

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200310104284.0

[45] 授权公告日 2007 年 11 月 21 日

[11] 授权公告号 CN 100349549C

[22] 申请日 2003.10.29

[21] 申请号 200310104284.0

[73] 专利权人 福州大学

地址 350002 福建省福州市

[72] 发明人 林 强

[56] 参考文献

CN1225256A 1999.8.11

US5820561A 1998.10.13

US5515856A 1996.5.14

审查员 栾志超

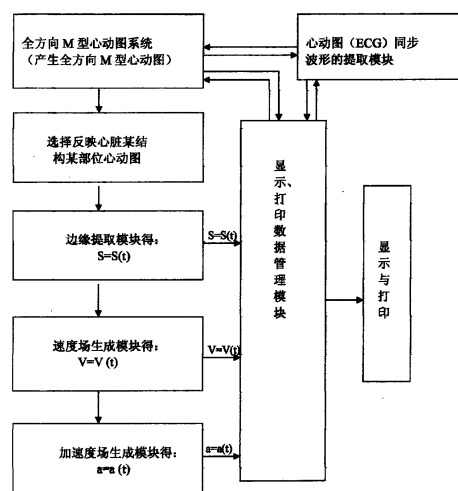
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

[54] 发明名称

全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法及其装置

[57] 摘要

本发明提供一种全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法及其装置，它包含有全方向 M 型心动图系统，其特征是它还包含边缘提取模块、速度生成模块及加速度生成模块，其中边缘提取模块包含线状模板，本发明是在这些全方向 M 型心动图中任意选择所需对应心脏某结构某一部位的全方向 M 型心动图波形，并对其作边缘提取后，对其作时间的离散函数微分，即可得到该部位每一时刻的运动速度，再对其作时间的离散函数微分，从而得到该部位每时刻运动加速度，本发明可以准确地测量心脏各结构各部位各时刻的运动速度及加速度，从而将更深层次地无创伤地揭示心脏各部位的运动信息，为心脏疾病的诊断和血液动力学的研究提供



1、一种全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法包含如下步骤：

1) 由全方向 M 型心动图系统产生全方向 M 型心动图；

2) 从全方向 M 型心动图中选择所需的可以代表心脏某结构指定部位的灰度（位置）~时间波形图，准确检测出可以代表该部位运动轨迹的准确平滑的“边缘”曲线，即 $S=S(t)$ ；

3) 将这运动轨迹对时间作离散函数的一阶微分，从而得到速度场，即 $V = \frac{\Delta S}{\Delta t}$ ；

4) 对已求得的速度场经平滑后对时间作离散函数一阶微分，从而得到加速度场，即 $a = \frac{\Delta V}{\Delta t}$ ；

5) 上述的“边缘”曲线、速度场及加速度场的图形及其数据均可被存贮或显示打印出来。

2、根据权利要求 1 所述的全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法，其特征是所述的从已经选择的灰度（位置）~时间波形图中提取的“边缘”曲线，即 $S=S(t)$ 是利用移动线状模板检测出代表心脏某结构该位置该时刻活动波形点随时间的运动轨迹。

3、根据权利要求 1 所述的全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法，其特征是所述的 $S=S(t)$ ，对其个别断离点、奇异点作人工奇、离点的干预和平滑，从而得到连续完整的边缘包络线。

4、根据权利要求 3 所述的全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的

检测方法，其特征是所述的完整的边缘包络线用灰度差法对其边缘进行纠正并平滑，得到准确的心脏某结构指定部位的运动轨迹。

5、根据权利要求 1 所述的全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法，其特征是所述的加速度场 $a = \frac{\Delta V}{\Delta t}$ 经平滑后形成了连续完整的 $a = a(t)$ 。

6、根据权利要求 1 所述的全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法，其特征是所述的 $S = S(t)$ 、 $V = \frac{\Delta S}{\Delta t}$ 及 $a = \frac{\Delta V}{\Delta t}$ 的图形均可回送全方向 M 型心动图总系统的显示、打印数据管理模块，并可显示、打印输出。

7、一种全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测装置包含有全方向 M 型心动图系统，即包含有计算机及其显示器，打印机、放相机、全方向 M 型心动图重建模块、同步心电图提取模块及显示、打印数据管理模块，其特征是它还包含边缘提取模块、速度生成模块及加速度生成模块，其中边缘提取模块包含线状模板，由全方向 M 型心动图系统输出所选择的心动图经边缘提取模块中的线状模板处理后输出心脏被测点的位置随时间的运动轨迹，即 $S = S(t)$ ，该运动轨迹经速度场生成模块处理后输出速度场包络线 $V = V(t)$ ，该包络线经加速度场生成模块处理后输出加速度场包络线 $a = a(t)$ ，上述 $S = S(t)$ 、 $V = V(t)$ 及 $a = a(t)$ 的心动信息图形均可回送全方向 M 型心动图系统，并可通过显示打印数据管理模块显示打印出来。

8、根据权利要求 7 所述的全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测装置，其特征是所述的线状模板是一般边缘检测模板的垂直方向检测模板。

全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法及其装置

技术领域

本发明涉及一种速度场和加速度场的检测方法及其装置，特别是一种全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法及其装置。

背景技术

全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法及其装置是用于检测心脏各结构各部位各时刻的运动速度及加速度，从而进一步揭示心脏内各结构的运动和变形。目前国内外文献尚未发现有关这一方面的报导，尽管发明专利：全方向 M 型心动图方法及其系统（其专利号为 ZL98125713.5）解决了从心脏二维截面像中重建任意多个方向线上所捕捉的心脏结构某部位的运动轨迹（或称为运动波形图即全方向 M 型心动图），该图让我们清楚并可以同步比较心脏各结构所有被确定部位运动（移动）幅度的大小。但这些运动轨迹也即各时刻心脏某结构运动幅度（或者说视觉感觉到运动），从运动和力的研究来说这是最原始的，因为它没有揭示隐含其中更深层次的运动或者说没有揭示产生这些运动（移动）大小的原因，而人体的心脏不同，人体其它脏器的最大特点是“动”字，即心脏内各结构的运动和变形，也就因为它们的运动和变形带来了人类的生命，运动和变形的异常是心脏疾病的由来，所以对运动和变形的深入研究是心血管血液动力学极为重要的问题。心脏各结构截面像的运动或变形，即体现在其二维图像的运动

