



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108523920 A

(43)申请公布日 2018.09.14

---

(21)申请号 201810161705.X

(22)申请日 2018.02.26

(71)申请人 河南善仁医疗科技有限公司

地址 476000 河南省商丘市睢阳区产业集聚区105国道西侧纬二路北侧

(72)发明人 边俊杰 邹文初 邹旭辉

(74)专利代理机构 杭州天昊专利代理事务所

(特殊普通合伙) 33283

代理人 向庆宁 黄芳

(51)Int.Cl.

A61B 7/04(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

---

权利要求书2页 说明书15页

(54)发明名称

基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法

(57)摘要

基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法，包括同步采集并同步记录心电图和多路心音图，分别识别每个心动周期的心电特征；根据每个心电特征对应寻找每一路心音图的心音特征，标记所有心音图的M1，标记所有心音图的T1，标记所有心音图的A2，标记所有心音图的P2；在T1-A2之间识别收缩期杂音，在P2至下一个M1之间识别舒张期杂音。本发明具有能够自动识别心脏杂音类型，适合家用监测心脏状态的优点。

1. 基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法,包括以下步骤:

步骤1:同步采集并同步记录心电图和多路心音图,每路心音图与各自的听诊区对应,心音图按照听诊区顺序排列,心电图和所有心音图使用同一个时间轴,心电监测时同时获得心率;

步骤2:通过心率获得心动周期,分别识别每个心动周期的心电特征,使用心电特征标记时间轴,心电特征至少包括R波和T波;

步骤3:根据每个心电特征对应寻找每一路心音图的心音特征,心电R波定位第一心音S1,S1包含M1,T1;

步骤3.1:分别对于心电图中每个心动周期获取R波,获取M区心音图上与当前R波对应的S1,获取S1的最大值出现时刻T<sub>S1</sub>,T<sub>S1</sub>作为M1对应的时刻,以T<sub>S1</sub>标记所有心音图的M1;

步骤3.2:获取T区心音图上T<sub>S1</sub>标记的S1,获得T<sub>S1</sub>之后出现的第一个明显峰值,明显峰值指的是跟T<sub>S1</sub>时刻的幅值相近,可根据T1幅值数据统计获得,以T<sub>S1</sub>之后第一个明显峰值出现时刻T<sub>T1</sub>作为T1对应的时刻,以T<sub>T1</sub>标记所有心音图的T1;

步骤3.3获取A区心音图上与当前T波对应的S2,获取S2的最大值出现时刻T<sub>S2</sub>,T<sub>S2</sub>作为A2对应的时刻,以T<sub>S2</sub>标记所有心音图的A2;

步骤3.4:获取P区心音图上T<sub>S2</sub>标记的S2,获得T<sub>S2</sub>之后出现的第一个明显峰值,明显峰值指的是跟T<sub>S2</sub>时刻的幅值相近,可根据P2幅值数据统计获得,以T<sub>S2</sub>之后第一个明显峰值出现时刻T<sub>P2</sub>作为P2对应的时刻,以T<sub>P2</sub>标记所有心音图的P2;

步骤4:在T1-A2之间识别收缩期杂音,在P2至下一个M1之间识别舒张期杂音:

步骤4.1、分别对每个听诊区的心音图的每个心动周期,获取T1-A2之间的D1图形,和P2至下一个M1之间的D2图形,

步骤4.2、判断D1的上下波动是否在正常范围内,若是,则认为当前心动周期的收缩期无杂音,若否,则认为当前心动周期有收缩期杂音,记录该听诊区、心动周期及收缩期杂音图形;

步骤4.3、判断D2的上下波动是否在正常范围内,若是,则认为当前心动周期的舒张期无杂音,若否,则认为当前心动周期有舒张期杂音,记录该听诊区、心动周期及舒张期杂音图形。

2. 如权利要求1所述的基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法,其特征在于:对于每个收缩期杂音图形,识别当前收缩期杂音图形中脉冲峰值的变化趋势和最大值,当脉冲峰值呈从S1向S2减弱或增强趋势时,判断最大值位于当前收缩期杂音图形的位置,最大值位于前半部时为收缩早期杂音,最大值位于中部时为收缩中期杂音,最大值位于后半部时为收缩晚期杂音;当脉冲峰值的变化趋势趋近于直线时,为全收缩期杂音。

3. 如权利要求1所述的基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法,其特征在于:对于每个舒张期杂音图形,识别当前舒张期杂音图形中脉冲峰值的变化趋势和最大值,当脉冲峰值呈从S2向下一S1减弱或增强趋势时,判断最大值位于当前舒张期杂音图形的位置,最大值位于前半部时为舒张早期杂音,最大值位于中部时为舒张中期杂音,最大值位于后半部时为舒张晚期杂音;当脉冲峰值的变化趋势趋近于直线时,为全舒张期杂音。

4. 如权利要求1所述的基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法,其特征在于:在一个听诊区的心音图中,对于每个舒张期杂音图形,若当前舒张期杂音图形为S2之后的独立脉

冲图形，则依次获取当前听诊区心音图中每个心动周期内该舒张期杂音与当前心动周期的A2的时间间隔 $\Delta t_1$ ；若 $\Delta t_1$ 相近、且舒张期杂音图形相似，且 $\Delta t_1$ 符合第三心音S3出现的时间，则将该舒张期杂音认为是S3。

5. 如权利要求1所述的基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法，其特征在于：在一个听诊区的心音图中，对于每个舒张期杂音图形，若当前舒张期杂音图形为下一S1之前的独立脉冲图形，则依次获取当前听诊区心音图中每个心动周期内该舒张期杂音与下一心动周期的M1的时间间隔 $\Delta t_2$ ；若 $\Delta t_2$ 相近、且舒张期杂音图形相似，且 $\Delta t_2$ 符合第三心音S4出现的时间，则将该舒张期杂音认为是S4。

6. 如权利要求1所述的基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法，其特征在于：根据R波获取S1的方法为：获得R波峰值出现的时刻 $T_R$ ，在 $T_R$ 之后的指定时间区间内获取心音图上的波形，记为S1；该指定时间区间在心电图的RT时间区间之内，且S1的第一个峰值出现在心电S波结束之前；

根据T波获取S2的方法为：获得T波波峰出现的时刻 $T_T$ ，在 $T_T$ 之后给定时间区间内获取心音图上的波形，记为S2；该给定时间区间在心电图的T波之后、下一个心动周期的P波之前，且S2的第一个峰值出现在T波结束之前。

## 基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种心电图心音图的分析方法,特别是一种适于家用心电心音监测的心电心音分析方法。

### 背景技术

[0002] 在人体心脏,窦房结自动地、有节律地产生电流,电流按传导组织的顺序传送到心脏的各个部位,从而引起心肌细胞的收缩和舒张。由窦房结发出的兴奋按一定的途径和过程依次向心房和心室传递,引起整个心脏的兴奋。因此,心脏各部分兴奋过程中出现的电变化的方向、途径、次序和时间具有规律。这种生物电变化通过心脏周围的导电阻值和体液反映到体表,使身体各部位在每一个心动周期中都发生有规律的电变化。用引导电极置于肢体或躯体的指定部位记录出来的心脏电变化曲线成为心电图。

[0003] 心音图显示心音和心脏额外音、杂音图形。心音图对判定心脏杂音的形态和频率组成有很大作用,更能判定心音和杂音的时间,明确区分某些心音发生的顺序,鉴别心动周期中连贯的连续性杂音。右心房和右心室之间有三尖瓣,左心房和左心室之间有二尖瓣,右心室与肺动脉之间有肺动脉瓣,左心室与主动脉之间有主动脉瓣。右心房兴奋,三尖瓣打开,血流进入右心室,三尖瓣关闭,右心室兴奋,血流输入肺动脉。肺循环后的血液进入左心房,二尖瓣打开血液进入左心室,二尖瓣关闭,左心室兴奋,血流输入主动脉。S1的产生于二尖瓣(T1)和三尖瓣(M1)的闭合有关,S2的产生是主动脉瓣(A2)和肺动脉瓣(P2)的闭合引起。

