(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2021 年 3 月 11 日 (11.03.2021)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2021/042298 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 8/06 (2006.01) *A61B 8/00* (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2019/104416

(22) 国际申请日: 2019 年 9 月 4 日 (04.09.2019)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。

(72) 发明人: 王彦 (WANG, Yan); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。 王勃 (WANG, Bo); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。 丛龙飞 (CONG, Longfei); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。 朱磊 (ZHU, Lei); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。 刘硕 (LIU, Shuo); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。 邵涛 (SHAO, Tao); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 (DHC IP ATTORNEYS); 中国广东省深圳市福

(54) **Title:** VTI MEASURING DEVICE AND METHOD

(54) 发明名称: 一种VTI测量装置及方法

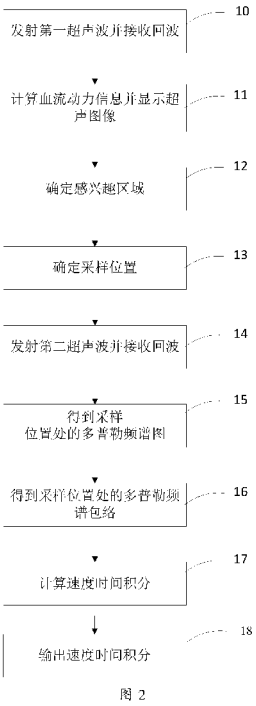


图 2

10 Emit a first ultrasonic wave and receive an ultrasonic echo
11 Calculate hemodynamic information
12 Determine a region of interest
13 Determine a sampling position
14 Emit a second ultrasonic wave and receive an ultrasonic echo
15 Obtain a Doppler spectrum diagram at the sampling position
16 Obtain a Doppler spectrum envelope at the sampling position
17 Calculate time integral
18 Output velocity time integral

(57) **Abstract:** Disclosed are a VTI measuring device and a measuring method. The method comprising: controlling an ultrasonic probe (110) to emit ultrasonic waves at tissue (190) to be measured; receiving an ultrasonic echo returned from the tissue to be measured; finding, according to the ultrasonic echo, a target sampling position having the smallest hemodynamic information interference (305). A VTI at the target sampling position is then calculated. The calculated VTI is the least affected by the friction of the blood vessel wall and can best reflect the heart's pumping ability and cardiac output.

WO 2021/042298 A1

[见续页]

田区金田路与福华路交汇处现代商务大厦1810, Guangdong 518048 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的国家保护)：AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的地区保护)：ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布：

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

(57) 摘要：公开了一种VTI测量装置及测量方法，控制超声探头(110)向被测组织(190)发射超声波，接收由被测组织返回的超声波的回波，根据超声波的回波找到血流动力信息受干扰最小的目标采样位置(305)，然后计算该目标采样位置处的VTI。计算出的VTI受到的血管壁摩擦力的影响最小，最能反映心脏的泵血能力和心输出量。

一种VTI测量装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备，具体涉及一种利用超声测量心脏每博泵血距离的测量装置及方法。

背景技术

[0002] 心输出量（cardiac output，CO）是评价心脏泵血功能的指标之一，其与心脏在一段时间(例如一分钟)内泵出的血量相对应。心输出量虽然难以直接反映患者的病症，但在心脏疾病的临床现场，心输出量通常可以结合心电图、血压等信息一起用于掌握患者的状况。重症监护室/冠心病监护室的医生也通常利用CO来监测用药后心脏的反应来判断药物对心脏的作用。因此，准确检测患者的心输出量在临床上具有重要意义。

[0003] 目前心输出量常用的计算公式是：

[0004] 心输出量（CO）=每搏输出量（SV）×心率（HR）

[0005] 而每搏输出量（SV）采用以下公式计算得出：

[0006] 每搏输出量（SV）=瓣膜截面积（CSA）×每搏泵血距离

[0007] 瓣膜截面积CSA采用主动脉流出道的直径计算得出。有研究结论表明，被测者的主动脉流出道直径与其身高呈线性相关，因此通常根据被测者的身高值推算出待测者的主动脉流出道直径。每搏泵血距离表示红细胞在一个收缩期内的移动距离。当推算的主动脉流出道直径存在误差时，目前的这种算法就会导致心输出量CO的计算值出现显著误差。

发明概述

技术问题

问题的解决方案

技术解决方案

[0008] 本发明主要提供一种VTI测量装置及方法，用于提高心输出量评估的准确性。

[0009] 一种实施例中，提供一种VTI测量装置，包括：

[0010] 超声探头，用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

[0011] 发射电路，用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

[0012] 接收电路，用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

[0013] 波束合成模块，用于对超声回波信号进行波束合成；

[0014] 处理器，用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，根据血流动力信息得到目标采样位置，所述目标采样位置是指血流动力信息受干扰最小的位置；所述处理器还用于通过所述发射电路控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并通过接收电路接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声波信号，根据所述第二超声波的超声回波信号生成目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到多普勒频谱图的的多普勒频谱包络，并根据该多普勒频谱包络计算目标采样位置处的血流速度时间积分VTI；

[0015] 输出装置，用于输出VTI。

[0016] 一种实施例中，提供一种VTI测量装置，包括：

[0017] 超声探头，用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

[0018] 发射电路，用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

[0019] 接收电路，用于控制超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

[0020] 波束合成模块，用于对超声回波信号进行波束合成；

[0021] 处理器，用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超

声波的超声回波信号，根据该第一超声波的超声回波信号生成超声图像，所述超声图像包括B图像和/或血流图像，在超声图像上标记出目标采样位置，所述目标采样位置是超声图像中血流动力信息受干扰最小的位置；所述处理器还用于通过所述发射电路控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并通过接收电路接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号，根据该第二超声波的超声回波得到目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据多普勒频谱包络计算目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0022] 输出装置，用于输出VTI。

[0023] 一种实施例中，提供一种VTI测量装置，包括：

[0024] 超声探头，用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

[0025] 发射电路，用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

[0026] 接收电路，用于控制超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

[0027] 波束合成模块，用于对超声回波信号进行波束合成；

[0028] 处理器，用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流图像数据，根据血流图像数据得到目标采样位置，根据所述第一超声波的超声回波信号获得所述目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，计算根据多普勒频谱包络计算目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0029] 输出装置，用于输出VTI。

[0030] 一种实施例中，提供一种VTI测量装置，包括：

[0031] 超声探头，用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

[0032] 发射电路，用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

[0033] 接收电路，用于控制超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得所述超声探头输出的超声回波信号；

[0034] 波束合成模块，用于对超声回波信号进行波束合成；

[0035] 处理器，用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，根据血流动力信息得到目标采样位置，所述目标采样位置是指血流动力信息受干扰最小的位置；所述处理器获取目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，根据多普勒频谱包络计算目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0036] 输出装置，用于输出VTI。

[0037] 一种实施中，提供了一种VTI测量装置，包括：

[0038] 超声探头，用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

[0039] 发射电路，用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

[0040] 接收电路，用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

[0041] 波束合成模块，用于对超声回波信号进行波束合成；

[0042] 处理器，用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，根据血流动力信息得到目标采样位置，所述目标采样位置是指血流动力信息受干扰满足第一预设条件的位置；所述处理器还用于通过所述发射电路控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号，

根据所述第二超声波的超声回波信号生成目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0043] 输出装置，用于输出VTI。

[0044] 一种实施中，提供了一种VTI测量装置，包括：

[0045] 超声探头，用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

[0046] 发射电路，用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

[0047] 接收电路，用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

[0048] 波束合成模块，用于对超声回波信号进行波束合成；

[0049] 处理器，用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据该第一超声波的超声回波信号生成超声图像，所述超声图像包括B图像和/或血流图像，在所述超声图像上标记出目标采样位置，所述目标采样位置是所述超声图像中血流动力信息受干扰满足第一预设条件的位置；所述处理器还用于通过所述发射电路控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号，根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0050] 输出装置，用于输出VTI。

[0051] 一种实施中，提供了一种VTI测量装置，包括：

[0052] 超声探头，用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

[0053] 发射电路，用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制

所述超声探头发射相应的超声波；

[0054] 接收电路，用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

[0055] 波束合成模块，用于对超声回波信号进行波束合成；

[0056] 处理器，用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，根据血流动力信息得到目标采样位置，所述目标采样位置是指血流动力信息受干扰满足第一预设条件的位置；所述处理器还获取目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0057] 输出装置，用于输出VTI。

[0058] 一种实施例中，提供一种VTI测量方法，包括：

[0059] 控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

[0060] 根据该第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息；

[0061] 根据血流动力信息得到目标采样位置；

[0062] 控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号；

[0063] 根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱图；

[0064] 根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

[0065] 根据该多普勒频谱包络计算目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0066] 输出所述VTI。

[0067] 一种实施例中，提供一种VTI测量方法，包括：

[0068] 控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

[0069] 根据该第一超声波的回波生成超声图像，所述超声图像包括B图像和/或血流图像；

[0070] 在超声图像上标记出目标采样位置，所述目标采样位置是超声图像中血流动力信息受干扰最小的位置；

[0071] 控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号；

[0072] 根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱包络；

[0073] 根据多普勒频谱包络计算计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0074] 输出所述VTI。

[0075] 一种实施例中，提供一种VTI测量方法，包括：

[0076] 根据第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，所述第一超声波的超声回波信号通过采集由超声探头向被测组织发射的一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波得到；

[0077] 根据血流动力信息得到目标采样位置；

[0078] 根据第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱图；

[0079] 根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

[0080] 根据该多普勒频谱包络计算目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI。

[0081] 一种实施例中，提供一种VTI测量方法，包括：

[0082] 控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

[0083] 根据该第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息；

[0084] 根据血流动力信息得到目标采样位置；

[0085] 根据所述第一超声波的超声回波信号获取所述目标采样位置处的多普勒频谱图；

[0086] 根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

[0087] 根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0088] 输出所述VTI。

[0089] 一种实施例中，提供一种VTI测量方法，包括：

[0090] 控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

[0091] 根据第一超声波的超声回波信号计算第一超声波的扫描区域内多个位置处的多普勒频谱图，获得多个多普勒频谱图；

[0092] 从多个多普勒频谱图中确定目标多普勒频谱图，其中该目标多普勒频谱图具有最大峰值频谱速度；

[0093] 根据目标多普勒频谱图，获得目标多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

[0094] 根据多普勒频谱包络计算目标多普勒频谱图的位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0095] 输出VTI。

