

(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
2017 年 12 月 7 日 (07.12.2017)



(10) 国际公布号
WO 2017/206023 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 8/08 (2006.01)

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, Guangdong 518057 (CN)。

(21) 国际申请号: PCT/CN2016/083923

(22) 国际申请日: 2016 年 5 月 30 日 (30.05.2016)

(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, Guangdong 518057 (CN)。

(72) 发明人: 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, Guangdong 518057 (CN)。 金蒙(JIN, Meng); 中

(74) 代理人: 深圳汇智容达专利商标事务所 (普通合伙) (SHENZHEN RONDA PATENT AND TRADEMARK LAW OFFICE); 中国广东省深圳市福田区深南中路求是大厦东座 2709-2711, Guangdong 518040 (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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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,

(54) Title: CARDIAC VOLUME IDENTIFICATION ANALYSIS SYSTEM AND METHOD

(54) 发明名称: 一种心脏容积识别分析系统和方法

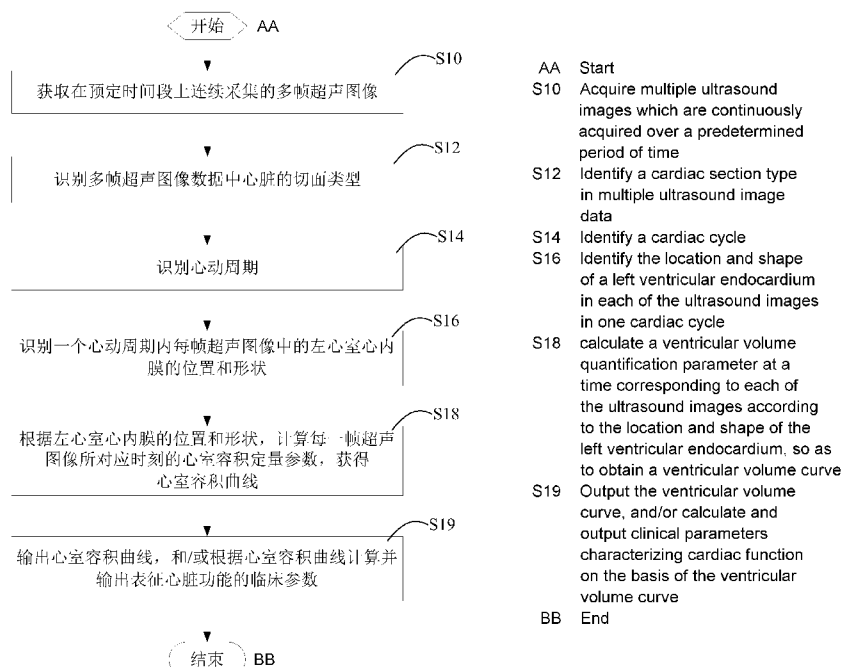


图 2

(57) Abstract: Provided are cardiac volume identification analysis method and system, the method comprises: acquiring multiple ultrasound images which are continuously acquired over a predetermined period of time (501, S10); identifying a cardiac section type in the multiple ultrasound image data (501) (S12, S202, S203); identifying a cardiac cycle (S14, S204, S205); identifying the location and shape of a left ventricular endocardium in each of the ultrasound images in one cardiac cycle (S16, S206, S207, S208); calculating a ventricular volume quantification parameter at a time corresponding to each of the ultrasound images according to the location and shape

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))。

of the left ventricular endocardium, so as to obtain a ventricular volume curve(701,S18,S209); and outputting the ventricular volume curve (701), and/or calculating and outputting clinical parameters characterizing cardiac function on the basis of the ventricular volume curve (701)(S19,S210,S211,S212,S213). This method does not require operations of connecting an ECG signal wire and module in the course of the actual use, which simplifies the user's work and improves the working efficiency.

(57) 摘要: 一种心脏容积识别分析方法和系统, 所述方法包括: 获取在预定时间段上连续采集的多帧超声图像 (501, S10); 识别所述多帧超声图像数据 (501) 中心脏的切面类型 (S12, S202, S203); 识别心动周期 (S14, S204, S205); 识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状 (S16, S206, S207, S208); 根据所述左心室心内膜的位置和形状, 计算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数, 获得心室容积曲线 (701, S18, S209); 输出心室容积曲线 (701), 和/或根据所述心室容积曲线 (701) 计算并输出表征心脏功能的临床参数 (S19, S210, S211, S212, S213)。本方法在实际使用过程中不需要连接心电信号导线和模块的操作, 简化了使用者的工作量, 提高了工作效率。

一种心脏容积识别分析系统和方法

技术领域

本发明涉及医疗技术领域，尤其涉及一种心脏容积识别分析系统和方法。

背景技术

射血分数（EF, Ejection Fraction）是指每搏输出量占舒张末期容积量的百分比，是评价左心室功能的重要临床指标之一。射血分数的大小与心肌的收缩能力有关，心肌收缩能力越强，则每搏输出量越多，射血分数越大，正常情况下左室射血分数为 $>50\%$ 。测量左室射血分数可以通过多种手段，其中大多数采用基于医学成像设备的方法。首先通过医学影像设备例如 CT（Computed Tomography，计算机断层摄影）设备、MRI（Magnetic Resonance Imaging，磁共振成像）设备和超声设备对心脏图像进行采集，在获得一个完整心动周期的图像后，在每一帧图像上对左心室心内膜进行分割和识别，然后根据心内膜的形状计算心室容积，在获得一个心动周期上每一帧图像上的心室容积后，构建心室容积曲线，然后根据心室容积曲线的最大值即舒张末期容积（EDV）和最小值即收缩末期容积（ESV）计算射血分数。在上述医学成像设备中，超声心动图检查是一种无创安全的诊断方法，不需要注射造影剂、同位素或其它染料，病人和医生不受放射性物质辐射，方法简便、可多次重复、可在床旁进行，通过多平面、多方位超声成像可对每个心腔检查，完整评价整个心脏的解剖结构和功能。目前常用的左心室射血分数测量的超声心动图模式有 M-Mode 模式、B-Mode 模式。基于 M-Mode 模式的左心室射血分数测量方法通过对斜切左心室长轴切面上的一线数据进行成像，然后通过标定左心室最大内径和最小内径获得心室容积的 EDV 和 ESV，从而计算射血分数。基于 B-Mode 模式的左心室射血分数测量方法通过对左心室进行成像获得不同切面下的左心室二维图像，然后根据图像对左心室收缩末期和舒张末期的帧进行识别，然后手动对心内膜的位置进行标定，计算 EDV 和 ESV，最后完成对射血分数的计算。基于 M-Mode 的左心室射血分数测量方法对扫描线的位置有较大的依赖，对于不同个体的心脏的差异，很难采集到标准的左室长轴图像，很难获得标准的测量左室内径的扫描线位

置，依据径线估算体积的方法也不够准确。因此 B-Mode 模式是临床推荐的心室射血分数测量方法。在 B-Mode 模式下，目前已经可以实现对心室射血分数的全自动测量，相关技术通过心电信号对心动周期进行定位，通过心电信号对不同的心脏时相进行识别，然后利用图像分割技术实现对心室收缩末期容积、舒张末期容积的测量和心室射血分数等参数的计算。由于目前心室射血分数的全自动测量技术都需要心电信号，因此在每次使用该技术时，都需要进行连接心电信号线、心电信号模块的操作，增加了用户的工作量，降低了用户的工作效率。

发明内容

本发明提供了一种心脏容积识别分析系统和方法，可以降低用户的工作量，并提高工作效率。

作为本发明的一方面，提供了一种心脏容积识别分析方法，其中，包括：

获取在预定时间段上连续采集的多帧超声图像；

识别上述多帧超声图像数据中心脏的切面类型；

识别心动周期；

基于上述切面类型，识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状；

根据上述左心室心内膜的位置和形状，计算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数，获得心室容积曲线；

输出心室容积曲线，和/或根据所述心室容积曲线计算并输出表征心脏功能的临床参数。

相应地，作为本发明的另一方面，还提供了一种心脏容积识别分析系统，其中，包括：

超声图像获取模块，用于获取在预定时间段上连续采集的多帧超声图像；

切面类型识别模块，识别上述多帧超声图像数据中心脏的切面类型；

心动周期识别模块，用于识别心动周期；

轮廓获得模块，用于识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状；

心室容积曲线生成模块，用于根据上述左心室心内膜的位置和形状，计

算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数，获得心室容积曲线；

临床参数输出模块，用于输出心室容积曲线，和/或根据所述心室容积曲线计算并输出表征心脏功能的临床参数。

在本发明的其中一个实施例中，还提供了一种心脏容积识别分析系统，其中，包括：

探头；

发射电路，用于向目标物体发射超声波束；

接收电路和波束合成模块，用于获得超声回波信号；

图像处理模块，用于根据超声回波信号获得在预定时间段上连续采集的多帧超声图像，识别上述超声图像中心脏的切面类型，识别心动周期，以及识别一个心动周期内每帧超声图像中左心室心内膜的位置和形状，并计算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数，获得心室容积曲线；及

显示器，用于显示上述超声图像及心室容积曲线、标记上述左心室心内膜的位置和形状，以及显示上述切面类型。

本发明提出一种心脏容积识别分析系统和方法。本发明利用心脏运动的特性和图像处理技术替代了现有技术基于心电信号实现的自动心动周期的识别和心脏运动时相的判定。在实际使用过程中不需要连接心电信号导线和模块的操作，简化了使用者的工作量，提高了工作效率。

附图说明

为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

图 1 为本发明提供的一种超声成像设备的结构示意图；

图 2 为本发明提供的一种心脏容积识别分析方法的一个实施例流程示意图；

图 3 为图 2 中步骤 S12 的更详细的流程图；

图 4 为图 2 中步骤 S14 的一个实施例中识别心动周期的示意图；

图 5 为图 2 中步骤 S16 的一个实施例中基于特征点进行边缘提取获得心内膜轮廓的示意图；

图 6 为图中步骤 S16 的另一个实施例中机器学习网络获得心内膜轮廓的示意图；

图 7 为图 2 中步骤 S18 的一个实施例中获得的心室容积曲线的示意图；

图 8 为本发明的其中一个实施例的流程示意图；

图 9 为本发明提供的一种心脏容积识别分析系统的一个实施例的结构示意图；

图 10 为图 9 中切面类型识别模块的一个实施例的结构示意图；

图 11 为图 9 中切面类型识别模块的另一个实施例的结构示意图；

图 12 为图 9 中心动周期识别模块的一个实施例的结构示意图；

图 13 为图 9 中心动周期识别模块的另一个实施例的结构示意图；

图 14 为图 9 中轮廓获得模块的一个实施例的结构示意图。

具体实施方式

由于超声图像中存在的噪声、伪影，以及某些解剖学组织的结构复杂性，其所对应的切面图像存在不同的切面类型，例如，针对心脏超声图像，通常存在不同的切面类型，如：心尖两腔心、心尖四腔心等各种切面类型，在不同的心脏切面类型中，左心室的心内膜的位置和形状都存在较大的差异。因此对于存在多种切面类型的心脏超声图像数据在进行自动识别心内膜区域时如果采用固定的形状模型进行图像分割运算，必然存在图像提取误差，以及很难在自动识别中兼顾多种心脏切面间心内膜位置和形状的差异，从而对心内膜的分割和识别不准确，导致测量结果出现误差。

