

一种心脏三维标测方法及系统

本申请基于申请号为 202310987154.3、申请日为 2023 年 08 月 07 日的中国专利申请提出，并要求该中国专利申请的优先权，该中国专利申请的全部内容在此引入本申请作为参考。

技术领域

本发明属于图像标测技术领域，具体涉及一种心脏三维标测方法及系统。

背景技术

心脏三维标测是一种医学成像技术，通过将多个二维医学图像，例如超声波、CT 或 MRI 图像组合成一个三维模型来对心脏进行全面的评估。这种技术可以提供更为详细和准确的心脏结构和功能信息，从而帮助医生做出更准确的诊断和治疗计划。在进行心脏三维标测时，医生会使用专业的软件将多个二维图像进行处理和重建，以生成一个具有真实心脏形态和结构的三维模型。这个三维模型可以旋转、放大和缩小，从而让医生能够查看心脏的各个部位，并评估心脏的结构和功能。

传统的心脏病诊断方法只能提供二维图像或者低分辨率的三维图像，而且现有技术中已经存在的心脏三维标测方法往往只是简单的对心脏的结构尺寸进行粗略标测，导致心脏标测的结果存在较大误差，且人工标测存在较大的主观性，难以对心脏进行精确的分析和诊断。

发明内容

本发明实施例的目的是提供一种心脏三维标测方法及系统，能够解决现有的心脏病诊断方法只能提供二维图像或者低分辨率的三维图像，而且现有技术中已经存在的心脏三维标测方法往往只是简单的对心脏的结构尺寸进行粗略标测，导致心脏标测的结果存在较大误差，且人工标测存在较大的主观性的技术问题。

为了解决上述技术问题，本发明是这样实现的：

第一方面

本发明实施例提供了一种心脏三维标测方法，方法包括：

S101：采集多个心动周期内的心脏超声图像序列，其中，每个心脏超声图像序列包括多张心脏超声图像；

S102：对心脏超声图像进行图像增强和边缘检测处理，得到优化心脏超声图像；

S103：基于相关性匹配算法对优化心脏超声图像进行配准，以确保各优化心脏超声图像处于相同的坐标系；

S104：对各配准后的优化心脏超声图像进行三维重建操作，得到心脏三维模型；

S105：引入心脏利用形态学分析法对心脏三维模型进行分层标测；

S106：输出标测后的心脏三维模型。

第二方面

本发明实施例提供了一种心脏三维标测系统，包括：

采集模块，用于采集多个心动周期内的心脏超声图像序列，其中，每个心脏超声图像序列包括多张心脏超声图像；

处理模块，用于对心脏超声图像进行图像增强和边缘检测处理，得到优化心脏超声图像；

配准模块，用于基于相关性匹配算法对优化心脏超声图像进行配准，以确保各优化心脏超声图像处于相同的坐标系；

重建模块，用于对各配准后的优化心脏超声图像进行三维重建，得到心脏三维模型；

标测模块，用于引入心脏利用形态学分析法对心脏三维模型进行分层标测；

输出模块，用于输出标测后的心脏三维模型。

在本发明实施例中，通过对采集到的心脏超声图像经过图像增强和边缘检

测处理，使心脏超声图像对比度更强，显示效果更好，之后对优化后的心脏超声图像进行配准，避免在重建心脏三维模型过程中出现伪影，提升建立的心脏三维模型的显示清晰度。最后利用形态学分析法对建立的心脏三维模型进行自动分层标测，提升心脏三维结构的细节和总体结构的标测效果，避免认为标测的主观性影响，为分析患者病情提供更加准确的心脏三维模型，为心脏病患者提供更好的治疗效果。

