



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109640828 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201780049048.3

(22)申请日 2017.08.04

(30)优先权数据

1613530.3 2016.08.05 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.02.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2017/052309 2017.08.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/025050 EN 2018.02.08

(71)申请人 挪威科技大学

地址 挪威特隆赫姆

(72)发明人 汉斯·拓普 托布约恩·赫尔古姆

(74)专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事务
所(普通合伙) 11201

代理人 宋融冰

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

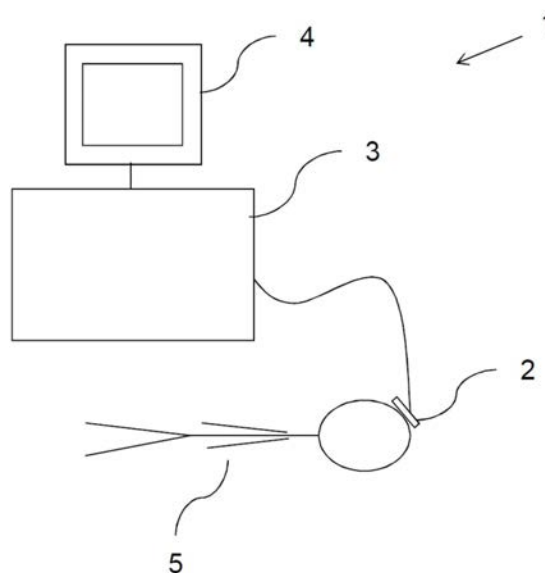
权利要求书3页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

超声波血流量监测

(57)摘要

用于监测患者(5)的血流量的系统(1),包括第一单元(2),其具有超声换能器和用于将第一单元紧固至患者的紧固件。控制器子系统包括该第一单元(2)和单独的第二单元(3,4)。控制器子系统(2,3,4)被配置为:控制超声换能器以沿传播方向将平面波脉冲发射到患者(5)中;对在超声换能器处接收的、来自患者(5)内的部位(13)的所述平面波脉冲的反射进行采样以产生脉冲多普勒响应信号;处理脉冲多普勒响应信号,以估计与通过该部位(13)的总血液体积流量成正比但与其不相等的、随时间变化的一系列测量值。监测子系统(3,4)被配置为监测随时间变化的该系列值,且如果所述值中一组一个或多个值满足预定标准则生成信号。



1. 一种用于监测患者血流量的系统,所述系统包括:
第一单元,其包括超声换能器和用于将所述第一单元固定至所述患者的紧固件;
控制器子系统,其包括所述第一单元和与所述第一单元分离的第二单元;以及
监测子系统,
其中所述控制器子系统被配置为:
控制所述超声换能器将平面波脉冲沿传播方向发射到所述患者中;
对在所述超声换能器处接收的、来自所述患者内部的部位的所述平面波脉冲的反射进行采样,以产生脉冲多普勒响应信号;和
处理所述脉冲多普勒响应信号,以估计与通过所述部位的总血液体积流量成正比但与其不相等的、随时间变化的一系列测量值,且
其中所述监测子系统被配置为监测随时间变化的所述一系列值,并且如果所述值中的一组一个或多个值满足预定标准,则生成信号。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述超声换能器是单件式换能器。
3. 根据权利要求1或2所述的系统,其中在所述超声换能器前没有声学透镜。
4. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述超声换能器被布置成发射在所述传播方向上具有恒定横截面的非聚焦波束。
5. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为使用距离选通来控制所述部位在所述传播方向上的范围。
6. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述紧固件包括带子。
7. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述紧固件包括粘性区域。
8. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为估计与热噪声有关的功率谱,并从由所采样的反射产生的功率谱中减去所述热噪声的功率谱。
9. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为将高通滤波器应用于所述脉冲多普勒响应信号。
10. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为将表示其中一个所述脉冲多普勒响应信号的至少一部分的功率加权平均频率的值存储在所述系统的存储器中。
11. 根据权利要求10所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为通过在一组频率上对其中一个所述脉冲多普勒响应信号的功率谱的函数进行积分来计算表示所述功率加权平均频率的值。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中所述功率谱的所述函数是功率乘以频率。
13. 根据权利要求10所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为使用部分或全部所述脉冲多普勒响应信号的复包络信号的自相关函数来计算所述表示所述功率加权平均频率的值。
14. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为从其中一个所述脉冲多普勒响应信号的至少一部分的相应功率加权平均频率来确定每个所述测量值。
15. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中与通过所述部位的总血液体积流量成正比的所述测量值等于通过所述部位的总血液体积流量乘以比例系数,其中所述比例系数取决于所述部位中的血液的发散系数以及所述超声换能器和所述部位之间的超声波衰减。

16. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为根据所述换能器与所述部位之间的衰减的估值,通过缩放与通过所述部位的总血液体积流量成正比的所述测量值来补偿所述衰减。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为将低通滤波器应用于移位到基带的脉冲多普勒响应信号并在所述低通滤波之后确定信号功率,且还被配置为将所述测量值的估值除以所述信号功率。

18. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为从随时间变化的所述一系列值计算血流量曲线。

19. 根据权利要求18所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为根据所述血流量曲线计算脉动指数或阻力指数。

20. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述控制器子系统被配置为对来自所述患者内部的多个部位中的每个部位的、所述平面波脉冲的反射进行采样,并针对所述多个部位中的每一个而确定与通过相应部位的总血流量成正比的相应的系列测量值。

21. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述第一单元被配置为通过有线或无线链路将表示所述脉冲多普勒响应信号的数据发送到所述第二单元。

22. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述第二单元被配置为根据所述脉冲多普勒响应信号估计所述一系列值。

23. 根据任一前述权利要求所述的系统,其中所述第二单元包括显示器。

24. 一种监测患者血流量的方法,所述方法包括:

将包括超声换能器的单元固定至所述患者;

从所述超声换能器向所述患者在传播方向上发射平面波超声波脉冲;

对在所述超声换能器处接收的、来自所述患者内部的部位的所述平面波脉冲的反射进行采样,以产生脉冲多普勒响应信号;

处理所述脉冲多普勒响应信号,以估计与通过所述部位的总血液体积流量成正比但与其不相等的、随时间变化的一系列值;

