

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410062765.4

[45] 授权公告日 2007 年 3 月 7 日

[11] 授权公告号 CN 1302751C

[22] 申请日 2004.7.9

[21] 申请号 200410062765.4

[73] 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园

[72] 发明人 白 净 蒋 勇 张永红

[56] 参考文献

US5097836A 1992.3.24

CN1270794A 2000.10.25

US6592522B2 2003.7.15

US6445832B1 2002.9.3

JP8-249450A 1996.9.27

US6005609A 1999.12.21

审查员 高 虹

[74] 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事务所

代理人 罗文群

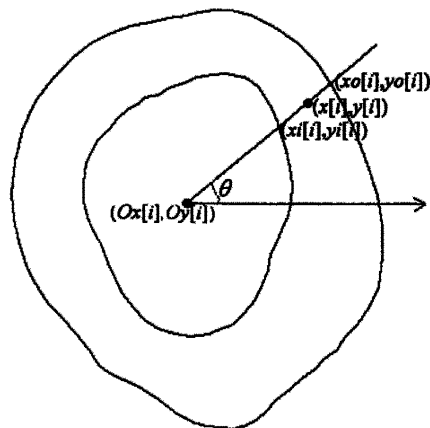
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 2 页

[54] 发明名称

一种基于追踪心肌边缘测定心肌供血状况的方法

[57] 摘要

本发明涉及一种基于追踪心肌边缘测定心肌供血状况的方法，属于医学超声技术领域。本方法首先建立背向散射积分起伏程度与颜色的映射表；扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号，重建反映扫描区域结构的 B 超图像序列；在其第一帧中选取矩形关注区域，对其心肌边缘在各帧的位置进行追踪；对关注区域内所有心肌质点在各帧位置进行计算；计算各心肌质点的背向散射积分曲线以及背向散射积分起伏程度，根据映射表，得到关注区域内每个心肌质点的供血状况图。本发明所提出方法能够有效地区分正常心肌和缺血心肌。另外，用本发明所提测定心肌供血状况的方法和已有专利的方法分别对缺血对象的心肌进行 CVIB 成像，并能够有效避免误判。



1、一种基于追踪心肌边缘测定心肌供血状况的方法，其特征在于该方法包括以下步骤：

- (1) 建立背向散射积分起伏程度与颜色的映射表；
- (2) 扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号；
- (3) 根据上述超声射频信号，重建反映扫描区域结构的 B 超图像序列；
- (4) 在上述 B 超图像序列的第一帧中选取矩形关注区域；
- (5) 对上述关注区域内的心肌边缘在各帧的位置进行追踪，追踪的方法包括以下步骤：

(a) 将 B 超图像序列上选取的矩形关注区域从原图像中分离，得到一组子图像；
(b) 从上述子图像的第一帧上勾画出心肌边缘的初始轮廓线；
(c) 对子图像和初始轮廓线进行坐标变换、图像翻转和合并，形成封闭的心肌边缘和初始轮廓线；

(d) 用主动轮廓线模型法，根据上述封闭的初始轮廓线对相应的封闭心肌边缘进行边缘检测；

(e) 对上述检测到的边缘，进行坐标变换、图像翻转和合并的逆变换，得到原始子图像中的心肌边缘；

(f) 以本次检测到的心肌边缘作为下一帧的子图像的初始轮廓线，重复步骤 (c) 到 (e)，得到各帧 B 超图像上关注区域内的心肌边缘；

(6) 根据上述追踪到的心肌边缘在各帧 B 超图像中的位置，对关注区域内所有心肌质点在各帧位置进行计算，其计算方法为：

当扫描视图为左心室短轴时，其计算过程包括以下步骤：

- (a) 根据追踪到的心肌边缘，拟合得到左心室在各帧 B 超图像的中心；
- (b) 计算第一帧 B 超图像中，待追踪的心肌质点和左心室中心的连线与水平方向的夹角 θ ；

