



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106798552 B

(45) 授权公告日 2021.05.04

(21) 申请号 201611067402.9

(22) 申请日 2016.11.25

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106798552 A

(43) 申请公布日 2017.06.06

(30) 优先权数据

62/260,029 2015.11.25 US

15/237,941 2016.08.16 US

(73) 专利权人 德克萨斯仪器股份有限公司

地址 美国德克萨斯州

(72) 发明人 T·潘德 D·P·麦基

R·纳拉辛哈

(74) 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 徐东升 张颖

(51) Int.Cl.

A61B 5/024 (2006.01)

## (54) 发明名称

具有状态序列优化的心率估计设备

## (57) 摘要

公开的示例包括用于估计患者心率或另一脉冲信号的速率的心率监测系统和方法(400)，其中根据针对当前采样值的当前时间窗口(n)的脉冲信号的数字采样值的当前时间窗口，识别(412)速率假设或状态(HRHYP(k,n))，并且计算(414)当前和先前时间窗口的状态之间的潜在速率转换的速率变化值( $\Delta$  HR)。依据速率变化值( $\Delta$  HR)的函数(F)和针对当前时间窗口(n)的对应速率假设(B)(HRHYP(k,n))的频域振幅(AMPLITUDE(y))而计算(416)转换对分支度量值( $BM_{x \rightarrow y}$ )，并且根据按照分支度量值( $BM_{x \rightarrow y}$ )计算的最大路径度量(PM(x<sub>k</sub>,n))以及先前时间窗口(n-1)的对应路径度量值(PM(x<sub>k</sub>,n))来确定(420)脉冲信号速率估计。

## (56) 对比文件

CN 102843966 A, 2012.12.26

WO 2005020798 A2, 2005.03.10

CN 1531407 A, 2004.09.22

CN 105380630 A, 2016.03.09

JP 20111519653 A, 2011.07.14

US 2015112208 A1, 2015.04.23

US 5730142 A, 1998.03.24

US 8290575 B2, 2012.10.16

CN 102697492 A, 2012.10.03

CN 104462858 A, 2015.03.25

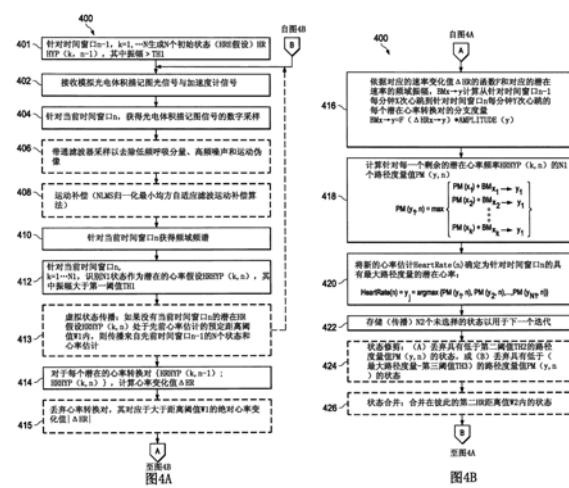
CN 103020472 A, 2013.04.03

Amann A.Detecting ventricular fibrillation by time-delay methods.《IEEE Transactions on Biomedical Engineering》.2007,第54卷(第1期),174-177.

Shao Z G.Network analysis of human dynamics.《Applied Physics Letter》.2010,(第96期),073703.

审查员 陈隽

权利要求书4页 说明书9页 附图12页



1. 一种用于估计患者的心率的心率监测系统,所述心率监测系统包括:

光源,用于朝向患者引导第一光信号;

光学传感器,其检测来自所述患者的第二光信号,所述第二光信号表示所述第一光信号在所述患者中的透射或反射;并且生成表示所述第二光信号的模拟光体积描记图信号即PPG信号;

模数转换器,其生成在时间窗口中的所述PPG信号的多个数字PPG采样值;以及

处理器电路,其被配置为:

针对所述时间窗口:根据所述数字PPG采样值获取频域频谱;并且识别具有大于阈值的频域频谱中的振幅的多个心率假设状态;

识别多个潜在心率转换对,每一个所述潜在心率转换对表示针对所述时间窗口的对应一个所述心率假设状态和针对先前时间窗口的多个心率假设状态中的一个之间的相应心率转换;

针对每一个潜在心率转换对,计算相应心率变化值和相应分支度量值,其中所述分支度量值是相应心率变化值的函数和针对所述时间窗口的对应一个心率假设状态的频域振幅的乘积;

针对所述时间窗口的每个心率假设状态:计算多个候选路径度量值,每个候选路径度量值作为针对所述先前时间窗口的对应一个心率假设状态的对应分支度量值和路径度量值的和;并且将所述候选路径度量值中最大一个选择为所述心率假设状态的相应路径度量值,其中所述路径度量值是所述频域频谱中的主频谱振幅和它们随时间变化的速率的函数;以及

将表示针对所述时间窗口的所述患者的心率的心率估计值确定为具有最大的相应路径度量值的所述心率假设状态。

2. 根据权利要求1所述的心率监测系统,其中所述函数是所述相应心率变化值的绝对值的单调递减函数。

3. 根据权利要求2所述的心率监测系统,其中所述函数是所述相应心率变化值的所述绝对值的单调递减指数函数。

4. 根据权利要求3所述的心率监测系统,其中所述函数是形式为 $a * e^{(-\beta x)}$ 的单调递减指数函数,其中X是所述先前时间窗口和所述时间窗口之间的心率变化,a是常数,并且其中所述处理器电路被配置为通过如果所述患者在低活动状态和高活动状态之间转换则选择性地减小β并且如果所述患者具有恒定的活动状态则选择性地增加β,来适应心率搜索空间的带宽。

5. 根据权利要求1所述的心率监测系统,其中所述处理器电路还被配置为:

滤波所述数字PPG采样值以生成对应于所述时间窗口的多个滤波值;

对所述滤波值执行运动补偿处理,以生成对应于所述时间窗口的多个运动补偿值;以及

使用快速傅立叶变换算法来计算所述运动补偿值的频率内容,以生成所述时间窗口的所述频域频谱。

6. 根据权利要求1所述的心率监测系统,其中所述处理器电路还被配置为:

如果所述时间窗口的心率假设状态没有在所述先前时间窗口的先前心率估计的预定

距离阈值内：

则将表示所述时间窗口的患者的心率的所述心率估计值确定为所述先前时间窗口的先前心率估计,以及

将所述心率假设状态中的至少一些从所述先前时间窗口传播为针对所述时间窗口的心率假设状态。

7.根据权利要求1所述的心率监测系统,其中所述处理器电路还被配置为:

选择性地丢弃与大于预定距离阈值的心率变化值相对应的潜在心率转换对;以及  
针对剩余的潜在心率转换对中的每一个计算所述相应分支度量值。

8.根据权利要求1所述的心率监测系统,其中所述处理器电路还被配置为选择性地丢弃具有低路径度量值的针对所述时间窗口的一个或多个心率假设状态。

9.根据权利要求8所述的心率监测系统,其中所述阈值是第一阈值,并且所述处理器电路还被配置为:

选择性地丢弃具有小于第二阈值的相应路径度量值的针对所述时间窗口的一个或多个心率假设状态;以及

选择性地丢弃具有小于所述相应路径度量值中的最大路径度量值与第三阈值之间的差的相应路径度量值的针对所述时间窗口的一个或多个心率假设状态。

10.根据权利要求1所述的心率监测系统,其中所述处理器电路还被配置为选择性地合并处于彼此预定距离阈值内的针对所述时间窗口的两个或更多个心率假设状态。

11.一种估计脉冲信号的速率的方法,所述方法包括:

针对时间窗口:根据所述脉冲信号的多个数字采样值获得频域频谱;并且识别具有大于阈值的频域频谱中的振幅的多个速率假设状态;

识别多个潜在速率转换对,每一个所述潜在速率转换对表示针对所述时间窗口的对应一个所述速率假设状态和针对先前时间窗口的多个速率假设状态中的一个之间的相应速率转换;

针对每一个潜在速率转换对,计算相应速率变化值和相应分支度量值,其中所述分支度量值是所述相应速率变化值的函数和针对所述时间窗口的对应一个速率假设状态的频域振幅的乘积;

针对所述时间窗口的每个速率假设状态:计算多个候选路径度量值,每个候选路径度量值作为针对所述先前时间窗口的对应一个速率假设状态的对应分支度量值和路径度量值的和;并且将所述候选路径度量值中最大一个选择为所述速率假设状态的相应路径度量值,其中所述路径度量值是所述频域频谱中的主频谱振幅和它们随时间变化的速率的函数;以及

将表示针对所述时间窗口的所述脉冲信号的速率的速率估计值确定为具有最大的相应路径度量值的速率假设状态。

12.根据权利要求11所述的方法,其中所述脉冲信号是表示光信号在患者中的透射或反射的光体积描记图信号即PPG信号;所述数字采样值是所述PPG信号的数字PPG采样值;针对所述时间窗口的所述速率假设状态是与所述患者相关联的心率假设状态;所述相应速率变化值是相应心率变化值;所述潜在速率转换对是潜在心率转换对;并且所述速率估计值是表示针对所述时间窗口的所述患者的心率的心率估计值。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中所述函数是所述相应心率变化值的绝对值的单调递减函数。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中所述函数是所述相应心率变化值的绝对值的单调递减指数函数。

15. 根据权利要求12所述的方法,还包括:

滤波所述数字PPG采样值以生成对应于所述时间窗口的多个滤波值;

对所述滤波值执行运动补偿处理,以生成对应于所述时间窗口的多个运动补偿值;以及

使用快速傅立叶变换算法来计算所述运动补偿值的频率内容以生成针对所述时间窗口的所述频域频谱。

16. 根据权利要求12所述的方法,还包括:

如果针对所述时间窗口的心率假设状态没有在先前时间窗口的先前心率估计的预定距离阈值内:

则将表示针对所述时间窗口的所述患者的心率的心率估计值确定为针对所述先前时间窗口的所述先前心率估计,以及

将所述心率假设状态中的至少一些从所述先前时间窗口传播为针对所述时间窗口的所述心率假设状态。

17. 根据权利要求12所述的方法,还包括:

选择性地丢弃与大于预定距离阈值的心率变化值相对应的潜在心率转换对;以及

针对剩余的潜在心率转换对中的每一个计算所述相应分支度量值。

18. 根据权利要求12所述的方法,还包括选择性地丢弃具有低路径度量值的针对所述时间窗口的一个或多个心率假设状态。

19. 根据权利要求18所述的方法,其中所述阈值是第一阈值,并且所述方法还包括:

选择性地丢弃具有小于第二阈值的相应路径度量值的针对所述时间窗口的一个或多个心率假设状态;以及

选择性地丢弃具有小于所述相应路径度量值中的最大路径度量值与第三阈值之间的差的相应路径度量值的针对所述时间窗口的一个或多个心率假设状态。

20. 根据权利要求12所述的方法,还包括选择性地合并在彼此预定距离阈值内的针对所述时间窗口的两个或更多个心率假设状态。

21. 一种非暂时性计算机可读介质,包括用于估计患者的心率的可执行指令,当由处理器电路执行时,所述可执行指令使所述处理器电路:

针对时间窗口:根据脉冲信号的多个数字采样值获得频域频谱;并且识别具有大于阈值的频域频谱中的振幅的多个速率假设状态;

识别多个潜在速率转换对,每一个所述潜在速率转换对表示针对所述时间窗口的对应一个所述速率假设状态和针对先前时间窗口的多个速率假设状态中的一个之间的相应速率转换;

