[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G01S 15/89 (2006.01)
G01S 15/58 (2006.01)
A61B 8/06 (2006.01)

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580029233.3

[45] 授权公告日 2010 年 2 月 3 日

[11] 授权公告号 CN 100587517C

[22] 申请日 2005.8.1
[21] 申请号 200580029233.3
[30] 优先权
[32] 2004.8.30 [33] US [31] 60/605,636
[86] 国际申请 PCT/IB2005/052572 2005.8.1
[87] 国际公布 WO2006/024975 英 2006.3.9
[85] 进入国家阶段日期 2007.2.28
[73] 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
[72] 发明人 满军政 陆海原 M·洛宾逊 A·萨德 D·斯凯巴
[56] 参考文献
JP8-322841A 1996.12.10
CN1371659A 2002.10.2
US6050948A 2000.4.18
WO2004/054448A1 2004.7.1
US5634465A 1997.6.3
US6293913B1 2001.9.25
US5287753A 1994.2.22
CN1411788A 2003.4.23
CN1047202A 1990.11.28
审查员 白建辉
[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 刘 红 张志醒

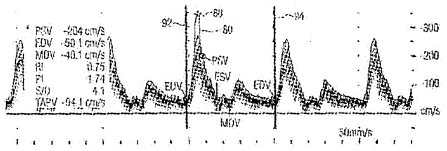
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 9 页

[54] 发明名称

多普勒速度频谱中流速的可调节跟踪

[57] 摘要

超声诊断成像系统产生频谱多普勒显示，其上诸如峰值或均值速度这样的参数被自动跟踪。 如果用户不满意自动绘制的轨迹(30)，用户可以操作显示屏幕上的指针(88)以抓取轨迹上的点(82，86)，并拖动轨迹到相对于频谱显示的新的位置，或手动地绘制轨迹的一部分。 所述实施例中，频谱多普勒轨迹(80)包括在心搏周期中定义的关键定时点，用户可以在显示的速度和时间维度调节该关键定时点。 响应于轨迹的调节，自动更新以图表方式显示的显示值和计算。



1. 一种用于分析血液流动的超声诊断成像系统，包括:

获取频谱多普勒信息的装置;

响应于所述频谱多普勒信息的频谱多普勒分析仪，该频谱多普勒分析仪自动地跟踪血液流动频谱的均值速度或峰值速度的至少其中之一;

与所述频谱多普勒分析仪耦合的显示器，所述显示器显示多普勒血液流动频谱和用于跟踪所述均值速度或峰值速度的至少其中之一的轨迹; 以及

使用显示器可以操作的用户控制，通过所述用户控制可以手动地调节所述轨迹相对于多普勒血液流动频谱的位置，其中轨迹上的点被手动选择和重新定位，并且所述系统响应于所述重新定位来自动地调节所述轨迹。

2. 权利要求 1 的超声诊断成像系统，其中所述轨迹还包括多个控制点，通过所述控制点，可以通过所述用户控制的操作调节轨迹的位置。

3. 权利要求 2 的超声诊断成像系统，其中控制点沿着所述轨迹在时间上均匀地分布。

4. 权利要求 2 的超声诊断成像系统，其中控制点位于所述轨迹的局部最大值和/或最小值。

5. 权利要求 2 的超声诊断成像系统，其中控制点位于心搏周期的关键定时点。

6. 权利要求 5 的超声诊断成像系统，其中控制点在所述显示器上以图表方式被识别。

7. 权利要求 5 的超声诊断成像系统，其中多普勒血液流动频谱具有速度轴和时间轴; 以及

其中控制点在时间和速度两个维度都可调节。

8. 权利要求 1 的超声诊断成像系统，其中所述显示器还显示轨迹调节指针，

其中轨迹调节指针通过用户控制可以操作，以调节轨迹的位置。

9. 权利要求 8 的超声诊断成像系统，其中轨迹调节指针能够通过用户控制进行操作，以调节轨迹的速度位置。

10. 权利要求 8 的超声诊断成像系统，其中轨迹还包括多个控制点; 以及

其中轨迹调节指针能够通过用户控制进行操作，以沿着所述轨迹调节控制点的位置。

11.权利要求 10 的超声诊断成像系统，其中控制点定义了心搏周期的关键定时点。

12. 权利要求 1 的超声诊断成像系统，其中频谱多普勒分析仪还包括用于描绘多普勒血液流动频谱的心搏周期的装置，从该多普勒血液流动频谱可以产生关键值或计算结果。

13. 权利要求 12 的超声诊断成像系统，其中所述显示器还包括用于从描绘的心搏周期以图表方式显示关键值和/或计算结果的装置。

14. 权利要求 13 的超声诊断成像系统，其中频谱多普勒分析仪还包括用于响应于轨迹位置的调节来自动地更新所描绘心搏周期的以图表方式显示的关键值和/或计算结果的装置。

15.一种调节频谱多普勒参数的自动绘制轨迹的方法，包括:

显示多普勒血液流动频谱，在所述多普勒血液流动频谱上一参数被跟踪;

通过由用户控制操作的显示指针来抓取跟踪所述参数的轨迹上的点:

拖动轨迹上的点到显示器上的不同位置。

16.权利要求 15 的方法，其中所述抓取还包括抓取轨迹上的控制点。

17.权利要求 16 的方法，其中所述拖动还包括移动控制点到显示器上时间和/或速度的不同位置。

18.权利要求 15 的方法，还包括将所述点的任意一边上的轨迹拟合到显示器上点的所述不同位置。

19.权利要求 15 的方法，其中所述抓取还包括抓取轨迹上定义为心搏周期的关键定时点的点。

20.权利要求 15 的方法，还包括基于心搏周期的轨迹，显示关键值和/或计算结果的图表，

其中响应于拖动轨迹上的点到不同的位置而自动更新以图表方式显示的关键值和/或计算结果。

多普勒速度频谱中流速的可调节跟踪

本发明涉及一种医学诊断超声系统，具体而言，涉及频谱流速的可调节自动跟踪。

US 专利 5,287,753 和 5,634,465 阐述了用于在频谱多普勒显示中跟踪均值和峰值速度的自动技术。当产生用于频谱显示的每条频谱线时，这些专利中的超声系统处理多普勒数据以识别每条频谱线的峰值和/或均值速度。两个专利中，都考虑了噪声对多普勒数据的可能损害，在前面一个专利中，涉及外部噪声源，在后一个专利中涉及系统噪声源。当产生频谱线时，当均值和峰值速度值位于每条频谱线中时，线上的这些点可以在视觉上识别，因为频谱线添加到滚动的频谱显示并连接到原先频谱线上的相应点或多个点。这使得频谱显示中的均值和/或峰值速度值实时地自动跟踪。

当产生频谱显示时，它可以被记录和以后回顾，用于诊断或用于血管性能的后续测量或计算。通常，对于临床医生来说，自动跟踪看上去是正确的，但偶尔轨迹看上去在频谱显示中错误定位。当临床医生面对（临床医生感觉不准确的）自动轨迹时，临床医生唯一可以选择的是手动地跟踪他或她认为频谱显示中的正确值。例如，这种峰值速度的手动跟踪可能是费力和耗时的。然而，临床医生一般将求助于他所信赖的手动跟踪，尤其是当跟踪的值是患者血管性能计算的基础的时候。因此，希望提供一些方法，用于加速对于用户看上去不正确的频谱显示的自动跟踪的修正。

根据本发明的原则，描述了一种诊断超声系统和方法，使得用户调节那些看上去对于用户来说不正确的自动频谱显示轨迹。提供用户控制，通过它，用户可以选择自动频谱轨迹上的点或多个点并重新定位该点或多个点到频谱显示的所需位置。当点或多个点被用户手动地重新定位时，自动系统自动地重新配置轨迹，如有必要，包括重新配置轨迹的相邻点。一个实施例中，通过在平均间隔的位置或轨迹中的局部最小值和/或最大值处示出轨迹上的控制点来促进轨迹的这种手动调节。另一实施例中，通过在轨迹上示出关键生理学点促进手动调节，其中用户可以在时间位置、速度位置或二者上对轨迹进行调节。

另一实施例中，通过局部手动轨迹再绘促进手动调节，这种再绘可以在轨迹的任意地方开始，并在轨迹的结束点处重新连接到轨迹上的另一点，更新再绘轨迹上的任意关键生理学点。

附图中：

图 1 以框图形式示出了根据本发明的原则构造的一种超声诊断成像系统；

图 2 示出了一种频谱多普勒显示，其中峰值和均值速度值都被跟踪；

图 3 示出了用于在高线密度频谱显示中跟踪峰值和均值速度值的优选技术；

图 4a，4b 和 4c 示出了本发明的第一实施例，通过它，可以手动地调节自动频谱多普勒轨迹；以及

图 5a，5b，5c 和 5d 示出了本发明的第二实施例，通过它，可以识别和调节频谱多普勒轨迹中的关键点。

首先参考图 1，以框图形式示出了根据本发明的原理构造的一种超声系统。超声信号由超声探针的阵列变换器 10 发射，产生的回波被变换器元件接收。接收的回波信号被波束形成器 14 形成为单个信号或光束。回波信号信息由多普勒检测器 16 检测，该多普勒检测器 16 产生正交的 I 和 Q 信号分量。正被诊断的人体内部位置发出的大量这种信号分量被应用到多普勒处理器 18，多普勒处理器 18 的一种形式是快速傅立叶转换（FFT）处理器，该处理器计算所接收信号的多普勒频移。基本多普勒数据被多普勒后处理器 20 后处理，通过诸如壁滤波、增益控制或幅度压缩这样的技术进一步精练数据。

在接收多普勒回波过程中间歇地接收 B 模式回波。这些回波也形成 I 和 Q 分量，它们可以是通过计算 B 模式图像处理器 64 中的 I 和 Q 值的平方和的平方根检测的幅度。B 模式图像处理器还通过扫描转换将 B 模式回波布置成所需的显示形式。得出的二维图像耦合到多普勒显示处理器 30，在多普勒显示处理器 30 中，使用频谱多普勒数据可以以时间交织的方式显示所述得出的二维图像。

后处理的多普勒数据应用到峰值速度检测器 58 和多普勒显示处理器 30。多普勒显示处理器使用用于显示频谱线信息的实时顺序的多普勒数据。如 US 专利 5,287,753 和 5,634,465 中更为全面讨论的，峰

