



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110636798 A

(43)申请公布日 2019. 12. 31

(21)申请号 201880029794.0

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.04.02

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17165053.4 2017.04.05 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.11.05

A61B 8/08(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/058374 2018.04.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/185038 EN 2018.10.11

(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 H·尼克基施 M·格拉斯

C·哈泽 H·施米特

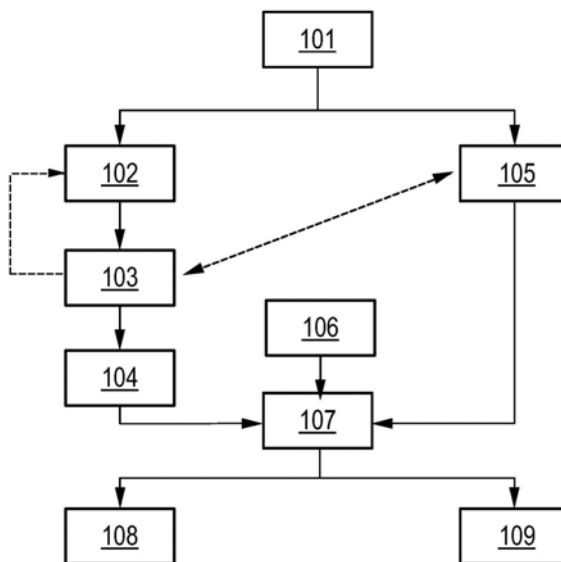
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

用于生理功能参数确定的方法和装置

(57)摘要

本发明涉及生物的生理功能参数的确定。提供(101)脉管结构的超声图像数据和多普勒图像数据并将其配准(102)。分割(103)脉管结构以生成(104)脉管结构的表示。基于多普勒图像数据来确定(105)脉管结构的脉管内部的流速。根据脉管结构的表示和脉管结构的脉管内部的流速定义功能生理参数值的生理功能参数确定模型被使用(106)以确定(107)脉管结构的脉管内部的生理功能参数。脉管结构的表示和/或流速值能够在接收进一步输入图像后被不断更新以实时提供功能生理参数的估计。



1. 一种用于确定生物(2)的生理功能参数的装置(10),所述装置(10)包括:
 - 图像提供单元(11),其用于提供所述生物(2)的脉管结构的超声图像数据和多普勒图像数据;
 - 配准单元(12),其用于将所述超声图像数据与所述多普勒图像数据配准;
 - 分割单元(13),其用于分割所述超声图像数据中的所述脉管结构,由此生成脉管结构分割;
 - 表示生成单元(14),其用于基于所述脉管结构分割来生成所述脉管结构的表示(200);
 - 流速确定单元(15),其用于基于所述多普勒图像数据来确定所述脉管结构的脉管内部的流速值;以及
 - 生理功能参数确定单元(16),其用于确定所述生物(2)的所述生理功能参数,其中,所述生理功能参数确定单元适于:a)提供根据脉管结构的表示和所述脉管结构的脉管内部的流速值定义功能生理参数的功能参数确定模型(210),并且b)通过使用所述功能参数确定模型、所生成的所述脉管结构的表示和所确定的流速值来确定所述生理功能参数。
2. 根据权利要求1所述的装置(10),其中,
 - 所述多普勒图像数据是所述脉管结构的第一部分的第一多普勒图像数据,并且所确定的流速值是所述脉管结构的所述第一部分的第一流速值;
 - 所述图像提供单元(11)被配置为提供所述脉管结构的第二部分的第二多普勒图像数据;
 - 所述配准单元(12)被配置为将所述第二多普勒图像数据与所述超声图像数据配准;
 - 所述流速值确定单元(15)被配置为基于所述第二多普勒图像数据确定所述脉管结构的所述第二部分的脉管内部的第二流速值;并且
 - 所述生理功能参数确定单元(16)被配置为使用所提供的功能参数确定模型(210)、所生成的所述脉管结构的表示以及所确定的第一流速值和第二流速值来确定所述生理功能参数。
3. 根据权利要求1所述的装置(10),其中,所述超声图像数据是覆盖所述脉管结构的第一部分的第一超声图像数据,其中,所生成的脉管结构分割是第一脉管结构分割,并且其中,
 - 所述图像提供单元(11)还被配置为提供覆盖所述脉管结构的第二部分的所述脉管结构的第二超声图像数据,其中,所述第二部分至少部分地不同于所述第一部分;
 - 所述配准单元(12)被配置为将所述第二超声图像数据与所述第一超声图像数据配准;
 - 所述分割单元(13)被配置为分割所述第二超声图像数据中的所述脉管结构,由此生成第二脉管结构分割;
 - 所述表示生成单元(14)被配置为基于所述第一脉管结构分割并且基于所述第二脉管结构分割来生成所述脉管结构的所述表示(200)。
4. 根据权利要求1所述的装置(10),其中,所述配准单元(12)包括位置检测单元,所述位置检测单元提供用于生成所述超声图像数据和所述多普勒图像数据的超声探头(1)的位置数据,其中,所述配准单元(12)适于使用所述位置数据将所述超声图像数据与所述多普勒图像数据配准。
5. 根据权利要求1所述的装置(10),其中,所述分割单元(13)被配置为识别所述多普勒

图像数据中的移动区域和静态区域,并且至少部分地基于识别的移动区域和静态区域来分割所述脉管结构。

6. 根据权利要求5所述的装置(10),其中,所述分割单元(13)被配置为在所述多普勒图像数据的所述移动区域中确定针对所述脉管结构的脉管的局部峰值流动值,基于所述局部峰值流动值确定所述脉管的横截面积,并且使用所述横截面积分割所述超声图像数据中的所述脉管结构。

7. 根据权利要求5所述的装置(10),其中,所述分割单元(13)还被配置为通过使用管腔边缘检测算法分割所述超声图像数据中的所述脉管结构。

8. 根据权利要求1所述的装置(10),其中,所述生理功能参数是脉管压力梯度或外围血流储备分数。

9. 根据权利要求1所述的装置(10),其中,所述功能参数确定模型是降阶功能模型。

10. 一种用于确定生物(2)的生理功能参数的方法,所述方法包括:

提供(101)所述生物(2)的脉管结构的超声图像数据和多普勒图像数据;

