

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

G06F 17/00 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610062690.9

[45] 授权公告日 2009 年 10 月 21 日

[11] 授权公告号 CN 100551326C

[22] 申请日 2006.9.19

[21] 申请号 200610062690.9

[73] 专利权人 深圳市理邦精密仪器有限公司

地址 518054 广东省深圳市南山区南海大道 2009 号新能源大厦第五层(电梯号 4 楼)

[72] 发明人 秦 钊 姚若亚

[56] 参考文献

WO2004/095425A1 2004.11.4

JP2006-178314A 2006.7.6

CN1656485A 2005.8.17

CN1307747A 2001.8.8

独立分量分析及其在生物医学工程中的应用. 杨福生, 洪波, 唐庆玉. 国外医学生物医学工程分册, 第 23 卷第 3 期. 2000

独立分量分析及其在事件相关电位中的应用研究. 徐金燕. 中国优秀博硕士学位论文全文数据库(硕士) 信息科技辑. 2006

独立分量分析在脑电信号处理中的应用及研究进展. 李婷, 丘天爽, 牛杰. 北京生物医学工程, 第 24 卷第 3 期. 2005

互累积量迫零法信号源盲分离. 张洪渊, 贾鹏, 史习智. 上海交通大学学报, 第 35 卷第 8 期. 2001

基于扩展 infomax ICA 的 ERP 少次提取方法研究. 万柏坤, 杨建刚, 綦宏志等. 北京生物医学工程, 第 24 卷第 4 期. 2005

审查员 孔祥云

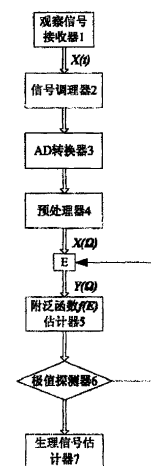
权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 4 页

[54] 发明名称

一种信号处理方法及生理监护仪

[57] 摘要

本发明公开的内容为信号处理方法及生理监护仪, 信号处理方法主要有列步骤: 首先寻找估计矩阵 E , 并通过公式 $Y = EX$ 获得估计矢量 $Y(t, E)$; 利用所确定的估计矩阵 E 作为混合系统 H 的逆的最优估计, 计算源信号矢量 $S(t)$ 的最优估计矢量 $Y(t, E)$; 利用确定的矢量 $Y(t, E)$, 提取 $Y(t, E)$ 中符合特定特征的生理信号; 利用确定的矢量 $Y(t, E)$ 中的生理信号, 处理观察信号矢量 $X(t)$, 输出各路观察信号中所含的生理信号的最优估计信号; 利用确定的各路观察信号中所含的生理信号的最优估计信号, 确定生理参数。生理监护仪由一接收端、一枚处理器、一互累积量估计器、一极值探测器、一比较选择器和一个消除处理器组成。



1.一种信号处理方法，该方法用于对多路观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 的转换信号 $\mathbf{X}(\Omega)$ 进行处理，观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 是由转换信号为 $\mathbf{S}(\Omega)$ 的源信号矢量 $\mathbf{S}(t)$ ，经过混合系统 $\mathbf{H}$ 之后形成， $\mathbf{X}(\Omega)$ 与 $\mathbf{S}(\Omega)$ 能够用以下公式表示：

$$\mathbf{X}(\Omega) = \mathbf{H}\mathbf{S}(\Omega)$$

其中，源信号矢量 $\mathbf{S}(t)$ 由一组相互独立的信号 $s_1(t) \cdots s_n(t)$ 组成，其中 $n > 1$ ，信号中至少一路信号为期望的生理信号；

观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 为多路观察信号 $x_1(t) \cdots x_m(t)$ 其中 $m \geq n$ ；

混合系统 $\mathbf{H}$ 对转换信号而言是线性运算；

该方法包括以下几个步骤：

先对观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 进行预处理，消除观察信号矢量中的高斯白噪声，并获得观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 的转换矢量 $\mathbf{X}(\Omega)$ ；

然后寻找估计矩阵 $\mathbf{E}$ ，并通过公式 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E}) = \mathbf{E}\mathbf{X}(\Omega)$ 获得估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ ，其中估计矩阵 $\mathbf{E}$ 使得构造的泛函数

$$f(\mathbf{E}) = \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \int (y_i^k(\omega, \mathbf{E}) \times y_j^k(\omega, \mathbf{E}))^2 d\omega \text{ 取得极小值, 其中 } 1 < K < \infty; \text{ 其}$$

中 $y_i^k(\omega, \mathbf{E}) \times y_j^k(\omega, \mathbf{E})$ 表示通过估计矩阵 $\mathbf{E}$ 获得的估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 中的第 i 个元素的 k 次乘方与第 j 个元素的 k 次乘方之积；

利用所确定的估计矩阵 $\mathbf{E}$ 作为混合系统 $\mathbf{H}$ 的逆的最优估计，计算源信号矢量的转换信号 $\mathbf{S}(\Omega)$ 的最优估计矢量 $\mathbf{Y}'(\Omega, \mathbf{E})$ ；

利用确定的矢量 $\mathbf{Y}'(\Omega, \mathbf{E})$ ，提取 $\mathbf{Y}'(\Omega, \mathbf{E})$ 中符合特定特征的生理信号；

利用确定的矢量 $Y'(\Omega, E)$ 中的生理信号，处理观察信号矢量的转换信号 $X(\Omega)$ ，输出各路观察信号中所含的生理信号转换信号的最优估计信号；

利用确定的各路观察信号中所含的生理信号转换信号的最优估计信号，确定生理参数。

2. 一种生理监护仪，包括：

一个接收端，能够接收多路观察信号矢量 $X(t)$ ，观察信号矢量 $X(t)$ 是由源信号矢量 $S(t)$ ，在经过混合系统 H 之后形成，能用以下公式表示：

$$X=HS$$

其中，源信号矢量 $S(t)$ 由一组相互独立的信号 $s_1(t) \cdots s_n(t)$ ，其中 $n>1$ ，当中至少一路信号为期望的生理信号；

观察矢量 $X(t)$ 为多路观察信号 $x_1(t) \cdots x_m(t)$ 其中 $m \geq n$ ，

混合系统 H 包含线性、延时运算；

一个转换处理器，所述的转换处理器响应于观察信号矢量 $X(t)$ ，对观察信号矢量 $X(t)$ 进行高斯噪声消除，并输出观察信号矢量的转换信号矢量 $X(\Omega)$ ；

一个枚举处理器，所述的枚举处理器响应于多个估计矩阵 E ，通过公式 $Y(\Omega, E) = EX(\Omega)$ 获得估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ ；