值速度检测器将多普勒数据和噪声阈值$NOISE_{th}$进行比较以确定频谱线的峰值速度点。峰值速度检测器22还可以执行多普勒数据的过滤，还可以用于识别均值速度值，如5,287,753专利中详细讨论的。如上述专利所述，多普勒显示处理器30提供解剖学的B模式图像和具有自动跟踪的峰值和/或均值速度值的频谱多普勒显示。

优选地，响应于R波信号的接收，超声显示还将示出ECG轨迹。R波是用以刺激心脏收缩的电学生理学的信号，且通过心电图（ECG）可以方便地检测。图1示出了一组ECG电极80，它们可以固定到患者的胸部以检测R波信号。该信号被ECG信号处理器82检测和处理并应用到多普勒显示处理器30,该多普勒显示处理器30显示与滚动频谱多普勒显示同步的ECG波形。B模式图像可用于定位和显示患者的解剖学中需要频谱信息的点。

本发明实施例产生的典型的频谱多普勒显示在图2中示出。如图2所示，这种显示一般包括离散取样周期的多普勒信息，以实时的连续滚动频谱线序列随速度显示的变化示出。在图2的显示中，新产生的频谱线连续地在显示的右边出现。线的顺序从右向左移动或滚动，先产生的频谱数据在左边，且渐进的更多当前数据在右边。每条线传达多普勒询问的特定时间人体内所选位置处血液流动中检测的流速范围。线100、200和300所示的最高速度将一般在心搏周期的收缩阶段发生。收缩阶段之间的间隔12、22和32表示在干预心搏的舒张阶段期间的流速。

根据本发明的原理，图2示出了频谱线显示，其中每条频谱（垂直）线的峰值速度被识别且峰值通过实显示线60相连。如图2所示，当频谱线出现并被显示时，频谱线峰值速度可以被识别并显示，由此提供跟踪的峰值频谱速度的实时连续显示。对于满足噪声免疫测试的每条显示的频谱线，还计算和显示均值速度值。如上述5,287,753专利所述，已知多种技术用于计算均值速度。均值速度标记在频谱线显示上，并且与频谱线显示的右手边处的频谱线的初始外观同步。图2示出了虚线62，它连接显示的频谱线的计算的均值速度值。

可以使用如图2所示的分离的不同的线，或不同颜色的线跟踪峰值和均值速度值。图3示出了在单色高密度频谱线显示中直观跟踪峰值和均值速度值的优选方法。该图中，频谱线70在白色背景72中的

灰色阴影中显示。峰值速度线 80 以一系列黑点显示，每个点标记其相关频谱线上的峰值速度。均值速度值通过消隐各个频谱线上均值速度位置来标记，由此有效地使白线穿过频谱线 70，如 82 所示。该技术具有快速、高密度生产和显示频谱线的优点，其中频谱线 70 实际上彼此相邻显示，由此在峰值速度线 80 下聚集了灰色阴影的连续带。白色均值速度线 82 这样清楚地与频谱线的周围灰色阴影对照地显示。本领域技术人员应当认识到图 3 的显示在典型的超声显示中一般黑/白颠倒。

根据本发明的原理，如图 4a－4c 所示，用户可以调节频谱显示的自动跟踪。第一实施例中，图 4a 中的频谱线 70 的峰值速度由线 80 跟踪，对应于图 2 中的峰值速度显示线 60。通过超声系统控制面板 99 上的“固定”按钮的动作，实时频谱显示可以在显示屏幕上停止（固定）。备选地，原先记录的实时频谱显示可以在屏幕上再次显示和固定。在任一情况下，超声系统将通过称为“门柱”的垂直线 92，94，自动地描绘一个心搏周期的频谱线的范围。可以通过检查频谱波形或结束心脏舒张最小值的轨迹来放置门柱线。备选地，当可以获得 ECG 轨迹时，可以使 ECG 轨迹与频谱显示相关联而放置门柱线。然后超声系统将使用该心搏周期的信息进行计算和测量。如果用户不希望接受该心搏周期或更喜欢另一心搏周期，他可以点击频谱显示中的另一心搏周期以再次定位门柱线 92，94，或使用屏幕指针拖动垂直门柱线以框住频谱显示中的不同心搏周期。所述显示的左下部的图表示出了所选心搏周期的某些数据点的数值以及用户希望看到的任意计算。该实例中，图表示出了－58.9 cm/sec 的峰值心脏收缩的速度（PSV）值、－12.9 cm/sec 的结束心脏舒张速度（EDV）值以及 0.78 的阻力指数（RI）。

然而，假设用户感觉到轨迹 80 没有正确地绘制。用户可能怀疑计算的 RI 值，例如，该 RI 值可以导致确认轨迹 80 没有正确绘制。这种情况下，用户点击“编辑轨迹”菜单项，该菜单项可以在图像显示屏幕中或超声系统的接触式面板上示出，或可以在控制面板 99 上单独控制。这种选择将导致一系列控制点 82，86 在所选心搏周期的轨迹 80 上出现，如图 4b 所示。该实施例中，控制点包括一系列小标记 82 和较大标记 82’，82’’以及 86。本实施例中较大的标记位于心搏周期的关键定时点。这种情况下，标记 82’表示轨迹 80 上峰值心脏收缩速度点，