[0096] 一种实施例中，提供一种VTI测量方法，包括：

[0097] 控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

[0098] 根据第一超声波的超声回波信号计算第一超声波的扫描区域内多个位置处的多普勒频谱图，获得多个多普勒频谱图；

[0099] 从多个多普勒频谱图中确定满足第二预设条件的目标多普勒频谱图；

[0100] 根据目标多普勒频谱图，获得目标多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

[0101] 根据多普勒频谱包络计算目标多普勒频谱图的位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0102] 输出VTI。

[0103] 一个实施例中，提供了一种VTI测量方法,于包括：

[0104] 控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

[0105] 根据所述超声波的超声回波信号计算所述第一超声波的扫描区域内每一个点的多普勒频谱图，获得第一超声波的扫描区域内每一个点的多普勒频谱图；

[0106] 从第一超声波的扫描区域内每一个点的多普勒频谱图中确定目标多普勒频谱图，其中该目标多普勒频谱图具有最大峰值频谱速度；

[0107] 根据目标多普勒频谱图，获得目标多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

[0108] 根据多普勒频谱包络计算目标多普勒频谱图的位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0109] 输出VTI。

[0110] 一个实施例中，提供了一种VTI测量方法,包括：

[0111] 控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

[0112] 基于第一超声回波信号生成第一超声图像，确定第一超声图像的感兴趣区域；

[0113] 根据第一超声波的超声回波信号计算第一超声图像的感兴趣区域内每一个点的多普勒频谱图，获得多个多普勒频谱图；

[0114] 从多个多普勒频谱图中确定目标多普勒频谱图，其中该目标多普勒频谱图具有最大峰值频谱速度；

[0115] 根据目标多普勒频谱图，获得目标多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

[0116] 根据多普勒频谱包络计算目标多普勒频谱图的位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0117] 输出VTI。

[0118] 一种实施例中，提供了一种VTI测量方法，包括：

[0119] 控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

[0120] 根据该第一超声波的回波生成超声图像，所述超声图像包括B图像和/或血流图像；

[0121] 在超声图像上标记出目标采样位置，所述目标采样位置是超声图像中血流动力信息受干扰满足第一预设条件的位置；

[0122] 控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号；

[0123] 根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱包络；

[0124] 根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0125] 输出所述VTI。

[0126] 一种实施例中，提供一种计算机可读存储介质，包括程序，所述程序能够被处理器执行以实现上述的方法。

[0127] 一种实施例中，提供一种心脏泵血功能评估方法，采用上述的装置或上述方法得到的VTI对心脏泵血功能进行评价。

发明的有益效果

有益效果

[0128] 上述实施例中，由于计算的VTI是左心室流出道中血流动力信息受干扰最小的位置处的VTI，即VTI受到的血管壁摩擦力的影响最小，最能反映心脏的泵血能力，因此也最能反映心输出量。

对附图的简要说明

附图说明

[0129] 图1为一种超声诊断设备结构示意图；

[0130] 图2为第一种实施例中测量VTI的流程图；

[0131] 图3为一种实施例中B图像的示意图；

[0132] 图4为一种实施例中采样位置处的多普勒频谱图；

[0133] 图5为一种种实施例中测量VTI的流程图；

[0134] 图6为一种种实施例中测量VTI的流程图；

[0135] 图7为一种实施例中测量VTI的流程图。

发明实施例

本发明的实施方式

[0136] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。其中不同实施方式中类似元件采用了相关联的类似的元件标号。在以下的实施方式中，很多细节描述是为了使得本申请能被更好的理解。然而，本领域技术人员可以毫不费力的认识到，其中部分特征在不同情况下是可以省略的，或者可以由其他元件、材料、方法所替代。在某些情况下，本申请相关的一些操作并没有在说明书中显示或者描述，这是为了避免本申请的核心部分被过多的描述所淹没，而对于本领域技术人员而言，详细描述这些相关操作并不是必要的，他们根据说明

书中的描述以及本领域的一般技术知识即可完整了解相关操作。

[0137] 另外，说明书中所描述的特点、操作或者特征可以以任意适当的方式结合形成各种实施方式。同时，方法描述中的各步骤或者动作也可以按照本领域技术人员所能显而易见的方式进行顺序调换或调整。因此，说明书和附图中的各种顺序只是为了清楚描述某一个实施例，并不意味着是必须的顺序，除非另有说明其中某个顺序是必须遵循的。

[0138] 本文中为部件所编序号本身，例如“第一”、“第二”等，仅用于区分所描述的对象，不具有任何顺序或技术含义。而本申请所说“连接”、“联接”，如无特别说明，均包括直接和间接连接（联接）。

[0139] 在研究评价被测者的心脏泵血功能时，通过超声扫查心脏五腔室，根据左室流出道的瓣膜截面积和红细胞在一个收缩期内的移动距离得到心输出量CO。本发明人意识到主动脉瓣环是纤维性的，对于一个被测者而言，其左室流出道在短时间内不可能出现变化，心输出量CO的相对变化主要受每搏泵血距离的相对变化的影响，因此，心输出量CO的相对变化可以通过每搏泵血距离的相对变化进行估测，而每搏泵血距离的测量更不易产生误差。目前，每搏泵血距离普遍采用左心室流出道瓣膜截面积上某个位置处的多普勒频谱图像计算得到，具体是该多普勒频谱包络的速度时间积分VTI（Velocity time integral）。因此，本发明提出采用每搏泵血距离来反映心脏泵血功能，并在计算得到每搏泵血距离时，向用户输出可视化的速度时间积分VTI。

[0140] VTI可以通过被测组织内某个超声波接收点的多普勒频谱包络计算得出，如果能够找到最合适的采样位置，并根据该采样位置处的多普勒频谱包络计算VTI，所得的VTI将更加准确，从而更有利于心脏泵血功能的准确评价。

[0141] 本发明实施例中，给出了多个通过血流动力信息来确定合适的采样位置（本文中称之为“目标采样位置”）的实施例，该采样位置的血流动力信息受到的干扰者满足第一预定条件（例如，干扰最小、干扰小于特定阈值、干扰在特定范围内，等等），采用该采样位置的多普勒频谱包络计算得出VTI将更加准确。血流动力信息可以是血流速度信息和/或能量信息，也可以是多普勒频谱信息，这些信息可以根据血流图像数据得出。在测量VTI过程中，可以只采用一种模式向被测

组织（例如心脏五腔室）发射超声波，得到血流动力信息和用于计算VTI的多普勒频谱数据，也可以先后采用多种模式向被测组织发射超声波，分别得到血流动力信息和用于计算VTI的多普勒频谱数据，例如先采用第一种模式向心脏五腔室发射超声波，得到血流动力信息，根据血流动力信息确定出最合适的采样位置，再采用第二种模式向采样位置发射超声波，得到该位置处的多普勒频谱数据。

[0142] 下面以采用超声诊断设备为例对各种实施方式进行分别说明。

[0143] 请参考图1，在图1所示的一种实施例中，提供了一种超声诊断设备100，超声诊断设备100包括超声探头110、发射电路120、接收电路130、波束合成模块140、IO解调模块150、处理器160、输出装置170和存储器180。

[0144] 超声探头110包括由阵列式排布的多个阵元组成的换能器（图中未示出），多个阵元排列成一排构成线阵，或排布成二维矩阵构成面阵，多个阵元也可以构成凸阵列。阵元用于根据激励电信号发射超声波束，或将接收的超声波束变换为电信号。因此每个阵元可用于实现电脉冲信号和超声波束的相互转换，从而实现向被检测的目标组织（例如人体或动物体内的器官、组织、血管、胎儿等）发射超声波、也可用于接收经组织反射回的超声波的回波。在进行超声检测时，可通过发射电路和接收电路控制哪些阵元用于发射超声波束，哪些阵元用于接收超声波束，或者控制阵元分时隙用于发射超声波束或接收超声波束的回波。参与超声波发射的阵元可以同时被电信号激励，从而同时发射超声波；或者参与超声波发射的阵元也可以被具有一定时间间隔的若干电信号激励，从而持续发射具有一定时间间隔的超声波。

[0145] 阵元例如采用压电晶体，按照发射电路传输的发射序列将电信号转换成超声信号，根据用途，超声信号可以包括一个或多个扫描脉冲、一个或多个参考脉冲、一个或多个推动脉冲和/或一个或多个多普勒脉冲。

[0146] 本文中，超声探头发射的超声波可以是聚焦波、平面波或发散波。

[0147] 用户通过移动超声探头110选择合适的位置和角度向被测组织190发射超声波并接收由被测组织190返回的超声波的回波，输出超声回波信号，超声回波信号是按以接收阵元为通道所形成的通道模拟电信号，其携带有幅度信息、频率信息

和时间信息。

[0148] 发射电路120用于根据处理器的控制产生发射序列，发射序列用于控制多个阵元中的部分或者全部向目标组织发射超声波，发射序列参数包括发射用的阵元位置、阵元数量和超声波束发射参数（例如幅度、频率、发射次数、发射间隔、发射角度、波型、聚焦位置等）。某些情况下，发射电路120还用于对发射的波束进行相位延迟，使不同的发射阵元按照不同的时间发射超声波，以便各发射超声波束能够在预定的感兴趣区域聚焦。不同的工作模式，例如B图像模式、C图像模式和D图像模式（多普勒模式），发射序列参数可能不同，在不同的工作模式下发送超声波，回波信号经接收电路130接收并经后续的模块和相应算法处理后得到各工作模式下的超声数据，根据各工作模式下的超声数据可分别生成反映组织解剖结构的B图像、反映组织解剖结构和血流信息的C图像以及反映多普勒频谱图像的D图像。

[0149] 接收电路130用于从超声探头接收超声回波信号，并对超声回波信号进行处理。接收电路130可以包括一个或多个放大器、模数转换器(ADC)等。放大器用于在适当增益补偿之后放大所接收到的回波信号，放大器用于对模拟回波信号按预定的时间间隔进行采样，从而转换成数字化的信号，数字化后的回波信号依然保留有幅度信息、频率信息和相位信息。接收电路130输出的数据可输出给波束合成模块140进行处理，或输出给存储器180进行存储。

