

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102663873 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 12

(21) 申请号 201110463148. 5

(22) 申请日 2011. 12. 21

(30) 优先权数据

12/974426 2010. 12. 21 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 B·兰塔拉 M·卡斯基

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 柯广华 朱海煜

(51) Int. Cl.

G08B 21/02(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

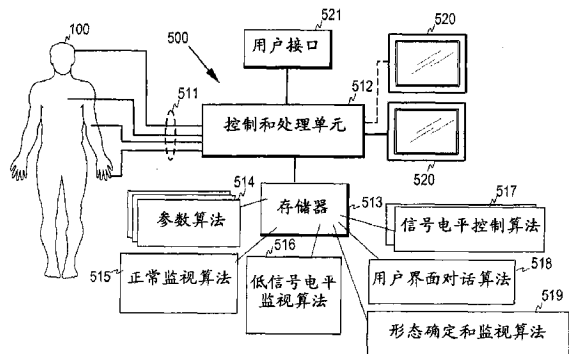
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

警报控制方法、生理监视装置以及用于生理监视装置的计算机程序产品

(57) 摘要

本发明警报控制方法、生理监视装置以及用于生理监视装置的计算机程序产品。公开了用于控制生理监视装置中警报的方法、生理监视装置、以及用于生理监视装置的计算机程序产品。为了减少妨害性警报的次数,需观察从受检者中获取的生理信号的电平并且针对生理信号确定信号形态,以响应探测到生理信号的电平到代表低信号值的预定值范围的改变,从而获取针对生理信号的参照形态。如果生理信号保持在预定值范围中则监视信号形态,并且只要信号形态满足关于参照形态的预定义准则以及生理信号电平保持在预定值范围中,就抑制警报。



1. 一种用于控制生理监视装置中警报的方法,所述方法包括:
观察(400、401)从受检者(100)中获取的生理信号的电平;
响应探测到所述生理信号的所述电平到代表低信号值的预定值范围的改变,确定(403)针对所述生理信号的信号形态,从而获取针对所述生理信号的参照形态;
当所述生理信号保持在所述预定值范围中时,监视(407)所述信号形态;以及
当所述信号形态满足关于所述参照形态的预定义准则并且所述生理信号的所述电平保持在所述预定值范围中时,抑制警报。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括提示(404)用户允许继续监视,其中响应所述探测来执行所述提示,以及其中根据用户对所述提示的响应有条件地执行所述监视和抑制。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述抑制包括增加所述生理监视装置的灵敏度或者针对警报升级使用减少的升级速率。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述确定和监视包括基于所述生理信号的预定片段来确定所述信号波形形态。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述确定和监视包括基于所述生理信号以及从所述受检者(100)中获取的至少一个进一步的生理信号来确定所述信号波形形态。
6. 根据权利要求1所述的方法,还包括停止所述抑制,
当所述监视指示所述信号形态不满足关于所述参照形态的所述预定义准则时,或
当所述观察指示所述生理信号的所述电平已经回到正常值范围时。
7. 一种生理监视装置,包括:
信号电平监视单元(63),其适于监视从受检者(100)中获取的生理信号的电平;
形态确定单元(64),其适于确定针对所述生理信号的信号形态,从而获取针对所述生理信号的参照形态;
形态监视单元(65),其适于监视所述信号形态是否满足关于所述参照形态的预定义准则;以及
警报模式控制单元(66、67),其适于在所述信号波形形态满足关于所述参照形态的所述预定义准则时以及在所述生理信号的所述电平保持在代表低信号值的预定值范围中时,抑制警报。
8. 根据权利要求7所述的装置,还包括用户接口对话单元(68),其适于显示用于获得用户输入的用户提示,其中所述用户接口对话单元响应所述信号电平监视单元,并且其中所述形态监视单元和所述警报模式控制单元有条件地响应所述用户输入。
9. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述生理信号是ECG信号,并且其中所述形态确定单元适于基于所述ECG信号的至少一个QRS复合波来确定所述信号形态。
10. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述生理信号是体积描记信号。
11. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述信号电平监视单元(63)适于限定所述生理信号的基线以及与所述基线相关的所述生理信号的振幅。
12. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述警报模式控制单元适于控制所述患者监视器的灵敏度或警报升级速率。
13. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述警报模式控制单元适于停止警报抑制,当所述信号波形形态不满足关于所述参照形态的所述预定义准则时,或

当所述生理信号的所述电平回到正常值范围时。

14. 根据权利要求 8 所述的装置,还包括移动伪像探测单元 (69),其适于指示何时省略所述用户提示。

15. 一种用于生理监视装置的计算机程序产品,所述计算机程序产品包括:

第一程序产品部分,其配置成监视从受检者中获取的生理信号的电平;

第二程序产品部分,其配置成确定针对所述生理信号的信号形态,从而获取针对所述生理信号的参照形态;

第三程序产品部分,其配置成监视所述信号形态是否满足关于所述参照形态的预定义准则,以及

第四程序产品部分,其配置成在所述信号波形形态满足关于所述参照形态的所述预定义准则和所述生理信号的所述电平保持在代表低信号值的预定值范围中时抑制警报。

警报控制方法、生理监视装置以及用于生理监视装置的计算机程序产品

技术领域

[0001] 本公开通常涉及患者监视。更具体地，本发明涉及生理监视装置，即下面所称的患者监视器中警报生成的控制。

背景技术

[0002] 患者监视器是设计成显示关于受检者的生理信息的电子设备。心电图 (ECG)、脑电图 (EEG)、体积描记信号以及涉及血压、温度和呼吸的信号代表包含在全尺寸患者监视器中的典型生理信息。典型地，患者监视器还装备了警报功能性，从而在患者的生命体征或生理参数超过预设限值或下降至预设限值以下时警示医护人员。警报通常具有可听以及可视这两个效果以便警示工作人员出现了威胁生命的状况或者认为性命攸关的另一事件。