标记 82''表示轨迹上结束心脏收缩速度点，标记 86 表示轨迹上结束心脏舒张点。屏幕上还出现指针 84，它可以通过控制面板 99 上的用户控制例如跟踪球或鼠标操纵。

该实例中，用户感觉峰值心脏收缩速度点实际高于自动描绘的轨迹 80 所示的点。然后用户将“抓取”该控制点 82'并向上“拖动”它到所需的速度值，如图 4c 所示。当控制点 82'重新放置，轨迹 80 和轨迹 80 上的其它控制点 82 跟随重新定位的控制点 82'。这通过样条内插技术在空闲时间（on－the－fly）再次计算轨迹 80 完成，由此，轨迹上一个点的重新定位导致相连样条曲线上的相邻点自动调节以提供光滑的轨迹。当控制点 82，82'和轨迹 80 被用户重新定位，显示值和与轨迹相关的计算也在空闲时间更新和重新计算。该实例中，可以看出：PSV 值自动更新到－89.8 cm/sec，图 4c 中重新放置的控制点 82'的位置和 RI 值受到调节的影响并重新计算为 0.86。这样，用户可以直观地看见他对于自动轨迹 80 的这种调节，并可以同时看见他的调节对于显示和计算值的影响。这些新的显示和计算值可以给予用户关于他的调节精确度的自信或通过后续的调节导致它们进一步精练。

图 5a－5d 阐述了本发明的第二实施例。图 5a 中，频谱显示线 70 具有被轨迹线 80 跟踪的峰值速度值，且一个心搏周期通过门柱线 92、94 描绘。数值显示示出了频谱显示中的另一关键点，均值心脏舒张速度（MDV）。还显示了三个其它的计算，脉动指数（PI）、心脏舒张/心脏收缩比（S/D）以及时间上平均的峰值速度（TAPV）。

图 5b 中，添加了 PSV、ESV、MDV 和 EDV（结束心脏收缩速度）的关键定时点的显示和识别，补偿了轨迹 80。将被显示和识别的关键定时点可以由用户选择且它们的位置随时间的变化从 ECG 波形中识别。关键定时点还可以从上述专利中描述的自动跟踪算法计算，这些算法找到了与多普勒频谱的形状和 ECG 波形都相关的局部最大值和最小值。如果用户选择关键定时点（通过控制面板或用户界面使得它们“开启”）则显示它们。关键定时点得出诸如 PSV、EDV 和它们导数计算之类的结果。该实例中可以看出 PSV 点不在轨迹 80 的心脏收缩峰值。这种情况下，用户可以通过使用屏幕指针抓取 PSV 点，并滑动 PSV 标记到轨迹 80 的心脏收缩峰值，沿着轨迹（即沿时间）重新放置该点，如图 5c 所示。相应地更新所述图表。该实例中，可以看出 PSV 值从－204

cm/sec 增加到 - 272 cm/sec，还改变了相关的 RI、PI 和 S/D 的计算。

备选地或附加地，用户可以感觉轨迹 80 没有正确绘制。这种情况下，用户可以使用指针 88 抓取轨迹 80 并拖动轨迹到所需的幅度，如图 5d 所示。和前面的实例一样，轨迹 80 在空闲时间被重新计算和显示，给出这样的外观，即用户正拉伸轨迹线到它的新位置。备选地，用户可以点击轨迹上的一个点并使用屏幕指针手动地重新绘制轨迹的一部分，直到在轨迹上的另一点与轨迹相连。该实例中，用户在指针 88 的任意一端重新绘制频谱峰值。在显示的左边处重新计算的图表值表示峰值速度轨迹的这种重新定位影响了四个显示计算中的三个。该实施例中，没有离散的控制点供用户抓取。而是，轨迹 80 上的每个点可以被用户指针抓取和重新定位以调节自动频谱轨迹的位置。调节轨迹 80 之后，基于跟踪算法，关键点自动调节到它们的优化位置。然而，如果这些关键点的自动定位实在不能令人满意，用户可以手动地在轨迹上重新定位这些关键定时点。例如，PSV 可以被重新定位到图 5d 中轨迹 80 的新的心脏收缩峰值。