一个乘方积值估计器，所述乘方积值估计器能够利用枚举处理器输出的估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ ，计算 $Y(\Omega, E)$ 的 $1 \sim N$ 次乘方的积值；

一个极值探测器，该极值探测器的输入与一互累计量估计器的输

出端相连，能响应于每个估计矢量 $Y(\Omega, E)$ 相应的泛函数

$f(E) = \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \int (y_i^k(\omega, E) \times y_j^k(\omega, E))^2 d\omega$ 之值，其中 $y_i^k(\omega, E) \times y_j^k(\omega, E)$ 表示通过估计矩阵 E 获得的估计转换信号矢量 $Y(\Omega, E)$ 中的第 i 个元素的 k 次乘方与第 j 个元素的 k 次乘方之积；确定使泛函数 $f(E)$ 取得极小值时的估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ 的各向量；

一个比较选择器，所述的比较选择器能够从 $f(E)$ 取得极小值时的估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ 的各信号中选出那些符合特定特征的生理信号；

一个消除处理器，所述的消除处理器能够利用 $f(E)$ 取得极小值时的估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ 中的生理信号，处理观察信号矢量的转换信号矢量 $X(\Omega)$ ，输出生理信号的最优估计转换信号。

3. 根据权利要求 1 所述的信号处理方法，其特征为所述的信号为生理信号。

4. 根据权利要求 1 所述的信号处理方法，其特征为所述的生理信号为动脉血氧体积描记波。

5. 根据权利要求 1 所述的信号处理方法，其特征为所述的生理信号是心电信号。

6. 根据权利要求 1 所述的信号处理方法，其特征为泛函数 $f(E)$ 中所用的乘方次数为四次。

7. 根据权利要求 1 所述的信号处理方法，其特征为确定泛函数 $f(E)$ 的极小值所用的方法为枚举法、黄金分割搜索法、最速下降法或牛顿莱福逊法。

8.根据权利要求 1 所述的信号处理方法，其特征为利用确定的生理信号的转换信号的估计，通过逆变换获得生理信号的时间域中信号。

一种信号处理方法及生理监护仪

技术领域

本发明涉及信号处理领域，更准确地说是混合了多个统计独立源信号的多通道观察信号的处理方法及使用该方法的生理监护仪。

背景技术

在对混合了多个源信号的多通道观察信号中，如果所需的信号频率范围与不感兴趣的信号频率范围没有重合的可能，则可以利用低通滤波器、高通滤波器及带通滤波器等常规的滤波技术将所需的信号或不感兴趣的信号提取或消除，如果所需的信号的频率或不感兴趣的信号的频率固定在某个频点上，则可以用陷波滤波器将信号提取或滤除。

然而，通常情况下，在对独立源信号的先验知识较少的条件下，特别是对生理信号测量，实现对多个独立源的分离和提取上述方法是不能实现的，因为论是所需的信号或是不感兴趣的信号的频率都不是固定的，而且所需的信号频率与不感兴趣的信号频率往往有部分或完全处在同一个频率范围的可能，此时用常规的滤波器很难实现信号的分离或提取。不过，感兴趣的生理信号与测量中的引入的不感兴趣的那些信号之间往往是统计独立的，因此就可以利用独立信号之间不同的统计特征实现对信号的分离或提取。

提到统计独立的概念，很容易和相关系数联系起来。虽然这两种

概念都是描述信号统计特征之间的某些联系，但是这两种概念并不是等价的。一般来说，两个完全不相关（即相关系数为零）的信号并不一定是统计独立的，如： $\sin(x)$ 与 $\sin(x + \pi/2)$ 是完全不相关的，但是这两个信号之间并不是统计独立的。当且仅当两个信号都为高斯信号时，不相关才与统计独立相等价。但是实际的工作中所获得的信号大部分都是非高斯的信号，因此仅仅基于相关系数是不能准确地分离或提取这些非高斯信号，而基于统计独立的原理则能更准确地分离或提取这些非高斯信号。

在大多数情况下，生理监护所测量的信号如心电信号，动脉血氧饱和度，脑电信号等都可以看作是随机信号，这些信号的频率只能从统计的意义上界定在某个范围之内，而且这些信号大多都是非常微弱的，往往某些可预知的干扰（如工频干扰等），或不可预知的干扰（如人体的随机运动等）淹没，造成了生理信号测量的复杂性。

动脉血氧饱和度监护仪是利用生物组织对光能衰减的原理进行测量。测量过程中，如果测量环境良好，病人没有产生动作的情况下，动脉血氧饱和度监护仪输出体积描迹波能够清晰的反映光能随着动脉脉搏变化而衰减的情况如图 1 中的波形 X。一旦病人产生运动，脉搏信息将完全被掩盖在运动引起的噪声之中如图 2 中的波形 X'，导致很难将反映动脉脉搏变化的描迹波提取出来，从而影响测量的准确性。

发明内容

本发明的发明目的为提供一种在对独立源信号的先验知识较少

的条件下，实现对多个独立源的分离和提取的目的处理方法。

实现上述发明目的的技术方案如下：

一种信号处理方法，该方法用于对多路观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 的转换信号 $\mathbf{X}(\Omega)$ 进行处理，观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 是由转换信号为 $\mathbf{S}(\Omega)$ 的源信号矢量 $\mathbf{S}(t)$ ，经过混合系统 $\mathbf{H}$ 之后形成， $\mathbf{X}(\Omega)$ 与 $\mathbf{S}(\Omega)$ 能够用以下公式表示：

$$\mathbf{X}(\Omega) = \mathbf{H}\mathbf{S}(\Omega)$$

其中，源信号矢量 $\mathbf{S}(t)$ 由一组相互独立的信号 $s_1(t) \cdots s_n(t)$ 组成，其中 $n > 1$ ，信号中至少一路信号为期望的生理信号；

观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 为多路观察信号 $x_1(t) \cdots x_m(t)$ 其中 $m \geq n$ ；

混合系统 $\mathbf{H}$ 对转换信号而言是线性运算；

该方法包括以下几个步骤：

先对观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 进行预处理，消除观察信号矢量中的高斯白噪声，并获得观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 的转换矢量 $\mathbf{X}(\Omega)$ ；

然后寻找估计矩阵 $\mathbf{E}$ ，并通过公式 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E}) = \mathbf{E}\mathbf{X}(\Omega)$ 获得估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ ，其中估计矩阵 $\mathbf{E}$ 使得构造的泛函数

$$f(\mathbf{E}) = \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \int (y_i^k(\omega, \mathbf{E}) \times y_j^k(\omega, \mathbf{E}))^2 d\omega \text{ 取得极小值, 其中 } 1 < K < \infty; \text{ 其}$$