[0003] 除了单个的传感器 / 参数警报外，患者监视器还被配置成发出组合的警报。即，多个生理参数可被用于确定出组合指数并且在组合指数满足特定准则时发出警报。例如，组合警报从类似于“低心率和低动脉压”的简单组合到在多种临床支持系统中使用的复杂的基于规则的场景变动。下面，术语生理参数指的是待监视的生理变量。如上所述，变量可以是单个参数，诸如心率或血压，或者是源自多个单个参数的组合变量 / 指数。单个生理参数还可以代表从预定义时间段中确定的波形信号值。

[0004] 在大多数监视器中，由用户来限定生理参数的警报限值，这是因为限值通常取决于患者的病因、年龄、性别、药物以及其它多种主观因素。每个生理参数还可被赋予多于一个的警报限值 / 准则。即，对于特定的生理参数，患者监视器可以发出不同电平的警报。

[0005] 监视器还可配备有警报升级机制，以便对未答复和 / 或持续的警报升级。典型地，当生理参数达到预定义的第一警报限值时则发出警报，如果该警报持续和 / 或在预定时间段保持未答复，则增加警报的优先级 / 严重程度。存储在监视器中的升级规则定义如何升级警报。每个警报电平涉及不同的警报功能性。

[0006] 在临床环境中，存在一个问题，即针对微弱信号发出警报。从患者测量的许多生理信号实际上是微弱的，并因此还极易受到干扰。而且，生理信号的电平可能因为外部原因而显著下降。例如，ECG 信号电平在患者在床上翻身时可能下降，或者体积描记信号的电平在患者经受引起疼痛的临床操作时也可能下降。在噪声环境中监视这种微弱信号使得警报生成成为苛刻的任务，因为监视器在发出警报过程中应该是敏感的并且是具体的。即，监视器应该能够识别所有真实的警报事件，而不会发出错误的或与临床无关的警报。在信号电平低时，患者监视器应该能够探测到其中信号电平低的真实警报事件，诸如心搏停止，但是如果患者监视器制作成对于这种事件足够敏感，则噪声和干扰将趋于增加错误警报的次数，或者更糟的，由于噪声触发了心跳计数器，导致监视器错过真实的心搏停止警报。当信号电平低于正常时，由此妨害性警报增加，这是因为患者监视器可以警示降低的信号电平（认为是可能的警报）以及参数计算的质量 / 置信度在降低的信号电平时期间降低。由于降低的质量 / 置信度，只是稍微超过最低优先级阈值的生理参数的事件数量（以及由此引起

的与临床无关的警报的数量)在降低的参数置信度时期期间将会增加。

[0007] 由于上面的困难,在真实的临床环境中,大部分警报,甚至是绝大多数警报都可能是错误的,或者至少与临床无关。这种大量的错误警报或无关警报对医护人员产生巨大的负担并且还可能会危害对真实警报的响应。因此,减少错误警报或与临床无关警报的数量对患者监视来说是至关重要的。

发明内容

[0008] 本文对上面提及的问题进行解决,其将根据下面的说明来理解。为了减少与临床无关的警报数量,当在正常监视模式进行监视时,对信号电平进行监视。如果探测到低信号电平以及如果继续监视患者仍是可接受的,即使信号电平降低,则监视过程从正常模式改变到特殊模式(所称的低信号监视模式),其中妨害性警报事件被消除或减少。结合模式改变,确定信号形态以获取参照形态,该参照形态在探测到低信号电平时对信号形态进行表征。监视过程保持在低信号监视模式中,只要信号电平保持低以及信号形态满足与参照形态相关的预定义准则。如果信号形态不再满足所述准则,或者如果信号回到正常电平,则恢复到正常的监视模式。在低信号监视模式中,通过修改正常监视模式,可消除或减少妨害性警报,这样可以抑制降低的信号电平对妨害性警报的生成的作用。但是,对妨害性警报的抑制不会掩蔽在降低的信号电平时期间发生的相关警报。这是因为,如果在低信号监视模式期间形态发生了明显改变,则恢复到正常的监视模式。因此,对以低信号电平为特征的重要警报事件(诸如,心搏停止)不会被在低信号监视模式中执行的警报抑制操作掩蔽。

[0009] 在实施例中,用于在生理监视装置中控制警报的方法包括:观察从受检者获取的生理信号的电平,以及响应探测到的生理信号电平到代表低信号值的预定值范围的变化,而确定针对生理信号的信号形态,从而获取针对生理信号的参照形态。该方法还包括当生理信号保持在预定值范围中时监视信号形态,以及当信号形态关于参照形态满足预定义准则以及生理信号电平保持在预定值范围中时,抑制警报。

[0010] 在另一个实施例中,生理监视装置包括适于监视从受检者中获取的生理信号的电平的信号电平监视单元以及形态确定单元,后者适于确定针对生理信号的信号形态,从而获取针对生理信号的参照形态。该装置还包括适于监视信号形态是否满足关于参照形态的预定义准则的形态监视单元以及警报模式控制单元,后者适于在信号波形形态满足关于参照形态的预定义准则时和生理信号电平保持在代表低信号值的预定值范围中时,抑制警报。