[0004] 心电位变化时心脏变化的始动因素,最先表现出来,第一心音S1落后于心电图的R波,第二心音S2在心电复极波(T波)之后。

[0005] 心脏瓣膜听诊区通常有五个区,①二尖瓣区M:位于心尖搏动最强点,又称心尖区;②肺动脉瓣区P:在胸骨左缘第2肋间;③主动脉瓣区A:心底部右侧,位于胸骨右缘第2肋间;④主动脉瓣第二听诊区E:心底部左侧,在胸骨左缘第3肋间,又称Erb区,有利于诊断主动脉瓣关闭不全;⑤三尖瓣区T:在胸骨下端左缘,即胸骨左缘第4、5肋间。心音听诊顺序为:①二尖瓣区M开始—②肺动脉瓣区P—③主动脉瓣区A—④主动脉瓣第二听诊区E—⑤三尖瓣区T。或者是:⑤三尖瓣区开始—④主动脉瓣第二听诊区—③主动脉瓣区—②肺动脉瓣区—①二尖瓣区。正常的心脏,第一心音在心尖部最清楚,第二心音在心底部最清楚。

[0006] 对于有心脏杂音的情况,由于某些原因,血液在心脏和大血管内流动的过程中,发生湍流和旋涡,冲击附近组织,引起震动而产生心脏杂音。有的心脏杂音比较局限,有的比较广泛,不同的心脏疾患,有其特有的传导方向。多数情况下,杂音最响的部位常在胸骨上部右缘和颈部,而二尖瓣关闭不全的最响部位可能在心尖部。杂音最响的部位和传导范围,对判定杂音的来源有帮助。杂音的传递方向和范围对于心脏疾病类型的判断有帮助。但目前对于心音传递的方向和范围只能通过医生对患者不同的心脏听音位置逐一的听诊,完全依赖医生的听诊技巧和经验给出诊断结果。这种人工听诊方法无法同时获取患者各个心脏听诊区的心音,并且无法进行多路心音数据分析。

- [0007] 本申请中关于心音图和心电图的术语解释：
- [0008] 第一心音S1,M1是S1中第一个可以听到的成分,T1是S1中第二个可以听到的成分。正常情况下,T1紧跟M1,发生于三尖瓣闭合之后。正常情况下M1和T1之间间隔为0.02s。
- [0009] 第二心音S2,S2的产生是主动脉瓣(A2)和肺动脉瓣(P2)的闭合引起,A2是S2的第一个组成成分,P2是S2的第二个组成成分,P2通常只能在心底部左部才能听到。正常情况下,A2和P2的间隔约为0.03S。
- [0010] 第三心音S3,S3产生于S2之后,20岁之前发生的概率为84.4%;25岁以后的发生概率为46.6%,40岁以上很少听到S3。
- [0011] 第四心音S4,S4发生于第一心音之前。
- [0012] 从心动周期来看,S1~S2对应心脏的收缩期,S2~下一周期的S1对应心脏的舒张期。
- [0013] 心电图中,一个心动周期包含P波,QRS波和T波,第一心音S1落后于P波,第二心音落后于T波,QT间期指的是Q波来临时刻到T波结束时刻的间期。

## 发明内容

- [0014] 本发明的目的在于提供一种能够同时监控心电、和多路心音信号,初步判断心音传递方向和传递范围的多路心音分析的方法。
- [0015] 一种多路心音的分析方法,包括以下步骤:
- [0016] 步骤1:同步采集并同步记录心电图和多路心音图,每路心音图与各自的听诊区对应,心音图按照听诊区顺序排列,心电图和所有心音图使用同一个时间轴,心电监测时同时获得心率;
- [0017] 步骤2:通过心率获得心动周期,分别识别每个心动周期的心电特征,使用心电特征标记时间轴,心电特征至少包括R波和T波;
- [0018] 步骤3:根据心电特征对应寻找每一路心音图的心音特征,心音特征包括S1和S2;
- [0019] 步骤4:根据S1出现的时刻,和/或S1的强度,和/或S2的时刻,和/或S2的强度识别心脏是否有病变或病变趋势。
- [0020] 心电图的心电特征至少包括R波和T波,正常来说,心电R波之后应出现第一心音S1,心电T波之后应出现第二心音S2。
- [0021] 心电特征R波的确定方法为:1)、获取使用者的心率,计算出每次心脏跳动的平均时间t,以t作为心动周期的时长;
- [0022] 2)、在心电图中获取一段时间长度为t的心电图形作为当前心电图形,对当前心电图形采样,并获得每个采样点的幅值,寻找当前心电图形的最大幅值点,该最大幅值点作为当前R波,记录R波时刻。
- [0023] 心电特征T波的确定方法为:3.1)、从当前R波向后截取长度为t的心电图作为当前心电图形,对当前心电图形进行采样,获取每个采样点的幅值,识别当前心电图形中的所有波峰,波峰指的是该点幅值大于其前后相邻的采样点;
- [0024] 3.2)、寻找幅值最大的波峰,判断该波峰与当前R波的时间间隔 $T_{R1}$ 是否小于该波峰与当前心电图形结束时刻的时间间隔 $T_{R2}$ ,若是,则将该幅值最大的波峰作为T波,并标记T波时刻。

[0025] 作为优选的方案,心电特征还包含P波,P波的确定方法为:从当前R波向后截取长度为t的心电图形,截取从T波之后的图形作为当前分析图形,对当前分析图形进行采样,获取每个采样点的幅值,识别当前心电图形中的所有波峰,波峰指的是该点幅值大于其前后相邻的采样点;

[0026] 寻找幅值最大的波峰,判断该波峰与当前T波的时间间隔 $T_{P1}$ 是否大于该波峰与当前心电图形结束时刻的时间间隔 $T_{P2}$ ,若是,则将该幅值最大的波峰作为P波,以前一个P波到后一个P波作为一个心动周期。

[0027] 根据心电特征定位识别第一心音S1及其强度、第二心音S2及其强度

[0028] 心音听诊区至少包括心尖部(M区),心底部左侧(P区),心底部右侧(A区)和左胸骨边缘(T区)。

[0029] 获取S1的强度的方案为:在每一个心动周期内分别进行以下操作:获取当前心动周期的心电图的R波和T波,分别对每个心音图,截取RT间期的图形作为当前心音图形,对当前心音图形进行采样,获得每个采样点的幅值,寻找到最大幅值的采样点;获取最大幅值采样点与R波的间期 $T_R$ 和最大幅值采样点与T波的间期 $T_T$ ,判断是否 $T_R < T_T$ ,若是,则将最大幅值的采样点作为当前心音图的当前心动周期的S1,最大幅值作为S1的强度;若否,则提高采样频率,重复本步骤;以 $M_{S1}$ 表示M区的S1强度,以 $P_{S1}$ 表示P区的S1强度, $A_{S1}$ 表示A区的S1强度, $T_{S1}$ 表示T区的S1强度。

[0030] 获取S2的强度的方案为:在每一个心动周期内分别进行以下操作:获取当前心动周期的心电图的T波到下一个心动周期的P波之间的TP间期,分别对每个心音图,截取TP间期的图形作为当前心音图形,对当前心音图形进行采样,获得每个采样点的幅值,寻找到最大幅值的采样点;获取最大幅值采样点与R波的间期 $T_R$ 和最大幅值采样点与T波的间期 $T_T$ ,判断是否 $T_R < T_T$ ,若是,则将最大幅值的采样点作为当前心音图的当前心动周期的S2,最大幅值作为S2的强度;若否,则提高采样频率,重复本步骤;以 $M_{S2}$ 表示M区的S2强度,以 $P_{S2}$ 表示P区的S2强度, $A_{S2}$ 表示A区的S2强度, $T_{S2}$ 表示T区的S2强度。