确定所述一系列值是否满足预定的警报标准;以及

如果所述一系列值满足所述预定标准,则发出警报。

25. 根据权利要求24所述的方法,其中所述超声换能器是单件式换能器。

26. 根据权利要求24或25所述的方法,包括通过在一组频率上对其中一个所述脉冲多普勒响应信号的功率谱的函数进行积分来计算其中一个所述脉冲多普勒响应信号的至少一部分的功率加权平均频率。

27. 根据权利要求24或25所述的方法,包括使用部分或全部所述脉冲多普勒响应信号的复包络信号的自相关函数来计算其中一个所述脉冲多普勒响应信号的至少一部分的功率加权平均频率。

28. 根据权利要求24至27中任一项所述的方法,包括根据所述换能器与所述部位之间的衰减的估值,通过缩放与通过所述部位的总血液体积流量成正比的所述测量值来补偿所述衰减。

29. 根据权利要求24至28中任一项所述的方法,其中所述一系列值中的每个值与在相应时间点通过所述部位的血流量相关,并且其中所述时间点跨越长于一分钟的间隔。

30. 根据权利要求24至29中任一项所述的方法, 其中所述一系列值中的每个值与在相应时间点通过所述部位的血流量相关, 并且其中所述时间点跨越长于一小时的间隔。

超声波血流量监测

技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声波监测生物体中的血流量。

背景技术

[0002] 有许多临床情况有助于监测人或动物患者的外周血流量。例如,监测过早出生的婴儿大脑中的血液流动可能是重要的,以便在检测到血流量减少的情况下可以快速开始治疗。在血管手术后数小时内监测患者的微循环也是有用的,以便检测外围旁路的闭塞。

[0003] 已经使用各种技术来分析血流量。这些包括激光多普勒 (Doppler) 扫描,近红外光谱和多普勒超声波成像。然而,这种分析通常必须由熟练的技术人员执行,技术人员必须始终与患者一起。用于进行这种分析的设备也可能非常昂贵 (例如,对于3D超声波成像系统,超过一百万美元)。因此,这些技术不适合于对医院病房中的患者进行无陪同监控。

发明内容

[0004] 本发明旨在提供一种更好的方法。

[0005] 从第一方面,本发明提供了一种用于监测生物体内血流量的系统,该系统包括:

[0006] 超声换能器;以及

[0007] 控制器子系统,被配置为:

[0008] (i) 控制超声换能器将平面波脉冲以沿传播方向发射到生物体内;

[0009] (ii) 对从超声换能器处接收的、来自生物体内部位的平面波脉冲的反射进行采样,以产生脉冲多普勒响应信号;以及

[0010] (iii) 处理脉冲多普勒响应信号,以估计与通过该部位的总血液体积流量成正比的、随时间变化的一系列测量值。

[0011] 从第二方面,本发明提供了一种监测生物体内血流量的方法,该方法包括:

[0012] 将平面波脉冲沿传播方向发射到生物体内;

[0013] 对来自生物体内部位的平面波脉冲的反射进行采样,以产生脉冲多普勒响应信号;以及

[0014] 处理脉冲多普勒响应信号,以估计与通过该部位的总血液体积流量成正比的、随时间变化的一系列测量值。

[0015] 因此,本领域技术人员将会看到,根据本发明,低成本,非聚焦的超声换能器可用于定性地通过生物体中的部位监测血流量。这与尝试计算单个血管中的血流量的绝对测量值的现有技术方法形成对比。换句话说,在本发明的实施例,该测量与总血液体积流量成正比,但不相等。这种现有技术方法通常需要昂贵的换能器,复杂的处理系统和熟练的操作者。相反,本发明人已经认识到,可以以低得多的成本获得部位内血液体积流量的相对测量值,并且不需要熟练的操作者,并且仍然提供关于生物体的临床重要信息。发明人进一步认识到,可以在不需要成像系统的情况下获得这样的值,因为该测量可以与换能器相对于该部位中血管的角度无关 (如下面更详细的解释)。

[0016] 虽然可以使用基于阵列的超声换能器来实施本发明,但是在优选的一组实施例中,超声换能器是单件式换能器。该元件可以是压电元件。优选地,超声换能器中的相同元件既发射又接收超声波。这使得换能器的成本保持很低。优选地,换能器从平面发射超声波。优选地,与传统聚焦超声换能器(其具有至少2mm,5mm,10mm,20mm的宽度或者更多)相比,平面具有较大的宽度(例如,最大,最小或平均宽度)。优选地,换能器以基本均匀的波束发射超声波能量,即在传播(深度)方向上具有恒定的横截面。换能器(或其发射面)可以具有任何形状,但是在一组实施例中,它是圆形的。因此,它可以将圆柱形波束发射到生物体中,例如,具有10mm的直径。通过不聚焦波束,平面波发射的强度在整个部位内基本上是均匀的;这允许对与总血液体积流量成正比的测量值进行估计(或在系统的精确限度内以及任何噪声或其他误差源下计算)。对于聚焦波束,这通常是不可能的,聚焦波束的强度将在整个部位内和各个血管之间变化。因此,使用聚焦波束的现有技术超声波血流成像系统只能测量血流速度,而不是总体积流量。

[0017] 生物体内部位的横向范围优选地由换能器的形状(或其发射面)确定。该部位的轴向范围(即在传播方向上,在此也称为深度方向)可以通过每个脉冲的持续时间和在每个脉冲发射后对反射进行采样的时间延迟来确定。距离选通可用于控制部位的轴向范围。在一些实施例中,该部位的深度在0.15mm至1mm之间。

[0018] 本发明特别适用于确定靠近换能器的血流量。这是因为宽的非聚焦波束意味着来自每个血细胞的反射相对较弱。因此,该部位在传播方向上与换能器的最大距离小于换能器的宽度(例如,最大,最小或平均宽度),或者不超过这个宽度的两倍、三倍、五倍或十倍。

[0019] 在一些实施例中,从生物体内的多个部位中的每个部位对平面波脉冲的反射进行采样,优选地在距换能器的多个不同距离处,例如,从多个成对邻接或重叠部位。这些部位可以都具有相同的厚度,其可以在0.15mm至1mm之间。离换能器最远的部位仍然优选地在传播方向上处于距换能器的最大距离处,其小于换能器的宽度(例如,最大,最小或平均宽度),或者不超过这个宽度的两倍、三倍、五倍或十倍。可以针对每个部位,确定与通过相应部位的总血流量成正比的各个系列测量值。

