



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105979863 A

(43)申请公布日 2016.09.28

(21)申请号 201480068933.2

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

(22)申请日 2014.10.16

代理人 曹瑾

(30)优先权数据

14/067,561 2013.10.30 US

14/219,826 2014.03.19 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/060975 2014.10.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/088644 EN 2015.06.18

(71)申请人 APN健康有限责任公司

地址 美国威斯康星

(72)发明人 D·布鲁德尼克

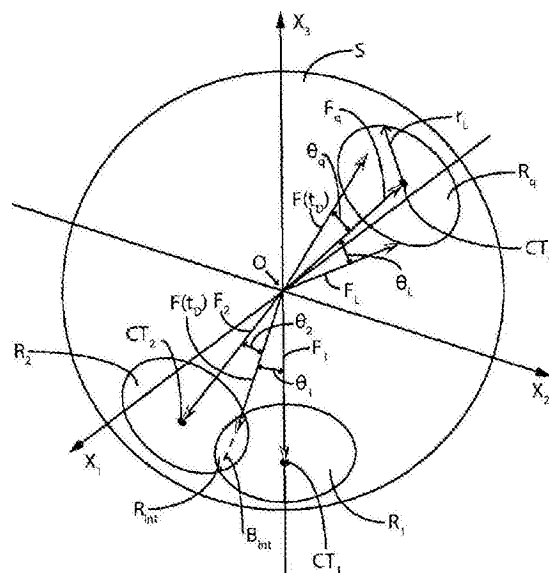
权利要求书8页 说明书21页 附图36页

(54)发明名称

心跳检测和分类

(57)摘要

一种用于从两个或更多个所选择的ECG信号中检测患者的心跳并对患者的心跳进行分类的自动方法,该方法包括:(a)确定所选择的信号中的每个的速度;(b)将速度的每5个的绝对值求和在一起;(c)比较总和与阈值T,阈值T具有总和的预期最大值的大约一半的值。



1. 一种使用两个或更多个所选择的ECG信号对心跳进行分类的自动方法,当已经检测到心跳时,所述方法包括如下步骤:

- 在检测到的心跳内的分类基准时间 $t_c$ 处,确定每个所选择的信号的信号速度;
- 形成矢量 $F(t_c)$ ,所述矢量 $F(t_c)$ 使时间 $t_c$ 处所选择的信号中的每个的速度作为它的分量;

- 确定矢量 $F(t_c)$ 与先前存储的模板矢量之间的角度;
- 比较角度和阈值角度;以及
- 如果角度小于阈值角度,则将心跳分类为类似于与模板矢量相对应的心跳。

2. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,其中角度确定和比较包括如下步骤:

- 计算平方矢量幅度 $SVM_c$ 作为 $F(t_c)$ 与它自身的点积;
- 计算 $F(t_c)$ 与模板矢量 $F_q$ 的点积 $DP_q$ ;
- 计算平方矢量幅度 $SVM_q$ 作为 $F_q$ 与它自身的点积;
- 计算带符号的平方余弦差角 $SCDA_q$ 为 $SCDA_q = \text{sgn}(DP_q) * DP_q / (SVM_c * SVM_q)$ ;以及
- 比较 $SCDA_q$ 和平方余弦阈值 $SC_L$ 。

3. 根据权利要求2所述的自动心跳分类方法,还包括比较矢量 $F(t_c)$ 和多个模板矢量,以确定矢量 $F(t_c)$ 是否在所述多个模板矢量中的任意模板矢量的阈值角度内。

4. 根据权利要求3所述的自动心跳分类方法,其中如果矢量 $F(t_c)$ 与所述多个模板矢量中的不止一个模板矢量之间的角度小于阈值角度,则将心跳分类为类似于与如下模板矢量相对应的心跳,所述模板矢量在它自身与矢量 $F(t_c)$ 之间具有最小角度。

5. 根据权利要求4所述的自动心跳分类方法,其中如果矢量 $F(t_c)$ 与所述多个模板矢量中的每个之间的角度大于或等于阈值角度,则将具有 $F_q = F(t_c)$ 的模板矢量添加到所述多个模板矢量中。

6. 根据权利要求4所述的自动心跳分类方法,其中患者处于非镇静状态,并且还包括基于当患者处于非镇静状态时所分类的心跳向处于镇静状态的患者提供介入治疗的步骤。

7. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,还包括比较矢量 $F(t_c)$ 和多个模板矢量,以确定矢量 $F(t_c)$ 是否在所述多个模板矢量中的任意模板矢量的阈值角度内。

8. 根据权利要求7所述的自动心跳分类方法,其中如果矢量 $F(t_c)$ 与所述多个模板矢量中的不止一个模板矢量之间的角度小于阈值角度,则将心跳分类为类似于与如下模板矢量相对应的心跳,所述模板矢量在它自身与矢量 $F(t_c)$ 之间具有最小角度。

9. 根据权利要求7所述的自动心跳分类方法,其中如果矢量 $F(t_c)$ 与所述多个模板矢量中的每个之间的角度大于或等于阈值角度,则将模板矢量 $F_q = F(t_c)$ 添加到所述多个模板矢量中。

10. 根据权利要求7所述的自动心跳分类方法,其中患者处于非镇静状态,并且还包括基于当患者处于非镇静状态时所分类的心跳向处于镇静状态的患者提供介入治疗的步骤。

11. 根据权利要求7所述的自动心跳分类方法,其中模板矢量中的每个具有与其相关联的阈值角度,并且不是所有这种矢量都具有与其相关联的相同的阈值角度。

12. 根据权利要求7所述的自动心跳分类方法,其中所述多个模板矢量的至少部分是预先设置的模板矢量。

13. 根据权利要求12所述的自动心跳分类方法,其中所述多个模板矢量中的每个是预

先设置的模板矢量。

14. 根据权利要求4所述的自动心跳分类方法,还包括多个槽的模板矢量槽,多个槽大于或等于所述多个模板矢量,并且每个模板矢量被存储在相应的模板矢量槽中,其中如果矢量 $F(t_c)$ 不在所述多个模板矢量中的任意模板矢量的阈值角度内并且空的模板矢量槽可用,则将新的模板矢量 $F_q = F(t_c)$ 添加到所述多个模板矢量中。

15. 根据权利要求14所述的自动心跳分类方法,其中如果没有空的模板矢量槽可用,则用新的模板矢量 $F_q = F(t_c)$ 取代模板矢量中的一个。

16. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,还包括存储所分类的心跳。

17. 根据权利要求16所述的自动心跳分类方法,还包括显示描述一个或多个所存储的心跳的信息。

18. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,其中确定所选择的信号中的每个的速度包括:

- 将所选择的信号中的每个进行数字化;以及
- 对所数字化的信号中的每个进行滤波以生成每个所选择的信号的速度。

19. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,其中选择三个ECG信号,并且信号形成准正交集。

20. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,其中除了所选择的ECG信号之外,ECG信号还包括一个或多个ECG信号,并且所述方法包括存储另外的ECG信号中的一个或多个。

21. 根据权利要求20所述的自动心跳分类方法,还包括显示描述检测到的心跳的信息。

22. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,当已经检测到心跳时,还包括如下步骤:

● 形成矢量 $F(t_c)$ ,所述矢量 $F(t_c)$ 使时间 $t_c$ 处所选择的信号中的每个的速度以及时间 $t_c + \delta$ 处所选择的信号中的每个的速度作为它的分量;

- 确定矢量 $F(t_c)$ 与先前存储的模板矢量之间的角度;
- 比较角度和阈值角度;以及
- 如果角度小于阈值角度,则将心跳分类为类似于与模板矢量相对应的心跳。

23. 根据权利要求22所述的自动心跳分类方法,其中角度确定和比较包括如下步骤:

- 计算平方矢量幅度 $SVM_c$ 作为 $F(t_c)$ 与它自身的点积;
- 计算 $F(t_c)$ 与模板矢量 $F_q$ 的点积 $DP_q$ ;
- 计算平方矢量幅度 $SVM_q$ 作为 $F_q$ 与它自身的点积;
- 计算带符号的平方余弦差角 $SCDA_q = \text{sgn}(DP_q) * DP_q * DP_q / (SVM_c * SVM_q)$ ;以及
- 比较 $SCDA_q$ 和平方余弦阈值 $SC_L$ 。

24. 根据权利要求23所述的自动心跳分类方法,还包括比较矢量 $F(t_c)$ 和多个模板矢量,以确定矢量 $F(t_c)$ 是否在所述多个模板矢量中的任意模板矢量的阈值角度内。

25. 根据权利要求24所述的自动心跳分类方法,其中如果矢量 $F(t_c)$ 与所述多个模板矢量中的不止一个模板矢量之间的角度小于阈值角度,则将心跳分类为类似于与如下模板矢量相对应的心跳,所述模板矢量在它自身与矢量 $F(t_c)$ 之间具有最小角度。

26. 根据权利要求25所述的自动心跳分类方法,其中如果矢量 $F(t_c)$ 与所述多个模板矢量中的每个之间的角度大于或等于阈值角度,则将具有 $F_q = F(t_c)$ 的模板矢量添加到所述多个模板矢量中。

27. 根据权利要求25所述的自动心跳分类方法, 其中患者处于非镇静状态, 并且还包括基于当患者处于非镇静状态时所分类的心跳向处于镇静状态的患者提供介入治疗的步骤。

28. 根据权利要求22所述的自动心跳分类方法, 还包括比较矢量 $F(t_c)$ 和多个模板矢量, 以确定矢量 $F(t_c)$ 是否在所述多个模板矢量的任意模板矢量的阈值角度内。

29. 根据权利要求28所述的自动心跳分类方法, 其中如果矢量 $F(t_c)$ 与所述多个模板矢量中的不止一个模板矢量之间的角度小于阈值角度, 则将心跳分类为类似于与如下模板矢量相对应的心跳, 所述模板矢量在它自身与矢量 $F(t_c)$ 之间具有最小角度。

30. 根据权利要求28所述的自动心跳分类方法, 其中如果矢量 $F(t_c)$ 与所述多个模板矢量中的每个之间的角度大于或等于阈值角度, 则将模板矢量 $F_q = F(t_c)$ 添加到所述多个模板矢量中。

31. 根据权利要求28所述的自动心跳分类方法, 其中患者处于非镇静状态, 并且还包括基于当患者处于非镇静状态时所分类的心跳向处于镇静状态的患者提供介入治疗的步骤。

32. 根据权利要求28所述的自动心跳分类方法, 其中模板矢量中的每个具有与其相关联的阈值角度, 并且不是所有这种矢量都具有与其相关联的相同的阈值角度。

33. 根据权利要求28所述的自动心跳分类方法, 其中所述多个模板矢量的至少部分是预先设置的模板矢量。

34. 根据权利要求33所述的自动心跳分类方法, 其中所述多个模板矢量中的每个是预先设置的模板矢量。

35. 根据权利要求22所述的自动心跳分类方法, 还包括多个槽的模板矢量槽, 多个槽大于或等于所述多个模板矢量, 并且每个模板矢量在相应的模板矢量槽中, 其中如果矢量 $F(t_c)$ 不在所述多个模板矢量中的任意模板矢量的阈值角度内并且空的模板矢量槽可用, 则将新的模板矢量 $F_q = F(t_c)$ 添加到所述多个模板矢量中。

36. 根据权利要求35所述的自动心跳分类方法, 其中如果没有空的模板矢量槽可用, 则用新的模板矢量 $F_q = F(t_c)$ 取代模板矢量中的一个。

37. 根据权利要求22所述的自动心跳分类方法, 还包括存储与所分类的心跳相对应的ECG信号。

38. 根据权利要求37所述的自动心跳分类方法, 还包括显示描述一个或多个所存储的心跳的信息。

39. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法, 还包括如下步骤:

- 存储所选择的信号;
- 确定所选择的信号中的每个的速度;
- 将每个信号速度的绝对值求和以生成绝对速度总和 $G(t)$ ;
- 找到检测到的心跳内总和的最大峰值以及它的时间; 以及
- 将时间 $t_c$ 设置成当总和基本上等于峰值的预先设置的分数时, 峰值时间之前并且最接近峰值时间的的时间。

40. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法, 还包括如下步骤:

- 存储所选择的信号;
- 确定所选择的信号中的每个的速度;
- 将每个信号速度的绝对值求和以生成绝对速度总和 $G(t)$ ; 以及

● 设置  $t_c$  等于  $G(t)$  变得大于阈值  $T$  的时间。

41. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,还包括如下步骤:

● 存储所选择的信号;

● 将  $t_c$  确定为检测到的心跳的开始之后预先设置的时间。

42. 根据权利要求41所述的自动心跳分类方法,还包括如下步骤:

● 确定所选择的信号中的每个的速度;

● 将每个信号速度的绝对值求和以生成绝对速度总和  $G(t)$ ; 以及

● 将检测到的心跳的开始确定为总和  $G(t)$  升高超过心跳挂起阈值  $T_p$  并且保持在  $T_p$  之上直到  $G(t)$  升高超过心跳确认阈值  $T_c$  的时间。

43. 根据权利要求42所述的自动心跳分类方法,其中检测到的心跳在心动周期内并且所述方法还包括计算心动周期内的  $G(t)$  的中值的步骤,  $T_p$  是跨越心动周期的  $G(t)$  的中值的倍数。

44. 根据权利要求43所述的自动心跳分类方法,其中倍数在2与5之间。

45. 根据权利要求42所述的自动心跳分类方法,其中  $T_c$  在检测到的心跳的预期峰值的30%与60%之间。

46. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,还包括如下步骤:

● 存储所选择的信号;

● 确定所选择的信号中的每个的速度;

● 将每个信号速度的绝对值求和以生成绝对速度总和  $G(t)$ ;

● 将  $G(t)$  与预先确定的形状函数互相关; 以及

● 从互相关导出时间  $t_c$ 。

47. 根据权利要求46所述的自动心跳分类方法,其中将时间  $t_c$  设置为互相关变得大于相关阈值的时间。

48. 根据权利要求47所述的自动心跳分类方法,其中相关阈值在互相关的峰值的大约25%与35%之间。

49. 根据权利要求48所述的自动心跳分类方法,其中相关阈值是互相关的峰值的大约30%。

50. 根据权利要求46所述的自动心跳分类方法,其中将时间  $t_c$  设置为最大互相关的时间之前的预先设置的相关时间间隔。

51. 根据权利要求46所述的自动心跳分类方法,其中预先确定的形状函数是三角形。

52. 根据权利要求46所述的自动心跳分类方法,其中预先确定的形状函数是抛物线。

53. 根据权利要求46所述的自动心跳分类方法,其中形状函数的宽度在大约90与150毫秒之间。

54. 根据权利要求53所述的自动心跳分类方法,其中形状函数的宽度是大约120毫秒。

55. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,其中时间  $t_c$  从选自自由运动超声、音频、血流的光学检测、压力测量以及心冲击描记组成的组的心跳检测器的输出信号中导出。

56. 根据权利要求1所述的自动心跳分类方法,其中时间  $t_c$  来自与心跳的起源相邻放置的电极的心脏内信号中导出。

57. 一种用于从两个或更多个所选择的ECG信号中检测患者的心跳的自动方法,所述方

法包括：

- 确定所选择的信号中的每个的速度；
- 将速度中的每个的绝对值求和在一起；
- 比较总和与阈值T, 阈值T具有总和的预期最大值的大约一半的值；以及
- 如果总和大于阈值T并且如果自紧接先前的心跳检测之后逝去的时间大于预先设置的不应期 $t_R$ , 则心跳已经在速度确定的时间 $t_D$ 处检测到。

58. 根据权利要求1所述的自动心跳检测方法, 当已经检测到心跳时还包括如下步骤：

●形成矢量 $F(t_D)$ , 所述矢量 $F(t_D)$ 使时间 $t_D$ 处所选择的信号中的每个的速度作为它的分量；

- 确定矢量 $F(t_D)$ 与先前存储的模板矢量之间的角度；
- 比较角度和阈值角度；以及
- 如果角度小于阈值角度, 则将心跳分类为类似于与模板矢量相对应的心跳。

59. 根据权利要求58所述的自动心跳检测方法, 其中角度确定和比较包括如下步骤：

- 计算平方矢量幅度 $SVM_D$ 作为 $F(t_D)$ 与它自身的点积；
- 计算 $F(t_D)$ 与模板矢量 $F_q$ 的点积 $DP_q$ ；
- 计算平方矢量幅度 $SVM_q$ 作为 $F_q$ 与它自身的点积；
- 计算带符号的平方余弦差角 $SCDA_q$ 为 $SCDA_q = \text{sgn}(DP_q) * DP_q * DP_q / (SVM_D * SVM_q)$ ；以及
- 比较 $SCDA_q$ 和平方余弦阈值 $SC_L$ 。

60. 根据权利要求59所述的自动心跳检测方法, 还包括比较矢量 $F(t_D)$ 和多个模板矢量, 以确定矢量 $F(t_D)$ 是否在所述多个模板矢量的任意模板矢量的阈值角度内。

61. 根据权利要求60所述的自动心跳检测方法, 其中如果矢量 $F(t_D)$ 与所述多个模板矢量中的不止一个模板矢量之间的角度小于阈值角度, 则将心跳分类为类似于与如下模板矢量相对应的心跳, 所述模板矢量在它自身与矢量 $F(t_D)$ 之间具有最小角度。

62. 根据权利要求61所述的自动心跳检测方法, 其中如果矢量 $F(t_D)$ 与所述多个模板矢量中的每个之间的角度大于或等于阈值角度, 则将具有 $F_q = F(t_D)$ 的模板矢量添加到所述多个模板矢量中。

63. 根据权利要求61所述的自动心跳检测方法, 其中患者处于非镇静状态, 并且还包括基于当患者处于非镇静状态时所分类的心跳向处于镇静状态的患者提供介入治疗的步骤。

64. 根据权利要求58所述的自动心跳检测方法, 还包括比较矢量 $F(t_D)$ 和多个模板矢量, 以确定矢量 $F(t_D)$ 是否在所述多个模板矢量的任意模板矢量的阈值角度内。

65. 根据权利要求64所述的自动心跳检测方法, 其中如果矢量 $F(t_D)$ 与所述多个模板矢量中的不止一个之间的角度小于阈值角度, 则将心跳分类为类似于与如下模板矢量相对应的心跳, 所述模板矢量在它自身与矢量 $F(t_D)$ 之间具有最小角度。

66. 根据权利要求64所述的自动心跳检测方法, 其中如果矢量 $F(t_D)$ 与所述多个模板矢量中的每个之间的角度大于或等于阈值角度, 则将模板矢量 $F_q = F(t_D)$ 添加到所述多个模板矢量中。

67. 根据权利要求64所述的自动心跳检测方法, 其中患者处于非镇静状态, 并且还包括基于当患者处于非镇静状态时所分类的心跳向处于镇静状态的患者提供介入治疗的步骤。

68. 根据权利要求64所述的自动心跳检测方法, 其中模板矢量中的每个具有与其相关

联的阈值角度,不是所有模板矢量都具有相同的角度值。

69. 根据权利要求69所述的自动心跳检测方法,其中所述多个模板矢量的至少部分是预先设置的模板矢量。

70. 根据权利要求13所述的自动心跳检测方法,其中所述多个模板矢量中的每个是预先设置的模板矢量。

71. 根据权利要求58所述的自动心跳检测方法,还包括多个槽的模板矢量槽,多个槽大于或等于所述多个模板矢量,并且每个模板矢量在相应的模板矢量槽中,其中如果矢量 $F(t_D)$ 不在所述多个模板矢量中的任意模板矢量的阈值角度内并且空的模板矢量槽可用,则将新的模板矢量 $F_q = F(t_D)$ 添加到所述多个模板矢量中。

72. 根据权利要求71所述的自动心跳检测方法,其中如果没有空的模板矢量槽可用,则用新的模板矢量 $F_q = F(t_D)$ 取代模板矢量中的一个。

73. 根据权利要求58所述的自动心跳检测方法,还包括存储所分类的心跳。

74. 根据权利要求73所述的自动心跳检测方法,还包括显示描述一个或多个所存储的心跳的信息。

75. 根据权利要求57所述的自动心跳检测方法,其中确定所选择的信号中的每个的速度包括:

- 将所选择的信号中的每个数字化;以及
- 对所数字化的信号中的每个进行滤波以生成每个所选择的信号的速度。

76. 根据权利要求75所述的自动心跳检测方法,其中滤波器是一阶差分滤波器。

77. 根据权利要求76所述的自动心跳检测方法,其中一阶差分滤波器是矩形波滤波器。

78. 根据权利要求57所述的自动心跳检测方法,其中基于预先设置的时间周期 $t_m$ 期间的最大速度总和调整阈值 $T$ 。

79. 根据权利要求78所述的自动心跳检测方法,其中当预先设置的时间周期 $t_m$ 已经逝去时,如果自检测到先前的心跳之后,预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ 还没有逝去,则通过计算 $T = T_p + (G_{max}/2 - T_p)/4$ 来确定阈值 $T$ ,其中 $G_{max}$ 是在逝去的预先设置的时间周期 $t_m$ 期间的最大速度总和,并且 $T_p$ 是阈值 $T$ 的先前的值。

80. 根据权利要求79所述的自动心跳检测方法,其中当预先设置的时间周期 $t_m$ 已经逝去时,如果自检测到先前的心跳之后,预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ 已经逝去,则阈值 $T$ 被设置成 $G_{max}/2$ 。

81. 根据权利要求80所述的自动心跳检测方法,其中 $t_R$ 为大约120毫秒, $t_m$ 为大于2秒,并且 $t_L$ 为大约5秒。

82. 根据权利要求57所述的自动心跳检测方法,其中选择三个ECG信号,并且信号形成正交集。

83. 根据权利要求57所述的自动心跳检测方法,其中除了所选择的ECG信号之外,ECG信号还包括一个或多个ECG信号,并且所述方法包括存储另外的ECG信号中的一个或多个。

84. 根据权利要求83所述的自动心跳检测方法,还包括显示描述检测到的心跳的信息。

85. 根据权利要求57所述的自动心跳检测方法,当已经检测到心跳时,还包括如下步骤:

- 形成矢量 $F(t_D)$ ,所述矢量 $F(t_D)$ 使时间 $t_D$ 处所选择的信号中的每个的速度以及时间 $t_D$

+ $\delta$ 处所选择的信号中的每个的速度作为它的分量；

- 确定矢量 $F(t_D)$ 与先前存储的模板矢量之间的角度；
- 比较角度和阈值角度；以及
- 如果角度小于阈值角度，则将心跳分类为类似于与模板矢量相对应的心跳。

86. 根据权利要求85所述的自动心跳检测方法，其中角度确定和比较包括如下步骤：

- 计算平方矢量幅度 $SVM_D$ 作为 $F(t_D)$ 与它自身的点积；
- 计算 $F(t_D)$ 与模板矢量 $F_q$ 的点积 $DP_q$ ；
- 计算平方矢量幅度 $SVM_q$ 作为 $F_q$ 与它自身的点积；
- 计算带符号的平方余弦差角 $SCDA_q$ 为 $SCDA_q = \text{sgn}(DP_q) * DP_q / (SVM_D * SVM_q)$ ；以及
- 比较 $SCDA_q$ 和平方余弦阈值 $SC_L$ 。

87. 根据权利要求86所述的自动心跳检测方法，还包括比较矢量 $F(t_D)$ 和多个模板矢量，以确定矢量 $F(t_D)$ 是否在所述多个模板矢量的任意模板矢量的阈值角度内。

88. 根据权利要求87所述的自动心跳检测方法，其中如果矢量 $F(t_D)$ 与所述多个模板矢量中的不止一个模板矢量之间的角度小于阈值角度，则将心跳分类为类似于与如下模板矢量相对应的心跳，所述模板矢量在它自身与矢量 $F(t_D)$ 之间具有最小角度。

89. 根据权利要求88所述的自动心跳检测方法，其中如果矢量 $F(t_D)$ 与所述多个模板矢量中的每个之间的角度大于或等于阈值角度，则将具有 $F_q = F(t_D)$ 的模板矢量添加到所述多个模板矢量中。

90. 根据权利要求88所述的自动心跳检测方法，其中患者处于非镇静状态，并且还基于当患者处于非镇静状态时所分类的心跳向处于镇静状态的患者提供介入治疗的步骤。

91. 根据权利要求85所述的自动心跳检测方法，还包括比较矢量 $F(t_D)$ 和多个模板矢量，以确定矢量 $F(t_D)$ 是否在所述多个模板矢量的任意模板矢量的阈值角度内。

92. 根据权利要求91所述的自动心跳检测方法，其中如果矢量 $F(t_D)$ 与所述多个模板矢量中的不止一个模板矢量之间的角度小于阈值角度，则将心跳分类为类似于与如下模板矢量相对应的心跳，所述模板矢量在它自身与矢量 $F(t_D)$ 之间具有最小角度。

93. 根据权利要求91所述的自动心跳检测方法，其中如果矢量 $F(t_D)$ 与所述多个模板矢量中的每个之间的角度大于或等于阈值角度，则将模板矢量 $F_q = F(t_D)$ 添加到所述多个模板矢量中。

94. 根据权利要求91所述的自动心跳检测方法，其中患者处于非镇静状态，并且还基于当患者处于非镇静状态时所分类的心跳向处于镇静状态的患者提供介入治疗的步骤。

95. 根据权利要求91所述的自动心跳检测方法，其中模板矢量中的每个具有与其相关联的阈值角度，不是所有模板矢量都具有相同的角度值。

96. 根据权利要求91所述的自动心跳检测方法，其中所述多个模板矢量的至少部分是预先设置的模板矢量。

97. 根据权利要求96所述的自动心跳检测方法，其中所述多个模板矢量中的每个是预先设置的模板矢量。

98. 根据权利要求85所述的自动心跳检测方法，还包括多个槽的模板矢量槽，多个槽大于或等于所述多个模板矢量，并且每个模板矢量在相应的模板矢量槽中，其中如果矢量 $F(t_D)$ 不在所述多个模板矢量的任意模板矢量的阈值角度内并且空的模板矢量槽可用，则将



新的模板矢量 $F_q=F(t_0)$ 添加到所述多个模板矢量中。

99. 根据权利要求98所述的自动心跳检测方法,其中如果没有空的模板矢量槽可用,则用新的模板矢量 $F_q=F(t_0)$ 取代模板矢量中的一个。

100. 根据权利要求85所述的自动心跳检测方法,还包括存储所分类的心跳。

101. 根据权利要求100所述的自动心跳检测方法,还包括显示描述一个或多个所存储的心跳的信息。

## 心跳检测和分类

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求于2013年10月30日提交的美国专利申请序列号14/067,561以及于2014年3月19日提交的美国专利申请序列号14/219,826的优先权日的权益。

### 技术领域

[0003] 本发明一般涉及电生理学领域,尤其涉及用于精确测量ECG电信号内的参数(诸如心率以及个体心跳的性质)的技术。

### 背景技术

[0004] 这里公开的发明涉及由心脏产生的电信号的多个通道的处理。这些通道信号主要包括来自身体表面电极的ECG信号,虽然来自身体内的电极的信号,亦即来自心脏的血管和室内的心脏内信号以及来自心脏的外表面的心外膜信号也可以在被处理的信号中。遍及该文档,术语“ECG”信号被用来指所有这些类型的通道信号,因为本发明方法主要打算与身体表面电极一起使用。术语的这种使用不打算成为对本发明的范围的限制。

[0005] 用于心跳的信号处理的许多方法是已知的。尤其是在下面的专利申请中公开的方法:于2012年9月7日提交的并且标题为“R-Wave Detection Method”的PCT国际专利申请No.PCT/US 12/54265;于2013年3月15日提交的并且标题为“Multi-Channel Cardiac Measurements”的美国专利申请No.13/842,994;于2013年5月5日提交的并且标题为“Multi-Channel Cardiac Measurements”的美国专利申请No.13/888,070;以及于2013年6月20日提交的并且标题为“Multi-Channel Cardiac Measurements”的美国专利申请No.13/922,953。这些申请中的每个全部或者部分由本申请的发明人所发明,并且由威斯康辛州,皮沃基的APN Health,LLC共同拥有。这些申请中没有申请在执行阈值比较之前在心跳检测处理中组合多个心脏通道的信号。这些发明中没有发明包括将检测到的心跳分类为具有类似心跳形态或形状的分类的步骤。

[0006] 涉及心跳检测和分类的其它当前技术与用于对由霍尔特(Holter)监测器捕获的ECG信号进行后处理的系统有关。这些系统典型地涉及使用在个体心跳内多于一个时间点处的这种信号的值对ECG信号进行处理。相反,本发明取决于单个时刻处的测量,以便检测和分类心跳,允许本发明系统在心跳的时间周期中非常早地检测心跳并且基本上实时地操作。

[0007] 基本上实时地将心跳分类为具有类似形态的组使得心脏病专家能够非常快速地识别各种异位心跳的发生的频率,尤其是对于经历介入程序的患者,以减轻这种心跳的原因。重要的异位心跳尤其是:心室早期收缩(PVC);房性期前收缩(PAC);各种类型的束支传导阻滞;心室逸搏;结合部逸搏;融合搏动;以及起搏(paced)搏动。

[0008] PVC和PAC心跳(也由多个其它名称熟知)是最常见的异位心跳,并且当它们作为个体搏动而不是一系列重复搏动而发生,不被认为具有临床意义。这种个体搏动通常在没有心脏疾病的健康的年轻和老年患者中发生。然而,当异位搏动在更加有规律的基础