(c) 计算各帧中以左心室中心为端点的与水平方向夹角为 θ 的射线与心内膜及心外膜的交点；

(d) 设心肌在径向为均匀收缩，计算待追踪心肌质点在各帧 B 超图像上的位置；

当扫描视图为左心室长轴时，其计算过程包括以下步骤：

(a) 根据追踪到的心肌边缘，拟合得到左心室在各帧 B 超图像的中心、心肌边缘与左心室中心构成的扇形角度以及扇形的两边界位置；

(b) 计算第一帧 B 超图像中，待追踪的心肌质点和左心室中心之间的连线与扇形左边界的夹角 α_i ；

(c) 根据上述夹角 α_i ，计算待追踪心肌质点和左心室中心的连线在其余各帧中与扇形左边界的夹角 α_i ， i 代表 B 超图像序列的帧序数；

(d) 计算各帧中, 以左心室的中心为端点的、和扇形左边界的夹角为 α_i 的射线与心内膜及心外膜的交点;

(e) 设心肌在径向为均匀收缩, 计算待追踪心肌质点在各帧 B 超图像上的位置;

(7) 根据上述关注区域内每一心肌质点在各帧图像中的位置, 找出各心肌质点在不同时刻对应的射频信号段, 根据射频信号段计算各心肌质点的背向散射积分曲线;

(8) 根据关注区域内每个心肌质点的背向散射积分曲线, 计算各心肌质点的背向散射积分起伏程度, 根据上述映射表, 得到与关注区域内每个心肌质点的供血状况相对应的颜色图像;

(9) 将上述颜色图像与上述 B 超图像序列的第一帧相融合, 得到关注区域内每个心肌质点的供血状况图。

一种基于追踪心肌边缘测定心肌供血状况的方法

技术领域

本发明涉及一种测定心肌供血状况的方法，尤其涉及对心肌背向散射积分起伏程度（以下简称 CVIB）进行成像后测定心肌供血状况的方法，属于医学超声技术领域，特别用于心肌的超声组织定征，即心肌缺血的检测。

背景技术

冠心病和心肌梗塞在人群中的发病率非常高，尤其在中老年人群中，是当今社会的主要致死病因。经临床研究发现，大多数冠心病或心肌梗塞患者，在患病初期，均有心肌缺血症状。因此，如果能够及时发现他们的心肌缺血症状，找出心肌缺血的位置，就可能更及时地采取治疗措施，对预防和救治冠心病或心肌梗塞的病人提供技术上的帮助。

大量实验研究表明，心肌的超声背向散射积分（以下简称 IB）可以成为一个定量诊断心肌缺血的新参数。在实验中可以观察到，IB 随心动周期出现周期性的起伏，一般称这种周期性起伏的幅度为 CVIB。一般来说，正常心肌的 CVIB 值较大，缺血心肌的 CVIB 值较小。如果能够得到心肌在整个心动周期的 IB 曲线，并计算 CVIB 值，就可以对心肌供血状况有一个基本了解。

中国专利 ZL98203234.X 公开了一种二维 CVIB 成像方法，其原理是：用颜色对不同的 CVIB 值进行编码（比如用从蓝色渐变到红色对应 CVIB 值从 3dB 变化到 12dB）；在 B 超图上选取关注区域（ROI），并计算出关注区域内每一心肌质点在一个心动周期内的 CVIB 值；然后选取对应心舒末期的一帧 B 超图像，对 ROI 内的心肌质点以与其对应的 CVIB 值为成像因子按预先设定的编码进行着色。颜色表示了心肌的供血状况，由于它是和以灰度表示的 B 超图像融合在一起的，B 超图包含的是心脏的结构信息，这样心脏的供血信息和结构信息在一张图中有机地融合在一起，可以很直观地表现出关注区域在心脏中的相对位置及其供血功能情况。