附图说明

图1是本发明实施例提供的一种心脏三维标测方法的流程示意图；

图2是本发明实施例提供的一种心脏三维标测系统的结构示意图。

本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例、参照附图做进一步说明。

具体实施方式

为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

下面结合附图，通过具体的实施例及其应用场景对本发明实施例提供一种心脏三维标测方法及系统进行详细地说明。

实施例一

参照图1，示出了本发明实施例提供的一种心脏三维标测方法的流程示意图；

本发明实施例提供的一种心脏三维标测方法，方法包括：

S101：采集多个心动周期内的心脏超声图像序列，其中，每个心脏超声图像序列包括多张心脏超声图像。

需要说明的是，采集多个心动周期内的心脏超声图像序列的步骤。这是为

了获得多张心脏超声图像来进行后续处理，以获取更多的信息和数据，从而更全面地了解心脏结构和功能。采集多个心动周期内的图像序列可以提高数据的可靠性和准确性，从而更好地评估心脏状况和疾病状态，科学的采样方法能够提升最终建立的三维模型的准确性，避免采样过少造成的过大误差。

S102：对心脏超声图像进行图像增强和边缘检测处理，得到优化心脏超声图像。

需要说明的是，采集到的心脏超声图像由于在采集过程中各种不确定因素的影响，心脏超声图像具有一定的噪声和模糊度，会影响后续的数据分析和处理。通过图像增强处理可以增强图像的对比度和清晰度，提高图像质量，边缘检测处理可以帮助精确定位和提取出心脏的轮廓和边缘信息，为后续的三维重建和形态学分析提供基础。

在一种可能的实施方式中，S102 具体包括：

S1021：通过直方图均衡化处理，对各心脏超声图像进行图像增强，得到增强图像 $G(x, y)$ ：

$$G(x, y) = \frac{255}{MN} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} H(i, j)$$

其中， $G(x, y)$ 表示增强图像的像素值， $H(i, j)$ 表示原始图像中坐标 (i, j) 处的像素值， M 和 N 分别表示图像的宽度和高度；

S1022：对增强图像进行 Sobel 算子边缘检测，提取增强图像的边缘信息 G_x 和 G_y ：

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} * I$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} * I$$

其中， G_x 和 G_y 分别表示增强图像在进行边缘检测后在水平方向和垂直方向上的梯度，符号*表示卷积操作， I 表示增强图像；

S1023: 根据增强图像在进行边缘检测后在水平方向和垂直方向上的梯度, 计算优化心脏超声图像 G :

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2};$$

S1024: 输出优化心脏超声图像 G 。

S103: 基于相关性匹配算法对优化心脏超声图像进行配准, 以确保各优化心脏超声图像处于相同的坐标系。

其中, 图像的配准是指将多幅图像中的不同视角、不同位置或不同时间拍摄的同一场景进行对准, 使得它们在相同坐标系下能够完美重合的过程。也就是说把两幅或多幅图像通过一定的变换方式, 使它们在相同的空间位置上重合在一起, 通过对优化心脏超声图像进行配准, 可以将其对齐, 从而更加准确地比对和分析医学图像, 提高医学图像处理的效果。

需要说明的是, 优化心脏超声图像的处理过程中, 由于存在人体呼吸和心脏跳动等因素的影响, 可能导致不同图像之间存在轻微的位置和形态变化, 如果不进行配准, 可能会造成数据的不准确性和不一致性。因此, 通过基于相关性匹配算法的配准操作, 可以使得多个图像处于相同的坐标系中, 保证数据的一致性和准确性, 为后续的三维重建和形态学分析提供更好的数据基础。

在一种可能的实施方式中, S103 具体包括:

S1031: 选取一张优化心脏超声图像作为参考图像, 并将其作为坐标系的原点建立平面直角坐标系;

S1032: 从剩余的优化超声图像选取一张作为待对齐图像;

S1033: 将参考图像和待对齐图像进行归一化处理, 得到归一化参考图像和归一化待对齐图像;

S1034: 基于相关性匹配算法计算归一化后的参考图像和待对齐图像之间的相似度:

$$NCC(t_x, t_y) = \frac{\sum_{x,y} [I_{ref}(x, y) - \bar{I}_{ref}] [I_{mov}(x + t_x, y + t_y) - \bar{I}_{mov}]}{\sqrt{\sum_{x,y} [I_{ref}(x, y) - \bar{I}_{ref}]^2 \sum_{x,y} [I_{mov}(x + t_x, y + t_y) - \bar{I}_{mov}]^2}}$$