上复发时,可以进行介入治疗或程序以减轻这种心脏异常。本发明通过提供用于心脏检测和分类的快速和可靠方法成为心脏诊断和治疗技术方面的重要进展。

[0009] 发明目标

[0010] 本发明的自动方法的目标在于提供用于心跳的分类的可靠方法。

[0011] 本发明方法的另一个目标在于提供自动的方法,通过该方法能够将心跳分类为预先定义的心跳的种类。

[0012] 本发明方法的另一个目标在于提供自动的方法,通过该方法能够基于患者的具体心跳将心跳分类成一组自适应定义的心跳的种类。

[0013] 本发明方法的另一个目标在于提供自动的方法,通过该方法能够对心室早期收缩进行识别、表征和计数。

[0014] 本发明方法的再另一个目标在于提供自动的方法,该方法将有用的心跳表征信息显示给心脏病专家。

[0015] 本发明的又另一个目标在于提供心跳分类的方法,该方法可适用于由霍尔特监测器记录的数据的后处理。

[0016] 本发明的另一个目标在于提供心跳分类的方法,该方法能够与各种心跳检测方法一起使用。

[0017] 本发明方法的目标还在于提供用于心跳的检测的可靠方法。

[0018] 本发明方法的另一个目标在于提供自动的方法,该方法能够在心跳的前缘上检测心跳。

[0019] 本发明方法的另一个目标在于提供心跳检测的自动的方法,该方法适应于ECG信号中的信号水平的变化。

[0020] 本发明的自动方法的另一个目标在于几乎实时地(非常短的处理延迟)检测心跳。

[0021] 本发明的自动方法的另一个目标在于使用心脏病专家熟悉的ECG信号的特征检测心跳。

[0022] 本发明的又另一个目标在于提供心跳检测的方法,该方法可适用于由霍尔特监测器记录的数据的后处理。

[0023] 本发明的这些和其它目标将从下面的描述中以及从附图中变得明显。

## 发明内容

[0024] 本发明是使用两个或更多个所选择的ECG信号对心跳进行分类的自动方法。该方法包括,当已经检测到心跳时,(a)为检测到的心跳内的分类基准时间 $t_c$ 处的每个所选择的信号确定信号速度,(b)形成矢量 $F(t_c)$ ,该矢量 $F(t_c)$ 使时间 $t_c$ 处所选择的信号中的每个的速度作为它的分量,(c)确定矢量 $F(t_c)$ 与先前存储的模板矢量之间的角度,(d)比较角度和阈值角度,以及(e)如果角度小于阈值角度,则将心跳分类为类似于与模板矢量相对应的心跳。

[0025] 在用于对心跳进行分类的本发明方法的高度优选的实施例中,角度确定和比较包括步骤:(i)计算平方矢量幅度 $SVM_c$ 作为 $F(t_c)$ 与它自身的点积,(ii)计算 $F(t_c)$ 与模板矢量 $F_q$ 的点积 $DP_q$ ,(iii)计算平方矢量幅度 $SVM_q$ 作为 $F_q$ 与它自身的点积,(iv)计算带符号的平方余弦差角 $SCDA_q$ 为

[0026]  $SCDA_q = \text{sgn}(DP_q) * DP_q * DP_q / (SVM_c * SVM_q)$ ,

[0027] 以及(v)比较 $SCDA_q$ 和平方余弦阈值 $SC_L$ 。(如这里使用的,\*符号指示乘法。)这些实施例的一些还包括比较矢量 $F(t_c)$ 和多个模板矢量,以确定矢量 $F(t_c)$ 是否在多个模板矢量的任意模板矢量的阈值角度内。

[0028] 在一些实施例中,如果矢量 $F(t_c)$ 与多个模板矢量中的不止一个模板矢量之间的角度小于阈值角度,则将心跳分类为类似于与如下模板矢量相对应的心跳,该模板矢量在它自身与矢量 $F(t_c)$ 之间具有最小角度。同样在一些实施例中,如果矢量 $F(t_c)$ 与多个模板矢量中的每个之间的角度大于或等于阈值角度,则具有 $F_q = F(t_c)$ 的模板矢量被添加到多个模板矢量中。

[0029] 在一些优选的实施例中,患者处于非镇静状态并且本发明方法还包括基于当患者处于非镇静状态时所分类的心跳向处于镇静状态的患者提供介入治疗的步骤。

[0030] 在本发明的自动心跳分类方法的一些实施例中,模板矢量中的每个具有与其相关联的阈值角度,并且并不是所有这种矢量都具有与其相关联的相同的阈值角度。

[0031] 在一些实施例中,多个模板矢量的至少部分是预先设置的模板矢量,并且在这些实施例的一些中,多个模板矢量中的每个是预先设置的模板矢量。

[0032] 在一些优选的实施例中,该方法还包括多个槽的模板矢量槽,并且多个槽大于或等于多个模板矢量。每个模板矢量被存储在相应的模板矢量槽中,并且如果矢量 $F(t_c)$ 不在多个模板矢量的任意模板矢量的阈值角度内并且空的模板矢量槽可用,则新的模板矢量 $F_q = F(t_c)$ 被添加到多个模板矢量中。在这些实施例的一些中,如果没有空的模板矢量槽可用,则用新的模板矢量 $F_q = F(t_c)$ 取代模板矢量中的一个。

[0033] 本发明的自动心跳分类方法的一些高度优选的实施例包括存储所分类的心跳,并且这些实施例的一些还包括显示描述一个或多个所存储的心跳的信息。

[0034] 在某些高度优选的实施例中,确定所选择的信号中的每个的速度包括对所选择的信号中的每个进行数字化并且对经数字化的信号中的每个进行滤波以生成每个所选择的信号的速度。

[0035] 在某些高度优选的实施例中,选择三个ECG信号,并且信号形成准正交集。

[0036] 在本发明的自动心跳分类方法的一些其它实施例中,除了所选择的ECG信号之外,ECG信号还包括一个或多个ECG信号,并且该方法包括存储另外的ECG信号的一个或多个。这些实施例的一些包括显示描述检测到的心跳的信息。

[0037] 当已经检测到心跳时,本发明的自动心跳分类方法的某些其它实施例包括步骤:(i)形成矢量 $F(t_c)$ ,矢量 $F(t_c)$ 是时间 $t_c$ 处所选择的信号中的每个的速度以及时间 $t_c + \delta$ 处所选择的信号中的每个作为它的分量,(ii)确定矢量 $F(t_c)$ 与先前存储的模板矢量之间的角度,(iii)比较角度和阈值角度,以及(iv)如果角度小于阈值角度,则将心跳分类为类似于与模板矢量相对应的心跳。

[0038] 权利要求1所述的本发明的自动心跳分类方法的某些实施例还包括步骤:(i)存储所选择的信号,(ii)确定所选择的信号中的每个的速度,(iii)将每个信号速度的绝对值求和以生成绝对速度总和 $G(t)$ ,(iv)找到检测到的心跳内总和的最大峰值以及它的时间,以及(v)将时间 $t_c$ 设置成当总和基本上等于峰值的预先设置的分数时峰值时间之前并且最接近峰值时间的的时间。

[0039] 某些其它实施例还包括步骤:(i)存储所选择的信号,(ii)确定所选择的信号中的每个的速度,(iii)将每个信号速度的绝对值求和以生成绝对速度总和 $G(t)$ ,以及(iv)将 $t_c$ 设置为等于 $G(t)$ 变得大于阈值 $T$ 的时间。

[0040] 另外的实施例还包括存储所选择的信号以及将 $t_c$ 确定为检测到的心跳的开始之后预先设置的时间。一些这种实施例包括:(i)确定所选择的信号中的每个的速度,(ii)将每个信号速度的绝对值求和以生成绝对速度总和 $G(t)$ ,以及(iii)将检测到的心跳的开始确定为 $G(t)$ 升高超过心跳挂起(heartbeat-pending)阈值 $T_p$ 并且保持在 $T_p$ 之上直到 $G(t)$ 升高超过心跳确认阈值 $T_c$ 的时间。在这些实施例的一些中,检测到的心跳在心动周期内并且该方法还包括计算心动周期内的 $G(t)$ 的中值的步骤,心跳挂起阈值 $T_p$ 是跨越心动周期的 $G(t)$ 的中值的倍数;在一些中,心动周期内的 $G(t)$ 的中值的倍数在2与5之间;以及在一些中,心跳确认阈值 $T_c$ 在检测到的心跳的预期峰值的30%与60%之间。

[0041] 在某些实施例中,本发明的自动心跳分类方法还包括步骤:(a)存储所选择的信号,(b)确定所选择的信号中的每个的速度,(c)将每个信号速度的绝对值求和以生成绝对速度总和 $G(t)$ , (d)将 $G(t)$ 与预先确定的形状函数互相关,以及(e)从互相关导出时间 $t_c$ 。在这些实施例的一些中,将时间 $t_c$ 设置成互相关变得大于相关阈值的时间。相关阈值可以在互相关的峰值的大约25%与35%之间,并且在一些实施例中,该阈值可以是互相关的峰值的大约30%。

[0042] 在这些实施例中的其它实施例中,将时间 $t_c$ 设置成最大互相关的时间之前的预先设置的相关时间间隔。在一些实施例中,预先确定的形状函数是三角形,并且在一些实施例中,预先确定的形状函数是抛物线。形状函数的宽度可以在90与150毫秒之间,并且在一些实施例中,宽度是大约120毫秒。

[0043] 在某些其它实施例中,分类基准时间 $t_c$ 是从选自由运动超声、音频、血流的光学检测、压力测量以及心冲击描记(ballistocardiography)组成的组的心跳检测器的输出信号中导出的。

[0044] 在某些实施例中,分类基准时间 $t_c$ 是从来自与感兴趣的心跳的起源相邻放置的电极的心脏内信号中导出的。在这些实施例的一些中,将时间 $t_c$ 设置成心脏内信号中的激活时间之前的预先设置的时间间隔。

[0045] 在另一个方面中,本发明是用于从两个或更多个所选择的ECG信号中检测患者的心跳的自动方法。该方法包括:(a)确定所选择的信号中的每个的速度,(b)将速度中的每个的绝对值求和在一起,(c)比较总和与阈值 $T$ ,阈值 $T$ 具有总和的预期最大值的大约一半的值,以及(d)如果总和大于阈值 $T$ 并且如果自紧接先前的心跳检测之后逝去的时间大于预先设置的不应期(refractory period) $t_r$ ,则心跳已经在速度确定的时间 $t_d$ 处被检测到。使用这些步骤,本发明在心跳的初始部分期间使用速度测量检测心跳。如这里使用的,速度确定的时间 $t_d$ 在适当的时候可以与分类基准时间 $t_c$ 可交换地使用。

[0046] 在用于心跳检测的本发明方法的高度优选实施例中,确定所选择的信号中的每个的速度包括对所选择的信号中的每个进行数字化并且对经数字化的信号中的每个进行滤波以生成每个所选择的信号的速度。在这些实施例的某些中,滤波器是一阶差分滤波器,一阶差分滤波器在一些实施例中是矩形波滤波器(boxcar filter)。

[0047] 在本发明方法的高度优选的实施例中,基于预先设置的时间周期 $t_m$ 期间的最大速

度总和调整阈值 $T$ 。在这些实施例的一些中,当预先设置的时间周期 $t_m$ 已经逝去时,如果自检测到先前的心跳之后,预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ 还没有逝去,则通过计算 $T = T_p + (G_{max}/2 - T_p)/4$ 来确定阈值 $T$ ,其中 $G_{max}$ 是在逝去的预先设置的时间周期 $t_m$ 期间的最大速度总和,并且 $T_p$ 是阈值 $T$ 的先前的值。而且,在一些实施例中,当预先设置的时间周期 $t_m$ 已经逝去时,如果自检测到先前的心跳之后,预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ 已经逝去,则阈值 $T$ 被设置成 $G_{max}/2$ 。

[0048] 在一些优选的实施例中, $t_R$ 为大约120毫秒, $t_m$ 为大于2秒,并且 $t_L$ 为大约5秒。

[0049] 在自动心跳检测方法的一些高度优选的实施例中,除了所选择的ECG信号之外,ECG信号还包括一个或多个ECG信号,并且该方法包括存储另外的ECG信号的一个或多个。在这些实施例的一些中,该方法还包括显示描述检测到的心跳的信息。

[0050] 本发明是使用框图或流程图方便地例示以描述本发明方法的各种步骤以及本发明方法的实施例的方法。如这里使用的,术语“步骤”、“流程图单元”、“处理单元”或者其它类似的术语可以用来描述框图或流程图的各种个体部分。如这样使用的,在这些术语的意义方面不存在刻意的差别。当在不止一个图中例示实施例时,术语“处理部分”和“处理”在这里可交换地使用。具体的参考编号使得这种可交换的使用是清楚的。

[0051] 如这里使用的术语“速度”指信号相对于时间的变化率。

[0052] 如这里使用的术语“在阈值角度内”指角度与阈值角度相比较为小于阈值角度。

[0053] 如这里使用的术语“准正交”指ECG信号的集合的属性,使得集合中的每个信号与集合中的其它信号近似独立。(在正交集集中,集合中的每个信号与集合中的其它信号完全独立。)用图表示,ECG信号的二维或三维准正交集集中的每个信号与集合中的其它ECG信号近似 $90^\circ$ 。

[0054] 如这里使用的术语“分类基准时间”指所选择的ECG信号的速度作为本发明的自动心跳分类方法的输入被评估的时间。

[0055] 如这里使用的术语“心跳的起源”指触发导致心跳的去极化的肌细胞的区域。

## 附图说明

[0056] 图1是用于使用两个或更多个ECG信号检测心跳并对心跳进行分类的本发明方法的一个实施例的一部分的示意性框图。图1的框图主要例示对ECG信号进行滤波并且检测心跳的这种实施例的部分。

[0057] 图2是在图1中部分例示的实施例的另一部分的示意性框图。图2的框图主要例示对检测到的心跳进行分类的这种实施例的部分。该实施例包括当在心跳检测时没有找到心跳与由模板矢量表示的心跳中的任意心跳相类似时,添加新的模板用以与表示检测到的心跳的矢量相比较的步骤。

[0058] 图3是在图1和2中部分例示的实施例的又另一部分的示意性框图。图3的框图主要例示设置在本发明方法的实施例中使用的阈值 $T$ 以与多个ECG信号的绝对速度的总和相比较(如图1中所例示)的这种实施例的部分。

[0059] 图4是在图1-3的框图或流程图中使用的各种术语的图例。

[0060] 图5是描绘矢量3空间以例示在本发明方法中采用的矢量关系的图。

[0061] 图6A-6C示出以每秒钟1,000样本(sps)采样的三个经数字化的ECG信号的集合的

仅仅6秒长上的代表性部分。

[0062] 图7A-7C示出图6A-6C的经数字化的ECG信号的速度。

[0063] 图8A-8C示出图6A-6C的经数字化的ECG信号的绝对速度。

[0064] 图9A-9D示出图8A-8C的绝对速度的总和(图9A)、在连续的2秒周期上总和的运行最大值(图9B)、在心跳检测期间总和与其相比较的阈值T(图9C)以及在图6A-6C的时间周期期间的不应定时器的值(图9D)。

[0065] 图10A是在图6A-6C的时间周期期间检测到的心跳的检测时间以及在图1-4的实施例中对于图6A-6C中所选择的信号产生的速度矢量 $F(t_D) = \{f_1(t_D), \dots, f_n(t_D)\}$ 的计算速度和平方矢量幅度的值的表格。图10A也包括三个模板矢量以及如在示例内生成的它们的平方矢量幅度。

[0066] 图10B是例示针对图6A-6C中所示的时间周期,在本发明方法的操作期间进行的计算的表格。

[0067] 图11A-11C示出包括单个检测到的心跳的图6A-6C的ECG信号的一部分。图11D示出图11A-11C的ECG信号的绝对速度的总和。

[0068] 图12是用于心跳检测的本发明方法的心跳分类部分的选择性实施例的示意性框图。

[0069] 图13A示出使用在绘图上在 $t_i=0$ 处对齐的每个检测时间 $t_D$ 被检测并分类为属于心跳类别7的图6A-10B的示例中每个心跳的 $x_1(t_i)$ 信号。

[0070] 图13B示出,针对与图13A中相同的时间周期, $x_1(t_i)$ 的最大值、最小值和平均值。

[0071] 图13C示出使用在绘图上在 $t_i=0$ 处对齐的每个检测时间 $t_D$ 被检测并分类为属于心跳类别7的图6A-10B的示例中每个心跳的 $x_2(t_i)$ 信号。

[0072] 图13D示出,针对与图13C中相同的时间周期, $x_2(t_i)$ 的最大值、最小值和平均值。

[0073] 图13E示出使用在绘图上在 $t_i=0$ 处对齐的每个检测时间 $t_D$ 被检测并分类为属于心跳类别7的图6A-10B的示例中每个心跳的 $x_3(t_i)$ 信号。

[0074] 图13F示出,针对与图13E中相同的时间周期, $x_3(t_i)$ 的最大值、最小值和平均值。

[0075] 图14是本发明方法的实施例的高级示意框图,本发明方法中所有可用的ECG信号被数字化并存储并且其至少一部分被显示。

[0076] 图15是用于心跳检测的本发明方法的心跳检测部分的选择性实施例的示意性框图,其中在心跳检测之后,使用用于分类处理的另外的速度分量扩大表示检测到的心跳的矢量。

[0077] 图16A-16C是图11A-11C的修改版本,示出包括单个检测到的心跳的图6A-6C的ECG信号的一部分。图16A-16C中对于图6A-11D的示例的修改指示进行另外的速度确定的时间,检测到心跳之后20毫秒(msec)。

[0078] 图17A是示出在图6A-6C的时间周期期间检测到的心跳的检测时间以及在图15以及2-4的选择性实施例中对于图6A-6C中所选择的信号产生的速度矢量 $F(t_D) = \{f_1(t_D), \dots, f_N(t_D)\}$ 的计算速度和平方矢量幅度的值的表格(类似于图10A的表格)。图17A也包括四个模板矢量以及如在该示例内生成的它们的平方矢量幅度。

[0079] 图17B是例示针对图6A-6C中所示的时间周期,在本发明方法的图17A的选择性实施例的操作期间进行的计算的表格(类似于图10B的表格)。

[0080] 图18A是用于检测到的心跳的心跳分类的本发明方法的高级示意性框图,例示出本发明方法将矢量 $F(t_c)$ 用于心跳分类,其中 $t_c$ 是评估矢量 $F(t_c)$ 的分类基准时间。

[0081] 图18B是作为图18A的修改的高级示意性框图,例示通过在心跳分类之前分析检测到的心跳来确定分类基准时间 $t_c$ 的添加。

[0082] 图19是生成速度总和 $G(t)$ 和矢量 $F(t_c)$ 的方法步骤的框图示意图。 $G(t)$ 用于一些心跳检测的方法,并且矢量 $F(t_c)$ 在本发明的心跳分类方法中使用。

[0083] 图20是图2的修改,在图2的实施例10B的方法步骤中使用分类基准时间 $t_c$ 取代心跳检测时间 $t_d$ 以产生图20的实施例10B''的方法步骤。

[0084] 图21是图12的修改,在图12的实施例10B'的方法步骤中使用分类基准时间 $t_c$ 取代心跳检测时间 $t_d$ 以产生图21的实施例10B'''的方法步骤。

[0085] 图22A是其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为当总和基本上等于 $G(t)$ 的预先设置的分数时速度总和 $G(t)$ 的峰值之前并且最接近峰值的检测到的心跳内的时间的实施例的框图示意图。

[0086] 图22B是例示如图22A中所示的分类基准时间 $t_c$ 的确定的 $G(t)$ 的代表性时间轨迹的绘图。

[0087] 图23A是其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为速度总和 $G(t)$ 变得大于阈值 $T$ 的检测到的心跳内的时间的实施例的框图示意图。

[0088] 图23B是例示如图23A中所示的分类基准时间 $t_c$ 的确定的 $G(t)$ 的代表性时间轨迹的绘图。

[0089] 图24A是其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为检测到的心跳开始之后的预先设置的时间的实施例的框图示意图。

[0090] 图24B是例示如图24A中所示的分类基准时间 $t_c$ 的确定的 $G(t)$ 的代表性时间轨迹的绘图。

[0091] 图25A是其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为总和 $G(t)$ 与形状函数 $S_{xc}$ 的互相关变得大于相关阈值的时间的实施例的框图示意图。

[0092] 图25B例示在图25A的实施例中与总和 $G(t)$ 互相关的两个可能的形状函数。

[0093] 图25C示出总和 $G(t)$ 的代表性部分与图25B的两个形状函数互相关的两个绘图,绘图例示如在图25A的框图示意图中描述的分类基准时间 $t_c$ 的确定。

[0094] 图26A是其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为总和 $G(t)$ 与形状函数的互相关到达它的峰值的时间减去预先设置的时间间隔的实施例的框图示意图。

[0095] 图26B示出总和 $G(t)$ 的代表性部分与图25B的两个形状函数的互相关的两个绘图,绘图例示如在图26A的框图示意图中描述的分类基准时间 $t_c$ 的确定。

[0096] 图27是其中分类基准时间 $t_c$ 的来源是除了ECG电极之外使用传感器的系统的实施例的框图示意图。

[0097] 图28是其中分类基准时间 $t_c$ 的来源是除了否则用来生成用于心跳分类的方法步骤的ECG信号的ECG电极之外使用心脏内电极的系统的实施例的框图示意图。

## 具体实施方式

[0098] 图1-4例示使用两个或更多个ECG信号用于心跳检测的本发明方法的一个实施例。



图1-3是方法的示意性框图表示。图4示出在图1-3的实施例中使用的各种术语的图例10E，给出对于各种信号、等式中的项以及预先设置的参数的定义。图例也包括在实施例中使用的预先设置的参数的典型值的集合。

[0099] 图1的框图是例示该实施例中对ECG信号进行滤波并且检测心跳的处理部分10A的步骤的流程图。在图1中，所选择的ECG信号的集合 $[x_1(t), \dots, x_N(t)]$ 中的每个信号被在模数转换器(A/D)12中数字化从而形成经数字化的ECG信号的集合 $[x_1(t_i), \dots, x_N(t_i)]$ 。在该实施例中，A/D转换器12以1,000sps的速率对ECG信号 $[x_1(t), \dots, x_N(t)]$ 进行采样。例如， $x_1(t_i)$ 是在 $t=t_i$ 时 $x_1(t)$ 的采样值。所选择的ECG信号的数目N是2或更多。随后在该实施例的描述中，为了例示的目的，N的值将是3。再次，N=3并不打算成为对本发明方法的范围的限制。(当在这里参考N个信号的集合中的个体但非具体的信号时，可以使用下标p。)

[0100] 经数字化的ECG信号的集合 $[x_1(t_i), \dots, x_N(t_i)]$ 中的每个经数字化的信号 $x_p(t_i)$ 被在N个流程图单元14的一个中进行滤波，从而生成在每个采样时间值 $t_i$ 处的 $x_p(t_i)$ 的速度 $f_p(t_i)$ 。在该实施例中，滤波器14是一阶差分滤波器，并且具体地，矩形波宽度k为20个样本的矩形波滤波器。如流程图单元14中的等式指示的， $x_p(t_i)$ 的速度 $f_p(t_i)$ 是样本的两个总和之间的差( $s_p(t_i) - s_p(t_{i-k})$ )，第一总和 $s_p(t_i)$ 是采样值 $x_p(t_i)$ 与 $x_p(t)$ 的先前19个采样值的总和，并且第二总和 $s_p(t_{i-k})$ 是在第一总和的样本之前紧接着的 $x_p(t)$ 的20个采样值的总和。因为滤波器14是矩形波滤波器，所以它在经滤波的速度信号 $f_p(t_i)$ 中产生一些平滑。矩形波越宽，在滤波处理14期间移除的高频率越多。并且，速度 $f_p(t_i)$ 的值落后实际时间 $t_i$ ，但是这种落后对于正在处理的心跳检测和分类没有不利影响。

[0101] 通常，可以用各种方法对所选择的ECG信号进行滤波，从而生成所选择的ECG信号 $[x_1(t), \dots, x_N(t)]$ 的速度 $[f_1(t), \dots, f_N(t)]$ 的值。例如，数字滤波器的更一般表达式在流程图单元14的求和中包括乘以个体时间样本的系数的集合，使得对于ECG信号 $x_1(t_i)$ ，对于 $j=0$ 到 $k-1$ ， $s_1(t_i) = \sum (a_j * x_1(t_{i-j}))$ ，其中 $a_j$ 的值是系数集合。求和中的每个样本由系数 $a_j$ 加权。对于图1的实施例中的矩形波滤波器示例， $a_j$ 全部都等于1。特定的矩形波滤波器示例不打算限制本发明中滤波器结构的范围；可以使用其它滤波器来生成速度。

[0102] 矩形波宽度的值 $k=20$ 不打算成为限制；可以使用其它矩形波宽度。对于 $k=20$ 以及1,000sps的采样率，一阶差分矩形波滤波器在0Hz以及50Hz的整数倍处具有空点。因此，这种滤波器在19Hz处具有峰值。随着0Hz处的空，滤波器移除放大器偏移和低频伪影。50Hz处的空减小更高频的噪声。

[0103] 进一步在流程图单元16中对每个速度信号 $f_p(t_i)$ 进行滤波，流程图单元16生成 $f_p(t_i)$ 的绝对值 $g_p(t_i)$ 。然后，在流程图单元18中将全部N个绝对值速度 $[g_1(t_i), \dots, g_N(t_i)]$ 求和，从而生成每个采样时刻 $t_i$ 处的绝对速度总和 $G(t_i)$ 。

[0104] 速度总和 $G(t_i)$ 是到流程图判定单元20的输入，在流程图判定单元20中， $G(t_i)$ 与阈值T相比较。阈值T的值在本发明方法的该实施例中自适应地确定，并且具有总和 $G(t_i)$ 的预期最大值的大约一半的值。该阈值T的自适应确定的实施例的更多细节在图3中示出并且随后在该文档中描述。

[0105] 在流程图单元20中，如果 $G(t_i)$ 大于阈值T，则处理10A继续进行到流程图判定单元22，并且如果 $G(t_i)$ 不大于阈值T，则处理10A继续进行到流程图单元32，在流程图单元32中，不应定时器(timer<sub>R</sub>)增加采样周期 $\Delta t$ ，并且处理10A继续进行到流程图单元30以等待下一

个采样循环。在该实施例中,因为采样率是1,000sps,所以 $\Delta t$ 是1msec。

[0106] 在判定单元22中,如果 $\text{timer}_R$ 大于预先设置的不应期 $t_R$ ,那么如流程图单元24中所指示的,已经在时间 $t_i = t_D$ 处检测到心跳,在这一点处理10A继续进行到流程图单元26。在流程图单元26中检测的时间 $t_D$ 被设置为时间 $t_i$ 之后,在流程图单元28中 $\text{timer}_R$ 被设置为0并且处理10A继续进行到流程图单元30以等待下一个采样时间。在判定单元22中,如果 $\text{timer}_R$ 不大于 $t_R$ ,那么在单元28中 $\text{timer}_R$ 被设置为0并且在单元30中处理10A等待下一个采样时间。

[0107] 在流程图单元26中,从速度 $f_p(t_D)$ 的每个中形成矢量 $F(t_D)$ ,使得矢量 $F(t_D) = \{f_1(t_D), \dots, f_N(t_D)\}$ 。(如这里使用的,如在上面 $F(t_D)$ 的定义中,矢量量由波形括号的使用指示。如这里早前使用的方括号符号,诸如经数字化的ECG信号的集合 $[x_1(t_i), \dots, x_N(t_i)]$ ,指示不作为矢量在上面运算的一系列量。)

[0108] 图1中的流程图单元15例示N个经数字化的所选择的ECG信号 $[x_1(t_i), \dots, x_N(t_i)]$ 被存储在本发明方法中。流程图单元17例示所存储的数据可以在本发明方法的操作期间或之后显示给用户。流程图单元15和17也出现在图2和12中,指示在本发明方法中也可以存储和显示除了图1中所指示的之外的数据。也可以根据期望存储和/或显示没有在这些图中具体示出的其它数据,因为本发明方法是在数字计算机内实现的,数字计算机容易地存储数据供随后使用。某些临时值当然可以被重新计算,但是为了速度的目的,存储供随后使用可以是优选的。所存储的具体数据的指示不打算成为对本发明的范围的限制。

[0109] 图1示出四个带圆圈的字母A到D。图1的流程图内的这些点指示实施例的处理10A中继续进行到图2或图3内的类似标记点的点。处理连续性的这些点将随后在具体实施方式中讨论。

[0110] 图2是在图1中部分例示的实施例的另一个部分的示意性框图。它是例示对检测到的心跳进行分类的实施例的处理部分10B的步骤的流程图。

[0111] 参考图2,点A指示本发明处理的实施例的该处理部分10B从图1的点A继续进行,在这一点簇,已经在时间 $t_D$ 处检测到心跳并且已经形成速度的矢量 $F(t_D)$ 。心跳检测时间 $t_D$ 在心跳的初始部分期间出现,并且 $F(t_D)$ 是在用于心跳检测的本发明方法的剩余步骤中表征检测到的心跳的矢量量。

[0112] 在该实施例的心跳分类部分10B期间,方法存储模板心跳、对应的模板矢量以及至少用于与在处理部分10A中已经检测到的检测到的心跳相比较的其它相关信息。这种模板矢量被描述为存储在模板矢量槽(槽)中,并且在该实施例中假设存在Q个这种槽。槽被识别为具有从1至Q的索引q。当心跳被分类为类似于与槽q相关联的模板时,心跳计数 $C_q$ 增加1,使得每个类别中的心跳的数目被计数。