动或变形，产生各种运动的原因应是更深层次的运动信息，即运动速度以致于加速度的理解，也即某一时刻点的运动是由于这时刻速度引起的（ $ds=v \cdot dt$ ），而对于心脏各结构各部位的运动是复杂的，各时刻的速度一般是不一样的，即 $V=V(t)$ ，而 $dv=a \cdot dt$ ， $V(t) = \int a dt + V_0$ 从而看出某时刻的速度和加速度是引起心脏各结构各部位移动（或变形）的由来，是极为重要的运动参数（或运动信息），加速度 \bar{a} 有着更重要的意义，因为 $\bar{F} = m\bar{a}$ ，若 \bar{a} 被求得，它对心脏各结构各部位各时刻（可以和心电图基准相比较）总作用力有个定性和准定量的理解。所以以上的工作将是更深层次无创伤地对心脏内作血液动力学的研究，这是心脏医学的重要工作，它可以不必接触到心脏内部（如导管穿刺）而是从 B 超的序列图像的分析和研究来得到，所以这些工作将是非常有意义的。

发明内容

为了克服上述不足，本发明的目的是提供一种全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法及其装置，它可以准确地测量心脏各结构各部位各时刻的运动速度及加速度，从而将更深层次地无创伤地揭示心脏各结构部位的运动信息，为诊断心脏疾病提供准确的检测依据。

本发明的目的是通过下述技术方案来实现的。

本发明是在本人发明的“全方向 M 型心动图方法及其系统”（其专利号为 ZL98125713.5）的基础上做出的进一步深入的发明，在所述的专利中，它能在超声心动图截面像的任一位置（也可以同时多位置）设置任意方向、任意多个方向线，提出它们所对应心脏各结构的各部位的灰度（位置）～时间波形图，即全方向 M 型心动图。本发明是在这些全方向 M 型心动图中

任意选择所需对应心脏某结构某一部位的全方向 M 型心动图波形，并对其作边缘提取后，再对其作时间的离散函数微分，从而得到该部位每一时刻的运动速度，并构成全时轴该部位的运动速度包络线 ($V=V(t)$)，我们称它为速度场；在得到某部位运动速度包络线后，对其作时间的离散函数微分，从而得到该部位每时刻运动加速度，并构成该部位全时轴的加速度包络线 ($a=a(t)$)，我们称之为加速度场。

全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测方法包含如下步骤：

1. 由全方向 M 型心动图系统产生全方向 M 型心动图；
2. 从全方向 M 型心动图中选择所需的可以代表心脏某结构指定部位的灰度（位置）～时间波形图，检测准确出可以代表该部位运动轨迹的准确平滑的“边缘”曲线，即 $S=S(t)$ ；
3. 将这运动轨迹对时间作离散函数的一阶微分（或说求运动轨迹每时刻的斜率），从而得到速度场，即 $V = \frac{\Delta S}{\Delta t}$ ；
4. 对已求得的速度场经平滑后对时间作离散函数一阶微分（或说求速度场每时刻的斜率），从而得到加速度场，即 $a = \frac{\Delta V}{\Delta t}$ ；
5. 上述的“边缘”曲线、速度场及加速度场的图形及其数据均可被存贮或显示打印出来。

所述的从已经选择的灰度（位置）～时间波形图中提取的“边缘”曲线，即 $S=S(t)$ 是利用移动线状模板检测出代表心脏某结构该位置该时刻活动波形点随时间的运动轨迹。

所述的 $S=S(t)$ ，对其个别断离点、奇异点作人工奇、离点的干预并平滑，从而得到连续完整的边缘包络线。

所述的连续完整的边缘包络线用灰度差法对其边缘进行纠正并平滑，得到准确的心脏某结构指定部位的运动轨迹。

所述的速度场经平滑后形成了连续完整的 $V=V(t)$ 。

所述的加速度场经平滑后形成了连续完整的 $a=a(t)$ 。

所述的 $S=S(t)$ 、 $V=V(t)$ 及 $a=a(t)$ 的图形均可回送全方向 M 型心动图总系统的显示、打印数据管理模块，并可显示、打印输出。

全方向 M 型心动图的速度场和加速度场的检测装置包含有全方向 M 型心动图系统，即包含有计算机及其显示器，打印机、放相机、全方向 M 型心动图重建模块、同步心电图提取模块及显示、打印数据管理模块，其特征是它还包含边缘提取模块、速度生成模块及加速度生成模块，其中边缘提取模块包含线状模板，由全方向 M 型心动图系统输出所选择的心动图经边缘提取模块中的线状模板处理后输出心脏被测点的位置随时间的运动轨迹，即 $S=S(t)$ ，该运动轨迹经速度场生成模块处理后输出速度场包络线 $V=V(t)$ ，该包络线经加速度场生成模块处理后输出加速度场包络线 $a=a(t)$ ，上述 $S=S(t)$ 、 $V=V(t)$ 及 $a=a(t)$ 的心动信息图形均可回送全方向 M 型心动图系统，并可通过显示打印数据管理模块显示打印出来。

所述的线状模板是一般边缘检测模板的垂直方向检测模板。

本发明是在现有的“全方向 M 型心动图方法及其系统”的基础上进一步揭示被选择的心脏某结构某部位对应的心动图（即运动轨迹），经边缘提取模块获得波形线，并经速度生成模块及加速度生成模块得到它的速度包络线及加速度包络线，从而能更深层次地无创伤地揭示心脏各部位的运动信息，它适用于视频输出的所有医学图像的这些运动信息的提取。用于心

