



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102770063 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 07

(21) 申请号 201180010690. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 02. 17

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/08 (2006. 01)

(30) 优先权数据

12/660, 458 2010. 02. 25 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 08. 23

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/054056 2011. 02. 17

(87) PCT申请的公布数据

W02011/105462 EN 2011. 09. 01

(71) 申请人 夏普株式会社

地址 日本国大阪府

(72) 发明人 付永吉 德中·伊萨克·杨

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 王波波

权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 9 页

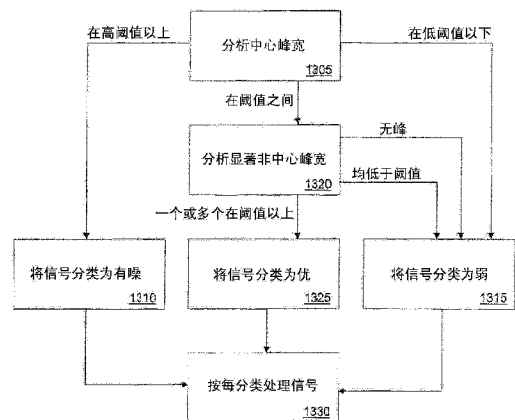
按照条约第19条修改的权利要求书 2 页

(54) 发明名称

用于移动监视的生理信号质量分类方法及系统

(57) 摘要

一种生理信号质量分类方法及系统,设计用于改善移动监视。基于信号特性将生理信号分为优信号、有噪信号或低信号。一旦分类,则根据分类以不同方式处理信号,以便依赖可靠生理数据、防止依赖不可靠生理数据,并引入提高信号质量的动作。例如,可以从信号中提取优信号的生理数据并向被监视的人显示。对于有噪信号,可以向人显示有噪信号通知,而非提取的生理数据。对于弱信号,可以向人显示弱信号通知,而非提取的生理数据。此外,可以伴随纠正动作建议向被监视人显示有噪信号通知或弱信号通知。



1. 一种用于移动监视系统的生理信号处理方法,包括以下步骤:
将生理信号的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性相比较;
基于生理信号的一个或多个特性的比较,将生理信号分类为预定区别特性;以及
根据生理信号的分类处理生理信号。
2. 如权利要求 1 所述的方法,还包括以下步骤:
提取生理信号的包络;以及
使用包络产生生理信号的自相关结果,其中,在产生的自相关结果的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性之间进行生理信号的一个或多个特性的比较。
3. 如权利要求 1 所述的方法,预定区别特性包括中心峰宽特性。
4. 如权利要求 1 所述的方法,预定区别特性包括非中心峰宽特性。
5. 如权利要求 1 所述的方法,其中分类步骤包括至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围内以及确定生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以上,将信号分类为高级信号。
6. 如权利要求 1 所述的方法,其中分类步骤包括:至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以上,将信号分类为有噪信号。
7. 如权利要求 1 所述的方法,其中分类步骤包括:至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以下,将信号分类为低级信号:。
8. 如权利要求 1 所述的方法,其中分类步骤包括:至少部分地基于确定生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以下,将信号分类为低级信号。
9. 如权利要求 1 所述的方法,其中处理步骤包括:
响应于信号被分类为高级,从生理信号中提取生理数据;以及输出生理数据。
10. 如权利要求 1 所述的方法,其中处理步骤包括:
响应于对生理信号进行分类,产生信号通知;以及
输出信号通知。
11. 一种移动监视系统,包括:
换能器;以及
信号处理器,与换能器通信地耦合,其中在信号处理器的控制下,系统将由换能器检测的生理信号的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性相比较,基于生理信号的一个或多个特性的比较将生理信号分类为预定区别特性,以及根据生理信号的分类来处理生理信号。
12. 如权利要求 11 所述的系统,其中在信号处理器的控制下,系统提取生理信号的包络,并使用包络产生生理信号的自相关结果,在产生的自相关结果的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性之间进行生理信号的一个或多个特性的比较。
13. 如权利要求 11 所述的系统,其中在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围内以及确定生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以上,将生理信号分类为高级信号。
14. 如权利要求 11 所述的系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以上,将信号分类为有噪信号。
15. 如权利要求 11 所述的系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确

定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以下,将信号分类为低级信号。

16. 如权利要求 11 所述的系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以下,将信号分类为低级信号。

17. 一种移动监视系统,包括:

换能器;以及

信号处理器,与换能器通信地耦合,其中,在信号处理器的控制下,系统将由换能器产生的生理信号的自相关结果的信号峰宽与对多个信号类型加以区分的预定信号峰宽阈值相比较,基于比较结果将生理信号分类为所述信号类型之一,以及根据作为所述信号类型之一的生理信号分类来处理生理信号。

18. 如权利要求 17 所述的系统,其中,多个信号类型包括优先级信号、有噪级信号和低级信号中的至少两个。

19. 如权利要求 17 所述的系统,其中,自相关结果的信号峰宽包括中心峰宽和非中心峰宽。

用于移动监视的生理信号质量分类方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及移动 (ambulatory) 监视, 以及更具体地, 本发明涉及生理信号质量分类方法及系统, 设计用于改善移动监视。

背景技术

[0002] 受慢性疾病损害的人的生理状况的移动监视是慢性疾病管理的一个重要方面。例如, 移动监视广泛用于管理诸如哮喘之类的慢性疾病和老人护理。

[0003] 通常使用可佩戴设备来执行移动监视, 在人们进行日常活动时, 可佩戴设备获取且分析生理信号, 例如心声和肺声。这些信号并非总是可靠的。例如, 当人说话、或者运动、或者处于高背景噪声的环境中时, 信号可能有很多噪声。此外, 当人们没有将设备的换能器置于适当的身体位置时, 或者当换能器的气室 (air chamber) 没有完全密封时, 信号可能非常弱。当信号有很多噪声或者非常弱时, 诸如病人心率之类从信号提取的生理数据的置信度可能非常低。

[0004] 从不可靠生理信号提取的生理数据可能对病人健康产生严重的负面影响。例如, 这些生理数据可能导致病人或其医生不适当地解释病人的生理状况, 从而使病人经受非医学上必要的治疗或者放弃医学上必要的治疗。

发明内容

[0005] 关于本发明的一个方面, 一种用于移动监视系统的生理信号处理方法包括以下步骤: 系统将生理信号的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性相比较; 基于生理信号的一个或多个特性的比较, 将生理信号分类为预定区别特性; 以及根据生理信号的分类处理生理信号。

[0006] 关于本发明的另一方面, 一种移动监视系统包括: 换能器; 以及信号处理器, 与换能器通信地耦合, 其中, 在信号处理器的控制下, 系统将由换能器检测的生理信号的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性相比较, 基于生理信号的所述一个或多个特性的比较将生理信号分类为预定区别特性, 以及根据生理信号的分类处理生理信号。

