



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109219392 A

(43)申请公布日 2019.01.15

(21)申请号 201780029898.7

(22)申请日 2017.03.14

(30)优先权数据

1604412.5 2016.03.15 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2017/050694 2017.03.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/158343 EN 2017.09.21

(71)申请人 伦敦大学国王学院

地址 英国伦敦

(72)发明人 P·拉马塔·德·拉·奥尔登

D·诺德斯勒滕 F·多纳蒂

N·史密斯

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 黄纶伟 李辉

(51)Int.Cl.

A61B 5/055(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

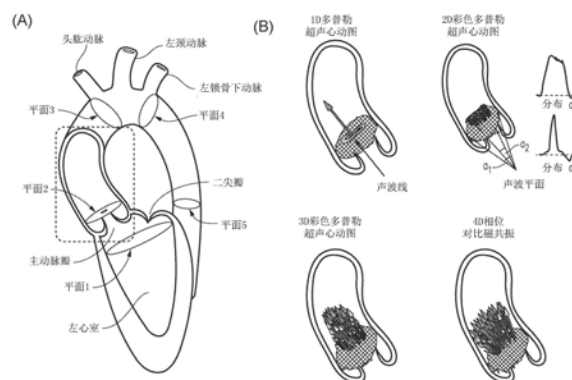
权利要求书5页 说明书22页 附图18页

(54)发明名称

用于压降估计的方法和系统

(57)摘要

本发明的实施方式提供了一种确定由管道内的流体流引起的管道上的压力差的方法,该方法包括以下步骤:在沿着管道的多个点处获得时间相关的三维流体速度数据;处理时间相关的三维流体速度数据,以确定:i)通过管道的流体的流速(Q);ii)通过管道的流体流的动能(K);iii)通过管道的流体流的平流能量率(A);以及iv)关于流体流的粘性耗散率(V);并且根据流速(Q)、动能(K)、平流能量率(A)以及粘性耗散率(V)的全部计算压力差。还描述了另外实施方式。



1. 一种确定由管道内的流体流引起的所述管道上的压力差的方法,该方法包括以下步骤:

在沿着所述管道的多个点处获得时间相关的三维流体速度数据;

处理所述时间相关的三维流体速度数据,以确定:

i) 通过所述管道的流体的流速 (Q) ;

ii) 通过所述管道的所述流体流的动能 (K) ;

iii) 通过所述管道的所述流体流的平流能量率 (A) ;以及

iv) 关于所述流体流的粘性耗散率 (V) ;

并且

根据所述流速 (Q)、动能 (K)、平流能量率 (A) 以及粘性耗散率 (V) 的全部计算所述压力差。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述流速Q取决于所述时间相关的三维流体速度数据在所述管道的入口平面或出口平面上或在将所述管道分成两个子部的任意其他平面上的面积分。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述动能率K取决于所述时间相关的三维流体速度数据和流体密度。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述平流能量率A取决于所述时间相关的三维流体速度数据或从其得到的数据在所述入口平面和出口平面上的所述面积分与所述流体密度的和。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述粘性耗散率V取决于所述三维流体速度数据和流体动态粘度。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,

$$Q = \int_{\Gamma_{OUTLET}} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} = - \int_{\Gamma_{INLET}} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x},$$

$$K = \frac{\rho}{2} \int_{\Omega} (\mathbf{v} \cdot \mathbf{v}) d\mathbf{x},$$

$$A = \frac{\rho}{2} \left(\int_{\Gamma_{INLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} + \int_{\Gamma_{OUTLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} \right),$$

$$V = \frac{\mu}{2} \int_{\Omega} D(\mathbf{v}) : D(\mathbf{v}) d\mathbf{x},$$

其中, $\mathbf{v}$ 是通用体素处的时间相关的三维速度场, $\mathbf{n}$ 是入口平面和出口平面的法线方向, ρ 和 μ 分别是流体密度和动态粘度, $D(\cdot) = [\nabla(\cdot) + \nabla(\cdot)^T]$, Ω 是找到所述压力差并且具有入口平面 Γ_{INLET} 和出口平面 Γ_{OUTLET} 的所识别的管道区域。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述压力差由下式给出:

$$\Delta p_w = - \frac{1}{Q} \left(\frac{\partial K}{\partial t} + A + V \right).$$

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述流体是血液,并且所述管道是血管。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述时间相关的三维速度数据是使用4D相位对比

磁共振成像来获得的。

10. 一种用于确定由管道内的流体流引起的所述管道上的压力差的系统, 该系统包括以下中的一项:

a) 4D相位对比磁共振成像设备, 该4D相位对比磁共振成像设备被设置为从所述管道上收集时间相关的三维速度数据, 所述系统还包括处理器, 该处理器被设置为执行权利要求1所述的方法以确定所述压力差; 或者

b) 超声心动图成像设备, 该超声心动图成像设备被设置为从所述管道上收集时间相关的三维速度数据, 所述系统还包括处理器, 该处理器被设置为从一组获取结果重构速度场, 并且执行权利要求1所述的方法以确定所述压力差。

11. 一种确定由管道内的流体流引起的所述管道上的压力差的方法, 该方法包括以下步骤:

在所述管道的入口平面和出口平面处获得流体速度数据; 以及
处理所述流体速度数据, 以确定:

i) 通过所述管道的流体的流速 (Q); 和

ii) 通过所述管道的所述流体流的平流能量率 (A);

所述方法还包括以下步骤: 根据所述流速 (Q) 和所述平流能量率 (A) 这两者计算所述压力差, 而不考虑通过所述管道的所述流体流的粘性耗散率 (V) 和动能 (K)。

12. 根据权利要求11所述的方法, 其中, 所述流速Q取决于所述流体速度数据在所述管道的入口平面或出口平面上或在将所述管道分成两个子部的任意其他平面上的面积分。

13. 根据权利要求11或12所述的方法, 其中, 所述平流能量率A取决于与时间相关的流体速度数据或从其得到的数据在所述入口平面和出口平面上的所述面积分与流体密度的和。

14. 根据权利要求11至13中任一项所述的方法, 其中, 所述管道上的所述压力差由下式给出:

$$\Delta p_{CAW} = -\frac{\rho}{2} \left(\int_{\Gamma_{OUTLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} + \int_{\Gamma_{INLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} \right) / \int_{\Gamma_{OUTLET}} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x}$$

其中, $\mathbf{v}$ 是通用体素处的速度场, $\mathbf{n}$ 是入口平面和出口平面的法线方向, ρ 分别是流体密度, 并且 Γ_{INLET} 和 Γ_{OUTLET} 是所述管道的相应入口平面和出口平面。

15. 根据权利要求11至13中任一项所述的方法, 其中, 所述管道上的所述压力差由下式给出:

$$\Delta p_{SAW} = -\frac{\rho}{2} \int_{\Gamma_{OUTLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} / \int_{\Gamma_{OUTLET}} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x}$$

其中, $\mathbf{v}$ 是通用体素处的速度场, ρ 分别是所述流体密度, Γ_{OUTLET} 是所述管道的所选择的平面, 并且 $\mathbf{n}$ 是所选择的平面的法线方向, 其中, 所述平面是所述管道的任一端处的平面中的一个。

16. 根据权利要求11至15中任一项所述的方法, 其中, 对于除了所述入口平面和出口平面之外的、所述管道中的其他任何处所, 不获得流体速度数据。

17. 根据权利要求15所述的方法, 其中, 对于除了所选择的平面之外的、所述管道中的

其他任何处所,不获得流体速度数据。

18. 根据权利要求11至17中任一项所述的方法,其中,所述流体速度数据从以下中的一项来获得:

- i) 4D相位对比磁共振成像数据;和/或
- ii) 2D相位对比磁共振成像数据;和/或
- iii) 多普勒超声心动图数据;和/或
- iv) 超快超声心动图数据。

19. 根据权利要求11至18中任一项所述的方法,其中,所述管道是血管,并且所述流体流是体内血液流。

20. 一种确定由管道内的流体流引起的所述管道上的压力差的方法,该方法包括以下步骤:

- 从所述管道的出口获得部分流体速度数据;
- 根据所述部分数据估计完整速度曲线;以及
- 根据所述流体速度数据和已知的流体密度计算所述压力差。

21. 根据权利要求20所述的方法,其中,所述部分数据沿着所述管道的出口平面处的线来获取的,所述线是通过使成像平面与所述管道的所述出口平面交叉来定义的。

22. 根据权利要求20和21所述的方法,其中,所述数据不是3D向量而是该向量在与所述流的方向接近的方向上的投影。

23. 根据权利要求20、21以及22所述的方法,其中,沿着线进行的数据的观察被直接当作所述完整速度曲线的最佳估计,并且由此所述压力差由下式给出:

$$\Delta p_{sAW} = -\frac{\rho}{2} \int_{\lambda} |v|^3 d\lambda / \int_{\lambda} |v| d\lambda$$

其中,v是沿着线λ的流体速度,并且rho是所述流体密度。

24. 根据权利要求20、21以及22所述的方法,其中,所述完整速度曲线被估计为被分成两个轴对称部分的圆形曲线,该两个轴对称部分中的每一个作为所述数据沿着所述所观察线在周向上的外推,由此,所述压力差由下式给出:

$$\Delta p_{sAW} = -\frac{\rho}{2} \int_{\lambda=0}^{\lambda=L} |v|^3 |\lambda - L/2| d\lambda / \int_{\lambda=0}^{\lambda=L} |v| |\lambda - L/2| d\lambda$$

其中,v是沿着长度为L的线λ的所述流体速度,并且rho是所述流体密度。

25. 根据权利要求20所述的方法,其中,所述部分数据是沿着所述管道的所述出口平面处的多条线来获取的,各条线是通过使成像平面与所述管道的所述出口平面交叉来定义的。

26. 根据权利要求20所述的方法,其中,所述部分数据是以能够通过内插或外推而导出在所述出口平面处的所述速度的方式在所述出口平面周围的点或线的稀疏组处获取的。

27. 根据权利要求20以及25或26所述的方法,其中,所述压力差由下式给出:

$$\Delta p_{SAW} = -\frac{\rho}{2} \int_{\Gamma_{OUTLET}} |v_R|^2 (v_R \cdot n) dx / \int_{\Gamma_{OUTLET}} v_R \cdot n dx$$

其中, v_R 是从根据权利要求24或25的可用数据重构的流体速度向量, 并且 ρ 是所述流体密度。

28. 根据权利要求20、23、24或27所述的方法, 其中, 所述流体速度数据由以下来获得:

- i) 2D多普勒超声心动图; 和/或
- ii) 超快2D超声心动图。

29. 根据权利要求20至28中任一项所述的方法, 其中, 所述管道是血管, 并且所述流体流是体内或体外血液流。

30. 根据权利要求20至29中任一项所述的方法, 其中, 仅从所述管道的所述出口获得部分流体速度数据, 该部分流体速度数据仅与所述出口的一部分有关而不是与所述整个出口上的流体速度数据有关。

31. 一种确定由管道内的流体流引起的所述管道上的压力差的方法, 该方法包括以下步骤:

在沿着所述管道的多个点处获得时间相关的三维流体速度数据;

对所述管道中的希望得到流信息的关注域进行分割;

限定通过所分割的域的流向量场 w , 该流向量场 w 为非发散的且在所述管道的侧壁中具有零值;

处理所述流向量场 w 和所述时间相关的三维流体速度数据, 以确定:

- i) 所述流向量场 w 的流速 (Q_w);
 - ii) 通过所述管道的所述流体流的替代动能 (K_w);
 - iii) 通过所述管道的所述流体流的替代平流能量率 (A_w); 以及
 - iv) 关于所述流体流的替代粘性耗散率 (V_w);
- 以及

根据所述流速 (Q_w)、以及动能 (K_w) 的替代、平流能量率 (A_w) 的替代和粘性耗散率 (V_w) 的替代的全部来计算所述压力差。

32. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述流速 Q_w 取决于所述流向量场 w 在所述管道的入口平面或出口平面上或在将所述管道分成两个子部的任意其他平面上的面积分, 或者其中, 所述流速 Q_w 被计算为前面所述的面积分的加权平均。

33. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述动能率 K_w 取决于: 所述流向量场 w 、所述时间相关的三维流体速度数据以及流体密度。

34. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述平流能量率 A_w 取决于所述流向量场 w 和所述时间相关的三维流体速度数据或从其得到的数据在所述入口平面和出口平面的面积分与所述流体密度的和、或所述流向量场和所述时间相关的三维流体速度数据或从其得到的数据在所述域的全部外表面 (圆柱的入口平面、出口平面以及侧壁) 的面积分的和。

35. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述粘性耗散率 V_w 取决于 w 、所述三维流体速度数据和流体动态粘度。

36. 根据权利要求31所述的方法, 其中,

$$Q_w = \int_{\Gamma_{OUTLET}} w \cdot n dx = - \int_{\Gamma_{INLET}} w \cdot n dx,$$

$$K_w = \frac{\rho}{2} \int_{\Omega} (v \cdot w) dx,$$

$$A_w = \frac{\rho}{2} \left(\int_{\Gamma_{INLET}} |v|^2 (w \cdot n) dx + \int_{\Gamma_{OUTLET}} |v|^2 (w \cdot n) dx \right),$$

$$V_w = \frac{\mu}{2} \int_{\Omega} D(v) : D(w) dx,$$

其中, v 是通用体素处的时间相关的三维速度场, w 是在血管域中定义的非发散向量, n 是入口平面和出口平面的法线方向, ρ 和 μ 分别是所述流体密度和动态粘度, $D(\cdot) = [\nabla(\cdot) + \nabla(\cdot)^T]$, Ω 是待确定所述压力差并且具有入口平面 Γ_{INLET} 和出口平面 Γ_{OUTLET} 的所识别的管道区域。

37. 根据权利要求36所述的方法, 其中, 所述压力差由下式给出:

$$\Delta p = - \frac{1}{Q_w} \left(\frac{\partial K_w}{\partial t} + A_w + V_w \right).$$

38. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述流体是血液, 并且所述管道是血管。

39. 根据权利要求31所述的方法, 其中, 所述时间相关的三维速度数据是借助多普勒效应使用4D相位对比磁共振成像或心脏超声心动图, 或通过跟踪超快获取中的对比剂来获得的。

40. 一种用于确定由管道内的流体流引起的所述管道上的压力差的系统, 所述系统包括以下中的一项:

a) 4D相位对比磁共振成像设备, 该4D相位对比磁共振成像设备被设置为从所述管道上采集时间相关的三维速度数据, 所述系统还包括处理器, 该处理器被设置为执行权利要求31所述的方法以确定所述压力差; 或者

b) 超声心动图成像设备, 该超声心动图成像设备被设置为从所述管道上采集时间相关的三维速度数据, 所述系统还包括处理器, 该处理器被设置为根据一组获取结果重构速度场, 并且执行权利要求31所述的方法以确定所述压力差。

用于压降估计的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于估计通过管路的压降的方法和系统,在具体实施方式中涉及基于从各种医疗成像模式获得的速度的测量进行的对通过血管的血压降的估计。

背景技术

[0002] 在血管区段上测量的压降或压力差(在一些临床文献中还被称为压力梯度)在临床上广泛地用作用于大量心血管障碍的生物标志(Baumgartner、Hung、Bermejo、Chambers、Evangelista、Griffin、Iung、Otto、Pellicka、**Quiñones**,2009年,Sawaya、Stewart、Babalarios,2012年以及Vahanian、Baumgartner、Bax、Butchart、Dion、Filippatos、Flachskampf、Hall、Iung、Kasprzak、Nataf、Tornos、Torracca、Wenink,2007年)。周知示例是主动脉缩窄(CoA),其中,压降用作对进行手术的患者风险分层(Jenkins、Ward,1999年和Oshinski、Parks、Markou、Bergman、Larson、Ku、Mukundan、Pettigrew,1997年)并且评价支架术之后的患者(Tan等人,2005年)的诊断度量。临床上基于压力的度量的其他示例包括跨瓣下降-对主动脉瓣狭窄的严重性分类的接受度量(Baumgartner、Hung、Bermejo、Chambers、Evangelista、Griffin、Iung、Otto、Pellicka、**Quiñones**,2009年,De Bruyne、Manoharan、Pijls、Verhamme、Madaric、Bartunek、Vanderheyden、Heyndrickx,2006年以及Feldman,2006年)、左心室流出道(LVOT)压降-用于定义用于肥厚型心肌病(HCM)的治疗的指南(Gersh等人,2011年)、以及冠状动脉中的跨狭窄(transstenotic)压力差-用于量化流量储备分数(FFR)(Deng等人,2014年)。

[0003] 当前临床指南中的压力差的测量基于导管测量(Feldman,2006年和Konecny、Khanna、Novak、Jama、Zawadowski、Orban、Pressman、Bukartyk、Kara、Cetta、Borlaug、Somers、Reeder,2014年)或超声心动图多普勒记录(Bach,2010年,Firstenberg、Greenberg、Smedira、Prior、Scalia、Thomas、Garcia、Michael、Smedira、Thomas,2000年,Fyfe、Currie、Seward、Tajik、Reeder、Mair、Hagler,1984年,Labovitz、Ferrara、Kern、Bryg、Mrosek、Williams,1986年以及Zhang、Nitter-Hauge,1985年)。压力导管插入在探头灵敏度(de Vecchi、Clough、Gaddum、Rutten、Lamata、Schaeffter、Nordsletten、Smith,2014年,Garcia、Carrozza,2007年以及Iwasaki、Kusachi,2009年)和手术管理方面已经看到显著改善,这使得它成为压降测量的黄金标准。然而,尽管有其优点,但压力导管插入的应用由于其固有侵入性以及关联的风险和成本而限于特定患者群。为了扩展可以受益于这些评价的患者的基数,开发了使用多普勒超声心动图的非侵入性评价。应用该模式,借助简化伯努利算式根据沿着超声束的方向获取的峰值速度大小来估计压力差(Hatle、Brubakk、Tromsdal、Angelsen,1978以及Oshinski、Parks、Markou、Bergman、Larson、Ku、Mukundan、Pettigrew,1997年)。尽管对患者分层有用,但该方案的准确度受操作员依赖和数学假设限制,其依赖忽略流上的瞬时效应和粘性损失(Holen、Simonsen,1979,Laske、Jenni、Maloigne、Vassalli、Bertel、Turina,1996年以及Zhang、Nitter-Hauge,1985年)。

[0004] 利用同一多普勒超声心动图数据工作时,如在舒张性能的特征中使用的,已经通

过使用欧拉等式改善压力差估计 (Bermejo、Antoranz、Yotti、Moreno、Garcia-Fernandez, 2001年, Greenberg、Vandervoort、Firstenberg、Garcia、Thomas、Neil、Firstenberg, 2001年以及Yotti、Bermejo、Antoranz、Rojo-Álvarez、Allue、Silva、Desco、Moreno、García-Fernández, 2004年)。该方案受益于数据的高时间分辨率, 但忽略了与声波线之外的平流加速度有关以及与粘性耗散有关的效应。多普勒获取还取决于操作员检测血液流方向的能力。所有这些因素激发提高鲁棒性、准确性以及操作员独立性的持续研究。

[0005] 磁共振成像 (MRI) 和超声心动图的新发展已经允许获取三维空间和时间中的速度数据 (Deng、Fan、Xie、He、Natsuaki、Jin、Bi、An、Liu、Zhang、Fan、Li, 2014年, Herment、Besson、Frouin, 2008年, Markl、Wallis、Brendecke、Simon、Frydrychowicz、Harloff, 2010年以及Nielsen、Powell、Gauvreau、Marcus、Prakash、Geva, 2005年)。正在进行的研究工作已经产生使用这些图像估计压力差的大量不同技术。具体地, 四维相位对比MRI (4D PC-MRI) 数据使得能够实现泊松压力等式 (PPE) 的解决方案, 其中, 被明确得到压力作为所获取速度场的函数 (Bock、Frydrychowicz、Lorenz、Hirtler、Barker、Johnson、Arnold、Burkhardt、Hennig、Markl, 2011年和Krittian、Lamata、Michler、Nordsletten、Bock、Bradley、Pitcher、Kilner、Markl、Smith, 2012年), 其允许估计所有空间方向上的对流效应和粘性耗散的贡献 (Lamata等人, 2014年)。该方案已经成功应用于主动脉缩窄中的压力的估计 (Riesenkampff等人, 2014年)。以这些数据驱动方法为基础, 已经提出对血管壁处的速度场的重构 (Donati等人, 2014年) 从而提高了粘性效应的计算的准确性, 并且数据同化技术尝试克服凭借基于物理原理模拟进行的数据获取的限制 (de Hoon等人, 2014年)。

