

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01S 7/52 (2006.01)

G01S 15/58 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

A61B 8/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780003380.2

[43] 公开日 2009年2月25日

[11] 公开号 CN 101375178A

[22] 申请日 2007.1.22

[21] 申请号 200780003380.2

[30] 优先权

[32] 2006.1.27 [33] US [31] 60/762,628

[86] 国际申请 PCT/IB2007/050216 2007.1.22

[87] 国际公布 WO2007/085999 英 2007.8.2

[85] 进入国家阶段日期 2008.7.24

[71] 申请人 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 H·鲁 D·斯基巴

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 黄睿 王英

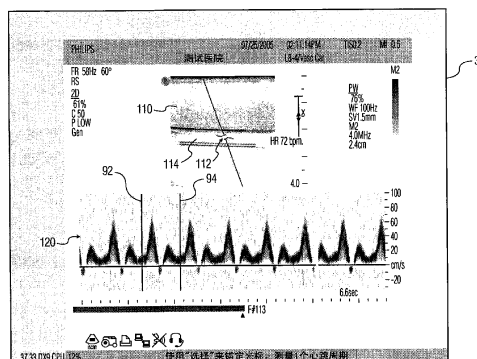
权利要求书3页 说明书7页 附图16页

[54] 发明名称

自动化超声多普勒测量

[57] 摘要

一种超声诊断成像系统产生在其上可进行自动化测量的频谱多普勒显示。由超声系统分析波形以识别该序列每个心动周期的峰值速度，和具有最大峰值速度值的心动周期。当启动测量工具时，系统显示最高峰值速度周期并在该心跳周期的数据上进行选定测量。系统可有利地使用支持这一特征的峰值描迹算法。该技术可结合多种测量工具使用。



- 1、一种用于分析血流的超声诊断成像系统，包括：
采集心动周期序列的频谱多普勒信息的装置；
频谱多普勒分析仪，响应所述频谱多普勒信息，用以自动识别展现出指定特征的心动周期；
测量工具，响应所述频谱多普勒分析仪，用以在所识别的心动周期上执行预定分析并产生结果；
用户控制，用以启动所述测量工具；以及
显示器，响应所述测量工具用于显示所述测量结果。
- 2、如权利要求1所述的超声诊断成像系统，其中，所述指定特征包括最大峰值速度。
- 3、如权利要求2所述的超声诊断成像系统，其中，所述频谱多普勒分析仪包括峰值速度分析仪。
- 4、如权利要求3所述的超声诊断成像系统，其中，所述频谱多普勒分析仪还用以在多个心跳周期的各谱线上识别峰值速度值。
- 5、如权利要求4所述的超声诊断成像系统，其中，所述频谱多普勒分析仪还用以识别心动周期序列的每个心动周期的峰值速度值。
- 6、如权利要求5所述的超声诊断成像系统，其中，所述频谱多普勒分析仪还用以识别心动周期序列的各峰值速度值中的最大速度值。
- 7、如权利要求5所述的超声诊断成像系统，其中，所述预定分析执行至少一种下面的测量：
加速/减速时间或斜率、峰值速度、心率、平均心率、多普勒波形描述或点对点的波形描述。

8、如权利要求 6 所述的超声诊断成像系统，其中，所述心动周期序列的频谱多普勒信息还包括滚动显示，在给定时间，所述显示器上可以仅显示一部分所述滚动显示；以及

其中，所述频谱多普勒分析仪自动使得显示包括所述最大速度值的一部分所述滚动显示。

9、如权利要求 6 所述的超声诊断成像系统，其中，所述心动周期序列的频谱多普勒信息还包括滚动显示，在给定时间，所述显示器上可以仅显示一部分所述滚动显示；以及

其中，所述测量工具的启动自动使得显示包括所述最大速度值的一部分所述滚动显示。

10、如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，其中，所述测量结果以数字显示。

11、如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统，其中，所述频谱多普勒分析仪包括峰值速度描迹器。

12、一种关于心动周期序列的超声频谱多普勒信息进行测量的方法，包括：

选择心动周期序列的超声频谱多普勒信息；

选择用以关于所述频谱多普勒信息进行测量的测量工具；

自动识别具有最大峰值速度值的心动周期；以及

在所识别的心动周期上进行所述测量。

13、如权利要求 12 所述的方法，还包括显示所述测量结果。

14、如权利要求 12 所述的方法，其中，选择测量工具的所述步骤由用户来完成，并使得立即运行自动识别具有最大峰值速度值的心动周期的所

述步骤。

15、如权利要求 12 所述的方法，还包括在所述自动识别步骤之后自动显示所述具有最大峰值速度值的心动周期。

16、如权利要求 12 所述的方法，其中，进行所述测量的所述步骤还包括在所识别的心动周期和至少一个临近的心动周期上进行所述测量。

17、如权利要求 12 所述的方法，还包括使用用户输入手动选择与所识别的心动周期相临近的心动周期。

18、一种关于心动周期序列的超声频谱多普勒信息进行测量的方法，包括：

选择心动周期序列的超声频谱多普勒信息；

选择用以关于所述频谱多普勒信息进行测量的测量工具；

自动识别展现出预定特征的心动周期；以及

在所识别的心动周期上进行测量。

19、如权利要求 18 所述的方法，其中，自动识别的所述步骤还包括自动识别展现出预定速度特征的心动周期。

20、如权利要求 18 所述的方法，其中，选择测量工具的所述步骤还包括选择执行加速/减速时间或斜率、峰值速度、心率、平均心率、多普勒波形描迹或点对点的波形描迹中的一种的测量工具。

自动化超声多普勒测量

本发明涉及医学诊断超声系统，具体而言，涉及自动执行多普勒波形测量的超声系统

在血管研究中，要测量和量化患者的许多血流特性。临床医师通过采集来自心脏或诸如颈动脉的血管的频谱多普勒数据，开始进行检查。在超声系统显示器上以二维或三维图像显示患者血管的解剖结构，并将取样容积光标移动到心脏或血管内待测量的点上。随时间从取样容积位置处采集频谱多普勒数据并显示为频谱波形。一旦产生稳定的频谱显示，临床医师开始记录连续的频谱波形。在已经采集并存储数分钟的多普勒波形之后，患者的检查结束，而临床医师回顾、分析并测量采集到的频谱波形。

临床医师通过使用用户界面上的轨迹球对频谱数据进行完整扫描来分析超声系统的 Clineloop[®]存储器所存储的波形，以查找最初要测量的心跳周期数据。为了对该心跳周期进行测量，而运行测量程序，这可以在已经定位心跳周期之前或之后执行。临床医师不得不将光标标记在舒张末期的关键诊断点处或波形峰值速度处的所选心跳周期上，以便将测量程序调整到数据中将要用于该测量的具体点。该测量程序然后将计算所选的测量并显示结果。然后对众多的测量和心跳周期重复这一过程。在典型的血管和心脏检查中可进行高达 100 次的这种测量，并且每次必须重复运行测量程序并为测量建立初始位置的这种操作。这些任务的重复性质给全面检查增加了大量的时间，并可给临床医师带来重复性压力损伤。因此人们期望将这一操作自动化使得能够更加快速、精确地进行这些测量，同时减少临床医师重复性手部运动。

根据本发明的原理，描述了一种能使用户自动计算多普勒波形测量的诊断超声系统和方法。例如通过峰值速度描迹算法来自动识别波形中的峰值速度值，这可在所显示的波形上或在背景中执行。识别具有最高峰值速

度的心动周期以及该心动周期波形的各关键点。自动选择的心动周期可由临床医师进行认可，或者用于各测量的另一开始点可手动选择或由另一自动心跳周期识别进行选择。然后使用已接受的心动周期和各关键点处的值自动进行期望的测量并显示结果。可将该过程延展为自动对峰值速度心跳之前或之后的心跳周期数据进行测量，和/或自动对其他高峰值速度的心动周期进行测量。在这样自动进行的各测量中有加速/减速时间、峰值收缩速度、最小舒张速度、舒张末期速度、时间平均峰值速度、阻力指数、搏动指数、收缩和舒张比、压力梯度、速度时间积分、心率、与心跳周期有关的斜率和时间。

在各附图中：

图 1 以方块图的形式示出了根据本发明各原理构造的超声诊断成像系统；

图 2 以方块图的形式示出了图 1 多普勒测量处理器的详细描述；

图 3 示出了本发明构造实现的触摸屏控制面板；

图 4 示出了根据本发明各原理的其中已经识别心跳周期的多普勒显示；

图 5a、5b 和 5c 示出了多普勒显示中测量心率的显示屏幕；

图 6a、6b 和 6c 示出了根据本发明各原理的其中已经识别多普勒显示中的峰值速度值的显示屏幕；

图 7 示出了根据本发明使用时间斜率工具进行加速时间的测量；

图 8 示出了根据本发明使用时间斜率工具进行减速时间的测量；

图 9 示出了根据本发明的心动周期多普勒波形的描述；

图 10 示出了根据本发明的心动周期多普勒波形点对点的描述；

图 11 示出了使用 2 周期平均进行心率的测量；

图 12 示出了使用 4 周期平均进行心率的测量。

首先参照图 1，以方块图的形式示出了根据本发明各原理所构造的超声系统。超声探头的换能器阵列 10 发射超声信号，并且由换能器阵列的各元件接收生成的回波。由波束形成器 14 将接收到的回波信号形成单个信号或波束。回波信号信息通过多普勒探测器 16 进行探测，多普勒探测器 16 产

生正交的 I 和 Q 信号分量。很多来自被诊断的身体部位的这些信号分量施加给多普勒处理器 18，该多普勒处理器 18 的一种形式是快速傅立叶变换 (FFT) 处理器，它能计算接收信号的多普勒频移。这一基础多普勒数据由多普勒后置处理器 20 进行后处理，后置处理器 20 通过诸如壁滤波、增益控制和幅度压缩的技术进一步改善所述数据。