[0007] 关于本发明的再一方面, 一种移动监视系统包括: 换能器; 以及信号处理器, 与换能器通信地耦合, 其中, 在信号处理器的控制下, 系统将由换能器产生的生理信号的自相关结果的信号峰宽与对多个信号类型加以区分的预定信号峰宽阈值相比较, 基于比较结果将生理信号分类为信号类型之一, 以及根据作为信号类型之一的生理信号分类处理生理信号。

[0008] 通过参考结合附图的以下详细描述, 将更好地理解本发明的这些和其它方面, 其中, 以下将简述附图。当然, 本发明由所附权利要求来限定。

附图说明

[0009] 图 1 示出了本发明一些实施例的移动监视系统。

- [0010] 图 2 示出了本发明一些实施例的由信号处理器接收的优级声学生理信号。
- [0011] 图 3 示出了图 2 的信号的包络。
- [0012] 图 4 示出了图 3 的包络的自相关曲线。
- [0013] 图 5 示出了本发明一些实施例的由信号处理器接收的有噪声声学生理信号。
- [0014] 图 6 示出了图 5 的信号的包络。
- [0015] 图 7 示出了图 6 的包络的自相关曲线。
- [0016] 图 8 示出了本发明一些实施例的由信号处理器接收的弱声学生理信号。
- [0017] 图 9 示出了图 8 的信号的包络。
- [0018] 图 10 示出了图 9 的包络的自相关曲线。
- [0019] 图 11 示出了本发明一些实施例的声学生理信号处理方法。
- [0020] 图 12 示出了本发明一些实施例的具有测量带宽的峰。
- [0021] 图 13 示出了本发明一些实施例的声学生理信号处理方法的信号分类步骤。

具体实施方式

[0022] 本发明提供了一种生理信号质量分类方法及系统,设计用于改善移动监视。一般而言,本发明基于信号特性将生理信号分为优、有噪或弱。一旦分类,则按照信号分类以不同方式处理信号以避免提取到不可靠生理数据,并引入进行提高信号质量的动作。例如,在信号为优的情况下,可以从信号提取生理数据,并向正监视的人显示生理数据。在信号具有噪声的情况下,可以向人显示噪声信号通知,而非提取的生理数据。在信号为弱的情况下,可以向人显示弱信号通知,而非提取的生理数据。此外,纠正动作建议可以伴随向被监视人显示的有噪信号通知或弱信号通知,例如对于有噪信号,“移至消声器环境”或者对于弱信号“检查换能器的主体布置”。

[0023] 图 1 示出了根据本发明一些实施例的移动监视系统 100。系统 100 包括位于要监视的人对象身体上的声音换能器 105。作为示例,换能器 105 可以位于病人的气管、胸或背。换能器 105 在通信上与预放大器 110、带通滤波器 115、最终放大器 120 和数据获取模块 125 串联耦合。数据获取模块 125 向信号处理器 130 发送根据换能器 105 检测的声音产生并由放大器 110、120 和滤波器 115 修改的声学生理信号。信号处理器 130 处理信号并向用户接口 135、本地分析模块 140、数据管理部件 145 和 / 或网络接口 150 发送根据信号产生的信息。图 1 所示的部件可以被配置为放置在一起或彼此远离。图 1 所示的相邻部件在通信上可以经由有线或无线链路进行耦合。在一些实施例中,部件 105 至 150 是在人进行日常活动时实时监视人生理状况的可佩戴设备的部件。

[0024] 换能器 105 检测人气管、胸或背之类检测点处的生理声音。一些实施例中的换能器 105 是全向压电陶瓷麦克风。作为示例,可以使用 Knowles Acoustics 在售的 BL-21785 麦克风作为部件。换能器 105 以根据检测的生理声音产生的电信号的形式向预放大器 110 发送声学生理信号,作为与 10 至 200mV 量级的模拟电压。

[0025] 预放大器 110 提供了对于从换能器 105 接收的声学生理信号的阻抗匹配,并将信号放大到适于后续滤波器级的电平。例如,可以使用由 Presonus Audio Electronics 在售的预放大器(即具有 VU(音量单元)的 TubePre 单声道麦克风预放大器)。

[0026] 带通滤波器 115 是模拟滤波器,其将 80Hz 的高通截止频率和 2KHz 的低通截止频

率施加到从预放大器 110 接收的声学物理信号,以降低噪声,例如肌肉和接触噪声。

[0027] 最终放大器 120 放大从滤波器 115 接收的声学生理信号,使其范围在 $\pm 1v$ 之间。

[0028] 数据获取模块 125 对从放大器 120 接收的声学生理信号执行 A/D 转换,并向信号处理器 130 发送信号用于分析。数据获取模块 125 还可以提供自动增益控制来调节向信号处理器 130 提供的信号的幅度,而不影响信噪比。

[0029] 信号处理器 130 是微处理器,在其上具有可执行软件,用于对从数据获取模块 125 接收的声学生理信号执行信号处理。信号处理包括基于信号特性将声学生理信号分类为正常、有噪或弱之一。一旦分类,则基于信号分类以不同方式处理信号,以避免提取到不可靠生理数据,并在必要时引入提高信号质量的动作。例如,对于分类为优的信号,可以从信号中提取生理数据,并发送到显示数据的用户接口 135、对数据进行更高级临床处理的本地分析模块 140、登录数据的数据管理部件 145 和 / 或用于向远程分析模块和 / 或远程诊所显示器发送的网络接口 150。对于分类为有噪的信号,可以向部件 135、140、145 和 / 或 150 发送噪声信号通知,而非生理数据。对于分类为弱的信号,可以向部件 135、140、145 和 / 或 150 发送弱信号通知,而非生理数据。此外,发送并显示在用户接口 135 和 / 或远程诊所显示器上的有噪信号通知或弱信号通知可以伴随纠正动作建议,用于给出如何提高信号质量的指导,例如对于有噪信号,纠正动作建议是“移至消声器环境”,或者对于弱信号,纠正动作建议是“检查换能器的主体布置”。

[0030] 现在将结合图 2-10 和 12 的图表,参考图 11 和 13 的流程图描述在信号处理器 130 的控制下移动监视系统 100 中执行的声学生理信号处理方法。在所示示例中,移动监视的目的在于提供基于气管处检测的心跳声的实时心率。然而,显然所述方法还可以应用于实现其它移动监视目的,例如提供基于肺声的实时呼吸速率数据,以及所述方法还可以提供基于检测病人身体任何部位(例如,病人胸或背)的这种数据。此外,尽管本文描述了使用声音换能器的移动监视系统,但是在其它实施例中,可以使用一种使用诸如电学(例如,心电图)换能器或光学换能器之类其他换能器的移动监视系统。

[0031] 在步骤 1105,信号处理器 130 从数据获取模块 125 获得声学生理信号。图 2 示出了信号处理器 130 从数据获取模块 125 接收的优气管声学生理信号。以 3.2KHz 的采样频率获得 15 秒的所示信号。X 轴是以秒为单位的时间,Y 轴是以幅度单位为单位的信号幅度。信号包括若干体声(心搏、呼吸声等),其与来自不同声源的噪声混杂在一起。由于本示例中移动监视目的在于提供实时心率数据,因此心搏是感兴趣的体声。

