



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110664435 A

(43)申请公布日 2020.01.10

(21)申请号 201910899879.0

(22)申请日 2019.09.23

(71)申请人 东软医疗系统股份有限公司  
地址 110167 辽宁省沈阳市浑南区创新路  
177-1号

(72)发明人 邸影

(74)专利代理机构 北京博思佳知识产权代理有  
限公司 11415  
代理人 刘秀玲

(51)Int.Cl.  
A61B 8/08(2006.01)

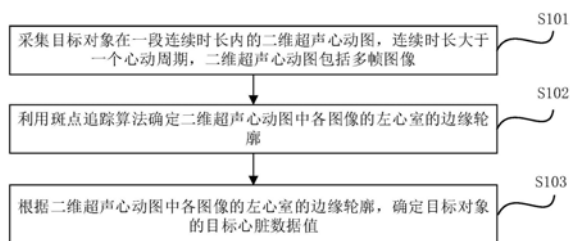
权利要求书2页 说明书15页 附图3页

(54)发明名称

心脏数据的获取方法、装置及超声成像设备

(57)摘要

本发明实施例提供一种心脏数据的获取方法、装置及超声成像设备。本发明实施例通过采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图，所述连续时长大于一个心动周期，所述二维超声心动图包括多帧图像，利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓，根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓，确定所述目标对象的目标心脏数据值，在获取心脏数据的过程中，采集大于一个心动周期的二维超声心动图，自动智能地确定采集的各图像中的左心室的边缘轮廓，并根据左心室的边缘轮廓自动确定心脏数据，减少了人工手动操作，缩短了整个测量过程的时间，提高了测量速度，减少了人为引入的误差，因此能够提高测量结果的准确性。



1. 一种心脏数据的获取方法,其特征在于,所述方法包括:

采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,所述连续时长大于一个心动周期,所述二维超声心动图包括多帧图像;

利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓;

根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定所述目标对象的目标心脏数据值。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,包括:

利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓;

根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓,包括:

基于尺度不变特征变换SIFT算法,提取各图像中的特征点,以及生成各特征点的SIFT特征向量,所述特征点位于心脏边缘;

从所有图像中选择两帧图像,分别作为第一待匹配图像和第二待匹配图像;

对第一待匹配图像中的每一特征点,根据该特征点的SIFT特征向量和第二待匹配图像中各特征点的SIFT特征向量,计算该特征点与第二待匹配图像中各特征点之间的欧氏距离,基于最小欧氏距离和次小欧氏距离确定该特征点在第二待匹配图像中的匹配特征点;

在所有图像的特征点匹配完成后,查找匹配特征点数量大于预设值的特征点,将查找出的特征点及其匹配特征点作为追踪点;

对每一帧图像,利用图像中的追踪点提取出心脏的边缘轮廓。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述对每一帧图像,利用图像中的追踪点提取出心脏的边缘轮廓,包括:

针对每一帧图像,根据预设的连接规则,将该帧图像内的所有追踪点连接起来,得到该帧图像的心脏边缘轮廓。

5. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓,包括:

若图像为心尖四腔心图像,确定所述图像中的第一区域的轮廓为左心室的边缘轮廓,所述第一区域位于图像的右上部;或者,

若图像为心尖二腔心图像,确定所述图像中的第二区域的轮廓为左心室边缘轮廓,所述第二区域位于图像的上部。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓之前,还包括:

基于预设的增强算法,增加所述二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域与背景区域的灰度差异,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像;

所述利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,包括:

利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像的左心室的边

缘轮廓。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述基于预设的增强算法,增加所述二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域与背景区域的灰度差异,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像之前,还包括:

采用预设的去噪算法,对所述二维超声心动图中各图像进行降噪处理,得到各图像对应的去噪图像;

所述基于预设的增强算法,增强所述二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域的灰度,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像,包括:

利用预设的增强算法分别对各去噪图像进行图像增强处理,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像。

8. 根据权利要求1~7任一项所述的方法,其特征在于,所述目标心脏数据值为左心室射血分数值;

所述根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定所述目标对象的目标心脏数据值,包括:

根据各图像中的左心室的边缘轮廓,获取各图像中的左心室容积;

从获取的各图像的左心室容积中,找出一个完整心动周期的所有左心室容积;从找出的一一个完整心动周期的所有左心室容积中查找到最大容积值和最小容积值,将所述最大容积值作为舒张末期容积EDV值,将所述最小容积值作为收缩末期容积ESV值;

根据左心室射血分数值的计算规则以及EDV值和ESV值,计算出所述目标对象的心脏的左心室射血分数值。

9. 一种心脏数据的获取装置,其特征在于,所述装置包括:

采集模块,用于采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,所述连续时长大于一个心动周期,所述二维超声心动图包括多帧图像;

轮廓确定模块,用于利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓;

数值确定模块,用于根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定所述目标对象的目标心脏数据值。

10. 一种超声成像设备,其特征在于,包括处理器以及用于存储所述处理器的可执行指令的存储器;

所述处理器被配置为:

采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,所述连续时长大于一个心动周期,所述二维超声心动图包括多帧图像;

利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓;

根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定所述目标对象的目标心脏数据值。

## 心脏数据的获取方法、装置及超声成像设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学图像处理技术领域,尤其涉及一种心脏数据的获取方法、装置及超声成像设备。

### 背景技术

[0002] 超声成像设备具有安全、实时、费用低等优点,在医学领域应用广泛。其中,通过超声成像设备采集的二维超声心动图获得左心室射血分数(Ejection Fraction,EF),是超声成像设备的一个重要应用方向。

[0003] 左心室射血分数EF的计算公式如下:

$$[0004] \quad EF = (EDV - ESV) / EDV \quad (1)$$

[0005] 其中,EDV(End-Diastolic Volume,舒张末期容积)是心脏舒张末期的左心室容积,ESV(End Systolic Volume,收缩末期容积)是心脏收缩末期的左心室容积。

[0006] 相关技术中,左心室射血分数的测量方式是:采集一段连续时间的二维超声心动图序列,从该序列中人工选择出心脏舒张末期的图像和心脏收缩末期的图像;然后在心脏舒张末期的图像中手动描记出左心室轮廓,得到EDV值;在心脏收缩末期的图像中手动描记出左心室轮廓,得到ESV值;最后根据公式(1)计算得到左心室射血分数EF的值。

[0007] 上述方案采用了人工手动测量方式,用户的操作手法、熟练程度、舒张末期图像和收缩末期图像的选择准度等,都会引入人为误差,因此测量结果的准确度较低,同时由于人工操作需要的时间较多,因此测量速度较慢。

### 发明内容

[0008] 为克服相关技术中存在的问题,本发明提供了一种心脏数据的获取方法、装置及超声成像设备,提高测量结果准确度。

[0009] 根据本发明实施例的第一方面,提供一种心脏数据的获取方法,包括:

[0010] 采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,所述连续时长大于一个心动周期,所述二维超声心动图包括多帧图像;

[0011] 利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓;

[0012] 根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定所述目标对象的目标心脏数据值。

[0013] 根据本发明实施例的第二方面,提供一种心脏数据的获取装置,所述装置包括:

[0014] 采集模块,用于采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,所述连续时长大于一个心动周期,所述二维超声心动图包括多帧图像;

[0015] 确定轮廓模块,用于利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓;

[0016] 数值确定模块,用于根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定所述目标对象的目标心脏数据值。

[0017] 根据本发明实施例的第三方面,提供一种超声成像设备,包括处理器以及用于存储所述处理器的可执行指令的存储器;

