

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810094924.7

[43] 公开日 2008年11月5日

[11] 公开号 CN 101297752A

[22] 申请日 2008.4.30

[21] 申请号 200810094924.7

[30] 优先权

[32] 2007.4.30 [33] US [31] 11/742079

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 S·P·加拉赫尔 D·A·塞茨曼

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 刘杰 陈景峻

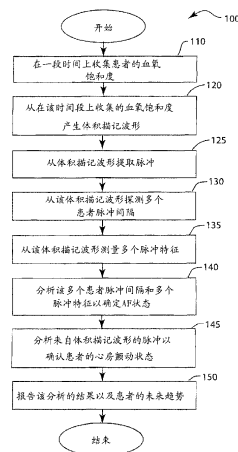
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称

使用平均心率和 NIBP 减少 SPO2 心房颤动探测中的假阳性警报

[57] 摘要

使用平均心率和 NIBP 减少 SPO2 心房颤动探测中的假阳性警报。方法(100)和系统(500)包括通过在一个时间段内监测血氧饱和度来探测患者的心房颤动。该方法和系统从监测的血氧饱和度产生(120)体积扫描波形(300)，并分析(140、145)该体积扫描波形和探测的间隔以及确定患者是否处于心房颤动。该方法(100)和系统(500)优选地实施于软件应用，且可以配置成向使用者报告心房颤动(AFIB)的当前状态(370)和当前趋势(390)。



1. 一种探测人或动物对象的心房颤动的方法 (100), 包括:
在一个时间段内从监测装置采集 (110、120) 患者的体积扫描波形 (300);
从所述体积扫描波形 (300) 提取 (125) 脉冲;
从所述体积扫描波形 (300) 测量 (130) 脉冲间隔组;
从所述体积扫描波形 (300) 测量 (135) 脉冲特征组;
分析 (140) 来自所述体积扫描波形 (300) 的所述脉冲间隔组和所述脉冲特征组以确定患者的心房颤动状态; 以及
分析 (145) 来自所述体积扫描波形 (300) 的所述脉冲以确认患者的所述心房颤动状态。
2. 如权利要求 1 所述的方法, 其中所述特征组之一为脉冲幅值组 (410)。
3. 如权利要求 1 所述的方法, 还包括分析来自所述体积扫描波形 (300) 的所述脉冲间隔组和所述脉冲特征组以探测患者的心房颤动趋势, 并报告所述心房颤动趋势和状态 (370、380)。
4. 如权利要求 1 所述的方法, 其中分析所述脉冲包括: 执行平均心率分析 (315); 和平均心率变动分析 (325)。
5. 如权利要求 1 所述的方法, 还包括采集和分析患者的 NIBP 脉冲 (335)。
6. 如权利要求 1 所述的方法, 还包括采集和分析患者的医疗记录组 (345)。
7. 如权利要求 1 所述的方法, 其中分析所述脉冲间隔组包括: 对所述脉冲间隔组执行隐马尔可夫模型分析 (330); 以及对所述脉冲间隔组执行上下文分析 (340), 其中所述隐马尔可夫模型分析确定患者具有不规则心律的概率, 且另外其中所述上下文分析 (340) 排除心房颤动成为不规则心律的来源。
8. 如权利要求 1 所述的方法, 其中分析所述脉冲特征组包括:
计算所述脉冲幅值组的每个连续脉冲幅值之间的幅值变化 (360), 其中所述心房颤动状态确定依赖于脉冲幅值变化 (360) 的分析。
9. 如权利要求 1 所述的方法, 其中分析所述脉冲幅值组包括确定所述脉冲幅值组的填充时间动态组, 且另外其中分析所述脉冲幅值组和确

定填充时间动态组的步骤提供存在的心房增量程度的指示 (350)。

10. 如权利要求 1 所述的方法，其中所述脉冲分析步骤有助于确定患者的心房颤动状态 (370)。

使用平均心率和 NIBP 减少 SPO₂ 心房颤动探测中的假阳性警报

技术领域

本发明涉及患者监测领域。更具体而言，本发明涉及监测患者以探测心房颤动并减少心房颤动探测中假阳性警报的领域。

背景技术

随着人口老化，健康护理成本增加以及患者要求对其自身护理越来越高的控制，在家庭环境中监测慢性疾病患者在不久的将来将变得更为普通。在家中收集的临床数据例如血压、体重和心率 (heart rate) 可以回送到个案工作者或临床医生，个案工作者或临床医生可以提供早期干涉以防止再次住院治疗。许多具有慢性病的患者将受益于家庭心脏监测。

一种非常典型和危险的心律紊乱为心房颤动 (AFIB)。AFIB 在美国是导致住院治疗的最常见心脏的心律紊乱。AFIB 通过不规则心律来确定，且在临床上定义为心房的不协调收缩。患者经常经历心悸且中风的风险增加。某些患者可能没有症状。所有中风中的约三分之一是由于 AFIB。此外，AFIB 的存在使得中风可能性变得 5 倍以上以及使得衰老 2 倍以上。

AFIB 需要积极治疗。患者处于 AFIB 的时间越长，则保持在 AFIB 的可能性越高，这使得期望进行早期探测。AFIB 开始的即时探测在最初 48 小时提供了治疗机会，这时不需要昂贵的抗血栓形成的治疗，因为血液凝结的形成尚未在心房内发生。

探测 AFIB 的当前方法主要依赖于使用连续的 ECG 记录。不幸的是，通过 ECG 的连续心脏监测存在许多挑战，包括各种电极的精确应用、不舒适的设备和电缆敷设、以及有关电池更换的问题。对于许多患者，这种敏感度水平得不到保证。期望能够简单地筛查 AFIB，而不需要电极或附加传感器。还期望降低或者消除这种系统中的假阳性警报。