[0032] 图 5 示出了信号处理器 130 从数据获取模块 125 接收的有噪气管声学生理信号。仍以 3.2KHz 的采样频率获得 15 秒的所示信号,X 轴仍以秒为单位的时间,Y 轴是以幅度单位为单位的信号幅度。信号仍包括若干体声和来自不同源的噪声。然而,在采样窗口的后面部分(例如,7 秒至 15 秒),图 5 所示的信号受强噪声的干扰,使得难以将信号中的诸如心搏之类的体噪声分离出来。例如,强噪声可能由被监视人的环境中的过量背景噪声造成。

[0033] 图 8 示出了信号处理器 130 从数据获取模块 125 接收的弱噪气管声学生理信号。仍以 3.2KHz 的采样频率获得 15 秒内的所示信号,X 轴仍是以秒为单位的时间,Y 轴是以 amplitude unit 为单位的信号幅度。信号仍包括若干体声和来自不同源的噪声。然而,贯穿采样窗口,图 8 所示信号呈现的体声都较弱,使得难以将其分离出来。体声较弱可能例如归因于被监视人身体上的声换能器 105 的不适当放置。

[0034] 在步骤 1110, 将带通滤波器应用于声学生理信号, 以尝试分离感兴趣的体声。因为发现心跳声的范围典型地在 20Hz 至 120Hz 之间, 所以向信号施加截止频率下限是 20Hz 上限是 120Hz 的带通滤波器, 以分离心博。

[0035] 在步骤 1115, 从声学生理信号提取信号包络, 以去噪和提高信号质量。可以以若干方式提取信号包络。例如, 可以按短窗口计算标准偏差, 并且可以滑动窗口来检测包络。图 3 示出了提取的图 2 的优信号 (优级信号) 的包络。信号包络中清楚地表达了周期性心博, 使得能够可靠地提取心率数据。

[0036] 图 6 示出了提取的图 5 的有噪信号 (有噪信号) 的包络。由于噪声导致没有在信号包络中清楚地表达周期性心博。

[0037] 图 9 示出了提取的图 8 的弱信号 (低级信号) 的包络。由于心博的弱检测导致没有在信号包络中清楚地表达周期性心博。

[0038] 在步骤 1120, 将自相关函数应用于包络, 以识别声学生理信号的基本周期。图 4 示出了根据图 3 的优信号包络产生的自相关结果的正半时间延迟。自相关结果的特征在于显著信号峰 (位于箭头指示处), 表示了能够据此可靠提取心率数据的心博, 其中显著信号峰包括以零时间延迟 ($t = 0$) 的中心峰和以非零时间延迟为中心的非中心峰。更具体地, 约每 0.7 秒出现一个显著峰, 这表示心跳率为每分约 85 次 ($60/0.7 = 85.7$)。

[0039] 图 7 示出了根据图 6 的有噪信号包络产生的自相关结果的正半时间延迟。自相关结果的特征在于较大宽度的中心峰, 反映出其周期性能量 (例如, 心博) 在很大程度上被归入更高能量噪声中的信号。该噪声阻止从信号可靠地提取心率数据。

[0040] 图 10 示出了根据图 9 的弱信号包络产生的自相关结果的正半时间延迟。自相关结果的特征在于没有任何显著信号峰, 反映出其周期能量 (例如, 心博) 在很大程度上由于弱检测而不存在的信号。这种弱检测阻止从信号可靠地提取心率数据。

[0041] 在步骤 1125, 对自相关结果执行峰宽分析, 以将声学生理信号分为优、有噪或弱之一。所述分析将信号的峰宽特性与优信号、有噪信号和弱信号的不同峰宽特性 (预定区别特性) 相比较, 并基于比较对信号进行分类。本发明不限于仅优信号、有噪信号和弱信号的相应特性。可以将任何其它数目的生理信号特性与相应数目的预定区别特性相比较。

[0042] 转到图 12, 示出了在使用峰宽分析对声学生理信号进行分类的应用中具有测量宽度的示例峰。在所示示例中, 以沿正时间延迟方向从峰幅度至 10% 峰幅度处的峰衰减阈值的半宽度来衡量峰宽。自然地, 在其它实施例, 可以以全宽度来衡量峰宽, 可以沿负时间延迟方向来衡量峰宽和 / 或可以从峰幅度至非 10% 峰幅度处的峰衰减阈值来衡量峰宽。

[0043] 图 13 示出了根据本发明一些实施例的声学生理信号处理方法的信号分类步骤。首先, 归一化在步骤 1120 获得的自相关结果的中心峰, 以确保进行适当分析。然后, 在步骤 1305, 将中心峰的宽度与中心峰宽阈值相比较。如果中心峰宽在大中心峰宽阈值以上 (宽度在预定宽度阈值范围以上), 在步骤 1310, 信号被分类为有噪。如果中心峰宽在小中心峰宽阈值以下 (宽度在预定宽度阈值范围以下), 则在步骤 1315, 信号被分类为弱。如果中心峰宽在高中心峰宽阈值与低中心峰宽阈值 (预定宽度阈值范围) 之间, 则需要进一步分析。在这种情况下, 如果存在, 在步骤 1320 识别显著非中心峰 (例如, 以负时间延迟为中心的峰) 且对其宽度进行分析。如果在步骤 1320 中没有显著非中心峰, 则在步骤 1315, 将信号分类为弱。如果有显著非中心峰, 则将其与非中心峰宽阈值 (宽度在与非中心峰宽相对应

的阈值以上)相比较。在步骤 1320 中,如果显著非中心峰的宽度均不在非中心峰宽阈值以上(宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以下),则在步骤 1315,信号被分类为弱。然而,在步骤 1320,如果至少一个显著非中心峰的宽度在非中心峰宽阈值以上,则在步骤 1325,信号被分类为优。这些中心峰宽和非中心峰宽可以看作是区分多种信息类型(即,优级信号、有噪级信号和低级信号中的至少两种)的预定信号峰宽阈值。

[0044] 然后,不论对信号进行如何分类,流程继续至步骤 1330,在步骤 1330 处,根据所分配的分类处理信号。

[0045] 如果信号已经被分类为优,则在信号处理器 130 的控制下,从信号提取生理数据(例如,心跳率),并向以下部件发送生理数据:向被监视人显示生理数据的用户接口 135、对数据进行更高级临床处理的本地分析模块 140、登录数据的数据管理部件 145 和/或用于进一步向远程分析模块或远程诊所显示器发送的网络接口 150。如果信号已经被分类为有噪,则不从信号提取生理数据,而是替换地,在处理器 130 的控制下向部件 135、140、145、150 中的一个或多个或者在部件 135、140、145、150 中的一个或多个上输出有噪信号通知(信号通知)。如果信号已经被分类为弱,则不从信号提取生理数据,而是替换地,在处理器 130 的控制下向部件 135、140、145、150 中的一个或多个或者在部件 135、140、145、150 中的一个或多个上输出弱信号通知(信号通知)。适于有噪信号的纠正动作建议可以伴随噪信号通知,以及适于弱信号的纠正动作建议可以伴随弱信号,以引入提高信号质量的动作。