[0031] 心音传感器位置识别纠正方法

[0032] 有时可能会出现将心音传感器一一放在正确的听诊位置,但是心音图与听诊区不对应,比如,A区心音图的心音传感器放在P区听诊位置上,P区心音图的心音传感器放在T区的听诊位置上等。此时,需要识别心音图是否与各自的听诊区正确对应,若不对应,应调整成一一正确对应。

[0033] 作为优选的方案,依次对于每个心动周期,找出 $M_{S1}, P_{S1}, A_{S1}, T_{S1}$ 中的最大值 $MAX_{S1}$ ,判断是否 $M_{S1} = MAX_{S1}$ ,若是,则输出M区就位;若否,则记录最大值 $MAX_{S2}$ 所在的心音图对应的原听诊区,之后将最大值 $MAX_{S2}$ 所在的心音图标记为M区;原M区标记为听诊区待定。

[0034] 作为优选的方案,依次对于每个心动周期,找出 $M_{S2}, P_{S2}, A_{S2}, T_{S2}$ 中的最大值 $MAX_{S2}$ ,判断是否 $A_{S2} = MAX_{S2}$ ,若是,则输出A区就位;若否,则记录最大值 $MAX_{S2}$ 所在的心音图对应的原听诊区,之后将该听诊区标记为A区;原A区标记为听诊区待定。

[0035] 作为优选的,若M区就位,同时A区就位,则判断是否是否符合 $P_{S2} > T_{S2}$ ,若是,则输出P区就位,T区就位;

[0036] 若M区就位,A区待定,且 $MAX_{S2}$ 所在的心音图的原听诊区为P区;则判断是否原A区的S2强度是否符合 $A_{S2} > T_{S2}$ ,若是,则将原A区标记为P区,T区不变;若否,则将原T区标记为P

区,原A区标记为T区;

[0037] 若M区就位,A区待定,且MAX<sub>S2</sub>所在的心音图的原听诊区为T区;则判断是否原A区的S2强度是否符合A<sub>S2</sub>>P<sub>S2</sub>,若是,则将原A区标记为P区,P区标记为T区;若否,则将原A区标记为P区,原P区标记为T区;

[0038] 若M区待定,A区就位,且MAX<sub>S1</sub>所在的心音图的听诊区为T区;则判断是否原M区的S2强度是否符合M<sub>S2</sub>>P<sub>S2</sub>,若是,则将原M区标记为P区,P区标记为T区;若否,则将原M去标记为T区;

[0039] 若M区待定,A区就位,且MAX<sub>S1</sub>所在的心音图的听诊区为P区;则判断是否原M区的S2强度是否符合M<sub>S2</sub>>T<sub>S2</sub>,若是,则将原M区标记为P区,P区标记为T区;若否,则将原M去标记为T区;

[0040] 若M区待定,且A区待定,则判断原M区的S2强度与原A区的S2强度是否符合M<sub>S2</sub>>A<sub>S2</sub>,若是,则将原M区标记为P区,原A区标记为T区。

[0041] 另一种识别多路心音传感器位置是否与听诊区正确对应的方案

[0042] 在进行心脏机能监测前,应先确认个多路心音听诊心音传感器是否位于正确的听诊区。

[0043] 多路心音听诊的心音传感器位置纠错方法包括:

[0044] 对于每个心动周期:分别提取每个心音图在当前心动周期的S1图形,对每个S1图形用同样的采样频率采样,获得每个S1图形的最大正向峰值;针对S1,判断是否符合M区的S1最大正向峰值大于其他所有听诊区的S1最大正向峰值,若符合,则在下一个心动周期重复提取和比较S1的最大正向峰值,若所有心动周期都符合M区的S1最大正向峰值为最大值,则输出M区正确就位,并继续T区的识别;若具有心动周期不符合符合M区的S1最大正向峰值为最大值,则输出M区位置异常,请检查心音传感器位置;

[0045] 当M区正确就位时,获取M区的S1采样图形和T区的S1采样图形,在M区的S1采样图形去除最大正向峰值点获得M区数据,在T区的S1采样图形去除最大正向峰值点获得T区数据,将M区数据和T区数据按时间重合,判断T区数据中是否存在一个点、该点的正向峰值大于M区数据中的所有峰值;若是,则说明T区的S1具有M1和T1两个成分,T区正确就位;若否,则输出T区异常,请检查心音传感器位置。

[0046] 作为优选的,步骤4中,分别提取每个心音图在当前心动周期的S2图形,对每个S2图形用同样的采样频率采样,获得每个S2图形的最大正向峰值;S1和S2的提取同步进行或按指定顺序进行;

[0047] 针对S2判断是否符合A区的S2最大正向峰值大于其他所有听诊区的S2最大正向峰值,若符合,则在下一个心动周期重复提取和比较S2的最大正向峰值,若所有心动周期都符合A区的S2最大正向峰值为最大值,则输出A区正确就位,并继续P区的识别;若具有心动周期不符合符合A区的S2最大正向峰值为最大值,则输出A区位置异常,请检查心音传感器位置;

[0048] 当A区正确就位时,获取A区的S2采样图形和P区的S2采样图形,在A区的S2采样图形去除最大正向峰值点获得A区数据,在P区的S2采样图形去除最大正向峰值点获得P区数据,将A区数据和P区数据按时间重合,判断P区数据中是否存在一个点、该点的正向峰值大于A区数据中的所有峰值;若是,则说明P区的S2具有A2和P2两个成分,P区正确就位;若否,

则输出P区异常,请检查心音传感器位置。

[0049] 识别心音传感器是否正确就位的思路是:在心音听诊中,S1中的M1成分在所有听诊部位都能听到,但在心尖部M区听到最清楚。且M1比T1强度高,因此心尖部的S1幅值实际是M1的幅值,且Ms1跟其他听诊区相比最大,Ms1出现的时刻即为M1出现的时刻。若M区心音图符合Ms1跟其他听诊区相比最大,则说明M区心音图与M区听诊区正确对应。若不符合,则说明M区心音图与M区听诊区不对应。

[0050] T1紧跟M1,但是产生T1的能量很少,只能在左胸骨边缘T区听到。因此,在T区心音图的S1中,应出现M1和T1,即Ms1时刻之后应出现一个明显的峰值,即T1对应的脉冲。若无此脉冲,则说明T区心音图与T区听诊区不对应。

[0051] S2中的A2成分在所有的听诊部位都能听到,但最佳听诊部位是心底部右侧A区,且A2的强度比P2的强度大,因此,A区的S2幅值实际是A2的幅值,且As2跟其他听诊区相比最大,As2出现的时刻即为A2出现的时刻。若A区心音图符合As2跟其他听诊区相比最大,则说明A区心音图与A区听诊区正确对应。若不符合,则说明A区心音图与A区听诊区不对应。

[0052] P2是S2的第二个组成成分,P2在A2之后,通常只能在心底部左侧听到。因此,在P区心音图的S2中,应出现A2和P2,即As2时刻之后应出现一个明显的峰值,即P2对应的脉冲。若无此脉冲,则说明P区心音图与P区听诊区不对应。

[0053] 当每个心音图均与各自的听诊区正确对应时,同步采集心电图和多路心音图,并进行心脏功能的监测。

[0054] 作为优选的方案:确定心音特征M1,T1,A2和P2的方法,包括以下步骤:

[0055] 1、分别对于心电图中每个心动周期获取R波,获取M区心音图上与当前R波对应的S1,获取S1的最大值出现时刻ts1,ts1作为M1对应的时刻,以ts1标记所有心音图的M1;

[0056] 2、获取A区心音图上与当前T波对应的S2,获取S2的最大值出现时刻ts2,ts2作为A2对应的时刻,以ts2标记所有心音图的A2;

[0057] 3、获取T区心音图上ts1标记的S1,获得ts1之后出现的第一个明显峰值,明显峰值指的是跟ts1时刻的幅值相近,可根据T1幅值数据统计获得,以ts1之后第一个明显峰值出现时刻tT1作为T1对应的时刻,以tT1标记所有心音图的T1;

