



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03152521.0

[45] 授权公告日 2007 年 10 月 17 日

[11] 授权公告号 CN 100342821C

[22] 申请日 2003.8.1 [21] 申请号 03152521.0

[30] 优先权

[32] 2002. 8. 1 [33] US [31] 10/064,634

[73] 专利权人 GE 医疗系统信息技术公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 D·E·布洛尼克

[56] 参考文献

US6351664A 2002.2.26

W00217782A 2002.3.7

CN1189320A 1998.8.5

EP1132045A 2001.9.12

CN1032288A 1989.4.12

CN1185306A 1998.6.24

审查员 赵 鑫

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 程天正 梁 永

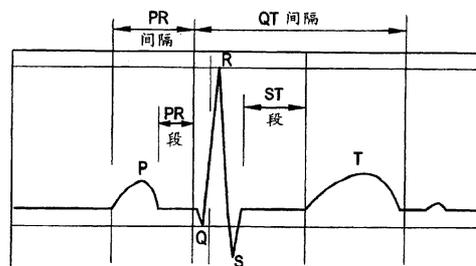
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 18 页

[54] 发明名称

用于实时显示滤波的心电图数据的方法和设
备

[57] 摘要

揭示了用于在显示装置上显示波形数据的方法 (300)。在示例性实施例中,方法 (300) 包括把显示区域分配成第一部分 (404) 和与第一部分 (404) 紧接相邻的第二部分 (402)。第一部分 (404) 被用来显示波形数据的第一段,该第一段包括向后延伸一段确定的延时时间间隔的最近接收的数据。第二部分 (402) 被用来显示波形数据的第二段,该第二段包括波形数据的其余部分。在第一部分 (404) 上显示的数据具有施加到其上的、连续变化的幅度电平调节,用于其部分基线校正,而在第二部分 (402) 上显示的数据具有校正的基线幅度调节,而不再对其施加幅度电平调节。



1. 一种用于在显示装置上显示波形数据的方法（300），该方法（300）包括：

把显示区域分配成第一部分（404）和与所述第一部分（404）紧接相邻的第二部分（402）；

用所述第一部分（404）来显示波形数据的第一段，所述第一段包括向后延伸一段确定的延时的时间间隔的最近接收的数据；

用所述第二部分（402）来显示波形数据的第二段，所述第二段包括波形数据的其余部分；

其中在所述第一部分（404）上显示的数据具有施加到其上的连续变化的幅度电平调节，以用于其部分基线校正，以及在所述第二部分（402）上显示的数据具有校正的基线幅度调节，而不再对其施加幅度电平调节。

2. 如权利要求 1 的方法（300），其中所述基线调节是通过对称的有限脉冲响应滤波器被施加的。

3. 如权利要求 2 的方法（300），其中所述对称的有限脉冲响应滤波器是以约 0.5 到约 3.0 秒的延时的给定的数据样本为中心的。

4. 如权利要求 1 的方法（300），其中：

使所述波形数据滚动穿过所述显示区域，从而使得波形数据初始地出现在所述第一部分（404），此后滚动通过所述第一部分（404）同时受到所述基线幅度调节，以及此后出现在和滚动通过所述第二部分（402），而不再对其施加基线调节。

5. 如权利要求 1 的方法（300），其中：

使一个垂直条滚动穿过所述显示区域，从而使得所述显示区域的所述第一部分（404）沿着其边缘相邻地跟随所述垂直条。

6. 如权利要求 1 的方法（300），该方法还包括：

移位所存储的未校正的数据样本的序列（302）；

接收和存储新的未校正的数据样本（304）；

通过使用所述存储的未校正的数据样本和所述新的未校正的数据样本，计算基线估值校正（306）；

移位存储的校正的数据样本序列以及此后确定新的校正的数据样本，其中通过对所述存储的未校正的数据样本的特定的一个样本施加

所述基线估值校正，从而确定所述新的校正的数据样本（308）；

通过对被存储在所述存储的未校正的数据样本中的所述特定的一个数据样本后面的所述存储的未校正的数据样本中的每个数据样本以及所述新的未校正的数据样本施加所述基线校正，从而产生临时显示数据样本的序列（312）；以及

显示所述校正的数据样本序列、所述新的校正的数据样本、和所述临时显示数据样本序列（314）。

7. 如权利要求 6 的方法（300），其中所述基线估值校正是由对称的有限脉冲响应滤波器实施的。

8. 如权利要求 7 的方法（300），其中所述存储的未校正的数据样本的所述特定的一个数据样本位于所述存储的未校正的数据样本的中心。

9. 如权利要求 7 的方法（300），其中所述基线估值校正是相对于所述接收和存储新的未校正的数据样本约 0.5 到约 3.0 秒的延时施加的。

10. 如权利要求 6 的方法（300），其中所述波形数据样本表示心电图数据。

11. 一种心电图 (ECG) 系统（100），包括：

一组电极（110），用于从受检验者检测 ECG 信号；

信号调节电路（125），用于调节由所述电极（110）组检测的所述 ECG 信号；

处理器（130），用于处理来自所述信号调节电路（125）的调节的信号；以及

显示器（135），用于显示由所述处理器（130）产生的 ECG 波形数据，所述显示器（135）还包括：

显示区域，具有第一部分（404）和与所述第一部分（404）紧接相邻的第二部分（402）；

所述第一部分（404）被用来显示波形数据的第一段，所述第一段包括向后延伸一段确定的延时的时间间隔的最近接收的数据；以及

所述第二部分（402）被用来显示波形数据的第二段，所述第二段包括所述波形数据的其余部分；

其中在所述第一部分（404）上显示的数据具有施加到其上的连续

变化的幅度电平调节，以用于其部分基线校正，以及在所述第二部分（402）上显示的数据具有校正的基线幅度调节，而不再对其施加幅度电平调节。

12. 如权利要求 11 的 ECG 系统（100），其中所述基线调节是通过对称的有限脉冲响应滤波器被施加的。

13. 如权利要求 12 的 ECG 系统（100），其中所述对称的有限脉冲响应滤波器是以约 0.5 到约 3.0 秒的延时的给定的数据样本为中心的。

14. 如权利要求 11 的 ECG 系统（100），其中：

使所述波形数据滚动穿过所述显示区域，从而使得波形数据初始地出现在所述第一部分（404），此后滚动通过所述第一部分（404），同时受到所述基线幅度调节，以及此后出现在和滚动通过所述第二部分（402），而不再对其施加基线调节。

15. 如权利要求 11 的 ECG 系统（100），其中：

使一个垂直条滚动穿过所述显示区域，从而使得所述显示区域的所述第一部分沿着其边缘相邻地跟随所述垂直条。

用于实时显示滤波的心电图数据的方法和设备

技术领域

本揭示内容总的涉及实时显示滤波的波形数据的方法，更具体地，涉及用于实时显示滤波的心电图数据的方法和设备。

心律循环的心电图（ECG）是通过被放置在病人身体的表面上传感电极对被检测的，它是特征为上下心室的周期性 PQRST 的电激活序列的重复性波形。PQRST 序列是与心房的顺序去极化（depolarization）和收缩和接着的心室的去极化和收缩有关的，接连的 PQRST 复合波形由基线或等电位区域分隔开。

背景技术

如图 1 所示，PQRST 电激活序列从 P 波开始，P 波表示心房的去极化和收缩。接着是 QRS 复合波形，它表示心室的去极化和收缩。在 ST 段时延的末端处的 T 波是与心室的重新极化有关的。在传感电极对上检测的、具有未扰动的 A-V 激活的 PQRST 电激活序列在形状上是可以很好地预测的。在正常的心律范围内顺序出现的 P 波、R 波和 T 波事件通常可通过视觉查验由加到身体表面的、对于去极化波正确地取向的电极所记录的外部 ECG 而容易地被识别。P 波和 R 波可通过与适当地放置的传感电极对相耦合的监视器或治疗传递装置的读出放大器很容易被感知。

ECG 的 ST 段在幅度上典型地接近于在 PQRST 序列之间传感的信号基线或等电位幅度，取决于传感电极对位置。在心肌局部缺血事件期间，ST 段幅度从基线上升和下降（取决于 ECG 传感电极相对于心脏的位置）。这些 ST 段偏差可以容易地通过视觉查验而识别。

然而，ECG 信号典型地受到低频噪声（诸如，来自比起心跳速率更低的速率的呼吸），因此导致基线漂移。这样的影响会使得 ECG 波形很难读出，特别是在具有多个同时存在的 ECG 波形的显示装置上。当前，存在有一些滤波技术，它们能主动去除基线漂移，但它们也会造成 ECG 波形的失真部分（例如，ST 段）和/或在显示图形上引入延时。如果一种滤波技术的目的是使得失真最小化或消除延时，这典型地是以不主动校正基线为代价的。因此，希望能够补偿基线漂移和低频噪

声，而同时保持 ECG 波和复合波形的完整性，并且不在波形的显示上引入延时。

发明内容

现有技术的以上讨论的缺点和其他缺点和缺陷可以通过用于在显示装置上显示波形数据的方法而被克服或缓和。在示例性实施例中，该方法包括把显示区域分配成第一部分和与第一部分紧接相邻的第二部分。第一部分被用来显示波形数据的第一段，包括向后延伸一段确定的延时的时间间隔的最近接收的数据。第二部分被用来显示波形数据的第二段，第二段包括波形数据的其余部分。在第一部分上显示的数据具有施加到其上的连续变化的幅度电平调节，用于其部分基线校正，而第二部分上显示的数据具有校正的基线幅度调节，而不再对其施加幅度电平调节。

在另一个方面，滤波和显示顺序波形数据样本的方法包括移位所存储的未校正的数据样本序列，然后接收和存储新的未校正的数据样本。通过使用存储的未校正的数据样本和新的未校正的数据样本，计算基线估值校正。然后，存储的校正的数据样本序列被移位，以及通过对于存储的未校正的数据样本的特定的一个样本施加基线估值校正，确定新的校正的数据样本。通过对于被存储在特定的存储的未校正的数据样本后面的、存储的未校正的数据样本的每个样本以及新的未校正的数据样本施加基线校正，产生临时显示数据样本序列。然后，校正的数据样本序列、新的校正的数据样本、和临时显示数据样本序列中的每个都被显示。

在又一个方面，心电图 (ECG) 系统包括一组电极，用于从受检验者检测 ECG 信号，以及信号调节电路，用于调节由电极组检测的 ECG 信号。处理器被用来处理来自信号调节电路的调节的信号。另外，用于显示由处理器产生的 ECG 波形数据的显示器还包括显示区域，具有第一部分和与第一部分紧接相邻的第二部分。第一部分被用来显示波形数据的第一段，表示向后延伸一段确定的延时的时间间隔的最近接收的数据，而第二部分被用来显示波形数据的第二段，表示波形数据的其余部分。在第一部分上显示的波形数据具有施加到其上的、连续变化的幅度电平调节，用于其部分基线校正，以及在第二部分上显示的数据具有校正的基线幅度调节，而不再对其施加幅度电平调节。

附图说明

参照示例性图，其中相同的元件在几个图上用相同的数字表示，

图 1 是 ECG 波形的示意图；

图 2 是适合于实施本发明的实施例的示例的 ECG 系统的示意性方框图；

图 3(a) 到 3(f) 是显示传统的数据滤波技术在加到方波噪声干扰上时的波形显示；

图 4 是显示按照本发明实施例的、示例性数据滤波和显示技术的示意图；

图 5 是进一步显示图 4 所示的数据滤波和显示技术的流程图；

图 6(a) 和 6(b) 是显示本发明的数据滤波和显示技术加到方波噪声干扰上时的结果的波形显示；

图 7(a) 到 7(c) 是显示传统的数据滤波技术在加到随机的低频噪声干扰上时的波形显示；

图 8(a) 到 8(h) 是显示本发明的数据滤波和显示技术在加到随机的低频噪声干扰上时的结果的波形显示；以及

图 9(a) 到 9(e) 是比较本发明的数据滤波和显示技术与传统的技术在加到相同的实际的 ECG 数据的重复的例子上的结果的波形显示。

具体实施方式

这里揭示了用于实时显示滤波的心电图数据的方法和设备。简短地说，实施了延时的对称有限脉冲响应滤波器 (FIR)，以产生显示区域的连续调节的直流 (DC) 电平部分。由此，提供连续滚动显示，其中显示的第一部分表征具有连续电平调节的部分校正的基线的、总的波形数据的最近部分。另外，显示的第二部分表征具有以恒定的幅度滚动的基本上校正的基线、总的波形数据的先前的部分。由于这个技术的结果，显示的 ECG 波形的 ST 段保持为不失真的。

在一个实施例中，对称 FIR 被设计为实际上是三角形脉冲响应，其总的宽度为略大于 2 秒。因此，在滤波之前实施约 1 秒的延时，这样，显示区域的调节的 DC 电平部分 (即，第一部分) 是在显示器的右端，覆盖约 1 每秒的显示距离。然而，实施的延时可以是在从约 0.5 秒到约 3.0 秒的更大的范围内。传统上，对于 ECG 系统，新的数据输

入到在右面边缘的显示区域，而较老的数据向左面方向滚动穿过区域。为了实施基线校正，显示区域的第一部分在每次屏幕刷新时间完全重画，而相反，在显示区域的第二部分上显示的数据在每次刷新时间只滚动（即，向左移位）恒定数目的象素。这样的显示对于能够在每次垂直刷新时间间隔（每秒约 70 次）重画整个屏幕的现代计算机视频显示器是可能的。