[0150] 波束合成模块140和接收电路130信号相连，用于对回波信号进行相应的延时和加权求和等波束合成处理，由于被测组织中的超声波接收点到接收阵元的距离不同，因此，不同接收阵元输出的同一接收点的通道数据具有延时差异，需要进行延时处理，将相位对齐，并将同一接收点的不同通道数据进行加权求和，得到波束合成后的超声图像数据，波束合成模块140输出的超声图像数据也称为射频数据（RF数据）。波束合成模块140将射频数据输出至IQ解调模块150。在有的实施例中，波束合成模块140也可以将射频数据输出至存储器180进行缓存或保存，或将射频数据直接输出至处理器160进行图像处理。

[0151] 波束合成模块140可以采用硬件、固件或软件的方式执行上述功能，例如，波束合成模块140可以包括能够根据特定逻辑指令处理输入数据的中央控制器电路(

CPU)、一个或多个微处理芯片或其他任何电子部件，当波束合成模块140采用软件方式实现时，其可以执行存储在有形和非暂态计算机可读介质(例如，存储器180)上的指令，以使用任何适当波束合成方法进行波束合成计算。

[0152] IQ解调模块150通过IQ解调去除信号载波，提取信号中包含的组织结构信息，并进行滤波去除噪声，此时获取的信号称为基带信号（IQ数据对）。IQ解调模块150将IQ数据对输出至处理器160进行图像处理。

[0153] 在有的实施例中，IQ解调模块150还将IQ数据对输出至存储器180进行缓存会保存，以便处理器从存储器180中读出数据进行后续的图像处理。

[0154] IQ解调模块150也可以采用硬件、固件或软件的方式执行上述功能，在有的实施例中，IQ解调模块150还可以和波束合成模块140集成在一个芯片中。

[0155] 处理器160用于配置成能够根据特定逻辑指令处理输入数据的中央控制器电路(CPU)、一个或多个微处理器、图形控制器电路(GPU)或其他任何电子部件，其可以根据输入的指令或预定的指令对外围电子部件执行控制，或对存储器180执行数据读取和/或保存，也可以通过执行存储器中的程序对输入数据进行处理，例如根据一个或多个工作模式对采集的超声数据执行一个或多个处理操作，处理操作包括但不限于调整或限定超声探头110发出的超声波的形式，生成各种图像帧以供后续显示器171进行显示，或者调整或限定在显示器171上显示的内容和形式，或者调整在显示器171上显示的一个或多个图像显示设置(例如超声图像、界面组件、定位感兴趣区域)。

[0156] 接收到回波信号时，所采集的超声数据可由处理器160在扫描或治疗期间实时地处理，也可以临时存储在存储器180上，并且在联机或离线操作中以准实时的方式进行处理。

[0157] 本实施例中，处理器160可以包括控制模块161、灰阶成像模块163、血流速度计算模块162、血流图像模块164、多普勒频谱图像模块165和VTI计算模块166。在其它实施例中，处理器160还可以包括其它的图像处理模块，例如用于对组织的弹性进行检测的弹性检测模块。

[0158] 控制模块161分别和发射电路120、接收电路130电连接，以控制发射电路120和接收电路130的工作，例如控制发射电路120和接收电路130交替工作或同时工作

。控制模块还可根据用户的选择或程序的设定确定合适的工作模式，形成与当前工作模式对应的发射序列，并将发射序列发送给发射电路120，以便发射电路120采用合适的发射序列控制超声探头110发射超声波。例如本实施例中，控制模块161根据程序的设定先后控制超声探头按照两种工作模式发射超声波，先控制超声探头发射用于获得被测组织血流动力信息的第一超声波，并接收由被测组织返回的第一超声波的回波。控制模块161在根据血流动力信息得到采样位置后，再控制超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波，并接收由被测组织返回的第二超声波的回波。

[0159] 灰阶成像模块163、血流速度计算模块162、血流图像模块164和多普勒频谱图像模块165构成图像处理模块。灰阶成像模块163用于对超声数据进行处理，以生成扫描范围内的信号强弱变化的灰度图像，该灰度图像反映组织内部的解剖结构，称为B图像。灰阶成像模块163可以将B图像输出至输出装置170，输出装置170输出可视化的B图像，例如输出装置170显示B图像或打印出B图像。灰阶成像模块163也可以将B图像输出至血流图像模块164，B图像和血流速度计算模块162输出的血流信息一起生成血流图像。

[0160] 血流速度计算模块162用于对超声数据进行处理，以生成扫描范围内的血流信号，例如直接对IQ数据对或灰阶成像模块163生成的灰阶图像采用斑点法处理，计算各点处的血流信息。或者血流速度计算模块162也可以对IQ数据对或灰阶成像模块163生成的灰阶图像采用壁滤波算法进行处理，以抑制静止组织或速度较慢的组织的回波信号，提取血流的超声回波信号，对血流的超声回波信号采用自相关算法计算各点处的血流动力信息。血流动力信息包括血流速度信息和能量信息。血流速度计算模块162分别将血流信息输出至血流图像模块164和多普勒频谱图像模块165。

[0161] 血流图像模块164用于将灰阶成像模块163输出的B图像和血流速度计算模块162输出的血流信息进行叠加，从而生成彩色的血流图像，该图像也称为C图像。

[0162] 多普勒频谱图像模块165用于根据接收超声回波信号得到各点的多普勒频谱图像。多普勒频谱图像模块165可以将多普勒频谱图像输出至输出装置170进行显示或打印。

[0163] VTI计算模块166用于根据多普勒频谱图像模块165得到的多普勒频谱图像，根据多普勒频谱图像得到多普勒包络，并根据多普勒包络计算特定位置的血流的速度时间积分VTI。本实施例中，VTI计算模块166用于自动识别出血流动力信息受干扰最小的位置处的多普勒频谱图，基于识别出的多普勒频谱图得到多普勒频谱包络，根据多普勒频谱包络计算血流动力信息受干扰最小位置处的血流的速度时间积分。

[0164] 存储器180用于存储数据或者程序，例如，存储器180可以用于存储所采集的超声数据或处理器所生成的暂不立即显示的图像帧，该图像帧可以是2D或3D图像，或者存储器180可以存储图形用户界面、一个或多个默认图像显示设置、用于处理器、波束合成模块或IQ解码模块的编程指令。存储器180可以是有形且非暂态的计算机可读介质，例如闪存、RAM、ROM、EEPROM等。

[0165] 输出装置170用于输出各种检测或诊断结果，该结果可以采用图形、图像、文字、数字或图表的方式可视化地呈现给医生或被测者。本实施例中，输出装置170包括显示器171和/或打印机172。

[0166] 在有的实施例中，超声诊断设备100还可以包括输入装置（图中未示出），输入装置例如可以是键盘、操作按钮、鼠标、轨迹球等，也可以是与显示器集成在一起的触控屏。当输入模块是键盘或操作按钮时，用户可直接通过输入模块输入操作信息或操作指令；当输入模块是鼠标、轨迹球或触控屏时，用户可以将输入模块与显示界面上的软键、操作图标、菜单选项等一起配合完成操作信息或操作指令的输入。

[0167] 请参考图2，基于图1所示的超声诊断设备100，测量VTI的流程如图2所示，包括以下步骤：

[0168] 步骤10，处理器通过发射电路控制超声探头向被测组织发射第一超声波，并接收由被测组织返回的第一超声波的回波。本实施例中，被测组织包括心脏五腔室，第一超声波可以是聚焦波、平面波或发散波。为了防止遗漏最合适的采样位置，本实施例中，第一超声波采用全屏的多波束聚焦波或平面波，尽量覆盖心脏五腔室的组织部位。例如，用户可以定位超声探头，使超声探头的发射阵元对准心脏的尖端长轴进行发射，对心脏的切面进行扫查，发射参数可以按照B

模式进行设置。切面上的各种组织界面对至少部分第一超声波进行反射或散射，形成反射回波，超声探头接收第一超声波的回波，转换成相应的电信号输出。超声探头的超声采集设置可以由用户使用输入装置进行设置或选择。例如，用户可以通过选择显示在显示器上的GUI（图形用户界面）的一个或多个界面组件来限定超声探头的增益、功率、时间增益补偿(TGC)、分辨率等。

[0169] 步骤11，对第一超声波的回波进行处理。第一超声波的回波由超声探头110感应到，并经接收电路130、波束合成模块140、IQ解调模块150和各图像处理模块后，从超声数据中提取血流的超声回波信号，计算血流动力信息，该血流动力信息用于后续确定采样位置。为给用户提供直观的视觉感知，本步骤中，还根据第一超声波的回波生成B图像或C图像的数据帧，每一数据帧中包括多个数据集合，每个数据集合中包括位置坐标和像素值，位置坐标和B图像或C图像在显示屏上的显示区域内的像素形成一一对应的映射关系，像素值表示该位置处的像素的亮度和/或颜色。当图像是灰度图像（例如B图像）时，像素值可以是亮度值；当图像是彩色图像（例如C图像）时，像素值可以是亮度值和颜色值，对于采用红绿蓝三原色的显示器，颜色值包括红绿蓝三种颜色的数值或三者的比例关系。生成数据帧后，将数据帧输出至显示器进行显示，从而在显示屏上显示出可视化的B图像或C图像。如图3所示是根据第一超声波的回波生成的B图像300，本发明实施例中，B图像300上显示的心脏五腔室的组织解剖结构301。

[0170] 步骤12，确定感兴趣区域。根据B图像300上显示的心脏五腔室的组织解剖结构301，可采用手动的方式将感兴趣标识框302标记在左心室流出道的位置。根据第一超声波的回波，处理器可基于像素强度的变化来形成心脏的各个腔室，例如，低强度像素群集表示腔室303，围绕这些低强度像素群集的相对高强度像素集群表示隔膜304，因此通过B图像，用户（例如医生）根据各腔室的特征可识别出各个腔室。例如，腔室中相对于其余腔室较大的是左心室，从而可将感兴趣标识框302标记在左心室流出道的位置，感兴趣标识框302所围合的区域称为感兴趣区域。在有的实施例中，处理器可基于第一超声波的回波数据自动识别出左心室，例如采用机器学习的方法进行自动识别，并基于识别出的左心室流出道的位置自动定位感兴趣区域，然后自动将感兴趣标识框302标记在左心室流

