



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102307620 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 29

(21) 申请号 200680031481. 6

(22) 申请日 2006. 08. 25

(30) 优先权数据

60/712, 317 2005. 08. 30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2008. 02. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2006/052965 2006. 08. 25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02007/026299 EN 2007. 03. 08

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·E·鲍尔斯 J·弗雷泽

M·阿韦基乌

(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

(51) Int. Cl.

A61N 7/02 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

A61B 8/14 (2006. 01)

(56) 对比文件

EP 0659387 A2, 1995. 06. 28,

CN 1615105 A, 2005. 05. 11,

CN 1162250 A, 1997. 10. 15,

审查员 孙国辉

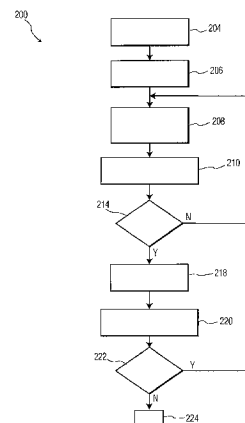
权利要求书3页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

使用组合成像和治疗换能器溶解血块的超声系统

(57) 摘要

一种组合的超声成像和治疗换能器包括成像换能器元件线阵。治疗换能器元件的第一和第二线阵沿成像换能器元件各自的第一和第二侧边纵向延伸并朝彼此向内倾斜。成像和治疗换能器与超声成像系统一同使用来在感兴趣区域中定位凝块。在感兴趣区域已经布满微泡造影剂之后, 由于换能器中的放大器来驱动治疗换能器元件以溶解该凝块。可交替地使用成像换能器元件和治疗换能器元件, 使得在超声图像上显示出造影剂微泡基本上破裂、感兴趣区域中微泡的再次布满或者所述凝块持续存在的状况下进行所述治疗。



1. 一种耦合到超声换能器探头的用于对患者进行治疗的超声系统,所述超声系统包括:

可用于输出电信号并接收指示来自感兴趣区域的超声反射的电信号及对所接收的电信号进行处理的超声信号通路,

耦合到所述超声信号通路以提供对应于由所述超声信号通路接收并处理的电信号的图像的显示器,以及

可用于输出电信号的治疗发射机;

其中,所述超声换能器探头具有耦合到所述超声信号通路的成像换能器元件线阵和在所述成像换能器元件线阵每一侧上的治疗换能器元件线阵,所述治疗换能器元件耦合到所述治疗发射机,

其中,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成在已经接受了造影剂微泡灌注的患者的血管中定位治疗部位,所述治疗部位定位有血块;

其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成定期将治疗超声耦合到所述治疗部位,以使所述治疗部位中的造影剂微泡破裂,所述治疗部位中的造影剂微泡包括临近所述血块的造影剂微泡;

其中,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成定期对所述治疗部位进行成像以确定何时所述造影剂微泡已经基本上破裂,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成对所述治疗部位进行成像的时期与所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成给所述治疗部位提供治疗的时期相交替;以及

其中,响应于检测到所述治疗部位处的所述造影剂微泡基本上破裂,所述发射机和所述治疗换能器元件被配置成终止给所述治疗部位提供治疗。

2. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,在所述治疗发射机和所述治疗换能器元件终止给所述治疗部位提供治疗之后,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成对所述治疗部位进行成像以检测何时造影剂微泡再次布满所述治疗部位;并且

其中,响应于检测到所述造影剂微泡再次布满所述治疗部位,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件再次被配置成将治疗超声耦合到所述治疗部位。

3. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,在所述治疗发射机和所述治疗换能器元件终止给所述治疗部位提供治疗之后,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成对所述治疗部位进行成像以检测何时造影剂微泡再次布满所述治疗部位;

其中,响应于检测到所述造影剂微泡再次布满所述治疗部位,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成对所述治疗部位进行成像以确定是否所述治疗部位仍存有血块;并且

其中,如果确定所述治疗部位仍存有所述血块,那么所述治疗发射机和所述治疗换能器元件再次被配置成将治疗超声耦合到所述治疗部位。

4. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成通过将治疗超声聚焦到特定深度而定期将所述治疗超声耦合到所述治疗部位。

5. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件定期被配置成通过在沿着所述治疗换能器元件线阵的长度延伸的方位角方向上引导治疗超声而将所述治疗超声耦合到所述治疗部位。

6. 如权利要求 5 所述的超声系统,其中,将每个所述治疗换能器元件进行分割以形成在垂直于所述方位角方向的仰角方向中彼此间隔开的多个治疗换能器子元件,并且其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成通过在所述仰角方向上引导治疗超声而定期将所述治疗超声耦合到所述治疗部位。

7. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成通过将所发射的超声聚焦到特定深度并将所接收的超声聚焦到所述特定深度来定位感兴趣区域中定位有血块的治疗部位。

8. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成通过在沿着所述成像换能器元件线阵的长度延伸的方位角方向上引导所发射的超声,并在所述方位角方向上聚焦所接收的超声来定位感兴趣区域中定位有血块的治疗部位。

9. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,发射给所述成像换能器元件的电信号具有比发射给所述治疗换能器元件的电信号更高的频率。

10. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成通过在一时刻使用所述治疗发射机和所述治疗换能器元件的子集将治疗超声耦合到所述治疗部位而定期将治疗超声耦合到所述治疗部位。

11. 一种耦合到超声换能器探头的用于对患者进行治疗的超声系统,所述超声系统包括:

可用于输出电信号并接收指示来自感兴趣区域的超声反射的电信号及对所接收的电信号进行处理的超声信号通路,

耦合到所述超声信号通路以提供对应于由所述超声信号通路接收并处理的电信号的图像的显示器,以及

可用于输出电信号的治疗发射机;

其中,所述超声换能器探头具有耦合到所述超声信号通路的成像换能器元件线阵和在所述成像换能器元件线阵每一侧上的治疗换能器元件线阵,所述治疗换能器元件耦合于所述治疗发射机,

其中,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成在已经接受了造影剂微泡输注的患者的血管中识别治疗部位,所述治疗部位定位有血块;

其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成将治疗超声耦合到所述治疗部位,以使所述治疗部位中的造影剂微泡破裂,所述治疗部位中的造影剂微泡包括临近所述血块的造影剂微泡;

其中,在所述治疗发射机和所述治疗换能器元件终止使所述造影剂微泡破裂之后,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成对所述治疗部位进行成像以检测何时造影剂微泡再次布满所述治疗部位;并且

其中,响应于检测到所述造影剂微泡再次布满所述治疗部位,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件再次被配置成将治疗超声耦合到所述治疗部位。

12. 如权利要求 11 所述的超声系统,其中,在对所述治疗部位进行成像以检测何时造影剂微泡再次布满所述治疗部位之后以及再次将治疗超声耦合到所述治疗部位之前,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成对所述治疗部位进行成像以确

