



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108601580 A

(43)申请公布日 2018.09.28

(21)申请号 201680064336.1

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2016.11.02

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

62/249,989 2015.11.03 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/076456 2016.11.02

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/076918 EN 2017.05.11

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 K·帕拉尼萨米 R·S·西索迪亚

S·塞特拉曼 R·B·帕蒂尔

V·巴萨瓦劳伊帕蒂尔欧卡里

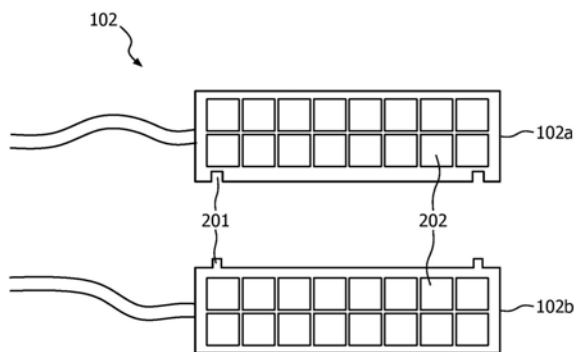
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

使用非成像超声来测量动脉参数的超声探头、系统和方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于使用非成像超声测量动脉参数的系统、超声探头和对应的方法。所述系统包括用于从血管采集多普勒超声信号的采集单元以及处理单元,所述处理单元用于处理所采集的多普勒超声信号并通过对至少峰值收缩速度(PSV)和脉搏波速度(PWV)的测量来确定血管中的变化。采集单元包括超声探头,所述超声探头具有被布置在网格配置中的多个换能器元件,并且包括可拆卸地彼此连接的第一探头(102a)和第二探头(102b)。在分裂式配置中,超声探头被提供为全局地测量颈动脉与股动脉之间的PWV,或者局部地且同时地测量PSV和PWV。在集成配置中,可以局部地测量PSV或PWV。



1. 一种用于使用非成像超声测量动脉参数的系统,所述系统包括:

采集单元,其用于从血管采集多普勒超声信号,其中,所述采集单元包括超声探头,所述超声探头具有被布置在网格配置中的多个换能器元件并且具有能拆卸地彼此连接的第一探头和第二探头;以及

处理单元,其用于处理所采集的多普勒超声信号并且通过对至少峰值收缩速度(PSV)和脉搏波速度(PWV)的测量来确定所述血管中的变化。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述超声探头具有锁定机构,所述锁定机构用于将所述第一探头和所述第二探头锁定来以所述超声探头的集成配置提供单个探头,并且用于将所述第一探头和所述第二探头解锁/拆开来以所述超声探头的分裂式配置提供两个探头。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述超声探头的所述换能器元件被提供为个体地或共同地操作。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述超声探头的所述换能器元件被提供为同时地或分离地操作。

5. 根据权利要求3或4所述的系统,其中,所述超声探头的所述换能器元件被提供为以非分阶段的方式操作。

6. 根据权利要求3或4所述的系统,其中,所述超声探头的所述换能器元件被提供到感兴趣区域中的经准直的射束。

7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的系统,其中,所述超声探头被提供为实现局部地对PSV和PWV的所述测量并且实现全局地对PWV的所述测量。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理单元被提供为检测血管中的血液的流动。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理单元被提供为识别至少一个血管的不同和/或个体分段。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理单元被提供为指示血流信息从其被接收的所述换能器元件和所述血管。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理单元被提供为局部地估计所述PSV和所述PWV并且全局地估计所述PWV。

12. 一种用于实现对动脉参数的测量的超声探头,包括:

多个换能器元件,其被布置在网格配置中并且具有能够拆卸地彼此连接的第一探头和第二探头;以及

锁定机构,其用于将所述第一探头和所述第二探头锁定来以所述超声探头的集成配置提供单个探头,并且用于将所述第一探头和所述第二探头解锁/拆开来以所述超声探头的分裂式配置提供两个探头。

13. 根据权利要求12所述的超声探头,其中,所述超声探头的所述分裂式配置被提供为全局地测量颈动脉与股动脉之间的PWV,或者局部地且同时地测量PSV和PWV。

14. 根据权利要求12所述的超声探头,其中,所述超声探头的所述集成配置被提供为局部地测量PSV或PWV。

15. 一种用于使用非成像超声测量动脉参数的方法,所述方法包括:

通过具有超声探头的采集单元从血管采集多普勒超声信号,所述超声探头包括能拆卸地彼此连接的第一探头和第二探头;并且

通过处理单元处理所采集的多普勒超声信号并且通过对至少峰值收缩速度 (PSV) 和脉搏波速度 (PWV) 的测量来确定所述血管中的变化。

16. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述处理包括检测所述血管中的血液的流动。

17. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述处理包括识别至少一个血管的不同和/或个体分段。

18. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述处理包括指示血流信息从其被接收的所述换能器元件和所述血管。

19. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述处理包括局部地估计所述PSV和所述PWV并且全局地估计所述PWV。

20. 根据权利要求19所述的方法,其中,全局地估计所述PWV包括测量颈动脉与股动脉之间的所述PWV。

21. 根据前述权利要求15至20中的任一项所述的方法,其中,所述方法是用于局部地估计诸如PSV和PWV的动脉参数并且全局地估计诸如PWV的动脉参数的非成像和非侵入性的且连续的方法。

