

[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)

G01P 15/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510019288.8

[45] 授权公告日 2008 年 9 月 17 日

[11] 授权公告号 CN 100418482C

[22] 申请日 2005.8.11

[21] 申请号 200510019288.8

[73] 专利权人 福州大学

地址 350002 福建省福州市工业路 523 号

[72] 发明人 林 强

[56] 参考文献

CN1539379A 2004.10.27

US5285788A 1994.2.15

US6110117A 2000.8.29

微分超声心动图的取得与 B 超光流场. 林强. 福州大学学报 (自然科学版), 第 22 卷第 6 期. 1994

审查员 薛 林

[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

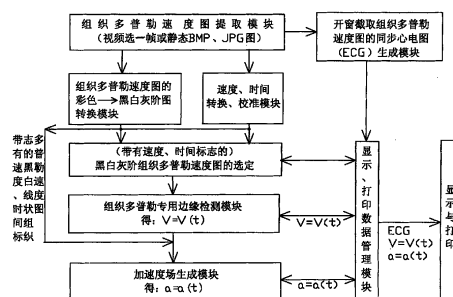
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 5 页

[54] 发明名称

彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法及其装置

[57] 摘要

本发明涉及一种彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法及其装置,它是从组织多普勒速度图中,抽取出心脏结构某位置的速度 $V = V(t)$ 的曲线,对其作一阶微分,即可得到心脏结构该位置加速度 $a = a(t)$ 的加速度场的检测。本方法及其装置能在彩超较新技术组织多普勒检测得到心脏结构某位置的速度图的基础上进一步地检测出该位置运动的加速度场。根据 $F = ma$ 牛顿第二定律可知,加速度的检测将对该位置的受力情况取得非常重要的信息,所以它将对心脏结构各位置的血液动力学的研究和心血管疾病的诊断有着重要的意义。



1、一种彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法，其特征在于：从组织多普勒速度图中，抽取出心脏结构某位置的速度 $V=V(t)$ 的曲线，对其作一阶微分，即能够得到心脏结构该位置加速度 $a=a(t)$ 的加速度场的检测。

2、根据权利要求 1 所述的彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法，其特征在于：它包括如下两种方法中的任何一种或一种以上，每种方法的步骤如下：

(1) 第一种方法

(a) 由组织多普勒速度图提取模块提取出彩色的组织多普勒速度图，

(b) 由步骤 (a) 经过组织多普勒速度图的彩色 → 黑白灰阶图转换模块，转换成黑白图，

(c) 另一路由步骤 (a) 经过速度、时间转换、校准模块，得到带有速度和时间的标志，

(d) 由步骤 (b) 和 (c) 再共同经过对带有速度、时间标志的黑白灰阶组织多普勒速度图的进行选定，

(e) 经过组织多普勒专用边缘检测模块的检测，得到 $V=V(t)$ ，

(f) 经过加速度场生成模块，得到 $a=a(t)$ ，

(g) 经过显示打印数据管理模块，

(h) 最后显示与打印出来；

其中，步骤 (f) 加速度场生成模块与步骤 (g) 显示打印数据管理模块之间的数据可相互传输；

(2) 第二种方法

- (a) 由组织多普勒速度图提取模块提取出组织多普勒速度图，
- (b) 由步骤(a)经过组织多普勒速度图的彩色——黑白灰阶图转换模块，转换成黑白图，
- (c) 由步骤(a)经过速度、时间转换、校准模块，得到带有速度和时间的标志，
- (d) 由步骤(b)和步骤(c)出来的是带有速度、时间标志的黑白线状组织多普勒速度图，
- (e) 经过加速度场生成模块，得到 $a=a(t)$ ，
- (f) 经过显示打印数据管理模块，
- (g) 最后显示与打印出来；

其中，步骤(e)加速度场生成模块与(f)显示打印数据管理模块之间的数据可相互传输。

3、根据权利要求2所述的彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法，其特征在于：所述的组织多普勒专用边缘检测模块的检测方法包括以下依序排列的步骤：

- (a) 由储存在显示、打印数据管理模块中的黑白灰阶组织多普勒速度图或由上述第一种方法输出的黑白灰阶组织多普勒速度图，用专用的组织多普勒速度图边缘检测策略进行检测，
- (b) 经线状模块，检测出组织多普勒边缘线，
- (c) 再经离奇点的人工干预与平滑处理，获得 $V=V(t)$ 。

4、根据权利要求3所述的彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法，其特征在于：所述的加速度生成模块的加速度生成方法包括以下依序排列的

步骤:

- (a) 由显示、打印数据管理模块, 输出 $V=V(t)$,
- (b) 由组织多普勒专用边缘检测模块, 输出 $V=V(t)$,
- (c) 由步骤 (a) 或 (b) 输出的 $V=V(t)$ 进入瞬时加速度生成模块, 作离散函数的一阶微分, 得到某时刻的瞬时加速度,
- (d) 瞬时加速度的集合模块, 生成一系列瞬时加速度的集合, 它们被平滑处理后得到 $a=a(t)$ 的包络线。

