

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710074477.4

[43] 公开日 2008年11月12日

[11] 公开号 CN 101301212A

[22] 申请日 2007.5.11

[21] 申请号 200710074477.4

[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南12路迈瑞大厦

[72] 发明人 张官喜 张羽

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫 林青

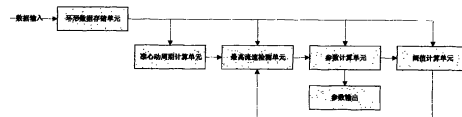
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

[54] 发明名称

实时估计多普勒参数的方法及装置

[57] 摘要

一种实时估计多普勒参数的方法及装置，用于超声诊断系统中，对运动组织或者血流声谱图的流速曲线自动进行多普勒参数实时计算处理。所述方法包括循环进行的步骤：用长度预先设置的数据缓冲区依次从所述流速曲线上取出一段数据，进行当前准心动周期的估计；确定最高流速的当前搜索阈值；根据所述阈值和准心动周期，搜索当前最高流速。尤其在最高流速的搜索过程中，利用波峰搜索期来缩短搜索时间和提高搜索准确度。采用本发明，使系统具有低成本、高实时性、结果更可靠的优势。



1. 一种实时估计多普勒参数的方法，用于超声诊断系统中，对运动组织或者血流声谱图的流速曲线自动进行多普勒参数实时计算处理，其特征在于，包括循环进行的步骤：
 - A. 用长度预先设置的数据缓冲区依次从所述流速曲线上取出一段数据，进行当前准心动周期的估计；
 - B. 确定最高流速的当前搜索阈值；
 - C. 根据所述阈值和准心动周期，搜索当前最高流速。
2. 根据权利要求1所述实时估计多普勒参数的方法，其特征在于：

所述步骤A中的准心动周期是利用自相关法来分析该段数据而获得的。
3. 根据权利要求1或2所述实时估计多普勒参数的方法，其特征在于，所述步骤A包括过程：
 - a. 利用自相关计算处理所述缓冲区中的数据，得到相应的自相关曲线；
 - b. 在时间轴[n1, n2]范围内搜索该自相关曲线的幅度最大值；其中n1、n2为预定的心动周期的上下限；
 - c. 确定该最大值位置所对应的时间为所述准心动周期的估计值。
4. 根据权利要求3所述实时估计多普勒参数的方法，其特征在于：

步骤a中用来进行自相关计算处理并得到自相关曲线的数据，是所述缓冲区中各数据减去这些缓冲区数据平均值后的数据。
5. 根据权利要求1所述实时估计多普勒参数的方法，其特征在于，

所述步骤A中数据缓冲区的长度设置为小或等于所述流速曲线的采样率的4倍。

6. 根据权利要求1所述实时估计多普勒参数的方法，其特征在于，

所述步骤C的具体过程是：将所述缓冲区中的数据与所述搜索阈值比较，仅当连续有预定数目的流速值都大于该阈值时，以该预定数目点中的第一个点对应的时刻为起点S，确定一预定长度范围内的时间段为波峰搜索期；在该波峰搜索期范围内找出最大曲线峰值，即为所述最高流速的估计值。

7. 根据权利要求6所述实时估计多普勒参数的方法，其特征在于：

所述时间段的预定长度大致为所述准心动周期的三分之一。

8. 根据权利要求1所述实时估计多普勒参数的方法，其特征在于，还包括步骤

所述搜索阈值被初始设置或重新设置为当前预定时间长度的一段流速曲线所对应的流速最大值和平均值的平均值。

9. 根据权利要求1、5、6或8之任一权利要求所述实时估计多普勒参数的方法，其特征在于：

所述流速曲线包括最大流速曲线或平均流速曲线。

10. 根据权利要求1所述实时估计多普勒参数的方法，其特征在于，步骤C之后还包括：根据当前及之前所述最高流速的位置，来计算当前平均流速；该当前最高流速和平均流速二者的平均值将用来更新设置后续步骤B中的搜索阈值。

11. 一种实时估计多普勒参数的装置，用于超声诊断系统中，对运动组织或者血流声谱图的流速曲线自动进行多普勒参数实时计算处理，其特征在于，包括：

环形数据存储单元，用于滚动接收并存储一段不少于两个心动周期的流速曲线的数据；准心动周期计算单元，用于接收来自所述环形数据存储单元输出的曲线段数据，进而估算准心动周期；阈值计算单元，包括均值计算单元和最大值计算单元，用于确定