[0113] 在图2中,在每个检测到心跳的分类开始时,在流程图单元34中对四个变量进行初始化。这四个变量初始化是: $q = 1$ ;  $q_E = 0$ ;  $q_M = 0$ ; 以及  $SC_M = -1$ 。模板索引q被设置为开始槽(槽1),并且空槽索引 $q_E$ (指示槽 $q_E$ 可用于新的模板矢量)被设置为指向没有槽( $q_E = 0$ )。槽索引 $q_M$ 是包含与计算的量 $SC_M$ 相关联的模板矢量的槽的索引, $SC_M$ 本身在流程图单元34的初始化步骤中被设置为-1。在初始化34的时候,没有槽与 $SC_M$ 的值相关联( $q_M = 0$ )。(项 $SC_M$ 将随后在图2的该具体实施方式中定义。)

[0114] 在流程图单元36中, $SVM_D$ 的值被计算为矢量 $F(t_D)$ 与其自身的点积: $SVM_D = F(t_D) \cdot F(t_D)$ 。 $SVM_D$ 在这里称作矢量 $F(t_D)$ 的平方矢量幅度。两个矢量X与Y的点积等于每个矢量的幅

度的乘积乘以矢量之间的角度 $\theta$ 的余弦： $X \cdot Y = |X| * |Y| * \cos\theta$ 。因此，矢量与其自身的点积是矢量的幅度的平方，或者平方矢量幅度(SVM)。该量与其它类似的量在本发明方法的步骤中随后使用。

[0115] 在流程图单元38中，选择索引值为 $q$ 的模板矢量槽用于比较。对于每个检测到的心跳，索引 $q$ 的初始值为1，但是如将看到的，在由矢量 $F(t_D)$ 代表的检测到的心跳的分类期间，方法步骤38将“操作” $Q$ 次。流程图判定单元40确定槽 $q$ 是否包含模板矢量 $F_q$ 。如果槽 $q$ 不包含矢量(单元40中的“是”判定)，在流程图单元42中空槽索引 $q_E$ 被设置为 $q$ ，并且在流程图判定单元44中相对于 $Q$ 检查槽索引 $q$ ，看是否任何槽保持与矢量 $F(t_D)$ 比较。如果槽索引的当前值 $q$ 小于总槽数 $Q$ ，则在流程图单元46中槽索引 $q$ 递增，并且处理10B返回到流程图单元38以继续心跳分类。(随后将在图2的该具体实施方式中讨论流程图单元44中的“是”判定。)

[0116] 在流程图单元40处，当在槽 $q$ 中找到模板时，模板矢量 $F_q$ 和先前计算的 $SVM_q$ (在前一个心跳分类循环期间在单元36中计算的)可用于时间 $t_D$ 处的心跳的比较。然后处理10B通过分别在流程图单元48和50中计算点积 $DP_q = F(t_D) \cdot F_q$ 和量 $SCDA_q$ ，以这种比较继续进行。 $SCDA_q$ 在这里称作模板矢量 $F_q$ 和与检测到的心跳相关联的矢量 $F(t_D)$ 之间的带符号的平方余弦差角。在流程图单元50中，计算的项 $DP_q$ 、 $SVM_q$ 和 $SVM_D$ 被用来计算 $SCDA_q$ ：

[0117]  $SCDA_q = \text{sgn}(DP_q) * DP_q / (SVM_D * SVM_q)$ 。

[0118] 因此，量 $SCDA_q$ 的幅度是矢量 $F(t_D)$ 与矢量 $F_q$ 之间的角度 $\theta_q$ 的余弦的平方，并且 $SCDA_q$ 的符号是角度 $\theta_q$ 的余弦的符号。如从 $SCDA_q$ 的上面的表达式中能够看到， $SCDA_q$ 指示矢量 $F(t_D)$ 与模板矢量 $F_q$ 如何接近地对齐，或者两个矢量之间的角度如何小。在该实施例中，量 $SCDA_q$ 用作找到角度 $\theta_q$ 的计算方便，而不需要计算量的平方根和反余弦。当然，可以使用任何其它的代数公式来确定矢量 $F(t_D)$ 与 $F_q$ 的相对对齐。

[0119] 心跳的分类基于矢量 $F(t_D)$ 与模板矢量 $F_q$ 的相对对齐。如果两个矢量完全对齐，则两个矢量之间的角度 $\theta_q$ 为 $0^\circ$ 并且 $\theta_q$ 的余弦是1。如果角度 $\theta_q$ 在预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 内，则与矢量 $F(t_D)$ 相关联的检测到的心跳被分类为类似于与模板矢量 $F_q$ 相关联的心跳。在图2的实施例中，角度 $\theta_q$ 与预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 的比较通过比较 $SCDA_q$ 与限制值 $SC_L$ 来进行，限制值 $SC_L$ 定义角度 $\theta_q$ 的幅度，使得 $F(t_D)$ 在模板矢量 $F_q$ 的区域中。例如，如果 $25^\circ$ 的预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 被用作这种阈值角度，则 $SC_L = \cos^2(25^\circ)$ 或者 $SC_L \approx 0.8214$ 。

[0120] 在图2的实施例中， $SC_L$ 的值对于每个模板矢量是相同的。在其它实施例中，与模板矢量中的每个相关联的 $SC_L$ 的值可以取决于与模板矢量相关联的各种心跳的特征而不同。

[0121] 在流程图单元52至58中，分类处理10B每个检测到的心跳确定(1) $SCDA_q$ 的最大值是什么以及(2)矢量 $F(t_D)$ 是否在 $SCDA_q$ 为最大的模板的阈值角度 $\theta_L$ 内。处理10B继续进行到流程图判定单元52，在流程图判定单元52中， $SCDA_q$ 的计算值与量 $SC_M$ 的值相比较。 $SC_M$ 是针对 $q$ 的所有值的 $SCDA_q$ 的最大值，针对 $q$ 的所有值， $SCDA_q$ 的值已经在检测到的心跳的分类期间被计算。当然， $SCDA_q$ 的最大可能值是1，这指示 $F(t_D)$ 与 $F_q$ 精确地彼此对齐(角度 $\theta_q = 0^\circ$ )，并且 $SCDA_q$ 的最小可能值是-1，这指示 $F(t_D)$ 与 $F_q$ 指向精确地相反的方向(角度 $\theta_q = 180^\circ$ )。在步骤34处的初始化期间， $SC_M$ 被设置为-1，使得随着分类处理10B的顺序操作继续进行，找到 $SCDA_q$ 的所有较大的值。

[0122] 如果在判定单元52中，发现 $SCDA_q$ 大于 $SC_M$ ，则在流程图单元54中，给予 $SC_M$ 当前的 $SCDA_q$ ，并且在流程图单元56中，给以与 $SC_M$ 对应的模板矢量的索引 $q_M$ 当前索引 $q$ 的值。然后处

理10B继续进行到流程图判定单元44,在流程图判定单元44中,当前索引 $q$ 与模板槽的总数目 $Q$ 相比较。如果在判定单元52中,发现 $SCDA_q$ 不大于 $SC_M$ ,则处理10B也继续进行到流程图判定单元44。

[0123] 如上所述在流程图判定单元44中,相对于 $Q$ 检查槽索引 $q$ ,看是否任何槽保持与矢量 $F(t_D)$ 相比较。如果 $q$ 不等于 $Q$ ,那么在流程图单元46中索引 $q$ 的值增加1,并且分类处理10B循环回流程图单元38,以开始矢量 $F(t_D)$ 与另一个模板矢量 $F_q$ 的比较。如果在流程图判定单元44中 $q=Q$ (亦即,最后一个模板矢量已经与 $F(t_D)$ 相比较并且对于 $F(t_D)$ 已经识别 $SC_M$ 和 $q_M$ ,处理10B继续进行以确定矢量 $F(t_D)$ 是否在模板矢量 $F_M$ 的预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 内(对于 $q=q_M$ , $F_M$ 是 $F_q$ )。该确定通过在流程图单元58中比较 $SC_M$ 与 $SC_L$ (如上所述)而进行。如果 $SC_M$ 大于 $SC_L$ ,那么矢量 $F(t_D)$ 在模板矢量 $F_M$ 的阈值角度 $\theta_L$ 内,并且在流程图单元68中,由 $F_M$ 定义的类别中的心跳的计数 $C_M$ (对于 $q=q_M$ , $C_M$ 是 $C_q$ )增加1。

[0124] 然而,如果 $SC_M$ 不大于 $SC_L$ ,那么处理10B发现不存在 $F(t_D)$ 与其相类似的模板矢量 $F_q$ ,并且在该实施例中,如果存在仍然可用的空模板槽 $q_E$ ,那么将 $F(t_D)$ 设置成新的模板矢量。流程图单元60确定模板槽是否可用( $q_E \neq 0$ )。如果空模板槽可用,则如流程图单元62中所示,矢量 $F(t_D)$ 被设置成模板矢量 $F_E$ (对于 $q=q_E$ , $F_E$ 为 $F_q$ ),并且在流程图单元64中该新的模板类别被给予计数 $C_E$ 为1(对于 $q=q_E$ , $C_E$ 为 $C_q$ )。在现有模板类别(流程图单元68)中或者在新创建的模板类别中(流程图单元62和64)计数矢量 $F(t_D)$ 之后,心跳分类处理10B继续进行到流程图单元66,在流程图单元66中,处理10B等待将在处理10A中检测到的下一个心跳。

[0125] 如果在流程图判定单元60中,没有找到空模板槽,则在流程图单元61中创建空的模板槽,并且分类处理10B继续进到流程图单元62。使用为8的 $Q$ (心跳类别或模板的最大数目)的值示出在下面详细描述图6A-13F的示例。然而,通常, $Q$ 的值可以比8大得多。因为现代计算机以非常高的速度运算并且具有基本上无限的内存,所以在执行分类处理10B中的许多比较时的延迟是微不足道的,并且将 $Q$ 设置得非常大大于方法的操作几乎没有影响并且避免因存储仅有限数目的模板而引起的损失关于心跳的信息。

[0126] 如果对于正在被监测的患者, $Q$ 没有被设置得足够高(流程图判定单元60中的“N”结果)并且碰到需要形成新模板的心跳,则流程图单元61可以包括丢弃与具有最低计数数目并且具有自类别增加了它的计数之后最长时间周期的类别对应的模板的步骤。对于流程图单元61中新的空槽 $q_E$ 的创建以处理这种情况而言,多个其它策略是可能的,但是如上所述,将 $Q$ 设置得足够大以避免碰到需要丢弃模板是简单的方式。

[0127] 在其它因素中,影响可以使用的模板矢量(心跳类别)的数目的因素是患者被监测的时间的长度、监测期间患者移动的量、监测期间不同患者姿势的使用以及影响ECG信号的噪声环境。同样影响 $Q$ 的适当值的是 $SC_L$ 的选择值。模板矢量周围的越小的区域(越小的 $\theta_L$ )意味着 $Q$ 将可能需要越高。然而,通常,期望对于具有各种异位心跳的患者,类别的数目仍然非常有限,因为心跳的形态由它在心脏内的触发源确定,并且因此相同形态的心跳由在心脏中相同点处发生的触发导致。

[0128] 用于填充模板槽、评估矢量之间的角度 $\theta$ 以及图1-4的实施例的逻辑流程的其它部分的许多其它逻辑策略在本发明方法的范围内是可能的。例如,图2的实施例从槽 $Q$ ( $Q$ 是最高槽索引)开始填充模板槽,并且然后当发现另一个矢量是新的模板矢量时填充最高可用的空模板槽。因此,如果任何空槽可用,则它们将具有比任何已填充的模板槽低的槽索引

值。槽被填充的次序从最高槽编号开始不是本发明的限制。

[0129] 图3是在图1和2中部分例示的实施例的又一个部分的示意性框图。图3的框图是例示设置阈值T的实施例的处理部分10C的步骤的流程图,如图1中所例示的,在流程图单元20中阈值T与多个ECG信号的绝对速度的总和 $G(t_i)$ 相比较。

[0130] 图3中的点B指示本发明处理的实施例的该处理部分10C从图1的点B继续进行。处理10C基于 $G(t_i)$ 、来自图1中的点C的不应定时器( $timer_R$ )以及在处理10C内运行的阈值定时器( $timer_m$ ),每 $t_m$ 秒的预先设置的时间周期,使用多个ECG信号的绝对速度的总和 $G(t_i)$ 调整阈值T。流程图单元69由虚线连接以指示它仅仅在启动时起作用以初始化阈值T。

[0131] 在流程图判定单元70中, $G(t_i)$ 的值与 $G_{max}$ 相比较, $G_{max}$ 是如由流程图单元70-78和84确定的在预先设置的时间周期 $t_m$ 期间 $G(t_i)$ 的最大值。 $(G_{max}$ 在预先设置的时间周期 $t_m$ 期间确定并且如果平均信号水平漂移,则该实施例中的预期最大值的估计也因预先设置的时间周期 $t_m$ 周期性地更新 $G_{max}$ 的值而改变。)如果在判定单元70中, $G(t_i)$ 大于 $G_{max}$ ,则在流程图单元72中用新的值 $G(t_i)$ 更新 $G_{max}$ ,并且在流程图单元74中,阈值定时器( $timer_m$ )递减 $\Delta t$ 。(在该实施例中, $\Delta t$ 是1msec。)如果在判定单元70中发现 $G(t_i)$ 是新的最大值,那么在流程图单元74中,阈值定时器( $timer_m$ )递减 $\Delta t$ 。在流程图判定单元76中,检查阈值定时器( $timer_m$ ),看预先设置的时间周期 $t_m$ 是否逝去( $timer_m=0$ )。如果在判定单元76中 $timer_m$ 不等于0,则处理部分10C完成,并且阈值T保持在它的当前值,用于图1的流程图单元20中的下一个比较。图1-4的实施例中的预先设置的时间周期 $t_m$ 是2秒。 $t_m$ 的这种值不打算成为限制性的;可以使用其它值。较高的 $t_m$ 值减慢调整阈值T的速率,但是也降低了在周期 $t_m$ 内没有出现心跳的风险。

[0132] 如果在判定单元76中预先设置的时间周期 $t_m$ 已经逝去( $timer_m=0$ ),则在流程图单元78中阈值定时器( $timer_m$ )被重置成预先设置的时间周期 $t_m$ ,并且处理部分10C继续进行以在流程图单元80、82和86中调整阈值T。在流程图判定单元80中,不应定时器( $timer_R$ )的值(来自图1的点C)与预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ 相比较。

[0133] 不应定时器(指定的 $timer_R$ )测量自上一次检测到的心跳之后逝去的时间。两个预先设置的阈值时间值与不应定时器 $timer_R$ 、预先设置的不应期 $t_R$ 以及预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ 相关联。这两个阈值提供两个不同的功能。预先设置的不应期 $t_R$ 用于防止在检测到心跳之后错误的阳性检测出现太快。预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ 用于在检测处理失败的情况下监测总体检测处理(例如,因为信号已经大幅改变,所以必须以大的量调整阈值T)。

[0134] 如果 $timer_R$ 大于预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ ,则在流程图单元86中,阈值T被设置为 $G_{max}/2$ 。如果 $timer_R$ 不大于预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ ,则阈值T被调整为 $T=T+(G_{max}/2-T)/4$ ,其中等式右侧(并且在图2的单元82中)T的值代表阈值T的先前值。该等式被以如在计算机编码中使用的形式书写,并且这种形式由计算机编程技术领域中的技术人员所熟知。(在诸如46和48的其它单元中,同样成立。)已经在流程图单元82或86中设置了阈值T的新的值之后,在流程图单元84中, $G_{max}$ 被重置为0,因为 $timer_R$ 已经被在单元78中重置并且阈值T的新的值被提供给图1中的处理部分10A,点D。在图1-4的实施例中,预先设置的检测失败时间限制 $t_L$ 是5秒。 $t_L$ 的这种值不打算成为对本发明的范围的限制;可以使用其它值。

[0135] 图5是描绘 $N=3$ 矢量空间的图,以例示在本发明方法中采用的矢量关系。 $(N>3$ 的空

间当然不能够被画出,但是图5中例示的概念适用于采用大于三个所选择的ECG信号的方法。)图5的图的元素作为例示的方式被采用。例如,球体S在本发明方法内没有意义并且在这里用作例示由矢量模板 $F_q$ 代表的类别所对着的区域 $R_q$ 的便利方式。球体S以代表3空间中的三个方向并且与三个所选择的ECG信号对应的轴的集合 $[X_1, X_2, X_3]$ 的原点O为中心。在图5中,这些轴被示出为正交集,但是对于将被采用的本发明方法,所选择的ECG信号可以不是严格数学意义上“正交的”。

[0136] 在球体S的表面上画出的是区域 $R_q$ ,区域 $R_q$ 以模板矢量 $F_q$ 为中心。区域 $R_q$ 具有半径 $r_L$ ,如上所述,半径 $r_L$ 由预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 和SCDA $_q$ 的限制值 $SC_L$ 而产生。(在图1-4的实施例中, $\theta_L = 25^\circ$ 。)示出矢量 $F_L$ 以例示处于模板矢量 $F_q$ 的阈值限制角度 $\theta_L$ 的模板矢量的集合中的一个矢量。代表时间 $t_D$ 处检测到的心跳的矢量 $F(t_D)$ 可以被分类成在心跳类别 $q$ 中,因为它的角度 $\theta_q$ 小于 $\theta_L$ 。像在图1-4的实施例中那样,如果心跳的SCDA $_q$ 的值是所有SCDA $_q$ 的值中的最大值 $SC_M$ ,则该心跳将被分类为属于类别 $q$ 。图5也例示实施例的这部分。在球体S的下部是分别与模板矢量 $F_1$ 和 $F_2$ 相关联的两个相交的区域 $R_1$ 和 $R_2$ 。(这两个区域被示出距离区域 $R_q$ 几乎 $180^\circ$ 的事实是不重要的。 $R_1$ 和 $R_2$ 仅用于例示并且不以任何方式与 $R_q$ 有关。)如图所示,有可能模板矢量可以具有重叠的区域。在图5中,重叠的该区域称作 $R_{int}$ ,并且边界线 $B_{int}$ 标记出一条线,沿着这条线,沿着线 $B_{int}$ 结束的心跳矢量 $F(t_D)$ 之间的角度 $\theta_1$ 和 $\theta_2$ 是相等的。以现代计算机的精度,精确地沿着线 $B_{int}$ 结束的心跳矢量的可能性非常小,并且如果发生,则将 $F(t_D)$ 放置在心跳类别中的任何一个都是可接受的策略。如在图2的分类处理中陈述的,根据角度 $\theta_1$ 和 $\theta_2$ 中哪个最小对在 $R_{int}$ 中结束的所有其它心跳矢量 $F(t_D)$ 进行分类。

[0137] 图6A-11D呈现图1-4的实施例的操作的示例。图6A-6C示出由A/D转换器12(图1)以1,000sps采样的三个经数字化的ECG信号的集合 $[x_1(t_i), x_2(t_i), x_3(t_i)]$ 的仅仅6秒长上的代表性部分。(该示例中经数字化的数据的精度是1微伏。)在示例中, $x_1(t_i)$ 是来自ECG标准导线II的经数字化的信号, $x_2(t_i)$ 是来自ECG标准导线V $_1$ 的经数字化的信号,并且 $x_3(t_i)$ 是来自ECG标准导线V $_5$ 的经数字化的信号。在与图6A-6C中相同的时间周期上,图7A-7C示出如在图1中的滤波器14中计算的、图6A-6C中的经数字化的ECG信号的经计算的速度 $[f_1(t_i), f_2(t_i), f_3(t_i)]$ ,并且图8A-8C示出如在图1的流程图单元16中生成的、图6A-6C的经数字化的ECG信号的绝对速度 $[g_1(t_i), g_2(t_i), g_3(t_i)]$ 。

[0138] 图9A-9D示出这些绝对速度的总和 $G(t_i)$ (图9A)、在连续的2秒周期上( $t_m = 2$ 秒)上的总和 $G(t_i)$ 的运行最大值 $G_{max}$ (图9B)、在心跳检测期间在流程图单元20中总和 $G(t_i)$ 与其相比较的阈值 $T$ (图9C)以及在图6A-6C的时间周期期间的不应定时器( $timer_R$ )的值(图9D)。阈值 $T$ 在流程图单元69中(参看图3)初始化成值1000。

[0139] 图6A-9D的每个也用虚线垂直线示出如在示例的ECG信号数据中确定的七个检测时间 $t_D$ 。虚线1-7分别指示心跳#1-#7的心跳检测时间。(心跳参考编号#1-#7和心跳检测时间1-7仅在图6A中示出以减少图中的杂波。每个这种图比例相同,使得容易识别心跳和检测时间。)在示例中,在0.066秒、0.954秒、1.980秒、3.054秒、4.165秒、4.593秒和5.708秒处检测心跳。(这些时间相对于为示例选取的时间轴原点,而不是ECG数据中的实际运行时间。对于本发明方法的该例示,简单地选取6.25秒的时间周期。)

[0140] 该示例中的ECG数据的特性是心房扑动患者的ECG的那些,并且在 $x_2(t_i)$ (导线V $_1$ )中特别明显的快速振荡不是信号噪声。这些振荡被称作“扑动波”。

[0141] 图10A示出在图6A-6C的时间周期期间七个检测到的心跳的检测时间以及在图1-4的实施例中为图6A-6C中所选择的信号生成的速度矢量 $F(t_D) = \{f_1(t_D), \dots, f_n(t_D)\}$ 的计算速度和平方矢量幅度的值的表格。图10A也包括如在示例内生成的三个模板矢量以及它们的平方矢量幅度 $SVM_D$ 。(在该示例中,速度是以62.5微伏/秒为单位。因此,例如,根据 $186 * 62.5 = 11,625$ ,  $f_1(0.066) = 186$ 相当于11.625微伏/秒。)

[0142] 图10B是例示针对图6A-6C中所示的时间周期,在本发明方法的操作期间进行的计算的表格。图10B的表格的每行对应于如由图10A的表格中的检测到的心跳编号所指示的检测时间 $t_D$ 。因此,对于 $t_D = 0.066$ 秒处的检测到的心跳#1以及相关的心跳矢量 $F(t_D)$ 和 $SVM_D$ 、 $DP_8$ ,  $F(t_D)$ 与模板矢量 $F_8$ 的点积是-200100,平方余弦差角 $SCDA_8$ 是-0.1517,并且对应的角度 $\theta_8$ 是 $112.92^\circ$ 。对于心跳矢量#2-#7与适当的模板矢量的比较,类似的计算在图10B的表格中看到。在示例中,对于 $SCDA_q$ 的限制的值( $SC_L$ ),已经使用0.8214,对应于 $25^\circ$ 的阈值角度 $\theta_L$ 。(对于 $25^\circ$ 的阈值角度 $\theta_L$ ,  $SC_L = \cos^2(25^\circ)$ 或者 $SC_L \approx 0.8214$ 。)

[0143] 为了例示的目的,图10A中所示的模板矢量 $F_8$ 已经假设已经由图6A-6C的ECG数据的时间周期之前的心跳生成。因为心跳#1与模板矢量 $F_8$ 之间的比较结果是 $SCDA_8 = -0.1517$  ( $\theta_8 \approx 113^\circ$ ),心跳#1不会被分类为类似于生成模板矢量 $F_8$ 的心跳,并且因此创建新的模板矢量 $F_7$ 。

[0144] 心跳#2至#5以及#7每个都类似于如由模板矢量 $F_7$ 代表的心跳#1,并且因此被分类。如在图10B的表格中看到的,心跳#6与由模板矢量 $F_8$ 和 $F_7$ 所代表的心跳两者都不类似,并且因此从心跳#6创建新的模板矢量 $F_6$ 。

[0145] 在4.953秒处检测到的心跳#6是心室早期收缩(PVC),并且该搏动在图11A-11D中更详细地示出。图11A-11C示出包括单个检测到的心跳#6的图6A-6C的ECG信号的部分。图11D示出图11A-11C的ECG信号的绝对速度的总和。在图11A-11D中,和先前的图6A-9D中一样,检测时间 $t_D = 4.593$ 秒由垂直虚线6指示。(绝对速度总和 $G(t_i)$ 与阈值 $T$ 在 $t_D = 4.593$ 秒处、在交叉点6T处相交,并且交叉点6T由垂直虚线6标记。)另外,示出具有不同虚线图案的两个其它的垂直线。垂直线6a位于 $t_i = 4.553$ 秒处,并且垂直线6b位于 $t_i = 4.573$ 秒处。(垂直线6、6a和6b仅在图11A和11C中标注以减少图中的杂波。)

[0146] 线6与线6b之间以及线6b与线6a之间的时间周期代表滤波器14(图1)的两个矩形波的跨度,滤波器14在该示例中使用,来确定三个所选择的、经数字化的ECG信号 $[x_1(t_i), x_2(t_i), x_3(t_i)]$ 的速度 $[f_1(t_i), f_2(t_i), f_3(t_i)]$ 。基于由此确定速度 $[f_1(t_i), f_2(t_i), f_3(t_i)]$ 的该实施例,所计算的速度分量的值从ECG信号的“实际”速度延迟20msec。换言之,由此本发明方法检测心跳的信号速度的特性在心跳周期中出现得非常早。在图11A-11D的心跳#6的情况下,和它们在 $t_i = 4.573$ 秒(线6b)时那样的信号的特征因此,使得检测到心跳#6。注意,由于图1-4的实施例的操作,检测发生在 $t_D = 4.593$ 秒,而不是4.573秒,但是正在被处理的物理信号到达 $t_i = 4.573$ 秒时的状态,到那时,利用来自心跳周期的早期的这种信息不仅检测到心跳,而且能够对其进行分类。

[0147] 参考示出PVC(心跳#6)的绝对速度 $[g_1(t_i), g_2(t_i), g_3(t_i)]$ 的总和 $G(t_i)$ 的图11D,  $G(t_i)$ 中的第二峰值6-2在第一峰值6-1之后出现。在具有高于阈值 $T$ 的值的峰值6-1与6-2内存在许多 $G(t_i)$ 的值,但是这些点中的每个在比120msec的预先设置的不应期 $t_{r}$ 低得多的时间出现。沿着 $G(t_i)$ ,峰值6-2内高于阈值 $T$ 的最终点在 $t_i = 4.671$ 秒时出现,在 $t_D = 4.593$ 秒时

的心跳检测之后78msec。如上所述,预先设置的不应期 $t_R$ 的主要功能是防止在检测之后错误的阳性检测出现太快。

[0148] 图12是用于心跳检测的本发明方法的心跳分类部分的选择性实施例10B'的示意性框图。选择性实施例部分10B'取代图2的部分10B并且与图1和3-4组合以形成本发明方法的完整的选择性实施例。图12的框图例示其中与代表检测到的心跳的矢量相比较的模板矢量全部都是预先设置的矢量的处理。

[0149] 将图12与图2相比较,选择性实施例10B'不需要在流程图判定单元40和流程图单元42中出现的空模板槽 $q_c$ 的确定。而且,也不需要再流程图判定单元60和61中以及流程图单元62和64中出现的添加新的模板矢量的功能。如果发现预先设置的矢量的一个或多个在监测程序期间没有用,也可以修改选择性实施例10B'以允许取代预先设置的模板矢量(如图2中)。

[0150] 图1-4也代表其中与代表检测到的心跳的矢量相比较的模板矢量的仅一部分是预先设置的矢量的实施例。

[0151] 图13A示出被检测并分类为属于心跳类别7的图6A-10B的示例中每个心跳的 $x_1(t_i)$ 信号,其中每个检测时间 $t_D$ 在绘图上在 $t_i=0$ 处对齐。图13B示出,针对与图13A中相同的时间周期的 $x_1(t_i)$ 的最大值、最小值和平均值。成对的图(图13C-13D以及13E-13F)以类似的方式分别示出 $x_2(t_i)$ 和 $x_3(t_i)$ 信号。本发明方法的用户可能希望诸如在计算机显示器上观看方法的结果。可以显示结果的一种可能的方法包括如在图13A、13C和13E中所例示的个体所选择的ECG信号的叠加轨迹。通过这种显示,用户可以确定类别中的心跳确实具有类似的形态。用户也可以确认类别代表感兴趣的特定心跳形态。具体的形态可以在诸如图13B、13D和13F中示出的信息的显示中更清楚地看到。在这种图中,包含类别中的所有心跳的包络线(envelope)通过显示类别中所有心跳的作为时间 $t_i$ 的函数的所选择的ECG信号的最大和最小值而示出。该包络线由这种图的虚线轨迹指示。该包络线是显示代表性心跳的一种这种方法。

[0152] 示出代表类别的心跳的另一种方法是计算并且显示作为时间 $t_i$ 的函数的类别中所有心跳的平均值。这种信息在图13B、13D和13F中作为实线轨迹示出。其它可能的代表性心跳是可能的,诸如计算并且显示作为时间 $t_i$ 的函数的中值。

[0153] 图14是本发明方法的实施例90的高级示意框图,其中所有可用的ECG信号被数字化并存储并且其至少一部分被显示。(实施例70的流程图单元之间的线作为粗线示出以指示这种线可以代表多于一个ECG信号。)ECG信号在流程图单元91中数字化,并且经数字化的ECG信号存储在可用的内存中,如由流程图单元92所代表的。流程图单元93代表从所有ECG信号中选择ECG信号的处理,并且流程图单元94和95描绘如上在本申请中描述的检测(94)和分类(95)心跳的本发明方法的步骤,诸如分别由处理部分10A(以及10C)和10B所描述。然后,流程图单元代表从流程图单元92的步骤中存储的信息显示描述检测到的心跳的信息的步骤。例如,可能存在一打或者更多的ECG信号可用,它们中一些可能不是体表信号,并且这些信号中的许多可以从存储器中显示,以帮助用户在介入程序期间所必需的决策,所述信号不在为了检测和分类而选择并且处理的那些中。

