



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110301888 A

(43)申请公布日 2019.10.08

(21)申请号 201910231521.0

(22)申请日 2019.03.26

(30)优先权数据

2018-060732 2018.03.27 JP

2018-060735 2018.03.27 JP

(71)申请人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 古川仁 菅井修甫

(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 李东晖

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

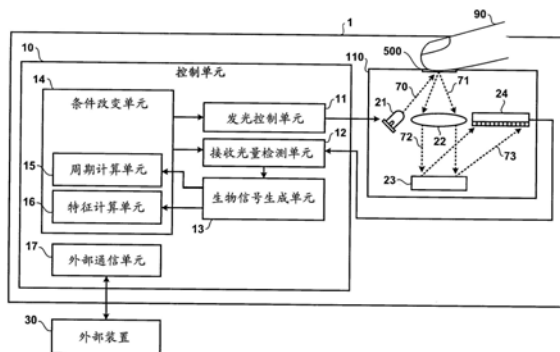
权利要求书4页 说明书13页 附图18页

(54)发明名称

测量装置和计算机可读存储介质

(57)摘要

提供了一种测量装置,其包括:包括多个像素的光谱传感器;配置成根据预定像素的光接收结果生成生物信号的生成单元;配置成检测生物信号的特征量的检测单元;配置成针对光谱传感器设定测量条件的设定单元;配置成基于生物信号确定是否需要改变测量条件的确定单元;以及另一确定单元,所述另一确定单元配置成:如果在生物信号的第一周期中需要改变测量条件,则确定是否能够在从检测单元在第一周期中检测到特征量的时刻直至第一周期的结束时刻的时段内改变测量条件。还提供了一种存储计算机程序的计算机可读存储介质。



1. 一种测量装置,其包括:

光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;

配置成根据所述光接收单元的预定像素的光接收结果生成生物信号的生成单元;

配置成确定所述生物信号的周期的第一确定单元;

配置成检测所述生物信号的特征量的检测单元;

配置成针对所述光谱传感器设定活体的测量条件的设定单元;

配置成基于所述生物信号确定是否需要改变测量条件的第二确定单元;以及

第三确定单元,所述第三确定单元配置成:如果所述第二确定单元已确定在所述生物信号的第一周期中需要改变测量条件,则确定是否能够在从所述检测单元在所述第一周期中检测到所述特征量的时刻直至所述第一周期的结束时刻的时段内改变测量条件。

2. 根据权利要求1所述的测量装置,其中所述第三确定单元还配置成基于所述第一周期之前的一个或多个第二周期估算所述第一周期的结束时刻。

3. 根据权利要求2所述的测量装置,其中所述第三确定单元还配置成附加地基于所述生物信号的周期的变化量估算所述第一周期的结束时刻。

4. 根据权利要求1所述的测量装置,其中所述第三确定单元还配置成通过将改变测量条件所需的时段与从所述检测单元在所述第一周期中检测到所述特征量的时刻直至所述第一周期的结束时刻的时段进行比较来确定是否能够改变测量条件。

5. 根据权利要求1所述的测量装置,

其中所述第一确定单元还配置成基于所述生物信号的极值确定所述生物信号的周期,并且

所述第三确定单元还配置成通过获得改变测量条件所需的时段与所述第一确定单元检测到所述生物信号的极值所需的预定时段之和,并且将所述和值与从所述检测单元在所述第一周期中检测到所述特征量的时刻直至所述第一周期的结束时刻的时段进行比较来确定是否能够改变测量条件。