将所述超声图像数据与所述多普勒图像数据配准(102);

分割(103)所述超声图像数据中的所述脉管结构;

基于所分割的脉管结构来生成(104)所述脉管结构的表示(200),由此生成脉管结构分割;

基于所述多普勒图像数据来确定(105)所述脉管结构的脉管内部的流速值;

提供(106)根据脉管结构的表示和所述脉管结构的脉管内部的流速值定义功能生理参数的功能参数确定模型(210);

通过使用所述功能参数确定模型(210)、所生成的所述脉管结构的表示和所确定的流速值来确定(107)所述生物(2)所述生理功能参数。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述多普勒图像数据是所述脉管结构的第一部分的第一多普勒图像数据,并且所确定的流速值是所述脉管结构的所述第一部分的脉管内部的第一流速值,所述方法还包括:

提供(101)所述脉管结构的第二部分的第二多普勒图像数据;

将所述第二多普勒图像数据与所述超声图像数据配准(102);

基于所述第二多普勒图像数据确定(104)所述脉管结构的所述第二部分的脉管内部的第二流速值;并且

使用所提供的模型(210)、所生成的所述脉管结构的表示以及所确定的第一流速值和第二流速值来确定(105)所述生理功能参数。

12. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述超声图像数据是覆盖所述脉管结构的第一部分的第一超声图像数据,其中,所生成的脉管结构分割是第一脉管结构分割,并且其中,所述方法还包括:

提供覆盖所述脉管结构的第二部分的所述脉管结构的第二超声图像数据,其中,所述第二部分至少部分地不同于所述第一部分;

分割所述第二超声图像数据中的所述脉管结构,由此生成第二脉管结构分割;

基于所述第一脉管结构分割和所述第二脉管结构分割来生成所述脉管结构的所述表示(200)。

13. 一种用于确定生物(2)的生理功能参数的计算机程序,所述计算机程序可在根据权利要求1所述的装置(10)的处理单元中运行,所述计算机程序包括程序代码单元,当所述计算机程序在所述处理单元中运行时,所述程序代码单元用于使所述处理单元执行根据权利要求10所述的方法。

用于生理功能参数确定的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定生物的生理功能参数的装置、方法和计算机程序。

背景技术

[0002] 功能生理参数(诸如血流储备分数(FFR))是血管健康的重要预测指标。它们通常是有创地测量的。替代地,血管系统内的流体动力学能够基于血管系统的计算机断层摄影(CT)图像来进行模拟,以便确定FFR值。然而,患者在计算机断层摄影成像期间被暴露于电离辐射,这能够伤害患者。

[0003] EP 2633815 A1公开了用于评价感兴趣器官的血流动力学特性的方法,其中,根据从解剖成像模式导出的数据并且根据通过超声导出的血流信息来提供流体动力学模型以确定期望的血流动力学特性。

[0004] WO 2013/170053 A1公开了一种使用磁力线性马达驱动的超声扫描器的超声成像系统,其利用跟踪和保持操作和/或其他运动反馈,来扫描样本的二维或三维区域。所述扫描器被实施在低功率且低带宽手持式设备中,并且与接收原始数据并且执行全部超声图像分析和产生的远程图像处理系统连接,允许手持式设备用于扫描、预处理和显示。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供用于以对于生物的健康无害的方式确定生物的一个或多个生理功能参数(具体地血管内压力梯度或外围FFR)的装置、方法和计算机程序。

[0006] 该目的通过根据独立权利要求的装置、方法和计算机程序来实现。被包括在超声图像数据中的所有局部解剖和功能信息都被包含到综合功能患者模型内,允许在不需要通过使用电离辐射获得的患者数据的情况下预测生理功能参数,诸如压力梯度或(外围)FFR。

[0007] 在本发明的一个方面中,提出了一种用于确定生物的生理功能参数的装置,其中,所述装置包括:

[0008] 图像提供单元,其用于提供所述生物的脉管结构的超声图像数据和多普勒图像数据;

[0009] 配准单元,其用于将所述超声图像数据和所述多普勒图像数据配准;

[0010] 分割单元,其用于分割所述超声图像数据中的所述脉管结构,由此生成脉管结构分割;

[0011] 表示生成单元,其用于基于所述脉管结构分割来生成所述脉管结构的表示;

[0012] 流速值确定单元,其用于基于所述多普勒图像数据来确定所述脉管结构的脉管内部的流速值;以及

[0013] 生理功能参数确定单元,其用于确定所述生物的所述生理功能参数,其中,所述生理功能参数确定单元适于:a)提供根据脉管结构的表示和所述脉管结构的脉管内部的流速值定义功能生理参数的功能参数确定模型,并且b)通过使用所述功能参数确定模型、生成的所述脉管结构的表示和所确定的流速值来确定所述生理功能参数。

[0014] 所述图像提供单元提供脉管结构的超声图像数据和多普勒图像数据,其中,被所述多普勒图像数据覆盖的所述脉管结构也被所述超声图像数据覆盖。所述图像提供单元可以通过直接从被定位在患者的皮肤上面的超声探头接收实况图像数据来提供所述超声图像数据和所述多普勒图像数据。所述图像提供单元也可以从本地存储器或远程服务器提供所述图像数据,例如之前阶段的图像数据等。所述多普勒图像数据可以根据超声多普勒数据来生成,所述超声多普勒数据在明确命令后记录或利用单纯超声图像数据自动记录。多普勒图像数据不必针对超声图像数据内的每一个位置来提供。超声检查者可以例如通过按压特定按钮来激活多普勒图像数据取得,并且因此控制除了单纯超声图像数据之外取得超声多普勒图像数据的相应区域。