[0020] 平面波脉冲优选地以间隔发射,优选地以规则间隔发射。可以使用大约10kHz的脉冲重复频率。发射的脉冲优选地是具有共同载波频率的正弦波脉冲。脉冲多普勒响应信号可能仅由一个脉冲的反射产生。然而,为了提供有用的深度分辨率,每个脉冲必须是短的,因此通常太短以至于不能仅从单个脉冲的反射来测量多普勒频移。(单个脉冲的带宽通常可能约为1MHz,而该部位血细胞的多普勒频移可能约为1kHz。)因此,与流经该部位的总血液体积流量成正比的该测量的每个值优选地从多个脉冲(例如,大约五十个脉冲)的反射来确定。可以从多个脉冲中的每一个获得样本,然后可以使用该多个样本来生成脉冲多普勒响应信号,对其进行处理以估计测量值。

[0021] 在一些实施例中,脉冲多普勒响应信号是复解调的。响应信号优选地移位到基带上。在一些实施例中,可以对脉冲多普勒响应信号应用希尔伯特(Hilbert)变换。可以对响应信号进行滤波,例如,以减少热噪声。

[0022] 虽然这里将脉冲描述为平面波脉冲,但是技术人员将理解的是,在实践中,波阵面可能不是精确平面的-例如,由于换能器中的缺陷,或者由于当波传播时的干涉(例如,折射和衍射),或由于波阵面的有限范围。脉冲优选地为非聚焦的。换能器优选地不具有声学透

镜。传播方向可以随时间改变,例如,由于换能器相对于生物体的有意或无意的移动。

[0023] 与通过该部位的总血液体积流量成正比的系列值可包括两个,三个,十个或更多个值。每个值优选地与在不同时间点通过该部位的血流量相关。这些时间点可以跨越超过一分钟或超过30,60,120或240分钟或更长的间隔。可以通过监测子系统监测该系列值。如果一组一个或多个值满足预定标准,例如,如果值下降到阈值量以下(其可以相对于一个或多个较早值确定),或者如果系列值下降速度快于阈值速率,则可以生成信号。该信号可以引起警报,例如,通过发出声音警报或通过网络连接发送消息。该系统可以是患者监测系统,例如,用于在医院中的病床边使用。监测该系列值的时间可以长于一分钟,或者长于30,60,120或240分钟或更长。

[0024] 可以以任何合适的方式处理脉冲多普勒响应信号,以估计与通过该部位的总血液量成正比的测量值。优选地,该测量值与通过该部位的总血液体积流量的关系(即,比例系数)对于该系列值是固定的。

[0025] 在生成响应信号时,可以处理所采样的反射以去除噪声,或者以其他方式。例如,为了去除或衰减热噪声,控制器子系统可以被配置为估计与热噪声有关的功率谱——例如,当超声换能器为无源的(即,不包含反射)时从接收的信号产生——以及可以被配置成从所采样的反射产生的功率谱中减去热噪声的功率谱。因为热噪声对于所有频率应该是恒定的,所以足以估计热噪声的功率并且从由在频谱上均等采样的反射所产生的功率谱中减去它可能就足够了。

[0026] 在优选的一组实施例中,测量的每个值是从其中一个脉冲多普勒响应信号中的至少一部分的相应的功率加权平均频率(或更一般地,对于任何合适的平均值的定义,为功率加权平均频率)确定的。血流量测量可以等于功率加权平均频率,或者它可以是功率加权平均频率的函数。控制器子系统优选地布置成根据响应信号计算功率加权平均频率。可以在整个脉冲多普勒响应信号上或在部分响应信号上(例如,在特定频率范围内)计算该平均值。表示功率加权平均频率的值可以存储在存储器中(例如,存储在RAM中或系统的存储器中)作为处理的一部分(该值可以是平均频率,或者它可以是合适的代表值,例如平均频率的舍入值,或平均频率的数学等效表示值)。相应的功率加权平均频率值可以根据相应的系列平面波脉冲(例如,每50个左右的脉冲)的反射来计算。

[0027] 功率加权可以以任何适当的方式应用,例如,通过将一组频率值或频段中的每一个乘以在该频率值处或频段中的脉冲多普勒响应信号的功率或幅度的测量值。在一些实施例中,功率加权平均频率可以由积分来计算。在其他实施例中,它可以使用自相关来计算。

[0028] 在一些实施例中,控制器子系统被配置为在一组频率上对其中一个脉冲多普勒响应信号(优选地移位到基带)的功率谱的函数进行积分。该函数可以是功率乘以频率。功率谱可以使用傅立叶分析(例如,通过在复解调之后对脉冲多普勒响应信号进行快速傅立叶变换)来确定。可以在任何合适的频率组上对功率谱的函数进行积分。在一些实施例中,它可以在傅立叶变换中在所有频率上进行积分。然而,在其他实施例中,该组频率可以排除零附近的频带中的频率(对应于在解调之前接近发射脉冲的载波频率的频率)。这可以通过将高通滤波器(例如,具有在约50Hz至约500Hz之间的截止频率)应用于移位到基带的脉冲多普勒响应信号来实现。通过这种方式,可以滤除来自静止或缓慢移动的“杂波”的反射,从而只有来自快速移动的组织(例如血液)的反射被包括在积分中。这种高通滤波器可以排除来

自缓慢移动血液的作用;然而,这种缓慢移动的血液对通过该部位的总血液体积流量的作用通常很小,因此可以认为是可忽略不计的。

[0029] 功率谱的函数在其上被积分的频率组可以仅包括正频率(对应于比解调之前发射脉冲的频率更高的频率),从而仅包括在具有朝向换能器分量的方向上的流动。或者,该组频率可以仅包括负频率(对应于低于解调之前发射脉冲频率的频率),从而仅包括在具有远离换能器分量的方向上的流动。该系统可以被配置为接收输入以选择性地处理限制为仅正频率或仅负频率。以这种方式,医生可以选择仅在一个方向上监测流动,这是有用的,例如如果对部位内的一个特定主动脉感兴趣。

[0030] 在一些实施例中,控制器子系统被配置为使用自相关从脉冲多普勒响应信号计算功率加权平均频率。控制器可以被配置为使用部分或全部响应信号的复包络信号的自相关函数来计算功率加权平均频率。控制器可以包括一个或多个共轭复数乘法器,用于执行自相关。可以使用一个样本的滞后来确定自相关函数。可以通过将响应信号的信号功率乘以复数自相关函数来计算功率加权平均频率。