6. 根据权利要求1所述的测量装置,其中所述第二确定单元还配置成:如果所述生物信号的在周期中的峰值不在预定范围内,则确定在所述周期中需要改变测量条件。

7. 根据权利要求6所述的测量装置,

其中,如果所述第二确定单元基于所述第一周期中的峰值已确定需要改变测量条件,则所述设定单元基于所述峰值确定修正的测量条件,并且

所述设定单元还配置成:如果所述第三确定单元已确定能够在所述第一周期中改变测量条件,则将测量条件改变为所述修正的测量条件。

8. 根据权利要求6所述的测量装置,

其中,如果所述第二确定单元基于所述第一周期中的峰值已确定需要改变测量条件,则所述设定单元基于所述峰值确定修正的测量条件,

所述设定单元具有用于获得测量条件的变化量的上限值的参数,并且

所述设定单元还配置成:如果所述第三确定单元已确定能够在所述第一周期中改变测

量条件,则确定所述修正的测量条件的变化量是否超过所述上限值,并且如果所述修正的测量条件的变化量超过所述上限值,则将测量条件改变所述上限值。

9. 根据权利要求8所述的测量装置,其中所述第三确定单元还配置成:如果所述设定单元已将测量条件改变所述上限值,则确定是否能够在所述第一周期中进一步改变测量条件。

10. 根据权利要求1所述的测量装置,其中测量条件包括所述光源的发光强度、所述光接收单元的光接收时段、以及所述光接收单元的光接收灵敏度中的至少一个。

11. 根据权利要求1所述的测量装置,
其中所述生物信号是脉搏波信号,并且

所述检测单元检测通过将所述脉搏波信号微分一次或多次而获得的信号中的变化点作为所述特征量。

12. 根据权利要求11所述的测量装置,其中所述检测单元通过将所述脉搏波信号微分两次或四次而获得微分信号,并且检测从所述脉搏波信号的极值的时刻开始的所述微分信号的预定数量的极值作为所述特征量。

13. 一种测量装置,其包括:

光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;

配置成根据所述光接收单元的预定像素的光接收结果生成生物信号的生成单元;

配置成检测所述生物信号的特征量的检测单元;以及

配置成针对所述光谱传感器设定活体的测量条件的设定单元,

其中所述设定单元还配置成在从所述检测单元在所述生物信号的周期中检测到所述特征量的时刻直至所述周期的结束时刻的时段中设定活体的测量条件。

14. 一种存储计算机程序的计算机可读存储介质,所述计算机程序一旦在测量装置的一个或多个处理器中执行就促使所述测量装置执行以下步骤,所述测量装置包括:

光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;以及

所述一个或多个处理器,

所述步骤包括:

针对所述光谱传感器设定活体的测量条件;

根据所述光接收单元的预定像素的光接收结果生成生物信号;

确定所述生物信号的周期;

检测所述生物信号的特征量;以及

确定是否需要改变测量条件,如果已确定在所述生物信号的第一周期中需要改变测量条件,则确定是否能够在从在所述第一周期中检测到所述特征量的时刻直至所述第一周期的结束时刻的时段中改变测量条件。

15. 一种测量装置,其包括:

光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;

配置成根据所述光接收单元的第一像素的光接收结果生成生物信号的生成单元;

配置成确定所述生物信号的周期的确定单元;

配置成在所述生物信号的每个周期中检测所述生物信号的特征量的第一检测单元;

配置成根据所述光接收单元的第二像素的光接收结果检测生物信息的第二检测单元;

配置成确定用于生成所述生物信号的第一测量条件以及由所述第二检测单元检测生物信息的第二测量条件的确定单元;以及

设定单元,所述设定单元配置成在所述生物信号的每个周期中确定由所述第二检测单元执行的检测的结束时刻,针对所述光谱传感器设定所述第一测量条件直至所述第一检测单元检测到所述特征量,以及在从所述第一检测单元检测到所述特征量的时刻直至所述结束时刻的时段中针对所述光谱传感器设定所述第二测量条件。

16. 根据权利要求15所述的测量装置,其中所述设定单元还配置成基于所述生物信号的周期之前的一个或多个周期估算所述生物信号的该周期的结束时刻,并且基于估算的结束时刻确定所述结束时刻。

17. 根据权利要求16所述的测量装置,其中所述设定单元还配置成附加地基于所述生物信号的周期的变化量估算所述结束时刻。

18. 根据权利要求16所述的测量装置,其中所述设定单元还配置成将在估算的结束时刻之前一定时段时刻确定为所述结束时刻,所述一定时段是将测量条件从所述第二测量条件改变为所述第一测量条件所需的时段。

19. 根据权利要求16所述的测量装置,

其中所述确定单元还配置成基于所述生物信号的极值确定所述生物信号的周期,并且

所述设定单元还配置成将在估算的结束时刻之前一定时段时刻确定为所述结束时刻,所述一定时段是通过将测量条件从所述第二测量条件改变为所述第一测量条件所需的时段与所述确定单元检测到所述生物信号的极值所需的预定时段相加而获得的时段。