5、一种彩超中组织多普勒图的加速度场检测装置, 它包括组织多普勒速度图提取模块、显示与打印数据管理模块, 其特征在于: 它还包括组织多普勒速度图的彩色 $\rightarrow$ 黑白灰阶图转换模块, 速度、时间的转换、校准模块, 带有速度、时间标志的黑白灰阶组织多普勒速度图的选定模块, 以及组织多普勒专用边缘检测模块, 加速度场生成模块; 其中加速度场生成模块从组织多普勒速度图中, 抽取出心脏结构某位置的速度 $V=V(t)$ 的曲线, 对其作一阶微分, 能够得到心脏结构该位置加速度 $a=a(t)$ 的加速度场的检测。

6、根据权利要求 5 所述的彩超中组织多普勒图的加速度场检测装置, 其特征在于: 它还包括开窗截取组织多普勒速度图的同步心电图生成模块。

彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法及其装置

技术领域：

本发明涉及一种加速度场检测方法及其装置，尤其涉及一种彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法及其装置。

背景技术：

在进口彩超中一种较新的技术是组织多普勒图即是心脏结构组织速度场图，它是应用多普勒技术检测到心脏结构某部位组织在超声射束方向上的各时刻运动速度，我们将它简称为速度场，和国家已公开的本人发明专利“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”（公开号：CN1539379A；申请号：200310104284.0）的速度场有相似意义。但在现有技术中却不能得到组织多普勒速度场的加速度场即每时刻的加速度检测。

由牛顿第二定律 $F=ma$ 可知。加速度场的检测，它将使人们得到产生运动，变形的原因力 F 的理解大大地靠近一大步。也就是说我们可以从超声图像中无损地获得心脏内各结构各部位（组织）非常接近受力状态的重要信息。它将对心血管血液动力学的研究和心血管疾病的诊断具有非常重要的意义。

发明内容：

本发明解决了现有技术的上述缺陷，提供一种在上述现有技术的基础上作一阶离散函数的微分，从而得到组织多普勒速度图的加速度场检测的彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法及其装置。

本发明的技术方案如下：

1、彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法：其特征不在于：从组织多普勒速度图中，抽取出心脏结构某位置的速度 $V=V(t)$ 的曲线，对其作一阶微分，即可得到心脏结构该位置加速度 $a=a(t)$ 的加速度场的检测。由于数字化的离散性，所以，这里的微分也应该是离散函数微分。

2、彩超中组织多普勒图的加速度场检测装置：

它包括组织多普勒速度图提取模块、显示与打印数据管理模块，其特征不在于：它还包括组织多普勒速度图的彩色→黑白灰阶图转换模块，速度、时间的转换、校准模块，带有速度、时间标志的黑白灰阶组织多普勒速度图的选定，以及组织多普勒专用边缘检测模块，加速度场生成模块；

它是从组织多普勒（彩超）中选择出我们准备待测得速度场图 $[V=V(t)]$ ，通常彩超中有提供二种速度场图：（1）一种是多普勒检测直接结果，即由频偏转来的有一定宽度的速度图；（2）另一种是厂家对上图作一定处理后细线型的速度图。

（1）要进行取波形的边缘检测，而（2）可直接用来产生加速度场。

对以上两种情况分别处理得到的速度场曲线图 $(V=V(t))$ ，它一方面输入到显示、打印数据管理模块、另一方面送往加速度场生成模块，生成的各时刻的加速度，即加速度场也送往显示、打印数据管理模块，它们和送进的同步心电图（ECG）波形共同送往显示、打印模块，从而形成以心电图（ECG）为时间基准的组织多普勒速度图 $[V=V(t)]$ 和所产生的加速度场 $[a=a(t)]$ 三列同步的波形图。

对已求得的速度场（组织多普勒速度图）经平滑后 $V=V(t)$ 对时间作离散函数的一阶微分（或说求速度曲线每时刻的斜率），即 $a=\Delta V_i/\Delta t_i$ （通常

$\Delta t_i = \Delta t$), 从而得到加速度场, $a = a_1(t), a_2(t) \dots a_i(t)$ 。对应各时刻一系列离散加速度, 它们被平滑后得到 $a = a(t)$ 的包络线。

本方法及其装置能在彩超较新技术组织多普勒检测得到心脏结构某位置的速度图的基础上进一步地检测出该位置运动(及变形)的加速度场(即各时刻的加速度值)。根据 $F = ma$ 牛顿第二定律可知, 加速度的检测它将对该位置的受力情况取得非常重要的信息, 所以它将对心脏各位置的血液动力学的研究和心血管疾病的诊断有着重要的意义。

附图说明:

图 1 是本发明的检测装置的结构方框图。

图 2 是组织多普勒专用边缘检测模块示意图。

图 3 是加速度场生成模块示意图。

图 4(a) 是彩超中由频偏直接转换来有一定宽度的组织多普勒彩色速度图。

图 4(b) 是本发明装置对图 4(a) 组织多普勒速度图检测加速度场结果图。

图 5(a) 是彩超中经处理的线状组织多普勒速度图。

图 5(b) 是本发明装置对图 5(a) 组织多普勒速度图检测加速度场结果图。

具体实施方式:

如图 1-5 所示, 本发明的彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法如下:

它包括如下四种方法中的任何一种或一种以上, 每种方法的步骤如下:

(1) 第一种方法

- (a) 由组织多普勒速度图提取模块提取出组织多普勒彩色速度图,
- (b) 由步骤 (a) 经过组织多普勒速度图的彩色 → 黑白灰阶图转换模块, 转换成黑白图,
- (c) 另一路由步骤 (a) 经过速度、时间转换、校准模块,
- (d) 由步骤 (b) 和 (c) 共同再经过对带有速度、时间标志的黑白灰阶组织多普勒速度图的选定,
- (e) 经过组织多普勒专用边缘检测模块的检测, 得到 $V=V(t)$,
- (f) 经过加速度场生成模块, 得到 $a=a(t)$,
- (g) 经过显示打印数据管理模块,
- (h) 最后显示与打印出来;

其中, 步骤 (f) 加速度场生成模块与步骤 (f) 显示打印数据管理模块之间的数据可相互传输。

(2) 第二种方法

- (a) 由组织多普勒速度图提取模块提取出组织多普勒速度图,
- (b) 由步骤 (a) 经过组织多普勒速度图的彩色 → 黑白灰阶图转换模块, 转换成黑白图,
- (c) 由步骤 (a) 经过速度、时间转换、校准模块,
- (d) 由步骤 (b) 和步骤 (c) 出来的是带有速度、时间标志的黑白线状组织多普勒速度图,
- (e) 经过加速度场生成模块, 得到 $a=a(t)$,
- (f) 经过显示打印数据管理模块,
- (g) 最后显示与打印出来;

其中，步骤（e）加速度场生成模块与（f）显示打印数据管理模块之间的数据可相互传输。

（3）第三种方法

（a）由组织多普勒速度图提取模块提取出组织多普勒速度图，

（b）然后经过组织多普勒速度图的彩色 → 黑白灰阶图转换模块，

（c）由步骤（a）经过速度、时间转换、校准模块，

（d）由步骤（b）和步骤（c）共同再经过对带有速度、时间标志的黑白灰阶组织多普勒速度图的选定，

（e）再经过显示打印数据管理模块，

（f）最后显示与打印出来；

其中，步骤（d）带有速度、时间标志的黑白灰阶组织多普勒速度图的选定与步骤（e）显示打印数据管理模块之间的数据可相互传输。

（4）第四种方法

（a）由组织多普勒速度图提取模块提取出组织多普勒速度图，

（b）然后经过组织多普勒速度图的彩色 → 黑白灰阶图转换模块，

（c）由步骤（a）经过速度、时间转换、校准模块，

（d）由步骤（b）和步骤（c）共同再经过对带有速度、时间标志的黑白灰阶组织多普勒速度图的选定，

（e）由步骤（d）经过组织多普勒专用边缘检测模块的检测，得到 $V=V(t)$ ，

（f）再经过显示打印数据管理模块，

（g）最后显示与打印出来；

其中，步骤（e）经过组织多普勒专用边缘检测模块的检测与步骤（f）显示打印数据管理模块之间的数据可相互传输。

所述的组织多普勒专用边缘检测模块包括以下依序排列的步骤：

- （a）显示、打印数据管理模块或黑白灰阶组织多普勒速度图，
- （b）组织多普勒速度图边缘检测策略，
- （c）线状模板，
- （d）离奇点的人工干预与平滑处理，
- （e） $V=V(t)$ 。

所述的加速度生成模块包括以下依序排列的步骤：

- （a）显示、打印数据管理模块，
- （b） $V=V(t)$ 即组织多普勒专用边缘检测模块，
- （c） $a=\Delta V/\Delta t$ 即瞬时加速度生成模块，
- （d） $a=a(t)$ 即瞬时速度的集合模块；

对已求得的速度场（组织多普勒速度图）经平滑后 $V=V(t)$ 对时间作离散函数的一阶微分（或说求速度曲线每时刻的斜率），即 $a=\Delta V_i/\Delta t_i$ （通常 $\Delta t_i=\Delta t$ ），从而得到加速度场， $a=a_1(t), a_2(t) \cdots a_i(t)$ 。对应各时刻一系列离散加速度，它们被平滑后得到 $a=a(t)$ 的包络线。

所述四种方法中的任何一种或一种以上的方法中还包括：

- （a）由组织多普勒速度图提取模块提取出组织多普勒速度图后，
- （b）经过开窗截取组织多普勒速度图的同步心电图模块，
- （c）再经过显示打印数据管理模块，
- （d）最后显示与打印出来。

本发明的彩超中组织多普勒图的加速度场检测装置的结构如下：

它包括组织多普勒速度图提取模块、显示与打印数据管理模块，其特征在于：它还包括组织多普勒速度图的彩色→黑白灰阶图转换模块，速度、时间的转换、校准模块，带有速度、时间标志的黑白灰阶组织多普勒速度图的选定模块，以及组织多普勒专用边缘检测模块，加速度场生成模块，开窗截取组织多普勒速度图的同步心电图（ECG）生成模块。