发明内容

该方法和系统包括通过从血氧饱和度监测装置采集体积扫描波形

(plethysmograph waveform) 来探测患者的心房颤动。分析该体积扫描波形并计算脉冲间隔来确定患者是否处于心房颤动。该方法和系统优选地实施于软件应用，且配置成向患者和/或临床医生报告心房颤动(AFIB)的当前状态和当前 AFIB 趋势。

本发明的一个方面涉及一种探测人或动物对象的心房颤动的方法，该方法包括：在一个时间段内从监测装置采集患者的体积扫描波形；从该体积扫描波形提取脉冲；从该体积扫描波形测量脉冲间隔组；从该体积扫描波形测量特征组；分析来自该体积扫描波形的该脉冲间隔组和该脉冲特征组以确定患者的心房颤动状态；以及分析来自该体积扫描波形的该脉冲以确认患者的该心房颤动状态。该方法的监测装置为脉冲血氧传感器，其中该特征组之一为脉冲幅值组，且还包括分析来自该体积扫描波形的该脉冲间隔组和该脉冲特征组以探测患者的心房颤动趋势，还包括报告该心房颤动趋势。该方法还包括报告心房颤动状态，其中分析该脉冲包括：执行平均心率分析；和平均心率变动分析，且还包括采集和分析患者的 NIBP 脉冲并分析患者的医疗记录组。另外分析该脉冲间隔组的该方法包括：对该脉冲间隔组执行隐马尔可夫模型分析；以及对该脉冲间隔组执行上下文分析，且其中该隐马尔可夫模型分析确定患者具有不规则心律的概率，且其中该上下文分析排除心房颤动成为不规则心律的来源。另外分析该脉冲特征组的该方法包括：计算该脉冲幅值组的每个连续脉冲幅值之间的幅值变化，其中该心房颤动状态确定依赖于脉冲幅值变化分析，且其中分析该脉冲幅值组包括确定该脉冲幅值组的填充时间动态组，分析该脉冲幅值组和确定填充时间动态组的步骤提供存在的心房增量程度的指示，其中该脉冲分析步骤有助于确定患者的心房颤动状态。

本发明的另一个方面涉及一种探测人或动物对象的心房颤动的系统，该系统包括：远程检测系统，配置成分析来自第一监测装置的体积扫描波形，且进一步配置成分析来自第二监测装置的 NIBP 脉冲；存储介质，用于存储计算机应用程序；处理单元，耦合到该远程检测系统和该存储介质，且配置成执行该计算机应用程序，且进一步配置成从该远程检测系统接收体积扫描波形和 NIBP 脉冲，其中当该计算机应用程序被执行时，来自该体积扫描波形的脉冲和脉冲间隔组被探测，且从该体积扫描波形测量脉冲特征组，且另外其中该脉冲间隔组和脉

冲特征组被分析以确定患者的心房颤动状态,且该脉冲和 NIBP 脉冲被分析以确认患者的心房颤动状态。该系统的监测装置可以是脉冲血氧传感器,其中当来自该体积扫描波形的脉冲间隔组和脉冲特征组被分析时,患者的心房颤动趋势被探测,进一步包括用于向患者报告心房颤动趋势的装置,且进一步包括用于报告心房颤动状态的装置,以及当该计算机应用程序被执行且该脉冲被分析时,对该脉冲执行平均心率分析和平均心率变动分析。该 NIBP 脉冲被分析以确定患者的心房颤动状态,且其中当该计算机应用程序被执行时,医疗记录组被采集和分析以确定或者确认患者的心房颤动状态。当该系统的计算机应用程序被执行且该脉冲间隔组被分析时,对该脉冲间隔组执行隐马尔可夫模型分析,以及对该脉冲间隔组执行上下文分析,且其中该隐马尔可夫模型分析确定患者具有不规则心律的概率,且其中该上下文分析排除心房颤动成为不规则心律的来源。当该计算机应用程序被执行且该脉冲特征组被分析时,该脉冲特征组的填充时间动态被确定,且相对于平均值、中值、连续脉冲、或者最大值到最小值,计算脉冲特征组的每一个脉冲之间的特征变化,其中该心房颤动状态确定依赖于脉冲幅值变化分析。对作为填充时间的函数的该脉冲幅值变化的分析提供存在的心房增量程度的指示。

本发明的再一方面涉及探测心房颤动的方法,该方法包括从体积扫描传感器产生体积扫描波形,从该体积扫描波形提取脉冲,从该体积扫描波形探测脉冲间隔组,从该体积扫描波形测量脉冲特征组,分析来自该体积扫描波形的脉冲间隔组和脉冲特征组以确定患者的心房颤动状态并探测患者的心房颤动趋势,分析来自该体积扫描波形的脉冲、NIBP 脉冲和医疗记录组以确认患者的心房颤动状态,并向患者报告心房颤动状态和心房颤动趋势,其中分析该脉冲包括执行平均心率分析和平均心率变动分析。

附图说明

图 1a-1c 说明 ECG 波和体积扫描波的曲线图比较。

图 2 说明 ECG 波和体积扫描波的附加曲线图比较。

图 3 说明依据本发明实施例的方法的流程图。

图 4a-4b 说明依据本发明实施例的方法的方框图。

图 5a-5b 说明依据本发明实施例的体积扫描脉冲幅值的斜坡剖面的曲线图表示。

图 6 说明依据本发明实施例的系统的方框图。

具体实施方式

图 1a 说明 ECG 波形 20 和体积扫描波形 30。通常，医生或者健康护理者使用 ECG 波形 20 探测和诊断患者的 AFIB。然而，如上所述，与从患者获得体积扫描波形 30 相比，从患者获得 ECG 波形 20 复杂和困难得多。如下文所述，为了使用体积扫描波形 30 探测 AFIB，将检查体积扫描波形 30 的多个方面。将利用脉冲探测，且将使用隐马尔可夫模型 (Hidden Markov Model, HMM) 方法和上下文分析 (contextual analysis) 来分析脉冲间隔。此外，将测量和分析每个脉冲的幅值 40，以及体积扫描波形的每个脉冲之间的心室填充时间 (ventricular filling time) 50。本发明实现了使用患者的体积扫描波形 30 来探测 AFIB 的更简化和方便的方法。当然，这很大程度上增强了家庭监测系统，如下文所描述。下面更详细地描述该方法和系统及其实施。