[0018] 所述处理器被配置为:

[0019] 采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,所述连续时长大于一个心动周期,所述二维超声心动图包括多帧图像;

[0020] 利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓;

[0021] 根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定所述目标对象的目标心脏数据值。

[0022] 本发明实施例提供的技术方案可以包括以下有益效果:

[0023] 本发明实施例,在获取左心室射血分数EF的过程中,采集大于一个心动周期的二维超声心动图,自动智能地确定二维超声心动图各图像中的左心室的边缘轮廓,并根据左心室的边缘轮廓自动确定目标心脏数据值。本发明实施例,利用设备的自动智能操作,减少了人工手动操作,一方面缩短了整个测量过程的时间,提高了测量速度,另一方面也减少了人为引入的误差,因此能够提高测量结果的准确性。

[0024] 应当理解的是,以上的一般描述和后文的细节描述仅是示例性和解释性的,并不能限制本说明书。

## 附图说明

[0025] 此处的附图被并入说明书中并构成本说明书的一部分,示出了符合本说明书的实施例,并与说明书一起用于解释本说明书的原理。

[0026] 图1是本发明实施例提供的心脏数据的获取方法的一个流程示例图。

[0027] 图2是本发明实施例提供的心脏数据的获取方法的另一个流程示例图。

[0028] 图3是本发明实施例提供的心脏数据的获取装置的功能方块图。

[0029] 图4是本发明实施例提供的超声成像设备的一个硬件结构图。

[0030] 图5是左心室容积随时间变化的曲线图。

[0031] 图6为心尖四腔图的心脏边缘示例图。

## 具体实施方式

[0032] 这里将详细地对示例性实施例进行说明,其示例表示在附图中。下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描述的实施方式并不代表与本发明相一致的所有实施方式。相反,它们仅是与如所附权利要求书中所详述的、本发明实施例的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0033] 在本发明实施例使用的术语是仅仅出于描述特定本发明实施例的目的,而非旨在限制本发明实施例。在本发明实施例和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。还应当理解,本文中使用的术语“和/或”是指并包含一个或多个相关联的列出项目的任何或所有可能组合。

[0034] 应当理解,尽管在本发明实施例可能采用术语第一、第二、第三等来描述各种信息,但这些信息不应限于这些术语。这些术语仅用来将同一类型的信息彼此区分开。例如,在不脱离本发明实施例范围的情况下,第一信息也可以被称为第二信息,类似地,第二信息

也可以被称为第一信息。取决于语境,如在此所使用的词语“如果”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”。

[0035] 超声成像设备是一种利用超声波进行检测的设备。系统控制器和超声波探头(以下简称探头)是超声成像设备的两个重要组成部分。超声成像的过程是:系统控制器根据设置的检测参数,例如延时、聚焦参数等,生成电信号并发送给探头;探头将系统控制器发送的电信号转换为超声波发射出去;超声波射入探头对准的目标内部结构,例如人体组织,在目标内部结构的阻挡下形成超声回波;超声回波被探头接收,探头将超声回波转换为电信号,并发送给系统控制器;系统控制器对接收的电信号进行放大、模数转换、波束合成、滤波、包络信息提取、对数压缩、降采样等一系列处理后,形成超声图像。

[0036] 当探头对准的目标是人体的心脏部位时,就可以采集到心脏的超声图像。心脏的超声图像包括两部分,即心脏图像和背景图像。其中,心脏图像是指心脏边缘轮廓及其内部的图像区域,背景图像是指心脏边缘轮廓外部的图像区域。

[0037] 在二维超声心动图的采集过程中,探头产生的超声波声束进入胸壁后呈扇形扫描,根据探头的部位和角度不同,可得到心脏的不同层次和方位的切面图。通常情况下,二维超声心动图于心尖四腔图或心尖二腔图。

[0038] 在采集心尖四腔图时,探头置于心尖搏动处,指向右侧胸锁关节。心尖四腔图中可显示左心房、左心室、右心房、右心室的结构,其中,左心室位于心脏图像的右上方。

[0039] 在采集心尖二腔图时,探头也置于心尖搏动处,逆时针转位,使扫描平面不通过室间隔。心尖二腔图中可显示左心房、左心室的结构,其中,左心室位于心脏图像的上方。

[0040] 需要说明的是,在一段连续时间内采集的二维超声心动图是一组图像序列。每一图像对应心动周期的一个时间点。心脏重复舒张-收缩的运动过程,一个心动周期是指从一个舒张末期到下一个舒张末期的时间,或者从一个收缩末期到下一个收缩末期的时间。

[0041] 在相关技术中,由人工根据经验从二维超声心动图的图像序列选择出心脏舒张末期的图像和心脏收缩末期的图像。然后在选择出的图像上手动描记左心室轮廓,从而根据左心室轮廓得到相应的左心室容积。该方式在图像的选择以及左心室轮廓的确定过程中,都会不可避免地引入误差,从而影响了左心室射血分数EF的测量结果的准确性。同时也影响了与左心室射血分数EF相关的其他心脏数据测量结果的准确性。

[0042] 在本发明实施例提供的心脏数据的获取方法中,将利用斑点追踪技术,自动且准确地获取二维超声心动图的每个图像中的左心室轮廓,不仅能够缩短左心室轮廓的获取时间,还能够提高获取的左心室轮廓的精准度,从而提高依据左心室轮廓得到的左心室射血分数EF的值的准确度。在此基础上,也能够提高与左心室射血分数EF相关的其他心脏数据的准确性。

[0043] 下面通过实施例分别对本发明提供的心脏数据的获取方法进行说明。

[0044] 图1是本发明实施例提供的心脏数据的获取方法的一个流程示例图。该心脏数据的获取方法可以应用于超声成像设备。如图1所示,心脏数据的获取方法可以包括:

[0045] S101,采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,连续时长大于一个心动周期,二维超声心动图包括多帧图像。

[0046] S102,利用斑点追踪算法确定二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓。

[0047] S103,根据二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定目标对象的目标

心脏数据值。

[0048] 例如,目标心脏数据值可以为心脏的左心室射血分数值。

[0049] 在执行步骤S101之前,可以预先设置好采集参数。其中,采集参数可以包括采集时长(即步骤S101中的连续时长)、帧频(即每秒钟采集的图像数)、二维超声心动图的种类等。

[0050] 在一个例子中,采集时长为3秒,帧频为30HZ/s(赫兹每秒),二维超声心动图的种类为心尖四腔图。这样,通过步骤S101,就可以采集到90(3×30)帧超声图像。

[0051] 需要说明的是,采集时长需要大于一个心动周期。这样才能够保证采集的图像序列中,能够包含比较准确的心脏舒张末期的图像和心脏收缩末期的图像。

[0052] 由于不同的人可能具有不同的心率和心动周期,为了保证采集时长能够大于一个心动周期,可以将采集时长设置为大于已知的最长心动周期的值,或者将采集时长设置为远大于心动周期的可能上限值的值。

[0053] 当然,由于采集时长过长会使得需要处理的图像数量增多,影响测量速度,可以将采集时长限制在一个合理的范围内。

[0054] 心动周期可以根据心率得到。例如,心率为平均每分钟75次,则每一心动周期的平均时长为0.8(60/75)秒。

[0055] 在一个示例性的实现过程中,在步骤S102之前,还可以包括:

[0056] 基于预设的增强算法,增加二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域与背景区域的灰度差异,得到二维超声心动图中各图像对应的增强图像;此时步骤S102包括:利用斑点追踪算法确定二维超声心动图中各图像对应的增强图像的左心室的边缘轮廓。