目前已经实现对心室射血分数的全自动测量，相关技术通过心电信号对心动周期进行定位，通过心电信号对不同的心脏时相进行识别，然后利用图像分割技术实现对心室收缩末期容积、舒张末期容积的测量和心室射血分数的计算。对心室收缩末期容积、舒张末期容积的测量可以通过在心室收缩末期和舒张末期的超声图像上对心内膜进行分割和识别，然后利用心室容积计算公式，如：Simpson 法，来计算心室容积。由此可知，对于 B-Mode 模式来说，对心内膜的分割和识别的准确性直接决定了心室容积测量的准确性。因此，实现准确的对心内膜的分割和识别对提升系统测量的准确性至关重要。

图 1 提供了一种超声图像采集设备的系统结构示意图。本文以获取心脏

超声为例对系统结构进行详细说明。如图 1 所示,本发明实施例的对目标区域进行超声成像的装置包括:探头 1、发射电路 2、发射/接收选择开关 3、接收电路 4、波束合成模块 5、信号处理模块 6、图像处理模块 7 和显示器 8。发射电路 2 将经过延迟聚焦的具有一定幅度和极性的超声脉冲通过发射/接收选择开关 3 发送到探头 1。探头 1 受超声脉冲的激励,向受测机体组织的目标区域(图中未示出,例如心脏组织)发射超声波,经一定延时后接收从目标区域反射回来的带有组织信息的超声回波,并将此超声回波重新转换为电信号。接收电路接收探头 1 转换生成的电信号,获得超声回波信号,并将这些超声回波信号送入波束合成模块 5。波束合成模块 5 对超声回波信号进行聚焦延时、加权和通道求和等处理,然后将超声回波信号送入信号处理模块 6 进行相关的信号处理。经过信号处理模块 6 处理的超声回波信号送入图像处理模块 7。图像处理模块 7 根据用户所需成像模式的不同,对信号进行不同的处理,获得不同模式的图像数据,然后经对数压缩、动态范围调整、数字扫描变换等处理形成不同模式的超声图像,如 B 图像, C 图像, D 图像等等。图像处理模块 7 生成的超声图像送入显示器 8 进行显示,例如,在显示界面上可以同步显示心室收缩末期和舒张末期的超声图像,并且在超声图像上可以勾勒心内膜轮廓。对于同步显示的心室收缩末期和舒张末期的超声图像可以是标准的超声切面图像(如心尖两腔心、心尖四腔心等),或者是用户选择的任意切面对应的超声切面图像。

此外,图 1 所示的系统中还包括操作控制模块 9,设备使用者通过操作控制模块 9 可在显示界面上输入控制命令,例如在超声图像上输入修正轮廓标记、批注标记文本、进行模式切换等操作指令。

基于上述系统结构,在本发明的实施例中提供了一种心脏容积识别分析方法及系统。可以降低用户的工作量,并提高工作效率。

图 2 为本发明提供的一种心脏容积识别分析方法的一个实施例的流程示意图;如图所示,该方法包括:

步骤 S10,获取在预定时间段上连续采集的多帧超声图像,该多帧超声图像可以包括连续采集的多帧超声心脏图像,还可以进步地的包括来自 B 模式超声心脏电影、M 模式超心脏电影等等之一或者两者的组合。例如在本发明的其中一个实施中,其是长度至少 3 秒的超声心脏电影,其图像帧率不低于 25 帧/秒,因此预定时间可以大于 3 秒。本实施例中的多帧超声图像可以

是实时获取的超声图像数据，也可以是缓存或远程传输获得的超声图像数据。如果是实时获取的超声图像数据，则在步骤 S10 之前还包括：

首先，向目标物体的心脏区域发射超声波束；然后，获得超声回波信号，根据所述超声回波信号获得在预定时间段上连续采集的多帧超声图像。

步骤 S12，识别上述多帧超声图像数据中心脏的切面类型。在本发明的其中一个实施例中，上述切面类型包括医学解剖学或超声成像上对目标物体的标准切面，例如，针对心脏组织包括但不限于：四腔心、两腔心等切面类型。当然，上述切面类型也不限于标准切面，还可以包括自定义切面类型，例如，自定义切面类型可以是用户选择任意方向对目标物体进行剖切后获得的超声切面图像。这里的超声图像可以但不限于只采用上述图 1 所示的系统获得。在该步骤中，可以在显示界面显示识别出的上述切面类型。

步骤 S14，识别心动周期。在本发明的其中一个实施例中，对上述多帧超声图像数据进行分析获得心动周期。在完成对心脏切面类型的判定后，需要对超声心脏电影中的多帧图像进行分析，识别出心动周期；该识别心动周期的具体的方法将在下文中进行详述。这里的超声电影或超声电影文件可以理解为在预定时间段上连续采集的多帧超声图像中的一种表现形式或存储形式。

步骤 S16，识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状。位置包括识别出的心内膜在超声图像中显示的位置坐标、方位信息等等，其可以包括一个或多个像素点的坐标位置信息。形状包括用于模拟心内膜整体外形的模型参数，该模型参数包括用于表达诸如圆形、椭圆等模拟结构的基本参数和变形参数，变形参数包括扭曲参数、缩放参数、人工或自动调节参数、拉伸参数等等。当然，这里的形状除了用模型参数来表示，还可以采用识别出的位置来获得一组离散或连续的像素点的坐标位置信息用于表征识别出的左心室心内膜的形状。

步骤 S18，根据上述左心室心内膜的位置和形状，计算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数，获得心室容积曲线。

步骤 S19，根据上述心室容积曲线计算表征心脏功能的临床参数，并输出；和/或输出心室容积曲线。其中，在心室容积曲线上查找最大值即为当前心动周期内的舒张末期容积（EDV），查找最小值即为当前心动周期的收缩末期容积（ESV）。根据 EDV 和 ESV，即可以计算左心室的射血分数（EF），

每搏输出量和心脏输出量等表征心脏功能的重要临床参数。这些临床参数可以被输出至显示器上进行显示，显示的方式可以是采用文本显示的方式。者还可以采用语音提示的方式输出。

下述将对图 2 中的每一步骤进行更详细的说明。

图 3 为图 2 中步骤 S12 的更详细的流程图；在该实施例中，该步骤 S12 包括：

步骤 S120，识别超声图像中室间隔的位置；

步骤 S122，根据上述室间隔的位置对超声图像进行旋转，使超声图像中的左心室长轴方向为竖直；

步骤 S124，平移上述超声图像，将上述超声图像中的上述左心室位置调整到图像的中心。上述步骤 S120 至步骤 S124 可以看作是超声图像的归一化处理过程。在归一化的处理过程中，步骤 120 中的超声图像可以包括一帧图像，还可以包括对部分多帧图像中的每一帧，还可以包括上述多帧图像中的每帧超声图像。

步骤 S126，将一帧或多帧超声图像数据映射到特征空间，上述特征空间通过对训练集图像中的特征进行提取来构建。

可以理解的是，在一些例子中，该训练集图像至少包含两腔心切面、四腔心切面等各种切面类型对应的心脏超声图像。特征空间可以通过对训练集图像中的特征进行提取来构建，特征提取可以采用主成分分析的方法，也可以提取图像的 HAAR 特征，还可以是提取心脏中解剖组织结构特征，用以构建特征空间。

步骤 S128，将上述超声图像在特征空间的投影与已知切面类型的训练图像在特征空间中的投影进行比较，确定上述一帧或多帧超声图像的切面类型。具体地，将已经归一化后（即上述步骤 S120 至步骤 S124 中的识别、旋转和平移）的待分类图像在特征空间的投影与训练图像在特征空间中的投影进行比较，可以采用最近邻或者 K 近邻方法对待分类图像对待分类的图像类型进行分类和识别。

可以理解的是，在本发明其中一个实施例中，可以将预定时间段上连续采集的多帧超声图像中的一帧超声图像的切面类型，等同于上述在预定时间段上连续采集的多帧超声图像对应的切面类型；或者在另一些例子中，也可以基于上述多帧超声图像中的每帧超声图像的切面类型，择一确定上述多

帧超声图像对应的切面类型，例如，可以对多帧图像进行识别，然后通过投票算法，最终确定电影的切面类型。

因此，在本发明的一个实施例中，将上述多帧超声图像中的一帧或多帧超声图像的特征，与已知切面类型的训练图像的特征进行比较，从而获得所述多帧超声图像数据的切面类型。本实施例中的特征可以包括图像中分割区域（如解剖组织结构）的位置关系、图像像素值、图像像素值分布情况、图形中分给区域（如解剖组织结构）的形状大小等等，在图像中可用于提取作为图像特征识别的信息均可包含在本实施例中的特征之列。

在一些例子中，上述步骤 S14，识别心动周期的步骤具体地，可以通过如下的方法来实现：

首先，根据上述在预定时间段上连续采集的多帧超声图像，提取每帧超声图像的特征值，生成特征曲线；

然后，对上述特征曲线进行周期性分析，识别出目标物的心动周期。

在本发明其中一个实施例中，上述每帧图像的特征值为相似性系数，上述特征曲线为相似性系数曲线。

具体地，特征曲线可以是图像相似度曲线。相似度曲线生成的方法为，选定载入的心脏超声电影中的某一帧作为标准帧（501），计算载入的心脏超声电影中的每一帧图像与标准帧的相似性系数，生成相似性系数曲线（503）。其中，计算载入的心脏超声电影文件中的每一帧图像与标准帧的相似性系数的方法可以是：第一、计算心脏超声电影文件中的每一帧上每一个像素点与标准帧上对应像素点灰度值的差值的绝对值的和，将该加和值作为描述两帧图像之间相似程度的相似性系数；第二、将心脏超声电影文件中的每一帧图像都看作一个矩阵，图像中每一个像素点的值做为矩阵的元素值，计算矩阵间的正相关系数作为描述两帧图像之间相似程度的相似性系数。此外，由于原始图像的像素数较大，在计算相似性系数时需要较多时间，可以对原始图像进行降采样，将原始图像降低到一个合适的尺度，在不损失图像信息的同时，减少计算相似性系数所需要的时间。此外，可以选取图像中的局部区域计算相似性系数，可以选取的图像中的局部区域可以使：心脏超声图像中的室间隔区域、心脏超声图像中的二尖瓣区域等。选取图像中的局部区域可以进一步减少计算图像间相似性系数所需要的时间。

在本发明其中一个实施例中，上述提取每帧超声图像的特征值中，上述

每帧图像的特征值包括组织解剖结构测量值等图像测量值，上述特征曲线为图像测量值随时间变化的图像测量值曲线。

具体地，特征曲线也可以包括组织解剖结构测量值随时间变化的图像测量值曲线，这些测量值包括但不限于：左心室长轴长度，左心室面积，左心室体积，或右心室体积等解剖结构测量值。

