



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103052350 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 22

(21) 申请号 201180034750. 5

(22) 申请日 2011. 05. 26

(30) 优先权数据

2010-165786 2010. 07. 23 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 01. 15

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/062095 2011. 05. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/011318 JA 2012. 01. 26

(73) 专利权人 索尼公司

地址 日本东京

(72) 发明人 佐塚直也 佐野茜

(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

代理人 陈芳

(51) Int. Cl.

A61B 5/0245(2006. 01)

A61B 5/01(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开平 5-3877 A, 1993. 01. 14,

JP 特开平 10-68787 A, 1998. 03. 10,

CN 1672162 A, 2005. 09. 21,

WO 2010044481 A1, 2010. 04. 22,

A. Reinberg et al.. Desynchronization of the oral temperature circadian rhythm and intolerance to shift work. 《NATURE》. 1984, 第 308 卷

Ewoud TER AVEST et al.. Variation in non-invasive measurements of vascular function in healthy volunteers during daytime. 《CLINICAL SCIENCE》. 2005,

审查员 廖叶子

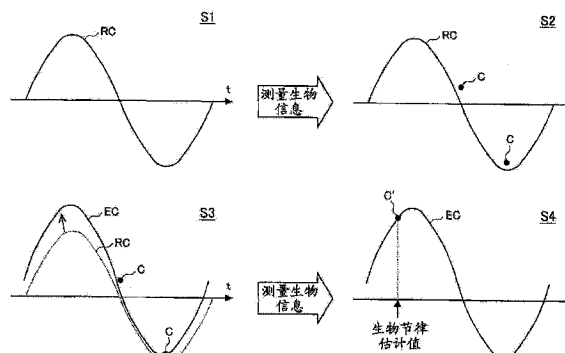
权利要求书2页 说明书13页 附图19页

(54) 发明名称

用于估计生物节律的装置和方法

(57) 摘要

作为表示生物信息的指标值的日内变动特性的生物节律曲线,准备基于多个实验对象样本的基准节律曲线(RC)。将基准节律曲线拟合到从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值(C)。产生目标为实验对象的实验对象节律曲线(EC)。将从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值(C')应用于实验对象节律曲线。估计实验对象的生物节律。



1. 一种生物节律估计装置,包括:

基准节律曲线产生单元,被配置为产生基于多个实验对象样本的基准节律曲线;

生物信息测量单元,被配置为非侵入地测量实验对象的生物信息;

指标值计算单元,被配置为从生物信息的测量值计算出指标值;

实验对象节律曲线产生单元,被配置为将基准节律曲线拟合到从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值,以产生目标为实验对象的实验对象节律曲线;以及

生物节律估计单元,被配置为将从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值应用于实验对象节律曲线,以估计实验对象的生物节律。

2. 根据权利要求1所述的生物节律估计装置,其中:

基准节律曲线是由从在24小时以上对多个实验对象样本测得的生物信息的测量值计算出的指标值产生的,

实验对象节律曲线产生单元将基准节律曲线拟合到两个以上的指标值,所述两个以上的指标值是从按时间间隔对实验对象非侵入地测量两次以上得到的生物信息计算出的,并且

生物节律估计单元将从非侵入地测得的生物信息计算出的两个以上的指标值应用于实验对象节律曲线。

3. 根据权利要求2所述的生物节律估计装置,其中:

基准节律曲线和实验对象节律曲线中的每一个具有第一节律曲线和第二节律曲线,第一节律曲线表示从一个以上的生物信息计算出的第一指标值的日内变动特性,第二节律曲线表示类型与第一指标值不同的第二指标值的日内变动特性,

指标值计算单元从一次非侵入地测得的所述一个以上的生物信息计算出第一指标值和第二指标值,并且

生物节律估计单元在第一节律曲线上导出对应于第一指标值的时刻 t_{11} 和 t_{12} ,在第二节律曲线上导出对应于第二指标值的时刻 t_{21} 和 t_{22} ,并且从与时段 $|t_{11}-t_{21}|$ 和时段 $|t_{12}-t_{22}|$ 中的较小者相对应的时刻估计实验对象的生物节律,其中, $t_{11} < t_{12}$ 且 $t_{21} < t_{22}$ 。

4. 根据权利要求3所述的生物节律估计装置,其中,第一指标值是从脉波计算出的脉率,并且,第二指标值是从脉波计算出的AI值。

5. 根据权利要求3所述的生物节律估计装置,其中,第一指标值是从脉波计算出的脉率或AI值,并且,第二指标值是口内温或耳内温。

6. 根据权利要求2所述的生物节律估计装置,其中:

基准节律曲线和实验对象节律曲线分别具有表示从生物信息计算出的指标值的日内变动特性的节律曲线,

指标值计算单元从在12小时内按测量间隔两次非侵入地测得的生物信息计算出具有不同的测量时间的第一指标值和第二指标值,并且

生物节律估计单元在实验对象节律曲线上导出对应于第一指标值的一个以上的第一时刻,在实验对象节律曲线上导出对应于第二指标值的一个以上的第二时刻,并且从与最接近测量间隔的第一时刻和第二时刻中的时段相对应的时刻估计实验对象的生物节律。

7. 根据权利要求6所述的生物节律估计装置,其中,第一指标值和第二指标值中的每

一个是从脉波计算出的脉率或 AI 值,或者是口内温或耳内温。

8. 根据权利要求 2 所述的生物节律估计装置,其中:

基准节律曲线和实验对象节律曲线分别具有表示从生物信息计算出的指标值的日内变动特性的节律曲线,

指标值计算单元从按测量间隔对实验对象非侵入地测量三次以上得到的生物信息计算出具有不同的测量时间点的三个以上的指标值,并且

生物节律估计单元将所述三个以上的指标值应用于实验对象节律曲线,以从实验对象节律曲线上的对应于所述三个以上的指标值的时刻估计实验对象的生物节律。

9. 根据权利要求 8 所述的生物节律估计装置,其中,指标值是从脉波计算出的脉率或 AI 值,或者是口内温或耳内温。

10. 根据权利要求 1 所述的生物节律估计装置,其中:

基准节律曲线作为第一节律曲线和第二节律曲线被准备,第一节律曲线的目标是具有至少第一生活时间模式的多个实验对象样本,第二节律曲线的目标是具有与第一生活时间模式不同的第二生活时间模式的多个实验对象样本,并且

实验对象节律曲线产生单元将与实验对象的生活时间模式匹配的第一和第二节律曲线中的至少一个拟合到指标值,以产生实验对象节律曲线。

11. 根据权利要求 1 所述的生物节律估计装置,其中,生物节律曲线是单模函数。

12. 根据权利要求 11 所述的生物节律估计装置,其中,单模函数是 24 小时的周期的三角函数。

13. 一种生物节律估计方法,包括:

准备基于多个实验对象样本的基准节律曲线;

将基准节律曲线拟合到从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值,以产生目标为实验对象的实验对象节律曲线;以及

将从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值应用于实验对象节律曲线,以估计实验对象的生物节律。

14. 一种生物节律估计装置,包括:

用于准备基于多个实验对象样本的基准节律曲线的模块;

用于将基准节律曲线拟合到从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值,以产生目标为实验对象的实验对象节律曲线的模块;以及

用于将从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值应用于实验对象节律曲线,以估计实验对象的生物节律的模块。

用于估计生物节律的装置和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及生物节律 (biorhythm) 估计装置、生物节律估计方法和程序。

[0002] 背景技术

[0003] 生物节律是有机体的自律的周期节律,并且调整全天内的睡眠、体温、血压、自律神经等的变化。生物节律的失常可能会影响诸如时差症、失眠和季节性忧郁症的症状,并且,对生物节律的治疗已经得以关注。生物节律可能会影响身体能力的发挥或者药物的功效,并且,对这种效果的最大化已经得以关注。因此,需要容易地估计实验对象的生物节律。

[0004] 例如,在下面的专利文献 1 和 2 中公开了在 24 小时以上测量实验对象的直肠温度并估计生物节律曲线。此外,在下面的专利文献 2 中还公开了在 24 小时以上测量实验对象的心率并估计生物节律曲线。

[0005] 引文列表

[0006] 专利文献

[0007] [专利文献 1] 日本专利申请公开 No. H6-189914A

[0008] [专利文献 2] 日本专利申请公开 No. H6-217946A

[0009] 发明内容

[0010] 技术问题

[0011] 但是,在测量直肠温度时,实验对象应该把 10cm 以上的测量探针 (probe) 插入其肛门,并且,在测量心率时,实验对象应该把测量片 (patch) 附着到其胸部。此外,在生物节律估计时,需要在 24 小时以上连续地测量实验对象的生物信息。因此,实验对象由于侵入测量而感觉疼痛、不舒服等,并且由于长期测量而给日常生活带来麻烦。由此,在现有技术中,容易地估计实验对象的生物节律是困难的。

[0012] 希望提供一种能够基于非侵入地、容易地测得的生物信息来估计实验对象的生物节律的生物节律估计装置、生物节律估计方法和程序。

[0013] 解决问题的方案

[0014] 根据本公开的一个方面,提供一种生物节律估计装置,其包括:基准节律曲线存储单元,被配置为存储基于多个实验对象样本的基准节律曲线,该基准节律曲线作为表示生物信息的指标值的日内变动特性的生物节律曲线被产生;生物信息测量单元,被配置为非侵入地测量实验对象的生物信息;指标值计算单元,被配置为从生物信息的测量值计算出指标值;实验对象节律曲线产生单元,被配置为将基准节律曲线拟合到从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值,以产生目标为实验对象的实验对象节律曲线;实验对象节律曲线存储单元,被配置为存储实验对象节律曲线;以及生物节律估计单元,被配置为将从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值应用于实验对象节律曲线,以估计实验对象的生物节律。

[0015] 基准节律曲线可以是由从在 24 小时以上对所述多个实验对象样本测得的生物信息的测量值计算出的指标值产生的,实验对象节律曲线产生单元可以将基准节律曲线拟合到两个以上的指标值,所述两个以上的指标值是从按时间间隔对实验对象非侵入地测量两

次以上得到的生物信息计算出的,并且生物节律估计单元可以将对实验对象非侵入地测量一次以上得到的生物信息计算出的两个以上的指标值应用于实验对象节律曲线。

[0016] 基准节律曲线和实验对象节律曲线中的每一个可以具有第一节律曲线和第二节律曲线,第一节律曲线表示从一个以上的生物信息计算出的第一指标值的日内变动特性,第二节律曲线表示其类型与第一指标值不同的第二指标值的日内变动特性,指标值计算单元从对实验对象非侵入地测量一次得到的一个以上的生物信息计算出第一指标值和第二指标值,并且生物节律估计单元可以在第一节律曲线上导出对应于第一指标值的时刻 t_{11} 和 t_{12} ($t_{11} < t_{12}$),在第二节律曲线上导出对应于第二指标值的时刻 t_{21} 和 t_{22} ($t_{21} < t_{22}$),并且从与时段 $|t_{11}-t_{21}|$ 和时段 $|t_{12}-t_{22}|$ 中的较小者相对应的时刻估计实验对象的生物节律。

[0017] 第一指标值可以是脉波计算出的脉率,并且,第二指标值可以是脉波计算出的 AI 值。

[0018] 第一指标值可以是脉波计算出的脉率或 AI 值,并且,第二指标值可以是口内温或耳内温。

[0019] 基准节律曲线和实验对象节律曲线可以分别具有表示从生物信息计算出的指标值的日内变动特性的节律曲线,指标值计算单元从在 12 小时内按测量间隔对实验对象非侵入地测量两次得到的生物信息计算出具有不同的测量时间点的第一指标值和第二指标值,并且生物节律估计单元可以在实验对象节律曲线上导出对应于第一指标值的一个以上的第一时刻,在实验对象节律曲线上导出对应于第二指标值的一个以上的第二时刻,并且从与第一时刻和第二时刻之间的时段当中的最接近测量间隔的时段相对应的时刻估计实验对象的生物节律。

[0020] 第一指标值和第二指标值中的每一个可以是脉波计算出的脉率或 AI 值,或者是口内温或耳内温。

[0021] 基准节律曲线和实验对象节律曲线可以分别具有表示从生物信息计算出的指标值的日内变动特性的节律曲线,指标值计算单元从按测量间隔对实验对象非侵入地测量三次以上得到的生物信息计算出具有不同的测量时间点的三个以上的指标值,并且,生物节律估计单元可以将所述三个以上的指标值应用于实验对象节律曲线,以从实验对象节律曲线上的对应于所述三个以上的指标值的时刻估计实验对象的生物节律。

[0022] 指标值可以是脉波计算出的脉率或 AI 值,或者是口内温或耳内温。

[0023] 基准节律曲线可以作为第一节律曲线和第二节律曲线被准备,第一节律曲线的目标是具有至少第一生活时间模式(living hour pattern)的多个实验对象样本,第二节律曲线的目标是具有与第一生活时间模式不同的第二生活时间模式的多个实验对象样本,并且,实验对象节律曲线产生单元可以将与实验对象的生活时间模式匹配的第一和第二节律曲线中的至少一个拟合到指标值,以产生实验对象节律曲线。

[0024] 生物节律曲线可以是单模函数(single-mode function)。单模函数可以是 24 小时的周期的三角函数。

[0025] 此外,根据本公开的另一个方面,提供一种生物节律估计方法,其包括:准备基于多个实验对象样本的基准节律曲线,作为表示生物信息的指标值的日内变动特性的生物节律曲线;将基准节律曲线拟合到从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值,以产生目标为实验对象的实验对象节律曲线;以及将从通过非侵入地测

量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值应用于实验对象节律曲线,以估计实验对象的生物节律。

[0026] 此外,根据本公开的另一个方面,提供一种程序,该程序使计算机执行如下:准备基于多个实验对象样本的基准节律曲线,作为表示生物信息的指标值的日内变动特性的生物节律曲线;将基准节律曲线拟合到从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值,以产生目标为实验对象的实验对象节律曲线;以及将从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值应用于实验对象节律曲线,以估计实验对象的生物节律。