[0057] 增强算法可以采用现有的或以后可能出现的任意一种图像增强算法。例如,增强算法可以是空间域的增强算法,也可以是频率域的增强算法。空间域的增强算法直接对图像中像素的灰度进行处理,频率域的增强算法在图像的某个变换域中对系数进行处理,然后通过逆变换获得增强图像。

[0058] 在一个例子中,增强算法可以采用对比度拉升算法、Gamma校正算法、直方图均衡化算法、同态滤波算法等等。

[0059] 在另一个例子中,可以使用直方图增强算法增强图像的灰度。

[0060] 首先说明直方图增强算法中的两个概念:灰度值和灰度级。灰度值是图像上一个像素点的值,这个值的范围是0~255。灰度级是灰度的级别,共有0~255共256个级别。

[0061] 直方图增强算法的过程就是把一幅已知灰度概率分布的图像经过一种变换,使之演变成一幅具有均匀灰度概率分布的新图像。在处理过程中,它在像素多的地方分配较多的灰度级,在像素较少的地方分配较少的灰度级,使得直方图中最稠密区域的对比度增加,暴露出原先隐藏的细节。

[0062] 直方图增强算法的过程如下:

[0063] (a) 计算原始图像 $f(x,y)$ 的直方图 $histogram[i]$ , $i$ 为图像的灰度级。

[0064] 例如,假设通过步骤S101采集到D0~D89共90帧图像,则将图像D0~D89分别作为原始图像 $f(x,y)$ ,计算出图像D0~D89各自对应的直方图。

[0065] 其中,直方图的横坐标是灰度级(0~255),纵坐标是位于每个灰度级的像素点的个数。例如,如果一幅图中位于灰度级100的像素点是200个,则在直方图中横坐标为100时,纵坐标的值是200。

[0066] (b) 计算比例因子 $\alpha=255/N$ , $N$ 为图像的像素总数,255是灰度级的范围。

[0067] 本步骤是对图像中像素点的灰度值,在0~255个灰度级上进行均匀分布,计算每个像素点应该分配的级别范围 $\alpha$ 。

[0068] (c) 对所有存在的灰度级 $i$ ,计算累计直方图 $c[i]$ 。

[0069]  $c[i]=c[i-1]+\alpha*\text{histogram}[i]$  (2)

[0070]  $c[0]=\alpha*\text{histogram}[0]$ 。

[0071] 本步骤是为图像重新分配灰度级,原图像的灰度值为0的像素点的个数是 $\text{histogram}[0]$ 。

[0072]  $\alpha$ 是一个像素点应该分配的灰度级的范围, $c[0]=\alpha*\text{histogram}[0]$ 是整个图像中灰度值为0的像素点进行重新分配后的灰度值。假设灰度值为0的像素点分配到的灰度级范围是 $c[0]=5$ ,那么, $c[1]$ 的灰度值在5以后的灰度级进行分配, $c[1]=c[0]+\alpha*\text{histogram}[1]$ ,依次类推,得到各个灰度值重新分配后的灰度级范围。

[0073] (d) 计算像素点 $(x,y)$ 输出的灰度级 $g(x,y)$ 的值。

[0074]  $g(x,y)=c[(x,y)]$  (3)

[0075] 本步骤是计算均衡化后的灰度值, $f(x,y)$ 是原始图像的灰度值,假设 $f(x,y)=100$ ,那么像素点 $(x,y)$ 在直方图中的横坐标为100,像素点 $(x,y)$ 重新分配后的灰度值为 $c[100]$ ,即均衡化后像素点 $(x,y)$ 的灰度值 $g(x,y)=c[100]$ 。

[0076] 通过增强处理后,图像的边缘特征更加明显,更利于对心脏图像的边缘检测。

[0077] 在一个示例性的实现过程中,基于预设的增强算法,增加二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域与背景区域的灰度差异,得到二维超声心动图中各图像对应的增强图像之前,还可以包括:

[0078] 采用预设的去噪算法,对二维超声心动图中各图像进行降噪处理,得到各图像对应的去噪图像;

[0079] 基于预设的增强算法,增强二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域的灰度,得到二维超声心动图中各图像对应的增强图像,包括:

[0080] 利用预设的增强算法分别对各去噪图像进行图像增强处理,得到二维超声心动图中各图像对应的增强图像。

[0081] 由于超声特定的成像机制和检测组织的不均匀性,使得超声图像受到各种噪声的干扰,影响对心脏图像边缘的检测判断。本示例中首先对超声图像进行去噪处理,去掉超声图像中的背景信息和噪声,这样得到的心脏超声图像更加明显。在去噪图像的基础上进行图像增强处理,能够得到更加准确的心脏边缘轮廓。

[0082] 去噪算法可以采用空间域滤波算法,也可以采用频域滤波算法。空间域滤波算法包括均值滤波算法、中值滤波算法以及高斯滤波算法等。频域滤波算法中,最典型的是小波变换。在本发明实施例中,可以采用任何一种去噪算法,本发明对于去噪算法的具体选取不作限制。

[0083] 在步骤S102中,斑点追踪算法通过识别并提取心肌内的特征斑点,追踪斑点在每一帧图像上的位置变化。本文后续将对步骤S102作详细说明。

[0084] 在一个示例中,斑点追踪算法可以是在二维超声心动图的各图像的基础上进行的。



[0085] 在另一个示例中,斑点追踪算法可以是在二维超声心动图的各图像的增强图像的基础上进行的。

[0086] 在另一个示例中,斑点追踪算法可以是在二维超声心动图的各图像去噪、增强后得到的图像的基础上进行的。

[0087] 通过步骤S102,本发明实施例能够自动智能地确定二维超声心动图的各图像中的左心室边缘轮廓,不需要人工手动描记左心室边缘轮廓,既减少了人工操作,节约了时间,又能够提高左心室边缘轮廓的准确性,从而使得基于左心室边缘轮廓计算出来的左心室射血分数准确度更高。

[0088] 在一个示例性的实现过程中,所述目标心脏数据值为左心室射血分数值,步骤S103包括:

[0089] 根据各图像中的左心室的边缘轮廓,获取各图像中的左心室容积;

[0090] 从获取的各图像的左心室容积中,找出一个完整心动周期的所有左心室容积;

[0091] 在找出一个完整心动周期的所有左心室容积中,查找出左心室的最大容积值和左心室的最小容积值,将查找出的最大容积值作为舒张末期容积EDV值,将查找出的最小容积值作为收缩末期容积ESV值;

[0092] 根据左心室射血分数值的计算规则以及EDV值和ESV值,计算出目标对象的心脏的左心室射血分数值。

[0093] 在一个示例中,从获取的各图像的左心室容积中,找出一个完整心动周期的所有左心室容积,包括:

[0094] 利用获取的各图像中的左心室容积生成左心室容积随时间变化的曲线图;

[0095] 在生成的曲线图上确定一个完整的心动周期对应的曲线段;

[0096] 将该曲线段对应的所有左心室容积确定为一个完整心动周期的所有左心室容积。

[0097] 其中,利用获取的各图像中的左心室容积生成左心室容积随时间变化的曲线图的示例如图5所示。图5是左心室容积随时间变化的曲线图。图5中,横轴为时间,纵轴为左心室容积。

[0098] 左心室射血分数值的计算规则如前述的公式(1)所示。

[0099] EDV值是一个完整的心动周期的所有图像中左心室容积的最大值,ESV值是一个完整的心动周期的所有图像中左心室容积的最小值。因为在一个心动周期内,左心室在舒张末期的容积是最大的,而在收缩末期的容积是最小的。