出道图像的至少一部分上，如图3所示。可选的，感兴趣标识框302的位置和大小可以通过用户操作输入装置（例如鼠标或触控屏）进行调整，从而感兴趣区域的大小和位置也可以调整。

[0171] 步骤13，确定目标采样位置。血液经心脏收缩从左心室泵出，血液在流动过程中将受到血管壁的摩擦，使得流速降低。越靠近血管壁的血液，受血管壁摩擦力的影响越大，中间位置处的血液受血管壁的影响小，因此本发明希望采集血管壁中间部分的血液作为计算VTI的样本。本实施例中，处理器根据第一超声波的超声回波信号提取出血流动力信息，将血流动力信息受干扰满足第一预设条件的位置作为目标采样位置。血流动力信息包括位置信息，以及血流速度信息和/或能量信息，例如，对第一超声波的回波数据进行壁滤波和自相关处理，得到血流动力信息，血流动力信息的相位即是血流速度，血流动力信息取模，就是能量信息。其中第一预设条件可以是干扰最小，也可以是干扰小于特定阈值，还可以是干扰在特定范围内，等等。

[0172] 在一种具体实施例中，可根据血流速度信息确定目标采样位置，其方案是：在所获得的血流动力信息中查找出血流速度最大的血流动力信息，进一步可得到该血流速度最大的血流动力信息的位置信息，将血流速度最大的位置作为目标采样位置。在一种具体实施例中，可根据血流速度信息确定目标采样位置，其方案是：在所获得的血流动力信息中查找出一定的时间段内平均血流速度最大的血流动力学信息，进一步可得到平均血流速度最大的血流动力信息的位置信息，将平均血流速度最大的位置作为目标采样位置。在一种具体实施例中，可根据血流速度信息确定目标采样位置，其方案是：在所获得的血流动力信息中一定的时间段内找出峰值最大的血流速度信息，进一步可得到峰值血流速度最大的动力学信息的位置信息，将峰值最大的血流速度位置作为目标采样位置。在一种实施例中，可根据血流速度信息确定目标采样位置，其方案是：在所获得的血流动力信息中查找出血流速度或平均血流速度或血流速度的峰值满足一定的阈值条件就可以满足临床的需求，比如血流速度大于最大血流速度的60%，或者平均血流速度不小于40cm/s,或者血流速度的峰值在30cm/s-40cm/s等等。

[0173] 在另一种具体实施例中，可根据能量信息确定目标采样位置，其方案是：在所

获得的血流动力信息中查找出能量信息最大的血流动力信息，进一步可得到该能量信息最大的血流动力信息的位置信息，将能量信息最大的位置作为目标采样位置。在一种具体实施例中，可根据能量信息确定目标采样位置，其方案是：在所获得的血流动力信息中查找出一定的时间段内平均能量信息最大的血流动力学信息，进一步可得到平均能量信息最大的血流动力信息的位置信息，将平均能量信息最大的位置作为目标采样位置。在一种具体实施例中，可根据能量信息确定目标采样位置，其方案是：在所获得的血流动力信息中一定的时间段内找出峰值最大的能量信息，进一步可得到峰值能量信息最大的动力学信息的位置信息，将峰值最大的能量信息位置作为目标采样位置。在一种实施例中，可根据能量信息确定目标采样位置，其方案是：在所获得的血流动力信息中查找出能量或平均能量或能量信息的峰值满足一定的阈值条件就可以满足临床的需求，比如能量信息大于最大能量信息的70%等等。

[0174] 在另一种具体实施例中，可根据血流速度信息和能量信息综合来确定目标采样位置，其方案是：可先识别出能量信息超过设定阈值的血流动力信息点，将这些点中查找出血流速度最大或者血流速度满足一定条件的血流动力信息，并血流速度最大或满足一定条件的位置作为目标采样位置。后续将采集该目标采样位置处的多普勒频谱，因此也将该目标采样位置称作多普勒取样门。

[0175] 在一种实施例中，为方便用户查看，在B图像300上标记处取样门305的位置。正常情况下，因为VTI采用左心室流出道瓣膜截面积上某个位置处的多普勒频谱图像计算得到，因此取样门305的位置应该位于感兴趣标识框302内部。为减少数据处理量，在一种较佳的实施例中，处理器根据第一超声波的回波提取出血流动力信息，根据感兴趣标识框302所围合的区域查找出落入感兴趣区域内的血流动力信息，因此在一种较佳的实施例中，只对感兴趣标识框中所选定的区域中的各点的血流动力信息进行比较，选出其中血流动力信息受干扰最小的位置作为目标采样位置。

[0176] 在有的实施例中，可以省略步骤12，即没有标记出感兴趣标识框，在这种情况下，将对全屏区域中的各点的血流动力信息进行比较，选出其中血流动力信息最大的位置作为目标采样位置。

[0177] 当确定出目标采样位置后，可以将目标采样位置305标记在如图3所示的B图像或C图像上，以给医生或被测者提供更直接的视觉感知，也可以不标记出来。

[0178] 步骤14，发射第二超声波并接收回波。在得到目标采样位置后，处理器控制发射电路切换到多普勒模式，控制超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波，第二超声波的发射参数按照多普勒模式进行设置，其可以是脉冲多普勒，也可以是连续多普勒。第二超声波可以采用聚焦波，也可以采用平面波或发散波。第二超声波的扫描范围至少包括目标采样位置，在较佳的实施例中，可以只对目标采样位置发射第二超声波，通过处理得到目标采样位置处的多普勒数据。在有的实施例中，也可以针对全屏或包括目标采样位置在内的更大范围（例如感兴趣区域）发射第二超声波。

[0179] 步骤15，得到目标采样位置处的多普勒频谱图。由被测组织返回的第二超声波的回波是一个持续时间段的回波信号，第二超声波的回波经接收电路130、波束合成模块140、IQ解调模块150，在由速度计算模块162处理后，从超声数据中提取血流的超声回波信号，多普勒频谱图像模块165根据血流的超声回波信号得到多普勒数据，根据多普勒数据得到多普勒频谱图401，如图4所示。当只对目标采样位置发射第二超声波时，多普勒频谱图像模块165可以直接得到目标采样位置处的多普勒频谱图401。当针对全屏或包括采样位置在内的更大范围发射第二超声波时，多普勒频谱图像模块165从众多位置的血流超声回波信号中，选择出目标采样位置处的血流超声回波信号，然后得到目标采样位置处的多普勒频谱图401。或者先得到众多位置的多普勒频谱图像，再从中选择出目标采样位置处的多普勒频谱图像。

[0180] 步骤16，得到目标采样位置处的多普勒频谱包络。根据目标采样位置处的多普勒频谱图像自动描迹出多普勒频谱图像的包络403。为给医生或被测者提供更直接的视觉感知，可以将目标采样位置处的多普勒频谱图306显示在B图像或C图像上或旁边，如图3所示。

[0181] 步骤17，计算速度时间积分（即VTI）。如图4所示的多普勒频谱图401，VTI代表多普勒频谱包络403曲线下的面积405，曲线下的面积405可通过对曲线进行积分得到。在计算VTI时，可对选定的某个多普勒频谱包络403曲线进行积分，

计算出多普勒频谱包络403曲线下的面积，从而得到目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；VTI也可以根据多个心动周期内的目标采样位置处的多普勒频谱包络计算得出，如图4所示，两个相邻包络之间的距离407表示一个心动周期，计算多个包络下的面积，然后对多个面积求平均，得到多个心动周期的平均VTI。

[0182] 步骤18，输出该速度时间积分VTI，以方便医生查看。输出方式可以是在显示界面上进行显示，如图3所示，在超声图像301旁边显示VTI值307，如图中所示，VTI=17.2cm。在其他实施例中，也可以通过打印机打印出来。

[0183] 在上述实施例中，计算出VTI采用了两次超声波发射，即先在B模式或C模式下发射第一次超声波，检测出目标采样位置，然后切换到多普勒模式下发射第二次超声波，得到目标采样位置的多普勒频谱图，根据多普勒频谱图得到目标采样位置的多普勒频谱包络，根据目标采样位置的多普勒频谱包络计算目标采样位置的血流速度时间积分VTI。在另一个实施例中，可通过一次超声波发射即可得到目标采样位置的多普勒频谱图，并进一步计算出VTI，其处理流程如图5所示，包括以下步骤：

[0184] 步骤20，控制超声探头向被测组织发射第一超声波，并通过控制接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号。第一超声波可以是聚焦波，也可以是平面波或发散波。为了防止遗漏最合适的采样位置，本实施例中，第一超声波采用全屏的多波束聚焦波或平面波，尽量覆盖心脏五腔室的组织部位。第一超声波经心脏五腔室的界面反射或散射后形成反射回波，得到第一超声波的回波信号。

[0185] 步骤21，根据第一超声波的回波信号得到血流图像数据。第一超声波的回波由超声探头110感应到，并经接收电路130、波束合成模块140、IQ解调模块150、速度计算模块162得到血流图像数据。

[0186] 步骤22，根据血流图像数据得到目标采样位置的多普勒频谱图。在一种具体实施例中，处理器根据血流图像数据计算血流图像中每一点的血流动力信息，将血流动力信息数值最大的点作为目标采样位置，根据第一超声的回波信号获得目标采样位置处的多普勒频谱图。

[0187] 步骤23，根据多普勒频谱图得到目标采样位置的多普勒频谱包络。

[0188] 步骤24，根据多普勒频谱图计算目标采样位置的速度时间积分VTI。计算方法同步骤17。

[0189] 步骤25，输出VTI。输出方式可以是在显示界面上进行显示或打印机打印输出。

[0190] 在一个实施例中，也可以根据第一超声波的回波得到血流动力信息，后续根据血流动力信息得到目标采样位置。例如图6所示，包括以下步骤。

[0191] 步骤30，控制超声探头向被测组织发射第一超声波，并接收由被测组织返回的第一超声波的回波。

[0192] 步骤31，根据第一超声波的回波信号得到血流动力信息。第一超声波的回波由超声探头110感应到，并经接收电路130、波束合成模块140、IQ解调模块150、速度计算模块162得到血流动力信息。