[0011] 在又一个实施例中,用于生理监视装置的计算机程序产品包括配置成监视从受检者中获取的生理信号电平的第一程序产品部分以及第二程序产品部分,后者配置成确定针对生理信号的信号形态,从而获取针对生理信号的参照形态。该计算机程序产品还包括配置成监视信号形态是否满足关于参照形态的预定义准则的第三程序产品部分以及第四程序产品部分,后者配置成在信号波形形态满足关于参照形态的预定义准则时和生理信号的电平保持在代表低信号值的预定值范围中时抑制警报。

[0012] 对本领域技术人员来说,通过下面详细描述以及附图,本发明的多种其它特征、目的以及优点将变得显而易见。

附图说明

- [0013] 图 1 示出 ECG 导联信号振幅的明显改变；
- [0014] 图 2 示出当患者在床上翻身时 ECG 导联振幅改变的示例；
- [0015] 图 3 示出体积描记信号由于血管收缩而突然下降；
- [0016] 图 4 示出可用于减少无关警报数量的监视方法的一个实施例；
- [0017] 图 5 示出可用于减少无关警报数量的生理监视装置的一实施例；以及
- [0018] 图 6 示出在监视和警报生成方面的监视装置的功能实体的示例。

具体实施方式

[0019] 在临床环境中,从受检者中测量的生理信号的振幅可能突然改变。有时,这种改变是显著的,有时则不显著。例如,ECG 信号的振幅可能由于多种生理原因而下降,并且也会因为例如电极放置中的问题,或由于患者姿势的改变而下降。图 1 示出 ECG 通道信号振幅中生理上的显著改变。改变的临近瞬间在图中以箭头示出。图 2 示出当患者在床上翻身时 ECG 导联信号中的改变。患者的运动导致在信号的基线中发生摆动 20。同时,实际信号电平,即关于基线的振幅变小。体积描记信号例如由于“冷手指”(通常是没有危险的),或由于压缩的血液动力状态而显著下降。图 3 示出体积描记信号的振幅由于血管收缩而突然下降。这种下降还会例如由于引起疼痛的切口而出现。

[0020] 为了探测这类意外的电平改变,要基本不断地监视生理信号电平。生理信号在此指的是某种类型的信号,诸如 ECG 信号。即,生理信号可包括多个导联信号或测量通道。电平依次指的是生理信号的振幅或功率,其相对于信号的基线来确定。典型地,生理信号为 ECG 信号或(照片)体积描记信号,但也可以是从受检者中获取的、用于监视受检者状态的任何生理波形信号。关于下面讨论的示例,假定生理信号为 ECG 信号。

[0021] 图 4 示出用于监视受检者/患者的方法的一个实施例。只要生理信号的电平,即相比于基线的振幅,保持在认为是正常范围的数值范围中,则使用正常警报生成正常进行监视,对照步骤 400-402。在该正常监视模式期间监视信号电平,并且如果在步骤 401 中探测出信号电平下降至代表低信号值的预定值范围中,则确定当前信号形态并且将所获取的形态存储为参照形态(步骤 403)。预定值范围取决于信号,且多种时间常数可用于阻止瞬时下降引起对低信号电平的探测。对于 ECG 信号,可以测量例如 QRS 复合波的振幅,并且如果振幅处于预定低范围中,诸如 0.15 ~ 0.25mV,则认为信号电平低。在步骤 403,QRS 复合波的当前形态可以通过确定 QRS 参数的预定集合(诸如,QRS 振幅、QRS 持续时间、心室活动时间以及 Q 波振幅和持续时间)来确定。所存储的 QRS 参数集合限定在探测降低的信号电平时 QRS 复合波的形态,并且由此形成参照形态。

[0022] 当在步骤 401 探测到低信号电平时,监视过程改变到另一模式,即本文中所称的低信号监视模式。但是,在模式改变之前,需要作出决定,即,受检者的状态是否允许监视过程进入低信号监视模式,其中由低信号引起的警报数量将减少,从而减少妨害性警报的数量。换句话说,既然低信号电平可以由不同的外部或生理原因引起,在探测到低信号电平时要检查降低的信号不是由需要紧急措施并由此可能还会停止监视的显著生理原因引起的。

[0023] 如果监视过程明确表示患者状态允许继续监视,则可以由患者监视器自动做出决定。但是,典型地,要求监视器的用户检查患者的当前状态并且做出激活低信号监视模式的

决定。结果,在步骤 404 将请求允许继续监视的警报或通知显示给用户,以响应低信号电平的探测。这里,可以在监视器的屏幕上打开对话框,具有引起低信号电平的可能生理原因的警告。在 ECG 信号的情形下,例如,对话框可包括可能的心搏停止的警告,其具有检查是涉及真实心搏停止还是小 QRS(即低信号电平)的请求。如果用户选择“小 QRS”,则进入低信号监视模式。这里,还可能给用户一个机会从不同的低信号监视模式中选择,其中可以不同方式减少警报事件。

[0024] 因此,如果用户允许继续监视,则用户确信没有生理原因来妨碍继续监视并且还接受所确定的生理参数的可靠性可能由于降低的信号电平而被损害。

[0025] 如果用户输入拖延,则参照形态的确定还可以重复,或者只在用户的允许被接收之后才可以进行确定;允许继续以及参照形态的确定在时间上彼此接近是有必要的,这样参照形态在收到用户允许时表征信号形态。