图像测量值曲线为组织解剖结构测量值随时间变化的曲线，例如左心室体积随时间变化的曲线，左心室面积随时间变化的曲线，左心室长轴长度随时间变化的曲线，或右心室体积随时间变化的曲线等等。

例如，在生成图像测量值参数曲线的过程中，首先生成左心室的初步轮廓。初步轮廓可以粗略描述左心室的形态变化，但可以不达到像素级的精确程度。生成初步轮廓的方法可以通过，依据心尖和二尖瓣环等特征点定位左室大致形态，也可以通过低分辨率图像进行心内膜的边界提取，从而获得上述测量值，如左心室长轴长度，左心室面积，左心室体积等。基于获得的测量值随时间的变化，获得图像测量值曲线作为特征曲线，用于获得心动周期。

在上述步骤 S14 中，在得到特征曲线后，可以根据该特征曲线来识别心动周期。具体地，可以通过下述的几种方式来进行心动周期的识别：

第一：选取一帧超声图像作为标准帧，依据特征曲线识别出标准帧所在的完整周期。其中，选取标准帧的方法可以是随机在载入的超声电影中选取一帧图像作为标准帧，或者随机在载入的多帧超声图像中选取一帧图像作为标准帧，也可以选择心脏收缩或者舒张过程中的某一帧图像作为标准帧；

将在标准帧所在时刻附近局部区域内搜索局部极值，并确定局部极值所对应的另一帧超声图像；与标准帧分别对应的时刻作为时间的起点和终点，获得一个心动周期。具体地，将标准帧和所确定的另一帧图像所对应的超声电影或多帧超声图像中的时刻作为时间的起点和终点确定一个时间段，该时间段内的心脏电影文件或部分多帧超声图像可以确定为一个心动周期。如图 4 所示，即示出了这样一个例子。其中，在标准帧所在时刻附近局部区域内搜索局部极值，并确定局部极值所对应的超声图像 402。将标准帧 401 和所确定的另一帧图像 402 所对应的超声电影中的时刻作为时间的起点和终点确定一个时间段 404，该时间段内的心脏电影文件可以确定为一个心动周期。

第二：识别心动周期的方法还可以是根据特征曲线的周期，然后根据标

准帧的位置和周期长度，确定一个完整的心动周期。计算特征曲线的周期的方法可以是利用傅里叶变换将时域中的相似性曲线变换到频率域，获得特征曲线的频谱，在频谱图中查找峰值，然后根据频谱峰值计算特征曲线的周期。计算特征曲线的周期的方法还可以是计算特征曲线的自相关系数曲线，根据自相关系数曲线峰值的位置判定周期。

其中，在步骤 S16 中，识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状的步骤可包括：

选取一帧图像作为关键帧，基于上述切面类型对上述关键帧的左心室心内膜进行图像分割，获得标准心内膜分割模型；

根据上述标准心内膜分割模型，识别一个心动周期内的每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

在本发明的其中一个实施例中，基于上述切面类型对上述关键帧的左心室心内膜进行图像分割可以采用传统的方法基于特征点进行边缘提取，即基于特征点进行边缘提取，生成关键帧心内膜的位置和形状；如图 5 所示，示出了步骤 S16 的一个实施例中基于特征点进行边缘提取获得心内膜轮廓的示意图；在含有心脏两腔心或者四腔心切面等标准切面的超声心脏图像 501 中，根据所检测到的二尖瓣环的两个关键点 503、504 的位置，生成心内膜的初始形状和位置 502，然后在心内膜的初始形状附近检测若干个局部图像梯度的最大值点 505，然后根据所检测到的局部图像梯度的最大值点和二尖瓣环的两个关键点生成心内膜的位置和形状。

可以理解的是，在本发明的其中一个实施例中，对心内膜分割和识别也可以采用机器学习的方法，依据整体模型进行识别，并识别出关键帧心内膜的位置和形状。实现方案可以但不限于基于深度学习的左心室分割算法，如，卷积神经网络（CNN）加线性回归的方法，如图 6 所示。输入一帧图像，CNN 利用卷积核对图像逐层卷积进行特征提取，最后利用线性回归在提取的特征上估计出最终的轮廓。其中 CNN 和线性回归的模型参数已经利用训练集训练获得。

当然，在本发明的其他的一些实施例中，心内膜分割和识别还可以是传统方法和机器学习二者的结合。可以采用传统方法提取关键点，定位左心室，在此基础上通过机器学习的方法进行心内膜的精确提取。也可以再依据整体模型识别出心内膜后，结合传统的边界提取算法，进一步优化边界。

得到关键帧的心内膜后，根据上述标准心内膜分割模型，识别一个心动周期内的每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状的步骤可以采用下述的几种方法：

第一：得到关键帧的心内膜后，可以通过相同的分割算法，对心动周期内除关键帧之外的其他超声图像进行逐帧分割，获得心动周期内其他每一帧的左心室心内膜的位置和形状。

第二：基于已分割的关键帧心内膜的位置和形状，对心动周期内除关键帧之外的其他超声图像进行心内膜运动的跟踪处理，获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

具体地，运动跟踪的方法可以是基于块匹配的。例如将分割得到的心内膜曲线离散成若干个跟踪点，在当前图像上以该跟踪点为中心一定大小的邻域内的图像作为初始块，在下一帧图像上以该跟踪点为中心，一定大小的邻域内构建搜索区域，在搜索区域内根据灰度相似性选择与初始块匹配的目标块，然后将目标块的中心作为跟踪点在下一帧图像上的位置，在得到当前帧每一个跟踪点在下一帧图像上的位置后可以得到在下一帧图像上心内膜的位置和形状。对所确定的一个心动周期内的每一帧图像都进行上述操作可以获得一个心动周期内每一帧图像上的心内膜的位置和形状。运动跟踪也可以是基于光流法或其他跟踪算法实现的。

可以理解的是，在本发明的其中一个实施例中，得到关键帧的心内膜后，生成心动周期内其他帧图像心内膜的方法，还可以是分割和运动跟踪的联合。每一帧的心内膜都结合分割和跟踪双重结果进行智能融合，以得到最优边界。融合的方法可以是二者结果进行线性联合，如直接进行位置的平均；也可以是依据双方结果的置信度进行局部区域的智能选择，选择之后再进行结果的融合。

在步骤 S18 中，根据上述左心室心内膜的位置和形状，计算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数，获得心室容积曲线；

具体地，得到每一帧图像上的心内膜的位置和形状，就可以据此进行左心室的定量分析。其中，定量分析参数包括但不限于左心室内径，面积，体积等。内径可包括长轴方向内径长度，通常定义为心尖到二尖瓣环中点的距离，也可包括短轴方向的长度，如二尖瓣环室间隔一侧端点到左室侧壁一侧端点的距离。左心室面积可通过心腔内部像素累加等方法计算。左心室体积

为可以通过 Simpson 法或面积长度法等方法进行计算。体积参数又可分为左心室整体体积（简称左室容积）和左室局部体积（局部容积）。局部容积为心肌各节段内的体积值，节段划分方式可以采用美国超声心动图学会（American Society of Echocardiography, ASE）和美国心脏协会（American Heart Association, AHA）定义的 16 节段或 17 节段模型。按照上述方案，计算当前心动周期上每一帧图像对应的时刻的心室定量参数，即可获得当前心动周期内的心室定量分析参数变化曲线。如图 7 所示，即示出了一种左室容积曲线示意图。

在步骤 S19，根据上述心室容积曲线计算表征心脏功能的临床参数，并输出。可以理解的是，在步骤 S19 中，可以同时显示上述心室容积曲线上的最大值和最小值所处时刻对应的超声图像，并标记显示上述左心室心内膜的位置和形状。具体地，将 EDV 在心室容积曲线中所对应的时刻作为当前心动周期的舒张末期时刻，定位心脏超声电影中舒张末期的一帧图像，然后将 ESV 在心室容积曲线中所对应的时刻作为当前心动周期的收缩末期时刻，定位心脏超声电影中收缩末期的一帧图像，然后将当前心动周期的舒张末期和收缩末期图像以及心内膜位置和形状在显示界面上显示出来。

可参见图 7，在心室容积变化曲线 701 中查找最大值 702 可以得到当前心动周期舒张末期容积和舒张末期在心动周期内的对应帧，查找最小值 703 可以得到当前心动周期收缩末期容积和收缩末期在心动周期内的对应帧。根据舒张末和收缩末的心室容积，即可以计算左心室的射血分数，每搏输出量和心输出量等表征心脏功能的重要临床指标。

可以理解的是，在本发明的其中一个实施例中，在步骤 S12 中，还包括：提示用户可对显示的上述切面类型进行修改；当用户输入修正后的切面类型时，更新上述切面类型。

在本发明的其中一个实施例中，上述方法还包括：显示上述计算得到的心室容积曲线，和/或表征心脏功能的临床参数。

在本发明的其中一个实施例中，上述步骤 S14 之后还包括：心动周期识别失败后切换到手动输入模式，用于获取用户手动输入的心动周期。

在本发明的其中一个实施例中，上述步骤 S16 中包括：

显示上述关键帧；

提示用户可对上述关键帧中左心室心内膜的图像分割过程进行人工干

预;

基于用户在上述关键帧上的调整或输入结果,获得上述标准心内膜分割模型。

在本发明的其中一个实施例中,在上述步骤 S16 之后,还包括:

判定左心室心内膜的位置和形状的分割结果,当判定分割结果有误时,跳转到手动输入模式,用以提示用户在超声图像上输入左心室心内膜的位置和形状。

在本发明的其中一个实施例中,上述方法还包括:

提示用户可对当前显示和输出结果进行确认和/或修正,

基于用户的确认和/或修正,形成输出报告,修正内容至少包括:舒张末期对应的时刻、收缩末期对应的时刻、超声图像上标记的左心室心内膜的位置和形状、和表征心脏功能的临床参数中之一。

相应地,图 8 所示提供了本发明的其中一个实施例。在本实施例中,示出了一个更详细的流程图。首先载入超声图像(步骤 S201)。在载入超声图像后,系统对超声图像中的心脏切面类型进行识别和判定(步骤 S202),并将结果显示在显示界面上,如果当前切面类型判定错误,则由用户对判定结果进行修改(步骤 S203)。在完成对心脏切面类型的判定后,系统对超声心脏电影中的多帧图像进行分析,实现心动周期的识别(步骤 S204)。如果系统自动识别失败,则由用户手动指定心动周期(步骤 S205)。在完成心动周期的识别时候之后,系统自动选取一帧图像,进行心内膜的自动分割(步骤 S206),并对自动分割结果进行判定。如果系统判定自动识别的心内膜有错误,则由用户在某一帧图像上手动输入心内膜(步骤 S207)。在自动识别出准确的心内膜或者由用户手动输入心内膜后,系统利用心内膜的位置和心动周期信息识别一个心动周期内的每一帧图像上的左心室心内膜的位置和形状(步骤 S208)。根据每一帧图像上的左心室心内膜的位置和形状,系统计算每一帧图像所对应的时刻的心室容积及其他定量分析参数。根据一个心动周期内若干时刻上的心室容积,获得心室容积曲线(步骤 S209)。在心室容积曲线上查找最大值即为当前心动周期内的舒张末期容积(EDV),查找最小值即为当前心动周期的收缩末期容积(ESV)。根据 EDV 和 ESV,即可以计算左心室的射血分数(EF),每搏输出量和心输出量等表征心脏功能的重要临床参数。同时,将 EDV 在心室容积曲线中所对应的时刻作为当前心动

