

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G06F 17/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410062766.9

[45] 授权公告日 2007 年 2 月 7 日

[11] 授权公告号 CN 1298289C

[22] 申请日 2004.7.9

[21] 申请号 200410062766.9

[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

US6592522B2 2003.7.15

CN1270794A 2000.10.25

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

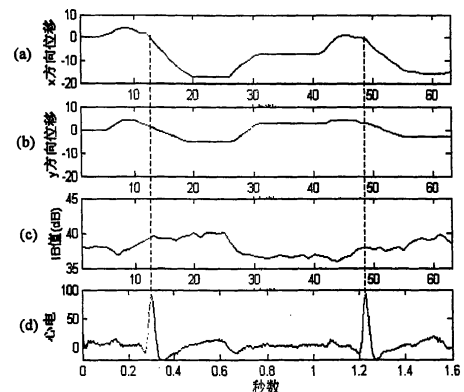
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 1 页

[54] 发明名称

一种计算心肌背向散射积分起伏程度的方法

[57] 摘要

本发明涉及一种计算心肌背向散射积分起伏程度的方法，属于医学超声技术领域。本方法首先扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号后重建反映扫描区域结构的 B 超图像序列，从第一帧图像上选取关注的心肌质点，并追踪其在其余各帧图像上的位置；根据该位置，从超声射频信号中找出其在不同时刻的射频信号段，计算背向散射积分曲线和背向散射积分起伏程度。本发明的方法可有效地区分正常心肌和缺血心肌。本发明所提方法可以有效避免现有方法可能产生误判的情况。本方法还用优化窗图像相关法对关注心肌质点在各帧的位置进行追踪，得到的结果也比较准确。



1、一种计算心肌背向散射积分起伏程度的方法，其特征在于该方法包括以下步骤：

(1) 扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号；

(2) 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；

(3) 在上述 B 超图像序列的第一帧图像上选取关注的心肌质点；

(4) 追踪上述关注心肌质点在其余各帧图像上的位置，其过程包括以下步骤：

(a) 设相关窗为正方形，边长为 W ；

(b) 根据上述设定的相关窗，用图像相关法，求出关注心肌质点在 B 超图像序列的前四帧图像中任意两帧间的相对位移；

(c) 计算关注心肌质点在任意两帧间的由直接估计得到的相对位移与由累积相加得到的相对位移之间的差值，求所有差值之和 $ERR(w)$ ；

(d) 改变上述 W 值，重复步骤 (b) 和 (c)，并找出差值之和为最小时的相关窗边长 V ；

(e) 利用边长为 V 的相关窗追踪关注心肌质点在各帧 B 超图像上的位置；

(5) 根据关注的心肌质点在各帧的位置，从上述采集的超声射频信号中找出其在不同时刻的射频信号段，计算该射频信号段的背向散射积分值，获得背向散射积分曲线；

(6) 根据关注心肌质点的背向散射积分曲线，计算该心肌质点的背向散射积分起伏程度。

一种计算心肌背向散射积分起伏程度的方法

技术领域

本发明涉及一种计算心肌背向散射积分起伏程度（以下简称 CVIB）的方法，属于医学超声领域，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。对正常心肌，CVIB 值较大，对缺血心肌，CVIB 值较小。如果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。

目前，利用 IB 进行心肌缺血诊断的主要应用是由诊断人员在 B 超图上选取一点（实际对应于一小块心肌，称该点为关注点），计算它的 CVIB 值以对其心肌供血状况进行分析。在已有技术，对关注点一般采用两种获得 IB 曲线的方法：

第一种方法是完全不考虑心肌的运动，即关注点坐标不随 B 超图像帧数的切换而变化。当诊断人员从第一帧 B 超图上选定对应于心肌的关注点后，取出该点坐标在 B 超图每一帧分别对应的射频信号，然后计算 IB，从而得到 IB 曲线。这种方法的缺点是存在计算误差。