起初参照图 2，图上显示适合于实施本发明的实施例的示例的 ECG 系统 100。系统 100 可以在诊所或在病人心脏的生理应力测试期间被使用。在示例性实施例中，系统 100 包括一组 105 电极 110，它们可以是标准的 ECG 电极，或可能是用来覆盖病人躯干的前面、侧面和后面区域的一系列电极。虽然电极 110 互相独立地起作用，但它们可以物理地结扎在一起，形成可弯曲的绷带或其他安排。

另外，系统 100 还包括一组引线 115，它们把电极连接到系统控制器 120。控制器 120 包括信号调节电路 125 和处理器 130。信号调节电路 125 接收来自引线 115 的模拟信号作为其输入，以及把调节的数字信号作为输出提供到处理器 130。然后，处理器 130 处理调节的信号，产生输出结果，此后把它提供到连接的显示器 135 和/或输出设备 140，诸如打印机。如果在应力测试应用时使用，处理器 130 还可通过电缆 150 加上的控制信号来控制操练设备，诸如具有可编程的斜坡和跑步速度的脚踏传动试验机 145。类似地，跑步系统的可任选的记录设备 155 可被用来在延长的时间间隔内（例如，24 小时）记录来自引线的信号。记录设备 155 然后被连接到控制器 120，以允许控制器 120 处理记录的数据。

如前所述，传统滤波的 ECG 数据的实时显示，存在有问题，这可通过相当简化的例子具体地显示出。现在参照图 3(a) 和 3(b)，图上显示模拟通常的 QRS 复合波形的形状的周期性三角形脉冲的一对波形显示。如图显示的、上部的波形表示由方波噪声干扰的原始的信号，而下部波形表示被 0.037Hz 高通滤波器滤波的同一个信号（也被方波噪声干扰）。正如从图上看到的，虽然 0.037Hz 滤波器保留了三角形脉冲的完整性，但是对于波形返回到其基线电平的响应是缓慢的。当方波噪声被去除时，如图 3(b) 所示，波形降低到基线以下，以及在向上返回到基线时是缓慢的。

相反, 当使用 0.597Hz 高通滤波器时, 更快速地返回到基线, 如图 3(c) 和 3(d) 所示。然而, 也应当指出, 这个滤波器通过把三角形脉冲的下降沿下降至上升沿开始的电平以下而使得三角形脉冲的下降沿失真。不幸地, 这样的失真会导致对于实际的 ECG 读数的不正确的解译。因此, 这种对于波形的特定类型的主动滤波是与慢的响应时间同样地不希望的。再一种滤波技术是所谓的抛物线基线校正, 以及显示于图 3(e) 和 3(f)。正如从图上看到的, 抛物线基线校正并不造成像 0.597Hz 高通滤波器那样大的失真, 但它在使波形返回到基线方面也并不起积极作用。

所以, 按照本发明的实施例, 揭示了用于实时显示滤波的数据, 诸如心电图数据, 的方法和设备。现在参照图 4, 图上显示本滤波和显示技术的原理的示意图。显示缓冲器 200 包含要被显示的最近的 ECG 波形数据, 诸如在图 2 的显示器 135 上显示的数据。仅仅作为例子, ECG 数据以每秒 240 样本的速率被成形于 6 秒显示缓冲器, 总共 1440 数据样本在任何时刻恰好显示。显然, 如果显示更大的或更小的波形信号的持续时间, 或如果使用不同的采样速率, 则同时显示的数据样本的总数将是不同的。

如图 4 所示, 总共 1440 个数据样本被表示为 D_t 到 $D_{t-1439T}$ 。最新显示的数据样本是 D_t (在显示缓冲器 200 的最右端), 而最老的显示的数据样本是 $D_{t-1439T}$ (在显示缓冲器 200 的最左端), 其中 T 表示约 4.17 毫秒的采样周期, 以及 t 表示当前的时间。在这个示例性实施例中, 假设显示以与新的输入样本成为可提供的相同的速率被刷新。

除了显示缓冲器 200 以外, 滤波数据缓冲器 202 被用来存储和移位基线校正的数据。在滤波数据缓冲器 202 中的基线校正的数据直接传送到显示缓冲器 200 中相应的位置。正是这个基线校正的数据被使用于显示, 以及在显示器 135 的第二部分中滚动。在滤波数据缓冲器 202 中的数据样本被表示为 Y_{t-256T} 到 $Y_{t-1439T}$, 表明最早的基线校正数据在约 1.06 秒延时后被显示。紧接在滤波数据缓冲器 202 的右端, 是保持被表示为 Y_{t-255T} 的样本数据的贮存单元 204。正是在这里, 在原始的采样的数据到达滤波数据缓冲器 202 之前对于原始的采样的数据进行加权平均的基线调节。最后, 未滤波的数据缓冲器 206 被用来存储 (和随后) 移位最近的 511 个未滤波的数据样本, 由 FIR 滤波器使用。

因此，被包含在未滤波数据缓冲器 206 中的数据样本被表示为 X_t 到 X_{t-510T} ，其中 X_t 表示最新的未校正的输入样本，以及 X_{t-510T} 表示最老的未校正的输入样本。

对称 FIR 滤波器使用中心为样本 X_{t-255T} 的全部 511 个未滤波的样本，来计算用于每次屏幕刷新平均基线估值。然后，计算的基线估值 B 从数据样本 X_{t-255T} 中被减去，以产生 Y_{t-255T} ，它如前所述作为 D_{t-255T} ，被直接传送到显示缓冲器。而且，计算的基线估值 B 也在显示最近的 255 个样本 (D_t 到 D_{t-254T}) 时被使用。这是被包含在显示器 135 的右端的显示区域的连续调节的 DC 电平部分 (即，第一部分) 的数据，覆盖约 1 秒的显示距离。

现在参照图 5，图上显示该方法用来接收新的 ECG 波形数据和显示新的数据连同最近的数据样本的处理过程的流程图 300。在方块 302 开始，在未滤波的数据缓冲器 206 中的先前存储的 511 个未滤波的数据样本的每个样本被移位出去 (在 X_{t-510T} 的、先前的最老的样本被消除)。这为在未滤波的数据缓冲器 206 中在 X_t 要被接收的、新的未校正的 ECG 数据样本清除道路，如方块 304 所示。

一旦在 X_t 接收最新的 ECG 样本，就计算从当前的 511 个未滤波的样本进行的新的基线估值，如方块 306 所示。这可以由卷积表示式表示： $B = \text{FIR}_{10, \text{vpa...}} * X_{t-nT}$ (对于 $n=0$ 到 510)。然后，在方块 308，在滤波的数据缓冲器 202 中先前的数据样本 (总共 1184 个) 被移位出去，以便为从贮存单元 204 移出的数据样本腾空，该贮存单元 204 保存被表示为 Y_{t-255T} 的样本数据。贮存单元 204 现在被清除，以便根据新计算的基线估值 B 接受最近校正的样本，其中如前所述： $Y_{t-255T} = X_{t-255T} - B$ 。这个步骤被显示于方块 310。也如前所述，方法进到方块 312，其中通过从最近的 255 个未滤波的数据样本 (即， X_t 到 X_{t-154T}) 中减去 B ，产生附加的临时显示样本。最后，在方块 314，通过使用更新的 1185 个校正的样本和被装载到显示缓冲器 200 中的 255 个临时数据样本，整个显示区域被刷新。被装载到显示缓冲器 200 中的数据样本源 D_{t-nT} 被描述为：

$$D_{t-nT} = X_{t-nT} - B \quad (\text{对于 } n=0 \text{ 到 } 254)$$

$$D_{t-nT} = Y_{t-nT} \quad (\text{对于 } n=255 \text{ 到 } 1439)$$

通过观察移动的动态波形图，在它滚动穿过显示器时，上述的方

法的效果被最好地鉴赏。无论如何，图 6(a) 和 6(b) 多少显示被应用到图 3(a)-3(f) 上所使用三角形脉冲/方波干扰例子时数据显示方法的性能。正如将指出的，基线校正实际上在原始信号中方波的上升沿之前就开始的，因此，初始基线向上移位只是未滤波的波形的向上移位量的一半。这是通过对称 FIR 滤波器进行的延时的基线校正的结果，它使用在显示的校正点之前和之后出现的未滤波的数据样本。也将会指出，比起主动的 0.597Hz 滤波器（图 3(c) 和 3(d)）来说，返回到基线所花费的时间是有利的，只是没有信号失真。

图 7(a)-7(c) 显示随机低频噪声施加到三角形脉冲波形的更现实的例子。图 7(a) 显示 0.037Hz 滤波器对未滤波的原始信号的性能。如图所示，0.037Hz 滤波器对于基线校正只提供非常小的改进，来自滤波的信号脉冲比起未滤波的原始信号来说，只是稍微接近于基线。在图 7(b) 上，0.597Hz 滤波器对于随机噪声提供更好的基线校正，但三角形 QSP 脉冲再次有更大的失真。再次地，图 7(c) 所示的抛物线基线校正技术提供在基线校正与信号失真之间的折衷，但仍旧不像希望的那样主动。

相反，图 8(a) 到 8(h) 显示本方法对于随机噪声的性能，这些图是在波形随时间滚动时从计算机显示屏幕获取的顺序的图象。在这个演示程序中，计算机显示屏幕被划分成第一部分 404 和第二部分 402，由虚线 406 分隔开。应当指出，在计算机显示屏幕的第一与第二部分之间的实际的时间划分，事实上是示例的，不一定相应于先前描述的、特定的 1440 个样本显示。而是，图 8(a) 到 8(h) 的重要性在于在第一和第二部分之间的不同的显示技术。

图 8(a) 是在初始时间 t_0 取的第一图象，其中第一个原始信号三角形脉冲 $\square(0)$ 出现在显示器的右端。相应的滤波的脉冲，被标记为 $\square'(0)$ ，被显示在显示屏幕的第一部分 404。显示屏幕的第二部分 402 将以传统的方式滚动波形数据，而第一部分 404 提供连续的 DC 电平校正。

图 8(b) 是在时间 t_1 取的屏幕照片。如图所示， $\square'(0)$ 相对于基线的位置发生改变，从它在时间 t_0 的位置（以假想的透视图显示）向下移动。这反映在显示器的第一部分 404 内发生实际的基线校正。更具体地，特定的基线校正通过对称 FIR 滤波（以虚线 406 为中心）被确定。然而，在显示器的第二部分 402，滤波的信号相对于时间没有幅度

改变，只是滚动通过。在时间 t_2 取的、下一个顺序的照片显示于图 8(c)。 (应当指出，这时，在各个图之间的特定的时间间隔不一定取为相等的时间间隔，因为本例仅仅是说明性的。) 再次地， $\square'(0)$ 相对于基线的位置，与它在 t_0 和 t_1 的位置相比较，继续稍微降低。如果在 t_0 和 t_2 之间实时地看到显示，则脉冲 $\square'(0)$ 在从右向左移动时呈现为下降。同时，位于第二部分 402 中的滤波的波形的那个部分在从右向左移动时没有幅度改变。

现在参照图 8(d)，在时间 t_3 ，在原始信号波形中出现新的脉冲 $\square(1)$ ，连同在显示屏幕的第一部分 404 上的相应的滤波的脉冲 $\square'(1)$ 。在这个时间之前， $\square'(0)$ 已滚动出去，到达第二部分 402，以及在它的滚动穿过显示器的时间的其余部分，它不再受到幅度校正。同时，在时间 t_4 取的图 8(e) 上，脉冲 $\square'(1)$ 在 t_3 和 t_4 之间相对于基线下降。将会指出，在这个时间期间， $\square'(0)$ 现在没有改变它的幅度位置，因为它位于显示器的第二部分 402 中。

在时间 t_5 ，向前移动到图 8(f)，可以看到， $\square'(1)$ 现在从它在 t_4 的位置动态地下降，因为它正在从第一部分 404 穿过到第二部分 402。另外，新的脉冲 $\square(2)$ (和 $\square'(2)$) 出现在显示器的最右端部分。还应当指出， $\square'(0)$ 在它进一步向左移动时，它的幅度位置保持不变。然后，在时间 t_6 取的图 8(g) 上，显示了在 $\square'(2)$ 保持在第一部分 404 时它的向下的基线校正运动。再次地， $\square'(1)$ 和 $\square'(2)$ 处在第二部分中，它们相对于基线不移动。最后，图 8(h) 是在时间 t_7 取的屏幕照片，从图上可以看到， $\square'(2)$ 在滚动过去到达第二部分之前向上回扫。新的波形 $\square'(3)$ 现在出现在第一部分 404，而 $\square'(0)$ 已完全滚动离开显示器的左端。因此，通过观看图 8(a) 到 8(h)，得到对于在显示器的第一部分 404 中※急速的 §校正行动的评估的度量。

最后，在本方法施加到如图 9(a) 到 9(e) 所示的实际的 ECG 波形时，把本方法的结果与先前讨论的传统的滤波技术进行比较。在图 9(a) 上，有三个独立的 ECG 原始信号读数，其中随机噪声实际上使得下部的两个波形互相交叉。在图 9(b) 上，相同的噪声实际上没有被 0.037Hz 高通滤波器纠正，因下部的两个波形仍旧互相交叉。在图 9(c) 上，0.597Hz 高通滤波器通过解开下部的两个波形，确实提供主动的基线校正，但信号失真还是能够导致 ECG 的误解译。在图 9(d) 上，抛物线