脏 B 超、彩超, 本发明可以同步地展示截面图像中 (在数字化许可之下的) 任意多个任意方向采样线段所对应 (并和心电图基准) 都互相同步的灰度 (位置) ~ 时间波形图, 即 $s=s(t)$, 以及 $v=v(t)$ 和 $a=a(t)$ 波形图, 为此该系统提供了心脏舒缩过程中心内各结构如房室壁、血管等部位点上的各时刻移动幅度、速度、加速度以及腔体壁厚度及其变化过程的数据, 这是对心脏各结构的舒缩功能等心脏运动、形变数据及其过程中数据 (包括时相比较数据) 的直接地准确检测。它对比国际上最新的室壁运动 (只能测到速度) 的多普勒检测具有不受方向限制和不是经过其他参数 (如频率) 转换为速度, 而是直接测量的两大优点, 尤其重要的它还能检测加速度, 由于它可以生成任意多个任意方向又互相同步的 M 型心动图及其速度场、加速度场, 所以它能够对心脏各结构各部位的总体和细节之间的互相影响与关系进行分析、研究和评价, 此外, 同一个采样序列超声心动图截面像群得到的所有全方向 M 型心动图及其速度场、加速度场包络线图和二维超声心动图下方的心电图 (作时轴基准) 都互相同步, 可以进行幅值、时相等比较和测量。为此, 它将对心脏疾病的诊断和血液动力学的研究有着重大的意义。

附图说明

图 1 为本发明的检测装置结构图。

图 2 为图 1 中边缘提取模块结构图。

图 3 为图 1 中速度场生成模块结构图。

图 4 为图 1 中加速度场生成模块结构图。

图 5 为本发明的检测装置的输出结果图。

图 6 为心脏不同结构的某部位的速度场和心电图同步输出结果图。

图 7 为心脏不同结构的某部位的加速度场和心电图同步输出结果图。

具体实施方式

如图 1 至图 4 所示, 本发明的前题是在产生“全方向 M 型心动图”波形的基础上, 并对被选择的某心脏某结构某部位对应的心动图形(也即运动轨迹)经分析运算得到它的速度和加速度。

本发明的速度场及加速度场的检测方法包含如下步骤:

1. 从全方向 M 型心动图中选择可以代表心脏某结构指定部位的灰度(位置)~时间波形图;
2. 用人工开出一窗口, 在这窗口内用线状模板从上到下检测出代表心脏某结构该位置该时刻运动波形点, 移动线状模板即可形成该位置随时间的运动轨迹。
3. 对个别断离点、奇异点作人工奇、离点的干预, 从而形成完整的边缘线包络。
4. 用灰度差法对该完整的边缘进行纠正, 从而得到准确的某心脏某结构指定部位的运动轨迹。该轨迹对于一个时刻只有一个点值, 即变成时间变量的唯一应变变量, 这样的边缘包络线就是我们所需要的边缘包络线, 或者说心脏某结构一确定位置随时间的运动轨迹, 即 $S=S(t)$, 它被显示、打印数据管理模块接收作为进一步速度场检测的基础, 也可以直接被显示、打印以及进入全方向 M 型心动图总系统的数据管理中。

5. 由全方向 M 型心动图系统中的显示、打印数据管理模块选择出心脏某结构确定位置的心动波形边缘包络线(即运动轨迹) $S=S(t)$ 作离散函数的一阶微分, 即 $V_i = \frac{\Delta S_i}{\Delta t_i}$, $V = V_1(t), V_2(t) \dots V_i(t) \dots$, 这些离散的速度 $V_i(t)$ 被平滑

后形成了 $V=V(t)$ 包络线，作为加速度检测的基础并回送入全方向 M 型心动图总系统的显示、打印数据管理模块。

6. 由显示、打印数据管理模块提取出速度场包络线 $V=V(t)$ 作离散函数的一阶微分即 $a_i = \frac{\Delta V_i}{\Delta t_i}$ ， $a = a_1(t), a_2(t), \dots, a_i(t), \dots$ ，这些离散的加速度 $a_i(t)$ 被平滑后形成了 $a=a(t)$ 包络线，回送到显示、打印数据管理模块，作为加速度的数据和波形的输出。

7. 如图 5 所示为本发明的检测装置的输出结果图，它可同时显示心脏某结构某位置心动波形的边缘曲线、速度场、加速度场及心电图。

本发明的速度和加速度场的检测装置是由全方向 M 型心动图系统、边缘提取模块、速度场生成模块、加速度场生成模块及显示打印数据管理模块，全方向 M 型心动图系统包含计算机及其显示器、打印机、放相机、全方向 M 型心动图重建模块及同步心电图波形提取模块，边缘提取模块包含一线状模板，它是一般边缘检测模板的垂直方向检测模板，它可用于从上到下检测出代表心脏某结构该位置该时刻的运动波形点，各时刻波形点被检出后就形成了该位置随时间的运动轨迹，即 $S=S(t)$ ，为了生成完整的边缘包络线，经边缘提取模块形成的运动轨迹通过人工操作，对其个别断离点、奇异点作人工奇、离点的干预即可得到，再用灰度差法对该完整的边缘进行纠正并平滑后，从而得到准确的心脏某结构指定部位的运动轨迹，即 $S=S(t)$ ，它被显示、打印数据管理模块接收作为进一步速度场检测的依据，也可以直接被显示、打印出来，或进入全方向 M 型心动图总系统的数据管理中；由显示、打印、数据管理模块选择出心脏某结构确定位置的心动波形边缘包络线（即其运动轨迹） $S=S(t)$ ，送入速度场生成模块，该模