针对每一个潜在速率转换对,计算相应速率变化值和相应分支度量值,其中所述分支度量值是所述相应速率变化值的函数和针对所述时间窗口的对应一个速率假设状态的频域振幅的乘积;

针对所述时间窗口的每个心率假设状态：计算多个候选路径度量值，每个候选路径度量值作为针对所述先前时间窗口的对应一个心率假设状态的对应分支度量值和路径度量值的和，并且将所述候选路径度量值中最大一个选择为所述速率假设状态的相应路径度量值，其中所述路径度量值是所述频域频谱中的主频谱振幅和它们随时间变化的速率的函数；以及

将表示针对所述时间窗口的所述脉冲信号的速率的速率估计值确定为具有最大的相应路径度量值的速率假设状态。

22. 根据权利要求21所述的非暂时性计算机可读介质，其中所述脉冲信号是表示光信号在患者中的透射或反射的光体积描记图信号即PPG信号；所述数字采样值是所述PPG信号的数字PPG采样值；针对所述时间窗口的所述速率假设状态是与所述患者相关联的心率假设状态；所述相应速率变化值是相应心率变化值；所述潜在速率转换对是潜在心率转换对；并且所述速率估计值是表示针对所述时间窗口的所述患者的心率的心率估计值。

23. 根据权利要求22所述的非暂时性计算机可读介质，其中所述函数是所述相应心率变化值的绝对值的单调递减函数。

24. 根据权利要求23所述的非暂时性计算机可读介质，其中所述函数是所述相应心率变化值的绝对值的单调递减指数函数。

25. 根据权利要求22所述的非暂时性计算机可读介质，包括另外的可执行指令，当由所述处理器电路执行时，所述另外的可执行指令使得所述处理器电路：

滤波所述数字PPG采样值以生成对应于所述时间窗口的多个滤波值；

对所述滤波值执行运动补偿处理，以生成对应于所述时间窗口的多个运动补偿值；以及

使用快速傅立叶变换算法来计算所述运动补偿值的频率内容以生成针对所述时间窗口的所述频域频谱。

## 具有状态序列优化的心率估计设备

[0001] 根据35 U.S.C. §119, 本申请要求于2015年11月25日提交的题为“HEART RATE ESTIMATION WITH STATE SEQUENCE OPTIMIZATION”的美国临时专利申请序列No. 62/260, 029的优先权和权益, 其全部内容通过引用并入本文。

### 背景技术

[0002] 光电体积描记图(“PPG”)是器官的光学获得的体积测量(光学体积描记图)。光电体积描记可用于可佩戴的活动监测器、医疗设备或其它系统, 以光学地检测血管中的血容量变化, 以监测血流量、血含量、呼吸率和其它循环状况, 其中背散射光的强度与血容量的量相关。可以以多种不同的方式获得PPG信号, 包括评估透射通过患者皮肤或从患者皮肤反射的光的吸收。在特定波长处(通常红色、红外或绿色)的光源引导光朝向患者皮肤。光电二极管或其它光学传感器生成指示所测量的光透射或反射的PPG信号, 并且PPG信号中的变化可以用于检测患者心脏的脉冲速率。在运动期间基于PPG的心率估计是困难的, 因为运动伪影(artifact)出现在PPG信号中。运动伪影由血液动力学效应、组织变形和相对于皮肤的传感器运动引起。已经提出了运动补偿技术以使用来自外部传感器参考(诸如加速度计)的信息来去除PPG信号中的运动分量。一些方法使用频谱相减以首先在心率估计之前从PPG信号的频谱中去除加速度数据的频谱。另一种运动补偿方法使用与用于去噪和频谱跟踪的信号分解相结合的压缩感测技术。可以使用频域中的归一化最小均方(NLMS)和非相干组合来进一步改善PPG信号保真度。可以使用时域分析(例如, 具有过零检测的带通滤波)从PPG信号估计患者心率, 但是该方法在存在运动伪影的情况下很大程度上是不合适的。频域分析通常涉及选择频谱中的最高峰作为估计的患者心率。然而, PPG频谱通常包括在实际患者心率范围内的多个峰, 并且主频域峰并不总是对应于实际患者心率, 特别是在存在运动伪影的情况下。

### 发明内容

[0003] 公开的示例包括使用状态序列跟踪来估计患者的心率或另一脉冲信号的速率的心率监测系统和方法。根据当前采样时间窗口的脉冲信号的数字采样值识别针对当前时间窗口的心率假设或状态, 并且计算当前和先前时间窗口的状态之间的潜在速率转换的速率变化值。依据速率变化值的函数和当前时间窗口的对应速率假设的频域振幅来计算转换对分支度量值, 并且根据按照分支度量值计算的最大路径度量和先前时间窗口的对应路径度量值来确定脉冲信号速率估计。

### 附图说明

- [0004] 图1是测量来自患者皮肤的反射光以估计患者心率的系统的部分示意图。
- [0005] 图2是使用状态序列优化的示例心率估计系统的详细示意图。
- [0006] 图3是用于在图1和图2的系统中处理单个光信号的心率估计示例的示意图。
- [0007] 图4A和图4B示出了估计患者的心率的方法的流程图。

- [0008] 图5是时域滤波的PPG信号的信号图。
- [0009] 图6是对应于图5的时域信号的频域滤波的PPG信号的信号图,示出了对应于实际患者心率的单个主峰。
- [0010] 图7是当主频域峰对应于正确的患者心率时第一时间的频域PPG信号频谱的信号图。
- [0011] 图8是当主频域峰值不对应于正确的患者心率时第二时间的频域PPG信号频谱的信号图。
- [0012] 图9是示出了不同心率随时间推移的频域强度的短期频谱图,包括真实的患者心率跟踪曲线以及交替的心率状态轨迹。
- [0013] 图10是用于降低或负心率变化的实际和建模的概率密度函数曲线的曲线图。
- [0014] 图11是用于增加或正的心率变化的实际和建模的概率密度函数曲线的曲线图。
- [0015] 图12是在第一时间包括高于阈值的三个频域峰的频域PPG信号频谱的信号图。
- [0016] 图13是包括高于阈值的两个频域峰的第二时间的频域PPG信号频谱的信号图。
- [0017] 图14是示出从图12中的第一时间的三个状态到图13中的第二时间的两个状态的可能的转换的心率转换图。

## 具体实施方式

[0018] 在附图中,相同的附图标记始终表示相同的元件,并且各种特征不一定按比例绘制。在下面的讨论和权利要求中,术语“包括”、“包含”、“具有”、“含有”、“带有”或其变体旨在以类似于术语“包括”的形式来包括,并且因此应当被解释为意味着“包括但不限于……”。

[0019] 首先参考图1和图2,图1示出了可佩戴的心率监测系统100,其测量来自患者120的皮肤的反射光,以确定心率估计(HRE)值。图2示出了心率估计系统100的进一步的细节,包括具有状态序列优化器(SSO)230的处理器实现的心率跟踪器220。系统100通过根据针对当前采样时间窗口的PPG信号或其它脉冲信号的数字采样值而识别针对当前时间窗口的心率假设或状态,从而估计患者心率。系统100计算当前时间窗口和先前时间窗口的状态之间的潜在速率转换的速率变化值。系统100计算依据速率变化值的函数和当前时间窗口n的对应速率假设的频域振幅的状态转换对的分支度量值,并且根据按照分支度量值计算的最大路径度量和先前时间窗口的对应路径度量值来确定脉冲信号速率估计。

[0020] 在一个非限制性脉冲信号率估计应用中,系统100在图1中示出为邻近患者手腕以用于反射性PPG监测。在该示例中,系统100使用经由一个或多个光源(例如,LED)102和一个或多个光学传感器(例如,光电二极管)104的反射光测量技术。在该示例中,光源102和光学传感器104沿着公共平面设置。在所有实施方式中,不需要光源102和传感器104的共面性。在其它示例中,透射配置是可能的,其中光源和光传感器设置在患者手指或患者身体的其他部分的相对侧上,以评估光透射和/或吸收以便确定患者心率。图1中的光源102将第一光信号121引导朝向患者120的皮肤。在该示例中的第一光信号121在患者120中以一些吸收度量被反射,并且生成反射的第二光信号122。光学传感器104检测来自患者120的第二光信号122。在该示例中,传感器104生成表示患者120中的第一光信号121的反射的模拟PPG信号105。在其它示例中(未示出),其中传感器104和源102在患者手指的相对侧上,传感器104提

供表示通过患者的光的透射或吸收的PPG信号105。在一个示例中,使用单个光源102和单个光学传感器104。图2的示例包括多个LED光源102a-102c,其提供不同波长的第一光信号121。在该示例中,第一光源102a提供红外(IR)光121,第二光源102b提供红光121,并且第三光源121c提供绿光121。

[0021] 系统100还包括模拟前端(AFE)电路106。一个或多个光学传感器104接收第二光信号122,并且向AFE电路106提供一个或PPG信号105。AFE电路106包括接收和调节一个或多个PPG信号105的合适的模拟信号调节电路(未示出),以及模数转换器(ADC)200。ADC 200对PPG信号105采样并且在第一时间窗口中生成多个数字PPG采样值107以用于估计对应于时间窗口的患者心率。在一个示例中,系统100以连续方式操作以连续地监测所接收的PPG信号105,并基于一系列多个时间窗口中的各个时间窗口中的整数个采样来估计患者心率,以产生用于每一个对应时间窗口的心率估计(HRE)值。

[0022] ADC 200以固定或可调整的采样率操作,并且在某些示例中的时间窗口包括足够数量的采样以基于患者120的多个心跳表征PPG信号105。例如,在一个示例中,时间窗口W的长度在8-10秒的量级上。在一个示例中,时间窗口具有相等的长度,但是其它实施例可以具有不同长度的时间窗口。图2中的AFE电路106还包括模拟自动增益控制(AGC)电路202,以调整由ADC电路200转换的信号105的增益。在某些示例中,AGC电路202接收一个或多个信号105并且动态地调整输入缓冲放大器增益以提供用于由ADC电路200转换的信号。在一些示例中,模拟AGC电路202还可以从处理器108接收外部控制信号或值,以基于在数字域中对先前接收的采样执行数字自动增益控制(DAGC)操作而设置用于PPG信号或多个PPG信号105的转换的增益。另外,系统100可以包括向处理器108提供信号113的加速度计112。

[0023] ADC 200将PPG信号的数字采样值107提供给处理器108和相关联的电子存储器210,用于数字处理以估计患者心率。处理器电路108可以是操作以执行存储在电子存储器210中的程序指令从而实现本文所描述的特征和功能以及实现监测系统100的其它相关任务的任何合适的数字逻辑电路,其是可编程或预编程的,诸如ASIC、微处理器、微控制器、FPGA等。此外,在某些示例中,存储器电路210可以包括在处理器电路108内。图1和图2的示例中的处理器108包括到用户界面(UI)110(诸如显示器(未示出))的接口连接109。在某些示例中,存储器103构成存储计算机可执行指令的非暂时性计算机可读存储介质,当由处理器108执行时,所述计算机可执行指令执行本文详述的各种特征和功能。

[0024] 在图2的示例中,处理器108实现与存储器210中的各种功能或组件212-220对应的指令,包括滤波器组件(带通滤波器或BPF)212、运动补偿组件214、快速傅立叶变换(FFT)组件218和具有状态序列优化器230的心率跟踪器(HRT)组件220。在操作中,处理器108实现功能组件212-230以基于接收到的PPG采样107进行操作,从而提供心率估计值(HRE)221,其然后可以被提供给用户界面(UI)110,诸如显示器,以向患者120呈现HRE值221。