[0031] 测量值与总血液体积流量成正比的因子(比例系数)通常是未知的,因为它将取决于血液的发散系数,以及换能器与血管之间的超声波的衰减。但是,可以假设它在系列值上是恒定的,以允许对系列值进行有意义的分析。

[0032] 在某些情况下,例如,如果包含超声换能器的探针相对于生物移动(甚至轻微),衰减是恒定的假设可能是不合理的。因此,在一些实施例中,脉冲多普勒响应信号的处理包括补偿换能器和部位之间的衰减。这可以通过根据衰减的估值来缩放与通过该部位的总血液体积流量成正比的测量值来完成。衰减的估值可以时时更新,以允许换能器的动态相对运动。在一些实施例中,控制器子系统被配置为将低通滤波器应用于移位到基带的脉冲多普勒响应信号,并且在低通滤波器之后将测量的估值除以信号功率。可以设置低通滤波器以传递来自血管(肌肉,血管壁等)周围的静止和较慢移动组织的信号,但是过滤掉来自快速移动的血液的信号。滤波器的截止频率可以在约50Hz至约500Hz之间。(如果不执行复解调,这相当于在发射的平面波脉冲的频率附近的频带中过滤信号)。低通滤波器可以是上述杂波滤波器的补充。由于衰减通常会以相同量来影响高频和低频反射,因此将测量值除以低频信号功率应消除衰减的影响。

[0033] 在一些实施例中,可以每5毫秒或每10毫秒或其间的某值估计一个测量值。血流量曲线可以从一系列值计算,这些值可以从部分重叠的时间段生成。该血流量曲线优选地具有足够的时间分辨率以用于波形分析。控制器可以被配置为从血流量曲线计算多个心跳上的时间平均值。控制器可以配置成根据血流量曲线计算脉动指数和/或阻力指数。这些指数与该部位中血管的弹性相关。

[0034] 可以利用不同的外围阻力确定多个系列的测量值。这些可以用于估计与体积顺应性成正比的参数,例如,通过将波形与Wind Kessel模型结合。

[0035] 表示以下任何一项的数据可存储在系统的存储器中,或者可以通过数据连接输出,或者可以显示在屏幕上:与部位中的总血液体积流量成正比的一系列值,血流量曲线,脉动指数,阻力指数,与体积顺应性成正比的参数,以及任何其他中间值或输出值。

[0036] 如本领域技术人员将理解的,血流监测系统及其控制器子系统可包括一个或多个处理器,数字信号处理器(DSP),专用集成电路(ASIC),易失性存储器,非易失性存储器,输

入,输出等。这里描述的一些或所有操作可以由存储在存储器中并在控制器或监测系统中的一个或多个处理器上执行的软件执行或在其控制下执行。监测系统可以是单个单元,也可以是分布式的,例如远离活体(例如远程服务器)执行一个或多个操作。控制器子系统系统中的采样模块可以包括放大器和/或模数转换器(ADC)和/或一个或多个滤波器和/或解调器。

[0037] 特别地,控制器子系统可以包括两个单独的单元,即,第一单元和第二单元。第一单元可以控制换能器并对反射进行采样。第二单元可以从脉冲多普勒响应信号估计一系列值。第一单元或第二单元可以对平面波脉冲的反射进行采样。这两个单元可以通过有线链路(例如USB电缆)或无线链路(例如Bluetooth™连接)进行通信。特别地,第一单元可以将表示脉冲多普勒响应信号的数据(优选地在带通滤波和复解调之后)发送到第二单元,优选地,为无线地发送。第一单元可包括电源,例如电池。第一单元可以包括超声换能器,例如,在共同的壳体内,优选地是诸如盒子的固体壳体。第一单元可包括用于将第一单元紧固到患者的装置,例如带子或粘性垫或区域,或任何其他合适的紧固件。第二单元可包括显示器。第二单元可以是移动电话(手机)或平板电脑或其他便携式设备。通过以这种方式划分系统,第一单元可以是便携式传感器单元,其可以容易地附接到患者而没有有线引线的不便,并且可有相对低的成本,因为其仅需要包括相对基本的微控制器,而可以在功能更强大的设备上执行更复杂的响应信号处理。

[0038] 这里描述的操作不一定必须在时间上彼此接近地执行。具体地,可以在第一时间段获取反射的超声波信号,然后在稍后的时间段进行处理,这可以是相隔数天。

[0039] 本系统具有许多应用,例如,新生儿监测,术后护理,监测脑循环,监测微循环,监测紧急情况下的突然失血等。

[0040] 发明人已经认识到,相同的原理可以应用于除血液之外的设置中,因此,从另一方面来说,本发明提供了一种用于监测流体流动的系统,该系统包括:

[0041] 声换能器;

[0042] 控制器,其被配置为:

[0043] (i) 控制声换能器以沿传播方向发射平面波脉冲;

[0044] (ii) 对在声换能器处接收的、来自部位的平面波脉冲的反射进行采样,以产生脉冲多普勒响应信号;以及

[0045] (iii) 处理脉冲多普勒响应信号,以估计与通过该部位的总流体体积流量成正比的、随时间变化的一系列测量值。

[0046] 另一方面,本发明提供一种监测流体流动的方法,该方法包括:

[0047] 沿传播方向发射平面波声脉冲;

[0048] 对来自部位的平面波脉冲的反射进行采样,以产生脉冲多普勒响应信号;以及

[0049] 处理脉冲多普勒响应信号,以估计与通过该区域的总流体体积流量成正比的、随时间变化的一系列测量值。

[0050] 流体可以是任何液体或气体。声脉冲可以是超声波脉冲。上述任何可选特征也可以是这些方面的特征。

[0051] 在适当的情况下,本文描述的任何方面或实施例的特征可以应用于本文描述的任何其他方面或实施例。在参考不同的实施例或实施例集合的情况下,应该理解的是,这些不一定是不同的,而是可以重叠的。

附图说明

- [0052] 现在将参考附图仅通过示例的方式描述本发明的某些优选实施例,其中:
- [0053] 图1是实现本发明的扫描系统的示意图;
- [0054] 图2是扫描系统功能元件的示意图;
- [0055] 图3是血液供应系统和超声换能器的简化横截面;
- [0056] 图4是超声换能器处于第一方向的简化横截面;
- [0057] 图5是超声换能器处于第二方向的简化横截面;以及
- [0058] 图6是通过血管和超声换能器的带注释的简化横截面。