定是否所述治疗部位仍存有血块;并且

其中,如果确定所述治疗部位仍存有血块,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件再次被配置成将治疗超声耦合到所述治疗部位。

13. 如权利要求 11 所述的超声系统,其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成通过在沿着所述治疗换能器元件线阵的长度延伸的方位角方向上引导治疗超声而将所述治疗超声耦合到所述治疗部位。

14. 如权利要求 13 所述的超声系统,其中,将每个所述治疗换能器元件进行分割以形成在垂直于所述方位角方向的仰角方向上彼此间隔开的多个治疗换能器子元件,并且其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成通过在所述仰角方向上引导治疗超声而将所述治疗超声耦合到所述治疗部位。

15. 如权利要求 11 所述的超声系统,其中,发射给所述成像换能器元件的电信号具有比发射给所述治疗换能器元件的电信号更高的频率。

16. 如权利要求 11 所述的超声系统,其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成通过在一时刻使用所述治疗发射机和所述治疗换能器元件的子集将治疗超声耦合到所述治疗部位而将治疗超声耦合到所述治疗部位。

使用组合成像和治疗换能器溶解血块的超声系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像和治疗领域,尤其是,涉及一种在基本上同一时间对患者解剖的同一区域提供超声图像和超声治疗的方法和装置。

背景技术

[0002] 诊断超声包括使用能产生和接收超声能量的超声换能器对患者解剖的区域进行成像。典型地,将超声换能器放置在患者的皮肤上,并将超声能量发射进入该换能器下方的感兴趣区域。然后该换能器接收来自所述感兴趣区域的反射超声,并将接收的超声转换成电信号。然后对该电信号进行处理以产生图像,该图像可在显示器上呈现。

[0003] 可使用造影剂来提高诊断超声图像的质量。造影剂包括例如固体颗粒的悬浮液、乳化液滴以及被称为“微泡”的充气泡。所有这些造影剂强化了超声的反射,这是因为它们产生了在造影剂与周围血液或组织之间大的声断续性。每种不同类型的造影剂具有其优点和缺点。例如,微泡造影剂具有稍微易碎的缺点,因此易于被超声能量打破。

[0004] 超声目前正处于各种治疗应用的开发中。超声的一种治疗应用被称为是热疗。热疗包括为了加热靶物质而用聚焦的超声使靶组织物质,诸如肿瘤受到声波作用。对组织物质加热的应用导致了该物质的生长延缓或萎缩。

[0005] 超声的另一治疗应用包括例如使用诊断超声向患者施予一些囊泡并监视这些囊泡,直到在感兴趣区域中检测到这些囊泡的存在。然后为了治疗目的,对该区域应用更高强度的治疗超声使这些囊泡破裂。例如,这些囊泡可与在囊泡破裂时才释放的生物活性剂相结合。该技术因此能够实现感兴趣区域中生物活性剂的靶向传送。

[0006] 高强度超声同样可实验性地与聚焦到出现内流血的皮下深处的超声能量一同使用。该技术加热并进而凝结将超声聚焦于所述深度之处的组织以阻止内流血。在一些国家中正在使用被称为“HIFU”的高强度聚焦超声以通过加热来杀死肿瘤细胞。

[0007] 为了治疗深部静脉血栓(“DVT”),超声同样可实验性地用于溶解血管(诸如腿部深处血管)中的凝块。研究表明在血管凝块脱离血管并行进到肺部之前,使用超声可将其溶解。超声同样能以相同的方式用于治疗外周动脉疾病。研究还表明如果已经将微泡造影剂引入到含有凝块的静脉或患病的动脉中,那么超声可更有效地用于这些目的。超声将这些微泡打碎,并且微泡的破坏明显提供了比单独使用超声可能的程度更大的振荡。

[0008] 治疗超声典型地以不同于诊断超声的频率进行实施。具体地,希望以更低的频率来执行治疗超声以便实现低衰减。相反,在诊断超声中应用更高的频率以获得更好的图像分辨率。结果,对成像和治疗两者使用相同的超声换能器通常是不实际的。因此,一般使用成像换能器来定位需要实施治疗超声的部位。一旦定位到治疗部位,就使用治疗换能器来施予治疗超声。

[0009] 用于施予治疗超声的这些方法有很多限制和缺陷。在很多情况下,施予治疗的临床医生不能够将治疗换能器定位在通过使用成像换能器识别的治疗部位的准确位置。同样,就实施治疗的同时不能对治疗部位进行成像来说,难以确定何时凝块已经溶解并可终

止所述治疗。类似地,如果凝块响应于治疗超声的脉冲序列而未溶解,那么对该治疗部位进行重新成像以确定是否应该重复治疗超声脉冲也是困难且耗时的。

[0010] 在已有技术中已经取得了一些成就,能提供允许诊断超声基本上与治疗超声,特别是涉及热疗的治疗应用同步进行的系统。例如,授予 Unger 等人的美国专利 No. 5, 558, 092 描述了一种供为生物活性剂的靶释放而裂解囊泡之用的组合成像和治疗换能器。显示了多个换能器实施例,其中治疗换能器元件的集合被成像换能器元件包围。类似地,授予 Schaezle 等人的美国专利 No. 5, 391, 140 描述了一种具有诊断超声能力的装置,其与用于局部热疗的治疗声波应用同步运行。该系统使用包括由各治疗换能器元件围绕的成像换能器元件集合的换能器组件。在授予 Driller 等人的美国专利 No. 4, 484, 569、授予 Coleman 等人的美国专利 No. 4, 932, 414 以及授予 Wurster 等人的美国专利 No. 5, 005, 579 中描述了包括结合成像和治疗能力的换能器的其他超声系统。

[0011] 在这些专利中描述的现有技术换能器都展现出某个结构,其限制了它们对治疗部位精确传送具有均匀强度的治疗超声以及允许在治疗期间对所述治疗进行监视的效用。此外,就这些换能器的任何一种能够基本上同时成像并提供治疗而言,现有技术没有意识到利用这一能力来快速并容易地确定何时继续以及何时终止超声治疗的技术。

发明内容

[0012] 公开了一种对已经接受了造影剂微泡输注的患者中的血块进行溶解的方法。使用超声成像对感兴趣区域进行成像以对定位有血块的治疗部位进行定位。然后定期将治疗超声耦合到该治疗部位以使治疗部位中的造影剂微泡,包括临近凝块的微泡破裂。与将治疗超声耦合到治疗部位相交替的是,定期对治疗部位进行成像以确定何时各造影剂微泡已经基本上破裂。当图像显示治疗部位各造影剂微泡已基本上破裂时终止治疗超声。在治疗超声终止之后可额外或可选地对该治疗部位进行成像,以检测何时造影剂微泡再次布满该治疗部位。响应于检测造影剂微泡再次布满该治疗部位,再一次将治疗超声耦合到该治疗部位。然而,在治疗部位的超声图像显示在治疗部位处仍存有凝块的情况下,也可将治疗超声耦合到治疗部位上。