20. 根据权利要求15所述的测量装置,

其中所述设定单元还配置成:当所述检测单元检测到所述特征量时,将测量条件改变为所述第二测量条件,并且

所述第二检测单元还配置成:一旦测量条件被改变为所述第二测量条件,就在将测量条件从所述第一测量条件改变为所述第二测量条件所需的时段已经度过的时刻之后直至所述结束时刻的时段期间,基于所述第二像素的光接收结果检测生物信息。

21. 根据权利要求20所述的测量装置,

其中所述光接收单元的多个像素均为所述第二像素,

所述第二检测单元还配置成根据多个第二像素的光接收结果检测多种类型的生物信息,

所述确定单元确定用于检测相应的多种类型的生物信息的多种第二测量条件,并且

所述第二检测单元还配置成根据多个第二像素中的至少一个第二像素的光接收结果检测多种类型的生物信息中的每一种。

22. 根据权利要求21所述的测量装置,其中所述确定单元还配置成基于被用于检测生物信息的对应的至少一个第二像素的接收光量的峰值确定用于检测对应的生物信息的每一种第二测量条件。

23. 根据权利要求21所述的测量装置,还包括保持单元,所述保持单元配置成保持指示所述多种类型的生物信息的测量序列的信息,

其中所述设定单元还配置成:在所述生物信号的每个周期中,根据所述测量序列从所述多种类型的生物信息选择一种生物信息,并且当所述检测单元检测到所述特征量时,将测量条件改变为用于检测所选择的生物信息的第二测量条件。

24. 根据权利要求15所述的测量装置,其中所述确定单元还配置成基于所述第一像素的接收光量的峰值确定所述第一测量条件。

25. 根据权利要求15所述的测量装置,其中所述第一测量条件和第二测量条件均包括所述光源的发光强度、所述光接收单元的光接收时段、以及所述光接收单元的光接收灵敏度中的至少一个。

26. 一种存储计算机程序的计算机可读存储介质,所述计算机程序一旦在测量装置的一个或多个处理器中执行就促使所述测量装置执行以下步骤,所述测量装置包括:

光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;以及

所述一个或多个处理器,

所述步骤包括:

针对所述光谱传感器设定第一测量条件;

在已设定所述第一测量条件的状态下,根据所述光接收单元的第一像素的光接收结果生成生物信号;

确定所述生物信号的周期;

在所述生物信号的每个周期中检测所述生物信号的特征量;

确定在所述生物信号的每个周期中的生物信息检测的结束时刻;

一旦在所述生物信号的每个周期中检测到所述生物信号的特征量,就针对所述光谱传感器设定第二测量条件;以及

一旦针对所述光谱传感器设定了所述第二测量条件,就根据所述光接收单元的第二像素的光接收结果检测生物信息直至所述结束时刻。

测量装置和计算机可读存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及一种活体的测量装置以及一种计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 已知一种测量装置,其用光照射活体的一部分,并通过检测从活体反射的光量或穿过活体的该部分的光量来检测生物信息。生物信息例如是指可以从活体获得的各种类型的生理/解剖信息,譬如脉搏速率和血管硬度。例如可以基于脉搏波信号检测脉搏速率,所述脉搏波信号指示由血管内部的血液运动引起的反射光量或透射光量的变化。另外,例如可以基于通过对脉搏波信号进行两次微分而获得的脉搏波加速度信号(下文中简称为加速度信号)的特征点来检测血管硬度。

[0003] 日本专利公报特开2004-000467公开了一种脉搏波测量装置,其是生物信息测量装置的示例。根据日本专利公报特开2004-000467所述,脉搏波测量装置通过用光束照射指尖部分并检测反射光量随时间的变化来检测脉搏波。当检测生物信息时,如果在已开始测量之后活体的测量状态改变,则测量精度可能降低。因此,日本专利公报特开2010-004972公开了一种配置,其中,如果在测量期间活体的测量状态已改变,则切换测量条件例如发光脉冲的发光时段和发光间隔。另外,日本专利公报特开2017-108905公开了一种配置,其中,通过基于由光接收单元检测到检测信号的特征点的时刻切换光接收单元的操作模式来减少测量装置的功耗。日本专利公报特开2013-150772公开了一种配置,其中,通过使用包括多个光接收元件的光接收单元获得多条生物信息。此外,日本专利公报特开2015-000127公开了一种配置,其中,测量碳氧血红蛋白浓度。