[0154] 关于来自多个患者的实际患者数据的统计研究已经示出,相对于经自适应调整的阈值 $T$ 的绝对速度总和 $G(t_i)$ 的比较是可靠的心跳检测方法。研究也示出,矢量 $F(t_D)$ 是可靠



的并且稳健的测量,由此将心跳分类成具有类似形态的心跳类别中。本发明方法的意义在于:(1)在心跳周期的早期检测到心跳,(2)使用仅仅检测时刻( $t_D$ )的测量,而不是使用在它的整个心跳周期期间与心跳的特征有关的大得多的数据量对心跳进行可靠分类,以及(3)根据解剖起源的分类通过使用心跳的最早辨别特征而被促进。

[0155]  $SC_L$ 的值, $SCDA_q$ 的限制值,定义N空间中的区域,在该区域中,心跳矢量 $F(t_D)$ 必须着手被分类成与由模板矢量 $F_q$ 所代表的类别中的心跳相类似。 $SC_L$ 的较大值(由类别所对着的较小区域)倾向于增加在监测患者的ECG的会话期间对患者的所有心跳进行分类所需要的类别的数目。

[0156] 图15是用于心跳检测的本发明方法的心跳检测部分的选择性实施例100的示意性框图,其中在心跳检测之后,使用用于分类处理的另外的速度分量扩大代表检测到的心跳的矢量 $F(t_D)$ 。图15的实施例100与图1的处理部分10A的实施例相同,除了图15中的流程图单元98已经取代了图1的流程图单元26。

[0157] 在流程图单元98中,从图1中的流程图单元26修改矢量 $F(t_D)$ ,使得矢量 $f(t_D)$ 现在是

$$[0158] \quad F(t_D) = \{f_1(t_D), \dots, f_N(t_D), f_1(t_D+\delta), \dots, f_N(t_D+\delta)\}$$

[0159] 其中 $\delta$ =心跳检测时间 $t_D$ 之后的时间周期。换言之,矢量 $F(t_D)$ 现在是与在时间 $t_D$ 处检测到的心跳相关联的、具有 $2N$ 个分量的矢量,它的第二集合是在时间 $t_D+\delta$ 处的所选择的ECG信号的 $N$ 个速度。在实施例100中,矢量 $F(t_D)$ 包含检测时间 $t_D$ 处的 $N$ 个速度分量以及相同的ECG信号但是在时间 $t_D+\delta$ 处测量的 $N$ 个速度分量。

[0160] 将实施例100适应到其中 $N=3$ 的图6A-9D的示例,矢量 $F(t_D)$ 现在变成 $F(t_D) = \{f_1(t_D), f_2(t_D), f_3(t_D), f_1(t_D+k), f_2(t_D+k), f_3(t_D+k)\}$ ,其中 $k=20$ 。因此, $F(t_D)$ 的三个另外的速度分量是在检测时间 $t_D$ 之后一个矩形波宽度 $k$ 所测量的所选择的ECG信号的速度。图16A-16C是图11A-11C的修改版本,示出包括单个检测到的心跳的图6A-6C的ECG信号的一部分。图16A-16C中对于图6A-11D的示例的修改指示进行另外的速度确定的时间,检测到心跳之后20msec。垂直虚线6c位于时间4.613秒处,关于心跳#6的 $t_D=4.593$ 秒之后20msec。

[0161] 如上所讨论的,在关于示例的实施例100中,矢量 $F(t_D)$ 现在具有六个速度分量而不是三个。分类处理10B继续进行,就像针对 $N=3$ 的示例在上面描述的一样。图17A是示出在图6A-6C的时间周期期间七个检测到的心跳的检测时间以及在图15(与图2-4组合)的选择性实施例100中针对图6A-6C中所选择的ECG信号生成的速度矢量 $F(t_D) = \{f_1(t_D), \dots, f_n(t_D)\}$ 的计算速度和平方矢量幅度的值的表格(与图10A的表格相类似)。图17A也包括如在该示例内生成的四个模板矢量以及它们的平方矢量幅度。实施例100的心跳检测处理与处理部分10A相同,因此导致与如图10A中所示相同的检测到的心跳#1-#7。图17A包括三个另外的列,它们是在 $t_i = t_D+k$ 处(因为 $k=20$ 个样本并且采样率为1,000SPS,所以在 $t_i = t_D+0.020$ 秒时)的ECG信号速度。

[0162] 图17B是例示在图6A-6C中所示的时间周期期间,在该选择性实施例的操作期间进行的计算的表格(与图10B的表格相类似)。关于该示例,预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 的值是 $10^\circ$ 。预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 的较小值以及由ECG信号速度的第二集合提供的另外的信息导致分类处理的较大特异性。

[0163] 在这个简短(短时间周期的数据)的示例中,本发明方法的选择性实施例识别出由

心跳#5(模板6)表征的另外的心跳类别,而在图10B中概述的示例中,心跳#5被分类成与心跳#1(由模板7表征)相类似。

[0164] 关于实际患者数据的另外的统计研究已经示出,当与图1-4的实施例10A相比较时,经修改的速度矢量 $F(t_D)$ (具有 $2N$ 个分量)提高心跳分类的特异性。特异性的这种提高是在没有应用针对预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 的较小值的情况下实现的。换言之,将第二速度测量添加到每个速度矢量 $F(t_D)$ 中产生与针对本发明方法的单个速度实施例缩紧预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 类似的分类性能的提高。另外,研究指示,当与使用较小的预先设置的阈值角度 $\theta_L$ 的实施例10A相比较时,使用实施例100识别出更少但是更精确的模板。

[0165] 图18A是用于心跳分类的本发明方法的实施例110的高级示意性框图,例示出本发明方法将矢量 $F(t_c)$ 用于心跳分类,其中 $t_c$ 是对矢量 $F(t_c)$ 进行评估的分类基准时间。在图18A中,流程图单元114和实施例10B"包括用于心跳分类的本发明方法的方法步骤116的组合集合,用于心跳分类的本发明方法独立于心跳被检测到并且可用作到本发明方法的输入(流程图单元112)的方法以及确定分类基准时间 $t_c$ 的方法。可以由许多来源提供的分类基准时间 $t_c$ 用作在流程图单元114中评估矢量 $F(t_c)$ 的时间。

[0166] 图18B是作为图18A的修改的高级示意性框图,例示实施例120,在实施例120中,通过在心跳分类116之前分析来自流程图单元112的检测到的心跳来完成流程图单元118中的分类基准时间 $t_c$ 的确定。在图18B中(以及在图18A中),流程图单元112可以包括不只是最新的ECG信号的存储,并且这种ECG信号可以可用于在实施例120或者心跳分类的本发明方法的其它实施例的剩余方法步骤中使用。

[0167] 分别在图18A和18B的实施例110和120中,心跳分类10B"示出为通过用分类基准时间 $t_c$ 的值取代心跳检测时间 $t_D$ 的值,利用图2的实施例10B的方法步骤。该取代详细地在图20中找到。因此,在这些实施例中,心跳分类独立于图1、3和22-28中所示的心跳检测的本发明步骤。术语心跳分类在这里具体地用于流程图单元10B"(以及10B'')并且更一般地用于包括在流程图单元114以及流程图单元10B"(以及10B'')中形成矢量 $F(t_c)$ 的组合步骤116,因为矢量 $F(t_c)$ 的形成和使用是如这里所公开的用于心跳分类的本发明方法的重要元素。

[0168] 图19是生成速度总和 $G(t)$ 和矢量 $F(t_c)$ 以供在本发明方法中随后使用的方法步骤的更详细的框图示意图。 $G(t)$ 用于心跳检测的一些方法,并且矢量 $F(t_c)$ 在如这里所公开的本发明的心跳分类方法中使用。在流程图单元132中,确定速度 $f_p(t)$ ,并且在流程图单元134中,确定速度 $f_p(t)$ 的绝对值 $g_p(t)$ 。在流程图单元136中,根据需要存储 $x_p(t)$ 和 $f_p(t)$ 的值。求和点138提供 $g_p(t)$ 的求和以生成绝对值速度总和 $G(t)$ ,绝对值速度总和 $G(t)$ 可以根据需要用于心跳搏动检测。在流程图单元139中,形成矢量 $F_c(t)$ 以供在随后的分类部分中使用。

[0169] 图21的选择性实施例10B''的方法步骤可以在步骤116(参看图18A和18B)中使用,而不是实施例10B"(图20)的方法步骤。与图20相类似,图21是图12的修改,其中在图12的方法步骤中用分类基准时间 $t_c$ 取代心跳检测时间 $t_D$ 以产生图21的方法步骤。在图20和21中,方法步骤36'、48'、50'和62'(仅图20)使用上撇号参考编号指示,因为这些方法步骤包括分别在图2和12中的对应的没有上撇号的方法步骤中的前述取代。

[0170] 参考图18A、18B和19,这种图示出以与图1的方法步骤26中相类似的方式在方法步骤114(图18A和18B)以及方法步骤139(图19)中形成的矢量 $F(t_c)$ 。形成速度 $f_p(t_c)$ 的矢量 $F$

( $t_c$ ),使得 $F(t_c) = \{f_1(t_c), \dots, f_N(t_c)\}$ 。矢量 $F(t_c)$ 是到图20的实施例10B''(或者图21的实施例10B''')的方法步骤的输入,如由图18A、18B、19、20和21中的点E所指示的。点E指示实施例110和120的处理从图18A和18B的点E开始继续进行以及从图19的实施例130开始继续进行到图20或21中对应的点,这取决于本发明方法的具体实施例。图20和21的方法步骤之间的差别在该文档中较早的图2和12的描述中找到。注意,图18A和18B中的框图单元10B''以虚线所示,以指示这些单元在图18A和18B以及在图20和21中示出,如由图的实施例中点E的使用所指示的。(图18A和18B中的该冗余仅进一步例示点E对应于用于图20和21的方法步骤的输入。)

[0171] 图22A-28例示在检测到的心跳内找到分类基准时间 $t_c$ 的多个实施例,关于分类基准时间 $t_c$ 的信息然后传递到用于心跳分类的本发明方法中。在这些图中,其中在实施例中涉及速度总和 $G(t)$ ,在单个心动周期内的 $G(t)$ 的相同的代表性轨迹在图22B、23B、24B、25C和26B中使用,以提供各种实施例的例示。 $G(t)$ 的代表性轨迹包括跨越从 $t = 1.765$ 秒到 $2.821$ 秒的时间的心动周期。用于该代表性 $G(t)$ 的数据来自与在诸如图6A-9D的这里的其它图中使用的相同的数据集。信号以1000sps采样。

[0172] 如这里所使用的,术语“心跳”更具体地指心动周期内ECG信号的更活跃部分,典型地称作QRS复合波并且对于心脏病学领域内的技术人员是熟知的。在心动周期内检测到心跳,并且存储并且分析以便确定分类基准时间 $t_c$ 的数据包括心动周期内的数据。因此,通常,可以存储ECG信号的整个时间历史并且当需要时的也可以存储一些经计算的值用于更快的检索。现代的计算装备能够非常快速的计算以及存储非常大量的数据,这使得一些这种快速并且数据密集的计算能够基本上实时地发生。

[0173] 图22A是实施例140的框图示意图,其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为当总和基本上等于 $G(t)$ 的预先设置的分数时检测到的心跳内在速度总和 $G(t)$ 的峰值之前并且最接近速度总和 $G(t)$ 的峰值的检测到的心跳内的时间。 $G(t)$ 在点F处从实施例130(图19)的方法步骤传递。在方法步骤142中,找到检测到的心跳内的 $G(t)$ 的最大值 $G_{max}$ ,并且 $G_{max}$ 出现的时间是 $t_{max}$ 。在方法步骤144中,将 $t_c$ 设置成 $G(t)$ 等于 $G_{max}$ 的预先设置的分数(65%)的时间。在示例性实施例140中,预先设置的分数示出为65%,但是作为预先设置的分数的值65%不打算成为本发明的心跳分类方法的范围的限制。在图22A和22B中在这里选取它仅仅作为示例。

[0174] 图22B是例示如图22A中所例示的确定的 $G(t)$ 的代表性时间轨迹的绘图。在图22B中,在 $t_{max} = 2.012$ 秒时 $G_{max}$ 为2142。在图22B的示例性检测到的心跳内存在 $G(t)$ 等于 $G_{max}$ 的65%的三个点。这三个点在 $t = 1.984$ 秒、 $t = 1.992$ 秒以及 $t = 2.005$ 秒。在这三个点中,在 $t_{max}$ 之前并且最接近 $t_{max}$ 的时间 $t$ 的值是 $2.005$ 秒;因此,在该示例中, $t_c = 2.005$ 秒,如在图22B中所指示的。

[0175] 该确定的 $t_c$ 值被传递到实施例130(图19)的方法步骤139,并且方法步骤139使用在方法步骤136处存储的数据以形成矢量 $F(t_c)$ ,矢量 $F(t_c)$ 然后在点E处被传递到用于心跳分类的实施例10B''(图20)或者10B'''(图21)。

[0176] 图23A是实施例150的框图示意图,其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为速度总和 $G(t)$ 变得大于阈值 $T$ 的检测到的心跳内的时间。和在图22A的实施例140中一样, $G(t)$ 在点F处从实施例130(图19)的方法步骤传递。在方法步骤152中,确定 $G(t)$ 变得大于阈值 $T$ 的时间 $t_T$ ,并且在方法步骤154中,将 $t_c$ 设置成时间 $t_T$ 。在示例性实施例150中,阈值 $T$ 被示出为具有1800的

值,但是T的这个值不打算成为本发明的心跳分类方法的范围的限制。在图23A和23B中在这里选取它仅仅作为示例。

[0177] 图23B是例示如图23A中所例示的确定的 $G(t)$ 的代表性时间轨迹的绘图。在图23B中, $t_T$ 在 $t=2.008$ 秒时出现。

[0178] 与图22A的实施例140一样,图23A的实施例150中的确定的值 $t_c$ 被传递到实施例130(图19)的方法步骤139,并且方法步骤139使用在方法步骤136处存储的数据以形成矢量 $F(t_c)$ ,矢量 $F(t_c)$ 然后在点E处被传递到用于心跳分类的实施例10B”(图20)或者10B”’(图21)。

[0179] 图24A是实施例160的框图示意图,其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为检测到的心跳的开始时间 $t_0$ 之后的预先设置的时间 $t_{ps}$ 。在流程图单元162中,确定开始时间 $t_0$ ,作为速度总和 $G(t)$ 升高超过心跳挂起阈值 $T_p$ 并且保持在 $T_p$ 之上直到 $G(t)$ 升高超过心跳确认阈值 $T_c$ 的时间。流程图单元164简单地例示开始时间 $t_0$ 之后在预先设置的时间 $t_{ps}$ 处的时间 $t_c$ 该设置。

[0180] 图24B是例示如图24A中所概述的分类基准时间 $t_c$ 的确定的 $G(t)$ 的代表性时间轨迹的绘图。图24B中的心动周期在时间1.765秒处开始并且在时间2.821秒处结束。流程图单元162中开始时间 $t_0$ 的确定包括跨心动周期的总和 $G(t)$ 的中值的计算,并且发现图24B中的 $G(t)$ 的中值为70。如图24B中所指示的,在该示例性实施例中,将心跳挂起阈值 $T_p$ 设置成中值的3.5倍;因此, $T_p=245$ 。在该示例中,将心跳确认阈值 $T_c$ 设置成预期峰值的50%,并且发现预期峰值的值为2050;因此, $T_c=1025$ 。

[0181] 再次参考图24B,使用如示出的上面的关于 $T_p$ 和 $T_c$ 的值, $t_0$ 出现在 $t=1.969$ 秒时,并且使用0.038秒的预先设置的时间 $t_{ps}$ ,产生2.007sec的确定的 $t_c$ 值。在示例性实施例160中使用的0.038秒的 $t_{ps}$ 的值不打算成为本发明的心跳分类方法的范围的限制。(水平虚线166仅仅指示沿着速度总和 $G(t_c)$ 的轨迹的点,虽然 $G(t)$ 的该值在实施例160中不是特别重要。)

[0182] 可以以各种方法确定总和 $G(t)$ 的峰值的预期值,诸如通过计算许多过去的峰值的平均值。平均值也可以朝者较新的峰值而加权。确定 $G(t)$ 的峰值的预期值、 $G(t)$ 的中值的倍数的示例性值以及由此确定 $T_c$ 的峰值的分数的方法都不打算成为如这里所公开的心跳分类的本发明方法的范围的限制。

[0183] 总和 $G(t)$ 的中值的倍数的使用设置心跳挂起阈值 $T_p$ 的值高于 $G(t)$ 中的信号噪声,并且关于心跳确认阈值 $T_c$ 的总和 $G(t)$ 的峰值的预期值的分数的使用试图保证没有错过QRS复合波(错误的阴性)以及不存在QRS复合波的额外检测(错误的阳性)。峰值的预期值的该分数的有用范围在大约30%至60%之间。总和 $G(t)$ 中峰值的高度典型地变化,使得值太高可能错过一些心跳。而且,关于心跳确认阈值 $T_c$ 的值太低可能因诸如P波的ECG特征而引入错误的阳性。

[0184] 图24A的实施例160中的确定的 $t_c$ 值被传递到实施例130(图19)的方法步骤139,并且方法步骤139使用在方法步骤136处存储的数据形成矢量 $F(t_c)$ ,矢量 $F(t_c)$ 然后在点E处被传递到用于心跳分类的实施例10B”(图20)或者10B”’(图21)。

[0185] 图25A是实施例170的框图示意图,其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为总和 $G(t)$ 与形状函数 $S_{xc}$ 的互相关 $X_c(t)$ 变得大于相关阈值 $T_{xc}$ 的时间。流程图单元174将形状函数 $S_{xc}$ 提供给流程图单元172,在流程图单元172中计算互相关 $X_c(t)$ 。在流程图单元176中,确定互相关 $X_c(t)$ 变得大于相关阈值 $T_{xc}$ 的时间 $t_x$ 。在该示例中阈值 $T_{xc}$ 被示出为 $0.3(X_c(t)$ 的峰值的30%,

因为 $X_c(t)$ 已经标准化为具有最大值1)。在流程图单元176中,将分类基准时间 $t_c$ 设置成 $t_x$ 。

[0186] 图25B例示在图25A的实施例170中用来与总和 $G(t)$ 互相关的两个可能的形状函数 $X_{sc}$ 。形状函数174T形状为三角形,并且形状函数174P形状为抛物线。形状函数174T和174P在图25B中示出为具有120毫秒的宽度 $W$ 。宽度 $W$ 大约为在人类电生理学的领域中发现的许多QRS复合波的宽度,并且发现大约90至150毫秒的宽度范围包含非常广泛的人类QRS复合波。

[0187] 图25C示出总和 $G(t)$ 的代表性部分与图25B的两个形状函数的互相关 $X_c(t)$ 的两个绘图。互相关绘图172T(实线)由 $G(t)$ 与形状函数174T(实线)互相关而产生,并且互相关绘图172P(虚线)由 $G(t)$ 与形状函数174P(虚线)互相关而产生。在图25C中使用互相关绘图174T以例示如在图25A的框图示意图中所描述的分类基准时间 $t_c$ 的确定。相关阈值 $T_{xc}$ 示出为0.3,并且 $X_c(t)$ 变得大于 $T_{xc}$ 的时间 $t_x$ 示出为2.012秒。因此在实施例170中,分类基准时间 $t_c$ 被确定为2.012秒。

[0188] 图25A的实施例170中的确定的 $t_c$ 值被传递到实施例130(图19)的方法步骤139,并且方法步骤139使用在方法步骤136处存储的数据形成矢量 $F(t_c)$ ,矢量 $F(t_c)$ 然后在点E处被传递到用于心跳分类的实施例10B''(图20)或者10B'''(图21)。

[0189] 图26A是实施例180的框图示意图,其中分类基准时间 $t_c$ 被确定为总和 $G(t)$ 与形状函数 $S_{xc}$ 的互相关 $X_c(t)$ 到达它的峰值的时间减去预先设置的时间间隔 $t_{xps}$ 。流程图单元174将形状函数 $S_{xc}$ 提供给流程图单元172,在流程图单元172中计算互相关 $X_c(t)$ 。(和实施例170一样,互相关 $X_c(t)$ 已经被标准化以产生最大值1。)在流程图单元182中,确定互相关峰值的出现的时间 $t_{peak}$ ,并且在流程图单元184中,将分类基准时间 $t_c$ 设置成 $t_{peak}$ 减去预先设置的相关时间间隔 $t_{xps}$ 。

[0190] 图26B示出如图25C中所示的互相关 $X_c(t)$ 的相同的两个绘图。和在图25C中一样,互相关绘图172T由 $G(t)$ 与形状函数174T互相关而产生,并且互相关绘图172P由 $G(t)$ 与形状函数174P互相关而产生。在图26B中使用互相关绘图174T以例示如在图26A的框图示意图中所描述的分类基准时间 $t_c$ 的确定。绘图172T的互相关 $X_c(t)$ 的峰值被示出在时间 $t_{peak} = 2.067$ 秒处。同样如在图26B中所示,在示例中预先设置的相关时间间隔 $t_{xps}$ 被设置为0.06秒,因此导致2.007秒的确定的分类基准时间 $t_c$ 值。

[0191] 图26A的实施例180中的确定的 $t_c$ 值被传递到实施例130(图19)的方法步骤139,并且方法步骤139使用在方法步骤136处存储的数据形成矢量 $F(t_c)$ ,矢量 $F(t_c)$ 然后在点E处被传递到用于心跳分类的实施例10B''(图20)或者10B'''(图21)。

[0192] 可以通过许多方法和系统检测心跳。在该组中尤其是诸如运动超声、音频(心音描记)、光学(光学体积描记)、动脉内血压测量以及身体运动测量(心冲击描记)的系统。图27例示实施例190,其中这种非ECG系统是用于心跳检测和分类基准时间 $t_c$ 的来源。图27是图18A的修改并且将这种系统192中的一个例示为将心跳检测以及分类基准时间 $t_c$ 的确定提供给在这里公开的本发明的心跳分类方法。使用由心跳检测器192提供的分类基准时间 $t_c$ 以及来自流程图单元112的ECG信号,流程图单元114计算信号速度并且形成矢量 $F(t_c)$ ,矢量 $F(t_c)$ 然后在点E处可用于如在该文档中较早描述的实施例10B''(或者10B''')的方法步骤内的操作。

[0193] 方法和系统192都使用不同的感测技术来产生参数的连续时间测量,参数随着每个心跳可识别地并且有用地变化。通过检测这些参数波形的特征(诸如峰值、斜率或者零交

叉)并且偏移适当的时间间隔,可以识别到心跳的开始的一瞬间,并且可以确定分类基准时间 $t_c$ 。

[0194] 根据超声检测心率的方法是已知的并且在监测胎儿时经常有用,因为ECG电极到胎儿的应用在母亲的子宫中是不实际的或者不可能的。Peters等人(2004Physiol.Meas 25,585-593)以及Jezewski等人(IEEE Trans.on Biomedical Engineering,第53卷,第5期,2006年5月,855-864)是使用该技术根据多普勒超声确定心率的两个示例。

[0195] 心音描记是如从主要由心脏瓣膜的工作而产生的音频声音证明的用曲线图表示心脏活动的科学。医生经由听诊器听到这些相同的声音。因为附接ECG电极的困难,该科学对于胎儿监测也是有用的。在患者需要在远程位置自己进行连接的遥控监测中特别有用,这种遥控监测经常对于非专业者是困难的。Godinez等人(Proceedings of the Engineering in Medicine and Biology Society Int'l Conf.,2003年9月17日至21日,3141-3144)以及Torres-Pereira(Proceedings of the IEEE Int'l Symposium on Industrial Electronic,1997年7月7日至11日,856-859)是根据心音图进行心率确定的两个示例。

[0196] 光学体积描记是用曲线图表示由光通过体积的传输而测量的改变体积的科学。它是在测量心率和血氧合的脉搏血氧计中使用的技术的子集。根据手指的变化体积推断血流。这种设备非常有用并且简单,典型地附接到患者的手指。来自这种系统的信号包含适合于获得心率的信息。Dekker(美国专利No.6,702,752)公开从体积描记图信号进行心率确定的示例,并且Selvarej等人(Journal of Medical Engineering&technology,第32卷,第6期,2008年11月/12月,479-484)提出从体积描记图信号进行心率确定的另一个示例。

[0197] 考虑动脉内血压测量为血压测量的黄金标准,因为它采用直接机械连接,它的输出是血压波形。当心脏收缩(收缩期)并且在心动周期中早期时,压力的上行运动发生。Mancia等人(Hypertension.1987年2月;第9卷:209-215)以及de Boer等人(Medical&Biological Engineering&Computing,1985年7月,第4卷,352-358)公开了从动脉内血压波形进行心率测量的两个示例。

[0198] 如果患者将另外例如在床上静止躺下,灵敏的测力传感器可以检测随着心脏泵送血液的移位聚集。该科学被称作心冲击描记。Mack等人(IEEE Trans.on Information Technology in Biomedicine,第13卷,第1期,2009年1月,111-120)以及Alihanka等人(Journal of the American Physiological Society-Regulatory,Integrative and Comparative Physiology,1981年5月1日,第240卷,第R384-R392期)示出通过选择性滤波从冲击图测量心率的系统的两个示例。

[0199] 图28例示用于心跳分类的本发明方法的另外的选择性实施例200,其利用来自与心跳的起源相邻放置的心脏内电极202的信号确定分类基准时间 $t_c$ 。心脏内电极提供与在心跳分类方法步骤内使用的ECG通道信号分离的心脏信号。使用由来自心脏内电极192的信号以及来自流程图单元112的ECG信号所提供的分类基准时间 $t_c$ ,流程图单元114计算信号速度并且形成矢量 $F(t_c)$ ,矢量 $F(t_c)$ 然后在点E处可用于如在该文档中较早描述的实施例10B''(或者10B''')的方法步骤内的操作。