[0058] 4、获取P区心音图上ts2标记的S2,获得ts2之后出现的第一个明显峰值,明显峰值指的是跟ts2时刻的幅值相近,可根据P2幅值数据统计获得,以ts2之后第一个明显峰值出现时刻tP2作为P2对应的时刻,以tP2标记所有心音图的P2。

[0059] 进一步,根据R波获取S1的方法为:获得R波峰值出现的时刻tr,在tr之后的指定时间区间内获取心音图上的波形,记为S1;该指定时间区间在心电图的RT时间区间之内,且S1的第一个峰值出现在心电S波结束之前。

[0060] 进一步,根据T波获取S2的方法为:获得T波波峰出现的时刻Tr,在Tr之后给定时间区间内获取心音图上的波形,记为S2;该给定时间区间在心电图的T波之后、下一个心动周期的P波之前,且S2的第一个峰值出现在T波结束之前。

[0061] 心脏机能检测包含心音分裂、增强或减弱,心脏杂音及杂音类型,心脏杂音的传递方向。

[0062] 识别心音增强的方案

[0063] 在时间轴M1,T1,A2和P2定位之后,能够利用M1,T1的间隔时间可识别S1是否分裂

异常;利用A2和P2的间隔时间可识别S2是否分裂异常。并且,M1,T1,A2和P2定位之后,能够获得各点的幅值,以判断S1是否增强或减弱,S2是否增强或减弱。

[0064] 识别S1的分裂的方案如下:在每个心音图中,分别对每个心动周期获取 $t_{S1}$ 和 $t_{T1}$ 的间隔时间 $T_{M-T}$ ,若 $T_{M-T}=0.02S$ ,则S1为正常的自然分裂;当某区心音图出现 $T_{M-T}>0.02S$ ,则S1宽分裂、异常。

[0065] 识别S2的分裂的方案如下:在每个心音图中,分别对每个心动周期获取 $t_{S2}$ 和 $t_{P2}$ 的间隔时间 $T_{A-P}$ ,若 $T_{A-P}=0.03S$ ,则S2为正常的自然分裂;当某区心音图出现 $T_{A-P}>0.03S$ ,则S2宽分裂、异常;

[0066] 识别心音增强的方案

[0067] 在获得S1的强度后,对S1的强度进行分析,以得知S1强度的变化趋势。

[0068] 识别S1增强或减弱的方案如下:第一种情况,获取M区心音图,在每一个心动周期内,以M区 $t_{S1}$ 时刻的幅值与M1正常幅值相比,若M区 $t_{S1}$ 时刻的幅值>M1正常幅值,则认为当前心动周期S1增强;若M区 $t_{S1}$ 时刻的幅值<M1正常幅值,则认为当前心动周期S1减弱;若M区 $t_{S1}$ 时刻的幅值在正常范围内,则认为当前心动周期S1正常;

[0069] 第二种情况,连续识别M区的每个心动周期的S1幅值,若所有心动周期的S1增强,则输出S1增强;若S1增强和S1减弱交替出现,则输出S1增强和减弱交替;若所有心动周期的S1减弱,则输出S1减弱;若S1增强和/或S1减弱的周期数小于预设值,则认为S1正常。

[0070] 当S1减弱时,分别比较每个心动周期中的S1强度,识别出S1是持续的逐渐减弱还是减弱无规律可寻,或是S1强度呈强-弱-强-弱交替变化。

[0071] 因M区是S1的最佳听诊区,因此在分析S1强度时,优先分析M区的S1强度。

[0072] 在获得S2的强度后,对S2的强度进行分析,以得知S2强度的变化趋势。

[0073] 识别S2的增强或减弱的方案如下:第一种情况、获取A区心音图,在每一个心动周期内,以A区 $T_{S1}$ 时刻的幅值与A2正常幅值相比,若A区 $T_{S1}$ 时刻的幅值>A2正常幅值,则认为当前心动周期S2增强;若A区 $T_{S2}$ 时刻的幅值<A2正常幅值,则认为当前心动周期S2减弱;若A区 $T_{S2}$ 时刻的幅值在正常范围内,则认为当前心动周期S2正常;

[0074] 第二种情况、连续识别A区的每个心动周期的S2幅值,若所有心动周期的S2增强,则输出S2增强;若S2增强和S2减弱交替出现,则输出S2增强和减弱交替;若所有心动周期的S2减弱,则输出S2减弱;若S2增强和/或S2减弱的周期数小于预设值,则认为S2正常。

[0075] 当S1和S2均持续的逐渐减弱时,则可能是心衰的信号,提醒使用者注意。

[0076] 因A区是S2的最佳听诊区,因此在分析S2强度时,优先分析A区的S2强度。

[0077] 识别心脏杂音的方案

[0078] 在时间轴进行M1,T1,A2和P2定位之后,对于同一个心音图的每一个心音图能够识别S1和S2之间是否有杂音,S2到下一个心动周期的S1之间是否有杂音。

[0079] 识别心脏杂音的方法如下:

[0080] 1)、分别对每个听诊区的心音图的每个心动周期,获取T1-A2之间的D1图形,和P2至下一个M1之间的D2图形,

[0081] 2)、判断D1的上下波动是否在正常范围内,若是,则认为当前心动周期的收缩期无杂音,若否,则认为当前心动周期有收缩期杂音,记录该听诊区、心动周期及收缩期杂音图形;

[0082] 3)、判断D2的上下波动是否在正常范围内,若是,则认为当前心动周期的舒张期无杂音,若否,则认为当前心动周期有舒张期杂音,记录该听诊区、心动周期及舒张期杂音图形。

[0083] 进一步,对于每个收缩期杂音图形,识别当前收缩期杂音图形中脉冲峰值的变化趋势和最大值,当脉冲峰值呈从S1向S2减弱或增强趋势时,判断最大值位于当前收缩期杂音图形的位置,最大值位于前半部时为收缩早期杂音,最大值位于中部时为收缩中期杂音,最大值位于后半部时为收缩晚期杂音;当脉冲峰值的变化趋势趋近于直线时,为全收缩期杂音。

[0084] 进一步,对于每个舒张期杂音图形,识别当前舒张期杂音图形中脉冲峰值的变化趋势和最大值,当脉冲峰值呈从S2向下一S1减弱或增强趋势时,判断最大值位于当前舒张期杂音图形的位置,最大值位于前半部时为舒张早期杂音,最大值位于中部时为舒张中期杂音,最大值位于后半部时为舒张晚期杂音;当脉冲峰值的变化趋势趋近于直线时,为全舒张期杂音。

[0085] 在有舒张期杂音时,对于每个听诊区的心音图来说,识别当前心音图的所有心动周期内的舒张期杂音,以判别是否S3或者S4。

[0086] 进一步,在一个听诊区的心音图中,对于每个舒张期杂音图形,若当前舒张期杂音图形为S2之后的独立脉冲图形,则依次获取当前听诊区心音图中每个心动周期内该舒张期杂音与当前心动周期的A2的时间间隔 $\Delta t_1$ ;若 $\Delta t_1$ 相近、且舒张期杂音图形相似,且 $\Delta t_1$ 符合第三心音S3出现的时间,则将该舒张期杂音认为是S3。

[0087] 进一步,在一个听诊区的心音图中,对于每个舒张期杂音图形,若当前舒张期杂音图形为下一S1之前的独立脉冲图形,则依次获取当前听诊区心音图中每个心动周期内该舒张期杂音与下一心动周期的M1的时间间隔 $\Delta t_2$ ;若 $\Delta t_2$ 相近、且舒张期杂音图形相似,且 $\Delta t_2$ 符合第三心音S4出现的时间,则将该舒张期杂音认为是S4。

[0088] 识别心脏杂音原发区域和传递方向

[0089] 在时间轴上进行M1,T1,A2和P2定位之后,在同一个心动周期内、不同的听诊区心音图上识别是否有杂音以及杂音幅度的强、弱次序,以识别心脏异常发生的位置和传递方向。