[0006] 估计血管解剖中的压力差的另选方案基于3D计算流体动力学 (CFD) 模拟 (Kim、Vignon-Clementel、Coogan、Figueroa、Jansen、Taylor, 2010, LaDisa、Figueroa、Vignon-Clementel、Jin Kim、Xiao、Ellwein、Chan、Feinstein、Taylor, 2011年, Sankaran, 2012年以及Vignon-Clementel、Figueroa、Jansen、Taylor, 2010年)。在这种情况下, 根据诸如计算机断层摄影血管造影的图像重构患者特定几何模型, 并且根据流测量结果定义速度边界条件。因此, 通过心血管模型模拟了压力和速度 (Coogan、Humphrey、Figueroa, 2013年和Xiao、Alastruey、Figueroa, 2014年), 其提供流、压力差、壁面剪切应力以及其他的详细度量。虽然提供了这些详细度量, 但基于CFD的前向心血管建模针对边界条件需要鲁棒的多尺度方案 (Formaggia、Gerbeau、Nobile、Quarteroni, 2002年, Gresho、Sani, 1987年以及Vignon-Clementel、Figueroa、Jansen、Taylor, 2006年)、准确的解剖定义以及在计算机集群方面的昂贵、并行模拟的解决方案。

发明内容

[0007] 在此处所描述的一个实施方式中, 我们提出了一种用于基于功-能量原理的压力差的估计的非侵入性半自动方法 (即, 功-能量相对压力 (WERP) 方法)。设置具有简单和计算效率的益处, 需要可以从使用4D PC-MRI或超声心动图 (ECG) 获取的图像直接执行的集成和计算。介绍了方法背后的数学运算, 我们详述其对心血管流数据的应用。在第一伴随附录中, 我们描述了具有逐步提高的复杂性的一系列计算机测试实例上的方法的测试, 其评价对分割变化性和噪声的鲁棒性。随后, 将所提出的方法与计算机的CFD解决方案上的其他可用方法详细进行比较。最后, 通过将所估计的大动脉压力差与用基于PPE的方法 (Lamata等

人,2014年)获得的之前报告的结果进行比较,在9个健康患者的群的4D PC-MRI获取上演示了该方案的令人满意的执行。

[0008] 在基于上述实施方式的另外实施方式中,我们还描述了用于压力估计的两种简化方案,这两种方案需要比WERP方法少的信息,因此,可以与来自除了4D PC-MRI之外的其他成像模式的数据一起使用,具体地,将3D多普勒超声心动图(ECG)图像或2D PC-MRI用于第一简化方案,甚至使用来自传统2D探头多普勒ECG图像进行第二简化方案。技术还可以适用于从复合ECG或从超快ECG中的斑点/对比追踪重构的速度场。因为2D和3D ECG成像在临床设置中比4D PC-MRI更普遍,所以简化方案比完全WERP方案具有显著更广泛的应用。

[0009] 鉴于上述内容,从第一方面,提供了一种确定由管道内的流体流引起的管道上的压力差的方法,该方法包括以下步骤:在沿着管道的多个点处获得时间相关的三维流体速度数据;处理时间相关的三维流体速度数据,以确定:i)通过管道的流体的流速(Q);ii)通过管道的流体流的动能(K);iii)通过管道的流体流的平流能量率(A);以及iv)关于流体流的粘性耗散率(V);以及根据流速(Q)、动能(K)、平流能量率(A)以及粘性耗散率(V)的全部计算压力差。

[0010] 从另一个方面,还提供了一种确定由管道内的流体流引起的管道上的压力差的方法,该方法包括以下步骤:在管道的入口平面和出口平面处获得流体速度数据;处理流体速度数据,以确定:i)通过管道的流体的流速(Q);和ii)通过管道的流体流的平流能量率(A);以及根据流速(Q)和平流能量率(A)这两者计算压力差,不考虑通过管道的流体流的粘性耗散率(V)和动能(K)。

[0011] 另外方面提供了一种确定由管道内的流体流引起的管道上的压力差的方法,该方法包括以下步骤:仅在管道的出口处获得流体速度数据(在入口处的速度与出口速度相比可忽略时是有效假设);处理流体速度数据,以确定:i)通过管道的流体的流速(Q);和ii)通过管道的流体流的平流能量率(A)(但仅考虑出口);以及根据流速(Q)和平流能量率(A)这两者计算压力差,不考虑通过管道的流体流的粘性耗散率(V)和动能(K)。

[0012] 另外方面提供了确定取决于成像模式适应数据的分辨率和可用性的所有之前实施方式中的平流能量率(A)的一组方法。这些方法包括:(a)使用来自管道的入口平面或出口平面的完整截面的数据的方法,并且各数据点是如源于4D PCMRI的完整3D速度向量;(b)使用来自管道的入口平面或出口平面的完整截面的数据的方法,并且各数据点是如源于3D ECG的、声波线的方向上的3D速度向量的投影;(c)使用仅来自管道的入口平面或出口平面的截面的线的数据的方法,并且各数据点是如源于2D ECG的声波线的方向上的3D速度向量的投影;(d)使用来自管道的入口平面或出口平面的截面的线的组合的数据的方法,并且各数据点是如源于多个2D ECG获取的在声波线的方向上的3D速度向量的投影。

[0013] 最后,从另一个方面,本发明的一些实施方式还提供了一种确定由管道内的流体流引起的管道上的压力差的方法,该方法包括以下步骤:在沿着管道的多个点处获得时间相关的三维流体速度数据;对所述管道中的希望得到流信息的关注域进行分割;限定通过所分割的域的流向量场 w ,该流向量场为是非发散的且在管道的侧壁中具有零值;处理流向量场 w 和时间相关的三维流体速度数据,以确定:i)流向量场 w 的流速(Q_w);ii)通过管道的流体流的替代动能(K_w);iii)通过管道的流体流的替代平流能量率(A_w);以及iv)关于流体流的替代粘性耗散率(V_w);以及根据流速(Q_w)、以及动能(K_w)、平流能量率(A_w)和粘性耗散

率 (Vw) 的替代的全部计算压力差。

[0014] 本发明的实施方式的另外特征将从所附权利要求明显。

附图说明

[0015] 现在将仅用示例的方式且参照附图来进一步描述本发明的实施方式,附图中,同样的附图标记提及同样的部件,并且附图中:

[0016] 图1是例示了本发明的实施方式的各种用途的一组图;

[0017] 图2是例示了由本发明的实施方式采集的测量结果以及用于压降的计算的关联数学算式的一组图;

[0018] 图3是例示了本发明的一个实施方式的处理与现有技术的现有另选方案的比较的图;

[0019] 图4是例示了本发明的第一实施方式的理论基础的方面的图;

[0020] 图5是本发明的第一实施方式的框图;

[0021] 图6是与本发明的第一实施方式的操作有关的流程图;

[0022] 图7是与本发明的第二实施方式的操作有关的流程图;

[0023] 图8是与本发明的第三实施方式的操作有关的流程图;

[0024] 图9是本发明的第二实施方式的框图;

[0025] 图10是本发明的第二实施方式和第三实施方式的框图;以及

[0026] 图11至图17 (a) 和图17 (b) 是例示了本发明的实施方式的结果和有效性的各种图。

具体实施方式

[0027] 现在将描述本发明的实施方式。将描述三个实施方式,第一实施方式与使用完全 WERP 方案进行心脏中的压降估计有关,该完全 WERP 方法在关注的血管的整个长度上详细地对压降建模,第二实施方式与所谓的“完整平流 WERP”方案有关,该方法仅经由血管的入口和出口处的测量结果对压降建模,并且第三实施方式为所谓的“简化平流 WERP”方法,该方法仅使用血管出口处的测量。图2例示了各方案所需的测量和计算,而图11给出了关注的解剖区域的另外细节(特别用于第二实施方式和第三实施方式中)(参见图1(A))、以及可以从不同成像模式获得的不同数据(图1(B))。

[0028] 在图1(A)中,计算压降的解剖区域的定义如下:跨瓣区域(TVR):从左心室流出道(LVOT)(平面1)到静脉收缩(VC)(平面2);升主动脉区域(AAR):从VC到头肱动脉(平面3);降主动脉区域(DAR):从左锁骨下动脉(平面4)到主动脉瓣平面的相同高度的平面(平面5)。

[0029] 在图1(B)中,示出了用不同技术和提高水平的数据可用性在峰值收缩期获取的VC处的速度场的示意图,如下。左上角:从连续1D多普勒获得单个速度值。右上角:沿着声波平面的1D速度曲线从2D彩色多普勒可用。左下角:完整2D速度曲线从3D彩色多普勒可用。右下角:整个平面上方的完整速度向量场(而不是简单地为其沿着声波线的投影)从4D PC-MRI 可用。

[0030] 关于被称为完全 WERP 方案的第一实施方式,这可以概括如下:给定通过管道状结构的流体,由功-能量相对压力(WERP)方法给出入口与出口之间的压力差的计算,该方法源于从纳维尔斯托克斯等式获得的功-能量原理,并且将压力差计算为由通过管道的净流分

割的三个能量转移率(运动的、平流的以及粘性的)的相加。运动项集成管道状域内的所有颗粒的动能的时间变化率。第二项描述由于流体进入和离开域的物理移动而引起的能量转移率。并且第三项描述了由于流体的粘性摩擦而耗散的能量。

[0031] 关于被称为完整平流WERP方案的第二实施方式,这由此可以概括为:给定通过管道状结构的流体,由平流WERP等式给出入口与出口之间的压力差的计算,该等式仅取能量的三个相加项中的一个(平流项),从而是WERP等式的简化。更具体地,能量的该分量忽略了来自侧壁平流输送能量的贡献,因为与壁垂直的速度在近壁区域中是小的,并且压力差的计算减小至管道状结构的入口平面和出口平面处的平流输送能量率的积分。

[0032] 最后,关于简化平流WERP方案的第三实施方式,以下是其概述:给定通过管道状结构的流体,由简化平流WERP等式给出入口与出口之间的压力差的计算,该等式仅取管道状域的入口平面或出口平面的贡献,从而是完整平流WERP等式的简化。假设在这里是管道状域另一端处的平流输送能量率的积分可忽略。

[0033] 第一实施方式:完全WERP

[0034] 2. 方法

[0035] 从功-能量原理开始,我们得到用于血管区段上的压力差的算式(章节2.1)。随后,我们详述其需要与4D PC-MRI数据一起工作的离散算式(章节2.2)和预处理步骤(章节2.3)。

[0036] 2.1. 来自流体功-能量的压力差

[0037] 流体系统中的压力差与流场的动力学有关。该关系由周知的纳维尔-斯托克斯等式来描述,在这些等式中,在没有重力时,压力的变化由流体加速度和粘性应力来平衡。使用针对封闭系统质量和动量的守恒,用于具有边界 Γ 的关注区域(ROI) (Ω)上的不可压缩等温牛顿流体的功-能量产生:

$$\begin{aligned}
 [0038] \quad & \underbrace{\frac{\rho}{2} \frac{\partial}{\partial t} \int_{\Omega} (\mathbf{v} \cdot \mathbf{v}) \, d\mathbf{x}}_{\frac{\partial}{\partial t} K_e} + \underbrace{\frac{\rho}{2} \int_{\Gamma} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) \, d\mathbf{x}}_{A_e} + \underbrace{\int_{\Gamma} p \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} \, d\mathbf{x}}_{H(p)} \\
 & - \underbrace{\int_{\Gamma} \mu [\mathbf{D}(\mathbf{v}) \cdot \mathbf{n}] \cdot \mathbf{v} \, d\mathbf{x}}_{S_e} + \underbrace{\frac{\mu}{2} \int_{\Omega} \mathbf{D}(\mathbf{v}) : \mathbf{D}(\mathbf{v}) \, d\mathbf{x}}_{V_e} = 0,
 \end{aligned}$$

[0039] 其中, $\mathbf{v}$ 表示速度, p 表示压力, $\mathbf{n}$ 是 Γ 上的法向向量, $\mathbf{D}(\cdot)=[\nabla(\cdot)+\nabla\mathbf{T}(\cdot)]$,并且 ρ 和 μ 作为流体密度和动态粘度。这里, $\frac{\partial}{\partial t} K_e$ 是 Ω 内的动能的时间导数, A_e 是描述由于流体进入和离开 Ω 的物理移动而引起的能量转移的平流输送能量率,并且 V_e 是粘性耗散率。 $H(p)$ 和 S_e 分别表示到流体系统的能量输入、液压动力以及剪切能量率。在这里我们假定 Ω 的边界可以被写为 $\Gamma = \Gamma_i \cup \Gamma_o \cup \Gamma_w$,其中, i 、 o 以及 w 指示来自血管输入、输出以及壁面的贡献。功-能量原理派生之后的数学细节可以在我们公布的文献Donati等人的Non-invasive pressure difference estimation from PC-MRI using the work-energy equation Medical Image Analysis,第26卷,第159-172页,2015年12月中得到,此处以引证的方式将理解本实施方式所必需的整个内容并入。

[0040] 从该功-能量平衡开始,作为第一近似法,我们忽略对来自侧壁 Γ_w 的平流输送能量 A_e 的贡献,因为速度与核心血液流相比在近壁区域中小 (Taylor、Figueroa, 2009年, Xiao、Humphrey、Figueroa, 2013年以及 Xiao、Alastruey、Figueroa, 2014年)。因此,计算限于入口和出口截面,例如,

[0041] 等式 (1)

$$[0042] \quad A_e = \frac{\rho}{2} \int_{\Gamma_i \cup \Gamma_o} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x}$$

[0043] 此外,我们假定压力在入口平面和出口平面上几乎恒定,这使得:

[0044] 等式 (2)

$$[0045] \quad H(p) = p_i \int_{\Gamma_i} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} + p_o \int_{\Gamma_o} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} + \int_{\Gamma_w} p \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x}.$$

[0046] 在几乎没有或没有依从性时,在壁上, $|\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}| \ll 1$, 全局质量兼容性条件产生:

[0047] 等式 (3)

$$[0048] \quad \int_{\Gamma} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} = \int_{\Gamma_o} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} + \int_{\Gamma_i} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} = 0,$$

[0049] 假设:

[0050] 等式 (4)

[0051] $H(p) = \Delta p \Lambda$,

[0052] 其中, $\Delta p = p_o - p_i$ 是出口与入口之间的压力差,并且 $\Lambda = \int_{\Gamma_o} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x}$ 是考虑通过表面的通量的项,即可以仅借助于等式3表达为入口面的函数的项

[0053] 关于剪切能量 S_e , 我们认为各边界区段-入口、出口以及壁-上的贡献效力为零。在入口/出口平面上,该项在沿边界法线的方向存在显著梯度时贡献。虽然这些梯度可能出现,特别是在弯曲或锥状血管中,但它们极其轻微并且由血液的低粘度有效地按比例缩小。在血管壁附近无法假定关于流梯度的该自变量,在血管壁中,引起显著的壁面剪切应力。然而,因为该剪切应力主要与壁速度(主要沿边界法线方向扩大)正交,所以假定这些剪切应力对 S_e 的贡献是可忽略的。

[0054] 凭借上述假定,基于能量贡献估计压力差的功-能量相对压力 (WERP) 算式产生:

[0055] 等式 (5)

$$[0056] \quad \Delta p = -\frac{1}{\Lambda} \left(\frac{\partial}{\partial t} K_e + A_e + V_e \right).$$

[0057] 从该等式,我们观察到全部RHS项直接源于流数据,这使得能够进行压力差的计算。然而,我们还观察到该计算需要 $|\Lambda| > 0$ (例如,流被观察到通过血管区段)。

[0058] 2.2. 来自4D PC-MRI的计算

[0059] 假设 V_t 表示在时间 t 获取的速度图像, $V_t(i, j, k)$ 表示在体素 (i, j, k) 处在时间 t 评价的速度场,并且 Δt 表示两个连续获取之间的离散时间步长。我们使用中心有限差法离散化等式5中的导数,并且将时间 $t + \frac{1}{2}$ 时入口/出口平面之间的压力差估计为:

[0060] 等式 (6)

$$[0061] \quad \Delta p^{t+\frac{1}{2}} = -\frac{1}{\Lambda(V^{t+\frac{1}{2}})} \left(\frac{K_e(V^{t+1}) - K_e(V^t)}{\Delta t} + A_e(V^{t+\frac{1}{2}}) + V_e(V^{t+\frac{1}{2}}) \right),$$

[0062] 其中, $t + \frac{1}{2}$ 的速度由等式 (7) 近似为二阶准确性 $O(\Delta t^2)$,

[0063] 等式 (7)

$$[0064] \quad V^{t+\frac{1}{2}} = \frac{1}{2}(V^t + V^{t+1}).$$

[0065] WERP算式项的计算通过在 Ω 的体素化版本 I_{ROI} 上微分来执行。面积分在通过裁剪 3D掩模以限定入口 I_{in}^{2D} 和出口 I_{out}^{2D} 截面 (参见图3) 以及法向向量 $N_{2D}(i, j)$ 获得的平面上评价。然后根据基于图像的速度场估计该离散项为:

[0066] 等式 (8)

$$[0067] \quad \Lambda(V) = dS \sum_{(i,j) \in I_{out}^{2D}} \mathcal{M}_{2D}(V)(i, j) \cdot N_{2D}(i, j),$$

$$[0068] \quad K_e(V) = \rho dV \sum_{(i,j,k) \in I_{ROI}} |\mathcal{M}(V)(i, j, k)|^2,$$

$$[0069] \quad A_e(V) = \frac{\rho}{2} dS \sum_{(i,j) \in I_{in}^{2D} \cup I_{out}^{2D}} |\mathcal{M}_{2D}(V)(i, j)|^2 \cdot (\mathcal{M}_{2D}(V)(i, j) \cdot N_{2D}(i, j)),$$

$$[0070] \quad V_e(V) = \frac{\mu dV}{2} \sum_{(i,j,k) \in I_{ROI}} \mathcal{D}(V)(i, j, k) : \mathcal{D}(V)(i, j, k).$$

[0071] 其中, $dS = \Delta x^2$ 和 $dV = \Delta x^3$ 分别是基于体素长度 Δx 的像素表面和体素体积。所有贡献的离散评价依赖借助 3D掩模上和以上所定义的 2D平面上的平均获得的近似的速度场 $M(V)$ 和 $M_{2D}(V)$ 的定义,

[0072] 等式 (9)

$$[0073] \quad \mathcal{M}(V)(i, j, k) = \frac{1}{2(1+q)} \sum_{n=0}^q (V(i + \delta_{n1}, j + \delta_{n2}, k + \delta_{n3}) + V(i - \delta_{n1}, j - \delta_{n2}, k - \delta_{n3})),$$

$$[0074] \quad \mathcal{M}_{2D}(V)(i, j) = \frac{1}{2 \cdot \max(1, q)} \sum_{n=0}^{\max(0, q-1)} (V(i + \delta_{n1}, j + \delta_{n2}) + V(i - \delta_{n1}, j - \delta_{n2})).$$

[0075] 在上述内容中, δ_{ij} 是克罗内克变化函数, 并且 q 是用于使基于 $O(\Delta x^2)$ 近似的基础数据平滑为速度值的参数 (参见图4, 图4示出了有限差中心模板的示意图。借助运算符 $M(V)$ 进行的 $P = (i, j, k)$ 处的速度场 V 评价使用标准 (a) 和已滤波的方案 (b), 并且借助运算符 $D(V)$ 进行的 $P = (i, j, k)$ 处的速度场 V 导数评价使用标准 (c) 和已滤波中心差方案 (d))。

[0076] 在上述内容中,如果 $q=0$,则 $M(V)(i,j,k)=V(i,j,k)$ 并且 $M_{2D}(V)(i,j)=V(i,j)$ 分别返回在体素 (i,j,k) 和 (i,j) 处测量的速度。另选地,如果 $q=3$,则速度场的测量被当作基于相邻体素测量的 $O(\Delta x^2)$ 近似的加权和,这有效平均由于噪声引起的潜在假象。

[0077] 类似地,在等式8中,离散张量 $D(V)$ 被计算为:

[0078] 等式(10)

[0079] $D(V)(i,j,k) = (G(V)(i,j,k) + G(V)T(i,j,k))$,

[0080] 其中, $G(V)$ 是速度梯度张量,该张量被定义为:

[0081] 等式(11)

$$[0082] \quad \mathbf{G}_{mn}(\mathbf{V})(i, j, k) = \frac{1}{2 \cdot \max(1, q)} \sum_{r=0}^q (1 - \delta_{rn}) \tilde{D}_n^r V_m(i, j, k),$$

[0083] 其中,

[0084] 等式(12)

$$[0085] \quad \tilde{D}_n^r V_m(i, j, k) = \frac{1}{2} (D_n V_m(i + \delta_{r1}, j + \delta_{r2}, k + \delta_{r3}) + D_n V_m(i - \delta_{r1}, j - \delta_{r2}, k - \delta_{r3})),$$

[0086] 以及

[0087] 等式(13)

$$[0088] \quad \begin{aligned} & D_n V_m(i, j, k) \\ &= \frac{V_m(i + \delta_{n1}, j + \delta_{n2}, k + \delta_{n3}) - V_m(i - \delta_{n1}, j - \delta_{n2}, k - \delta_{n3})}{2\Delta x} \end{aligned}$$