[0100] 需要说明的是,通过上述步骤确定的EDV值可能并不是实际上EDV值,但该EDV值是采集的所有图像的左心室容积中最接近实际EDV值的容积值。同理,通过上述步骤确定的ESV值是采集的所有图像的左心室容积中最接近实际ESV值的容积值。

[0101] 采集二维超声心动图时的帧率越大,通过上述步骤确定的EDV值越接近实际EDV值,通过上述步骤确定的ESV值接近实际ESV值,相应地,测量得到的左心室射血分数EF的值越准确。因此,在一个示例性的实现过程中,可以根据要求的测量结果的准确度来设置采集二维超声心动图时的帧率。即如果要求的测量结果的准确度较高,则设置较大的帧率,例如大于第一帧率阈值;如果要求的测量结果的准确度不是很高,则设置相对较小的帧率,例如大于第二帧率阈值,其中,第二帧率阈值小于第一帧率阈值。

[0102] 通过上述步骤,将得到的左心室的最大容积值作为EDV值,最小容积值作为ESV值,

根据EDV值和ESV值自动获取到了左心室射血分数EF。由于相对于人工描记左心室轮廓得到的EDV值和ESV值,步骤S103中的EDV值和ESV值准确度更高,因此能够有效提高左心室射血分数的测量结果的准确度。

[0103] 图1所示实施例,在获取心脏数据的过程中,采集大于一个心动周期的二维超声心动图,自动智能地确定二维超声心动图的各图像中的左心室的边缘轮廓,并根据左心室的边缘轮廓自动确定左心室射血分数EF等目标心脏数据值,利用设备的自动智能操作,减少了人工手动操作,一方面缩短了整个测量过程的时间,提高了测量速度,另一方面也减少了人为引入的误差,因此能够提高测量结果的准确性。

[0104] 下面对前述的步骤S102进行详细说明。

[0105] 在一个示例性的实现过程中,步骤S102可以包括:

[0106] 利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓;

[0107] 根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓。

[0108] 图2是本发明实施例提供的心脏数据的获取方法的另一个流程示例图。本实施例提供了利用斑点追踪算法获取各图像中的心脏边缘轮廓的一个示例性的实现方式。如图2所示,本实施例中,利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓,可以包括:

[0109] S201,基于尺度不变特征变换(Scale Invariant Feature Transform,SIFT)算法,提取各图像中的特征点,以及生成各特征点的SIFT特征向量,特征点位于心脏边缘。

[0110] 例如,假设图像D0~D89经去噪、增强处理后得到图像E0~E89,对于图像E0,提取图像E0中心脏边缘的特征点G0、G1……G20,并分别生成G0、G1……G20的SIFT特征向量T0、T1……T20。同理,对于图像E1~E89,可以通过与图像E0相同的操作,提取特征点和生成SIFT特征向量。

[0111] 其中,心脏边缘包括心脏的外部轮廓的边缘和心脏的内部结构的边缘心尖四腔图中心脏内部用于分隔两个心房及心室的十字形结构例如,请参见图6,图6为心尖四腔图的心脏边缘示例图,图6中,心尖四腔图的心脏边缘包括心脏的外部轮廓的边缘和心脏内部用于分隔两个心房及心室的十字形结构。图6中虚线所包围的区域为左心室。

[0112] S202,从所有图像中选择两帧图像,分别作为第一待匹配图像和第二待匹配图像。

[0113] S203,对第一待匹配图像中的每一特征点,根据该特征点的SIFT特征向量和第二待匹配图像中各特征点的SIFT特征向量,计算该特征点与第二待匹配图像中各特征点之间的欧氏距离,基于最小欧氏距离和次小欧氏距离确定该特征点在第二待匹配图像中的匹配特征点。

[0114] S204,在所有图像的特征点匹配完成后,查找匹配特征点数量大于预设值的特征点,将查找出的特征点及其匹配特征点作为追踪点。

[0115] S205,对每一帧图像,利用图像中的追踪点提取出心脏边缘轮廓。

[0116] SIFT算法匹配能力较强,能提取稳定的特征,可以较好的解决发生平移、旋转、仿射、视角、光照强度变换情况下的两幅图像之间的匹配问题。

[0117] 在一个示例性的实现过程中,步骤S201可以包括如下子步骤:

[0118] (1)提取心脏边缘的特征点

[0119] 以图像E0为例,提取心脏边缘特征点的过程如下:

[0120] 将图像E0分别与多个不同尺度空间因子下的高斯核进行卷积操作,得到图像E0的n个尺度空间(每个尺度空间可以用一个尺度空间函数表示,且每个尺度空间对应一幅图像),这n个尺度空间按顺序排列就构成了图像E0的高斯金字塔,高斯金字塔的层数与尺度空间的数量相同;

[0121] 对于高斯金字塔中的相邻两个尺度空间对应的图像进行相减运算,得到n-1个差分图像(差分图像可以用函数来表示),这些差分图像按顺序排列就构成了图像E0的高斯差分金字塔;例如,用高斯金字塔中的第2层图像减去高斯金字塔中的第1层图像,得到高斯差分金字塔的第1层差分图像,用高斯金字塔中的第3层图像减去高斯金字塔中的第2层图像,得到高斯差分(Difference of Gaussian,DOG)金字塔的第2层差分图像,依次类推;

[0122] 利用高斯差分金字塔检测高斯差分金字塔中的极值点,方法是:将每一个像素点与它的所有相邻点进行DOG值比较,如果所有相邻点的DOG值都大于或都小于该像素点的DOG值,则该像素点为局部极值点,记下该像素点的位置和尺度,其中,相邻点包括该像素点本层图像的相邻点和本层图像的相邻层图像中的相邻点;

[0123] 从高斯差分金字塔的所有极值点中,去除对比度低的极值点和不稳定的边缘响应点,剩余极值点作为特征点。这样可以增强匹配的稳定性,提高抗噪声能力。

[0124] 分配给每个特征点一个主方向;例如,可以采用图像梯度的方法为特征点分配方向:根据特征点的尺度空间因子,获取最接近这一尺度空间因子的高斯图像(通过变尺度的高斯函数与原图像(例如前述的图像E0)卷积得到);在该高斯图像中,使用有限差分,计算以特征点为中心,以指定值为半径的区域内图像梯度的幅角(梯度方向)和幅值(梯度模值)以及梯度,将梯度方向确定为特征点的主方向;

[0125] 生成SIFT特征向量(SIFT特征向量是用以描述特征点的一组向量),方法是:对特征点周围图像区域分块,计算出每块区域图像内的梯度直方图,并生成具有独特性的向量。

[0126] 至此,特征点提取完毕。每个特征点有三个信息:位置、尺度、方向,同时特征点具备平移、缩放和旋转不变性。

[0127] 步骤S202和S203描述了增强图像序列的图像之间进行特征点的匹配过程,针对该过程,说明如下:

[0128] 以图像E0~E89为例,图像之间的特征点匹配是指在E0~E89这90帧图像之间进行特征点匹配。

[0129] 在一个例子中,图像之间的特征点匹配可以是顺序匹配,即按照图像序列顺序进行匹配。例如,对于图像E0~E89,将图像E1与图像E0进行特征点匹配、将图像E2与图像E1进行特征点匹配、将图像E3与图像E2进行特征点匹配……依次类推,直到E89和E88匹配完毕。