块可对 $S=S(t)$ 作离散函数的一阶微分, 即 $V_i = \frac{\Delta S_i}{\Delta t_i}$, $V = V_1(t), V_2(t) \dots, V_i(t) \dots$,

这些离散的速度被平滑后形成了 $V=V(t)$ 包络线, 该包络线作为检测加速度的依据, 被回送入显示、打印数据管理模块, 并可由该模块显示打印出来, 如图 6 所示为心脏不同结构的某部位的速度场和心电图同步图; 由显示、打印数据管理模块提取出速度场包络线 $V=V(t)$, 送入加速度场生成

模块, 该模块可对 $V=V(t)$ 作离散函数的一阶微分即 $a_i = \frac{\Delta V_i}{\Delta t_i}$,

$a = a_1(t), a_2(t) \dots, a_i(t) \dots$, 这些离散的加速度 $a_i(t)$ 被平滑后形成了 $a=a(t)$ 包络线,

回送显示、打印数据管理模块, 并可显示、打印输出, 如图 7 所示为心脏

不同结构的某部位的加速度场和心电图同步图。如图 5 所示, 其工作过程

是: 在全方向 M 型心动图系统输出的全方向 M 型心动图中选择某一所需的心动图, 用鼠标点击“开窗”进行开窗操作; 再用鼠标点击边界, 则生成

边界的初形, 通过人工操作, 点击鼠标右键的“纠正模块”对其个别断离点、奇异点作人工奇、离点的干预即可得到, 再用灰度差法对该完整的边

缘进行纠正并平滑后, 从而得到准确的心脏某结构指定部位的运动轨迹,