最大流速的搜索阈值；最高流速检测单元，根据来自于准心动周期计算单元的准心动周期和阈值计算单元的搜索阈值，检测来自于所述环形数据存储单元的曲线段数据，以确定各个心动周期内的最高流速，并将结果相关数据送往参数计算单元；该参数计算单元同时根据来自于环形数据存储单元的数据进行多个参数的实时计算，并将结果送往参数输出单元，同时，还将部分结果输出往所述阈值计算单元；所述阈值计算单元还接收来自于所述环形数据存储单元输出的曲线段数据，以共同确定所述搜索阈值的更新或初始化。

实时估计多普勒参数的方法及装置

技术领域 本发明涉及超声技术，尤其涉及医疗超声扫描中的信号数据处理，特别是涉及多普勒血流参数的实时估计方法及装置。

背景技术 超声多普勒技术被广泛用于人体血流的无损检测和测量。其中，连续波(CW)多普勒技术和脉冲波(PW)多普勒技术均属于频谱多普勒技术，即对多普勒血流信号进行频谱分析，获得其频谱分布，从而根据多普勒效应原理估计出血管内血流速度的分布状况。PW可以观察特定区域的血流特性，但是，由于最大脉冲重复频率(PRF)与探测深度成反比，所能测量的最高流速受到限制。CW不利于测量选定深度处的血流，但是不受最高流速的限制。根据临床的应用特点，可选不同的检测方式。

一个典型的多普勒超声诊断系统具有如图1所示的框图：超声电信号经由发射换能器转变为声信号后，入射到人体内。该声信号遇到人体细胞（组织细胞或者血细胞）后将发生散射。部分散射信号到达接收换能器，被该换能器转变为电信号（该换能器所接收的声信号实际上是许多来自不同方向人体细胞的散射信号的总和）。这些微弱的电信号依次经过低噪声放大、正交解调、低通滤波处理，得到I（in-phase）、Q（quadrature）两路正交多普勒信号。在利用多普勒技术检测血流流速时，由于组织和血管壁回波具有比血细胞回波大得多的散射幅度，往往要通过一个高通滤波器（又称壁滤波器），来滤除所述正交多普勒信号中极低频率的组织和管壁回波信号，再对滤波后的信号进行傅立叶变换以计算多普勒信号的功率谱。随时间变化的多普勒信号功率谱构成了多普勒血流信号的声谱图，并被送到显示器显示。

图2示意了一个典型的人体颈动脉多普勒信号声谱图。由该声谱图上提取最大频率（也称最大流速，在以下的论述中，两者等效），可以得到最大流速曲线，并从中估计出一些重

要的临床诊断参数，如心率、最高流速、平均流速等。估计出的各参数送显示屏显示。其中，心率是指一分钟内心动周期的个数；最高流速是指一个心动周期中的最大流速曲线的最大值；平均流速是指一个心动周期内最大流速曲线的平均值。其中，测量最高流速是计算其他参数的基础：知道了每个心动周期内最高流速的位置，就能得到一分钟内出现最高流速的次数，即心率；两个最高流速之间的流速平均值，就是平均流速。因此，多普勒参数计算的核心是进行最高流速位置的估计。

典型的最高流速位置的确定是采用阈值法。即从给定的一段最大流速曲线中估计出一个阈值，在大于阈值的曲线中搜索最大值，认之为是最高流速。

在美国专利 US 6,050,948中，描述了一种最高流速的测量方法：首先搜索一定时间内最大流速曲线的最大值，用最大值乘以一个常数，如0.8，作为阈值。然后将阈值与最大流速点逐个比较，大于阈值的时间段认为是收缩期，在收缩期中搜索最大值，就是最高流速。该方法的优点是计算量较小，搜索效率较高。缺点是当一个心动周期中包含多个波峰、而且多个波峰的幅度差别不大时，这种方法容易引起波峰的误判。

在美国专利 US 5,868,676中，最高流速的测量方法如下：首先提示用户在屏幕上选择心动周期的大致范围，然后基于用户选择的范围精确搜索波峰。假定用户选择的心率范围是60-120bpm，对应的心动周期分别是1秒和2秒，则在1秒~2秒之间搜索最大流速曲线斜率的变化，每一个斜率的变化代表一个波峰位置。另一种方法是当找出一个波峰时，先排除前后各200ms的点，再开始搜索下一个波峰。这两种处理方法的优点在于，当一个心动周期中包含多个波峰时，能够有效地避免误判，准确性较高。但是，第一种方法需要操作者的参与，增加了测量的复杂度。第二种方法中200ms的时间过于固定，在心率较小时搜索效率不高。

