



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200520097653.2

[45] 授权公告日 2007 年 4 月 25 日

[11] 授权公告号 CN 2891972Y

[22] 申请日 2005.8.11

[21] 申请号 200520097653.2

[73] 专利权人 福州大学

地址 350002 福建省福州市工业路 523 号

[72] 设计人 林 强

[74] 专利代理机构 福州智理专利代理有限公司

代理人 丁秀丽

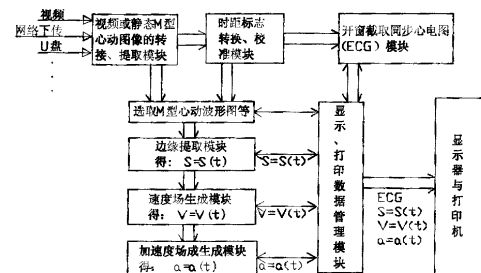
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 3 页

[54] 实用新型名称

超声心动图中 M 型心动图的速度场与加速度场的检测装置

[57] 摘要

一种超声心动图中 M 型心动图的速度场与加速度场的检测装置，它包括视频或静态 M 型心动图像的转接及提取模块、时距标志转换及校准模块、选取 M 型心动波形图等、边缘提取模块、速度场生成模块、加速度场生成模块、开窗截取同步心电图模块、显示及打印数据管理模块、显示器与打印机；各模块之间通过数据传输连接。该装置使得原 B 超中检测心脏某位置的 M 型心动图进一步地可以检测该位置在射束方向每时刻的速度与加速度，它对心脏血液动力学研究和心血管疾病的诊断有着重要的意义。



1、一种超声心动图中 M 型心动图的速度场与加速度场的检测装置，其特征在于：它包括视频或静态 M 型心动图像的转接、提取模块，时距标志转换、校准模块，选取 M 型心动波形图，边缘提取模块，速度场生成模块，加速度场生成模块，开窗截取同步心电图模块，显示、打印数据管理模块，显示器与打印机；它们之间的连接关系如下，由视频或静态 M 型心动图像的转接、提取模块连接以下二个模块：

其一，连接时距标志转换、校准模块后，一路连接选取 M 型心动波形图，另一路连接开窗截取同步心电图模块，而后这两路都分别连接到显示、打印数据管理模块后再连接到显示器和打印机；

其二，直接连接选取 M 型心动波形图，而后一路连接显示、打印数据管理模块后再连接到显示器和打印机；另一路连接边缘提取模块，边缘提取模块一路连接显示、打印数据管理模块 后再连接到显示器和打印机；另一路连接速度场生成模块；速度场生成模块一路连接显示、打印数据管理模块后再连接到显示器和打印机；另一路连接加速度场生成模块，而后再连接显示、打印数据管理模块，最终在连接到显示器和打印机。

超声心动图中 M 型心动图的速度场与加速度场的检测装置

技术领域:

本实用新型涉及一种医疗器械，尤其是涉及一种超声心动图的速度场与加速度场检测装置。

背景技术:

超声心动图（包括心脏 B 超、彩超）中都附有 M 型超声心动图作为一个十分重要的动态信息检测，它代表了心脏结构的某部位（如图的左室 A 部位）在超声射束方向上的运动曲线（如图右侧 A 波形线）或称运动轨迹，当射束方向与该部位的运动方向一致时，它代表了心脏结构该部位（A 点）的运动轨迹，它具有时轴方向很高的分辨率，是解剖式或全方向 M 型心动图所没有的。它的一阶微分代表了运动速度，二阶微分代表了运动加速度。现有彩超、B 超中只有 M 型心动图的检测，没有对它做进一步深入检测的探讨，现有新技术如组织多普勒、解剖式 M 型和全方向 M 型心动图等都不是来自原 M 型的深入，而原 M 型心动图所具有的图像真实、分辨率高等优点都无法利用了。

实用新型内容:

本实用新型解决了现有技术所存在的上述缺陷，提供一种立足于原 B 超中 M 型心动图基础上的超声心动图中 M 型心动图的速度场与加速度场的检测装置。

本实用新型的技术方案如下：它包括视频或静态 M 型心动图像的转接、提取模块，时距标志转换、校准模块，选取 M 型心动波形图，边缘提取模块，速度场生成模块，加速度场生成模块，开窗截取同步心电图模块，显示、打印数据管理模块，显示器与打印机；它们之间的连接关系如下，由视频或静态 M 型心动图像的转接、提取模块连接以下二个模块：