周期的舒张末期时刻，定位心脏超声电影中舒张末期的一帧图像，然后将ESV在心室容积曲线中所对应的时刻作为当前心动周期的收缩末期时刻，定位心脏超声电影中收缩末期的一帧图像，然后将当前心动周期的舒张末期和收缩末期图像以及心内膜位置和形状在显示界面上显示出来（步骤S210）。用户需要对当前结果进行判定（步骤S211），如果用户认可当前结果，用户可以将当前结果输入到最终报告中（步骤S213）。如果用户不认可当前结果，用户需要手动修改当前结果（步骤S212），修改的内容包括：舒张末期或者收缩末期的时刻以及收缩末期或者舒张末期的心内膜的位置和形状。在用户对结果进行修改后，用户可以将当前结果输入到最终报告中（步骤S213）。

如图9所示，为本发明提供的一种心脏容积识别分析系统的一个实施例的结构示意图；在该实施例中，该心脏容积识别分析系统1包括：

超声图像获取模块10，用于获取在预定时间段上连续采集的多帧超声图像；

切面类型识别模块11，识别上述多帧超声图像数据中心脏的切面类型；

心动周期识别模块12，用于识别心动周期；

轮廓获得模块13，用于基于上述切面类型识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状；

心室容积曲线生成模块14，用于根据上述左心室心内膜的位置和形状，计算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数，获得心室容积曲线；

临床参数输出模块15，用于输出心室容积曲线，和/或根据所述心室容积曲线计算并输出表征心脏功能的临床参数；

显示标记模块16，用于显示上述心室容积曲线上的最大值和最小值所处时刻对应的超声图像，并标记显示上述左心室心内膜的位置和形状。

如图10所示，为图9中切面类型识别模块的一个实施例的结构示意图；

上述切面类型识别模块11进一步包括：

切面类型显示模块110，用于显示识别出的上述切面类型。

切面类型修改提示模块111，用于提示用户可对显示的上述切面类型进行修改；

切面类型更新模块112，用于当用户输入修正后的切面类型时，更新上述切面类型。

如图11所示，为图9中切面类型识别模块的另一个实施例的结构示意

图；在该实施例中，上述切面类型识别模块 11 进一步包括：

位置识别模块 113，用于识别超声图像中室间隔的位置；

旋转处理模块 114，用于根据上述室间隔的位置对超声图像进行旋转，使超声图像中的左心室长轴方向为竖直；

平移处理模块 115，用于平移上述超声图像，将上述超声图像中的上述左心室位置调整到图像的中心。

特征空间映射模块 116，用于将一帧或多帧超声图像数据映射到特征空间，上述特征空间通过对训练集图像中的特征进行提取来构建；

比较确定模块 117，用于将上述超声图像在特征空间的投影与已知切面类型的训练图像在特征空间中的投影进行比较，确定上述一帧或多帧超声图像的切面类型。

如图 12 所示，为图 9 中心动周期识别模块的一个实施例的结构示意图；在该实施例中，上述心动周期识别模块 12 包括：

特征曲线生成模块 120，用于根据上述在预定时间段上连续采集的多帧超声图像，提取每帧图像的特征值，生成特征曲线；

第一识别模块 121，用于对上述特征曲线进行周期性分析，识别出目标物的心动周期。

如图 13 所示，为图 9 中心动周期识别模块的另一个实施例的结构示意图；

在该实施例中，上述心动周期识别模块 12 包括：

标准帧选取模块 122，用于选取一帧超声图像作为标准帧；

第二识别模块 123，用于将在标准帧所在时刻附近局部区域内搜索局部极值，并确定局部极值所对应的超声图像；与标准帧分别对应的时刻作为时间的起点和终点，获得一个心动周期。

如图 14 所示，为图 9 中轮廓获得模块的一个实施例的结构示意图。在该实施例中，上述轮廓获得模块 13 包括：

关键帧轮廓获得模块 130，用于选取一帧图像作为关键帧，基于上述切面类型对上述关键帧的左心室心内膜进行图像分割，获得标准心内膜分割模型；

其他帧轮廓获得模块 132，用于根据上述标准心内膜分割模型，识别一个心动周期内的每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

其中,上述关键帧轮廓获得模块 130 采用下述任一方式获得关键帧心内膜的位置和形状:

基于特征点进行边缘提取,生成关键帧心内膜的位置和形状;和/或采用机器学习的方法,依据整体模型识别关键帧心内膜的位置和形状。

其中,其他帧轮廓获得模块 132 采用下述任一方式获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状:

根据上述标准心内膜分割模型,对心动周期内除关键帧之外的其他超声图像进行逐帧分割,获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状;或者

基于已分割的关键帧心内膜的位置和形状,对心动周期内除关键帧之外的其他超声图像进行心内膜运动的跟踪处理,获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

更多的细节,可参见前述对图 1 至图 8 的描述,在此不进行详述。

基于图 1 所示的系统结构,在本发明的其中一个实施例中,还提供了一种心脏容积识别分析系统,其中,包括:

探头;

发射电路,用于向目标物体发射超声波束;

接收电路和波束合成模块,用于获得超声回波信号;

图像处理模块,用于根据超声回波信号获得在预定时间段上连续采集的多帧超声图像,识别上述超声图像中心脏的切面类型,识别心动周期,以及识别一个心动周期内每帧超声图像中左心室心内膜的位置和形状,并计算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数,获得心室容积曲线;及

显示器,用于显示上述超声图像及心室容积曲线、标记上述左心室心内膜的位置和形状,以及显示上述切面类型。

上述各个组件或模块的对应关系参见前述图 1 中的说明。图像处理模块执行图 2 中的各个步骤过程,在此不再重复累述,针对各个步骤过程的具体解释可参见前文相关内容的说明。本文中提到的图像处理模块可以采用一片处理器或多片处理器构成。

上述各个组件或模块的对应关系参见前述图 1 中的说明。图像处理模块执行图 2 中的各个步骤过程,在此不再重复累述,针对各个步骤过程的具体解释可参见前文相关内容的说明。本文中提到的图像处理模块可以采用一片

处理器或多片处理器构成。

在本发明的其中一个实施例中，上述显示器提示用户所识别心动周期是否有误，上述系统还包括：

用于接收用户输入控制命令的操作控制模块，

当显示器提示用户上述心动周期有误时，图像处理模块切换至手动输入模式，用户通过操作控制模块可手动输入的心动周期。

在本发明的其中一个实施例中，上述显示器显示上述切面类型的识别结果供用户确认，上述系统还包括：

用于接收用户输入控制命令的操作控制模块，

当用户输入的控制命令为识别结果确认错误时，图像处理模块切换手动输入模式，根据用户经操作控制模块输入的控制命令修改当前切面类型并显示。

在本发明的其中一个实施例中，上述显示器显示每帧超声图像的左心室心内膜的位置和形状供用户确认，上述系统还包括：

用于接收用户输入控制命令的操作控制模块，

当用户输入的控制命令为识别结果确认错误时，图像处理模块切换手动输入模式，根据用户经操作控制模块输入的控制命令修改超声图像上左心室心内膜的位置和形状并显示。

在本发明的其中一个实施例中，上述显示器显示当前显示和输出结果供用户确认和/或修正，上述系统还包括：

用于接收用户输入控制命令的操作控制模块，

图像处理模块基于用户经操作控制模块输入的确认和/或修正命令，形成输出报告，修正内容至少包括：舒张末期对应的时刻、收缩末期对应的时刻、超声图像上标记的左心室心内膜的位置和形状、和表征心脏功能的临床参数中之一。

在本发明的其中一个实施例中，上述显示器进一步显示上述计算得到的心室容积曲线，和/或表征心脏功能的临床参数。

在本发明的其中一个实施例中，所述图像处理模块通过以下方式来识别心动周期：

根据所述在预定时间段上连续采集的多帧超声图像，提取每帧图像的特征值，生成特征曲线；

对所述特征曲线进行周期性分析，识别出目标物的心动周期。

在本发明的其中一个实施例中，所述每帧图像的特征值包括解剖结构测量值，所述特征曲线为解剖结构测量值随时间变化的曲线；或

所述每帧图像的特征值为相似性系数，所述特征曲线为相似性系数曲线。

在本发明的其中一个实施例中，所述图像处理模块通过以下方式识别心动周期：

选取一帧超声图像作为标准帧；

将在标准帧所在时刻附近局部区域内搜索局部极值，并确定局部极值所对应的超声图像；与标准帧分别对应的时刻作为时间的起点和终点，获得一个心动周期。

在本发明的其中一个实施例中，所述图像处理模块通过以下方式识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状：

选取一帧图像作为关键帧，基于所述切面类型对所述关键帧的左心室心内膜进行图像分割，获得标准心内膜分割模型；

根据所述标准心内膜分割模型，识别一个心动周期内的每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

在本发明的其中一个实施例中，所述图像处理模块通过以下方式根据所述标准心内膜分割模型，识别一个心动周期内的每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状：

根据所述标准心内膜分割模型，对心动周期内除关键帧之外的其他超声图像进行逐帧分割，获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状；或者

基于已分割的关键帧心内膜的位置和形状，对心动周期内除关键帧之外的其他超声图像进行心内膜运动的跟踪处理，获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

在本发明的其中一个实施例中，所述图像处理模块通过以下方式自动选取一帧图像作为关键帧，基于所述切面类型对所述关键帧的左心室心内膜进行图像分割，获得标准心内膜分割模型：

基于特征点进行边缘提取，生成关键帧心内膜的位置和形状；和/或

采用机器学习的方法，依据整体模型识别关键帧心内膜的位置和形状。

在本发明的其中一个实施例中，所述图像处理模块通过以下方式识别所述多帧超声图像数据中心脏的切面类型：

将一帧或多帧超声图像数据映射到特征空间，所述特征空间通过对训练集图像中的特征进行提取来构建；

将所述超声图像在特征空间的投影与已知切面类型的训练图像在特征空间中的投影进行比较，确定所述一帧或多帧超声图像的切面类型。

在本发明的其中一个实施例中，所述图像处理模块通过以下方式对超声图像进行处理：

识别超声图像中室间隔的位置；

根据所述室间隔的位置对超声图像进行旋转，使超声图像中的左心室长轴方向为竖直；

平移所述超声图像，将所述超声图像中的所述左心室位置调整到图像的中心。

本发明提出一种心脏容积识别分析系统和方法。本发明利用心脏运动的特性和图像处理技术替代了现有技术基于心电信号实现的自动心动周期的识别和心脏运动时相的判定。在实际使用过程中不需要连接心电信号导线和模块的操作，简化了使用者的工作量，提高了工作效率。

本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程，是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成，上述的程序可存储于计算机可读取存储介质中，该程序在执行时，可包括如上述各方法的实施例的流程。其中，上述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体（Read-Only Memory，ROM）或随机存储记忆体（Random Access Memory，RAM）等。