22. 一种包括代码模块的计算机程序产品,所述代码模块用于当在计算机处理器上运行时执行根据权利要求15至21所述的方法。

23. 一种包括根据权利要求22所述的计算机程序产品的计算机可读介质。

使用非成像超声来测量动脉参数的超声探头、系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及测量动脉参数,更具体地涉及测量动脉参数的非成像和非侵入性模式。

背景技术

[0002] 动脉粥样硬化性心血管疾病是人类死亡的主要原因之一。动脉粥样硬化状况的早期检测对于预防某些心血管事件(如中风、心肌梗塞等)非常重要。研究示出,通过检测血管壁的变化可以将动脉僵硬及其测量结果用作动脉粥样硬化性心血管疾病的早期检测的主要参数之一,尽管在该阶段处可能不存在管腔狭窄。血管壁的变化可以使用脉搏波速度(PWV)来测量,与可用于这样的测量的其他技术相比,PWV被认为更可靠。

[0003] 目前,利用现有的设置,在颈动脉和股动脉之间测量PWV,因此实现非成像的全局测量。然而,针对特定动脉或血管壁的局部测量使得诊断更准确。在这方面,使用基于成像的超声技术进行局部测量。而且,在PWV的非成像全局测量中,由于不能够同时分析这两个波,因此颈动脉和股动脉波分别利用心电图(ECG)门控归一化。换言之,PWV测量结果涉及来自具有门控ECG的解剖结构的两个位置的测量结果,并且测量值是近似的,因为颈动脉和股动脉之间的精确距离从对象到另一对象变化。

[0004] US2014303501A1公开了具有用于诊断目标物体的不同规格并且获得其测量结果的两个探头。由于探头具有不同的规格,其操作方案也不同,并且因此可能需要彼此同步。

[0005] 因此,除了测量颈动脉的PWV之外,需要使用非成像超声技术进行局部PWV测量,并且还能够测量颈动脉的峰值收缩速度(PSV)和颈动脉与股动脉之间的PWV。本发明旨在克服该问题并提供如本文之前所述的解决方案

[0006] 本发明的目的是提供一种能够在颈动脉处局部测量PWV的系统;

[0007] 本发明的另一目的是提供一种能够在颈动脉处局部测量PSV的系统;

[0008] 本发明的又一目的是提供一种能够测量颈动脉和股动脉之间PWV的系统;

[0009] 本发明的再一目的是提供一种能够使用非成像超声来测量PWV和PSV的系统;

[0010] 本发明的另一目的是提供一种消除了对利用ECG门控测量的波进行归一化的需要的系统;

[0011] 本发明的另一目的是提供一种使用本发明的系统在颈动脉处局部测量PSV和PWV以及测量颈动脉和股动脉之间的PWV的方法。

发明内容

[0012] 在本发明的一个方面中,提供了一种用于使用非成像超声测量动脉参数的系统。本发明的系统包括用于从血管采集多普勒超声信号的采集单元和用于处理所采集的多普勒超声信号并通过至少峰值收缩速度(PSV)和脉搏波速度(PWV)的测量来确定血管中的变化的处理单元。采集单元包括超声探头,所述超声探头具有被布置在网格配置中的多个换能器元件,并且包括可拆卸地彼此连接的第一探头和第二探头。

[0013] 以下是有利的：具有可以用在局部地对PSV和PWV的测量以及全局地对PWV的测量中的超声探头，以通过检测与血管的僵硬相关的血管中的变化和动脉粥样硬化病症的早期检测来实现改进的诊断。

[0014] 本发明提供了通过用于测量动脉参数的非成像和非侵入性系统和方法的解决方案。本发明还提供了一种超声探头，其可以用在使得其能够局部地测量PSV和PWV并且全局地测量PWV的分裂式配置和集成配置中。

[0015] 在本发明的优选实施例中，多个换能器元件被布置在网格配置中。除了同时或分离地使用的其能力之外，换能器元件能够个体或共同地操作。换能器元件也可以以非分段的方式使用。

[0016] 在本发明的另一方面中，提供了一种用于实现对动脉参数的测量的超声探头。本发明的超声探头具有被布置在网格配置中的多个换能器元件。超声探头具有可拆卸地彼此连接的第一探头和第二探头。超声探头还具有锁定机构，其用于将第一探头和第二探头锁定，以以超声探头的集成配置提供单个探头，并且将第一探头和第二探头解锁/分离以以超声探头的分裂式配置提供两个探头。

[0017] 在本发明的又一方面中，提供了一种用于使用非成像超声测量动脉参数的方法。本发明的方法包括：通过具有超声探头的采集单元从血管采集多普勒超声信号，所述超声探头包括可拆卸地彼此连接的第一探头和第二探头；并且通过处理单元处理所采集的多普勒超声信号并通过对至少峰值收缩速度 (PSV) 和脉搏波速度 (PWV) 的测量来确定血管中的变化。