[0026] 响应对继续监视的肯定的决定,在步骤 406 进入低信号监视模式。在该模式中,消除警报或者减少警报的次数,只要信号电平保持低并且达到某种形态准则,可以基于当前信号形态和参照形态对其进行检查。更具体的是,在低信号监视模式中基本连续地监视信号形态(步骤 407),并且在该模式中保持监视过程,只要信号电平保持低并且信号形态满足关于参照形态的预定义准则,对照步骤 408 ~ 411。典型地,只要信号形态保持与参照形态基本相等,在该模式中保持监视过程。

[0027] 因此,当进入低信号监视模式时,开始连续信号形态确定并且将当前信号形态与较早确定的参照形态进行比较,对照步骤 407 和 408。如果信号电平仍然较低,但是探测到信号形态不再满足关于参照形态的预定义准则,则进入正常警报模式(步骤 408/否,以及步骤 411)。如果信号电平回到被认为是正常的值范围(步骤 410/否),则相似模式改变将会出现,而不管形态如何。但是,通常在信号电平回到正常范围时形态也会发生改变。

[0028] 在低信号电平模式,通过合适的机制来消除妨害性警报。在一个机制中,其可用于 ECG 信号的情形,例如,通过降低引起“小 QRS”警报的信号阈值来增加患者监视器的灵敏度。即,低信号监视模式的该实施例对应正常监视模式,除了降低引起“小 QRS”警报的信号阈值,从而消除引起“小 QRS”警报的原因(即,错误的心搏停止警报)。之后,监视过程跟随 QRS 序列而没有对小 QRS 发出警报。但是,不会掩蔽可能的心搏停止事件,因为一旦形态发生实质改变时就会恢复到正常监视模式。

[0029] 在另一个机制中,基于源自信号电平的测量质量而延迟警报。在该实施例中,通过基于质量测量控制警报的升级,来实施延迟。当在低信号监视模式中探测出达到第一警报限值时,就开始警报升级处理。因为涉及第一警报限值的警报优先级往往较低,以不扰乱的方式在床边或在护理者可以容易应答的另一位置处指示警报。不对护理者指示低优先级的警报也是可能的,但是如果警报优先级增加,则之后即刻将该警报通知给护理者。由此隐藏了最低优先级警报事件。在探测到越过第一警报限值就开始的警报升级处理的速率可正比于质量测量,即信号电平越低则升级的速率就越低。因为在降低的参数可靠性时期期间(即,在低信号电平期间),稍微越过最低优先级阈值的生理参数事件的数量为高,因此基于警报升级控制的质量/电平可极大地减少由这种事件引起的警报的次数,因为升级控制牵制这种警报与临床无关地向更高优先级警报的升级。

[0030] 换句话说,低信号监视模式的该实施例可用于例如体积描记信号,其它方面与正

常监视模式相对应,除了警报升级速率相对正常模式降低外。降低的升级速率延迟了警报并且牵制错误警报事件升级为与临床无关警报。低信号监视模式的降低的升级速率可以是固定的或者可取决于当前信号电平。例如,越过第一警报限值可对应于隐藏的警报并且低信号监视模式的升级速率可以是用于正常监视模式的升级速率的一半。

[0031] 在低信号监视模式的进一步的实施例中,可以使用灵敏度增加和警报延迟的组合。

[0032] 在以上实施例中,基于一个生理信号或其片段,诸如 ECG 信号的 QRS 复合波,来确定信号形态。除了 QRS 复合波,可以使用其它生理波形来确定信号形态或者在引起正常监视模式恢复的可能原因方面提供附加信息。由于 QRS 复合波不指示心脏的血泵动作,除了 QRS 复合波,可以使用指示心脏泵动作的附加波形,作为限定信号形态的波形信息。这种附加波形,例如可以是心阻抗图 (ICG) 信号或信号片段,体积描记信号或信号片段,动脉血压信号或信号片段,其中信号片段包括至少一部分由泵压心脏引起的脉冲。即,在步骤 403 确定的参照形态可包括 QRS 复合波形态和附加波形形态这两个。如果之后在低信号监视模式中探测到 (步骤 408),QRS 复合波或附加波形之一从其参照形态发生了实质改变,则恢复正常监视模式。

[0033] 在进一步的实施例中,ECG 信号的 P 波可被用于改善待显示的信息内容,其与正常监视模式恢复有关。在该情形中,指示模式结束的参照形态仅由 QRS 复合波限定。但是,在步骤 403 也可以针对 P 波确定相似的参照形态,从而能够检查出在 P 波中发生的变化。如果在低信号监视模式中探测到 QRS 复合波发生了实质改变,但是 P 波的形态还没有发生改变,则关于模式改变而提升警报,因为形态信息现在指示心房室阻塞。因此,监视器能够探测到低 QRS 复合波的停止并且还能阻止心率计数器将 P 波计数为 QRS 复合波。以相似的方式,阻止步进脉冲 (pacer pulse) 计数为 QRS 复合波。通常对步进脉冲进行探测并且将其从 ECG 信号中移除,但是该移除通常不完全,在低信号模式中留下可能被计数为 QRS 复合波的小的“超射 (overshoot)”。现在由于低信号模式的形态要求,“超射”不能被认为是 QRS 复合波。