中 $y_i^k(\omega, \mathbf{E}) \times y_j^k(\omega, \mathbf{E})$ 表示通过估计矩阵 $\mathbf{E}$ 获得的估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 中的第 i 个元素的 k 次乘方与第 j 个元素的 k 次乘方之积；

利用所确定的估计矩阵 $\mathbf{E}$ 作为混合系统 $\mathbf{H}$ 的逆的最优估计，计算源信号矢量的转换信号 $\mathbf{S}(\Omega)$ 的最优估计矢量 $\mathbf{Y}'(\Omega, \mathbf{E})$ ；

利用确定的矢量 $\mathbf{Y}'(\Omega, \mathbf{E})$ ，提取 $\mathbf{Y}'(\Omega, \mathbf{E})$ 中符合特定特征的生

理信号；

利用确定的矢量 $Y'(\Omega, E)$ 中的生理信号，处理观察信号矢量的转换信号 $X(\Omega)$ ，输出各路观察信号中所含的生理信号转换信号的最优估计信号；

利用确定的各路观察信号中所含的生理信号转换信号的最优估计信号，确定生理参数。

一种生理监护仪，包括：

一个接收端，能够接收多路观察信号矢量 $X(t)$ ，观察信号矢量 $X(t)$ 是由源信号矢量 $S(t)$ ，在经过混合系统 H 之后形成，能用以下公式表示：

$$X=HS$$

其中，源信号矢量 $S(t)$ 由一组相互独立的信号 $s_1(t) \cdots s_n(t)$ ，其中 $n > 1$ ，当中至少一路信号为期望的生理信号；

观察矢量 $X(t)$ 为多路观察信号 $x_1(t) \cdots x_m(t)$ 其中 $m \geq n$ ，

混合系统 H 包含线性、延时运算；

一个转换处理器，所述的转换处理器响应于观察信号矢量 $X(t)$ ，对观察信号矢量 $X(t)$ 进行高斯噪声消除，并输出观察信号矢量的转换信号矢量 $X(\Omega)$ ；

一个枚举处理器，所述的枚举处理器响应于多个估计矩阵 E ，通过公式 $Y(\Omega, E) = EX(\Omega)$ 获得估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ ；

一个乘方积值估计器，所述乘方积值估计器能够利用枚举处理器输出的估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ ，计算 $Y(\Omega, E)$ 的 $1 \sim N$ 次乘方的积值；

一个极值探测器,该极值探测器的输入与一互累计量估计器的输出端相连,能响应于每个估计矢量 $Y(\Omega, E)$ 相应的泛函数

$f(E) = \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \int (y_i^k(\omega, E) \times y_j^k(\omega, E))^2 d\omega$ 之值,其中 $y_i^k(\omega, E) \times y_j^k(\omega, E)$ 表示通过估计矩阵 E 获得的估计转换信号矢量 $Y(\Omega, E)$ 中的第 i 个元素的 k 次乘方与第 j 个元素的 k 次乘方之积;确定使泛函数 $f(E)$ 取得极小值时的估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ 的各向量;

一个比较选择器,所述的比较选择器能够从 $f(E)$ 取得极小值时的估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ 的各信号中选出那些符合特定特征的生理信号;

一个消除处理器,所述的消除处理器能够利用 $f(E)$ 取得极小值时的估计转换矢量 $Y(\Omega, E)$ 中的生理信号,处理观察信号矢量的转换信号矢量 $X(\Omega)$,输出生理信号的最优估计转换信号。

所述的信号为生理信号。

所述的生理信号为动脉血氧体积描记波。

所述的生理信号是心电信号。

泛函数 $f(E)$ 中所用的乘方次数为四次。

确定泛函数 $f(E)$ 的极小值所用的方法为枚举法、黄金分割搜索法、最速下降法或牛顿莱福逊法。

利用确定的生理信号的转换信号的估计,通过逆变换获得生理信号的时间域中信号。

本发明的优点如下:

1、 利用统计独立的特征,建立了作为独立变量分离的判断依

据的泛函数，实现了在对源信号的先验知识非常缺乏的情况下，将独立的源信号准确地分离或提取出来。

2、 本发明所述的分离方法，避免了常规情况下，基于二阶统计量进行正交分离的方法中产生的偏差，使分离效果更加接近与实际情况。

3、 本发明所述的分离方法能够将强噪声背景下的弱信号，有效地提取出来，如图 5 中的分离信号 y_2 。

4、 本发明采用一步分离方法，不需要对观察信号进行如 PCA 等正交分离的预处理工作，大幅减小了运算成本。

5、 本发明优化了搜索泛函数的极小值的方法，并根据该极小值来确定解混矩阵，避免了枚举解混矩阵元素实现分离或提取感兴趣信号时带来的高运算成本。

6、 本发明中所述的源信号频谱的分离方法，提供了一种从频域分离独立变量的方法。

7、 本发明中所述的源信号频谱的分离方法，能够在噪声能量很强的情况下，将弱信号的频谱特征有效地提取出来如图 8 中的分离频谱 $y_2(w)$ 。

附图说明

图 1 为动脉血氧饱和度监护仪输出体积描迹波能够清晰的反映光能随着动脉脉搏变化而衰减情况的波形图；

图 2 为脉搏信息被掩盖在运动引起的噪声之中的波形图；

图 3 为本发明实施例 1 中生理监护仪的框图；

图4为本发明实施例2中实际测量的含有运动干扰的两路观察信号;

图5为通过本发明实施例2中方法获得的图4中的分离信号;

图6为本发明实施例7中另一个生理监护仪的框图;

图7为本发明实施例8中实际测量的含有运动干扰的两路观察信号的频谱图;

图8为通过本发明实施例8中方法获得的图7中的分离频谱图,其中分离信号 $y1(w)$ 是强能量的噪声背景信号的频谱图,分离信号 $y2(w)$ 是在强能量的噪声背景下提取出来的感兴趣的信号的频谱图。