另外，在美国专利 US 5,628,321中采用了与上述方法类似的最高流速测量方法，从而也存在同样的问题。

为了便于临床诊断，超声多普勒系统除了实时更新声谱图和最大流速曲线外，还需要实时自动计算出最高流速、平均流速、心率等参数，声谱图每更新一个周期，上述参数就要实时更新一次。因此，上述现有技术的不足之处在于，均无法兼顾到参数估计的实时性和准确/稳定性。

发明内容 本发明要解决的技术问题是针对上述现有技术的不足而提出一种方法及装置，用于多普勒参数的估计或计算处理，提高数据处理的实时性，同时保证处理结果的准确性。

本发明为解决上述技术问题而提出的技术方案是，提供一种方法，用于超声诊断系统中，对运动组织或者血流声谱图的流速曲线自动进行多普勒参数实时计算处理，尤其是，包括循环进行的步骤：

- A. 用长度预先设置的数据缓冲区依次从所述流速曲线上取出一段数据，进行当前准心动周期的估计；
- B. 确定最高流速的当前搜索阈值；
- C. 根据所述阈值和准心动周期，搜索当前最高流速。

上述方案中，所述流速曲线包括最大流速曲线或平均流速曲线。

上述方案中，所述步骤 A 包括过程：

- a. 用自相关计算处理所述缓冲区中的数据，得到相应的自相关曲线；
- b. 在时间轴 $[n1, n2]$ 范围内搜索该自相关曲线的幅度最大值；其中 $n1$ 、 $n2$ 为预定的心动周期的上下限；
- c. 确定该最大值位置所对应的时间为所述准心动周期的估计值。

上述方案中，所述步骤 A 中数据缓冲区的长度设置为小或等于所述流速曲线的采样率的 4 倍。

上述方案中，所述步骤 C 的具体过程是：将所述缓冲区中的数据与所述搜索阈值比较，仅当连续有预定数目的流速值都大于该阈值时，以该预定数目点中的第一个点对应的时刻为起点 S，确定一预定长度范围内的时间段为波峰搜索期；在该波峰搜索期范围内找出最大曲线峰值，即为所述最高流速的估计值。

上述方案中，所述搜索阈值被初始设置或重新设置为当前预定时间长度的一段流速曲线所对应的流速最大值和平均值的平均值。

上述方案中，步骤 C 之后还包括：根据当前及之前所述最高流速的位置，来计算当前平均流速；该当前最高流速和平均流速二者的平均值将用来更新设置后续步骤 B 中的搜索阈值。

本发明为解决上述技术问题而提出的技术方案又是,提供一种实时估计多普勒参数的装置,用于超声诊断系统中,对运动组织或者血流声谱图的流速曲线自动进行多普勒参数实时计算处理,尤其是,包括环形数据存储单元,用于滚动接收并存储一段不少于两个心动周期的流速曲线的数据;准心动周期计算单元,用于接收来自所述环形数据存储单元输出的曲线段数据,进而估算准心动周期;阈值计算单元,包括均值计算单元和最大值计算单元,用于确定最大流速的搜索阈值;最高流速检测单元,根据来自于准心动周期计算单元的准心动周期和阈值计算单元的搜索阈值,检测来自于所述环形数据存储单元的曲线段数据,以确定各个心动周期内的最高流速,并将结果相关数据送往参数计算单元;该参数计算单元同时根据来自于环形数据存储单元的数据进行多个参数的实时计算,并将结果送往参数输出单元,同时,还将部分结果输出往所述阈值计算单元;所述阈值计算单元还接收来自于所述环形数据存储单元输出的曲线段数据,以共同确定所述搜索阈值的更新或初始化。

采用上述各技术方案,与现有的技术相比,处理结果更快更稳定,从而更适合于实时测量;同时,并不增加装置的处理成本,更具有实用优势。

附图说明

图1是现有典型的超声多普勒诊断系统的组成框图

图2是颈动脉多普勒声谱图及其最大流速曲线示意图

图3是本发明中取自于图2的一段颈动脉最大流速曲线示意图

图4是图3所示最大流速曲线的自相关曲线

图5是本发明最高流速搜索情况示意图

图6是本发明多普勒参数计算最佳实施例的流程图

图7是本发明多普勒参数的估计装置

图8是图6实施例的结果标注,其中白线示意了各最高流速的估计位置

具体实施方式 本发明方法及装置可以适用于对最大流速曲线的处理,也将适用于对平均流速曲线的处理。为了说明简洁起见,下面结合附图所示之最佳实施例只提及最大流速曲线并以之为例来进一步阐述本发明。