[0025] 处理器108实现滤波器组件212以对数字PPG采样值107进行滤波706,以生成对应于第一时间窗口W1的多个滤波值213。处理器108实现由滤波器组件212进行的低通滤波,以去除与患者心率无关的某些运动伪影或其它低频分量。在所说明的示例中,处理器108执行组件212的指令以实施带通滤波,从而也去除高频噪声分量。如前所述,本公开的方法和系统可以用于估计任何脉冲信号的速率。虽然本文在脉冲PPG信号105心率估计的背景中描述,但是各种概念可以与任何脉冲信号一起使用。所示示例中的处理器108对滤波值213执

行运动补偿处理,以生成对应于第一时间窗口n的多个运动补偿值215。在一个示例中,运动补偿组件214实现任何合适的运动补偿算法或处理,包括频谱相减,具有信号分解的压缩感测和/或归一化的最小均方或NLMS处理。

[0026] 在运动补偿之后,处理器108提供实现FFT组件218和HRT组件220,以便根据运动补偿值215的频率内容来确定表示针对当前时间窗口n的患者120的心率的心率估计HRE值221。在一个示例中,处理器使用快速傅立叶变换FFT算法经由组件218的指令来计算运动补偿值215的频率内容,以便生成包括频率分量值219的频谱。在该示例中,处理器108实施心率追踪组件220以根据频谱数据219中的可辨别峰而经由状态序列优化器组件230来确定HRE值221。

[0027] 图3示出了图1和图2的系统100中的单个PPG光信号105的数字域处理,如上所述。在其它示例中,例如,基于由不同波长(例如,红外或IR、红色、绿色等)的光源102生成的第一光信号121,可以使用组件212-220来处理多个光信号105。在该示例中的系统100可以包括对应多个光学传感器(例如,光电二极管)104的集合,每个光学传感器接收对应的光信号122并且生成表示在患者120中的透射或反射的对应的第二模拟PPG信号105。例如,第一光学传感器104检测表示来自第一光源102a的第一光信号121的透射或反射的第二光信号122,并且处理器108基于与第一波长相关联的第一信号处理链中的采样值进行操作。对于附加光源102b和相关联的第二光学传感器104,模拟PPG信号105对应于表示来自第二源102b的第三光信号的透射或反射的检测到的第四光信号122,并且处理器108在第二数字信号处理链中形成滤波和运动补偿(以及可能的增益调整)。

[0028] 图4A和图4B提供了估计脉冲信号的速率的方法400的流程图。在一般情况下,方法400可以在任何合适的处理系统中实现。在一个示例中,心率监测系统100的处理器108由存储器210中的指令编程,以便实施基于脉冲PPG信号105估计患者心率的方法400以及以下在本示例应用的背景中所述的方法400。在其它实施方式中,过程400可以在通用计算机(未示出)中实施,在医疗设备处理器中实施或其它处理电路或系统中实施。心率监测系统100的处理器108通常以连续方式实施方法400,在一系列采样时间窗口中的每一个时间窗口处提供心率估计。

[0029] 如图4A所示,处理器108开始执行状态序列优化器(SSO)组件230(例如,在上电时)以通过创建对应于时间窗口n-1的整数N个初始状态来表征PPG信号输入的初始频域频谱。在该初始或训练阶段中,SSO 230可以被初始化为具有大于时间窗口n-1的第一阈值的频域中的振幅的最大N个心率假设或状态。在一些实施例中,初始心率假设可以对应于其振幅高于第一阈值TH1A的最大N个不同频谱峰。对于每个心率假设,分配相应的路径度量,并且度量可以仅为频谱振幅。在一个示例中,处理器108将初始路径度量设置为由缩放因子归一化的频谱振幅。由于心率通常包括第二和第三谐波,因此在替换实施例中,可以首先定义初始搜索窗口,例如[30BPM-250BPM],并且初始N个心率假设对应于搜索窗口中的N个最大不同峰值,其具有高于阈值TH1B的第二和第三谐波。可替代地,N个假设可以对应于初始搜索窗口中的具有最大度量的N个心率假设,其中度量值是基本谱峰值、二次谐波峰值和三次谐波峰值的和。

[0030] 在图4A中的402处,迭代心率估计处理从模拟前端电路106接收一个或多个模拟PPG光信号开始。在某些示例中,在402处还接收加速度计信号。在404处,例如使用如上所述

的ADC电路200在对应的当前时间窗口n上获得模拟PPG信号的数字采样。在406处,例如通过上述处理器108执行数字滤波程序指令212来对当前时间窗口n的数字PPG采样进行滤波。在408处,对滤波的采样进行运动补偿。在一个示例中,在408处的运动补偿使用NLMS自适应滤波或其它合适的算法通过处理器执行上述补偿分量指令214来实现,以提供运动补偿值215。如上所述,方法400可以用于其它脉冲信号,并且可以可选地省略在406和408处的滤波和运动补偿步骤。

[0031] 简要地参考图5-8,信号图形500和图5示出了脉冲或振荡时域滤波的PPG信号502,并且图6中的图形600示出了具有对应于实际患者心率的单个主峰(例如,大约73bpm)的对应频域滤波的PPG信号602。由于PPG信号中的运动伪影,运动期间基于PPG的心率估计有时是困难的。可以在一定程度上使用一个或多个运动补偿算法(例如,在图4A中的408处)和/或使用基于启发式的跟踪器来跟踪频谱峰来解决该问题。然而,基于启发式的跟踪器需要多个FFT,并且因此对于低复杂度实施方式是不期望的。此外,用于跟踪频谱峰的启发式方法不提供用于候选者跟踪的结构化方法。系统100中的状态序列优化器230有利地提供心率跟踪,心率跟踪进行先前使用心率如何随时间演进,并且通过将度量与心率估计相关联来固有地跟踪潜在解决方案,所述心率估计取决于当前时间窗口n以及来自一个或多个先前时间窗口n-1的历史。在这方面,并且患者静止且没有运动伪影,通过计数过零或保持跟踪峰和谷,可以容易地从PPG信号推断心率。因此,在静止时,主频谱分量也对应于如图6所示的心率。然而,当患者不处于静止时,PPG信号通常包括运动伪影。例如,如果包含光学心率系统100的手表没有紧紧地系在患者的手腕上,则当用户处于运动中时手表移动。在这种情况下,运动伪影效应是倍增的。附加分量在光谱特征中导致新的峰,而倍增效应导致心率特征的频谱扩展(在时间上的倍增是频率的卷积),即存在新的峰。

[0032] 还参考图7和图8,在没有完美的运动补偿和倍增伪像的完全去卷积的情况下,难以使运动引起的频谱峰最小化。重要的是,即使在运动补偿处理之后,最大峰值也可能不总是对应于正确的心率。此外,随着患者运动随时间推移的变化,峰值跟踪中的这种不准确性也随时间推移变化。图7的信号图形700示出了当主频域峰对应于正确的患者心率时的第一时间的频域PPG信号频谱702。在随后的采样时间窗口,图8中的信号图形800示出了当主频域峰值不对应于正确的患者心率时的频域PPG信号802。如图8所示,在任何给定时间窗口处,还可以存在具有与对应于正确心率的频谱峰相似的振幅的若干频谱峰。然而,由于PPG信号中的运动分量通常是非静态过程,所以主频谱峰或主频谱峰的集合具有较高的似然性以对应于正确的心率。此外,从一个时刻到下一个时刻的心率变化不能任意地大幅跳跃,即,它遵循一定的分布。

[0033] 返回到图4A,心率监测系统处理器108实现状态序列优化组件230,其中每个候选心率均被认为是可能状态并且被分配概率或路径度量。路径度量优选地捕获先前心率估计的历史,并且捕获来自先前心率估计的心率的变化速率。在所示示例中的SS0组件230的处理器执行使用运动补偿的PPG信号的频谱响应作为输入。一般来说,SS0组件230的处理器执行基于频谱振幅创建初始心率假设,并且向每个假设分配度量,并且在每个时间步长或采样时间窗口处,计算从时间窗口n-1的心率假设到时间窗口n的心率假设的分支度量(图4B中的416)。过程400还包括在418处为心率假设计算或更新路径度量,并且将表示患者心率的在420处的当前时间窗口n的新的心率估计确定为具有最大候选路径度量值的心率假设。

在某些示例中，SSO组件230还在413处选择性地提供虚拟状态传播，以携带先前的状态集合前进，其中时间窗口n-1的最可能心率假设的子集没有有效心脏状态以跳入时间窗口n，并且还可以可选地在图4B中的424和426处实现状态修剪和状态合并，如下面进一步讨论的。

[0034] 还参考图9-14，相对于使用PPG信号用于心率估计的简化示例来图示和描述状态序列优化器组件230的操作。图9示出了短期谱图900，其包括随时间推移的不同心率(每分钟心跳或bpm)的频域强度，包括真实患者心率跟踪曲线902以及替代心率状态跟踪904和906。图10示出了分别用于减小或负心率变化的实际和建模的概率密度函数曲线1002和1004的曲线图1000。图11中的曲线图1100示出了分别表示用于增加或正心率变化的实际和建模的概率密度函数曲线的曲线1102和1104。图10和图11示出了表示在给定时间帧(例如，在所示示例中为两秒)内患者心率将大量改变的递减概率的单调递减概率密度函数(PDF)。图12示出了作为第一时间处的曲线1202的频域PPG信号频谱1200，其包括在对应的心率或高于第一阈值TH1的频率x1、x2和x3处的振幅A1、A2和A3的三个频域峰。在一个示例中，图12的频谱1200表示来自先前采样时间窗口n-1的PPG采样数据。图13示出了作为在当前时间窗口n的曲线1302的后续频域PPG的信号频谱，其包括在心率y1和y2处的两个频域峰，该两个频域峰具有高于阈值TH1的对应振幅A11和A21。状态序列优化器组件230和过程400在下文中关于图12和图13的示例来描述，用于更新状态转换路径度量以估计当前患者心率，其中图14提供了示出从在图12中的时间窗口n-1处的三个状态1401、1402和1403到在图13中的当前时间窗口n处的两个状态1411和1412的可能转换的心率转换图1400。

[0035] 状态序列优化处理在图4A中的410处开始。在410处，处理器108获得当前时间窗口n的频域频谱。在一个示例中，处理器在410处使用快速傅立叶变换FFT算法来计算运动补偿值215的频率内容，以根据数字PPG采样值107生成410当前时间窗口n的频域频谱。在412处，处理器108将当前时间窗口n的多个状态N1识别为在频域频谱中具有大于当前时间窗口n的第一阈值TH1的振幅的心率假设HRHYP(k,n)。第k个两元组(HRHYP(k,n-1),PM(k,n-1))k表示在时间窗口n-1处的具有等于PM(k,n-1)的路径度量的第k个心率假设(HRHYP(k,n-1))。在当前时间窗口n处，在410处确定运动补偿的PPG信号的频谱响应。