其中, $I_{ref}(x, y)$, $I_{mov}(x, y)$ 分别表示参考图像和待对齐图像, $\bar{I}_{ref}$, $\bar{I}_{mov}$ 分别表示归一化参考图像和归一化待对齐图像的均值, (t_x, t_y) 表示参考图像和待对齐图像之间的相对位移量;

S1035: 计算相似度最大时的目标相对位移量;

S1036: 利用目标位移量对待对齐图像进行平移, 完成配准;

S1037: 重复 S1032-S1036, 对剩余的待对齐图像进行配准。

S104: 对各配准后的优化心脏超声图像进行三维重建操作, 得到心脏三维模型。

需要说明的是, 对配准后的心脏超声图像进行三维重建操作的步骤。通过三维重建, 可以将多个二维图像组合成一个三维的心脏模型, 从而更直观地了解心脏结构和功能。同时, 三维重建还可以提供更多的几何形态信息和空间位置信息, 有助于对患者心脏的进一步形态学分析和量化评估, 提升治疗针对性有效性。

在一种可能的实施方式中, S104 具体包括:

S1041: 提取配准后的优化心脏超声图像中的特征点, 其中, 特征点包括心室壁特征点和心脏瓣膜特征点, 得到特征点集合;

S1042: 将特征点集合转换为三维点云数据集 X :

$$X = \{x_1, x_2, \dots, x_i\}$$

$$x_i = [q_i^x, q_i^y, q_i^z]$$

其中, x_i 为特征点集合中的特征点 q_i 的三维坐标;

S1043: 使用三角化算法将三维点云数据转换为三角网格数据 M :

$$M = \{m_1, m_2, \dots, m_i\}$$

$$m_i = [x_k, x_p, x_q]$$

$$x_k, x_p, x_q \in X$$

其中，每个三角形 m_i 对应三个三维点云数据 x_k, x_p, x_q ；

S1044：选择不同的材质和贴图对三角网格数据进行优化和压缩，获取心脏三维模型。

S105：引入心脏利用形态学分析法对心脏三维模型进行分层标测。

其中，形态学分析是一种图像分析方法，可以用于分析和描述图像中的形状和结构。它通过一系列的形态学操作，例如膨胀、腐蚀、开、闭运算等来提取图像的形态学信息，例如轮廓、角点、孔洞、形态特征等。

在医学图像处理中，形态学分析常用于对生物组织的形态结构进行分析和描述，从而帮助医生诊断疾病和评估治疗效果。在心脏图像处理中，形态学分析可以用来提取心脏的形态特征，如心腔大小、心肌厚度、室间隔的位置和厚度等，这些信息可以帮助医生判断心脏的健康状况和诊断心脏疾病。

在一种可能的实施方式中，S105 具体包括：

S1051：导入心脏三维模型，将心脏三维模型按结构进行分层：

$$M_l = x \in M : \alpha_l \leq H(x) < \alpha_{l+1}$$

其中， M 表示心脏三维模型， M_l 表示第 l 层心脏结构， $H(x)$ 表示心脏三维模型在三维空间中的最大高度， α_l 和 α_{l+1} 分别表示心脏三维模型第 l 层和第 $l+1$ 层的高度阈值；

S1052：基于心脏解剖学知识对每个层次的结构进行初步标记，得到初步标记结果；

S1053：在初步标记的基础上，利用形态学分析算法对每个层次进行细化标记，得到细化标记结果 S'_l ：

$$S'_l = M_l \circ B - (M_l - S_l)$$

其中， B 表示预设结构元素即一个二进制矩阵，符号 $\circ$ 表示形态学操作运算符， S_l 表示初步标记结果；

S1054: 将初步标记结果和细化标记结果进行合并, 得到整个心脏三维模型的最终标记 S :

$$S = \bigcup_{l=1}^n S_l' \cup S_l$$

其中, n 表示划分的心脏结构层数。

在实际应用过程中, 本领域技术人员可以根据实际需要设定心脏结构层数, 分层越多, 标测结果越准确, 但是在标测过程中, 并不是心脏结构层数越多越好, 因为心脏结构层数分的越多则标记时间越久。可以根据要求的心脏三维模型的标测精度选择合适的心脏结构成熟, 提高心脏三维标测的高效率和高准确性。