[0004] 如果在检测生物信息的同时切换测量条件,则由光接收单元检测的检测信号改变,并且由于检测信号的改变而难以根据检测信号检测生物信息。另一方面,如果暂停测量以便切换测量条件,那就会中断生物信息的连续检测,并且生物信息的检测时间增加。尽管日本专利公报特开2010-004972公开了切换测量条件的配置,但是并未公开能够避免由切换引起的检测信号变化的影响的配置。日本专利公报特开2017-108905旨在降低功耗,并未公开根据活体的测量状态的变化来切换测量条件且能够避免由切换引起的检测信号变化的影响的配置。

[0005] 此外,在检测多条生物信息时,适当的测量条件可以根据待检测的生物信息而有所不同。所以,当使用公共光源和公共光接收传感器并行地检测多条生物信息时,需要在测量期间切换测量条件。尽管日本专利公报特开2013-150772公开了检测多条生物信息的配置,但是并未公开为了检测多条生物信息而切换测量条件的配置。

发明内容

[0006] 根据本发明的第一方面,提供了一种测量装置,包括:光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单

元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;配置成根据所述光接收单元的预定像素的光接收结果生成生物信号的生成单元;配置成确定所述生物信号的周期的第一确定单元;配置成检测所述生物信号的特征量的检测单元;配置成针对所述光谱传感器设定活体的测量条件的设定单元;配置成基于所述生物信号确定是否需要改变测量条件的第二确定单元;以及第三确定单元,所述第三确定单元配置成:如果所述第二确定单元已确定在所述生物信号的第一周期中需要改变测量条件,则确定是否能够在从所述检测单元在所述第一周期中检测到所述特征量的时刻直至所述第一周期的结束时刻的时段中改变测量条件。

[0007] 根据本发明的第二方面,提供了一种测量装置,包括:光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;配置成根据所述光接收单元的预定像素的光接收结果生成生物信号的生成单元;配置成检测所述生物信号的特征量的检测单元;以及配置成针对所述光谱传感器设定活体的测量条件的设定单元,其中所述设定单元还配置成在从所述检测单元在所述生物信号的周期中检测到所述特征量的时刻直至所述周期的结束时刻的时段中设定活体的测量条件。

[0008] 根据本发明的第三方面,提供了一种存储计算机程序的计算机可读存储介质,所述计算机程序一旦在测量装置的一个或多个处理器中执行就促使所述测量装置执行以下步骤,所述测量装置包括:光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;以及所述一个或多个处理器,所述步骤包括:针对所述光谱传感器设定活体的测量条件;根据所述光接收单元的预定像素的光接收结果生成生物信号;确定所述生物信号的周期;检测所述生物信号的特征量;以及确定是否需要改变测量条件,如果已确定在所述生物信号的第一周期中需要改变测量条件,则确定是否能够在从在所述第一周期中检测到所述特征量的时刻直至所述第一周期的结束时刻的时段中改变测量条件。

[0009] 根据本发明的第四方面,提供了一种测量装置,包括:光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;配置成根据所述光接收单元的第一像素的光接收结果生成生物信号的生成单元;配置成确定所述生物信号的周期的确定单元;配置成在所述生物信号的每个周期中检测所述生物信号的特征量的第一检测单元;配置成根据所述光接收单元的第二像素的光接收结果检测生物信息的第二检测单元;配置成确定用于生成所述生物信号的第一测量条件以及由所述第二检测单元检测生物信息的第二测量条件的确定单元;以及设定单元,所述设定单元配置成在所述生物信号的每个周期中确定由所述第二检测单元执行的检测的结束时刻,针对光谱传感器设定所述第一测量条件直至所述第一检测单元检测到所述特征量,以及在从所述第一检测单元检测到所述特征量的时刻直至所述结束时刻的时段中针对光谱传感器