在多普勒回波接收期间间歇地接收 B 模式回波。同样将这些回波形成 I 和 Q 分量，然后通过 B 模式图像处理器 64 中取 I 和 Q 值的平方和的平方根，从幅度上对 I 和 Q 分量进行探测。B 模式图像处理器还通过扫描转换将 B 模式回波设置成所需的显示形式。将合成的解剖结构二维或三维图像耦合给多普勒测量处理器 30，在此准备显示频谱多普勒数据和如下讨论所处理的测量数据。

将后处理的多普勒数据施加给峰值速度探测器 58 和多普勒测量处理器 30。多普勒测量处理器进一步处理用于显示谱线信息实时序列的多普勒数据。峰值速度探测器将多普勒数据与噪声阈值 $NOISE_{th}$ 相比较以确定谱线的峰值速度点，美国专利 5,287,753 和 5,634,465 对此进行了更充分的讨论。峰值速度探测器 22 还可执行多普勒数据的滤波，以及同样可用于识别如在 '753 专利中更充分讨论的平均速度水平。多普勒测量处理器 30 接着提供解剖结构的 B 模式图像和具有如上述各专利中讨论的自动识别的峰值和/或平均速度值的频谱多普勒显示。

超声显示器 32 还优选地显示响应 R 波信号接收所绘制的 ECG 描述。R 波是为刺激心脏收缩而生成的电生理信号，并常规上由心电图 (ECG) 进行探测。图 1 示出了附着于患者胸部以探测 R 波信号的一组 ECG 电极 180。该信号由 ECG 信号处理器 182 进行探测和处理，并施加到多普勒测量处理器 30，多普勒测量处理器 30 可与滚动的频谱多普勒显示和解剖结构的 B 模式图像同步地显示 ECG 波形。B 模式图像可用于在患者解剖结构中定位和显示采集频谱信息的点，后面将对此进行详细说明。

图 2 以方块图的形式示出了根据本发明各原理的多普勒测量处理器 30 的操作。频谱多普勒图像序列存储于电影回放 (Cineloop) 存储器 40 中。将频谱多普勒图像数据耦合到显示处理器 46，用于与来自 B 模式图像处理器 64 的 B 模式图像同步显示。还将频谱多普勒数据耦合到波形峰值描述描

迹器 42，其可按前面提到的美国专利 5,287,753 和 5,634,465 中的描述进行构造以探测频谱显示的每条谱线的峰值速度。通过连接谱线的这些峰值速度点，可描述该频谱多普勒显示的各峰值速度。根据本发明，波形峰值描述迹器 42 还可识别并记录被分析的频谱多普勒数据中每个心动周期的峰值速度。该峰值一般发生在心跳周期的每次收缩期间。单次心跳周期可从峰值速度描述的偏离中或从 ECG 信号中进行识别。在本发明的一个示例中，将心跳周期看成频谱显示的连续舒张末期各点间的间期。在这一过程末，波形峰值描述迹器 42 将识别被分析频谱多普勒数据的所有心跳周期的峰值速度点。将这一信息耦合至测量处理器 50。

测量处理器 50 除了接收来自波形峰值描述迹器的速度峰值信息外，还接收来自用户界面 99 的控制信息和来自测量工具存储器 52 的测量工具。

“测量工具”是分析超声数据并使用所述数据执行具体测量的软件程序。测量工具的各示例是心率工具、峰值速度工具和如下描述的其他工具。当超声系统用户希望进行特殊测量时，使用用户界面 99 来选择用于该测量的测量工具。图 3 示出了采用本发明构造实现的触摸面板显示的典型用户界面 60。例如，如果用户希望进行心率测量，用户触摸在触摸屏显示器 60 上的心率按钮 62。该选择将来自测量工具存储器 52 中的心率工具加载到测量处理器 50，在此运行所述工具以便在波形峰值描述迹器 42 提供的多普勒数据上进行心率测量。

还可使用用户界面 99 为测量处理器键入各种控制信号。这些控制信号可包括各种命令，例如为了在其上进行如下更充分解释的测量而选择特定心动周期和心动周期组。

测量处理器 50 运行多普勒数据进行用户所希望的测量。将测量的结果耦合到图形处理器 44，从这里处理各图形测量结果用于在显示处理器 46 的频谱多普勒数据上和/或与显示处理器 46 的频谱多普勒数据共同显示。如下所阐述的，这些结果以数字、图形或两者来进行显示。

图 4 示出了根据本发明各原理所进行的自动化测量。在该第一示例中，频谱显示的各谱线 70 的各峰值速度已经由线 18 进行描述，其识别每一心跳周期波形的峰值速度。多普勒波形可包括数十或数百次心跳的序列。该描述可在采集到频谱数据并将其存储在电影回放存储器中时执行，或者该

描述可在将要对频谱数据进行分析时执行。在该示例中，描述 80 可视地显示在频谱波形显示器上，或者它可根据需要隐藏不显示。当临床医师通常用峰值速度心动周期开始测量时，从所有所识别的速度峰值中，将最大速度选作在其上进行测量的初始心跳周期。通过用“门柱” 92 和 94 描绘该心跳周期的开始和结束，来高亮显示含有这一最大速度值的心跳周期。在该示例中，各门柱放置在心动序列中的连续舒张末期各点处。由于在该示例中使用的工具是心率工具，因此该工具测量各门柱间的间期，并根据这一时间间期计算心率。图 4 的示例中数字化示出这一结果为每分钟 84 次的心率。因而，响应于仅频谱数据序列和具体测量（在这种情况下为心率测量）的选择，超声系统自动用最高峰值速度识别心动周期并为这一心跳周期进行（心率）测量。这样快速获得临床上可行的测量而无需扫描整个频谱数据序列或在该数据上设置各标记，两者都耗时且都需要敏捷费力的训练。

图 5a 示出了在典型的超声系统显示 34 上正进行的心率测量。在显示的上部是含有血管 114 的解剖结构的 B 模式图像 110。在 B 模式图像上操纵光标线直到该线上的取样容积光标 112 定位在将要采集频谱多普勒数据的点上，在这种情况下是在血管 114 的中心处。然后从该位置上采集多普勒数据并在采集它时将其显示成滚动的频谱显示 120。在该示例中，所有该信息已经存储在电影回放存储器中并进行分析。进行的第一测量是心率，这可针对含有上述识别的最大峰值速度的心动周期来执行。在屏幕 34 上显示含有该心动周期的一部分频谱显示 120，以响应按钮 62 的心率工具启动。将门柱 92 和 94 放置在识别的峰值速度心动周期的开始和结束处，并在屏幕 34 上显示计算出的心率值 72 bpm，在该示例中恰好在 B 模式图像 110 的右侧。

可看到图 3 的示例性用户界面含有标记“前一/下一周期”的按钮 66。该按钮用于在显示器上向前或向后移动频谱显示的所选心动周期，从而使得将关于频谱显示 120 上与当前高亮显示的一个相临近的心跳周期进行测量。例如，如果碰触按钮 66 的右侧以将图 5a 所选的心跳周期向前移动到下一心跳周期，则所述显示将呈现为如图 5b 中所示的样子。该图显示出了被门柱线 92 和 94 高亮显示的下一心动周期，并立刻显示该心跳周期的心率，在本示例中例如是 70 bpm。

简单地，如果碰触按钮 66 的左侧以将图 5a 所选的心动周期移动到前一心动周期，则所述显示将呈现为如图 5c 所示的样子，前一心动周期由门柱 92 和 94 高亮显示并对其进行测量。“前一/下一周期”按钮可与本发明的任何测量一起使用。

图 6a-6c 示出了用于峰值速度工具的本发明另一示例。在图 6a 中，用户已选择设计成识别心跳周期峰值速度的峰值速度工具。测量处理器识别具有最高峰值速度值的心动周期，显示含有该周期的一部分多普勒序列 120，并在频谱显示中的该峰值处设置标记 96。在该示例中，用户选择不显示各门柱线。如先前各示例中的一样，启动“前一/下一周期”按钮 66 以便如图 6b 所示将所选心动周期向前移动一个周期（或通过重复启动来移动更多的周期），或如图 6c 中所示一次向后移动一个周期。

根据本发明可进行的另一测量是时间/斜率测量。通过启动在图 3 的用户界面上的按钮 68 装入时间/斜率工具来进行时间/斜率测量。图 7 示出了加速时间/斜率测量的结果。测量处理器识别频谱多普勒序列的峰值速度心动周期，并在前一心动周期的舒张末期处设置标记 97。将标记 98 设置在所识别的心跳周期的峰值收缩速度点处。在该示例中在这两点之间显示有虚线。测量处理器计算并显示标记 97 和 98 之间间期的时间和斜率值，其在本示例中是 79msec 的时间间期和 699cm/sec 的斜率（变化率）。如图 8 所示，可进行另一时间/血流测量是减速测量。在设置峰值速度标记 98 后，测量处理器在心动波形的收缩末期点处设置第二标记 99，在本示例中其位于垂直线 199 上。在两个标记间显示有虚线并计算及显示所标记的收缩间期的时间和斜率值。

如图 9 和 10 所示，各种工具可用于描述所识别的峰值速度波形。在图 9 所示的示例中连续描述 130 显示为一系列圆点。该描述本质上是由如上讨论的波形峰值描述描述器 42 进行的每条谱线上所识别的点系。在该示例中描述 130 显示在前一心跳周期的舒张末期点 97 与当前心动周期的舒张末期点 91 之间。能自动进行的另一种描述是由如图 10 所示的各点描述 140 标识的描述。该描述可通过用多条直线连接心动周期的各关键点，诸如舒张末期、峰值收缩、收缩末期、平均舒张等来进行。