上述方法从理论上讲，应该对关注区域内每一心肌质点分别进行追踪，计算各自的 IB 曲线和 CVIB，最后成像。然而，由于追踪心肌质点比较困难，所以已有专利技术在成像时假定心肌的运动可以忽略，计算关注区域内某心肌质点 A 的 IB 曲线时，是找出各帧 B 超图像位置和 A 点重合的点所对应的射频信号，形成 IB 曲线，计算 CVIB，这样的计算方式在某些情况下会产生误判。

发明内容

本发明的目的是提出一种测定心肌供血状况的方法，通过对关注区域内的心肌边缘进行自动追踪，在此基础上对关注区域内所有心肌质点在各帧 B 超图像上的位置进行追踪，以实现二维 CVIB 成像，提高 CVIB 成像的准确度，避免传统 CVIB 成像方法可能出现误判的情况。

本发明提出的基于追踪心肌边缘测定心肌供血状况的方法，包括以下步骤：

- （1）建立背向散射积分起伏程度与颜色的映射表；
- （2）扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号；
- （3）根据上述超声射频信号，重建反映扫描区域结构的 B 超图像序列；

- (4) 在上述 B 超图像序列的第一帧中选取矩形关注区域；
- (5) 对上述关注区域内的心肌边缘在各帧的位置进行追踪；
- (6) 根据上述追踪到的心肌边缘在各帧 B 超图像中的位置，对关注区域内所有心肌质点在各帧位置进行计算；
- (7) 根据上述关注区域内每一心肌质点在各帧图像中的位置，找出各心肌质点在不同时刻对应的射频信号段，根据射频信号段计算各心肌质点的背向散射积分曲线；
- (8) 根据关注区域内每个心肌质点的背向散射积分曲线，计算各心肌质点的背向散射积分起伏程度，根据上述映射表，得到与关注区域内每个心肌质点的供血状况相对应的颜色图像；
- (9) 将上述颜色图像与上述 B 超图像序列的第一帧相融合，得到关注区域内每个心肌质点的供血状况图。

上述方法中追踪心肌边缘在其余各帧 B 超图像上的位置的方法，其过程包括以下步骤：

- (1) 将 B 超图像序列上选取的矩形关注区域从原图像中分离，得到一组子图像；
- (2) 从上述子图像的第一帧上勾画出心肌边缘的初始轮廓线；
- (3) 对子图像和初始轮廓线进行坐标变换、图像翻转和合并，形成封闭的心肌边缘和初始轮廓线；
- (4) 用主动轮廓线模型法，根据上述封闭的初始轮廓线对相应的封闭心肌边缘进行边缘检测；
- (5) 对上述检测到的边缘，进行坐标变换、图像翻转和合并的逆变换，得到原始子图像中的心肌边缘；
- (6) 以本次检测到的心肌边缘作为下一帧的子图像的初始轮廓线，重复步骤 (3) 到 (5)，得到各帧 B 超图像上关注区域内的心肌边缘。

上述方法中，根据心肌边缘在各帧 B 超图像中的位置，对关注区域内所有心肌质点在各帧位置进行计算的方法，当扫描视图为左心室短轴时，其过程包括以下步骤：

- (1) 根据追踪到的心肌边缘，拟合得到左心室在各帧 B 超图像的中心；
- (2) 计算第一帧 B 超图像中，待追踪的心肌质点和左心室中心的连线与水平方向的夹角 θ ；
- (3) 计算各帧中以左心室中心为端点的与水平方向夹角为 θ 的射线与心内膜及心外膜的交点；
- (4) 设心肌在径向为均匀收缩，计算待追踪心肌质点在各帧 B 超图像上的位置。

当扫描视图为左心室长轴时，其过程包括以下步骤：

- (1) 根据追踪到的心肌边缘，拟合得到左心室在各帧 B 超图像的中心、心肌边缘与左心室中心构成的扇形角度以及扇形的两边界位置；
- (2) 计算第一帧 B 超图像中，待追踪的心肌质点和左心室中心之间的连线与扇形左边界的夹角 α_i ；
- (3) 根据上述夹角 α_i ，计算待追踪心肌质点和左心室中心的连线在其余各帧中与扇形左边界的夹角 α_i ， i 代表 B 超图像序列的帧序数；
- (4) 计算各帧中，以左心室的中心为端点的、和扇形左边界的夹角为 α_i 的射线与心内膜及心外膜的交点；
- (5) 设心肌在径向为均匀收缩，计算待追踪心肌质点在各帧 B 超图像上的位置。