图 2 说明 RR 间隔 55 的变化对远端体积扫描脉冲的影响。第一 RR 间隔 55 长于产生脉冲 A_0 的在先间隔。结果，存在更多的时间供动脉血液被动地流入静脉系统。这在心脏舒张 (P_0) 产生降低的血液体积。长的 RR 间隔 55 还允许心脏的左室内更长的填充时间。根据 Starling 定律，心室内的增大体积导致下一体积脉冲 A_1 的更大幅值的更强喷射。

在后第二 RR 间隔 55 短于在先间隔。因为血液从动脉系统流出的时间更少，所以在 P_1 的脉冲水平没有降低到与在先脉冲一样低的在心脏舒张的值。短的填充时间导致更低的心搏量 (stroke volume) 和心收缩压 (与在先间隔相比)，这反映于在 A_2 的更低幅值。第三 RR 间隔 55 示出甚至更短的时间，导致在 P_2 更高的水平和在 A_3 减小的幅值。

脉冲的幅值 ($A_{i+1} - P_i$) 因此为在先 RR 间隔 55 的长度的函数，且可以作为用于确定患者是否处于 AFIB 的算法的另一输入。

图 1b 和 1c 说明加快的心脏 (elevated heart) 对 ECG 波形 20 的 RR 间隔 55 的影响。图 1b 说明对于具有正常心率的患者的 ECG 波形 20 和体积扫描波形 30，这里的正常心率为 60 次每分钟。应注意，对

于任何给定患者的“正常”心率可能高于或低于 60 次每分钟，且图 1b 所示的曲线图表示是与图 1c 的加快心率相比具有正常心率的患者的示例。往回参考图 1b，应注意，在患者具有正常心率的情况下，ECG 波形 20 的 RR 间隔 55 相等或接近相等。

现在参考图 1c，与图 1b 正常心率相比心率加快例如 75 次每分钟的患者，具有显著不同的 ECG 波形 20 和体积扫描波形 30。通常存在的生理行为的特征为，如图 1c 所示，当个体的心率加快时，RR 间隔 55 的一致性降低。在图 1c，如图清楚所示 RR 间隔 55 的持续时间是变化的。

图 3 说明本发明的探测方法 100。在步骤 110，在一段时间上从体积扫描传感器收集患者的体积扫描波形。在步骤 120，从在步骤 110 收集的在该时间段上体积扫描波形探测体积扫描脉冲。在步骤 125，从体积扫描波形提取脉冲。在步骤 130，从该体积扫描波形探测多个脉冲间隔，以及在步骤 135，测量多个脉冲特征。在步骤 140，分析该脉冲间隔和脉冲特征以确定 AF 状态。在步骤 145，分析来自体积扫描波形的脉冲以确认患者的心房颤动状态。对脉冲的分析可包括任一下述分析：平均心率增加、和/或平均心率变动改变。在另外实施例中，（在该流程图中未示出），可以收集和分析 NIBP 脉冲，以及来自患者的医疗记录。该方法可以利用任一和所有这些分析（平均心率增加、平均心率变动改变、NIBP 脉冲分析、和/或医疗记录分析）来确认 AFIB 状态，或者在其它实施例中，有助于确定 AFIB 状态。在步骤 150 报告来自步骤 140 的分析结果，且患者的 AFIB 状态的当前趋势也被报告。

在图 4a 和 4b 进一步描述了探测方法 100 的方框图。首先参考图 4a，SPO2 数据被收集和显示成体积扫描波形 300。对体积扫描波形 300 实施脉冲探测 310，其包括探测一系列脉冲和测量脉冲间隔 312、314，表示心脏的心室的反复填充。一旦已经进行脉冲探测 310 和脉冲间隔计算 312、314，则可以对探测的脉冲间隔实施隐马尔可夫模型（HMM）分析 330 以及上下文分析 340。HMM 330 和上下文分析 340 的更详细描述被包含在图 4b 的详细描述中。

再参考图 4a，脉冲探测 310 还从体积扫描波形 300 提取脉冲，并对该脉冲实施平均心率增加分析 315 和平均心率变动改变分析 325。探测方法 100 还配置成从患者收集 NIBP 脉冲 337，并执行 NIBP 脉冲分

析 335。类似地，可以获得患者的医疗记录 347 以及完成医疗记录分析 345。可以组合所有这些因素：平均心率增加分析 315、平均心率变动改变分析 325、NIBP 脉冲分析 335 和/或医疗记录分析 345，从而支持或否定 AFIB 状态 370。在此处未示出的可替换的实施例中，这些分析的结果可用于确定 AFIB 状态 370。

再参考图 4a，同时参考图 1，对体积扫描波形 300 执行脉冲特征测量 320。脉冲特征测量 320 测量体积扫描波形 30 的每个幅值 40 并利用该信息来计算幅值变化 360。计算幅值变化 360 则向医生或者健康护理者提供心脏工作状态的指示，且上升或下降的每个连续脉冲的幅值的改变提供有关类型和规则性的信息。

也使用脉冲特征测量 320 数据来确定心房增量探测 350。同时参考图 4a 和 5a-5b，心房增量探测 350 如图 5a-5b 所示被确定。填充时间动态 400 是重要的，因为其可以确认在计算幅值变化 360 时探测到的不规则性。现在参考图 5a-5b，沿曲线图的 x 轴示出时间 (t) 且沿曲线图的 y 轴示出幅值 (A)，由此图解示出填充时间动态 400。体积扫描脉冲幅值 410 高度依赖于心房填充时间 420。从多个脉冲幅值 430 与时间函数的曲线获得的幅值斜坡 440 提供了有关心房对心排血量的贡献的信息。脉冲幅值 430 的幅值变化 410 以及所产生幅值斜坡 440 可以反映是否存在心房“驱血 (kick)”以及血压的相对变化。应注意，在图 5a-5b 中，脉冲幅值 410 和心房填充时间 420 被标记在单个示例性脉冲波形上，以及每个脉冲幅值 430 具有幅值 410 和填充时间 420 值。通过从体积扫描波形 30 (图 1) “切割”每个单独脉冲，包括每个脉冲的心房填充时间 50 并将每个单独脉冲“贴在”填充时间动态曲线 400 上，以及在“0”开始该填充时间 50，由此形成结果填充时间动态曲线 400。