基线校正像 0.037Hz 滤波器一样是相当无效的。然而，图 9(e)显示，本方法在去除基线漂移又不使得 ECG 失真方面是最有效的。

上述的方法的可应用性包括所有的实时心脏监视器、侵入性电生理 (EP) 系统、操练应力测试机、电震发生器、以及具有实时节律模式和 CRT 或 LCD 显示器的 ECG 卡。然而，数据滤波和显示技术不限于 ECG 数据的显示，而可以一般地应用到其中希望实时地显示波形数据的任何系统，诸如体积描记术数据、血压数据、或地质/地震数据。

此外，本技术并不只限于滚动波形显示，它也可以使用于擦拭条显示。在擦拭条显示中，窄的垂直条典型地左到右地移动穿过显示屏幕，其中最近的波形数据紧接尾随在其左侧的条。当条到达右端的屏幕末端时，它绕回到屏幕的左端，随后擦除条右面的较老的数据。在这种类型的显示中，擦拭条可具有 1 秒拖尾窗口，其中数据被连续地电平调节，部分地校正基线。屏幕上其余数据是基线校正的，在最后被擦除之前不再进行电平调节。

正如将会看到的，揭示的发明可以以计算机或控制器实施的处理过程和用于实施这些处理过程的形式被实施。本发明也可以以计算机程序代码的形式被实施，计算机程序代码包含以有形的媒体（诸如软盘、CDROM、硬盘驱动、或其他计算机可读的贮存媒体）实施的指令，其中当计算机程序代码被装载到计算机或控制器以及被计算机或控制器执行时，计算机成为用于实施本发明的设备。本发明也可以以例如无论是被存储在贮存媒体中的、被装载到计算机或控制器和/或被计算机或控制器执行的、或通过某些传输媒体（诸如通过电的连线或电缆，通过光纤或通过电磁辐射）被传输的计算机程序代码或信号的形式被实施，其中当计算机程序代码被装载到计算机以及被计算机执行时，计算机成为用于实施本发明的设备。当在通用微处理器上被实施时，计算机程序代码段使微处理器成形，创建特定的逻辑电路。

虽然本发明是参照优选实施例描述的，但本领域技术人员将会看到，可以作出各种改变，以及等价物可以替换实施例的单元，而不背离本发明的范围。另外，可以作出许多修正，使得特定的情形或材料适合于本发明的教导，而不背离本发明的本质的范围。所以，本发明不打算限于被揭示为用于实现本发明的最好的模式的具体的实施例，而是本发明将包括属于附属权利要求的范围的所有的实施例。

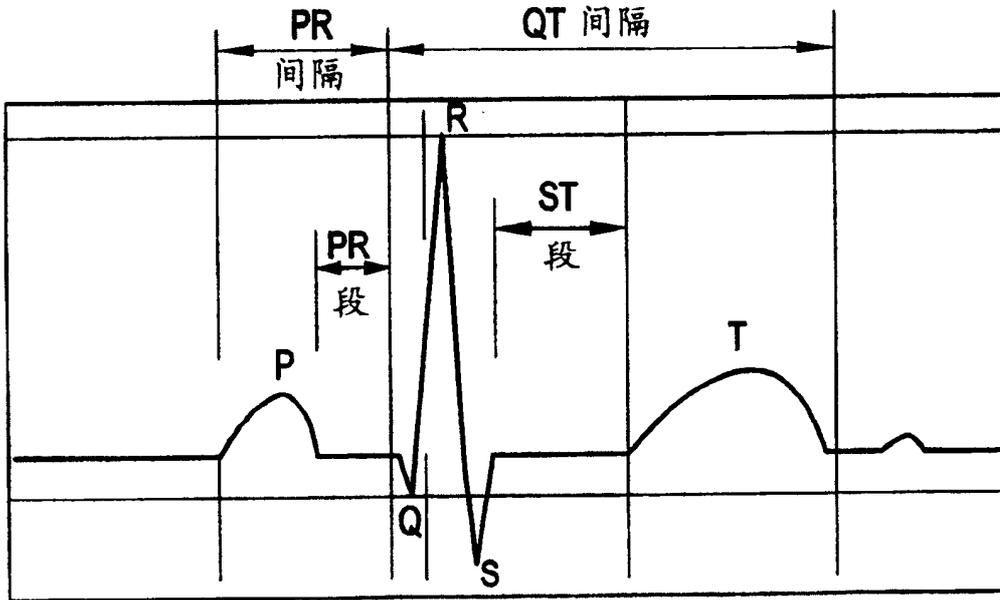


图 1

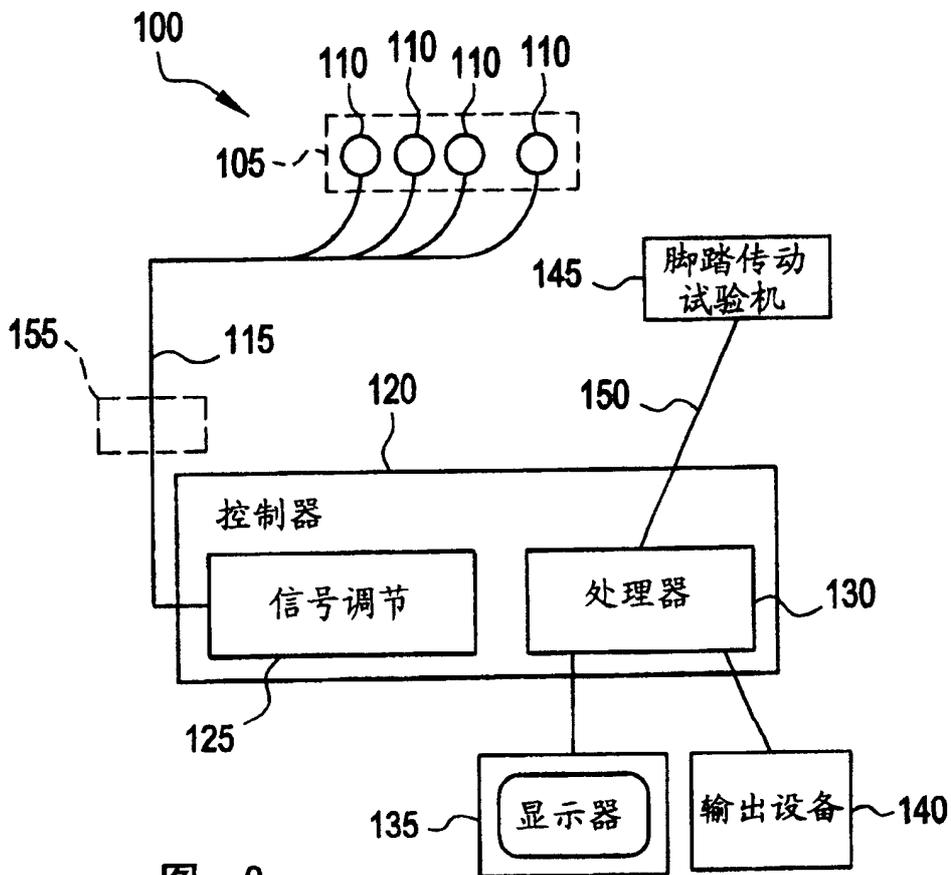


图 2

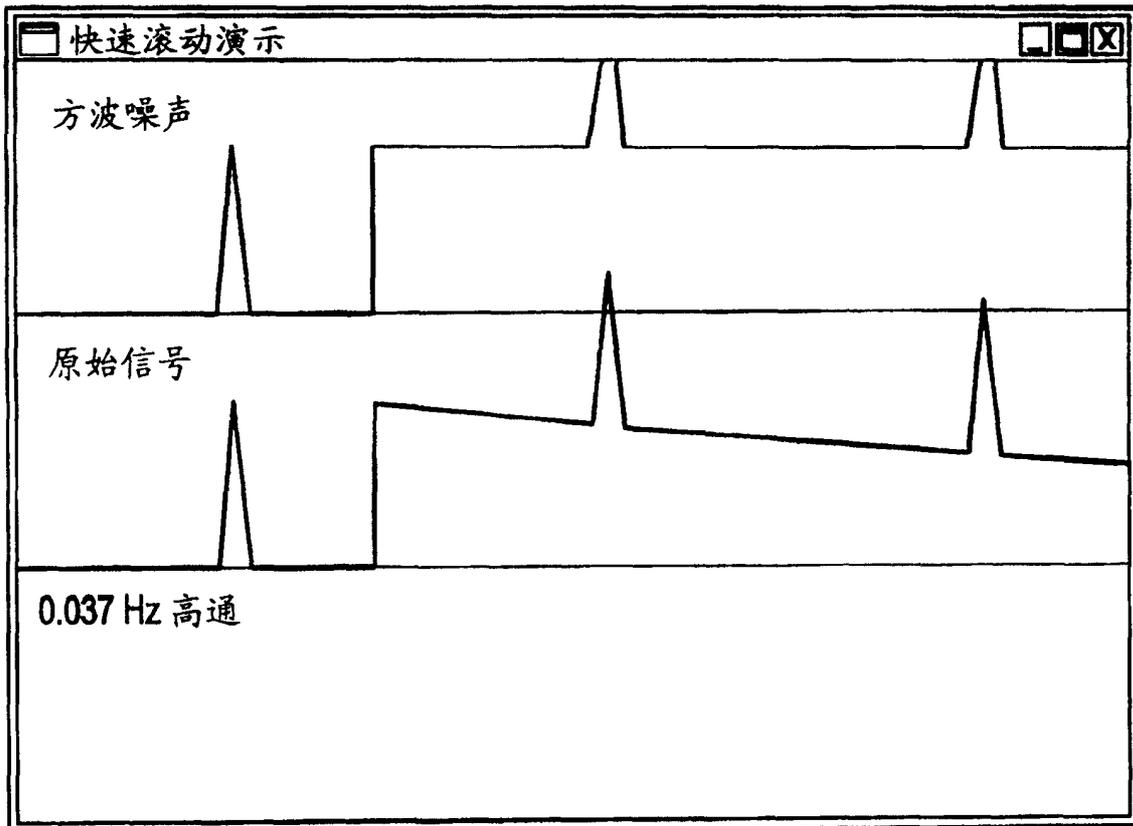


图 3(a)

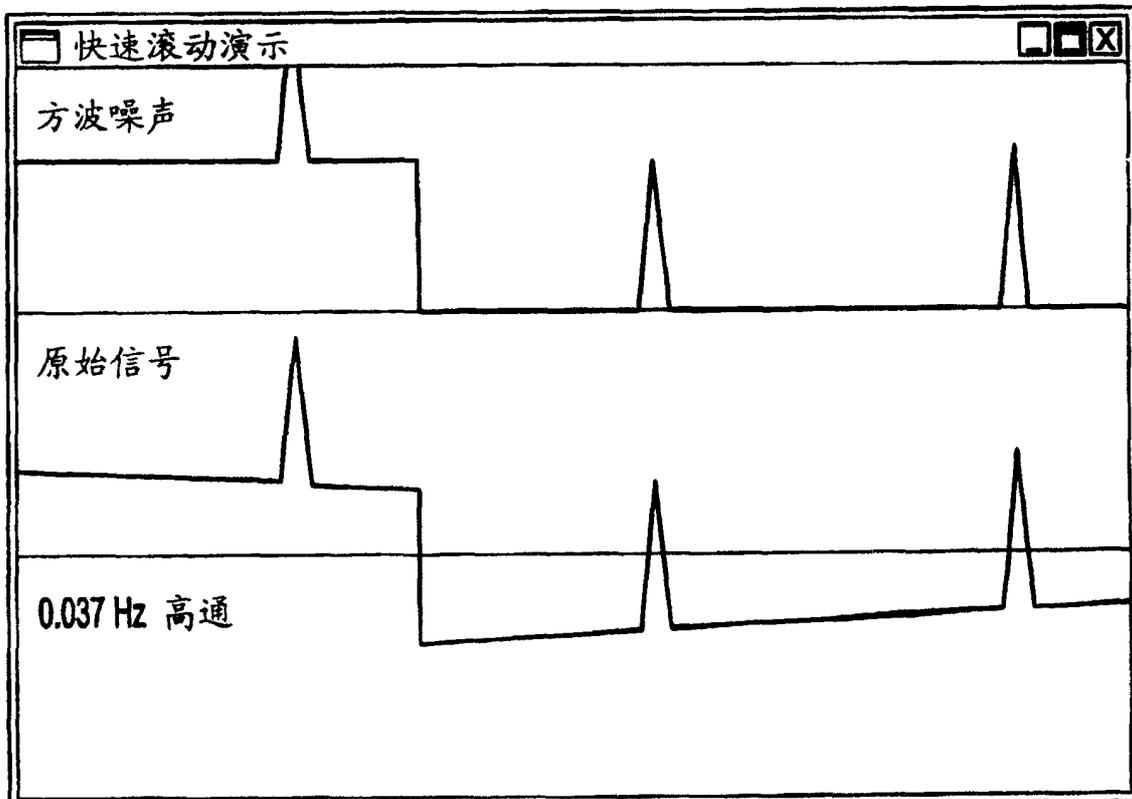


图 3(b)