[0018] 在本发明的实施例之一中，本发明的方法通过使用本发明的超声探头的本发明的系统来执行。

附图说明

[0019] 参考附图，其中：

[0020] 图1示出了根据本发明的用于测量动脉参数的系统；

[0021] 图2a和2b分别示出了处于集成配置和分裂式配置的超声探头；

[0022] 图3a和3b分别图示了测量在两个不同位置处采集的PWV和多普勒超声的设置；

[0023] 图4图示了从感兴趣动脉对多普勒超声信息的采集；

[0024] 图5描绘了在感兴趣动脉的不同部分处获得的回波模式；并且

[0025] 图6示出了根据本发明的测量动脉参数的方法。

具体实施方式

[0026] 脉搏波速度 (PWV) 是动脉僵硬或压力波沿血管向下移动的速率的量度，并且是心血管发病率和死亡率的高度可靠的预后参数。当血液流过循环系统的血管时，其移出左心室并进入主动脉，然后在主动脉中其被推动通过循环系统的剩余部分。在收缩期间，左心室的收缩和血液向升主动脉的射血使得主动脉壁急剧扩张并生成沿着动脉树移动的压力波。这种移动的速度给出了动脉顺应性的测量结果。随着年龄或由于动脉壁的变化，这些血管变得更僵硬，并且压力波移动通过系统的速度增加。

[0027] 除此之外，有在收缩期的结束处移回心脏的反射压力波。当压力波更快移动通过

动脉时,反射波也将更快速移回。由于心室的增加的后负荷导致克服这种后负荷所需的更大的收缩压,这导致心血管系统更多的工作。理想情况下,PWV通过使用彼此以已知距离(称为脉搏波距离)放置的两个压力导管来计算。压力波从上游压力导管流向下游压力导管采取的时间提供了脉搏传导时间(PTT)。然后通过将距离除以通过传导时间来计算PWV,从而提供心血管健康的量度。

[0028] 在目前可用于评价动脉僵硬的不同方法中,使用最广泛的是主动脉脉搏波速度,特别是在从主动脉弓或颈总动脉到股总动脉的区域。通常,通过压力换能器或动脉张力测量法来检测脉搏波。颈动脉和股动脉之间PWV的测量结果是通过将从颈动脉点到股骨点的距离除以传导时间来完成的。

[0029] 因此,
$$PWV = \frac{\Delta L(\text{米})}{\Delta t(\text{秒})}$$

[0030] 传导时间通过逐足法估算。在波形的陡峭上升开始时,波的足定义在舒张期的结束处。传导时间是波的足在已知距离上的行进时间。而距离是固定的参数,传导时间有一定的变化,这取决于诸如心脏传导和节律的因素。考虑到这一点,大多数方法采取若干测量结果的平均。尽管不能够同时分析颈动脉和股动脉波,但其是利用心电图(ECG)门控分离地归一化的。使用与ECG和最小滑动窗口同步的具有线性阵列探头的脉冲多普勒超声。在锁骨上水平处利用B模式定位颈动脉后,患者仰卧位开始检查。然后,波多普勒流与心电图同时被识别。该过程在腹股沟中的股总动脉上重复。每个记录涉及两个或三个心动周期。为了获得传导时间(TT),其使用数字卡尺从QRS的R波到波形的足进行测量。

[0031] 本文之前描述的当前方法具有某些缺点,包括但不限于从具有ECG门控的解剖结构的两个位置获得测量结果,并且测量值是近似的,因为颈动脉和股动脉之间的确切距离因对象而异。而且,这提供了全局PWV的测量,而不是局部感兴趣的动脉的测量。除此之外,需要接合连接诸如ECG的额外的设备以获得传导时间。

[0032] 本发明提供了一种使用基于非成像和非侵入性的方法局部和全局无ECG门控地测量如PWV和PSV的动脉参数的系统和方法。

[0033] 下面通过非穷尽性的示范性实施例参考图1至6进一步描述本发明。

[0034] 在图1和图6中,示出了用于测量动脉参数的系统(100)和方法(600)。根据方法步骤(601),系统(100)包括用于从血管采集多普勒超声信号的采集单元(101)。采集单元(101)具有超声探头(102),所述超声探头具有以网格配置布置的多个换能器元件。超声探头(102)具有彼此可拆卸地连接的第一探头和第二探头。如图2a所示,提供锁定机构(201)以锁定第一探头(102a)和第二探头(102b)从而提供超声探头(102)的集成配置中的单个探头。在图2b中,锁定机构(201)以分离方式示出以提供两个探头,即,在超声探头(102)的分裂式配置中彼此分离的第一探头(102a)和第二探头(102b)。超声探头(102)的换能器元件(202)被设置为个体或共同地操作,并且还可以以非分阶段的方式同时或分离地操作。而且,提供超声探头(102)的换能器元件以在感兴趣区域中产生经准直的射束。如图3a所示,根据本发明的一个优选实施例,超声探头(102)被用于具有分裂式探头(102a和102b)的分裂式配置中以局部地获得PWV测量结果。多普勒超声波从动脉中的两个不同位置A和B获得,如图3b所示。被布置在网格中的换能器元件的第一行和第n行中的多普勒超声波形将相对于彼此具有时间移位。如果其同时被采集,则该移位与心脏脉搏波从第一行到第n行跨血行

进花费的时间有关。根据从位置A和B获得的多普勒超声信号计算两个信号之间的时间延迟(D),其中,A和B以距离L分开定位。PWV被估计如下:

$$[0035] \quad PWV = \frac{L}{D}$$

[0036] 相对于感兴趣血管或动脉,如图4所示,在特定的时间间隔内获得多普勒超声信号的信号帧。放置在身体的表面上的超声探头(102)将超声脉冲穿过软组织(401)发送到身体内以到达如颈动脉的动脉(402)。来自超声探头(102)的声音脉冲(403)被示出为到达动脉(402)的较远的壁并且已被反射。反射的超声脉冲被示出为(404)。显而易见,超声脉冲被发送并且超声脉冲从直径为D的动脉的近壁以及远壁反射。回波由相同的超声探头(102)接收。示出了包含在反射回波的时间间隔T(ms)上形成的幅度信息A(a,u)的数据帧(F1、F2和F3)。依据由声速(v)缩放的两个回波的到达时间之间的差异(Δt)来架构血管或动脉的直径估计如下:直径 $D=0.5 \times \Delta t \times v$