[0200] 虽然已经结合具体的实施例描述了本发明的原理,但是应当清楚地理解,这些描述仅仅作为示例而进行并且不打算限制本发明的范围。

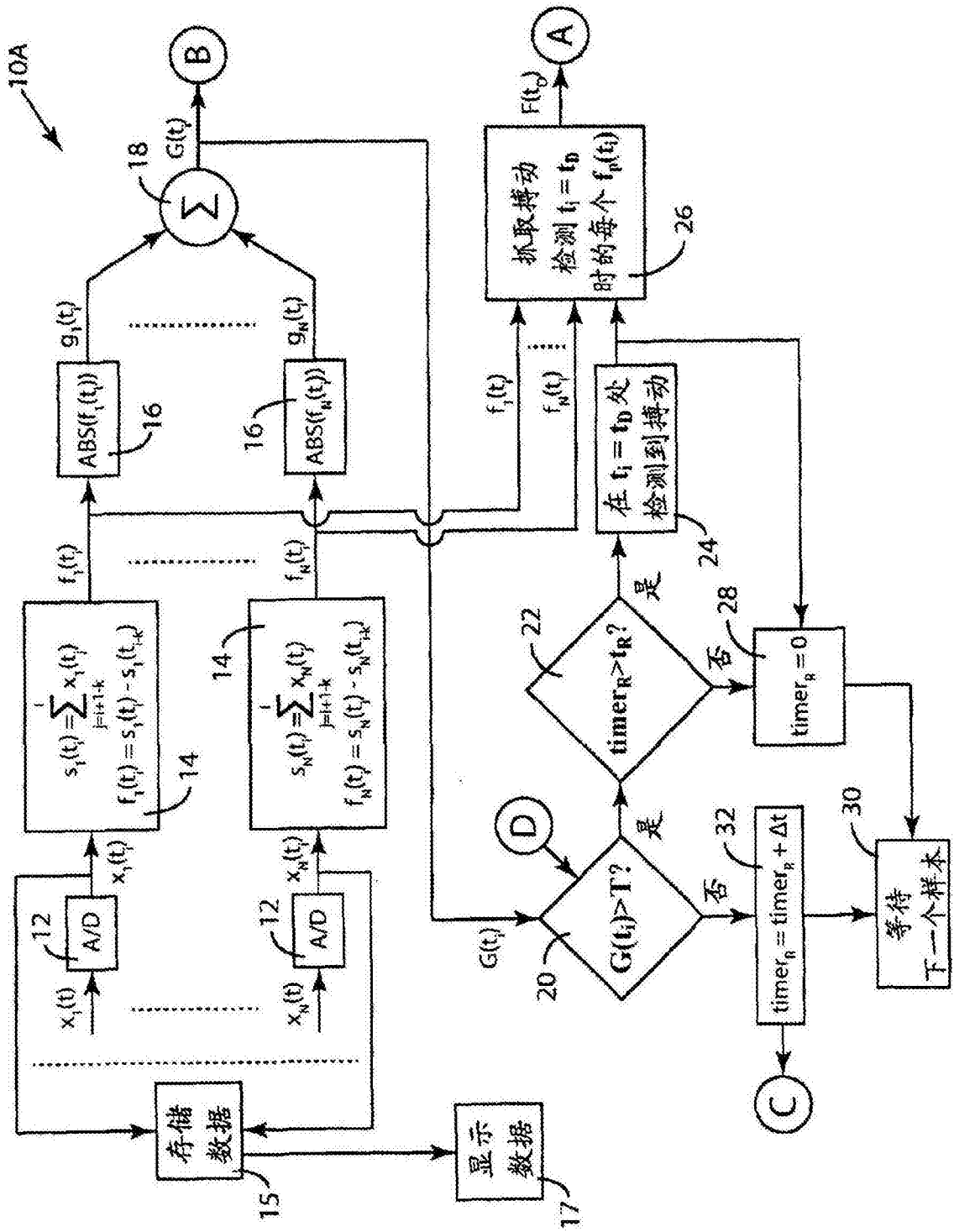


图1

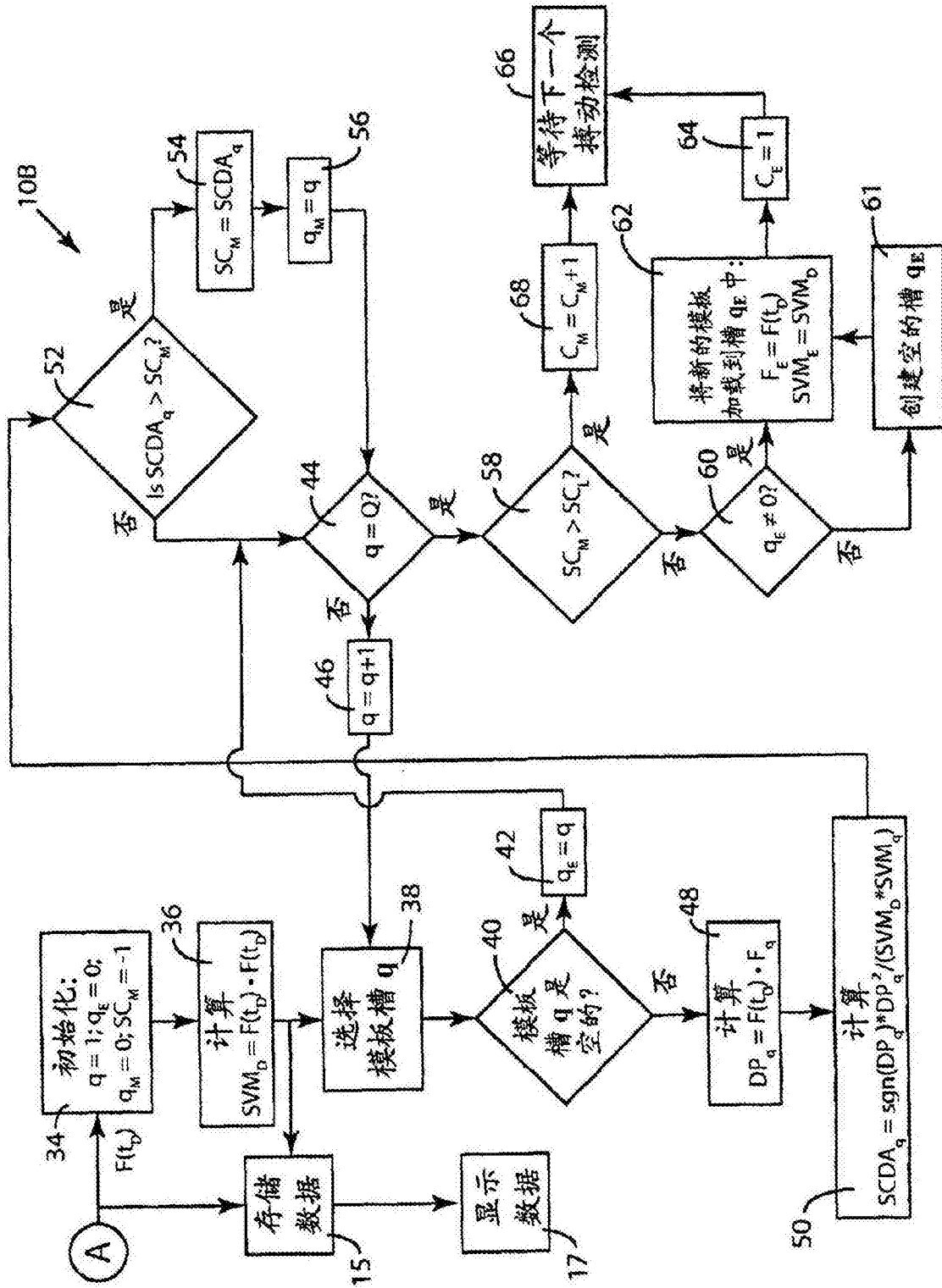


图2



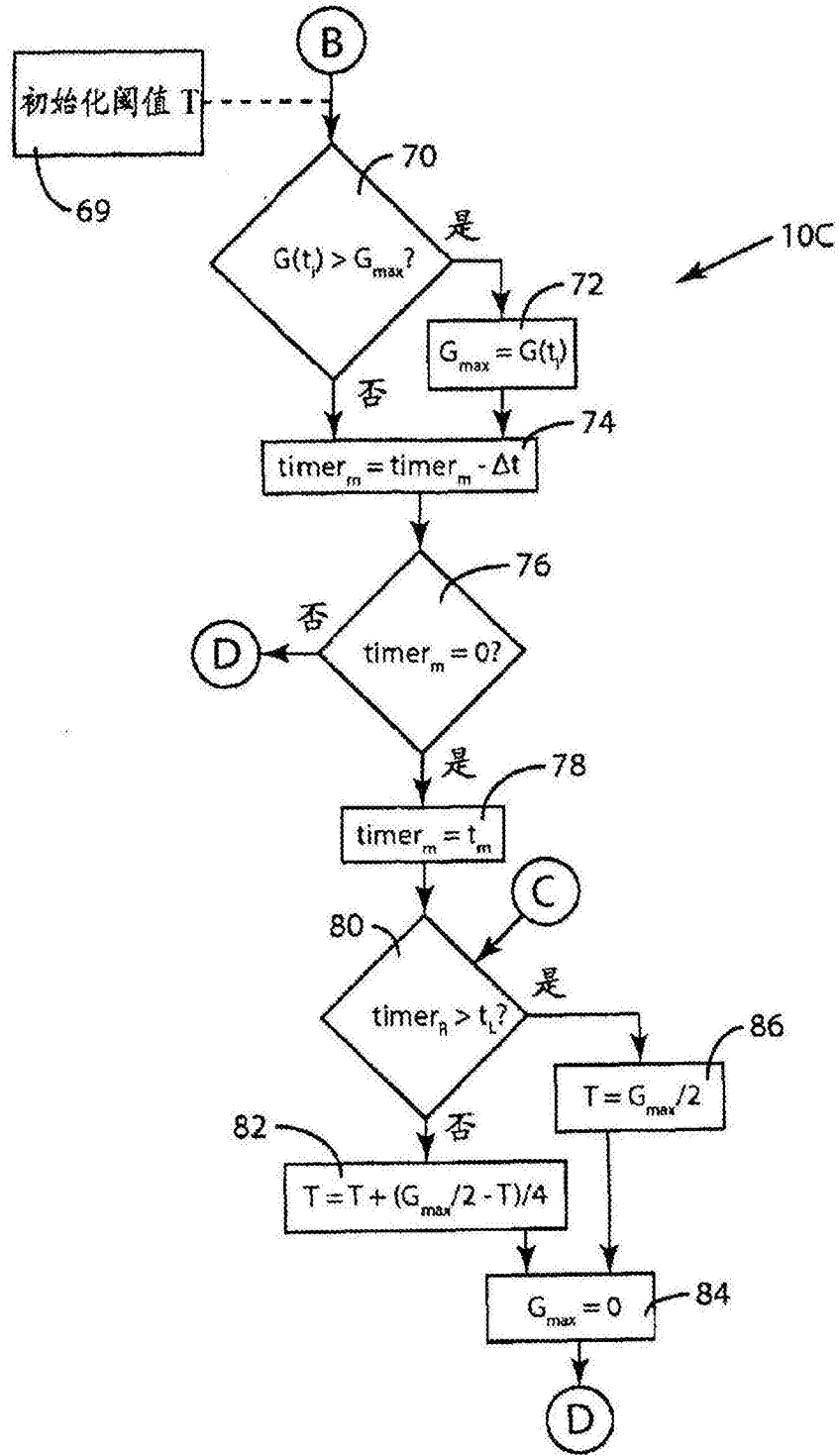
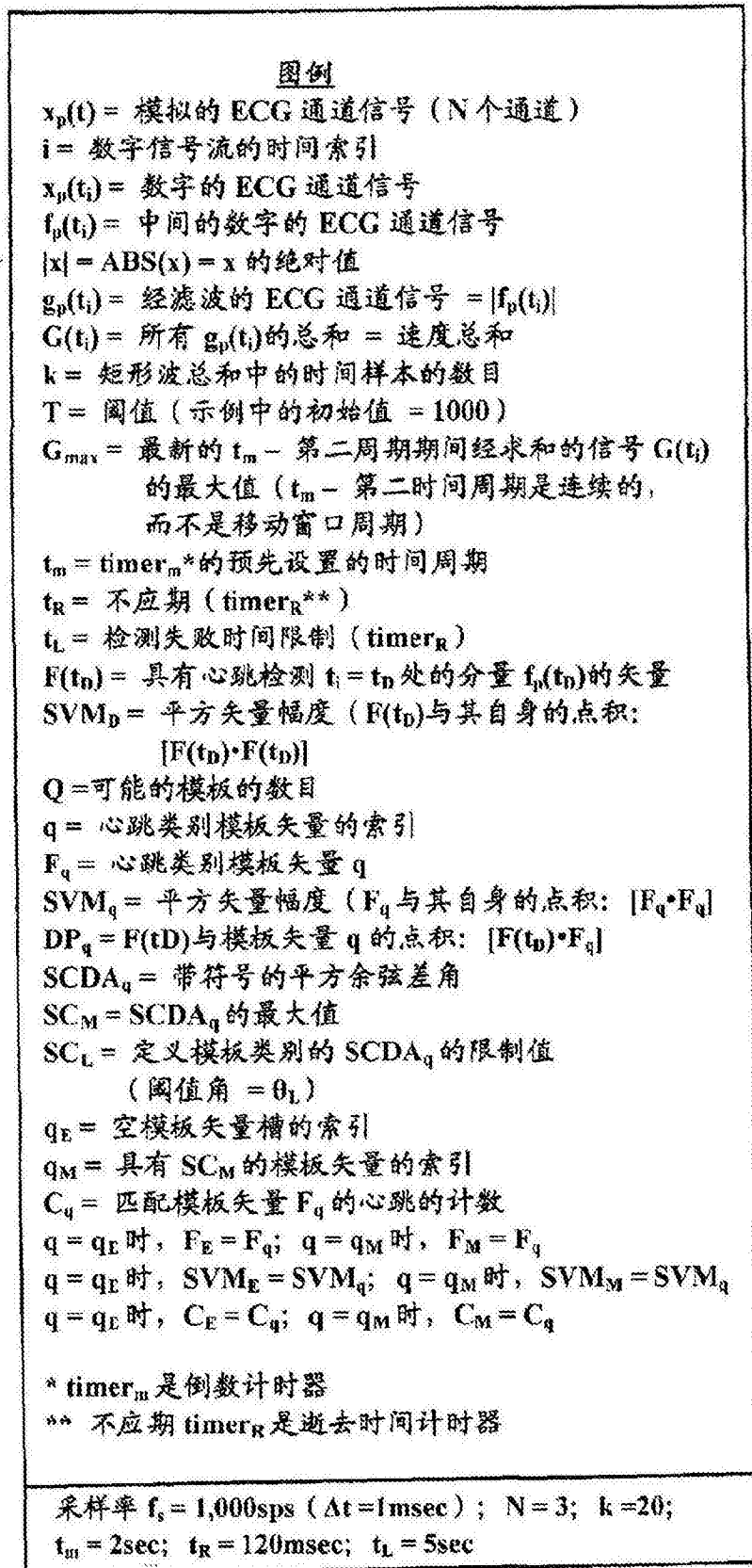


图3



10E

图4

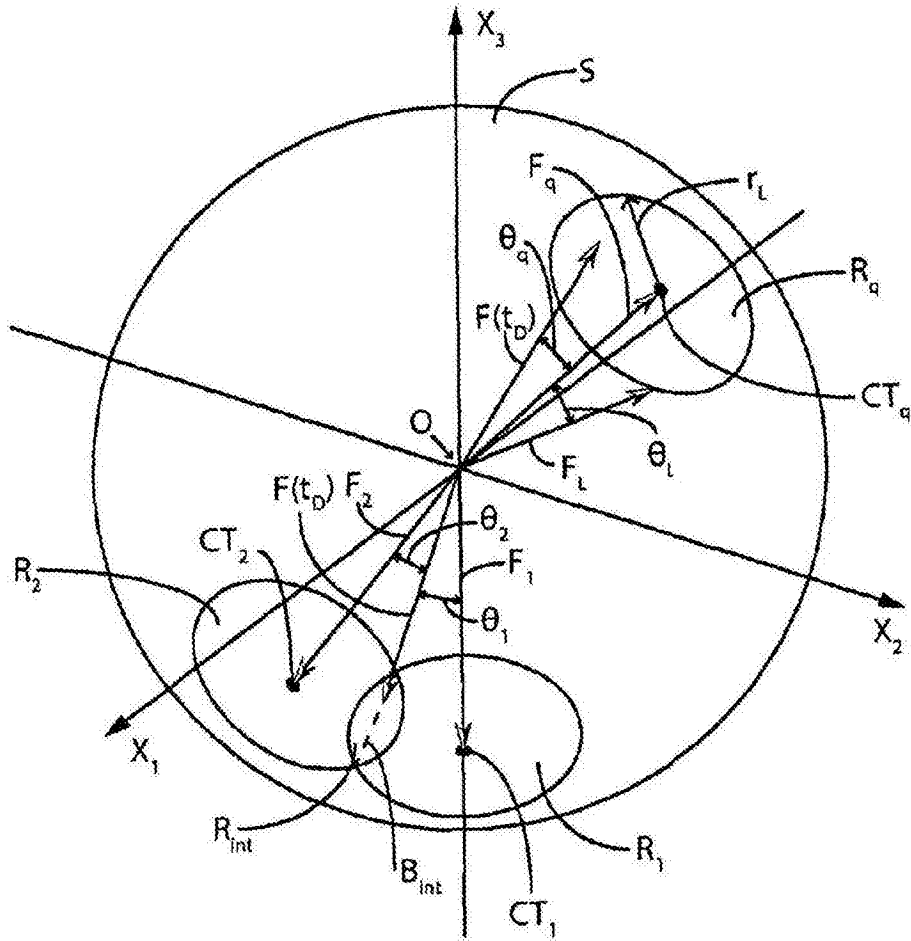


图5

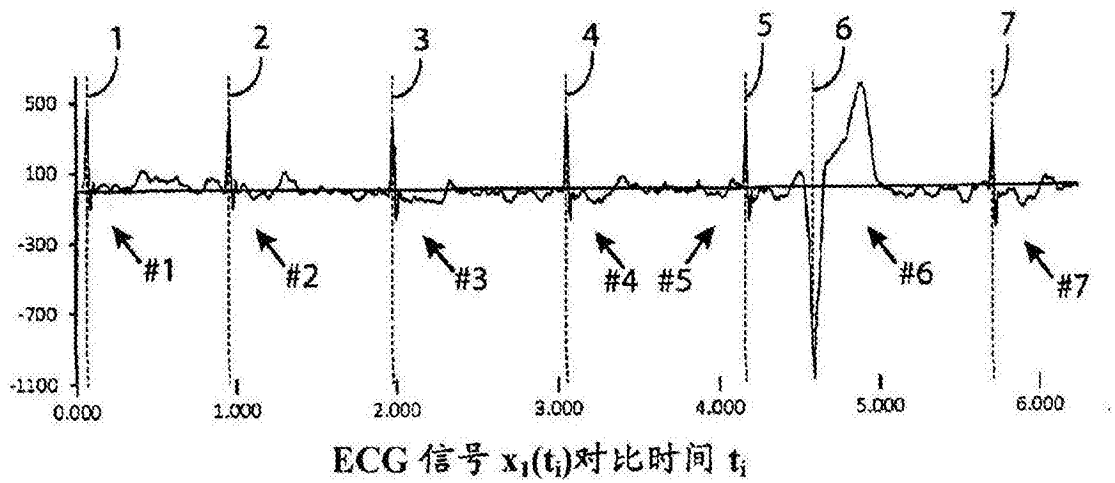


图6A

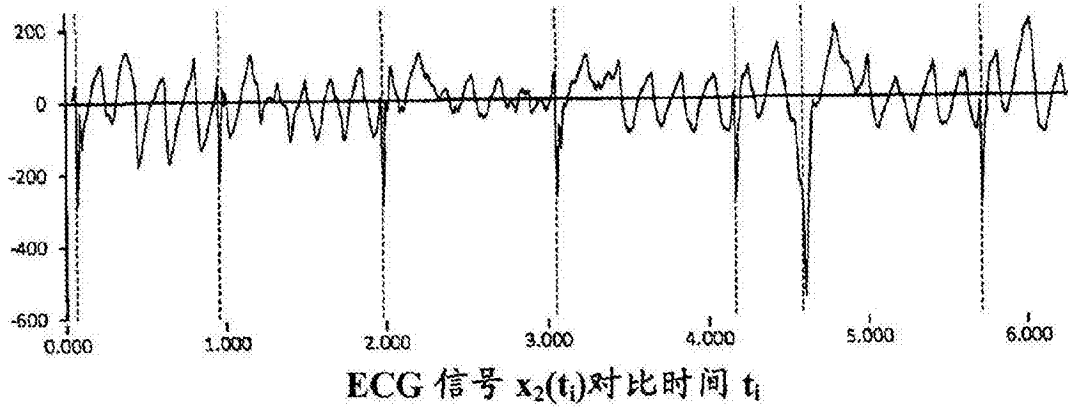


图6B

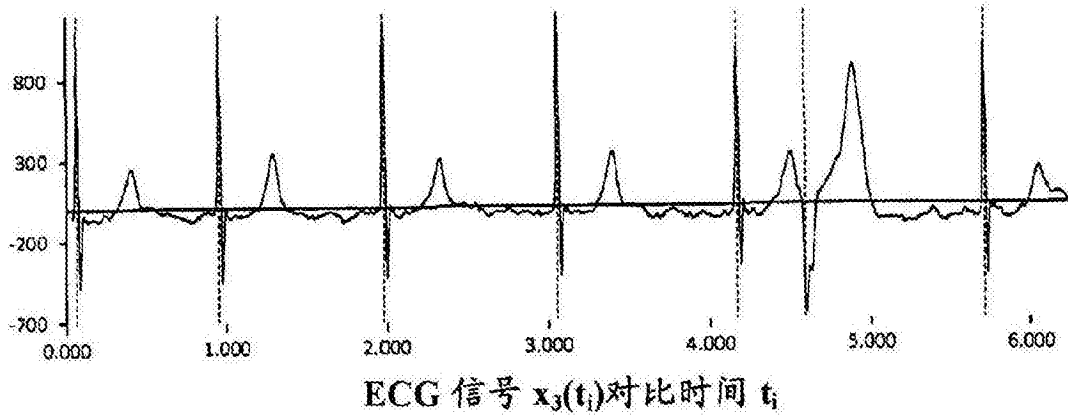


图6C

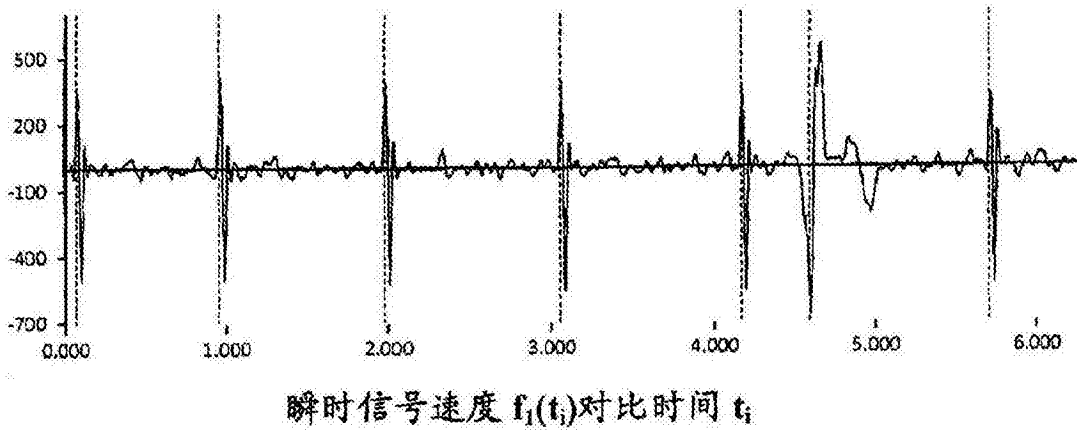


图7A

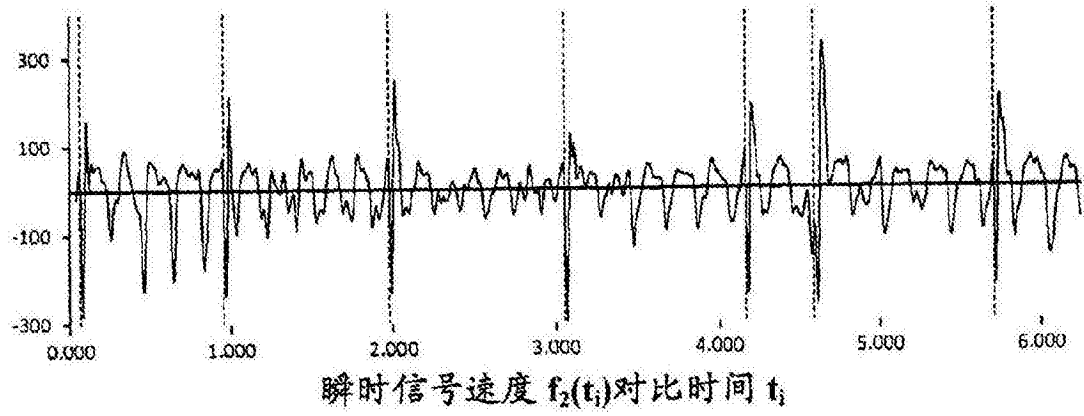


图7B

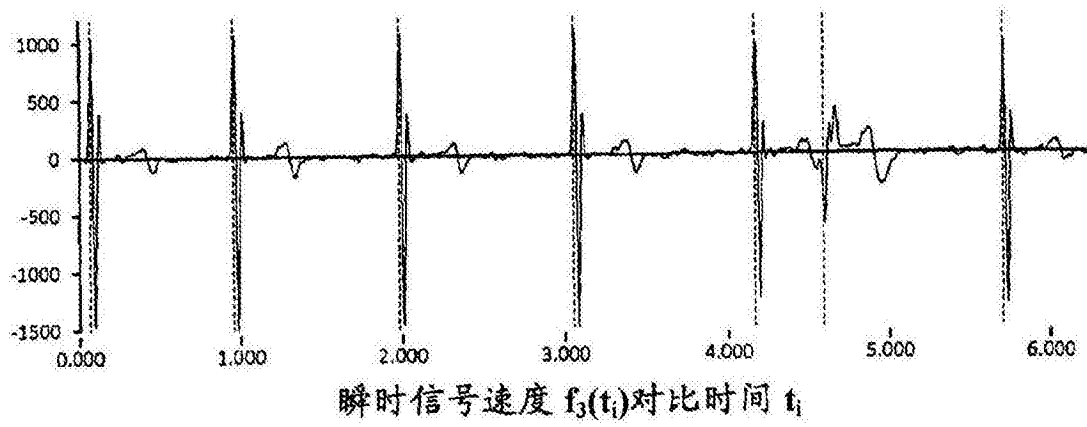


图7C

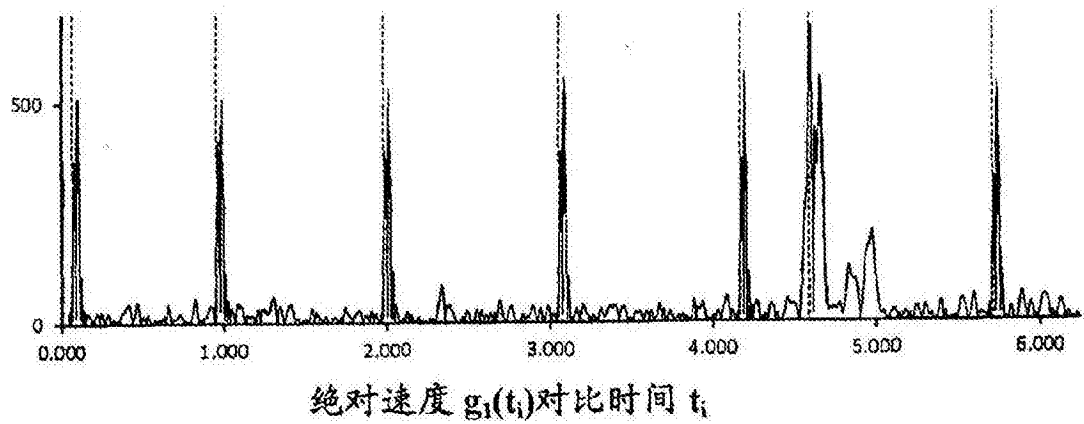


图8A

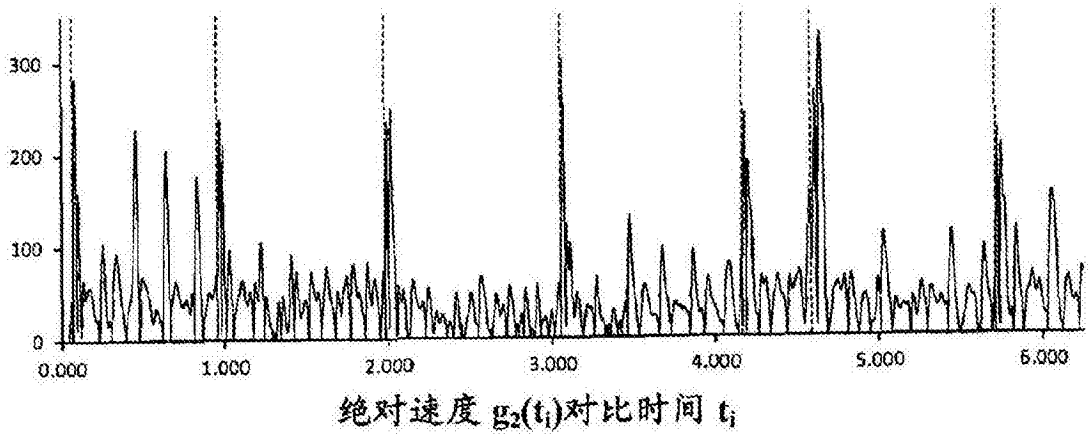


图8B

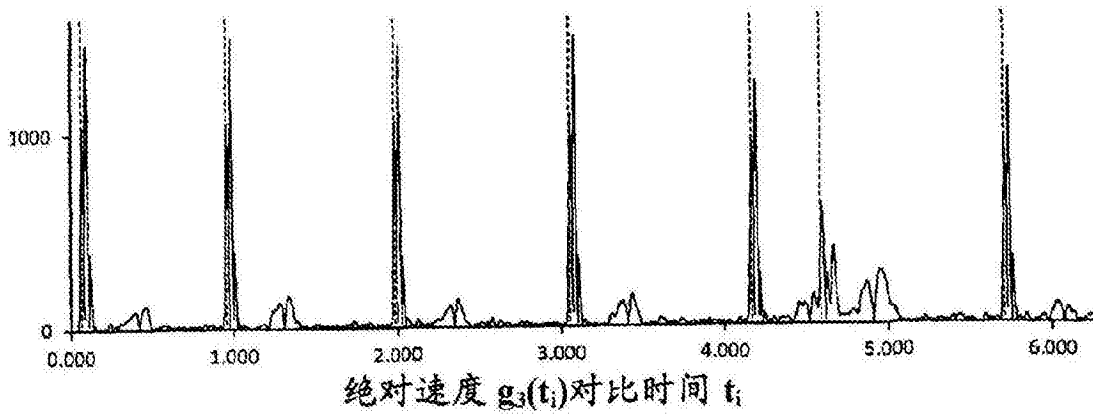


图8C

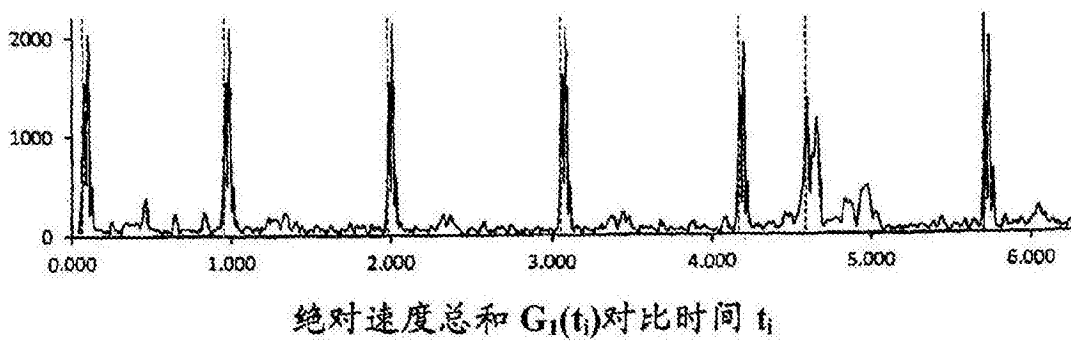


图9A

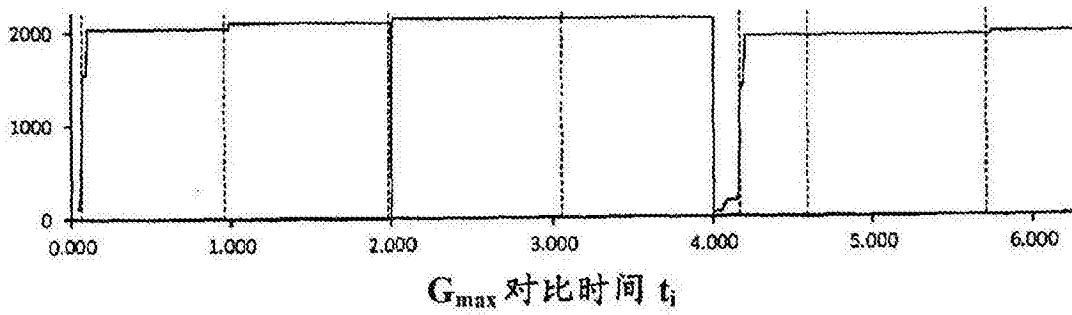


图9B

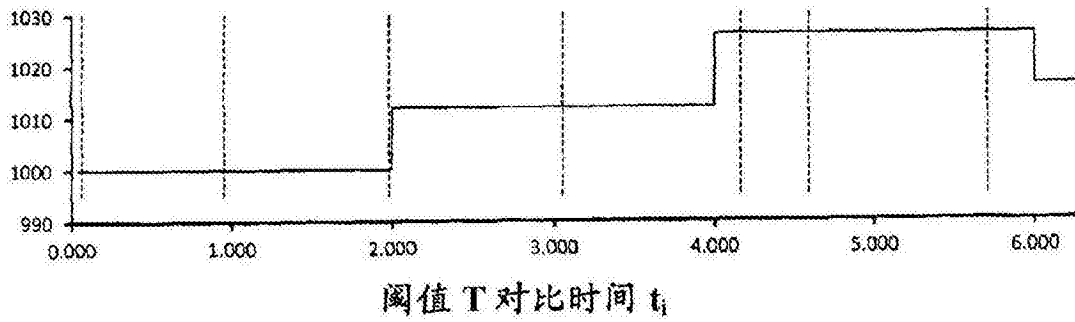


图9C

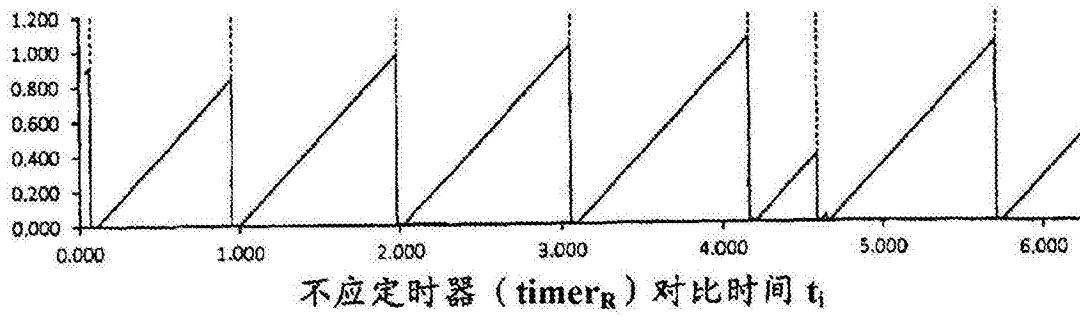


图9D

	$t_0$	$f_1(t_0)$	$f_2(t_0)$	$f_3(t_0)$	SVM <sub>D</sub>
心跳 #1	0.066	186	-13	813	695734
心跳 #2	0.954	201	38	813	702814
心跳 #3	1.980	204	30	820	714916
心跳 #4	3.054	208	11	822	719069
心跳 #5	4.165	239	26	789	680318
心跳 #6	4.593	-559	-100	-384	469937
心跳 #7	5.708	223	2	852	775637
模板 8		-551	-246	-124	379493
模板 7		186	-13	813	695734
模板 6		-559	-100	-384	469937