[0027] 本发明的有益效果

[0028] 如上所述,根据本公开,可以提供一种能够基于非侵入地、容易地测得的生物信息来估计实验对象的生物节律的生物节律估计装置、生物节律估计方法和程序。

附图说明

[0029] [图 1] 图 1 是示出根据本公开实施例的生物节律估计方法的概要的示图。

[0030] [图 2] 图 2 是示出根据本公开实施例的生物节律估计装置的配置的框图。

[0031] [图 3] 图 3 是示出生物节律估计方法的整个过程的流程图。

[0032] [图 4] 图 4 是示出 AI 值的示图。

[0033] [图 5] 图 5 是示出产生基准节律曲线的过程的流程图。

[0034] [图 6A] 图 6A 是示出产生基准节律曲线的方法的示图(1/4)。

[0035] [图 6B] 图 6B 是示出产生基准节律曲线的方法的示图(2/4)。

[0036] [图 6C] 图 6C 是示出产生基准节律曲线的方法的示图(3/4)。

[0037] [图 6D] 图 6D 是示出产生基准节律曲线的方法的示图(4/4)。

[0038] [图 7] 图 7 是示出生物信息测量过程的流程图。

[0039] [图 8A] 图 8A 是示出生物信息测量方法的示图(1/3)。

[0040] [图 8B] 图 8B 是示出生物信息测量方法的示图(2/3)。

[0041] [图 8C] 图 8C 是示出生物信息测量方法的示图(3/3)。

[0042] [图 9] 图 9 是示出产生实验对象节律曲线的过程的流程图。

[0043] [图 10] 图 10 是示出产生实验对象节律曲线的方法的示图。

[0044] [图 11] 图 11 是示出基于 1 点法的生物节律估计过程的流程图。

[0045] [图 12] 图 12 是示出基于 1 点法的生物节律估计方法的示图。

[0046] [图 13] 图 13 是示出基于 2 点法的生物节律估计过程的流程图。

[0047] [图 14A] 图 14A 是示出基于 2 点法的生物节律估计方法的示图(1/4)。

[0048] [图 14B] 图 14B 是示出基于 2 点法的生物节律估计方法的示图(2/4)。

[0049] [图 14C] 图 14C 是示出基于 2 点法的生物节律估计方法的示图(3/4)。

[0050] [图 14D] 图 14D 是示出基于 2 点法的生物节律估计方法的示图(4/4)。

[0051] [图 15] 图 15 是示出基于领域法(domain method)的生物节律估计过程的流程图。

[0052] [图 16] 图 16 是示出基于领域法的生物节律估计方法的示图。

具体实施方式

[0053] 在下文中,将参照附图详细地描述本公开的优选实施例。请注意,在本说明书和附图中,具有基本上相同的功能和结构的元件用相同的附图标记表示,并且省略重复描述。

[0054] [1. 生物节律估计方法的概要]

[0055] 首先,将参照图 1 描述根据本公开实施例的生物节律估计方法的概要。如图 1 所示,在生物节律估计方法中,首先,作为表示生物信息的指标值的日内变动特性的生物节律曲线,准备基于多个实验对象样本的基准节律曲线 RC(步骤 S1)。然后,将基准节律曲线 RC 拟合到从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值 C,以产生目标为实验对象的实验对象节律曲线 EC(步骤 S2 和 S3)。此外,将从通过非侵入地测量实验对象的生物信息而获得的测量值计算出的指标值 C' 应用于实验对象节律曲线 EC,以估计实验对象的生物节律(步骤 S4)。

[0056] 这里,在生物节律的估计中使用这样的生物信息,该生物信息可以在短时间内被非侵入地测得,并且,从该生物信息容易地识别生物节律,换句话说,该生物信息具有良好的生物节律曲线和指标值的拟合性。作为生物信息,使用实验对象或实验对象样本(下文中也被称为实验对象等)的脉波、口内温或耳内温等,但是,生物信息并不限于此。

[0057] 因此,实验对象节律曲线 EC 可以从在 24 小时内按时间间隔而不是连续地测量生物信息两次以上得到的测量值产生,并且,生物节律可以从一次以上的测量值估计得到。例如,基准节律曲线 RC 和实验对象节律曲线 EC 作为诸如 24 小时的周期的三角函数的单模函数产生。

[0058] 因此,与现有技术中的生物节律估计方法不同,实验对象不会由于侵入测量而感觉疼痛、不舒服等,并且不会由于长期测量而给日常生活带来麻烦。由此,可以基于非侵入地、容易地测得的生物信息来估计实验对象的生物节律。

[0059] [2. 生物节律估计装置 1 的配置]

[0060] 接下来,将参照图 2 描述根据本公开实施例的生物节律估计装置 1 的主要功能配置。如图 2 所示,生物节律估计装置 1 包括生物信息测量传感器 11、干扰信息测量传感器 12、测量定时器 13、测量值存储单元 14、指标值计算单元 15、基准节律曲线产生单元 16、基准节律曲线存储单元 17、实验对象节律曲线产生单元 18、实验对象节律曲线存储单元 19、生物节律估计单元 20 和生物节律输出单元 21。

[0061] 在图 2 中示出的生物节律估计装置 1 中,执行基准节律曲线 RC 的产生、实验对象节律曲线 EC 的产生和生物节律的估计。或者,生物节律估计装置 1 可以被配置为存储由与生物节律估计装置 1 不同的外部装置产生的基准节律曲线 RC。在这种情况下,可以省略基准节律曲线产生单元 16。

[0062] 生物信息测量传感器 11 是用于测量诸如实验对象等的脉波、口内温或耳内温等的生物信息的传感器。脉波是作为光电脉波或压力脉波从实验对象等的指尖等测得的,并且,口内温或耳内温是作为实验对象等的体温测得的。生物信息的测量值被存储在测量值存储单元 14 中,以供后续处理。

[0063] 干扰信息测量传感器 12 是用于测量由于实验对象等的运动(例如,由于实验对象等的动作而导致的加速)等而导致在生物信息测量时产生的干扰信息的传感器。干扰信息的测量值也被存储在测量值存储单元 14 中,以供后续处理。

[0064] 测量定时器 13 将指示预定的测量定时的定时信息供应给生物信息测量传感器 11 和干扰信息测量传感器 12。

[0065] 指标值计算单元 15 从基于实验对象等的生物信息和干扰信息的测量值的生物信息来计算出指标值。指标值是从脉波计算出的平均脉率、平均 AI（增强指数）值、平均的口内温或耳内温等，但不限于此。

[0066] 生物信息和干扰信息的测量值从测量值存储单元 14 被读取，以计算出指标值。实验对象样本的指标值被供应给基准节律曲线产生单元 16。此外，实验对象的指标值被供应给实验对象节律曲线产生单元 18 并用于产生实验对象节律曲线 EC，并且 / 或者，实验对象的指标值被供应给生物节律估计单元 20 并用于估计生物节律。

[0067] 基准节律曲线产生单元 16 由从在 24 小时以上对多个实验对象样本测得的生物信息的测量值计算出的指标值产生基准节律曲线 RC。基准节律曲线 RC 是表示目标是多个实验对象样本的指标值的平均的日内变动特性的曲线。产生的基准节律曲线 RC 被存储在基准节律曲线存储单元 17 中。

[0068] 实验对象节律曲线产生单元 18 将基准节律曲线 RC 拟合到从按测量间隔对实验对象非侵入地测量两次以上得到的生物信息计算出的两个以上的指标值 C，以产生实验对象节律曲线 EC。实验对象节律曲线 EC 是表示目标是多个实验对象的指标值的日内变动特性的曲线。来自指标值计算单元 15 的指标值 C 和来自基准节律曲线存储单元 17 的基准节律曲线 RC 被供应给实验对象节律曲线产生单元 18。产生的实验对象节律曲线 EC 被存储在实验对象节律曲线存储单元 19 中。

[0069] 生物节律估计单元 20 将从非侵入地测量一次以上得到的生物信息计算出的两个以上的指标值 C' 应用于实验对象节律曲线 EC，以估计实验对象的生物节律。来自指标值计算单元 15 的实验对象的指标值 C' 和来自实验对象节律曲线存储单元 19 的实验对象节律曲线 EC 被供应给生物节律估计单元 20。生物节律的估计值被供应给生物节律输出单元 21。

[0070] 生物节律输出单元 21 输出生物节律估计值。生物节律估计值被供应或输出到生物节律估计装置 1 的内部，或者，被供应或输出到外部显示装置、外部打印装置或外部存储装置（全部未示出）。作为生物节律，实验对象节律曲线 EC 上的对应于测量值的时刻可以被输出，或者，实验对象节律曲线 EC 上的对应于测量值的时刻与实际的测量时刻之间的差（生物节律偏差）可以被输出。

[0071] 这里，在上述的功能配置中，指标值计算单元 15、基准节律曲线产生单元 16、实验对象节律曲线产生单元 18、生物节律估计单元 20 和生物节律输出单元 21 由诸如 CPU 或 DSP（数字信号处理装置）的算术处理装置构成。测量值存储单元 14、基准节律曲线存储单元 17 和实验对象节律曲线存储单元 19 由诸如闪存的内部存储装置、硬盘驱动器或者诸如蓝光盘驱动器（Blu-ray disc drive）的外部存储装置构成。此外，CPU 在 RAM 上开发并执行从 ROM 等读取的程序，以实现生物节律估计方法。此外，上述功能配置的至少一部分可以被配置为诸如专用逻辑的硬件。

[0072] [3. 生物节律估计装置 1 的操作]

[0073] 接下来，将参照图 3 至 16 描述根据本公开实施例的生物节律估计装置 1 的操作。

[0074] 如图 3 所示，首先，准备基准节律曲线 RC（步骤 S11）。基准节律曲线 RC 是使用诸

如 24 小时的周期的三角函数的单模函数表示生物信息的指标值的日内变动特性的生物节律曲线,并且是表示其目标是多个实验对象样本的指标值的平均的日内变动特性的生物节律曲线。

[0075] 然后,非侵入地测量实验对象的生物信息(步骤 S12),并且,将基准节律曲线 RC 拟合到从测量值计算出的指标值 C (步骤 S13),以产生实验对象节律曲线 EC (步骤 S14)。实验对象节律曲线 EC 是表示其目标是实验对象的指标值的日内变动特性的生物节律曲线。

[0076] 然后,非侵入地测量实验对象的生物信息(步骤 S15),并且,将从测量值计算出的指标值 C' 应用于实验对象节律曲线 EC (步骤 S16),以估计实验对象的生物节律(步骤 S17)。此外,步骤 S13 的指标值 C 中的一些可以用作步骤 S16 的指标值 C'。

[0077] 这里,在生物节律的估计中使用这样的生物信息,该生物信息可以在短时间内被非侵入地测得,并且从该生物信息容易地识别生物节律,换句话说,该生物信息具有良好的生物节律曲线与从测量值计算出的指标值的拟合性。这样的生物信息包括实验对象等的指尖等的光电脉波或压力波、口内温或耳内温等,但不限于此。

[0078] 在下文中,将描述这样的情况,其中,作为生物信息测量脉波,并且,从脉波的测量值计算出脉率和 AI 值,作为指标值。这里,脉波是当血液从心脏输送时在血管中产生的压力波。如图 4 所示,脉波包含由于心脏的收缩而产生的压力波(喷出波)、以及由于在动脉或外围血管的分歧处中喷出波的反射而产生的压力波(反射波)。此外,AI 值是反射波的峰值 P2 与喷出波的峰值 P1 之比 $P2/P1$,并且,用作表示心脏上的负荷或动脉的硬度的指标。

[0079] [3-1. 基准节律曲线 RC 的准备]

[0080] 在图 5 和图 6A 至 6D 中示出产生基准节律曲线 RC 的方法。通过在 24 小时以上对多个实验对象样本测量生物信息并从 24 小时以上的测量值计算出指标值,产生基准节律曲线 RC。在下文中,将参照图 5 描述产生基准节律曲线 RC 的过程。

[0081] 在基准节律曲线产生单元 16 中,从由生物信息测量传感器 11 的测量值计算出的指标值产生基准节律曲线 RC,并且,将产生的基准节律曲线 RC 存储在基准节律曲线存储单元 17 中。在基准节律曲线 RC 的产生中,可以作为连续的测量值测量生物信息的测量值,但是,在下文中将描述这样的情况,即:其中,作为非连续的测量值,测量生物信息的测量值。

[0082] 首先,在 24 小时以上测量 N 个人($i=1$ 至 N) 的实验对象样本(在下文中被称为样本)中的每一个的脉波(步骤 S21)。如图 6A 所示,按测量周期 Δt 在每一个时刻 $t(=0, \Delta t, 2\Delta t, \dots, (n-1)\Delta t)$ 处在测量期间 y 内测量脉波。此外,对应于每个样本 i 的测量次数的 n 是每一个样本的任何值。这里,测量周期 Δt 是 0.5 小时、1 小时等,并且,测量期间 y 为数十秒至若干分钟。

[0083] 然后,从每一个样本 i 在每一个时刻 t 处的测量期间 y 的脉波计算出平均的指标值 $X_{i,t}$ (例如,平均脉率或平均 AI 值) (步骤 S22)。在指标值计算单元 15 中,从生物信息和干扰信息的测量值计算出在每一个时刻 t 处的指标值 $X_{i,t}$ 。此外,将参照图 7 描述计算指标值 $X_{i,t}$ 的过程。

[0084] 在指标值 $X_{i,t}$ 的计算中,如图 7 所示,首先,对在测量期间 y 内的脉波的测量值(一系列脉波形)进行滤波(步骤 S31)。使用低通滤波或带通滤波对脉波的测量值进行整形。

[0085] 接下来,如图 8A 所示,提取每一个脉波形(构成一系列脉波形的每一个脉波形)的主峰(喷出波的峰)。此外,在测量期间 y 中包含的主峰被计数(对应于图 8A 中的计数值“1,

2, 3, ……”), 并且被转换为每分钟的值(步骤 S33), 以产生在时刻 t 处的平均脉率, 作为指标值 $X_{i,t}$ (步骤 S34)。

[0086] 接下来, 如图 8B 所示, 计算每一个脉波形的二阶导数, 并且, 计算二阶导数值第二次从正值变为负值的变化点的时刻 t_2 。此外, 例如, 使用以约 200Hz 的采样周期测量的相邻采样值之间的差值或者由相邻采样值加权的差值, 执行每一个脉波形的二阶导数的计算。

[0087] 接下来, 如图 8C 所示, 对于每一个脉波形, 计算对应于主峰的峰值 P1 和对应于变化点的次峰(反射波的峰)的峰值 P2 (步骤 S35 和 S36)。然后, 对于每一个脉波形, 计算峰值 P2/ 峰值 P1, 作为 AI 值(步骤 S37)。此外, 对在测量期间 y 中包含的脉波形的 AI 值求平均(步骤 S38), 以计算时刻 t 的平均 AI 值, 作为指标值 $X_{i,t}$ (步骤 S39)。