[0037] 图5示出了在超声波从不同的解剖部位(例如感兴趣血管或动脉(500)的外膜(501)、介质(502)和内膜(503))反射之后的回波模式(1、2、3、4)。从壁(503)的内层(内膜)到动脉内腔(管腔)(504)的传导产生了在近壁和远壁两者处可见不同回波。更强烈的回波表示最外层,即外膜(501)。中间层介质(502)是低回波的。基于阈值跟踪被获得并成功门控的不同回波模式,以确定从其反射波的解剖结构。

[0038] 所获得的回波模式被用于计算扩张波形,因为可以观察到如图5所示从不同区域上的动脉获得的回波不均匀。

[0039] 从超声探头获得的信号会受到噪声和瞬态行为的影响。根据方法步骤(602)对原始回波信号进行预处理以改进SNR,并且通过使用匹配滤波器移除瞬态,然后用带通滤波器对每行RF数据进行滤波。然后应用非线性增益来抑制来自皮肤凝胶界面的高幅度反射。

[0040] 然后,使用希尔伯特变换来计算增益补偿信号 $x(t)$ 的包络 $e(t)$ 。

$$[0041] \quad e(t) = \sqrt{x(t)^2 + H\{x(t)\}^2}$$

$$[0042] \quad \text{其中, } H[x(t)] = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau) d\tau}{t-\tau}$$

[0043] 在方法步骤(603)中,处理单元检测血管中的血流并识别血管或动脉。因此,可以通过执行回波门跟踪来分离动脉的远壁和近壁。识别回波以找到所采集信号中的动脉解剖结构可能位于的感兴趣区域。为了从回波模式中识别感兴趣区域,使用诸如最大似然方法的概率方法。首先,使用滑动窗口方法获得给定信号的能量图,并且识别最大能量的区域,并且针对跨帧的不同患者从这些感兴趣区域提取各种特征。使用高斯混合模型通过获得均值和协方差来对特征数据进行训练。在提供测试帧时,提取特征并针对建立的模型进行测试,以提供感兴趣区域的可能性。数据是基于诸如壁类方法的单个类方法进行分类的。该方法使用可能性的截断值将点分配给壁类。

$$[0044] \quad P\left(\frac{x}{c}\right) = \frac{1}{2\pi^{\frac{d}{2}}(\det(c))^{0.5}} e^{-(x-\mu)^T C^{-1}(x-\mu)}$$

[0045] 其中,

[0046] d-特征向量的维度

[0047] c-协方差矩阵

[0048] μ -高斯的均值

[0049] x-测试点的特征向量

[0050] 如此识别的感兴趣动脉被映射到用于动脉特定扩张波形的计算的RF数据。根据方法步骤(604),可以通过连续跟踪来自血管或动脉的壁的回波的移动来测量血管或动脉的扩张波形。

[0051] 此外,收缩和舒张期间血流的变化引起动脉的弹性特性的变化。弹性性质的该变化表现在动脉的直径变化中。基于由于壁运动获得的回波,分析连续的信号帧,并且将动脉的扩张波形计算为近壁和远壁移动之间的差异。

[0052] 考虑到两次连续采集中获得的回波, $NW_i(t)$ 是近壁回波,并且 $FW_i(t)$ 是第*i*次采集的远壁回波。现在,在下一迭代中获得的近壁和远壁回波可以表达为

$$[0053] \quad NW_{i+1}(t) = NW_i(t \pm \Gamma_{nw})$$

$$[0054] \quad FW_{i+1}(t) = FW_i(t \pm \Gamma_{fw})$$

[0055] 其中, Γ_{fw} 和 Γ_{nw} 分别是近壁和远壁回波的移位。回波跟踪涉及估计这些移位并相应地跟随回波的移动。为了估计连续采集之间的回波的时间的移位,采用了移位和搜索方法,并且理想的是计算信号 $NW_i(t)$ 和 $NW_{i+1}(t)$ 之间的最大互相关并估计将移位 Γ_{fw} 和 Γ_{nw} 估计为与互相关的最大值对应的时间。

[0056] 一旦识别出延迟,基于声速(*v*)计算壁移动,

$$[0057] \quad d_{nw}(i) = 0.5 * v * [\Gamma_{nw}(i) + \Gamma_{nw}(i-1)]$$

$$[0058] \quad d_{fw}(i) = 0.5 * v * [\Gamma_{fw}(i) + \Gamma_{fw}(i-1)]$$

[0059] 动脉扩张波形被计算为近壁和远壁移动之间的差异,并且由下式给出:

$$[0060] \quad \Delta d(i) = d_{fw}(i) - d_{nw}(i)$$

[0061] 代入 $t = (i/fprf)$,可以如下确定扩张波形 $\Delta d(t)$:

$$[0062] \quad \Delta d(t) = d_{fw}(t) - d_{nw}(t)$$

[0063] 根据上面提到的扩张波形可以计算峰到峰的扩张,这可以用于测量其他动脉顺应性量度。

[0064] 通过动脉横截面的变化,动脉中的压力变化表现得更好。通过以下等式基于扩张波形进一步计算作为时间的函数的动脉壁横截面。

$$[0065] \quad A(t) = \frac{\pi d(t)^2}{4}$$

[0066] 血压波形 $p(t)$ 和动脉壁横截面 $A(t)$ 之间的函数关系如下建立:

$$[0067] \quad p(t) = p_0 e^{\gamma A(t)}$$

[0068] 其中, p_0 是恒定的,并且 γ 在患者的动脉之间并且跨患者变化。需要查找表和动脉模型来测量感兴趣动脉的相应 γ 。

[0069] 根据等式 $p(t) = p_0 e^{\gamma A(t)}$,可以根据方法步骤(605)计算压力波形。而且,因此可以估计收缩压、舒张压和平均动脉压。因此能够以基于非侵入性和非成像的方法连续监测感兴趣动脉的血压。

[0070] 由于与感兴趣动脉相关联的直径和压力的变化可用,因此其他动脉顺应性量度,诸如弹性模量、动脉扩张性、动脉顺应性和僵硬指数,可以如下计算,其中, P_s 是收缩压, P_d 是舒张压。

[0071] 弹性模量, $E = \frac{\Delta P \times D}{\Delta D}$

[0072] 动脉扩张性, $D = \frac{\Delta D}{\Delta P \times D_d}$

[0073] 动脉顺应性, $C = \frac{\Delta D}{\Delta P}$

[0074] 僵硬指数 $\varphi = \frac{\ln(P_s/P_d)}{(\frac{D_s - D_d}{D_d})}$

[0075] 因此,本发明提供感兴趣动脉的局部血压以及其他动脉参数和动脉顺应性量度的连续测量。

[0076] 本文仅具体图示和描述了本发明的某些特征,并且本领域技术人员将会想到许多修改和变化。本发明不受在此描述的优选实施例的限制。应该注意的是,本发明通过示范性实施方式进行解释,并且既不是详尽的也不是限制性的。本领域技术人员很好地理解本说明书中未详尽描述的本发明的某些方面。而且,在说明书中使用的与单数形式相关的术语在任何可应用的地方也包括其复数参考,并且反之亦然。事实上,在说明书中没有具体描述的任何相关修改或变化都被解释为完全在本发明的范围内。权利要求旨在覆盖落入本发明的精神内的所有这些修改和变化。

[0077] 因此,本领域的技术人员将意识到,本发明可以以其他特定形式实现而不背离其精神或实质特征。因此,目前公开的实施例在所有方面中都被认为是说明性的而不是限制性的。本发明的范围由权利要求而不是前面的描述来指示,以及旨在包含在其意义和范围内以及等价物内的所有变化。