图10A

	DP <sub>8</sub>	SCDA <sub>8</sub>	$\theta_8$ (°)	DP <sub>7</sub>	SCDA <sub>7</sub>	$\theta_7$ (°)	DP <sub>6</sub>	SCDA <sub>6</sub>	$\theta_6$ (°)	类别
心跳 #1	-200100	-0.1517	112.92							新的 7
心跳 #2	-220911	-0.1830	115.33	697861	0.9960	3.63				7
心跳 #3	-221464	-0.1808	115.16	704214	0.9970	3.12				7
心跳 #4	-219242	-0.1761	114.82	706831	0.9987	2.10				7
心跳 #5	-235921	-0.2156	117.67	685573	0.9930	4.80				7
心跳 #6	380225	0.8107	25.79	-414866	-0.5264	136.51				新的 6
心跳 #7	-229013	-0.1782	114.97	734128	0.9987	2.05	-452025	-0.5606	138.48	7

图10B



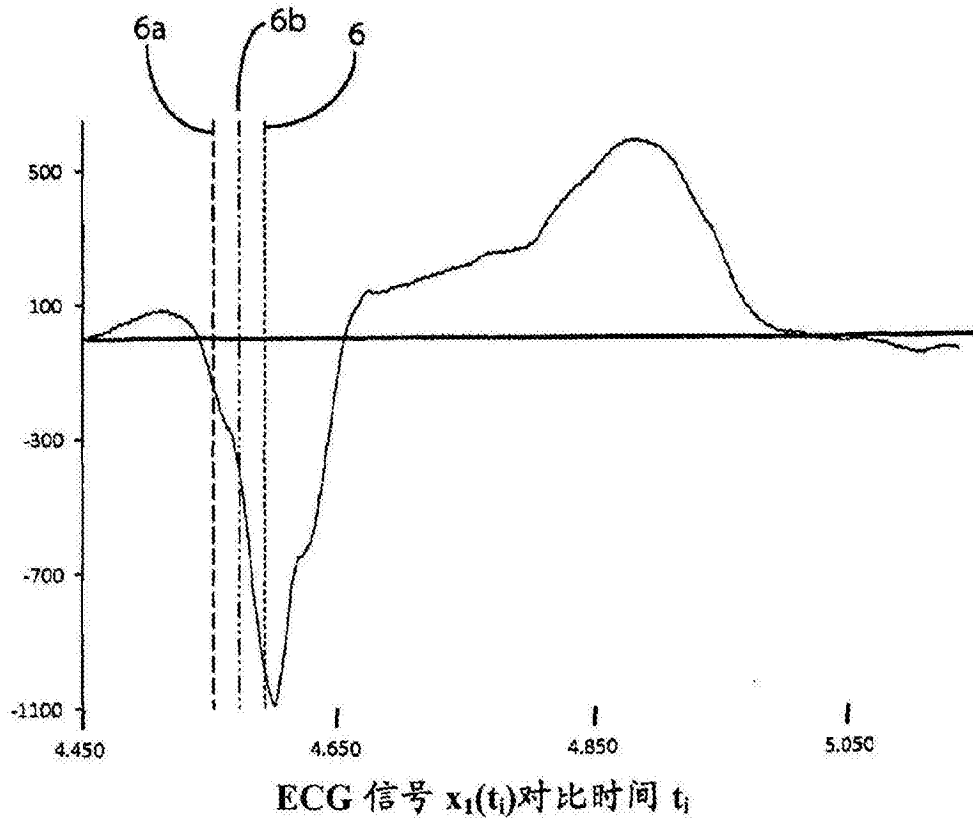


图11A

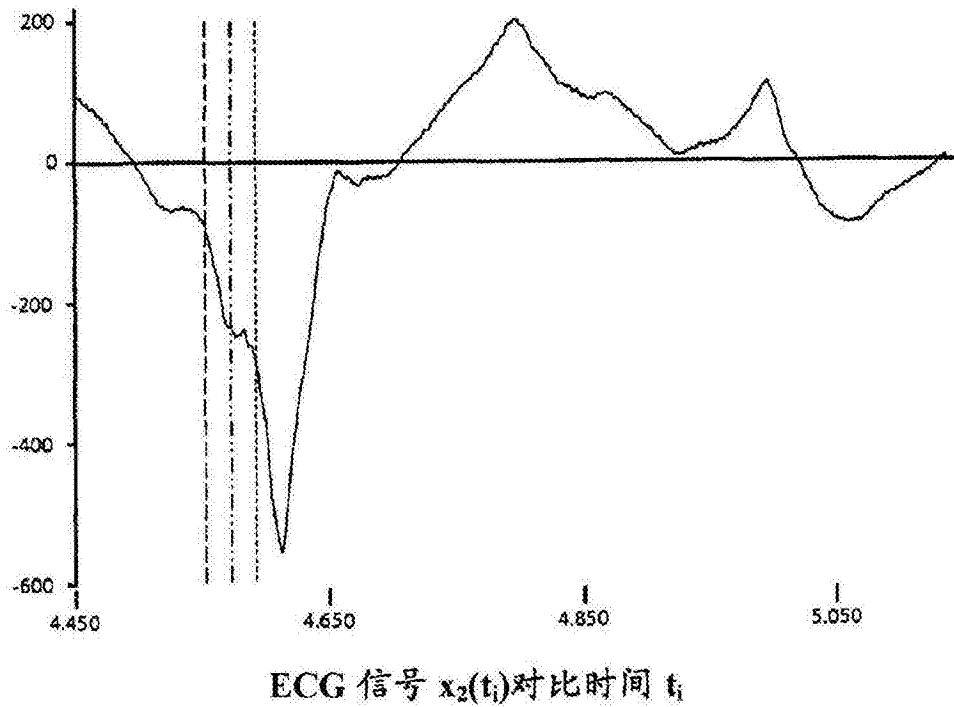


图11B

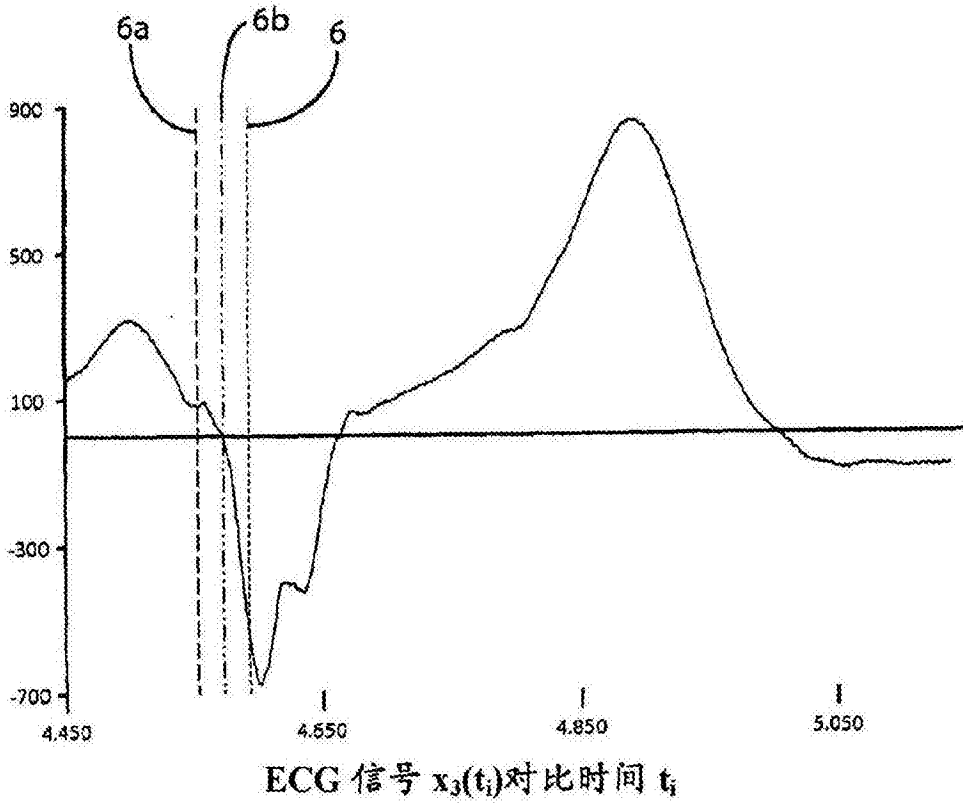


图11C

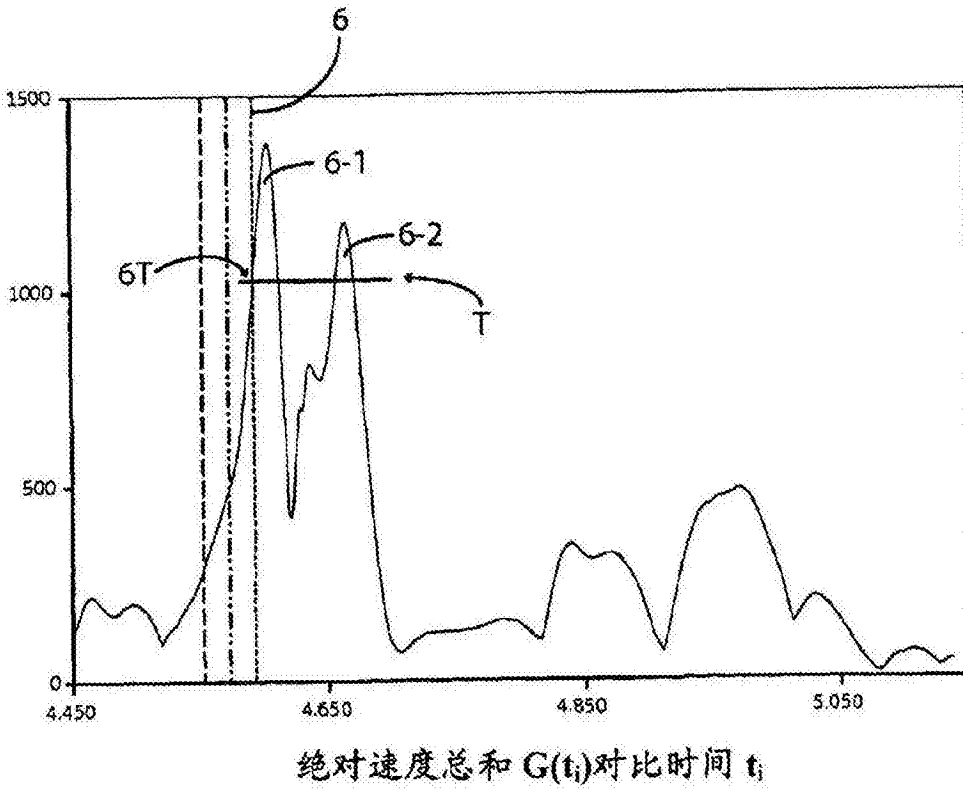


图11D

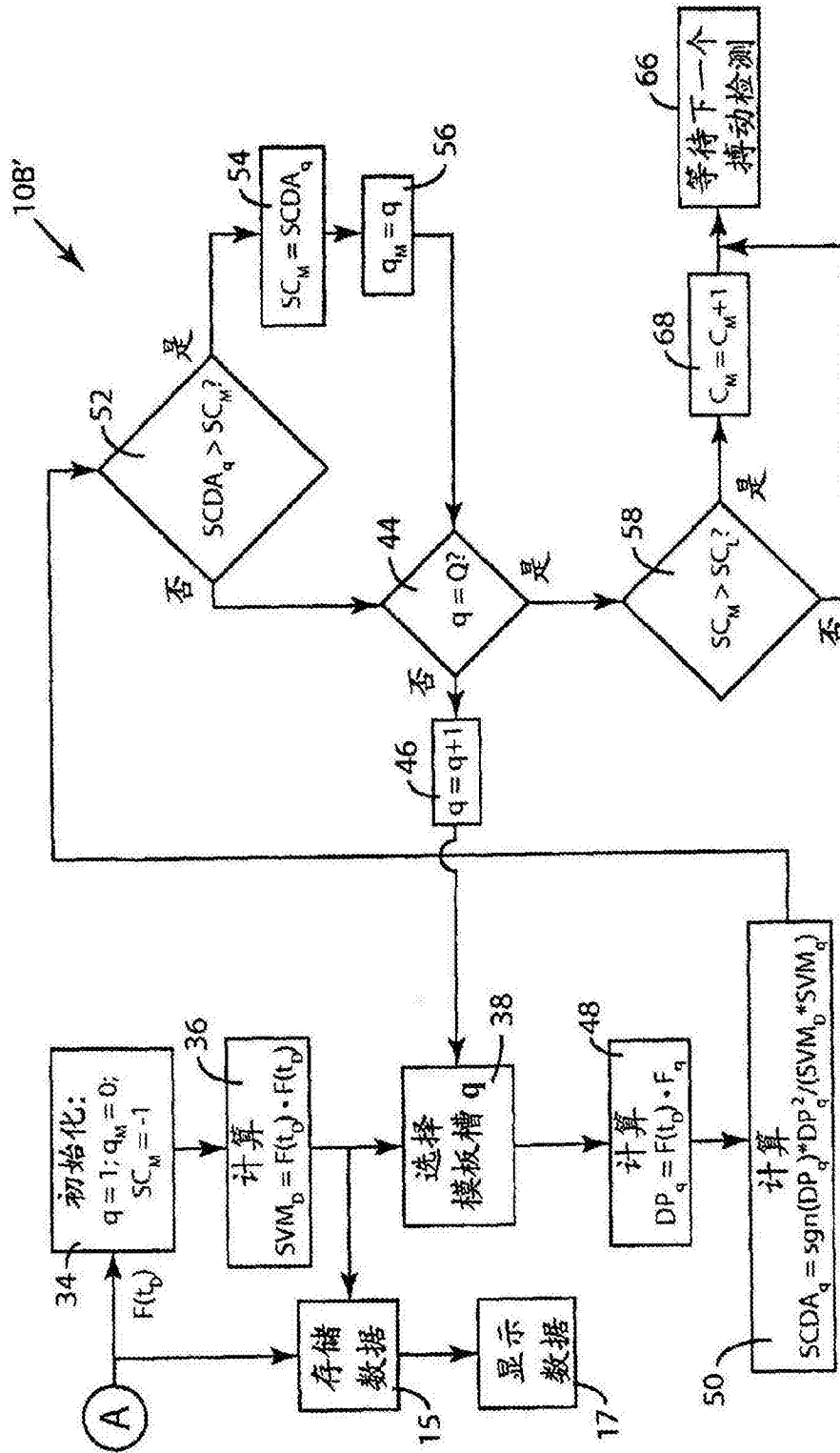


图12

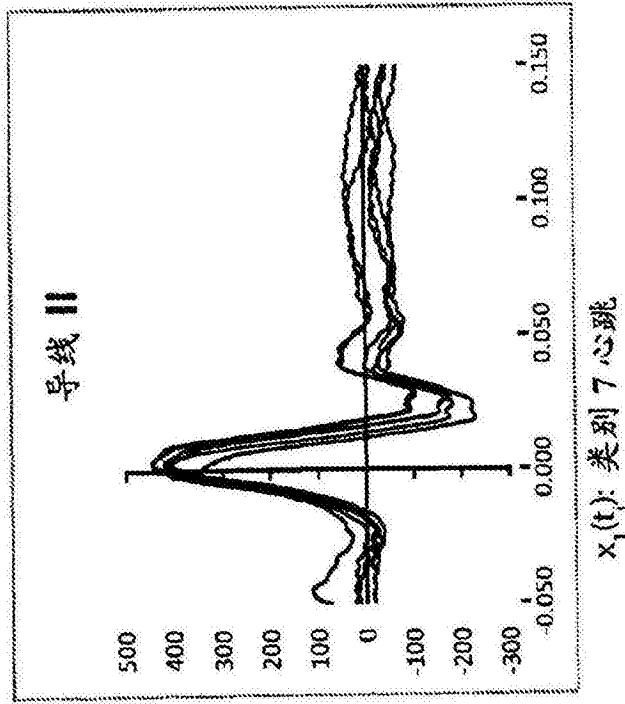


图13A

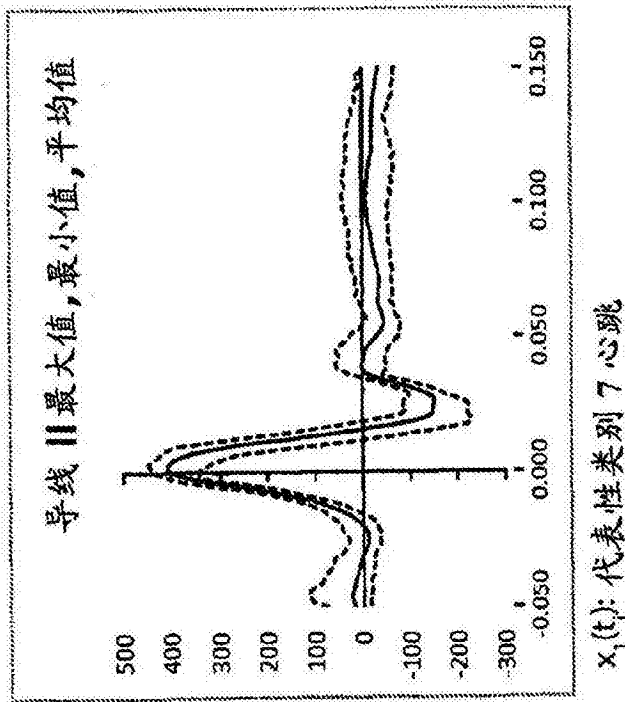


图13B

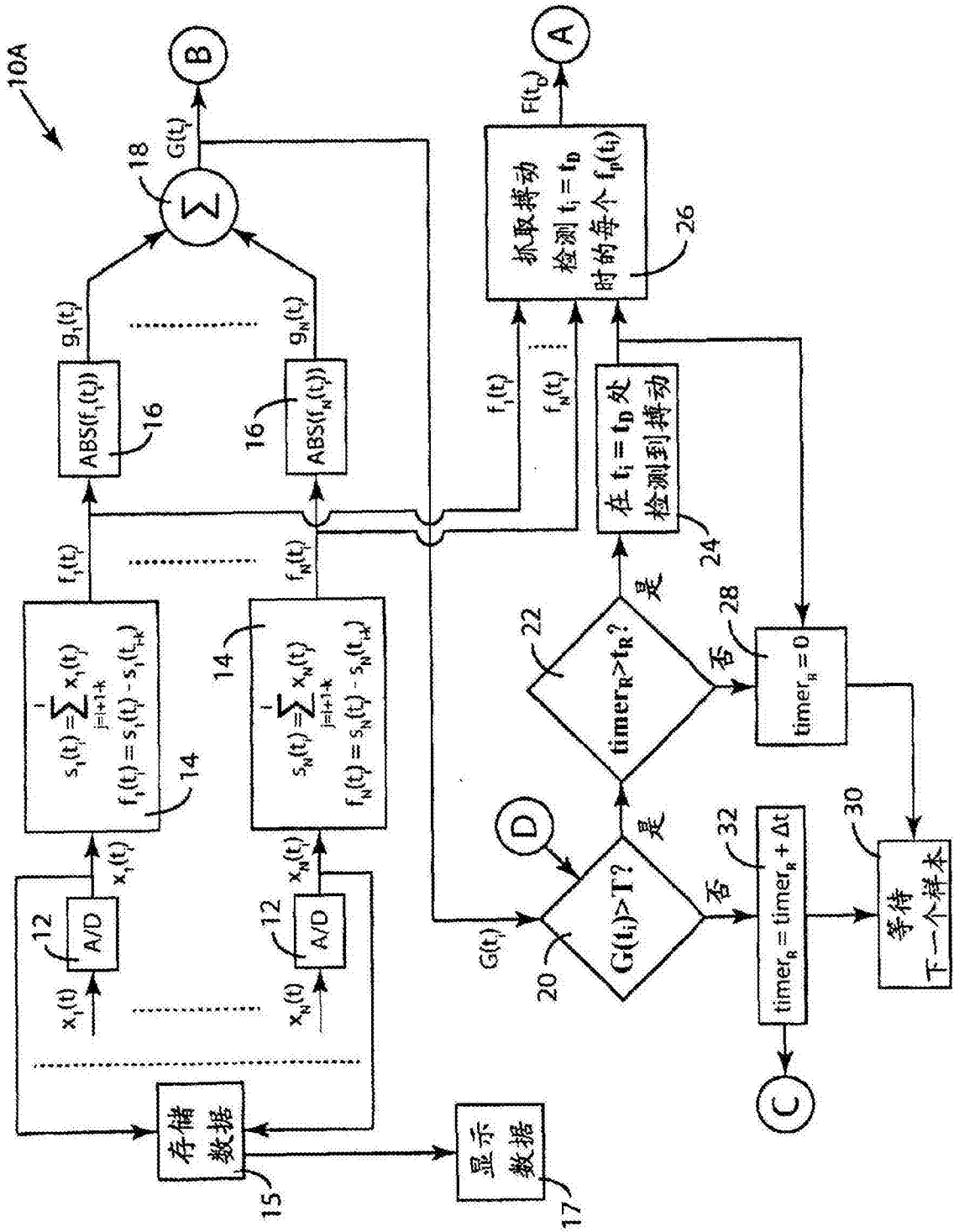


图1

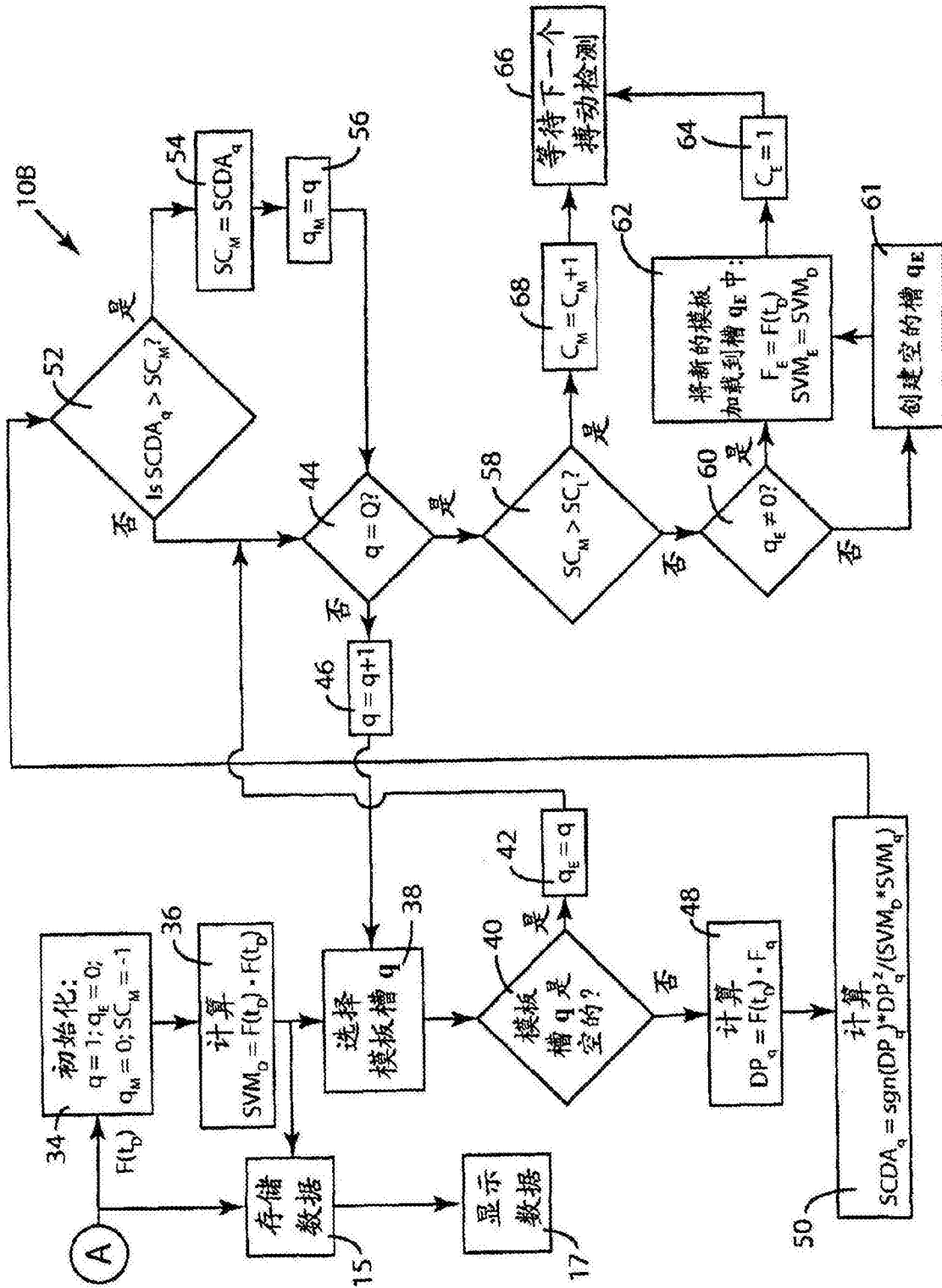


图2

	$t_p$	$f_1(t_p)$	$f_2(t_p)$	$f_3(t_p)$	SVM <sub>b</sub>
心跳 #1	0.066	186	-13	813	695734
心跳 #2	0.954	201	38	813	702814
心跳 #3	1.980	204	30	820	714916
心跳 #4	3.054	208	11	822	719069
心跳 #5	4.165	239	26	789	680318
心跳 #6	4.593	-559	-100	-384	469937
心跳 #7	5.708	223	2	852	775637
模板 8		-551	-246	-124	379493
模板 7		186	-13	813	695734
模板 6		-559	-100	-384	469937

图10A

	DP <sub>6</sub>	SCDA <sub>6</sub>	$\theta_6(^{\circ})$	DP <sub>7</sub>	SCDA <sub>7</sub>	$\theta_7(^{\circ})$	DP <sub>8</sub>	SCDA <sub>8</sub>	$\theta_8(^{\circ})$	类别
心跳 #1	-200100	-0.1517	112.92							新的 7
心跳 #2	-220911	-0.1830	115.33	697861	0.9960	3.63				7
心跳 #3	-221464	-0.1808	115.16	704214	0.9970	3.12				7
心跳 #4	-219242	-0.1761	114.82	706831	0.9987	2.10				7
心跳 #5	-235921	-0.2156	117.67	685573	0.9930	4.80				7
心跳 #6	380225	0.8107	25.79	-414866	-0.5264	136.51				新的 6
心跳 #7	-229013	-0.1782	114.97	734128	0.9987	2.05	-452025	-0.5606	138.48	7