如图 11 和 12 所示，根据本发明可进行的另一测量是多个心跳周期上

的平均心率。在图 11 的示例中，测量处理器根据门柱线 92 和 94 之间的心跳周期的间期和由门柱 194 和 92 界定的前一心跳周期计算心率。在显示屏幕 34 上示出了这一两周期计算的数值结果。在图 12 的示例中，在心率计算中使用四个心动周期。如附图所示，用于该计算的四个心跳周期由门柱线 194、92、94、192 和 196 进行界定。其他数目的心动周期（连续或非连续）也可用于这些测量中。

上述各示例的变化在本发明的范围内。例如，可给用户选项以手动调整将要进行的测量的峰值速度描述或各值，如在我们未决的国际专利申请号为 IB2005/052572 中所述的。针对波形峰值描述器，另一变化是从最高峰值速度到最低峰值速度范围中识别被分析心跳序列的各峰值速度。可为用户设置控制以便从各峰值速度序列中的一个心跳周期跳到另一个。这使用户能够首先观看并测量具有最大峰值速度的心动周期，接着是具有第二最高峰值速度的心动周期，接着是具有第三最高峰值速度的心动周期等等。另一变化直接跳到具有最低峰值速度的心动周期。本领域的技术人员将易于想到其他变化。

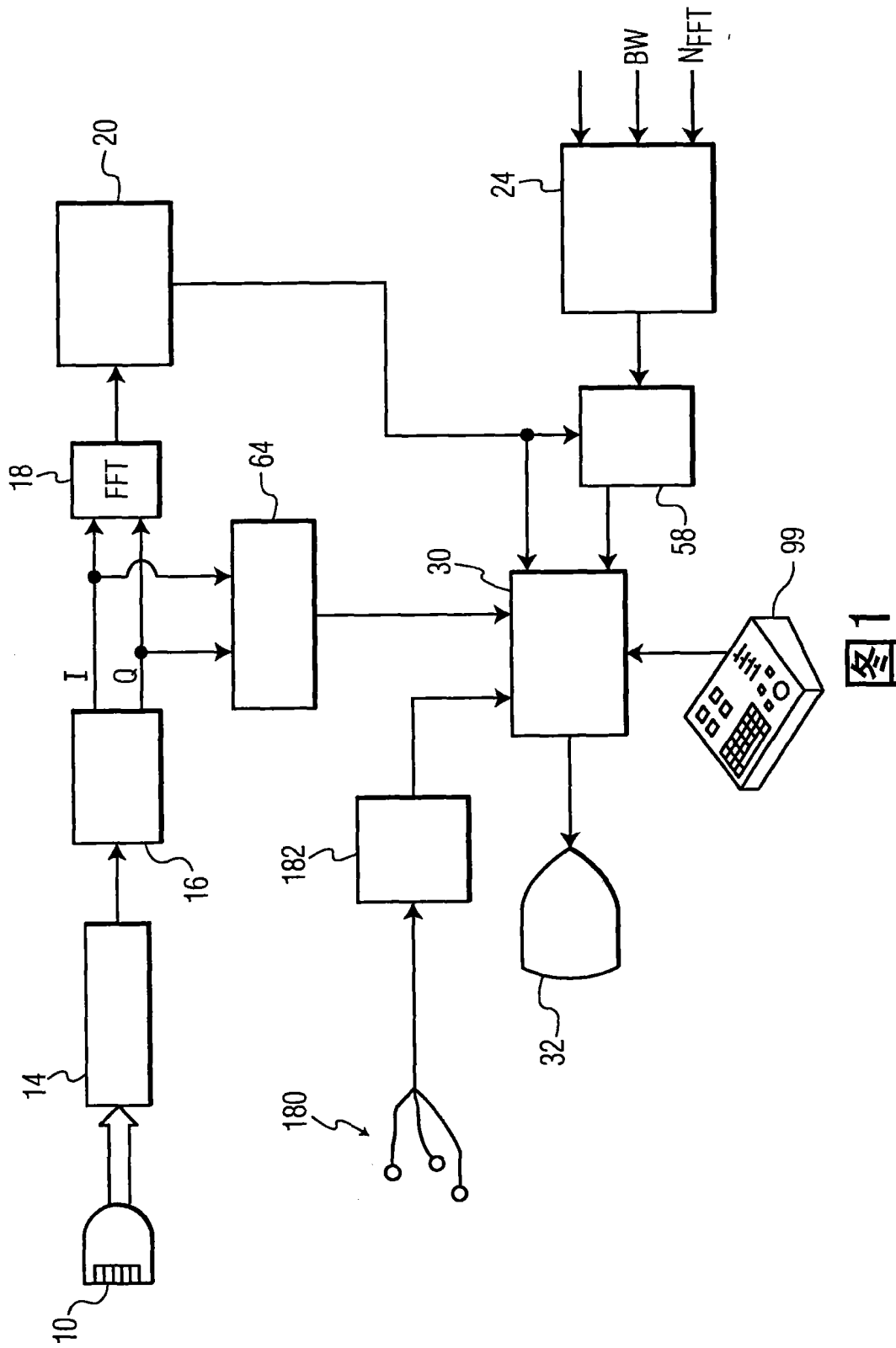


图1

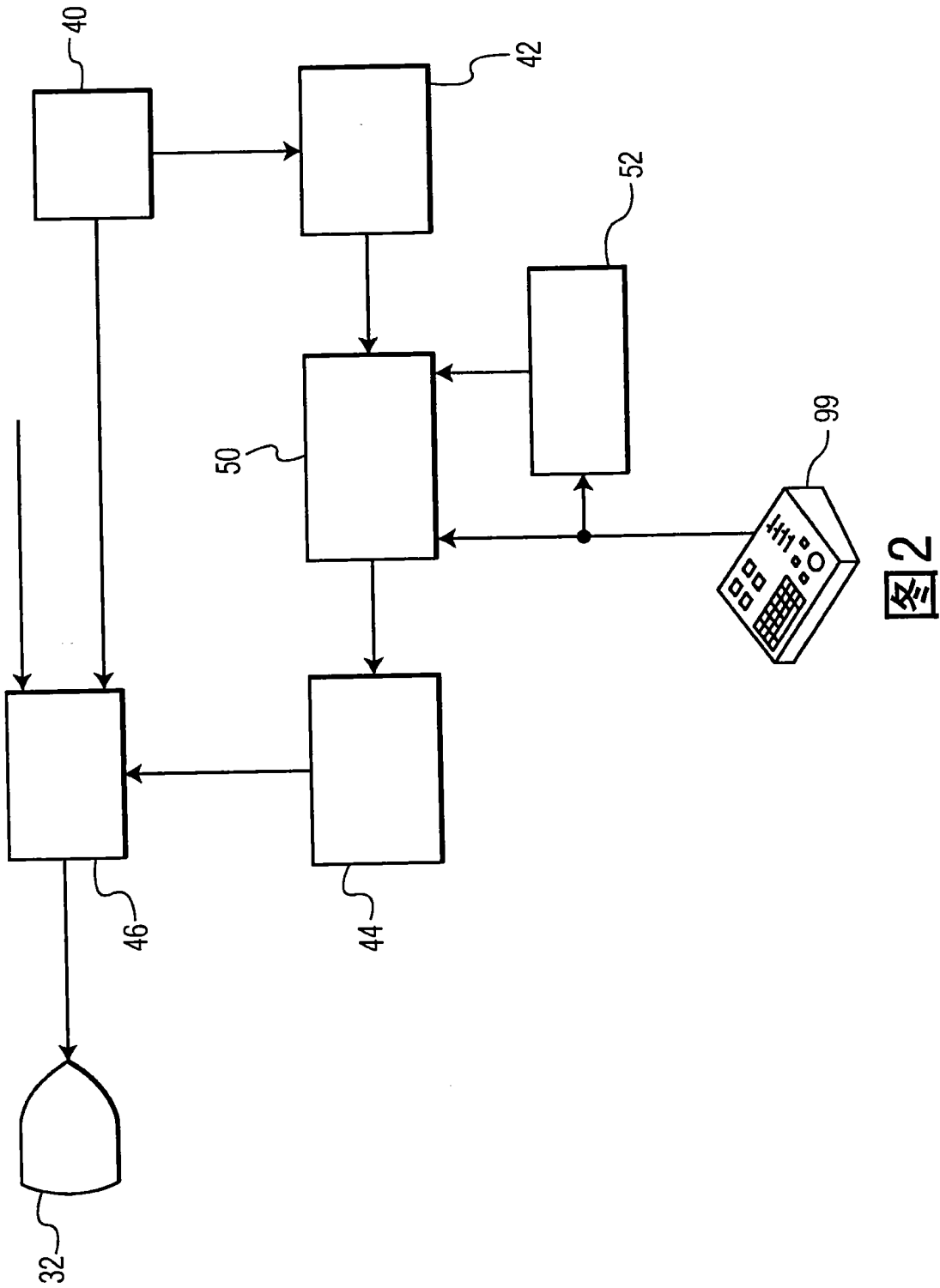
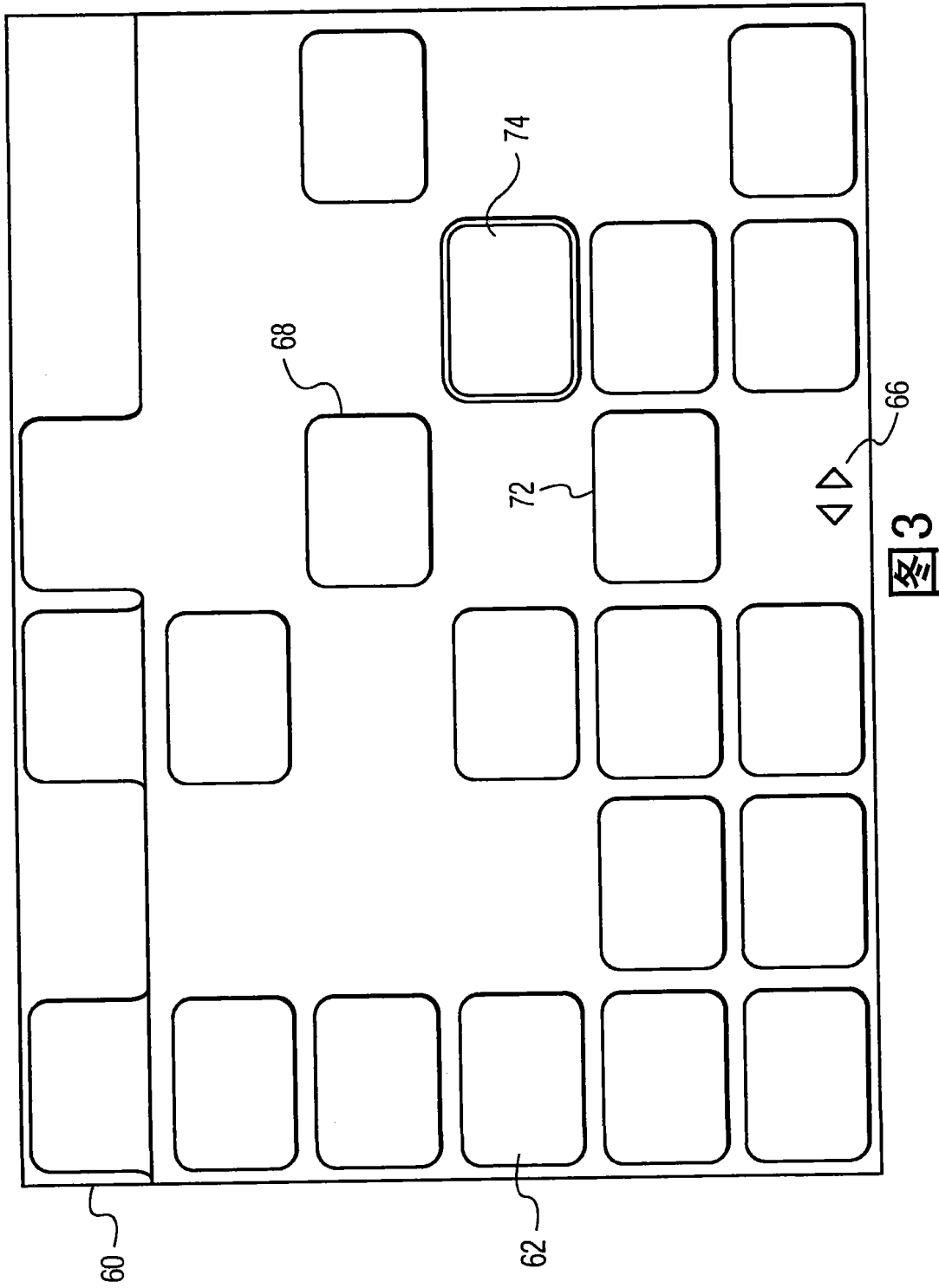