[0013] 公开了一种耦合到超声换能器探头的用于对患者进行治疗的超声系统,所述超声系统包括:可用于输出电信号并接收指示来自感兴趣区域的超声反射的电信号及对所接收的电信号进行处理的超声信号通路,耦合到所述超声信号通路以提供对应于由所述超声信号通路接收并处理的电信号的图像的显示器,以及可用于输出电信号的治疗发射机;其中,所述超声换能器探头具有耦合到所述超声信号通路的成像换能器元件线阵和在所述成像换能器元件线阵每一侧上的治疗换能器元件线阵,所述治疗换能器元件耦合到所述治疗发射机,其中,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成在已经接受了造影剂微泡灌注的患者的血管中定位治疗部位,所述治疗部位定位有血块;其中,所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成定期将治疗超声耦合到所述治疗部位,以使所述治疗部位中的造影剂微泡,包括临近所述凝块的造影剂微泡破裂;其中,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成定期对所述治疗部位进行成像以确定何时所述造影剂微泡已经基本上破裂,所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成对所述治疗部位进行成像的时期与所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置

成给所述治疗部位提供治疗的时期相交替；以及其中，响应于检测到所述治疗部位处的所述造影剂微泡基本上破裂，所述发射机和所述治疗换能器元件被配置成终止给所述治疗部位提供治疗。

[0014] 公开了一种耦合到超声换能器探头的用于对患者进行治疗的超声系统，所述超声系统包括：可用于输出电信号并接收指示来自感兴趣区域的超声反射的电信号及对所接收的电信号进行处理的超声信号通路，耦合到所述超声信号通路以提供对应于由所述超声信号通路接收并处理的电信号的图像的显示器，以及可用于输出电信号的治疗发射机；其中，所述超声换能器探头具有耦合到所述超声信号通路的成像换能器元件线阵和在所述成像换能器元件线阵每一侧上的治疗换能器元件线阵，所述治疗换能器元件耦合于所述治疗发射机，其中，所述治疗换能器元件被配置成在已经接受了造影剂微泡输注的患者的血管中识别治疗部位，所述治疗部位定位有血块；其中，所述治疗发射机和所述治疗换能器元件被配置成将治疗超声耦合到所述治疗部位，以使所述治疗部位中的造影剂微泡，包括临近所述凝块的造影剂微泡破裂；其中，在所述治疗发射机和所述治疗换能器元件终止使所述造影剂微泡破裂之后，所述超声信号通路、所述成像换能器元件和所述显示器被配置成对所述治疗部位进行成像以检测何时造影剂微泡再次布满所述治疗部位；并且其中，响应于检测到所述造影剂微泡再次布满所述治疗部位，所述治疗发射机和所述治疗换能器元件再次被配置成将治疗超声耦合到所述治疗部位。

附图说明

[0015] 在附图中：

[0016] 图 1 是示出了根据本发明一个示例的组合成像和治疗超声换能器的等距视图；

[0017] 图 2 是示出了图 1 的换能器的超声成像和治疗模式的示意图；

[0018] 图 3 是示出了根据本发明另一示例的组合成像和治疗超声换能器的等距视图；

[0019] 图 4 是耦合到根据本发明一个示例的换能器，例如图 1 和 3 所示的换能器的超声系统的等距视图；

[0020] 图 5 是用于图 4 的超声系统中的电气部件的框图；

[0021] 图 6 是根据本发明一个示例的使用图 4 和 5 的超声系统或者一些其他超声系统溶解血块的方法的流程图。

具体实施方式

[0022] 图 1 示出了根据本发明一个示例的组超声成像和治疗换能器 10。换能器 10 包括沿换能器 10 的中心延伸的成像元件线阵 14。治疗换能器元件 18、20 定位在成像元件 14 的对侧。换能器元件 18、20 在方位角方向上进行分割，从而形成一对换能器元件线阵 18a-i、20a-i。治疗元件 18、20 朝成像元件 14 向内倾斜微小角度。治疗元件 18、20 的向内倾斜有助于成像元件 14 下方的治疗超声聚焦到局部深度。结果，可将治疗超声精确地定位在成像期间所识别的治疗部位上。在给定的实施中，治疗换能器元件不是伸出成像阵列的整个长度，而是仅沿其诸如位于成像阵列中央部分两侧的一部分延伸。

[0023] 成像元件 14 和治疗元件 18、20 安装在从其上延伸有电缆 28 的基座 24 上。高强度射频（“RF”）放大器 30 优选地安装在该电缆末端的连接器 32 上，用于给治疗元件 18、20

提供高强度电信号。该连接器用于将超声探头连接到超声系统中,该超声系统控制探头的操作并显示由来自探头的回波信号产生的图像。RF 放大器 30' 可选地位于如图 1 虚构的部分所示的换能器组件中,然而该放大器发出的热能更容易且更安全地从连接器 32 支出。

[0024] 操作中,成像元件 14,通过从成像元件 14 的一个集合到下一集合的步进,从一端开始扫描直到到达相对端。在步进期间,有效的成像元件 14 的邻近集合优选地在很大程度上彼此重叠。例如,在具有 192 个成像元件 14 的换能器 10 中,每个集合可包括 50 个成像元件 14。在从成像元件 14 的发射超声期间所产生的扫描线的数量可与成像元件 14 接收超声时所产生的扫描线的数量相同或不同。在一个示例中,选择的步进数使得产生 128 条发射扫描线和 256 条接收扫描线。

[0025] 耦合有成像元件 14 的超声系统(图 1 中未示出)优选对从成像元件 14 施加和接收的信号进行延迟,以使发射和接收的超声聚焦到受控深度。同样参照图 2,由成像元件 14 接收的超声回波能够产生二维图像,其中将来自成像元件 14 下方治疗区域 40 中的解剖结构的回波(图 2)投影到成像平面 44 上。投影到成像平面 44 上的回波然后可在超声系统的显示器上进行观看(图 2 中未示出),以便将换能器 10 精确定位在需要超声治疗的治疗部位上方。该超声系统还可将从成像元件 14 施加和接收的信号进行延迟,以使发射和接收的超声聚焦到成像平面 44 的特定深度和 / 或对发射和接收的超声的波束进行引导。