[0046] 用于测量信号峰宽的技术和指定为峰宽阈值的值将随系统需求和监视的生理参数而改变。在监视的参数是心率的一些实施例中,可以以沿正时间延迟方向从峰幅度至 10%峰幅度处的峰衰减阈值的半宽度来衡量信号峰宽,并可以将信号峰宽与分配了如下值的峰宽阈值相比较:

[0047] 高中心峰宽阈值 = 0.1 秒

[0048] 低中心峰宽阈值 = 0.0125 秒

[0049] 非中心峰宽阈值 = 0.125 秒

[0050] 附加地,在这些实施例中,如果非中心峰的峰幅度是中心峰的峰幅度的至少 10%,则可以认为非中心峰是显著的。

[0051] 本发明的一些实施例公开了还包括以下步骤的方法:提取生理信号的包络;以及使用包络产生生理信号的自相关结果,其中,在产生的自相关结果的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性之间进行生理信号的一个或多个特性的比较。

[0052] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中预定区别特性包括中心峰宽特性。

[0053] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中预定区别特性包括非中心峰宽特性。

[0054] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中分类步骤包括至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围内且生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以上,将信号分类为优级信号。

[0055] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中分类步骤包括至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以上,将信号分类为有噪信号。

[0056] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中分类步骤包括至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以下,将信号分类为低级信号。

[0057] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中分类步骤包括至少部分地基于确定生

理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以下,将信号分类为低级信号。

[0058] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中处理步骤包括:响应于信号被分类为优级,从生理信号提取生理数据,并输出生理数据。

[0059] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中处理步骤包括:响应于对信号进行分类,产生信号通知,并输出信号通知。

[0060] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中处理步骤包括:响应于信号被分类为弱,产生弱信号通知,并输出弱信号通知。

[0061] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,在信号处理器的控制下,系统提取生理信号的包络,并使用包络产生生理信号的自相关结果,其中,在产生的自相关结果的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性之间进行生理信号的一个或多个特性的比较。

[0062] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围内且生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以上,将生理信号分类为优级信号。

[0063] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以上,将信号分类为有噪信号。

[0064] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以下,将信号分类为低级信号。

[0065] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以下,将信号分类为低级信号。

[0066] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,在信号处理器的控制下,多个信号类型包括优级信号、有噪级信号和低级信号中的至少两个。

[0067] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,自相关结果的信号峰宽包括中心峰宽和非中心峰宽。

[0068] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定信号的中心峰宽在低中心峰宽阈值和高中心峰宽阈值之间且信号的非中心峰宽在非中心峰宽阈值以上,将信号分类为优。

[0069] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定信号的中心峰宽在高中心峰宽阈值以上,将信号分类为有噪。

[0070] 本发明的一些实施例公开了一种系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定没有信号的非中心峰宽在非中心峰宽阈值以上,将信号分类为弱。

[0071] 本发明的一些实施例公开了一种方法,其中处理步骤包括:响应于信号被分类为弱而产生弱信号通知,并输出弱信号通知。

[0072] 本领域普通技术人员应意识到,可以在不背离本发明的精神或本质特征的情况下以其它特定形式实现本发明。因此,应认为,本发明的所有方面是说明而非限制。本发明的范围由所附权利要求指示,且旨在将落在所附权利要求等同物的意思和范围内的所有变化包括在其内。