众所周知，就在心脏的每个主收缩之前，较小的心脏上心室 (左和右心房) 在正常工作时将额外的血压推入较大的下心室 (左和右心室)。这可以占到心室填充的 10% 至 40%。心室填充的这种增量在心房颤动期间消失，并解释这些患者的某些症状。心房增量也称为“心房突跳”或“心房贡献”。随着人变老，心房突跳变得更明显，且因此年长患者更容易受心房颤动影响。

先前没有披露在体积扫描波形中识别心房增量的迹象的方法。在变化心率间隔的脉冲幅值图案中可以看出心房增量。

一般而言，心脏跳动大略是规则的，但是节律不规则程度几乎总是存在。在呼吸的吸入时，心跳之间的间隔减小。在呼吸的呼出时，心跳间隔变长。某些心跳在早期发生，称为室性早搏复合波（PVC）或房性早搏复合波（PAC）等。这些变化的心跳间隔意味着在心跳之间，血液有或多或少的的时间填充到心室内。填充时间增加导致喷射的血液增加和血压的增加，以及该心跳的体积扫描的脉冲幅值增加。

因此例如两个因素影响体积扫描幅值：心房增量和填充时间。图 5a 示出波形的叠加，演示了脉冲幅值随填充时间增大。在图 5a，患者具有心房颤动，使得脉冲幅值 410 仅作为填充时间 420 的函数而增大，因此不存在心房增量。

当心房增量存在时，在变化的心跳间隔，脉冲幅值 410 的图案是不同的。这种情况下，大多数早期心跳将不具有心房增量的益处，这些心跳的体积扫描脉冲高度类似于图 5a 所示。然而，在更长的心跳间隔，心房增量存在，因此图 5b 示出第一个和最后一个脉冲的增大的脉冲高度。这些脉冲达到所示的点线，该点线高于图 5a 的水平。

因此，识别心房增量的迹象的一般策略是在包含至少某些心跳间隔变化的时间段内观察体积扫描脉冲幅值 430，以及观察脉冲高度作为较短心跳间隔内的增大的函数而增大的程度。这使得可以外推作为填充时间函数的脉冲高度。如果心房增量存在，则更长的心跳间隔产生的脉冲幅值将超过单独从填充时间所预期的脉冲幅值。图 5a 和 5b 是简化情形。高度与填充时间的函数可以不是线性的，且外推可以是更复杂的函数。然而，增量仍被识别为在填充时间外推上的脉冲增加。

往回参考图 4a，HMM 330、上下文分析 340、心房增量探测 350 和幅值变化计算 360 的结果被评估，从而在 370 确定心脏的节律是否不规则。在一些实施例中，来自平均 HR 增加 315、HRV 325 变化 325、NIBP 脉冲信息 335 和医疗历史 345 的分析结果将用于在 370 确定节律是否不规则。然而，优选地，这些结果将如图 4a 所示用于在 370 之后提供对 AFIB 的支持或否定。患者是否处于 AFIB 在步骤 380 被报告，以及在体积扫描采集的时间段内的 AF 趋势 390。

现在参考图 4b，将更详细描述 HMM 330 和上下文分析 340。在该方法 100 中，探测的脉冲间隔 310 在 312 被分类成详细脉冲间隔以及在 314 被分类成脉冲间隔。HMM 330 和上下文分析 340 区分具有不规

则和规则的异常的节律。HMM 330 分析在本领域中通常用于从 ECG 波形探测 AFIB，对于该 HMM 330 分析，形成详细脉冲间隔 312 分类，其中脉冲间隔被分类成 VS = 非常短，S = 短，SS = 较短，R = 正常，SL = 较长，L = 长以及 VL = 非常长。与上下文分析 340 相比，HMM 330 分析所需的间隔的精确度更低，且 HMM 330 分析的细节可以在美国专利 6,937,887 中找到。

尽管在本领域中已知使用隐马尔可夫模型基于 ECG 波形来探测 AFIB，不过从未尝试在该系统和方法中使用 HMM 300 分析。尽管 HMM 330 分析将心律的概率计算为不规则节律，上下文分析 340 利用更多脉冲间隔 314 来排除 AFIB 成为不规则的来源。上下文分析 340 利用更多的脉冲间隔 314，不过仅将间隔分类成 S = 短或 L = 长。同样，这两个分析的结果有助于在步骤 370 确定该节律是否是不规则异常。最后，应注意，这里所述的方法可以实施成由监测系统内的处理器可以执行的一组计算机代码，例如图 6 所示。

图 6 描述本发明的包括手指探针 520 的探测系统 500，该手指探针 520 可贴附到患者手指 510，并配置成从患者手指 510 采集体积扫描波形并将该水平发送到处理器 560，使得体积扫描波形 550 可以显示在电子装置 530 上，例如计算机、手持装置、膝上型计算机、或者本领域已知的其它电子装置 530。电子装置 530 包括输入装置 570 例如键盘，使得患者或医生，或者电子装置的其它使用者可以操纵显示器 540，配置从该方法的输出，或者去激活或激活警报。实施本发明的方法的计算机代码存储在存储介质 580，且处理器 560 配置成执行该代码。处理器 560 在执行该代码时，将考虑在上文描述探测方法 100 中所述的所有因素并确定患者是否处于 AFIB。此外，AFIB 报告 380 和趋势报告 390 可以被显示 540。