[0026] 治疗期间,RF 放大器 30(图 1)每次给一个或几个治疗元件 18、20 提供高强度电信号。然后以步进方式进行治疗。例如,首先可将电信号施加到元件 18a, b 和 20a, b 上,接着是 18b, c 和 20b, c,接着是 18c, d 和 20c, d 等等,直到将电信号施加到元件 18h, i 和 20h, i。如果将高强度电信号同步提供给所有的治疗元件 18、20,那么来自元件 18 的超声可能会与来自元件 20 的超声彼此干扰,从而产生近场失真。该近场失真可将治疗区域暴露给不均匀的超声强度,特别是靠近换能器 10。如上所述,尽管该治疗超声延伸穿过该治疗区域 40,但是治疗元件 18、20 的向内倾斜使得治疗超声将集中于成像平面 44 内的特定深度。在换能器 10 的一个示例中,成像平面 44 中部的最大强度为介于 2cm 和 6cm 之间的深度。作为物理上倾斜的备选方案,可使用朝向治疗焦点透镜的治疗元件来引导治疗波到达期望的焦点范围。

[0027] 为了在方位角方向上引导治疗超声或者进一步将治疗超声聚焦到成像平面 44 内的期望深度,将治疗元件 18a, i 和 20a, i 在方位角方向上分割使得由元件 18a, i 和 20a, i 发射的超声相对于彼此进行延迟。

[0028] 在图 1 的换能器 10 中,以 6MHz 从成像元件 14 发射超声,和以 1MHz 从治疗元件 18、20 发射超声。然而,可备选地使用其他频率。

[0029] 图 3 示出了组合超声成像和治疗换能器 50 的另一示例。换能器 50 基本上与图 1 所示的换能器 10 相同。因此,相同的结构特征具有相同的附图标记,并且不再重复它们的结构和操作说明。换能器 50 不同于换能器 10 在于包括在方位角方向以及在立面方向上被分割的治疗换能器元件,从而在成像元件 14 的一侧上形成分离的子元件 54、56、58,以及在成像元件 14 的另一侧上形成分离的子元件 64、66、68。

[0030] 在操作中,与上述用于换能器 10 的同样方式,由元件 54、56、58 和 64、66、68 以递进的形式发射超声。具体地,电信号首先施加给元件 54-58a, b 和 64-68a, b,然后为 54-58b, c 和 64-68b, c 等等直到电信号施加到元件 54h, i 和 64-68h, i。然而,从治疗换能

器元件 54、56、58 和 64、66、68 发射具有各自延迟的电信号。更具体地,元件 54、64 发射具有第一延迟的信号,其分别相对于元件 56、66 所发射信号的延迟,类似地,元件 56、66 发射具有第一延迟的信号,其分别相对于元件 58、68 所发射信号的延迟。这些延迟能够使治疗元件 54、56、58 和 64、66、68 聚焦到成像平面 44 内的特定深度(图 2)。为了在方位角方向上引导治疗超声或者在深度方向上进行聚焦,治疗元件 18a, i 和 20a, i 在方位角方向上的分割同样能够使由 18a, i 和 20a, i 发射的超声相对于彼此进行延迟。因此能将该治疗超声传递到成像期间所识别的准确治疗部位上。

[0031] 图 4 示出了可与换能器探头 10、50 或者根据本发明一些其他示例的换能器探头一同使用的超声系统 100。系统 100 包括载有系统 100 的大部分电子电路的机壳 108。机壳 108 安装在由轮子 114 支撑的推车 112 上,并且显示器 116 安装在机壳 108 上。诸如一个包括换能器 10 或 50 或者根据本发明一些其他示例的换能器的换能器探头 120 通过电缆 122 耦合到机壳 108 上的连接器 126。

[0032] 机壳 108 还包括键盘和控制器,通常由附图标记 128 指示,用于使超声医师能够操作超声系统 100,并键入有关患者或正在进行的检查的治疗的类型。在控制面板 128 的后部是触摸屏显示器 118,在其上显示有可编程的软键,用于在系统 100 的操作控制中对键盘和控制器 128 进行补充。

[0033] 在操作中,将换能器探头 120 紧靠患者的皮肤(未示出)并保持固定以采集皮肤下面感兴趣区域的血液或组织图像。一旦在采集的图像中识别出治疗部位,将信号施加给治疗元件以使高强度治疗超声指向所识别的治疗部位。用于执行成像并提供治疗的特定技术将在下面更详细地进行讨论。

[0034] 图 5 中示出了超声系统 100 的电气部件。超声换能器 120 的成像元件 14 通过电缆 122 耦合到常规设计的超声信号通路 140。如本领域公知的,超声信号通路 140 包括将电信号耦合到成像元件 14 上的发射机(未示出);采集单元(未示出),其接收相当于超声回波的来自成像元件 14 的电信号;信号处理单元(未示出),其处理来自采集单元的信号以执行多种功能,诸如隔离来自特定深度的返回信号或者隔离来自流过脉管的血液的返回信号;以及扫描转换器(未示出),其转换来自信号处理单元的信号使得它们适于被显示器 116 所使用。该示例中的处理单元能够处理用于产生 B 型图像和多普勒图像的 B 型(结构的)信号和多普勒信号。超声信号通路 140 还包括与处理单元 150 接口的控制模块 144,以便控制上述单元的操作。当然,超声信号通路 140 除了那些上面描述的部件,在适当的情况下可包含一些上面描述所省略的部件。

[0035] 超声系统 100 还包括通过电缆 122 耦合到 RF 放大器 30 上的发射机 152,该 RF 放大器 30 反过来耦合到换能器 120 中的治疗换能器元件上。将发射机 152 连接到处理单元 150,该处理单元 150 向发射机 152 提供信号以启动来自发射机 152 的信号发射。如果需要,来自处理单元 150 的信号也可控制施加到换能器探头 120 中的治疗元件上的信号延迟,以便在控制仰角或方位角中进行扫描,或将治疗超声聚焦到特定的深度。

[0036] 处理单元 150 包含多个部件,举例来说包括中央处理单元(“CPU”)154、随机存取存储器(“RAM”)156 和只读存储器(“ROM”)158。如本领域公知的,ROM158 储存由 CPU154 执行的指令程序,以及由 CPU154 所使用的初始化数据。RAM156 提供由 CPU154 所使用的数据和指令的临时存储。处理单元 150 与诸如磁盘驱动器 160 的大容量存储设备进行接口,用

于数据永久存储,诸如对应由系统 100 获得的超声图像的数据。然而,这种图像数据最初储存在图像存储设备 164 中,其耦合到在超声信号通路 140 与处理单元 150 之间延伸的信号通路 166。磁盘驱动器 160 还优选地储存可被调用和启动来引导超声医师完成各种超声检查的协议,和 / 或治疗协议。

[0037] 处理单元 150 还与键盘和控制器 128 接口。键盘和控制器 128 还可通过超声医师或其他个人操纵,以便使超声系统 100 产生自动生成关于检查和 / 或治疗结论的报告。处理单元 150 优选与报告打印机 180 接口,其能打印包含文本和一幅或多幅图像的报告,和 / 或治疗报告。最后,对应于图像或治疗的数据可通过合适的数据链路,诸如网络 174 或调制解调器 176 下载到临床信息系统 170 或其他设备上。