[0034] 在步骤 404,用户还可有机会进入低信号监视模式一定时间。这可能是有用的,例如当患者服用在给定时间起效的药物时。

[0035] 图 5 示出用于监视受检者 100 的生理监视装置 / 系统 500 的一个实施例。监视装置 / 系统通常需要来自受检者的多个生理通道信号 511,其中一个生理通道信号对应一个测量通道。通道信号典型地包括多种类型的信号,诸如 ECG、EEG、血压、呼吸以及体积描记信号。基于从受检者获取的原始实时生理信号数据,可以确定多个生理参数,每个生理参数都是从自受检者中获取的一个或多个生理通道信号的波形数据中计算出来。如果生理参数源自一个以上的生理通道信号,即源自一个以上的测量通道,则所述通道信号通常是相同信号类型。由此,生理参数还表示在预定义的时间段确定的波形信号值,即使生理参数典型地为源自一个或多个测量通道的独特参数,诸如源自一个或多个 ECG 通道信号的心率或者源自一个或多个体积描记通道信号的 SpO_2 值。

[0036] 从受检者获取的生理通道信号 511 通过预处理阶段 (未示出,典型地包括例如输入放大器和滤波器) 供给至控制和处理单元 512。控制和处理单元针对每个测量通道将信号转换成数字化格式。之后将数字化信号数据存储于控制和处理单元的存储器 513 中。参

数算法 514 利用数字化信号数据,该参数算法 514 适于在由控制和处理单元执行时记录待监视的生理参数的时间序列。所获取的生理参数的时间序列可存储在存储器中。通常,每个生理参数可被指配一个或多个警报限值以便在参数达到或越过警报限值时警示医护人员。例如,诸如心率的生理参数可被指配多个增加优先级 / 严重程度的警报电平,并且如果低电平警报持续和 / 或足够长时间没有应答,则可使用警报升级将低电平警报升级到下一级的优先级 / 严重程度上。

[0037] 控制和处理单元使用信号电平控制算法 517 来检查信号电平是正常还是低。当信号处于正常值范围中时,控制和处理单元处于正常监视模式中并且使用正常监视算法 515 来监视参数的连续值以及基于参数值生成警报。其典型地包括参数值和至少一个警报限值的比较,以探测是否需要发出警报。当探测到越过警报限值时,控制和处理单元可以向或不向用户通知警报。响应越过警报限值的探测,控制和处理单元开始升级警报。

[0038] 当信号处于指示低信号电平的预定值范围中时,控制和处理单元使用低信号电平监视算法 516 来监视连续的参数值。如上面所讨论的,该算法其它方面与正常监视算法相对应,但是适于抑制降低的信号电平在妨害性警报生成上的作用。控制和处理单元还使用用户接口对话算法 518 来获取用户对于低信号监视模式的允许,以及使用形态确定和监视算法 519 来确定和监视信号形态。通过算法 517 ~ 519,控制和处理单元能够在两个监视模式之间切换。控制和处理单元进一步被配置成控制装置的显示单元 520。通过用户接口 521 与装置 / 系统的用户发生交互作用。

[0039] 根据监视过程,控制和处理单元 512 的功能性被划分为图 6 所示的单元。测量单元 61 被配置成从受检者中测量生理信号数据。参数确定单元 62 被配置成基于至少一个生理信号来确定待监视的生理参数。信号电平监视单元 63 适于监视信号电平和使适于确定信号形态的形态确定单元 64 激活 / 去激活。将当前信号形态与形态监视单元 65 中的参照形态进行比较,所述形态监视单元配置成检查当前信号形态是否满足关于参照形态的预定义准则。监视模式控制单元 66 基于从信号电平监视单元、形态监视单元和用户接口对话单元 68 中获取的数据来控制监视和警报生成单元 67,从而在单元 67 中使用正常监视模式或低信号监视模式。当单元 67 根据由单元 66 指示的监视模式生成警报时,所述两个单元一起形成执行警报抑制的实体。该实体在本文中被称为警报模式控制单元。信号电平监视单元 63 还可操作地连接至用户接口对话单元以便根据用户输入有条件地激活形态确定单元 64。

[0040] 如上所述,如果在探测到低信号电平时患者状态指示低信号电平不是由显著生理因素引起而是由允许在低信号监视模式中继续监视的因素引起的,也可以在采用低信号监视模式上自动做出决定。这种类型的因素可以是由移动伪像探测器探测的患者的移动。图 6 示出了适于探测生理信号中的基线摆动的可选择的移动伪像探测单元 69。如果探测到基线摆动,就像图 2 中所示的一个,则将通知供给到监视模式控制单元 66 和 / 或用户接口对话单元 68,从而跳过显示用户接口对话窗口。用户接口对话单元还可适于显示偏好菜单,通过该菜单用户可以预先限定:在基本同时探测到低信号电平和基线摆动的情况下,是否可自动决定进入低电平监视模式,或者用户确认是否总是需要的。

[0041] 要注意的是,图 6 示出在逻辑意义并考虑到监视模式的选择下,控制和处理单元的功能性的划分。在实际装置中,可以不同的方式在装置的各元件或各单元之间分配功能

性。还要注意的，与源自其电平和形态被监视的生理信号的参数相对地使用低信号监视模式。上述警报抑制机制可以应用至从受检者中获取的一个或多个生理信号。因为一个或多个参数可以源自每个生理信号，所以抑制与一个或多个生理参数有关。

[0042] 对传统的患者监视器进行升级，从而使监视器能够以上述方式来控制警报生成。例如可以通过将含有上述功能性的软件模块输送至监视器，来实现这种装置升级。例如，可在诸如 CD 或存储卡的数据载体上或通过电信网络输送软件模块。但是，因为患者监视器通常配备有警报机制（正常的警报模式算法），软件模块不一定要包括比在患者监视器中引入低信号监视模式所需的程序产品部分多的部分。