图3为来自于图2颈动脉多普勒信号声谱图的一段最大流速曲线，用横坐标代表时间，纵坐标代表频率（流速），本发明将这段曲线数据存储到数据缓冲区中，为了计算准心动周期，所述缓冲区应至少能存两个心动周期的数据。

假定最大心动周期是 T_{\max} 秒，最大流速曲线的采样率为 fs ，则缓冲区的最大长度：

$$N = T_{\max} * fs * 2$$

则在心动周期不变的情况下（最大心动周期一般为2秒），该长度将随最大流速曲线的采样率而变化。在本发明中，该长度（小或等于最大流速曲线采样率的4倍，因为将心动周期取最大值2秒）随多普勒系统扫描速度的改变而自动改变，这样避免了缓冲区内存储的最大流速曲线数据不足两个心动周期或者包含较多个心动周期的情况。前者容易错误估计心动周期值；而后者虽然可以增加心动周期估计的精度，但是导致无法快速响应心动周期的变化，实时性差，例如当操作者在设置好合适的多普勒取样门位置后，屏幕上显示了满意的声谱图和最大流速曲线，而参数自动计算装置由于需要存储较长的最大流速曲线段，导致很长时间后才能输出有效的最大流速等参数。

当所述缓冲区采集满了以图3为例的N点最大流速值后，系统便进入准心动周期的估计。该估计本质上就是进行信号周期的估计。可以有很多方法，包括自相关法、互相关法、傅里叶分析法等等。本实施例采用自相关法。

图4所示的是对应于图3的一段最大流速曲线的自相关曲线。其中横坐标代表时间，纵坐标代表自相关幅度。所述自相关幅度的处理依下述公式进行：

$$R(i) = \sum_{j=0}^{N-1} X(j)X(j+i) \quad i = 0, 1, \dots, N-1$$

其中，X代表各点的最大流速值；并且，最大流速值 $X(j+i)$ 当 $j+i$ 大于 $N-1$ 时等于0。为了在自相关曲线中突出波峰，本发明用以获得图4自相关曲线的数据是，先对所述缓冲区中的各曲线数据求平均值，再将各曲线流速值逐一减去该平均值所得到的实时自相关处理数据。。

得到自相关曲线后，在该曲线中搜索最大峰值，该最大峰值所对应的时刻就是所要估计的准心动周期。具体以图4为例，两条虚竖线分别代表搜索起点0.2秒和终点2秒，只要在时间轴上0.2秒~2秒的范围内检测上述最大峰值，如菱形图标所示，该位置对应的时间坐

标就是准心动周期的估计值。所述检测到的准心动周期大小范围为0.2秒~2秒，可以满足临床检测的要求，确保不会错误的估计心动周期。另外，因为搜索范围的缩短，搜索复杂度大大减少。

本发明方法还包括确定最高流速搜索阈值的过程。该阈值可以如下被赋以初值：取图2或图3当前流速曲线中预定时间长度为T秒的一段曲线的的数据，计算该段曲线的最大值和平均值，然后以该最大值和平均值的平均值作为初始阈值。这里，T的选取要确保该段曲线中至少包含一个心动周期。依临床的经验数据，本发明T可以选取2秒。

本发明方法在确定出上述准心动周期和搜索阈值后，就可以进行最高流速的搜索。图5示意了该搜索过程：横坐标代表时间，纵坐标代表流速，虚横线代表当前搜索阈值。为了避免出现如 US 6,050,948 美国专利方案在一个心动周期内可能搜索到多个最高流速的情况，本发明将图示曲线段按波峰搜索期和非波峰搜索期加以划分，并分别用S、E来代表波峰搜索期的起点和终点。因此，本发明最高流速搜索过程的关键在于确定一个合适的波峰搜索期，在该搜索期的时间范围内查找流速曲线的最大值，该最大值就是只能搜索到的唯一最高流速。因为最高流速一定是存在于大于阈值的区域，因此，本发明先将每个写入所述缓冲区的最大流速值与搜索阈值比较，仅当连续有N2（在本发明最佳实施例中N2对应的的时间长度为0.03秒）个最大流速值都大于该阈值时，以该N2个点中的第一个点对应的时刻为起点S，确定一预定长度范围内的时间段（可以但不限于本实施例所选择的所述准心动周期的三分之一左右）为所述波峰搜索期；进而，在该时间范围内搜索出最大曲线峰值，作为所述最高流速的估计值。所述N2计数过程可以使用计数器来计数或清零实现，因属于现有技术，不再赘述。