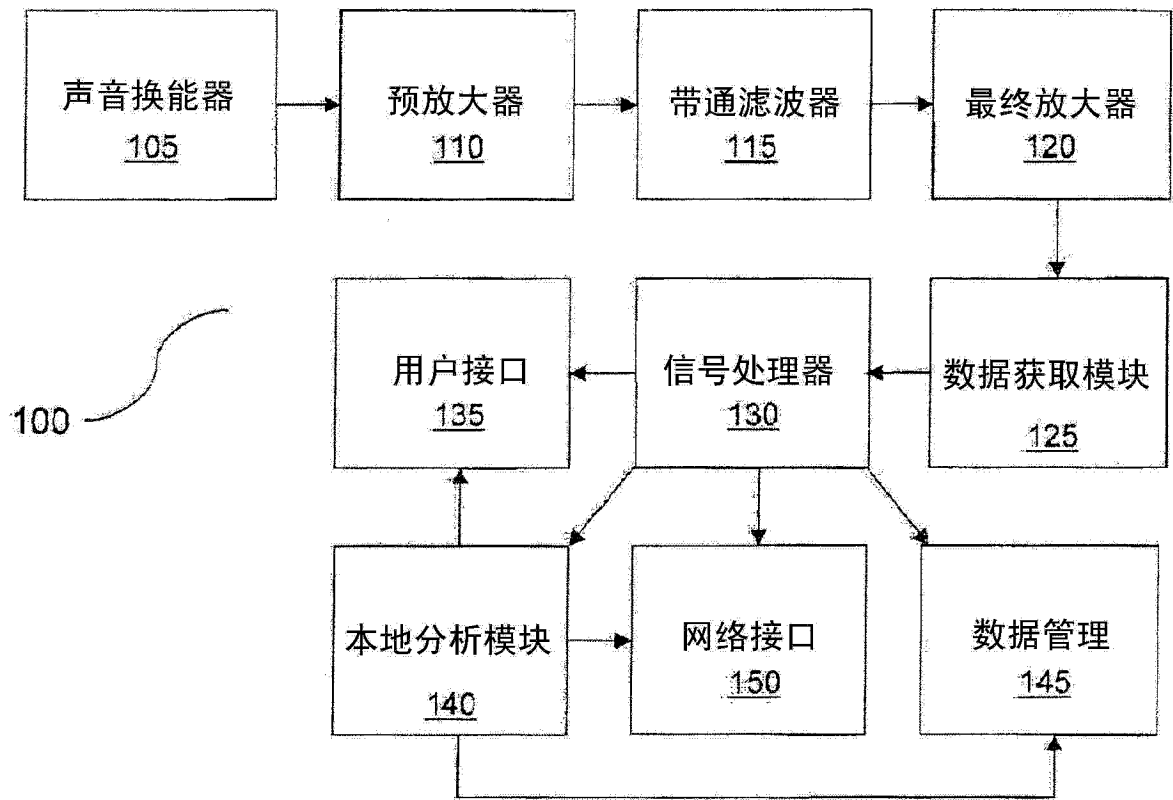


图 1

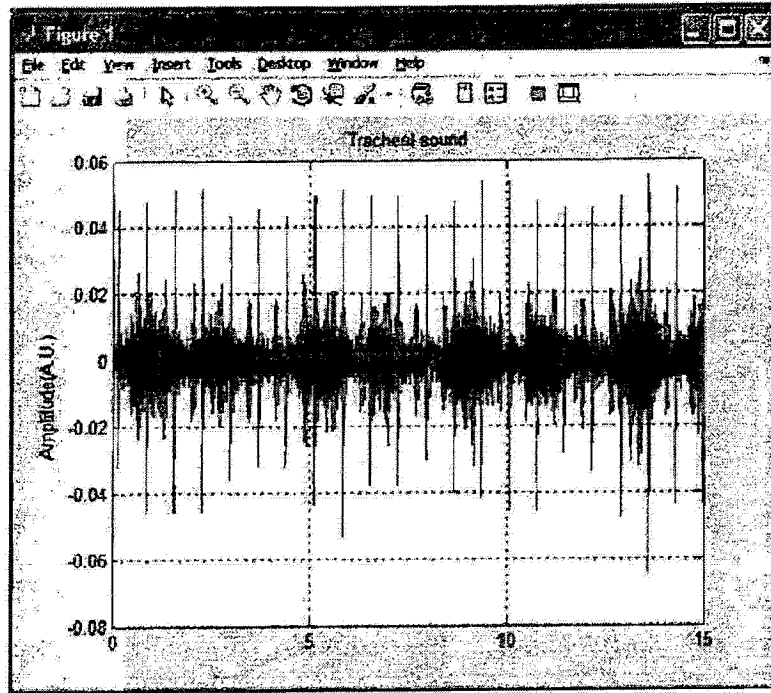


图 2

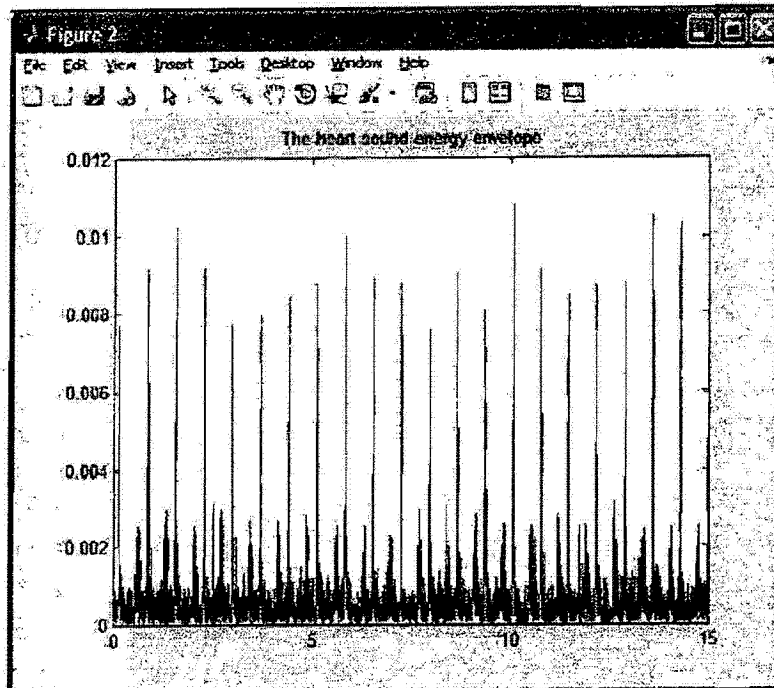


图 3

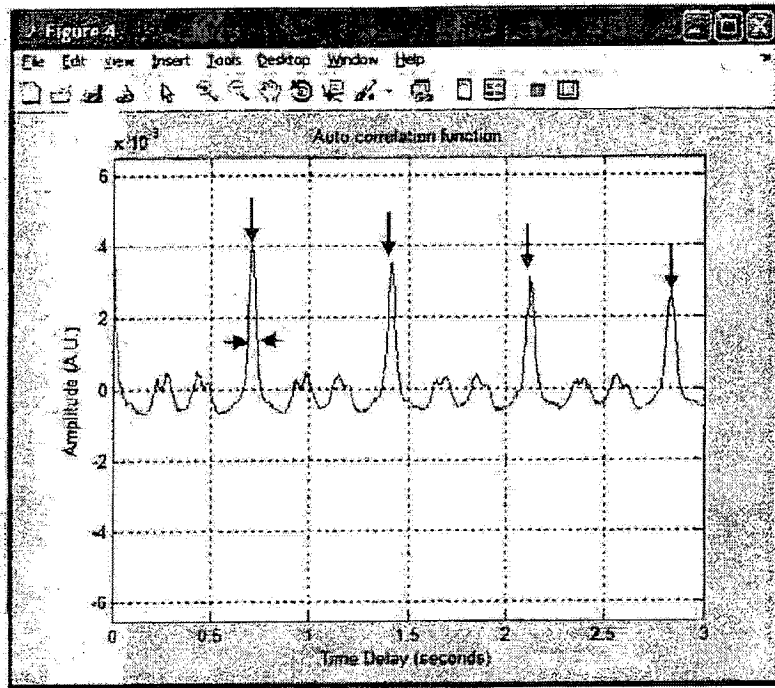


图 4

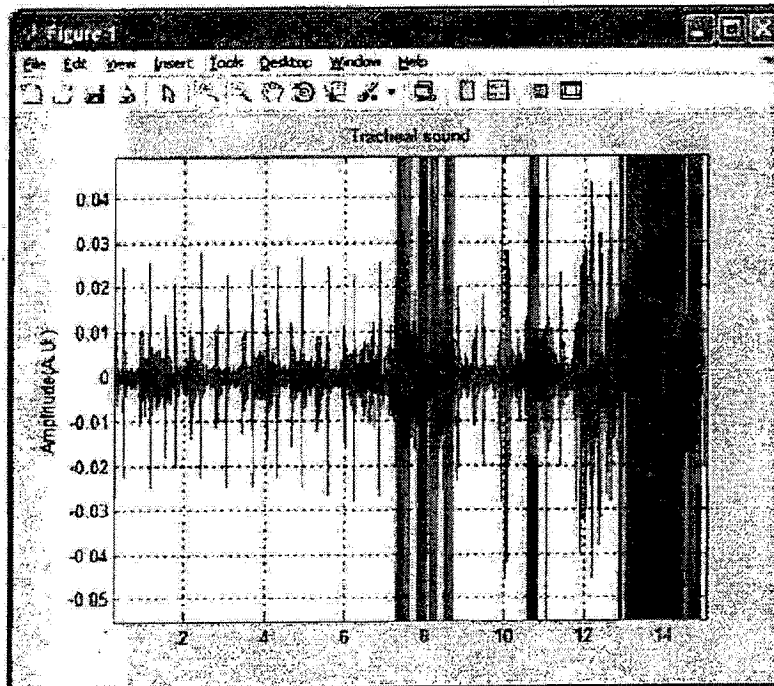


图 5

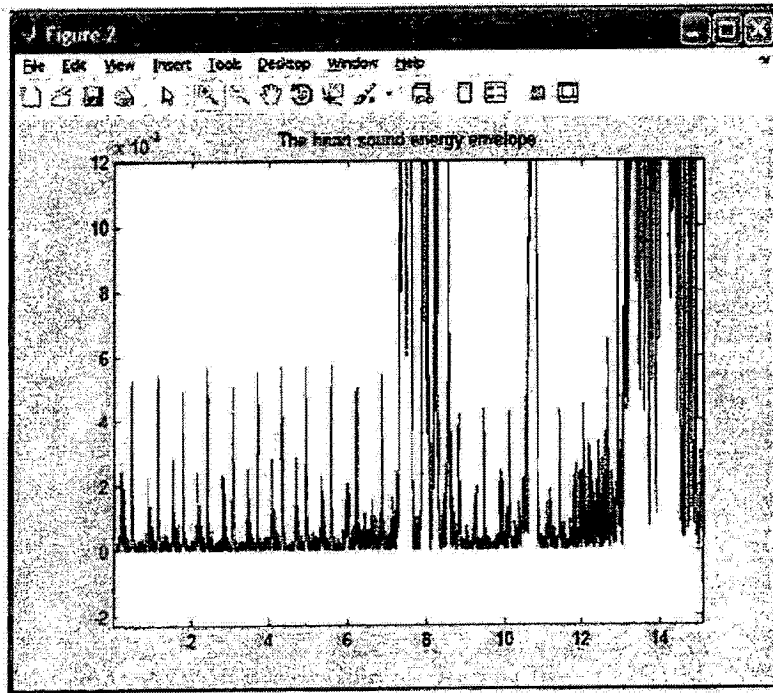


图 6

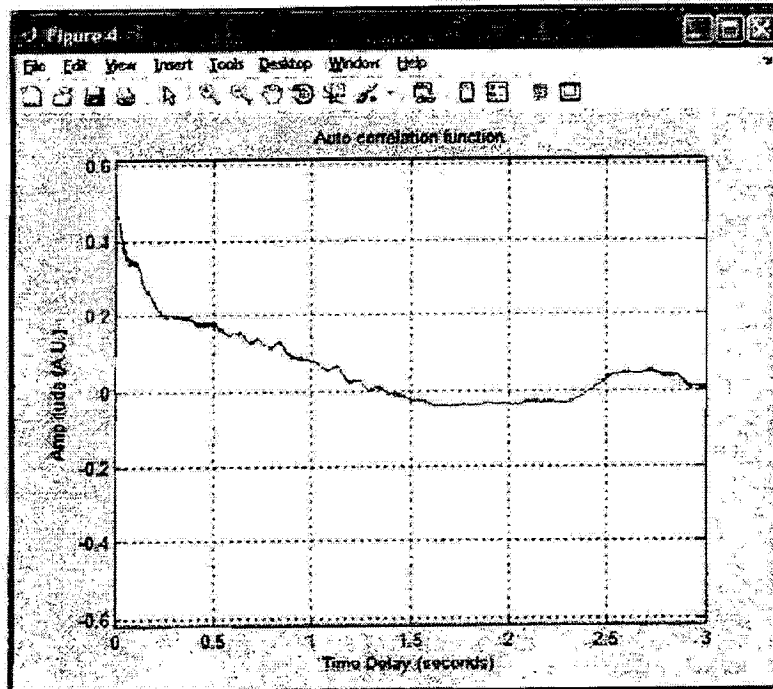


图 7

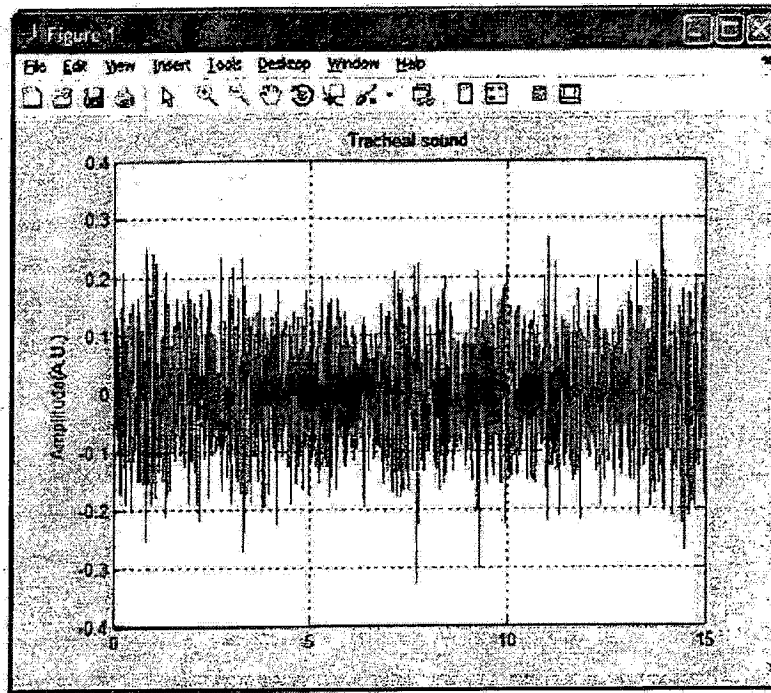


图 8

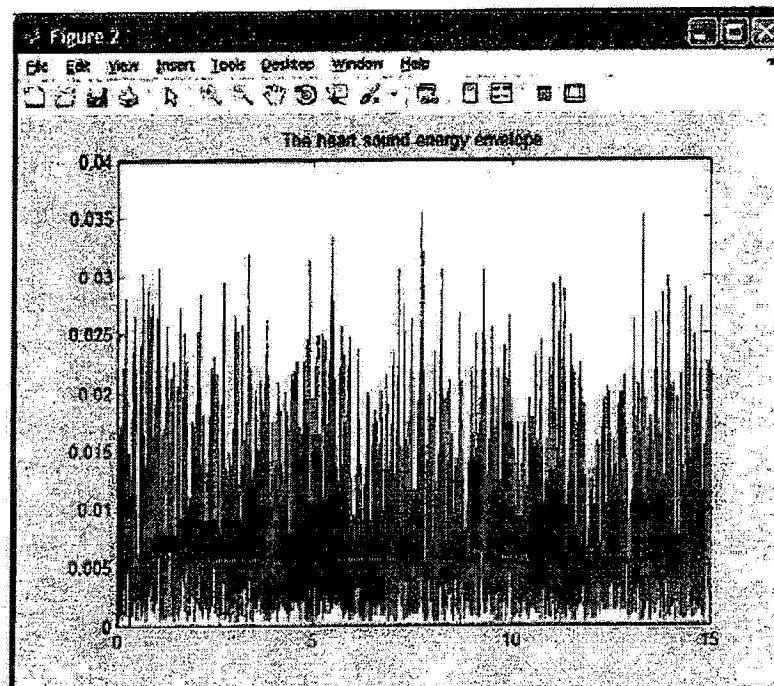


图 9

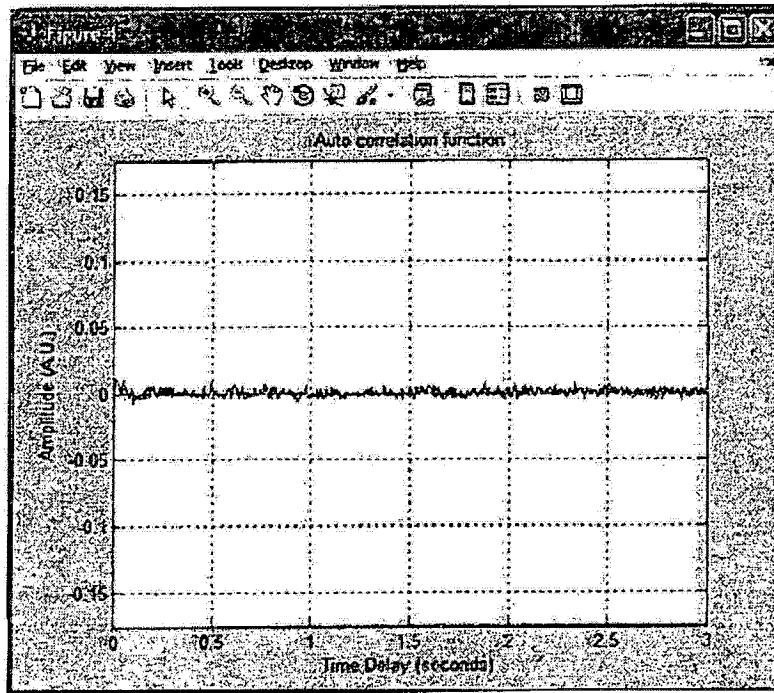


图 10

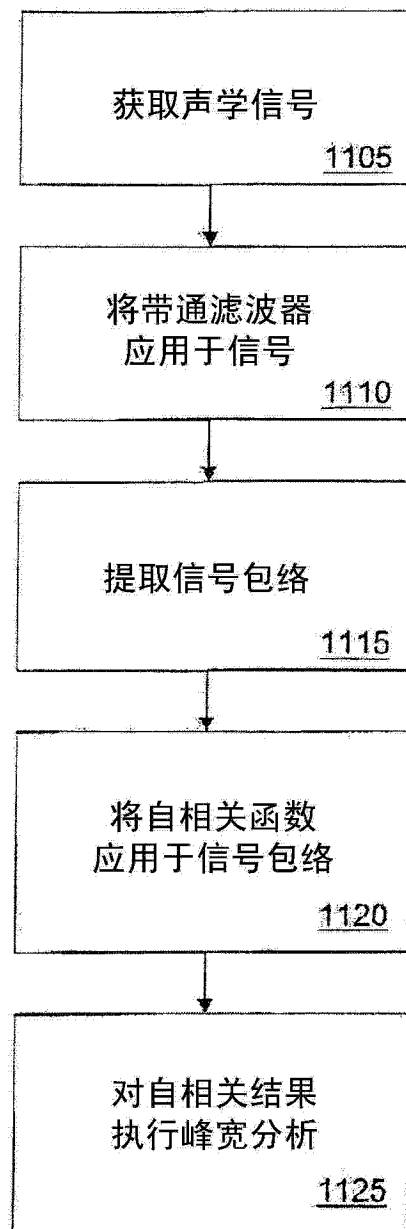


图 11

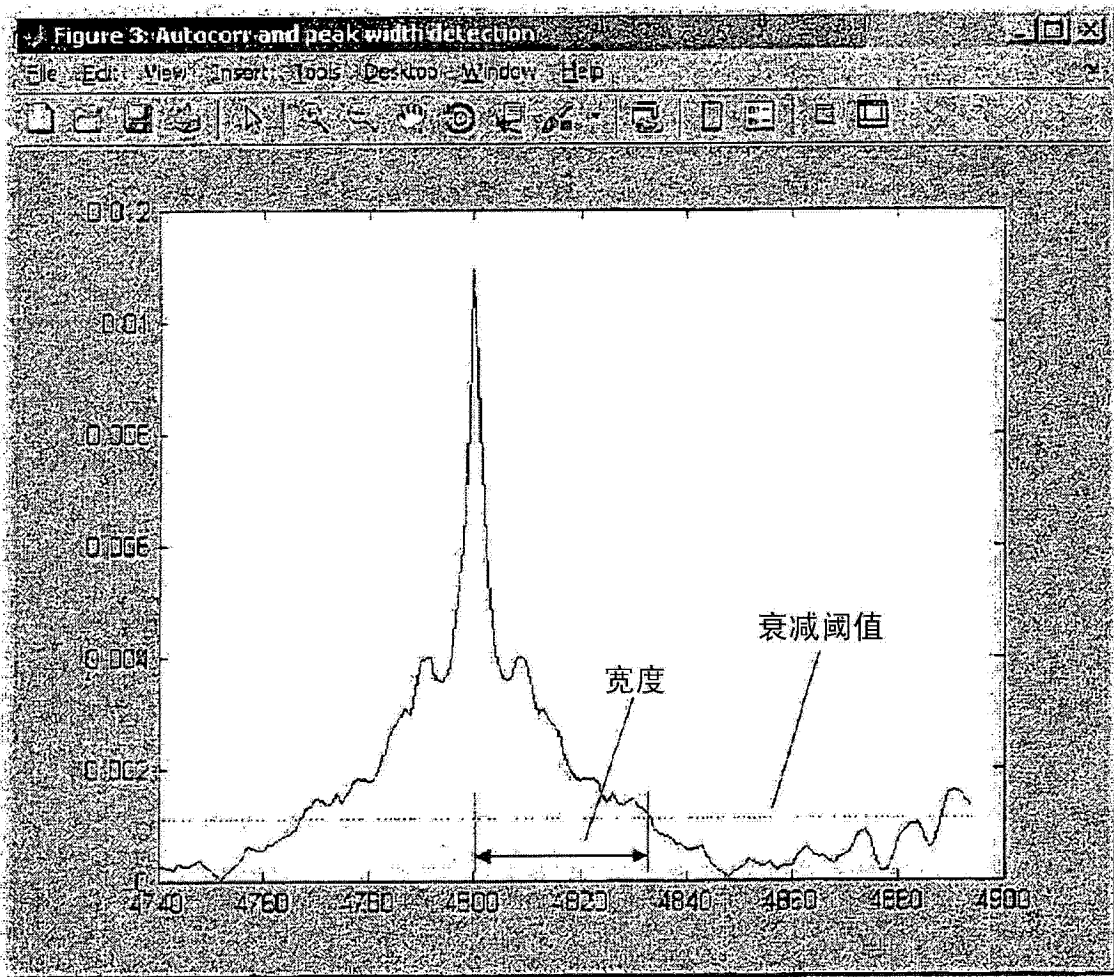


图 12

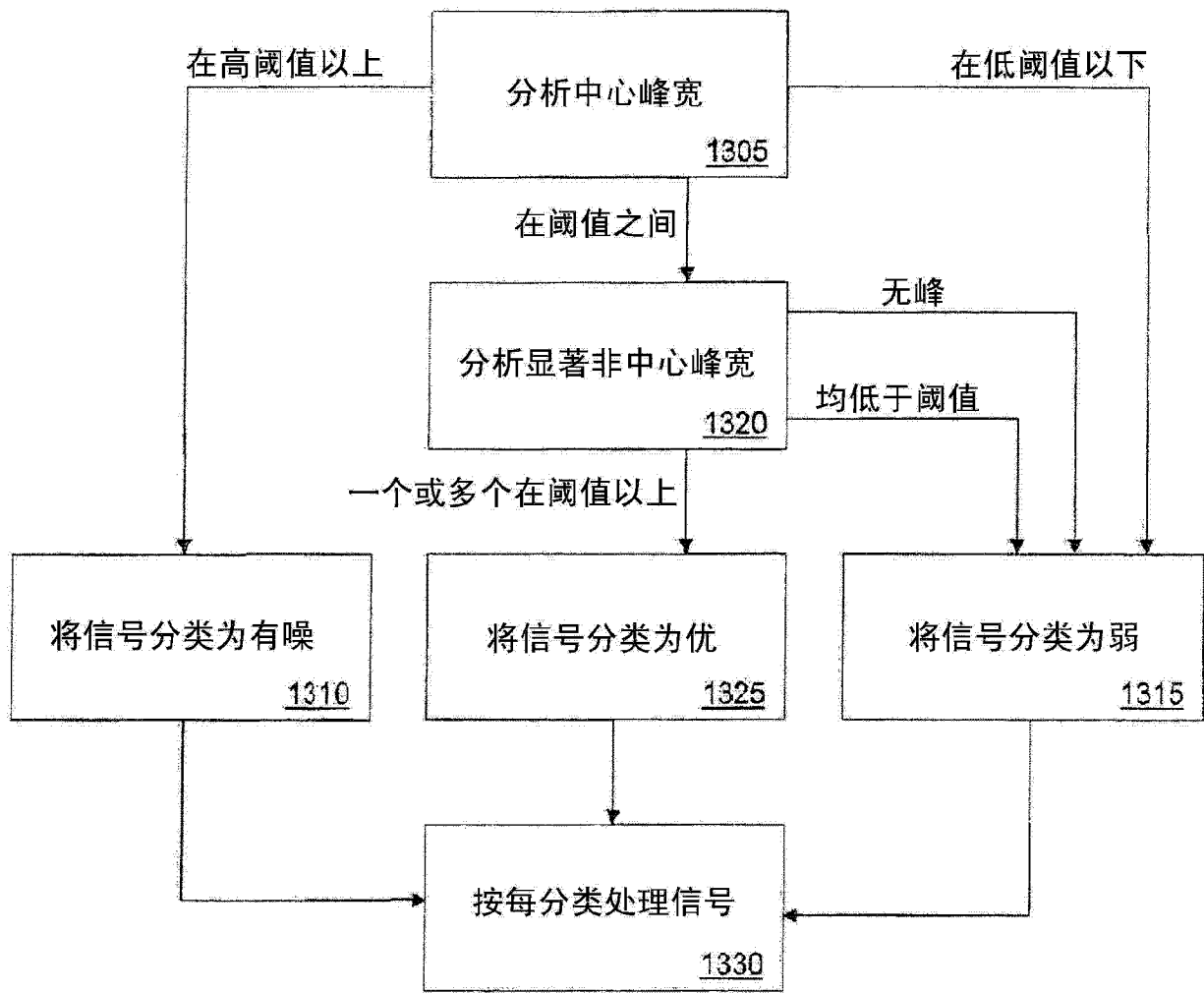


图 13