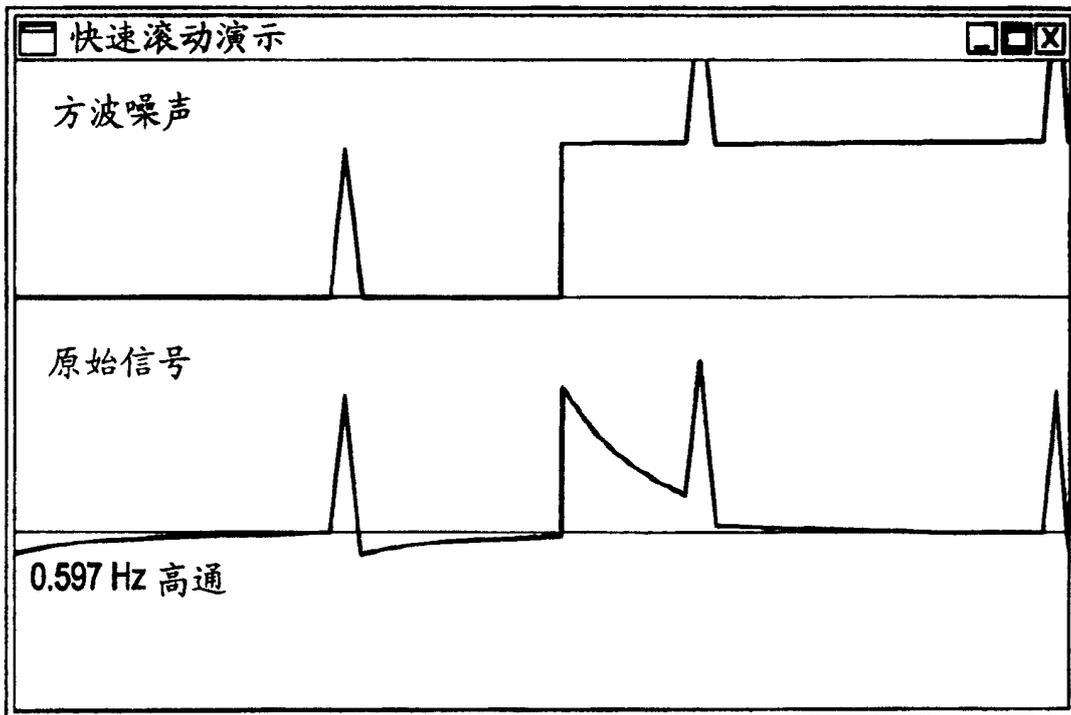


图 3(c)

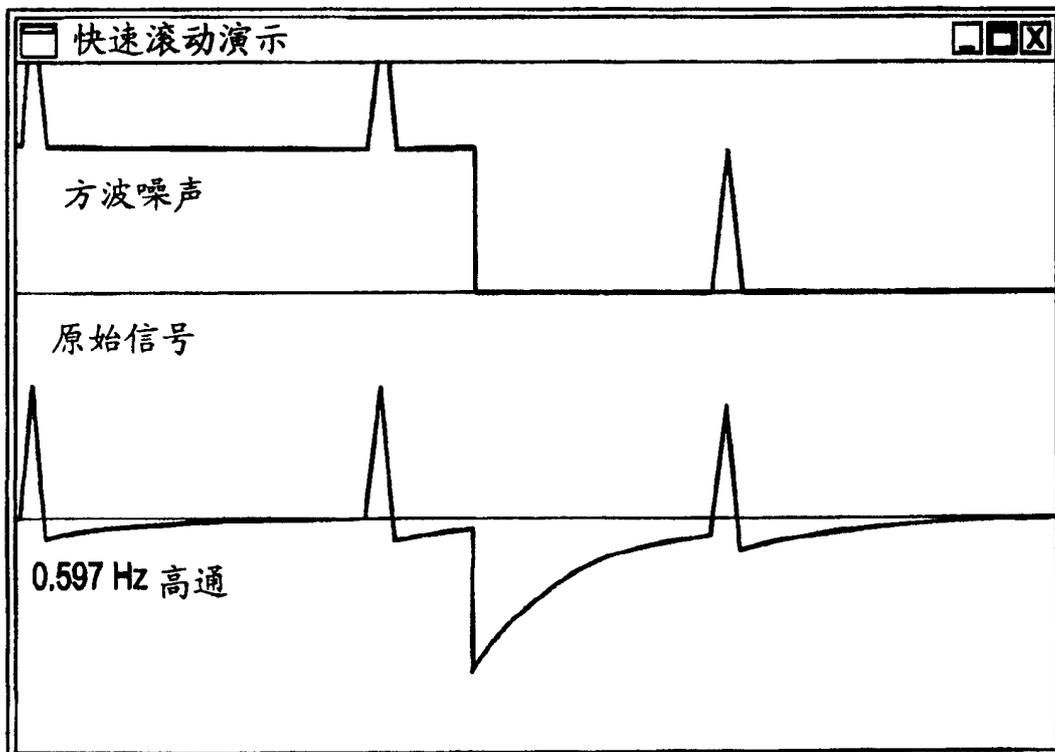


图 3(d)

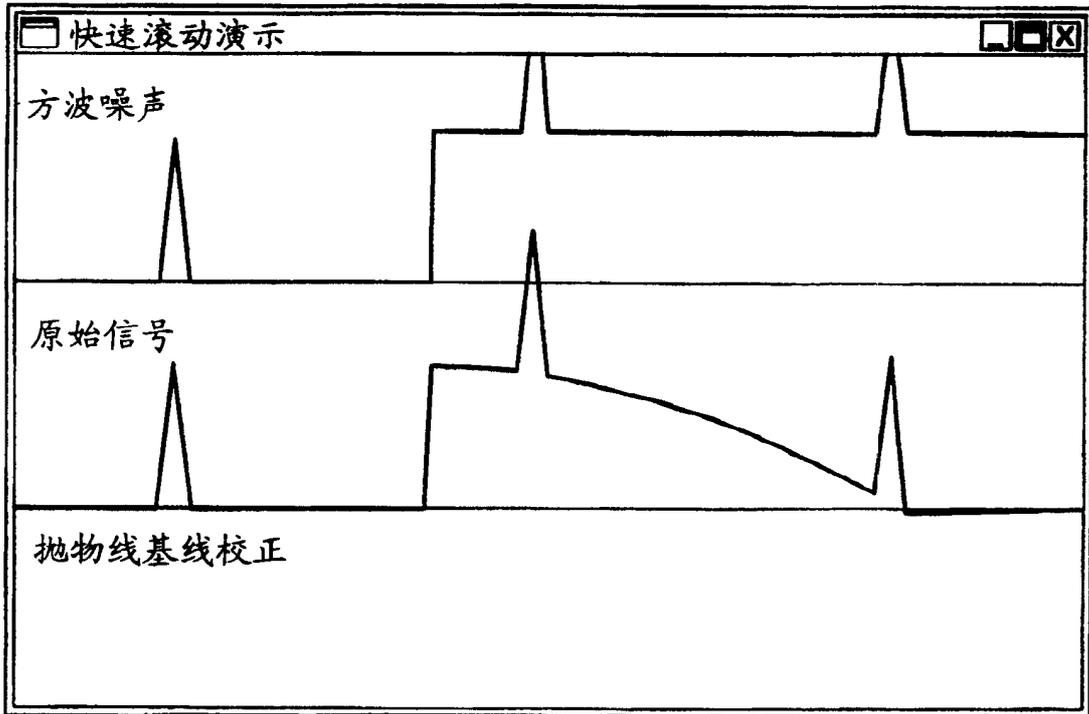


图 3(e)

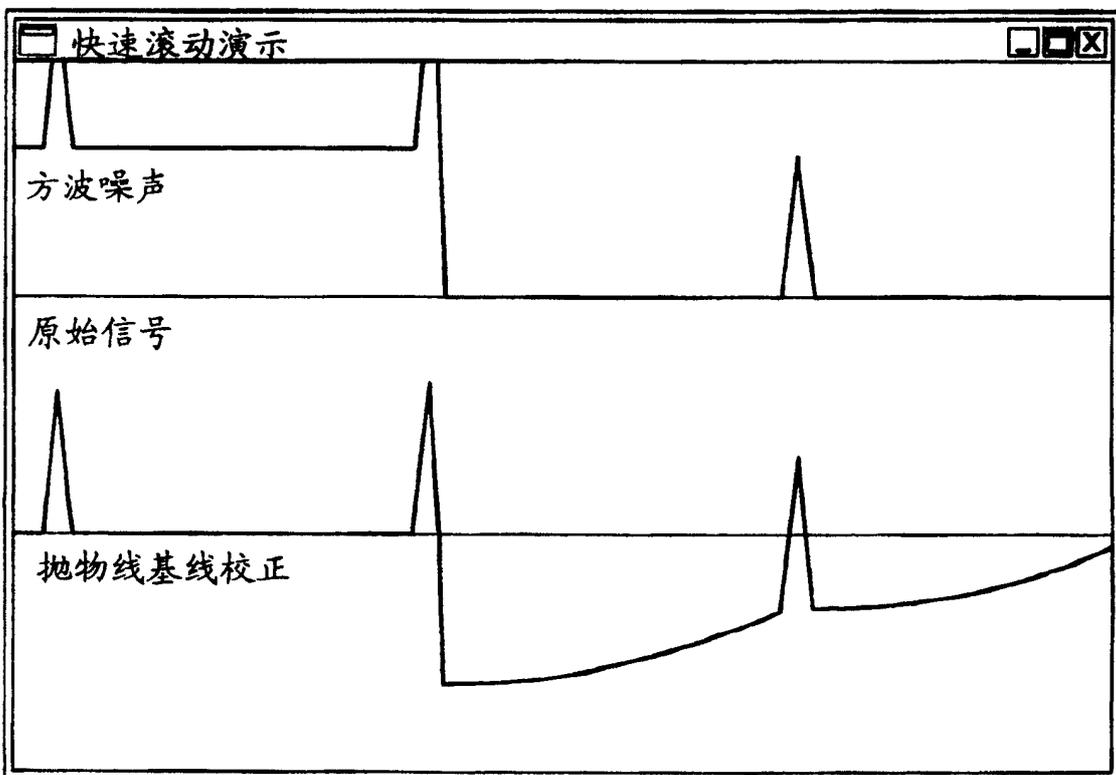


图 3(f)