[0193] 步骤32，根据血流动力信息得到目标采样位置的多普勒频谱图。在一种具体实施例中，处理器查找出血流动力信息受干扰最小的位置，将该血流动力信息受干扰最小的位置作为目标采样位置。一个实施例中，可以根据第一超声波的回波信号获取目标采样位置处的多普勒频谱图；一个实施例中，可以按照多普勒模式对目标采样位置发射第二超声波，获取第二超声波的超声回波信号，根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱图。

[0194] 步骤33，根据多普勒频谱图获取目标采样位置处的多普勒频谱包络。

[0195] 步骤34，根据多普勒频谱包络计算目标采样位置处的速度时间积分VTI。

[0196] 步骤35，输出VTI。

[0197] 一个实施例中，可先发射超声波获取预设区域内的多普勒频谱图，根据多普勒频谱图确定目标多普勒频谱图，根据目标多普勒频谱图获取目标多普勒频谱图包络，从而计算VTI。例如图7所示，包括以下步骤：

[0198] 步骤40，控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波；

[0199] 步骤41，根据第一超声波的超声回波信号计算第一超声波的预设区域内不同位置处多个多普勒频谱图；其中预设区域可以为整个扫描区域，可以是自动或手

动选择的ROI区域。其中多个位置处可以获取预设区域内多个位置处或多个点的多普勒频谱图，也可以获取预设区域内所有位置处或所有点的多普勒频谱图。应当理解，这里所说的“点”指的是扫描区域内的像素点或是包括若干个像素点的一个小区域，而非数学意义上的纯粹的点。

[0200] 步骤42，根据多个多普勒频谱图中确定目标多普勒频谱图；可以基于满足第二预设条件从多个多普勒频谱图中确定目标多普勒频谱图，例如，可以选取具有最大峰值频谱速度的多普勒频谱图作为目标多普勒频谱图，或者，也可以选取满足其他条件的多普勒频谱图作为目标多普勒频谱图；

[0201] 步骤43，根据目标多普勒频谱图获得目标多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

[0202] 步骤44，根据多普勒频谱包络计算所述目标多普勒频谱图的位置处的血流的速度时间积分VTI；

[0203] 步骤45，输出VTI。

[0204] 本发明实施例中，在评价被测者的心脏泵血功能时，并不直接计算出心输出量CO，而是直接计算出VTI，将VTI展示给医生。这种心输出量CO评估方法中由于不需要推算被测者的主动脉流出道直径，因此评估更加准确。

[0205] 本发明实施例中，控制超声探头向被测组织发射超声波、并接收由被测组织返回的超声波的回波，根据超声波的回波得到找到血流动力信息受干扰最小的目标采样位置，然后计算该目标采样位置处的VTI。在计算VTI时，由于是通过超声检测出左心室流出道中血流动力信息受干扰最小的位置，并计算该位置处多普勒频谱包络的VTI，因此计算出的VTI受到的血管壁摩擦力的影响最小，最能反映心脏的泵血能力，从而也最能反映心输出量。

[0206] 本文参照了各种示范实施例进行说明。然而，本领域的技术人员将认识到，在不脱离本文范围的情况下，可以对示范性实施例做出改变和修正。例如，各种操作步骤以及用于执行操作步骤的组件，可以根据特定的应用或考虑与系统的操作相关联的任何数量的成本函数以不同的方式实现（例如一个或多个步骤可以被删除、修改或结合到其他步骤中）。

[0207] 另外，如本领域技术人员所理解的，本文的原理可以反映在计算机可读存储介质上的计算机程序产品中，该可读存储介质预装有计算机可读程序代码。任何

有形的、非暂时性的计算机可读存储介质皆可被使用，包括磁存储设备（硬盘、软盘等）、光学存储设备（CD-ROM、DVD、Blu Ray盘等）、闪存和/或诸如此类。这些计算机程序指令可被加载到通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备上以形成机器，使得这些在计算机上或其他可编程数据处理装置上执行的指令可以生成实现指定的功能的装置。这些计算机程序指令也可以存储在计算机可读存储器中，该计算机可读存储器可以指示计算机或其他可编程数据处理设备以特定的方式运行，这样存储在计算机可读存储器中的指令就可以形成一件制造品，包括实现指定功能的实现装置。计算机程序指令也可以加载到计算机或其他可编程数据处理设备上，从而在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生一个计算机实现的进程，使得在计算机或其他可编程设备上执行的指令可以提供用于实现指定功能的步骤。

[0208] 虽然在各种实施例中已经示出了本文的原理，但是许多特别适用于特定环境和操作要求的结构、布置、比例、元件、材料和部件的修改可以在不脱离本披露的原则和范围内使用。以上修改和其他改变或修正将被包含在本文的范围之内。

[0209] 前述具体说明已参照各种实施例进行了描述。然而，本领域技术人员将认识到，可以在不脱离本披露的范围的情况下进行各种修正和改变。因此，对于本披露的考虑将是说明性的而非限制性的意义上的，并且所有这些修改都将被包含在其范围内。同样，有关于各种实施例的优点、其他优点和问题的解决方案已如上所述。然而，益处、优点、问题的解决方案以及任何能产生这些的要素，或使其变得更明确的解决方案都不应被解释为关键的、必需的或必要的。本文中所用的术语“包括”和其任何其他变体，皆属于非排他性包含，这样包括要素列表的过程、方法、文章或设备不仅包括这些要素，还包括未明确列出的或不属于该过程、方法、系统、文章或设备的其他要素。此外，本文中所使用的术语“耦合”和其任何其他变体都是指物理连接、电连接、磁连接、光连接、通信连接、功能连接和/或任何其他连接。

[0210] 具有本领域技术的人将认识到，在不脱离本发明的基本原理的情况下，可以对上述实施例的细节进行许多改变。因此，本发明的范围应根据以下权利要求确

定。

权利要求书

[权利要求 1] 一种VTI测量装置,其特征在于包括:

超声探头（110），用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波;

发射电路（120），用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波;

接收电路（130），用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号;

波束合成模块（140），用于对超声回波信号进行波束合成;

处理器（160），用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，根据血流动力信息得到目标采样位置，所述目标采样位置是指血流动力信息受干扰最小的位置；所述处理器还用于通过所述发射电路控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号，根据所述第二超声波的超声回波信号生成目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI;

输出装置（170），用于输出VTI。

[权利要求 2] 如权利要求1所述的装置，其特征在于，所述处理器还用于根据所述第一超声波的超声回波信号生成可视化的超声图像，所述超声图像包括B图像和/或血流图像。

[权利要求 3] 如权利要求2所述的装置，其特征在于，所述处理器还用于在超声图像上标记出可视化的目标采样位置。

[权利要求 4] 如权利要求2所述的装置，其特征在于，所述处理器还用于在超声图

像上标记出可视化的感兴趣区域，在感兴趣区域内标记出可视化的目标采样位置。

[权利要求 5] 一种VTI测量装置,其特征在于包括：

超声探头（110），用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

发射电路（120），用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

接收电路（130），用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

波束合成模块（140），用于对超声回波信号进行波束合成；

处理器（160），用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据该第一超声波的超声回波信号生成超声图像，所述超声图像包括B图像和/或血流图像，在所述超声图像上标记出目标采样位置，所述目标采样位置是所述超声图像中血流动力信息受干扰最小的位置；所述处理器还用于通过所述发射电路控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号，根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出装置（170），用于输出VTI。

[权利要求 6] 如权利要求5所述的装置，其特征在于，所述输出装置包括显示器，所述显示器用于显示图像和数据，所述数据包括VTI，所述图像包括超声图像和多普勒取样门。

[权利要求 7] 如权利要求1-6中任一项所述的装置，其特征在于，所述血流动力信息包括血流速度信息和/或能量信息。

[权利要求 8] 如权利要求7所述的装置，其特征在于，所述处理器根据所述第一超声波的超声回波信号计算被测组织各接收点的血流速度信息和/或能量信息，将速度最大的位置或能量信息最大的位置作为目标采样位置。

[权利要求 9] 如权利要求1-8中任一项所述的装置，其特征在于，所述第一超声波是聚焦波、平面波或发散波。

[权利要求 10] 一种VTI测量装置,其特征在于包括：

超声探头（110），用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

发射电路（120），用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

接收电路（130），用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

波束合成模块（140），用于对超声回波信号进行波束合成；

处理器（160），用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流图像数据，根据所述血流图像数据得到目标采样位置，根据所述第一超声波的超声回波信号获得所述目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出装置（170），用于输出VTI。

[权利要求 11] 如权利要求10所述的装置，其特征在于，所述处理器根据血流图像数据计算血流图像中每一点的血流动力信息，将血流动力信息数值最大的点作为目标采样位置。

[权利要求 12] 如权利要求11所述的装置，其特征在于，所述血流动力信息包括血流速度信息和/或能量信息。

[权利要求 13] 如权利要求12所述的装置，其特征在于，所述处理器根据所述第一超声波的超声回波信号计算被测组织各接收点的血流速度信息和/或能量信息，将速度最大的位置或能量信息最大的位置作为目标采样位置。

[权利要求 14] 如权利要求10-13中任一项所述的装置，其特征在于，所述第一超声波是聚焦波、平面波或发散波。

[权利要求 15] 一种VTI测量装置,其特征在于包括：

超声探头（110），用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

发射电路（120），用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

接收电路（130），用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

波束合成模块（140），用于对超声回波信号进行波束合成；

处理器（160），用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，根据血流动力信息得到目标采样位置，所述目标采样位置是指血流动力信息受干扰最小的位置；所述处理器还获取目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出装置（170），用于输出VTI。

[权利要求 16] 一种VTI测量装置，其特征在于包括：

超声探头（110），用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

发射电路（120），用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

接收电路（130），用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

波束合成模块（140），用于对超声回波信号进行波束合成；

处理器（160），用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，根据血流动力信息得到目标采样位置，所述目标采样位置是指血流动力信息受干扰满足第一预设条件的位置；所述处理器还用于通过所述发射电路控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号，根据所述第二超声波的超声回波信号生成目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出装置（170），用于输出VTI。