[0089] 再次,如果 $q=0$,则速度梯度由以体素 (i,j,k) 为中心的二阶中心差近似。强加 $q=3$,则采用滤波方案,其中,使用凭借相邻体素处的二阶中心差计算的导数的加权平均来近似速度导数,因此减轻了噪声污染(参见图2)。

[0090] 2.3. 所需预处理

[0091] 在临床设置中应用之前,需要若干预处理步骤。使用Bock等人(2011年)中概述的预处理工具校正(1)场不均匀性和涡流(Chan、Von Deuster、Giese、Stoeck、Harmer、Aitken、Atkinson、Kozerke,2014年,Moussavi、Untenberger、Uecker、Frahm,2014年以及Rohde、Barnett、Basser、Marenco、Pierpaoli,2004年)。随后,基于由最大速度 V_{max} 校准的速度大小的阈值化定义(2)二元掩模 I_{ROI} (包括具有大于 $S V_{max}$ 的速度大小的体素, S 为分割阈值化参数)。根据调查下的临床问题由用户(3)人工选择入口和出口点。然后使用二元掩模的骨架求解来定义与血管垂直的入口平面和出口平面(4)。作为该处理的结果,定义WERP计算所需的原始3D图像和入口/出口平面的二元掩模。在该工作内,对于在Donati等人的Non-invasive pressure difference estimation from PC-MRI using the work-energy equation Medical Image Analysis,第26卷,第159-172页,2015年12月中的结果3.1和3.2和3.3中提出的验证测试在计算机中模拟图像获取处理。随后在应用WERP方法之前在步骤(2)至(4)之后处理所模拟的PC MRI图像。

[0092] 2.4. 系统描述

[0093] 图5例示了示例成像系统,该示例成像系统能够将上述技术应用于使用完全WERP

方法计算通过血管的血液流。这里,设置了4D相位对比磁共振成像(4D PC MRI)系统60,该系统包括MR成像线圈,受试者位于这些线圈内,这些线圈受MRI成像控制系统58控制,该MRI成像控制系统包括MRI控制器处理器50。包括MRI控制器处理器50的MRI成像控制系统58以传统方式起作用,以允许获得例如期望知道压力差的受试者的内部血管的4维相位对比磁共振成像数据。例如,可以期望沿着左心室流出道与静脉收缩之间的、心脏中的跨瓣区域的跨瓣压降(TPD)。当然,还可以根据期望监测其他血管。例如,可以将二次分支考虑在内。

[0094] 4D PC MRI系统58、60采集成像受试者的4D PC MRI数据52,该数据被保存,以进行进一步处理和分析。如之前关于图1说明的,整个被成像平面上方的完整速度向量场(而不是简单地为其沿着声波线的投影)从4D PC-MRI可用。

[0095] 4D PC MRI系统58、60还包括WERP计算程序54,该计算程序用来根据所述的WERP处理方法处理如上所述的4D PC MRI数据52,以获得WERP压力估计数据56。如上所述,WERP处理方法将沿着血管的压力差计算为由通过血管的净流分割的三个能量转移率(运动的、平流的以及粘性的)的相加。产生的WERP压力估计数据56给出沿着所测量入口与出口平面之间的血管的各点处的压力的估计,其将入口与出口之间的血管壁考虑在内。它为入口与出口之间的血管内的每一个点提供完整的解决方案。

[0096] 图6是概括完全WERP处理的重要元素中的一些的流程图。在步骤6.2中,获得与要得到压力的受试者的血管有关的4D相位对比MRI数据。注意,其可以“现场”获得(即,就在执行计算之前),或者可以为来自之前扫描的所记录或所存储的数据。在这一点上,因为可以对所记录或所存储的MRI数据运行WERP处理,所以不需要为了执行WERP处理以得到压降而使人类受试者存在。

[0097] 在步骤6.4处,如图3所示,分割4D PC MRI数据,以定义与要得到压降的血管对应的关注区域。然后,在步骤6.6处且再次如图3所示,定义血管入口平面和出口平面。

[0098] 接着,在步骤6.8处,对于各WERP算式项,根据MRI数据在所定义的关注区域上对基于图像的速度场进行积分。上述等式8和有关等式中详述了所执行的精确计算。如6.12所示,结果是然后可以组合为使用上述等式5得到血管的所定义区域上的整个压降的若干独立项。然后保存所计算的WERP压降数据,并且在步骤6.14处例如通过在屏幕(未示出)上显示来将该数据输出给用户。

[0099] 第二实施方式和第三实施方式:完整平流WERP和简化平流WERP

[0100] 第二实施方式和第三实施方式涉及完全WERP处理的简化,这些简化意味着可以使用采集更少信息的不那么复杂的成像模式。具体地,如以下所描述的,完整平流WERP方案可以使用渲染两个解剖平面中的速度数据(例如,2D PC MRI或3D多普勒ECG)的任意模式来执行,而简化平流方案可以与渲染单个解剖平面中的速度数据(例如,2D PC MRI、3D多普勒ECG或2D多普勒ECG数据)的任意模式一起使用。访问该部分信息(即,单个解剖平面中的速度数据)由在许多临床环境中非常共用的多普勒ECG成像设备是可行的。

[0101] 接着是方案的讨论、各种结果的呈现以及与现有技术基于伯努利的方案的比较。

[0102] 如本发明的第一实施方式所示,使用WERP算式,揭示对由于时间加速度(运动下降)、动量的空间输送(平流下降)以及摩擦损失(粘性下降)而引起的压降的贡献,以更佳地理解朝向患者²²的改进分层的人类主动脉的血液动力学。

[0103] 基于此,我们在用3D PCMRI(或4D流MRI)数据上的WERP和伯努利算式计算的下降

之间进行彻底比较,以评估具有BAV的32名患者的群上的AS的严重性。研究用不同方法获得的非侵入性下降估计之间的相关性,在伯努利算式中观察到一致的过高估计。另外调查演示该不一致是伯努利方式不考虑关于速度曲线的信息的事实的结果。检查TPD的WERP预测,观察到对平流下降的清楚依赖,特别是在患狭窄症的患者中。使用该事实,我们提出了WERP算式的新型简化,该新型简化提高了所计算TPD的准确性,同时限制了对综合流数据的依赖,这值得能够进行根据2D PCMRI或3D多普勒超声心动图数据进行估计。还测试方法对2D多普勒超声心动图数据的可应用性。

[0104] 材料和方法

[0105] 患者数据

[0106] 对于这些实施方式,选择了具有不同程度的主动脉瓣狭窄的32名受试者的群。各受试者经历两个心血管磁共振扫描:——一个是在用于解剖成像的1.5T系统(德国埃朗根西门子Avanto)上,第二个是在用于4D PCMRI评估的3T系统(德国埃朗根西门子Trio)上,两个系统使用32通道心脏线圈。所有图像为心电图(ECG)选通的。

[0107] 受试者根据遵循当前临床指南²³的平均TPD的评估分成组I (n=20) 和组II (n=12),如果平均TPD>20mmHg,则诊断轻度狭窄。使用跨瓣膜的峰值速度值的伯努利原理来计算这些压力值。Table 1中示出了主动脉维数和血液动力学数据。

		组 I	组 II
[0108]	男性 (%)	35%	91%
	年龄	28.2±14.1	38.8±20.2
	主动脉直径		
		/BSA[mm/m ²]	
[0109]	左心室流出道	13.4±2.6	15.4±3.8
	主动脉瓣	14.5±1.7	17.6±4.0
	头肱动脉	14.5±1.5	20.7±3.9
	左锁骨下动脉	12.2±1.2	13.8±1.8
	中降主动脉	11.1±1.1	12.0±1.4

[0110] 值为平均值±标准差

[0111] 表1-基于平均收缩压降分成两组的n=32名患者中的主动脉维数和流血液动力学:组I (Δp≤20mmHg,n=20) 和组II (Δp>20mmHg,n=12)。

[0112] 预处理和解剖区域的定义

[0113] 使用由Bock等人²⁷研发的预处理工具校正4D PC-MRI图像场不均匀性和涡流²⁴⁻²⁶。使用基于峰值速度大小的阈值化准则识别左心室的管道腔和主动脉,其定义了二元掩模。使用骨架化算法²⁸来提取主动脉的中心线及其垂直平面。

[0114] 在图1A中例示的三个解剖区域上计算压降,而图2鉴于图12例示了各方案所需的测量和计算。AS的评估然后基于沿着左心室流出道(LVOT)(平面1)与静脉收缩(VC)(平面2)

之间的跨瓣区域 (TVR) 计算的 TPD, 该 TPD 在以下的结果中报告。LVOT 平面位于遵循由 Garcia 等人²⁹使用的定义的主动脉瓣平面之前 12mm, 并且 VC 从医学图像检测为包含峰值速度大小的平面, 该平面也是主动脉瓣喷射的最大窄化的平面。

[0115] 为了完整性, 在从 VC (平面2) 到头肱动脉 (平面3) 的升主动脉区域 (AAR) 和从左锁骨下动脉 (平面4) 到处于主动脉瓣平面的相同高度的平面 (平面5) 的降主动脉区域 (DAR) 中评价的压降也被包括在补充材料B中。

[0116] 模拟 3D、2D 以及连续 (1D) 多普勒超声心动图

[0117] 为了去除任意观察者和模式间依赖, 通过在各受试者中采样 4D PC-MRI 来得到超声心动图数据。取理想化条件: 血液流喷射与声波线之间的完美对齐、没有阴影。这些条件使得能够进行在下一章节中介绍的不同数学算式之间的最佳比较。

[0118] 在平面1和平面2中模拟超声心动图, 以计算 TPD (参见图2例示了各方案所需的测量和计算, 鉴于图12B, 而图2例示了各方案所需的测量和计算, 鉴于图2)。将原始 PC-MRI 数据线性地插值到各平面中的 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 采样点的网格上。由速度沿着声波方向的投影定义 3D 多普勒超声心动图获取, 其将探头的漏斗效应考虑在内。为了实现这一点, 探头位置被模拟为沿主动脉喷射流的方向在 VC 的上游 10cm 处, 在该位置, 主动脉瓣喷射方向被定义为具有最大速度大小的像素处的速度向量的方向, 由此由彩色多普勒定义理想化 2D 速度曲线。类似地, 由之前投影的速度场与假设声波平面的相交点定义来自 2D 彩色多普勒获取的一组 1D 速度曲线, 因为速度曲线不是轴对称的, 所以在各情况下生成包含峰值速度且具有随机定向线 (具有 15° 的增量) 的总共 12 个曲线 (参见针对各情况下的 2D 和 1D 曲线的例示的补充材料D)。最后, 使用在各时间点沿主动脉射流方向投影的峰值速度像素的大小模拟连续 (1D) 多普勒超声心动图数据。

[0119] 非侵入性压降估计

[0120] 为了评估 AS 的患者特定严重性, 我们将使用从最完整 (WERP) 到最简单 (伯努利) 算式变动的一系列方案获得的 TPD 进行比较。取若干简化, 如在补充材料A中广泛报告的, 所得到的方案可以全部从用于牛顿等温流体的纳维尔-斯托克斯等式来获得。为了澄清, 图2中示意性地呈现了被比较的所有方法和获得不同算式进行的假定。

[0121] 在 AS 的评估中广泛接受伯努利原理。通过考虑沿着流线的流从纳维尔-斯托克斯动量等式获得的, 它忽略来自运动和粘性压力分量^{30,31}的任何贡献。一系列另外的假定将单位为 mmHg 的近似压降 Δp_{sB} 的定义产生为:

$$[0122] \quad \Delta p_{sB} = 4v_{MAX}^2 \quad (\text{等式 } 101)$$

[0123] 其中, v_{MAX} 是从 4D PC-MRI 图像中估计的 VC 处的峰值速度。如果假定血液密度 $\rho = 1060\text{kg/m}^3$, 则因子 4 允许压力从 Pa 到 mmHg 的转换 ($133\text{Pa} = 1\text{mmHg}$)。在该工作中, 这被称为简化伯努利 (sB) 算式³²。

[0124] 基于该方案并且使用相同成像数据, 我们还考虑在 LVOT 处获取的近端速度 v_{PROX} , 由此定义校正后伯努利 (cB) 压降 $\Delta p_{cB} = 4(v_{MAX}^2 - v_{PROX}^2)$ ³³⁻³⁵。临床指南在 $v_{PROX} > 1.5\text{m/s}$ 或 $v_{MAX} < 3.0\text{m/s}$ 时在患者评价中使用校正后的算式。结果是凭借基于伯努利的算式, 仅需要一个单个速度值或两个来估计压降。这促进对连续 1D 多普勒超声心动图的应用, 由此使得能够定义压降 Δp_{sB}^{D1D} 和 Δp_{cB}^{D1D} 。

[0125] 来自4D PC-MRI的综合速度场的可用性还使得能够使用关于流的较少假定来计算压降。假定管道状区域的入口平面和出口平面处的可忽略顺应效应和几乎恒定的压力,则WERP方法21近似纳维尔-斯托克斯等式,以根据4D PC-MRI数据 Δp_w 将压降计算为:

$$[0126] \quad \Delta p_w = -\frac{1}{Q} \left(\frac{\partial K}{\partial t} + A + V \right) \quad (\text{等式 } 102)$$

[0127] 其中, Q 是在出口处计算的流速, $\partial K / \partial t$ 是血管区域内的动能的时间导数, A 是描述由于流体进入和离开域的物理移动而引起的能量转移的平流输送能量率, 并且 V 是描述由于摩擦而引起的能量损失的粘性耗散率。这些量直接从如Donati等人21所描述的图像来估计。

[0128] 等式102的能量贡献的和允许分量的分离, 这产生运动压降 $\Delta p_{kw} = -1/Q(\partial K / \partial t)$ 、平流压降 $\Delta p_{aw} = -A/Q$ 以及粘性压降 $\Delta p_{vw} = -V/Q$ 的定义。因为 K 和 V 的计算需要整个速度场(体积分), 所以与 A 和 Q (面积分) 不同, 我们着眼于估计其近似来降低数据依赖。这是为何该章节的剩余部分聚焦于TPD的平流项的原因。

[0129] 完整平流WERP (cAW) 方案根据在入口平面和出口平面处提取的速度场来估计压降 Δp_{cAW} (这与之前定义的 Δp_{aw} 类似。符号 Δp_{cAW} 强调完整平流WERP算式中的下降是使用入口平面和出口平面这两者来评价的。) 其将2D区域上的三维编码的速度场考虑在内, 而不是将sB的单个峰值速度值考虑在内。

[0130] 与sB方案类似地, 出口速度远远大于入口速度的假定触发来自4D PC-MRI数据的简化平流WERP (sAW) 压降 Δp_{sAW} , 其仅考虑了对出口平面处的平流能量的贡献。

[0131] 然而, 因为4D PC-MRI速度场的可用性在临床实践中是受限的, 所以以上所提及的基于WERP的算式还可以应用于较广泛使用的超声心动图数据。因此, 通过将平流WERP方法用于3D多普勒超声心动图图像, 我们基于在与VC和LVOT处的血液喷射垂直的平面中沿着束的方向获取的速度场估计下降 Δp_{sAW}^{D3D} 和 Δp_{cAW}^{D3D} 。

[0132] 具体还可以进一步简化sSW方案, 以通过仅依赖沿着线采样的VC处的速度值来计算平流输送能量率 A , 因此产生来自2D彩色多普勒超声心动图数据的压降 $\Delta p_{sAW, 1D}^{D2D}$ 。

[0133] 在该工作内, 我们主要聚焦于平均压降, 因为用于AS的超声心动图评估的临床接受的指南基于这些平均压降。数学上最简单地, 平均压降 (或平均压降分量) $\overline{\Delta p}$ 被估计为收缩期期间的瞬时下降 $\Delta p(t)$ 的时间平均。为了完整性, 峰值压降 (或峰值压降分量) Δp_{MAX} 相反被计算为瞬时下降的最大绝对值。

[0134] 结果

[0135] TPD的压力分量的分析

[0136] 通过使用WERP算式对两组患者分析运动、平流以及粘性压力分量对TPD的影响。我们将收缩期期间的下降的时间瞬态连同它们的峰值 (参见图11) 一起计算, 运动压降的峰值在加速和减速阶段单独评价。对于峰值平流下降 ($P < 0.001$) 和粘性下降 ($P < 0.001$) 揭示组之间的清楚区分, 这和对于加速期间的运动下降 ($P < 0.01$) 不同。

[0137] 组II中的受试者具有平均平流TPD ($28.74 \pm 6.01 \text{ mmHg}$ 的绝对峰值, 平均占总TPD的96.9%, 范围从91.5%至98.5%), 该TPD比运动项高度突出几乎一个数量级 (加速期间的 $4.76 \pm 3.35 \text{ mmHg}$ 的绝对峰值和减速期间的 $4.63 \pm 2.96 \text{ mmHg}$ 的绝对峰值), 并且比粘性项高

度突出超过两个数量级 ($0.14 \pm 0.07 \text{ mmHg}$ 的绝对峰值)。组I中还示出了平流分量的普遍 (平均占总TPD的86.2%, 范围从60.5%到98.7%), 但程度较小 (分别用于平流、加速/减速期间的运动以及粘性分量的 $4.83 \pm 3.10 \text{ mmHg}$ 、 $2.51 \pm 1.67/0.97 \pm 0.08 \text{ mmHg}$ 以及 $0.02 \pm 0.01 \text{ mmHg}$ 的绝对峰值平均)。

[0138] 由WERP和伯努利算式进行的TPD的比较

[0139] 我们将用cAW算式从4D PC-MRI图像计算的TPD与用sAW、sB以及cB算式获得的结果进行比较。我们比较了用不同方案在TVR中估计的平均压降, 这单独报告关于组I和组II的线性回归和相关系数。图12揭示了用sB算式 (组I的线性回归斜率0.492和组II的线性回归斜率0.367, 平均过高估计99.1%, 范围从49.2至145.1%)、cB算式 (组I的0.573和组II的0.291, 平均过高估计71.3%, 范围从14.6%至141.1%) 以及sAW算式 (组I的0.887和组II的0.817) 计算的下降的一致过高估计。对于组I中的患者, 在cAW方案与各个比较方法之间报告更高的相关。

[0140] 改进的TPD计算: 理解速度场

[0141] 最后, 我们探究不同方法之间的、图12中高亮的不一致背后的原因, 同时调查基于WERP的算式到不同成像数据的应用性。为此, 将来自原始4D PC-MRI速度场 (Δp_{sAW}) 的平流TPD与使用所模拟和理想化3D多普勒 (Δp_{sAW}^{D3D}) 和2D多普勒 (Δp_{sAW}^{D2D}) 超声心动图数据计算的TPD进行比较。另外, 我们向所模拟的连续多普勒超声心动图图像 (Δp_{sB}^{D1D}) 报告来自sB方案的TPD估计。

[0142] 图13例示了凭借sB算式 (0.496的回归斜率) 且凭借应用于从理想化彩色多普勒获取获得的1D速度曲线的sAW算式 (当在各情况下与来自12个速度曲线的平均结果比较时0.755的回归斜率) 获得的过高估计。由声波平面确定的曲线的特定选择引入可变性。凭借使用sAW算式的理想化彩色多普勒3D获取 (1.076的回归斜率) 实现较高的相关。

[0143] 该章节在补充材料C中用理想化狭窄中的三个速度曲线的计算机分析来补充, 该分析演示了凭借伯努利算式观察的过高估计受速度曲线的形状唯一区域。

[0144] 讨论

[0145] 此处我们通过伯努利原理报告TPD的过高估计的存在, 说明其根本原因, 并且提出通过考虑在静脉收缩点处的血液喷射的截面中的速度曲线来校正它的算式。

[0146] TPD受使由心室借助窄腔道喷射的流而空间地加速的力驱动, 而不管压降的其他两个分量, 如图11所例示。参照对压力有贡献的纳维尔-斯托克斯附加项, 动量 (即, 平流力) 的传递是TPD的主要贡献者, 次要角色由时间加速 (或运动下降) 以及粘性耗散应力的微小影响来扮演。该发现确认了合理选择伯努利原理来量化来自临床指南^{23,13,36,37}中采用的连续多普勒记录的压降, 因为伯努利原理是对通过管的流的物理现象的简化, 其仅考虑平流力。

[0147] 然而, 此处所描述的结果揭示了基于伯努利的下降计算与用借助WERP方法得到的平流下降的较完整算式获得的结果相比的过高估计。该基础偏差的原因是伯努利原理依赖将血管简化为单个流线³⁸⁻⁴⁰, 犹如血管是一维管。但通过3D血管的血液流且因此平流能量的计算以及平流下降应考虑在血管截面中的血液速度, 而不仅考虑单个峰值速度值。仅仅如果血液速度曲线平坦, 其中在血管截面的所有颗粒具有相同速度的情况, 则可以在没有任何损失准确性的情况下采用伯努利原理 (参见以下针对三个理想化速度曲线的误差的量化