[0015] 超声图像优选地包括若干时间和/或若干阶段(特别地不同心动阶段)内的若干超声图像。对应地,多普勒图像数据也优选地包括若干时间和/或若干阶段内的若干多普勒图像。配准单元可以适于时间地且空间地对准超声图像数据和多普勒图像数据。配准单元可以使用从图像数据本身提取的信息和/或外部数据,像时间戳(相对于心动周期)和位置数据(如果可用的话)。配准单元可以例如通过使用局部图像特征,例如可以经由相似性度量(例如相关性)引导对齐纹波、矢量流动图像或的解剖结构,来从图像数据提取信息。如上文中指出的,针对超声探头在生物的皮肤上面的一个或相同位置取得的图像不一定示出静态图像。贯穿心动周期,脉管结构可以示出一些移动。因此,时间和空间对准可以被链接。当将覆盖具有一定空间叠加的不同区域的图像拼贴在一起时,这是特别重要的。心动周期内的时间对准可以影响空间匹配,特别是当被自动执行时,例如误差余量对于在心动周期的不同时间获取的两幅图像会比对于在心动周期的同一时间获取的图像更大。替代地或另外地,配准单元也可以利用由硬件支持提供的数据,例如跟随有图像处理的一组静止的外部跟踪摄像机、被专门设计用于超声探头的跟踪设备或换能器内部的跟踪设备(陀螺仪或光电传感器),其能够以特定准确性针对每个图像指定超声探头的绝对和/或相对位置。

[0016] 分割单元分割超声图像数据以识别脉管结构。图像分割可以使用能够被单独或组合地用来识别图像数据中的感兴趣的有意义结构的多种技术来执行。WO 2016/156446 A1公开了用于识别脉管结构的超声系统和方法,并且在此通过引用将其整体并入。对于本发明,足以获得局部信息,优选地3D信息,不需要整体全局3D模型。任选地,分割单元可以使用来自多普勒图像数据的信息来将血池(指示移动的血液的区域)与周围静态组织分类开来。平滑能够优选地被使用,以便补偿局部成像伪影。能够通过被应用于超声图像数据的边缘检测算法来进一步改善脉管和脉管壁的分割。如果脉管的全部横截面在超声图像数据中不可见,则可以使用从多普勒图像数据获得的局部峰值流速值来导出脉管的对应局部横截面积,并且这可以被进一步用于分割。

[0017] 表示生成单元根据分割的脉管结构来生成表示。所述表示优选地为包括图像数据中包含的至少主要脉管的脉管结构的3D表示。

[0018] 流速确定单元用来根据多普勒图像数据确定流速值。优选地,静态平均流速值被确定为在局部邻域内的平均值。取决于多普勒图像数据的时间分辨率,流速值可以被确定为在心动周期内平均的值。备选地,流速值也可以被确定为例如在心动周期内的时间的函数、作为流速概况。如果多普勒图像数据提供多于一个心动周期内的输入数据,则流速概况也可以提供心动周期的相应时间内的平均流速值。

[0019] 基于所确定的流速值和表示,生理功能参数确定单元使用根据脉管结构表示和脉管结构的脉管内部的流速定义功能生理参数的生理功能参数确定模型来确定生理功能参数。所述生理功能参数确定模型优选地为降阶功能模型,并且流速值和表示被提供为边界条件以定制用于正被检查的动物的模型。

[0020] 生理功能参数优选地为血管内压力梯度或(外围)血流储备分数((p)FFR)。FFR通常用来描述冠状动脉,其中,FFR被定义为在狭窄后面(远侧)的血管内压力相对于主动脉的压力的比,例如 P_d/P_a 。因此,FFR是绝对数。外围FFR(p-FFR)是建立针对外围动脉的类似功能指标的最近尝试,如尤其由Issam Koleilat等人在“A Novel Simple Technique Using Hyperemia to Enhance Pressure Gradient Measurement of the Lower Extremity During Peripheral Intervention”(VASCULAR DISEASE MANAGEMENT 2015;12(9):E166-E172)中提出的,在此通过引用将其并入。p-FFR通过在狭窄后面(远侧)的血管内压力 P_d 相对于主动脉的压力 P_a 的比来定义。压力梯度简单地以每长度压力单位测量的 P_a 与 P_d 之间的差。

[0021] 功能参数确定模型优选地为降阶功能模型,特别是集总参数模型,其中,脉管结构的表示和从多普勒图像数据提取的流速值或值概况用作边界条件。集总参数模型用于生理功能参数确定的使用尤其在Hannes Nickisch等人的“Learning patient-specific lumped models for interactive coronary blood flow simulations”(Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2015(第433-441页), Springer International Publishing(2015))中进行讨论,在此通过引用将其并入。由于降阶功能模型预测(具体地集总参数模型预测)能够被极其快速地计算,因而结果可以被实时或至少近乎实时提供给超声检查者和/或医师,并且因此支持例如动脉粥样硬化的诊断和处置。

[0022] 优选地,该装置可以经由显示器/监测器输出表示以及所确定的生理功能参数,其中,所述生理功能参数可以在脉管结构的表示中被指示为颜色代码。显示器/监测器可以与该装置一体形成,或者可以是与装置有线或无线连接的外部部件。因此,进行超声探头检查的超声检查者和观察生理功能参数和表示的人(例如医师)不必是同一人。他们甚至不必在同一房间中。医师可以实时审查来自完全不同位置的检查结果。

[0023] 在实施例中,所述多普勒图像数据是所述脉管结构的第一部分的第一多普勒图像数据,并且所述所确定的流速值是所述脉管结构的所述第一部分的脉管内部的第一流速值;其中,

[0024] 所述图像提供单元被配置为提供所述脉管结构的第二部分的第二多普勒图像数据;

[0025] 所述配准单元被配置为将所述第二多普勒图像数据与所述超声图像配准;

[0026] 所述流速值确定单元被配置为基于所述第二多普勒图像数据确定所述脉管结构的所述第二部分的脉管内部的第二流速值;以及

[0027] 所述生理功能参数确定单元被配置为使用提供的功能参数确定模型、所述生成的所述脉管结构的表示以及所确定的第一流速值和第二流速值来确定所述生理功能参数。

[0028] 在该实施例中,每当新的多普勒图像数据被提供时,生理功能参数确定能够被更新。被提供并且用来分割脉管结构的超声图像数据可以覆盖脉管结构的若干脉管。可以针

对超声图像数据内的相应位置提供多普勒图像,以确定针对这些位置处的脉管的相应的流速值。第一多普勒图像数据可以覆盖被超声图像覆盖的脉管结构的第一脉管,第二多普勒图像数据可以覆盖脉管结构的第二脉管或脉管结构内的另一位置处的第一脉管。流速值可以被馈送到生理功能参数确定单元以更新生理功能参数确定。额外的流速值可以被提供为另外的边界条件,并且因此提供整个脉管结构的经修改的生理功能参数确定。新添加的多普勒图像数据因此也会影响脉管结构的另一部分的之前确定的生理功能参数的确定,因为整个模型被更新。