[0043] 也可在正常监视模式中确定信号形态，尤其是如果连续地需要形态信息。在该实施例中，当进入低信号监视模式时，当前信号形态存储为参照形态，并且当正常监视模式在低信号监视模式之后恢复时，继续信号形态的确定。

[0044] 本书面描述使用示例来公开包括最佳模式的本发明，以及还使本领域技术人员能制作和使用本发明。本发明可取得专利的范围由权利要求确定，且可包括本领域技术人员想到的其它示例。如果此类其它示例具有与权利要求字面语言无不同的结构或操作要素，或者如果它们具有与权利更求字面语言无实质不同的结构或操作要素，则它们规定为在权利要求的范围之内。

[0045] 参考数字列表：

[0046] 20 : 基线摆动 400, 402 : 正常模式监视 401 : 信号电平检查 403 : 确定参照形态 404 : 用户对话 405 : 用户输入检查 406 : 开始低信号监视模式 407 : 监视信号形态 408 : 信号形态检查 409 : 在低信号监视模式中继续监视 410 : 信号电平检查 411 : 进入低信号监视模式

[0047] 100 : 受检者 / 患者 500 : 监视装置 / 系统 511 : 生理信号 512 : 控制和处理单元 513 : 存储器 514 : 参数算法 515 : 正常监视算法 516 : 低信号电平监视算法 517 : 信号电平控制算法 518 : 用户接口对话算法 519 : 形态确定和监视算法 520 : 显示单元 521 : 用户接口 61 : 测量单元 62 : 参数确定单元 63 : 信号电平监视单元 64 : 形态确定单元 65 : 形态监视单元 66 : 监视模式控制单元 67 : 监视和警报生成单元 68 : 用户接口对话单元 69 : 移动伪像探测单元