描述的补充材料C)。

[0148] 如图17所例示,对我们的32名受试者的群进行的分析显示我们的32名受试者的群的分析揭示速度曲线的形态的大变化性。因此,伯努利原理的过高估计的量是不均匀的:在狭窄案例的组中,伯努利凭借简化算式平均过高估计99.1%的TPD(范围从49.2%至145.1%),并且凭借校正算式平均过高估计71.3%的TPD(范围从14.6%至141.1%),这导致不良的线性回归拟合(参见图12,屏A和B)。作为另外的参考,补充材料C的计算机结果揭示具有 $\beta=2$ 的完美抛物面的形状如何引入100.9%的过高估计。因此,所提出校正的大小非常大且可变,因此证明了对量化其在具有瓣膜狭窄的受试者的分层中的影响的另外研究的需要。

[0149] 我们的数学分析揭示:如在广泛采用的伯努利算式中,合理假定的采用将平流TPD的计算简化为仅考虑血管域的入口和出口处的速度。该发现对于我们研究结果的临床转化非常相关,因为速度数据仅在血管解剖的两个平面处需要,而不是在整个管道腔或心室血池中都需要。更多地,仅对于具有小级别狭窄的案例在指南中回应了对近端(入口)区域中的数据需要,其中,应使用校正后的伯努利算式^{23,34}。我们的结果确认了该策略针对控制案例提高了准确性,但例示了与在轻度到严重疾病案例中采用校正后的伯努利算式的不一致的增加(组II中的相关和斜率相当于具有校正的组I的下降,比较图12中的屏A和B)。这些发现建议:如当前在最实际临床情形中进行的,仅考虑出口速度曲线(在静脉收缩点处)、忽略近端速度是合理的方法策略。然后对VS分层的非侵入性方法的目标被设置为对静脉收缩点处的平流能量的鲁棒且准确的评估。

[0150] 我们的结果然后揭示平流下降的该计算如何取决于关于VC点处的速度可用的数据的数量和质量。我们提供适于血液速度数据的不同源的数学算式,并且分析它们之间的基本偏差的存在。我们的结果揭示3D超声心动图数据引入小偏差(1.076的回归线斜率,参见图13),3D超声心动图数据提供了VC处的2D速度曲线的理想化,其具有来自漏斗效应且来自在声波线旁边的速度的投影的伪影。考虑相同的伪影,但是但仅具有沿着一个声波线的2D速度曲线的一部分的信息,如同2D回声探头那样,过高估计了平流能量(0.755的线性回归斜率,参见图13)。并且如果仅峰值可用并且算式然后化简为伯努利等式,则过高估计为最大(0.496的斜率,参见图13)。理论研究结果的转化由此对大范围的成像获取协议和模式可行,并且需要进一步的研究来定义控制要成像的静脉收缩的位置(最大平流下降的点)的最优策略,以识别喷射的方向及其垂直平面,并且使该平面处的速度数据的数量和质量最大化。

[0151] 我们的研究结果还提供使用连续多普勒超声心动图与导管记录相比的对TPD的过高估计的恰好说明,其当前归因于在跨瓣膜的喷射的窄化之后的压力恢复^{5,6,9}。根本原因是将血管流化简为单个流线的伯努利原理的固有假定。该工作演示:考虑掌管人类血液动力学的物理原理(纳维尔-斯托克斯动量等式)以计算最佳说明在密集速度场中观察到的变化的压降,由伯努利等式进行的简化引入了对TPD的过高估计。

[0152] 补充材料

[0153] A.WERP压降估计背后的数学细节

[0154] WERP算式的原始形式根据基于如由Donati等人提出的功-能量原理的纳维尔-斯托克斯等式定义,并且将血管区域 Ω 上(该区域的入口平面 Γ_{INLET} 和出口平面 Γ_{OUTLET} 从4D

PCMRI图像分割的管道腔定义)的压降 Δp_w 估计为:

$$[0155] \quad \Delta p_w = -\frac{1}{Q} \left(\frac{\partial K}{\partial t} + A + V \right) \quad (\text{等式 A.1})$$

[0156] 通过将数字表面和体积积分求解为以下等式,可以评价血液流速 Q 、动能 K 、平流能量率 A 以及粘性耗散率 V :

$$[0157] \quad Q = \int_{\Gamma_{OUTLET}} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} = - \int_{\Gamma_{INLET}} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x},$$

$$[0158] \quad K = \frac{\rho}{2} \int_{\Omega} (\mathbf{v} \cdot \mathbf{v}) d\mathbf{x},$$

$$[0159] \quad A = \frac{\rho}{2} \left(\int_{\Gamma_{INLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} + \int_{\Gamma_{OUTLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} \right),$$

$$[0160] \quad V = \frac{\mu}{2} \int_{\Omega} D(\mathbf{v}) : D(\mathbf{v}) d\mathbf{x}, \quad (\text{等式 A.2})$$

[0161] 其中, $\mathbf{v}$ 是通用体素处的时间相关的三维速度场, $\mathbf{n}$ 是入口/出口平面上的法向方向, $\rho=1060\text{kg/m}^3$ 和 $\mu=0.004\text{Pa} \cdot \text{s}$ 分别是血液密度和动态粘度,并且 $D(\cdot)=[\nabla(\cdot)+\nabla(\cdot)^T]$ 。使用压力分量的分离,使用WERP方法评价的完整平流压降 $\Delta p_{cAW}=-A/Q$ 从等式A.2产生,

$$[0162] \quad \Delta p_{cAW} = -\frac{\rho}{2} \left(\int_{\Gamma_{OUTLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} + \int_{\Gamma_{OUTLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} \right) / \int_{\Gamma_{OUTLET}} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} \quad (\text{等式 A.3})$$

[0163] 因此,将下降计算化简为入口平面和出口平面上的面积分,并且使得其可应用于2D PCMRI或3D多普勒超声心动图数据。

[0164] 等式A.3还可以通过假定远远大于入口速度(该速度可能保持在从LVOT到VC定义的跨瓣区域中,特别是在狭窄案例中)的出口速度来简化为:

$$[0165] \quad \Delta p_{sAW} = -\frac{\rho}{2} \int_{\Gamma_{OUTLET}} |\mathbf{v}|^2 (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) d\mathbf{x} / \int_{\Gamma_{OUTLET}} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} \quad (\text{等式 A.4})$$

[0166] sAW方案还可以被化简为从沿着单个线(而不是完整垂直平面中)的VC的速度值估计平流能量率,由此使得能够应用于2D彩色多普勒超声心动图图像。通过将出口平面处的面积分替换为沿着通过使假设声波平面与主动脉管道腔平面的出口平面相交定义的线 λ 的线积分,并且通过考虑已沿声波线的方向投影速度值的事实,等式A.4可以被重排为:

$$[0167] \quad \Delta p_{sAW} = -\frac{\rho}{2} \int_{\lambda} |\mathbf{v}|^3 d\lambda / \int_{\lambda} |\mathbf{v}| d\lambda \quad (\text{等式 A.5})$$

[0168] 这使得能够使用WERP算式来基于2D彩色多普勒超声心动图计算平流下降。

[0169] 值得注意的是,平流WERP和伯努利算式类似,因为其都使用平流效应描述压降的特征,并且这里说明它们之间的数学联系。在WERP方法中,血液流速 Q 可以在从图像数据定义的入口平面或出口平面处中性地估计为:

$$[0170] \quad Q = \int_{\Gamma} \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} d\mathbf{x} = v_{MAX} \Psi \quad (\text{等式 A.6})$$

[0171] 这里, v_{MAX} 是入口/出口平面处的最大速度,并且 $\Psi = \int_{\Gamma} \Phi d\mathbf{x}$,其中, Φ 是在入口/出口速度曲线的法向方向上的归一化形状函数。使用等式A.3中的cAW算式得到:

$$[0172] \quad -\Delta p_{cAW} Q + \frac{\rho}{2} \int_{\Gamma_{INLET}} v_{MAX,INLET}^3 d\mathbf{x} + \int_{\Gamma_{OUTLET}} v_{MAX,OUTLET}^3 d\mathbf{x} = 0 \quad (\text{等式 A.7})$$

[0173] 如果我们假定主要对齐到平面法线 $\mathbf{n}$ 的平面处的速度,则等式A.6(在入口/出口平

面处选择性地评价)到等式A.7中的代入产生:

$$[0174] \quad \Delta p_{cAW} = \frac{\rho}{2} (v_{MAX,OUTLET}^2 Z_{OUTLET} - v_{MAX,INLET}^2 Z_{INLET}) \quad (\text{等式 A.8})$$

[0175] 其中, $Z_{INLET} = \int_{\Gamma_{INLET}} \Phi_{INLET}^3 dx / \Psi_{INLET}$ 并且 $Z_{OUTLET} = \int_{\Gamma_{OUTLET}} \Phi_{OUTLET}^3 dx / \Psi_{OUTLET}$ 是仅取决于归一化曲线形状的函数。因此,在平坦速度曲线的假设下(即,如基于伯努利的算式中的 $V_{OUTLET} = V_{MAX,OUTLET}$ 和 $V_{INLET} = V_{MAX,INLET}$) 且凭借血液密度 $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$, 等式A.8简化为cB算式 $\Delta p_{cB} = 4(v_{OUTLET}^2 - v_{INLET}^2)$ 。从等式A.7,在 $V_{OUTLET} \gg V_{INLET}$ 的假设下,等式A.4中的sAW算式可以被表达为:

$$[0176] \quad \Delta p_{sAW} = \frac{\rho}{2} v_{MAX,OUTLET}^2 Z_{OUTLET} \quad (\text{等式 A.9})$$

[0177] 该等式假定平坦速度曲线再次产生sB算式 $\Delta p_{sB} = 4v_{OUTLET}^2$ 。

[0178] B. 在主动脉瓣下游的主动脉压降

[0179] 图14和图15示出了在以上所定义的AAR和DAR中获得的、分别在两组患者的收缩期期间的已平均压降分量(总的、运动的、平流的以及粘性的)的时间瞬态。制成表的结果报告在AAR中捕捉的VC下游的主动脉流喷射的变宽如何引起组II受试者中的总TPD的恢复,下降大小可与在TVR中观察到的大小(参见图11)比较,但具有相反的符号(AAR中的28.74mmHg和TVR中的31.84mmHg的绝对峰值平均)。再次,在组II中,由于主动脉形态变化而引起的空间加速效应凭借运动项对总压降的增大影响(加速期间的16.30mmHg和减速期间的14.14mmHg的绝对峰值平均)比耗散损失突出近似两个数量级(0.51mmHg的绝对峰值平均)。对于所有压力项在组I与II中的患者之间示出了清楚区分。

[0180] 在DAR中,由于主动脉几何结构中的突然变化或血液流血液动力学中的障碍物的不存在,总压降在两组中都减小,运动分量比其他分量普遍,并且平流分量被合理地减小。这些值与在健康对照组22中的之前报告结果类似。

[0181] C. 速度曲线对压降估计的影响

[0182] WERP与伯努利算式之间的所观察差异凭借计算机研究来实验地验证。考虑在具有直径变化的直管道上的稳定流。使用用于poweroids的通用算式分析地强加入口和出口速度场 $V(x, y)$,

$$[0183] \quad v(x, y) = v_{MAX} \left(1 - \frac{((x - x_c)^2 + (y - y_c)^2)^{\beta/2}}{R^\beta} \right) \quad (\text{等式 III.1})$$

[0184] 其中, v_{MAX} 是峰值速度, x_c 和 y_c 是中心坐标, R 是半径, 并且 β 是考虑曲线形状的系数。我们通过将管道维数和流特性(诸如心脏输出 $CO = 5 \text{ L/min}$ 、出口与入口半径之间的比 $R_{OUTLET}/R_{INLET} = 0.25$ 、密度 $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$ 以及粘度 $\mu = 0.004 \text{ Pa} \cdot \text{s}$) 选择为代表存在AS时的人类胸主动脉中的管尺寸和流特性来定义基准案例。另外,我们选择空间离散化 $dx = 0.5 \text{ mm}$ 和速度形状系数 $\beta = 4$ 来再现准抛物面曲线。我们由此比较用cB和cAW算式估计的压力梯度比 $PGR = \Delta p_{cB} / \Delta p_{cAW}$, 这些算式选择性地测试: (1) 心输出量 ($CO = 4 \text{ L/min}$ 和 $CO = 6 \text{ L/min}$) 的影响、(2) 在半径之间的比 ($R_{OUTLET}/R_{INLET} = 0.125$ 和 $R_{OUTLET}/R_{INLET} = 0.5$) 方面的狭窄等级、(3) 空间离散化 ($dx = 0.25 \text{ mm}$ 和 $dx = 1 \text{ mm}$) 以及 (4) 在形状系数 ($\beta = 2$ 和 $\beta = 10$) 方面的速度曲线的形状,以再现可能在人类主动脉中发现的配置(从抛物面 ($\beta = 2$) 到钝式曲线 ($\beta = 10$)), 参见图

8。

[0185] 结果示出独立于空间离散化、出口/入口半径比或所强加流速,用伯努利方案获得了全局过高估计。相反,WERP与伯努利估计之间的差异高度取决于3D速度曲线的形状,利用钝式曲线($PGR=1.18$ 的比)获得最小间隙。

[0186] D. 来自PCMRI数据的静脉收缩处的速度曲线

[0187] 图17中示出了来自VC处的PCMRI数据的所模拟3D彩色多普勒超声心动图速度曲线,针对各案例的2D速度场的表面点和12个曲线示出了如之前说明获得的1D速度曲线。速度曲线通常为钝式的,其中 $v_{MAX}<2.5\text{m/s}$,对于组1中的受试者,清楚地示出在与组II中的受试者相比时的速度曲线的较低的可变性,其中,峰值速度为 $v_{MAX}\geq 2.5\text{m/s}$ 。速度曲线对于组II患者为高度非对称的,因此激发在该组中获得的较大可变性。

[0188] 第2实施方式系统描述

[0189] 第二实施方式涉及通过仅考虑完全WERP等式的平流项来仅执行WERP处理的子集。由此,需要较少的信息,并且可以使用更简单的成像系统,特别是2D PC MRI系统以及3D多普勒ECG系统。图9是可以用于执行计算压降的处理的2D MRI系统的框图。

[0190] 这里,设置2D相位对比磁共振成像(2D PC MRI)系统902,该系统包括MR成像线圈,受试者位于这些线圈内,这些线圈受MRI成像控制系统98控制,该MRI成像控制系统包括MRI控制器处理器90。包括MRI控制器处理器90的MRI成像控制系统98以传统方式起作用,以允许获得例如期望知道压力差的受试者的内部血管的3维相位对比磁共振成像数据。例如,可以期望沿着左心室流出道与静脉收缩之间的、心脏中的跨瓣区域的跨瓣压降(TPD)。当然,还可以根据期望监测其他血管。

[0191] 2D PC MRI系统98、902采集成像受试者的2D PC MRI数据92,该数据被保存,以进一步处理和分析。

[0192] 2D PC MRI系统98、902还包括完整平流WERP计算程序94,该计算程序用来根据所述的完整平流WERP处理方法处理如上所述的2D PC MRI数据92,以获得WERP压力估计数据96。完整平流WERP处理方法通过仅取能量的三个相加项中的一个(平流项)是WERP等式的简化。产生的压力估计数据96给出所测量入口与出口平面处的压力的估计,但忽略入口与出口之间的血管壁的影响。由此,其没有为入口与出口之间的血管内的每个点提供完整解决方案,相反仅为入口和出口提供解决方案,但然后可以从这些解决方案得到血管上的压降。

[0193] 图10(A)例示了3D多普勒超声ECG等效系统。这里,换能器1000在包括3D多普勒ECG控制器104的3D多普勒ECG系统102的控制下从受试者获得3D多普勒测量。系统产生3D多普勒ECG数据106,并且该数据然后用作到cAW计算程序108的输入,该程序执行如之前所述的必要处理来得到用于被监测的血管的入口平面和出口平面的解决方案,该解决方案然后存储并输出为cAW输出数据110。

[0194] 图7例示了cAW方案的操作的基本方法。这里,在s.7.2处,获得要得到压降的受试者血管的入口平面和出口平面的MRI数据或ECG数据。然后,根据该数据,例如使用由上述等式A.3表示的处理得到用于入口平面和出口平面的完整平流WERP值(s.7.4)。最后,存储完整平流WERP数据和/或例如在显示屏上向用户输出该数据(s.7.6)。

[0195] 第三实施方式系统描述

[0196] 第三实施方式涉及简化平流WERP方案,该方法可以使用2D多普勒ECG数据来执行,

但当然它还可以与获得诸如2D PC MRI、3D多普勒ECG的更多信息的其他成像系统一起使用。然而,在该示例中,图10 (B) 示出了2D多普勒超声ECG等效系统。这里,换能器1000在包括2D多普勒ECG控制器154的2D多普勒ECG系统152的控制下从受试者获得2D多普勒测量。系统产生2D多普勒ECG数据156,并且该数据然后用作到sAW计算程序158的输入,该程序执行如之前所述的必要处理来得到用于被监测的血管的出口平面的解决方案,该解决方案然后存储并输出为sAW输出数据160。

[0197] 图8例示了sAW方案的操作的基本方法。这里,在s.8.2处,获得要得到压降的受试者血管的出口平面的ECG数据。然后,根据该数据,例如使用由上述等式A.5表示的处理得到用于入口平面或出口平面的简化平流WERP值(s.8.4)。最后,存储简化平流WERP数据和/或例如在显示屏上向用户输出该数据(s.8.6)。

[0198] 为了完整性,以下着手进行剩余附图的简要附加描述。

[0199] 图11示出了使用WERP算式从4D PC-MRI数据估计的TPD。顶部:组I(淡灰填充区域)和组II(深灰填充区域)受试者上的总分量(左上角)、运动分量(右上角)、平流分量(左下角)以及粘性分量(右下角)的收缩期期间的TPD的平均时间瞬态。底部:包括组I与组II之间的差异的重要性的、峰值TPD的分布(平均±标准偏差) Δp_{MAX} (mmHg) (未配对T测试)。运动压降的峰值在加速和减速(到括号中,负峰值)收缩情况下单独报告。必须注意,因为峰值运动、平流以及粘性下降不同时发生,所以压力分量不被合计到总TPD中。

[0200] 图12示出了针对sB (A)、cB (B) 以及sAW (C) 算式用cAW从4D PC-MRI数据估计的平均TPD之间的相关。用于组I受试者(蓝色)和组II受试者(红色)的案例特定值和回归线(A)中的灰色虚线示出了根据简化伯努利算式定义为 $\Delta p_{sB} = 20\text{mmHg}$ (Baumgartner, 2009年)的轻度到严重狭窄阈值。

[0201] 图13示出了基于4D PC-MRI和理想化超声心动图数据的WERP平流下降的计算的结果。(A)从4D PCMRI计算的收缩平流TPD瞬态(黑色实线)、使用sAW算式的彩色多普勒3D(灰色实线)、将sAW算式用于在峰值收缩帧处获得的1D曲线的彩色多普勒2D(灰色圆圈)、以及使用sB算式的连续多普勒1D(灰色虚线)。(B)从4D PC-MRI计算的峰值平流TPD与多普勒超声心动图数据之间的线性回归和相关因子:使用sAW算式的彩色多普勒3D(蓝色实线)、将sAW算式用于1D曲线2的彩色多普勒2D(具有用于12个所采样曲线的误差线图的黑色实线)以及使用sB算式的多普勒1D(红色实线)。对于各基于多普勒的获取技术示出了案例特定值。

[0202] 图14例示了使用WERP算式从4D PC-MRI数据估计的AAR中的压降。顶部:具有组I(淡灰填充区域)和组II(深灰填充区域)受试者上的总分量(左上角)、运动分量(右上角)、平流分量(左下角)以及粘性分量(右下角)的、收缩期期间的压降的平均时间瞬态。底部:包括组I与组II之间的差异的重要性的、峰值压降的分布(平均±标准偏差) Δp_{MAX} (mmHg) (未配对T测试)。运动压降的峰值在加速和减速收缩情况下单独报告(到括号中,负峰值)。

[0203] 图15示出了使用WERP算式从4D PC-MRI数据估计的DAR中的压降。顶部:具有组I(淡灰填充区域)和组II(深灰填充区域)受试者上的总分量(左上角)、运动分量(右上角)、平流分量(左下角)以及粘性分量(右下角)的、收缩期期间的下降的平均时间瞬态。底部:包括组I与组II之间的差异的重要性的、峰值压降的分布(平均±标准偏差) Δp_{MAX} (mmHg) (未配对T测试)。总压降和运动压降的峰值在加速和减速(到括号中)收缩情况下单独报告。

[0204] 图16示出了对具有稳定速度场的3D直管的计算机测试的结果。顶部：用不同速度形状系数获得的入口/出口平面处的速度曲线的表示。底部：根据心脏输出出口/入口半径比 R_{OUTLET}/R_{INLET} 、空间离散化 dx 以及速度形状系数 B 用 c_B 和 c_{AW} 算式估计的下降之间的压力梯度比 ($PGR = \Delta p_{cB} / \Delta p_{cAW}$)。

[0205] 图17示出了来自组I (图17A) 和组II (图17B) 的出口平面处的所模拟的2D彩色多普勒超声心动图图像的2D速度曲线。

[0206] 对上述实施方式的各种修改 (不管是用添加、删除还是替换的方式) 将对技术人员明显, 以提供另外的实施方式, 另外实施方式中的任一个和全部旨在由所附的权利要求包含。

[0207] 参考文献

[0208] 1.Cioffi G,Faggiano P,Vizzardi E,Tarantini L,Cramariuc D,Gerds E,de Simone G.Prognostic effect of inappropriately high left ventricular mass in asymptomatic severe aortic stenosis.Heart.2011年;97:301-307.