设定所述第二测量条件。

[0010] 根据本发明的第五方面,提供了一种存储计算机程序的计算机可读存储介质,所述计算机程序一旦在测量装置的一个或多个处理器中执行就促使所述测量装置执行以下步骤,所述测量装置包括:光谱传感器,所述光谱传感器包括配置成朝向测量位置发射光的光源、配置成将测量位置处来自活体的反射光或测量位置处穿过活体的透射光根据波长进行分光的光谱单元、以及包括多个像素的光接收单元,其中所述多个像素中的每个像素配置成接收已由所述光谱单元分光的具有预定波长的光;以及所述一个或多个处理器,所述步骤包括:针对所述光谱传感器设定第一测量条件;在已设定所述第一测量条件的状态下,根据所述光接收单元的第一像素的光接收结果生成生物信号;确定所述生物信号的周期;在所述生物信号的每个周期中检测所述生物信号的特征量;确定在所述生物信号的每个周期中的生物信息检测的结束时刻;一旦在所述生物信号的每个周期中检测到所述生物信号的特征量,就针对所述光谱传感器设定第二测量条件;以及一旦针对所述光谱传感器设定了所述第二测量条件,就根据所述光接收单元的第二像素的光接收结果检测生物信息直至所述结束时刻。

[0011] 参考附图,根据示例性实施例的以下描述,本发明的其他特征将变得显而易见。

附图说明

- [0012] 图1是根据一个实施例的测量装置的功能框图。
- [0013] 图2是示出根据一个实施例的测量装置的配置的图。
- [0014] 图3A是示出根据一个实施例的白色光源的光谱的图。
- [0015] 图3B是示出根据一个实施例的线型传感器的配置的图。
- [0016] 图4是根据一个实施例的用于检测生物信息的处理的流程图。
- [0017] 图5A是示出根据一个实施例的生物信号的图。
- [0018] 图5B是示出根据一个实施例的加速度信号的图。
- [0019] 图5C是示出根据一个实施例的特征点的图。
- [0020] 图6是根据一个实施例的用于改变测量条件的处理的流程图。
- [0021] 图7A至图7C是示出根据一个实施例的用于改变测量条件的处理的图。
- [0022] 图8是根据一个实施例的用于改变测量条件的处理的流程图。
- [0023] 图9A至图9C是示出根据一个实施例的用于改变测量条件的处理的图。
- [0024] 图10是根据一个实施例的测量装置的功能框图。
- [0025] 图11A是示出根据一个实施例的白色光源的光谱的图。
- [0026] 图11B是示出根据一个实施例的线型传感器的配置的图。
- [0027] 图12是根据一个实施例的用于检测生物信息的处理的流程图。
- [0028] 图13是示出根据一个实施例的检测处理的图。
- [0029] 图14是根据一个实施例的用于检测生物信息的处理的流程图。
- [0030] 图15A和图15B是示出根据一个实施例的测量装置的外观的图。

具体实施方式

[0031] 在下文中,将参考附图描述本发明的示例性实施例。应当注意,以下实施例是示例

性的,并且不应将本发明限制为实施例的内容。此外,在以下的图中,省略了描述实施例所不需要的构成要素。

[0032] 第一实施例

[0033] 图15A和15B是根据本实施例的测量装置1的透视图。应当注意,图15A示出了挡板构件102覆盖孔部分500的状态,而图15B示出了挡板构件102已移动到退回位置并且孔部分500暴露的状态。应当注意,孔部分500由透明盖400覆盖,以用于防止异物落入壳体110内部。壳体110设置有沿着图中的X方向延伸的槽状导轨116。而且,引导构件103的引导部分131装配到该导轨116中。由此,引导构件103和挡板构件102可以在设置导轨116的范围内在X方向上移动。应当注意,弹簧在壳体110内部附接到引导构件103的引导部分131。当未向引导构件103施加外部力时,该弹簧力将引导构件103保持在图15A所示的位置。当用户测量生物信息时,用户用手指在X方向上推动引导构件103的手指接收部分320,并且在X方向上滑动引导构件103和挡板构件102。测量装置1配置成使得当引导构件103和挡板构件102由手指推动直至由导轨116限制的位置时,手指的指尖部分覆盖孔部分500。在该状态下,白色光源21(图2)经由孔部分500用来自壳体110内部的光照射手指,并且壳体110内的线型传感器24(图2)接收反射光。