[0090] 识别心脏杂音产生和传递方向的方法,包括以下步骤:

[0091] 1)、获取一个心动周期为当前心动周期;

[0092] 2)、依次获取每个心音图在当前心动周期的T1-A2之间的D1图形;

[0093] 3)、针对D1图形,若有且只有一个听诊区心音图的D1图形具有明显幅值的脉冲信号,则输出该听诊区具有收缩期杂音;若多个听诊区心音图的D1图形具有明显幅值的脉冲信号,则获取每个D1图形的幅值,将每个听诊区按D1图形的幅值从大到小排列,心音听诊区的排序为杂音的传递方向,幅值最大的听诊区所对应的瓣膜则可能是病变的原始位置。

[0094] 进一步,依次获取每个心音图在当前心动周期的P2到下一心动周期的M1之间的D2图形;针对D2图形,若有且只有一个听诊区心音图的D2图形具有明显幅值的脉冲信号,则输出该听诊区具有舒张期杂音;若多个听诊区心音图的D2图形具有明显幅值的脉冲信号,则获取每个D2图形的幅值,将每个听诊区按D2图形的幅值从大到小排列,心音听诊区的排序为杂音的传递方向,幅值最大的听诊区所对应的瓣膜则可能是病变的原始位置。具有明

显幅值是指各采样点的幅值并非只在水平线上下误差允许的范围内振动。

[0095] 只有一个听诊区的心音图有舒张期杂音时,对于每个舒张期杂音图形,若当前舒张期杂音图形为S2之后的独立脉冲图形,则依次获取当前听诊区心音图中每个心动周期内该舒张期杂音与当前心动周期的A2的时间间隔 $\Delta t_1$ ;若 $\Delta t_1$ 相近、且舒张期杂音图形相似,且 $\Delta t_1$ 符合第三心音S3出现的时间,则将该舒张期杂音认为是S3;当舒张期杂音判定是S3时,则输出具有第三心音,并且不进行传递方向判定。独立脉冲图形指的是S2与当前舒张期杂音图形之间的采样点幅值只在水平线上下误差允许的范围内振动。

[0096] 只有一个听诊区的心音图有舒张期杂音时,对于每个舒张期杂音图形,若当前舒张期杂音图形为下一S1之前的独立脉冲图形,则依次获取当前听诊区心音图中每个心动周期内该舒张期杂音与下一心动周期的M1的时间间隔 $\Delta t_2$ ;若 $\Delta t_2$ 相近、且舒张期杂音图形相似,且 $\Delta t_2$ 符合第三心音S4出现的时间,则将该舒张期杂音认为是S4;当舒张期杂音判定是S4时,则输出具有第四心音,并且不进行传递方向判定。独立脉冲图形指的是S2与当前舒张期杂音图形之间的采样点幅值只在水平线上下误差允许的范围内振动。

[0097] 本发明的优点在于:

[0098] 1、同步采集心电图和心音图,通过将心电图的心动周期和心音图的心动周期匹配,利用心电心音的对应关系实现对心脏情况的初步诊断,降低对专业人员的依赖性,实现自动识别心脏异常并报警,适于家用监控心脏状态。

[0099] 2、利用心电图的R波定位寻找心音图的S1,心电图的T波对应寻找心音图的S2,以心电对应心音,识别心脏异常情况。

[0100] 3、在同一个心动周期中,连续对比各听诊区的S1,S2以识别心音传感器是否正确就位,实现心音传感器位置自动纠错。

[0101] 4、以心音听诊规律来识别定位M1,T1,A2和P2,根据M1,T1的时间间隔识别S1是否正常分裂;A2,P2的时间间隔识别S2是否正常分裂;T1,A2的时间间隔识别是否存在收缩期杂音;P2,M1的时间间隔识别是否存在舒张期杂音。

[0102] 5、在同一个听诊区心音图中,通过连续对比所有心动周期中的S1幅值和S2幅值,识别S1和S2的变化趋势,有利于早期发现心衰。

[0103] 6、如有心脏杂音,通过在同一个心动周期中连续对比各听诊区的杂音波形,初步寻找杂音出现的原始位置和传递方向。

## 具体实施方式

[0104] 本发明的原理是:窦房结发出的电信号传递到右心房、左心房,心房兴奋表现为心电图的P波,右心房的兴奋传递到房室结,房室结将兴奋传递到左心室、右心室,心室兴奋表现为心电图的R波,心室复极表现为心电图的T波。心室复极化等待窦房结下一次兴奋。在同一个心动周期内,心电图应具有P波,R波和T波。

[0105] S1的产生与二尖瓣(T1)和三尖瓣(M1)的闭合有关,S2的产生是主动脉瓣(A2)和肺动脉瓣(P2)的闭合引起。在一个心动周期内,心音图应具有S1和S2。当心电图的心动周期与心音图的心电周期不对应时,则很可能心脏状态出现异常。

[0106] 根据心脏血液流向,右心房和右心室之间有三尖瓣,左心房和左心室之间有二尖瓣,右心室与肺动脉之间有肺动脉瓣,左心室与主动脉之间有主动脉瓣。右心房兴奋,三尖

瓣打开,血流进入右心室,三尖瓣关闭,右心室兴奋,血流输入肺动脉。肺循环后的血液进入左心房,二尖瓣打开血液进入左心室,二尖瓣关闭,左心室兴奋,血流输入主动脉。心室兴奋必然跟三尖瓣、二尖瓣的闭合相伴随;心室复极化也必然跟肺动脉瓣和主动脉瓣的闭合相伴随。因此,心电的R波与心音的S1具有医学对应关系,心电的T波与心音的S2具有医学对应关系。

[0107] 心音听诊区至少包括心尖部(M区),心底部左侧(P区),心底部右侧(A区)和左胸骨边缘(T区)。心电图的心电特征至少包括R波和T波。

[0108] 在心音听诊中,S1中的M1成分在所有听诊部位都能听到,但在心尖部M区听到最清楚,因此M区的M1幅值应该是所有听诊区中的最大值。且M1比T1强度高,因此M区的S1幅值实际是M1的幅值,其该幅值出现的时刻即为M1出现的时刻。

[0109] T1紧跟M1,但是产生T1的能量很少,只能在左胸骨边缘T区听到。因此,在T区心音图的S1中,应出现M1和T1。并且在其他听诊区的T1位置不应该出现与M1幅值相近的脉冲。

[0110] S2中的A2成分在所有的听诊部位都能听到,但最佳听诊部位是心底部右侧A区,且A2的强度比P2的强度大,因此,A区的S2幅值实际是A2的幅值且跟其他听诊区相比最大。

[0111] P2是S2的第二个组成成分,P2在A2之后,通常只能在心底部左侧听到。因此,在P区心音图的S2中,应出现A2和P2,。并且在听诊区的P2位置不应该出现与A2幅值相近的脉冲。

[0112] 一种多路心音的分析方法,包括以下步骤:

[0113] 步骤1:同步采集并同步记录心电图和多路心音图,每路心音图与各自的听诊区对应,心音图按照听诊区顺序排列,心电图和所有心音图使用同一个时间轴,心电监测时同时获得心率;

[0114] 步骤2:通过心率获得心动周期,分别识别每个心动周期的心电特征,使用心电特征标记时间轴,心电特征至少包括R波和T波;

[0115] 步骤3:根据心电特征对应寻找每一路心音图的心音特征,心音特征包括S1和;

[0116] 步骤4:根据S1出现的时刻,和/或S1的强度,和/或S2的时刻,和/或S2的强度识别心脏是否有病变或病变趋势。

[0117] 心电图的心电特征至少包括R波和T波,正常来说,心电R波之后应出现第一心音S1,心电T波之后应出现第二心音S2。

[0118] 心电特征R波的确定方法为:1)、获取使用者的心率,计算出每次心脏跳动的平均时间t,以t作为心动周期的时长;