[0209] 2.Otto CM.Valvular Aortic Stenosis.Disease Severity and Timing of Intervention.J Am Coll Cardiol.2006年;47:2141-2151.

[0210] 3.Minners J,Allgeier M,Gohlke-Baerwolf C,Kienzle R-P,Neumann F-J,Jander N.Inconsistencies of echocardiographic criteria for the grading of aortic valve stenosis.Eur Heart J.2008年;29:1043-8.

[0211] 4.Vahanian A,Alfieri O,Andreotti F,Antunes MJ,Barón-Esquivias G,Baumgartner H,Borger MA,Carrel TP,De Bonis M,Evangelista A,Falk V,Iung B,Lancellotti P,Pierard L,Price S,Schäfers H-J,Schuler G,Stepinska J,Swedberg K,Takkenberg J,Von Oppell UO,Windecker S,Zamorano JL,Zembala M,Bax JJ,Ceconi C,Dean V,Deaton C,Fagard R,Funck-Brentano C,Hasdai D,Hoes A,Kirchhof P,Knuuti J,Kolh P,McDonagh T,Moulin C,Popescu BA,Reiner Ž,Sechtem U,Sirnes PA,Tendera M,Torbicki A,Von Segesser L,Badano LP,Bunc M,Claeys MJ,Drinkovic N,Filippatos G,Habib G,Kappetein AP,Kassab R,Lip GYH,Moat N,Nickenig G,Otto CM,Pepper J,Piazza N,Pieper PG,Rosenhek R,Shuka N,Schwammenthal E,Schwittler J,Mas PT,Trindade PT,Walther T.Guidelines on the management of valvular heart disease (版本2012).Eur Heart J.2012年;33:2451-96.

[0212] 5.Bach DS.Echo/Doppler evaluation of hemodynamics after aortic valve replacement:principles of interrogation and evaluation of high gradients.JACC Cardiovasc Imaging.2010年;3:296-304.

[0213] 6.Bahlmann E,Cramariuc D,Gerds E,Gohlke-Baerwolf C,Nienaber C a.,Eriksen E,Wachtell K,Chambers J,Kuck KH,Ray S.Impact of pressure recovery on echocardiographic assessment of asymptomatic aortic stenosis:A SEAS substudy.JACC Cardiovasc Imaging.2010年;3:555-562.

[0214] 7.Baumgartner H,Khan S,DeRobertis M,Czer L,Maurer G.Discrepancies between Doppler and catheter gradients in aortic prosthetic valves in vitro.A manifestation of localized gradients and pressure recovery.Circulation.1990

年;82:1467-1475.

[0215] 8.Baumgartner H、Stefenelli T、Niederberger J、Schima H、Maurer G.“Overestimation”of catheter gradients by Doppler ultrasound in patients with aortic stenosis:A predictable manifestation of pressure recovery.J Am Coll Cardiol.1999年;33:1655-1661.

[0216] 9.Garcia D、Dumesnil JG、Durand LG、Kadem L、Pibarot P.Discrepancies between catheter and doppler estimates of valve effective orifice area can be predicted from the pressure recovery phenomenon:Practical implications with regard to quantification of aortic stenosis severity.J Am Coll Cardiol.2003年;41:435-442.

[0217] 10.Gardner RM.Direct arterial pressure monitoring.Curr Anaesth Crit Care.1990年;1:239-246.

[0218] 11.Niederberger J、Schima H、Maurer G、Baumgartner H.Importance of pressure recovery for the assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound.Role of aortic size,aortic valve area,and direction of the stenotic jet in vitro.Circulation.1996年;94:1934-1940.

[0219] 12.Baumgartner H、Hung J、Bermejo J、Chambers JB、Evangelista A、Griffin BP、Iung B、Otto CM、Pellicka PA、QuinonesM.Echocardiographic assessment of valve stenosis:EAE/ASE recommendations for clinical practice.J Am Soc Echocardiogr.2009年;22:1-23;101-102.

[0220] 13.Nishimura R a.、Otto CM、Bonow RO、Carabello B a.、Erwin JP、Guyton R a.、O’ Gara PT、Ruiz CE、Skubas NJ、Sorajja P、Sundt TM、Thomas JD.2014 AHA/ACC guideline for the management of patients with valvular heart disease:A report of the American college of cardiology/American heart association task force on practice guidelines.J Am Coll Cardiol.2014年;63:e57-e185.

[0221] 14.Markl M、Wallis W、Brendecke S、Simon J、Frydrychowicz A、Harloff A.Estimation of global aortic pulse wave velocity by flow-sensitive 4D MRI.Magn Reson Med.2010年;63:1575-82.

[0222] 15.Markl M、Kilner PJ、Ebberts T.Comprehensive 4D velocity mapping of the heart and great vessels by cardiovascular magnetic resonance.J Cardiovasc Magn Reson.2011年;13:7.

[0223] 16.Stankovic Z、Allen BD、Garcia J、Jarvis KB、Markl M.4D flow imaging with MRI.Cardiovasc Diagn Ther.2014年;4:173-92.

[0224] 17.Deng Z、Fan Z、Xie G、He Y、Natsuaki Y、Jin N、Bi X、An J、Liu X、Zhang Z、Fan Z、Li D.Pressure gradient measurement in the coronary artery using 4D PC-MRI:towards noninvasive quantification of fractional flow reserve.J Cardiovasc Magn Reson.2014年;16:055.

[0225] 18.Donati F、Nordsletten DA、Smith NP、Lamata P.Pressure Mapping from Flow Imaging:Enhancing Computation of the Viscous Term Through Velocity

Reconstruction in Near-Wall Regions.In:EMBC,IEEE EMB.2014年.

[0226] 19.Krittian SBS、Lamata P、Michler C、Nordsletten D a、Bock J、Bradley CP、Pitcher A、Kilner PJ、Markl M、Smith NP.A finite-element approach to the direct computation of relative cardiovascular pressure from time-resolved MR velocity data.Med Image Anal.2012年;16:1029-37.

[0227] 20.Meier S、Hennemuth A、Friman O、Bock J、Markl M、Preusser T.Non-invasive 4D Blood Flow and Pressure Quantification in Central Blood Vessels via PC-MRI.2010年;903-906.

[0228] 21.Donati F、Figuerola CA、Smith NP、Lamata P、Nordsletten DA.Non-invasive pressure difference estimation from PC-MRI using the work-energy equation.Med Image Anal.2015年;26:159-172.

[0229] 22.Lamata P、Pitcher A、Krittian S、Nordsletten D、Bissell MM、Cassar T、Barker AJ、Markl M、Neubauer S、Smith NP.Aortic relative pressure components derived from four-dimensional flow cardiovascular magnetic resonance.Magn.Reson.Med.2013年;

[0230] 23.Baumgartner H、Hung J、Bermejo J、Chambers JB、Evangelista A、Griffin BP、Iung B、Otto CM、Pelikka PA、Quinones M.Echocardiographic assessment of valve stenosis:EAE/ASE recommendations for clinical practice.Eur J Echocardiogr.2009年;10:1-25.

[0231] 24.Chan RW、Von Deuster C、Giese D、Stoeck CT、Harmer J、Aitken AP、Atkinson D、Kozerke S.Characterization and correction of eddy-current artifacts in unipolar and bipolar diffusion sequences using magnetic field monitoring.J Magn Reson.2014年;244:74-84.

[0232] 25.Moussavi A、Untenberger M、Uecker M、Frahm J.Correction of gradient-induced phase errors in radial MRI.Magn Reson Med.2014年;71:308-312.

[0233] 26.Rohde GK、Barnett a.S、Basser PJ、Marenco S、Pierpaoli C.Comprehensive Approach for Correction of Motion and Distortion in Diffusion-Weighted MRI.Magn Reson Med.2004年;51:103-114.

[0234] 27.Bock J、Frydrychowicz A、Lorenz R、Hirtler D、Barker AJ、Johnson KM、Arnold R、Burkhardt H、Hennig J、Markl M.In vivo noninvasive 4D pressure difference mapping in the human aorta:phantom comparison and application in healthy volunteers and patients.Magn Reson Med.2011年;66:1079-88.

[0235] 28.Lee TC、Kashyap RL、Chu CN.Building Skeleton Models via 3-D Medial Surface Axis Thinning Algorithms.CVGIP Graph.Model.Image Process.1994年;56:462-478.

[0236] 29.Garcia J、Capoulade R、Le Ven F、Gaillard E、Kadem L、Pibarot P、Larose É.Discrepancies between cardiovascular magnetic resonance and Doppler echocardiography in the measurement of transvalvular gradient in aortic stenosis:the effect of flow vorticity.J Cardiovasc Magn Reson.2013年;15:84.

- [0237] 30.Laske a,Jenni R,Maloigne M,Vassalli G,Bertel O,Turina MI.Pressure gradients across bileaflet aortic valves by direct measurement and echocardiography.Ann Thorac Surg.1996年;61:48-57.
- [0238] 31.Zhang Y,Nitter-Hauge S.Determination of the mean pressure gradient in aortic stenosis by Doppler echocardiography.Eur Heart J.1985年;6:999-1005.
- [0239] 32.Hatle L,Brubakk a,Tromsdal a,Angelsen B.Noninvasive assessment of pressure drop in mitral stenosis by Doppler ultrasound.Br Heart J.1978年;40:131-40.
- [0240] 33.Chambers JB.Aortic stenosis.Eur J Echocardiogr.2009年;10:i11-i19.
- [0241] 34.Rijsterborgh H,Roelandt J.Doppler assessment of aortic stenosis: Bernoulli revisited.Ultrasound Med Biol.1987年;13:241-248.
- [0242] 35.Scantlebury DC,Geske JB,Nishimura R a.Limitations of doppler echocardiography in the evaluation of serial stenoses.Circ Cardiovasc Imaging.2013年;6:850-852.
- [0243] 36.Gersh BJ,Maron BJ,Bonow RO,Dearani JA,Fifer MA,Link MS,Naidu SS, Nishimura RA,Ommen SR,Rakowski H,Seidman CE,Towbin JA,Udelson JE,Yancy CW.2011ACCF/AHA Guideline for the Diagnosis and Treatment of Hypertrophic Cardiomyopathy:a report of the American College of Cardiology Foundation/ American Heart Association Task Force on Practice Guidelines.Developed in collaboration with the American As.J Am Coll Cardiol.2011年;58:e212-60.
- [0244] 37.Otto C,Burwash I,Legget M,Munt B,Fujioka M,Healy N,Kraft C,Miyake-Hull C,Schwaegler R.Prospective Study of Asymptomatic Valvular Aortic Stenosis.Circulation.1997年;95:2262-70.
- [0245] 38.Bermejo J,Antoranz JC,Yotti R,Moreno M,Garcia-Fernandez MA.Spatio-temporal mapping of intracardiac pressure gradients.A solution to Euler's equation from digital postprocessing of color Doppler M-mode.Ultrasound Med Biol.2001年;27:621-630.
- [0246] 39.Garcia D,Pibarot P,Durand LG.Analytical modeling of the instantaneous pressure gradient across the aortic valve.J Biomech.2005年;38:1303-1311.
- [0247] 40.Heys JJ,Holyoak N,Calleja AM,Belohlavek M,Chaliki HP.Revisiting the simplified bernoulli equation.Open Biomed Eng J.2010年;4:123-8.
- [0248] 41.de Vecchi A,Clough RE,Gaddum NR,Rutten MCM,Lamata P,Schaeffter T, Nordsletten D a,Smith NP.Catheter-induced errors in pressure measurements in vessels:an in-vitro and numerical study.IEEE Trans Biomed Eng.2014年;61:1844-50.
- [0249] 42.Falahatpisheh A,Rickers C,Gabbert D,Heng EL,Stalder A,Kramer H-H, Kilner PJ,Kheradvar A.Simplified Bernoulli's method significantly underestimates pulmonary transvalvular pressure drop.J Magn Reson Imaging.2015年;n/a-n/a.