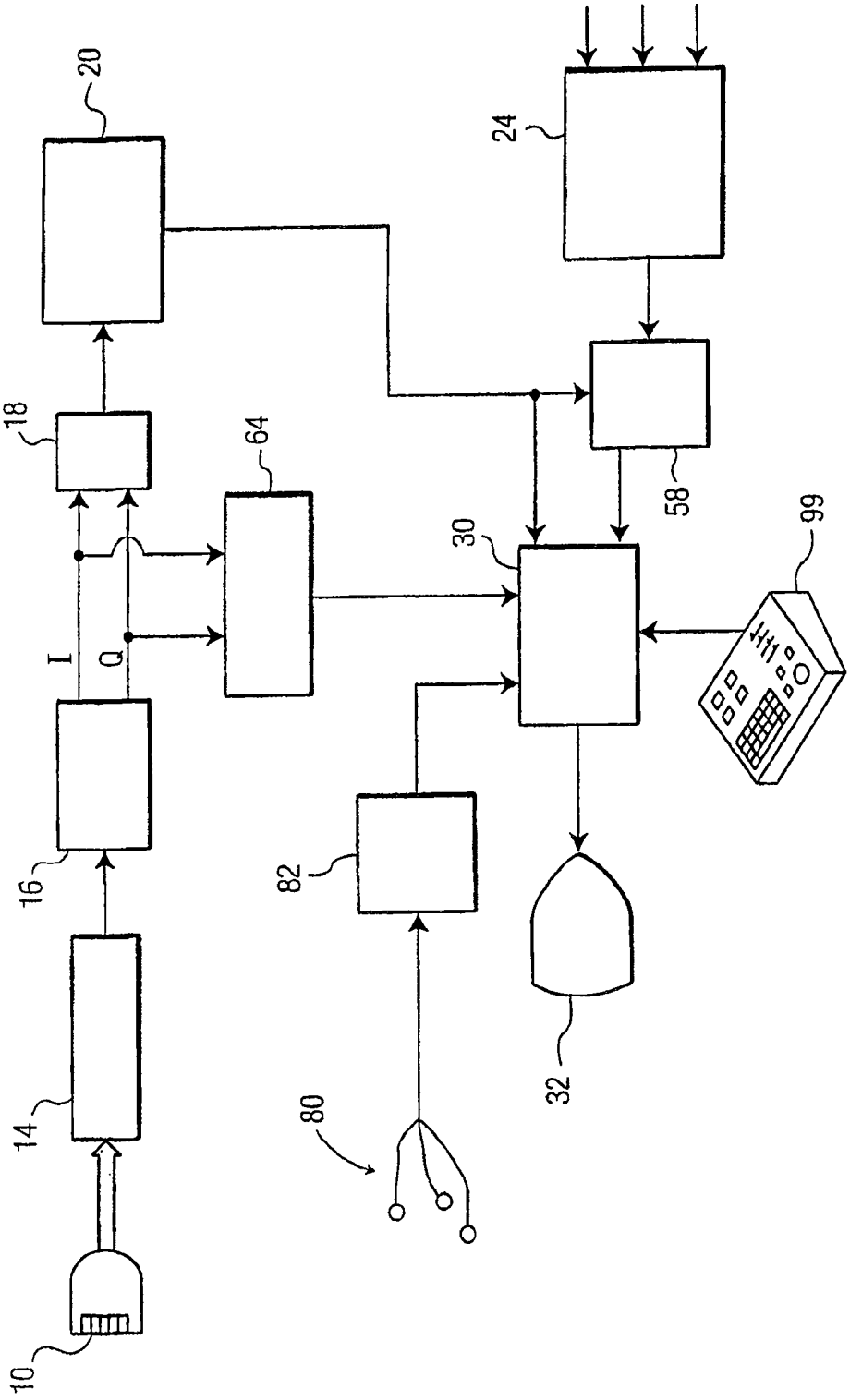


图 1

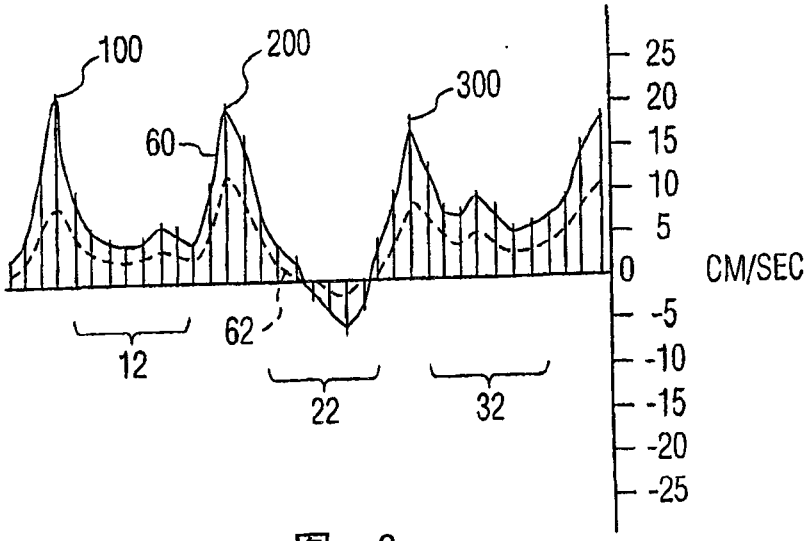

100
200
300
60
62
12
22
32
25
20
15
10
5
0
-5
-10
-15
-20
-25
CM/SEC

图 2

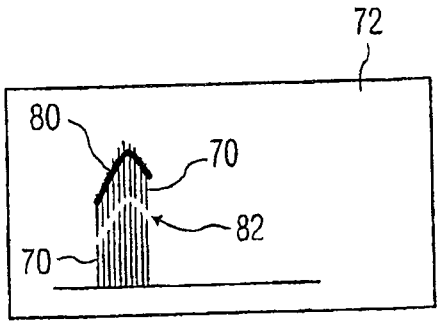

72
80
70
82
70

图 3

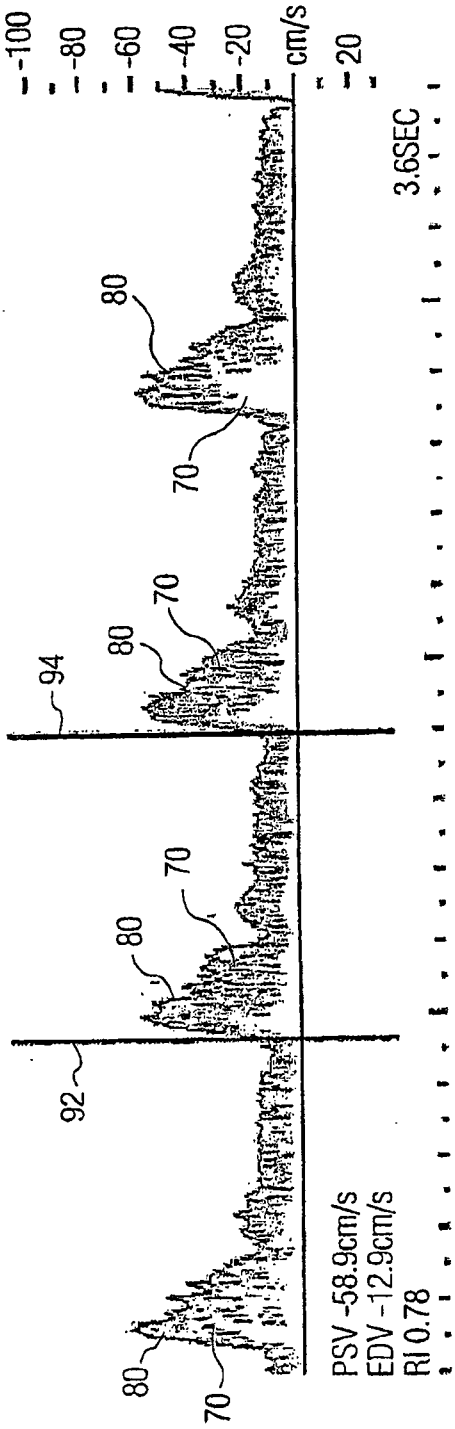