第二种获取 IB 曲线的方法考虑了心肌的运动。由于自动跟踪关注点在各帧的坐标难以实现，大多数人采取了手工跟踪的方法，即由医生对 B 超图像逐帧地手工标出关注点的位置，然后再计算 IB 曲线。从效果上来说，这种做法确实优于第一种，但是，使用这种方法，诊断人员的工作量比较大，实用性因此受到很大限制。另外，由于对关注点的跟踪基于人的主观判断，不同的人对同一数据，可能会有不同的追踪结果，这为最后计算出的 CVIB 值带来了人为因素的影响。

发明内容

本发明的目的是提出一种计算心肌背向散射积分起伏程度的方法，利用图像相关技术自动跟踪关注点，对关注点代表的心肌供血情况做出准确的判断。

本发明提出的计算心肌背向散射积分起伏程度的方法，包括以下步骤：

- (1) 扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号；
- (2) 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；
- (3) 在上述 B 超图像序列的第一帧图像上选取关注的心肌质点；
- (4) 追踪上述关注心肌质点在其余各帧图像上的位置；
- (5) 根据关注的心肌质点在各帧的位置，从上述采集的超声射频信号中找出其在不同时刻的射频信号段，计算该射频信号段的背向散射积分值，获得背向散射积分曲线；
- (6) 根据关注心肌质点的背向散射积分曲线，计算该心肌质点的背向散射积分起伏程度。

上述方法中，追踪关注心肌质点在其余各帧图像上的位置的方法是优化窗图像相关法，其过程包括以下步骤：

- (1) 设相关窗为正方形，边长为 W ；
- (2) 根据上述设定的相关窗，用图像相关法，求出关注心肌质点在 B 超图像序列的前四帧图像中任意两帧间的相对位移；
- (3) 计算关注心肌质点在任意两帧间的由直接估计得到的相对位移与由累积相加得到的相对位移之间的差值，求所有差值之和 $ERR(w)$ ；
- (4) 重复步骤 (2) 和 (3)，并找出差值之和为最小时的相关窗边长 V ；
- (5) 利用边长为 V 的相关窗追踪关注心肌质点在各帧 B 超图像上的位置。

利用本发明提出的计算心肌背向散射积分起伏程度的方法，对正常人，心肌缺血病人进行计算。结果表明，从正常人 B 超图像上选取关注心肌质点，或者从心肌缺血病人 B 超图像上选取位于非缺血区域的关注心肌质点，计算 CVIB 值，得到的结果明显大于关注心肌质点选取在心肌缺血病人 B 超图像的缺血区域时的结果，这表明本发明提出的方法可有效地区分正常心肌和缺血心肌。另外，对于现有基于固定点计算 CVIB 的方法，本发明所提方法可以有效避免现有方法可能产生误判的情况。此外，用优化窗图像相关法对关注心肌质点在各帧的位置进行追踪，得到的结果也比较准确。

附图说明

图 1 为本发明重建的 B 超图像。图像上的“*”号代表要关注的心肌质点，虚线框代表利用图像相关求位移的窗，是以关注的心肌质点为中心的正方形窗。

图 2 本发明方法中确定优化相关窗尺寸的原理示意图。

图 3 为对心肌质点追踪的结果、对应 IB 曲线、心电信号相互比较情况。其中图 3(a) 为关注心肌质点相对于第一帧在 x 方向的位移情况，图 3(b) 为关注点相对于第一帧在 y 方向的位移情况，图 3(c) 为 IB 曲线的变化情况，图 3(d) 为心电信号。

具体实施方式

本发明提出的计算心肌背向散射积分起伏程度的方法，其具体步骤为：

(1) 扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号。本发明的实施例中，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。

(2) 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，即可形成最后图像序列。图 1 为重建的 B 超图像序列中的第一帧。

(3) 在 B 超图像序列的第一帧图像上选取关注的心肌质点，图 1 中的“*”号为选取的心肌质点。

(4) 追踪关注心肌质点在其余各帧图像上的位置。对心脏 B 超图像上的一点进行追踪的方法为优化窗图像相关法。

(5) 根据关注的心肌质点在各帧的位置，从采集的超声射频信号中找出其在不同时刻的射频信号段，计算该射频信号段的背向散射积分值，获得背向散射积分曲线；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。

(6) 根据关注心肌质点的背向散射积分曲线，计算该心肌质点的背向散射积分起伏程度。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 为 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。