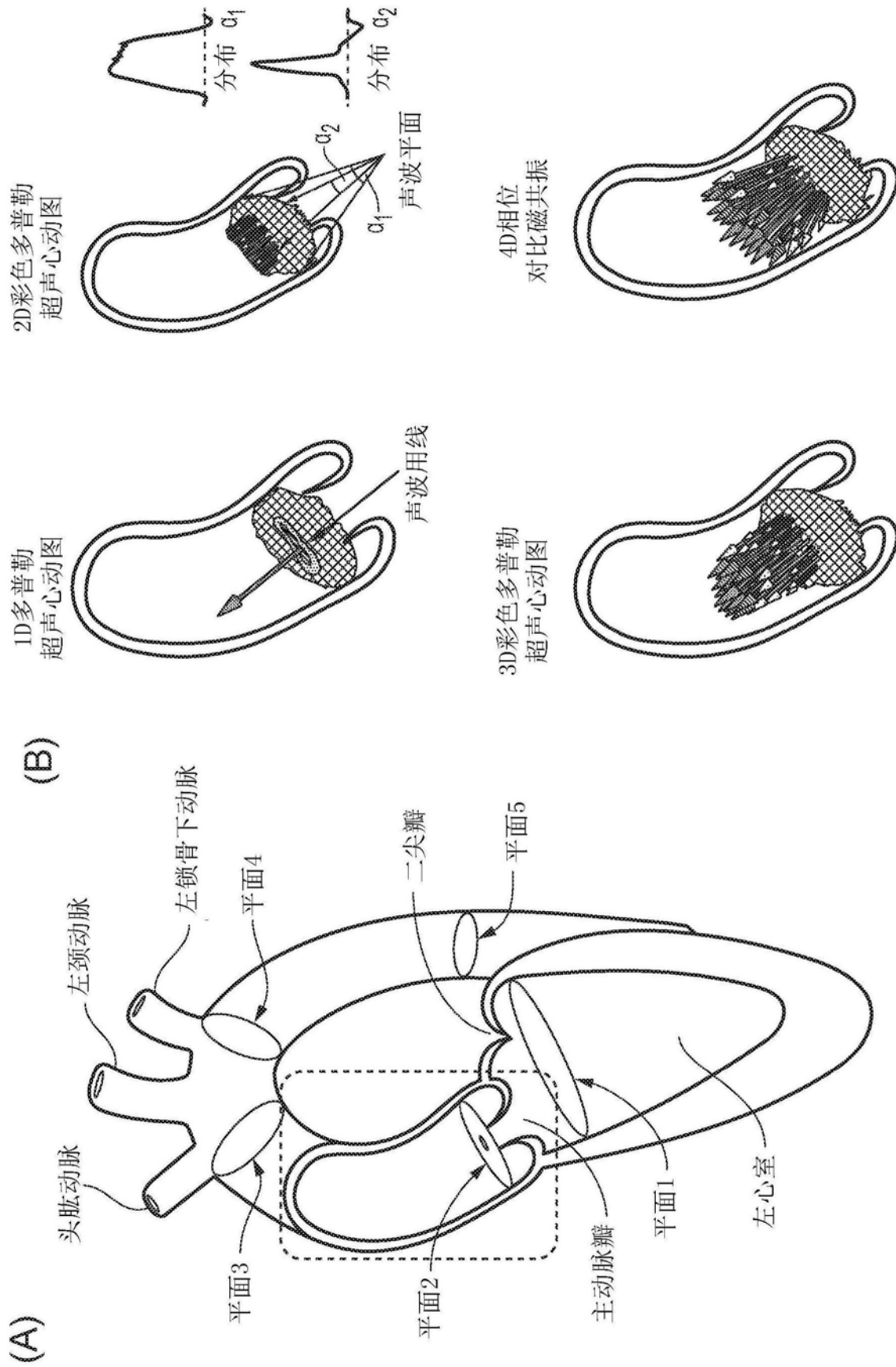


图1

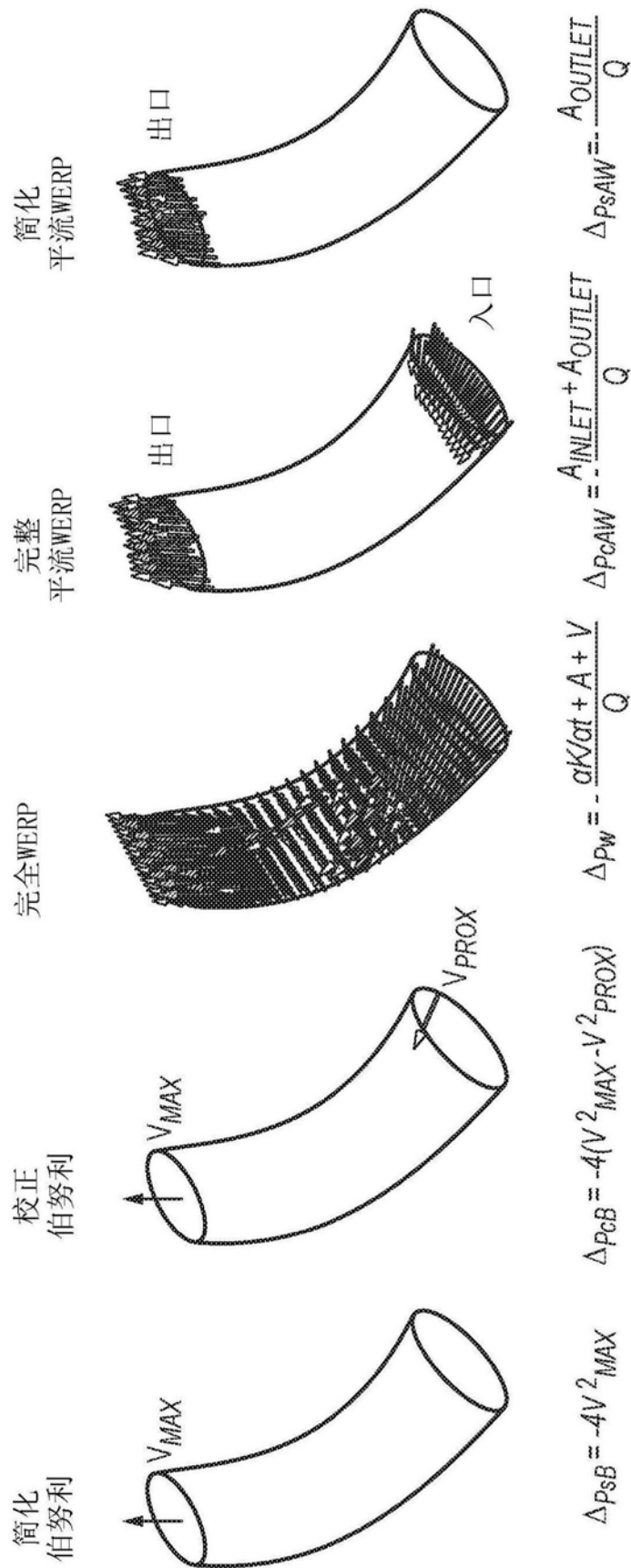


图2

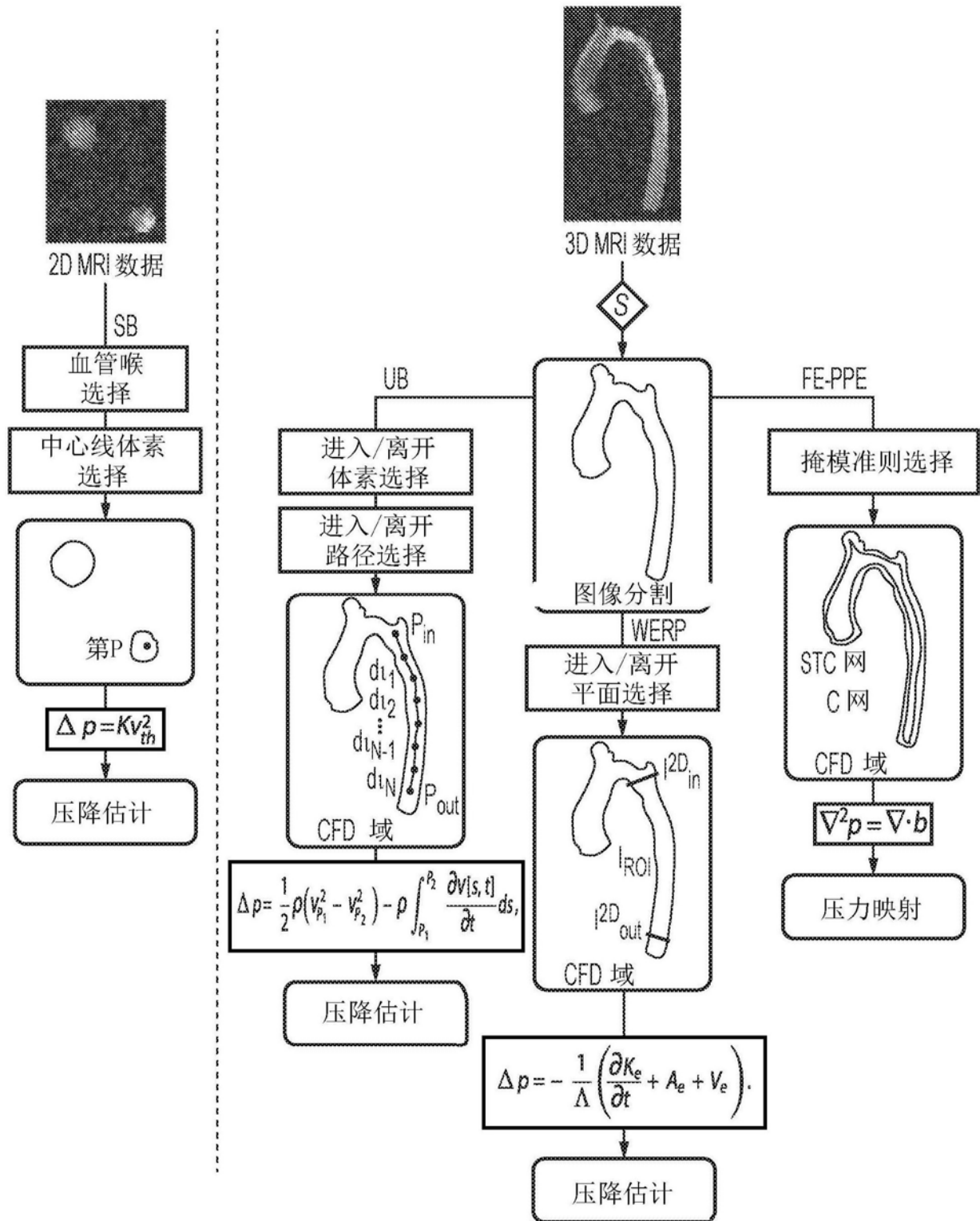


图3

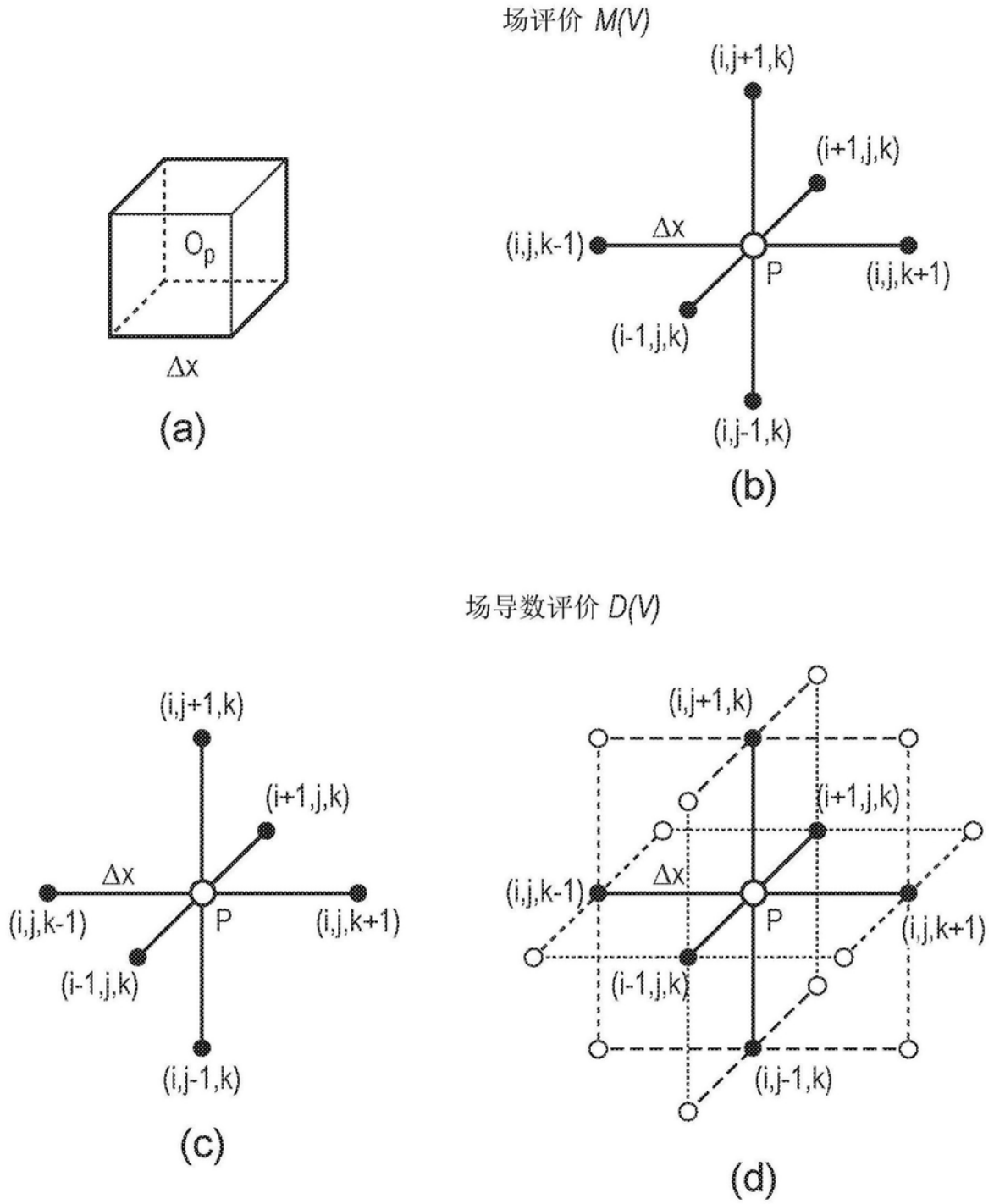


图4

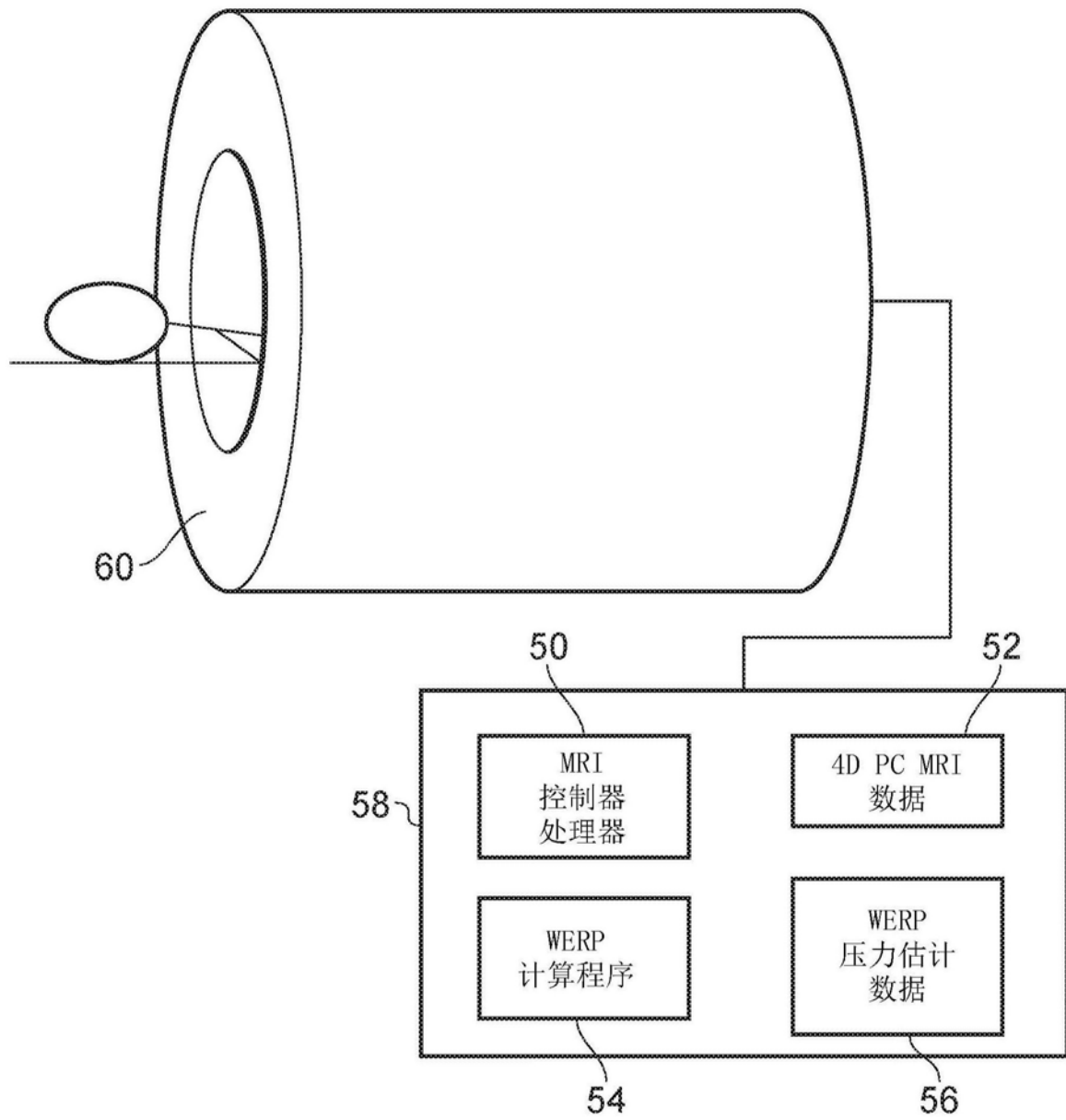


图5

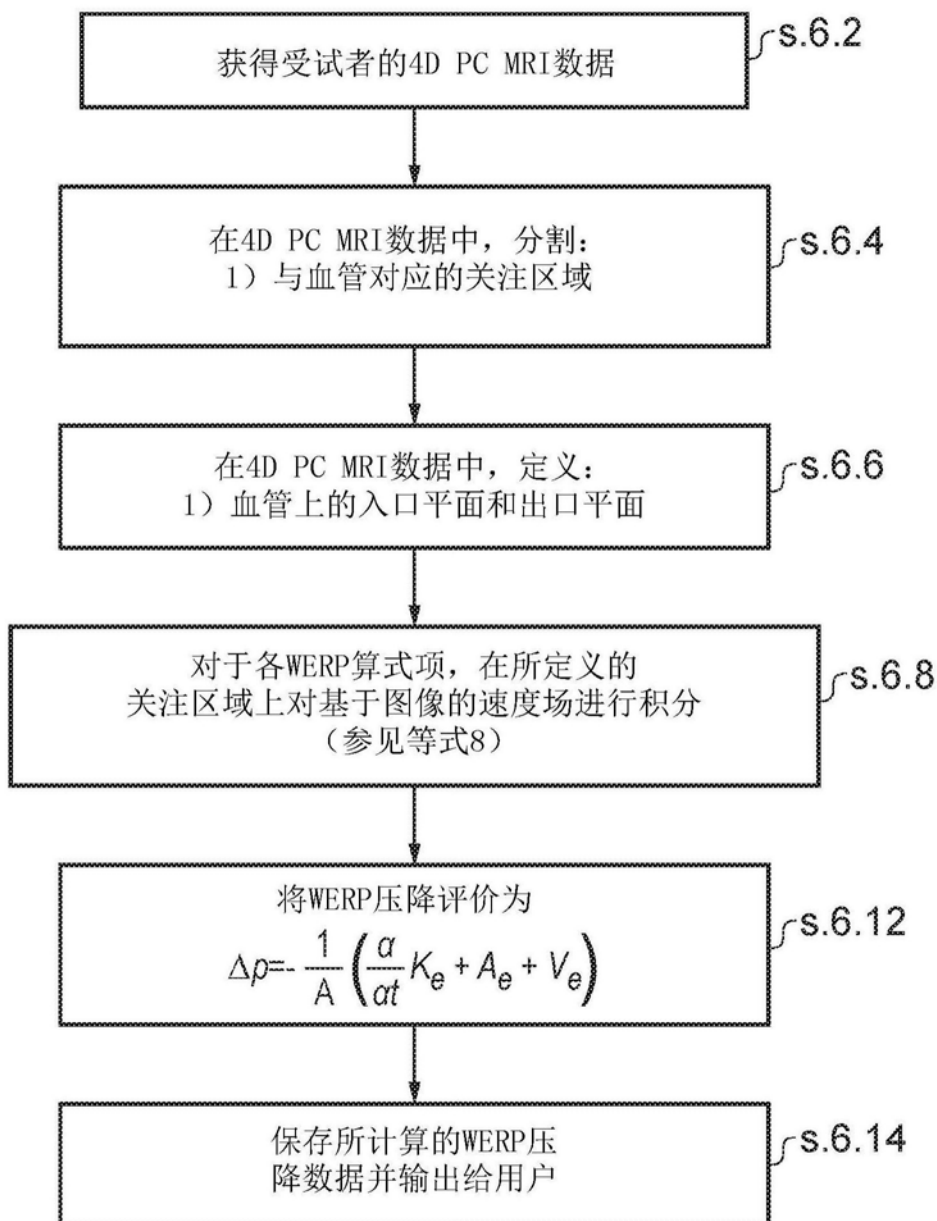


图6

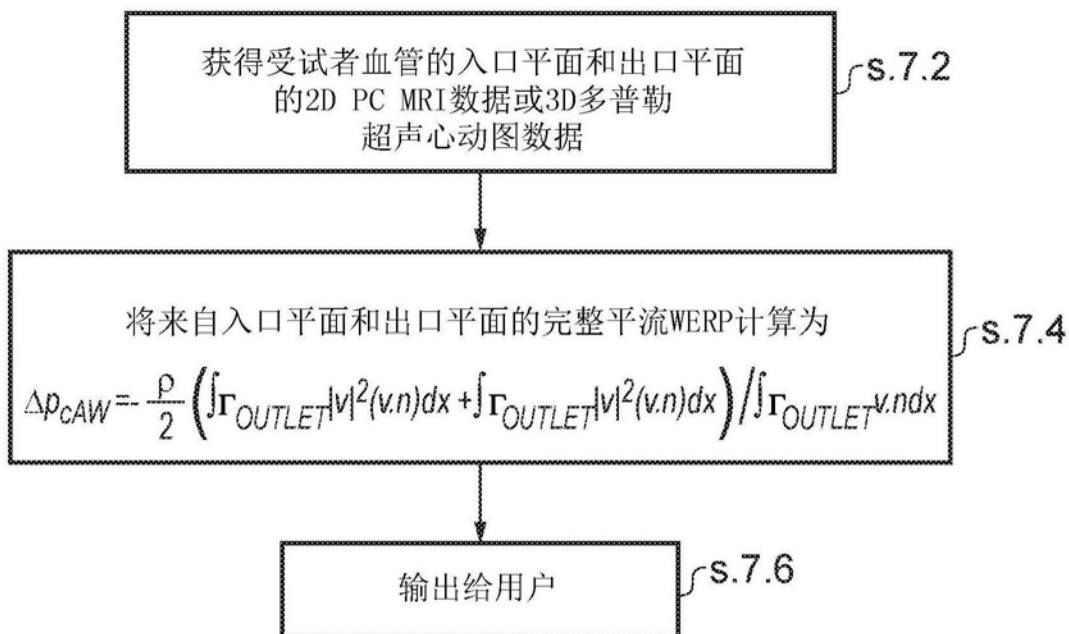


图7

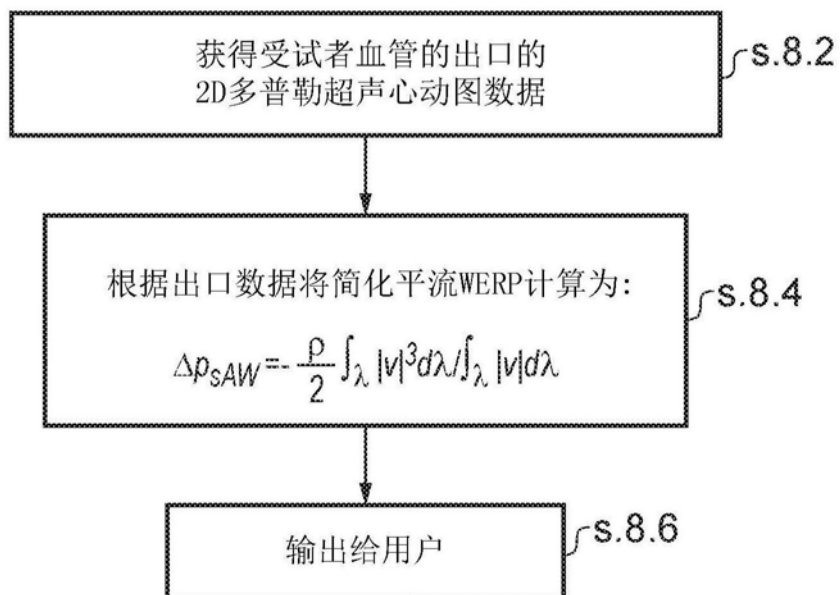


图8

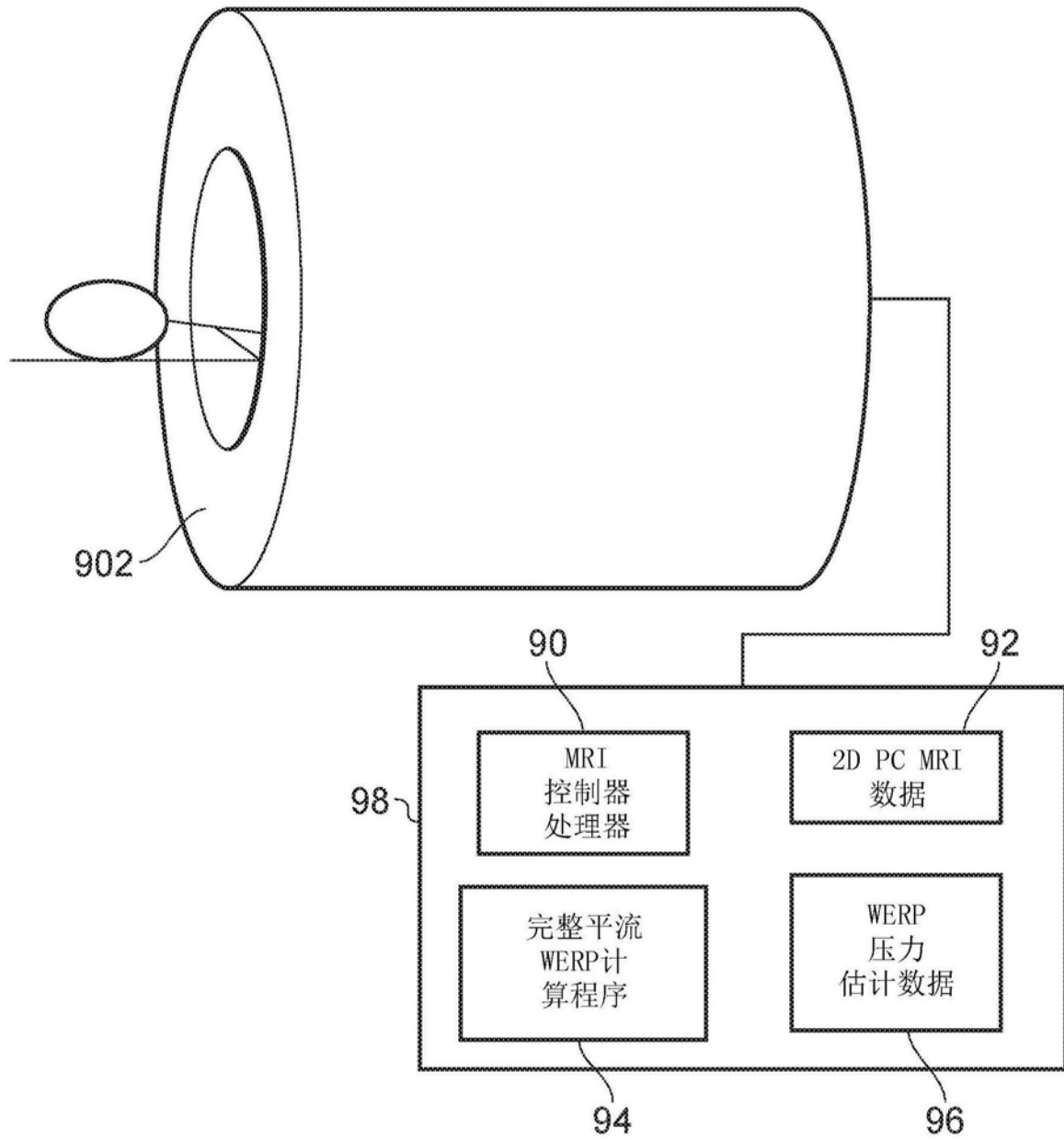


图9

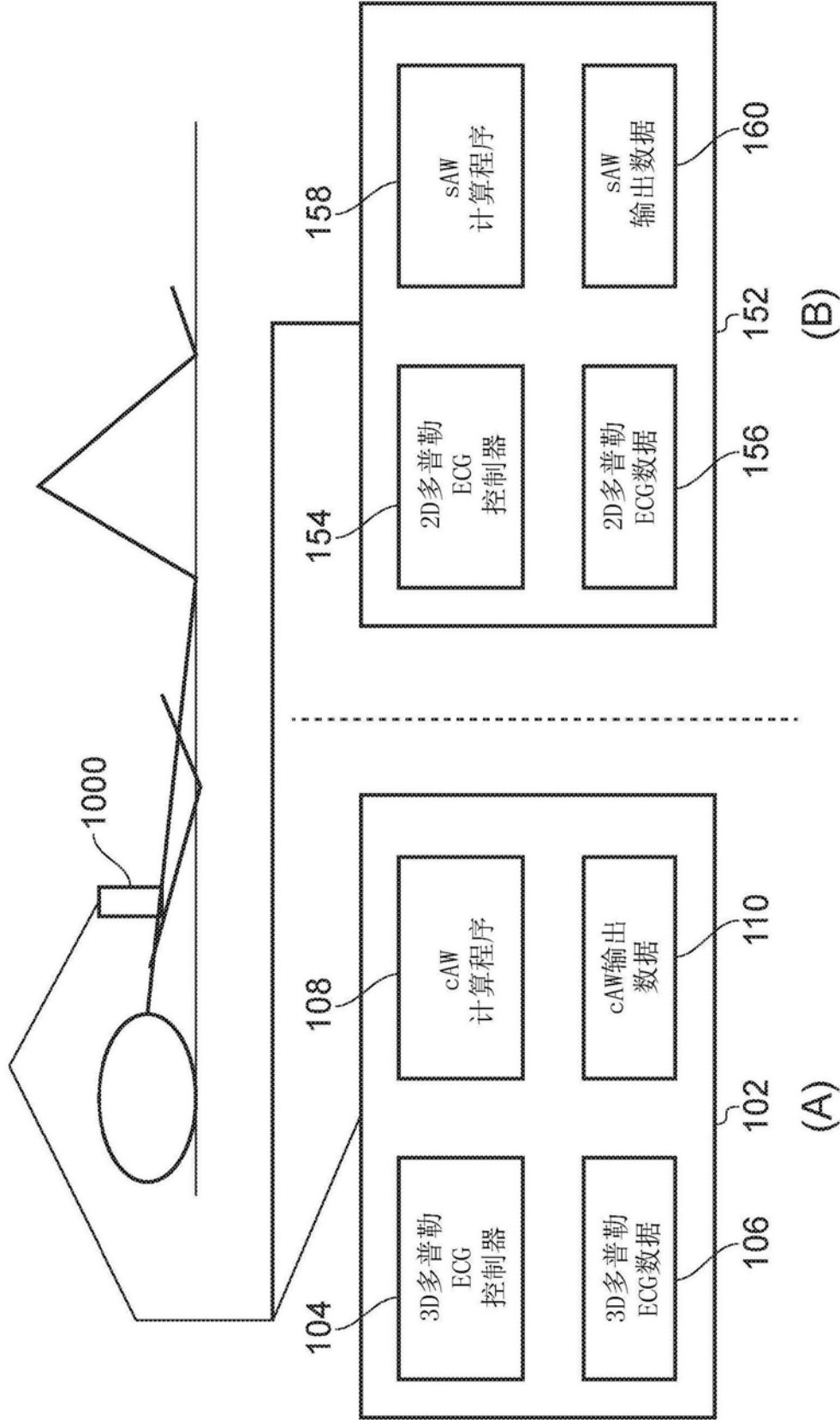