需要说明的是, 在分层标测中, 会根据心脏的不同解剖结构和功能, 将心脏三维模型分为多个不同的层次, 并对每个层次进行标注和注释。这些标注和注释可以用于更深入地研究和分析心脏结构、功能以及相关疾病。经过前面步骤得到的高质量的心脏三维模型信息未被充分利用。通过分层标测, 我们可以进一步挖掘出模型中更多的信息, 对心脏的结构、功能以及疾病进行更全面和深入的分析, 对模型的不同结构和部位进行细致的划分和标注, 这有助于提高模型的准确性和可信度。

S106: 输出标测后的心脏三维模型。

在本发明实施例中, 通过对采集到的心脏超声图像经过图像增强和边缘检测处理, 使心脏超声图像对比度更强, 显示效果更好, 之后对优化后的心脏超声图像进行配准, 避免在重建心脏三维模型过程中出现伪影, 提升建立的心脏三维模型的显示清晰度。最后利用形态学分析法对建立的心脏三维模型进行自动分层标测, 提升心脏三维结构的细节和总体结构的标测效果, 避免认为标测的主观性影响, 为分析患者病情提供更加准确的心脏三维模型, 为心脏病患者提供更好的治疗效果。

实施例二

参照图 2，示出了本发明实施例提供的一种心脏三维标测系统的结构示意图。

一种心脏三维标测系统 20，包括：

采集模块 201，用于采集多个心动周期内的心脏超声图像序列，其中，每个心脏超声图像序列包括多张心脏超声图像；

处理模块 202，用于对心脏超声图像进行图像增强和边缘检测处理，得到优化心脏超声图像；

配准模块 203，用于基于相关性匹配算法对优化心脏超声图像进行配准，以确保各优化心脏超声图像处于相同的坐标系；

重建模块 204，用于对各配准后的优化心脏超声图像进行三维重建，得到心脏三维模型；

标测模块 205，用于引入心脏利用形态学分析法对心脏三维模型进行分层标测；

输出模块 206，用于输出标测后的心脏三维模型。

在一种可能的实施方式中，处理模块具体包括：

第一处理子模块，用于通过直方图均衡化处理，对各心脏超声图像进行图像增强，得到增强图像 $G(x, y)$ ：

$$G(x, y) = \frac{255}{MN} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} H(i, j)$$

其中， $G(x, y)$ 表示增强图像的像素值， $H(i, j)$ 表示原始图像中坐标 (i, j) 处的像素值， M 和 N 分别表示图像的宽度和高度；

第一提取子模块，用于对增强图像进行 Sobel 算子边缘检测，提取增强图像的边缘信息 G_x 和 G_y ：

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} * I$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} * I$$

其中， G_x 和 G_y 分别表示增强图像在进行边缘检测后在水平方向和垂直方向上的梯度，符号*表示卷积操作， I 表示增强图像；

第一计算子模块，用于根据增强图像在进行边缘检测后在水平方向和垂直方向上的梯度，计算优化心脏超声图像 G ：

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} ;$$

输出子模块，用于输出优化心脏超声图像 G 。

在一种可能的实施方式中，配准模块具体包括：

第一选取子模块，用于选取一张优化心脏超声图像作为参考图像，并将其作为坐标系的原点建立平面直角坐标系；

第二选取子模块，用于从剩余的优化超声图像选取一张作为待对齐图像；

第二处理子模块，用于将参考图像和待对齐图像进行归一化处理，得到归一化参考图像和归一化待对齐图像；

第二计算子模块，用于基于相关性匹配算法计算归一化后的参考图像和待对齐图像之间的相似度：

$$NCC(t_x, t_y) = \frac{\sum_{x,y} [I_{ref}(x,y) - \bar{I}_{ref}] [I_{mov}(x+t_x, y+t_y) - \bar{I}_{mov}]}{\sqrt{\sum_{x,y} [I_{ref}(x,y) - \bar{I}_{ref}]^2 \sum_{x,y} [I_{mov}(x+t_x, y+t_y) - \bar{I}_{mov}]^2}}$$