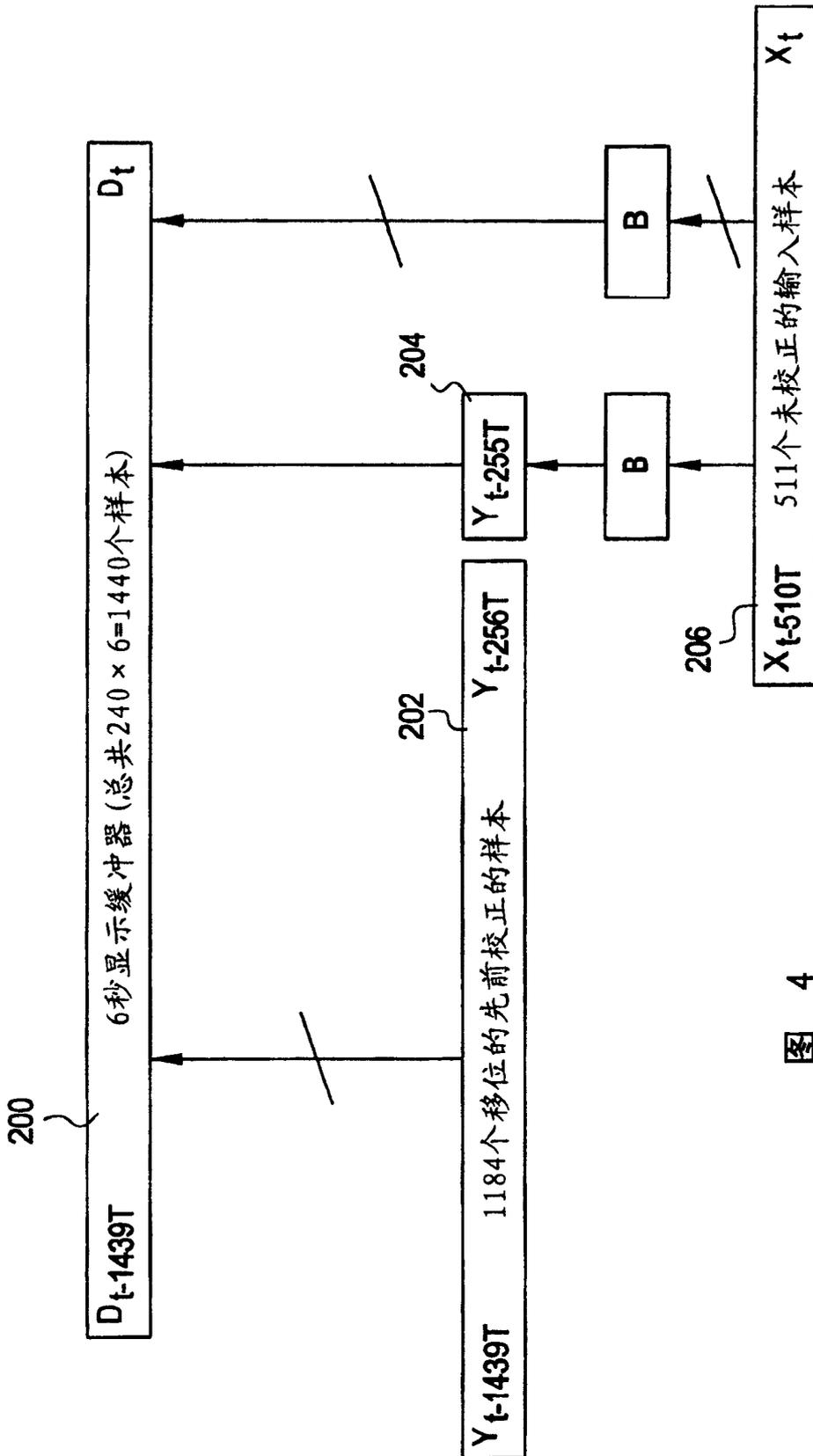


图 4

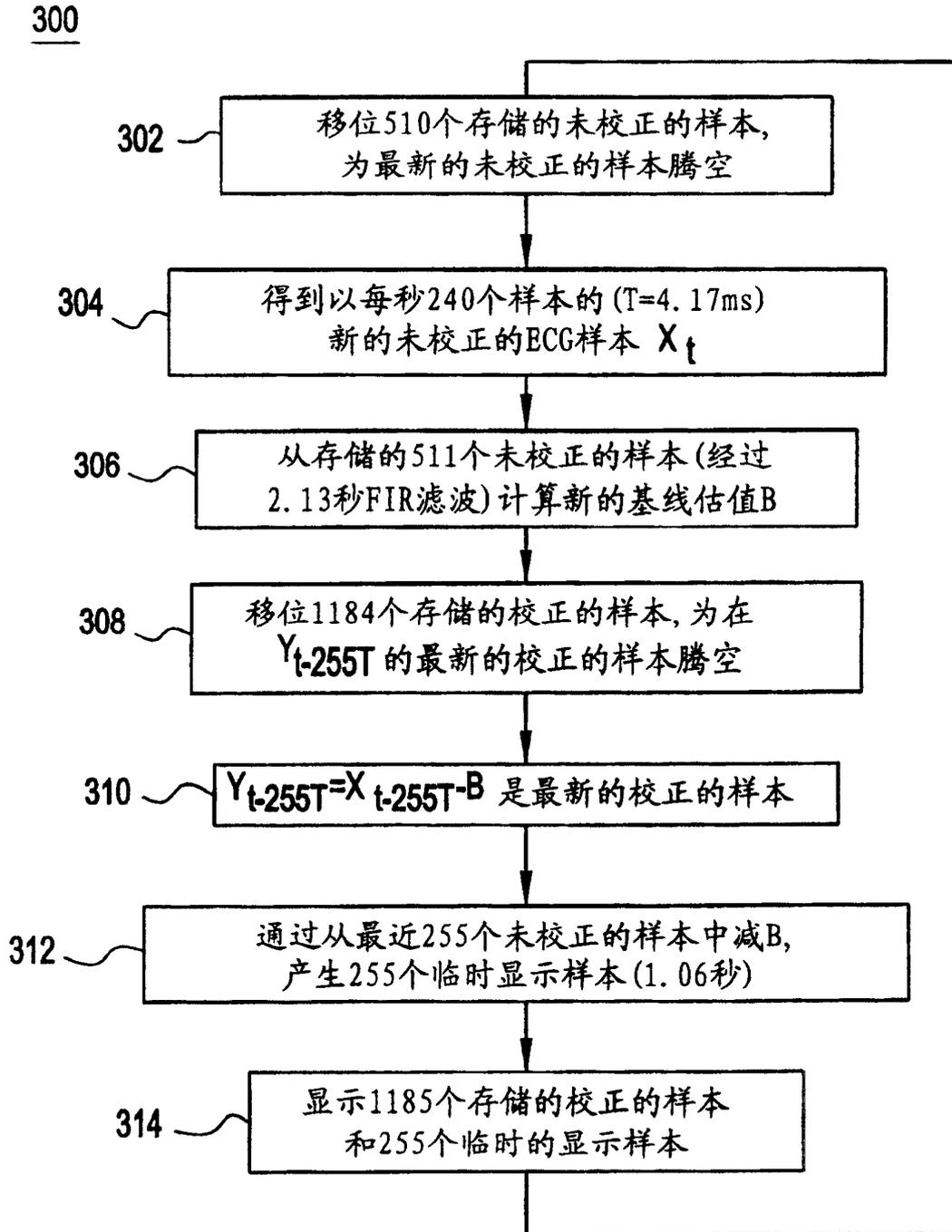


图 5

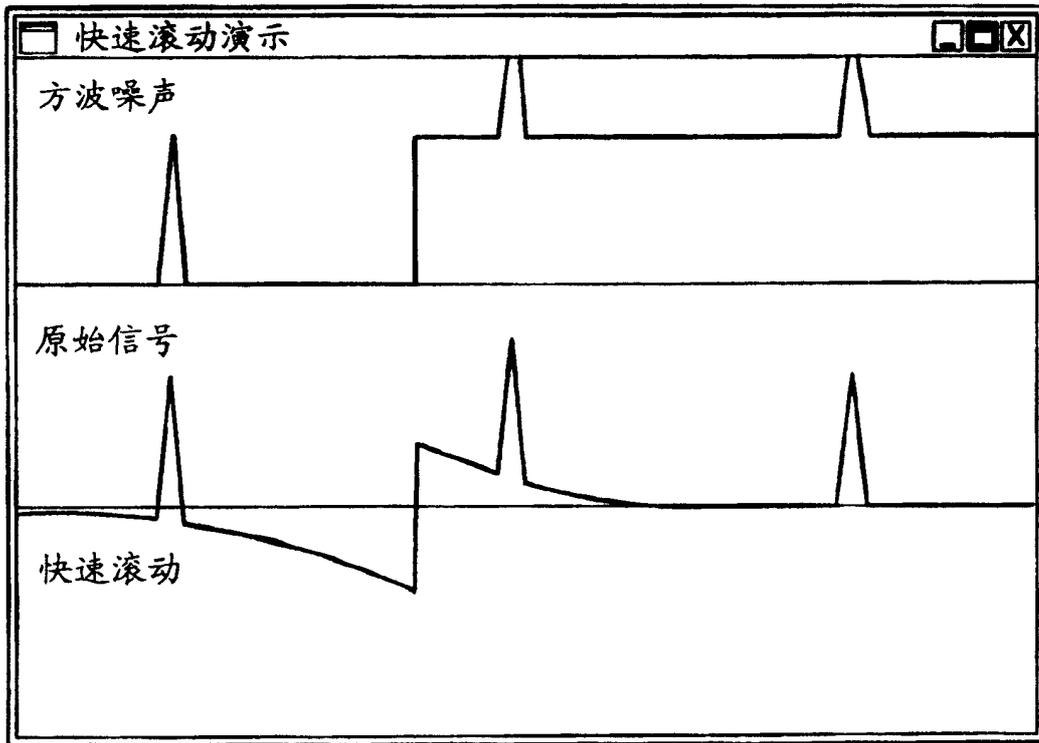


图 6(a)

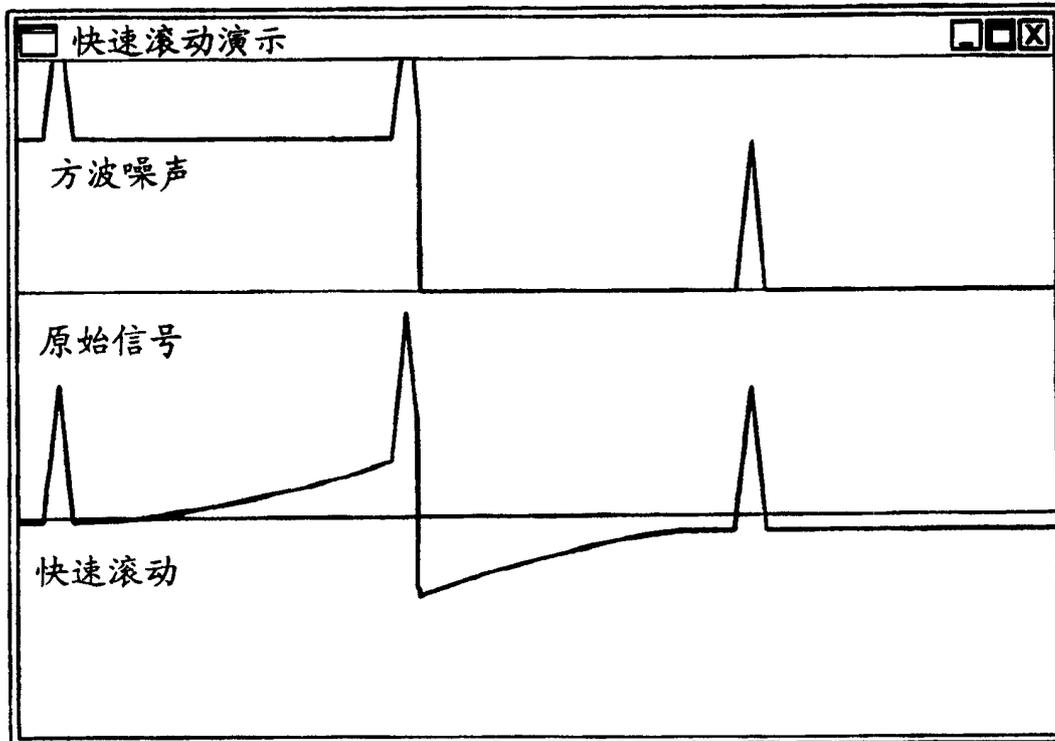


图 6(b)

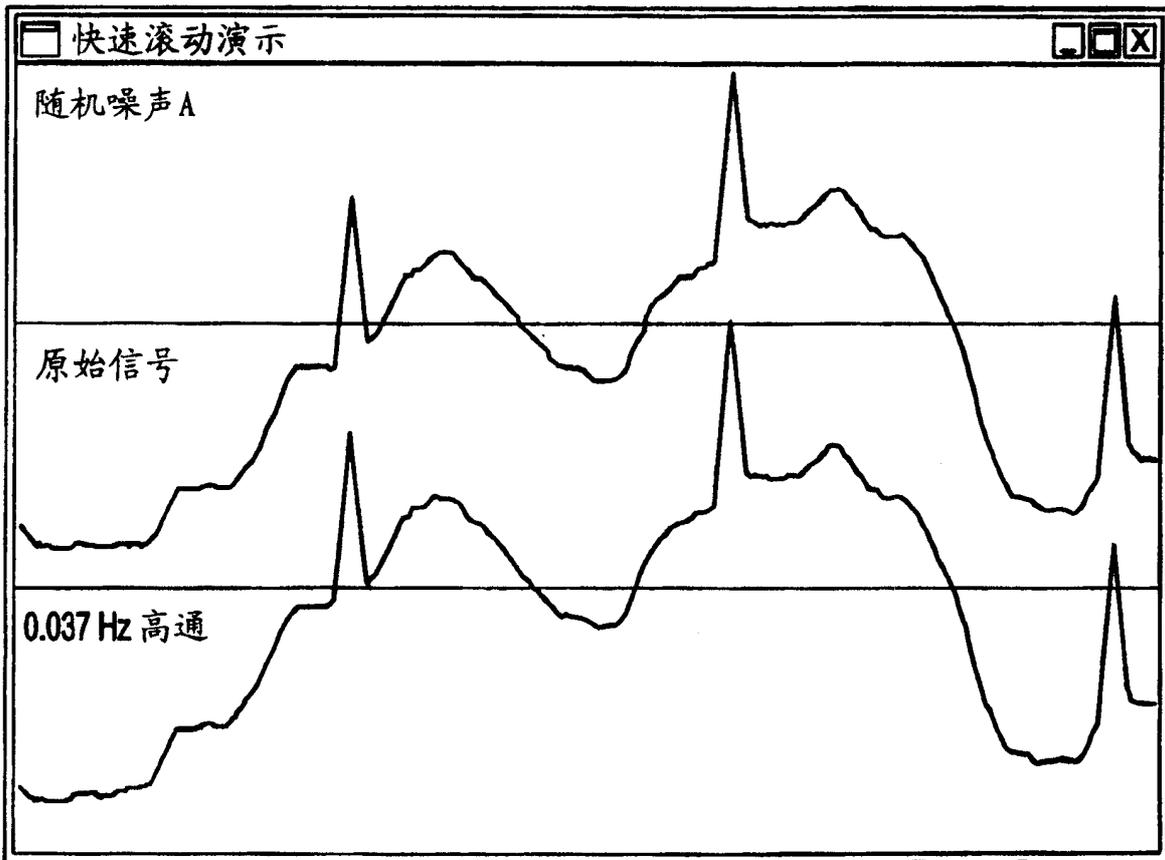


图 7(a)

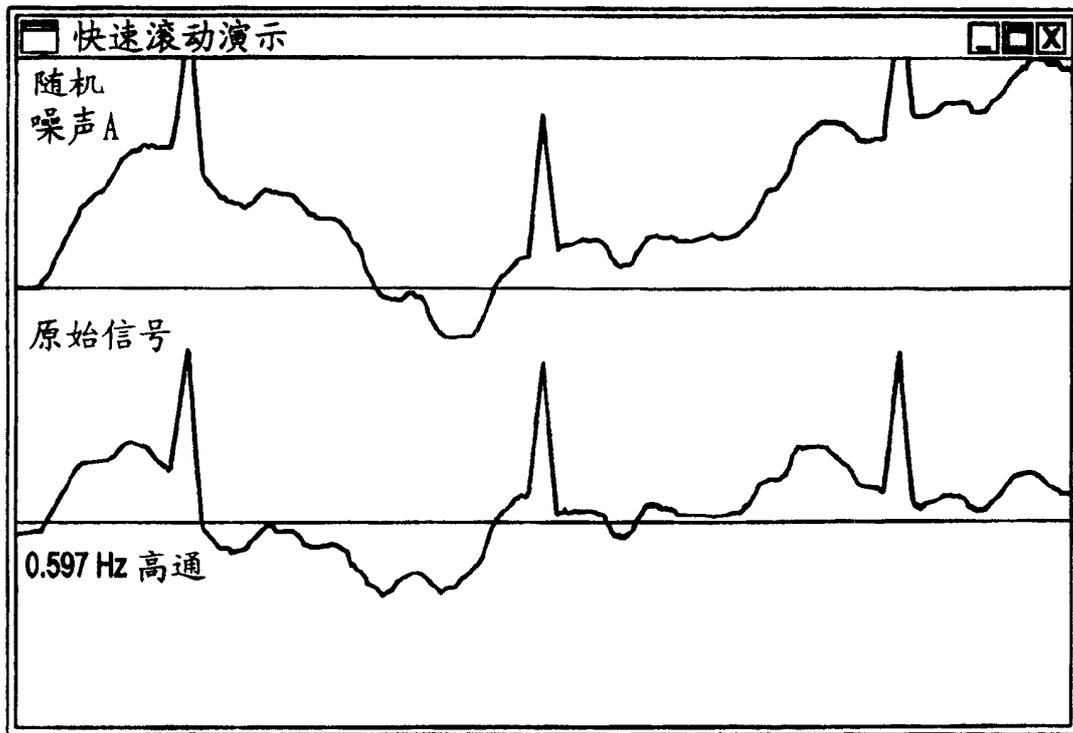


图 7(b)