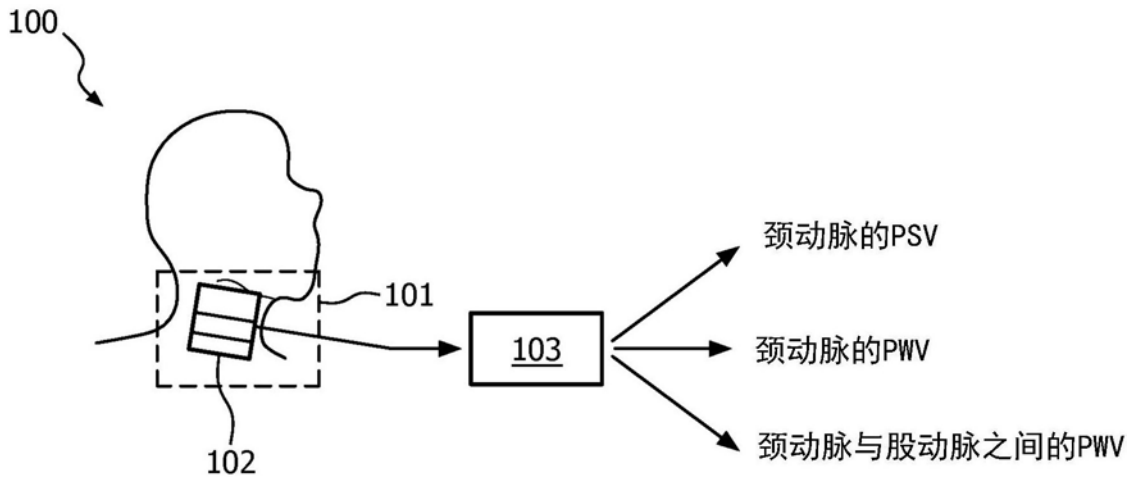


图1

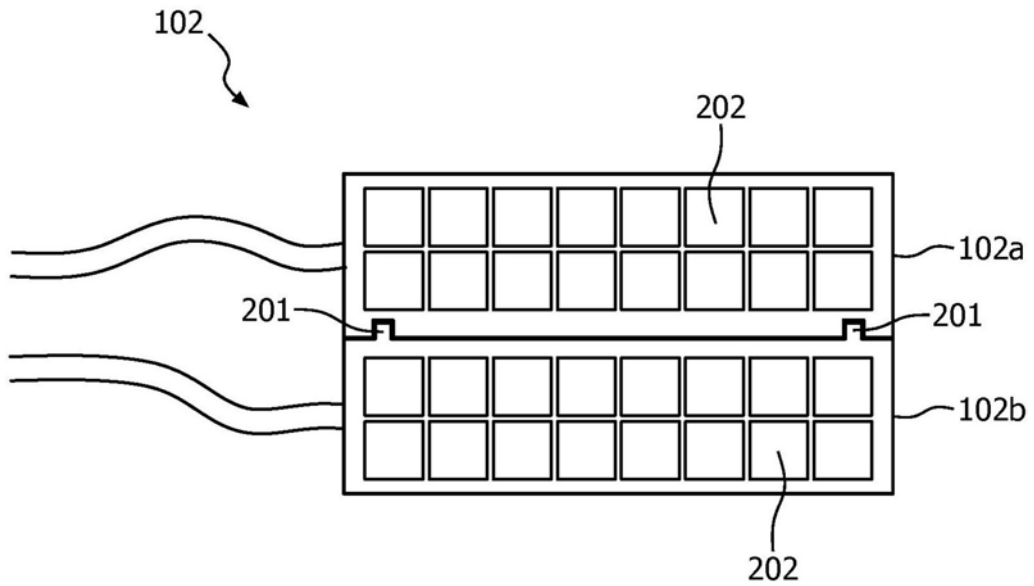


图2A

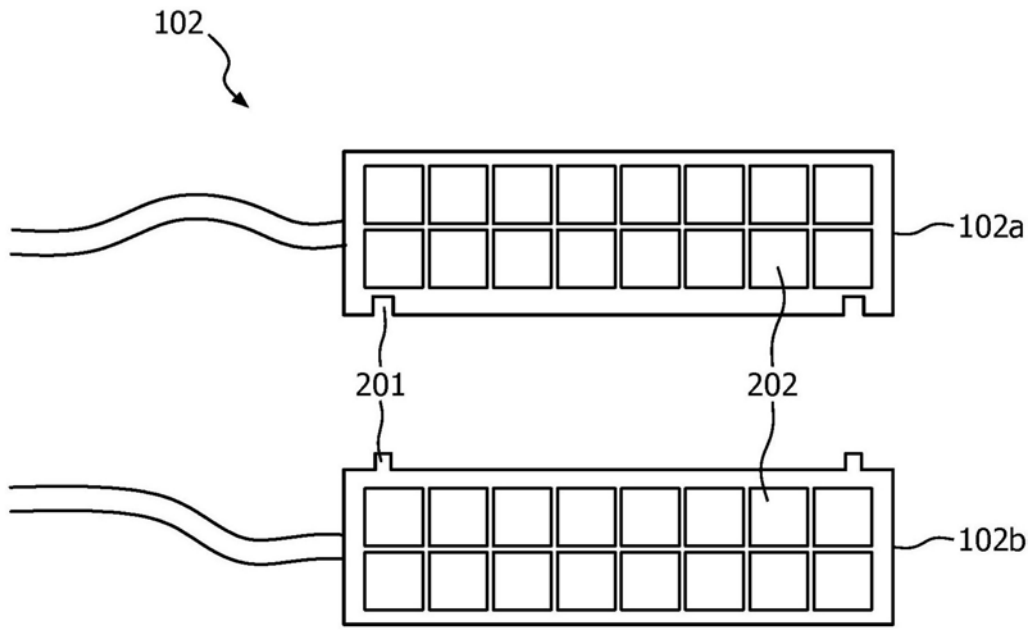


图2B

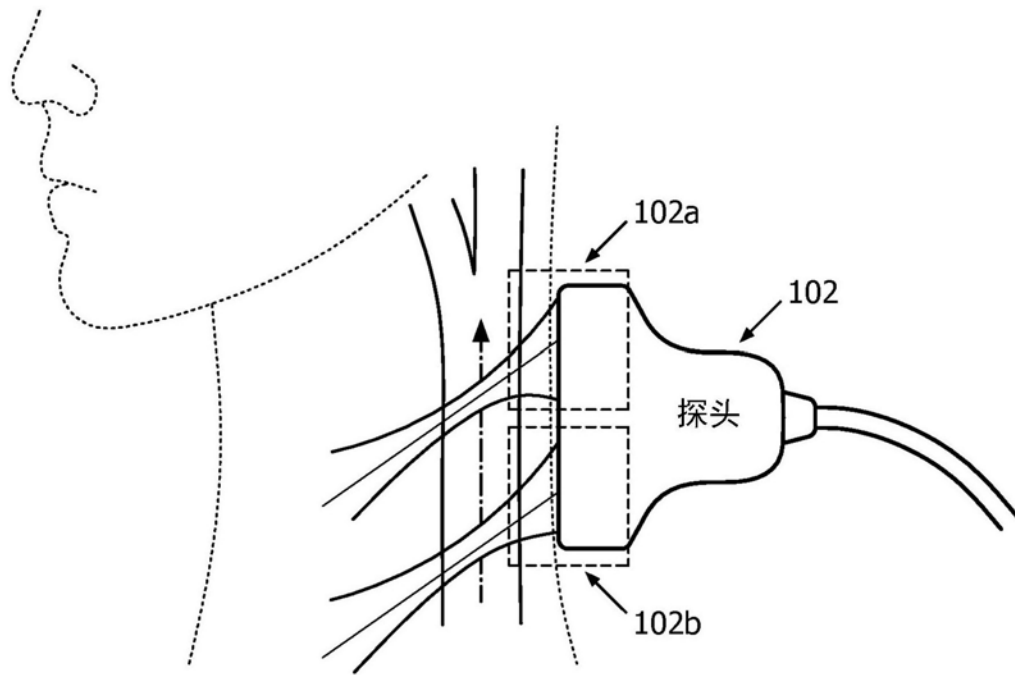


图3A

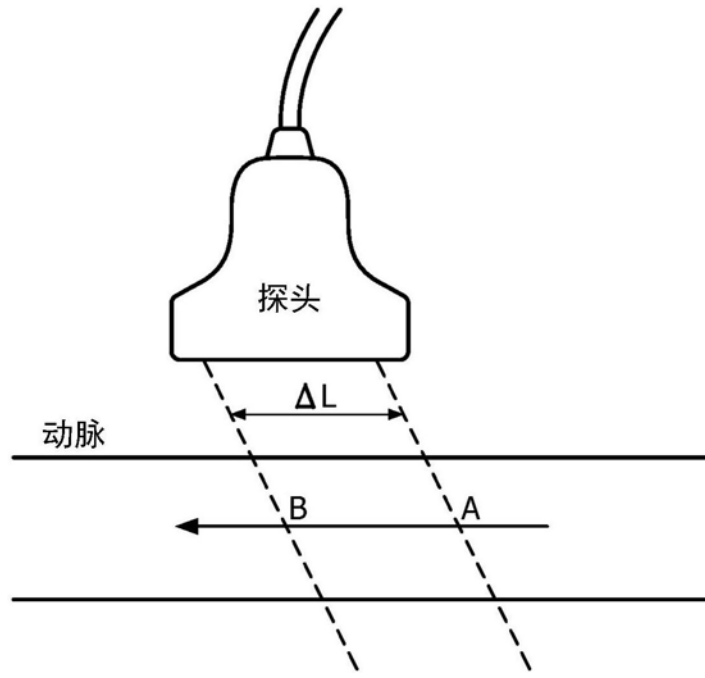


图3B

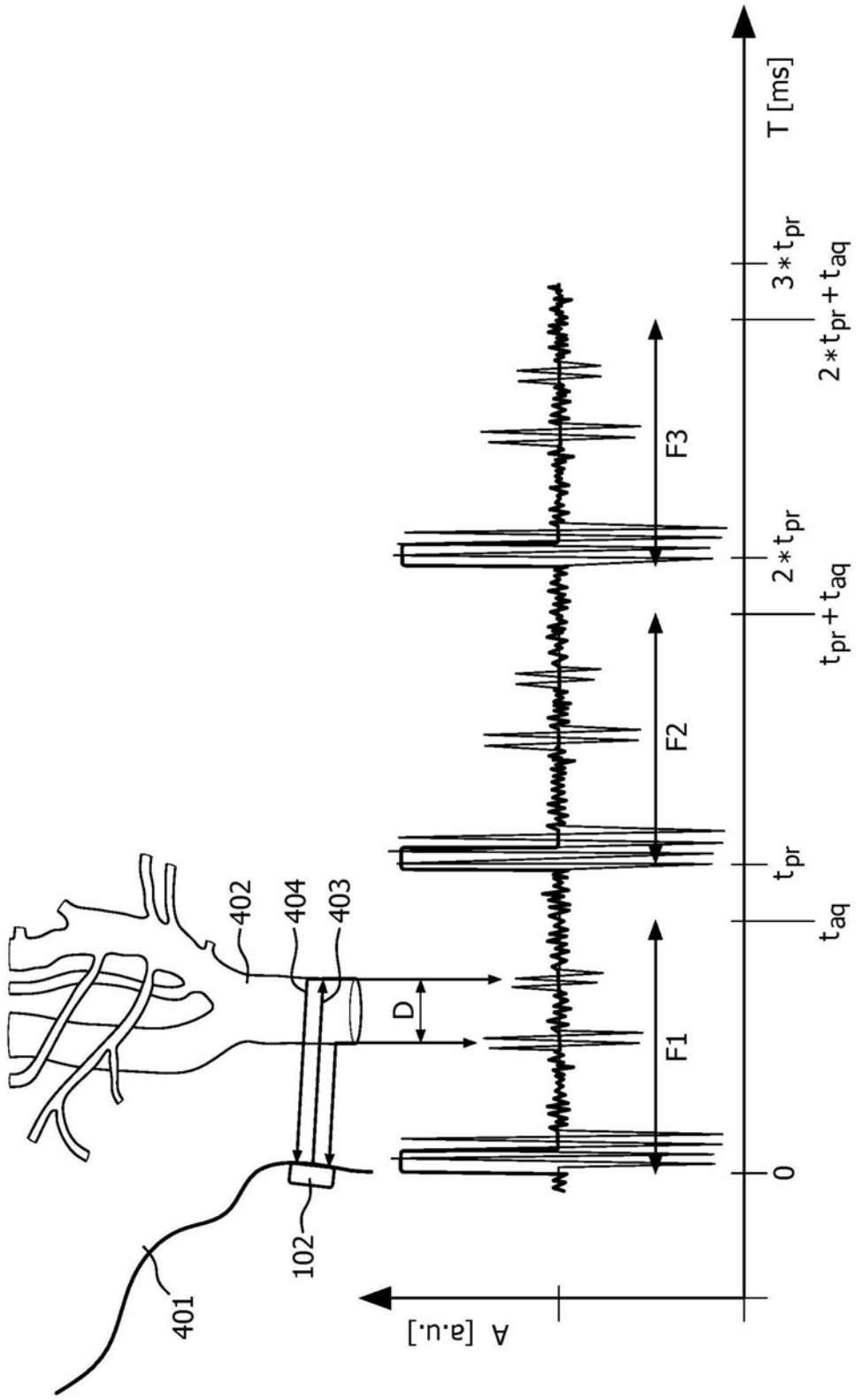


图4

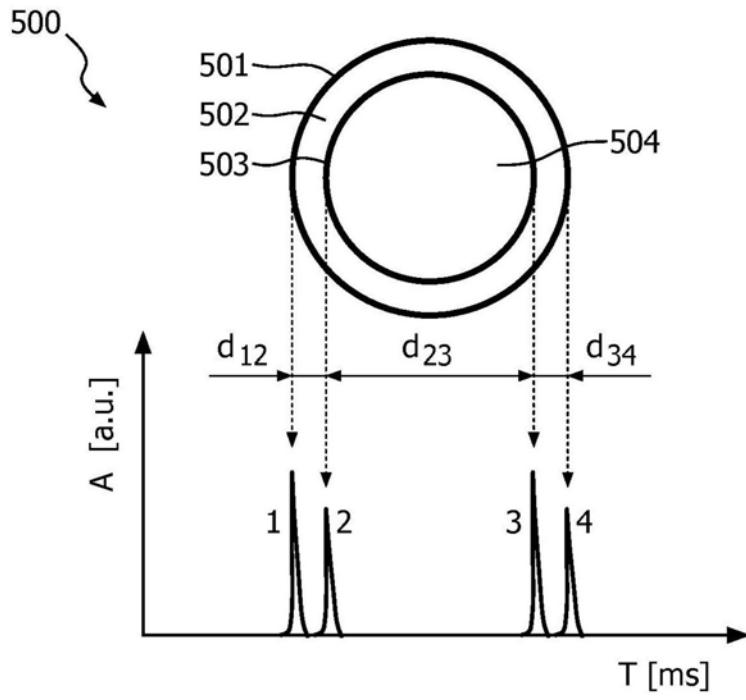


图5

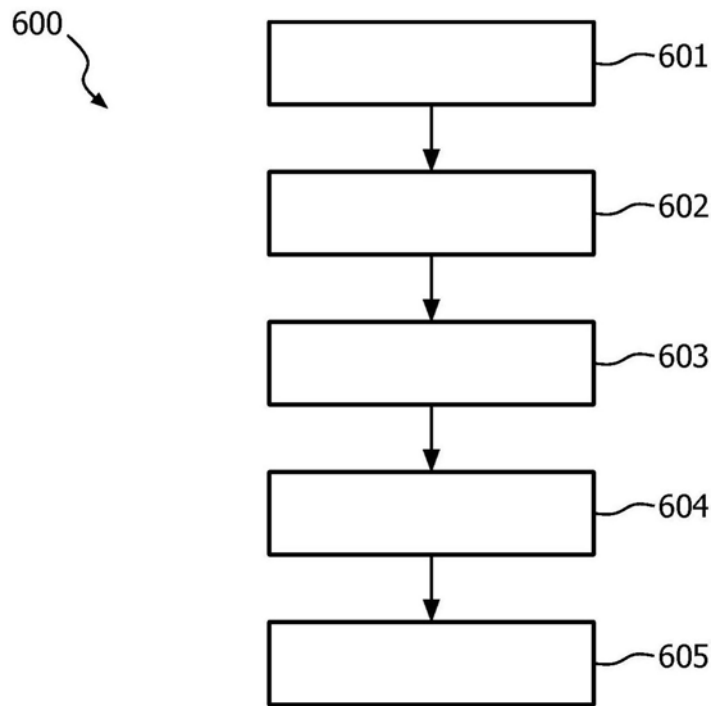


图6