上述方法中追踪关注心肌质点在其余各帧图像上的位置的方法是优化窗图像相关法，其过程包括以下步骤：

(1) 设相关窗为正方形，边长为 w ；

(2) 根据上述设定的相关窗，用图像相关法，求出关注心肌质点在 B 超图像序列的前四帧图像中任意两帧间的相对位移。令 d_{ij} ($i < j$) 为关注心肌质点在第 i 帧与第 j 帧之间的相对位移，这一步将得到 d_{12} 、 d_{23} 、 d_{34} 、 d_{13} 、 d_{24} 、 d_{14} 。参见图 2， d_{ij} 本应是个矢量，为了方便绘图，图 2 中只画出一个方向的位移。

(3) 计算关注心肌质点在任意两帧间的由直接估计得到的相对位移与由累积相加得到的相对位移之间的差值，求所有差值之和 $ERR(w)$ 。定义 Δd_{ij} 为直接估计得到的相对位移与由累积相加得到的相对位移之间的差值，即：

$$\Delta d_{ij} = \text{abs}(d_{ij} - \sum_{b=i}^{b=j-1} d_{b,b+1}) \quad (i < j, j \leq 4) \tag{3}$$

式(3)中减号左边为直接估计的第*i*帧到第*j*帧的位移，减号右边为通过求累加求和计算的第*i*帧到第*j*帧的位移。例如， $\Delta d_{13} = \text{abs}(d_{13} - (d_{12} + d_{23}))$ ， d_{13} 代表直接计算出的第1帧到第3帧的位移， $d_{12} + d_{23}$ 则是通过计算出第一帧到第二帧的位移，第二帧到第三帧的位移，二者相加得到的第一帧到第三帧位移(参见图2)。如果计算正确， Δd_{ij} 应该趋近于零。 $ERR(w)$ 可以由公式(4)进行计算：

$$Err(w) = \sum \Delta d_{ij} \quad (i < j, j \leq 4) \tag{4}$$

由于 Δd_{ij} 应该趋近于零，所理想状况下， $ERR(w)$ 的值也应该趋近于零。

(4) 改变*w*的值，重复步骤(2)和(3)，并找出差值之和为最小时的相关窗边长*V*；

(5) 利用边长为*V*的相关窗追踪关注心肌质点在各帧B超图像上的位置。

表1,表2分别显示了正常人和室间隔心肌缺血病人室间隔处心肌的CVIB计算结果比较、室间隔心肌缺血病人室间隔心肌和其余位置心肌CVIB比较、从表1、表2可以看到用本发明所说方法对缺血心肌和正常心肌的CVIB计算结果有非常明显的区别。表3是用本发明所说的方法和传统基于固定点的方法分别进行计算CVIB的比较，可以看到，本发明方法可以有效避免对基于固定点的方法可能导致CVIB计算有误的情况(关注心肌质点选到心肌边缘)。

图3为对心肌质点追踪的结果、对应IB曲线、心电信号相互比较情况。其中图3(a)为关注点相对于第一帧在*x*方向的位移情况，图3(b)为关注点相对于第一帧在*y*方向的位移情况，图3(c)为IB曲线的变化情况，图3(d)为心电信号。从图3可以看到，*x*方向位移，*y*方向位移，IB曲线都显示出了良好的周期性，并且这种周期性是和心动周期(即心电信号的信号)吻合非常好，这和心肌运动特征相符合。这证明本发明所提关注点追踪方法很准确。

表1 正常人和室间隔心肌缺血病人室间隔CVIB比较

序号	心肌状况	CVIB(dB 均值±方差)
1	正常	5.66±0.106
2	正常	5.41±0.214
3	正常	5.87±0.227
4	正常	6.10±0.121
5	正常	5.91±0.122
6	缺血	2.89±0.231

表2 室间隔心肌和其余位置心肌CVIB比较

序号	心肌位置	心肌状态	CVIB(dB 均值±方差)
----	------	------	----------------

1	室间隔	缺血	2.89±0.231
2	侧壁	正常	4.75±0.314
3	后壁偏左	正常	5.12±0.366
4	后壁偏右	正常	4.05±0.321
5	下壁	正常	3.92±0.312