[0029] 在又一实施例中,所述超声图像数据是覆盖所述脉管结构的第一部分的第一超声图像数据,并且生成的脉管结构分割是第一脉管结构分割,并且其中,

[0030] 所述图像提供单元被配置为提供覆盖所述脉管结构的第二部分的所述脉管结构的第二超声图像数据,其中,所述第二部分至少部分地不同于所述第一部分;

[0031] 所述配准单元被配置为将所述第二超声图像数据与所述第一超声图像数据配准;

[0032] 所述分割单元被配置为分割所述第二超声图像数据中的所述脉管结构,由此生成第二脉管结构分割;

[0033] 所述表示生成单元被配置为基于所述第一脉管结构分割并且基于所述第二脉管结构分割来生成所述脉管结构的所述表示。

[0034] 在该实施例中,每当新的超声图像数据被提供时,脉管结构的表示被更新。优选地,第一和第二超声图像数据具有特定的交叠。然后,叠加图像部分中的特性特征能够用来将图像数据拼贴在一起。如果超声图像数据之间不存在交叠,例如如果超声探头已经在生物的皮肤上面被间断地移动或还未连续地获取数据,则可以提供外部位置信息以便适当地配准第一和第二超声图像数据。表示生成单元基于在第一和第二超声图像数据中分割的脉管结构来更新该表示。另外的输入因此能够用来实时更新脉管结构的表示。图像配准和分割可以影响彼此,并且相应的步骤可以以迭代的方式被执行。该装置优选地适于显示利用超声探头检查的脉管结构的表示,并且因此每当新的超声图像被提供时,提供实况生长的表示。此外,由于该表示用作用于生理功能参数确定单元的输入,例如作为降阶功能模型的边界条件,所述另外的超声图像数据也会影响生理功能参数确定。

[0035] 通常,超声探头沿着生物的皮肤的运动将会提供延伸脉管结构的覆盖区域的进一步超声图像和提供进一步流速测量的进一步多普勒图像两者。功能参数确定模型连同实况生长的表示(例如脉管结构的3D模型)一起利用所获得每个新的信息而被进一步更新,例如集总参数模型利用从脉管结构的延伸的表示以及来自多普勒图像的流速值获得的进一步边界条件被不断更新。进一步地,输入数据可以增加存在的表示以及集总参数模型的准确性。因此,表示以及集总参数模型的更新也可以影响脉管结构的之前确定的值。

[0036] 在本发明的又一方面中,呈现了一种用于确定生物的生理功能参数的方法,所述方法包括:

[0037] 提供所述生物的脉管结构的超声图像数据和多普勒图像数据;

[0038] 将所述超声图像数据和所述多普勒图像数据配准;

[0039] 分割所述超声图像数据中的所述脉管结构;

[0040] 基于所述脉管结构来分割生成所述脉管结构的表示,由此生成脉管结构分割;

[0041] 基于所述多普勒图像数据来确定所述脉管结构的脉管内部的流速值;

[0042] 提供根据脉管结构的表示和所述脉管结构的脉管内部的流速值定义功能生理参数的功能参数确定模型；

[0043] 通过使用所述功能参数确定模型、所生成的所述脉管结构的表示和所确定的流速值来确定所述生物的所述生理功能参数。

[0044] 在实施例中,所述多普勒图像数据是所述脉管结构的第一部分的第一多普勒图像数据,并且所确定的流速值是所述脉管结构的所述第一部分的脉管内部的第一流速值,并且所述方法还包括:

[0045] 提供所述脉管结构的第二部分的第二多普勒图像数据;

[0046] 将所述第二超声多普勒图像数据与所述第一超声图像数据配准;

[0047] 基于所述第二多普勒图像数据来确定所述脉管结构的所述第二部分的脉管内部的第二流速值;并且

[0048] 使用提供的功能参数确定模型、所生成的所述脉管结构的表示以及所确定的第一流速值和第二流速值来确定所述生理功能参数。

[0049] 在实施例中,所述超声图像数据是覆盖所述脉管结构的第一部分的第一超声图像数据,其中,所生成的脉管结构分割是第一脉管结构分割,并且其中,所述方法还包括:

[0050] 提供覆盖所述脉管结构的第二部分的所述脉管结构的第二超声图像数据,其中,所述第二部分至少部分地不同于所述第一部分;

[0051] 将所述第二超声图像数据与所述第一超声图像数据配准;

[0052] 分割所述第二超声图像数据中的所述脉管结构,由此生成第二脉管结构分割;

[0053] 基于所述第一脉管结构分割和所述第二脉管结构分割生成所述脉管结构的所述表示。

[0054] 在本发明的又一方面中,呈现了可以在根据权利要求1所述的装置的处理单元中执行的计算机程序,所述计算机程序包括计算机程序代码,当所述计算机程序在所述处理单元中被执行时,所述计算机程序代码用于引起所述处理单元执行根据权利要求10所述的方法。

[0055] 应当理解,根据权利要求1所述的用于确定生物的生理功能参数的装置、根据权利要求10所述的用于确定生物的生理功能参数的方法和根据权利要求13所述的用于确定生物的生理功能参数的计算机程序具有具体地如在从属权利要求中定义的类似的和/或完全相同的优选实施例。

[0056] 应当理解,本发明的优选实施例也能够是从属权利要求或以上实施例与相应独立权利要求的任何组合。

[0057] 参考下文所述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将是显而易见的并且得到阐明。

附图说明

[0058] 在以下附图中:

[0059] 图1示意性地且示范性地示出了用于确定生物的生理功能参数的装置的实施例;

[0060] 图2示意性地且示范性地示出了用于确定生物的生理功能参数的方法的实施例;