即 $S=S(t)$; 点击“速度/加速度”, 自动生成速度、加速度包络线, 并可显

示、打印输出。

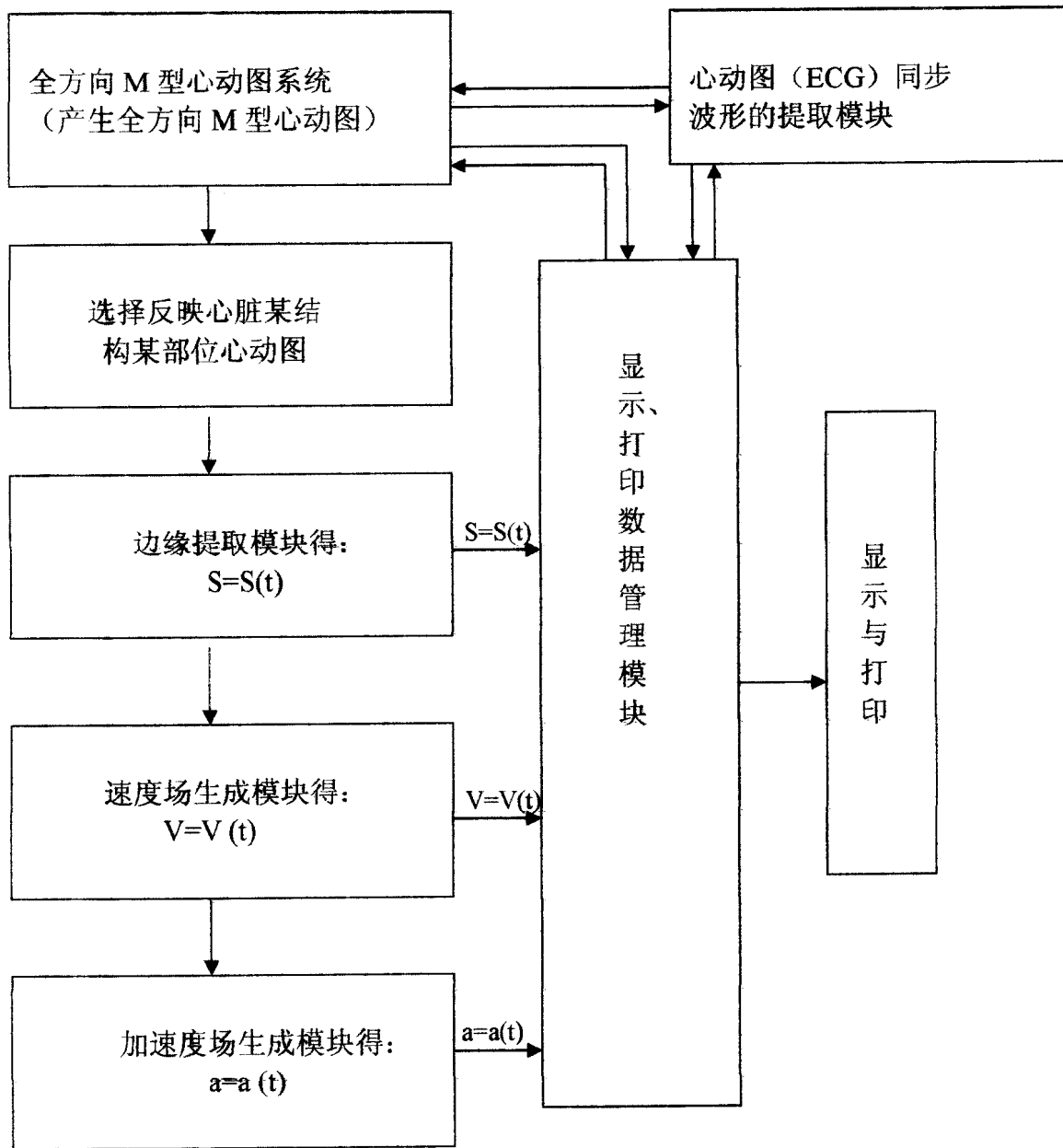


图 1

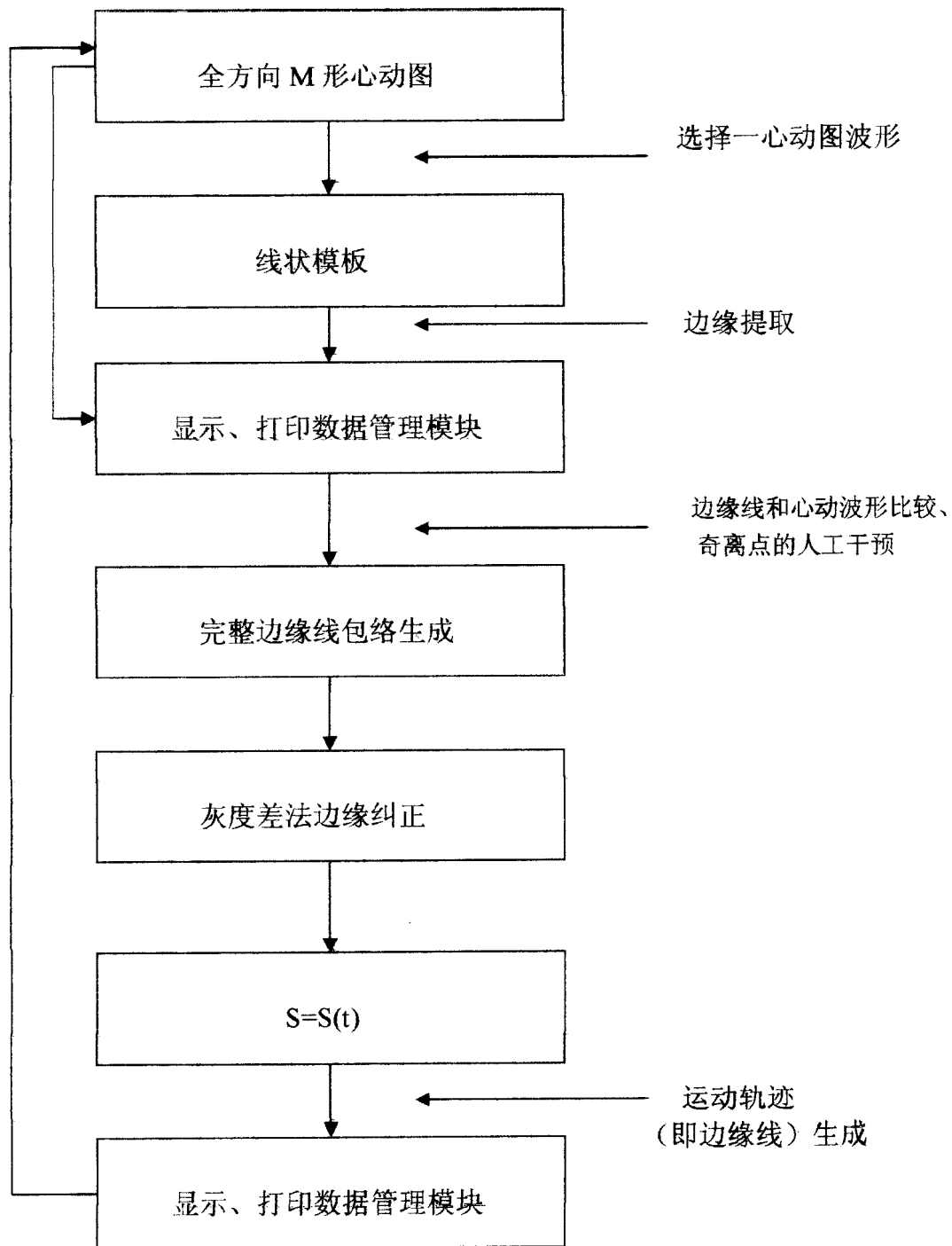


图 2

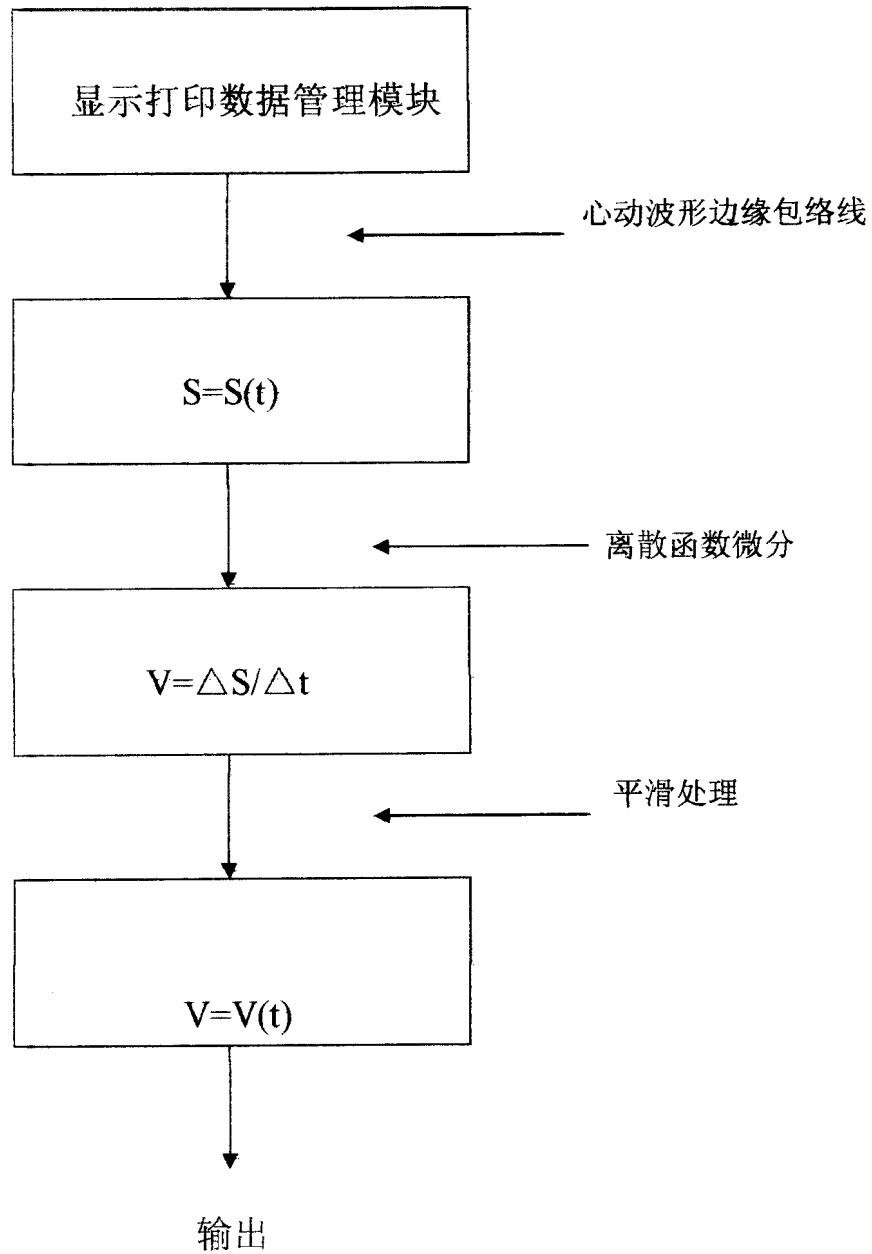


图 3

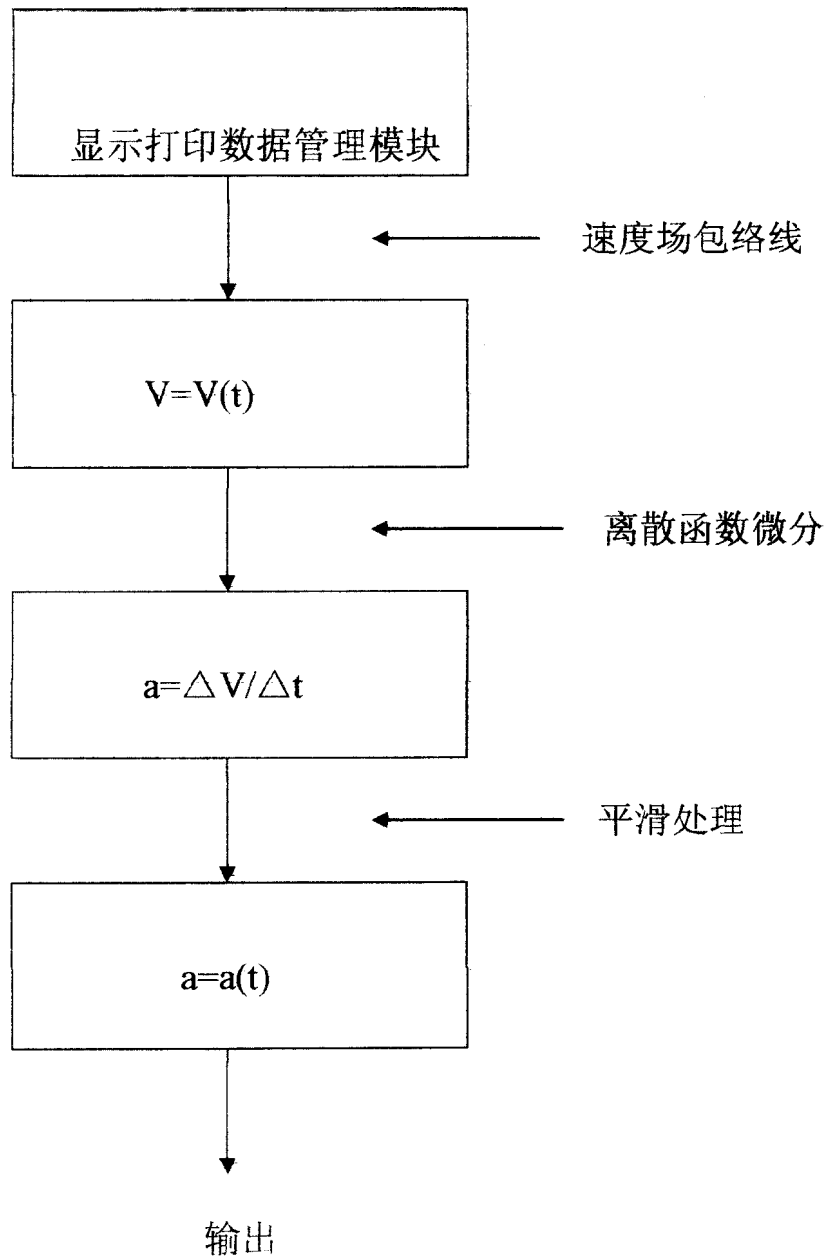


图 4

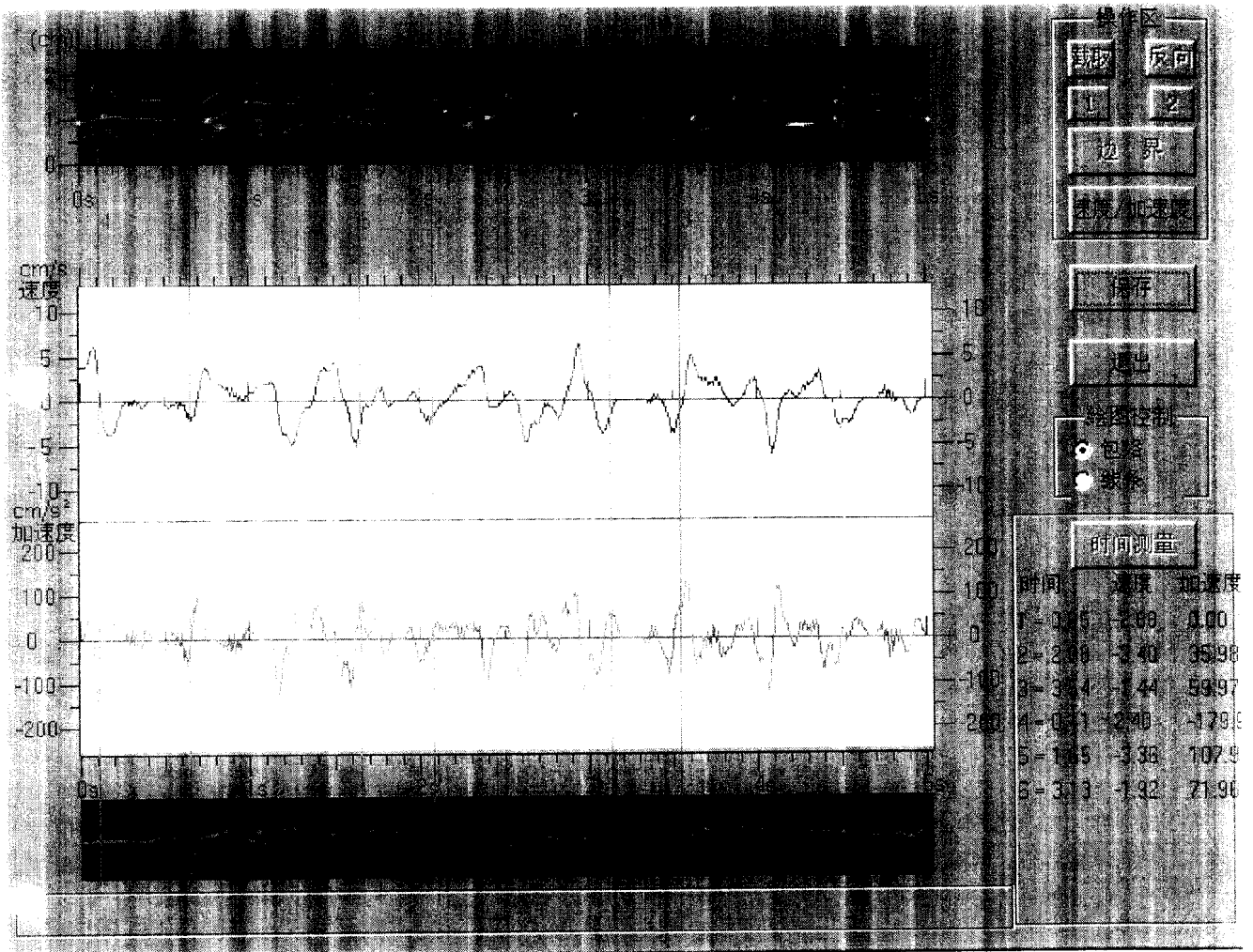


图 5

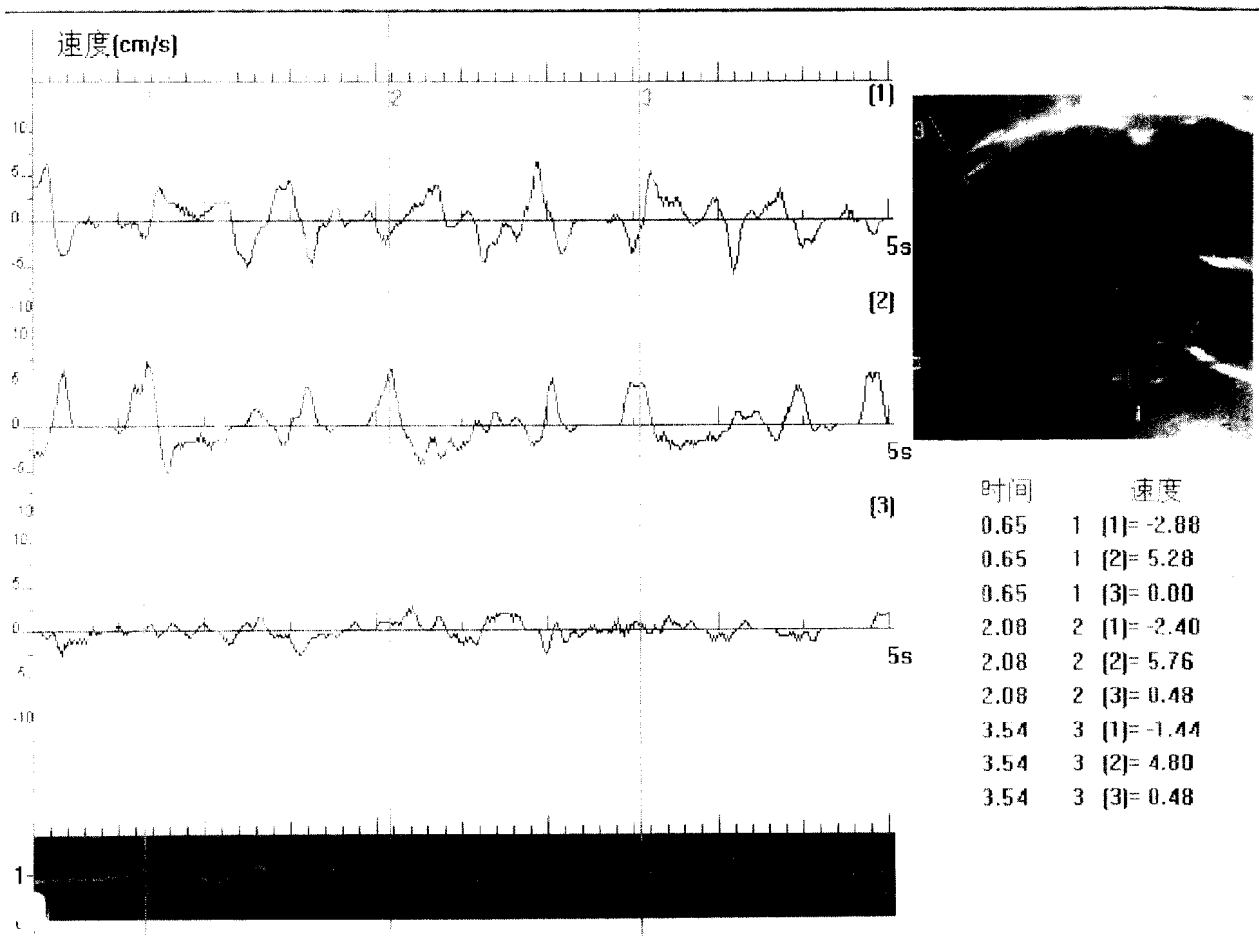


图 6