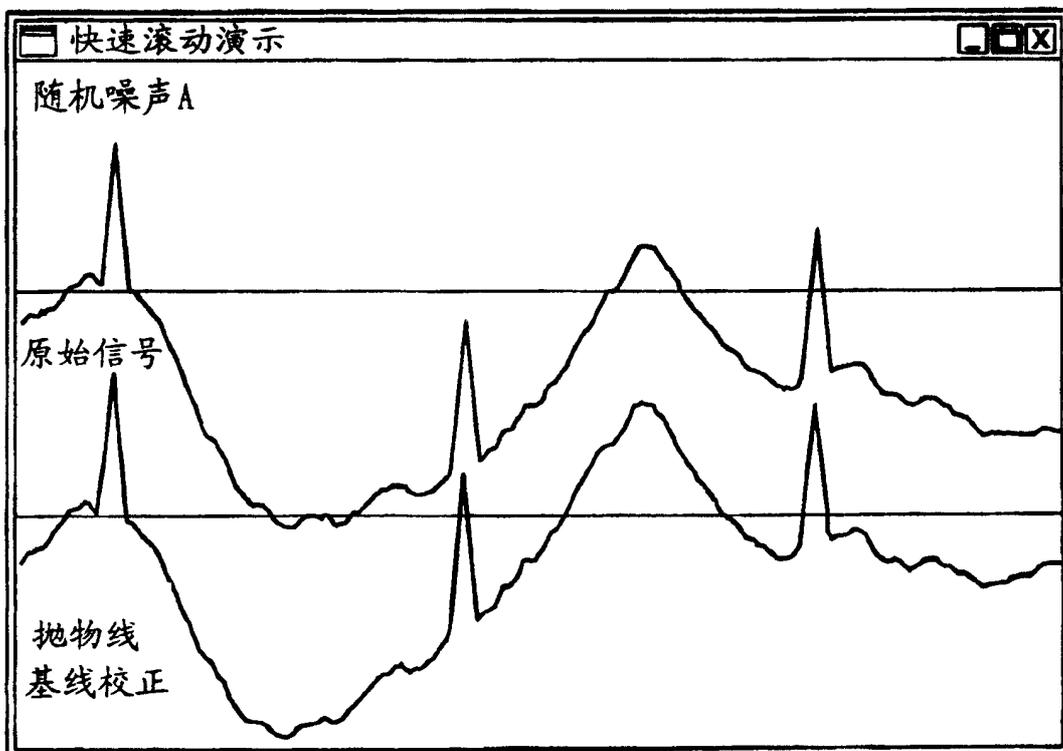


图 7(c)

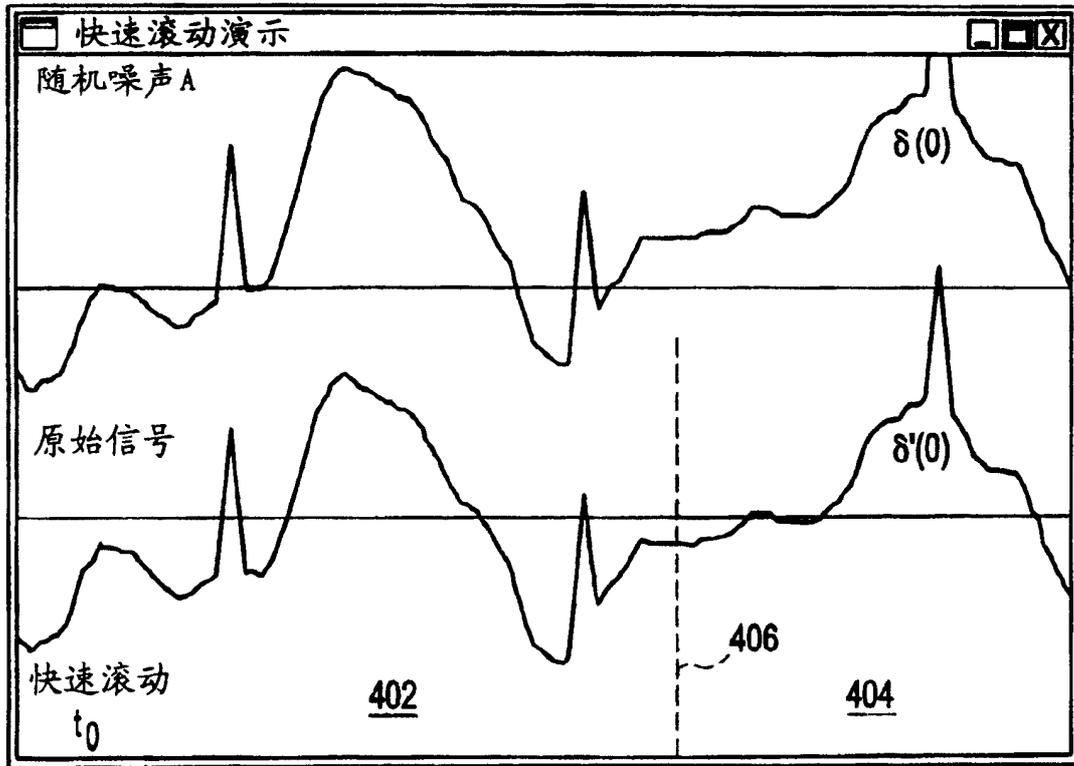


图 8(a)

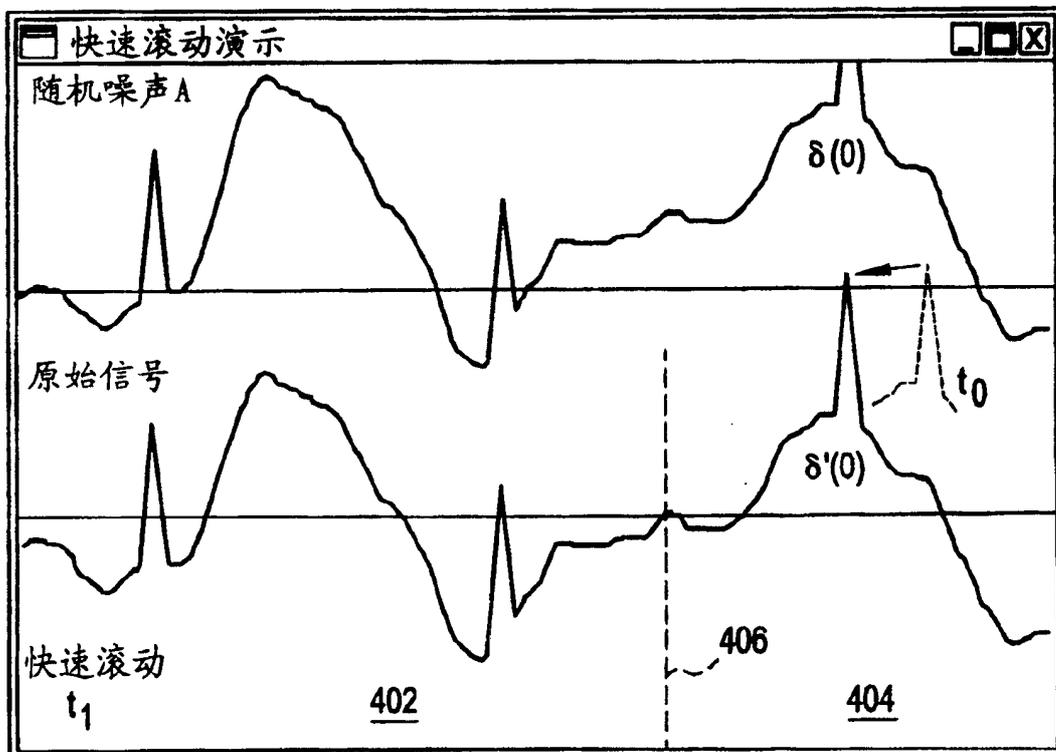


图 8(b)

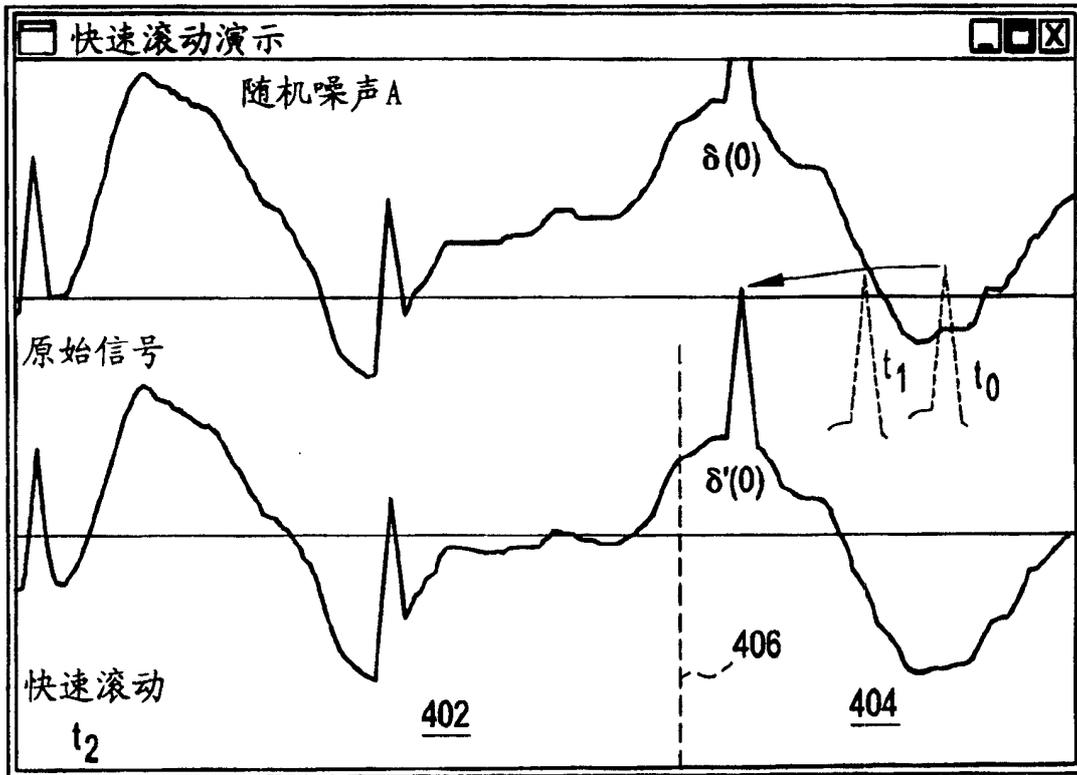


图 8(c)

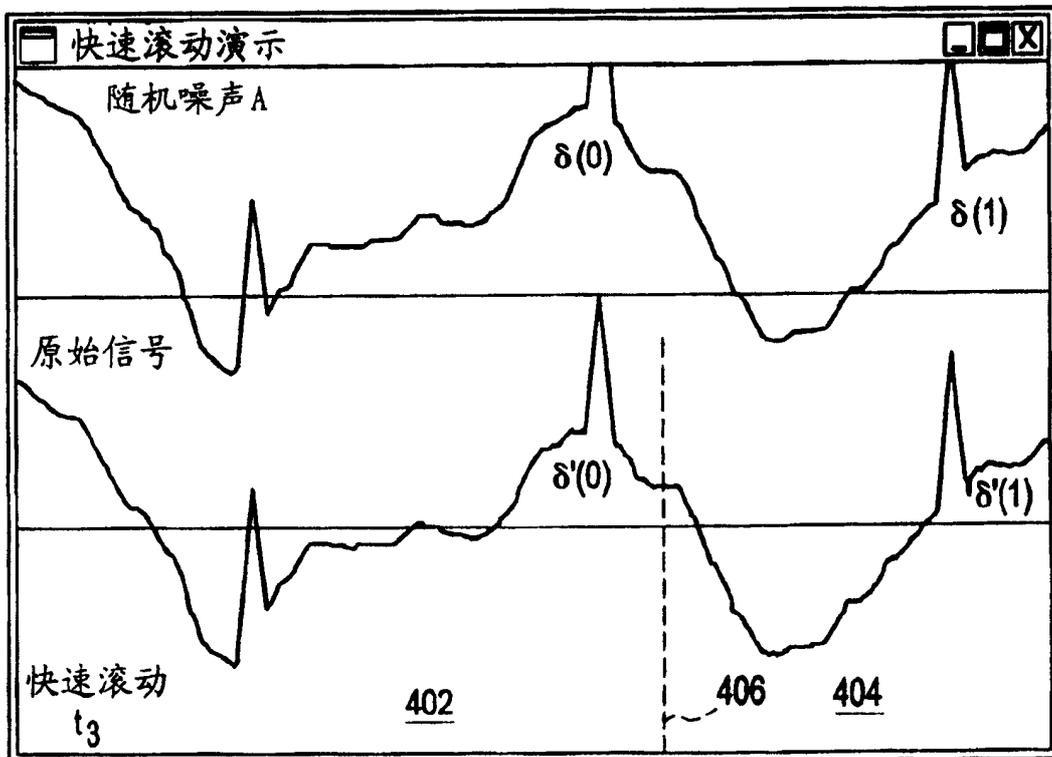


图 8(d)