仍参考图 6，还应注意，探测系统 500 还可以包括图 6 中未示出的多个部件。具体而言，探测系统 500 可包括恰当部件以从患者收集 NIBP 脉冲 337（图 4a）或附加生理信号。再者，探测系统 500 还可以链接到医疗记录系统，以便分析 345 患者的医疗记录 347。

相对于现有技术来讲，本发明提供了许多优点。本发明包括更低成本（省略了多个 ECG 电极和/或电极接触胶）、更大灵活性以及在多个 ECG 电极上易于使用、更短的通电时间，且该系统和方法与 ECG

相比对于患者而言更方便且容易实施，意味着更高的患者顺应性。另外由于采集时间短得多，因此患者顺应性得到改善，且短时间测量意味着顺应性的患者可以使例如运动假象最小化，该运动假象趋于使典型 ECG 系统精确度较低。

该系统和方法主要用作周期性评定工具，因此实时输出不是必需的，且由于 SPO2 测量已经是患者监测装置的常见部件，因此无需附件硬件来实施该系统。开始的 48 小时内的 AFIB 探测提供了心律转变法（cardio-version）的机会，而没有抗血栓形成治疗的大量成本和时间，由此改善健康护理同时降低健康护理成本。改善家庭监测的这种改进系统和方法还导致更少到急诊室就诊，同时减少家庭看护护理和办公室就诊，而不像 ECG 应用那样需要专业使用传感器。

这些技术也可以与测量血液体积或血压脉冲的其它装置结合使用来测量 AFIB 的存在。这些包括但不限于：阻抗体积扫描、光学反射体积扫描、动脉张力测量计和压电传感器。

该系统和方法的优点是明显的，其通过减小假阳性而提高了诊断效用。对于任一下述的分析的实施：平均心率增加、平均心率变动改变、NIBP 脉冲分析和/或医疗历史分析，提供了对 AFIB 状态的另外支持或否定，使得医生可以使用更精确的 AFIB 报告和/或趋势。

已经结合具体实施例描述了本发明，这些具体实施例包含细节以利于理解本发明的构造和工作原理。此处参考具体实施例及其细节并非旨在将所附权利要求的范围限制于此。本领域技术人员显而易见的是，可以在被选择用来说明的实施例中进行改变而不背离本发明的精神和范围。

部件列表

部件	参考标记	图号
GUI	10	图 1a
ECG 波形	20	图 1a
体积扫描波形	30	图 1a-图 1c
脉冲幅值	40	图 1a-图 1c
心室填充时间	50	图 1a

探测方法	100	图 3、图 4a-4b
步骤	110	图 3
步骤	120	图 3
步骤	130	图 3
步骤	140	图 3
步骤	150	图 3
体积扫描波形	300	图 4a
脉冲探测	310	图 4a-4b
详细脉冲间隔	312	图 4a-4b
脉冲间隔	314	图 4a-4b
脉冲特征测量	320	图 4a
HMM	330	图 4a-4b
上下文分析	340	图 4a-4b
心房增量探测	350	图 4a
计算幅值变化	360	图 4a
AF 状态	370	图 4a-4b
AFIB/NAFIB	380	图 4a
趋势	390	图 4a
填充时间动态	400	图 5a-5b
体积扫描脉冲幅值	410	图 5a-5b
心室填充时间	420	图 5a
脉冲幅值	430	图 5a-5b
幅值斜坡	440	图 5a-5b
探测系统	500	图 6
患者手指	510	图 6
手指探针	520	图 6
电子装置	530	图 6

显示器	540	图 6
体积扫描波形	550	图 6
处理器	560	图 6
输入装置	570	图 6
存储介质	580	图 6
步骤	135	图 3
RR 间隔	55	图 1b-1c、图 2
平均心率增加	315	图 4a
平均心率变动改变	325	图 4a
NIBP 脉冲分析	335	图 4a
医疗记录分析	345	图 4a
NIBP 脉冲	337	图 4a
医疗记录	347	图 4a
步骤	125	图 3
步骤	145	图 3