具体实施方式

[0059] 图1示出了基于超声波的血流量监测系统1。它包括压电超声换能器2,处理单元3和显示设备4。超声换能器2具有单个扁平的圆形有源元件,直径大约10mm,包含在合适的壳体中。它通过导线连接到处理单元3。处理单元3连接到显示设备4。

[0060] 换能器2可以在处理单元3的控制下发射超声平面波(例如,作为一系列脉冲),并且还可以接收波的反射。换能器2可以被布置成例如通过一个或多个带子或粘性垫固定至患者5,例如早产儿。

[0061] 换能器2可以由临床医生或技术人员固定到患者5上,然后无人看管,以便监测系统1监测微循环血流。监测系统1可以在显示器4上输出诸如血流量曲线的实时图数据。如果满足预定标准,例如如果血流量迅速下降,则它还可以发出警报信号。警报可以在显示器4上显示,或者可听,或者通过网络连接发送到另一个设备。

[0062] 系统1可以用于监测早产儿的脑循环,或者用于监测手术后的外周循环,或者用于其中血流量变化可提供患者5的状态的有用指示的许多其他情况。

[0063] 图2示出了系统1的更多细节。处理单元3包含微控制器(MCU)6。或者,这可以是一个或多个中央处理单元(CPU),数字信号处理器(DSP)或其他处理装置。处理单元3中的发射器和发射/接收开关单元组合7连接到换能器2。它可以使换能器2以预定载波频率(例如,2MHz)以及预定的重复率(例如,10kHz)发射平面波脉冲(例如,10微秒长)。该发射器单元7可以在微控制器6的控制下以重复率(例如,10kHz)在发射模式和接收模式之间切换,以便从换能器2处的每个脉冲接收回波。发射器单元7将接收到的反射输出给处理单元3中的低噪声放大器(LNA)8,低噪声放大器(LNA)8放大所接收的反射信号。LNA 8输出到处理单元3中的模数转换器(A/D)9,模数转换器(A/D)9对从每个脉冲接收的反射进行采样和数字化。

[0064] 然后在处理单元3中的滤波器和复解调器单元10中对采样的反射(脉冲多普勒响应信号)进行带通滤波和解调。解调的脉冲多普勒响应信号可以被发送到微控制器6以进行进一步处理。微控制器6可以计算血流量估计值,并通过输入/输出单元(I/O)11,将与血流量有关的数据发送到显示设备4(可以与处理单元3分开,或者可以与其成为一体),以用于向用户显示。

[0065] 或者,解调的脉冲多普勒响应信号可以通过输入/输出单元(I/O)11直接传送给外部显示设备4(可以是移动电话或平板电脑),并且显示设备4可以从响应信号中计算血流量的估计值。在这种情况下,I/O单元11可以是无线通信单元,例如蓝牙(Bluetooth™)无线电。

[0066] 在替代实施例中,超声换能器2可以与处理单元3集成在共同的壳体中,而不是通过导线连接。然后处理单元3优选地非常紧凑。它可以是电池供电的。I/O单元11优选地是无线的(例如,Bluetooth™无线电)。以这种方式,处理单元3和换能器2的组合形成高度便携的传感器单元。传感器单元优选地将解调后的信号发射到单独的显示设备4进行处理;这允许处理单元3具有相对基本的微处理器6,允许其以低成本制造。

[0067] 微控制器6和/或显示设备4使用下面描述的技术之一来处理解调的响应信号,以获得患者5内的血量流量的一系列估计值。

[0068] 图3示出了分支血管系统12的横截面。血管系统12可以在患者5的皮肤表面下几毫米或一厘米或两厘米。图3左侧的超声换能器2连接到患者5。它发射呈圆柱形波束的平面波到患者5。圆柱形的轴在图3中从左向右延伸。在每个脉冲之后对返回的反射进行采样。对于患者5中的一组圆柱形样本体积13a-13k中的每一个获得一个样本,由脉冲发射之后的延迟来确定每个样本体积13a-13k距离换能器2的面有多远。

[0069] 换能器2是非聚焦的盘形换能器,没有声学透镜,其具有比现有技术的聚焦换能器或阵列换能器(例如直径为10毫米的圆盘)大得多的尺寸。这将在深度方向上产生具有恒定横截面的均匀波束,例如,直径为10毫米的圆柱形波束。接收中的空间灵敏度在波束宽度内也是恒定的,因此与聚焦波束相比,样品体积的横截面积将大得多。这意味着系统1将从比聚焦换能器更大的区域捕获血流量信号,并且探针位置和取向变得不那么关键。与聚焦波束相比,宽波束的缺点是来自每个单独血细胞的信号变弱。这造成了限制可测量的最大深度。因此该技术不适用于深层血管。

[0070] 针对每个体积13a-13k,从一系列脉冲(例如,50个脉冲)收集样本,并且由解调器单元10对其进行滤波和复解调,以每5毫秒为每个体积13a-13k给出相应的基带脉冲多普勒响应信号。

[0071] 通过使用多门控多普勒技术,信号被分成大量多普勒信号,每个信号表示通过垂直于超声波波束的薄“切片”或体积13a-13k的血流量。切片的厚度d由发射脉冲的长度给出: $d = N * \lambda / 2$,其中N是发射脉冲中的时间段数, λ 是超声波波束的波长。厚度d的典型值为0.15mm至1mm(例如,0.5mm)。通过对来自每个体积13a-13k的多普勒信号的频率分析(例如,通过快速傅里叶变换),获得多普勒频谱,其中每个频率分量的功率密度由具有垂直于换能器2的特定速度分量的血细胞的数量给出。

[0072] 对于每个体积13a-13k,血流量值将测量通过该体积的所有血管的血流的量,并且将提供与超声波波束和血管之间的角度无关的测量。这在图4,图5和图6中示出。

[0073] 图4示出了处于第一方向的换能器2,其中示例性体积13与血管系统12相交。

[0074] 图5示出了处于第二方向的换能器2,其中不同的示例性体积13'以不同的角度与血管系统12相交。相同的主要血管(占血流量的大部分)在第一方向和第二方向上相交。