本发明是从组织多普勒（彩超）中选择出我们准备待测得速度场图 $[V=V(t)]$ ，通常彩超中有提供二种速度场图：一种是多普勒检测直接结果，即由频偏转来的有一定宽度的速度图，如图4（a）所示；另一种是厂家对上图作一定处理后细线型的速度图，如图5（a）所示。前者要取波形的边缘检测，而后者可直接用来产生加速度场。

对以上两种情况分别处理得到的速度场两线图（ $V=V(t)$ ），它一方面输入到显示、打印数据管理模块、另一方面送往加速度场生成模块，生成的各时刻的加速度，即加速度场也送往显示、打印数据管理模块，它们和同步心电图（ECG）波形提取模块送进的同步心电图（ECG）共同送往显示、打印模块，从而形成以心电图（ECG）为时间基准的组织多普勒速度图 $[V=V(t)]$ 和所产生的加速度场 $[a=a(t)]$ 三列同步波形图显示。

彩超中组织多普勒图的特点：

彩色超声（即彩超）就是针对多普勒而命名的，但它指的是速度和流量比较大的心脏内血液流动速度，其大小以多普勒的频偏被检测，并以不同彩色予以显示，由于近年的多普勒检测水平的提高，类似的方法也被用于心脏结构组织运动速度的检测，从而较新型的彩超中出现了组织多普勒的检

测，也就是心脏内各结构某部位组织运动速度的检测。为此其特点有：

1、从图像源来看

它是频偏转换来的速度~时间变化值图像，和 M 型心动图由实际心脏结构某部位产生的图像灰点（位置）~时间运动轨迹图是完全不同的，所以组织多普勒速度图的速度~时间变化值的边缘位置的理解和它们是不一样的，本设置为此有专门的组织多普勒速度图的边缘提取模块，主要体现在有速度正负方向“边缘”是以外边缘值为其速度值，而不是如 M 型统一只认定为的上边沿或下边沿。

2、组织多普勒速度图通常彩超设备有提供二种方式：

（1）如上所述的频偏直接转换来的速度原图，这种图通常是彩色的、不同宽度的波形图如图 4（a）所示的组织多普勒彩色速度图（但打印机将它转为黑白图），绝大多数彩超中的组织多普勒只提供这样的图。

（2）水平较高的厂家，在提供以上组织多普勒速度原图的同时，还提供被抽象出来的线状白色（或单色）速度~时间图，如图 5（a）所示的线状组织多普勒速度图，这样的图就不需要做确认速度值的边缘检测，可直接作为：

$V=V(t)$ 曲线进入加速度检测。

3 速度、时间转换、校准模块

作为得到加速度值的关键，要把各彩超的组织多普勒的速度和时间标准被本装置认可，需要速度、时间转换、校准模块，才有正确加速度值的产生。

4、开窗截取组织多普勒速度图的同步心电图生成模块：

同样的绝大多数心脏新信息的检测都希望以人们非常熟悉的心电图

(ECG)作时间基准,从而对新信息功能有个参照理解,这里的心电图是在组织多普勒图的下方有同步的心电图(ECG),所以,这里采用开窗截取式提取方法。

5、组织多普勒速度图的速度值和其“边缘”检测问题

上面“2”所述,组织多普勒速度图通常是不同宽度的彩色图,因为要进一步的加速度值检测所以需要确定速度的每一时刻的唯一值,通常以速度图的上边缘或下边缘予以确定。

这边缘检测通常图像技术是对灰阶图像比较方便并有一套技术基础,所以这里首先要将彩色速度图转换为黑白的灰阶图,而后采用多普勒专用的边缘检测策略(即速度的正负方向分别取最外沿)予以检测。