1. (修改) 一种用于移动监视系统的生理信号处理方法, 包括以下步骤:

将生理信号的自相关结果的一个或多个峰宽特性与一个或多个预定区别峰特性相比较;

基于生理信号的一个或多个峰宽特性的比较, 将生理信号分类为预定区别峰宽特性; 以及

根据生理信号的分类处理生理信号。

2. 如权利要求 1 所述的方法, 还包括以下步骤:

提取生理信号的包络; 以及

使用包络产生生理信号的自相关结果, 其中, 在产生的自相关结果的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性之间进行生理信号的一个或多个特性的比较。

3. 如权利要求 1 所述的方法, 预定区别特性包括中心峰宽特性。

4. 如权利要求 1 所述的方法, 预定区别特性包括非中心峰宽特性。

5. 如权利要求 1 所述的方法, 其中分类步骤包括至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围内以及确定生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以上, 将信号分类为高级信号。

6. 如权利要求 1 所述的方法, 其中分类步骤包括: 至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以上, 将信号分类为有噪信号。

7. 如权利要求 1 所述的方法, 其中分类步骤包括: 至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以下, 将信号分类为低级信号: 。

8. 如权利要求 1 所述的方法, 其中分类步骤包括: 至少部分地基于确定生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以下, 将信号分类为低级信号。

9. 如权利要求 1 所述的方法, 其中处理步骤包括:

响应于信号被分类为高级, 从生理信号中提取生理数据; 以及
输出生理数据。

10. 如权利要求 1 所述的方法, 其中处理步骤包括:

响应于对生理信号进行分类, 产生信号通知; 以及
输出信号通知。

11. (修改) 一种移动监视系统, 包括:

换能器; 以及

信号处理器, 与换能器通信地耦合, 其中在信号处理器的控制下, 系统将由换能器检测的生理信号的自相关结果的一个或多个峰宽特性与一个或多个预定区别峰宽特性相比较, 基于生理信号的一个或多个峰宽特性的比较将生理信号分类为预定区别峰宽特性, 以及根据生理信号的分类来处理生理信号。

12. 如权利要求 11 所述的系统, 其中在信号处理器的控制下, 系统提取生理信号的包络, 并使用包络产生生理信号的自相关结果, 在产生的自相关结果的一个或多个特性与一个或多个预定区别特性之间进行生理信号的一个或多个特性的比较。

13. 如权利要求 11 所述的系统, 其中在信号处理器的控制下, 系统至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围内以及确定生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以上, 将生理信号分类为高级信号。

14. 如权利要求 11 所述的系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以上,将信号分类为有噪信号。

15. 如权利要求 11 所述的系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的中心峰的宽度在预定宽度阈值范围以下,将信号分类为低级信号。

16. 如权利要求 11 所述的系统,其中,在信号处理器的控制下,系统至少部分地基于确定生理信号的非中心峰的宽度在与非中心峰宽相对应的阈值以下,将信号分类为低级信号。

17. 一种移动监视系统,包括:

换能器;以及

信号处理器,与换能器通信地耦合,其中,在信号处理器的控制下,系统将由换能器产生的生理信号的自相关结果的信号峰宽与对多个信号类型加以区分的预定信号峰宽阈值相比较,基于比较结果将生理信号分类为所述信号类型之一,以及根据作为所述信号类型之一的生理信号分类来处理生理信号。

18. 如权利要求 17 所述的系统,其中,多个信号类型包括优先级信号、有噪级信号和低级信号中的至少两个。

19. 如权利要求 17 所述的系统,其中,自相关结果的信号峰宽包括中心峰宽和非中心峰宽。