具体实施方式

下面结合附图和具体实施例对本发明做进一步说明。

实施例1

如图3所示,一种生理监护仪,观察信号接收器1能够接收多路观察信号 $x_1(t) \cdots x_m(t)$ ($m \geq n$) (可以用矢量的方法表示为 $\mathbf{X}(t)$), 每路观察信号都是由相互独立的源信号矢量 $\mathbf{S}(t)$ ($s_1(t) \cdots s_n(t)$ ($n > 1$)) 组成, $\mathbf{S}(t)$ 中至少一路信号为期望的生理信号, 观察信号与源信号之间的关系可以用下式表示:

$$\mathbf{X} = \mathbf{H}\mathbf{S}$$

其中, 混合系统 $\mathbf{H}$ 包含线性、延时、卷积等运算。

采集获得信号通过信号调理器2, 进行隔直、放大等处理, 然后通过模一数转换器3将上述的信号都转换为数字信号, 转换获得的信

号通过预处理器 4 进行预处理, 包含但不限于如带通滤波器以消除那些在频率范围之外的干扰信号。

将估计矩阵 $\mathbf{E}$ 作用于观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 上, 由公式 $\mathbf{Y} = \mathbf{E}\mathbf{X}$ 可以获得一个以估计矩阵 $\mathbf{E}$ 为参变量的估计信号矢量 $\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})$, 对于估计信号矢量 $\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})$ 中任意信号之间的任意阶互累计量量都可以看作是这些信号的泛函数, 且该泛函数是以估计矩阵 $\mathbf{E}$ 为参变量的。对所有这些泛函数的平方值求和可以构造出关于信号矢量 $\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})$ 的泛函数

$$f(\mathbf{E}) = \sum_{i=2}^N \sum_{j=1}^{n^{(i-1)}(n-1)} cum_{ij}^2(\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})), \text{ 其中泛函数 } f(\mathbf{E}) \text{ 是以估计矩以估计矩阵 } \mathbf{E}$$

为参变量的, $cum_{ij}(\mathbf{Y}(t, \mathbf{E}))$ 通过估计矩阵 $\mathbf{E}$ 获得的估计矢量 $\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})$ 的第 i 阶的第 j 个互累计量, $n^{(i-1)}(n-1)$ 表示估计矢量 $\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})$ 的第 i 阶互累计量的总数, j 表示这些互累计量不重复取值。不同估计矩阵 $\mathbf{E}$ 下泛函数 $f(\mathbf{E})$ 的取值通过泛函数 $f(\mathbf{E})$ 估计器 5 估计获得, 然后由极值探测器检验泛函数 $f(\mathbf{E})$ 是否取得极小值, 如果泛函数的取值不是极小值, 则调整估计矩阵 $\mathbf{E}$, 并重复估计泛函数 $f(\mathbf{E})$ 的值, 直至泛函数取得极小值。此时, 估计矩阵 $\mathbf{E}$ 所对应的估计矢量 $\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})$ 的各信号被认为相互独立性最大, 估计矩阵 $\mathbf{E}$ 被认为是混合系统 $\mathbf{H}$ 的逆的最优估计, $\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})$ 被认为是源信号矢量 $\mathbf{S}(t)$ 的最优估计。

将泛函数 $f(\mathbf{E})$ 取得极小值对应的估计矢量 $\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})$ 通过生理信号估计器 7, 根据测量的生理信号的特征, 从 $\mathbf{Y}(t, \mathbf{E})$ 中辨别出生理信号的估计信号, 然后利用该估计信号对观察信号进行处理, 消除那些干扰信号, 输出观察信号中的生理信号分量。

实施例 2

一信号处理方法,观察信号是动脉血氧饱和度监护中的两路信号 $x_1(t)$ 、 $x_2(t)$ 。两路信号是由两个独立波长的光照射人体组织,经人体组织衰减后由传感器接收,因此这两路信号中必然同时包含由运动等造成衰减变化 $s_1(t)$ 和由心脏搏动引起的动脉血流变化造成的衰减变化 $s_2(t)$,这两种变化是相对独立的。当利用常规滤波器消除可以预知的其他干扰(如工频干扰),并通带通消除带外噪声,去均值以及去相位差等预处理之后,两路观察信号和两个独立变化之间可以用下式表示:

$$\begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} s_1(t) \\ s_2(t) \end{bmatrix}$$

对于在分离的结果,所需的主要是独立信号 $s_1(t)$ 和 $s_2(t)$ 的波形特征,因此可以用一路观察信号中包含的两个独立信号的成分来表征原始的独立信号的波形特征,则上式可以简化为如下的形式:

$$\begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} s_1(t) \\ s_2(t) \end{bmatrix}$$

很容易获得混合系统 $\mathbf{H}$ 的逆矩阵为:

$$\mathbf{H}^{-1} = \mathbf{E} = \begin{bmatrix} h_{22} & -1 \\ -h_{21} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_1 & -1 \\ e_2 & 1 \end{bmatrix}$$

因此独立信号的估计可以用下式获得:

$$\begin{bmatrix} y_1(t) \\ y_2(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_1 & -1 \\ e_2 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix}$$

为了使估计信号 $y_1(t)$ 和 $y_2(t)$ 之间是统计独立的,必须满足 $y_1(t)$ 和 $y_2(t)$ 所有的互累计量为零,即 $\text{cum}_j(y_1(t), y_2(t))=0$ ($1 < j < \infty$,表示累计量的阶数)。为了计算的方便在本实施方案中所用的互累计量的最

高阶数为四阶，而且一般来说这两种独立信号都不是高斯型，因此其三阶累计量较小，在计算中往往将其忽略，并且认为 $y_1(t)$ 和 $y_2(t)$ 是零均值的，那么根据累计量与矩之间的关系可以将该条件简化为：

$$\begin{cases} \int (y_1 \times y_2) dt = 0 \\ \int (y_1^2 \times y_2^2) dt - \int y_1^2 dt \int y_2^2 dt = 0 \end{cases}$$

构造参变量为估计矩阵 $\mathbf{E}$ 的泛函数 $f(\mathbf{E})$ ：

$$f(\mathbf{E}) = (\int (y_1 \times y_2) dt)^2 + (\int (y_1^2 \times y_2^2) dt - \int y_1^2 dt \int y_2^2 dt)^2$$

在离散的情况下用求和代替积分。当泛函数 $f(\mathbf{E})$ 取得极小值时所对应的估计矩阵 $\mathbf{E}$ 被认为时混合系统的逆的最优估计，此时的估计信号 $y_1(t)$ 和 $y_2(t)$ 分别认为是独立信号 $s_1(t)$ 和 $s_2(t)$ 的最优估计。不过其排序是随机的，必须通过辨别才能确定那一个信号表征的是脉搏搏动的信息。

图 4 为本实施例中实际测量的含有运动干扰的两路观察信号；图 5 显示了通过本实施例的方法获得的图 4 中的分离信号，其中分离信号 y_1 是强噪声背景信号的波形图，分离信号 y_2 是在强噪声背景下提取出来的感兴趣的信号的波形图；

