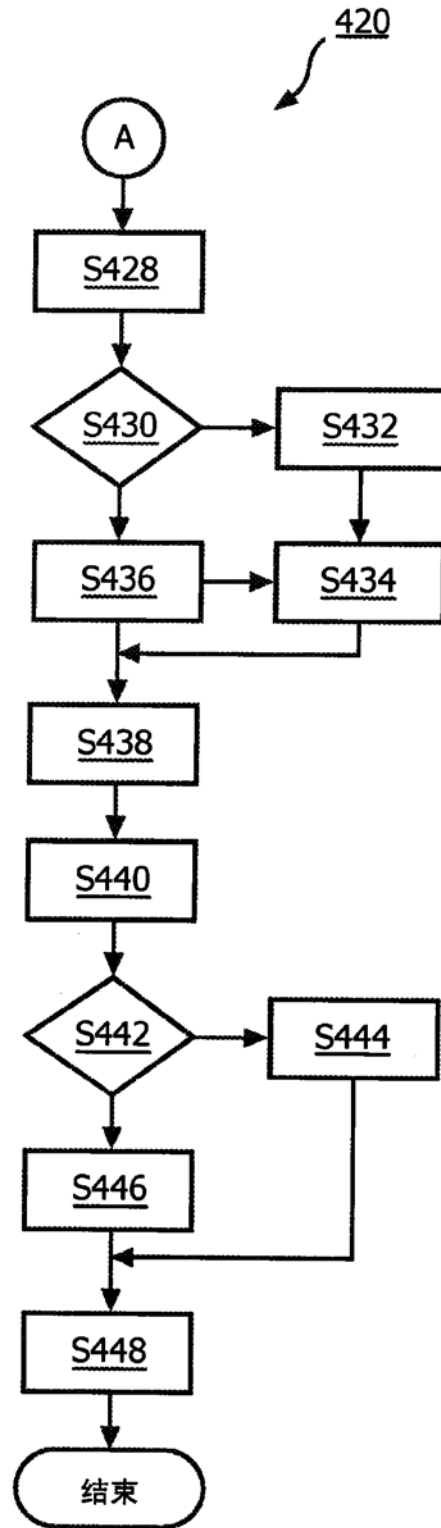


图4C

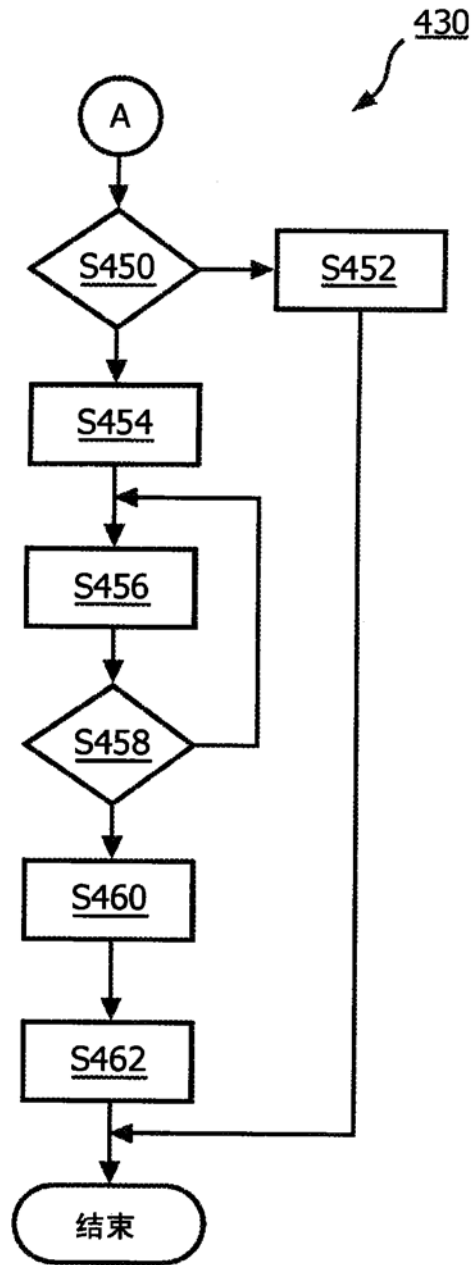


图4D