其中， $I_{ref}(x,y)$ ， $I_{mov}(x,y)$ 分别表示参考图像和待对齐图像， $\bar{I}_{ref}$ ， $\bar{I}_{mov}$ 分别表示归一化参考图像和归一化待对齐图像的均值， (t_x, t_y) 表示参考图像和待对齐图像之间的相对位移量；

第三计算子模块，用于计算相似度最大时的目标相对位移量；

平移子模块，用于利用目标位移量对待对齐图像进行平移，完成配准；

重复子模块，用于重复 S1032-S1036，对剩余的待对齐图像进行配准。

在一种可能的实施方式中，重建模块具体包括：

第二提取子模块，用于提取配准后的优化心脏超声图像中的特征点，其中，特征点包括心室壁特征点和心脏瓣膜特征点，得到特征点集合；

第一转换子模块，用于将特征点集合转换为三维点云数据集合 X ：

$$X = \{x_1, x_2, \dots, x_i\}$$

$$x_i = [q_i^x, q_i^y, q_i^z]$$

其中， x_i 为特征点集合中的特征点 q_i 的三维坐标；

第二转换子模块，用于使用三角化算法将三维点云数据转换为三角网格数据 M ：

$$M = \{m_1, m_2, \dots, m_i\}$$

$$m_i = [x_k, x_p, x_q]$$

$$x_k, x_p, x_q \in X$$

其中，每个三角形 m_i 对应三个三维点云数据 x_k, x_p, x_q ；

获取子模块，用于选择不同的材质和贴图对三角网格数据进行优化和压缩，获取心脏三维模型。

在一种可能的实施方式中，标测模块具体包括：

导入子模块，用于导入心脏三维模型，将心脏三维模型按结构进行分层：

$$M_l = x \in M : \alpha_l \leq H(x) < \alpha_{l+1}$$

其中， M 表示心脏三维模型， M_l 表示第 l 层心脏结构， $H(x)$ 表示心脏三维模型在三维空间中的最大高度， α_l 和 α_{l+1} 分别表示心脏三维模型第 l 层和第 $l+1$ 层的高度阈值；

第一标测子模块，用于基于心脏解剖学知识对每个层次的结构进行初步标测，得到初步标测结果；

第二标测子模块，用于在初步标记的基础上，利用形态学分析算法对每个

层次进行细化标测，得到细化标测结果 S'_l ：

$$S'_l = M_l \circ B - (M_l - S_l)$$

其中， B 表示预设结构元素即一个二进制矩阵，符号 $\circ$ 表示形态学操作运算符， S_l 表示初步标记结果；

合并子模块，用于将初步标测结果和细化标测结果进行合并，得到整个心脏三维模型的最终标测 S ：

$$S = \bigcup_{l=1}^n S'_l \cup S_l$$

其中， n 表示划分的心脏结构层数。

本发明实施例提供的心脏三维标测系统 20 能够实现上述方法实施例中实现的各个过程，为避免重复，这里不再赘述。

在本发明实施例中，通过对采集到的心脏超声图像经过图像增强和边缘检测处理，使心脏超声图像对比度更强，显示效果更好，之后对优化后的心脏超声图像进行配准，避免在重建心脏三维模型过程中出现伪影，提升建立的心脏三维模型的显示清晰度。最后利用形态学分析法对建立的心脏三维模型进行自动分层标测，提升心脏三维结构的细节和总体结构的标测效果，避免认为标测的主观性影响，为分析患者病情提供更加准确的心脏三维模型，为心脏病患者提供更好的治疗效果。