[0034] 而且,壳体110设置有由轴承部分119可旋转地保持的按压构件105和按压弹簧151。按压弹簧151将朝向孔部分500的力施加到按压构件105。而且,按压构件105设置有按压肋152,并且挡板构件102设置有被按压肋123。在图15A所示的状态下,按压肋152与被按压肋123接触,并且挡板构件102朝向壳体110的上表面被偏压。另外,白色基准板设置挡板构件102的在孔部分500侧的面上。该白色基准板用于校准壳体110内部的白色光源21、线型传感器24等。当执行校准时,挡板构件102防止光经由孔部分500从壳体110泄漏到壳体的外部。而且,按压构件105具有在测量期间在孔部分500的位置处稳定作为测量目标的指尖的作用。

[0035] 图2是示出布置在测量装置1的壳体110内部的硬件的配置的图。CPU 50是执行测量装置1的总体控制的控制单元。CPU 50基于存储在ROM 51中的程序执行下文描述的各种类型的控制。应当注意,CPU 50存储在执行各种控制时使用的数据以及需要临时存储到RAM 52的数据。CPU 50可以经由总线(BUS) 53与ROM 51、RAM 52、I/O端口54、AD转换电路55和外部通信电路56通信。光源驱动电路60控制白色光源21的发光。另外,CPU 50可以通过经由I/O端口54控制光源驱动电路60而控制白色光源21的发光强度。而且,CPU 50可以经由I/O端口54设定线型传感器24的电荷累积时间。正如随后将描述的那样,线型传感器24经由聚光透镜22和衍射光栅23接收从白色光源21发射的光的反射光,并且将与接收光量相对应的电压输出到AD转换电路55。然后,CPU 50获得与经由AD转换电路55从线型传感器24输出的接收光量相对应的电压。而且,CPU 50配置成能够经由外部通信电路56与外部装置30通信。应当注意,聚光透镜22、衍射光栅23和线型传感器24构成光谱色度计(光谱传感器)。替代地,白色光源21、聚光透镜22、衍射光栅23和线型传感器24构成光谱传感器。

[0036] 图1是示出本实施例中的测量装置1的操作的框图。CPU 50通过与I/O端口54、光源驱动电路60、AD转换电路55、外部通信电路56、ROM 51和RAM 52协作地执行存储在ROM 51中的程序而用作图1中的控制单元10。发光控制单元11对应于CPU 50和光源驱动电路60,调节白色光源21的发光强度,并且控制白色光源21的发光。白色光源21发射具有延伸到整个可

见光的波长分布的光。例如,钨灯、白色LED、RGB(红,绿,蓝)三色LED等可以用作白色光源21。在本实施例中,白色光源21是白色LED,其中发射蓝光的LED元件由包括黄色荧光材料的树脂封装。图3A示出了在本实施例中使用的白色光源21对于各波长的相对强度(亮度)。在约450nm的波长处的峰值是蓝色LED的发光光谱,并且在约600nm的波长处的峰值是黄色荧光材料的光谱。该光谱是一旦接收来自LED元件的光就因荧光性从荧光材料发射光而导致的。

[0037] 如图1所示,从白色光源21发射的光70以相对于壳体110的孔部分500的法线方向约45度的角穿过该孔部分500,并在测量位置处照射作为测量目标90的指尖。然后,从照明光产生取决于测量目标90的光学吸收特性的散射光71。散射光71的一部分由聚光透镜22转换成平行光72,并且平行光72以90度的入射角入射到衍射光栅23上。衍射光栅23根据波长对入射光进行分光。分光后的分射光73入射在线型传感器24的像素上。线型传感器24的每个像素将与已入射到其上的分射光73的接收光量相对应的电压输出到接收光量检测单元12。图3B是线型传感器24的示意图。根据本实施例的线型传感器24包括以5nm为单位检测从约400nm至约700nm的波长范围内的可见光所需的60个像素。在本实施例中,测量装置1被校准和组装成使得线型传感器24的第一像素检测包括波长约为400nm的光在内的光,并且第60个像素检测包括波长约为700nm的光在内的光。接收光量检测单元12对应于CPU 50、AD转换电路55和I/O端口54。实际上,AD转换电路55将从线型传感器24输出的每个像素的电压转换为例如12位数字值,并且CPU 50从AD转换电路55获得表示各个像素的接收光量的数字值。本实施例的线型传感器24是电荷累积型,并且根据在预定累积时段期间入射在像素上的分射光的光量输出用于每个像素的电压信号。线型传感器24的累积时段由接收光量检测单元12(具体地由CPU 50经由I/O端口54)针对线型传感器24设定。