-100
-80
-60
-40
-20
cm/s
20
3.6SEC
80
70
94
80
70
92
80
70
80
70
PSV -58.9cm/s
EDV -12.9cm/s
RI 0.78

图 4A

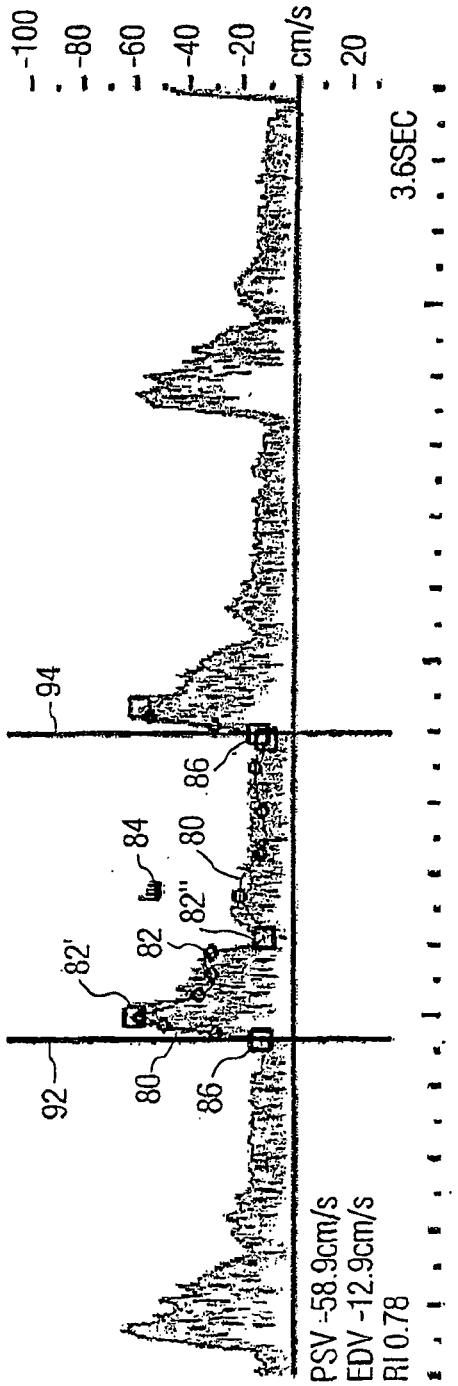

-100
-80
-60
-40
-20
cm/s
-20
3.6SEC
94
86
84
80
82''
82
82'
92
80
86
PSV -58.9cm/s
EDV -12.9cm/s
RI 0.78