[0130] 在另一个例子中,图像之间的特征点匹配可以是逆序匹配,逆序匹配与顺序匹配类似,但匹配顺序相反。例如,对于图像E0~E89,将图像E89与图像E88进行特征点匹配、将图像E88与图像E87进行特征点匹配、将图像E87与图像E86进行特征点匹配……依次类推,直到E1和E0匹配完毕。

[0131] 在另一个例子中,图像之间的特征点匹配还可以是模板匹配,即以某一图像为匹配模板,将这个模板图像与其他图像逐一进行匹配,得到最后的匹配结果。例如,对于图像E0~E89,以图像E0为匹配模板,将图像E1与图像E0进行特征点匹配、将图像E2与图像E0进行特征点匹配、……将图像E89与图像E0进行特征点匹配。需要注意的是,模板选取的合适

与否直接影响匹配质量。

[0132] 在一个例子中,依据特征点的特征矢量进行两幅图像之间的相互匹配。一般采用特征点的特征向量的欧式距离作为两幅图像中特征点的相似度判定度量。如果两个特征点A和B是一对匹配点,那么他们的特征向量之间所对应的欧氏距离首先要最小;其次,这个欧氏距离还要小到一定程度,需要比A到除B以外任何特征向量的距离都显著的小,才能体现正确匹配的唯一独特性。因此,常用的SIFT特征匹配策略是:根据最近距离与次近距离之比确定匹配点对,具体如下:

[0133] 假设待匹配的两个图像分别是M和N,两个图像经SIFT算法提取特征点后,特征点的集合分别为 $F_m$ 和 $F_n$ ,这些点的特征向量的维度是k,图像M中的一个特征点A的特征向量为 $f(m)_i$ ,图像N中的一个特征点B的特征向量为 $f(n)_i$ ,其中 $i=1,2,\dots,k$ 。则点A的特征向量到点B的特征向量的欧氏距离为:

$$[0134] \quad d(F_m, F_n) = \sqrt{\sum_{i=1}^k (f(m)_i - f(n)_i)^2} \quad (4)$$

[0135] 采用K-D树(K-dimension tree,K-D树中K表示K个维度)搜索算法找到图M中特征点A的最近距离点和次近距离点 $P_1$ 和 $P_2$ , $P_1$ 和 $P_2$ 位于图N中。

[0136] K-D树算法可以简化搜索过程,提高匹配速度。

[0137] 假设特征点A到 $P_1$ 的欧氏距离为 $d_1$ ,到 $P_2$ 的欧氏距离为 $d_2$ ,定义 $d_1$ 与 $d_2$ 的距离比率函数为:

$$[0138] \quad \text{ratio} = d_1/d_2 \quad (5)$$

[0139] 假设 $\epsilon$ 为预先设定的阈值,若 $\text{ratio} < \epsilon$ ,匹配成功;若 $\text{ratio} \geq \epsilon$ ,匹配失败。

[0140] 在步骤S204中,匹配特征点数量是指相互匹配的特征点数量,匹配特征点位于不同的增强图像上。

[0141] 例如,对于图像E0~E89, $A_{00}$ 、 $B_{00}$ 、 $C_{00}$ 是图像E0中的特征点,假设匹配时用的是模板匹配,以图像E0为匹配模板, $A_{00}$ 在E1~E60上分别具有相应的匹配点 $A_{01}$ 、 $A_{02}$ …… $A_{60}$ , $B_{00}$ 在E1~E69上分别具有相应的匹配点 $B_{01}$ 、 $B_{02}$ …… $B_{69}$ , $C_{00}$ 在E1~E50上分别具有相应的匹配点 $C_{01}$ 、 $C_{02}$ …… $C_{50}$ 。 $A_{00}$ 、 $B_{00}$ 、 $C_{00}$ 对应的匹配特征点数量分别为61、70、51。假设预设值为58,则在图像E0中, $A_{00}$ 、 $B_{00}$ 为追踪点, $C_{00}$ 不是追踪点。同理,可以确定图像E0中的其他追踪点。图像E1中, $A_{01}$ 、 $B_{01}$ 为追踪点, $C_{01}$ 不是追踪点。

[0142] 在步骤S205中,利用图像中的追踪点提取出心脏边缘轮廓的方式可以是:针对每一帧图像,根据预设的连接规则,将该帧图像内的所有追踪点连接起来,得到该帧图像的心脏边缘轮廓。

[0143] 例如,对每一帧图像,按照从上到下、从左到右的顺序遍历每一个追踪点,将该追踪点与该追踪点的邻域内的追踪点直接连接,所有追踪点连接起来后就得到该帧图像的心脏边缘轮廓。

[0144] 在一个示例性的实现过程中,根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓,包括:

[0145] 若图像为心尖四腔心图像,确定图像中的第一区域的轮廓为左心室的边缘轮廓,第一区域位于图像的右上部;或者,

[0146] 若图像为心尖二腔心图像,确定图像中的第二区域的轮廓为左心室边缘轮廓,第

二区域位于图像的上部。

[0147] 基于上述的方法实施例,本发明实施例还提供了相应的装置、设备及存储介质实施例。关于本发明实施例的装置、设备及存储介质实施例的详细实现方式,请参见前述方法实施例部分的相应说明。

[0148] 图3是本发明实施例提供的心脏数据的获取装置的功能方块图。如图3所示,本实施例中,心脏数据的获取装置可以包括:

[0149] 采集模块310,用于采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,连续时长大于一个心动周期,二维超声心动图包括多帧图像;

[0150] 轮廓确定模块320,用于利用斑点追踪算法确定二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓;

[0151] 数值确定模块330,用于根据二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定目标对象的目标心脏数据值。

[0152] 在一个示例性的实现过程中,轮廓确定模块320在用于利用斑点追踪算法确定二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓时,具体用于:

[0153] 利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓;

[0154] 根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓。

[0155] 在一个示例性的实现过程中,轮廓确定模块320在用于利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓时,具体用于:

[0156] 基于尺度不变特征变换SIFT算法,提取各图像中的特征点,以及生成各特征点的SIFT特征向量,特征点位于心脏边缘;

[0157] 从所有图像中选择两帧图像,分别作为第一待匹配图像和第二待匹配图像;

[0158] 对第一待匹配图像中的每一特征点,根据该特征点的SIFT特征向量和第二待匹配图像中各特征点的SIFT特征向量,计算该特征点与第二待匹配图像中各特征点之间的欧氏距离,基于最小欧氏距离和次小欧氏距离确定该特征点在第二待匹配图像中的匹配特征点;

[0159] 在所有图像的特征点匹配完成后,查找匹配特征点数量大于预设值的特征点,将查找出的特征点及其匹配特征点作为追踪点;

[0160] 对每一帧图像,利用图像中的追踪点提取出心脏的边缘轮廓。

[0161] 在一个示例性的实现过程中,轮廓确定模块320在用于对每一帧图像,利用图像中的追踪点提取出心脏的边缘轮廓时,具体用于:

[0162] 针对每一帧图像,根据预设的连接规则,将该帧图像内的所有追踪点连接起来,得到该帧图像的心脏边缘轮廓。

[0163] 在一个示例性的实现过程中,轮廓确定模块320在用于根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓时,具体用于:

[0164] 若图像为心尖四腔心图像,确定图像中的第一区域的轮廓为左心室的边缘轮廓,第一区域位于图像的右上部;或者,

[0165] 若图像为心尖二腔心图像,确定图像中的第二区域的轮廓为左心室边缘轮廓,第二区域位于图像的上部。

[0166] 在一个示例性的实现过程中,所述装置还包括:

[0167] 增强模块,用于基于预设的增强算法,增加二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域与背景区域的灰度差异,得到二维超声心动图中各图像对应的增强图像;轮廓确定模块320具体用于利用斑点追踪算法确定二维超声心动图中各图像对应的增强图像的左心室的边缘轮廓。

[0168] 在一个示例性的实现过程中,所述装置还包括:

[0169] 去噪模块,用于采用预设的去噪算法,对二维超声心动图中各图像进行降噪处理,得到各图像对应的去噪图像;增强模块具体用于利用预设的增强算法分别对各去噪图像进行图像增强处理,得到二维超声心动图中各图像对应的增强图像。

[0170] 在一个示例性的实现过程中,所述目标心脏数据值为左心室射血分数值;数值确定模块330具体用于:

[0171] 根据各图像中的左心室的边缘轮廓,获取各图像中的左心室容积;

[0172] 从获取的各图像的左心室容积中,找出一个完整心动周期的所有左心室容积;

[0173] 从找出一个完整心动周期的所有左心室容积中查找到最大容积值和最小容积值,将所述最大容积值作为舒张末期容积EDV值,将所述最小容积值作为收缩末期容积ESV值;

[0174] 根据左心室射血分数值的计算规则以及EDV值和ESV值,计算出目标对象的心脏的左心室射血分数值。

[0175] 本发明实施例还提供了一种超声成像设备。图4是本发明实施例提供的超声成像设备的一个硬件结构图。如图4所示,超声成像设备包括:内部总线401,以及通过内部总线连接的存储器402,处理器403和外部接口404。

[0176] 所述处理器403,用于读取存储器402上的机器可读指令,并执行所述指令以实现如下操作:

[0177] 采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,连续时长大于一个心动周期,二维超声心动图包括多帧图像;

[0178] 利用斑点追踪算法确定二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓;

[0179] 根据二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定目标对象的目标心脏数据值。

[0180] 在一个示例性的实现过程中,所述利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,包括:

[0181] 利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓;

[0182] 根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓。

[0183] 在一个示例性的实现过程中,所述利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓,包括:

[0184] 基于尺度不变特征变换SIFT算法,提取各图像中的特征点,以及生成各特征点的SIFT特征向量,所述特征点位于心脏边缘;

[0185] 从所有图像中选择两帧图像,分别作为第一待匹配图像和第二待匹配图像;

[0186] 对第一待匹配图像中的每一特征点,根据该特征点的SIFT特征向量和第二待匹配

图像中各特征点的SIFT特征向量,计算该特征点与第二待匹配图像中各特征点之间的欧氏距离,基于最小欧氏距离和次小欧氏距离确定该特征点在第二待匹配图像中的匹配特征点;

[0187] 在所有图像的特征点匹配完成后,查找匹配特征点数量大于预设值的特征点,将查找出的特征点及其匹配特征点作为追踪点;

[0188] 对每一帧图像,利用图像中的追踪点提取出心脏的边缘轮廓。

[0189] 在一个示例性的实现过程中,所述对每一帧图像,利用图像中的追踪点提取出心脏的边缘轮廓,包括:

[0190] 针对每一帧图像,根据预设的连接规则,将该帧图像内的所有追踪点连接起来,得到该帧图像的心脏边缘轮廓。

[0191] 在一个示例性的实现过程中,所述根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓,包括:

[0192] 若图像为心尖四腔心图像,确定所述图像中的第一区域的轮廓为左心室的边缘轮廓,所述第一区域位于图像的右上部;或者,

[0193] 若图像为心尖二腔心图像,确定所述图像中的第二区域的轮廓为左心室边缘轮廓,所述第二区域位于图像的上部。

[0194] 在一个示例性的实现过程中,所述利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓之前,还包括:

[0195] 基于预设的增强算法,增加所述二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域与背景区域的灰度差异,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像;

[0196] 所述利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,包括:

[0197] 利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像的左心室的边缘轮廓。

[0198] 在一个示例性的实现过程中,所述基于预设的增强算法,增加所述二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域与背景区域的灰度差异,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像之前,还包括:

[0199] 采用预设的去噪算法,对所述二维超声心动图中各图像进行降噪处理,得到各图像对应的去噪图像;

[0200] 所述基于预设的增强算法,增强所述二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域的灰度,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像,包括:

[0201] 利用预设的增强算法分别对各去噪图像进行图像增强处理,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像。

[0202] 在一个示例性的实现过程中,所述目标心脏数据值为左心室射血分数值;

[0203] 所述根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定所述目标对象的目标心脏数据值,包括:

[0204] 根据各图像中的左心室的边缘轮廓,获取各图像中的左心室容积;

[0205] 从获取的各图像的左心室容积中,找出一个完整心动周期的所有左心室容积;从找出的一个完整心动周期的所有左心室容积中查找到最大容积值和最小容积值,将所述最

大容积值作为舒张末期容积EDV值,将所述最小容积值作为收缩末期容积ESV值;

[0206] 根据左心室射血分数值的计算规则以及EDV值和ESV值,计算出所述目标对象的心脏的左心室射血分数值。

[0207] 本发明实施例还提供一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其中,所述程序被处理器执行时实现如下操作:

[0208] 采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图,连续时长大于一个心动周期,二维超声心动图包括多帧图像;

[0209] 利用斑点追踪算法确定二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓;

[0210] 根据二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定目标对象的目标心脏数据值。

[0211] 在一个示例性的实现过程中,所述利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,包括:

[0212] 利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓;

[0213] 根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓。

[0214] 在一个示例性的实现过程中,所述利用斑点追踪算法,获取各图像中的心脏边缘轮廓,包括:

[0215] 基于尺度不变特征变换SIFT算法,提取各图像中的特征点,以及生成各特征点的SIFT特征向量,所述特征点位于心脏边缘;

[0216] 从所有图像中选择两帧图像,分别作为第一待匹配图像和第二待匹配图像;

[0217] 对第一待匹配图像中的每一特征点,根据该特征点的SIFT特征向量和第二待匹配图像中各特征点的SIFT特征向量,计算该特征点与第二待匹配图像中各特征点之间的欧氏距离,基于最小欧氏距离和次小欧氏距离确定该特征点在第二待匹配图像中的匹配特征点;

[0218] 在所有图像的特征点匹配完成后,查找匹配特征点数量大于预设值的特征点,将查找出的特征点及其匹配特征点作为追踪点;

[0219] 对每一帧图像,利用图像中的追踪点提取出心脏的边缘轮廓。

[0220] 在一个示例性的实现过程中,所述对每一帧图像,利用图像中的追踪点提取出心脏的边缘轮廓,包括:

[0221] 针对每一帧图像,根据预设的连接规则,将该帧图像内的所有追踪点连接起来,得到该帧图像的心脏边缘轮廓。

[0222] 在一个示例性的实现过程中,所述根据左心室边缘轮廓与心脏边缘轮廓之间的位置关系,确定各图像中的左心室的边缘轮廓,包括:

[0223] 若图像为心尖四腔心图像,确定所述图像中的第一区域的轮廓为左心室的边缘轮廓,所述第一区域位于图像的右上部;或者,

[0224] 若图像为心尖二腔心图像,确定所述图像中的第二区域的轮廓为左心室边缘轮廓,所述第二区域位于图像的上部。

[0225] 在一个示例性的实现过程中,所述利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓之前,还包括:



[0226] 基于预设的增强算法,增加所述二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域与背景区域的灰度差异,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像;

[0227] 所述利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,包括:

[0228] 利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像的左心室的边缘轮廓。

[0229] 在一个示例性的实现过程中,所述基于预设的增强算法,增加所述二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域与背景区域的灰度差异,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像之前,还包括:

[0230] 采用预设的去噪算法,对所述二维超声心动图中各图像进行降噪处理,得到各图像对应的去噪图像;

[0231] 所述基于预设的增强算法,增强所述二维超声心动图中各图像的心脏边缘区域的灰度,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像,包括:

[0232] 利用预设的增强算法分别对各去噪图像进行图像增强处理,得到所述二维超声心动图中各图像对应的增强图像。

[0233] 在一个示例性的实现过程中,所述目标心脏数据值为左心室射血分数值;

[0234] 所述根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓,确定所述目标对象的目标心脏数据值,包括:

[0235] 根据各图像中的左心室的边缘轮廓,获取各图像中的左心室容积;

[0236] 从获取的各图像的左心室容积中,找出一个完整心动周期的所有左心室容积;从找出一个完整心动周期的所有左心室容积中查找到最大容积值和最小容积值,将所述最大容积值作为舒张末期容积EDV值,将所述最小容积值作为收缩末期容积ESV值;

[0237] 根据左心室射血分数值的计算规则以及EDV值和ESV值,计算出所述目标对象的心脏的左心室射血分数值。

[0238] 对于装置和设备实施例而言,由于其基本对应于方法实施例,所以相关之处参见方法实施例的部分说明即可。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本说明书方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0239] 上述对本说明书特定实施例进行了描述。其它实施例在所附权利要求书的范围内。在一些情况下,在权利要求书中记载的动作或步骤可以按照不同于实施例中的顺序来执行并且仍然可以实现期望的结果。另外,在附图中描绘的过程不一定要求示出的特定顺序或者连续顺序才能实现期望的结果。在某些实施方式中,多任务处理和并行处理也是可以的或者可能是有利的。

[0240] 本领域技术人员在考虑说明书及实践这里申请的发明后,将容易想到本说明书的其它实施方案。本说明书旨在涵盖本说明书的任何变型、用途或者适应性变化,这些变型、用途或者适应性变化遵循本说明书的一般性原理并包括本说明书未申请的本技术领域中的公知常识或惯用技术手段。说明书和实施例仅被视为示例性的,本说明书的真正范围和

精神由下面的权利要求指出。

[0241] 应当理解的是,本说明书并不局限于上面已经描述并在附图中示出的精确结构,并且可以在不脱离其范围进行各种修改和改变。本说明书的范围仅由所附的权利要求来限制。

[0242] 以上所述仅为本说明书的较佳实施例而已,并不用以限制本说明书,凡在本说明书的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本说明书保护的范围之内。