[0075] 图6示出了来自血管系统12的主要血管的一部分,其与换能器2成一定角度 φ 。假设它具有a的横截面积并且血液沿着箭头方向的部分以速度v移动。然后,样本体积13'和主要血管交叉处的血液体积为 $d * a / \cos(\varphi)$ 。

[0076] 相应的多普勒频移是 $f_d = 2 * v * \cos(\varphi) / \lambda$ 。功率密度谱 $P(f_d)$ 与血液体积成正比。

[0077] 值得注意的是,下面的一组等式(1)表明乘积 $P(f_d) * f_d$ 与角度 φ 无关:

$$\begin{aligned}
 P(f_d) * f_d &= k * [d * a / \cos(\varphi)] * [2 * v * \cos(\varphi) / \lambda] \\
 [0078] \quad &= k * (2 * d / \lambda) * (v * a) \\
 &= k * (2 * d / \lambda) * q \quad (1)
 \end{aligned}$$

[0079] 这里k是取决于超声波衰减的缩放常数,q是血管中的体积流量。如果多个血管与样品体积相交,则它们中的每一个将根据等式(1)对功率谱做出作用。然后,通过多普勒频谱中的所有频率上对等式(1)积分,可以找到通过样本体积13'的总体积流量,如下:

$$[0080] \quad q = \frac{1}{k} * \frac{\lambda}{2 * d} \int f \cdot P(f) \cdot df \quad (2)$$

[0081] 为了排除对所有频率恒定的热噪声的影响,可以在发射功率关闭时从信号估计热噪声,并在该积分之前从功率谱中减去热噪声。

[0082] 注意的是,即使当血流速度在血管横截面上变化时,该等式(2)也是成立的。这可以看作如下:考虑将横截面划分为多个小的子区域,其中速度是恒定的,并通过积分计算总和。还要注意的,测量的血流量q与角度φ无关。这很重要,因为由于没有成像系统,无法测量血管角度。超声波波长λ和样本体积厚度是已知的,但是缩放常数k是未知的:它取决于血液的发散系数,以及换能器和血管之间的超声波的衰减。如果该方法用于利用换能器2在相对于患者5的固定位置进行监测,则可以精确地测量瞬时流量的变化。然而,该方法对探针运动敏感,以及对与皮肤线声学接触的变化敏感。

[0083] 为了解决这个问题,来自血管周围组织(肌肉,血管壁等)的信号可以用作参考。与血液不同,来自周围组织的信号没有多普勒频移,因为它是静止的。在实践中,可能仍然存在小的振动或运动,这会产生一些多普勒频移,但这种频移小于来自血液的运动。它可以通过低通滤波器与原始信号分离。来自血液的速度超过一定限度的信号可以通过高通滤波器提取。因此,来自低速血液的信号不包括在血流量计算中;这通常不成问题,因为由于它们的低速,它们对总流量的作用将是微不足道的。

[0084] 低频信号的功率 P_{LF} ,和低频信号的功率将受到衰减的同等影响,因此测得的流量值通过下式可以与衰减无关:

$$[0085] \quad q \sim \frac{1}{P_{LF}} \int f \cdot P(f) \cdot df$$

[0086] 除了显示设备4的微控制器6执行这些积分计算,在其他实施例中,它们可以改为使用基于自相关的方法来估计功率加权平均频率,这可以减少计算负担。这种自相关技术在Stugaard M, Brodahl U, Torp H, Ihlen H (Eur Heart J. 1994年3月;15(3):318-27)中的“冠状动脉疾病患者的左心室充盈异常:通过彩色M模式多普勒技术进行评估”中描述。在这种情况下,通过评估,然后估计以下来估计与血液体积流量q成正比的测量值:

$$[0087] \quad q \sim \frac{P_B}{P_{LF}} \arg(R_B)$$

[0088] 这里 P_B 和 R_B 是信号功率和复自相关函数,滞后为1个样本。

[0089] 要注意的是,积分方法和自相关方法都不提供校准的流速值(例如,以毫升/秒为单位)。然而,尽管如此,仍然可以使用这些比例测量值来正确地监测每次心跳上血流量的时间变化或更长的时间序列。

[0090] 这些技术可以应用于大血管(通常为 0.2cm^2 至 1cm^2),条件是横截面完全被超声波波束覆盖。它们也可以应用于较小血管网络。在两种情况下,估计的测量值对超声换能器2的位置和角度的调节相对不敏感,因此该测量值可以由人员在没有经过特殊训练的情况下使用。它们还使系统1能够用于监测血流量,而不会由于运动而产生实质性干扰,从而通过血液循环的意外变化提供自动报警功能。

[0091] 可以测量通过心动周期(例如脉动性)的变化,或血流量中对刺激的其他短期反应。只要换能器2保持在相同位置,系统1也可用于持续监测。这种应用的一个例子是监测早产儿大脑的血流量。

[0092] 由于失血或大脑供血不稳定,早产儿的脑损伤发生率较高。系统1可用于监测脑的血流量,从而在血液供应减少的情况下可以快速开始治疗。与使用通过凶门的超声波彩色多普勒成像来检查通过凶门的血流量(这只能偶尔进行,并且需要具有丰富经验的操作者)相反,本发明的血流量监测系统1使用简化的小型和轻型超声波多普勒换能器2来捕获凶门下相对较大部位的血流量。它可与平板电脑或个人电脑(PC)无线连接。换能器2的位置和角度并不重要,这意味着系统1可由医疗保健专业人员操作而无需超声波专业培训。系统1制造成本低,并且为在生命的第一关键阶段中早产儿的连续监测提供了新的机会。

[0093] 可以在5毫秒至10毫秒的时间段内获得瞬时血流量的单次测量。来自部分重叠时间段的重复测量使得系统1能够生成具有足够时间分辨率的血流量曲线以用于波形分析。然后从该曲线,系统1可以计算时间平均值(例如,在1-10个心跳上)。可以从波形计算与血管的弹性特性相关的脉动/阻力指数。

[0094] 通过采用具有不同外围阻力的重复测量,系统1可以使用波形,结合Wind Kessel模型,来估计与体积顺应性成正比的参数。这可以基于体积流量曲线来计算。

[0095] 本领域技术人员将理解,虽然已经通过描述本发明的一个或多个特定实施例来说明本发明,但是本发明不限于这些实施例;在所附权利要求的范围内,可以进行诸多变型和修改。