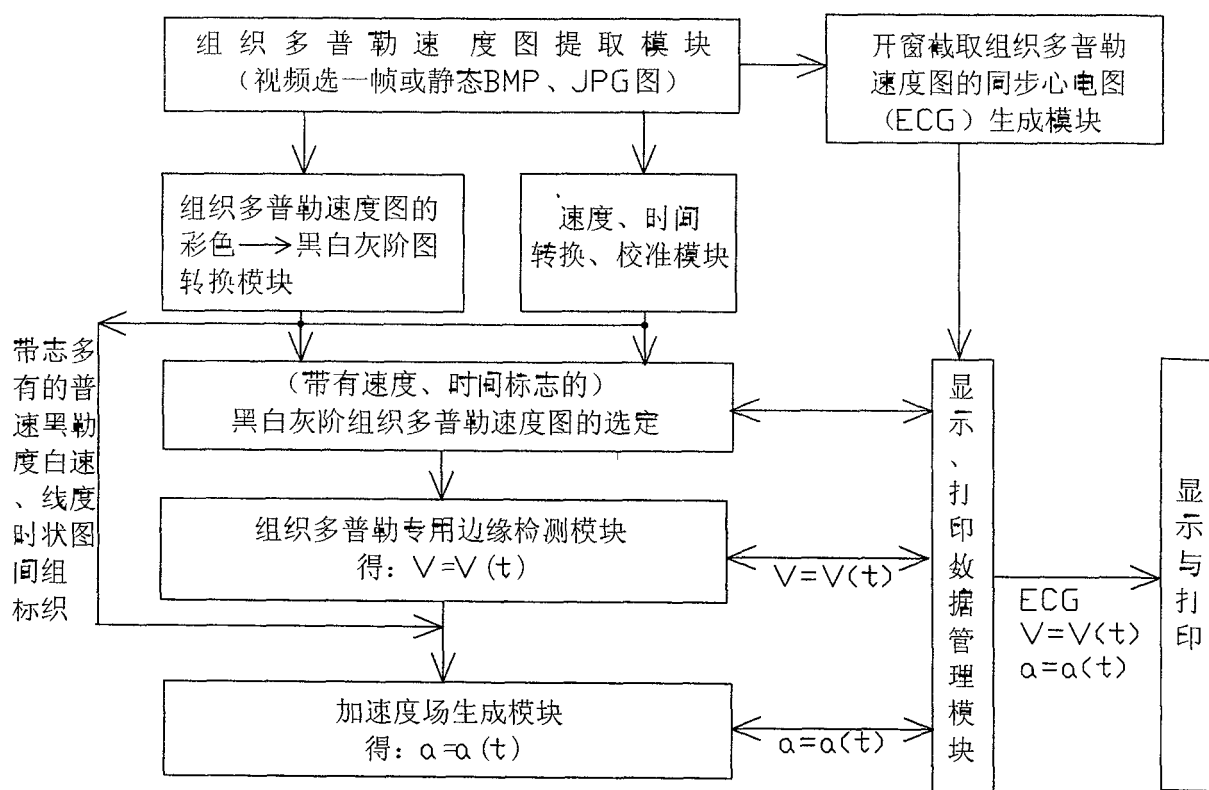


图 1

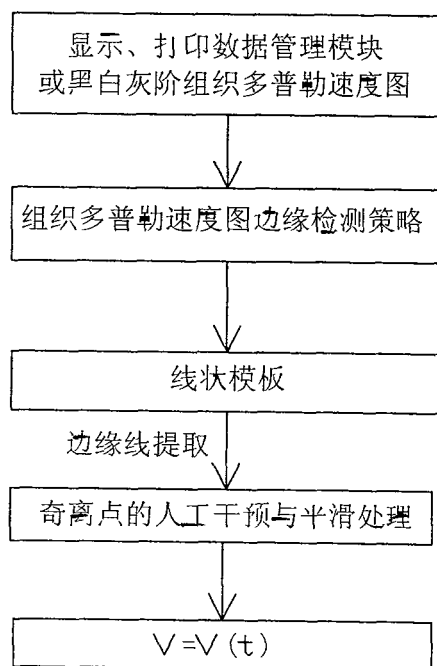


图 2