[0088] 在计算出指标值 $X_{i,t}$ 之后, 处理返回到图 5 中所示的产生基准节律曲线 RC 的过程。针对每一个指标(例如, 平均脉率或平均 AI 值)执行下述过程。如图 6B 所示, 对指标值 $X_{i,t}$ 进行重新排列, 其中, 与每一个样本的起床时刻最接近的时刻 t 被视为 $t=0$ (步骤 S23)。每一个样本的起床时刻可以由附着到样本的干扰信息测量传感器 12 测量, 并且由执行测量的人记录。

[0089] 然后, 丢弃在指标值 $X_{i,t}$ 中包含的反常值(步骤 S24)。例如, 如果级联指标值(例如, 指标值 $X_{i,t}$ 和 $X_{i,t+\Delta t}$) 或预定时间内的指标值(例如, 指标值 $X_{i,t}$ 、 $X_{i,t+\Delta t}$ 和 $X_{i,t+2\Delta t}$) 之间的差值超过预定的阈值, 则从生物信息或干扰信息的测量值确认样本的不稳定状态, 并且, 该指标值作为反常值被丢弃。此外, 当反常值的数量超过预定的阈值时, 请求实验对象等通过通知单元(未示出)等执行对脉波的重新测量。

[0090] 接下来, 如图 6C 所示, 对于每一个样本, 计算 24 小时的指标值 $X_{i,t}$ 的平均值 $\langle X_i \rangle$ (步骤 S25), 并且, 将指标值 $X_{i,t}$ 转换为 24 小时的平均值 $\langle X_i \rangle$ 的变差 ($X_{i,t} \rightarrow X_{i,t} - \langle X_i \rangle$) (步骤 S26)。

[0091] 接下来, 如图 6D 所示, 对于每一个时刻 t , 计算 N 个人的指标值 $X_{i,t}$ 的样本平均值 $\langle X_t \rangle$ ($\langle X_t \rangle = \text{avr}(X_{i,t})$) (步骤 S27)。此外, 使用最小二乘法等将样本平均值 $\langle X_t \rangle$ 应用于诸如 24 小时的周期的三角函数的单模函数(步骤 S28), 以产生基准节律曲线 RC (步骤 S29)。这里, 例如, 24 小时的周期的三角函数被表示为方程(1)。在样本平均值 $\langle X_t \rangle$ 的应用中, 估计未知数 A_{tmp} 和 B_{tmp} 。

[0092] $RC(t) = A_{\text{tmp}} \sin(\omega t + B_{\text{tmp}})$, $\omega = 2\pi / 24 \text{ 小时} \cdots (1)$

[0093] 在脉波的测量中, 每一个实验对象样本可以根据其生活时间模式上床或起床, 或者可以在定义为测量条件的时刻上床或起床。这里, 多个实验对象样本和实验对象被视为属于各种生活时间模式类型(例如, 早晨类型、晚上类型和中间类型)。因此, 指定实验对象样本的生活时间模式, 然后, 可以产生对应于各种生活时间模式的一条或多条基准节律曲线(例如, 早晨类型节律曲线或晚上类型节律曲线)。

[0094] 此外, 例如, 在“E. K. Baehr et al., Individual differences in the phase and amplitude of the human circadian temperature rhythm: with an emphasis on morningness-eveningness, J. Sleep Res, 2000, 9, 117-127”中描述了与生活时间模式相对应的生物节律曲线之间的差。此外, 当产生与生活时间模式相对应的生物节律曲线时, 例如, 可以使用早晨类型和晚上类型调查表识别实验对象等的生活时间模式(“Morningness Eveningness Questionnaire, Home and Ostberg 1976”)。

[0095] [3-2. 实验对象节律曲线 EC 的产生]

[0096] 在图 9 和 10 中示出产生实验对象节律曲线 EC 的方法。通过下述方式来产生实验对象节律曲线 EC:按某一时间间隔非侵入地测量实验对象的生物信息两次以上,从两次以上测得的测量值计算出两个以上的指标值 C,并且,将基准节律曲线 RC 拟合到两个以上的指标值 C。此外,两次以上测得的测量值中的每一个对应于两个以上的指标值 C 中的每一个。这里,当考虑实验对象的生活时间模式时,通过将与实验对象的生活时间模式匹配的基准节律曲线 RC 拟合到两个以上的指标值 C,产生实验对象节律曲线 EC。

[0097] 在实验对象节律曲线产生单元 18 中,将基准节律曲线 RC 拟合到从生物信息测量传感器 11 的测量值计算出的指标值 C,以产生实验对象节律曲线 EC,并且,将产生的实验对象节律曲线 EC 存储在实验对象节律曲线存储单元 19 中。在实验对象节律曲线 EC 的产生中,作为不连续的测量值,测量生物信息的测量值。此外,对于每一个指标(例如,平均脉率或平均 AI 值),产生实验对象节律曲线 EC。

[0098] 使用两次的测量值或者三次的测量值来产生实验对象节律曲线 EC。在下文中,将主要描述这样的情况,即:其中,在任何时刻 t_0 ,在从时刻 t_0 起的 6 小时后,以及在从时刻 t_0 起的 12 小时后,执行三次测量。

[0099] 首先,将参照图 9 描述使用三次测量值的情况。如图 9 所示,首先,例如,在任何时刻 t_0 、 t_0+6h 和 t_0+12h 处,三次测量脉波(步骤 S41)。例如,如果时刻 t 是 9 点、15 点和 21 点,那么可以测量脉率或 AI 值的接近日内最大值或日内最小值的值,并且,可以产生高度精确的实验对象节律曲线 EC。接下来,在参照图 7 描述的过程中,计算在每一个时刻 t 处的指标值 $C(t_0)$ 、 $C(t_0+6h)$ 和 $C(t_0+12h)$ (步骤 S42)。

[0100] 可以将对应于三次测量值的指标值 $C(t_0)$ 、 $C(t_0+6h)$ 和 $C(t_0+12h)$ 应用到类似于方程(1)的单模函数,该单模函数表示如方程(2)所示的基准节律曲线 RC。这里,在上述的应用中,估计对应于指标值的变化中心与三角函数的基线(振幅中心)之间的差的未知数、对应于三角函数的振幅的未知数 A 和对应于三角函数的相位的未知数 B。

[0101] 这里,通过相对于基准节律曲线 RC 使用未知数 m 调整基线,使用未知数 A 调整振幅,并且使用未知数 B 调整相位,产生实验对象节律曲线 EC。

[0102] $EC(t)=m+A\sin(Z), Z=wt+B, w=2\pi/24 \text{ 小时} \cdots (2)$

[0103] 指标值 $C(t_0)$ 、 $C(t_0+6h)$ 和 $C(t_0+12h)$ 被表示为方程(3)、(4)和(5)。

[0104] $C(t_0)=m+A\sin(Z) \cdots (3)$

[0105] $C(t_0+6h)=m+A\cos(Z) \cdots (4)$

[0106] $C(t_0+12h)=m-A\sin(Z) \cdots (5)$

[0107] 然后,使用指标值 $C(t_0)$ 和 $C(t_0+12h)$,作为方程(6),估计未知数 m (步骤 S43)。类似地,使用指标值 $C(t_0)$ 和 $C(t_0+6h)$ 或者指标值 $C(t_0+6h)$ 和 $C(t_0+12h)$,作为方程(7),估计未知数 A (步骤 S44)。此外,由于值 w 和值 t 是已知的,所以使用指标值 $C(t_0)$ 和 $C(t_0+6h)$ 或者指标值 $C(t_0+6h)$ 和 $C(t_0+12h)$,估计未知数 B (步骤 S45)。此外,将估计值 m 、A 和 B 应用于方程(2) (步骤 S46),以产生实验对象节律曲线 EC (步骤 S47)。

[0108] $m=(C(t_0)+C(t_0+12h))/2 \cdots (6)$

[0109] $A=\sqrt{((C(t_0)-m)^2+(C(t_0+6h)-m)^2)} \cdots (7)$

[0110] 在下文中,将简要地描述这样的情况,即:其中,在任何时刻 t_0 ,在从时刻 t_0 起的

3 小时后,以及在从时刻 t_0 起的 6 小时后,执行三次测量。在这种情况下,指标值 $C(t_0)$ 、 $C(t_0+3h)$ 和 $C(t_0+6h)$ 被表示为方程(8)、(9)和(10)。

$$[0111] \quad C(t_0)=m+A\sin(Z)\cdots(8)$$

$$[0112] \quad C(t_0+3h)=m+A(\sin Z+\cos Z)/\sqrt{2}\cdots(9)$$

$$[0113] \quad C(t_0+6h)=m+A\cos Z\cdots(10)$$

[0114] 其中 $Z=wt_0+B$ 。

[0115] 作为方程(11)和(12),从方程(8)至(10)估计未知数 m 和 A 。

$$[0116] \quad m=C\{C(t_0)+C(t_0+6h)-\sqrt{2}\cdot C(t_0+3h)\}/(2-\sqrt{2})\cdots(11)$$

$$[0117] \quad A=\sqrt{\{C(t_0)-m\}^2+\{C(t_0+6h)-m\}^2}\cdots(12)$$

[0118] 通过将方程(11)代入方程(12)来估计未知数 A 。

[0119] 通过将估计值 m 和 A 代入方程(8)和(10)来估计未知数 Z 。这里,由于值 w 和值 t 是已知的,所以获得未知数 B 。此外,当将估计值 m 、 A 和 B 代入方程(2)时,产生实验对象节律曲线 EC 。

[0120] 接下来,将简要地描述这样的情况,即:其中,在任何时刻 t_1 和 t_2 处,执行两次测量。在这种情况下,指标值 $C(t_1)$ 和 $C(t_2)$ 被表示为方程(13)和(14)。

$$[0121] \quad C(t_1)=m+A\sin(Z+t_1)\cdots(13)$$

$$[0122] \quad C(t_2)=m+A\sin(Z+t_2)\cdots(14)$$

[0123] 其中 $Z=wt+B$ 。

[0124] 通过求解方程(13)和(14)的联立方程,作为方程(15)和(16)估计未知数 m 和 A 。

$$[0125] \quad m=\{C(t_1)\sin(Z+t_2)-C(t_2)\sin(Z+t_1)\}/\{\sin(Z+t_2)-\sin(Z+t_1)\}\cdots(15)$$

$$[0126] \quad A=\{C(t_2)-C(t_1)\}/\{\sin(Z+t_2)-\sin(Z+t_1)\}\cdots(16)$$

[0127] 此外,作为未知数 B ,应用于产生基准节律曲线 RC 的估计值 B_{tmp} 。由于估计值 B_{tmp} 是从 N 个样本的平均值 $\langle Xt \rangle$ 估计出的,并且具有比未知数 B 高的精确度,所以该估计值被视为常数。此外,将估计值 m 、 A 和 $B(=B_{tmp})$ 代入方程(2),以产生实验对象节律曲线 EC 。

[0128] [3-3. 生物节律估计]

[0129] 在图 11 至 16 中示出估计实验对象的生物节律的方法。在下文中,将依次描述基于 1 点法、2 点法和领域法的生物节律估计过程。

[0130] 在生物节律估计单元 20 中,从对实验对象非侵入地测量一次以上得到的生物信息计算出的两个以上的指标值 C' 应用于实验对象节律曲线 EC ,以估计实验对象的生物节律,并且,将生物节律估计值应用于生物节律输出单元 21。这里,当考虑实验对象的生活时间模式时,通过将从一次以上的生物信息的测量值计算出的两个以上的指标值 C' 应用于考虑了实验对象的生活时间模式的实验对象节律曲线 EC ,估计实验对象的生物节律。

[0131] (基于 1 点法的生物节律估计)

[0132] 在 1 点法中,使用第一基准节律曲线 $RC1$ 和第二基准节律曲线 $RC2$ 以及第一实验对象节律曲线 $EC1$ 和第二实验对象节律曲线 $EC2$ 。第一基准节律曲线 $RC1$ 和第一实验对象节律曲线 $EC1$ 是表示第一指标值 $C1'$ 的日内变动特性的曲线。第二基准节律曲线 $RC2$ 和第二实验对象节律曲线 $EC2$ 是表示与第一指标值 $C1'$ 不同的第二指标值 $C2'$ 的日内变动特性的曲线。

[0133] 在指标值计算单元 15 中,第一指标值 $C1'$ 和第二指标值 $C2'$ 是从对实验对象非

侵入地测量一次得到的一个以上的生物信息计算出的。此外,在生物节律估计单元 20 中,导出第一节律曲线 EC1 上的对应于第一指标值 $C1'$ 的时刻 t_{12} 和 $t_{22}(t_{11} < t_{12})$,并且,导出第二节律曲线 EC2 上的对应于第二指标值 $C2'$ 的时刻 t_{21} 和 $t_{22}(t_{21} < t_{22})$ 。此外,从对应于时段 $d1(=|t_{11}-t_{21}|)$ 和时段 $d2(=|t_{12}-t_{22}|)$ 中的较小者的时刻估计实验对象的生物节律。

[0134] 在下文中,将描述这样的情况,即:其中,第一指标值 $C1'$ 是实验对象等的脉率,并且,第二指标值 $C2'$ 是实验对象等的 AI 值。但是,第一指标值 $C1'$ 和第二指标值 $C2'$ 的组合可以是脉率或 AI 值与耳内温或口内温的组合,或者,可以是其它指标值的组合。在下文中,将参照图 11 描述基于 1 点法的生物节律估计过程。

[0135] 如图 11 所示,首先,对于平均脉率,准备第一基准节律曲线 RC1 和第一实验对象节律曲线 EC1 (步骤 S51)。类似地,对于平均 AI 值,准备第二基准节律曲线 RC2 和第二实验对象节律曲线 EC2 (步骤 S52)。此外,类似于参照图 5、7 和 9 描述的过程,执行步骤 S51 和 S52 的处理。

[0136] 然后,在任何时刻 t 处的测量期间 y 秒内测量脉波,并且,在参照图 7 描述的过程中计算在时刻 t 处的平均脉率 $C1'(t)$ 和平均 AI 值 $C2'(t)$ (步骤 S53)。