[权利要求 17] 一种VTI测量装置，其特征在于包括：

超声探头（110），用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

发射电路（120），用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

接收电路（130），用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

波束合成模块（140），用于对超声回波信号进行波束合成；

处理器（160），用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据该第一超声波的超声回波信号生成超声图像，所述超声图像包括B图像和/或血流图

像，在所述超声图像上标记出目标采样位置，所述目标采样位置是所述超声图像中血流动力信息受干扰满足第一预设条件的位置；所述处理器还用于通过所述发射电路控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号，根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出装置（170），用于输出VTI。

[权利要求 18] 一种VTI测量装置，其特征在于包括：

超声探头（110），用于向被测组织发射超声波，并接收由被测组织返回的超声波的回波；

发射电路（120），用于按照设定模式将相应的发射序列输出至所述超声探头，以控制所述超声探头发射相应的超声波；

接收电路（130），用于控制所述超声探头接收由被测组织返回的超声波的回波，获得超声回波信号；

波束合成模块（140），用于对超声回波信号进行波束合成；

处理器（160），用于通过所述发射电路控制所述超声探头向被测组织发射第一超声波、并通过所述接收电路接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号，根据所述第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，根据血流动力信息得到目标采样位置，所述目标采样位置是指血流动力信息受干扰满足第一预设条件的位置；所述处理器还获取目标采样位置处的多普勒频谱图，根据所述多普勒频谱图得到所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络，并根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出装置（170），用于输出VTI。

[权利要求 19] 一种VTI测量方法,其特征在于包括:

控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号;

根据该第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息;

根据所述血流动力信息得到目标采样位置;

控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号;

根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱图;

根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络;

根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI;

输出所述VTI。

[权利要求 20] 如权利要求16所述的方法，其特征在于还包括：根据所述第一超声波的超声回波信号生成可视化的超声图像并进行显示，所述超声图像包括B图像和/或血流图像。

[权利要求 21] 如权利要求17所述的方法，其特征在于还包括：在超声图像上标记出可视化的目标采样位置。

[权利要求 22] 一种VTI测量方法,其特征在于包括:

控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号;

根据该第一超声波的回波生成超声图像，所述超声图像包括B图像和/或血流图像;

在超声图像上标记出目标采样位置，所述目标采样位置是超声图像中血流动力信息受干扰最小的位置;

控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波

信号；

根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱包络；

根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出所述VTI。

[权利要求 23] 一种VTI测量方法,其特征在于包括：

根据第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息，所述第一超声波的超声回波信号通过由超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波得到；

根据所述血流动力信息得到目标采样位置；

根据第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱图；

根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI。

[权利要求 24] 一种VTI测量方法,其特征在于包括：

控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

根据该第一超声波的超声回波信号得到血流动力信息；

根据所述血流动力信息得到目标采样位置；

根据所述第一超声波的超声回波信号获取所述目标采样位置处的多普勒频谱图；

根据所述多普勒频谱图获得所述多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出所述VTI。

[权利要求 25] 如权利要求16至21中任一项所述的方法，其特征在于，所述血流动力

信息包括血流速度信息和/或能量信息。

[权利要求 26] 如权利要求22所述的方法，其特征在于，所述目标采样位置为速度最大的位置或能量信息最大的位置。

[权利要求 27] 如权利要求16至23任一项所述的方法，其特征在于，所述第一超声波是聚焦波、平面波或发散波。

[权利要求 28] 一种VTI测量方法,其特征在于包括：

控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

根据所述第一超声波的超声回波信号计算所述第一超声波的扫描区域内多个位置处的多普勒频谱图，获得多个多普勒频谱图；

从所述多个多普勒频谱图中确定目标多普勒频谱图，其中该目标多普勒频谱图具有最大峰值频谱速度；

根据所述目标多普勒频谱图，获得所述目标多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

根据所述多普勒频谱包络计算所述目标多普勒频谱图的位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出所述VTI。

[权利要求 29] 一种VTI测量方法,其特征在于包括：

控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

根据所述第一超声波的超声回波信号计算所述第一超声波的扫描区域内多个位置处的多普勒频谱图，获得多个多普勒频谱图；

从所述多个多普勒频谱图中确定满足第二预设条件的目标多普勒频谱图；

根据所述目标多普勒频谱图，获得所述目标多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

根据所述多普勒频谱包络计算所述目标多普勒频谱图的位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出所述VTI。

[权利要求 30] 如权利要求25-26中任一项所述的方法，其特征在于，所述第一超声波是平面波或发散波。

[权利要求 31] 一种VTI测量方法,其特征在于包括：

控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

根据所述第一超声波的超声回波信号计算所述第一超声波的扫描区域内每一个点的多普勒频谱图，获得第一超声波的扫描区域内每一个点的多普勒频谱图；

从所述第一超声波的扫描区域内每一个点的多普勒频谱图中确定目标多普勒频谱图，其中该目标多普勒频谱图具有最大峰值频谱速度；

根据所述目标多普勒频谱图，获得所述目标多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

根据所述多普勒频谱包络计算所述目标多普勒频谱图的位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出所述VTI。

[权利要求 32] 一种VTI测量方法,其特征在于包括：

控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

基于第一超声回波信号生成第一超声图像，确定所述第一超声图像的感兴趣区域；

根据所述第一超声波的超声回波信号计算所述第一超声图像的感兴趣区域内每一个点的多普勒频谱图，获得多个多普勒频谱图；

从所述多个多普勒频谱图中确定目标多普勒频谱图，其中该目标多普勒频谱图具有最大峰值频谱速度；

根据所述目标多普勒频谱图，获得所述目标多普勒频谱图的多普勒频谱包络；

根据所述多普勒频谱包络计算所述目标多普勒频谱图的位置处的血流

的速度时间积分VTI；

输出所述VTI。

[权利要求 33] 一种VTI测量方法，其特征在于包括：

控制超声探头向被测组织发射第一超声波、并接收由被测组织返回的第一超声波的回波，获得第一超声波的超声回波信号；

根据该第一超声波的回波生成超声图像，所述超声图像包括B图像和/或血流图像；

在超声图像上标记出目标采样位置，所述目标采样位置是超声图像中血流动力信息受干扰满足第一预设条件的位置；

控制所述超声探头按照多普勒模式向被测组织发射第二超声波、并接收由被测组织返回的第二超声波的回波，获得第二超声波的超声回波信号；

根据该第二超声波的超声回波信号得到目标采样位置处的多普勒频谱包络；

根据所述多普勒频谱包络计算所述目标采样位置处的血流的速度时间积分VTI；

输出所述VTI。

[权利要求 34] 一种计算机可读存储介质，其特征在于，包括程序，所述程序能够被处理器执行以实现如权利要求16-29中任一项所述的方法。

[权利要求 35] 一种心脏泵血功能评估方法，其特征在于，采用如权利要求1-15中任一项所述的装置或如权利要求16-29中任一项所述方法得到的VTI对心脏泵血功能进行评价。

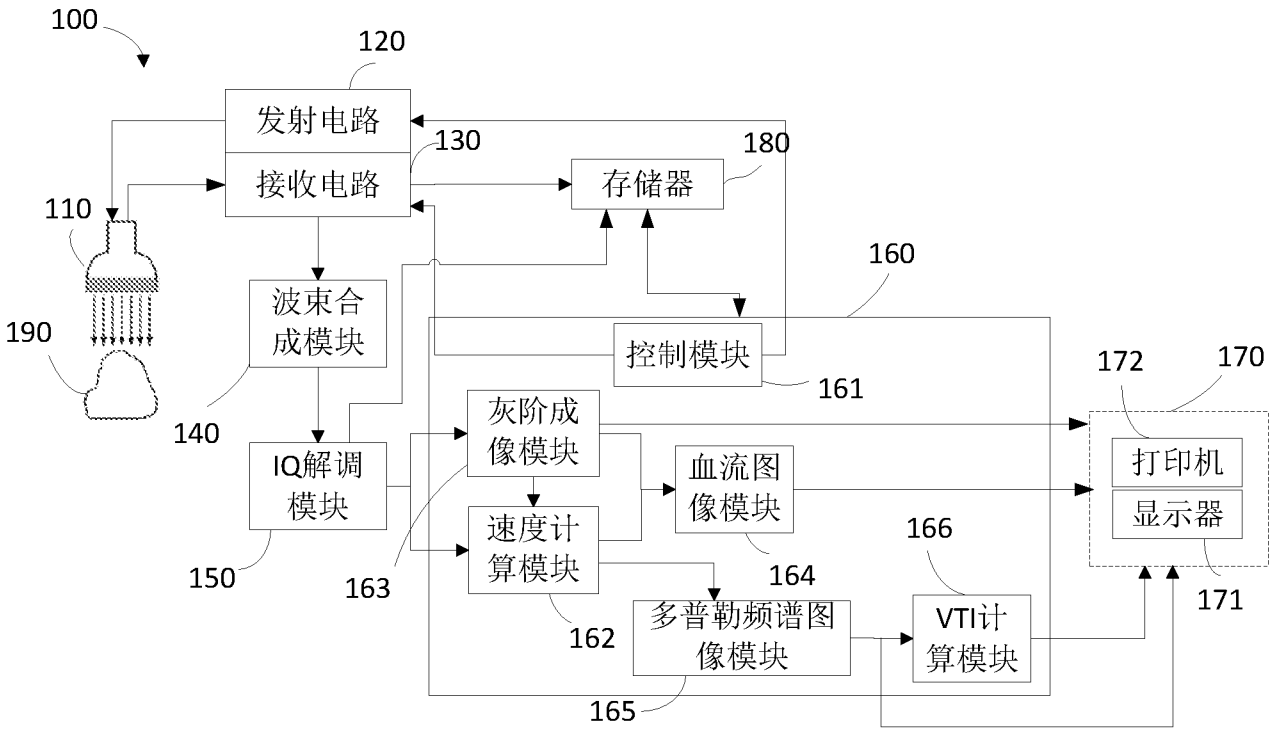

100
120
发射电路
130
接收电路
180
存储器
110
160
波束合成模块
190
控制模块
161
172
170
灰阶成像模块
打印机
140
IQ解调模块
血流图像模块
显示器
166
速度计算模块
150
163
164
171
162
多普勒频谱图像模块
VTI计算模块
165