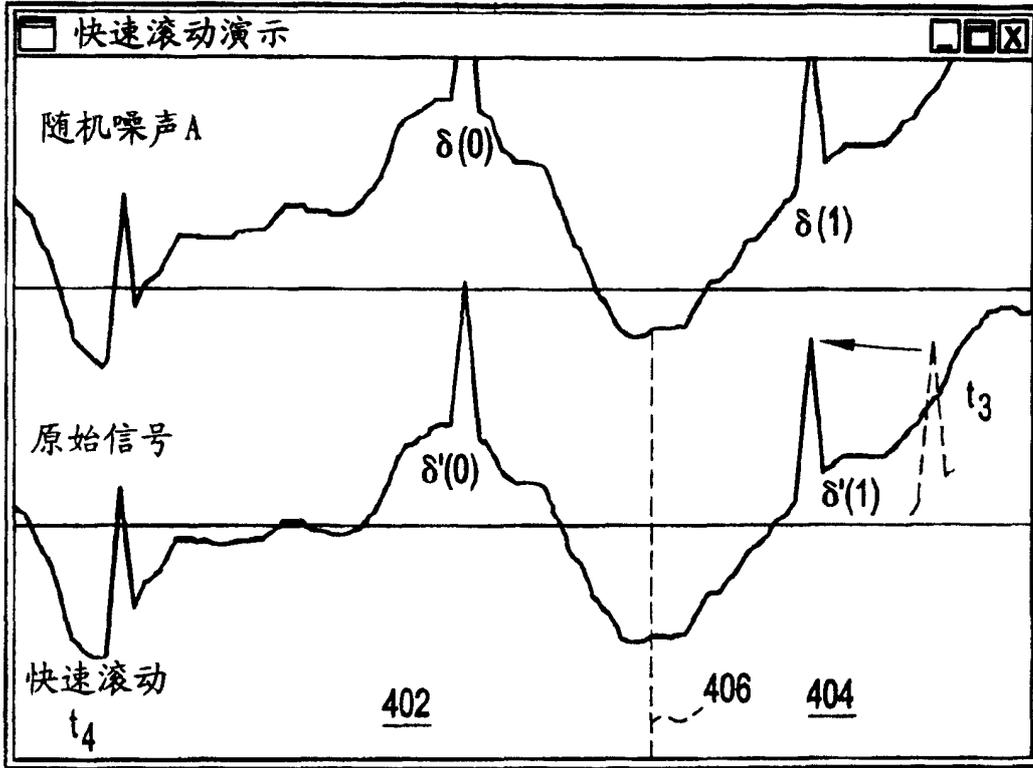


图 8(e)

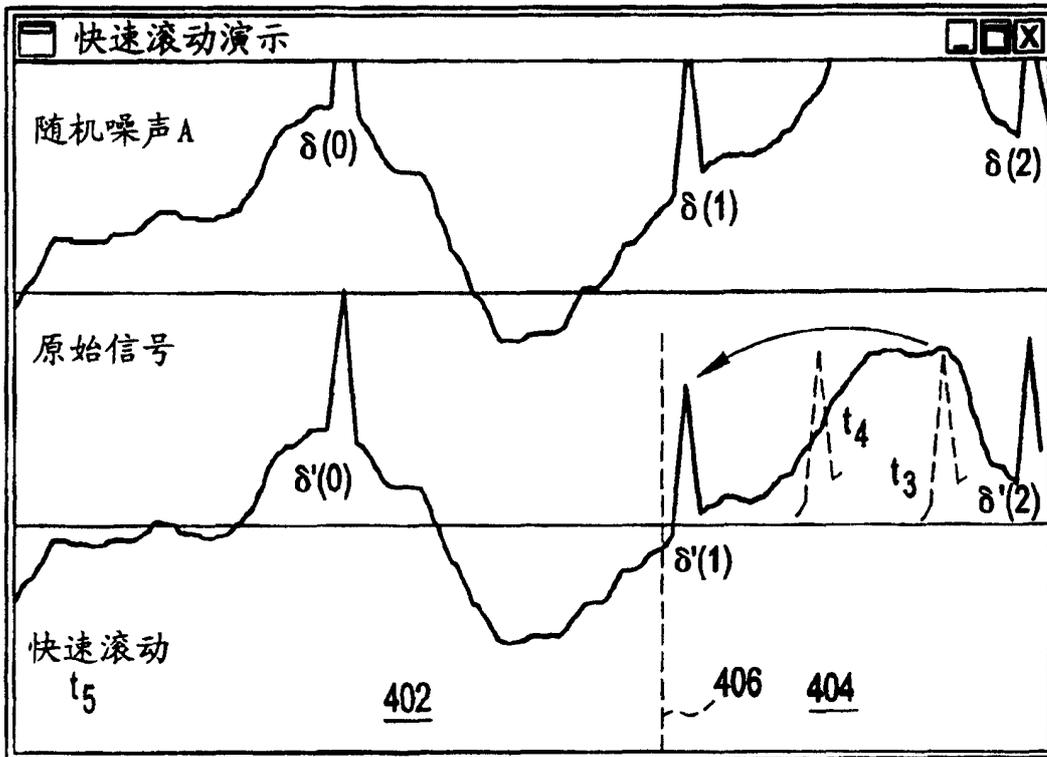


图 8(f)

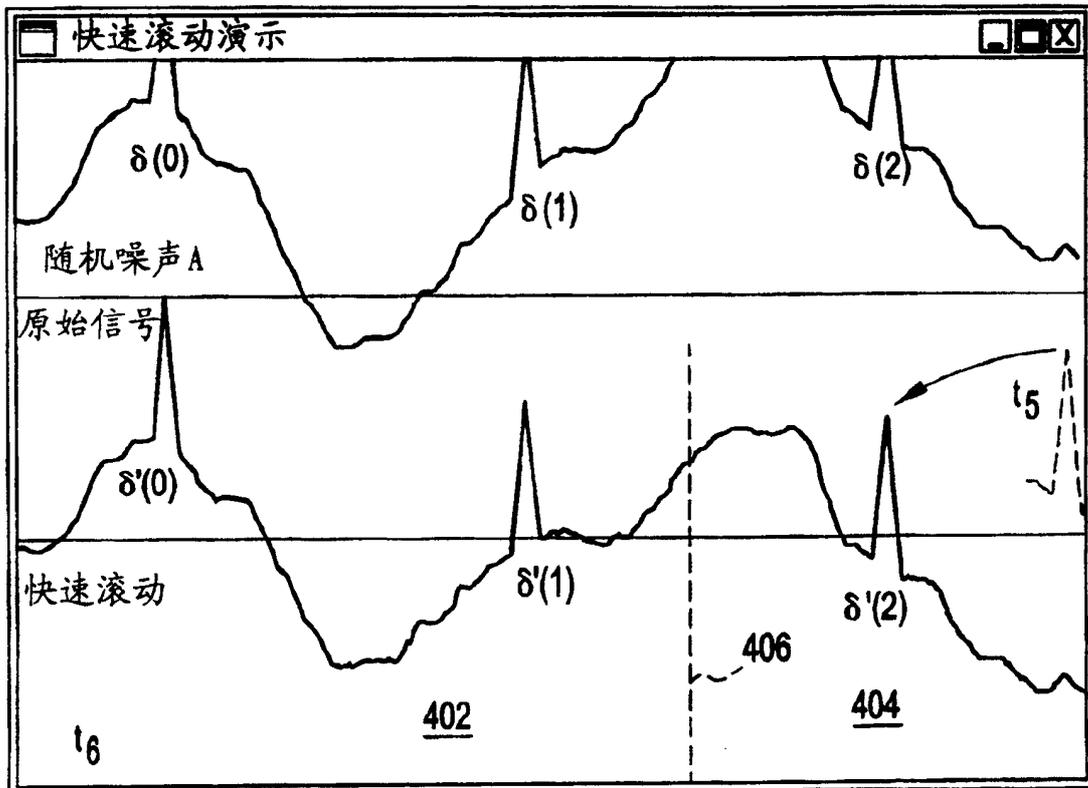


图 8(g)

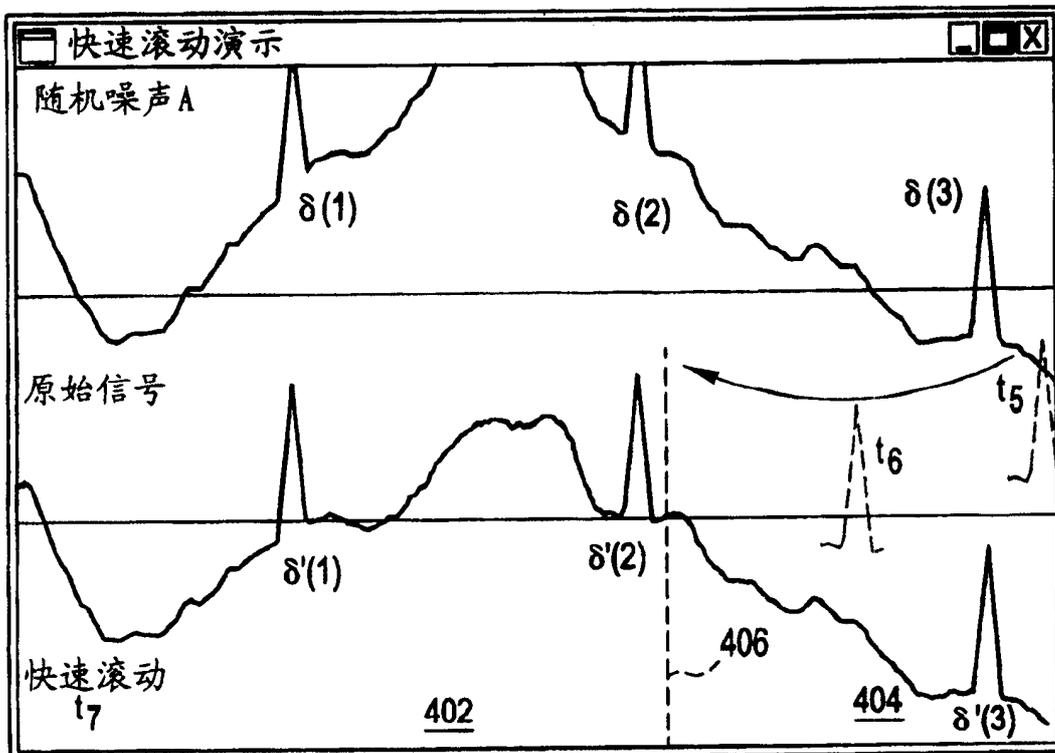


图 8(h)

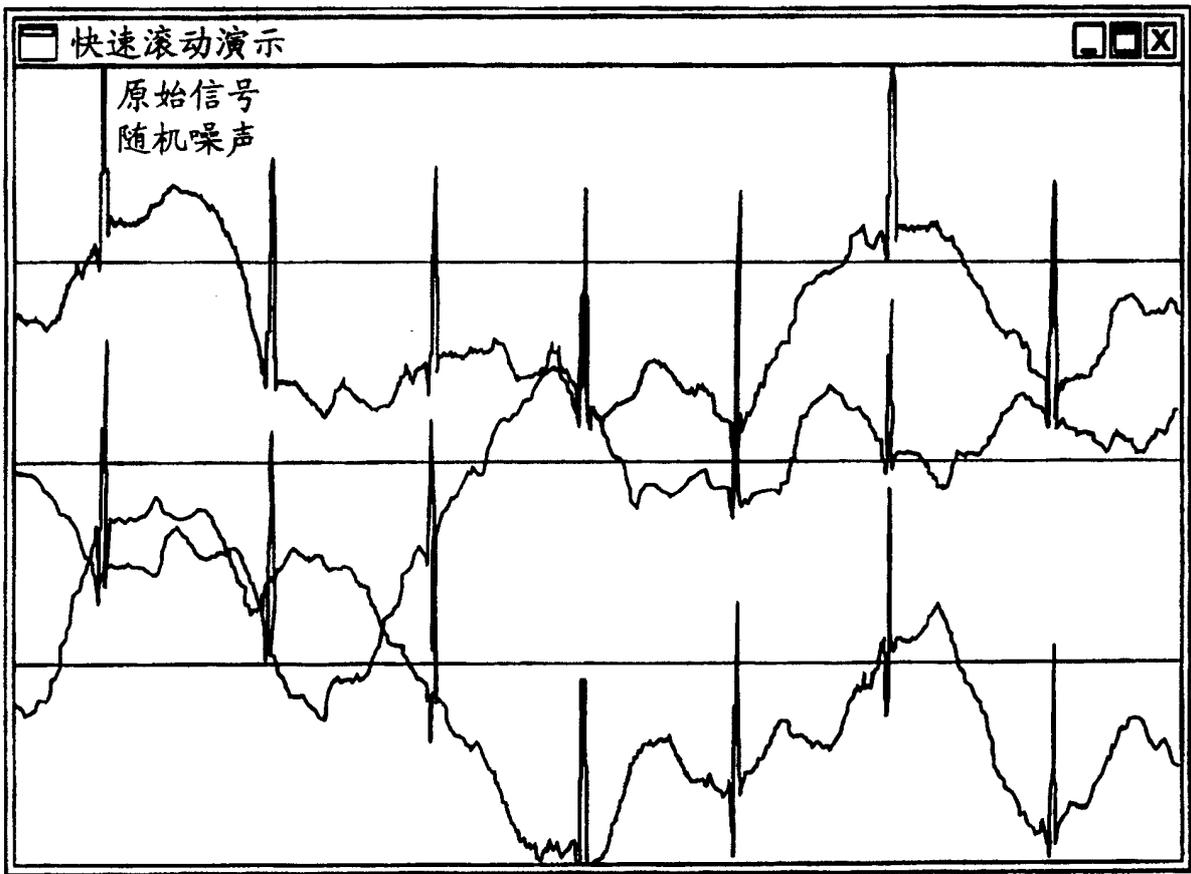


图 9(a)