图10B

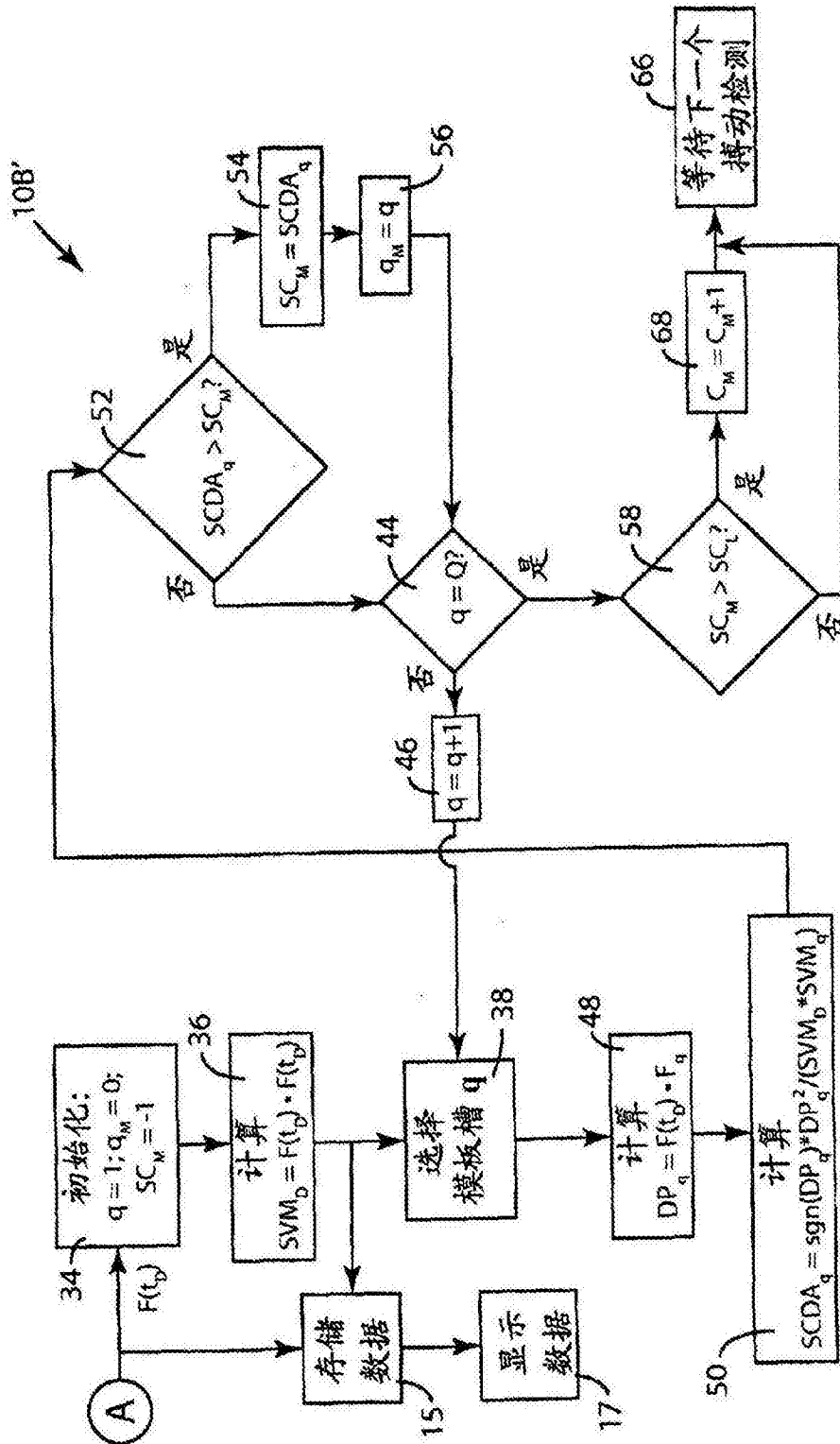


图12



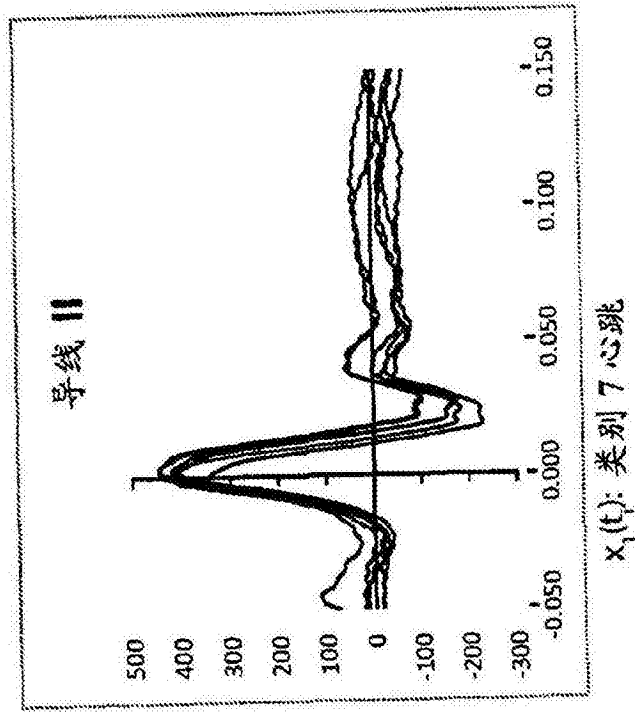


图13A

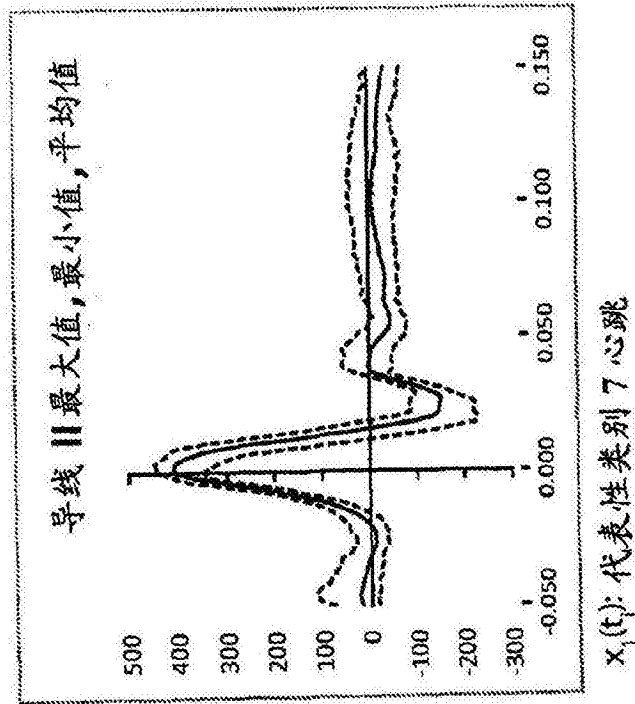


图13B

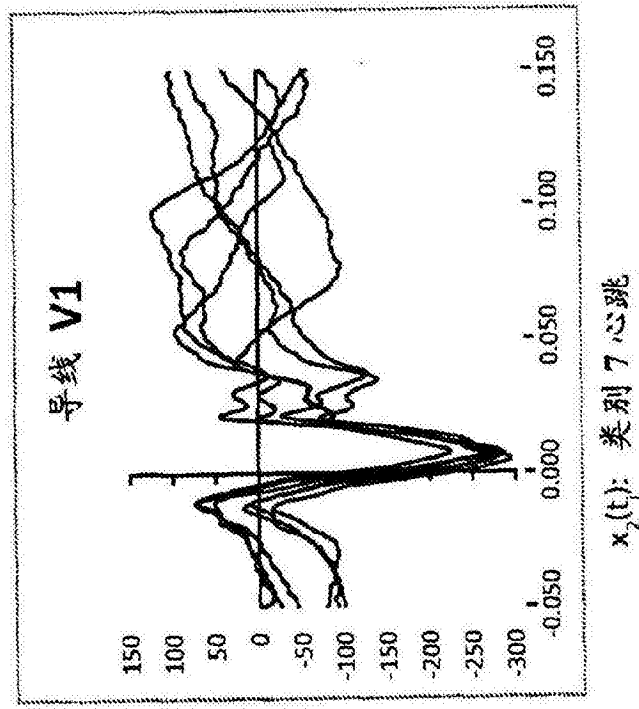


图13C

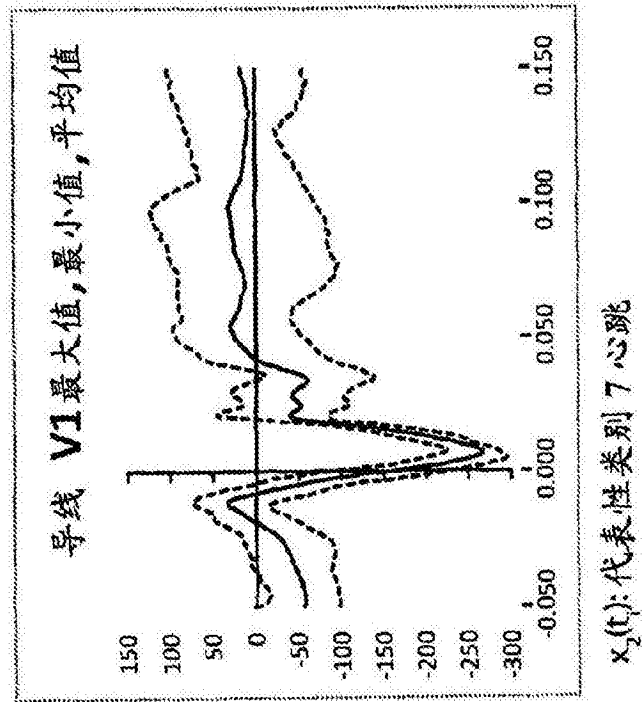


图13D

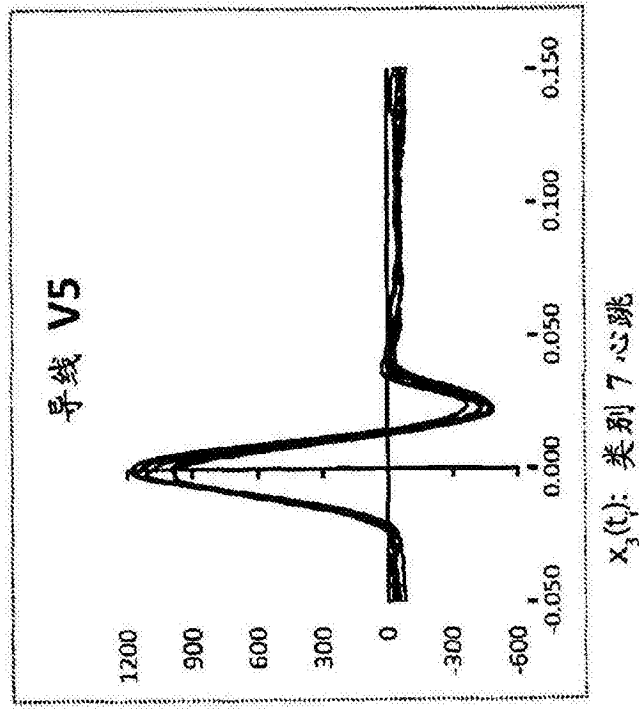


图13E

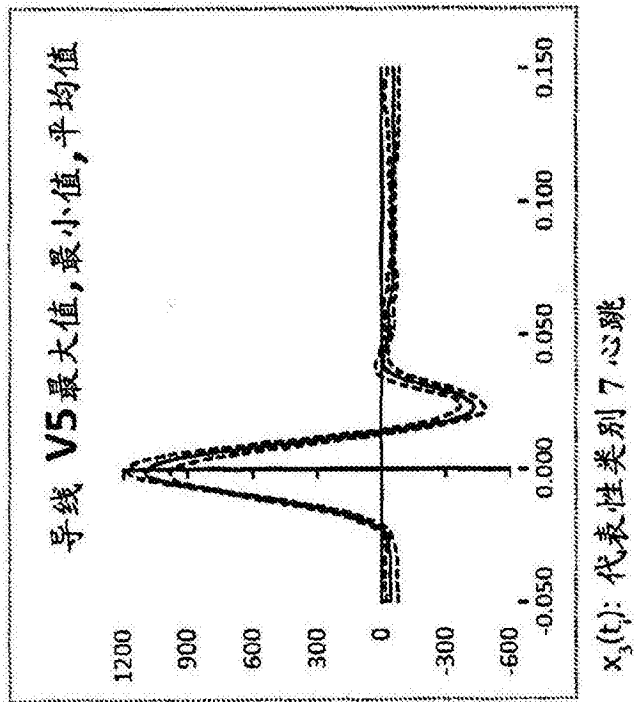


图13F

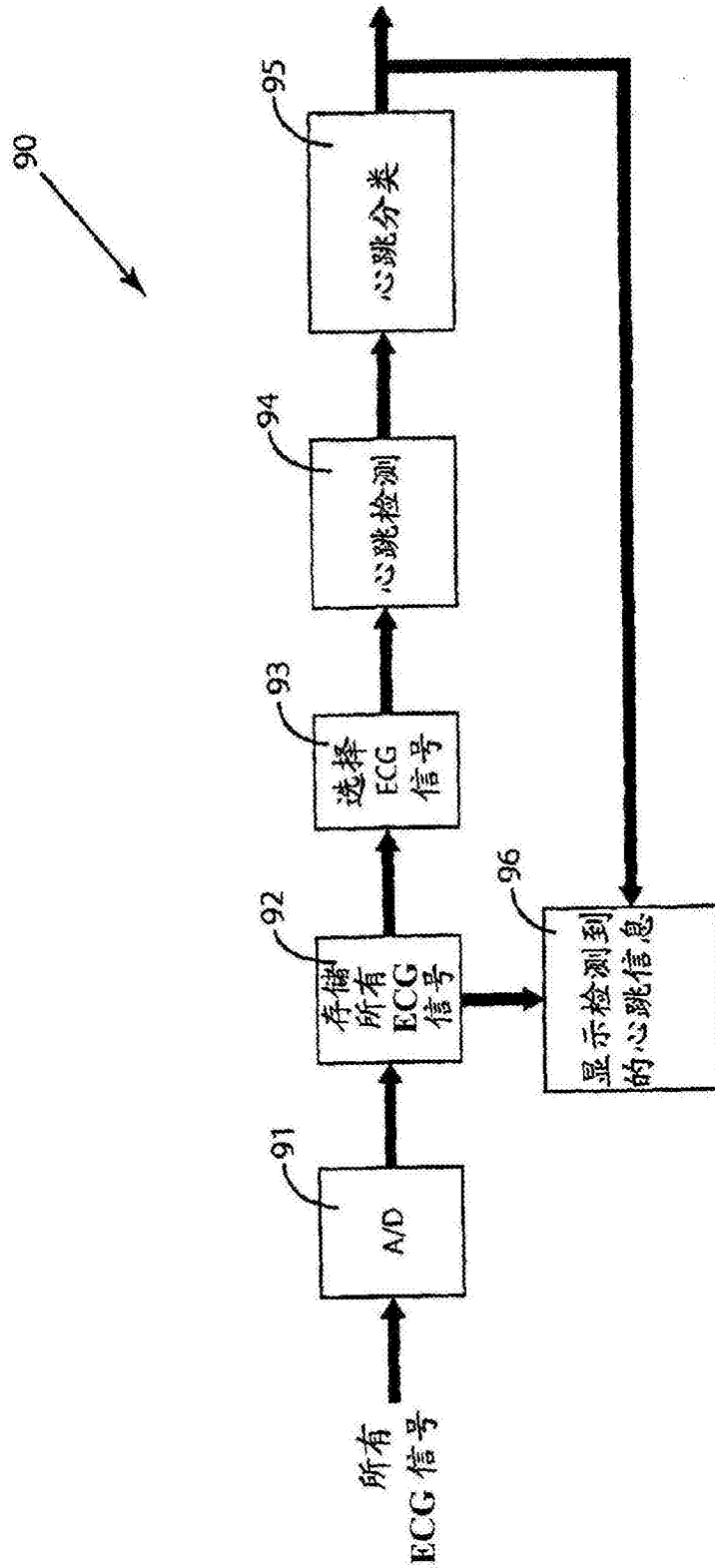


图14

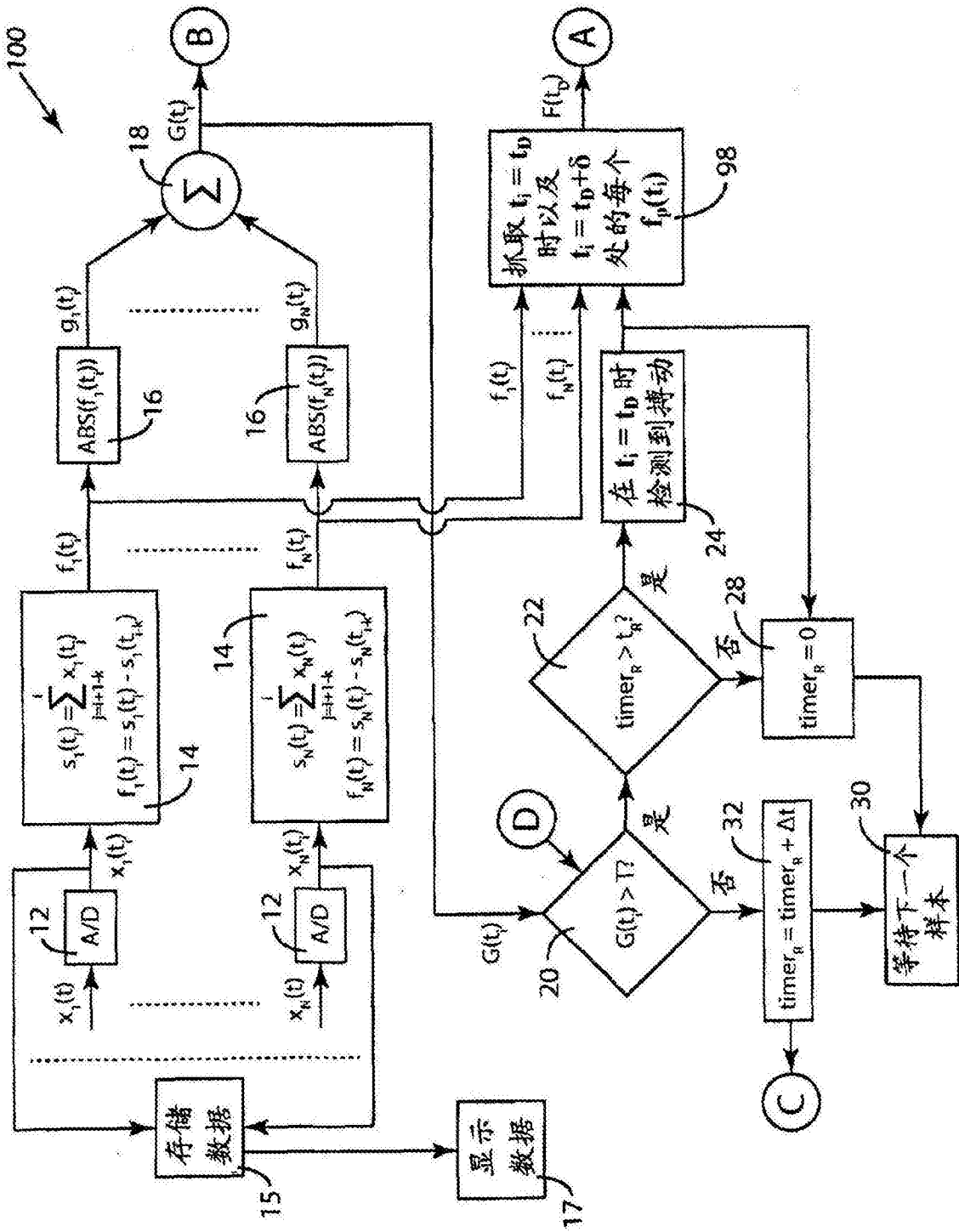


图15

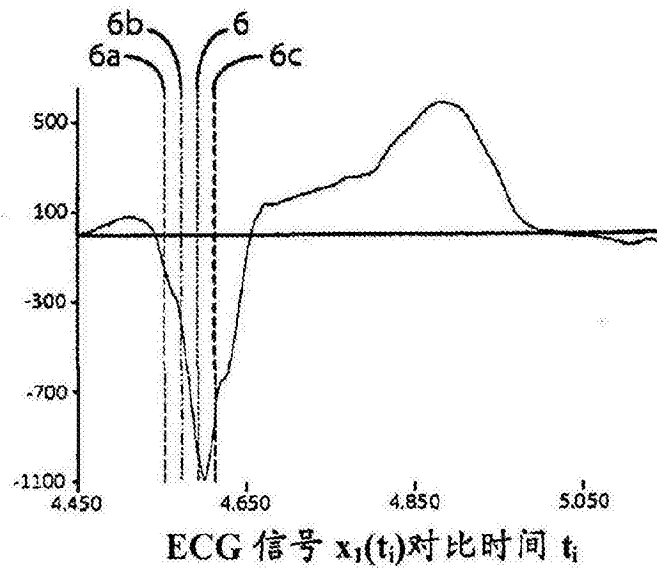


图16A

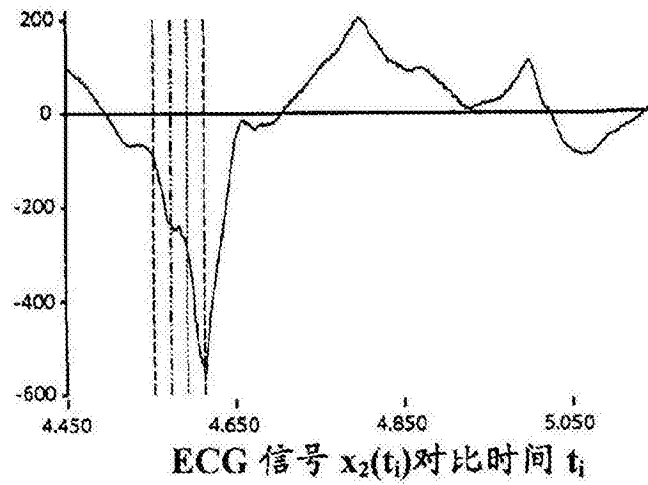


图16B

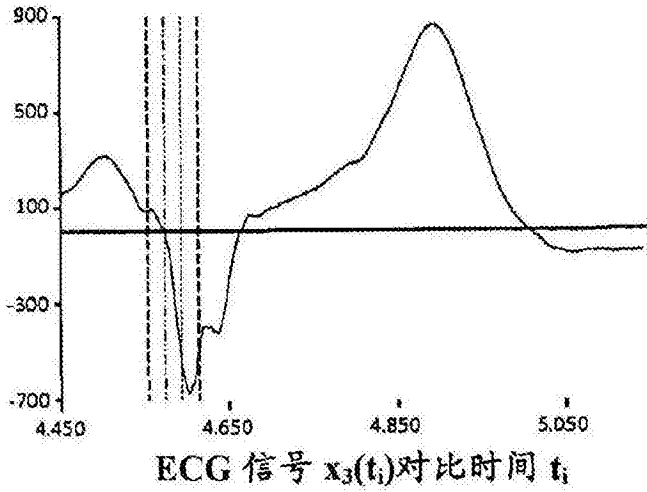


图16C

	$t_0$	$f_1(t_0)$	$f_2(t_0)$	$f_3(t_0)$	$f_1(t_{0+20})$	$f_2(t_{0+20})$	$f_3(t_{0+20})$	SVM <sub>0</sub>
心跳 #1	0.066	186	-13	813	73	-251	-394	919300
心跳 #2	0.954	201	38	813	147	-216	-349	892880
心跳 #3	1.980	204	30	820	79	-190	-365	890482
心跳 #4	3.054	208	11	822	79	-280	-261	871831
心跳 #5	4.165	239	26	789	-77	-188	-321	824632
心跳 #6	4.593	-559	-100	-384	-360	-227	-457	859915
心跳 #7	5.708	223	2	852	-132	-157	-507	1074759
模板 8		-551	-246	-124	-125	-213	-129	457128
模板 7		186	-13	813	73	-251	-394	919300
模板 6		239	26	789	-77	-188	-321	824632
模板 5		-559	-100	-384	-360	-227	-457	859915

图17A

	DP <sub>6</sub>	SCDA <sub>6</sub>	θ <sub>6</sub> (°)	DP <sub>7</sub>	SCDA <sub>7</sub>	θ <sub>7</sub> (°)	DP <sub>8</sub>	SCDA <sub>8</sub>	θ <sub>8</sub> (°)	DP <sub>9</sub>	SCDA <sub>9</sub>	θ <sub>9</sub> (°)	类别
心跳 #1	-104936	-0.026	99.32										新的 7
心跳 #2	-148257	-0.054	103.42	900314	0.988	6.42							7
心跳 #3	-143784	-0.051	103.02	901481	0.993	4.89							7
心跳 #4	-135808	-0.046	102.42	885712	0.979	8.37							7
心跳 #5	-144843	-0.056	103.65	853614	0.961	11.36							新的 6
心跳 #6	532529	0.721	31.86	-204111	-0.053	103.27	-222084	-0.070	105.29				新的 5
心跳 #7	-113669	-0.025	99.33	963657	0.940	14.19	978004	0.972	9.69	-137167	-0.020	98.20	6