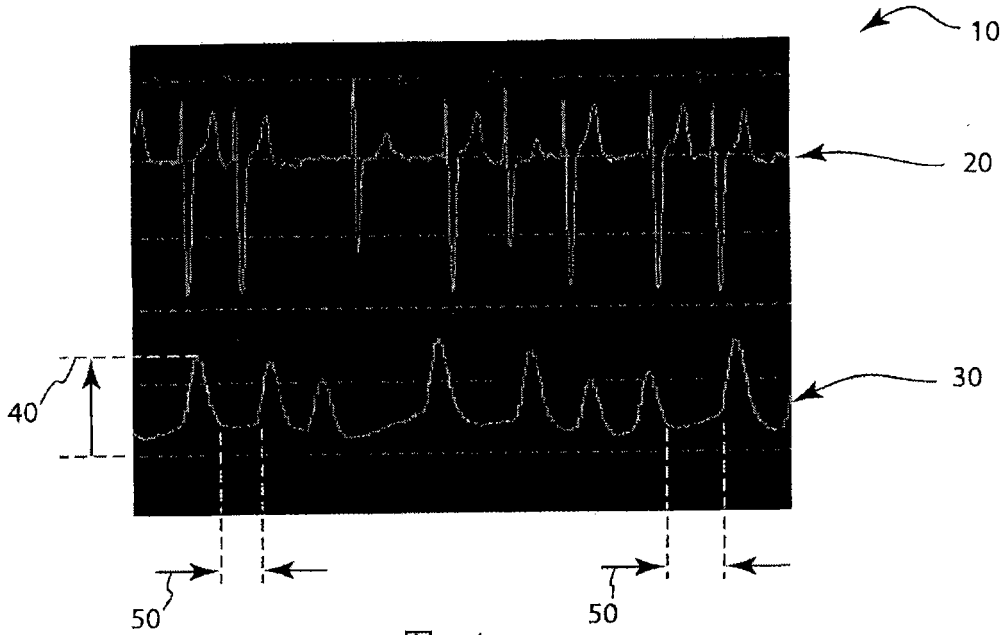


图 1a

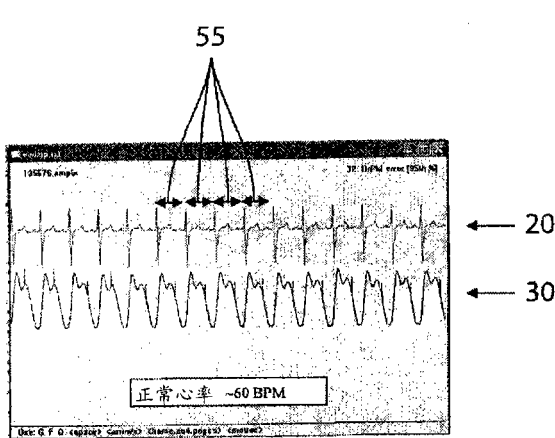


图 1b

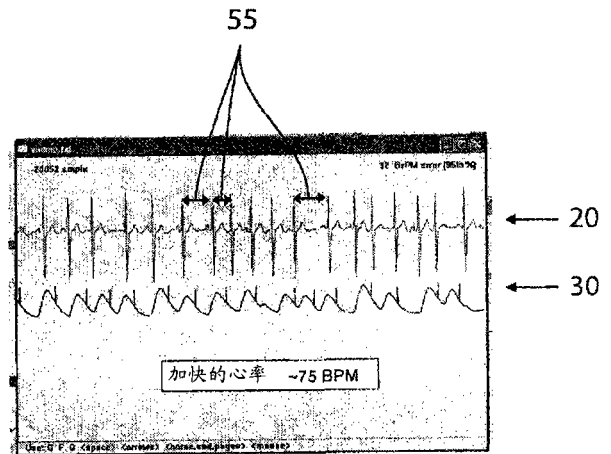


图 1c

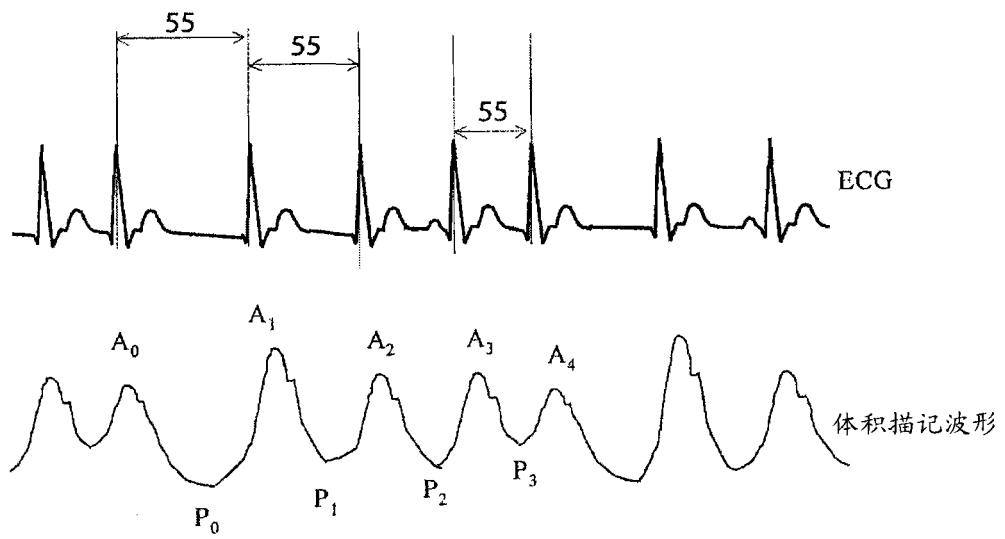


图 2

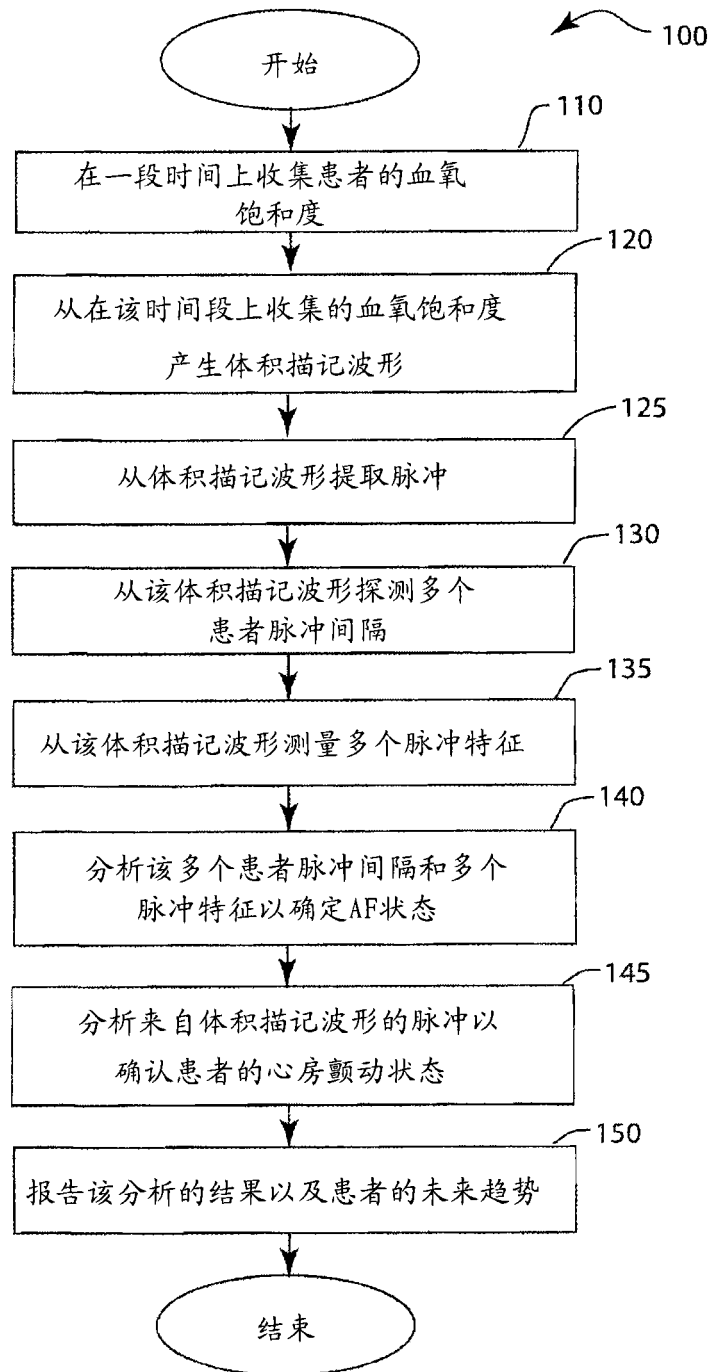


图 3

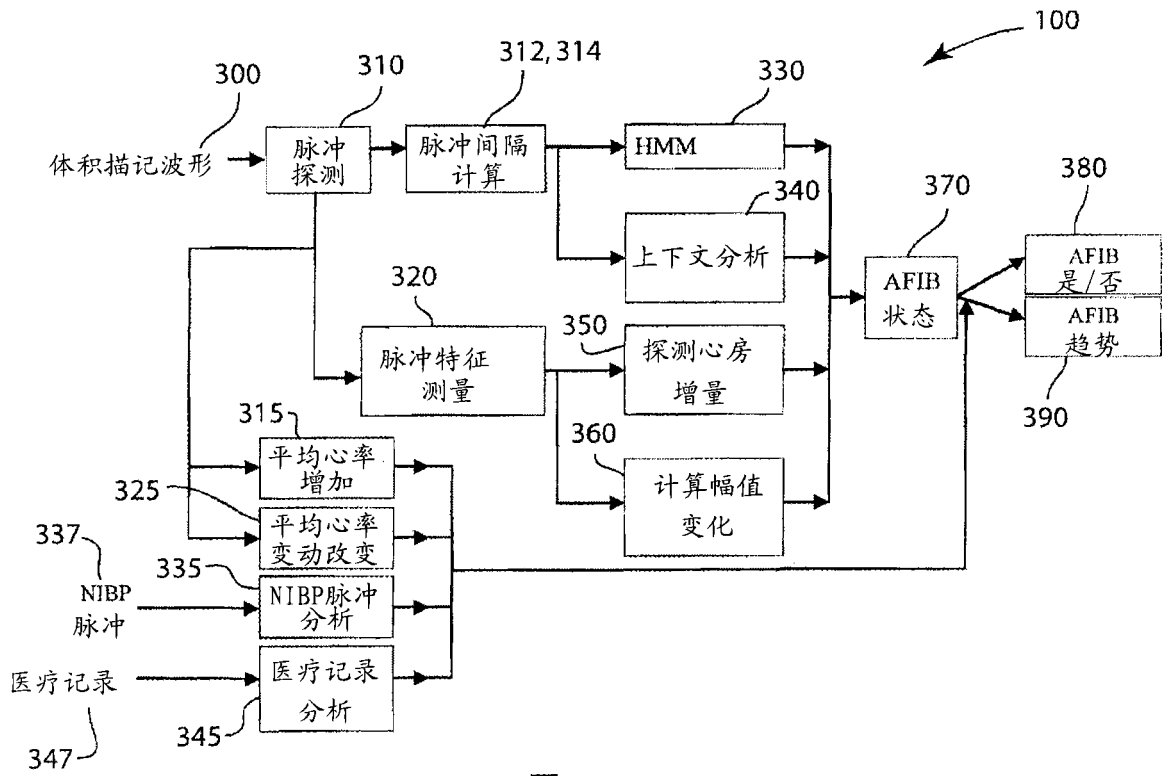


图 4a

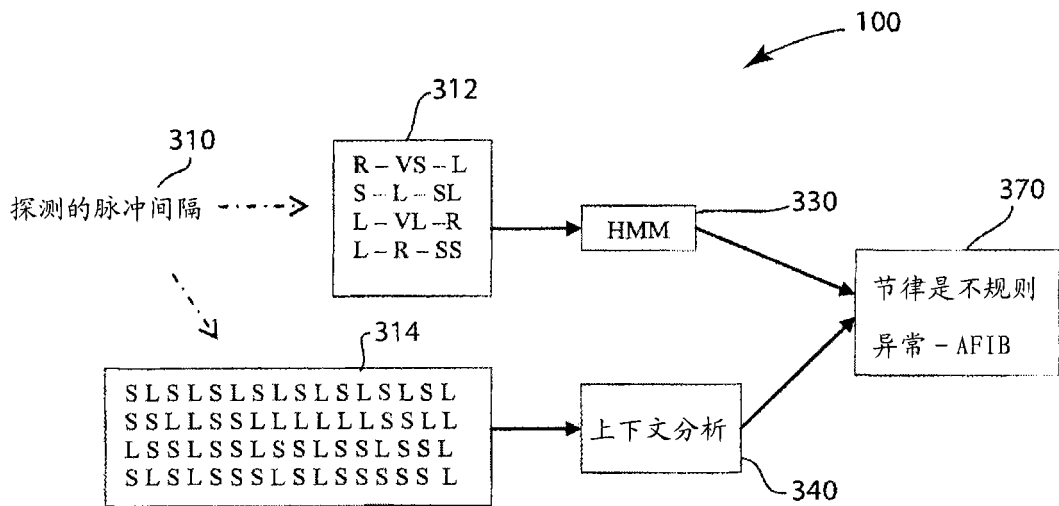


图 4b

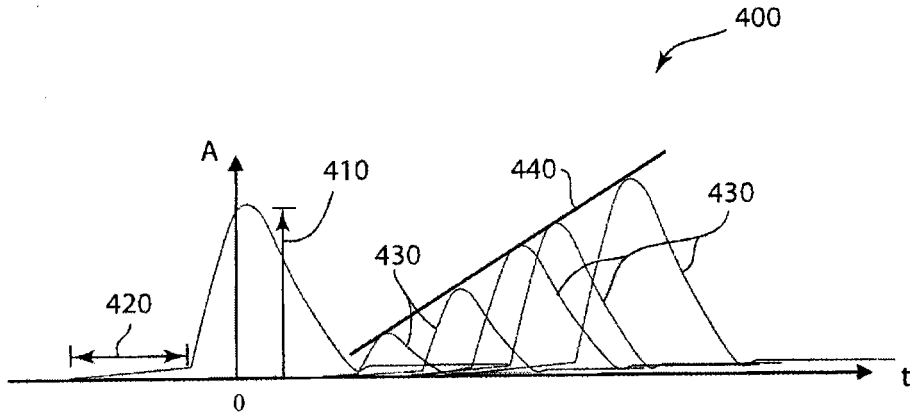