其一，连接时距标志转换、校准模块后，一路连接选取 M 型心动波形图，另一路连接开窗截取同步心电图模块，而后这两路都分别连接到显示、打印数据管理模块后再连接到显示器和打印机；

其二，直接连接选取 M 型心动波形图，而后一路连接显示、打印数据管理模块后再连接到显示器和打印机；另一路连接边缘提取模块，边缘提取模块一路连接显示、打印数据管理模块 后再连接到显示器和打印机；另一路连接速度场生成模块，速度场生成模块一路连接显示、打印数据管理模块 后再连接到显示器和打印机；另一路连接加速度场生成模块，而后再连接显示、打印数据管理模块，最终在连接到显示器和打印机。

本装置的 M 型超声心动图，从原超声心动图设置中的视频输出，或从被录相后由放相机的视频输出从这些活动图被 PCI 视频采集卡采集成序列视频图像。从而选择完整 M 型超声心动图的一幅转为 BMP 图，或从网上直接传入的 BMP 图、JPG 图，或从软盘、U 盘、设备数据库输入的 JPG 图、BMP 图，全部转为 BMP 图，通过边缘提取模块得到运动曲线，而后进入速度场生成模块生成速度场，它再经过加速度场模块生成加速度场。配合心电图波形提取模块，从而显示或打印出可以和心电图（ECG）同步的心脏结构某位置的运动波形（即 M 型心动图）及其速度场与加速度场。各模块之间通过数据传输连接。

本实用新型的有益效果是能够在超声心动图（彩超、B 超）中心脏结构某位置的原 M 型心动图的基础进一步深入，检测出心脏结构该位置的速度场和加速度场（即每时刻的速度和加速度）并和原 M 型心动图及心电图都同步地显示，它对心脏血液动力学的研究和临床诊断有重要的意义。本发明对新动态信息的深入挖掘，最终将从医学序列图像的分析中，无创伤地逐步接近完全获得心脏各部位产生运动原因的最重要的动态信息——心脏的力的揭示。

附图说明：

图 1 是本实用新型装置的结构方框图。

图 2 (a) 是超声心动图（彩超、B 超）中一条原 M 型心动图；图 2 (b) 是超声心动图（彩超、B 超）中一条原 M 型心动图的速度场、加速度场检测结果图。

具体实施方式：

如图 1、2 所示，本实用新型包括视频或静态 M 型心动图像转换、提取模块，时距标志转换、校准模块，开窗截取同步心电图（ECG）模块，选取 M 型心动波形图等，边缘提取模块，速度场生成模块，加速度场生成模块，显示、打印数据管理模块以及显示与打印；本装置的 M 型超声心动图，从原超声心动图设置中的视频输出，或被录相后由放相机的视频输出从这些活动图被 PCI 视频采集卡采集成序列视频图像。从而选择完整 M 型超声心动图的一幅转为 BMP 图，或从网上直接传入的 BMP 图、JPG 图，或从软盘、U 盘、设备数据库输入的 JPG 图、BMP 图，全部转为 BMP 图，通过边缘提取模块得到运动曲线，而后进入速度场生成模块生成速度场，它再经过加速度场模块生成加速度场。配合心电图波形提取模块，从而显示或打印出可以和心电图（ECG）同步的心脏结构某位置的运动波形（即 M 型心动图）及其速度场与加速度场。在本装置中所述的边缘提取模块、速度场生成模块、加速度场生成模块以及开窗截取同步心电图（ECG）模块 与显示打印数据管理模块之间数据可相互传输、转换。

为了使本实用新型技术方案更加清楚完整，下面对本实用新型做进一步的说明：

1、本装置的图像源：

(1) 原彩超中的 M 型心动图本身由射束处理出来的就是 M 型心动图。

(2) 它接受的是一幅图像，所以大量的可以从 U 盘、软盘或网上获取一幅静态图像，即使从视频进来的也只要选择已形成完整一幅 M 型的静态图像。

(3) 本装置彩超中 M 型是超声波射束向人体的不同结构、其组织反射波在波束传输时间调辉所致的 M 型心动图。

2、时距标准确定模块:

时距标准是决定速度和加速度“值”的关键，是基准，要不就没有数值生成。本装置中要对应所有各国生产彩超中 M 型心动图，要把它们的数据都列入可检测的行列，所以形成时间和距离标准转换和校准模块非常重要。

3、心电图信号（ECG）模块，在彩超中的 M 型心动图之下边的心电图（ECG）信号和心动图同步，所以在彩超中的 M 型心动图采用的是开窗同步截取模块来达到这个目的。

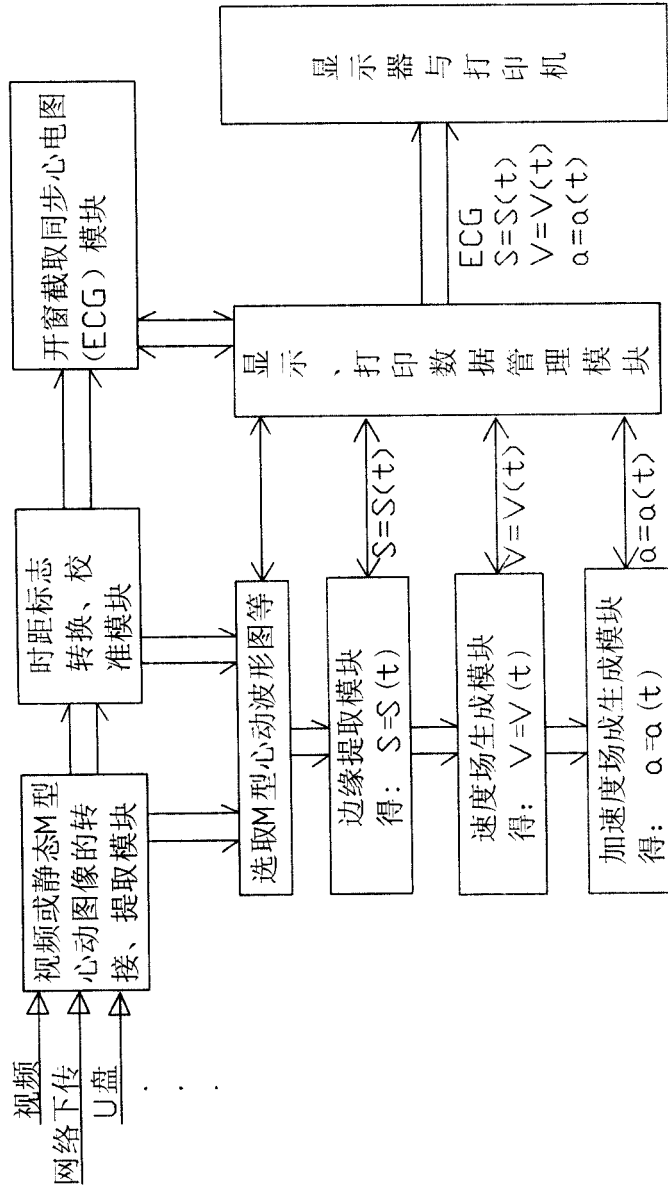


图 1

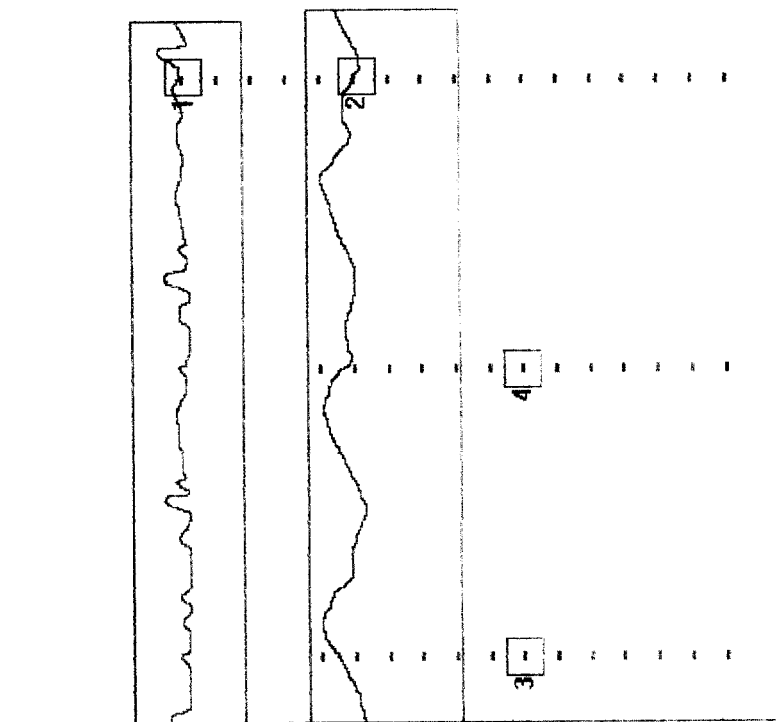


图 2 (a)



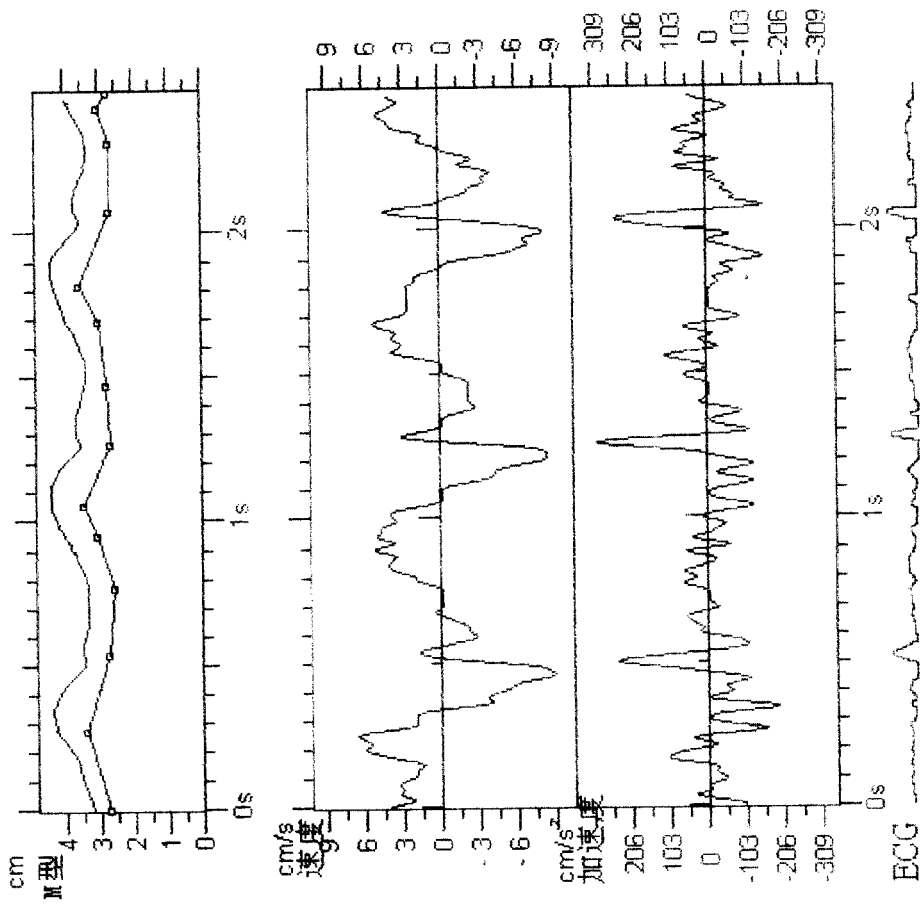


图 2 (b)

专利名称(译)	超声心动图中M型心动图的速度场与加速度场的检测装置		
公开(公告)号	CN2891972Y	公开(公告)日	2007-04-25
申请号	CN200520097653.2	申请日	2005-08-11
[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		
代理人(译)	丁秀丽		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

一种超声心动图中M型心动图的速度场与加速度场的检测装置，它包括视频或静态M型心动图像的转接及提取模块、时距标志转换及校准模块、选取M型心动波形图等、边缘提取模块、速度场生成模块、加速度场生成模块、开窗截取同步心电图模块、显示及打印数据管理模块、显示器与打印机；各模块之间通过数据传输连接。该装置使得原B超中检测心脏某位置的M型心动图进一步地可以检测该位置在射束方向每时刻的速度与加速度，它对心脏血液动力学研究和心血管疾病的诊断有着重要的意义。