[0038] 通过对在成像和治疗功能之间的超声信号通路 140 的波束形成器的信道进行划分,由标准成像超声系统可操作成像和治疗换能器探头 10、50,其包括集成到该探头上的放大器,优选地置于如上所述的探头连接器 32 内。例如,如果治疗换能器具有八个换能器元件,那么这些元件可由带有专用于成像的其他波束形成器信道的波束形成器的八个信道进行控制。常规 128 信道波束形成器可进行编程,以使用八个它的信道来控制治疗元件,而使用其他 120 个信道来操作成像换能器阵列。对于带更多数量治疗元件的成像和治疗探头,诸如一个具有仰角引导能力的探头,可将波束形成器的 32 个信道专用于治疗,而 96 个信道专用于成像。取决于换能器阵列和波束形成器的特定构成也可选择其他比例。

[0039] 图 6 示出了使用带超声换能器探头 120 的超声系统 100 (图 4 和 5)来溶解凝块的技术 200 的一个示例。如上所述,换能器探头 120 可包括换能器 10、50 或根据本发明一些其他示例的换能器中的一个。在步骤 204 中开始施予微泡造影剂。在度过造影剂到达可能存在凝块的感兴趣区域的充足时间之后,在步骤 206 中使用换能器探头 120 对感兴趣区域进行成像。通过感兴趣区域中没有血液流过静脉可检测凝块的存在。一旦定位到凝块,就通过触发发射机 152 (图 5)向换能器探头 120 内的 RF 放大器 30 施加信号,于步骤 208 中启动治疗。RF 放大器 30 然后向换能器探头 120 内的超声治疗元件施加高强度信号。

[0040] 在步骤 208 中已经施予短期治疗后,在步骤 210 中再次使用换能器探头 120 来对治疗部位进行成像。然后在步骤 214 中进行检查以确定是否该部位上的所有微泡已经破裂。如果不是,那么过程回到步骤 208 并继续循环步骤 208、210 和 214,直到所有的微泡都已经破裂。

[0041] 在步骤 208、210 和 214 中成像超声与治疗超声的交错优选在相对较小的治疗超声占空度的情况下发生。在超声系统 100 的一个示例中,施予治疗超声的步骤 208 具有 0.5 秒的持续时间,随后用于成像的步骤 210 具有 10 秒的持续时间。因而在该示例中治疗超声具有 1/20 的占空比。在十秒钟的成像周期期间,临床医生将观察微泡被破坏的血管,以注意是否在所述部位处残存有微泡需要另一破坏周期。十秒的间隔允许近似十个心搏周期以使用新的微泡流对治疗位置进行补充。临床医生可将该治疗间隔调整得更长或更短。一般来说,只要凝块部位残存有微泡,临床医生就应施加治疗超声。已经发现连续波 (CW) 超声通过被称为定向扩散的现象能增大微泡的大小,通过定向扩散微泡将吸入来自周围组织和血液的溶解气体。因此,临床医生希望施加适当水平的超声一段时间以使微泡通过该现象增加大小。临床医生还希望拥有更长的成像周期,使得对凝块处的微泡能观察一会。因此优选进行全手动操作,其中只要临床医生想要施加治疗能量就应启动对超声系统的控制。当

临床医生不启动该控制时,超声系统控制探头对治疗位置进行成像。以这种方式临床医生每当他想要并且只要他想要都可施加治疗。由于微泡破坏和补充的程度及速度随患者与患者、脉管与脉管的不同而有差异,常常优选进行手动控制过程。

[0042] 使用多种技术能检测到微泡的破裂。例如,检查在步骤 210 中产生的图像以确定从治疗部位反射的回波强度。该回波初始将是非常强的。但是随着微泡连续破裂,回波的强度将减少。在某阈值水平处,基本上所有的微泡都被认为是破裂了。另一技术是检查微泡的振动模式。当在步骤 208 中治疗超声对微泡进行声穿透时,微泡将以特征频率进行振动。在成像步骤 210 期间,利用成像元件 14 能检测到该振动,从而提供微泡仍然存在的指示。当然也可使用其他技术。

[0043] 不管微泡的破坏或破裂发生地多么迅速,在步骤 214 中将检测到某点处基本上完全破裂,并且该过程将前进到步骤 218 以等待新的微泡布满该治疗部位。在步骤 220 中对该治疗部位进行成像以确定是否微泡再次布满该治疗部位。随着治疗部位处的凝块开始溶解,微泡将更加迅速地布满该部位。在步骤 222 中通过微泡未能在预定时期之后布满该凝块,或者通过流过以前堵塞的脉管的血流恢复进而检测需要连续地治疗以溶解该凝块。如果在步骤 222 中确定仍存在该凝块,那么该过程返回到步骤 208 进行附加治疗。持续重复上述过程直到在步骤 222 中不再检测到凝块。然后该过程结束于步骤 224。

[0044] 另一成像和治疗技术是破坏或裂解微泡达有限的期限,然后在治疗部位处残存有微泡时,对该部位进行短期成像,同时微泡通过血流进行补充。例如,如果需要 20 秒来破坏或裂解治疗部位处 95% 的微泡,那么可能在十秒时三分之二的微泡就被破坏或裂解掉。因而,该过程开始可用 10 秒的治疗脉冲破坏或裂解该部位处存在的三分之二的微泡,随后是七秒的成像间隔(大约七个心搏周期),在此期间恢复到近似初始的微泡密度。然后治疗和成像以这种十秒 / 七秒序列进行交替。

[0045] 换能器 10、50 的特征使它们特别适于图 6 所示的成像和治疗过程 200。通过精确地重叠成像和治疗区域,换能器 120 确保成像的区域就是接受治疗的区域。在这个无需移动换能器探头 120 的范围内,超声系统 100 可快速地在成像和治疗之间切换。可用多元件治疗换能器实施的另一变化是在仰角方向上引导或扫描治疗超声的聚焦区域从血管的一侧到另一侧,从而更有效地破坏或裂解整个凝块上的微泡。换能器探头 120 的特征中其他内在优点对于本领域的技术人员来说是很显然的。

[0046] 虽然参考公开的各实施例已经描述了本发明,但是本领域的技术人员将会意识到在不脱离本发明精神和范围下可在形式和细节上作出改变。这些修改对本领域的普通技术人员来说是公知的。因此,除了附加权利要求所限定的外,不对本发明进行限制。