[0036] 在412处，从振幅最大并且是不同峰的频谱响应中识别出N1个心率假设的集合，即[(HR(1,n),Amp(1,n)),(HR(12,n),Amp(2,n)),..., (HR(N1,n),Amp(N1,n))].在一个示例中，通过对运动补偿的PPG信号的FFT计算频谱输入，并且图13中的振幅A11和A12的不同峰通过查找高于阈值TH1的所有局部最大值而发现。在与阈值进行比较之前，可以以各种方式对频谱输入进行归一化。若干非限制性示例包括相对于最大峰值的归一化，相对于输入信号中的总功率的归一化，以及相对于预定常数的归一化。如图4A中的412处所示，在某些示例中的SSO组件230提供了在识别出心率假设的初始集合之后的有效实施方式。对于每个心率假设或状态，搜索空间在距先前HRE估计值的距离阈值+/-W1心跳内。在该示例中，处理器108仅仅计算那些频率周围的频谱响应。在一个实施例中，处理器108通过Goertzel算法实现该方法。在另一个实施例中，该计算可以通过使用DFT自身来完成。

[0037] 在413处，处理器108可选地实现虚拟状态传播，例如，对于过程400的迭代，其中针对时间窗口n没有识别出谱峰，该时间窗口n在时间窗口n-1的心率估计的距离阈值W1内。在这种情况下，处理器108将表示当前时间窗口n的患者120的心率的HRE值221确定为先前时间窗口n-1的先前心率估计HRE。另外，处理器108携带来自先前时间窗口n-1的心率假设

HRHYP (k, n-1) 中的至少一些前进到当前时间窗口n。在这点上,来自先前时间窗口n-1的假设数量N可以但不必与针对当前时间窗口n确定的假设数量N1相同。在其中没有频谱峰值在距离阈值W1内的某些示例中,针对时间窗口n-1的心率估计值221与其到时间窗口n的路径度量一起被携带前进,并且针对时间窗口n-1的具有最大路径度量的前N2个候选被携带前进。

[0038] 在414处,处理器108计算多个潜在心率转换对中的每一个的心率变化值 $\Delta HR$ 。如图14所示,例如,箭头线表示独立的心率转换对,该独立的心率转换对对应于从先前时间窗口n-1的多个心率假设HRHYP (k, n-1) 中的一个心率假设到当前时间窗口n的心率假设HRHYP (k, n) 中的一个心率假设的心率转换。图14示出了从先前时间窗口n-1处的点x1到当前时间窗口n处的点y1和y2的潜在转换的两个示例心率变化值 $\Delta HR_{x1 \rightarrow y1} = \beta_{x1 \rightarrow y1}$ 和 $\Delta HR_{x1 \rightarrow y2} = \beta_{x1 \rightarrow y2}$ 。在一个实施方式中,在415处,处理器108选择性地丢弃对应于大于预定距离阈值W1的心率变化值 $\Delta HR$ 的心率转换对。在此示例中,对于在当前时间窗口n的每个心率假设,处理器108计算对于时间窗口n-1的所有心率假设的心率变化值 $\Delta HR$ ,并且仅保留被认为是根据以下公式进行有效转换的小于距离阈值W1的心率变化值 $\Delta HR$ :

[0039]  $\Delta HR_{1 \rightarrow 1} = HRHYP(1, n-1) - HR(1, n)$ ; 如果 $abs(\Delta HR_{1 \rightarrow 1}) < W1$ , 则 $1 \rightarrow 1$ 转换有效

[0040]  $\Delta HR_{k \rightarrow 1} = HRHYP(k, n-1) - HR(1, n)$ ; 如果 $abs(\Delta HR_{k \rightarrow 1}) < W1$ , 则 $k \rightarrow 1$ 转换有效

[0041]  $\Delta HR_{k \rightarrow N1} = HRHYP(k, n-1) - HR(N1, n)$ ; 如果 $abs(\Delta HR_{k \rightarrow N1}) < W1$ , 则 $k \rightarrow N1$ 转换有效

[0042] 作为示例,如果针对时间窗口n的心率假设是70BPM,并且距离阈值W1被设置为20BPM,则处理器108仅考虑在先前时间窗口n-1处的在50BPM和90BPM之间的心率假设作为在当前时间窗口n处70BPM的心率假设的有效转换。

[0043] 返回到图4B中的416,处理器108依据对应心率变化值 $\Delta HR$ 的函数F和当前时间窗口n的对应心率假设HRHYP (k, n) 的频域振幅AMPLITUDE (y) 计算剩余的多个潜在心率转换对中的每一个的分支度量值 $BM_{x \rightarrow y}$ 。在一个示例中,处理器108对于每个潜在心率转换对在416处将分支度量 $BM_{x \rightarrow y}$ 计算为对应心率变化值 $\Delta HR$ 的函数和当前时间窗口n的对应心率假设HRHYP (k, n) 的频域振幅AMPLITUDE (y) 的乘积。在一个实施方式中,对于潜在心率转换 $\Delta HR_{x \rightarrow y}$ ,将针对先前时间窗口n-1处的心率假设x表示为 $HRHYP(x, n-1)$ ,将针对时间窗口n的心率假设y表示为 $HRHYP(y, n-1)$ ,分支度量 $BM_{x \rightarrow y}$ 被定义为 $F(\Delta HR_{x \rightarrow y}) * AMP(y)$ 。在该示例中,加权函数F(.)将概率加权指定为从x到y的心率变化。

[0044] 在一个示例中,加权函数F是对应的心率变化值 $|\Delta HR|$ 的绝对值的单调递减函数。一个示例在图10和图11中示出,其中加权函数F是对应的心率变化值 $|\Delta HR|$ 的绝对值的单调递减的指数函数。一个示例是针对正常数 $(\alpha, \beta)$ 的加权函数 $F(X) = \alpha * e^{(-\beta X)}$ 。在这方面,当患者120处于运动中时,在一秒接一秒的基础上的心率变化可以被建模为形式为 $Prob(\Delta HR_{n-1 \rightarrow n} = X) = \alpha * e^{(-\beta X)}$ 的指数分布的随机变量 $\Delta HR_{n-1 \rightarrow n}$ ,其中X是先前时间窗口n-1和当前时间窗口n之间的心率变化,并且 $(\alpha, \beta)$ 是常数。在一些情况下,常数 $(\alpha, \beta)$ 还取决于X是正还是负,如在图10和图11中所示。关于这点,函数可以关于0bpm不左右对称。此外, $\alpha$ 和 $\beta$ 也可以是心率、个体中的水含量、外部温度或其它因素的函数,并且系统处理器108可以适应(adapt)这些参数或者用加权函数的不同参数来编程。在一些示例中,加权函数常数还可以取决于正在执行的活动的类型。在某些示例中,处理器配置成根据患者活动来适应心率搜索空间的带宽,诸如通过如果患者在低活动状态和高活动状态之间转换则选择性地减小 $\beta$ ,并且如

果患者的活动状态是恒定的，则选择性地增加 $\beta$ 。例如，如果个体从静止活动（诸如坐下或站立）转换到较高强度活动状态（诸如跑步），则 $\beta$ 的值可以较小，从而允许对于较大力率变化的较大概率加权。可替代地，如果人执行类似的活动达更长的持续时间，则可以使 $\beta$ 的值更大，从而允许更低的心脏变化的概率。在某些实施方式中，可以使用加速度计来进行活动分类。注意，上述示例中的 $\beta$ 是控制心率变化搜索空间的带宽的变量，并且可以由处理器108根据患者活动来适应智能心率估计。

[0045] 在一些示例中，处理器108实现形式为 $F(X) = mX + c$ 的加权函数F，其中c是正常数，而m是负常数。在其它示例中，F(X)可以采取根据以下形式的多步指示器函数的形式：

$$[0046] \quad F(X) = \begin{cases} 1 & |X| < W_{11} \\ \beta_1 & W_{11} \leq |X| < W_{22} \\ \beta_2 & W_{22} < |X| \end{cases}$$

[0047] 其中 $\beta_2$ 小于 $\beta_1$ 。在图4B中的418处，处理器108通过选择在其路径度量+分支度量为最大的先前时间窗口n-1处的所有心率假设之中的转换来计算在当前时间窗口n处的每个假设的更新的路径度量。例如，集合 $\{x_1, x_2, \dots, x_k\}$ 表示来自先前时间窗口n-1的心率状态，它们在距当前时间窗口n的潜在心率状态 $y_1$ 的距离阈值 $W_{11}$ 内。在这个情况下，处理器108根据以下公式选择当前时间窗口状态 $y_1$ 的潜在路径度量：

$$[0048] \quad PM(y_1, n) = \max \left\{ \begin{array}{l} PM(x_1) + BM_{x_1 \rightarrow y_1} \\ PM(x_2) + BM_{x_2 \rightarrow y_1} \\ \vdots \\ PM(x_k) + BM_{x_k \rightarrow y_1} \end{array} \right\}$$

[0049] 以这种方式，对于当前时间窗口n的每个心率假设 $HRHYP(k, n)$ ，处理器108将多个单独候选路径度量值 $PM(x_k, n)$ 计算为对于对应先前时间窗口n-1的对应心率假设 $HRHYP(k, n-1)$ 的对应分支度量值 $BM_{x \rightarrow y}$ 以及对应路径度量值 $PM(x_k, n)$ 之和。此外，对于当前时间窗口n的每个心率假设 $HRHYP(k, n)$ ，处理器108选择多个单独候选路径度量值 $PM(x_k, n)$ 中的最大的一个。

[0050] 在图4B中的420处，随着路径度量的更新，处理器108然后将心率估计值221确定为当前时间窗口n的患者120的心率的估计或表示，作为具有最大候选路径度量值 $PM(x_k, n)$ 的心率假设 $HRHYP(k, n)$ ，例如根据下式： $HRE(n) = y_j = \arg \max \{PM(y_1, n), PM(y_2, n), \dots, PM(y_{N_1}, n)\}$ 。在一些实施例中，如果心率估计与先前的估计显著不同，则其可以并入到额外的平滑滤波器，该额外的平滑滤波器的输入是当前心率估计和先前的心率估计。平滑滤波器可以是低通滤波器或中值滤波器。

[0051] 在422处，处理器108为下一次迭代存储（例如，可能地选通）整数N个未选状态，并且因此在存储器210（图2）中保存所监测的信号速率的状态以供在下一个迭代时间窗口使用。

[0052] 在图4B中的424处，在一个示例中，处理器108选择性地丢弃具有低路径度量值 $PM(x_k, n)$ （例如低于第二预定阈值 $TH_2$ ）的针对当前时间窗口n的一个或多个状态。以这种方式，处理器108仅保持前k个候选（相对于路径度量），并且丢弃其他状态。在另一个示例中，

如果它们的路径度量小于最大路径度量减去第三预定阈值TH3，则在424处针对当前采样时间窗口的状态也可以被去除。

[0053] 在426处，处理器108还可以实现选择性状态合并。例如，当两个心率状态针对当前时间窗口n在彼此的预定距离阈值W2内时，处理器108选择性地合并当前时间窗口n的两个或更多个状态。此后，过程400返回到图4A中的402，以用于下一次时间窗口迭代。因此，系统100基于当前测量的频域峰以及来自由路径度量PM的状态维持的一个或多个先前时间窗口的多于一个峰的历史，在每个时间窗口中提供心率估计值221。

[0054] 回到图9，系统100在大约40秒根据考虑的PPG信号的历史的路径度量来解释每分钟大约73、91和184次心跳的相对类似的心率频域峰，并且优先选择所示的真实患者心率跟踪曲线902，即使高得多的心率峰显著高于真实估计值，这是因为该估计值基于来自先前时间窗口的路径度量值与患者心率的先前历史更接近地对准。如上所述，系统100构造作为主频谱振幅和它们随时间变化的速率的函数的路径度量。在某些示例中，方法400和系统100还可以例如通过允许加权函数系数和常数的编程和/或自适应修改来考虑基于活动类型的心率变化的人类动态。在某些示例中，系统100还提供了例如针对消费产品的低复杂度的解决方案以向用户提供心率估计（例如，运动手表，可佩戴的健康指示器装置等），用于降低复杂度实施方式，其中只需要计算一组离散频率的频谱响应。