实施例 3

本实施例是在实施例 2 的基础上，采用黄金分给搜索法，在初始化估计矩阵 $\mathbf{E}$ 的基础上探测泛函数 $f(\mathbf{E})$ 的极小值。

实施例 4

本实施例是在实施例 2 的基础上，采用最速下降法，在初始化估计矩阵 $\mathbf{E}$ 的基础上探测泛函数 $f(\mathbf{E})$ 的极小值。

实施例 5

本实施例是在实施例 2 的基础上, 采用牛顿-莱福逊法, 在初始估计矩阵 E 的基础上探测泛函数 $f(E)$ 的极小值。

实施例 6

本实施例是在实施例 2 的基础上, 构造了更易计算的泛函数 $f(E)$ 。如前所述独立信号的估计可以用下式实现:

$$\begin{bmatrix} y1(t) \\ y2(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e1 & -1 \\ e2 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x1(t) \\ x2(t) \end{bmatrix}$$

为了使估计信号 $y1(t)$ 和 $y2(t)$ 之间是统计独立的, 必须满足:

$$\begin{cases} \int (y1 \times y2) dt = 0 \\ \int (y1^2 \times y2^2) dt - \int y1^2 dt \int y2^2 dt = 0 \end{cases}$$

根据上式, 构造参变量为估计矩阵 E 的泛函数 $f(E)$:

$$\begin{cases} \int (y1 \times y2) dt = 0 \\ f(E) = \int (y1^2 \times y2^2) dt - \int y1^2 dt \int y2^2 dt \end{cases}$$

在离散的情况下用求和代替积分。改变估计矩阵 E 中的一个未知元素如 $e1$, 等式 $\int (y1 \times y2) dt = 0$ 将唯一确定另一个未知元素, 那么泛函数 $f(E)$ 就可变化为以元素 $e1$ 为参变量的泛函数 $f(e1)$ 。因此确定泛函数的极小值的方法将从二维降到一维。

图 5 展示了该方法对混合信号的分离效果。其中图 4 展示了一个实际测量的含有运动干扰的两路观察信号的波形图, 在强噪声背景下, 感兴趣的信号的波形特征完全被掩盖, 图 5 则展示了通过上述方法获得的分离波形图, 其中分离信号 $y1$ 为噪声的波形图, 而 $y2$ 是在强噪声背景下提取出来的感兴趣的信号的波形图, 这里为动脉血氧采

集中的脉搏波形。

实施例 7

如图 6 所示，一种生理监护仪，观察信号接收器 1 能够接收多路观察信号 $x_1(t) \cdots x_m(t)$ ($m \geq n$) (可以用矢量的方法表示为 $\mathbf{X}(t)$)，每路观察信号都是由相互独立的源信号矢量 $\mathbf{S}(t)$ ($s_1(t) \cdots s_n(t)$ ($n > 1$)) 组成， $\mathbf{S}(t)$ 中至少一路信号为期望的生理信号，观察信号的转换信号 $\mathbf{X}(\Omega)$ 与源信号的转换信号 $\mathbf{S}(\Omega)$ 之间的关系可以用下式表示：

$$\mathbf{X}(\Omega) = \mathbf{H}\mathbf{S}(\Omega)$$

其中，混合系统 $\mathbf{H}$ 为线性运算。当 $\mathbf{S}(t)$ 中没有高斯噪声时，如 $\mathbf{S}(t)$ 中的各信号之间是统计独立的，容易得出其转换信号 $\mathbf{X}(\Omega)$ 之间必定是没有重叠的可能。那么 $\mathbf{X}(\Omega)$ 中任意两信号之间的任意乘方之积必将为零。

采集获得信号 $\mathbf{X}(t)$ 通过信号调理器 2，进行隔直、放大等处理，然后通过模—数转换器 3 将上述的信号都转换为数字信号，转换获得的信号通过预处理器 4 进行预处理，包含但不限于如带通滤波器以消除那些在频率范围之外的干扰信号、平滑滤波器以消除高斯白噪声，以及转换器获得观察信号的转换信号 $\mathbf{X}(\Omega)$ 。

将估计矩阵 $\mathbf{E}$ 作用于观察信号矢量 $\mathbf{X}(t)$ 的转换信号 $\mathbf{X}(\Omega)$ ，由公式 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E}) = \mathbf{E}\mathbf{X}(\Omega)$ 可以获得一个以估计矩阵 $\mathbf{E}$ 为参变量的估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 。而估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 中任意两信号之间的任意次乘方之积可以看作是这些信号的泛函数，且该泛函数是以估计矩阵 $\mathbf{E}$ 为参变量的。对所有这些泛函数的平方值求和可以构造出以估

计矩阵 $\mathbf{E}$ 为参变量的关于估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 的泛函数

$$f(\mathbf{E}) = \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \int (y_i^k(\omega, \mathbf{E}) \times y_j^k(\omega, \mathbf{E}))^2 d\omega, \text{ 其中 } y_i^k(\omega, \mathbf{E}) \times y_j^k(\omega, \mathbf{E}) \text{ 表示通}$$

过估计矩阵 $\mathbf{E}$ 获得的估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 中的第 i 个元素的 k 次乘方与第 j 个元素的 k 次乘方之积。不同估计矩阵 $\mathbf{E}$ 下泛函数 $f(\mathbf{E})$ 的取值通过泛函数 $f(\mathbf{E})$ 估计器 5 估计获得, 然后由极值探测器检验泛函数 $f(\mathbf{E})$ 是否取得极小值, 如果泛函数的取值不是极小值, 则调整估计矩阵 $\mathbf{E}$, 并重复估计泛函数 $f(\mathbf{E})$ 的值, 直至泛函数取得极小值。此时, 估计矩阵 $\mathbf{E}$ 所对应的估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 所对应的各时域信号被认为相互独立性最大, 估计矩阵 $\mathbf{E}$ 被认为是混合系统 $\mathbf{H}$ 的逆的最优估计, $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 被认为是转换信号矢量 $\mathbf{S}(\Omega)$ 的最优估计。

将泛函数 $f(\mathbf{E})$ 取得极小值对应的估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 通过生理信号估计器 7, 根据测量的生理信号的特征, 从估计转换信号矢量 $\mathbf{Y}(\Omega, \mathbf{E})$ 中辨别出生理信号的估计转换信号, 然后估计转换信号的特征处理观察信号, 消除那些干扰信号, 输出观察信号中的生理信号分量。

实施例 8

本实施例中, 观察信号是动脉血氧饱和度监护中的两路信号 $x_1(t)$ 、 $x_2(t)$ 。两路信号是由两个独立波长的光照射人体组织, 经人体组织衰减后由传感器接收, 因此这两路信号中必然同时包含由运动等造成衰减变化 $s_1(t)$ 和由心脏搏动引起的动脉血流变化造成的衰减变化 $s_2(t)$, 这两种变化是相对独立的, 其转换信号为 $s_1(\omega)$ 、 $s_2(\omega)$ 。当利用常规滤波器消除可以预知的其他干扰 (如工频干扰), 并通带通