本发明实施例中的虚拟系统可以是系统，也可以是终端中的部件、集成电路、或芯片。

以上仅为本发明的实施例而已，并不用于限制本发明。对于本领域技术人员来说，本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原理之内所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本发明的权利要求范围之内。

权 利 要 求 书

1. 一种心脏三维标测方法，其特征在于，包括：

S101：采集多个心动周期内的心脏超声图像序列，其中，每个所述心脏超声图像序列包括多张心脏超声图像；

S102：对所述心脏超声图像进行图像增强和边缘检测处理，得到优化心脏超声图像；

S103：基于相关性匹配算法对所述优化心脏超声图像进行配准，以确保各所述优化心脏超声图像处于相同的坐标系；

S104：对各配准后的优化心脏超声图像进行三维重建操作，得到心脏三维模型；

S105：引入心脏利用形态学分析法对所述心脏三维模型进行分层标测；

S106：输出标测后的心脏三维模型。

2. 根据权利要求1所述的心脏三维标测方法，其特征在于，所述S102具体包括：

S1021：通过直方图均衡化处理，对各所述心脏超声图像进行图像增强，得到增强图像 $G(x, y)$ ：

$$G(x, y) = \frac{255}{MN} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} H(i, j)$$

其中， $G(x, y)$ 表示所述增强图像的像素值， $H(i, j)$ 表示原始图像中坐标 (i, j) 处的像素值， M 和 N 分别表示图像的宽度和高度；

S1022：对所述增强图像进行 Sobel 算子边缘检测，提取所述增强图像的边缘信息 G_x 和 G_y ：

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} * I$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} * I$$

其中， G_x 和 G_y 分别表示所述增强图像在进行边缘检测后在水平方向和垂

直方向上的梯度, 符号*表示卷积操作, I 表示所述增强图像;

S1023: 根据所述增强图像在进行边缘检测后在水平方向和垂直方向上的梯度, 计算所述优化心脏超声图像 G :

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2};$$

S1024: 输出所述优化心脏超声图像 G 。

3. 根据权利要求1所述的心脏三维标测方法, 其特征在于, 所述 S103 具体包括:

S1031: 选取一张所述优化心脏超声图像作为参考图像, 并将其作为坐标系的原点建立平面直角坐标系;

S1032: 从剩余的优化超声图像选取一张作为待对齐图像;

S1033: 将所述参考图像和所述待对齐图像进行归一化处理, 得到归一化参考图像和归一化待对齐图像;

S1034: 基于相关性匹配算法计算归一化后的参考图像和待对齐图像之间的相似度:

$$NCC(t_x, t_y) = \frac{\sum_{x,y} [I_{ref}(x,y) - \bar{I}_{ref}] [I_{mov}(x+t_x, y+t_y) - \bar{I}_{mov}]}{\sqrt{\sum_{x,y} [I_{ref}(x,y) - \bar{I}_{ref}]^2 \sum_{x,y} [I_{mov}(x+t_x, y+t_y) - \bar{I}_{mov}]^2}}$$

其中, $I_{ref}(x,y)$, $I_{mov}(x,y)$ 分别表示所述参考图像和所述待对齐图像, $\bar{I}_{ref}$, $\bar{I}_{mov}$ 分别表示所述归一化参考图像和所述归一化待对齐图像的均值,

(t_x, t_y) 表示所述参考图像和所述待对齐图像之间的相对位移量;

S1035: 计算所述相似度最大时的目标相对位移量;

S1036: 利用所述目标位移量对所述待对齐图像进行平移, 完成配准;

S1037: 重复 S1032-S1036, 对剩余的待对齐图像进行配准。

4. 根据权利要求1所述的心脏三维标测方法, 其特征在于, 所述 S104 具体包括:

S1041: 提取配准后的优化心脏超声图像中的特征点, 其中, 所述特征点包括心室壁特征点和心脏瓣膜特征点, 得到特征点集合;