利用本发明提出的测定心肌供血状况的方法，分别对正常人，心肌缺血病人，按照本发明所说 CVIB 成像方法进行 CVIB 成像。成像结果显示，对于正常人，选取任何位置的心肌作为关注区域，关注区域内心肌标注的颜色主要均是红色和绿色，表明心肌

正常，而对心肌缺血的病人，成像结果显示，在缺血位置的心肌颜色被标注上了蓝色，表明缺血，其它位置以红色和绿色为主，表明正常。这说明本发明所提出方法能够有效地区分正常心肌和缺血心肌。另外，用本发明所提测定心肌供血状况的方法和已有专利的方法分别对缺血对象的心肌进行 CVIB 成像，结果表明，对已有专利报导方法可能导致误判的情况，用本发明所提方法能够有效避免误判。

附图说明：

图 1 为本发明方法中重建的 B 超图像，矩形框代表所选取的关注区域，其中图 1(a) 为长轴视图，图 1(b) 短轴视图。

图 2 为用主动轮廓线模型法对非封闭边界进行检测的示意图。其中(a)为原始图像的一部分，矩形框为关注区域，曲线为初始轮廓；(b)为关注区域包含子图像经旋转后形成的正直矩形图像；(c)为从图(b)直角坐标转换到极坐标的结果；(d)为将图(c)翻转、合并示意图；(e)为合并结果；(f)用 Snakes 方法对图(e)追踪得到的边界 (g)-(i) 为(c)到(e)的逆变换；(i)图中曲线段为最后追踪到的心外膜。

图 3 为左心室短轴视图中，利用心肌边缘在各帧 B 超图像位置对关注区域内心肌质点在各帧 B 超图像中位置进行追踪的示意图。

图 4 为左心室长轴视图中，利用心肌边缘在各帧 B 超图像位置对关注区域内心肌质点在各帧 B 超图像中位置进行追踪的示意图。

具体实施方式

本发明提出的基于追踪心肌边缘测定心肌供血状况的方法，包括以下步骤：

(1) 建立背向散射积分起伏程度与颜色的映射表。用从蓝色渐变到绿色再渐变到红色来对应 CVIB 值由低到高的变化。即蓝色代表心肌缺血，红色代表心肌供血状况正常。

(2) 扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号。本发明一实施例中，用常用 B 超设备的探头对被测对象进行扫描，从 B 超设备内部电路提取波束合成后的射频信号，经过放大，用高速数据采集卡进行采集，一般要求采集时间超过 1 秒，采样率 10M，本发明一实施例使用的是 AD-LINK 公司的 PCI-9812 数据采集卡。

(3) 根据上述超声射频信号，重建反映扫描区域结构的 B 超图像序列。重建 B 超图像序列的方法为：对射频信号去直流后，做 HILBERT 变换，然后按照 B 超系统中的 DSC 算法，即可形成最后图像。

(4) 在上述 B 超图像序列的第一帧中选取关注区域，一般对短轴视图，选取关注区域应该包含整个左心室壁，对长轴视图，关注区域选取左心室后壁。有关关注区域选取位置见图 1(a) 和图 1(b) 的矩形框。

(5) 对上述关注区域内的心肌边缘在各帧的位置进行追踪。对关注区域内的心肌边缘用基于 Snakes 的方法进行追踪，对短轴视图封闭的心肌边缘，用传统 Snakes 方法进行边缘检测、追踪即可，对长轴视图，心肌边缘是非封闭的，不能直接使用 Snakes 方法，所以用本发明提出的针对非封闭边界的 Snakes 法进行追踪。