以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明，不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干简单推演或替换，都应当视为属于本发明的保护范围。

权利要求

1、一种心脏容积识别分析方法，其中，包括：

获取在预定时间段上连续采集的多帧超声图像；

识别所述多帧超声图像数据中心脏的切面类型；

识别心动周期；

基于所述切面类型，识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状；

根据所述左心室心内膜的位置和形状，计算每帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数，获得心室容积曲线；

输出心室容积曲线，和/或根据所述心室容积曲线计算并输出表征心脏功能的临床参数。

2、如权利要求 1 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述方法还包括：

同时显示所述心室容积曲线上的最大值和最小值所处时刻对应的超声图像，并标记显示所述左心室心内膜的位置和形状；和/或，

显示识别出的所述切面类型。

3、如权利要求 2 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述识别所述多帧超声图像数据中心脏的切面类型的步骤中还包括：

提示用户可对显示的所述切面类型进行修改；

当用户输入修正后的切面类型时，更新所述切面类型。

4、如权利要求 1 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状的步骤，包括：

选取一帧图像作为关键帧，基于所述切面类型对所述关键帧的左心室心内膜进行图像分割，获得标准心内膜分割模型；

根据所述标准心内膜分割模型，识别一个心动周期内的每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

5、如权利要求 4 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，根据所述标准心内膜分割模型，识别一个心动周期内的每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状的步骤包括：

根据所述标准心内膜分割模型，对心动周期内除关键帧之外的其他超声

图像进行逐帧分割，获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状；或者

基于已分割的关键帧心内膜的位置和形状，对心动周期内除关键帧之外的其他超声图像进行心内膜运动的跟踪处理，获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

6、如权利要求 4 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述自动选取一帧图像作为关键帧，基于所述切面类型对所述关键帧的左心室心内膜进行图像分割，获得标准心内膜分割模型的步骤包括：

基于特征点进行边缘提取，生成关键帧心内膜的位置和形状；和/或

采用机器学习的方法，依据整体模型识别关键帧心内膜的位置和形状。

7、如权利要求 1 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述识别所述多帧超声图像数据中心脏的切面类型的步骤包括：

将所述多帧超声图像中的一帧或多帧超声图像的特征，与已知切面类型的训练图像的特征进行比较，从而获得所述多帧超声图像的切面类型。

8、如权利要求 1 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述识别所述多帧超声图像数据中心脏的切面类型的步骤包括：

将一帧或多帧超声图像映射到特征空间，所述特征空间通过对训练集图像中的特征进行提取来构建；

将所述超声图像在特征空间的投影与已知切面类型的训练图像在特征空间中的投影进行比较，确定所述一帧或多帧超声图像的切面类型。

9、如权利要求 7 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述将所述多帧超声图像中的一帧或多帧超声图像的特征，与已知切面类型的训练图像的特征进行比较的步骤之前还包括：

识别超声图像中室间隔的位置；

根据所述室间隔的位置对超声图像进行旋转，使超声图像中的左心室长轴方向为竖直；

平移所述超声图像，将所述超声图像中的所述左心室位置调整到图像的中心。

10、如权利要求 7 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述确定所述一帧或多帧超声图像的切面类型的步骤还包括：

将所述多帧超声图像中的一帧超声图像的切面类型，等同于所述多帧超声图像对应的切面类型；或者

基于所述多帧超声图像中的每帧超声图像的切面类型，择一确定所述多帧超声图像对应的切面类型。

11、如权利要求 1 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述识别心动周期的步骤，包括：

根据所述在预定时间段上连续采集的多帧超声图像，提取每帧图像的特征值，生成特征曲线；

对所述特征曲线进行周期性分析，识别出心动周期。

12、如权利要求 11 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述每帧图像的特征值包括解剖结构测量值，所述特征曲线为解剖结构测量值随时间变化的曲线；或

所述每帧图像的特征值为相似性系数，所述特征曲线为相似性系数曲线。

13、如权利要求 1 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，识别心动周期的步骤包括：

选取一帧超声图像作为标准帧；

将在标准帧所在时刻附近局部区域内搜索局部极值，并确定局部极值所对应的超声图像；与标准帧分别对应的时刻作为时间的起点和终点，获得一个心动周期。

14、如权利要求 1 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述方法还包括：

显示所述计算得到的心室容积曲线，和/或表征心脏功能的临床参数。

15、如权利要求 1 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，识别心动周期的步骤之后还包括：

心动周期识别失败后切换到手动输入模式，用于获取用户手动输入的心动周期。

16、如权利要求 4 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状的步骤中包括：

显示所述关键帧；

提示用户可对所述关键帧中左心室心内膜的图像分割过程进行人工干预；

基于用户在所述关键帧上的调整或输入结果，获得所述标准心内膜分割

模型。

17、如权利要求 1 或 4 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状的步骤，或者所述基于所述切面类型对所述关键帧的左心室心内膜进行图像分割，获得标准心内膜分割模型的步骤之后，还包括：

判定所述左心室心内膜的位置和形状的分割结果，当判定分割结果有误时，跳转到手动输入模式，用以提示用户在超声图像上输入左心室心内膜的位置和形状。

18、如权利要求 2 所述的一种心脏容积识别分析方法，其中，所述方法还包括：

提示用户可对当前显示和输出结果进行确认和/或修正；

基于用户的确认和/或修正，形成输出报告，修正内容至少包括：舒张末期对应的时刻、收缩末期对应的时刻、超声图像上标记的左心室心内膜的位置和形状、和表征心脏功能的临床参数中之一。

19、一种心脏容积识别分析系统，其中，包括：

超声图像获取模块，用于获取在预定时间段上连续采集的多帧超声图像；

切面类型识别模块，用于识别所述多帧超声图像数据中心脏的切面类型；

心动周期识别模块，用于识别心动周期；

轮廓获得模块，用于基于所述切面类型识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状；

心室容积曲线生成模块，用于根据所述左心室心内膜的位置和形状，计算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数，获得心室容积曲线；

临床参数输出模块，用于输出心室容积曲线，和/或根据所述心室容积曲线计算并输出表征心脏功能的临床参数。

20、如权利要求 19 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述系统还包括：

显示标记模块，用于显示所述心室容积曲线上的最大值和最小值所处时刻对应的超声图像，并标记显示所述左心室心内膜的位置和形状；和/或，

切面类型显示模块，用于显示识别出的所述切面类型。

21、一种心脏容积识别分析系统，其中，包括：

探头;

发射电路,用于向目标物体的心脏区域发射超声波束;

接收电路和波束合成模块,用于获得超声回波信号;

图像处理模块,用于根据超声回波信号获得在预定时间段上连续采集的多帧超声图像,识别所述超声图像中心脏的切面类型,识别心动周期,以及识别一个心动周期内每帧超声图像中左心室心内膜的位置和形状,并计算每一帧超声图像所对应时刻的心室容积定量参数,获得心室容积曲线;及

显示器,用于显示所述超声图像、标记所述左心室心内膜的位置和形状,以及显示所述切面类型。

22、如权利要求 21 所述的一种心脏容积识别分析系统,其中,所述显示器提示用户所识别心动周期是否有误,所述系统还包括:

用于接收用户输入控制命令的操作控制模块;

当显示器提示用户所述心动周期有误时,图像处理模块切换至手动输入模式,用户通过操作控制模块可手动输入的心动周期。

23、如权利要求 21 所述的一种心脏容积识别分析系统,其中,所述显示器显示上述切面类型的识别结果供用户确认,所述系统还包括:

用于接收用户输入控制命令的操作控制模块;

当用户输入的控制命令为识别结果确认错误时,图像处理模块切换手动输入模式,根据用户经操作控制模块输入的控制命令修改当前切面类型并显示。

24、如权利要求 21 所述的一种心脏容积识别分析系统,其中,所述显示器显示每帧超声图像的左心室心内膜的位置和形状供用户确认,所述系统还包括:

用于接收用户输入控制命令的操作控制模块;

当用户输入的控制命令为识别结果确认错误时,图像处理模块切换手动输入模式,根据用户经操作控制模块输入的控制命令修改超声图像上左心室心内膜的位置和形状并显示。

25、如权利要求 21 所述的一种心脏容积识别分析系统,其中,所述显示器显示当前显示和输出结果供用户确认和/或修正,所述系统还包括:

用于接收用户输入控制命令的操作控制模块;

图像处理模块基于用户经操作控制模块输入的确认和/或修正命令,形成输出报告,修正内容至少包括:舒张末期对应的时刻、收缩末期对应的时刻、

超声图像上标记的左心室心内膜的位置和形状、和表征心脏功能的临床参数中之一。

26、如权利要求 21 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述显示器进一步显示所述计算得到的心室容积曲线，和/或表征心脏功能的临床参数。

27、如权利要求 21 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述图像处理模块通过以下方式来识别心动周期：

根据所述在预定时间段上连续采集的多帧超声图像，提取每帧图像的特征值，生成特征曲线；

对所述特征曲线进行周期性分析，识别出目标物的心动周期。

28、如权利要求 27 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述每帧图像的特征值包括解剖结构测量值，所述特征曲线为解剖结构测量值随时间变化的曲线；或

所述每帧图像的特征值为相似性系数，所述特征曲线为相似性系数曲线。

29、如权利要求 21 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述图像处理模块通过以下方式来识别心动周期：

选取一帧超声图像作为标准帧；

将在标准帧所在时刻附近局部区域内搜索局部极值，并确定局部极值所对应的超声图像；与标准帧分别对应的时刻作为时间的起点和终点，获得一个心动周期。

30、如权利要求 21 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述图像处理模块通过以下方式来识别一个心动周期内每帧超声图像中的左心室心内膜的位置和形状：

选取一帧图像作为关键帧，基于所述切面类型对所述关键帧的左心室心内膜进行图像分割，获得标准心内膜分割模型；

根据所述标准心内膜分割模型，识别一个心动周期内的每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

31、如权利要求 30 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述图像处理模块通过以下方式来根据所述标准心内膜分割模型，识别一个心动周期内的每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状：

根据所述标准心内膜分割模型，对心动周期内除关键帧之外的其他超声

图像进行逐帧分割，获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状；或者

基于已分割的关键帧心内膜的位置和形状，对心动周期内除关键帧之外的其他超声图像进行心内膜运动的跟踪处理，获得每一帧超声图像上的左心室心内膜的位置和形状。

32、如权利要求 30 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述图像处理模块通过以下方式来自动选取一帧图像作为关键帧，基于所述切面类型对所述关键帧的左心室心内膜进行图像分割，获得标准心内膜分割模型：

基于特征点进行边缘提取，生成关键帧心内膜的位置和形状；和/或

采用机器学习的方法，依据整体模型识别关键帧心内膜的位置和形状。

33、如权利要求 21 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述图像处理模块通过以下方式识别所述多帧超声图像数据中心脏的切面类型：

将所述多帧超声图像中的一帧或多帧超声图像的特征，与已知切面类型的训练图像的特征进行比较，从而获得所述多帧超声图像的切面类型。

34、如权利要求 33 所述的一种心脏容积识别分析系统，其中，所述图像处理模块在将所述多帧超声图像中的一帧或多帧超声图像的特征，与已知切面类型的训练图像的特征进行比较之前还进行如下处理：