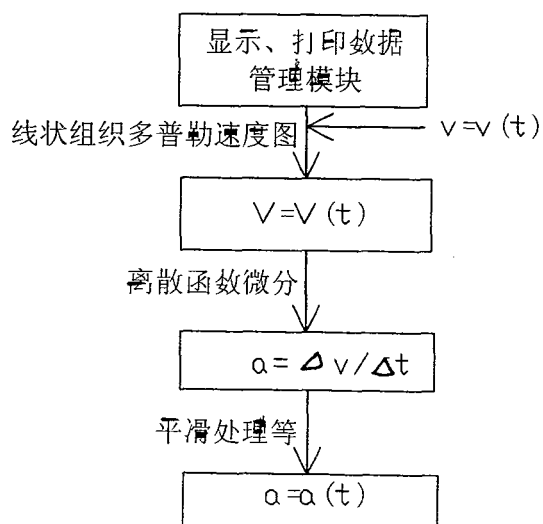


图 3

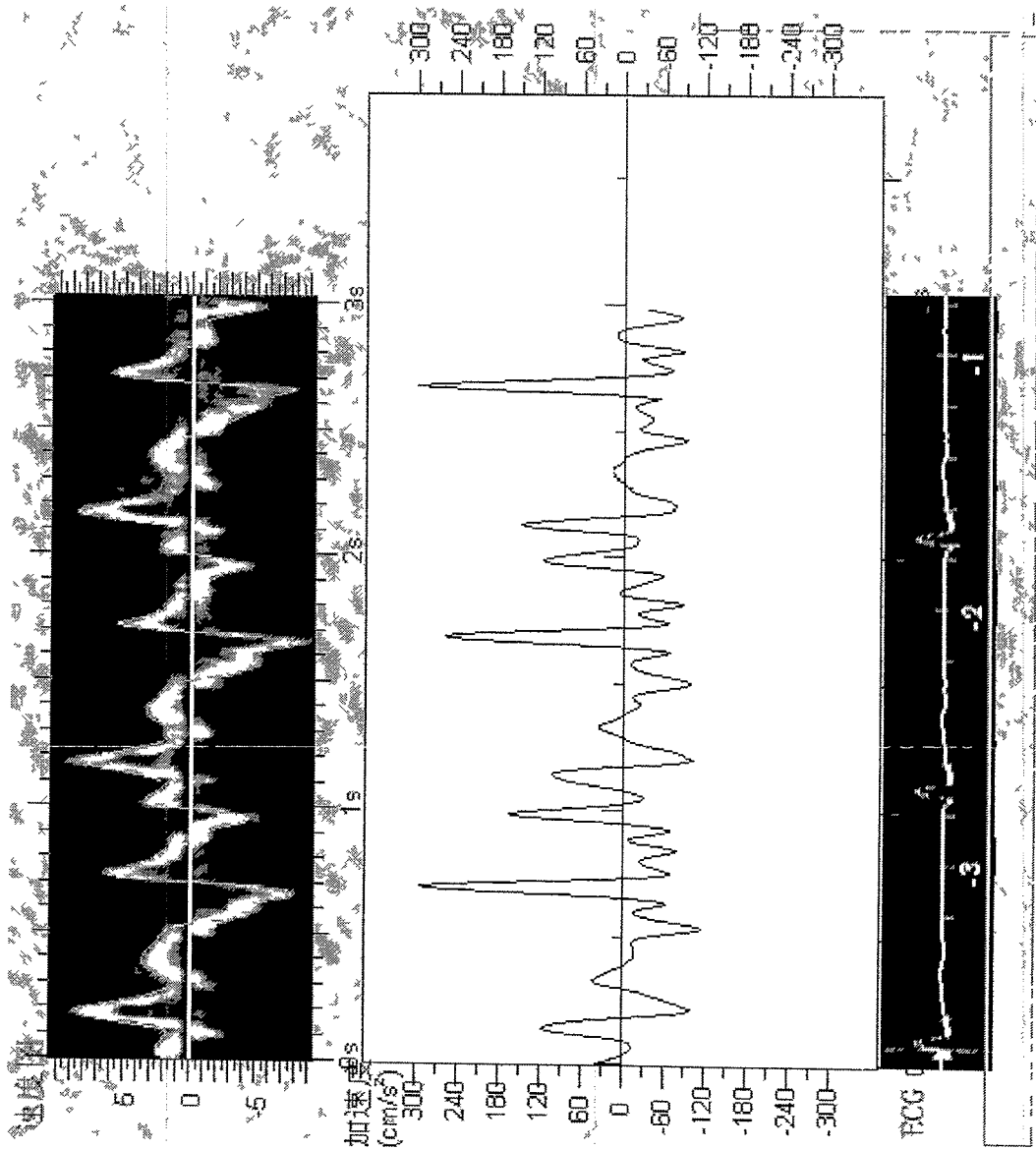


图4 (b)