搜索到所述最高流速后，就可以根据该最高流速所在的位置来实时估算包括当前心动周期、最低流速或心率在内的其它参数。以下示意了一些参数的计算处理方法：

$$V_p = x(m1)$$

$$T = (m1 - m2) * fs$$

$$V_m = \frac{\sum_{i=m1}^{m2} x(i)}{(m1 - m2)}$$

其中， V_p 、 T 、 V_m 分别代表最高流速、当前心动周期、平均流速的估计值； m 代表时间坐标， $x(m)$ 代表时间-最大流速曲线； $m1$ 是当前最高流速的发生时刻， $m2$ 是上一个最高流速的发生时刻； fs 是采样率。

上述参数计算完成后，为确保搜索阈值的实时性和自适应性，可以用刚刚计算出的当前心动周期内的最高流速和平均流速来更新所述搜索阈值。和初始阈值的设置方法一样，可以以两者的平均值作为新的阈值，即：

$$threshold = (V_p + V_m) / 2$$

在某些情况下，受一些外部因素的影响，最大流速曲线的幅度可能会发生变化。例如当患者身体挪动使得超声探头与人体接触部位发生了变化时，超声探头接收到的散射信号的频移相应发生变化，进而会造成多普勒声谱图及最大流速曲线的幅度均有变化。假设该患者的移动最终造成最大流速曲线幅度变小，则若还是以原先更新的阈值来搜索当前心动周期最高流速的话，将由于最大流速曲线整体幅度的变小，可能出现当前流速曲线幅度全体小于搜索阈值的现象，更不用说找到连续 $N2$ 点的要求。为了避开类似不利情况的影响，本发明使用一预定计数器来记录相邻两个心动周期中最高流速的距离：每判断出一个最高流速，就从零开始启动该计数器计数；每比较处理一个流速曲线采样点，计数器的值就加一；直到确定了下一个的波峰搜索期后，该计数器清零。这样，若该计数器的值一直没有清零且大于一预定值 $N1$ ，则表明当前使用的搜索阈值不合适，需要重新设置。该重新设置的方法可以采用上述的初始赋值方法，也就是将所述 $N1$ 个点最大流速的平均值和最大值的均值作为新的阈值，即新设置的搜索阈值

$$threshold = (V_{max} + V_{mean}) / 2$$

其中， V_{max} 是 $N1$ 个点最大流速的最大值， V_{mean} 是 $N1$ 个点最大流速的平均值。从而确保在该 $N1$ 个点的采样时间内一定能判断出有效的最高流速，避免了因阈值设置不合适而长时间判不出最高流速情况的发生。其中， $N1$ 的取值根据临床实际情况而定，在本发明中取2~4秒时间所对应的采样点数。

综上所述,本发明最佳实施例采用的实时参数计算方法如图6的流程图所示,包括循环进行的具体步骤:

1. 实时依次读取最大流速曲线的采样数据,每次读一个点;
2. 将所读取的采样点写入所述数据缓冲区,每写入一个点,缓冲区的写指针加一;
3. 判断该数据缓冲区是否已经写满,若未写满则跳转进入步骤5;
4. 用所述缓冲区中存储的各最大流速减去均值后的数据来计算自相关,并在自相关曲线中估计准心动周期;
5. 判断当前时刻是否波峰搜索期,若不是则跳转进入步骤8;
6. 搜索波峰,确定最高流速;
7. 用搜索到的最高流速位置计算平均流速、精确的心动周期等参数,并用最高流速和平均流速更新设置阈值,供后续步骤搜索使用;波峰搜索期标志位清零;进入步骤1继续读数。
8. 判断是否已经有N1个点没有判断出最高流速了,如果不是,则表明当前阈值设置可行,跳转进入步骤10;
9. 用缓冲区中存储的N1个点的最大流速曲线的最大值和平均值的均值更新阈值,进入步骤1继续读数。
10. 判断是否有连续N2个点大于当前阈值,否则跳转进入步骤1继续读数;
11. 波峰搜索期标志位置位,进入波峰搜索期;进入步骤1继续读数。

本发明依据上述步骤循环处理图2所获得的实验结果如图8所示,用白线示意了各次所获得的最高流速的估计位置。试验证明,本发明方法实时性好,且准确度高。该方法不仅可以使用在超声系统的实时参数计算处理上,也可以使用于参数的离线自动测量上。