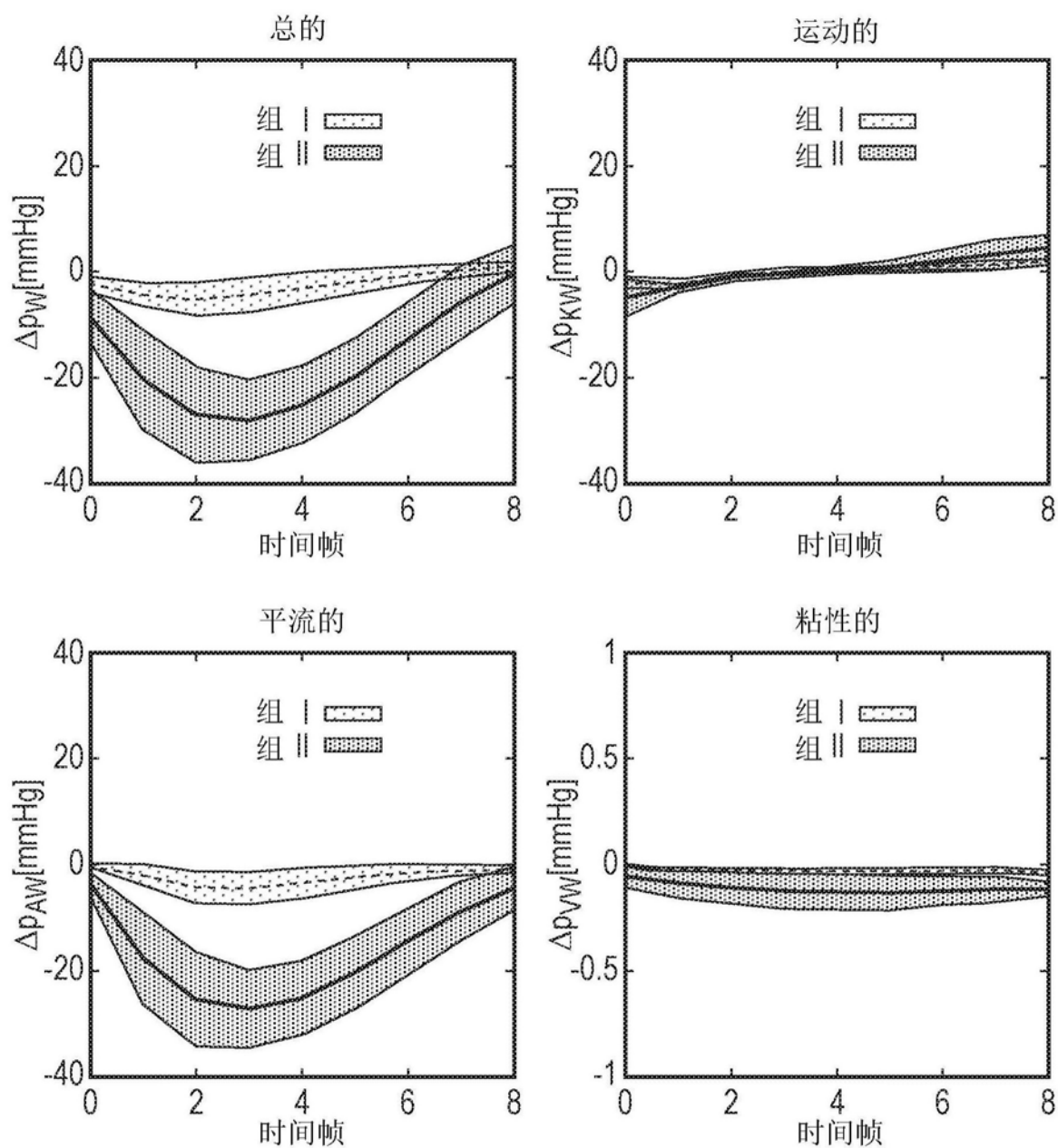


图10



分量	组	组	值
总的	5.42 ± 3.11	29.68 ± 6.40	<0.001
运动的	$2.51 (1.67) \pm 0.97 (0.88)$	$4.76 (4.63) \pm 3.35 (2.96)$	$<0.01 (<0.001)$
平流的	4.83 ± 3.10	28.74 ± 6.01	<0.001
粘性的	0.02 ± 0.01	0.14 ± 0.07	<0.001

图11

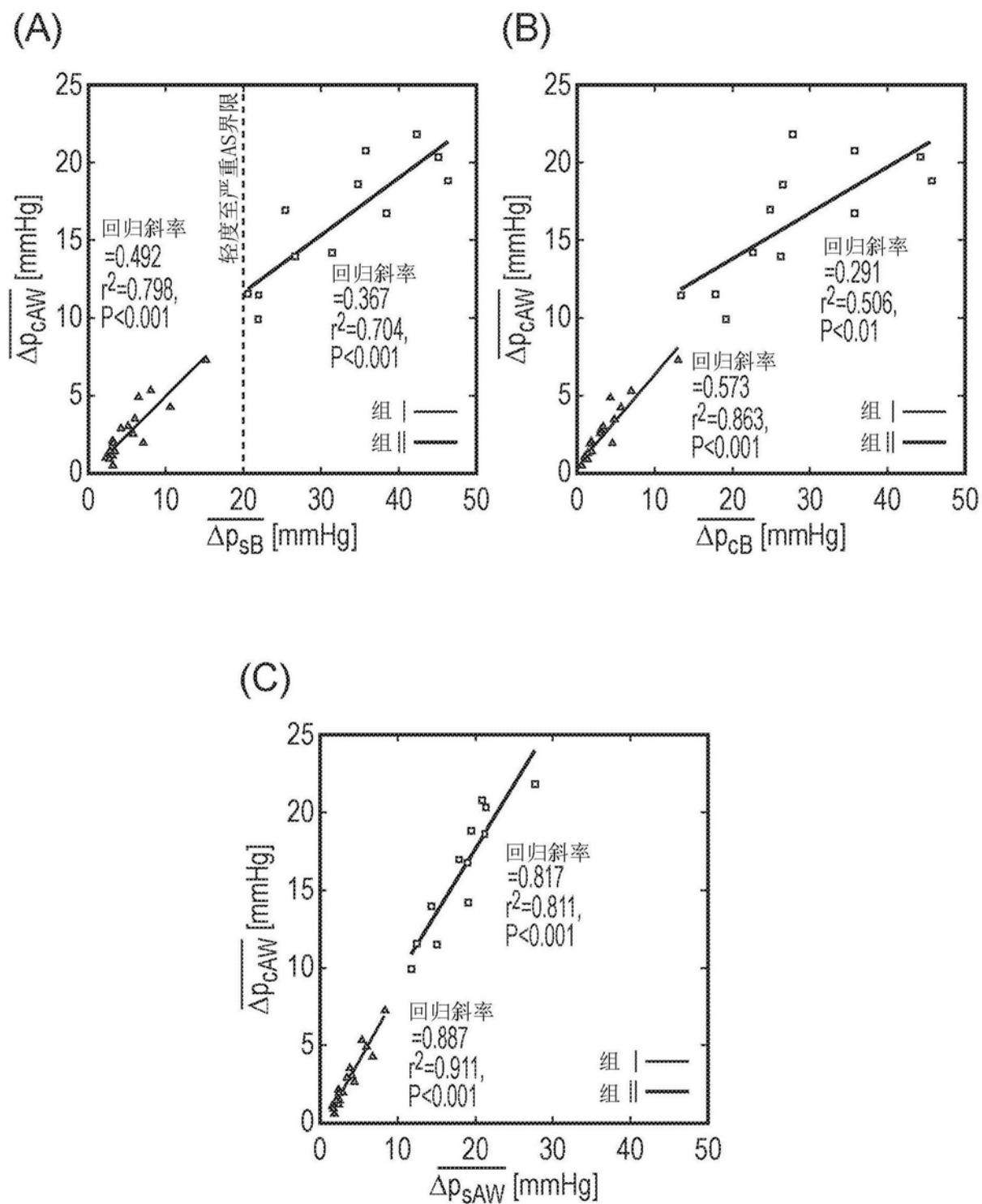


图12

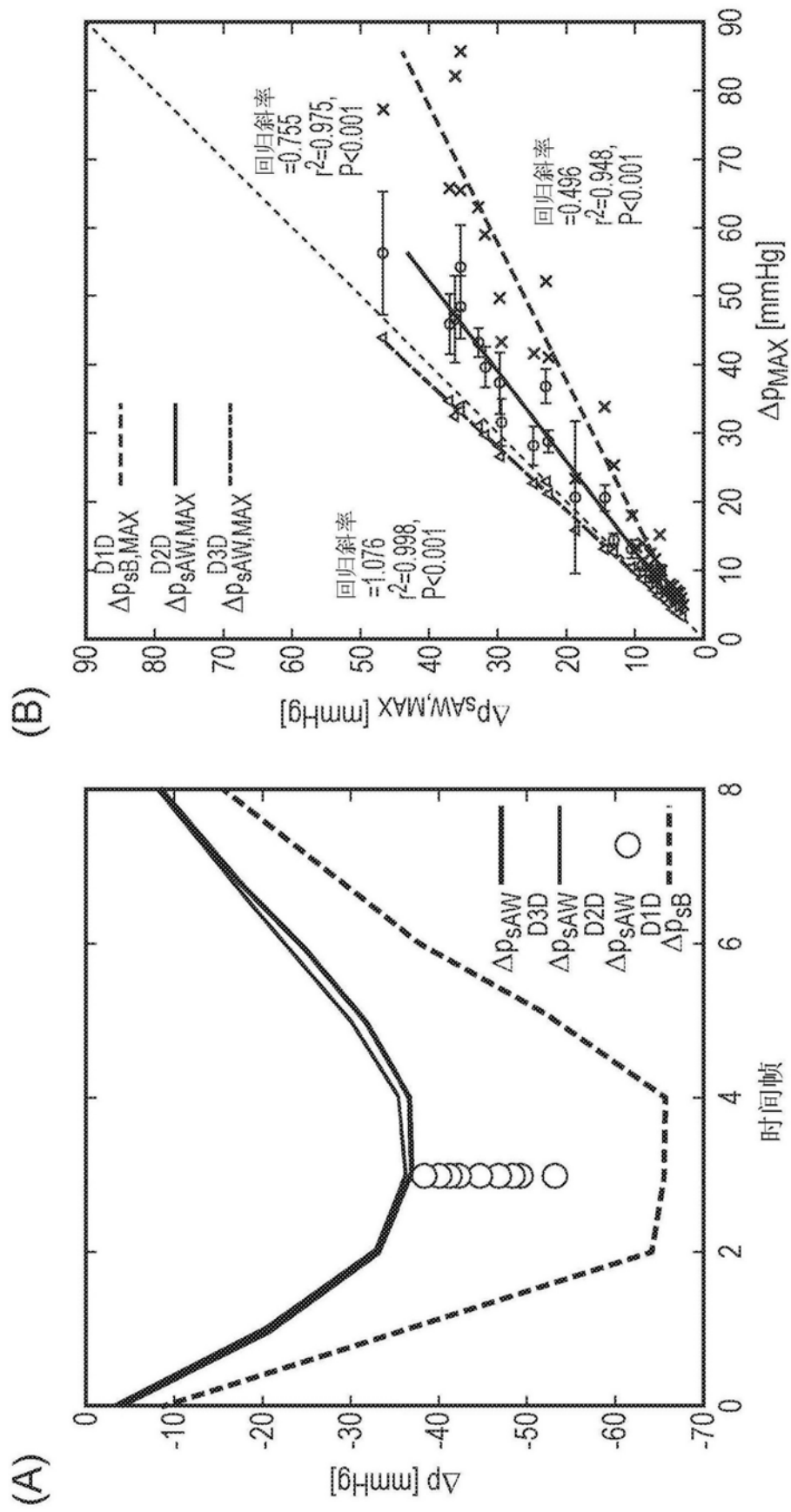
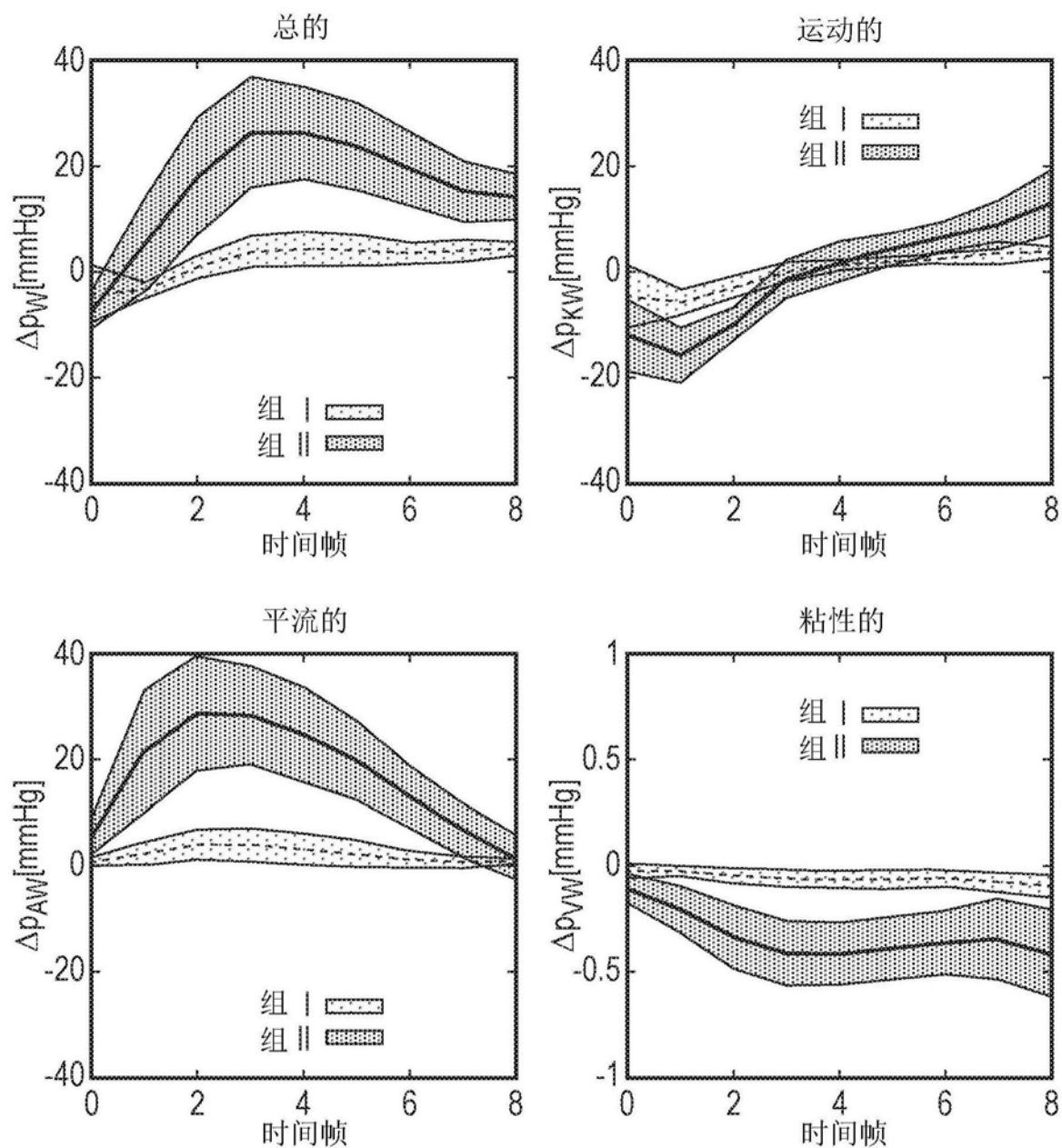
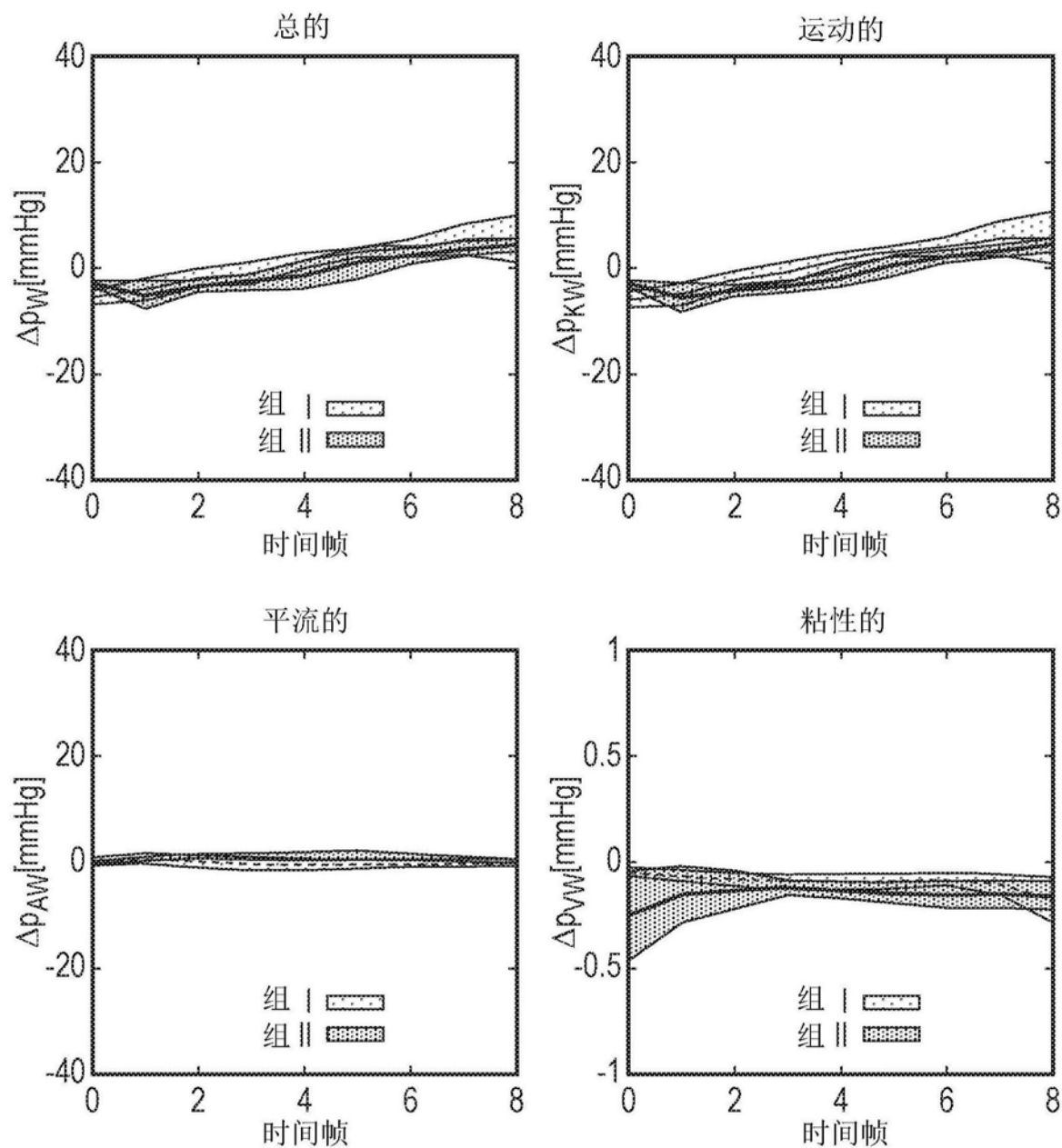