[0055] 上述示例仅仅是本公开的各个方面的若干可能实施例的说明，其中在阅读和理解本说明书和附图之后，本领域的技术人员可以想到等效的变化和/或修改。在所描述的实施例中修改是可能的，并且在权利要求的范围内的其它实施例是可能的。

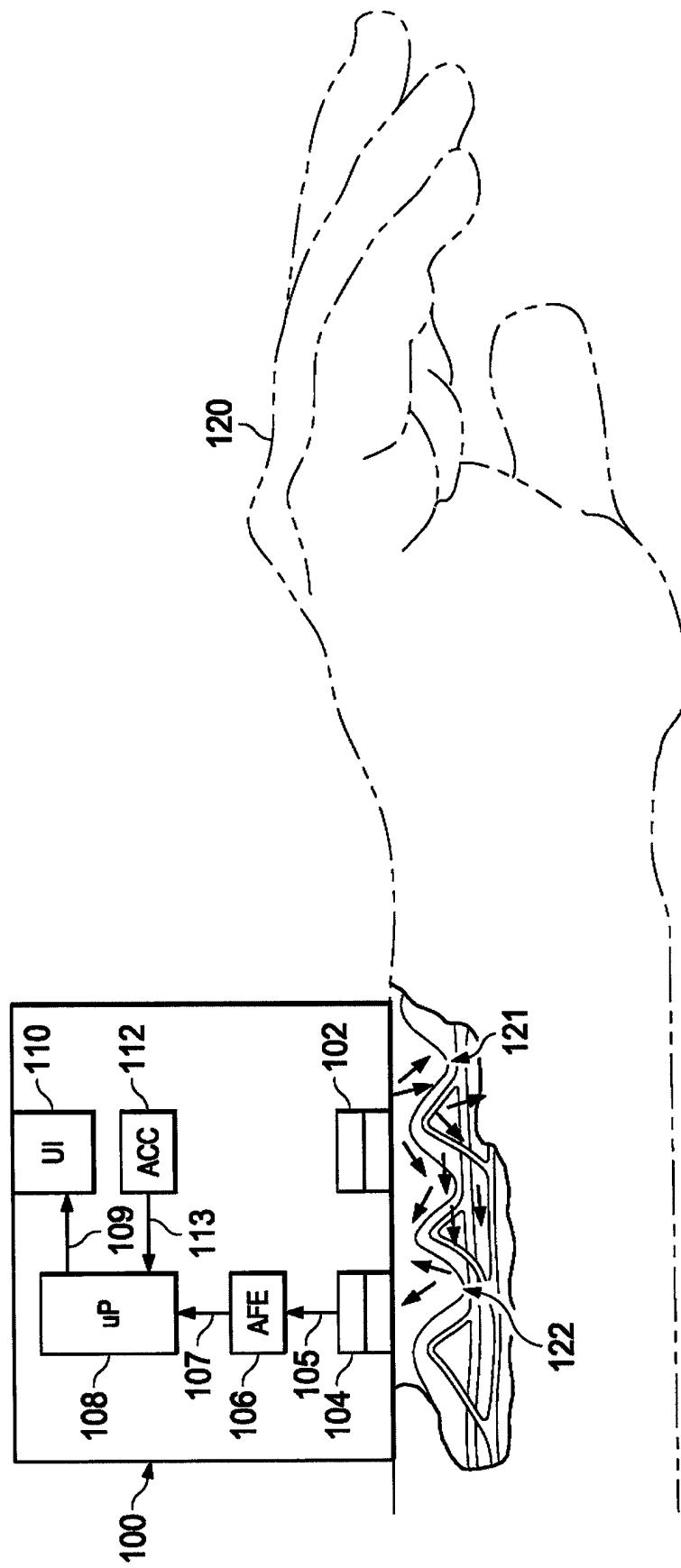


图1

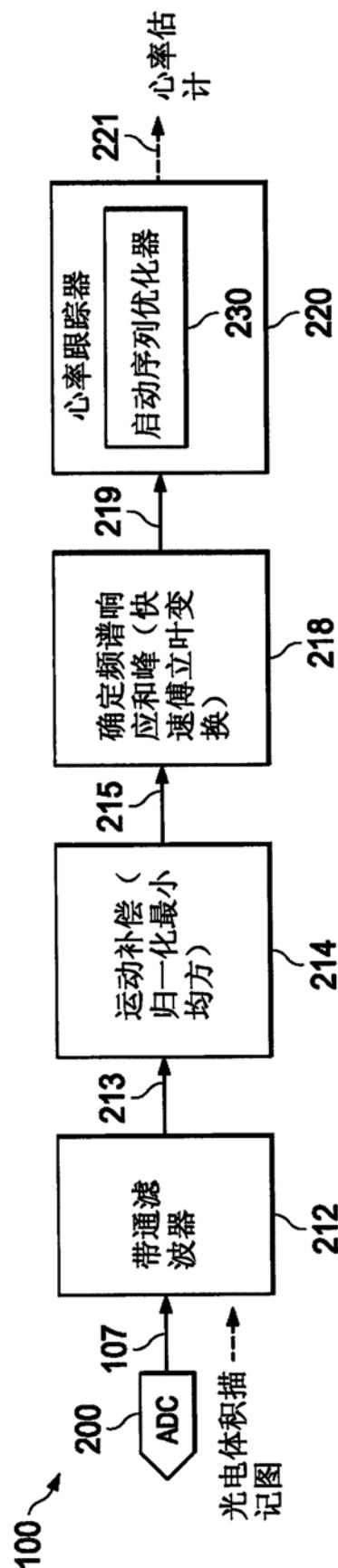


图3