本发明实现上述方法的装置的框图如图7所示。包括环形数据存储单元,用于滚动接收并存储一段不少于两个心动周期的最大流速曲线的数据;准心动周期计算单元,用于接收来自所述环形数据存储单元输出的曲线段数据,进而估算准心动周期;阈值计算单元,包括均值计算单元和最大值计算单元,用于确定最大流速曲线的搜索阈值;最高流速检测单元,根据来自于准心动周期计算单元的准心动周期和阈值计算单元的搜索阈值,检测来自于所述环形数据存储单元的曲线段数据,以确定各个心动周期内的最高流速,并将结果相

关数据送往参数计算单元；该参数计算单元同时根据来自于环形数据存储单元的数据进行平均流速、心率等多个参数的实时计算，并将结果送往参数输出单元，同时，还将部分结果输出往所述阈值计算单元；所述阈值计算单元还接收来自于所述环形数据存储单元输出的曲线段数据，以共同确定所述搜索阈值的更新或初始化。。

本发明装置在超声诊断系统的嵌入式设计中，可以用数字电路或模块来实现。以DSP(Digital Signal Processing)技术或FPGA(Field Programmable Gate-Array现场可编程门阵列)编程设计为例，因如何实现上述装置为现有技术，不再赘述。

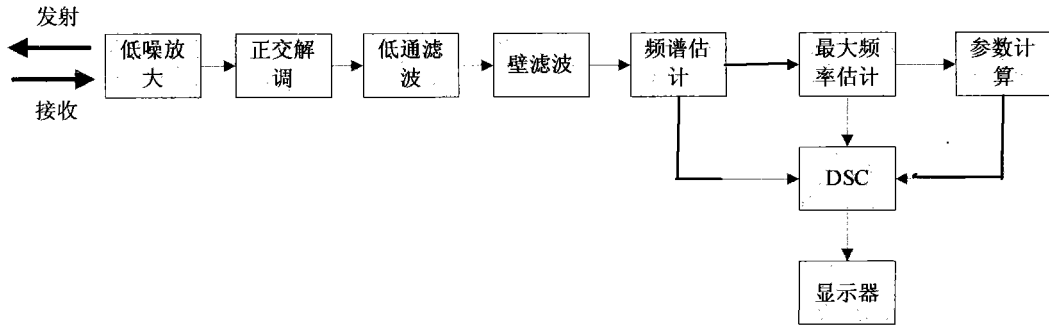


图 1

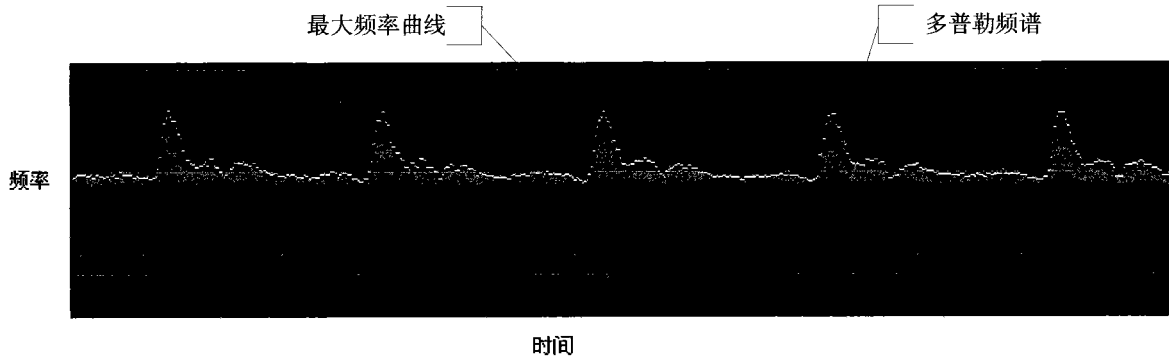


图 2

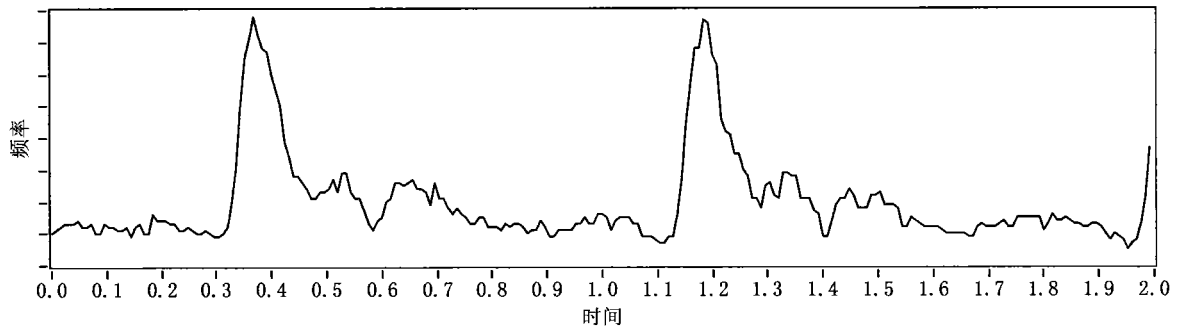


图 3

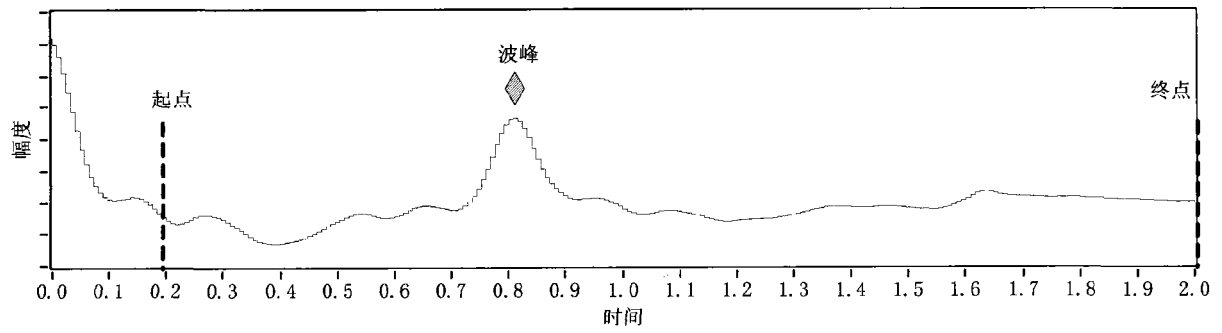


图 4

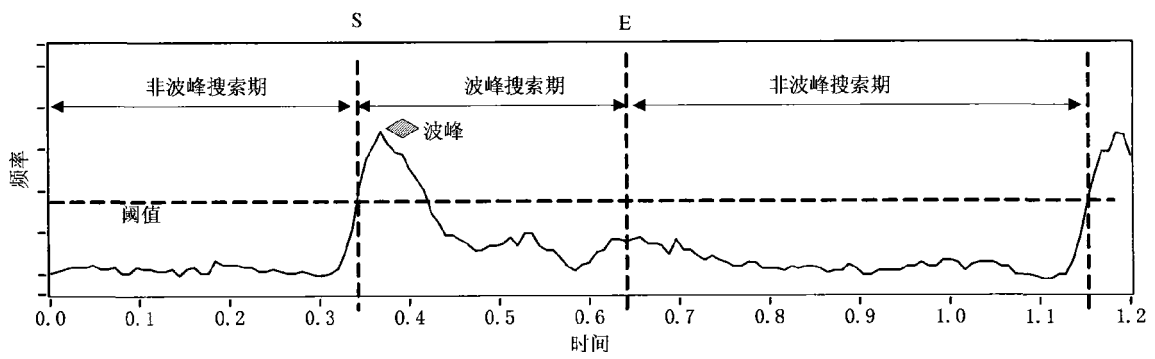


图 5

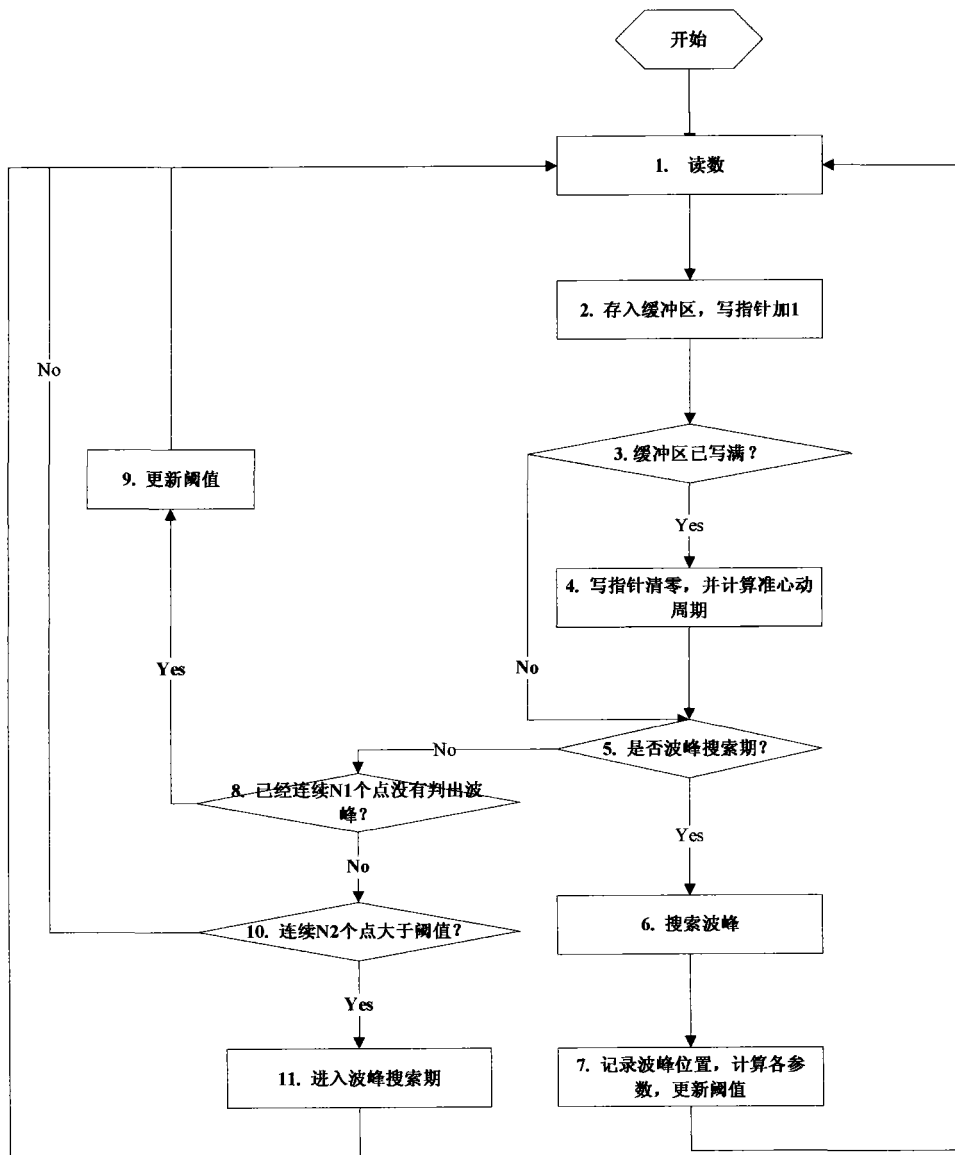


图 6

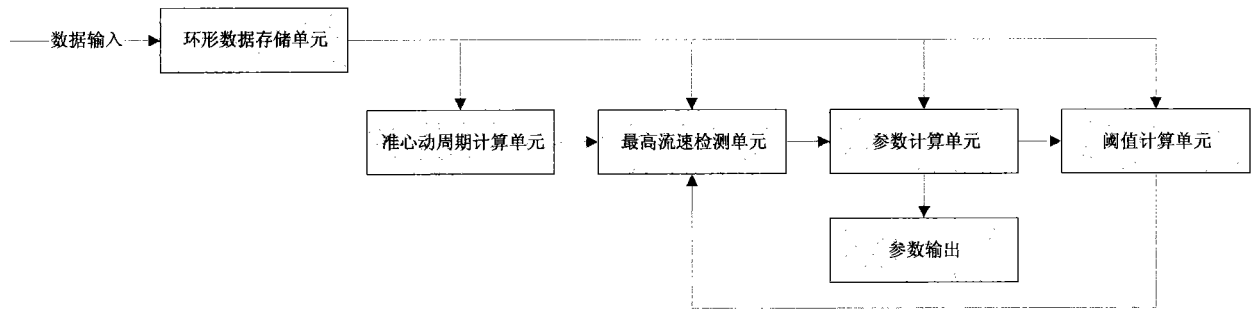


图 7



图 8

专利名称(译)	实时估计多普勒参数的方法及装置		
公开(公告)号	CN101301212A	公开(公告)日	2008-11-12
申请号	CN200710074477.4	申请日	2007-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	张官喜 张羽		
发明人	张官喜 张羽		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	林青		
其他公开文献	CN101301212B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种实时估计多普勒参数的方法及装置，用于超声诊断系统中，对运动组织或者血流声谱图的流速曲线自动进行多普勒参数实时计算处理。所述方法包括循环进行的步骤：用长度预先设置的数据缓冲区依次从所述流速曲线上取出一段数据，进行当前准心动周期的估计；确定最高流速的当前搜索阈值；根据所述阈值和准心动周期，搜索当前最高流速。尤其在最高流速的搜索过程中，利用波峰搜索期来缩短搜索时间和提高搜索准确度。采用本发明，使系统具有低成本、高实时性、结果更可靠的优势。