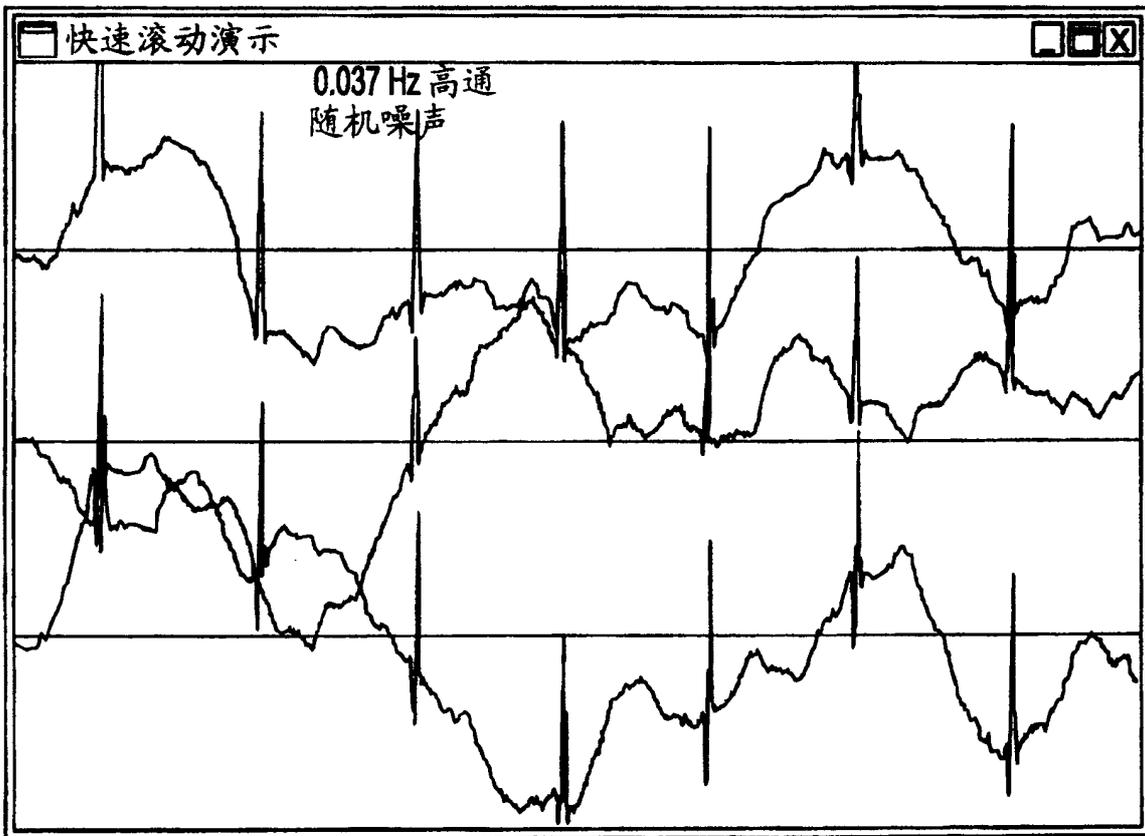


图 9(b)

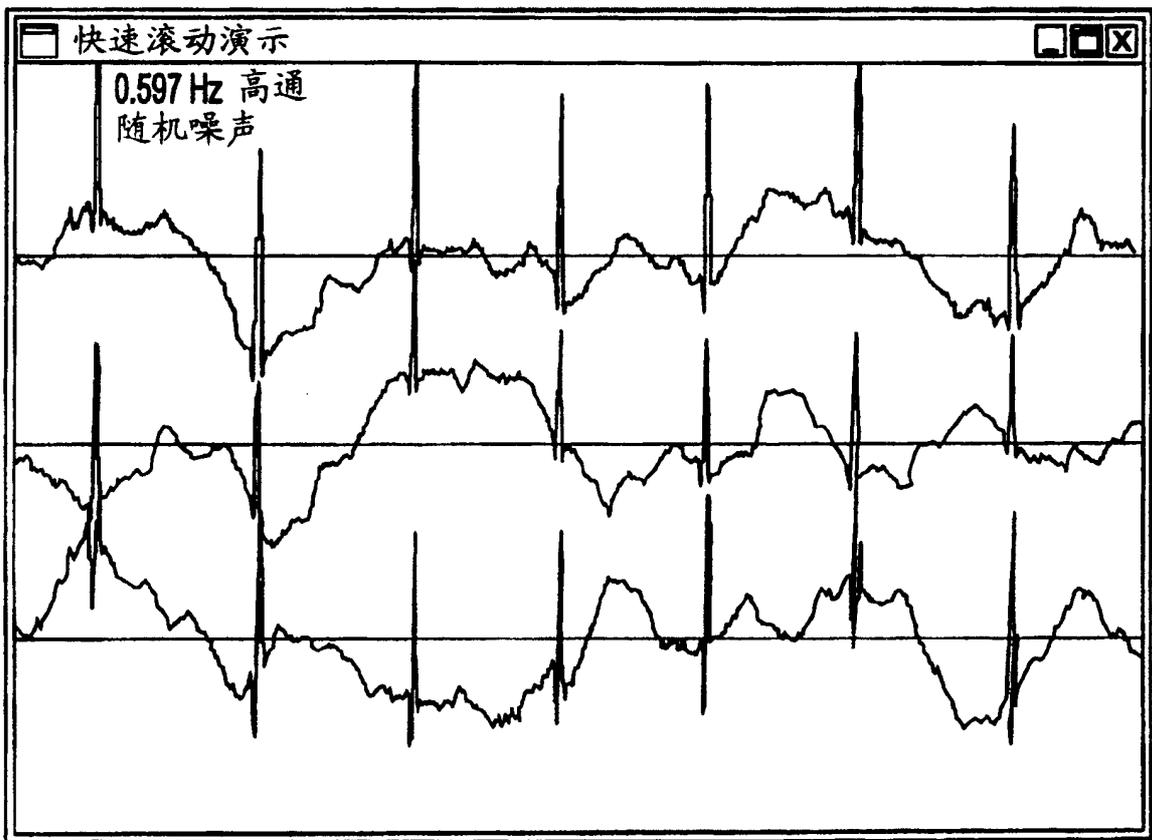


图 9(c)

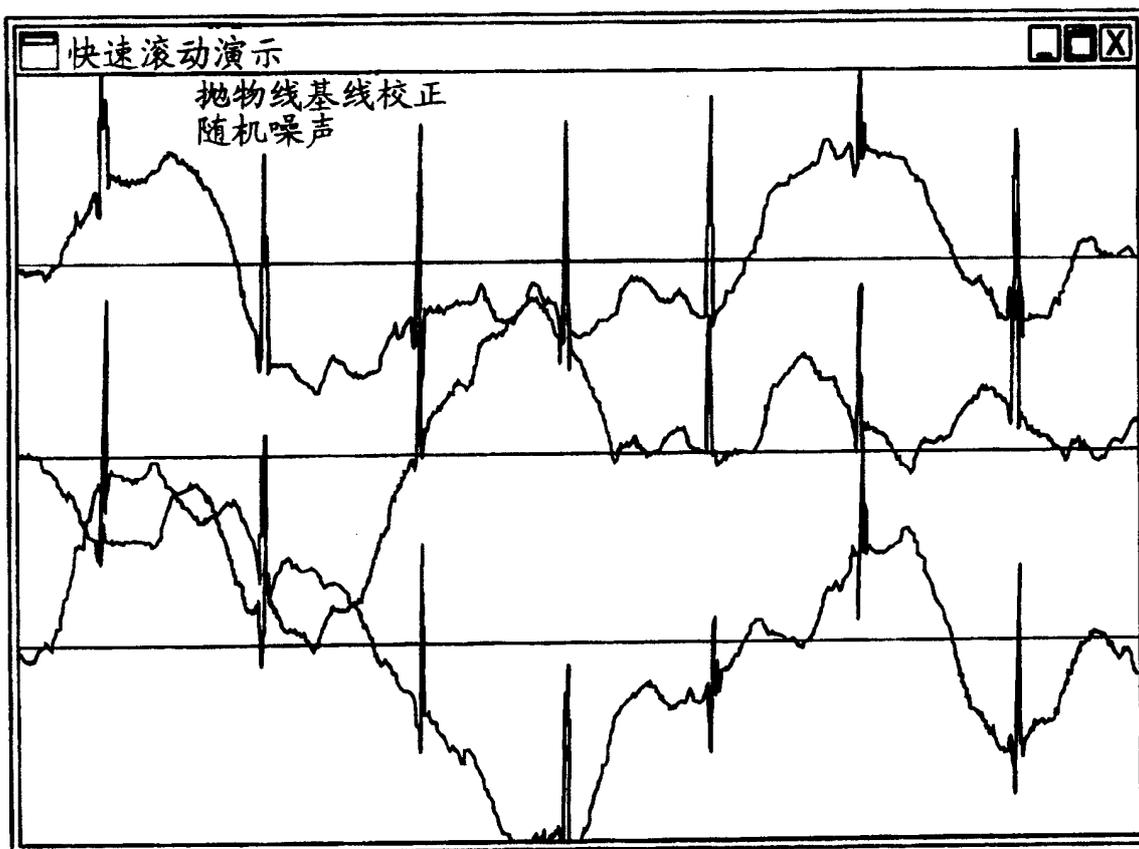


图 9(d)

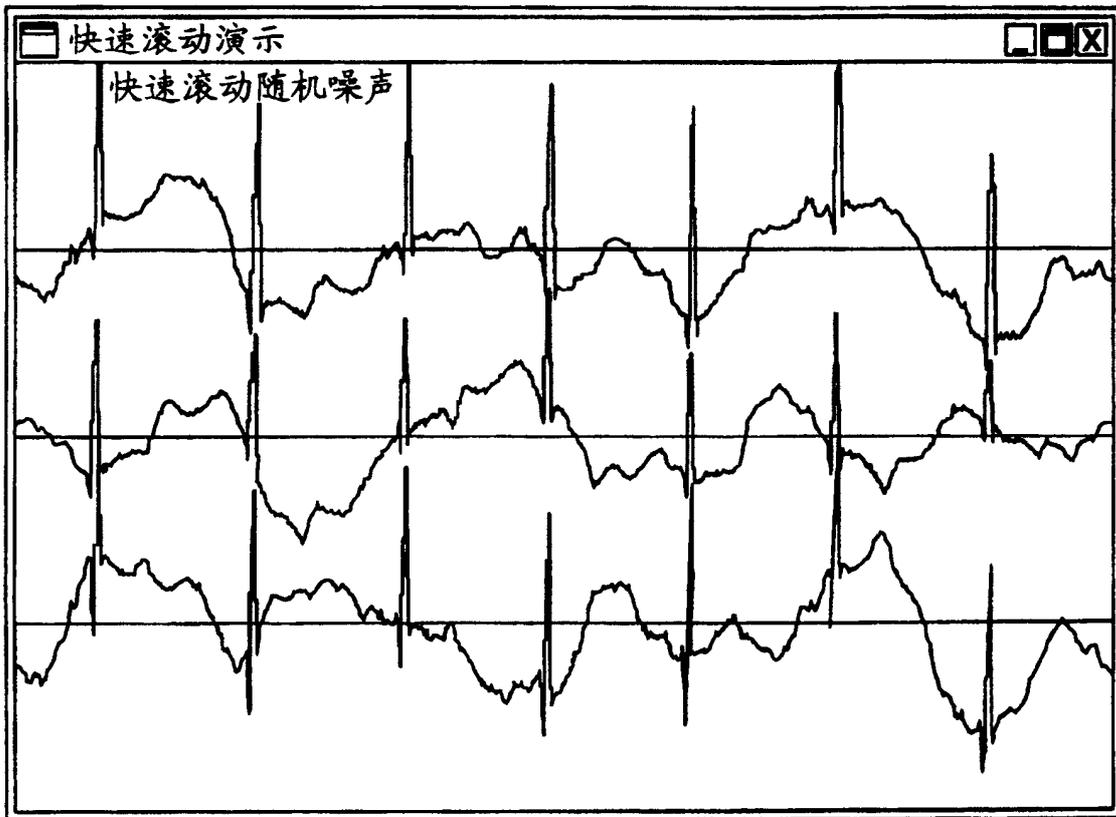


图 9(e)