图17B

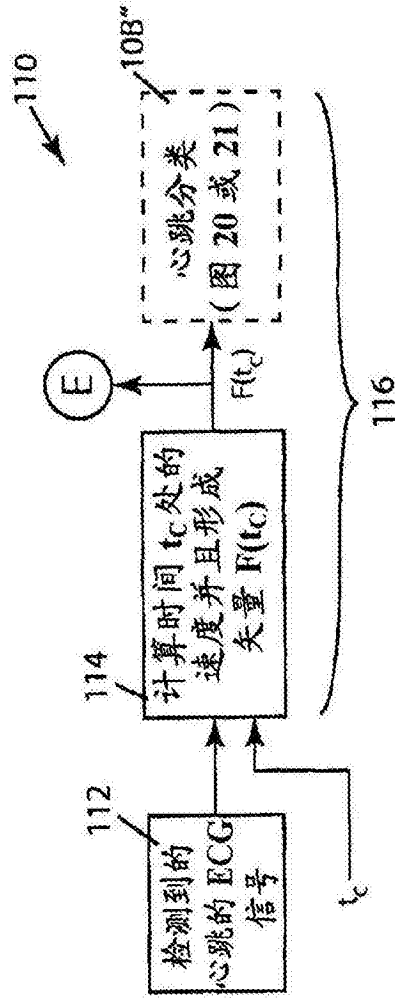


图18A



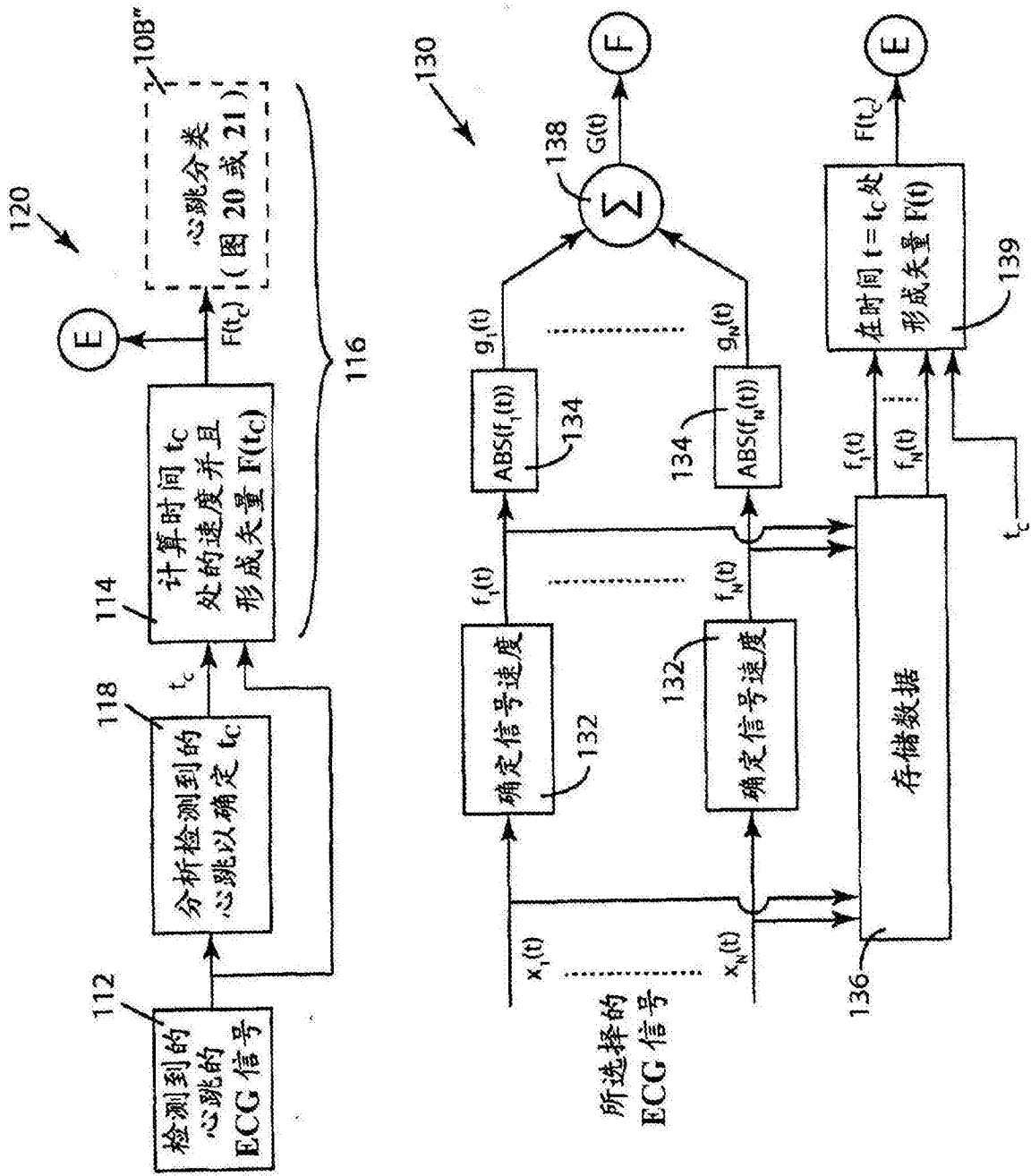


图18B

图19

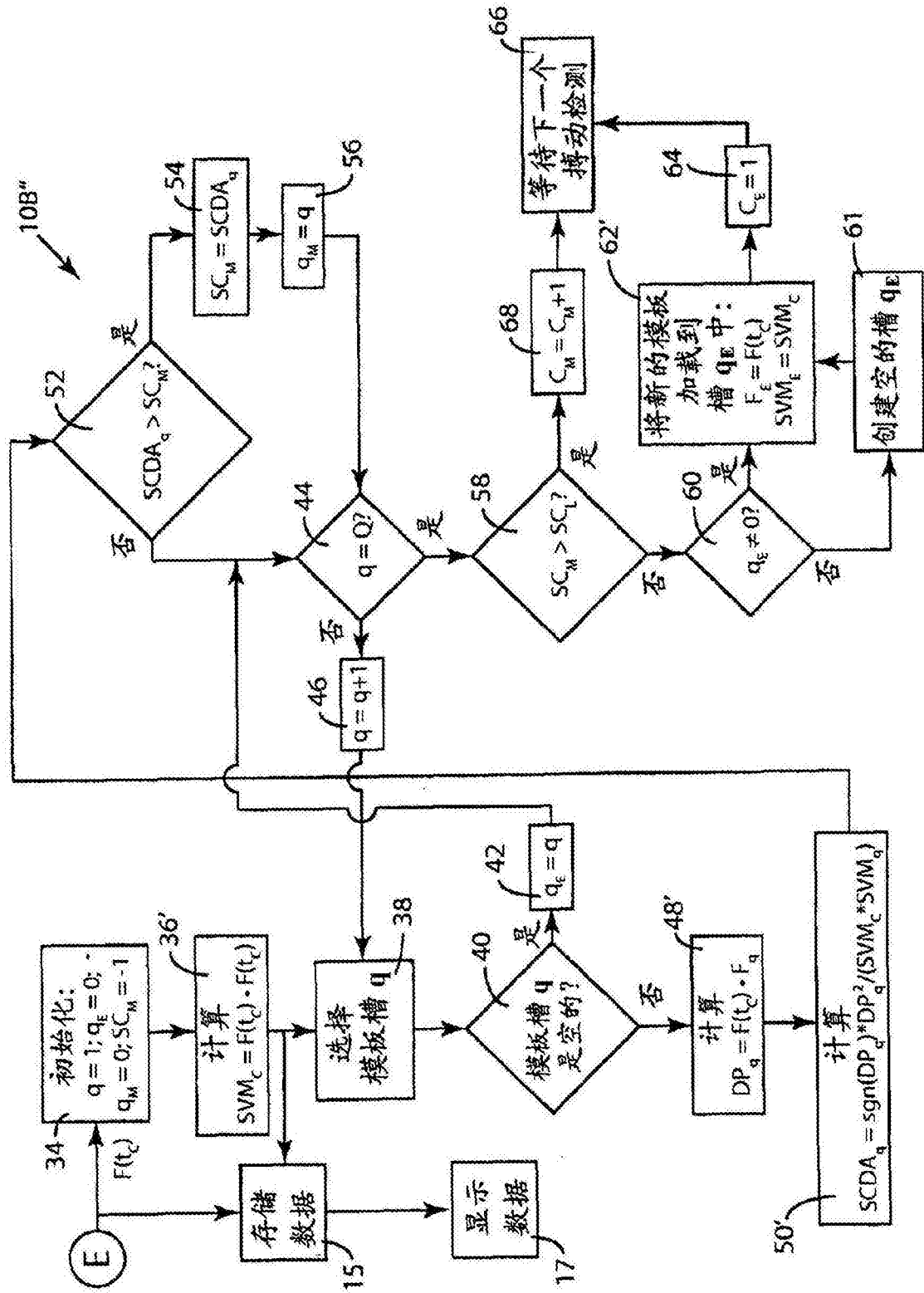


图20

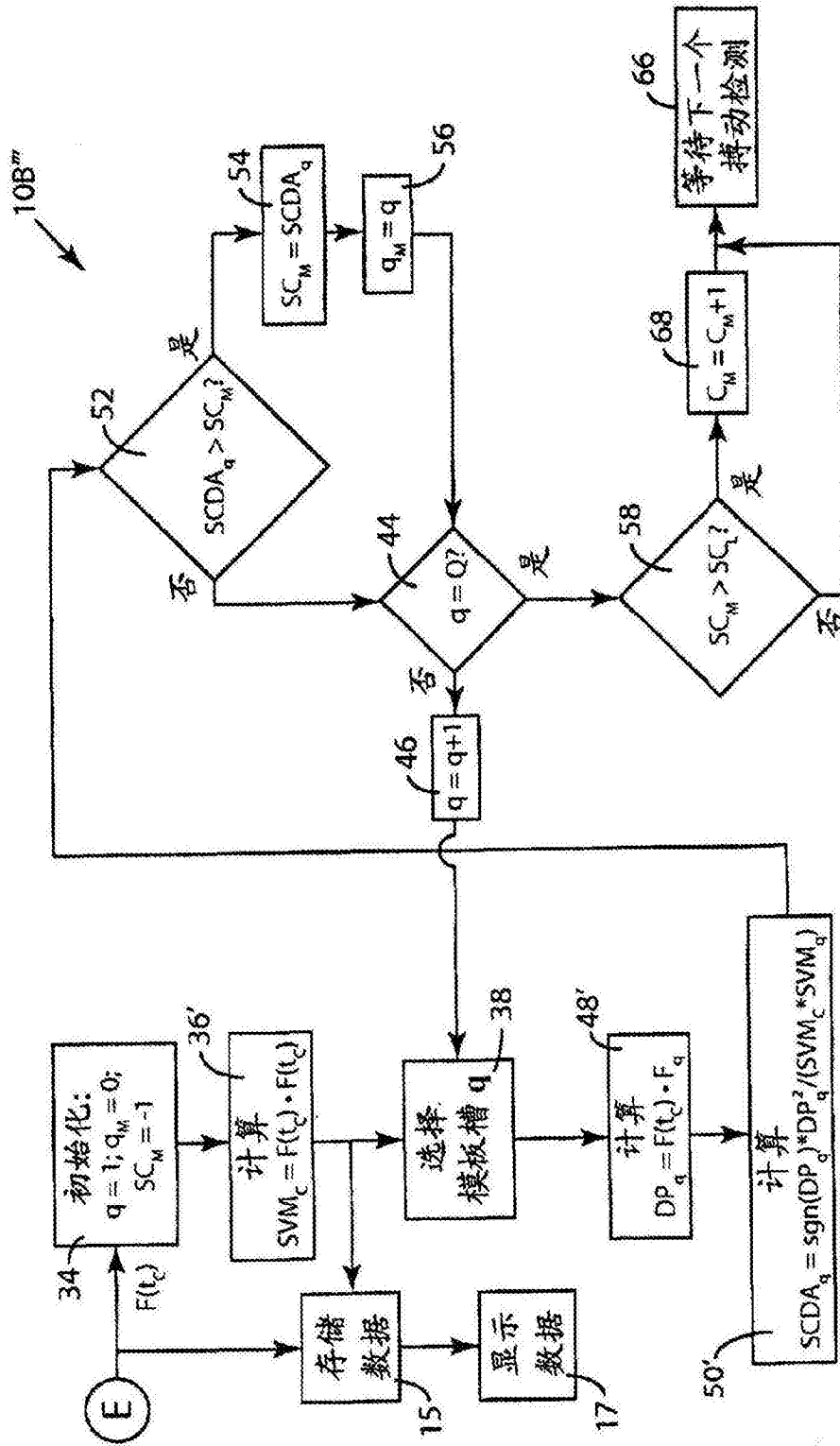


图21

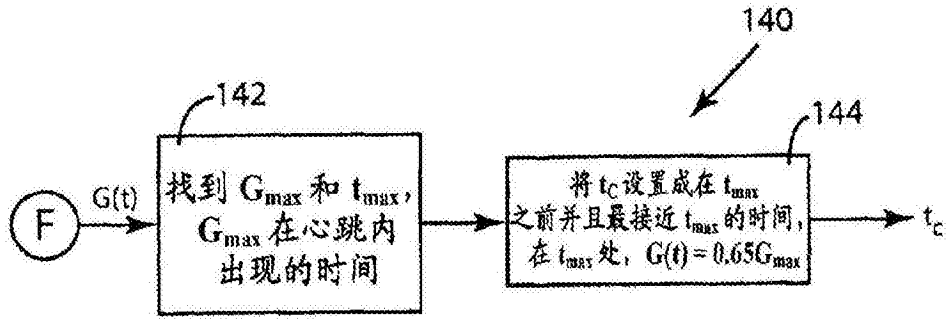


图22A

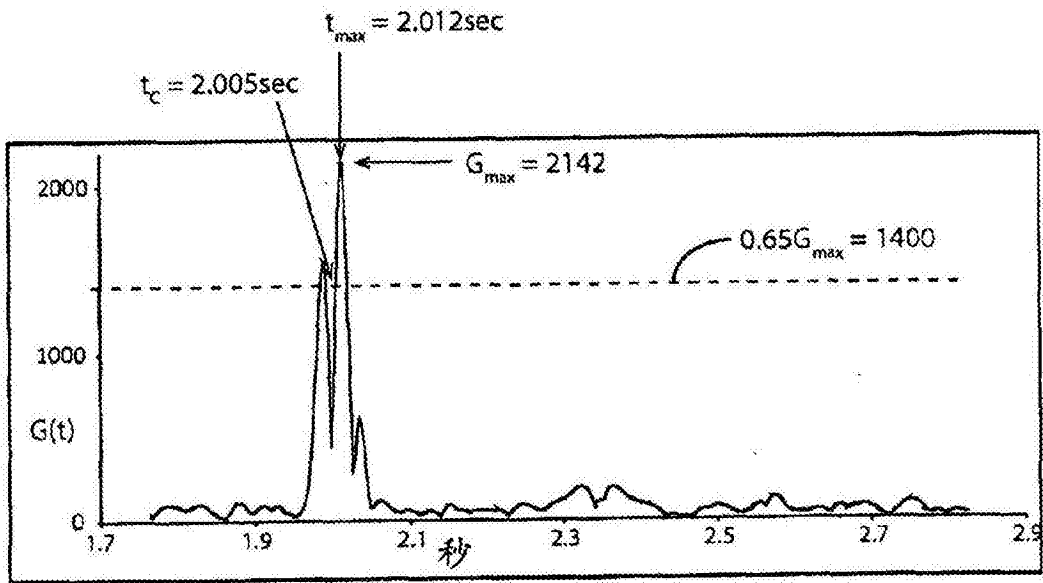


图22B

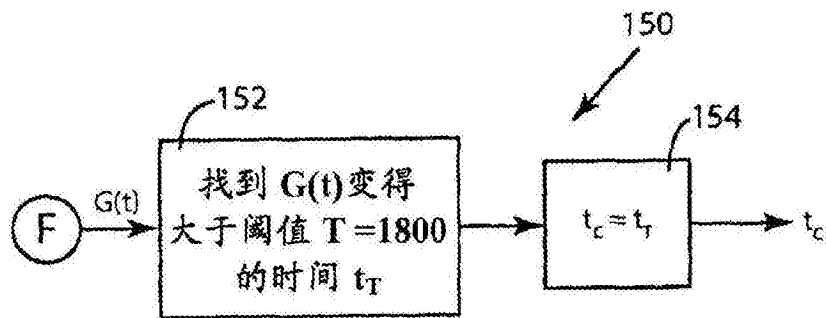


图23A

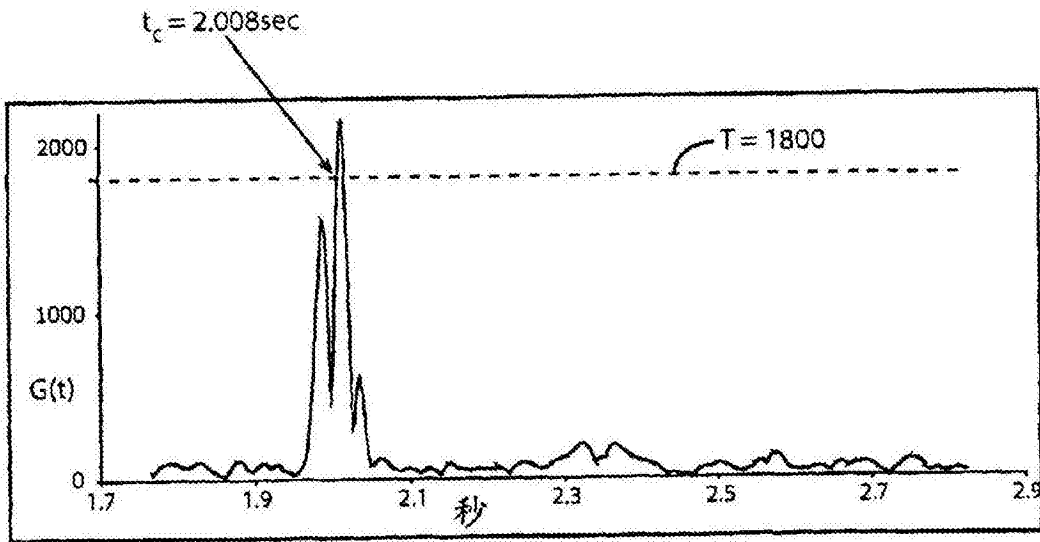


图23B

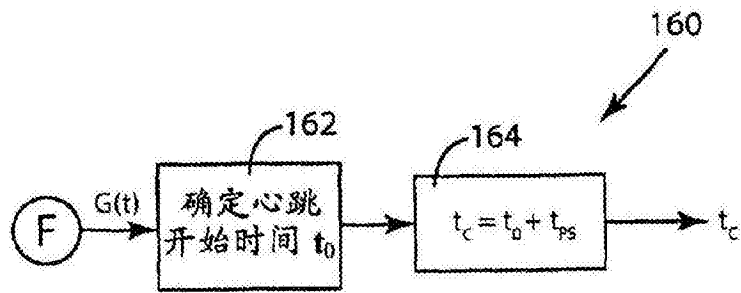


图24A

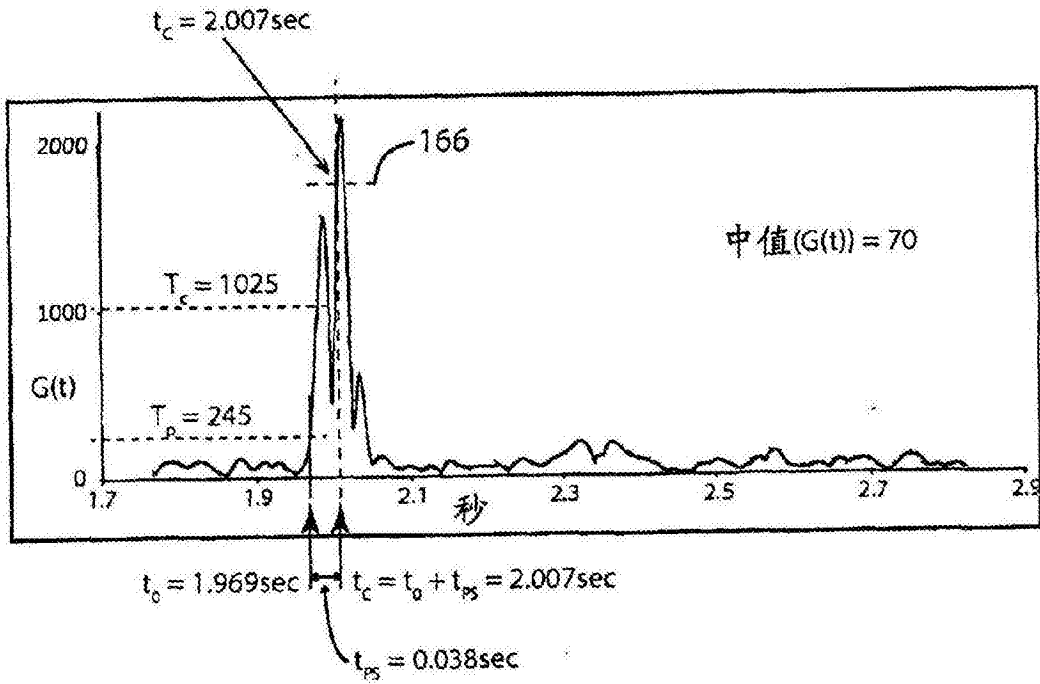


图24B

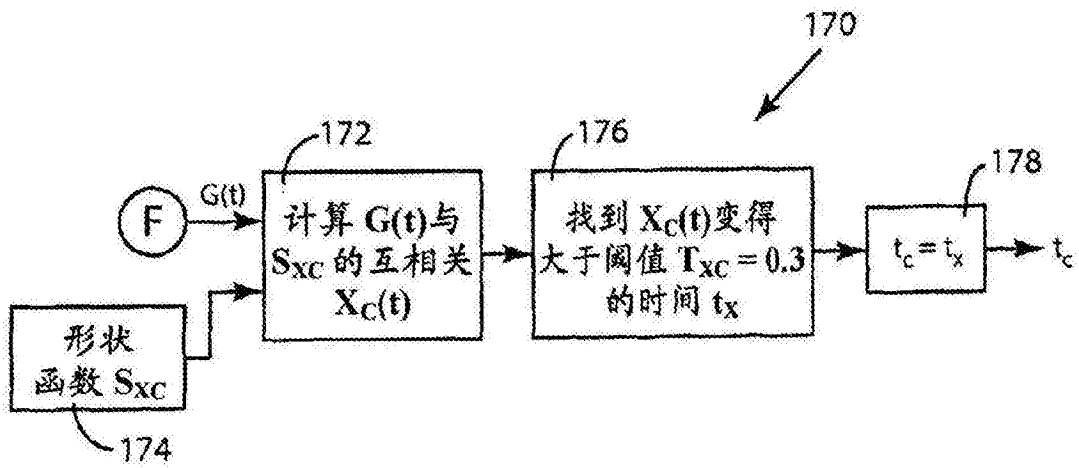


图25A

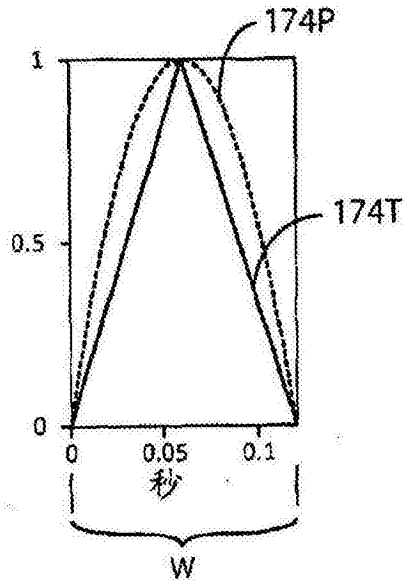


图25B

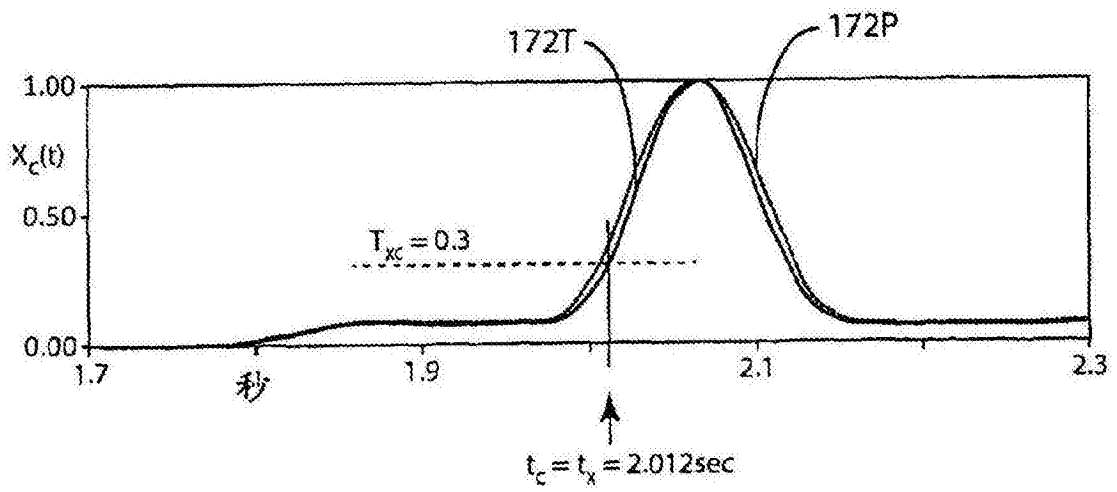


图25C

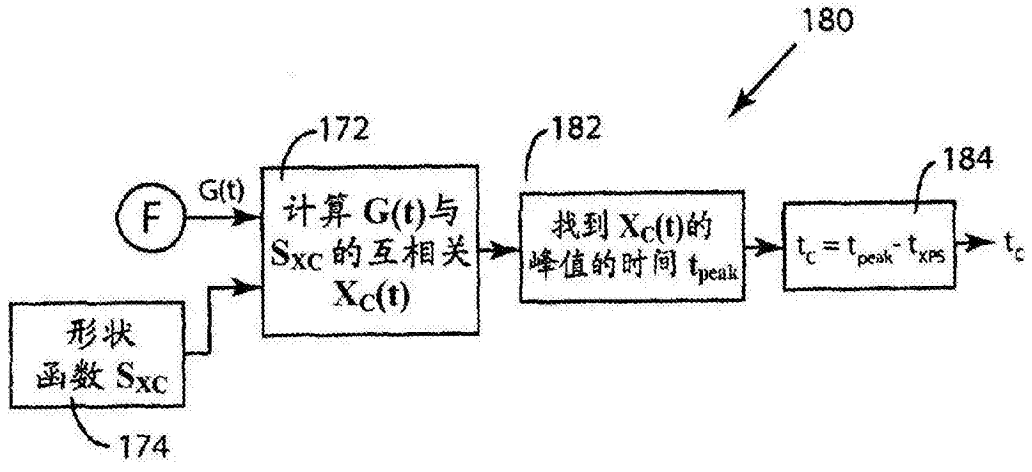


图26A

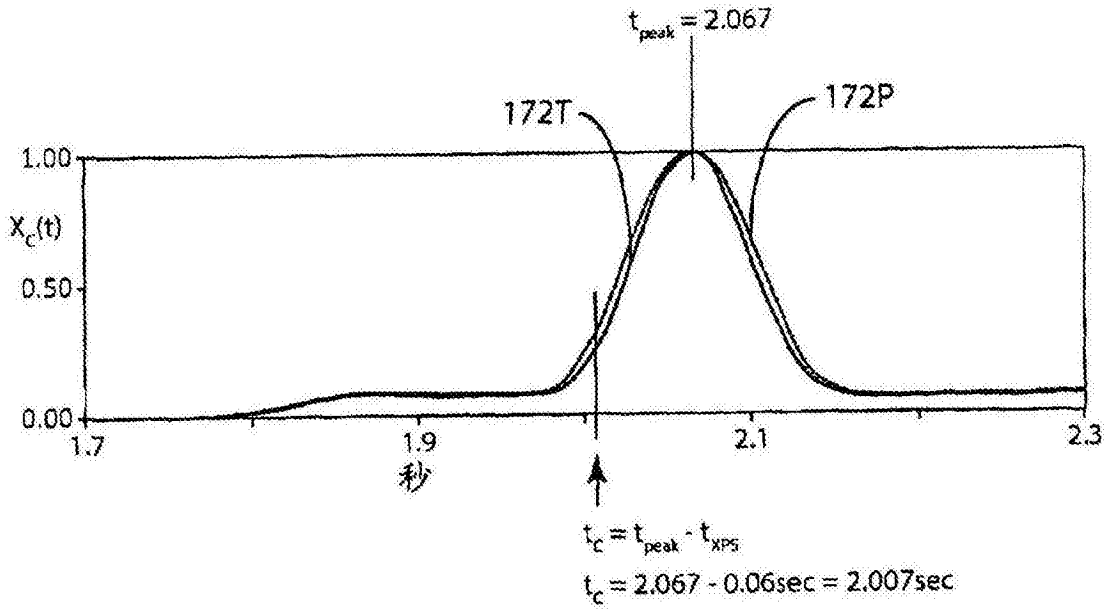


图26B



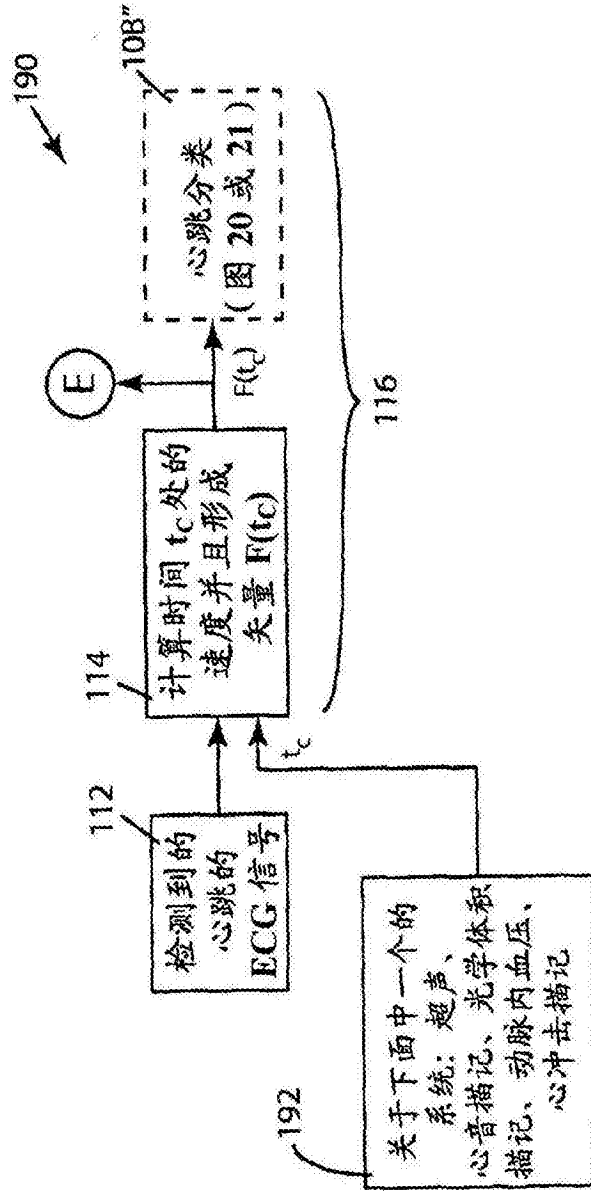


图27

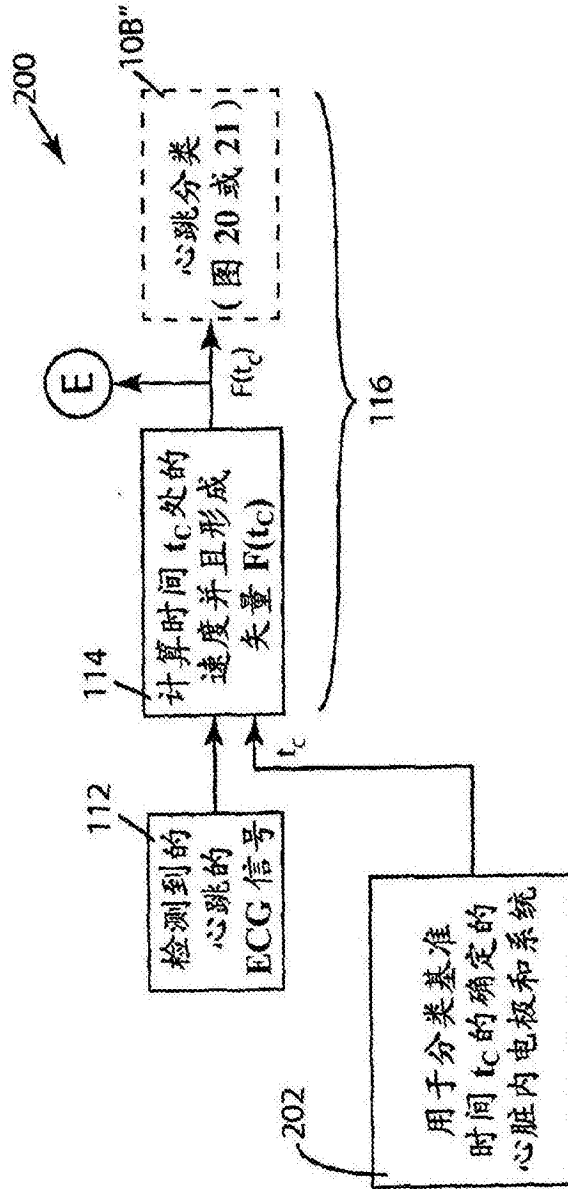


图28