识别超声图像中室间隔的位置；

根据所述室间隔的位置对超声图像进行旋转，使超声图像中的左心室长轴方向为竖直；

平移所述超声图像，将所述超声图像中的所述左心室位置调整到图像的中心。

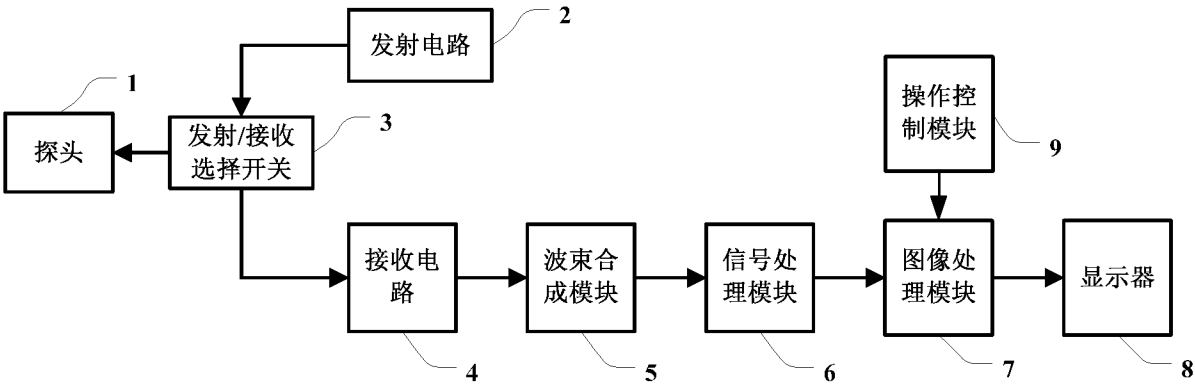


图 1

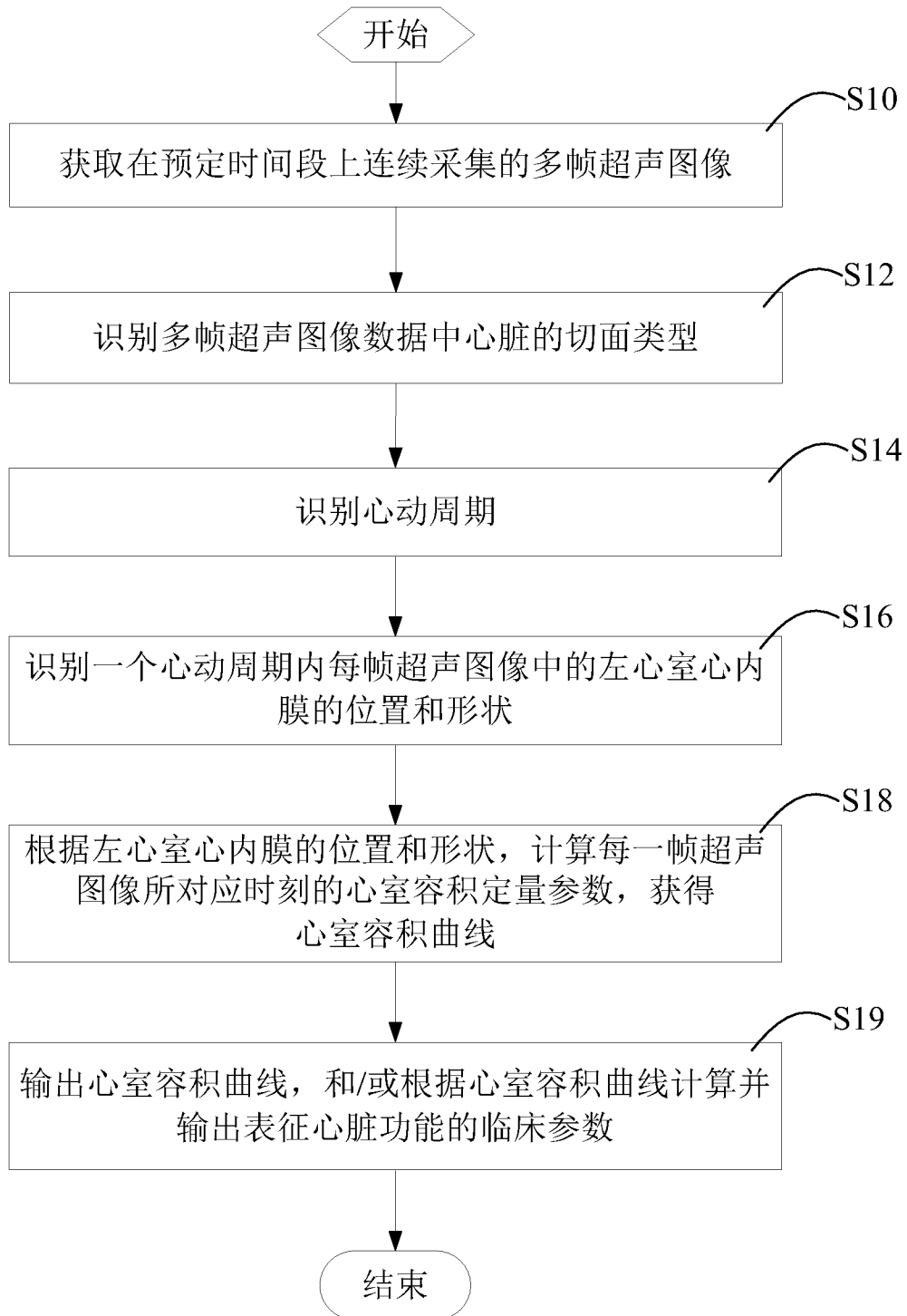


图 2

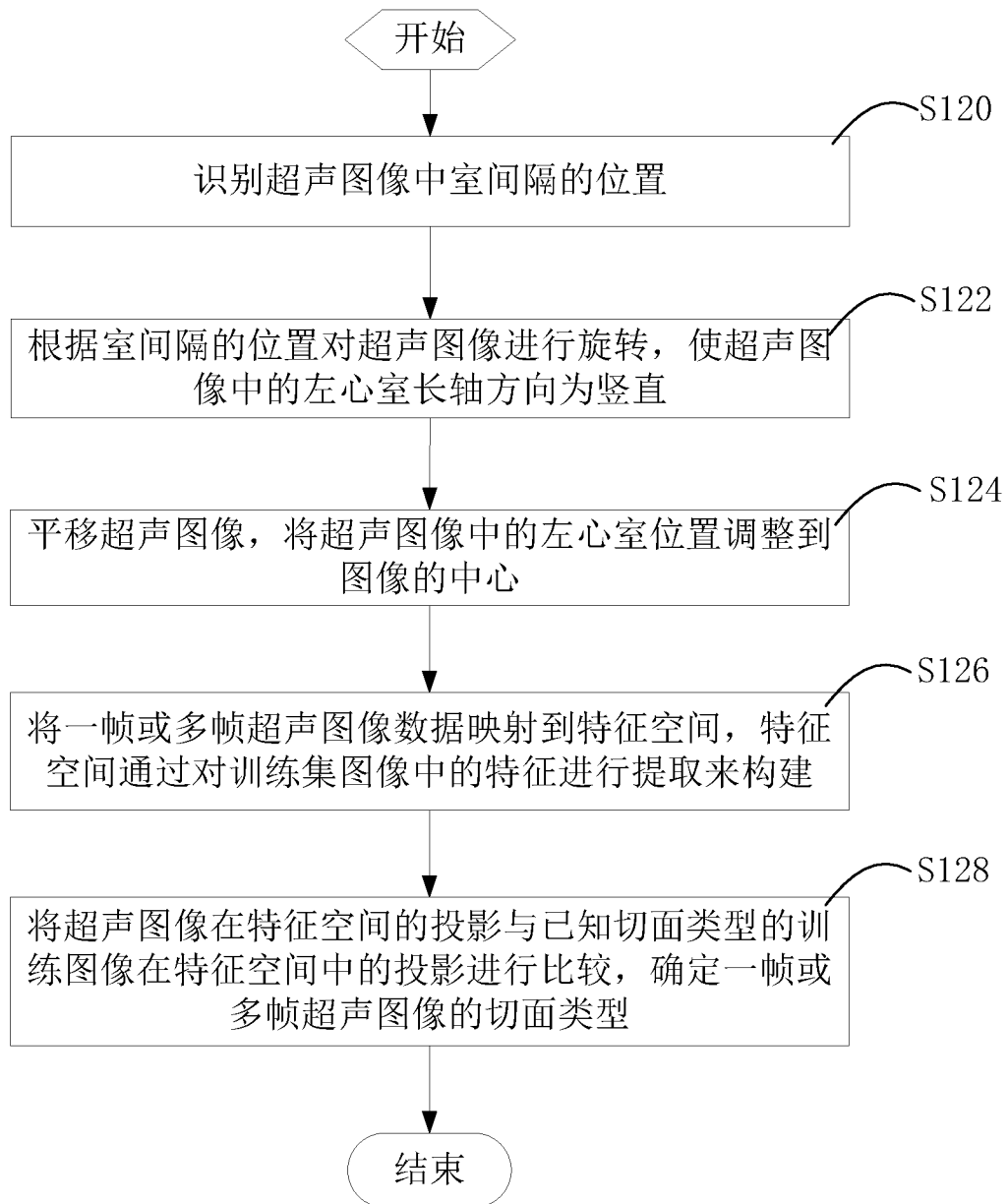


图 3

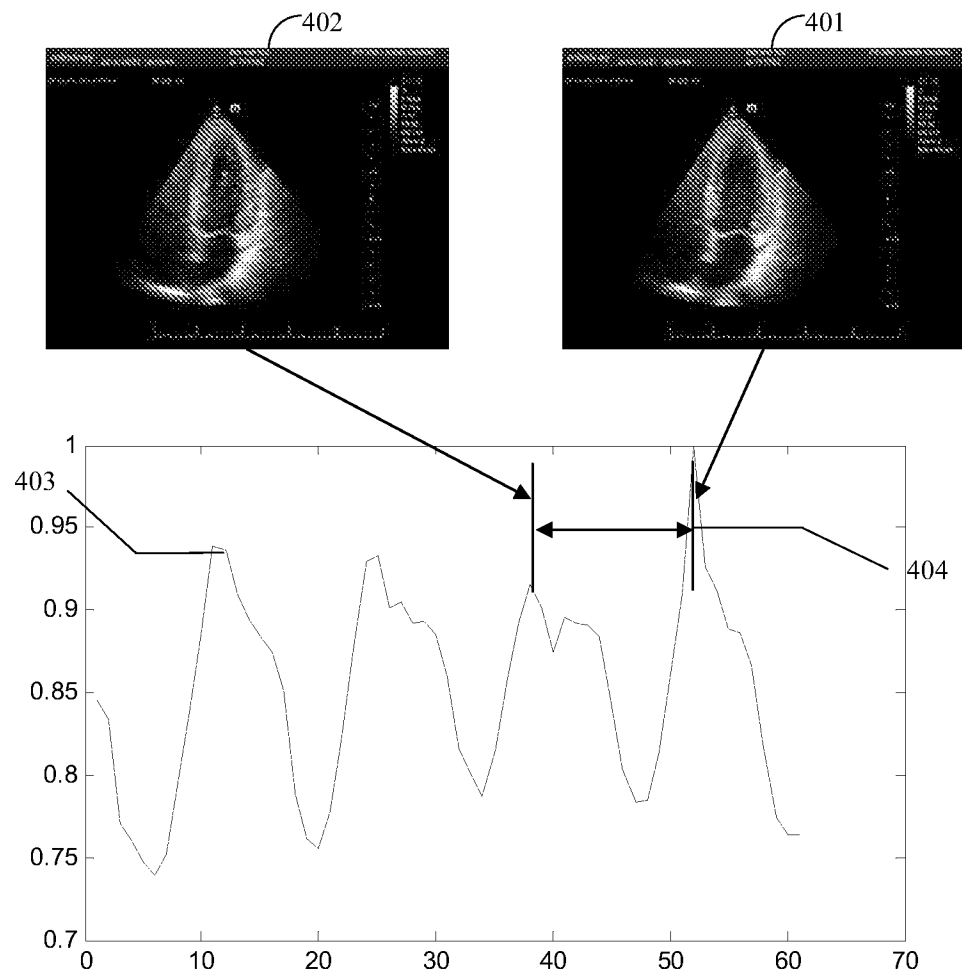


图 4

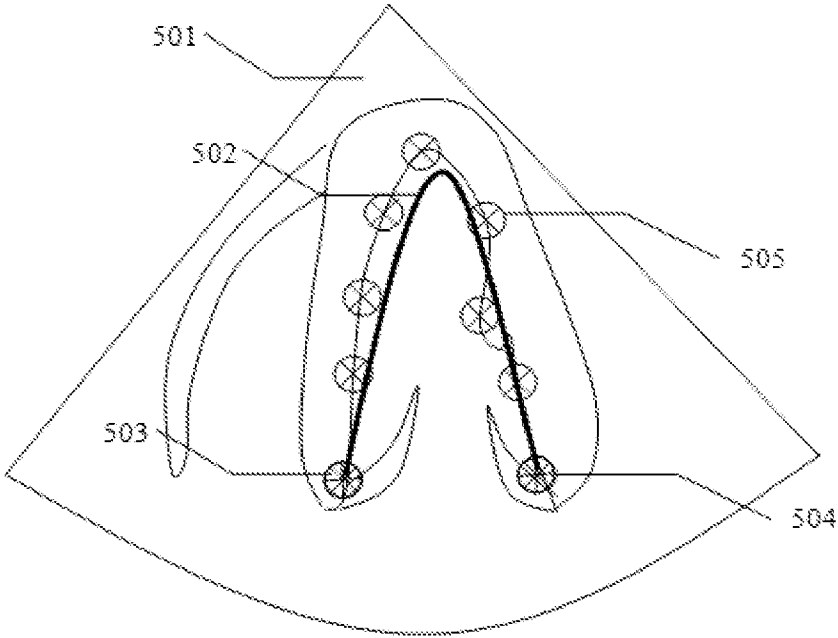


图 5

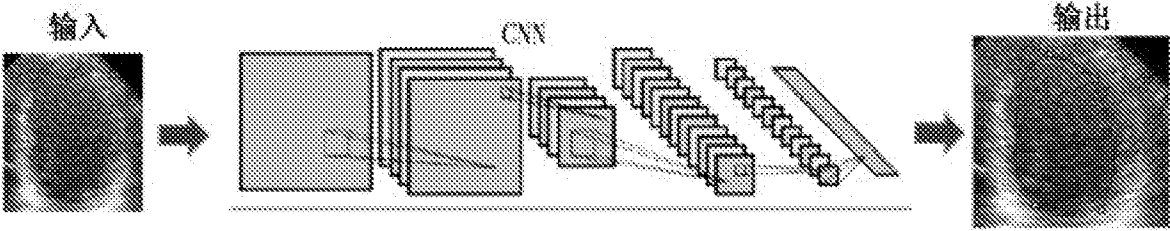


图 6

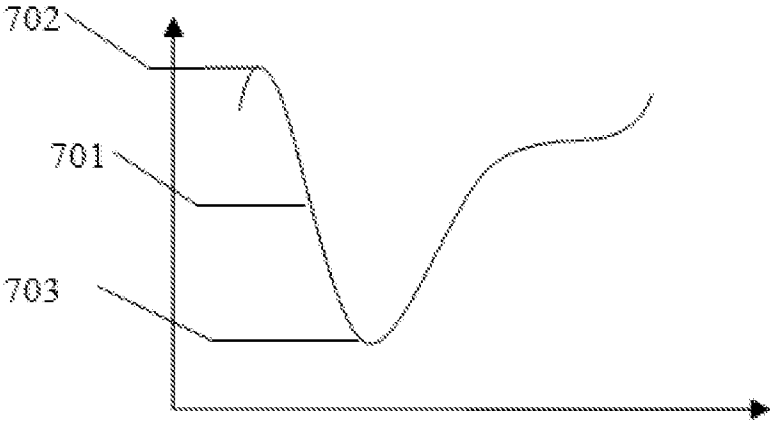


图 7

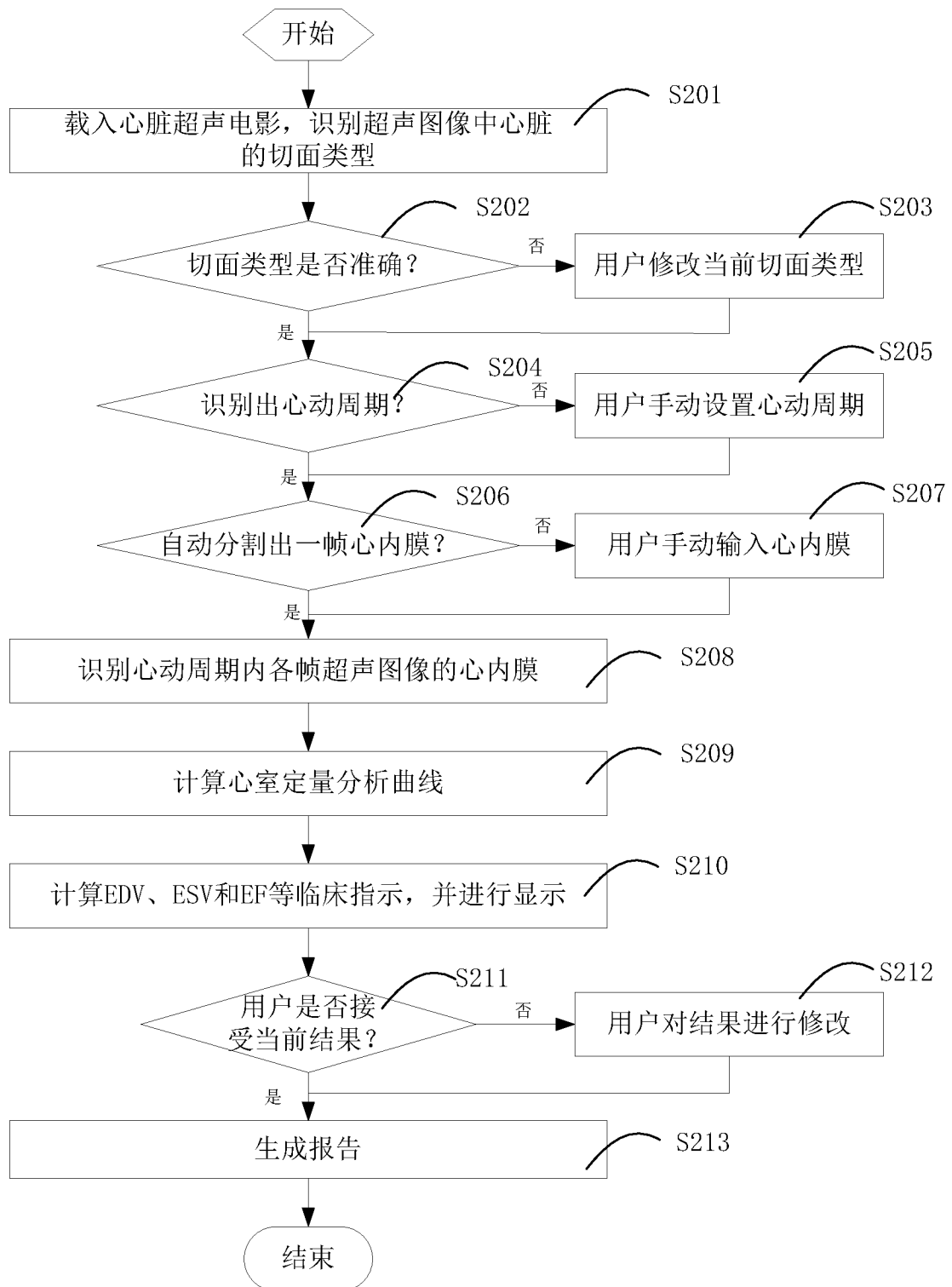


图 8

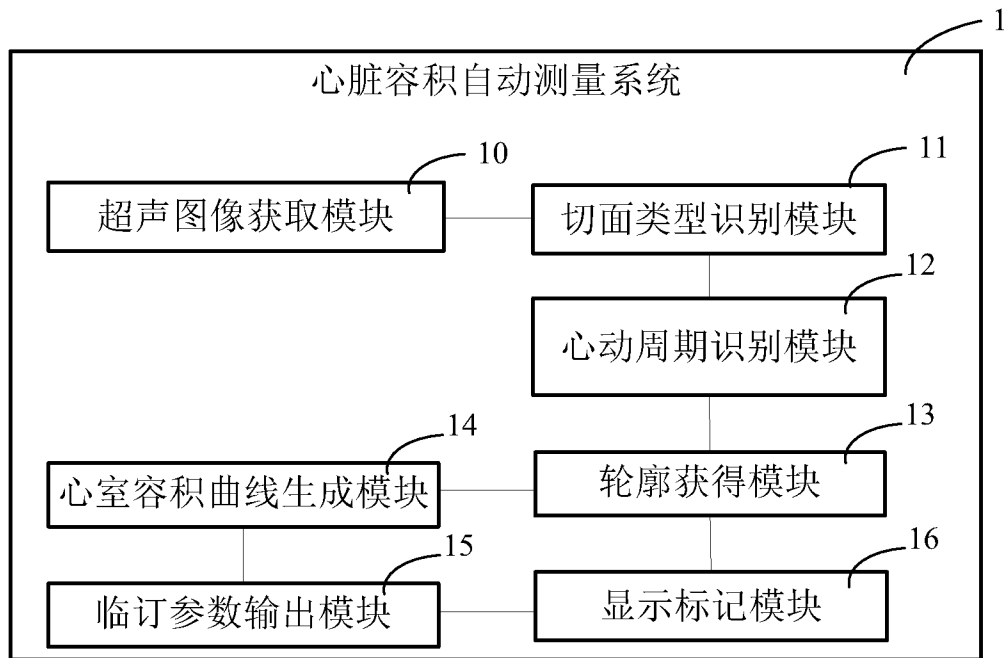


图 9

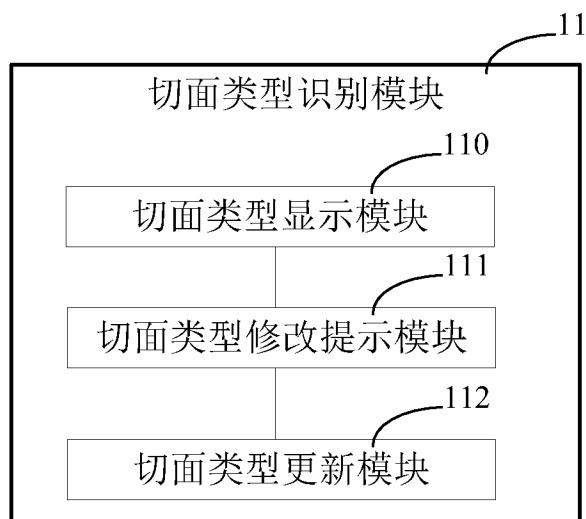


图 10

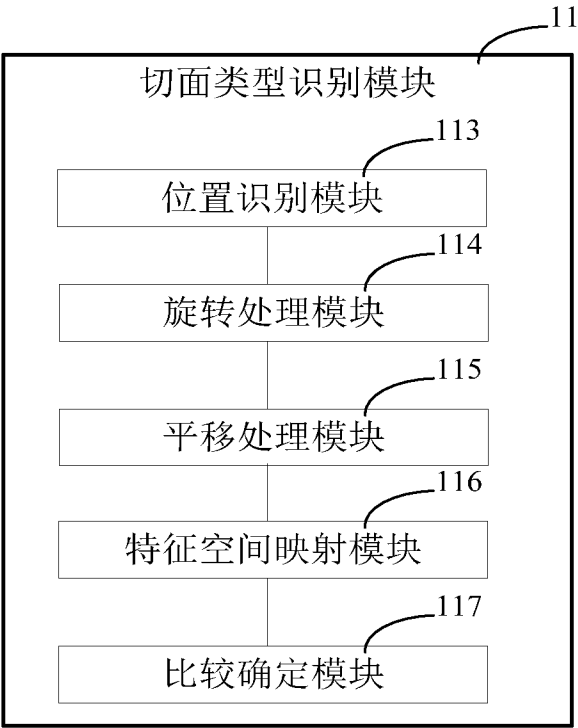


图 11

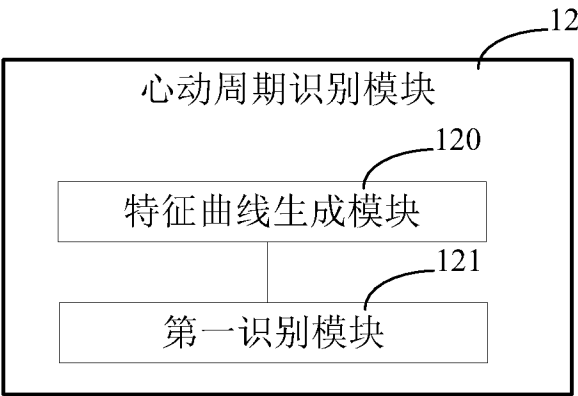


图 12

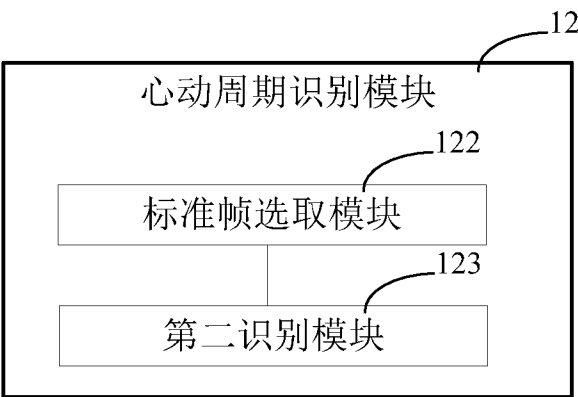


图 13

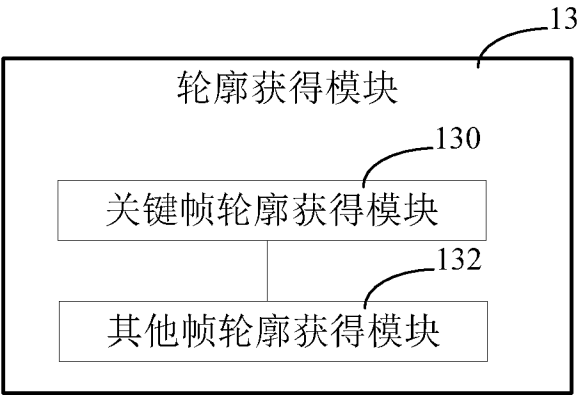


图 14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2016/083923

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 8/08 (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)

A61B 8/-, A61B 5/-

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)

CNPAT; WPI; EPODOC; CNKI: "EF", emission, fraction, heart, cardio+, left, endocard+, ventricular, ultra, super, sound, phonic, ventricular volume, endocardium

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 103732134 A (DIACARDIO LTD.) 16 April 2014 (16.04.2014) description, paragraphs [0096], [0100], [0137], [0143], [0160] and [0161], and figures 1, 2, 9 and 15	1-34
X	CN 102421373 A (HITACHI MEDICAL CORP.) 18 April 2012 (18.04.2012) description, paragraphs [0032]-[0034], [0039]-[0041], [0066]-[0069] and [0106], and figures 4 and 5	1-34
A	US 2015/0065879 A1 (TERATECH CORPORATION) 05 March 2015 (05.03.2015) the whole document	1-34
A	US 2013/0083982 A1 (FUJIFILM CORPORATION) 04 April 2013 (04.04.2013) the whole document	1-34
A	WO 2011/093193 A1 (HITACHI MEDICAL CORPORATION) 04 August 2011 (04.08.2011) the whole document	1-34

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 12 January 2017	Date of mailing of the international search report 03 February 2017