图2



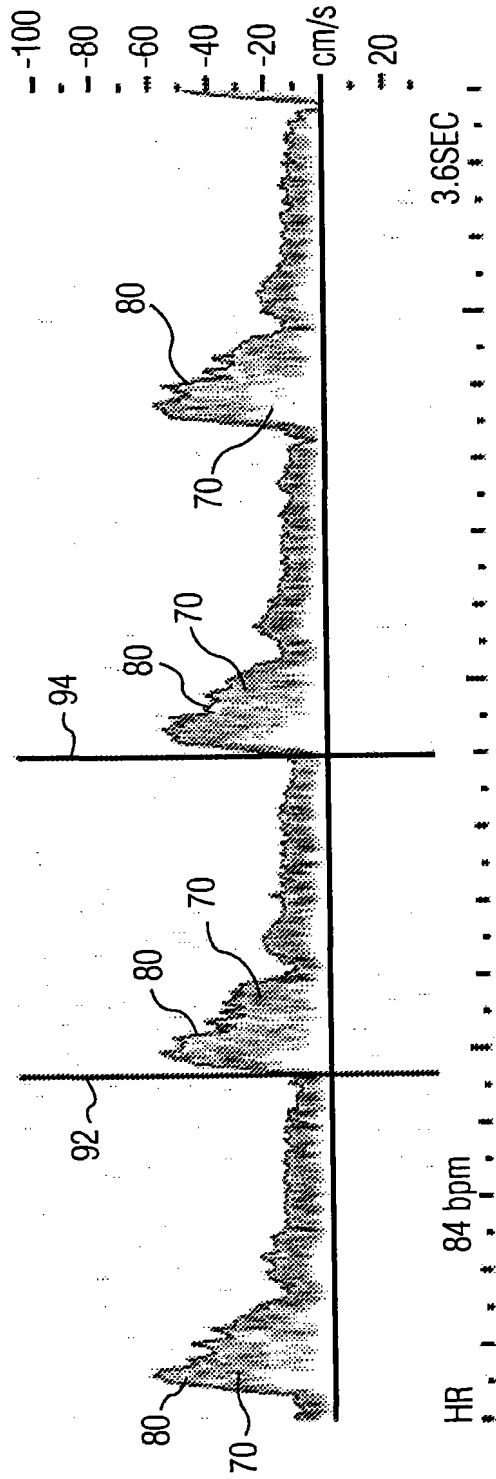


图4

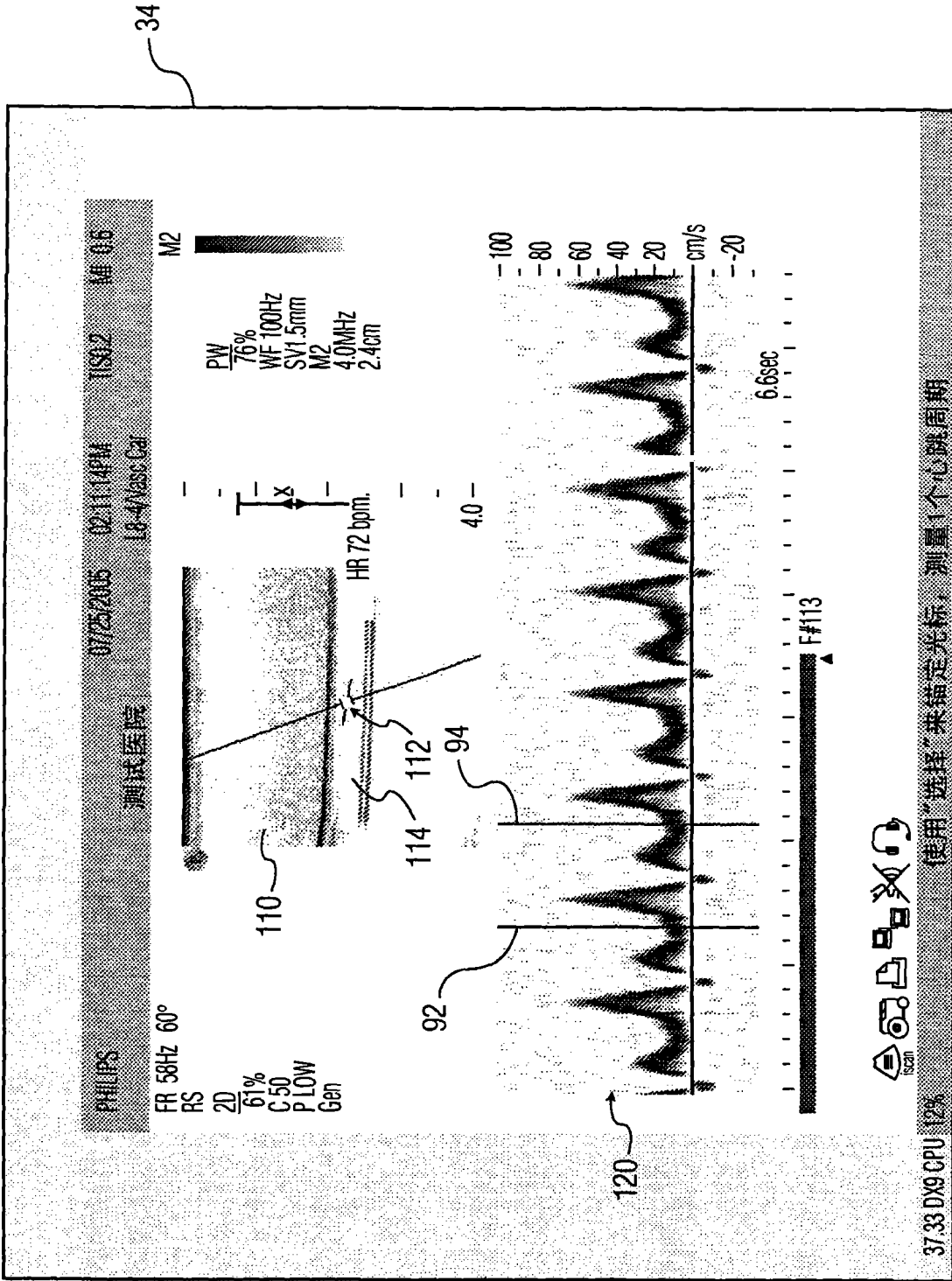


图5a

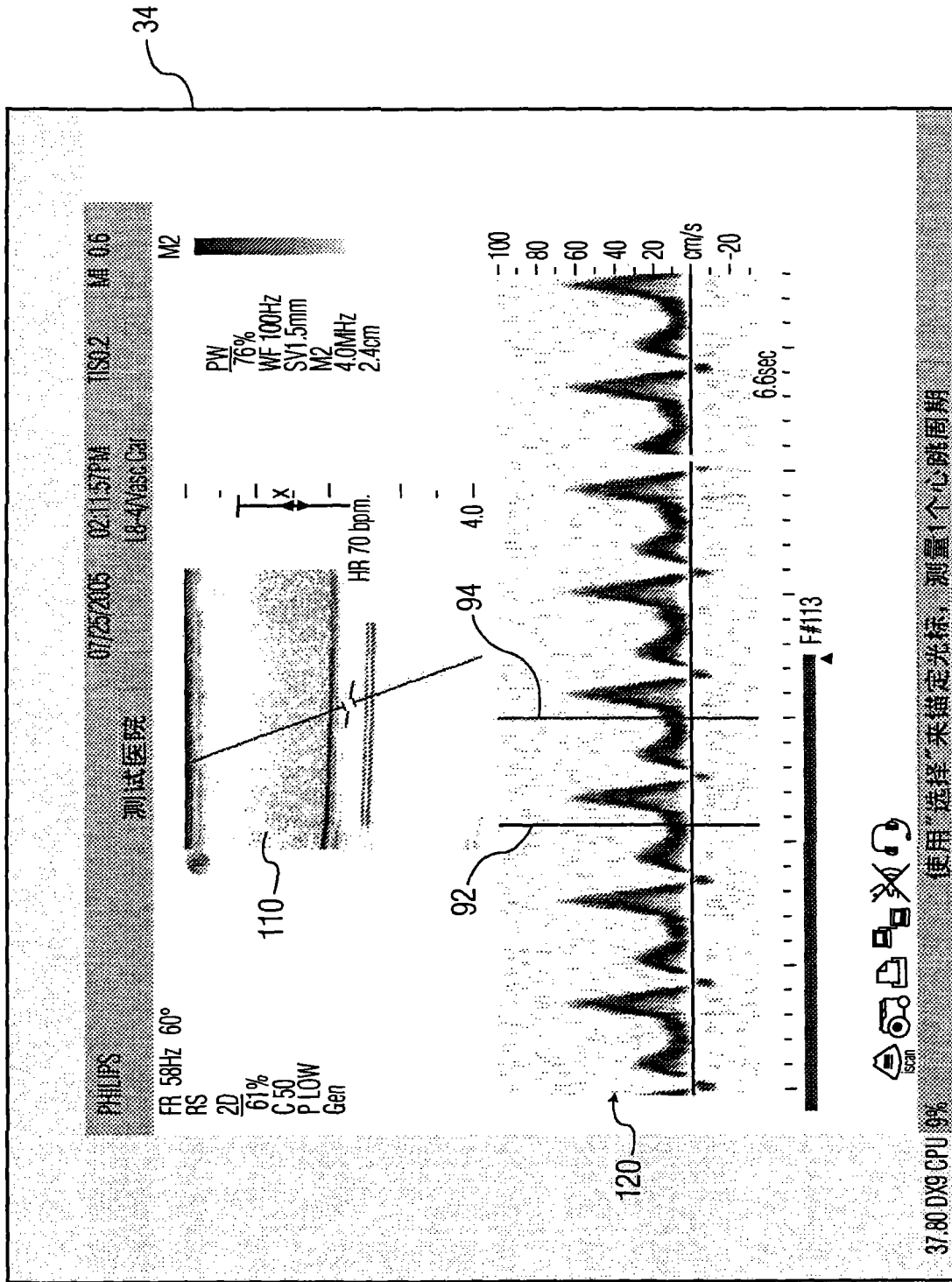