[0061] 图3示意性地且示范性地示出了利用用于确定生物的生理功能参数的装置或方法

的实施例可导出的脉管结构；

[0062] 图4示意性地且示范性地示出了可用来确定生物的生理功能参数的集总参数模型；并且

[0063] 图5示意性地且示范性地示出了沿着脉管测量的流速和沿着脉管导出的横截面积。

具体实施方式

[0064] 图1示意性地且示范性地示出了用于确定生物的生理功能参数的装置10的实施例。在该实施例中，装置10包括超声探头1，所述超声探头1用于当在躺在支撑器件3上的人2的皮肤上面来回移动时提供超声图像数据。超声探头1能够提供普通超声图像数据以及多普勒图像数据两者，其中，操作模式可以被手动地（例如在按压特定按钮后）或者被自动地（例如在预定的周期基础上或每当探头被移动预定的距离时）改变。超声探头可以包括被专门设计用于超声探头的跟踪设备（未示出）或换能器内部的跟踪设备（陀螺仪）（未示出）。为了确定超声探头的位置，其他硬件可以被使用，例如由图像处理跟随的一组外部跟踪摄像机或例如被集成在支撑器件3中的特定距离传感器。装置10还包括允许用户输入特定命令的输入器件5，像启动和停止、相关的患者数据和/或位置数据，其可以被任选地附接到利用超声探头1捕获的图像数据用于进一步处理。超声探头1被有线或无线地通信耦合到装置10。因此，超声探头1可以在与装置10相同的房间内，但是装置10也可以在完全不同的位置处，并且超声探头1仅仅经由互联网被连接到装置10。

[0065] 装置10具有优选地实况地从超声探头1提供数据的图像提供单元11。额外地或者替代地，图像提供单元11可以从存储器被本地存储在装置处或被存储在远程服务器上的图像。例如，假如超声图像已经从人2获取，已经存在的数据可以由图像提供单元11加载。图像提供单元11也可以从存储器提供部分存在的数据，并且针对存在的单纯超声图像内的某些位置添加例如多普勒图像。

[0066] 装置10还包括用于配准由图像提供单元提供的图像的配准单元12。关于空间对准，不同组数据被变换到一个坐标系中。如果超声探头1例如沿着人2的皮肤被移动，并且第一和第二超声图像覆盖脉管结构的共同区域，那么图像数据中的相似性能够用来叠加图像并且将它们拼贴在一起。

[0067] 然而，不仅当超声探头1沿着人2的皮肤被移动并且因此空间信息被改变时，超声图像（具体地多普勒图像）可以不同。脉管内部的血流也在心动周期内波动，并且动脉或静脉可能在心动周期内在位置和/或横截面方面稍微改变。如果图像数据因此在心动周期的峰值被获取一次并且在最低点被获取一次，对相似性的自动检测可能需要更大的误差裕量来匹配相应的图像轮廓或特定特征。因此，优选地与心动周期相关联的时间信息可以被配准单元用来将覆盖脉管结构的具有一定叠加的相应的第一和第二部分的图像拼贴在一起。此外，超声探头1的绝对或相对位置数据也能够被提供给配准单元12，以提供超声图像和另外的多普勒图像的一致镶嵌。通常，超声图像以灰度方式被提供，而多普勒图像例如从蓝到红的色度方式被叠加。通常，蓝色指示远离超声探头1的流动，并且红色指示朝向超声探头1的流动。取决于所选择的分辨率，颜色可以在心动周期期间改变。当需要对心动周期敏感的时间分辨率时，生成跨过心动周期的相应流动概况。多普勒图像数据然后可以包括针对心

动周期内的相应时间的一组多普勒图像。它们可以根据一个或多个心动周期内的数据来生成。针对多普勒图像中的脉管确定的流速然后可以被提供为跨过心动周期的流速概况。如果这种时间分辨率不是必要的,则根据多普勒图像数据来确定静态平均流速值。

[0068] 任选地,3D超声换能器可以用来收集另外的信息用于刚性图像配准。例如,配合光电传感器(如在计算机鼠标中使用的),换能器的轨迹能够被跟踪。为了简化图像配准,可能轨迹上的约束可以借助于用户手动来强加。在最简单的实例中,配准能够通过使用平方距离或关联度量匹配图像位置来完成。考虑到来自外部或内部的跟踪设备的信息,后者可以用来精调配准。

[0069] 装置10还包括用于分割在超声图像数据中识别的脉管结构的分割单元13。如果存在多于一个由图像提供单元11提供的超声图像,分割单元也可以分割来自自由配准单元12拼贴的第一和第二超声图像的脉管结构。分割单元13可以使用静态图像特征(诸如管腔的边缘)来分割脉管结构,和/或使用从例如指示流动的血液的多普勒图像的动态特征并且因此帮助确定脉管的内部。脉管的周围组织是相当静态的。分割单元13也可以允许或请求用户输入以改善或开始图像分割。此外,分割单元13可以平滑所提供的图像数据以补偿局部成像伪影。也可以经由输入器件5为分割单元13提供由用户提供的外部输入,以便引导分割(先验)或修正分割(后验)。为了支持用户的评价,超声图像的叠加和推断的分割可以被显示在显示单元4上。

[0070] 从对准的超声图像分割的脉管结构被表示生成单元14用来生成对应的感兴趣脉管结构的普通表示200,优选地作为3D模型。每当新的输入数据被提供给分割单元时,例如每当超声探头1沿着人2的皮肤被移动时,该表示200被连续地更新。

[0071] 生理功能参数确定模型(例如集总参数模型)210连同实况生长表示一起被生成并且被连续地更新,这例如允许在实时给定的一组合适的边界条件下估计脉管结构内部的脉管的压力梯度。脉管内部的流速能够根据多普勒图像来确定,并且能够用作集总参数模型210的边界条件。因此,装置10还包括用于确定作为边界条件被提供给集总参数模型210的平均流速或流速概况的流速确定单元15。由于多普勒数据仅可以针对脉管结构的一部分来提供,因此流速的确定受限于这些部分。它们优选地将会捕获感兴趣脉管结构中最相关的动脉和/或静脉。装置10还包括用于使用集总参数模型210确定压力梯度或外围FFR值的生理功能参数确定单元16。由于集总模型预测能够被极其快速地计算,因此装置10可以在临床实践中提供实时或至少近乎实时的反馈,并且因此在例如动脉粥样硬化的诊断和处置中支持超声检查者和/或医师。反馈可以根据所确定的压力梯度优选被颜色编码的表示210的形式被呈现在图1中的装置10的显示单元4处。额外地或者替代地,装置10也可以为与装置有线或无线连接的远程显示器提供输出。这样,进行人2的检查的人和评价所确定的数据的人不必是同一人。后一人甚至不必在相同的房间内。装置10可以通过数据输出用于本地存储在硬盘驱动器或可移除存储设备上、或远程地存储例如在服务器或云处。