专利名称(译)	使用非成像超声来测量动脉参数的超声探头、系统和方法		
公开(公告)号	CN108601580A	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	CN201680064336.1	申请日	2016-11-02
[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	K帕拉尼萨米 RS西索迪亚 S塞特拉曼 R B 帕蒂尔 V巴萨瓦劳伊帕蒂尔欧卡里		
发明人	K·帕拉尼萨米 R·S·西索迪亚 S·塞特拉曼 R·B·帕蒂尔 V·巴萨瓦劳伊帕蒂尔欧卡里		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/4411 A61B8/4477 A61B8/4494 A61B8/488		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/249989 2015-11-03 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于使用非成像超声测量动脉参数的系统、超声探头和对应的方法。所述系统包括用于从血管采集多普勒超声信号的采集单元以及处理单元，所述处理单元用于处理所采集的多普勒超声信号并通过至少峰值收缩速度(PSV)和脉搏波速度(PWV)的测量来确定血管中的变化。采集单元包括超声探头，所述超声探头具有被布置在网格配置中的多个换能器元件，并且包括可拆卸地彼此连接的第一探头(102a)和第二探头(102b)。在分裂式配置中，超声探头被提供为全局地测量颈动脉与股动脉之间的PWV，或者局部地且同时地测量PSV和PWV。在集成配置中，可以局部地测量PSV或PWV。