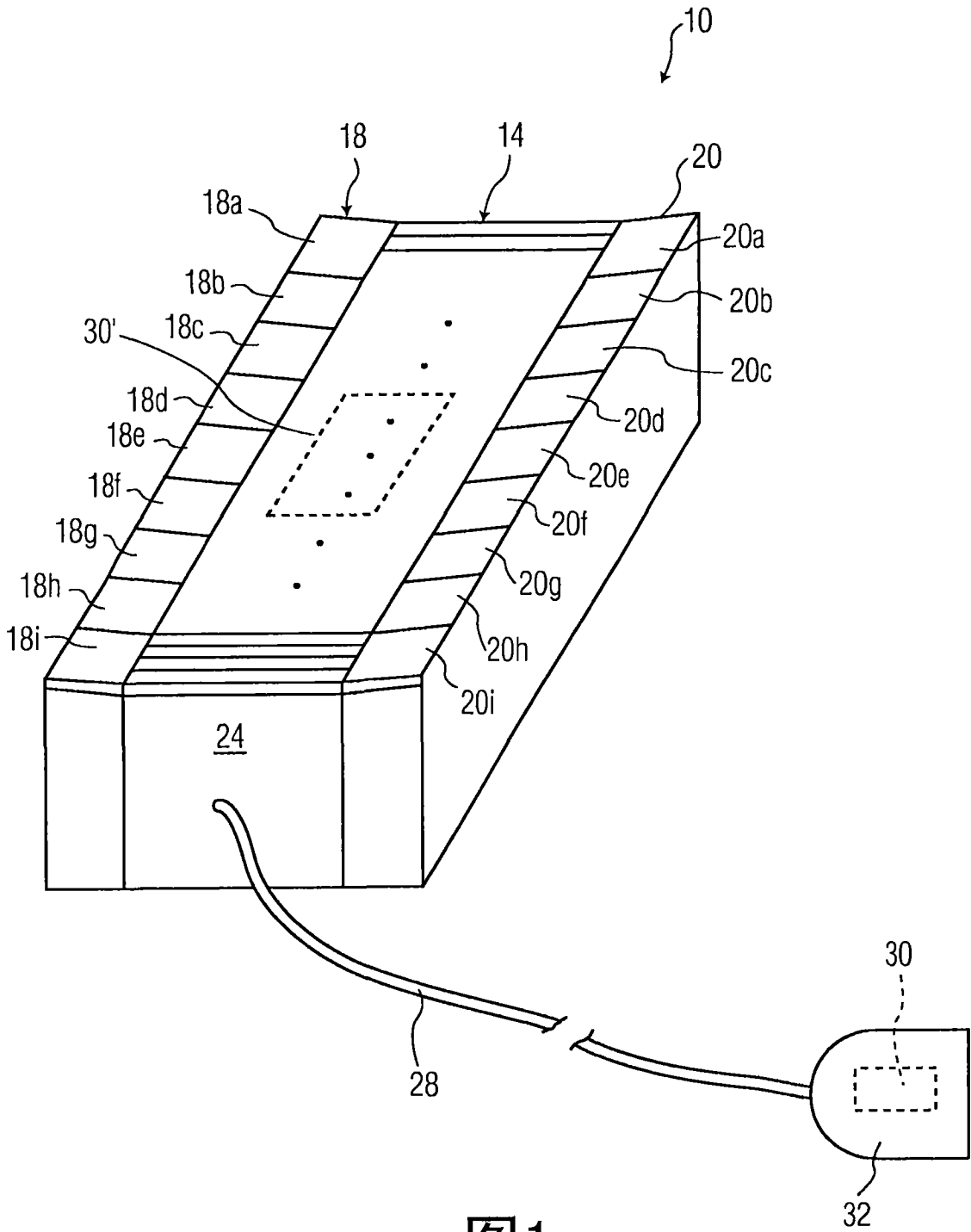


图 1

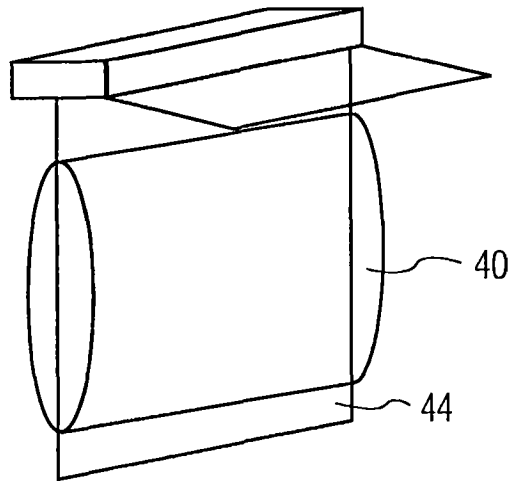


图2

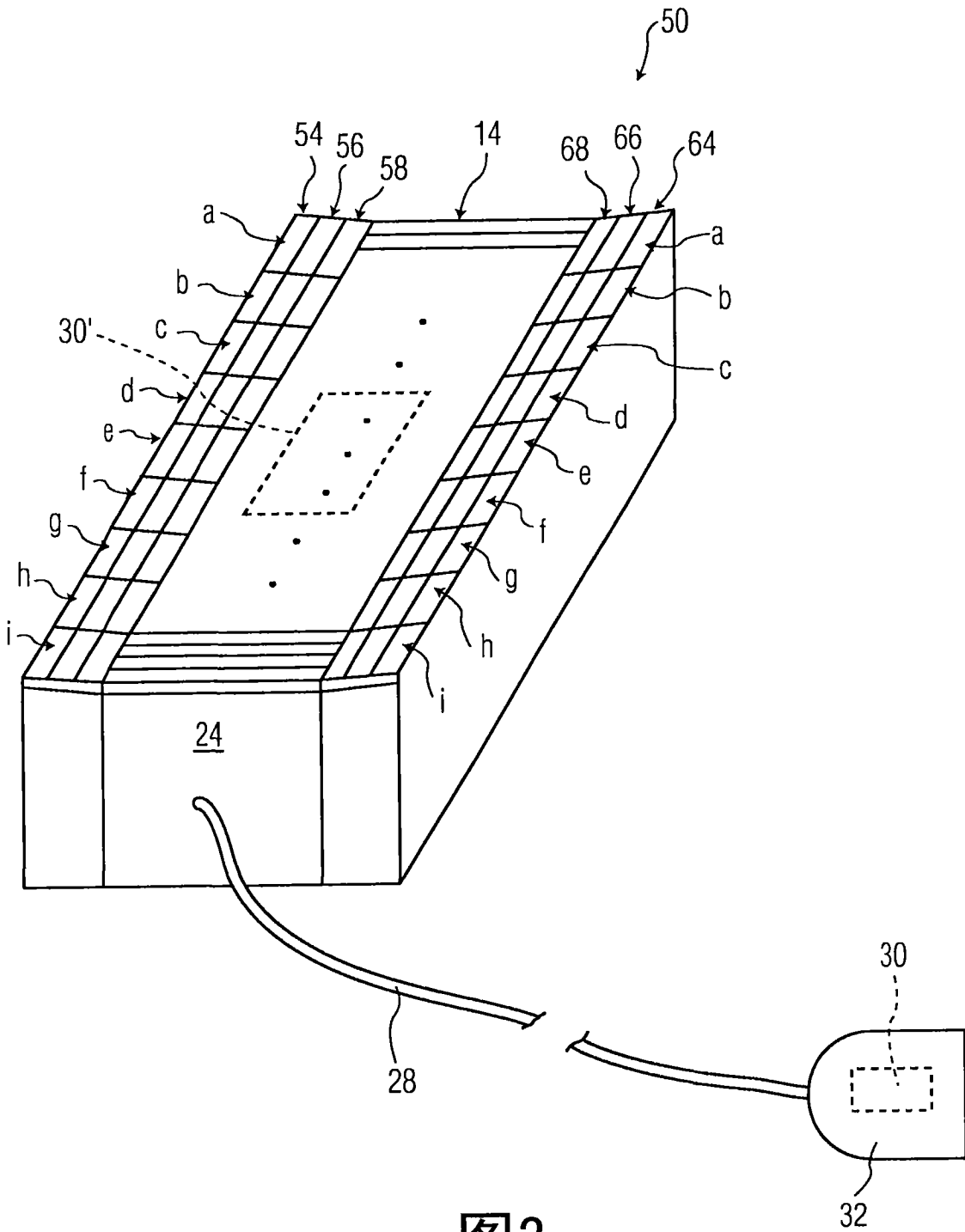


图3

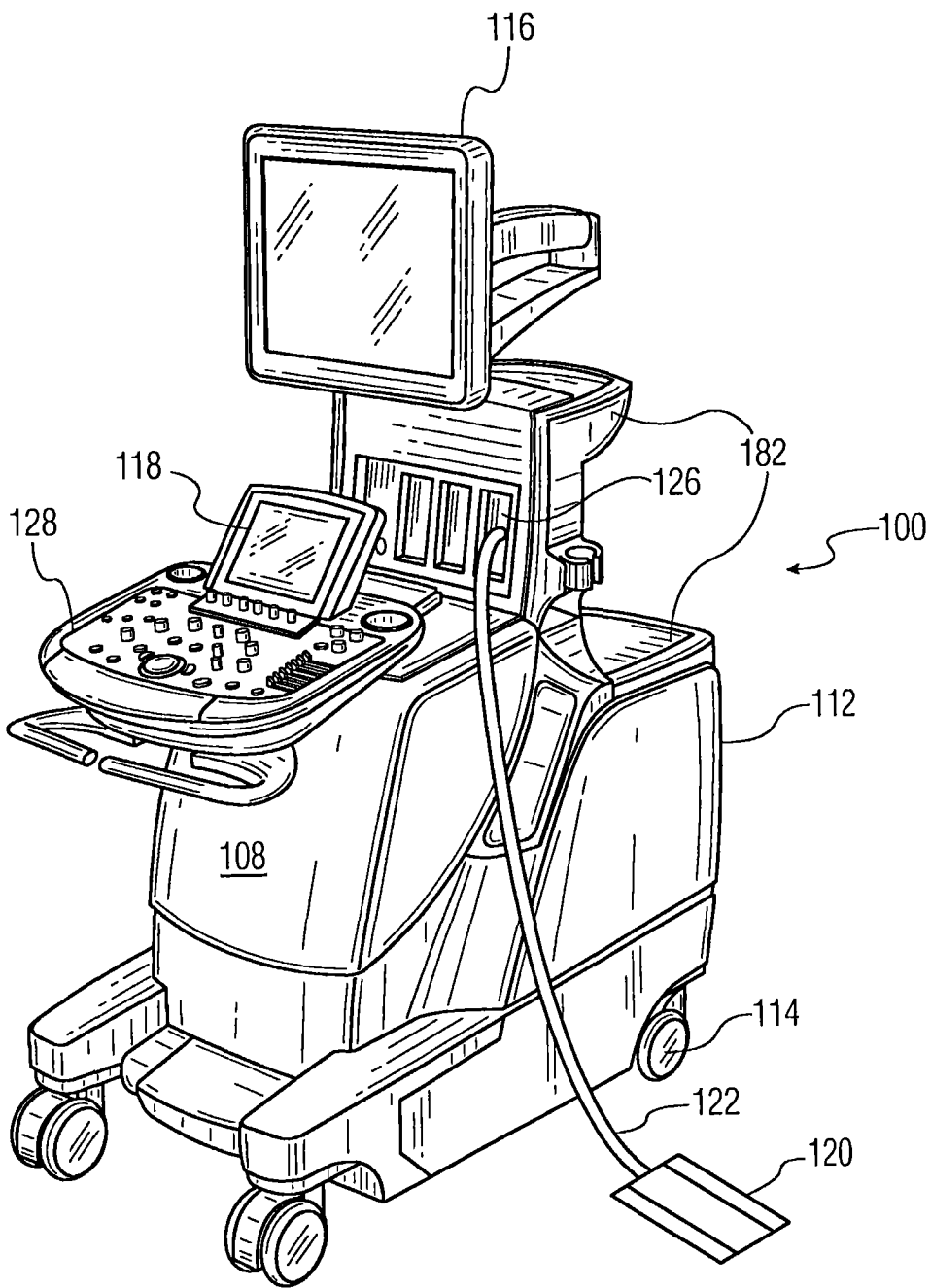


图4

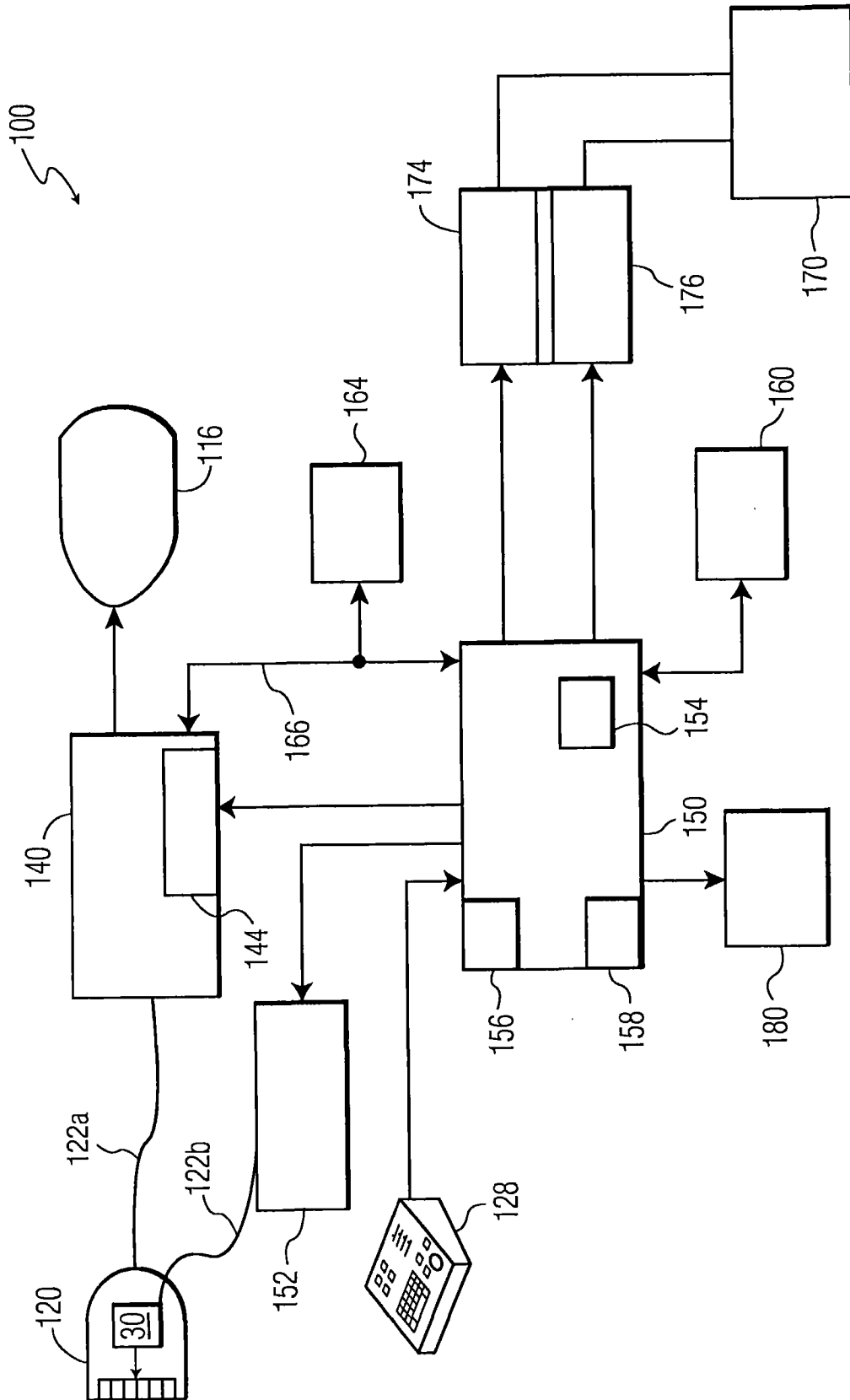


图5

200

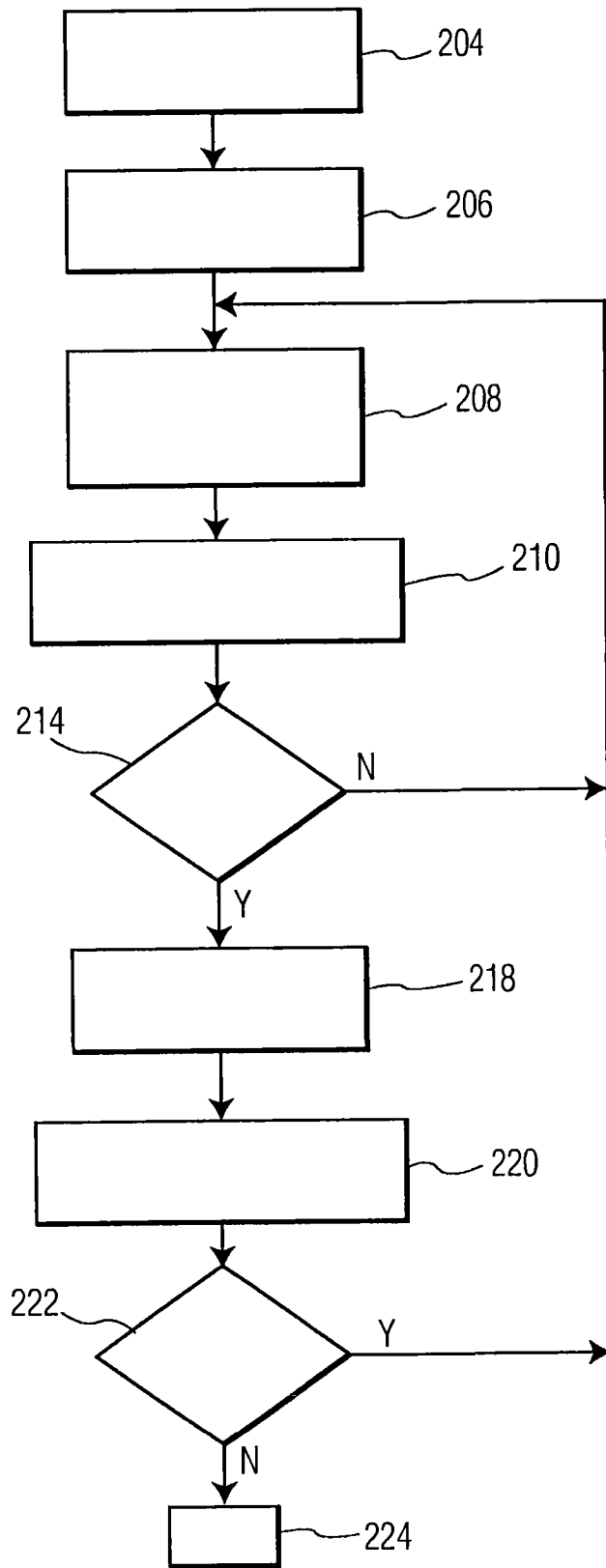


图6

专利名称(译)	使用组合成像和治疗换能器溶解血块的超声系统		
公开(公告)号	CN102307620B	公开(公告)日	2014-10-29
申请号	CN200680031481.6	申请日	2006-08-25
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	JE鲍尔斯 J弗雷泽 M阿韦基乌		
发明人	J·E·鲍尔斯 J·弗雷泽 M·阿韦基乌		
IPC分类号	A61N7/02 A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61N7/02 A61B2017/22008 A61B8/14 A61B2019/5276 A61N2007/0078 A61B8/4405 A61B8/481 A61B8/0833 A61B2090/378		
代理人(译)	王英		
审查员(译)	孙国辉		
优先权	60/712317 2005-08-30 US		
其他公开文献	CN102307620A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种组合的超声成像和治疗换能器包括成像换能器元件线阵。治疗换能器元件的第一和第二线阵沿成像换能器元件各自的第一和第二侧边纵向延伸并朝彼此向内倾斜。成像和治疗换能器与超声成像系统一同使用来在感兴趣区域中定位凝块。在感兴趣区域已经布满微泡造影剂之后，由位于换能器中的放大器来驱动治疗换能器元件以溶解该凝块。可交替地使用成像换能器元件和治疗换能器元件，使得在超声图像上显示出造影剂微泡基本上破裂、感兴趣区域中微泡的再次布满或者所述凝块持续存在的状况下进行所述治疗。