S1042: 将所述特征点集合转换为三维点云数据集合 X :

$$X = \{x_1, x_2, \dots, x_i\}$$

$$x_i = [q_i^x, q_i^y, q_i^z]$$

其中, x_i 为所述特征点集合中的特征点 q_i 的三维坐标;

S1043: 使用所述三角化算法将所述三维点云数据转换为三角网格数据 M :

$$M = \{m_1, m_2, \dots, m_i\}$$

$$m_i = [x_k, x_p, x_q]$$

$$x_k, x_p, x_q \in X$$

其中, 每个三角形 m_i 对应三个三维点云数据 x_k, x_p, x_q ;

S1044: 选择不同的材质和贴图对所述三角网格数据进行优化和压缩, 获取所述心脏三维模型。

5. 根据权利要求 1 所述的心脏三维标测方法, 其特征在于, 所述 S105 具体包括:

S1051: 导入所述心脏三维模型, 将所述心脏三维模型按结构进行分层:

$$M_l = x \in M : \alpha_l \leq H(x) < \alpha_{l+1}$$

其中, M 表示所述心脏三维模型, M_l 表示第 l 层心脏结构, $H(x)$ 表示所述心脏三维模型在三维空间中的最大高度, α_l 和 α_{l+1} 分别表示所述心脏三维模型第 l 层和第 $l+1$ 层的高度阈值;

S1052: 基于心脏解剖学知识对每个层次的结构进行初步标记, 得到初步标记结果;

S1053: 在初步标记的基础上, 利用形态学分析算法对每个层次进行细化标记, 得到细化标记结果 S'_l :

$$S'_l = M_l \circ B - (M_l - S_l)$$

其中， B 表示预设结构元素即一个二进制矩阵，符号 $\circ$ 表示形态学操作运算符， S_l 表示所述初步标记结果；

S1054：将所述初步标记结果和所述细化标记结果进行合并，得到整个所述心脏三维模型的最终标记 S ：

$$S = \bigcup_{l=1}^n S'_l \cup S_l$$

其中， n 表示划分的心脏结构层数。

6. 一种心脏三维标测系统，其特征在于，包括：

采集模块，用于采集多个心动周期内的心脏超声图像序列，其中，每个所述心脏超声图像序列包括多张心脏超声图像；

处理模块，用于对所述心脏超声图像进行图像增强和边缘检测处理，得到优化心脏超声图像；

配准模块，用于基于相关性匹配算法对所述优化心脏超声图像进行配准，以确保各所述优化心脏超声图像处于相同的坐标系；

重建模块，用于对各配准后的优化心脏超声图像进行三维重建，得到心脏三维模型；

标测模块，用于引入心脏利用形态学分析法对所述心脏三维模型进行分层标测；

输出模块，用于输出标测后的心脏三维模型。

7. 根据权利要求 6 所述的心脏三维标测系统，其特征在于，所述处理模块具体包括：

第一处理子模块，用于通过直方图均衡化处理，对各所述心脏超声图像进行图像增强，得到增强图像 $G(x, y)$ ：

$$G(x, y) = \frac{255}{MN} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} H(i, j)$$

其中, $G(x,y)$ 表示所述增强图像的像素值, $H(i,j)$ 表示原始图像中坐标 (i,j) 处的像素值, M 和 N 分别表示图像的宽度和高度;

第一提取子模块, 用于对所述增强图像进行 Sobel 算子边缘检测, 提取所述增强图像的边缘信息 G_x 和 G_y :

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} * I$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} * I$$

其中, G_x 和 G_y 分别表示所述增强图像在进行边缘检测后在水平方向和垂直方向上的梯度, 符号*表示卷积操作, I 表示所述增强图像;

第一计算子模块, 用于根据所述增强图像在进行边缘检测后在水平方向和垂直方向上的梯度, 计算所述优化心脏超声图像 G :

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2};$$

输出子模块, 用于输出所述优化心脏超声图像 G 。

8. 根据权利要求6所述的心脏三维标测系统, 其特征在于, 所述配准模块具体包括:

第一选取子模块, 用于选取一张所述优化心脏超声图像作为参考图像, 并将其作为坐标系的原点建立平面直角坐标系;

第二选取子模块, 用于从剩余的优化超声图像选取一张作为待对齐图像;

第二处理子模块, 用于将所述参考图像和所述待对齐图像进行归一化处理, 得到归一化参考图像和归一化待对齐图像;

第二计算子模块, 用于基于相关性匹配算法计算归一化后的参考图像和待对齐图像之间的相似度:

$$NCC(t_x, t_y) = \frac{\sum_{x,y} [I_{ref}(x,y) - \bar{I}_{ref}] [I_{mov}(x+t_x, y+t_y) - \bar{I}_{mov}]}{\sqrt{\sum_{x,y} [I_{ref}(x,y) - \bar{I}_{ref}]^2 \sum_{x,y} [I_{mov}(x+t_x, y+t_y) - \bar{I}_{mov}]^2}}$$

其中, $I_{ref}(x, y)$, $I_{mov}(x, y)$ 分别表示所述参考图像和所述待对齐图像,
 $\bar{I}_{ref}$, $\bar{I}_{mov}$ 分别表示所述归一化参考图像和所述归一化待对齐图像的均值,

(t_x, t_y) 表示所述参考图像和所述待对齐图像之间的相对位移量;

第三计算子模块, 用于计算所述相似度最大时的目标相对位移量;

平移子模块, 用于利用所述目标位移量对所述待对齐图像进行平移, 完成配准;

重复子模块, 用于重复 S1032-S1036, 对剩余的待对齐图像进行配准。

9. 根据权利要求 6 所述的心脏三维标测系统, 其特征在于, 所述重建模块具体包括:

第二提取子模块, 用于提取配准后的优化心脏超声图像中的特征点, 其中, 所述特征点包括心室壁特征点和心脏瓣膜特征点, 得到特征点集合;

第一转换子模块, 用于将所述特征点集合转换为三维点云数据集 X :

$$X = \{x_1, x_2, \dots, x_i\}$$

$$x_i = [q_i^x, q_i^y, q_i^z]$$

其中, x_i 为所述特征点集合中的特征点 q_i 的三维坐标;

第二转换子模块, 用于使用所述三角化算法将所述三维点云数据转换为三角网格数据 M :

$$M = \{m_1, m_2, \dots, m_i\}$$

$$m_i = [x_k, x_p, x_q]$$

$$x_k, x_p, x_q \in X$$

其中, 每个三角形 m_i 对应三个三维点云数据 x_k, x_p, x_q ;

获取子模块, 用于选择不同的材质和贴图对所述三角网格数据进行优化和压缩, 获取所述心脏三维模型。

10. 根据权利要求 6 所述的心脏三维标测系统, 其特征在于, 所述标测模

块具体包括：

导入子模块，用于导入所述心脏三维模型，将所述心脏三维模型按结构进行分层：

$$M_l = x \in M : \alpha_l \leq H(x) < \alpha_{l+1}$$

其中， M 表示所述心脏三维模型， M_l 表示第 l 层心脏结构， $H(x)$ 表示所述心脏三维模型在三维空间中的最大高度， α_l 和 α_{l+1} 分别表示所述心脏三维模型第 l 层和第 $l+1$ 层的高度阈值；

第一标测子模块，用于基于心脏解剖学知识对每个层次的结构进行初步标测，得到初步标测结果；

第二标测子模块，用于在初步标记的基础上，利用形态学分析算法对每个层次进行细化标测，得到细化标测结果 S'_l ：

$$S'_l = M_l \circ B - (M_l - S_l)$$

其中， B 表示预设结构元素即一个二进制矩阵，符号 $\circ$ 表示形态学操作运算符， S_l 表示所述初步标记结果；

合并子模块，用于将所述初步标测结果和所述细化标测结果进行合并，得到整个所述心脏三维模型的最终标测 S ：

$$S = \bigcup_{l=1}^n S'_l \cup S_l$$

其中， n 表示划分的心脏结构层数。