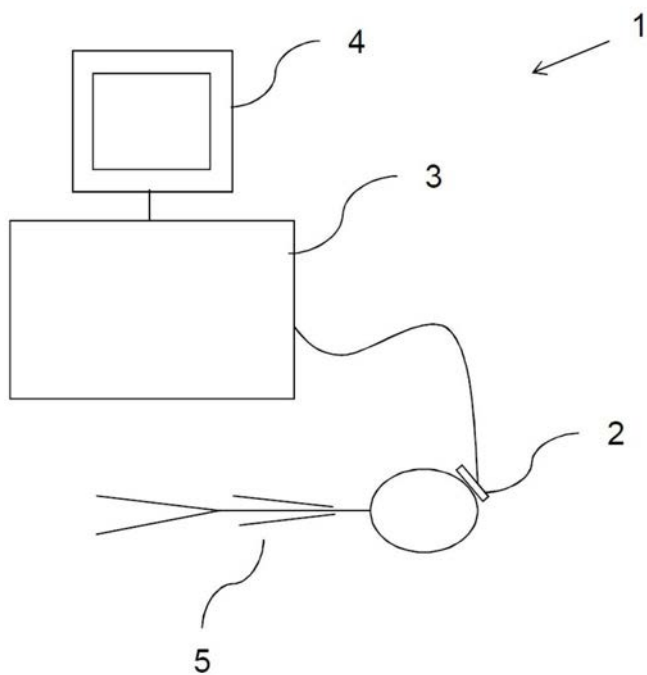


图1

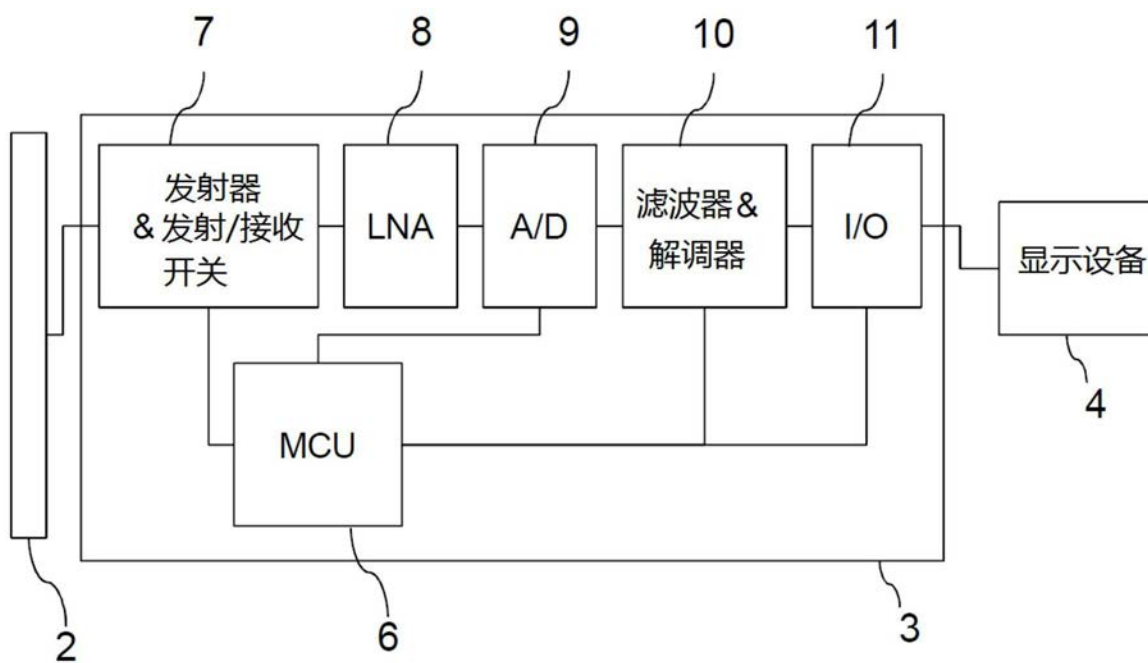


图2

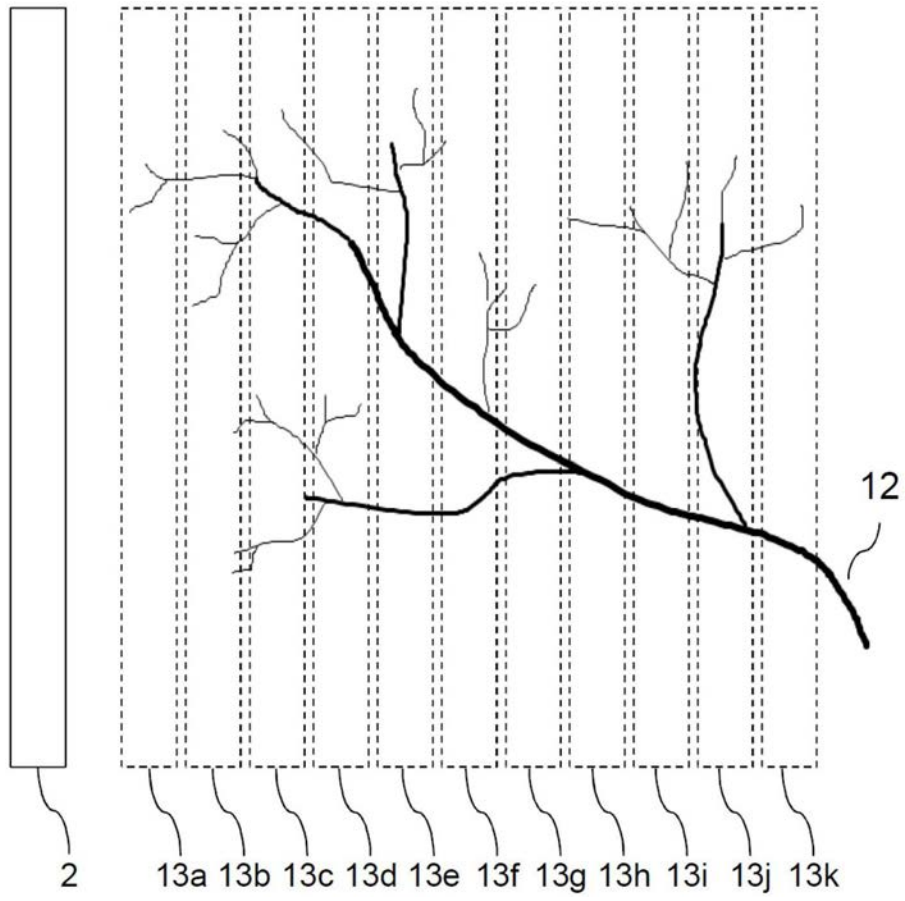


图3

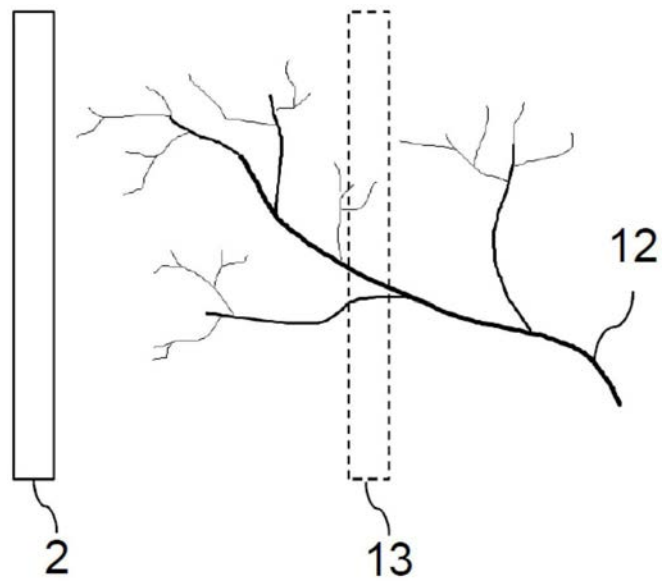


图4

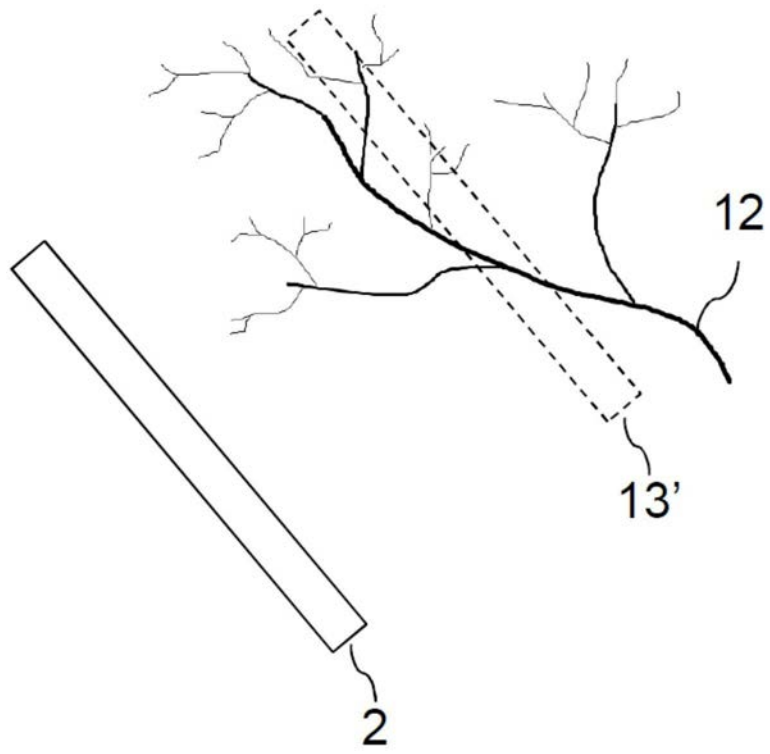


图5

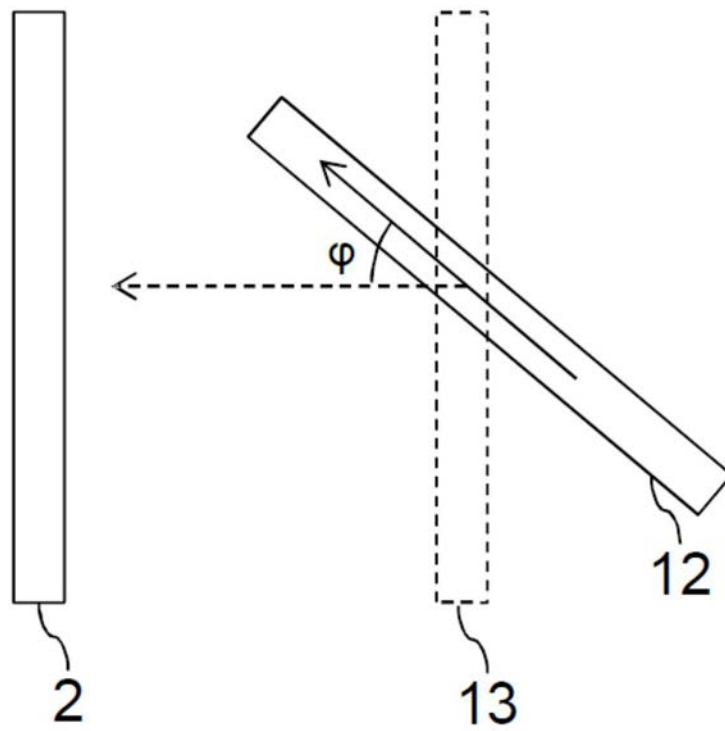


图6

专利名称(译)	超声波血流量监测		
公开(公告)号	CN109640828A	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201780049048.3	申请日	2017-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	挪威科技大学		
申请(专利权)人(译)	挪威科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	挪威科技大学		
发明人	汉斯·拓普 托布约恩·赫尔古姆		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/00		
优先权	2016013530 2016-08-05 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于监测患者(5)的血流量的系统(1)，包括第一单元(2)，其具有超声换能器和用于将第一单元紧固至患者的紧固件。控制器子系统包括该第一单元(2)和单独的第二单元(3，4)。控制器子系统(2，3，4)被配置为：控制超声换能器以沿传播方向将平面波脉冲发射到患者(5)中；对在超声换能器处接收的、来自患者(5)内的部位(13)的所述平面波脉冲的反射进行采样以产生脉冲多普勒响应信号；处理脉冲多普勒响应信号，以估计与通过该部位(13)的总血液体积流量成正比但与其不相等的、随时间变化的一系列测量值。监测子系统(3，4)被配置为监测随时间变化的该系列值，且如果所述值中一组一个或多个值满足预定标准则生成信号。