[0137] 接下来,如图 12 所示,在表示脉率的日内变动特性的第一实验对象节律曲线 EC1 上导出对应于平均脉率 $C1'(t)$ 的时刻 t_{11} 和 $t_{12}(t_{11} < t_{12})$ (步骤 S54)。类似地,在表示平均 AI 值的日内变动特性的第二实验对象节律曲线 EC2 上导出对应于平均 AI 值 $C2'(t)$ 的时刻 t_{21} 和 $t_{22}(t_{21} < t_{22})$ (步骤 S55)。

[0138] 然后,从计算出的时刻 t_{11} 、 t_{12} 、 t_{21} 和 t_{22} 丢弃反常值(步骤 S56)。这里,例如,如果时刻 t_{11} 和时刻 t_{21} 之间的差值或者时刻 t_{21} 和时刻 t_{22} 之间的差值超过预定的阈值,则当平均脉率 $C1'(t)$ 和平均 AI 值 $C2'(t)$ 都位于节律曲线的基线之上或之下时,从计算出的时刻丢弃反常值。当丢弃反常值时,请求实验对象对脉波进行重新测量。

[0139] 接下来,如图 12 所示,从时刻 t_{11} 和 t_{21} 计算出时段 $d1=|t_{11}-t_{21}|$,并且,从时刻 t_{12} 和 t_{22} 计算出时段 $d2=|t_{12}-t_{22}|$ (步骤 S57)。此外,选择这两个时段 $d1$ 和 $d2$ 中的较小者(步骤 S58),并且,例如,作为实验对象的生物节律,估计选定时段内的时刻 t_{11} 和时刻 t_{21} 的中间时刻 $(=t_{11}+(t_{21}-t_{11})/2)$ (步骤 S59)。

[0140] (基于 2 点法的生物节律估计)

[0141] 在 2 点法中,使用表示指标值 C' 的日内变动特性的基准节律曲线 RC 和实验对象节律曲线 EC。在指标值计算单元 15 中,从在 12 小时内按测量间隔 Δt 对实验对象非侵入地测量两次得到的生物信息计算具有不同的测量时间点的两个指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 。

[0142] 此外,在生物节律估计单元 20 中,在实验对象节律曲线 EC 上导出对应于指标值 $C'(t_1)$ 的一个以上的时刻 t_{11} ,并且,在实验对象节律曲线 EC 上导出对应于指标值 $C'(t_2)$ 的一个以上的时刻 t_{21} 和 t_{22} 。此外,从同在时刻 t_{11} 与时刻 t_{21} 和 t_{22} 之间的时段 d 当中的最接近测量间隔 Δt 的时段相对应的时刻估计实验对象的生物节律。

[0143] 在下文中,将描述这样的情况,即:其中,指标值 C' 是实验对象等的脉率。但是,指标值 C' 可以是 AI 值、耳内温或口内温等,或者,可以是其他的指标值。在下文中,将参照图 13 描述基于 2 点法的生物节律估计过程。

[0144] 如图 13 所示,首先,对于平均脉率,准备基准节律曲线 RC 和实验对象节律曲线 EC (步骤 S61)。此外,类似于参照图 5、7 和 9 描述的过程,执行步骤 S61 的处理。

[0145] 首先,在任何时刻 t 处的测量期间 y 秒内测量脉波,并且,在参照图 7 描述的过程中,计算在时刻 $t=t_1$ 的指标值 $C'(t_1)$ (步骤 S62)。类似地,在从时刻 t_1 起的测量间隔 Δt ($\Delta t < 12$ 小时) 后的时刻 t_2 处的测量期间 y 秒内测量脉波,并且,计算在时刻 t_2 处的指标值 $C'(t_2)$ (步骤 S63)。在下文中,将描述测量间隔 Δt 等于 3 小时的情况,但是,测量间隔 Δt 可以不是 3 小时,只要测量间隔在 12 小时内即可。

[0146] 然后,在实验对象节律曲线 EC 上估计指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 之间的位置关系(步骤 S64)。如图 14A 所示,指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 之间的位置关系被估计为下述四种状态中的任何状态。

[0147] 状态 1 : $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 不位于跨越曲线 EC 的下凸部或曲线 EC 的峰的位置。

[0148] 状态 2 : $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 位于跨越曲线 EC 的下凸部和曲线 EC 的峰的位置。

[0149] 状态 3 : $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 不位于跨越曲线 EC 的上凸部或曲线 EC 的峰的位置。

[0150] 状态 4 : $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 位于跨越曲线 EC 的上凸部和曲线 EC 的峰的位置。

[0151] 然后,确认曲线 EC 的基线 m 与指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 之间的大小关系(步骤 S65)。因此,对关于指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 是否位于曲线 EC 的上凸部或下凸部中进行确定。例如,当指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 大于基线 m 时,如图 14B 所示,作为指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 之间的位置关系,估计状态 3 或 4。

[0152] 接下来,如图 14C 所示,对于状态 3 和 4,在曲线 EC 上计算对应于指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 的时刻 t_{11} 、 t_{21} 和 t_{22} (步骤 S66 和 S67),并且,计算时刻 t_{11} 和时刻 t_{21} 之间的时段 $d1$ 、以及时刻 t_{11} 和时刻 t_{22} 之间的时段 $d2$ (步骤 S68)。此外,从计算出的时段 $d1$ 和 $d2$ 中选择接近实际的测量间隔 Δt 的时段(步骤 S69)。此外,作为实验对象的生物节律,估计对应于选定时段时刻 t_{11} 、 t_{21} 或 t_{22} (步骤 S70)。

[0153] 此外,如图 14D 所示,对于状态 3 和 4,可以从时刻 t_{11} 和 t_{21} 以及指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 计算第一梯度 $g1$,并且,可以从时刻 t_{11} 和 t_{22} 以及指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 计算第二梯度 $g2$ 。此外,从计算出的梯度 $g1$ 和 $g2$ 中选择具有更接近从实际的测量时段 Δt 与指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 之间的关系计算出的梯度的梯度的时段。此外,作为实验对象的生物节律,估计对应于选定梯度的时刻 t_{11} 、 t_{21} 或 t_{22} 。

[0154] 在 2 点法中,可以在 12 小时内对上述的 1 点法执行两次。因此,当可以计算第一指标值和第二指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 时,可以将 2 点法应用于第一指标值和第二指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$,以计算第一估计值和第二估计值。此外,当第一估计值和第二估计值之间的误差小时,可以采用这些估计值中的任何一个,并且,可以采用这两个估计值的平均值。另一方面,当第一估计值和第二估计值之间的误差大时,确定估计失败,并且,可以请求实验对象进行重新测量。此外,当由于任何原因而不能计算第一指标值和第二指标值 $C'(t_1)$ 和 $C'(t_2)$ 中的一个时,可以将 2 点法应用于计算出的指标值,以估计生物节律。

[0155] (基于领域法的生物节律估计)

[0156] 在领域法中,使用表示指标值的日内变动特性的实验对象节律曲线 EC 和基准节律曲线 RC。在指标值计算单元 15 中,从对实验对象非侵入地测量三次以上得到的生物信息计算具有不同测量时间点的三个以上的指标值 $C'(t_1)$ 、 $C'(t_2)$ 、 $C'(t_3)$ ……。

[0157] 此外,在生物节律估计单元 20 中,将三个以上的指标值 $C'(t_1)$ 、 $C'(t_2)$ 、 $C'(t_3)$ ……应用于实验对象节律曲线 EC,以从实验对象节律曲线 EC 上的对应于三个以上

的指标值的时刻估计实验对象的生物节律。

[0158] 在下文中,将描述指标值 C' 是实验对象等的脉率的情况。但是,指标值 C' 可以是 AI 值、耳内温或口内温等,或者,可以是其他的指标值。在下文中,将参照图 15 描述基于领域法的生物节律估计过程。

[0159] 如图 15 所示,首先,对于平均脉率,准备基准节律曲线 RC 和实验对象节律曲线 EC (步骤 S71)。此外,类似于参照图 5、7 和 9 描述的过程,执行步骤 S71 的处理。

[0160] 然后,在任何三个以上的时刻 $t=t_1, t_2, t_3, \dots$ 处的测量期间 y 秒内测量脉波 (步骤 S72), 并且,在参照图 7 描述的过程中,计算在 $t_1, t_2, t_3, \dots$ 的时刻 t 处的指标值 $C'(t_1), C'(t_2), C'(t_3), \dots$ (步骤 S73)。

[0161] 这里,在睡觉期间或者在醒来时,可以作为连续测量值来测量脉波。这种情况下,以诸如 0.5 小时、1 小时等的一定时间间隔分开测量的脉波,并且,在参照图 7 描述的过程中,在每一部分中计算出指标值 $C'(t_1), C'(t_2), C'(t_3), \dots$ 。此外,当以一定时间间隔分开脉波时,相邻的部分可以部分地重叠。

[0162] 接下来,如图 16 所示,将一系列指标值 $C'(t_1), C'(t_2), C'(t_3), \dots$ 应用于(曲线拟合到)实验对象节律曲线 EC (步骤 S74)。在曲线拟合时,可以在时间方向上对实验对象节律曲线 EC 和一系列指标值 C' 进行偏移,以获得使实验对象节律曲线 EC 和指标值之间的差值最小化的时刻 t , 并且获得使实验对象节律曲线 EC 和指标值之间的关联系数最大化的时刻 t 。

[0163] 此外,作为实验对象的生物节律,估计实验对象节律曲线 EC 上的对应于指标值 $C'(t_1), C'(t_2), C'(t_3), \dots$ 的时刻 $t_{11}, t_{12}, t_{13}, \dots$ 中的至少一个(步骤 S75)。例如,在图 16 中所示的例子中,使用在睡觉期间的测量值,并且,作为生物节律,估计对应于起床时的指标值 $C'(t_7)$ 的时刻 t_7 。

[0164] 甚至在领域法中,可以对上述的 1 点法执行三次以上。因此,当可以计算第一指标值和第二指标值 $C1'(t)$ 和 $C2'(t)$ 时,可以将领域法应用于第一指标值和第二指标值 $C1'(t)$ 和 $C2'(t)$, 以计算第一估计值和第二估计值。此外,当第一估计值和第二估计值之间的误差小时,可以采用这些估计值中的任何一个,或者,可以采用这两个估计值的平均值。另一方面,当第一估计值和第二估计值之间的误差大时,确定估计失败,并且,可以请求实验对象进行重新测量。此外,甚至当由于任何原因而不能计算第一指标值和第二指标值 $C1'(t)$ 和 $C2'(t)$ 中的一个时,也可以将领域法应用于计算出的指标值,以估计生物节律。

[0165] [4. 总结]

[0166] 如上所述,根据本公开实施例的生物节律估计方法,在生物节律的估计中使用这样的生物信息,该生物信息可以在短时间内被非侵入地测得,并且,从该生物信息容易地识别生物节律,换句话说,该生物信息具有良好的生物节律曲线与指标值的拟合性。

[0167] 因此,与现有技术的生物节律估计方法不同,实验对象不会由于侵入测量而感觉疼痛、不舒服等,并且,不会由于长期测量而给日常生活带来麻烦。因此,可以基于非侵入地、容易测得的生物信息来估计实验对象的生物节律。

[0168] 上面参照附图描述了本公开的优选实施例,但是,当然,本发明不限于上述例子。本领域的技术人员可以在所附权利要求的范围内找到各种替换和修改,并且,应该理解,这

些替换和修改将自然地归入本发明的技术范围下。

[0169] 例如,在上面的描述中,主要描述了脉波用作生物信息的情况。但是,生物信息不限于脉波,并且,可以使用其他的生物信息,该生物信息可以在短时间内被非侵入地测得,并且,从该生物信息容易地识别生物节律,换句话说,该生物信息具有良好的生物节律曲线与指标值的拟合性。

[0170] 附图标记列表

- [0171] 1 生物节律估计装置
- [0172] 11 生物信息测量传感器
- [0173] 12 干扰信息测量传感器
- [0174] 13 测量定时器
- [0175] 14 测量值存储单元
- [0176] 15 指标值计算单元
- [0177] 16 基准节律曲线产生单元
- [0178] 17 基准节律曲线存储单元
- [0179] 18 实验对象节律曲线产生单元
- [0180] 19 实验对象节律曲线存储单元
- [0181] 20 生物节律估计单元
- [0182] 21 生物节律输出单元
- [0183] RC 基准节律曲线
- [0184] EC 实验对象节律曲线