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer WANG, Jingyang Telephone No. (86-10) 53311137

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2016/083923

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 1777898 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 24 May 2006 (24.05.2006) the whole document	1-34
A	JP 2013-230247 A (OKAYAMA UNIVERSITY, TOKYO UNIVERSITY OF AGRICULTURE) 14 November 2013 (14.11.2013) the whole document	1-34

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2016/083923

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 103732134 A	16 April 2014	WO 2012090208 A2	05 July 2012
		US 2013278776 A1	24 October 2013
		CN 103732134 B	17 August 2016
		EP 2658439 A2	06 November 2013
CN 102421373 A	18 April 2012	EP 2433567 A1	28 March 2012
		US 2012065499 A1	15 March 2012
		CN 102421373 B	16 July 2014
		JP 5670324 B2	18 February 2015
US 2015065879 A1	05 March 2015	WO 2010134512 A1	25 November 2010
		US 2005228276 A1	13 October 2005
		US 8900149 B2	02 December 2014
US 2013083982 A1	04 April 2013	JP 2013075079 A	25 April 2013
		JP 5347003 B2	20 November 2013
		US 8693753 B2	08 April 2014
WO 2011093193 A1	04 August 2011	EP 2529666 A1	05 December 2012
		CN 102724918 A	10 October 2012
		JP 5753798 B2	22 July 2015
		US 2012283567 A1	08 November 2012
CN 1777898 A	24 May 2006	CN 100377165 C	26 March 2008
		EP 1620827 A1	01 February 2006
		AT 470199 T	15 June 2010
		US 2006241376 A1	26 October 2006
		US 7603154 B2	13 October 2009
		WO 2004097720 A1	11 November 2004
		JP 2006524092 A	26 October 2006
		EP 1620827 B1	02 June 2010
JP 2013230247 A	14 November 2013	JP 5958931 B2	02 August 2016

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2016/083923

A. 主题的分类

A61B 8/08(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))

CNPAT;WPI;EPDOC;CNKI: "EF", emission, fraction, heart, cardio+, left, endocard+, ventricular, ultra, super, sound, phonic, 超声, 射血分数, "LV", 心室容积, 心内膜

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 103732134 A (迪亚卡帝奥有限公司) 2014年 4月 16日 (2014 - 04 - 16) 说明书第96、100、137、143、160-161段, 图1-2、9、15	1-34