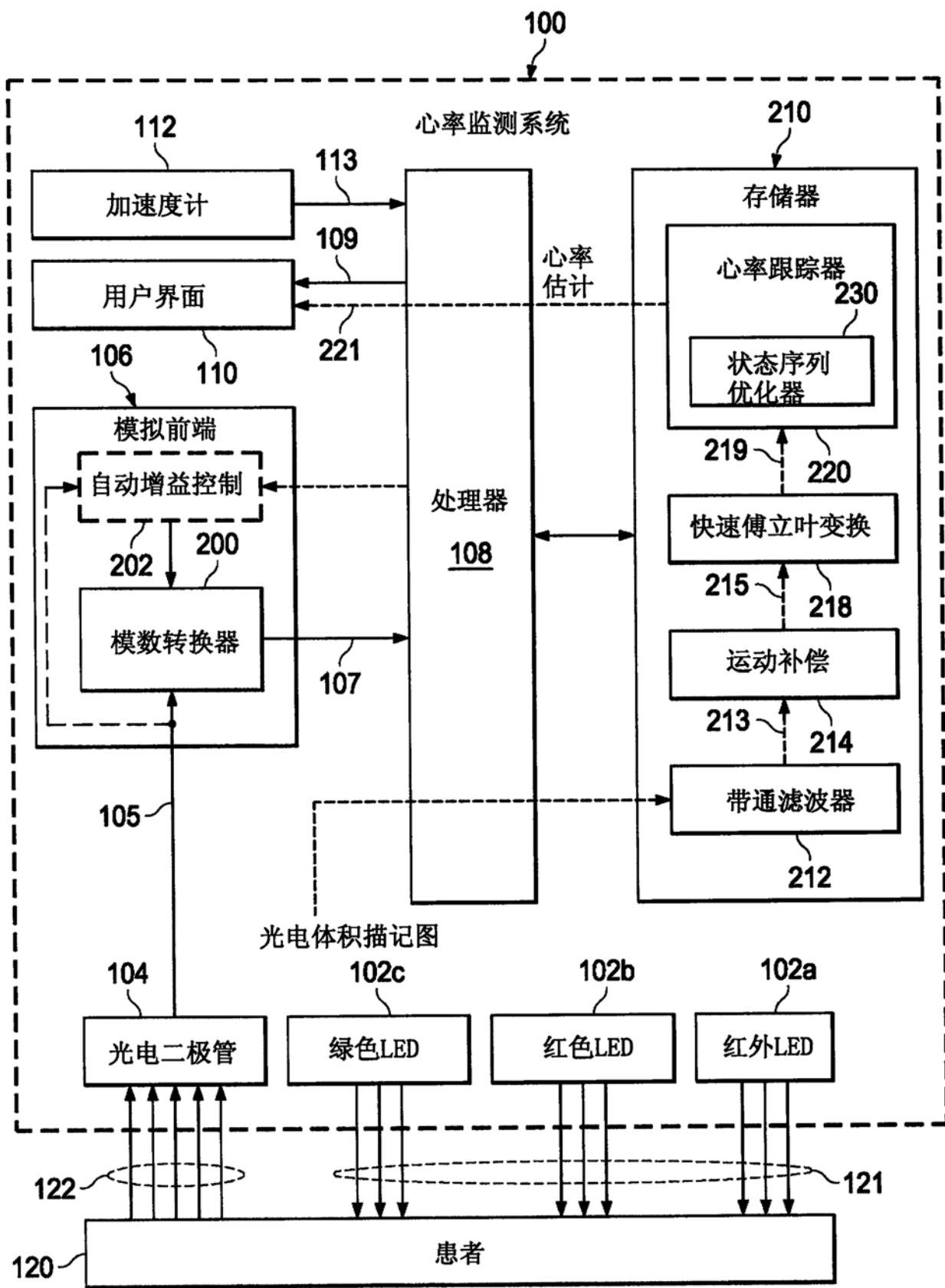


图2

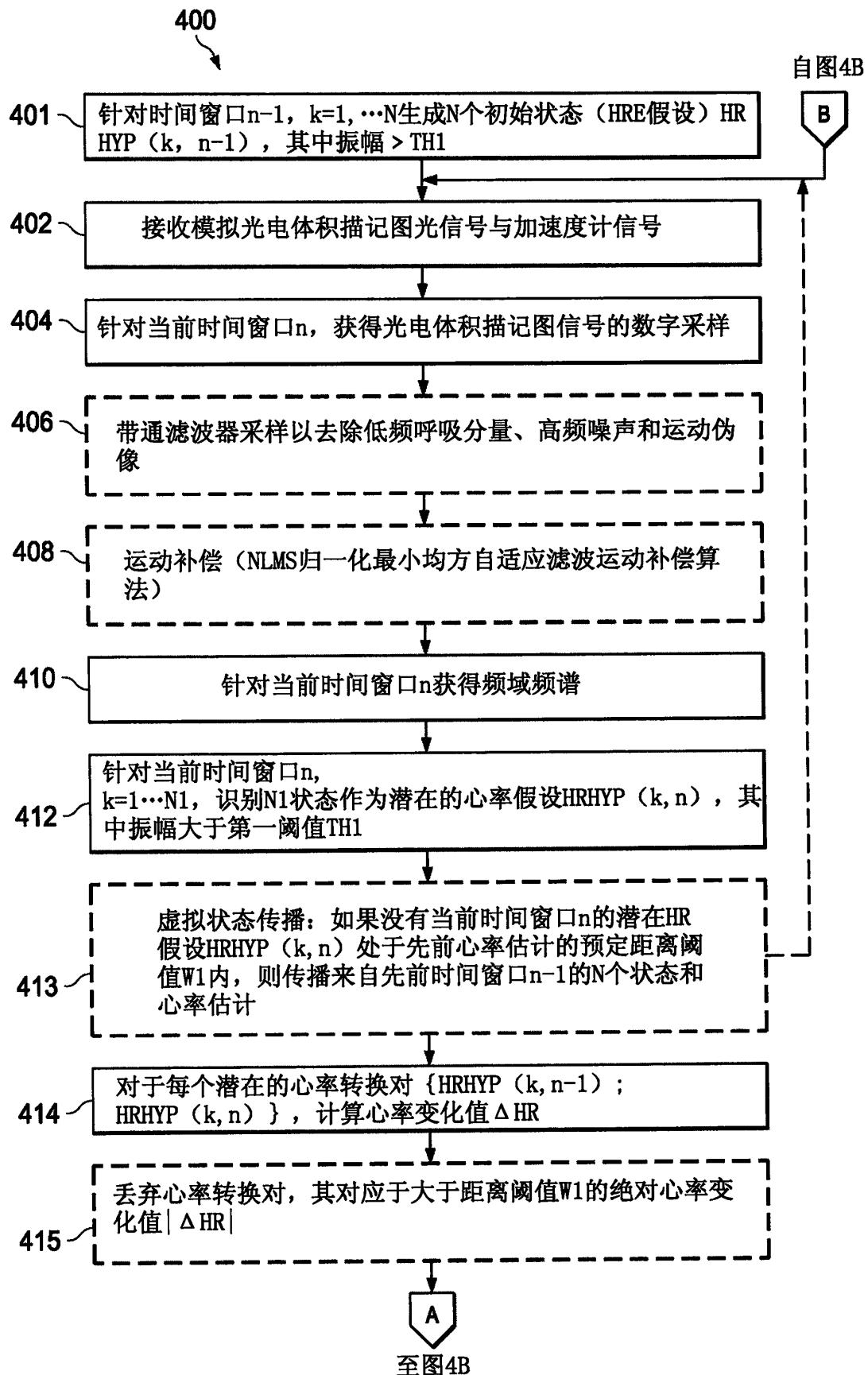


图4A

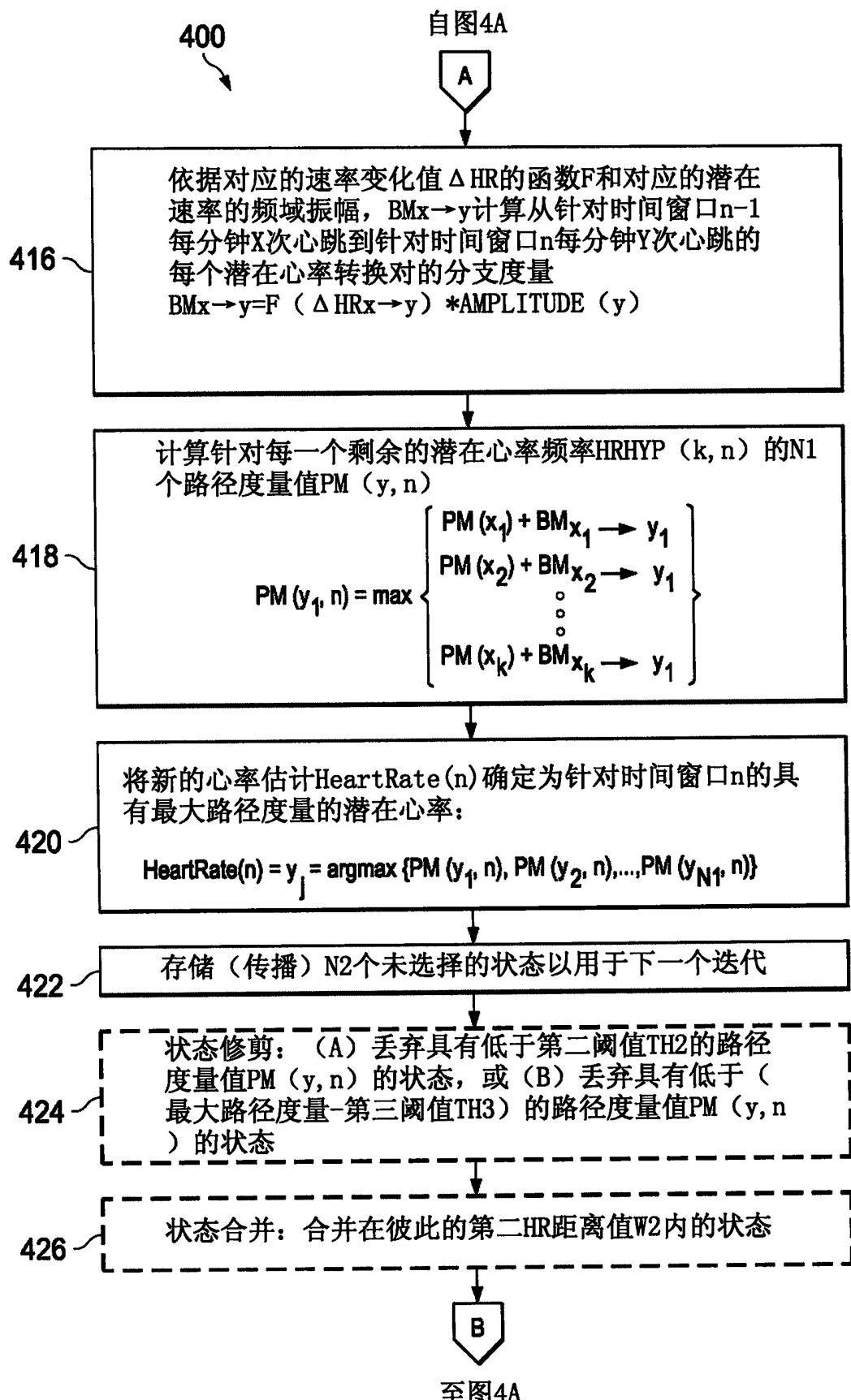


图4B

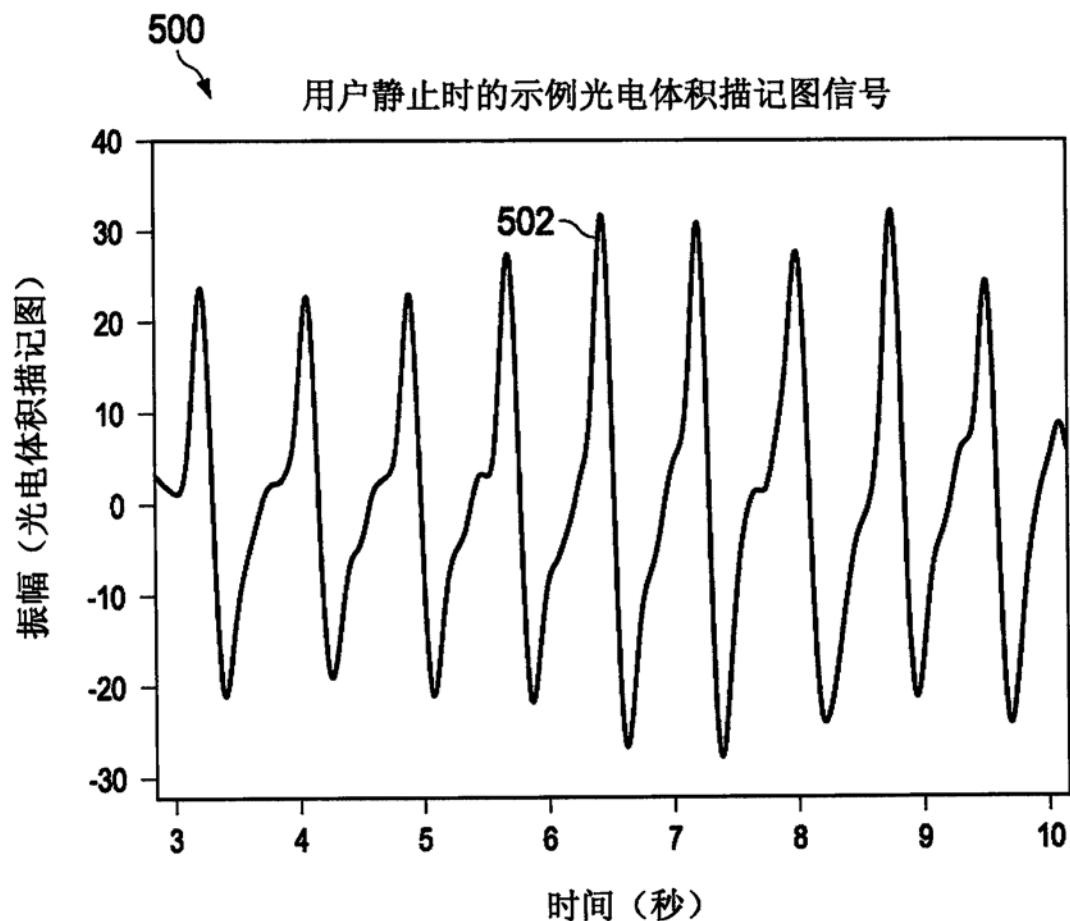


图5

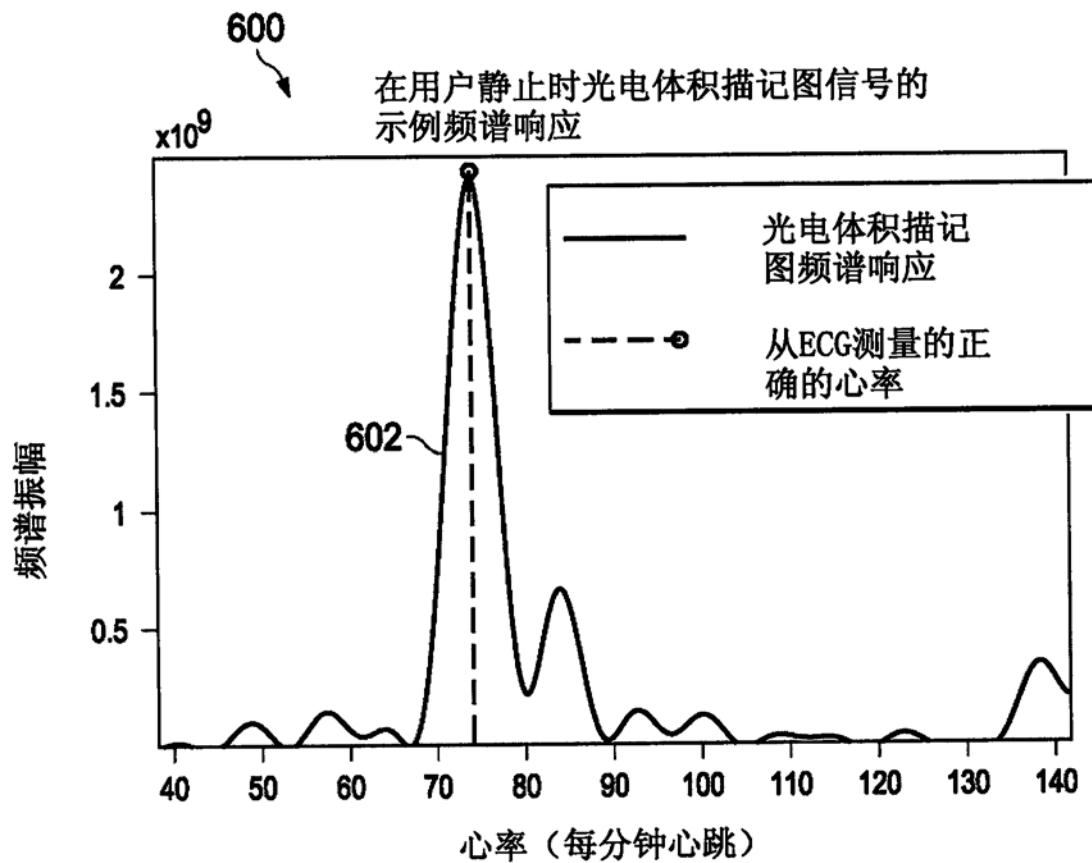