图5b

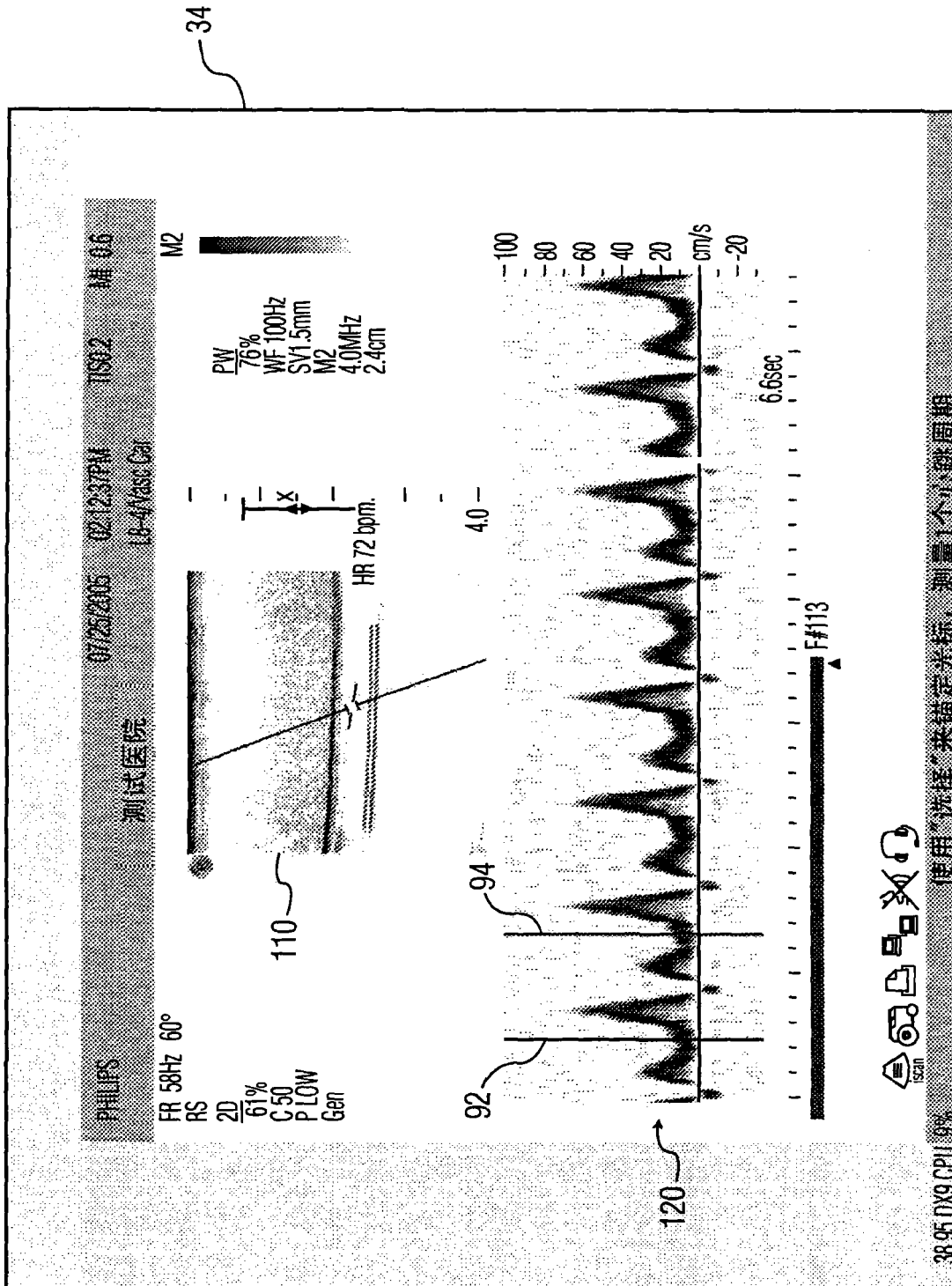


图5c

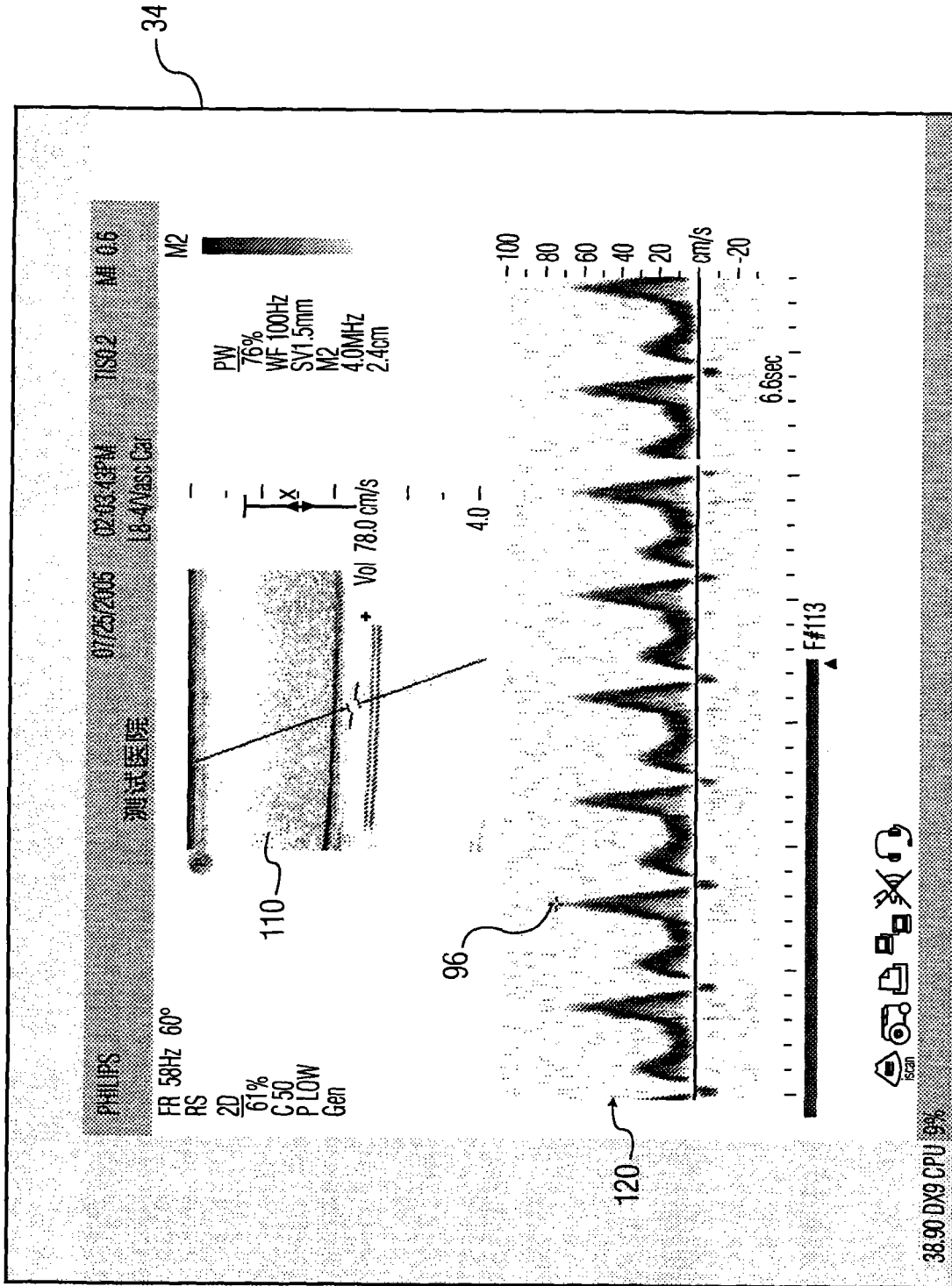


图6a

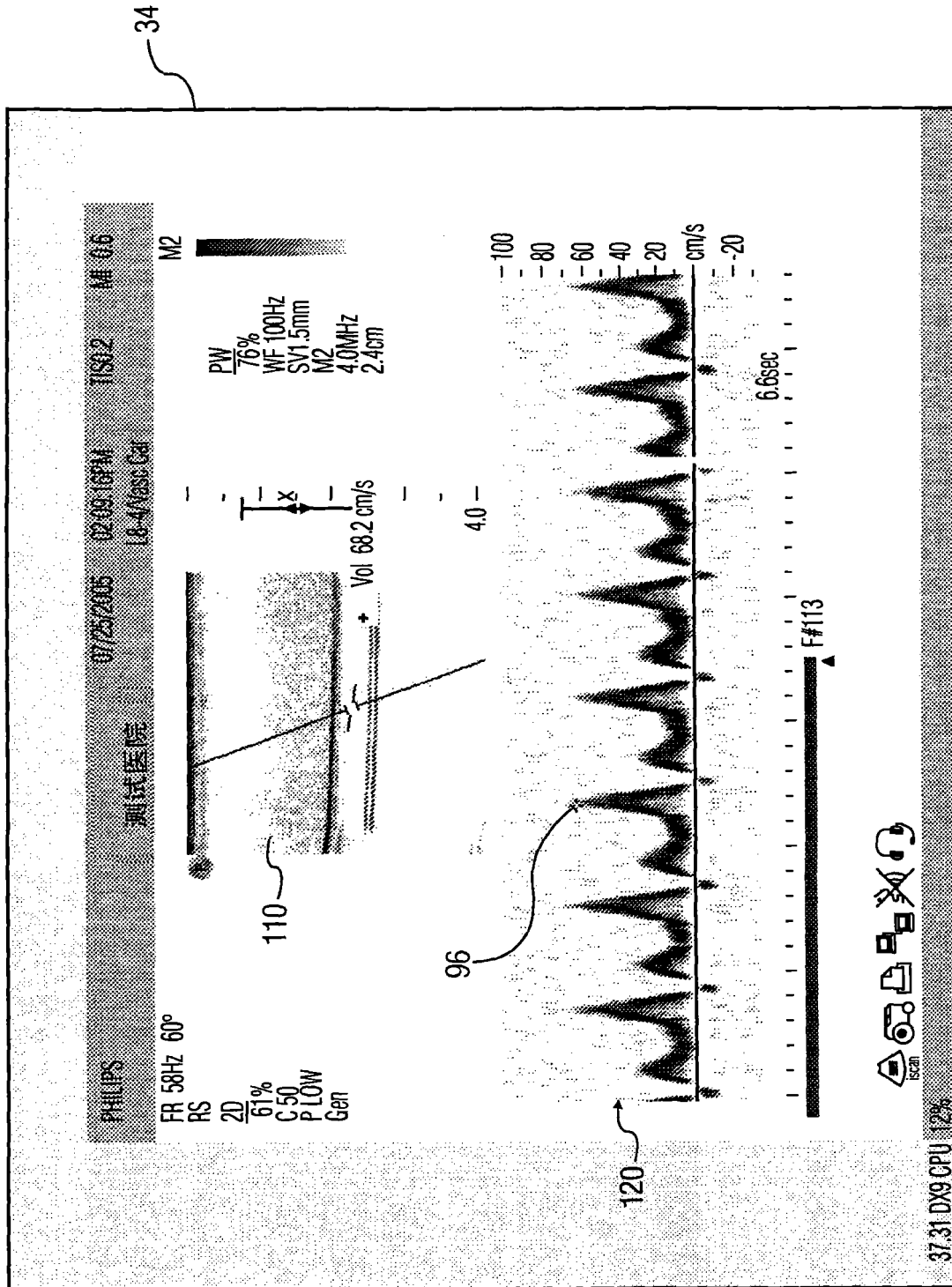