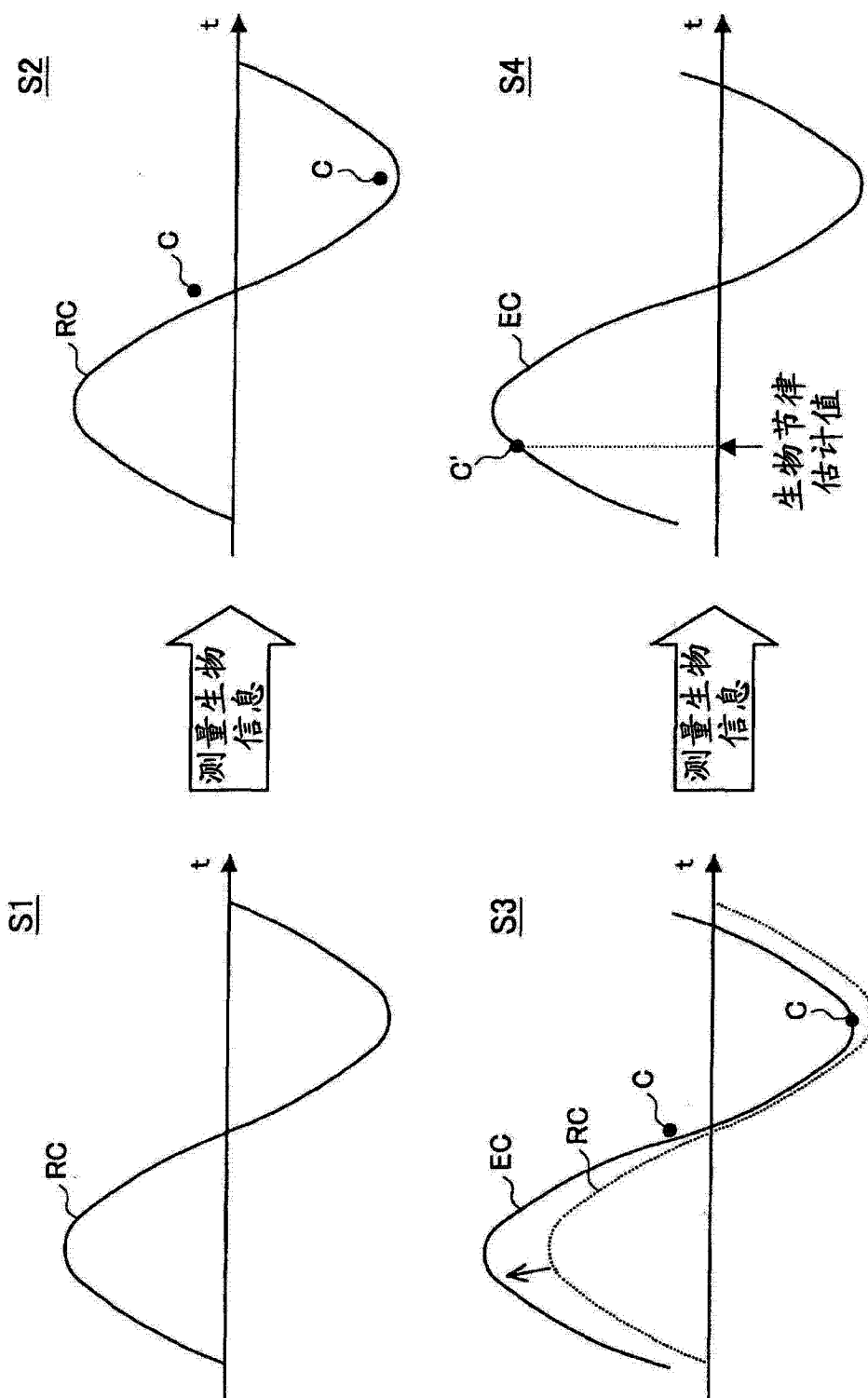


图 1

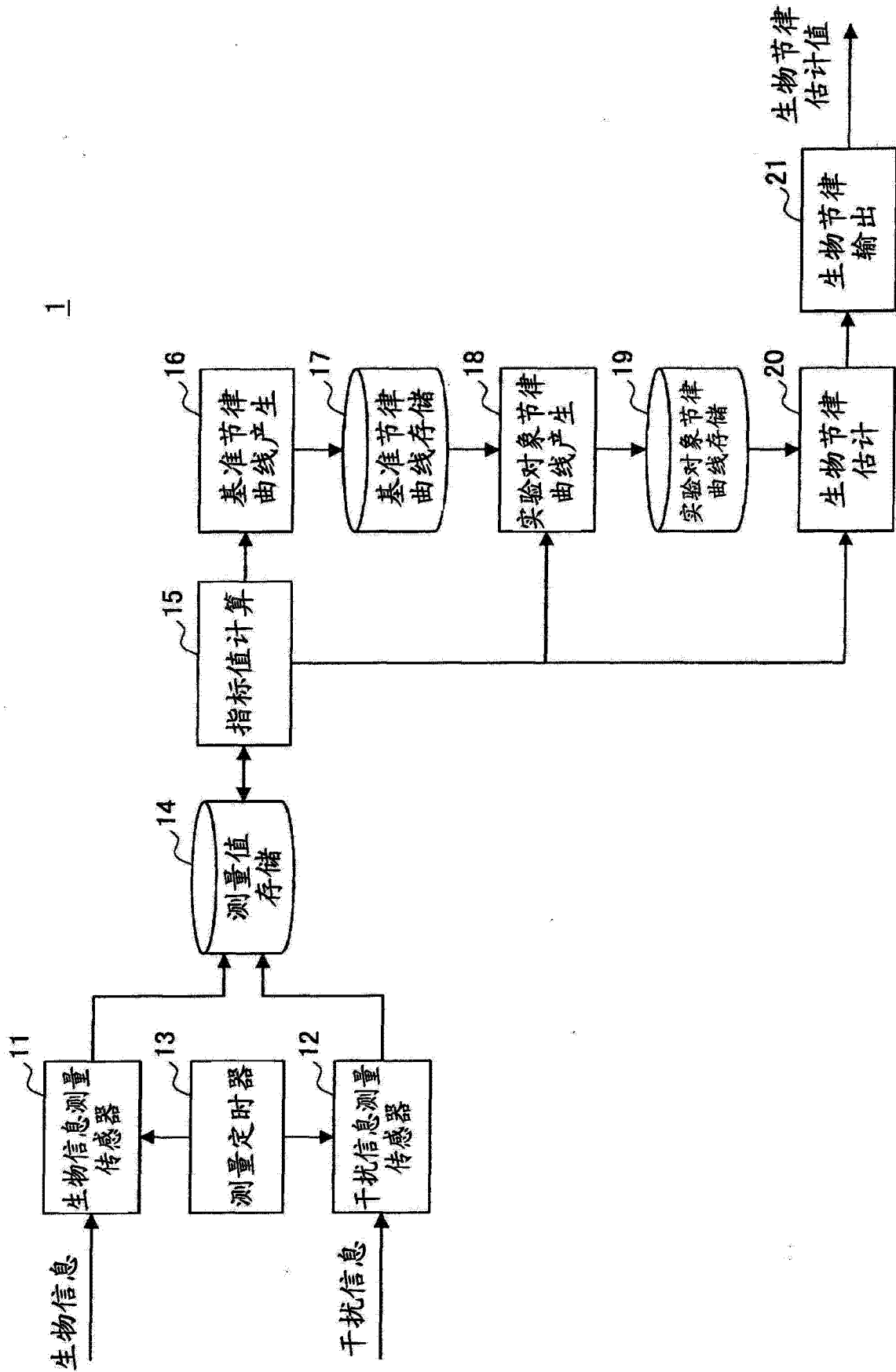


图 2

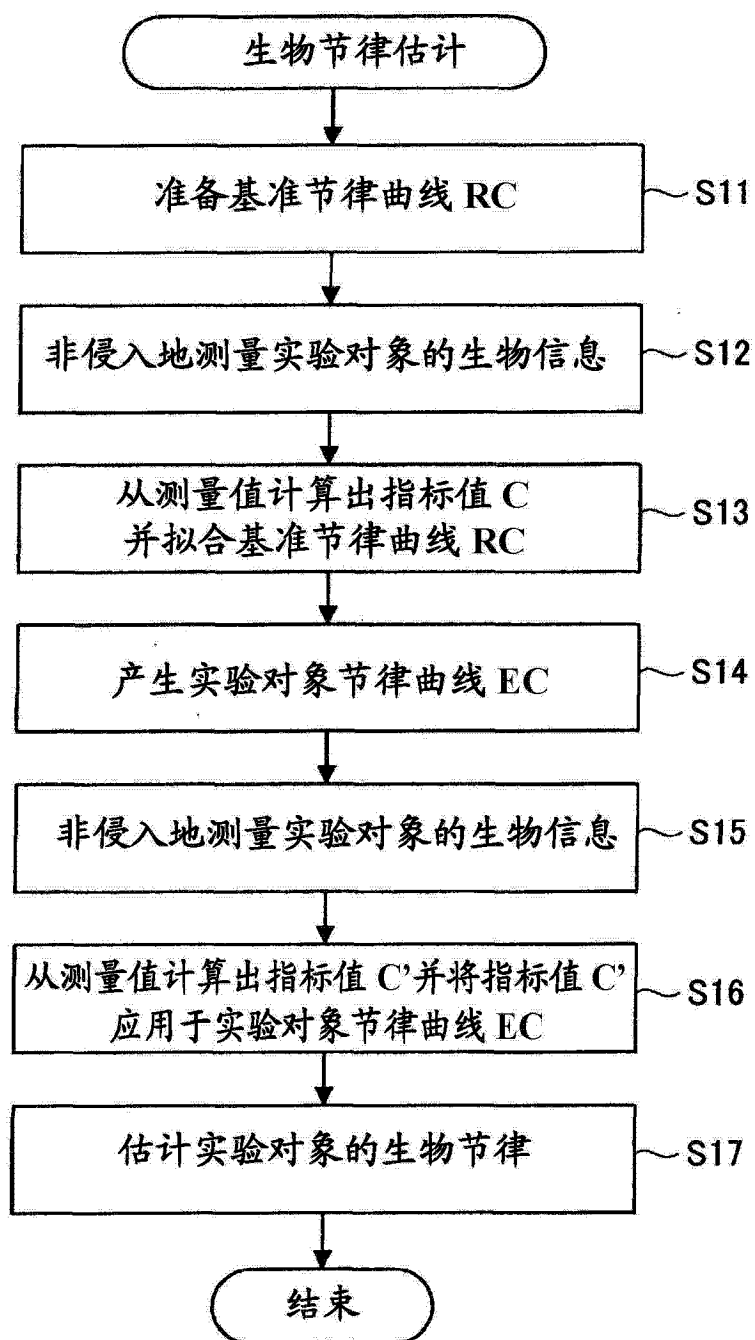


图 3

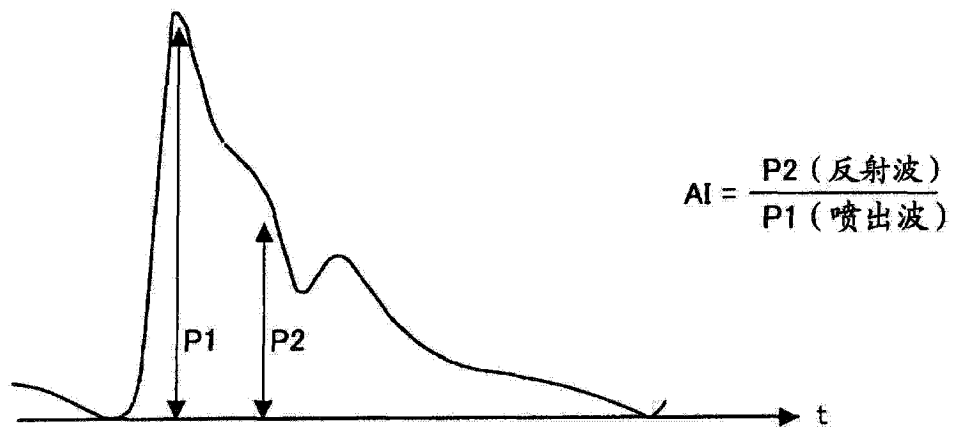


图 4

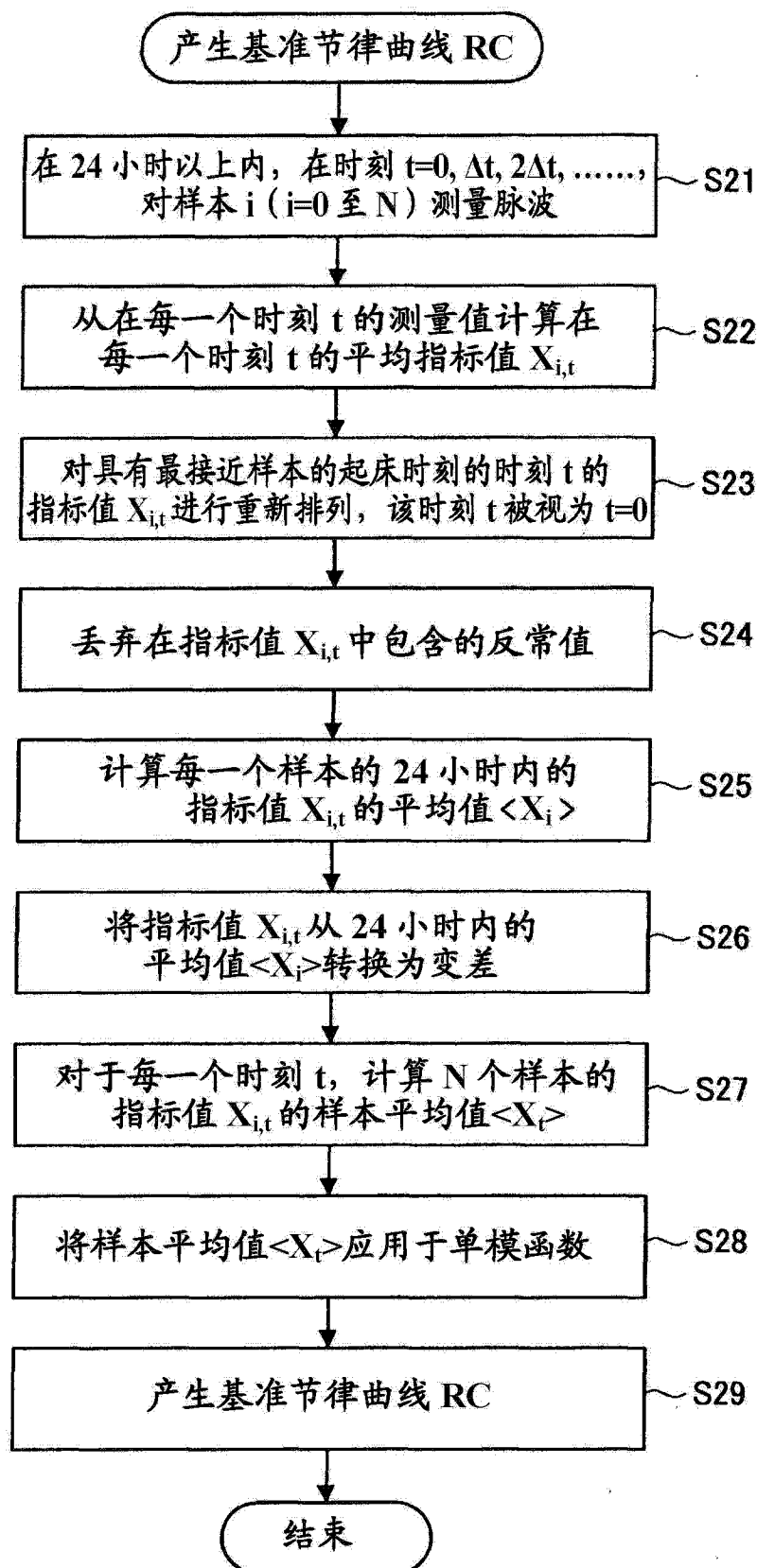


图 5

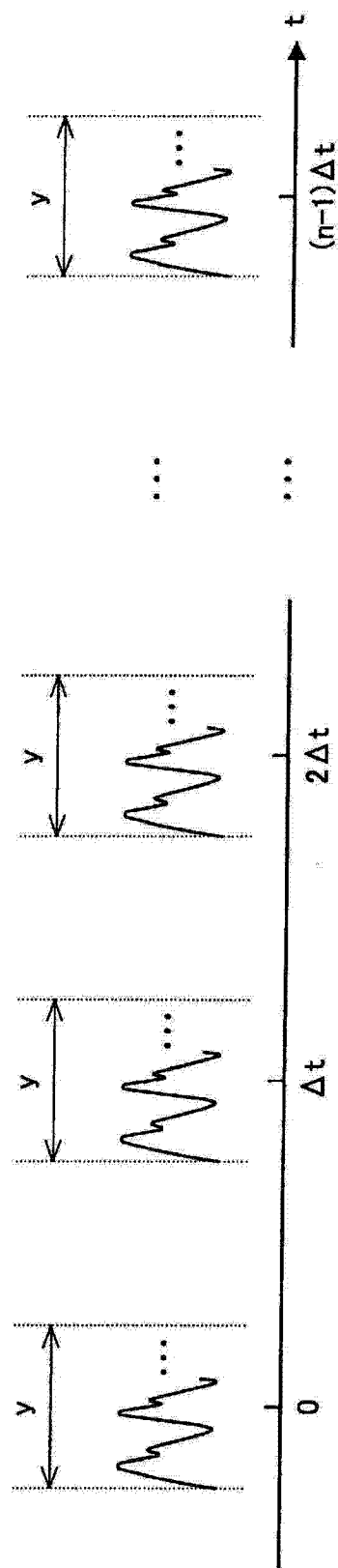