图6

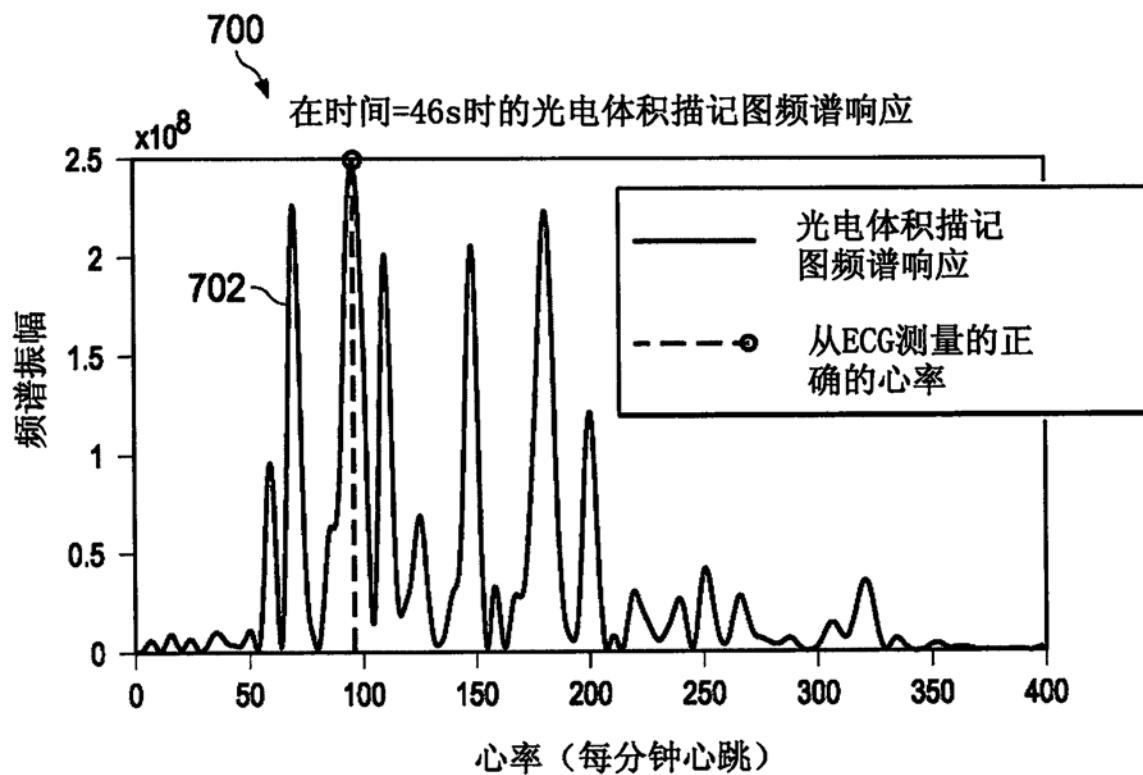


图7

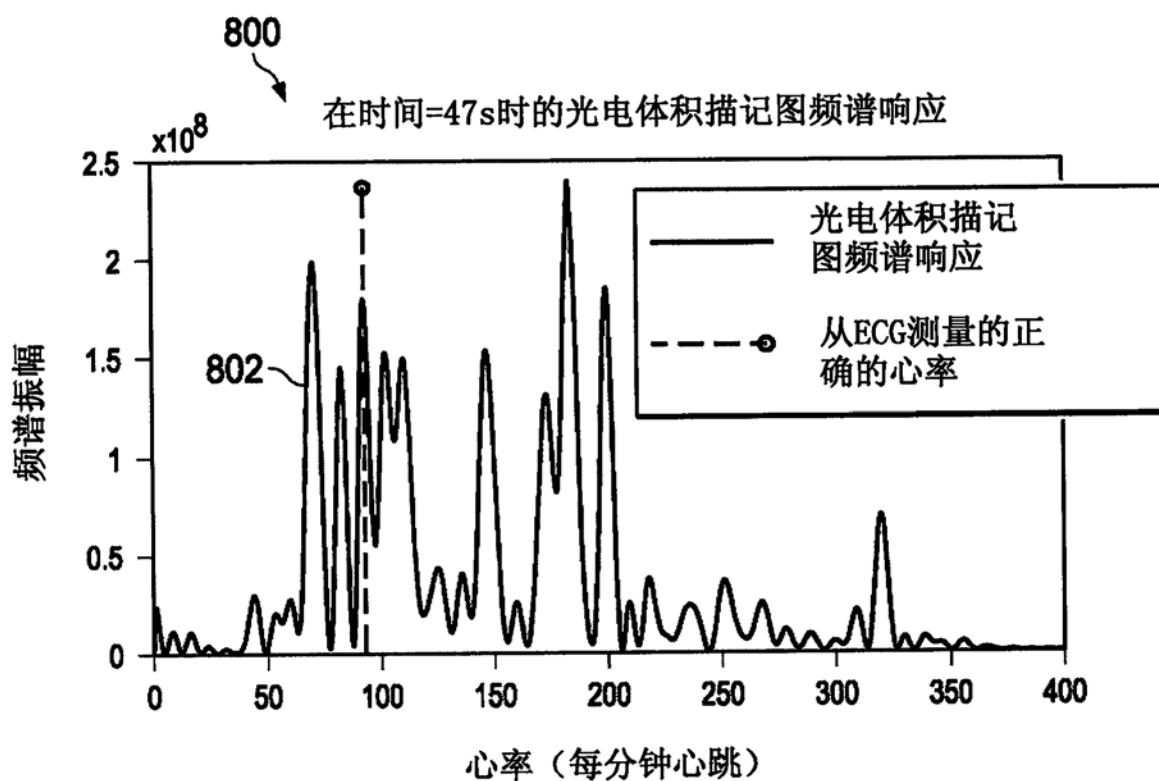


图8

904

输入到树形解码器的频谱图

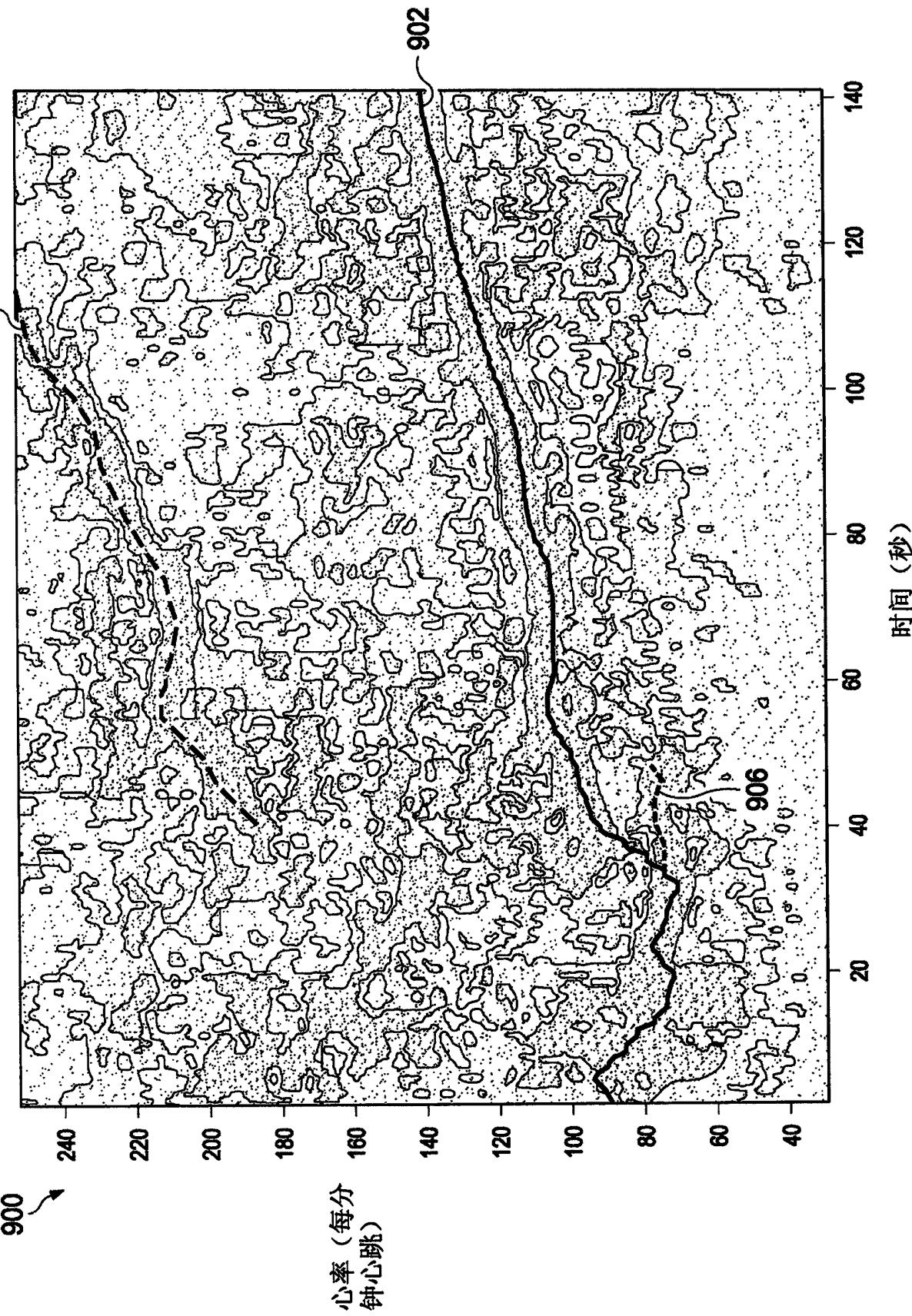


图9

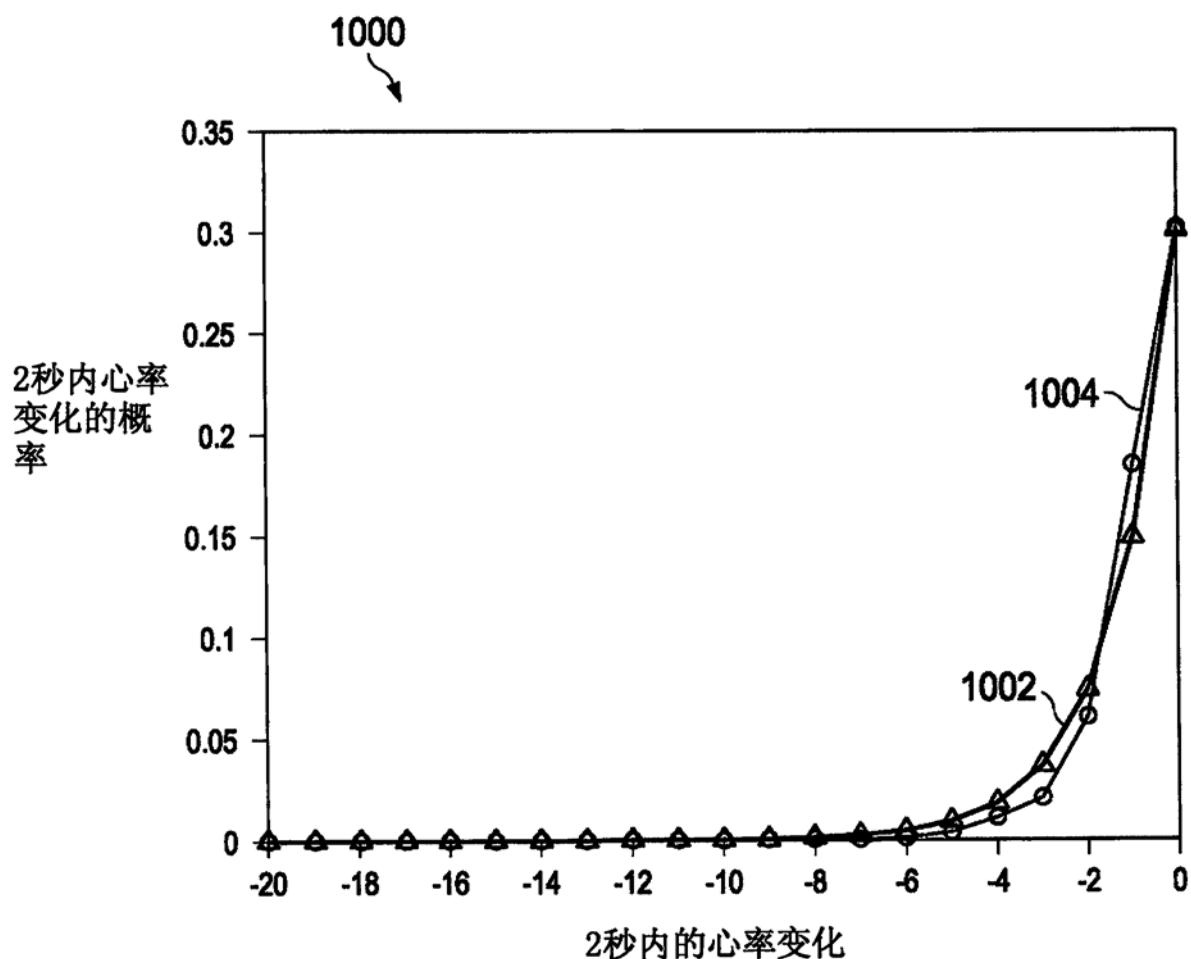