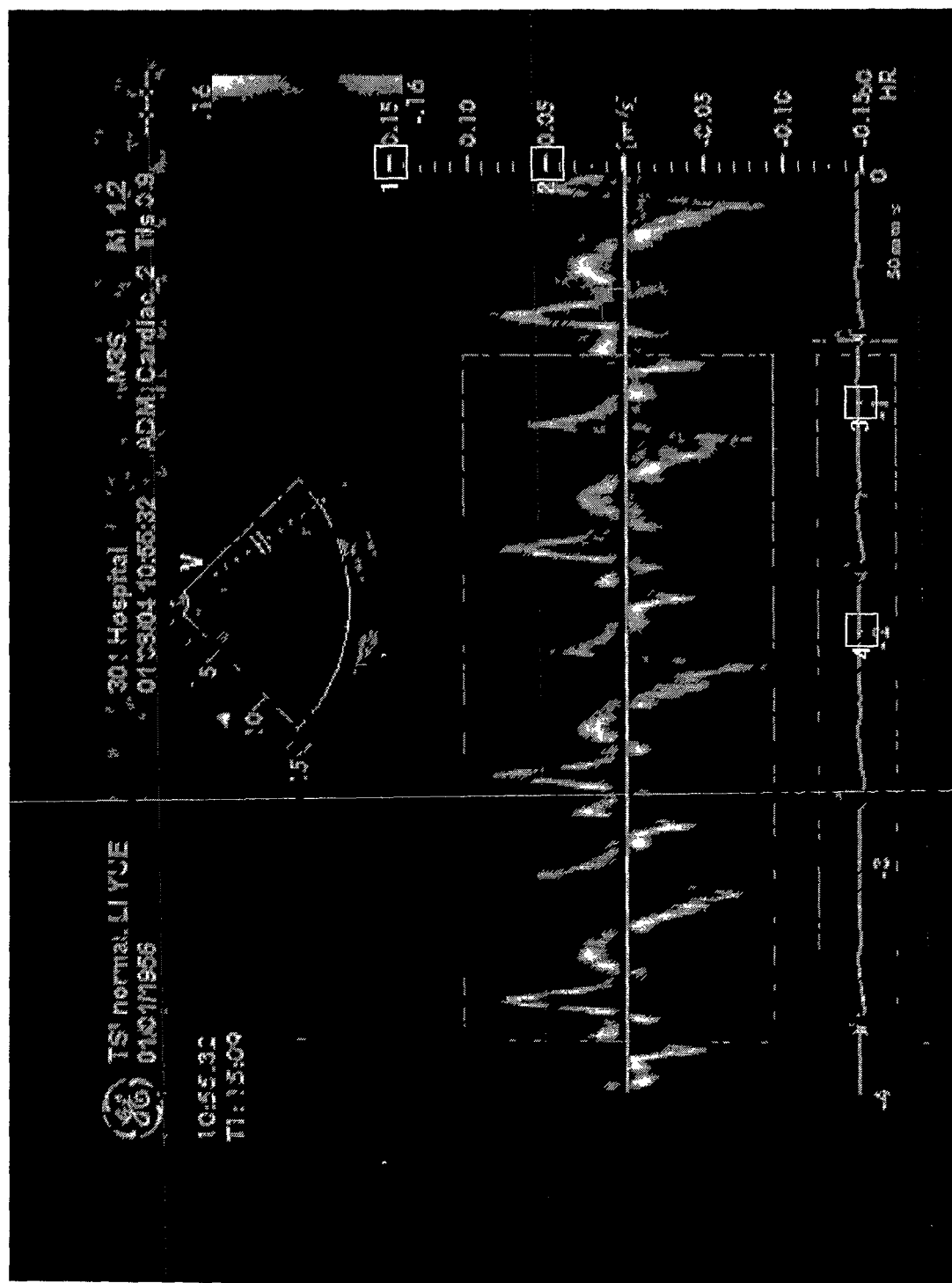


图4 (1)

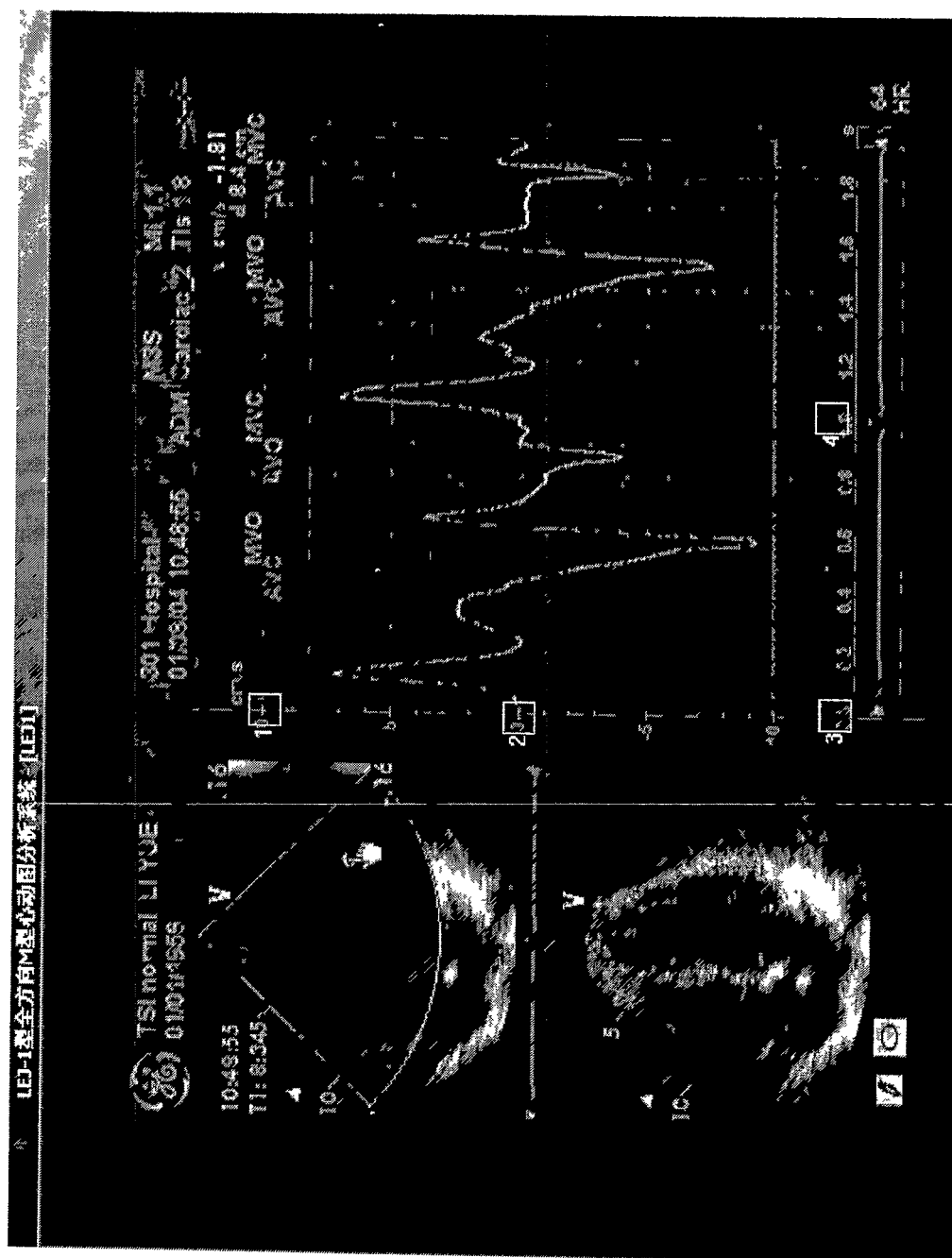


图 5 (a)