图 1

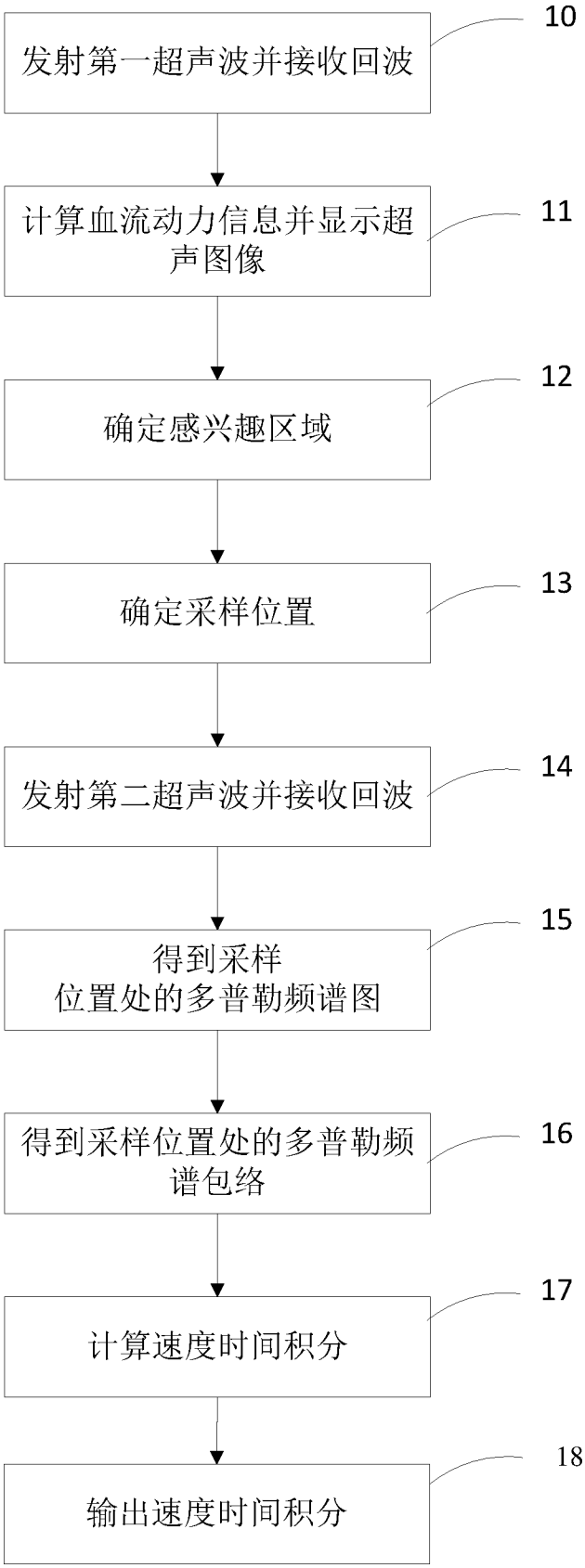

发射第一超声波并接收回波
10
计算血流动力信息并显示超声图像
11
确定感兴趣区域
12
确定采样位置
13
发射第二超声波并接收回波
14
得到采样位置处的多普勒频谱图
15
得到采样位置处的多普勒频谱包络
16
计算速度时间积分
17
输出速度时间积分
18

图 2

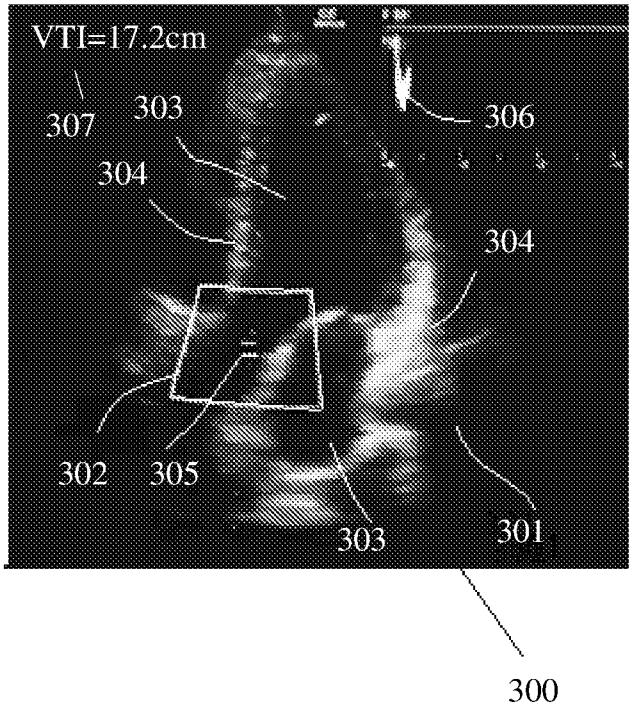

VTI=17.2cm
307
303
304
306
304
302
305
303
301
300

图 3

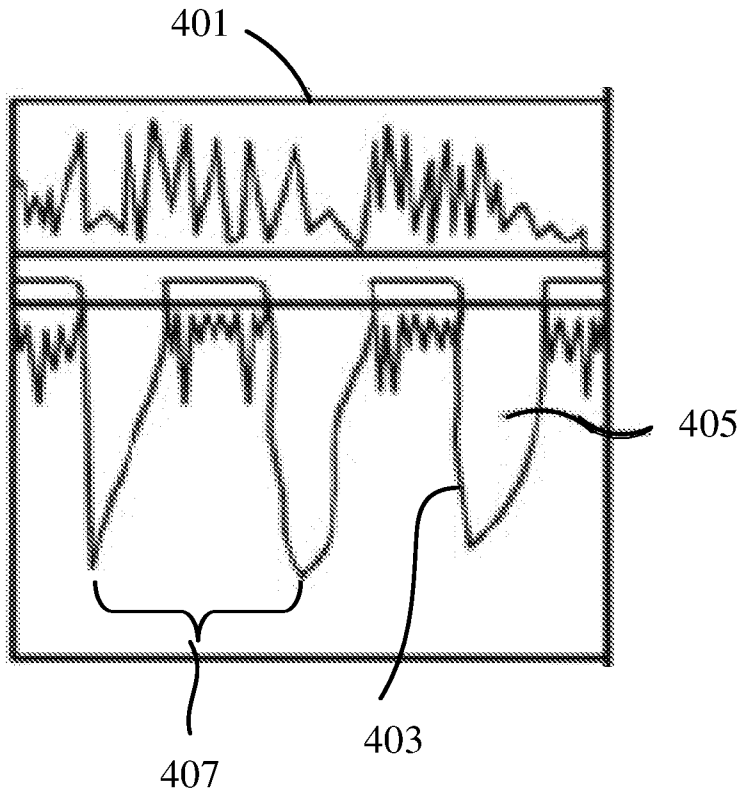

401
405
407
403

图 4

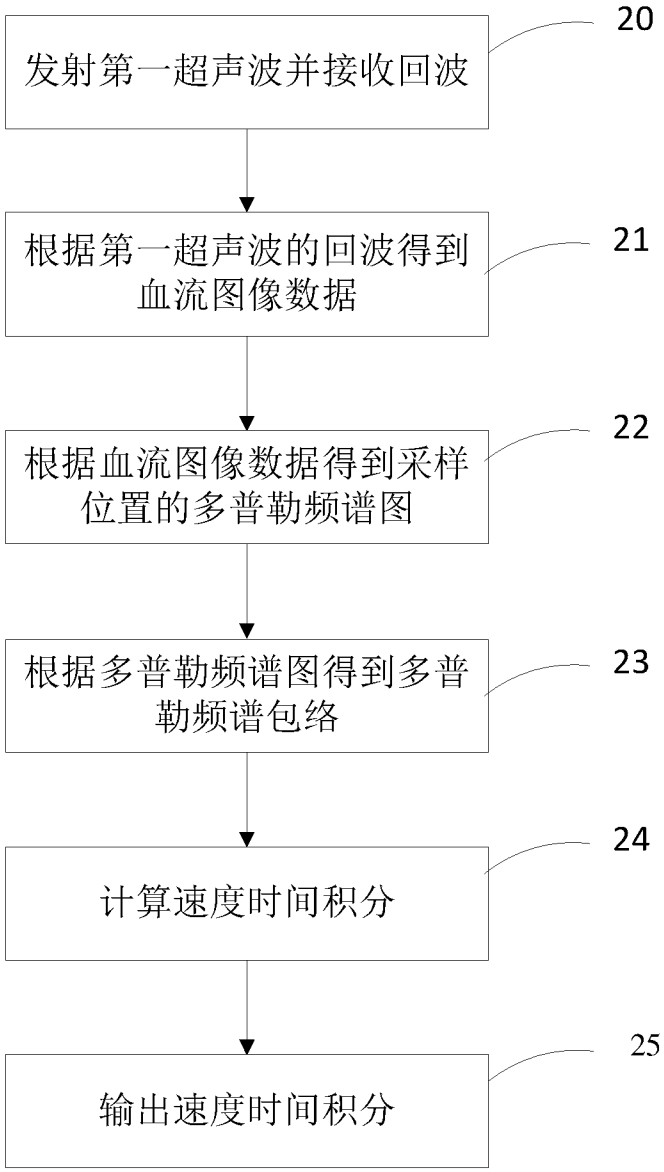

发射第一超声波并接收回波
20
根据第一超声波的回波得到血流图像数据
21
根据血流图像数据得到采样位置的多普勒频谱图
22
根据多普勒频谱图得到多普勒频谱包络
23
计算速度时间积分
24
输出速度时间积分
25