消除带外噪声，利用平滑滤波器去均值，利用 FFT 转换器获得频谱信号 $x_1(\omega)$ 、 $x_2(\omega)$ 等预处理之后，两路观察信号的频谱信号和两个独立变化的频谱信号之间可以用下式表示：

$$\begin{bmatrix} x_1(\omega) \\ x_2(\omega) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} s_1(\omega) \\ s_2(\omega) \end{bmatrix}$$

对于在分离的结果，所需的主要是独立信号 $s_1(t)$ 和 $s_2(t)$ 的波形特征，即 $s_1(\omega)$ 、 $s_2(\omega)$ 的分布特征，因此可以用一路观察信号的频谱信号中包含的两个独立信号的频谱信号成分来表征原始的独立信号的频谱信号，则上式可以简化为如下的形式：

$$\begin{bmatrix} x_1(\omega) \\ x_2(\omega) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} s_1(\omega) \\ s_2(\omega) \end{bmatrix}$$

很容易获得混合系统 $\mathbf{H}$ 的逆矩阵为：

$$\mathbf{H}^{-1} = \mathbf{E} = \begin{bmatrix} h_{22} & -1 \\ -h_{21} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_1 & -1 \\ e_2 & 1 \end{bmatrix}$$

因此独立信号的估计可以用下式获得：

$$\begin{bmatrix} y_1(\omega) \\ y_2(\omega) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_1 & -1 \\ e_2 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x_1(\omega) \\ x_2(\omega) \end{bmatrix}$$

为了实现分离，需要 $y_1(\omega)$ 和 $y_2(\omega)$ 的任意乘方之积为零，即 $y_1^k(\omega, E) \times y_2^k(\omega, E) = 0$ ($1 < k < \infty$, 表示乘方次数)。为了计算的方便在本实施方案中所用的乘方次数为四次，那么构造参变量为估计矩阵 $\mathbf{E}$ 的泛函数 $f(\mathbf{E})$ ：

$$f(\mathbf{E}) = \sum_{k=1}^4 \int y_1^k(\omega, E) \times y_2^k(\omega, E) d\omega$$

因为频谱信号一定为正值，所以 $f(\mathbf{E})$ 中的积分出现正负相消为零的情况。在离散的情况下用求和代替积分。当泛函数 $f(\mathbf{E})$ 取得极

小值时所对应的估计矩阵 $\mathbf{E}$ 被认为时混合系统的逆的最优估计，此时的估计频谱信号 $y_1(\omega)$ 和 $y_2(\omega)$ 分别认为是独立信号的频谱信号 $s_1(\omega)$ 和 $s_2(\omega)$ 的最优估计。不过其排序是随机的，必须通过辨别才能确定那一个信号表征的是脉搏搏动的信息。

实施例 9

本实施例是在实施例 8 的基础上，采用黄金分给搜索法，在初始化估计矩阵 $\mathbf{E}$ 的基础上探测泛函数 $f(\mathbf{E})$ 的极小值。

实施例 10

本实施例是在实施例 8 的基础上，采用最速下降法，在初始化估计矩阵 $\mathbf{E}$ 的基础上探测泛函数 $f(\mathbf{E})$ 的极小值。

实施例 11

本实施例是在实施例 8 的基础上，采用牛顿—莱福逊法，在初始化估计矩阵 $\mathbf{E}$ 的基础上探测泛函数 $f(\mathbf{E})$ 的极小值。

实施例 12

本实施例是在实施例 8 的基础上，构造了更易计算的泛函数 $f(\mathbf{E})$ 。如前所述独立信号的估计可以用下式实现：

$$\begin{bmatrix} y_1(\omega) \\ y_2(\omega) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_1 & -1 \\ e_2 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x_1(\omega) \\ x_2(\omega) \end{bmatrix}$$

为了实现分离，频谱信号 $y_1(\omega)$ 和 $y_2(\omega)$ 必须满足：

$$\begin{cases} \int (y_1 \times y_2) d\omega = 0 \\ \sum_{k=2}^4 \int y_1^k(\omega, \mathbf{E}) \times y_2^k(\omega, \mathbf{E}) d\omega = 0 \end{cases}$$

根据上式，构造参变量为估计矩阵 $\mathbf{E}$ 的泛函数 $f(\mathbf{E})$ ：

$$\begin{cases} \int (y_1 \times y_2) d\omega = 0 \\ f(E) = \sum_{k=2}^4 \int y_1^k(\omega, E) \times y_2^k(\omega, E) d\omega \end{cases}$$

在离散的情况下用求和代替积分, 改变估计矩阵 E 中的一个未知元素如 e_1 , 等式 $\int (y_1 \times y_2) d\omega = 0$ 将唯一确定另一个未知元素, 那么泛函数 $f(E)$ 就可变化为以元素 e_1 为参变量的泛函数 $f(e_1)$ 。因此确定泛函数的极小值的方法将从二维降到一维。

图 8 展示了该方法对频谱信号的分离效果。其中图 7 展示了一个实际测量的含有运动干扰的两路观察信号的频谱, 在强能量的噪声背景下, 感兴趣的信号的频谱特征几乎完全被掩盖, 图 8 则展示了通过上述方法获得的分离频谱信号, 其中分离信号 $y_1(\omega)$ 为噪声的频谱图, 而 $y_2(\omega)$ 是在强能量的噪声背景下提取出来的感兴趣的信号的频谱图, 这里为动脉血氧采集中的脉搏波形的频谱图。