图 6A

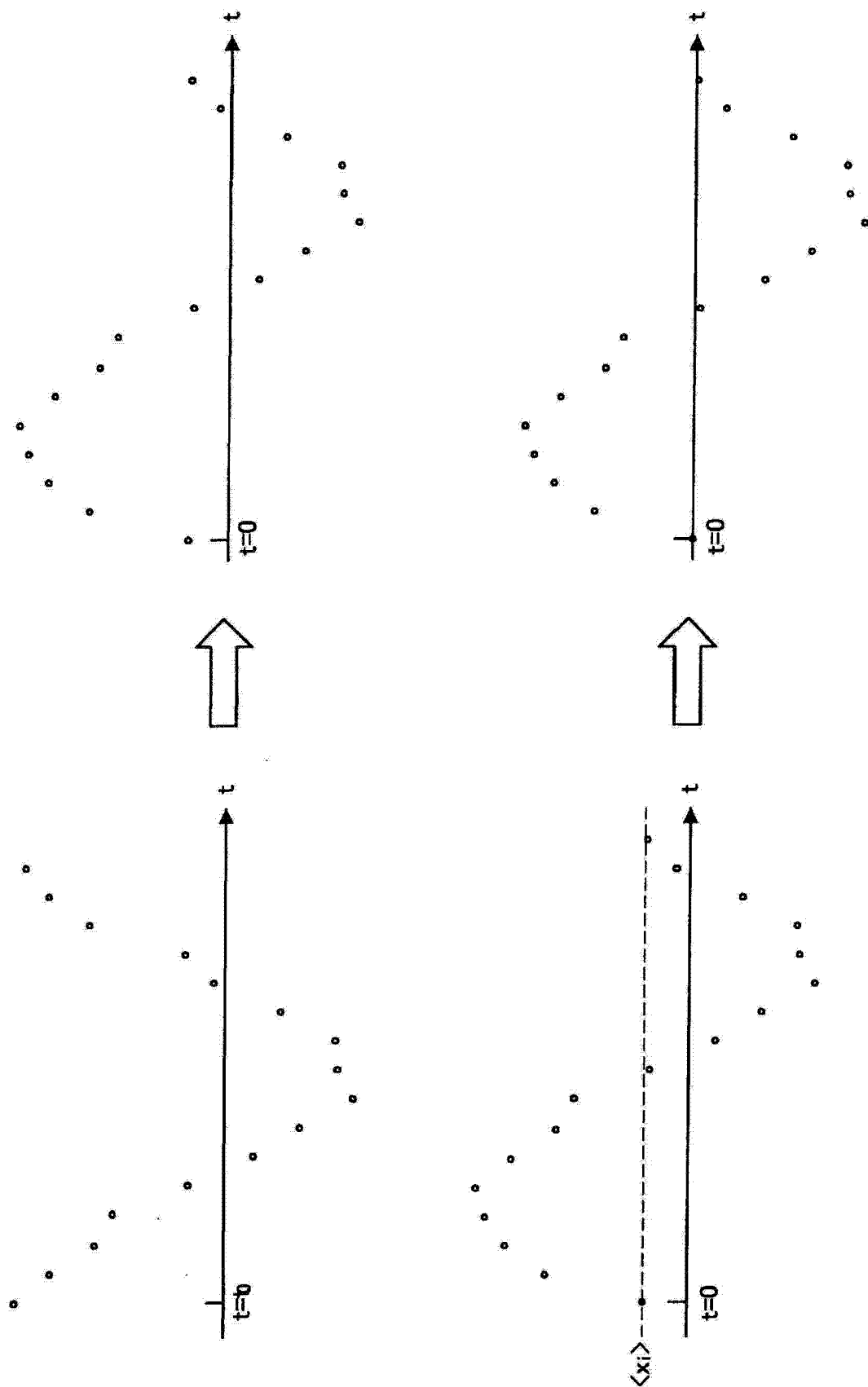


图 6B

图 6C

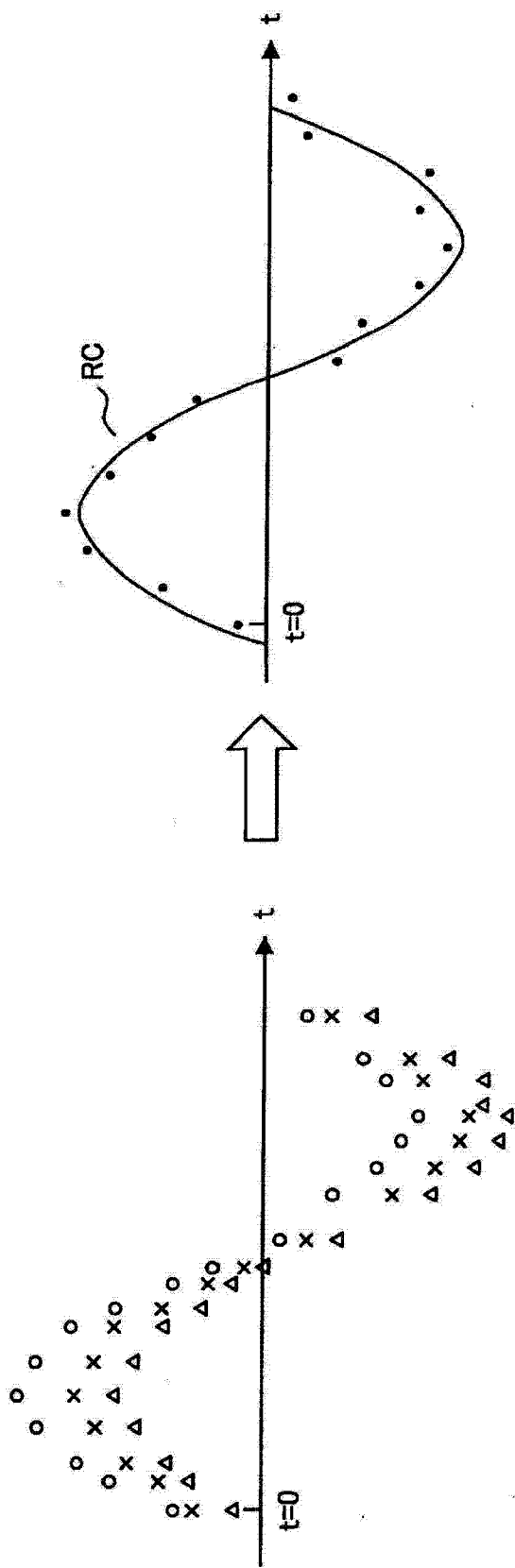


图 6D

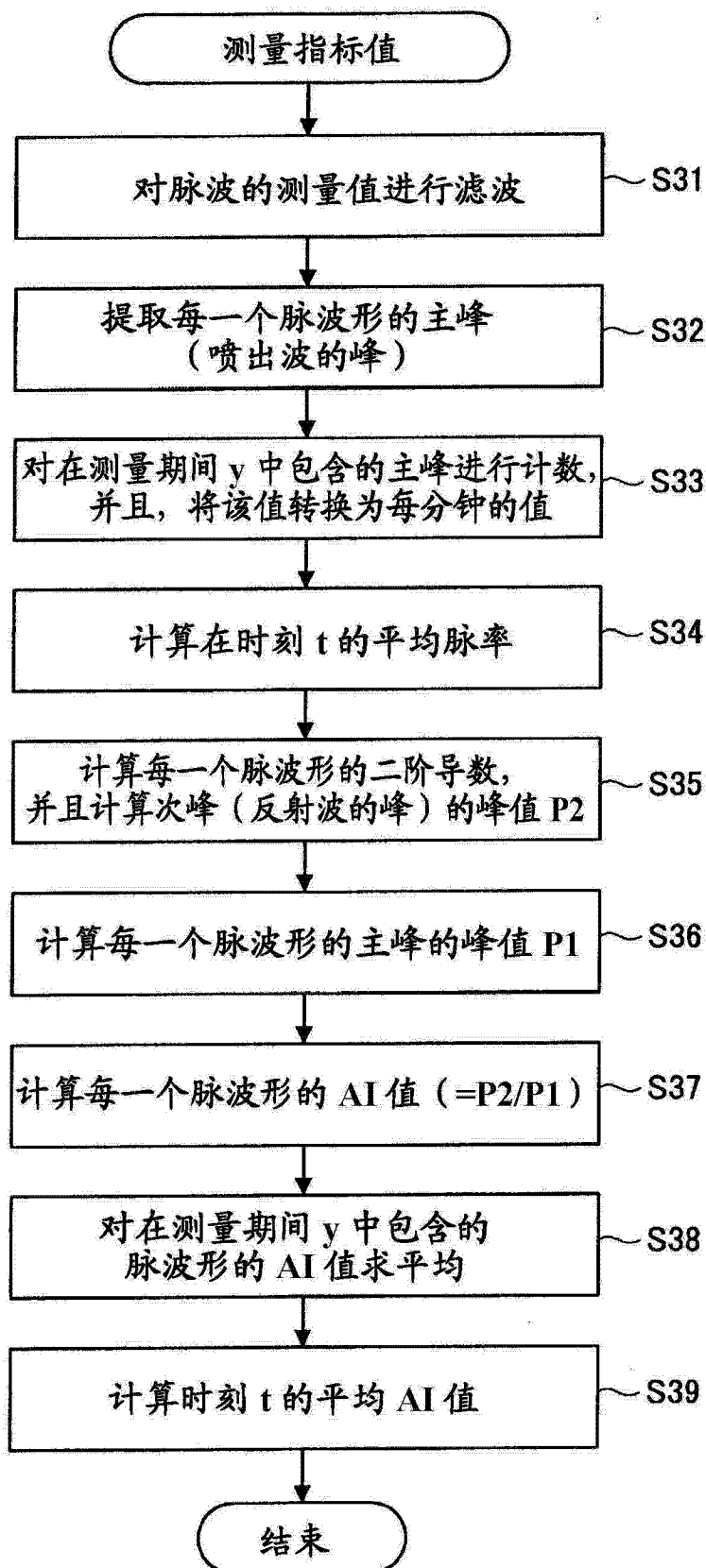


图 7

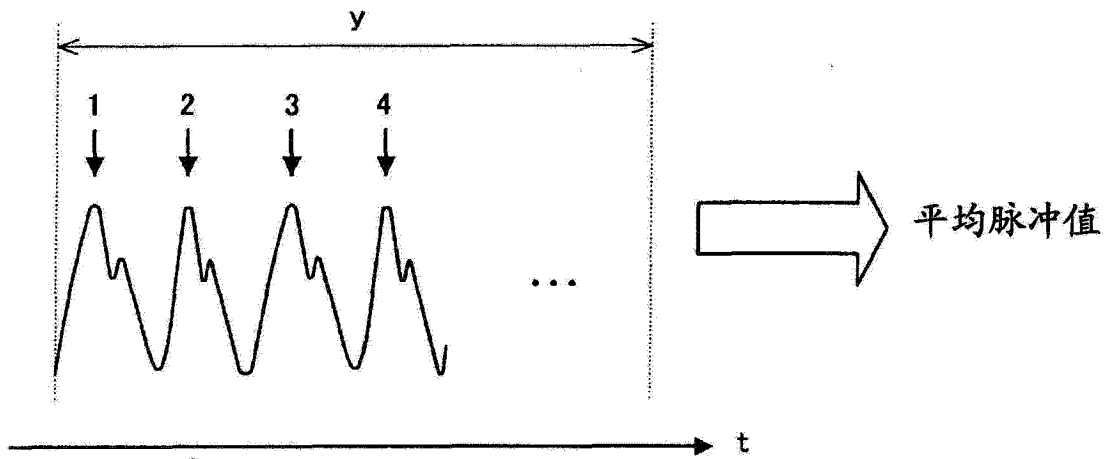


图 8A

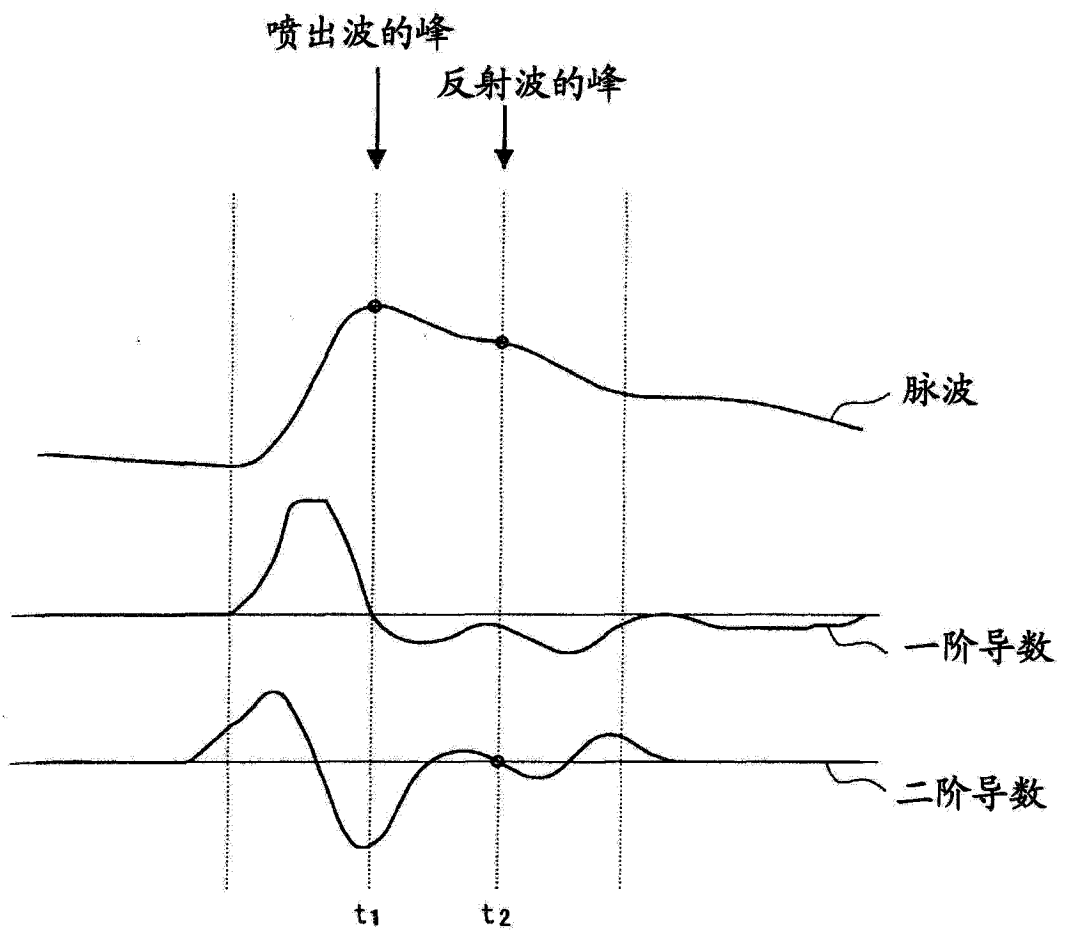


图 8B