图13



分量	组 I	组 II	p值
总的	5.18 ± 3.29	29.93 ± 8.38	<0.001
运动的	$6.21 (3.83) \pm 4.56 (1.92)$	$16.30 (14.14) \pm 4.12 (6.43)$	$<0.001 (<0.001)$
平流的	4.26 ± 2.96	31.84 ± 7.63	<0.001
粘性的	0.08 ± 0.05	0.51 ± 0.19	<0.001

图14



分量	组 I	组 II	p值
总的	5.69 (4.90) $\pm$ 1.36 (2.68)	5.51 (5.03) $\pm$ 2.59 (2.30)	ns (ns)
运动的	6.27 (5.27) $\pm$ 1.58 (2.87)	6.15 (5.24) $\pm$ 2.74 (2.11)	ns (ns)
平流的	1.33 $\pm$ 0.95	1.88 $\pm$ 0.95	ns

图15

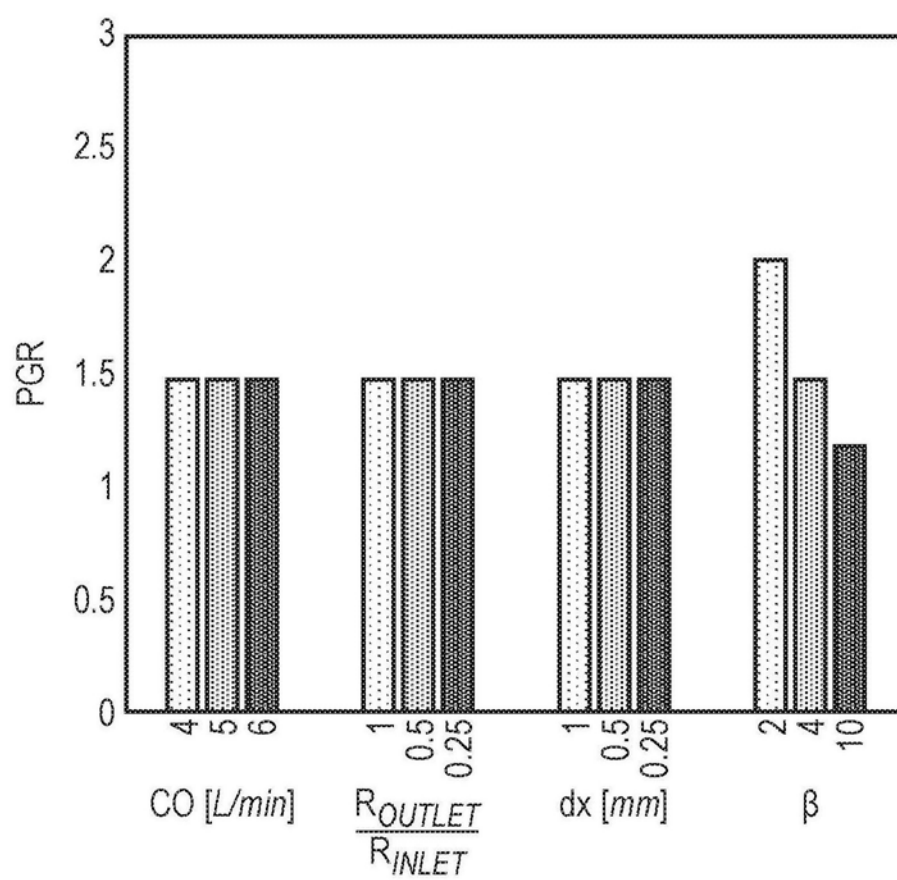
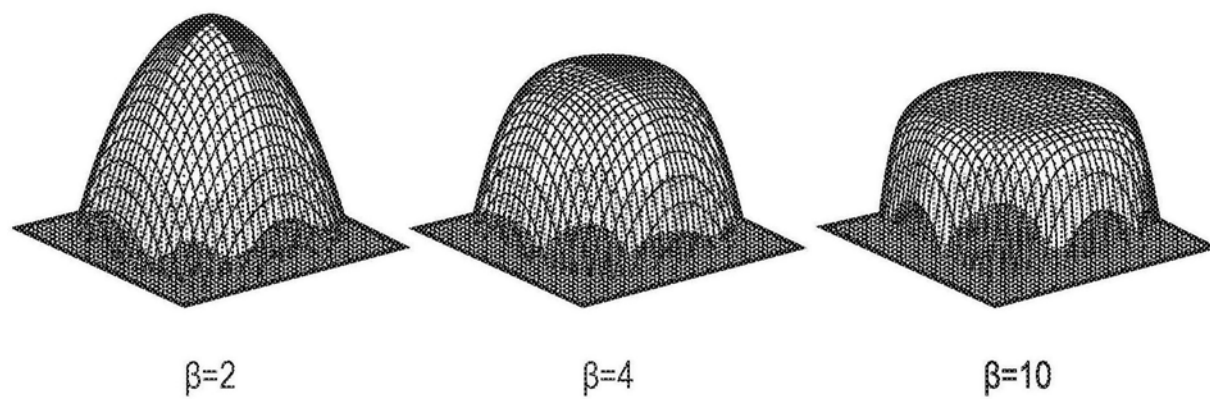


图16

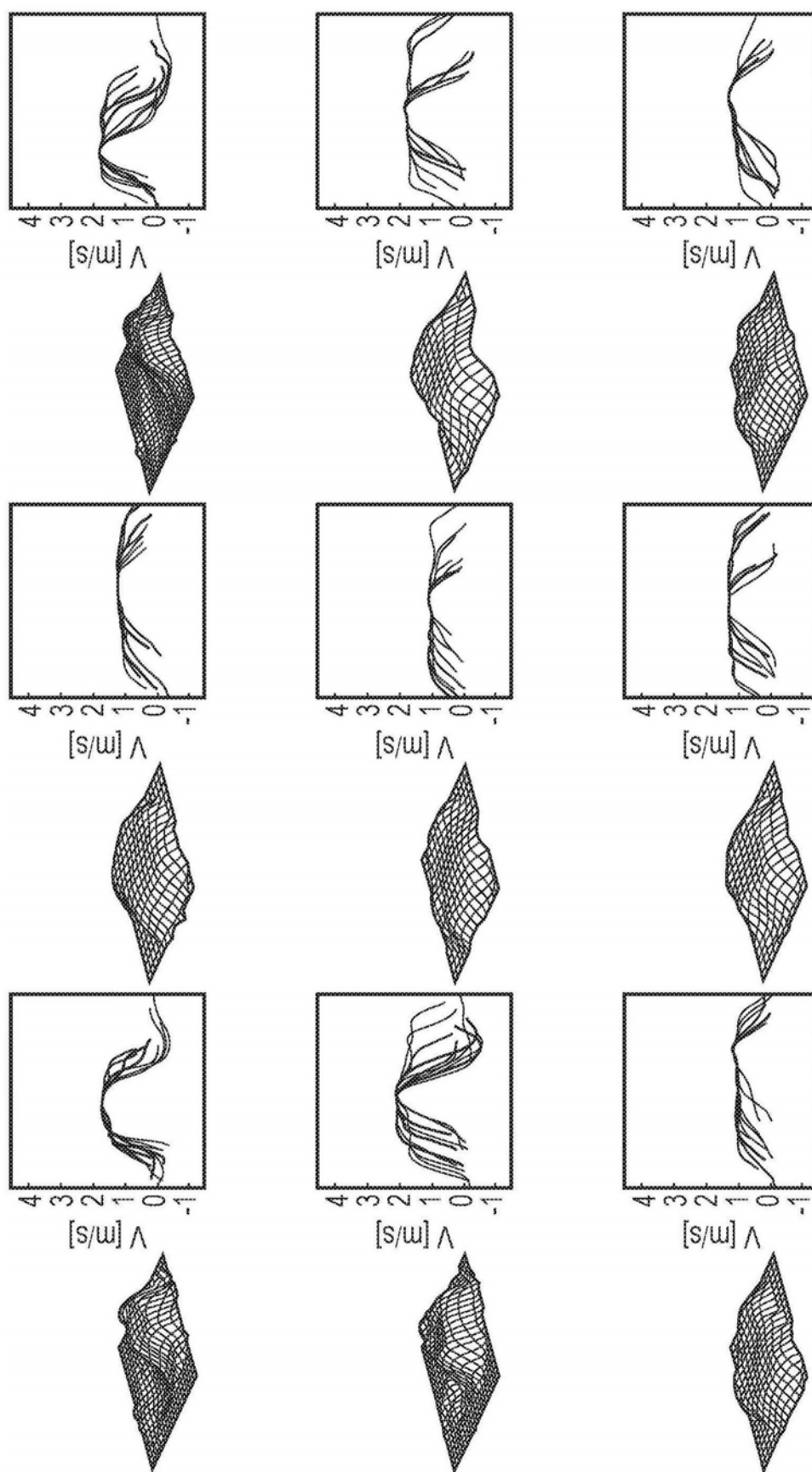


图17(a)

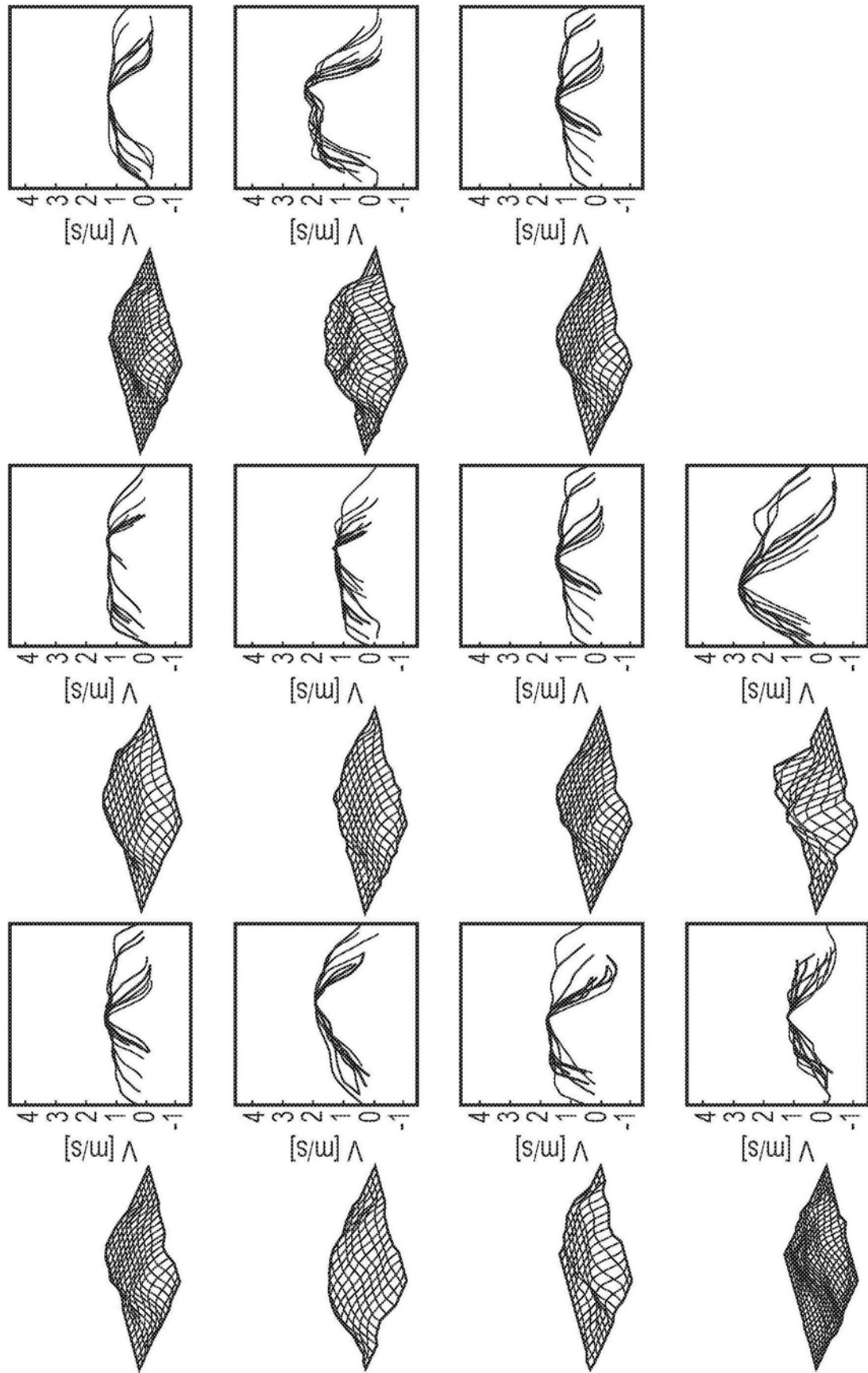


图17(a) (续)

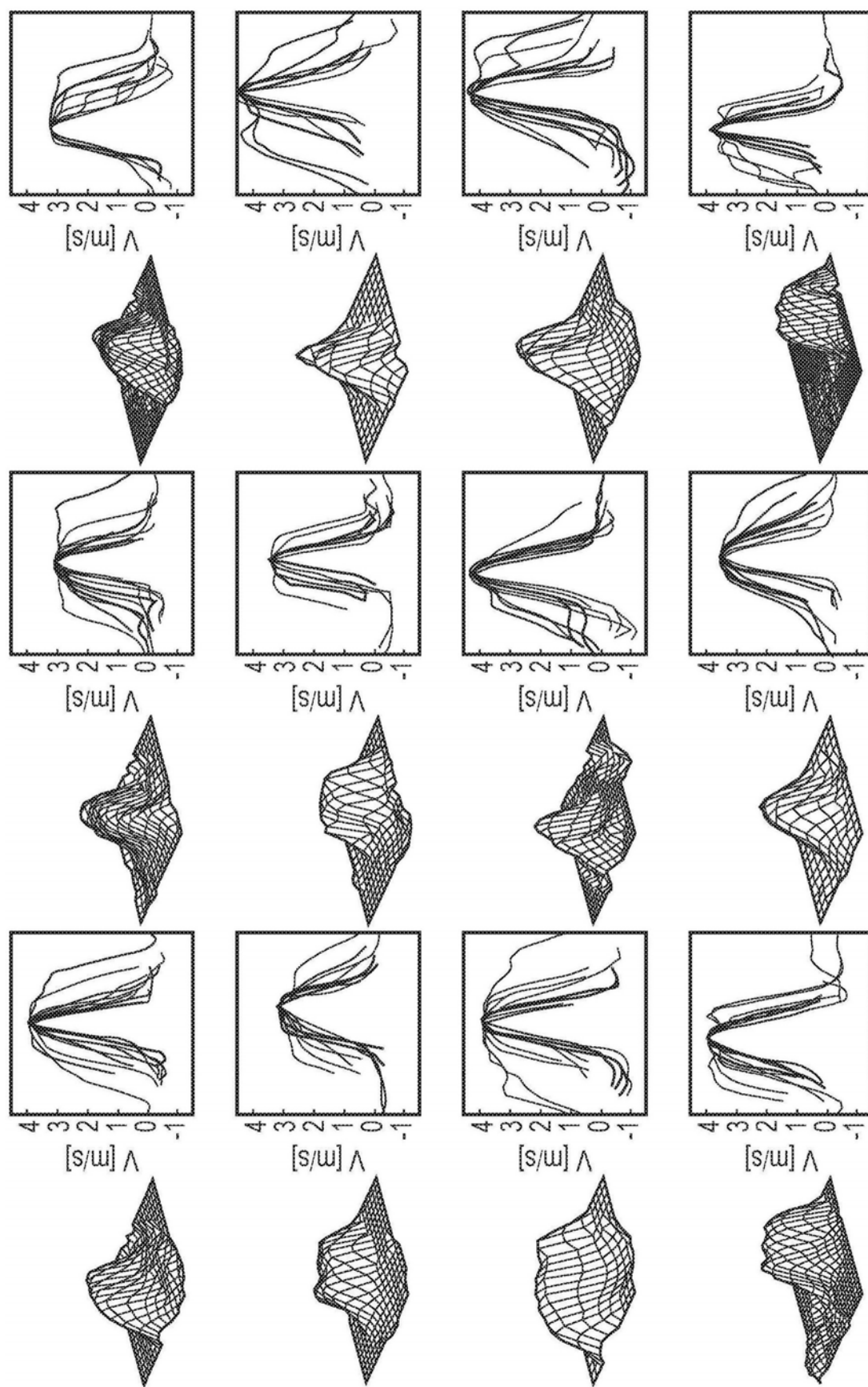


图17 (b)

专利名称(译)	用于压降估计的方法和系统		
公开(公告)号	CN109219392A	公开(公告)日	2019-01-15
申请号	CN201780029898.7	申请日	2017-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	伦敦国王学院		
[标]发明人	P 拉马塔 德 拉 奥尔登 D 诺德斯勒藤 F 多纳蒂 N史密斯		
发明人	P·拉马塔·德·拉·奥尔登 D·诺德斯勒藤 F·多纳蒂 N·史密斯		
IPC分类号	A61B5/055 A61B8/06 A61B5/021 A61B5/026 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/0263 A61B5/055 A61B5/7242 A61B8/06 A61B8/488 A61B2576/023 G16H30/40		
代理人(译)	李辉		
优先权	2016004412 2016-03-15 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施方式提供了一种确定由管道内的流体流引起的管道上的压力差的方法，该方法包括以下步骤：在沿着管道的多个点处获得时间相关的三维流体速度数据；处理时间相关的三维流体速度数据，以确定：i) 通过管道的流体的流速(Q)；ii)通过管道的流体流的动能(K)；iii)通过管道的流体流的平流能量率(A)；以及iv)关于流体流的粘性耗散率(V)；并且根据流速(Q)、动能(K)、平流能量率(A)以及粘性耗散率(V)的全部计算压力差。还描述了另外实施方式。