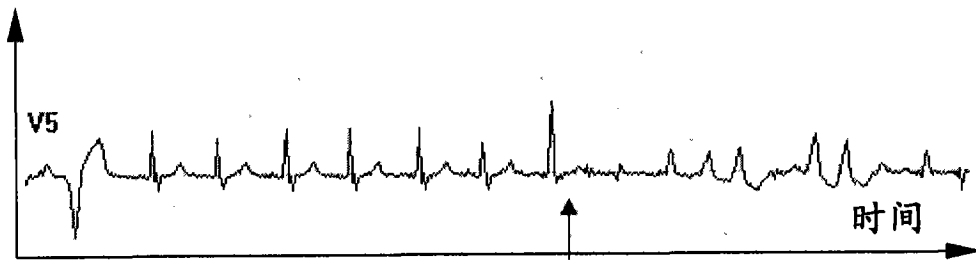


图 1

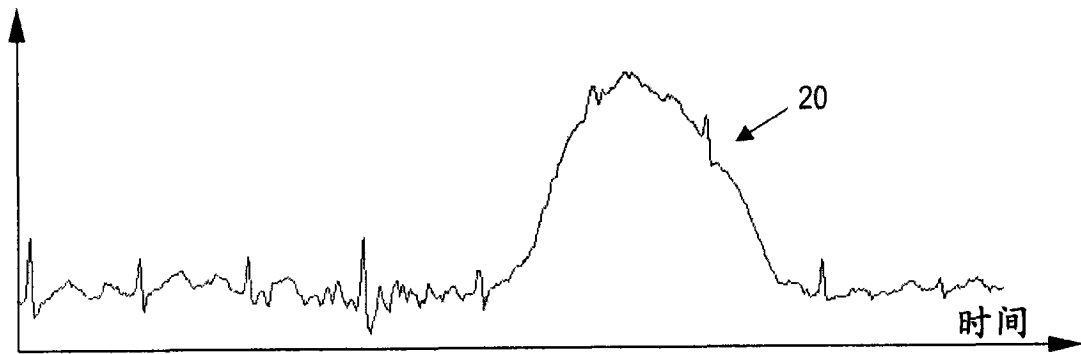


图 2

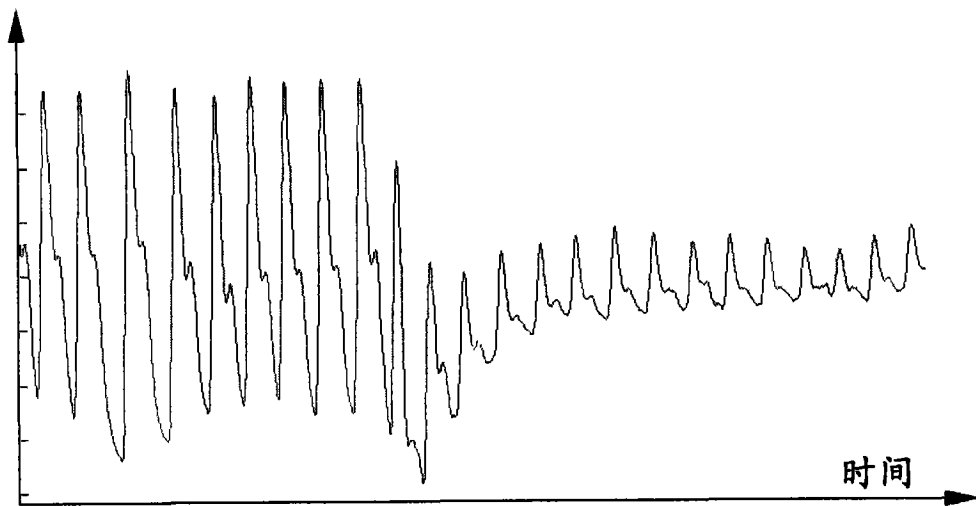


图 3

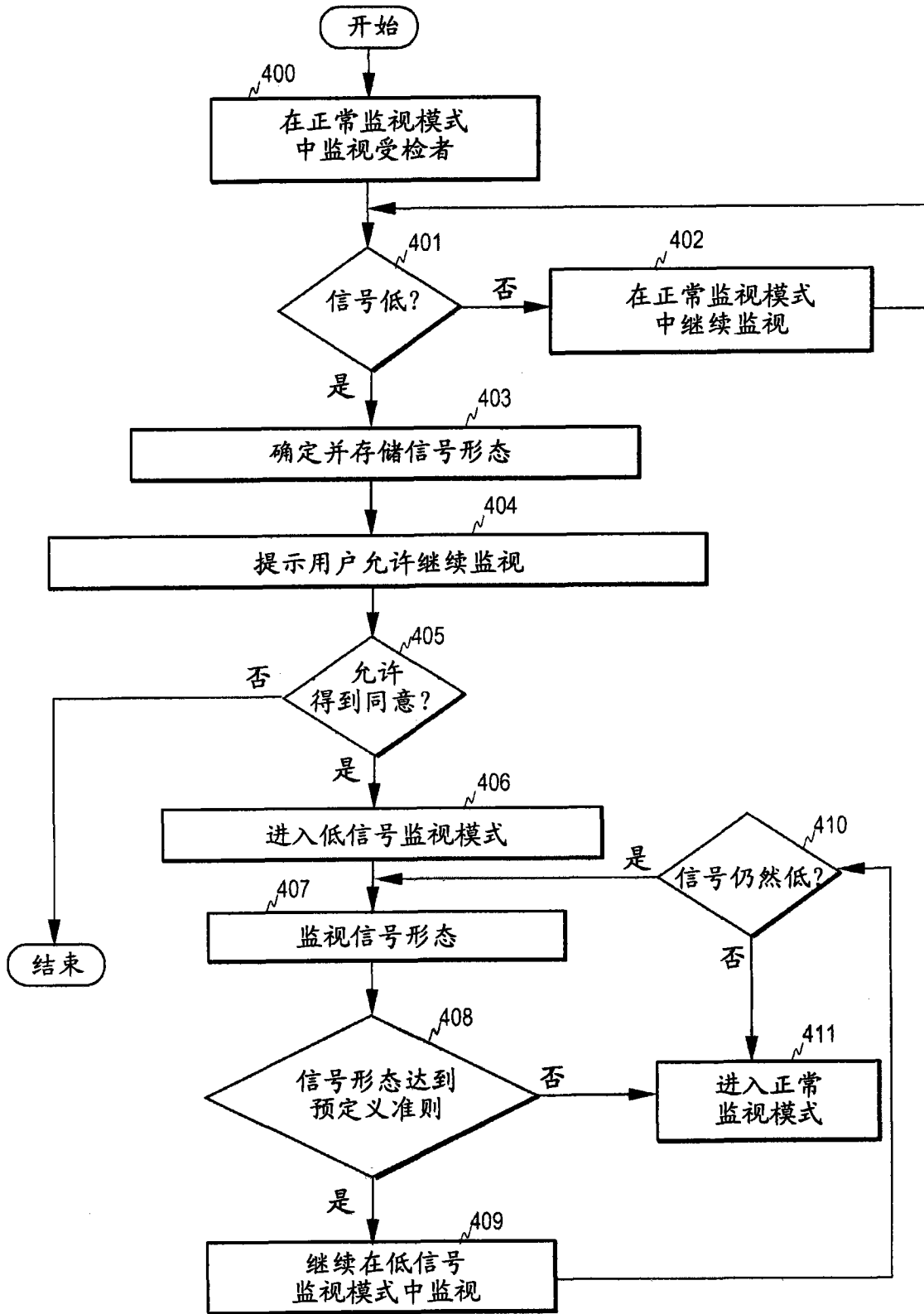


图 4

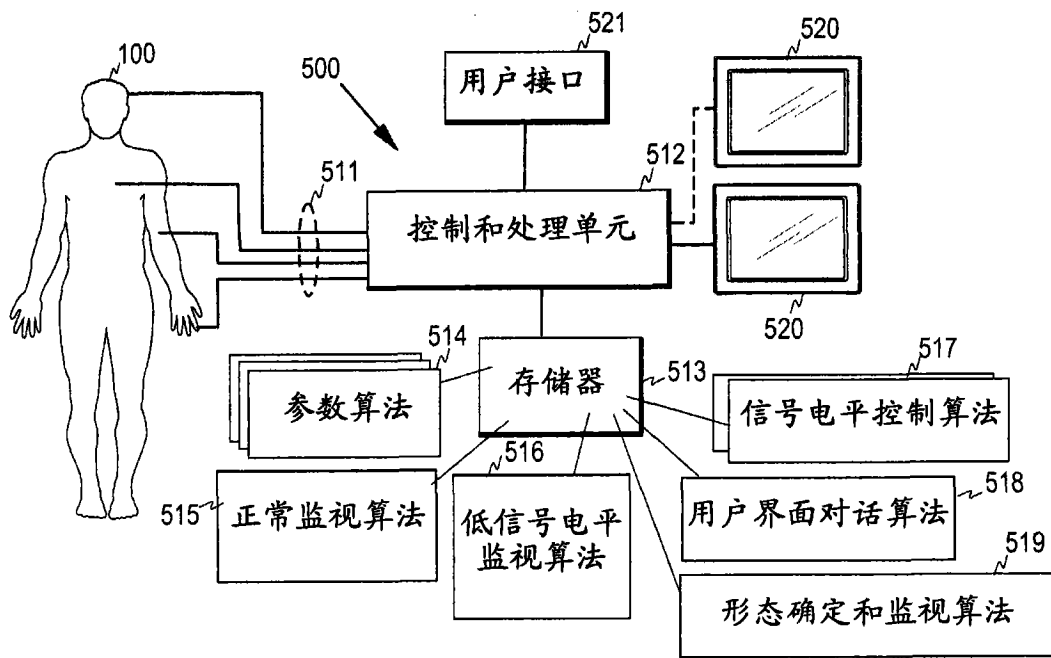


图 5

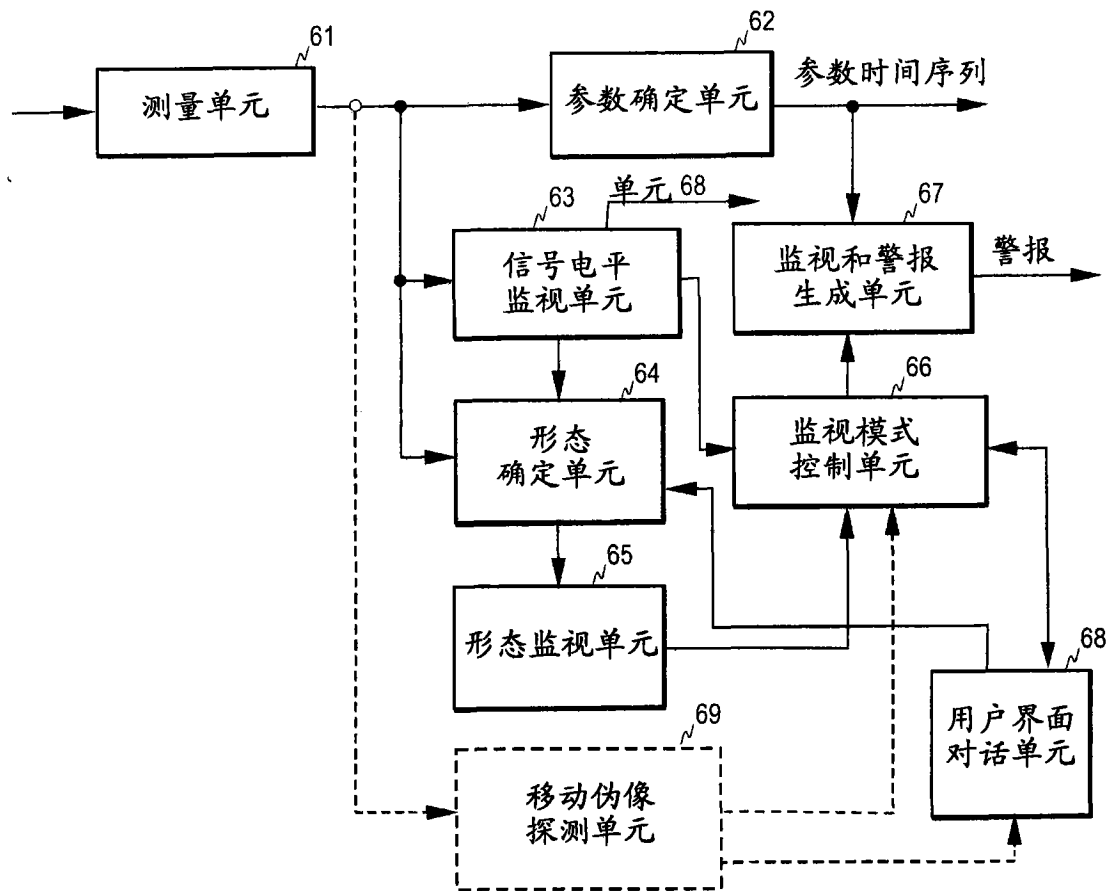


图 6

专利名称(译)	警报控制方法、生理监视装置以及用于生理监视装置的计算机程序产品		
公开(公告)号	CN102663873A	公开(公告)日	2012-09-12
申请号	CN201110463148.5	申请日	2011-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	B·兰塔拉 M·卡斯基		
发明人	B·兰塔拉 M·卡斯基		
IPC分类号	G08B21/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04018 A61B5/02455 A61B5/0402 A61B5/7207 A61B5/7282 A61B5/746		
优先权	12/974426 2010-12-21 US		
其他公开文献	CN102663873B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明警报控制方法、生理监视装置以及用于生理监视装置的计算机程序产品。公开了用于控制生理监视装置中警报的方法、生理监视装置、以及用于生理监视装置的计算机程序产品。为了减少妨害性警报的次数，需观察从受检者中获取的生理信号的电平并且针对生理信号确定信号形态，以响应探测到生理信号的电平到代表低信号值的预定值范围的变化，从而获取针对生理信号的参照形态。如果生理信号保持在预定值范围中则监视信号形态，并且只要信号形态满足关于参照形态的预定义准则以及生理信号电平保持在预定值范围中，就抑制警报。