表3 基于固定点CVIB计算和基于相关追踪CVIB计算结果比较

关注点位置	CVIB 值(dB)	
	基于固定点	相关追踪
室间隔中部	3.07	2.92
室间隔右下边缘	6.76	3.01

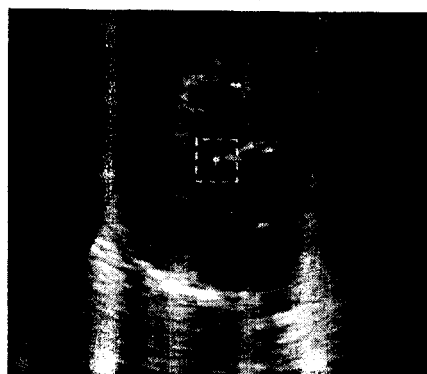


图 1

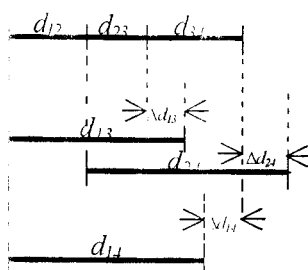


图 2

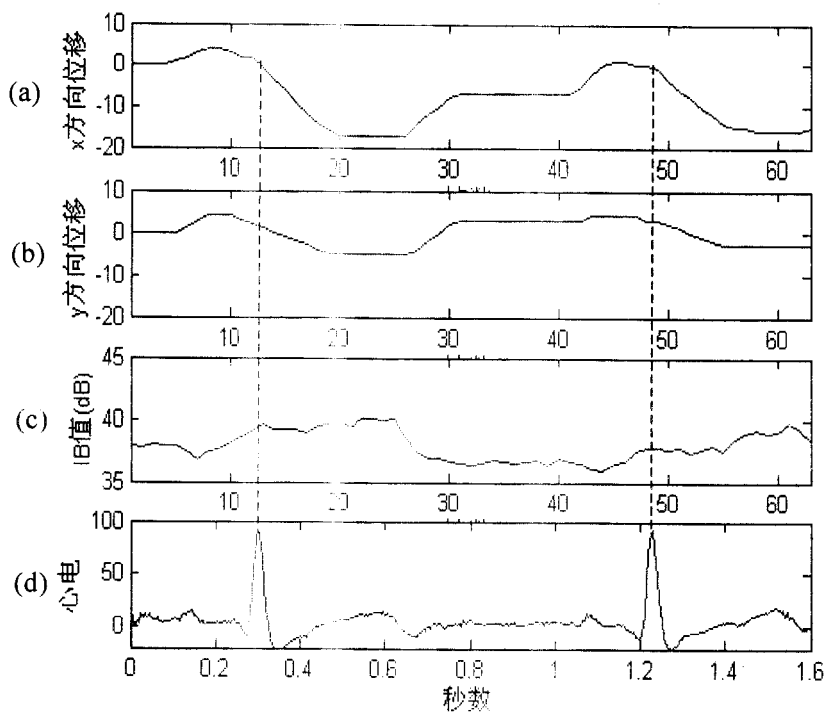


图 3

专利名称(译)	一种计算心肌背向散射积分起伏程度的方法		
公开(公告)号	CN1298289C	公开(公告)日	2007-02-07
申请号	CN200410062766.9	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 G06F17/00		
代理人(译)	罗文群		
其他公开文献	CN1586405A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种计算心肌背向散射积分起伏程度的方法，属于医学超声技术领域。本方法首先扫描被测对象心脏，连续采集超声射频信号后重建反映扫描区域结构的B超图像序列，从第一帧图像上选取关注的心肌质点，并追踪其在其余各帧图像上的位置；根据该位置，从超声射频信号中找出其在不同时刻的射频信号段，计算背向散射积分曲线和背向散射积分起伏程度。本发明的方法可有效地区分正常心肌和缺血心肌。本发明所提方法可以有效避免现有方法可能产生误判的情况。本方法还用优化窗图像相关法对关注心肌质点在各帧的位置进行追踪，得到的结果也比较准确。