[0119] 2)、在心电图中获取一段时间长度为t的心电图形作为当前心电图形,对当前心电图形采样,并获得每个采样点的幅值,寻找当前心电图形的最大幅值点,该最大幅值点作为当前R波,记录R波时刻。

[0120] 心电特征T波的确定方法为:3.1)、从当前R波向后截取长度为t的心电图作为当前心电图形,对当前心电图形进行采样,获取每个采样点的幅值,识别当前心电图形中的所有波峰,波峰指的是该点幅值大于其前后相邻的采样点;

[0121] 3.2)、寻找幅值最大的波峰,判断该波峰与当前R波的时间间隔 $T_{R1}$ 是否小于该波峰与当前心电图形结束时刻的时间间隔 $T_{R2}$ ,若是,则将该幅值最大的波峰作为T波,并标记T波时刻。

[0122] 作为优选的方案,心电特征还包含P波,确定T波的基础上,再确定P波。

[0123] P波的确定方法为:从当前R波向后截取长度为t的心电图形,截取从T波之后的图形作为当前分析图形,对当前分析图形进行采样,获取每个采样点的幅值,识别当前心电图形中的所有波峰,波峰指的是该点幅值大于其前后相邻的采样点;

[0124] 寻找幅值最大的波峰,判断该波峰与当前T波的时间间隔 $T_{P1}$ 是否大于该波峰与当前心电图形结束时刻的时间间隔 $T_{P2}$ ,若是,则将该幅值最大的波峰作为P波,以前一个P波到后一个P波作为一个心动周期。

[0125] 根据心电特征定位识别第一心音S1及其强度、第二心音S2及其强度

[0126] 心音听诊区至少包括心尖部(M区),心底部左侧(P区),心底部右侧(A区)和左胸骨边缘(T区)。

[0127] 获取S1的强度的方案为:在每一个心动周期内分别进行以下操作:获取当前心动周期的心电图的R波和T波,分别对每个心音图,截取RT间期的图形作为当前心音图形,对当前心音图形进行采样,获得每个采样点的幅值,寻找到最大幅值的采样点;获取最大幅值采样点与R波的间期 $T_R$ 和最大幅值采样点与T波的间期 $T_T$ ,判断是否 $T_R < T_T$ ,若是,则将最大幅值的采样点作为当前心音图的当前心动周期的S1,最大幅值作为S1的强度;若否,则提高采样频率,重复本步骤;以 $M_{S1}$ 表示M区的S1强度,以 $P_{S1}$ 表示P区的S1强度, $A_{S1}$ 表示A区的S1强度, $T_{S1}$ 表示T区的S1强度。

[0128] 获取S2的强度的方案为:在每一个心动周期内分别进行以下操作:获取当前心动周期的心电图的T波到下一个心动周期的P波之间的TP间期,分别对每个心音图,截取TP间期的图形作为当前心音图形,对当前心音图形进行采样,获得每个采样点的幅值,寻找到最大幅值的采样点;获取最大幅值采样点与R波的间期 $T_R$ 和最大幅值采样点与T波的间期 $T_T$ ,判断是否 $T_R < T_T$ ,若是,则将最大幅值的采样点作为当前心音图的当前心动周期的S2,最大幅值作为S2的强度;若否,则提高采样频率,重复本步骤;以 $M_{S2}$ 表示M区的S2强度,以 $P_{S2}$ 表示P区的S2强度, $A_{S2}$ 表示A区的S2强度, $T_{S2}$ 表示T区的S2强度。

[0129] 当四个心音传感器位于正确的听诊位置,识别心音图是否与听诊区对应

[0130] 有时可能会出现将心音传感器一一放在正确的听诊位置,但是心音图与听诊区不对应,比如,A区心音图的心音传感器放在P区听诊位置上,P区心音图的心音传感器放在T区的听诊位置上等。此时,需要识别心音图是否与各自的听诊区正确对应,若不对应,应调整成一一正确对应。

[0131] 作为优选的方案,找出 $M_{S1}, P_{S1}, A_{S1}, T_{S1}$ 中的最大值 $MAX_{S1}$ ,判断是否 $M_{S1} = MAX_{S1}$ ,若是,则输出M区就位;若否,则记录最大值 $MAX_{S2}$ 所在的心音图对应的原听诊区,之后将最大值 $MAX_{S2}$ 所在的心音图标记为M区;原M区标记为听诊区待定。

[0132] 作为优选的方案,找出 $M_{S2}, P_{S2}, A_{S2}, T_{S2}$ 中的最大值 $MAX_{S2}$ ,判断是否 $A_{S2} = MAX_{S2}$ ,若是,则输出A区就位;若否,则记录最大值 $MAX_{S2}$ 所在的心音图对应的原听诊区,之后将该听诊区标记为A区;原A区标记为听诊区待定。

[0133] 作为优选的,若M区就位,同时A区就位,则判断是否是否符合 $P_{S2} > T_{S2}$ ,若是,则输出P区就位,T区就位;

[0134] 若M区就位,A区待定,且 $MAX_{S2}$ 所在的心音图的原听诊区为P区;则判断是否原A区的S2强度是否符合 $A_{S2} > T_{S2}$ ,若是,则将原A区标记为P区,T区不变;若否,则将原T区标记为P区,原A区标记为T区;

[0135] 若M区就位,A区待定,且 $MAX_{S2}$ 所在的心音图的原听诊区为T区;则判断是否原A区的S2强度是否符合 $A_{S2} > P_{S2}$ ,若是,则将原A区标记为P区,P区标记为T区;若否,则将原A区标记为P区,原P区标记为T区;

[0136] 若M区待定,A区就位,且 $MAX_{S1}$ 所在的心音图的听诊区为T区;则判断是否原M区的S2强度是否符合 $M_{S2} > P_{S2}$ ,若是,则将原M区标记为P区,P区标记为T区;若否,则将原M去标记为T区;

[0137] 若M区待定,A区就位,且 $MAX_{S1}$ 所在的心音图的听诊区为P区;则判断是否原M区的S2强度是否符合 $M_{S2} > T_{S2}$ ,若是,则将原M区标记为P区,P区标记为T区;若否,则将原M去标记为T区;

[0138] 若M区待定,且A区待定,则判断原M区的S2强度与原A区的S2强度是否符合 $M_{S2} > A_{S2}$ ,若是,则将原M区标记为P区,原A区标记为T区。

[0139] 另一种识别多路心音传感器位置是否与听诊区正确对应的方案

[0140] 在进行心脏机能监测前,应先确认个多路心音听诊心音传感器是否位于正确的听诊区。

[0141] 多路心音听诊心音传感器位置识别方法包括:

[0142] 1、判断M区心音图是否对应M区听诊区:

[0143] 获取心电图中的R波,分别获取每个心音图中与当前R波对应的S1,获取S1的幅值,以 $M_{S1}$ 表示M区的S1幅值,以 $P_{S1}$ 表示P区的S1幅值, $A_{S1}$ 表示A区的S1幅值, $T_{S1}$ 表示T区的S1幅值;判断是否 $M_{S1}$ 最大,若是,则认为M区心音传感器就位,并记录 $M_{S1}$ 出现的时刻 $T_{MS1}$ ,若否,则M区位置异常。

[0144] 2、判断P区心音图是否对应P区听诊区、A区心音图是否对应A区听诊区:

[0145] 1)、获取心电图中的T波,分别获取每个心音图中与当前T波对应的S2,获取S2的幅值,以 $M_{S2}$ 表示M区的S2幅值,以 $P_{S2}$ 表示P区的S2幅值, $A_{S2}$ 表示A区的S2幅值, $T_{S2}$ 表示T区的S2幅值;判断是否 $A_{S2}$ 最大,若是,则认为A区心音传感器就位,并记录 $A_{S2}$ 出现的时刻 $T_{AS2}$ ;若否,则A区位置异常;