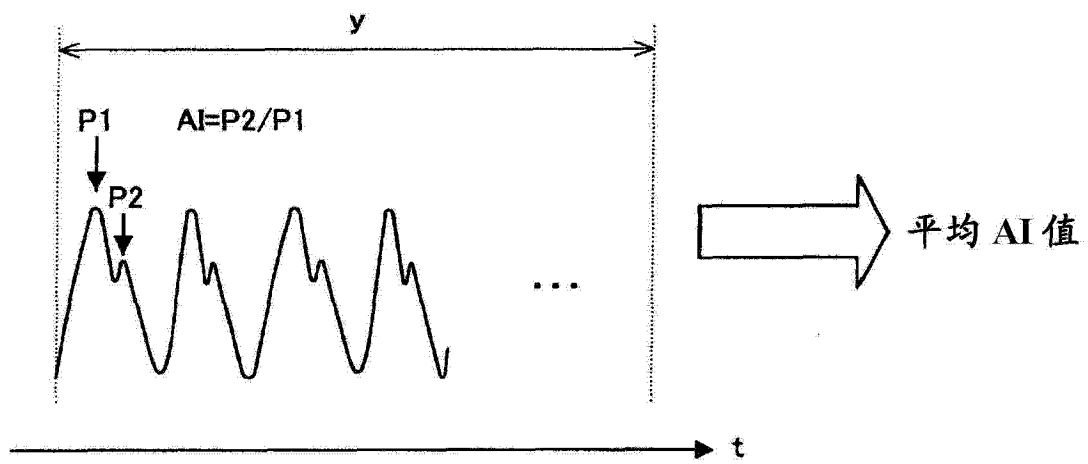


图 8C

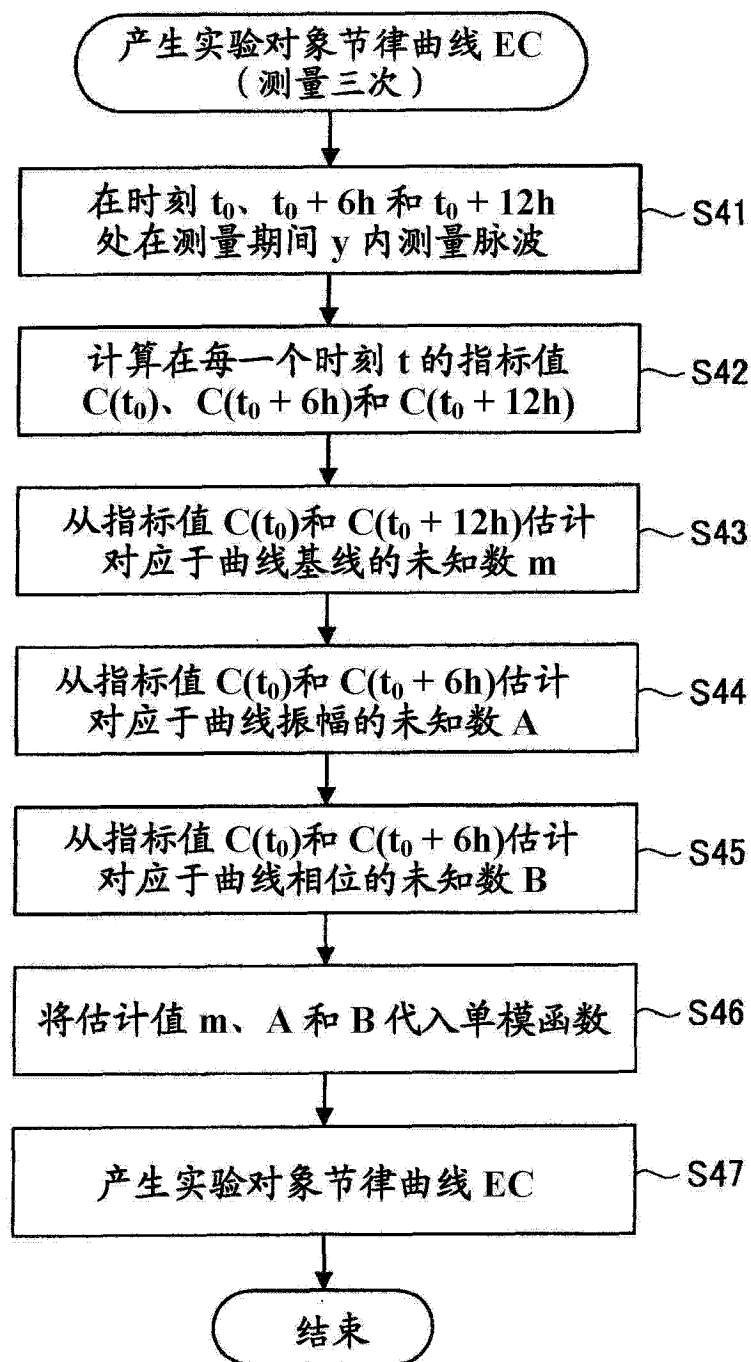


图 9

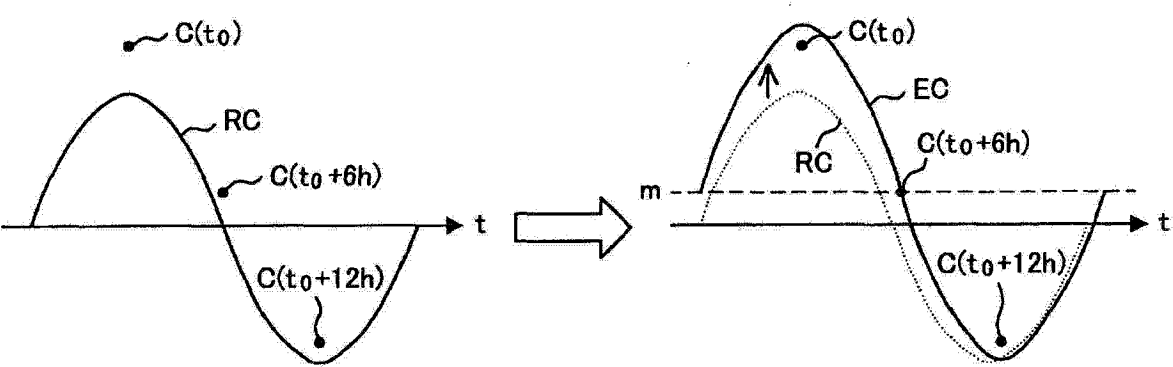


图 10

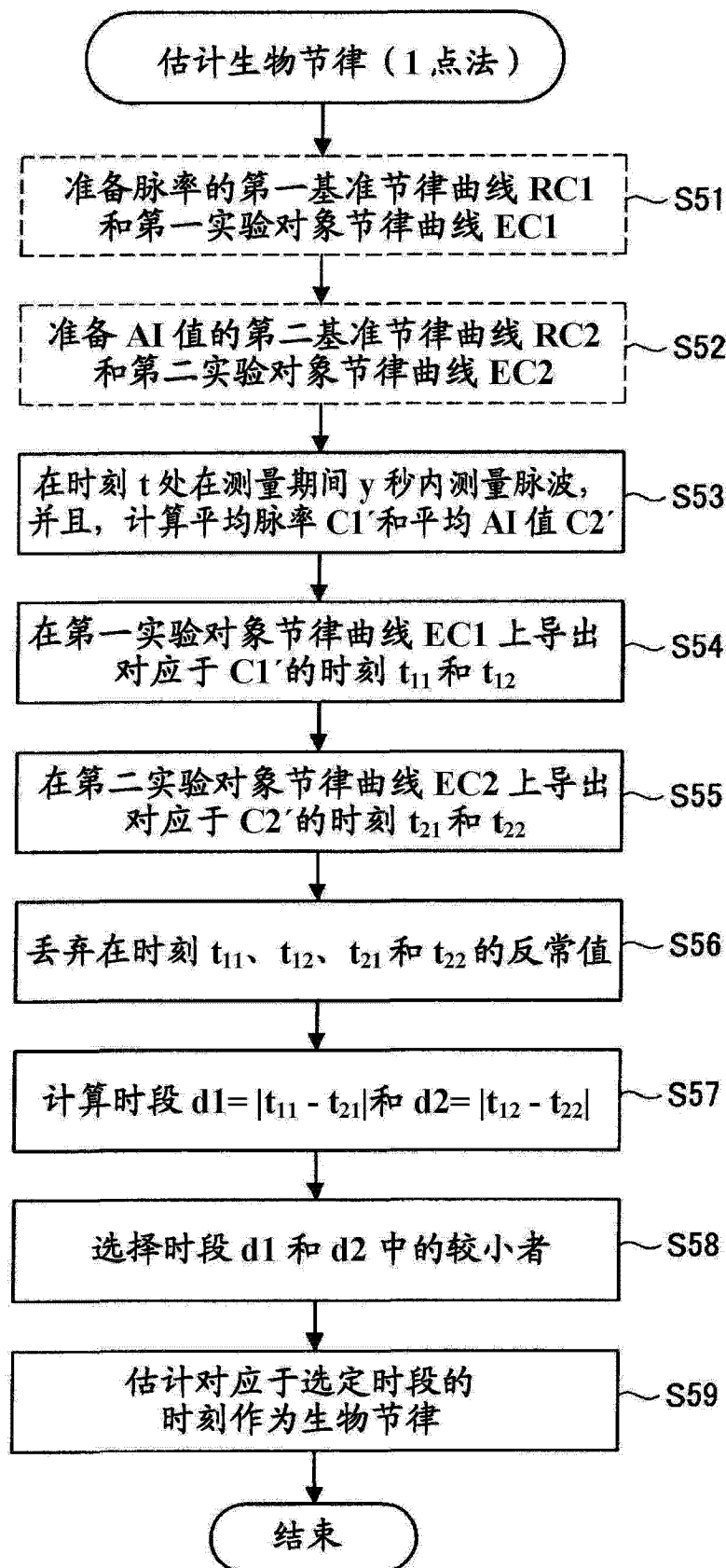


图 11

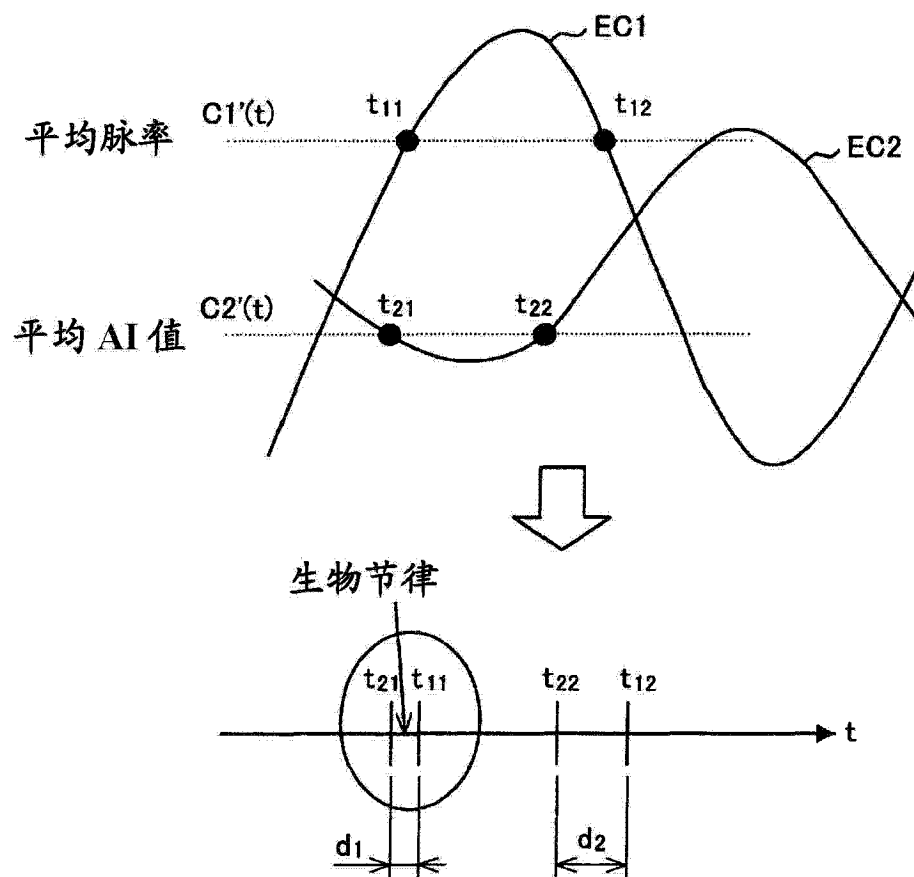


图 12

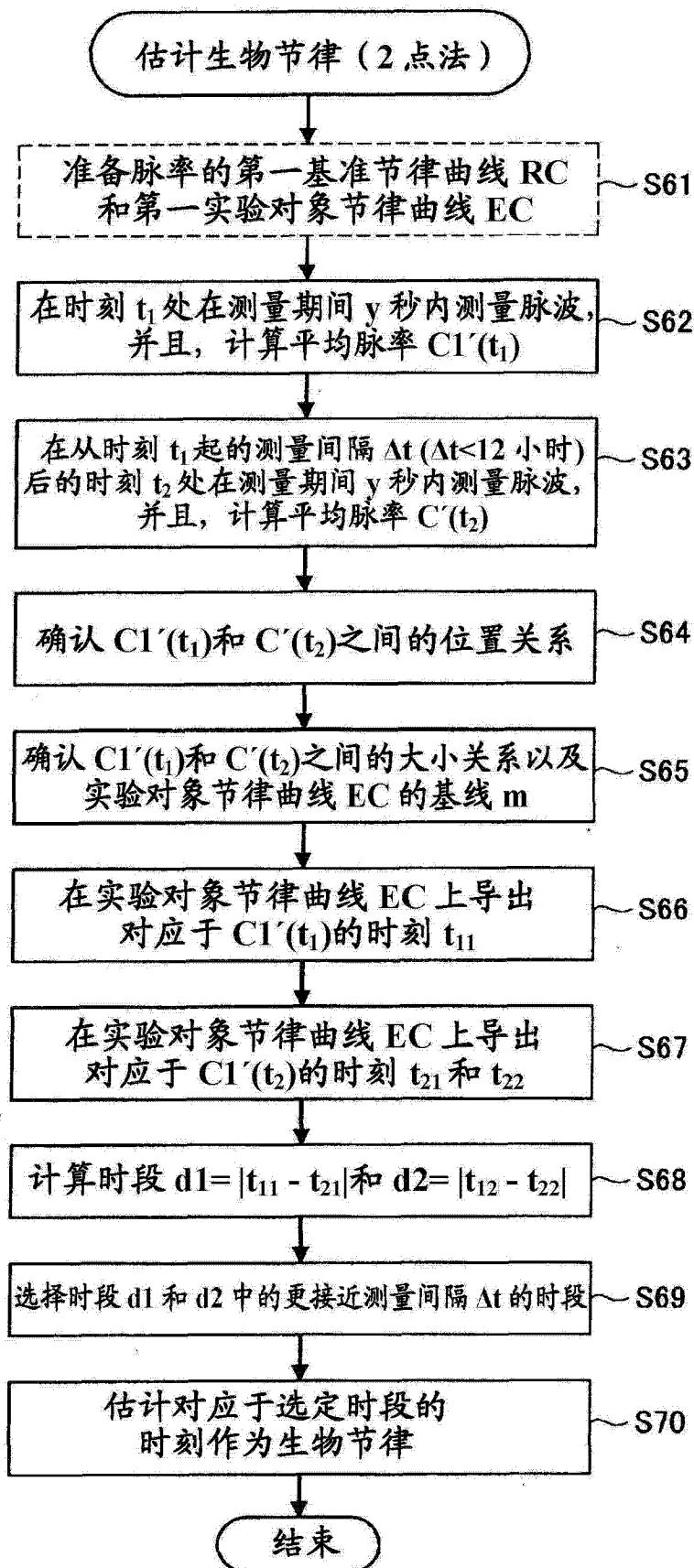