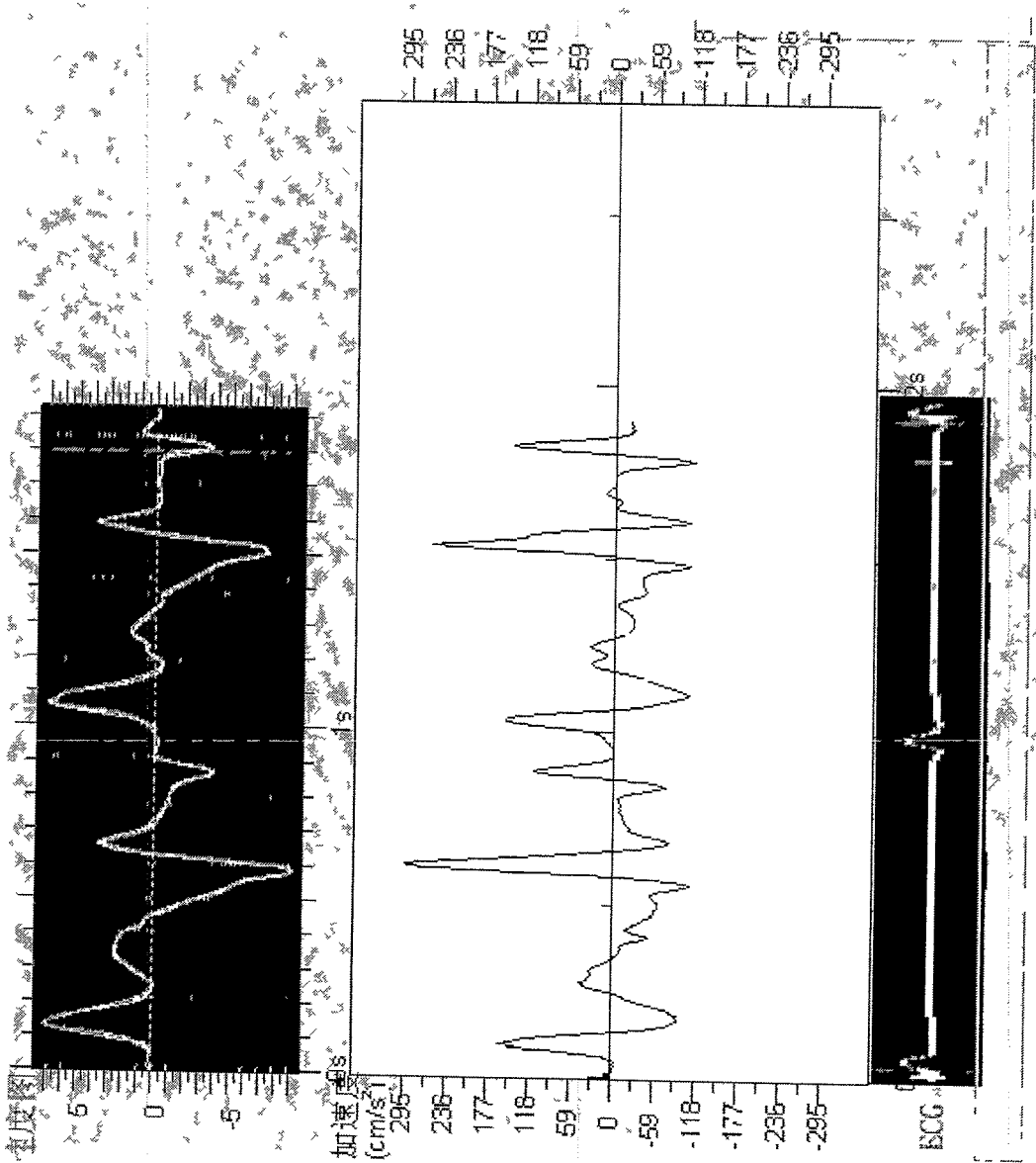


图 5 (b)

专利名称(译)	彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法及其装置		
公开(公告)号	CN100418482C	公开(公告)日	2008-09-17
申请号	CN200510019288.8	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 A61B5/00 G01P15/00		
代理人(译)	丁秀丽		
审查员(译)	薛林		
其他公开文献	CN1732852A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种彩超中组织多普勒图的加速度场检测方法及其装置，它是从组织多普勒速度图中，抽取出心脏结构某位置的速度 $V = V(t)$ 的曲线，对其作一阶微分，即可得到心脏结构该位置加速度 $a = a(t)$ 的加速度场的检测。本方法及其装置能在彩超较新技术组织多普勒检测得到心脏结构某位置的速度图的基础上进一步地检测出该位置运动的加速度场。根据 $F = ma$ 牛顿第二定律可知，加速度的检测将对该位置的受力情况取得非常重要的信息，所以它将对心脏结构各位置的血液动力学的研究和心血管疾病的诊断有着重要的意义。