[0146] 2)、判断是否 $P_{S2}$ 第二大,若是,则认为P区心音传感器就位,并记录 $P_{S2}$ 出现的时刻 $T_{PS2}$ ;若否,则P区位置异常。

[0147] M区的判断与A区、P区的判断按指定顺序进行或同步进行。

[0148] 3、判断T区心音图是否对应T区听诊区:

[0149] 1)、获取心电图的R波,分别获取每个心音图中与当前R波对应的S1;

[0150] 2)、以 $T_{MS1}$ 标记S1,获取T区心音图中与 $T_{MS1}$ 对应的当前S1,判断当前S1中、 $T_{MS1}$ 时刻之后是否具有明显的波峰,若是,则认为T区心音传感器就位,并记录该明显波峰出现的时刻 $T_{TS1}$ ,若否,则T区位置异常。

[0151] 识别心音传感器是否正确就位的思路是:在心音听诊中,S1中的M1成分在所有听诊部位都能听到,但在心尖部M区听到最清楚。且M1比T1强度高,因此心尖部的S1幅值实际是M1的幅值,且 $M_{S1}$ 跟其他听诊区相比最大, $M_{S1}$ 出现的时刻即为M1出现的时刻。若M区心音图符合 $M_{S1}$ 跟其他听诊区相比最大,则说明M区心音图与M区听诊区正确对应。若不符合,则说明M区心音图与M区听诊区不对应。

[0152] T1紧跟M1,但是产生T1的能量很少,只能在左胸骨边缘T区听到。因此,在T区心音

图的S1中,应出现M1和T1,即Ms1时刻之后应出现一个明显的峰值,即T1对应的脉冲。若无此脉冲,则说明T区心音图与T区听诊区不对应。

[0153] S2中的A2成分在所有的听诊部位都能听到,但最佳听诊部位是心底部右侧A区,且A2的强度比P2的强度大,因此,A区的S2幅值实际是A2的幅值,且As2跟其他听诊区相比最大,As2出现的时刻即为A2出现的时刻。若A区心音图符合As2跟其他听诊区相比最大,则说明A区心音图与A区听诊区正确对应。若不符合,则说明A区心音图与A区听诊区不对应。

[0154] P2是S2的第二个组成成分,P2在A2之后,通常只能在心底部左侧听到。因此,在P区心音图的S2中,应出现A2和P2,即As2时刻之后应出现一个明显的峰值,即P2对应的脉冲。若无此脉冲,则说明P区心音图与P区听诊区不对应。

[0155] 当每个心音图均与各自的听诊区正确对应时,同步采集心电图和多路心音图,并进行心脏功能的监测。

[0156] 作为优选的方案:心音特征是依据心电特征的定位获得,确定心音特征M1,T1,A2和P2的方法,包括以下步骤:

[0157] A、分别对于心电图中每个心动周期获取R波,获取M区心音图上与当前R波对应的S1,获取S1的最大值出现时刻Ts1,Ts1作为M1对应的时刻,以Ts1标记所有心音图的M1;

[0158] B、获取A区心音图上与当前T波对应的S2,获取S2的最大值出现时刻Ts2,Ts2作为A2对应的时刻,以Ts2标记所有心音图的A2;

[0159] C、获取T区心音图上Ts1标记的S1,获得Ts1之后出现的第一个明显峰值,明显峰值指的是跟Ts1时刻的幅值相近,可根据T1幅值数据统计获得,以Ts1之后第一个明显峰值出现时刻Tt1作为T1对应的时刻,以Tt1标记所有心音图的T1;

[0160] D、获取P区心音图上Ts2标记的S2,获得Ts2之后出现的第一个明显峰值,明显峰值指的是跟Ts2时刻的幅值相近,可根据P2幅值数据统计获得,以Ts2之后第一个明显峰值出现时刻出现Tp2作为P2对应的时刻,以Tp2标记所有心音图的P2。

[0161] 在一些实施例中,根据R波获取S1的方法为:获得R波峰值出现的时刻Tr,在Tr之后的指定时间区间内获取心音图上的波形,记为S1;该指定时间区间在心电图的RT时间区间之内,且S1的第一个峰值出现在心电S波结束之前。

[0162] 在一些实施例中,根据T波获取S2的方法为:获得T波波峰出现的时刻Tt,在Tt之后给定时间区间内获取心音图上的波形,记为S2;该给定时间区间在心电图的T波之后、下一个心动周期的P波之前,且S2的第一个峰值出现在T波结束之前。

[0163] 在一些实施例中,针对每个听诊区的心音图,在每个心动周期中,获取Tt1时刻的幅值,判断是否T区的Tt1时刻的幅值最大,若是,则认为Tt1标记正确,若否,则重复步骤3,直到Tt1标记正确为止。

[0164] 在一些实施例中,针对每个听诊区的心音图,在每个心动周期中,获取Tp2时刻的幅值,判断是否P区的Tp2时刻的幅值最大,若是,则认为Tp2标记正确,若否,则重复步骤4,直到Tp2标记正确为止。

[0165] 识别心音增强的方案

[0166] 心脏机能检测包含心音分裂、增强或减弱,心脏杂音及杂音类型,心脏杂音的传递方向。

[0167] 在时间轴M1,T1,A2和P2定位之后,能够利用M1,T1的间隔时间可识别S1是否分裂

异常;利用A2和P2的间隔时间可识别S2是否分裂异常。并且,M1,T1,A2和P2定位之后,能够获得各点的幅值,以判断S1是否增强或减弱,S2是否增强或减弱。

[0168] 识别S1的分裂的方案如下:在每个心音图中,分别对每个心动周期获取 $T_{S1}$ 和 $T_{T1}$ 的间隔时间 $T_{M-T}$ ,若 $T_{M-T}=0.02S$ ,则S1为正常的自然分裂;当某区心音图出现 $T_{M-T}>0.02S$ ,则S1宽分裂、异常。

[0169] 识别S1增强或减弱的方案如下:1)、获取M区心音图,在每一个心动周期内,以M区 $T_{S1}$ 时刻的幅值与M1正常幅值相比,若M区 $T_{S1}$ 时刻的幅值>M1正常幅值,则认为当前心动周期S1增强;若M区 $T_{S1}$ 时刻的幅值<M1正常幅值,则认为当前心动周期S1减弱;若M区 $T_{S1}$ 时刻的幅值在正常范围内,则认为当前心动周期S1正常;

[0170] 2)、连续识别M区的每个心动周期的S1幅值,若所有心动周期的S1增强,则输出S1增强;若S1增强和S1减弱交替出现,则输出S1增强和减弱交替;若所有心动周期的S1减弱,则输出S1减弱;若S1增强和/或S1减弱的周期数小于预设值,则认为S1正常;

[0171] 判断S1分裂和S1增强或减弱按给定顺序进行或同步进行。

[0172] 识别S2的分裂的方案如下:在每个心音图中,分别对每个心动周期获取 $T_{S2}$ 和 $T_{P2}$ 的间隔时间 $T_{A-P}$ ,若 $T_{A-P}=0.03S$ ,则S2为正常的自然分裂;当某区心音图出现 $T_{A-P}>0.03S$ ,则S2宽分裂、异常;

[0173] 识别S2的增强或减弱的方案如下:1)、获取A区心音图,在每一个心动周期内,以A区 $T_{S1}$ 时刻的幅值与A2正常幅值相比,若A区 $T_{S1}$ 时刻的幅值>A2正常幅值,则认为当前心动周期S2增强;若A区 $T_{S2}$ 时刻的幅值<A2正常幅值,则认为当前心动周期S2减弱;若A区 $T_{S2}$ 时刻的幅值在正常范围内,则认为当前心动周期S2正常;

[0174] 2)、连续识别A区的每个心动周期的S2幅值,若所有心动周期的S2增强,则输出S2增强;若S2增强和S2减弱交替出现,则输出S2增强和减弱交替;若所有心动周期的S2减弱,则输出S2减弱;若S2增强和/或S2减弱的周期数小于预设值,则认为S2正常。