X	CN 102421373 A (株式会社日立医疗器械) 2012年 4月 18日 (2012 - 04 - 18) 说明书第32-34、39-41、66-69、106段, 图4-5	1-34
A	US 2015/0065879 A1 (TERATECH CORPORATION) 2015年 3月 5日 (2015 - 03 - 05) 全文	1-34
A	US 2013/0083982 A1 (FUJIFILM CORPORATION) 2013年 4月 4日 (2013 - 04 - 04) 全文	1-34
A	WO 2011/093193 A1 (HITACHI MEDICAL CORPORATION) 2011年 8月 4日 (2011 - 08 - 04) 全文	1-34
A	CN 1777898 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2006年 5月 24日 (2006 - 05 - 24) 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

2017年 1月 12日

国际检索报告邮寄日期

2017年 2月 3日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN)
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号 (86-10)62019451

受权官员

王京阳

电话号码 (86-10)53311137

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
A	JP 特开2013-230247 A（国立大学法人东京农工大学）2013年 11月 14日（2013 - 11 - 14） 全文	1-34

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/083923

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	103732134	A	2014年 4月 16日	WO	2012090208	A2	2012年 7月 5日
				US	2013278776	A1	2013年 10月 24日
				CN	103732134	B	2016年 8月 17日
				EP	2658439	A2	2013年 11月 6日
CN	102421373	A	2012年 4月 18日	EP	2433567	A1	2012年 3月 28日
				US	2012065499	A1	2012年 3月 15日
				CN	102421373	B	2014年 7月 16日
				JP	5670324	B2	2015年 2月 18日
				WO	2010134512	A1	2010年 11月 25日
US	2015065879	A1	2015年 3月 5日	US	2005228276	A1	2005年 10月 13日
				US	8900149	B2	2014年 12月 2日
US	2013083982	A1	2013年 4月 4日	JP	2013075079	A	2013年 4月 25日
				JP	5347003	B2	2013年 11月 20日
				US	8693753	B2	2014年 4月 8日
WO	2011093193	A1	2011年 8月 4日	EP	2529666	A1	2012年 12月 5日
				CN	102724918	A	2012年 10月 10日
				JP	5753798	B2	2015年 7月 22日
				US	2012283567	A1	2012年 11月 8日
CN	1777898	A	2006年 5月 24日	CN	100377165	C	2008年 3月 26日
				EP	1620827	A1	2006年 2月 1日
				AT	470199	T	2010年 6月 15日
				US	2006241376	A1	2006年 10月 26日
				US	7603154	B2	2009年 10月 13日
				WO	2004097720	A1	2004年 11月 11日
				JP	2006524092	A	2006年 10月 26日
				EP	1620827	B1	2010年 6月 2日
JP	2013230247	A	2013年 11月 14日	JP	5958931	B2	2016年 8月 2日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)