图6b

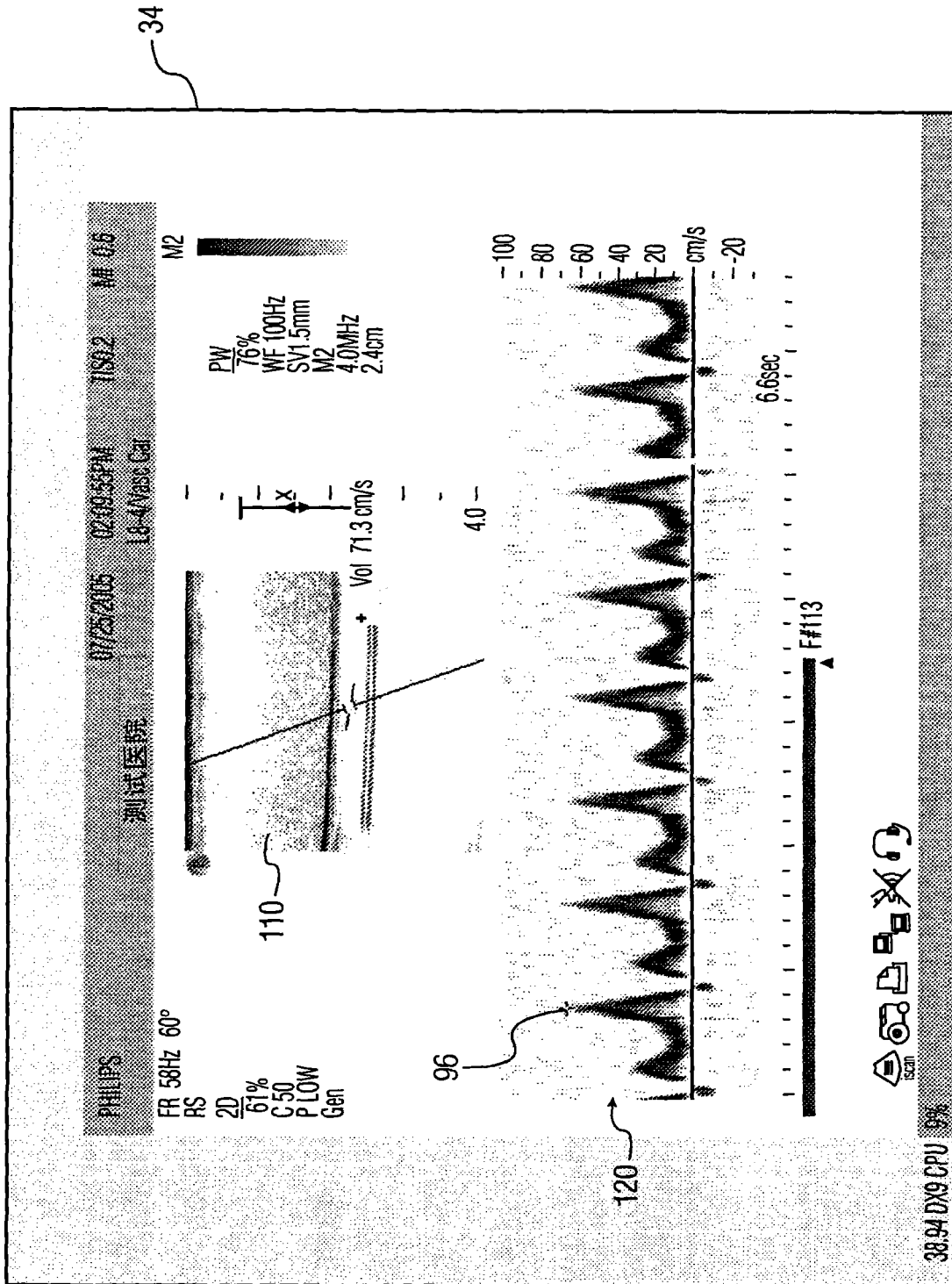


图6C

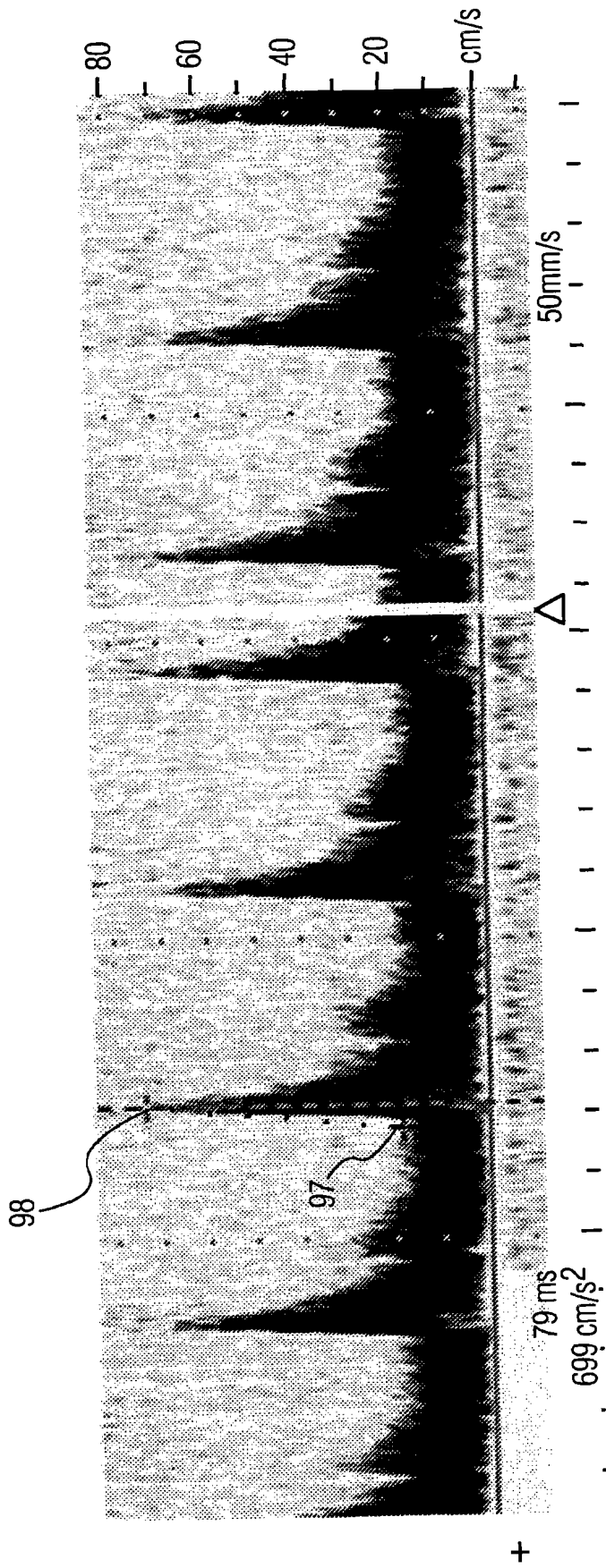
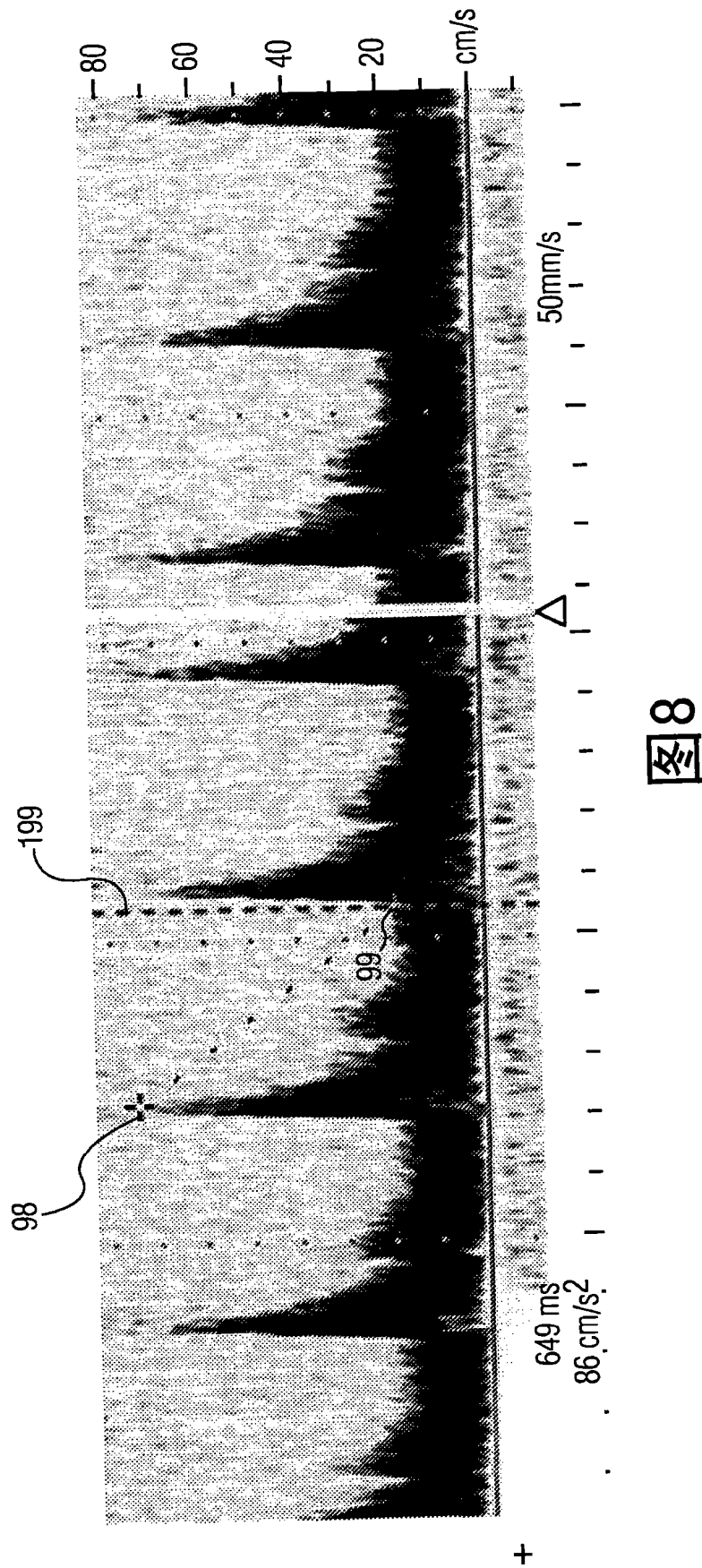