[0175] 识别心脏杂音的方案

[0176] 在时间轴进行M1,T1,A2和P2定位之后,对于同一个心音图的每一个心音图能够识别S1和S2之间是否有杂音,S2到下一个心动周期的S1之间是否有杂音。

[0177] 识别心脏杂音的方法如下:

[0178] 1)、分别对每个听诊区的心音图的每个心动周期,获取T1-A2之间的D1图形,和P2至下一个M1之间的D2图形,

[0179] 2)、判断D1的上下波动是否在正常范围内,若是,则认为当前心动周期的收缩期无杂音,若否,则认为当前心动周期有收缩期杂音,记录该听诊区、心动周期及收缩期杂音图形;

[0180] 3)、判断D2的上下波动是否在正常范围内,若是,则认为当前心动周期的舒张期无杂音,若否,则认为当前心动周期有舒张期杂音,记录该听诊区、心动周期及舒张期杂音图形。

[0181] 进一步,对于每个收缩期杂音图形,识别当前收缩期杂音图形中脉冲峰值的变化趋势和最大值,当脉冲峰值呈从S1向S2减弱或增强趋势时,判断最大值位于当前收缩期杂音图形的位置,最大值位于前半部时为收缩早期杂音,最大值位于中部时为收缩中期杂音,最大值位于后半部时为收缩晚期杂音;当脉冲峰值的变化趋势趋近于直线时,为全收缩期

杂音。

[0182] 进一步,对于每个舒张期杂音图形,识别当前舒张期杂音图形中脉冲峰值的变化趋势和最大值,当脉冲峰值呈从S2向下一S1减弱或增强趋势时,判断最大值位于当前舒张期杂音图形的位置,最大值位于前半部时为舒张早期杂音,最大值位于中部时为舒张中期杂音,最大值位于后半部时为舒张晚期杂音;当脉冲峰值的变化趋势趋近于直线时,为全舒张期杂音。

[0183] 在有舒张期杂音时,对于每个听诊区的心音图来说,识别当前心音图的所有心动周期内的舒张期杂音,以判别是否S3或者S4。

[0184] 进一步,在一个听诊区的心音图中,对于每个舒张期杂音图形,若当前舒张期杂音图形为S2之后的独立脉冲图形,则依次获取当前听诊区心音图中每个心动周期内该舒张期杂音与当前心动周期的A2的时间间隔 $\Delta t_1$ ;若 $\Delta t_1$ 相近、且舒张期杂音图形相似,且 $\Delta t_1$ 符合第三心音S3出现的时间,则将该舒张期杂音认为是S3。

[0185] 进一步,在一个听诊区的心音图中,对于每个舒张期杂音图形,若当前舒张期杂音图形为下一S1之前的独立脉冲图形,则依次获取当前听诊区心音图中每个心动周期内该舒张期杂音与下一心动周期的M1的时间间隔 $\Delta t_2$ ;若 $\Delta t_2$ 相近、且舒张期杂音图形相似,且 $\Delta t_2$ 符合第三心音S4出现的时间,则将该舒张期杂音认为是S4。

[0186] 识别心脏杂音原发区域和传递方向

[0187] 在时间轴上进行M1,T1,A2和P2定位之后,在同一个心动周期内、不同的听诊区心音图上识别是否有杂音以及杂音幅度的强、弱次序,以识别心脏异常发生的位置和传递方向。

[0188] 识别心脏杂音产生和传递方向的方法,包括以下步骤:

[0189] 1)、获取一个心动周期为当前心动周期;

[0190] 2)、依次获取每个心音图在当前心动周期的T1-A2之间的D1图形;

[0191] 3)、针对D1图形,若有且只有一个听诊区心音图的D1图形具有明显幅值的脉冲信号,则输出该听诊区具有收缩期杂音;若有多个听诊区心音图的D1图形具有明显幅值的脉冲信号,则获取每个D1图形的幅值,将每个听诊区按D1图形的幅值从大到小排列,心音听诊区的排序为杂音的传递方向,幅值最大的听诊区所对应的瓣膜则可能是病变的原始位置。

[0192] 进一步,依次获取每个心音图在当前心动周期的P2到下一心动周期的M1之间的D2图形;针对D2图形,若有且只有一个听诊区心音图的D2图形具有明显幅值的脉冲信号,则输出该听诊区具有舒张期杂音;若有多个听诊区心音图的D2图形具有明显幅值的脉冲信号,则获取每个D2图形的幅值,将每个听诊区按D2图形的幅值从大到小排列,心音听诊区的排序为杂音的传递方向,幅值最大的听诊区所对应的瓣膜则可能是病变的原始位置。

[0193] 本发明的优点在于:

[0194] 1、同步采集心电图和心音图,通过将心电图的心动周期和心音图的心动周期匹配,利用心电心音的对应关系实现对心脏情况的初步诊断,降低对专业人员的依赖性,实现自动识别心脏异常并报警,适于家用监控心脏状态。

[0195] 2、利用心电图的R波定位寻找心音图的S1,心电图的T波对应寻找心音图的S2,以心电对应心音,识别心脏异常情况。

[0196] 3、在同一个心动周期中,连续对比各听诊区的S1,S2以识别心音传感器是否正确

就位,实现心音传感器位置自动纠错。

[0197] 4、以心音听诊规律来识别定位M1,T1,A2和P2,根据M1,T1的时间间隔识别S1是否正常分裂;A2,P2的时间间隔识别S2是否正常分裂;T1,A2的时间间隔识别是否存在收缩期杂音;P2,M1的时间间隔识别是否存在舒张期杂音。

[0198] 5、在同一个听诊区心音图中,通过连续对比所有心动周期中的S1幅值和S2幅值,识别S1和S2的变化趋势,有利于早期发现心衰。

[0199] 6、如有心脏杂音,通过在同一个心动周期中连续对比各听诊区的杂音波形,初步寻找杂音出现的原始位置和传递方向。

[0200] 当心脏听音的听诊区还包含附加听诊区时,如主动脉第二听诊区Erb区,当A区、P区、M区和T区识别就位后,附加听诊区的位置也能相应确定是否正确就位。

[0201] 本发明所采用的术语和表达法被用作说明的术语而非限制,并且不希望在这些术语和表达法的使用中排除所示和所述的特征或其部分的任何等同物,而且应该认识到各种改型在本发明的范围内都是可行的。因此应该理解,尽管通过各种实施例和可选的特征具体公开了本发明,但是本文所述的概念的修改和变型可以被本领域普通技术人员所采用,并且认为这些修改和变型落入所附权利要求书限定的本发明的范围之内。

[0202] 本文中所述或记载的文章、专利、专利申请以及所有其他文献和以电子方式可得的信息的内容在某种程度上全文包括在此以作参考,就如同每个单独的出版物被具体和单独指出以作参考一样。申请人保留把来自任何这种文章、专利、专利申请或其他文献的任何及所有材料和信息结合入本申请中的权利。

专利名称(译)	基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN108523920A</a>	公开(公告)日	2018-09-14
申请号	CN201810161705.X	申请日	2018-02-26
[标]发明人	边俊杰 邹文初 邹旭辉		
发明人	边俊杰 邹文初 邹旭辉		
IPC分类号	A61B7/04 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B7/04 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/72 A61B5/746		
代理人(译)	向庆宁 黄芳		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>	<a href="#">Sipo</a>	

#### 摘要(译)

基于多路心音的心脏杂音类型的识别方法，包括同步采集并同步记录心电图和多路心音图，分别识别每个心动周期的心电特征；根据每个心电特征对应寻找每一路心音图的心音特征，标记所有心音图的M1，标记所有心音图的T1，标记所有心音图的A2，标记所有心音图的P2；在T1-A2之间识别收缩期杂音，在P2至下一个M1之间识别舒张期杂音。本发明具有能够自动识别心脏杂音类型，适合家用监测心脏状态的优点。