图 4B

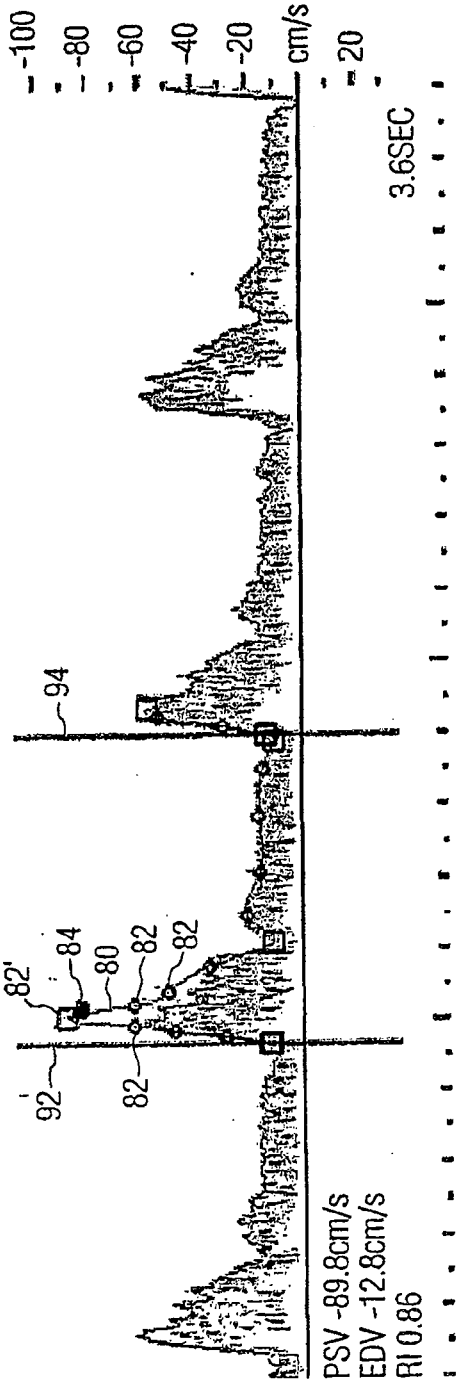

-100
-80
-60
-40
-20
cm/s
20
3.6SEC
94
82'
84
80
82
82
92
82
PSV -89.8cm/s
EDV -12.8cm/s
RI 0.86

图 4C

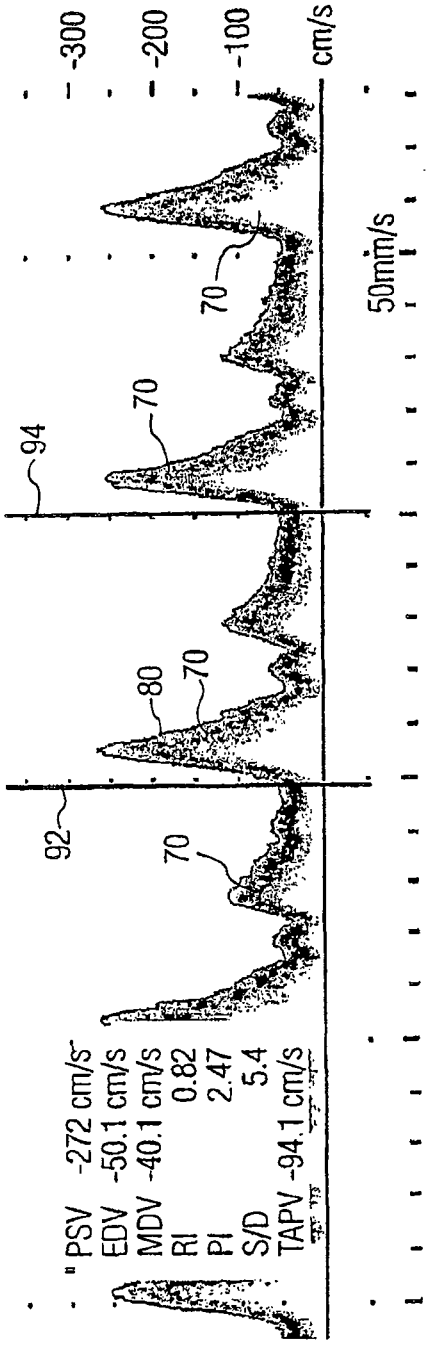

PSV -272 cm/s
EDV -50.1 cm/s
MDV -40.1 cm/s
RI 0.82
PI 2.47
S/D 5.4
TAPV -94.1 cm/s
-300
-200
-100
cm/s
50mm/s
92
70
80
70
94
70
70

图 5A

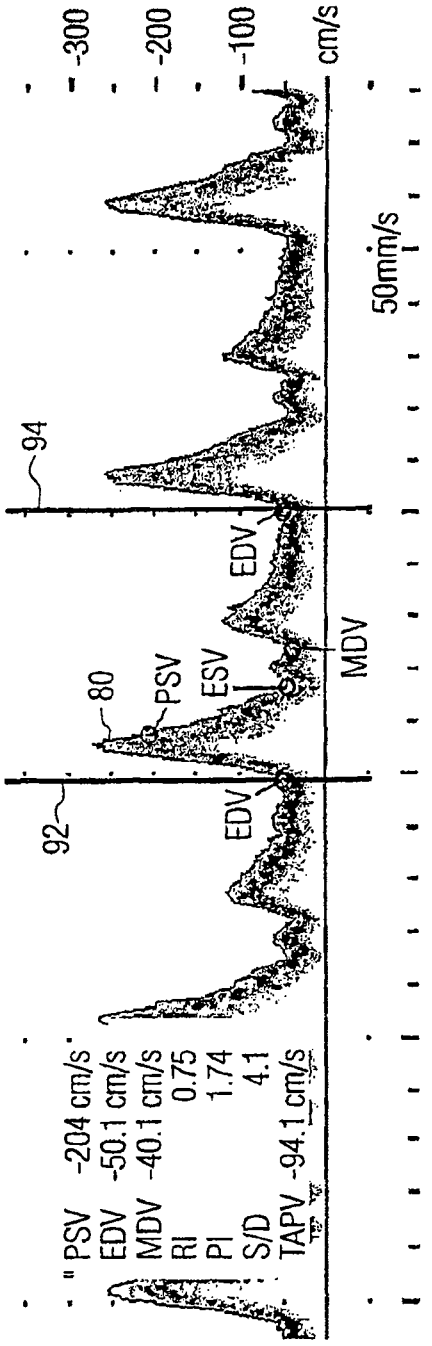

-300
-200
-100
cm/s
50mm/s
94
92
80
PSV
ESV
EDV
MDV
EDV
PSV -204 cm/s
EDV -50.1 cm/s
MDV -40.1 cm/s
RI 0.75
PI 1.74
S/D 4.1
TAPV -94.1 cm/s