[0072] 在下文中,将参考在图2中示出的流程图示范性地描述用于确定生物的生理功能参数的方法的实施例。

[0073] 在步骤101中,提供覆盖感兴趣脉管结构的第一部分的第一超声图像数据,优选地从超声探头1获得。此外,提供覆盖被超声图像数据覆盖的脉管结构的至少一部分的多普勒图像数据。超声图像数据然后在步骤102中与多普勒图像数据进行配准。在步骤103中,脉管

结构从图像数据进行分割。步骤103可以与步骤102并行、随后或迭代地执行。假如仅超声图像数据用于分割,步骤103可以根据步骤102被执行。分割包括图像结构的基本识别,诸如特异于对于脉管结构典型的结构和型式的轮廓和边缘以及高水平图像分割。分割步骤103可以进一步使用从多普勒图像数据提取的输入。在此情况下,需要步骤102中的之前配准来合并来自两个图像数据的信息。在步骤104中,感兴趣脉管结构的表示根据分割的图像数据来生成。该表示优选地为感兴趣脉管结构的主要脉管的3D表示。

[0074] 在步骤105中,流速值针对脉管结构的一个或多个脉管内的相应位置根据多普勒图像数据来确定。取决于时间分辨率,跨过心动周期的平均流速值或流速概况能够被确定。该步骤可以与步骤102和103同时被执行。多普勒图像数据可以可选地用于分割,如通过步骤105与步骤103之间的虚线指示的。多普勒图像数据允许具有移动的血液(一般地在动脉或静脉内部)和周围组织的区域的识别,所述周围组织是静态的并且因此不示出多普勒效应。

[0075] 在步骤107中,生理功能参数(例如血管压力梯度或(外围)FFR)可以针对基于所确定的流速使用降阶功能模型的脉管结构的表示和在步骤106中提供的脉管结构的表示中的脉管来确定。所述确定可以使用集总参数模型,其中,流速的平均值或流速概况以及身体脉管结构的表示用作边界条件。

[0076] 该方法可以还包括输出表示(优先地作为3D模型)以及所确定的生理功能参数值的步骤108,所确定的生理功能参数值可以以颜色编码的方式被显示,其中,特定颜色针对生理功能参数的预定阈值被分配以便于快速评价并且帮助医师诊断。

[0077] 每当超声探头被移动时,该方法再次在步骤101处开始。另外的图像数据被提供,并且使用内部图像信息(像特性型式)以及外部数据(心动周期数据、超声探头的位置数据等)来配准。该方法也可以仅被馈送以已经被单纯超声图像数据捕获的区域中的进一步多普勒图像数据。在此情况下,该方法继续步骤105,并且从那里继续到步骤103,其中,多普勒图像数据用于分割目的,和/或继续到步骤107,以相应地更新并延伸集总参数模型并且基于从进一步多普勒图像数据导出的进一步流速测量确定(延伸的)脉管结构的生理功能参数。除了输出3D表示和所确定的生理功能参数之外,输出也可以在步骤109中被存储在本地或远程存储设备中(诸如硬盘驱动器、光盘、可移除存储介质(USB棒))或在远程服务器上。此外,步骤108可以包括数据经由网络到远程显示器的传输,使得观察实况生长的解剖和功能表示的人不必在与利用超声探头1进行检查的人2相同的房间中。

[0078] 图3示意性地且示范性地图示了从超声图像数据导出的脉管结构。脉管结构可以使用静态图像特征(诸如管腔的边缘)或者可以从多普勒图像数据导出的允许区别移动的区域(例如流动的血液)与静态区域(例如组织)的动态特征来确定。另外地或者在脉管的全部横截面在超声图像数据中不可见的情况下,从多普勒图像数据导出的局部峰值流速值301能够用来导出如在图5A和5B中指示的局部横截面积302(CSA),并且因此可以有助于分割脉管结构。

[0079] 图5A示出了脉管长度300内的流速301。得到的曲线310具有与曲线320相反的分布,示出了脉管长度300内的横截面积302。此处,假设恒定的血液体积。估计或测量外流能够进一步改进该计算。

[0080] 包括分支201、202和203的延伸的解剖脉管结构200然后可以与流速测量一起用作

用于降阶功能模型(即集总参数模型210)的边界条件。

[0081] 图4示意性地且示范性地示出了具有三个分支211、212和213的集总参数模型210, 所述三个分支211、212和213对应于脉管结构表示200的分支201至203。集总参数模型包括 $n=8$ 个元素和包括接地的 $m=3$ 个节点。黑色方框220、221、222指示入流和出流边界条件。表示树节段传递函数的白色管230由反映局部脉管几何和水压影响两者的一系列线性和非线性电阻元件构成。从在图3中示出的树表示开始, 具有两个宏观部件类型的电路被设置: 非线性脉管节段电阻器230和边界条件220、221、222。边界条件可以是驱动网络的压力或流动源; 但是驱动常规有限元模型的任何(集总)边界条件能够在此处被使用。如何将脉管的局部几何(半径、周边、横截面积)转变成非线性电阻器的参数的方法是总所周知的且公开的, 例如, 在上文中引用的Hannes Nickisch等人的文章“Learning patient-specific lumped models for interactive coronary blood flow simulations”中。

[0082] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明, 但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的, 而非限制性的; 本发明不限于所公开的实施例。

[0083] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求, 在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0084] 在权利要求中, “包括”一词不排除其他元件或步骤, 并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0085] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上, 例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质, 但是也可以被以其他形式分布, 例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0086] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