图10

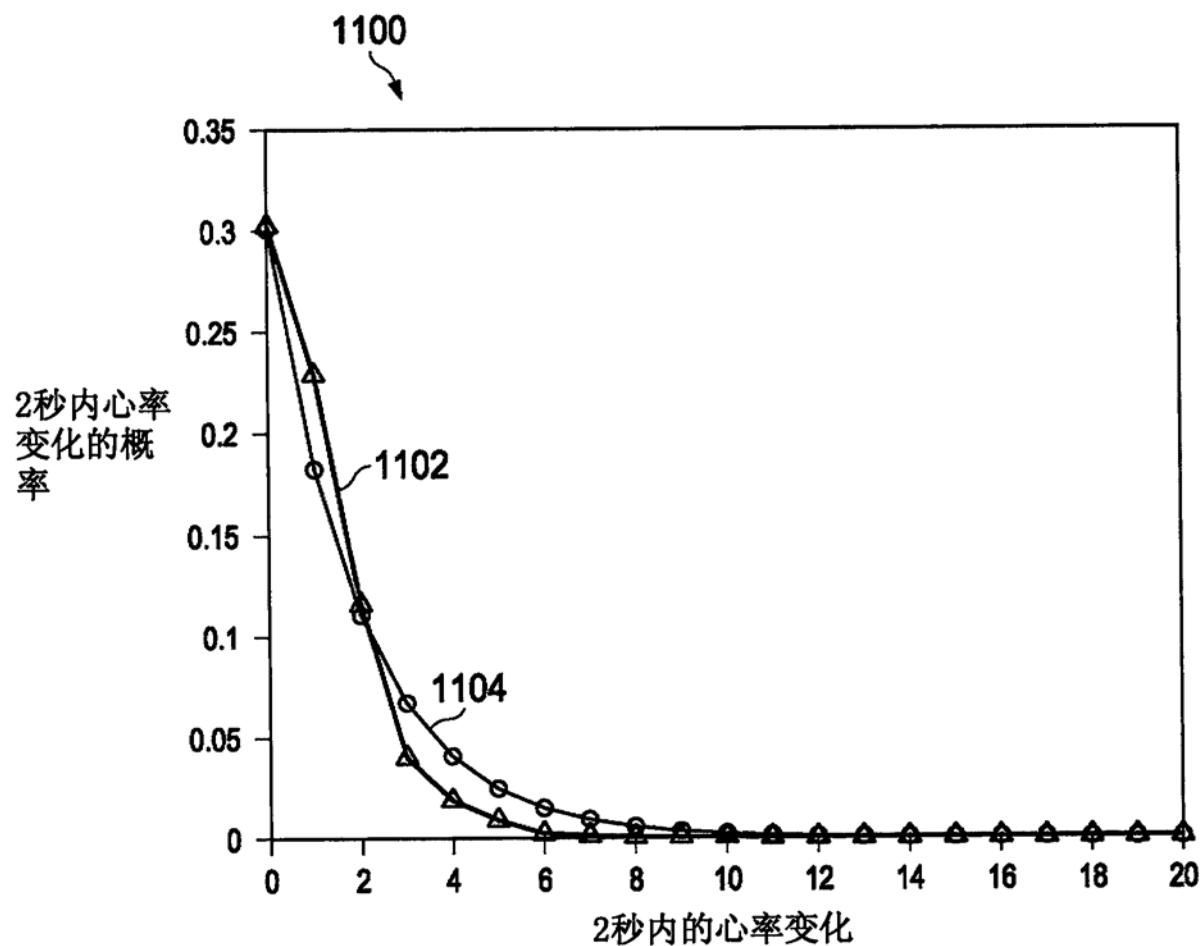


图11

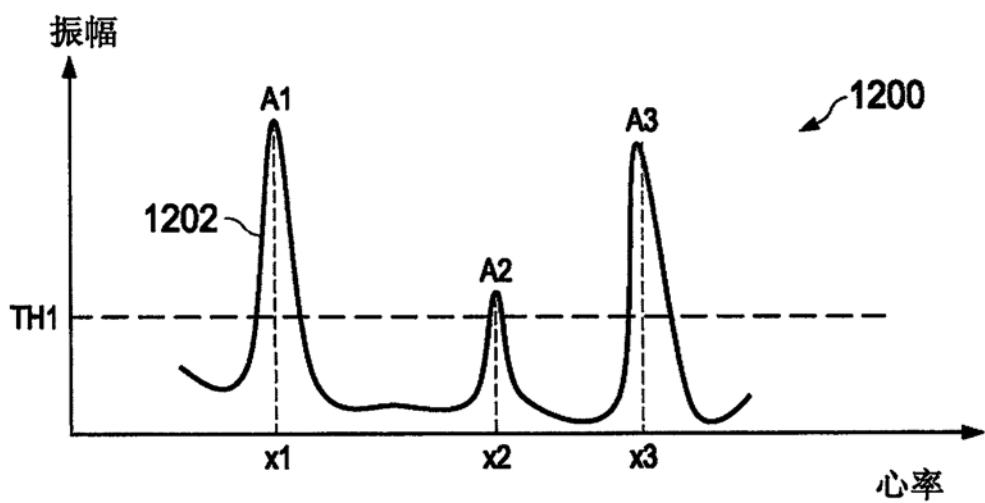


图12

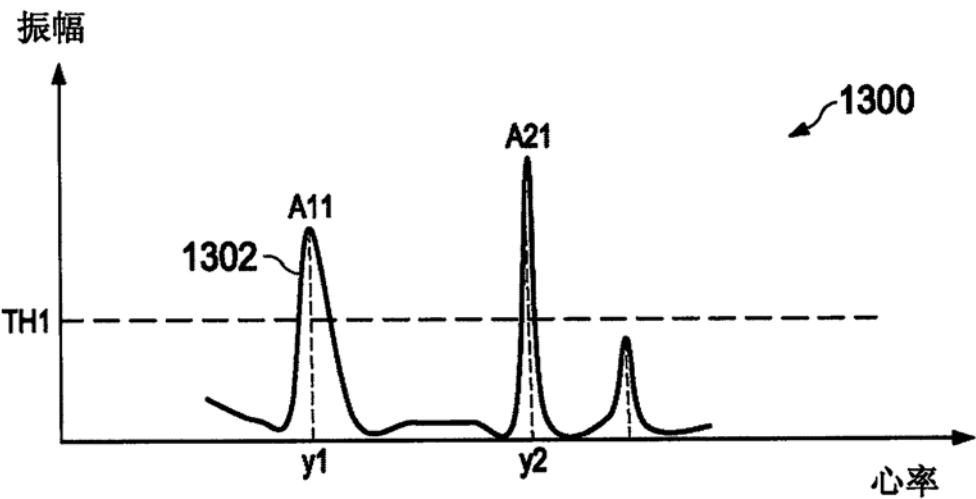


图13

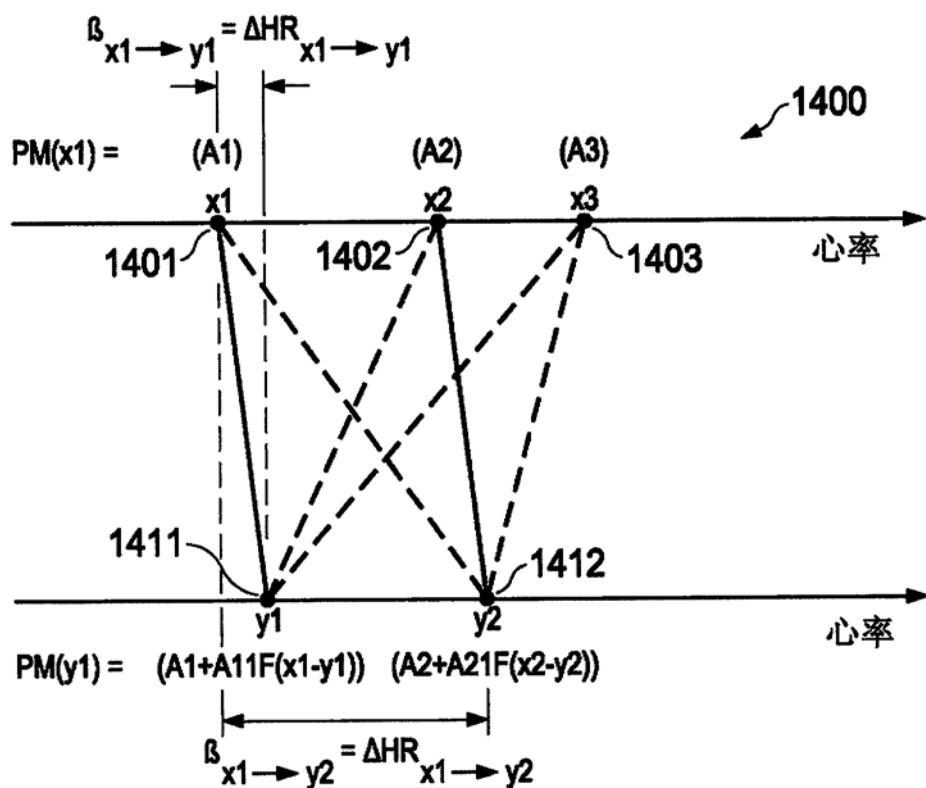


图14