(6) 根据上述追踪到的心肌边缘在各帧 B 超图像中的位置，对关注区域内所有心肌质点在各帧位置进行计算。

(7) 根据上述关注区域内每一心肌质点在各帧图像中的位置，找出各心肌质点在不同时刻对应的射频信号段，根据射频信号段计算各心肌质点的背向散射积分曲线。计算 IB 的公式为：

$$IB(t_0) = 10 \log_{10} \left(\int_{t_0 - \Delta t}^{t_0 + \Delta t} x^2(t) dt \right) \quad (1)$$

公式(1)中, $x(t)$ 是指射频信号。

(8) 根据关注区域内每个心肌质点的背向散射积分曲线, 计算各心肌质点的背向散射积分起伏程度, 根据上述映射表, 得到与关注区域内每个心肌质点的供血状况相对应的颜色图像。计算 CVIB 可以采取公开文献的任何一种方法, 本实施例使用一阶傅立叶级数法, 其过程为:

$$CVIB = 4 * \max(|X(k)|) / N \quad (2)$$

其中, N 是 IB 序列的长度, $X(k)$ 是长度为 N 的 IB 序列在频域 $10*N$ 点的 CZT 变换。

(9) 将上述颜色图像与上述 B 超图像序列的第一帧相融合, 得到关注区域内每个心肌质点的供血状况图。融合方式为: 在上述 B 超图像序列的第一帧所标注的点, 以其 CVIB 值对应的颜色进行着色即可。

上述方法中追踪非封闭的心肌边缘在其余各帧 B 超图像上的位置的方法, 其过程包括以下步骤:

(1) 将 B 超图像序列上选取的矩形关注区域从原图像中分离, 得到一组子图像。即将图 2(a) 中红色矩形框中的部分单独分离出来, 如果选择的非正直矩形区域, 可以经过旋转形成正直矩形, 如果图 2(b) 所示。

(2) 从上述子图像的第一帧上勾画出心肌边缘的初始轮廓线。一般可以利用常规计算机绘软件进行手工勾划。

(3) 对子图像和初始轮廓线进行坐标变换、图像翻转和合并, 形成封闭的心肌边缘和初始轮廓线。首先对矩形关注区域实施从直角坐标到极坐标的转换, 在极坐标中图像的角度范围为 90 度 (类似于扇扫 B 超中的 DSC 过程)。为了转换方便, 首先将关注区域进行旋转, 使倾斜的矩形变成竖直的矩形 (图 2(b)), 直角坐标到极坐标的转换结果见图 2(c)。把 2(c) 的图形分别进行上下、左右、180 度翻转, 得到四幅图 (见图 2(d)), 将四幅图合并, 得到图形转换最后结果 (图 2(e))。对于初始化轮廓, 我们也进行了同样的操作, 结果见图 2(e) 中的虚线。经过这一步, 最后我们得到的图像上就有了封闭的边界和封闭的初始轮廓线。

(4) 用主动轮廓线模型法, 根据上述封闭的初始轮廓线对相应的封闭心肌边缘进行边缘检测, 结果见图 2(f)。

(5) 对上述检测到的边缘, 进行坐标变换、图像翻转和合并的逆变换, 得到原始子图像中的心肌边缘。这个过程和由图 2(a) 到图 2(e) 的过程正好相反, 每一步变换的结果参见图 2(g), 图 2(h), 图 2(i), 最终追踪到的关注区域内心外膜的位置如图 2(i) 所示。

(6) 以本次检测到的心肌边缘作为下一帧的子图像的初始轮廓线, 重复步骤 (3) 到 (5), 得到各帧 B 超图像上关注区域内的心肌边缘。

对左心长轴非封闭的心内膜和心外膜都可以使用以上方法, 实行对心内膜和心外膜在不同帧的位置进行追踪。

上述方法中, 根据心肌边缘在各帧 B 超图像中的位置, 对关注区域内所有心肌质点在各帧位置进行计算的方法, 当扫描视图为左心室短轴时, 参见图 3, 其过程包括以下步骤:

(1) 根据追踪到的心肌边缘, 拟合得到左心室在各帧 B 超图像的中心 ($Ox[i], Oy[i]$)。拟合方式为: 找出和心肌边缘各点的距离方差最小的点即是中心点。图 3 中的

$(Ox[1], Oy[1])$ 和 $(Ox[i], Oy[i])$ 分别为第 1 帧和第 i 帧拟合得到的左心室中心。

(2) 计算第一帧 B 超图像中, 待追踪的心肌质点和左心室中心的连线与水平方向的夹角 θ 。如图 3 所示, 计算公式为:

$$\theta = \text{atan2}(y[1] - Oy[1], x[1] - Ox[1]) \quad (1)$$

式(1)中, $x[1], y[1]$ 是指待追踪心肌质点在第一帧的坐标, $Ox[1], Oy[1]$ 是左心室在第一帧的中心坐标, atan2 是 MATLAB 函数, 返回的是 $0 \sim 2\pi$ 的角度。

(3) 计算各帧中以左心室中心为端点的与水平方向夹角为 θ 的射线与心内膜及心外膜的交点 $(xi[i], yi[i])$ 和 $(xo[i], yo[i])$ 。此处 i 为 B 超图像序列的帧序数。我们假设心肌整体是没有旋转的, 所以待追踪的心肌质点在其余各帧中和左心室的连线与水平方向的夹角也是 θ , 因此, 待追踪心肌质点应该在 $(xi[i], yi[i])$ 和 $(xo[i], yo[i])$ 连线上。参见图 3(b)。

(4) 设心肌在径向为均匀收缩, 计算待追踪心肌质点在各帧 B 超图像上的位置。计算公式为:

$$x[i] = xi[i] + (xo[i] - xi[i]) \cdot (x[1] - xi[1]) / (xo[1] - xi[1]) \quad (2)$$

$$y[i] = yi[i] + (yo[i] - yi[i]) \cdot (y[1] - yi[1]) / (yo[1] - yi[1]) \quad (3)$$

以上以在第一帧坐标 $(x[1], y[1])$ 的待追踪的心肌质点为例, 描述了短轴视图中利用心肌边缘计算其在其余帧位置的过程。对关注区域内其余心肌质点实施同样过程, 就完成了关注区域内所有心肌质点的追踪。

当扫描视图为左心室长轴时, 其过程包括以下步骤:

(1) 根据追踪到的心肌边缘, 拟合得到左心室在各帧 B 超图像的中心、心肌边缘与左心室中心构成的扇形角度 $\theta[i]$ (i 代表 B 超图像序列的帧序数) 以及扇形的两边界位置。图 4(a) 和图 4(b) 显示了第 1 帧和第 i 帧左心室中心, 心肌边缘和左心室中心构成的扇形。

(2) 计算第一帧 B 超图像中, 待追踪的心肌质点和左心室中心之间的连线与扇形左边界的夹角 α_1 ;

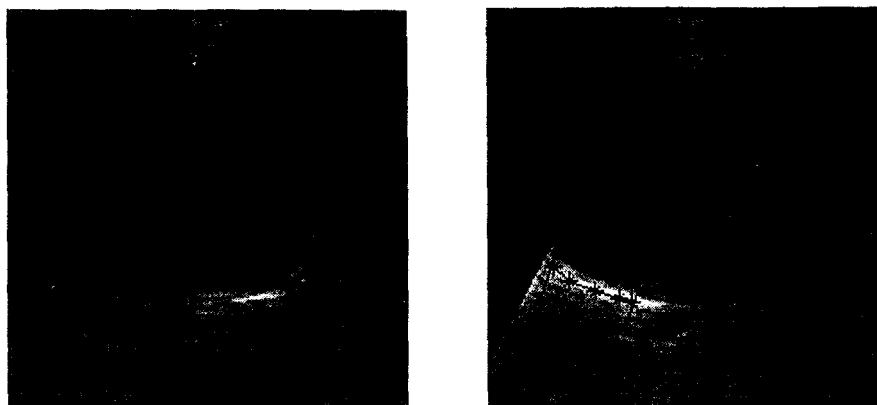
(3) 根据上述夹角 α_1 , 计算待追踪心肌质点和左心室中心的连线在其余各帧中与扇形左边界的夹角 α_i , i 代表 B 超图像序列的帧序数。假定扇形的弧度变化是均匀的, 则:

$$\alpha[i] = \alpha[1] \cdot \theta[1] / \theta[i] \quad (4)$$

(4) 计算各帧中, 以左心室的中心为端点的、和扇形左边界的夹角为 α_i 的射线与心内膜及心外膜的交点 $(xi[i], yi[i])$, $(xo[i], yo[i])$ 。

(5) 设心肌在径向为均匀收缩, 计算得到待追踪心肌质点在各帧 B 超图像上的位置。计算公式按照公式(2)和公式(3)即可。

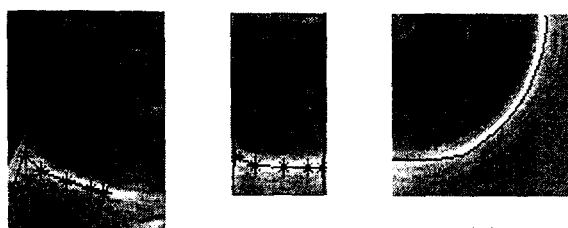
以上以在第一帧坐标 $(x[1], y[1])$ 的待追踪的心肌质点为例, 描述了长轴视图中利用心肌边缘计算其在其余帧位置的过程。对关注区域内其余心肌质点实施同样过程, 就完成了关注区域内所有心肌质点的追踪。



(a)

(b)

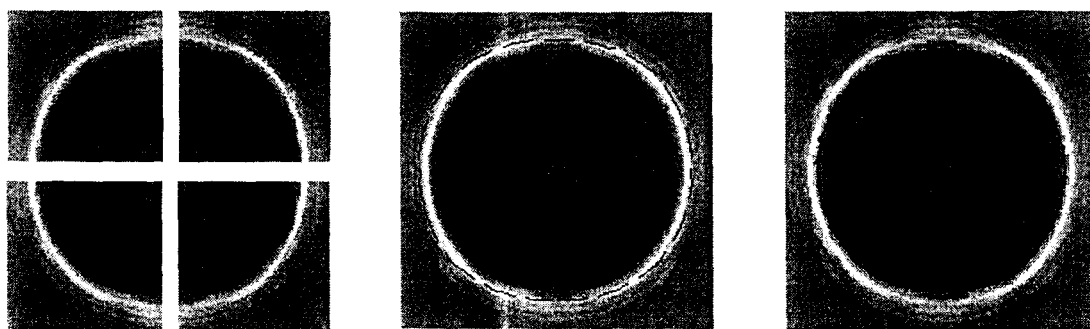
图1



(a)

(b)

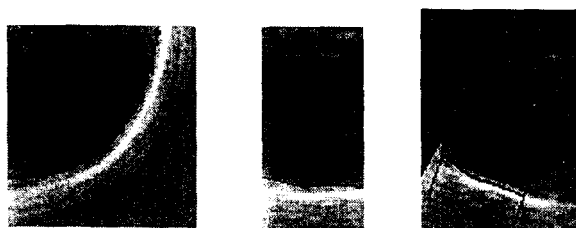
(c)



(d)

(e)

(f)



(g)

(h)

(i)