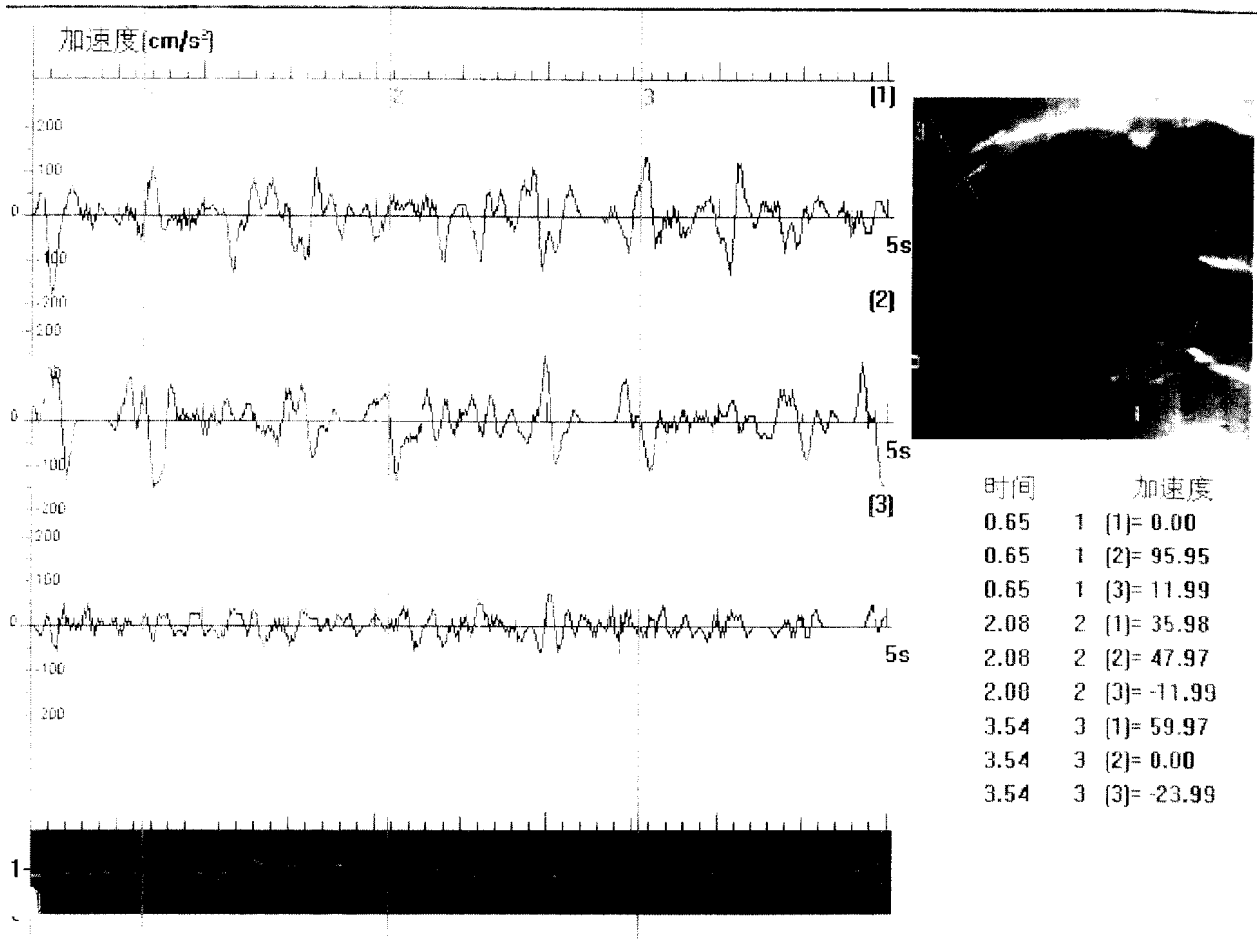


图 7

专利名称(译)	全方向M型心动图的速度场和加速度场的检测方法及其装置		
公开(公告)号	CN100349549C	公开(公告)日	2007-11-21
申请号	CN200310104284.0	申请日	2003-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	福州大学		
申请(专利权)人(译)	福州大学		
当前申请(专利权)人(译)	福州大学		
[标]发明人	林强		
发明人	林强		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
审查员(译)	栾志超		
其他公开文献	CN1539379A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种全方向M型心动图的速度场和加速度场的检测方法及其装置，它包含有全方向M型心动图系统，其特征是它还包含边缘提取模块、速度生成模块及加速度生成模块，其中边缘提取模块包含线状模板，本发明是在这些全方向M型心动图中任意选择所需对应心脏某结构某部位的全方向M型心动图波形，并对其作边缘提取后，对其作时间的离散函数微分，即可得到该部位每一时刻的运动速度，再对其作时间的离散函数微分，从而得到该部位每时刻运动加速度，本发明可以准确地测量心脏各结构各部位各时刻的运动速度及加速度，从而将更深层次地无创伤地揭示心脏各部位的运动信息，为心脏疾病的诊断和血液动力学的研究提供重要的科学依据。