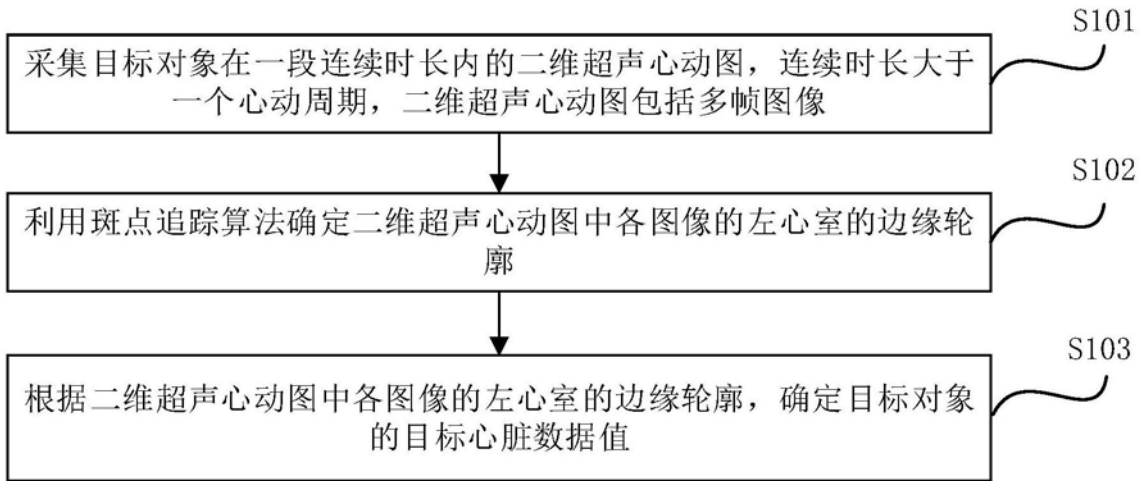


图1

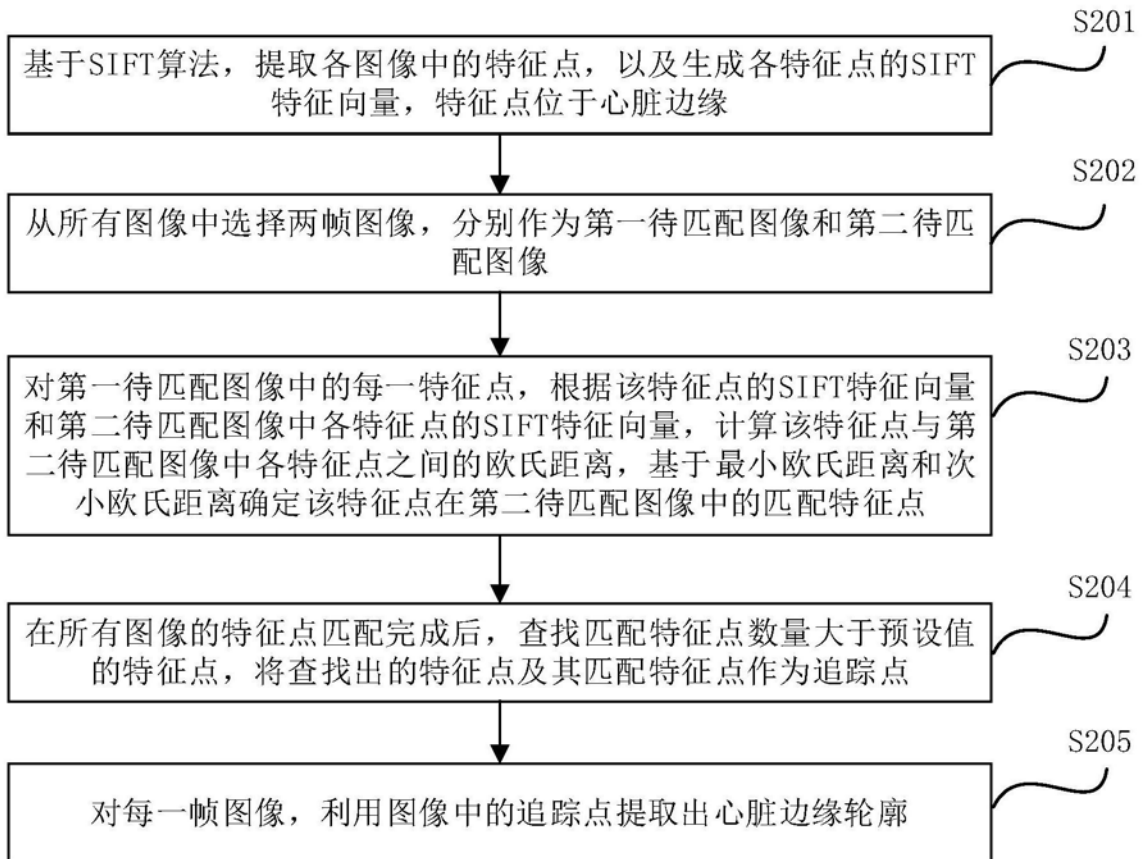


图2

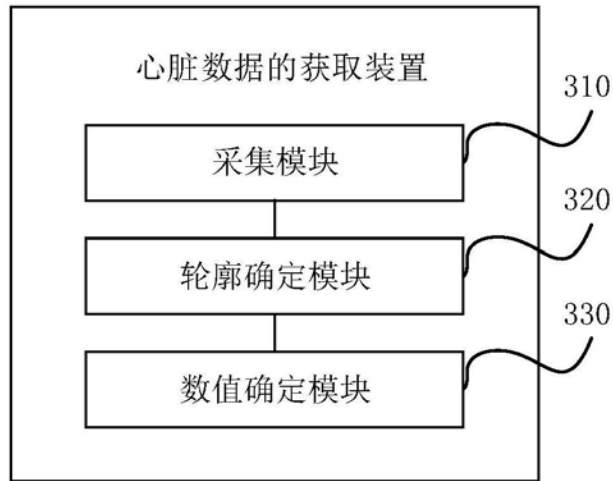


图3

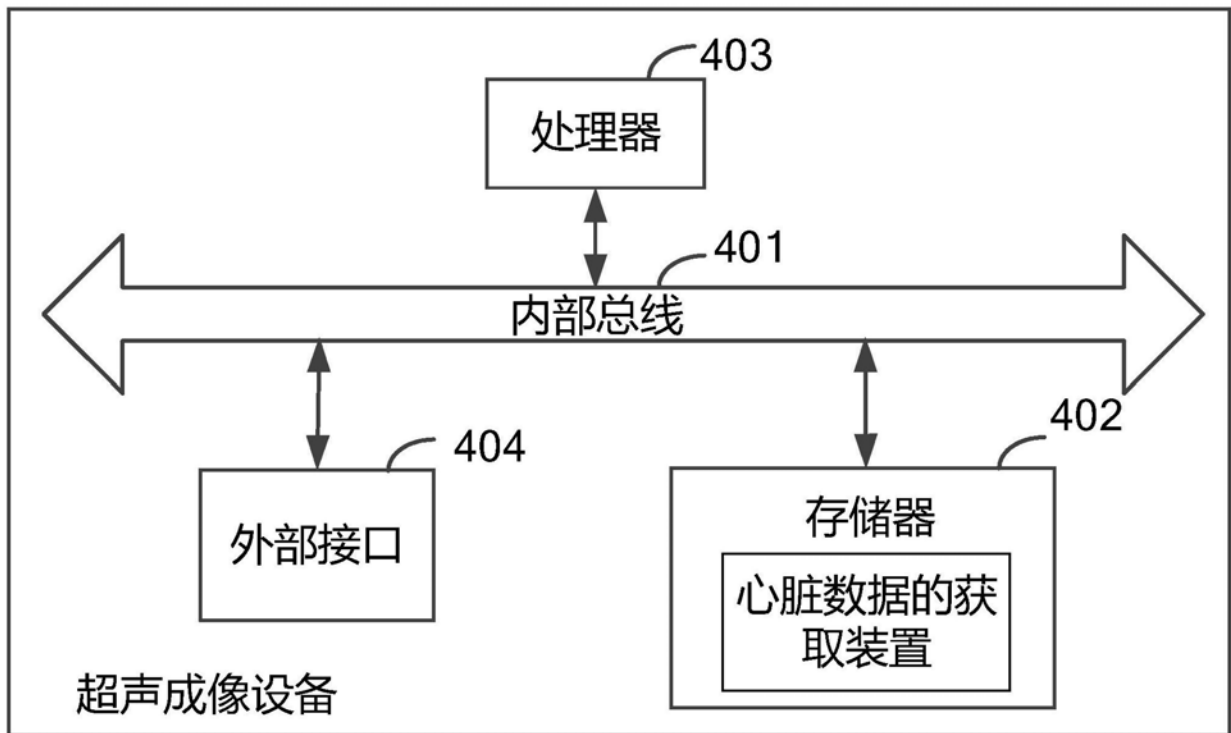


图4

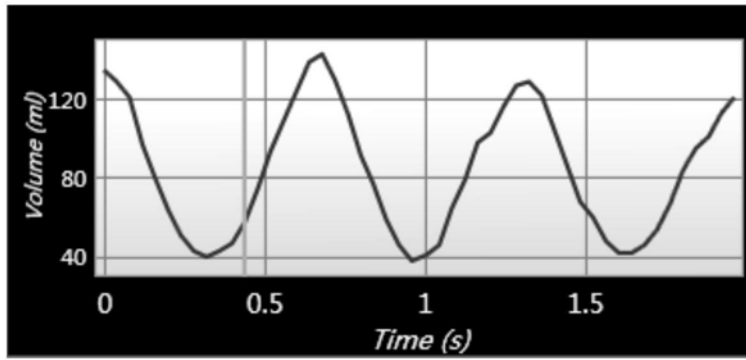


图5

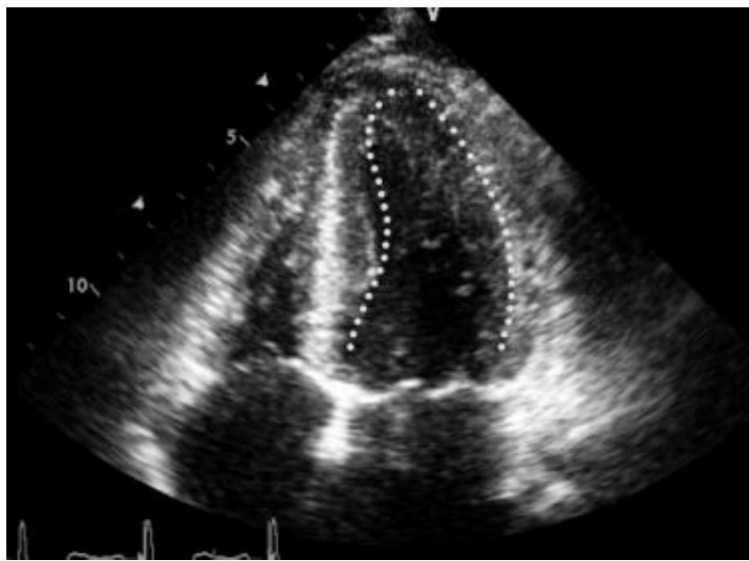


图6

专利名称(译)	心脏数据的获取方法、装置及超声成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN110664435A</a>	公开(公告)日	2020-01-10
申请号	CN201910899879.0	申请日	2019-09-23
[标]发明人	邱影		
发明人	邱影		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/5207 A61B8/5223		
代理人(译)	刘秀玲		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例提供一种心脏数据的获取方法、装置及超声成像设备。本发明实施例通过采集目标对象在一段连续时长内的二维超声心动图，所述连续时长大于一个心动周期，所述二维超声心动图包括多帧图像，利用斑点追踪算法确定所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓，根据所述二维超声心动图中各图像的左心室的边缘轮廓，确定所述目标对象的目标心脏数据值，在获取心脏数据的过程中，采集大于一个心动周期的二维超声心动图，自动智能地确定采集的各图像中的左心室的边缘轮廓，并根据左心室的边缘轮廓自动确定心脏数据，减少了人工手动操作，缩短了整个测量过程的时间，提高了测量速度，减少了人为引入的误差，因此能够提高测量结果的准确性。