图 13

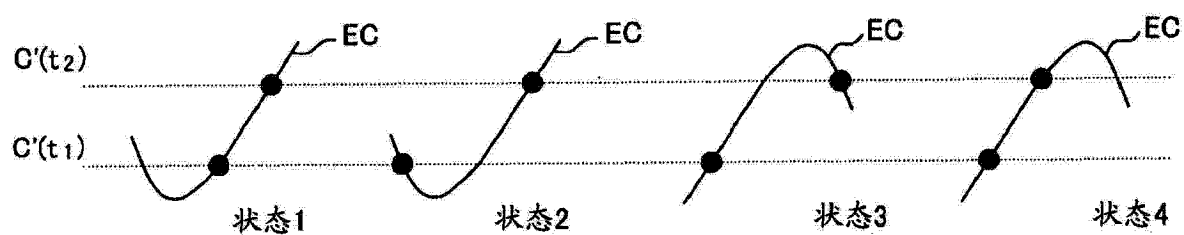


图 14A

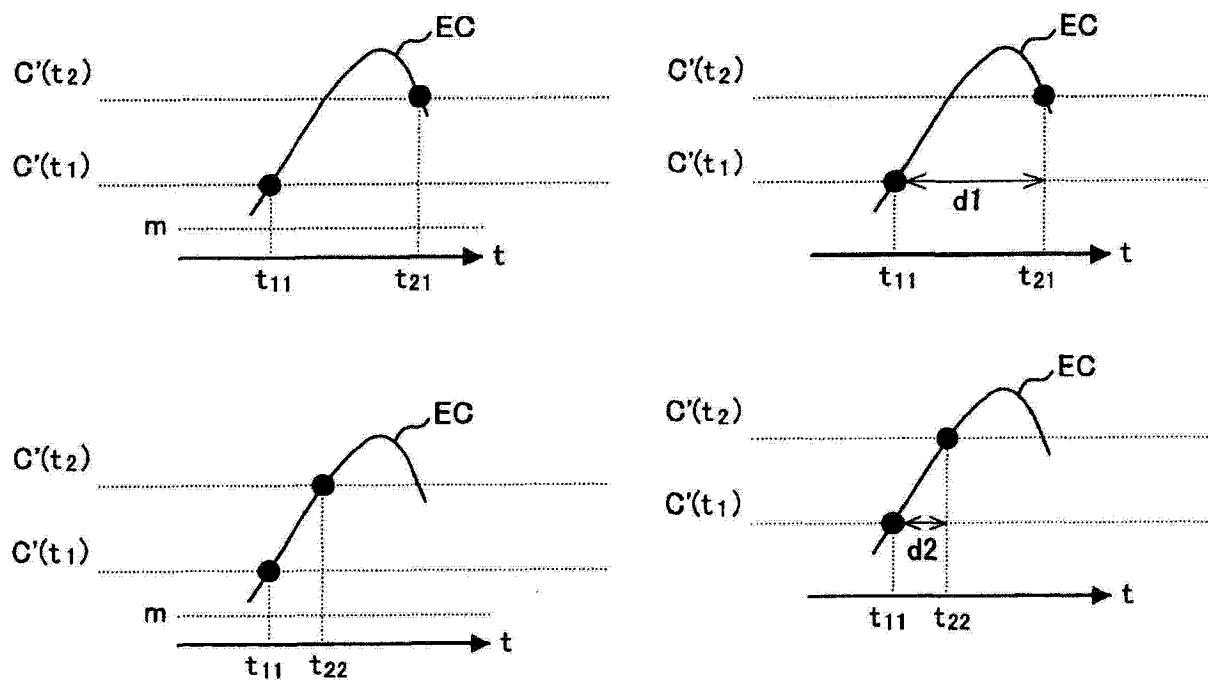


图 14B

图 14C

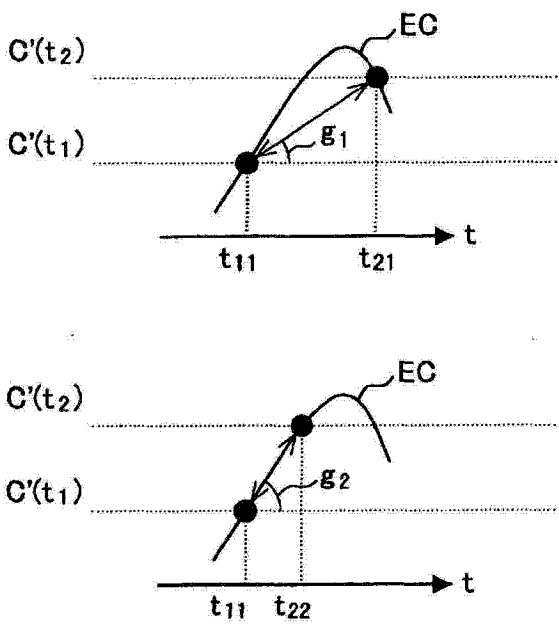


图 14D

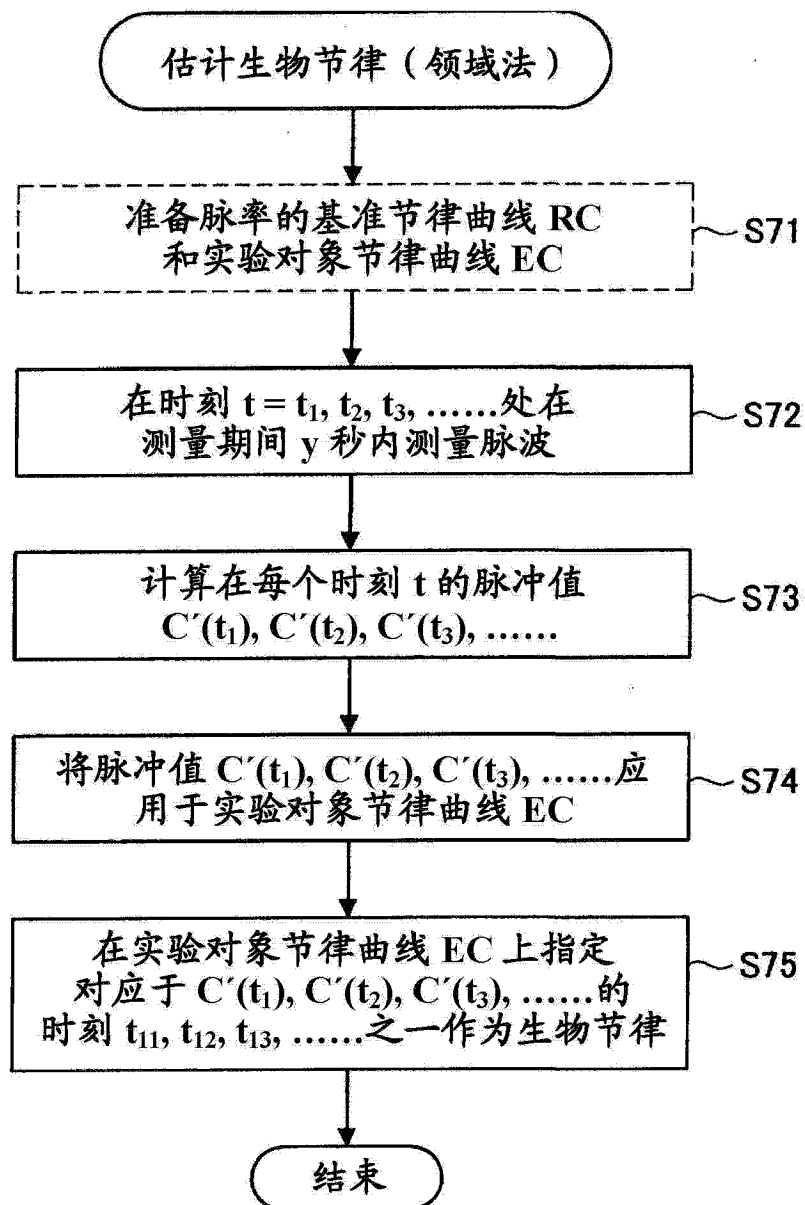


图 15

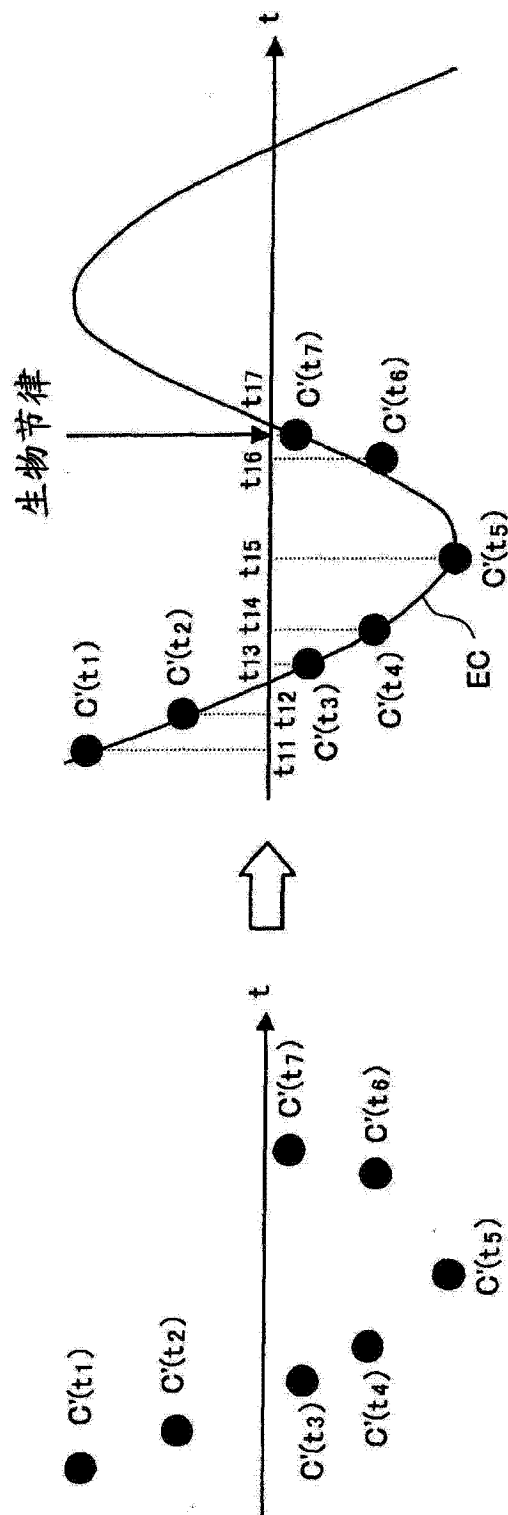


图 16