图 5

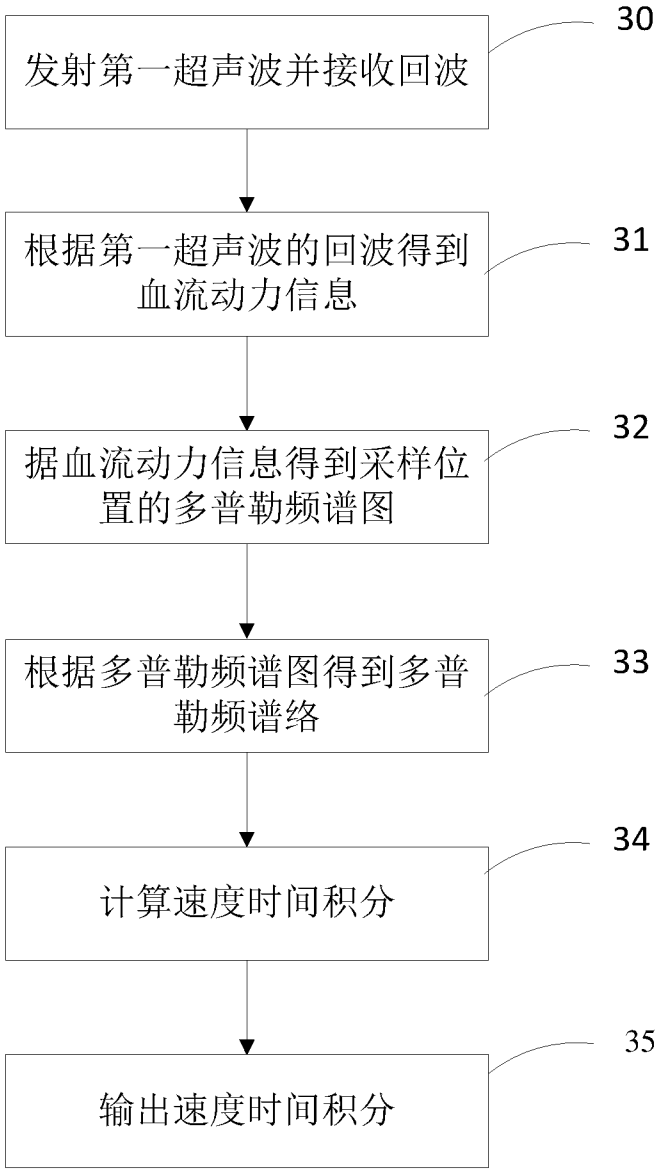

发射第一超声波并接收回波
30
根据第一超声波的回波得到血流动力信息
31
据血流动力信息得到采样位置的多普勒频谱图
32
根据多普勒频谱图得到多普勒频谱络
33
计算速度时间积分
34
输出速度时间积分
35

图 6

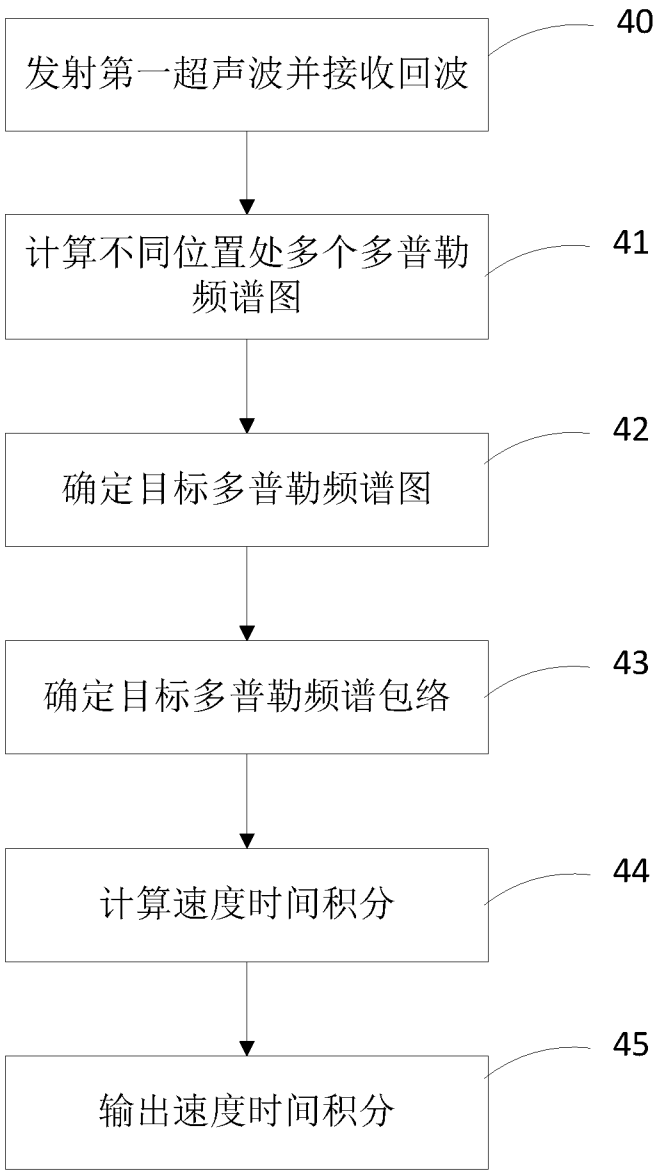

发射第一超声波并接收回波
40
计算不同位置处多个多普勒频谱图
41
确定目标多普勒频谱图
42
确定目标多普勒频谱包络
43
计算速度时间积分
44
输出速度时间积分
45

图 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2019/104416

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/06(2006.01)i; A61B 8/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8; A61B5

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS; CNTXT; CNKI; VEN: 血流动力, 心输出量, 血流速度, 速度时间积分, 泵血, 血管壁, 摩擦, 干扰, 超声, 多普勒, 包络, 峰值, blood, velocity, cardiac output?, velocity time integral, pump+, vessel wall, friction, disturb+, ultrasound, ultrasonic, Doppler, envelop+, peak+.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 108135571 A (GENERAL ELECTRIC COMPANY) 08 June 2018 (2018-06-08) description paragraphs 20-91, figures 1-7	1-34
A	CN 108784740 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 13 November 2018 (2018-11-13) entire document	1-34
A	CN 109452954 A (SHENZHEN MINDRAY BIO-MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.) 12 March 2019 (2019-03-12) entire document	1-34
A	CN 108969016 A (GENERAL ELECTRIC COMPANY) 11 December 2018 (2018-12-11) entire document	1-34
A	EP 1557123 A1 (USCOM LTD) 27 July 2005 (2005-07-27) entire document	1-34

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
02 April 2020	**15 April 2020**

Name and mailing address of the ISA/CN	Authorized officer
China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) **No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088** **China**	
Facsimile No. **(86-10)62019451**	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2019/104416

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☑ Claims Nos.: **35**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

[1] Claim 35 sets forth a cardiac pumping function evaluation method, which is a disease treatment method, and belongs to excluded subject matter (PCT Rule 39.1(iv)).

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2019/104416

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	108135571	A	08 June 2018	JP	2018529453	A	11 October 2018
				US	10206651	B2	19 February 2019
				US	2017086780	A1	30 March 2017
				WO	2017058478	A1	06 April 2017
CN	108784740	A	13 November 2018		None		
CN	109452954	A	12 March 2019		None		
CN	108969016	A	11 December 2018	US	2018344292	A1	06 December 2018
EP	1557123	A1	27 July 2005	US	2005159664	A1	21 July 2005
				US	7235053	B2	26 June 2007
				AU	2005200075	B2	19 January 2012
				JP	2005205212	A	04 August 2005
				AU	2005200075	A1	04 August 2005

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2019/104416

A. 主题的分类

A61B 8/06(2006.01)i; A61B 8/00(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

A61B8; A61B5

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用））

CNABS;CNTXT;CNKI;VEN:血流动力，心输出量，血流速度，速度时间积分，泵血，血管壁，摩擦，干扰，超声，多普勒，包络，峰值，blood, velocity, cardiac output?, velocity time integral, pump+, vessel wall, friction, disturb+, ultrasound, ultrasonic, Doppler, envelop+, peak+.

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 108135571 A (通用电气公司) 2018年 6月 8日 (2018-06-08) 说明书第20-91段，图1-7	1-34
A	CN 108784740 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2018年 11月 13日 (2018-11-13) 全文	1-34
A	CN 109452954 A (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司) 2019年 3月 12日 (2019-03-12) 全文	1-34
A	CN 108969016 A (通用电气公司) 2018年 12月 11日 (2018-12-11) 全文	1-34
A	EP 1557123 A1 (USCOM LTD) 2005年 7月 27日 (2005-07-27) 全文	1-34

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：
“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件
“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利
“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）
“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件
“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件
“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件
“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性
“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性
“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2020年 4月 2日	2020年 4月 15日

ISA/CN的名称和邮寄地址	受权官员
中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088	桂林
传真号 (86-10)62019451	电话号码 (86-10)62085615

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2019/104416

第II栏　某些权利要求被认为是不能检索的意见(续第1页第2项)

根据条约第17条(2)(a)，对某些权利要求未做国际检索报告的理由如下:

1. ☑ 权利要求： 35
因为它们涉及不要求本单位进行检索的主题，即：

[1] 权利要求35请求保护一种心脏泵血功能评估方法，属于疾病的诊断方法，属于被排除的主题（PCT细则39.1(iv)）。

2. ☐ 权利要求：
因为它们涉及国际申请中不符合规定的要求的部分，以致不能进行任何有意义的国际检索， 具体地说：

3. ☐ 权利要求：
因为它们是从属权利要求，并且没有按照细则6.4(a)第2句和第3句的要求撰写。

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2019/104416

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	108135571	A	2018年 6月 8日	JP	2018529453	A	2018年 10月 11日
				US	10206651	B2	2019年 2月 19日
				US	2017086780	A1	2017年 3月 30日
				WO	2017058478	A1	2017年 4月 6日
CN	108784740	A	2018年 11月 13日		无		
CN	109452954	A	2019年 3月 12日		无		
CN	108969016	A	2018年 12月 11日	US	2018344292	A1	2018年 12月 6日
EP	1557123	A1	2005年 7月 27日	US	2005159664	A1	2005年 7月 21日
				US	7235053	B2	2007年 6月 26日
				AU	2005200075	B2	2012年 1月 19日
				JP	2005205212	A	2005年 8月 4日
				AU	2005200075	A1	2005年 8月 4日