图 5a

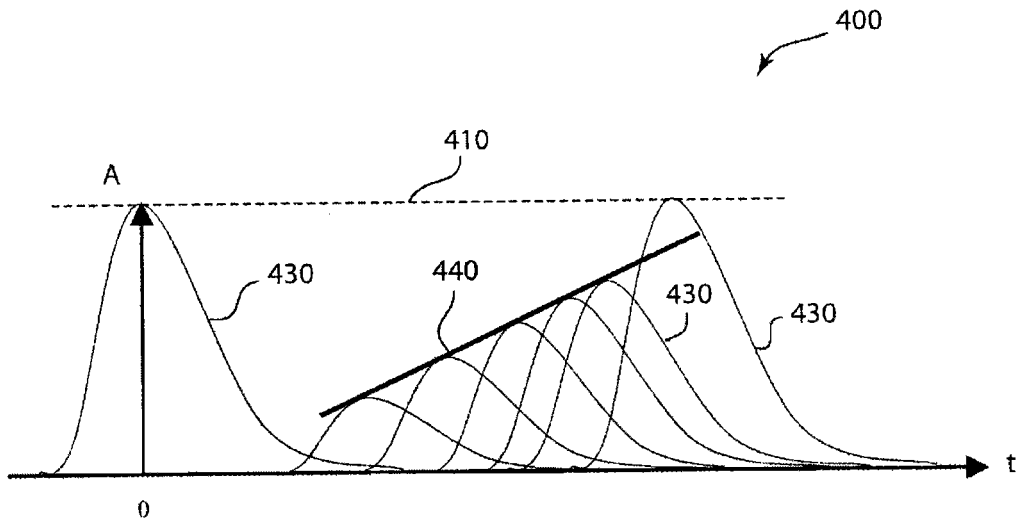


图 5b

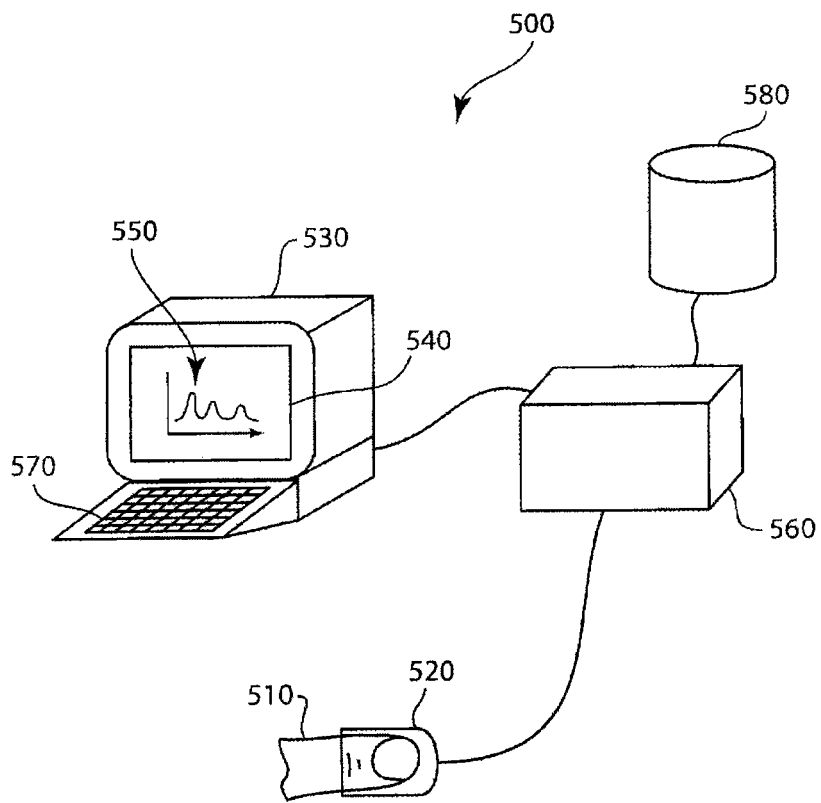


图 6

专利名称(译)	使用平均心率和NIBP减少SPO2心房颤动探测中的假阳性警报		
公开(公告)号	CN101297752A	公开(公告)日	2008-11-05
申请号	CN200810094924.7	申请日	2008-04-30
[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	SP加拉赫尔 DA塞茨曼		
发明人	S·P·加拉赫尔 D·A·塞茨曼		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/145 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/02416		
代理人(译)	刘杰		
优先权	11/742079 2007-04-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

使用平均心率和NIBP减少SPO2心房颤动探测中的假阳性警报。方法(100)和系统(500)包括通过在一个时间段内监测血氧饱和度来探测患者的心房颤动。该方法和系统从监测的血氧饱和度产生(120)体积扫描波形(300)，并分析(140、145)该体积扫描波形和探测的间隔以及确定患者是否处于心房颤动。该方法(100)和系统(500)优选地实施于软件应用，且可以配置成向使用者报告心房颤动(AFIB)的当前状态(370)和当前趋势(390)。