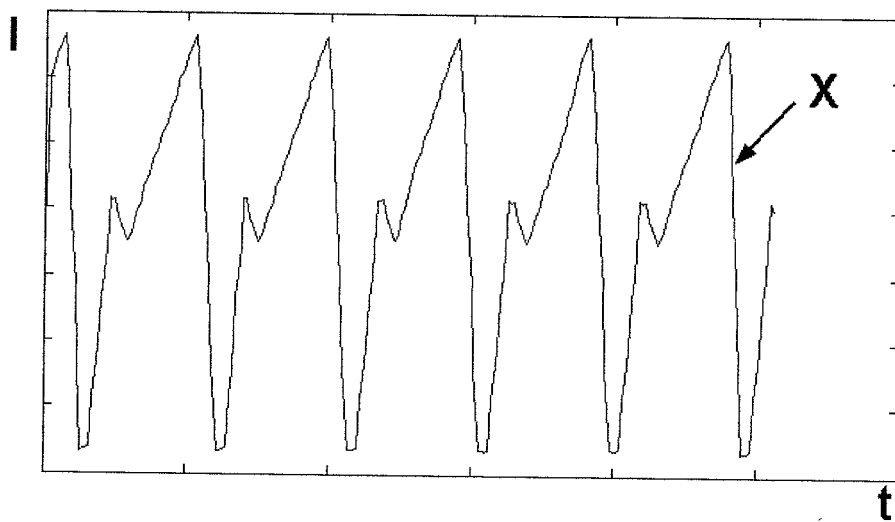


图 1

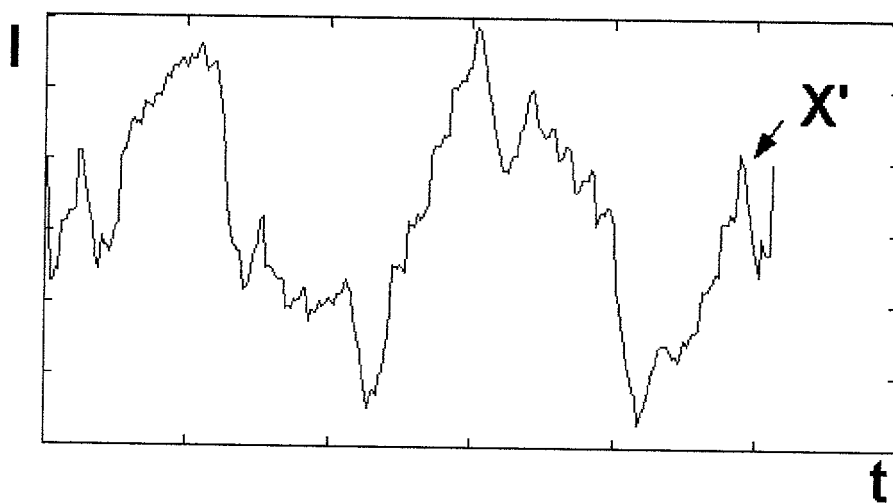


图 2

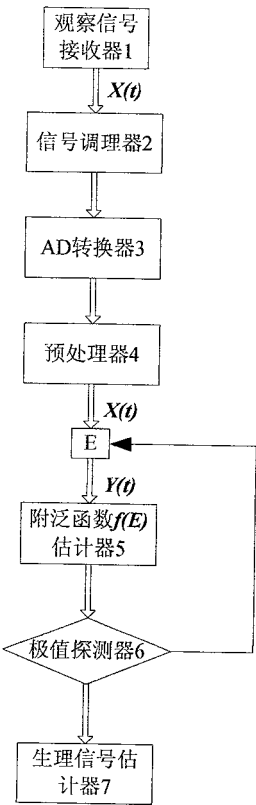


图 3

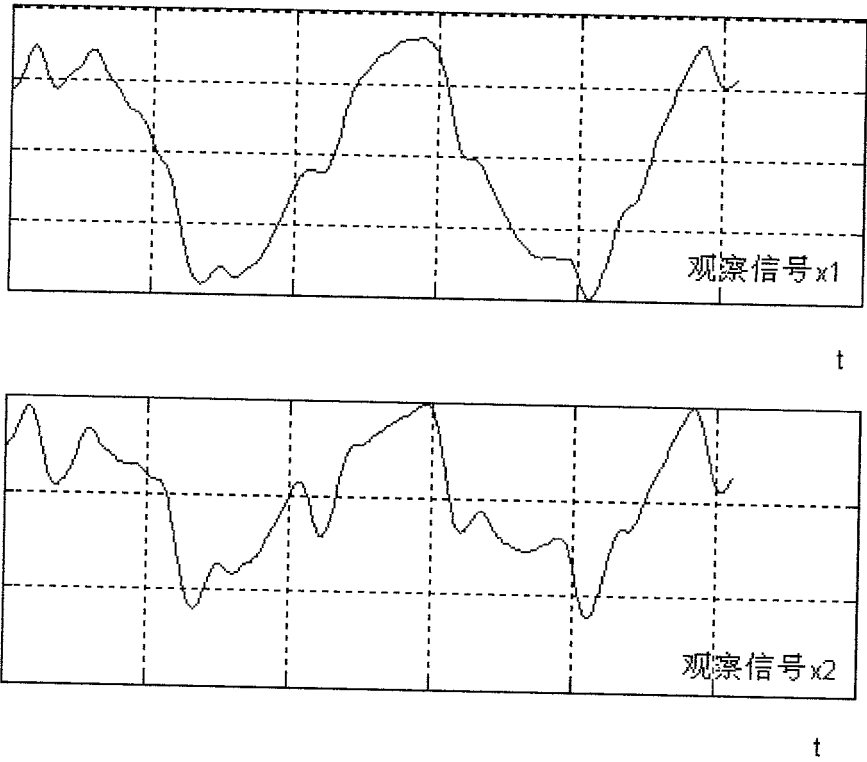


图 4

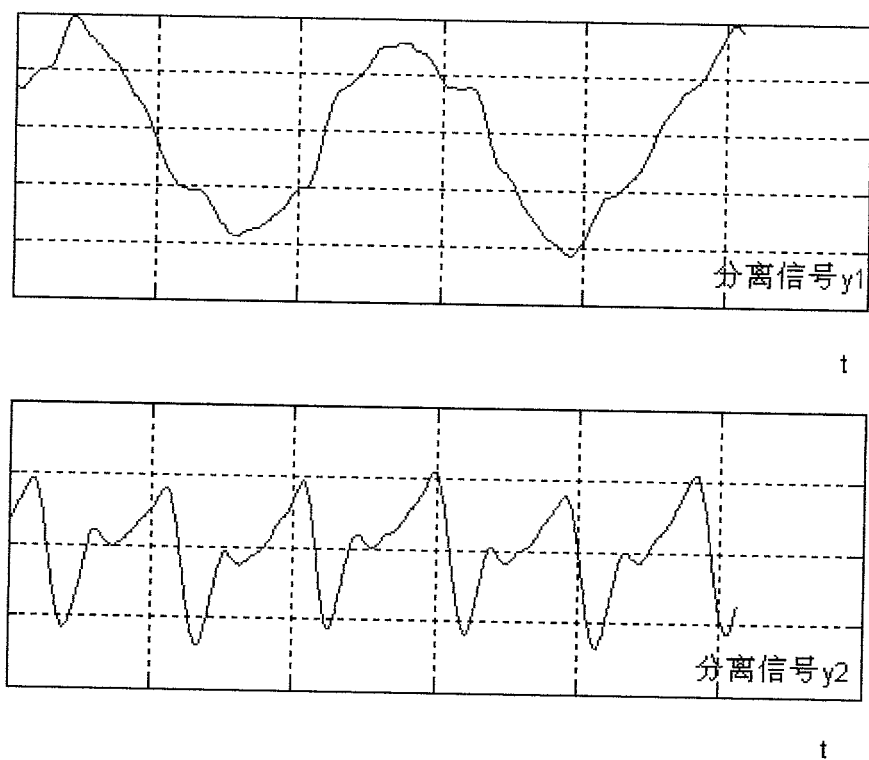


图 5

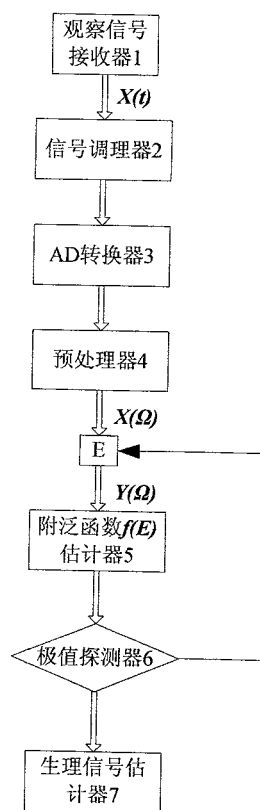


图 6

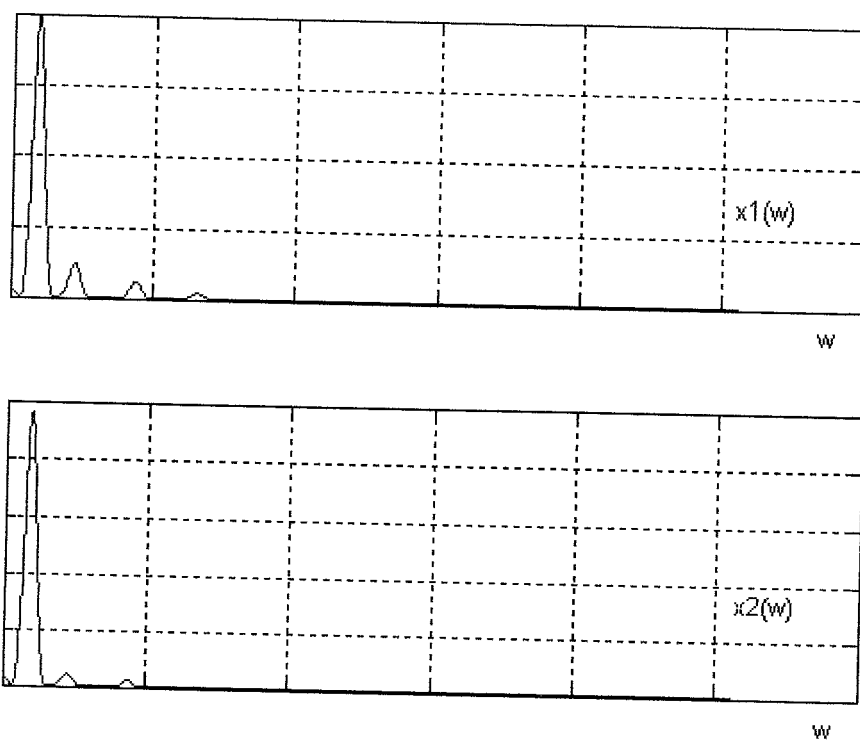


图 7

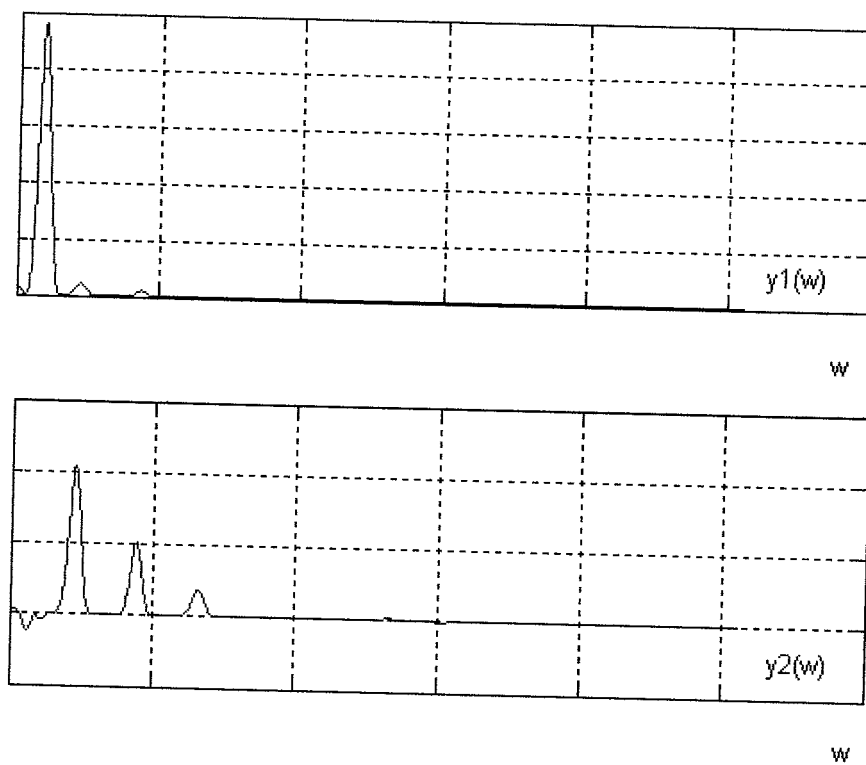


图 8

专利名称(译)	一种信号处理方法及生理监护仪		
公开(公告)号	CN100551326C	公开(公告)日	2009-10-21
申请号	CN200610062690.9	申请日	2006-09-19
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	秦钊 姚若亚		
发明人	秦钊 姚若亚		
IPC分类号	A61B5/00 G06F17/00 G06F19/00		
审查员(译)	孔祥云		
其他公开文献	CN101147671A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开的内容为信号处理方法及生理监护仪，信号处理方法主要有下列步骤：首先寻找估计矩阵E，并通过公式Y = EX获得估计矢量Y(t，E)；利用所确定的估计矩阵E作为混合系统H的逆的最优估计，计算源信号矢量S(t)的最优估计矢量Y(t，E)；利用确定的矢量Y(t，E)，提取Y(t，E)中符合特定特征的生理信号；利用确定的矢量Y(t，E)中的生理信号，处理观察信号矢量X(t)，输出各路观察信号中所含的生理信号的最优估计信号；利用确定的各路观察信号中所含的生理信号的最优估计信号，确定生理参数。生理监护仪由一接收端、一枚举处理器、一互累计量估计器、一极值探测器、一比较选择器和一个消除处理器组成。

$$f(E) = \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \int (v_i^k(\omega, E) \times y_j^k(\omega, E))^2 d\omega$$