图 5B

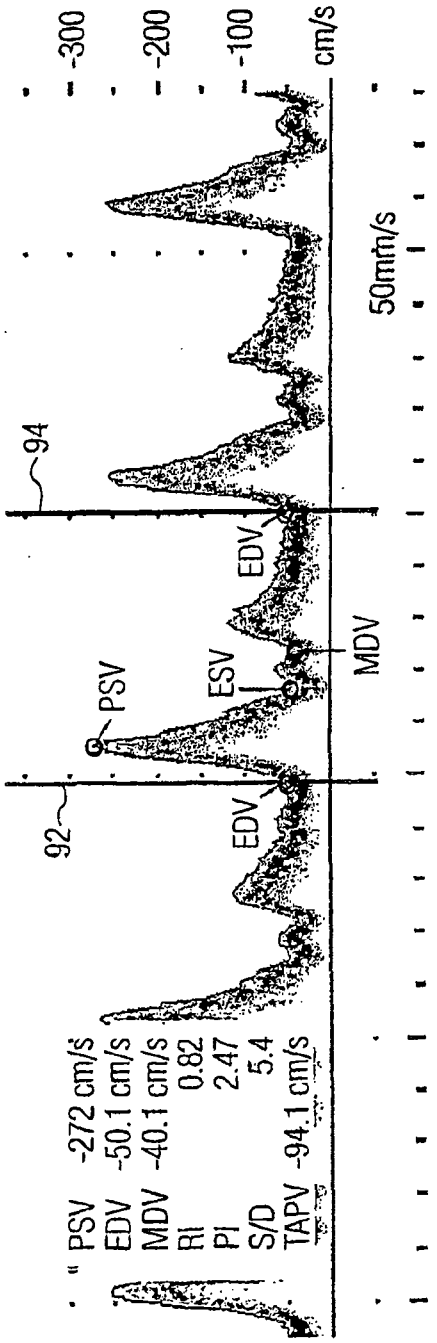

-300
-200
-100
cm/s
50mm/s
94
92
PSV
ESV
EDV
MDV
EDV
PSV -272 cm/s
EDV -50.1 cm/s
MDV -40.1 cm/s
RI 0.82
PI 2.47
S/D 5.4
TAPV -94.1 cm/s

图 5C

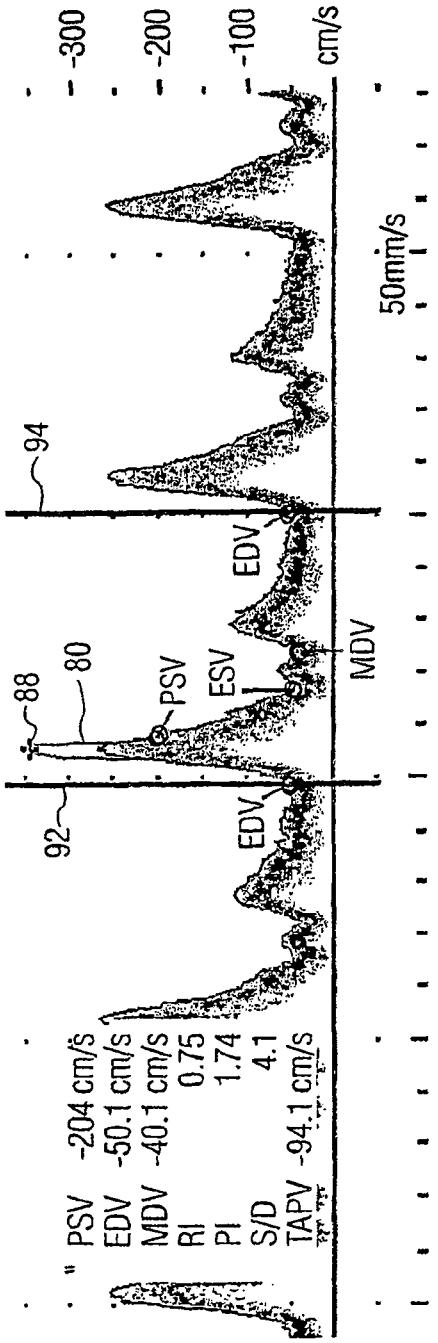

-300
-200
-100
cm/s
50mm/s
94
88
80
PSV
ESV
EDV
MDV
92
EDV
PSV -204 cm/s
EDV -50.1 cm/s
MDV -40.1 cm/s
RI 0.75
PI 1.74
S/D 4.1
TAPV -94.1 cm/s

图 5D