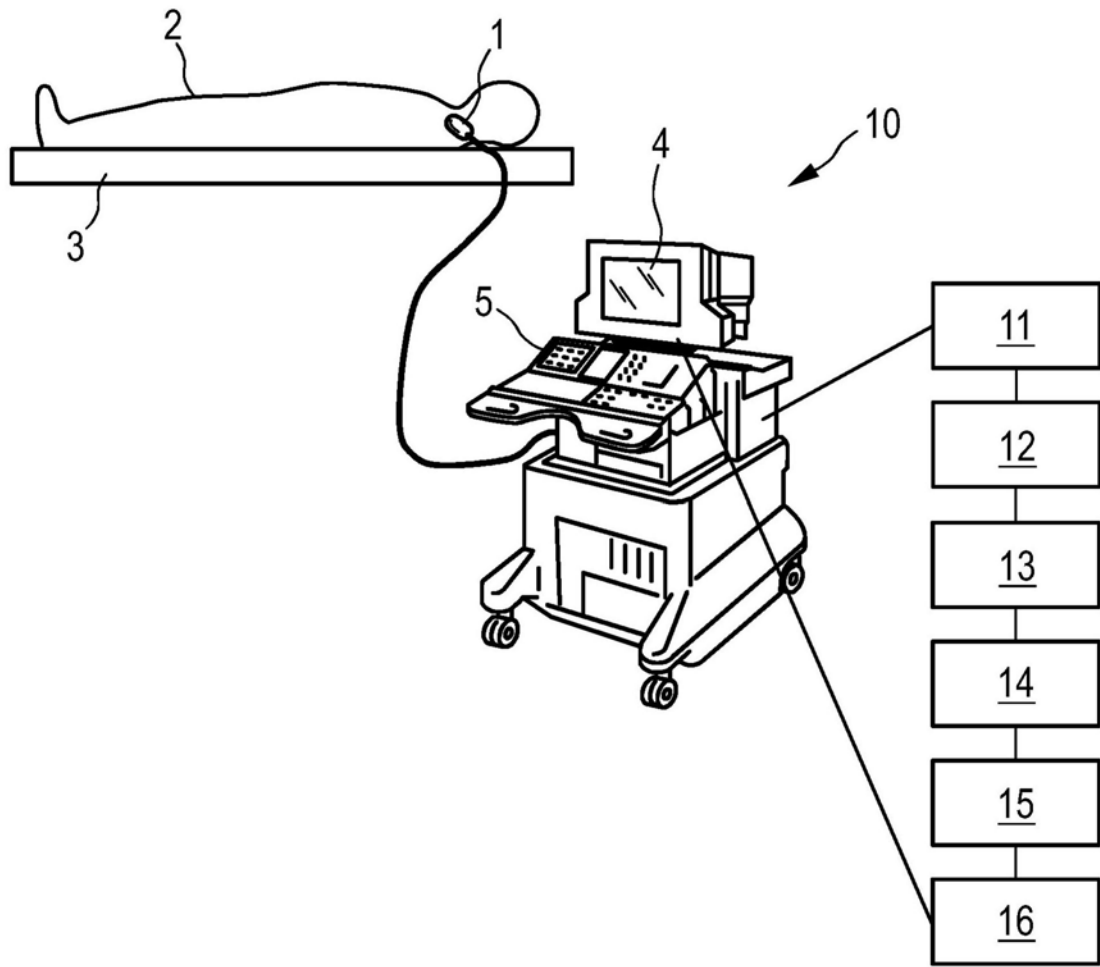


图1

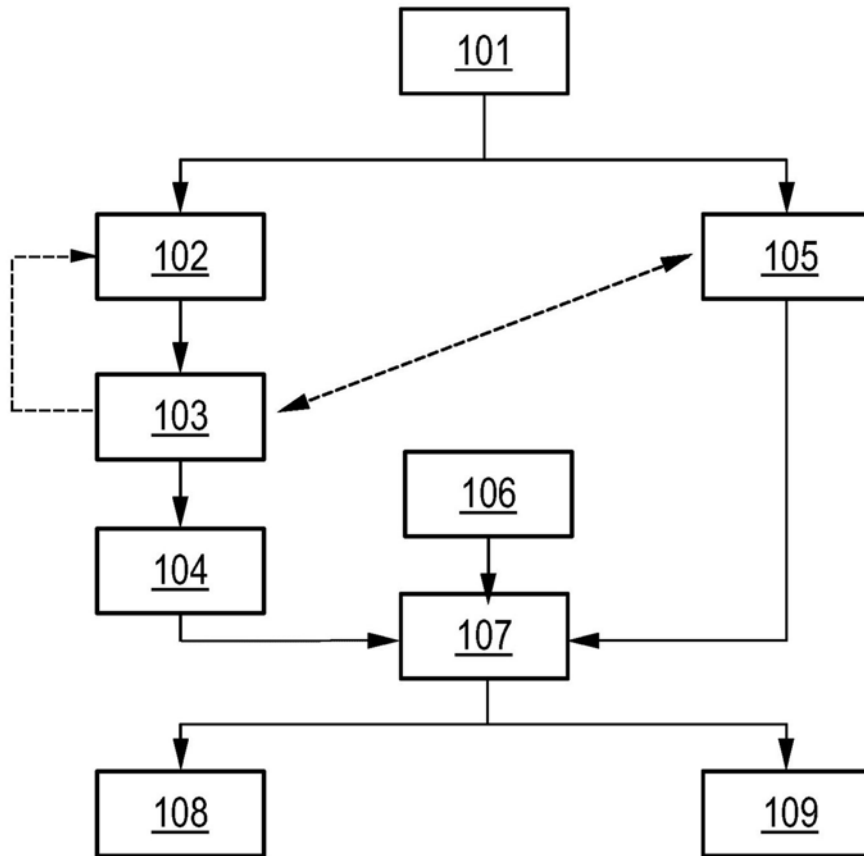


图2

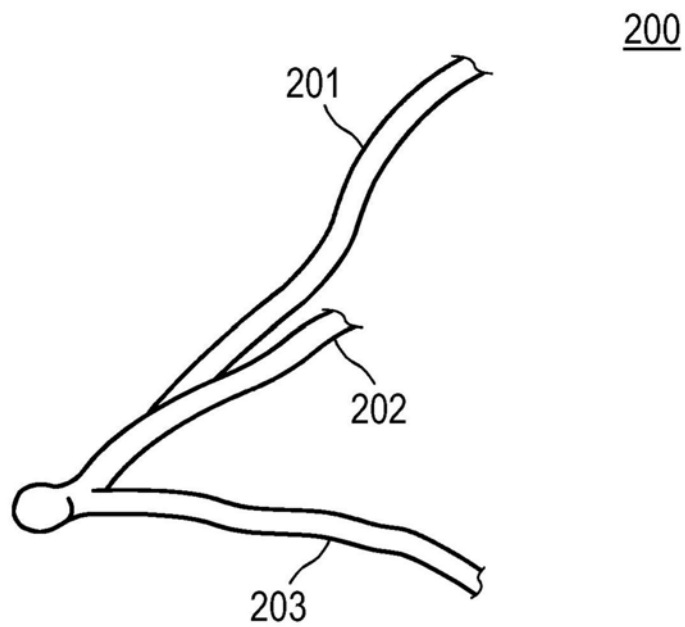


图3

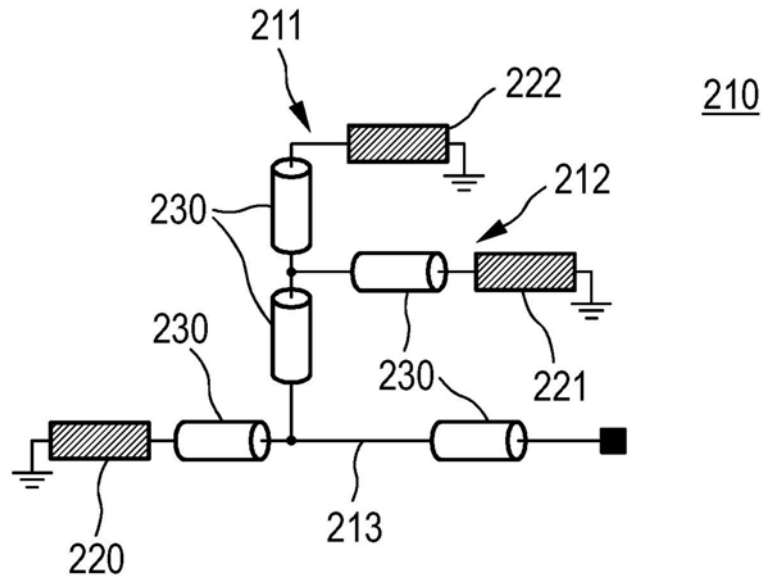


图4

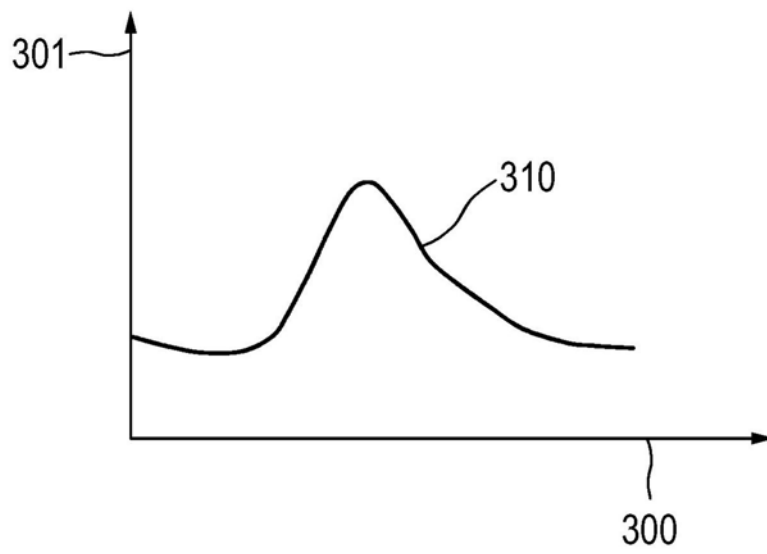


图5A

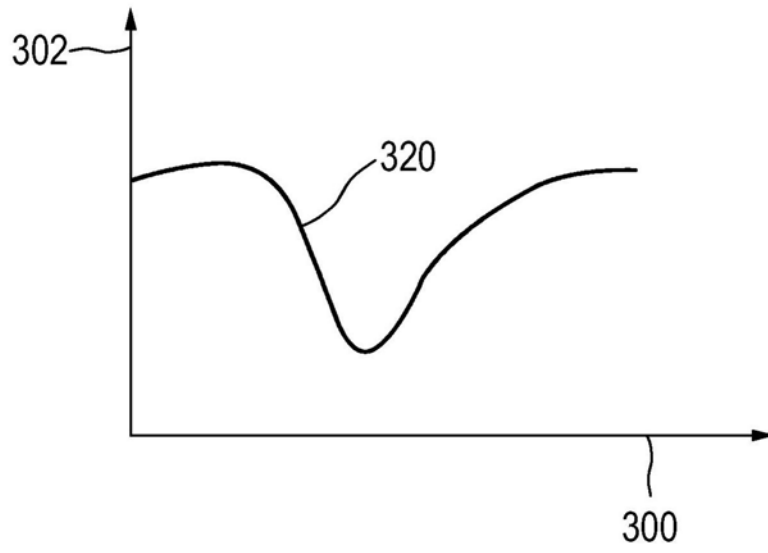


图5B

专利名称(译)	用于生理功能参数确定的方法和装置		
公开(公告)号	CN110636798A	公开(公告)日	2019-12-31
申请号	CN201880029794.0	申请日	2018-04-02
[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	H尼克基施 M格拉斯 C哈泽 H施米特		
发明人	H·尼克基施 M·格拉斯 C·哈泽 H·施米特		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/026 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5246 G06T7/0016 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/30104 G16H50/30		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017165053 2017-04-05 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及生物的生理功能参数的确定。提供(101)脉管结构的超声图像数据和多普勒图像数据并将其配准(102)。分割(103)脉管结构以生成(104)脉管结构的表示。基于多普勒图像数据来确定(105)脉管结构的脉管内部的流速。根据脉管结构的表示和脉管结构的脉管内部的流速定义功能生理参数值的生理功能参数确定模型被使用(106)以确定(107)脉管结构的脉管内部的生理功能参数。脉管结构的表示和/或流速值能够在接收进一步输入图像后被不断更新以实时提供功能生理参数的估计。