图 2

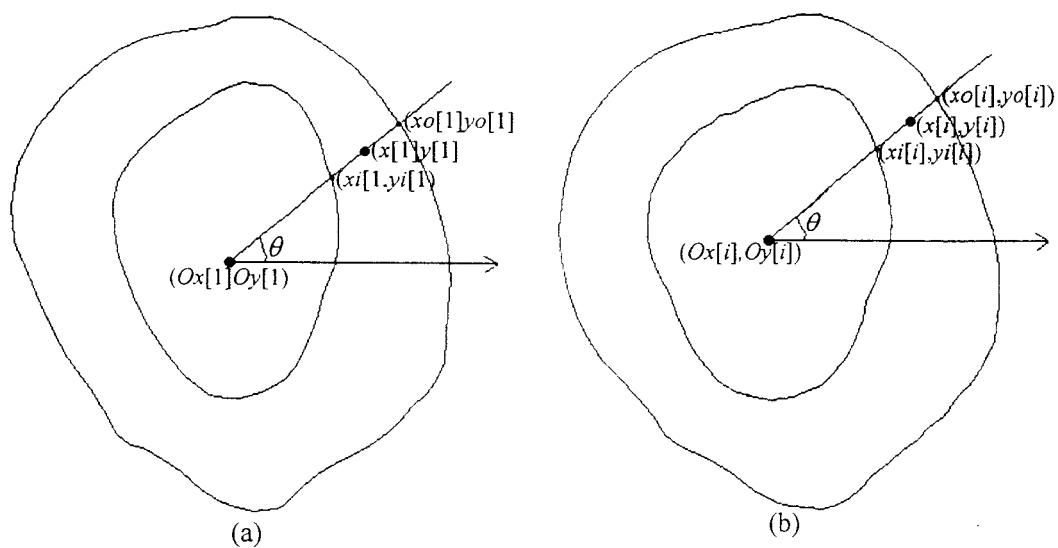


图 3

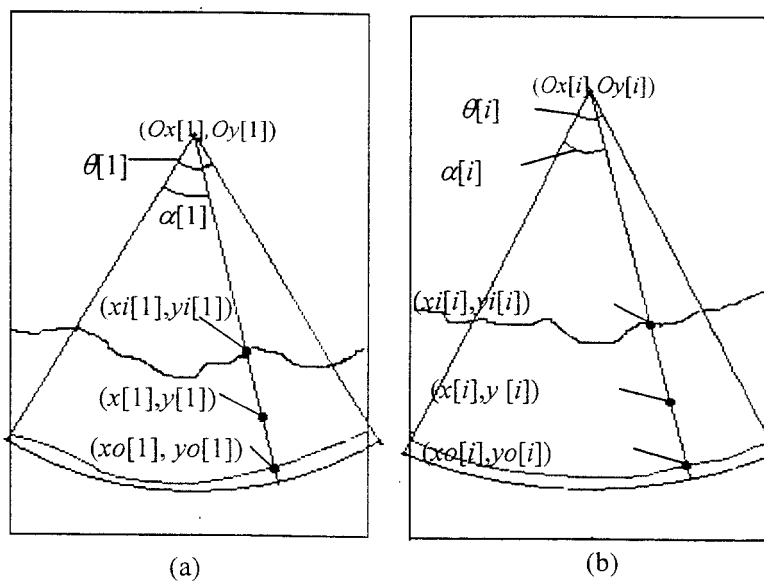


图 4

专利名称(译)	一种基于追踪心肌边缘测定心肌供血状况的方法		
公开(公告)号	CN1302751C	公开(公告)日	2007-03-07
申请号	CN200410062765.4	申请日	2004-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	白净 蒋勇 张永红		
发明人	白净 蒋勇 张永红		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	罗文群		
其他公开文献	CN1586404A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于追踪心肌边缘测定心肌供血状况的方法，属于医学超声技术领域。本方法首先建立背向散射积分起伏程度与颜色的映射表；扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号，重建反映扫描区域结构的B超图像序列；在其第一帧中选取矩形关注区域，对其心肌边缘在各帧的位置进行追踪；对关注区域内所有心肌质点在各帧位置进行计算；计算各心肌质点的背向散射积分曲线以及背向散射积分起伏程度，根据映射表，得到关注区域内每个心肌质点的供血状况图。本发明所提出方法能够有效地区分正常心肌和缺血心肌。另外，用本发明所提测定心肌供血状况的方法和已有专利的方法分别对缺血对象的心肌进行CVIB成像，并能够有效避免误判。