图7



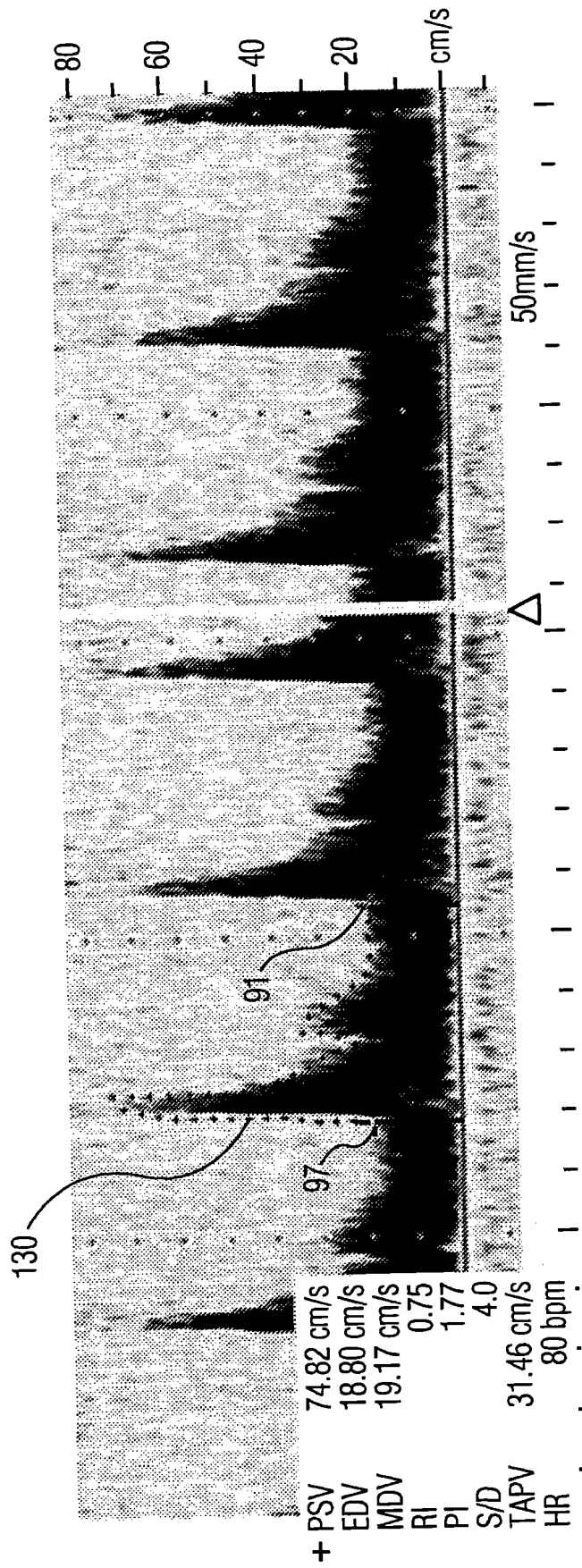


图9

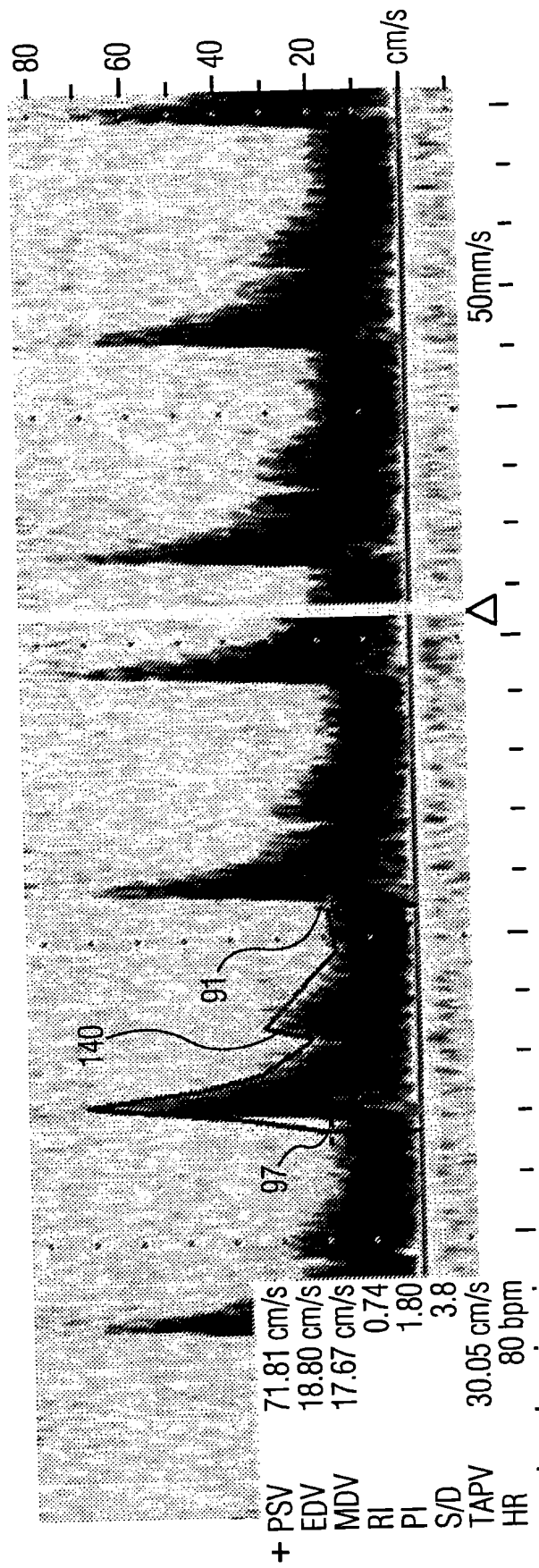


图10

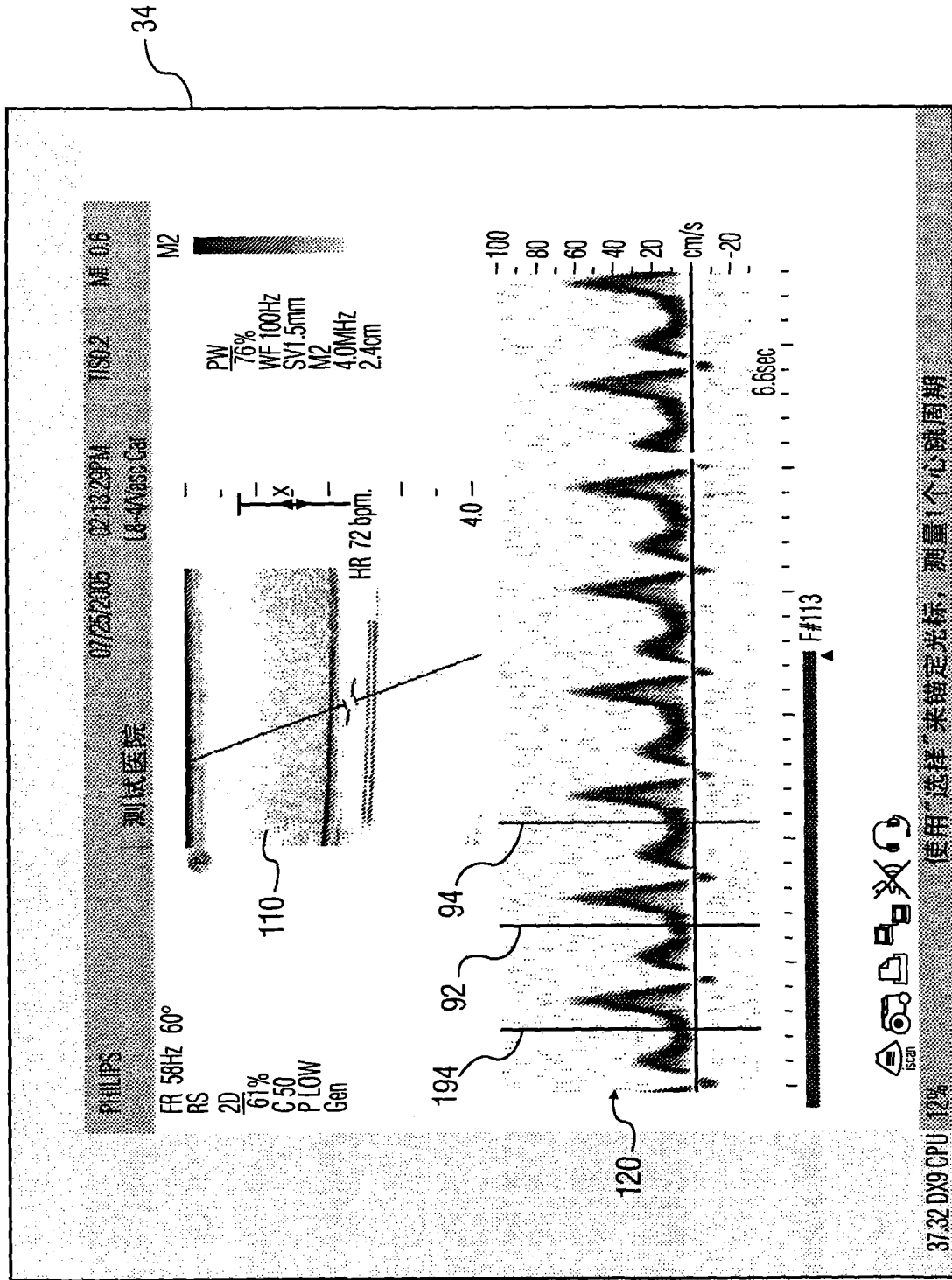


图11

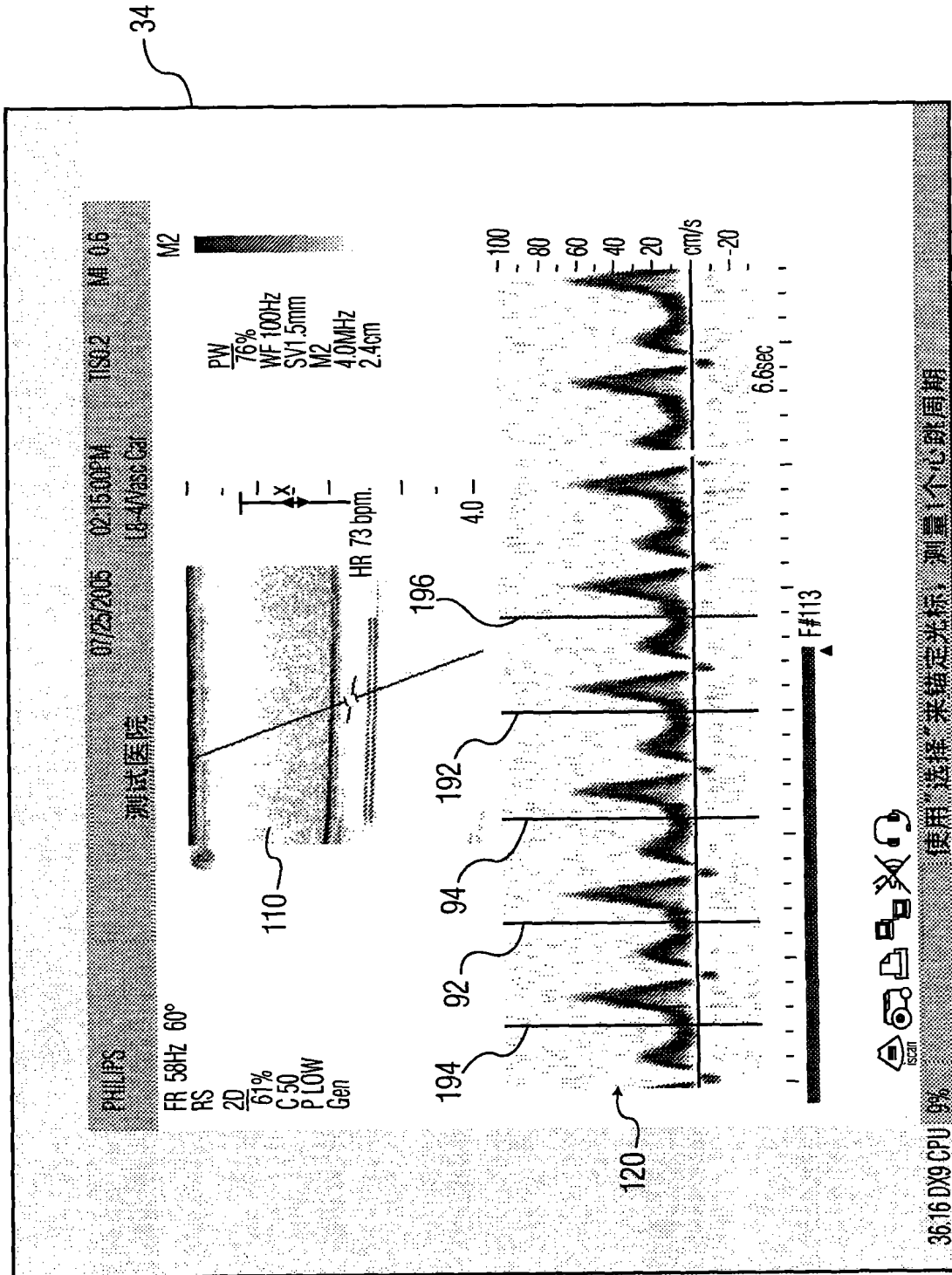


图12

专利名称(译)	自动化超声多普勒测量		
公开(公告)号	CN101375178A	公开(公告)日	2009-02-25
申请号	CN200780003380.2	申请日	2007-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	H·鲁 D·斯基巴		
发明人	H·鲁 D·斯基巴		
IPC分类号	G01S7/52 G01S15/58 G01S15/89 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/463 G01S15/8979 G01S15/582 A61B5/0456 A61B8/13 G01S7/52074 G01S7/52073 A61B8/06 G01S7/52066 A61B8/08		
代理人(译)	黄睿 王英		
优先权	60/762628 2006-01-27 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统产生在其上可进行自动化测量的频谱多普勒显示。由超声系统分析波形以识别该序列每个心动周期的峰值速度，和具有最大峰值速度值的心动周期。当启动测量工具时，系统显示最高峰值速度周期并在该心跳周期的数据上进行选定测量。系统可有利地使用支持这一特征的峰值描述算法。该技术可结合多种测量工具使用。