[0038] 生物信号生成单元13基于预定像素的光接收结果(即指示接收光量的值)生成生物信号。在本实施例中,活体的指尖是测量目标90,并且基于第38个像素(其检测包括波长约为590nm的光在内的光)的接收光量来生成生物信号。该生物信号也称为指尖体积描记图信号(fingertip plethysmogram signal)。用于生成生物信号的约590nm的波长是由血液中的血红蛋白吸收的光量相对较大的波长。

[0039] 外部通信单元17对应于外部通信电路56,并与外部装置30通信。外部装置30指示测量装置1开始测量和结束测量。此外,测量装置1将生物信号、通过多次微分生物信号而获得的信号、生物信号的周期C、生物信号的特征点等传输到外部装置30。应当注意,外部装置30可以根据生物信号的周期C计算脉搏速率。而且,外部装置30可以基于特征点及其取值来确定血管硬度。外部装置30例如是个人计算机或平板终端。应当注意,与外部装置30的通信可以是有线通信或无线通信。稍后将描述条件改变单元14。

[0040] 图4是用于检测生物信息的处理的流程图。一旦从外部装置30接收到开始测量的指令,测量装置1就在步骤S100中确定测量条件。应当注意,测量条件例如是白色光源21的发光强度和线型传感器24的电荷累积时段(光接收时段)。例如,发光控制单元11促使白色光源21以预定的发光强度发射光,并且接收光量检测单元12检测用于在预定时段期间生成生物信号的第38个像素的接收光量。此外,控制单元10确定白色光源21的发光强度和/或线型传感器24的电荷累积时段,以使得在预定时段期间检测到的接收光量的最大值接近于能够由AD转换电路55检测的电压范围的最大值,并且将这些值设定为测量条件。应当注意,预

定时段被设定为指尖体积描记图信号(即,将要生成的生物信号)的一个周期或多个周期,并且例如可以是两秒。应当注意,在步骤S100中,用于确定测量条件的白色光源21的发光强度被预先确定。控制单元10通过基于该发光强度和第38个像素的接收光量的最大值的计算来获得所使用的白色光源21的发光强度和/或线型传感器24的电荷累积时段。此外,该配置可以使得在改变用于每个预定时间段的白色光源21的发光强度和/或线型传感器24的电荷累积时段的情况下获得使接收光量的最大值恰当的白色光源21的发光强度和/或线型传感器24的电荷累积时段。在步骤S101中,控制单元10针对发光控制单元11和接收光量检测单元12设定已确定的测量条件。由此,发光控制单元11促使白色光源21以在步骤S100中已确定的发光强度发射光。此外,接收光量检测单元12针对线型传感器24设定在步骤S100中已确定的电荷累积时段。

[0041] 生物信号生成单元13基于在各个时刻的第38个像素的接收光量生成生物信号,并且将生物信号输出到周期计算单元15和特征计算单元16。应当注意,生物信号生成单元13可以通过按时间序列输出在各个时刻的第38个像素的接收光量来生成生物信号。此外,生物信号生成单元13可以通过将在各个时刻的第38个像素的接收光量以每一组均为预定数量的接收光量按区间划分、获得针对该预定数量的接收光量的平均值、并且按时间序列输出各个区间中的平均值来生成生物信号。此外,生物信号生成单元13可以通过获得在预定数量的时刻处的第38个像素的接收光量的移动平均值来生成生物信号。此外,可以通过对指示在各个时刻处的接收光量的信号或者指示按时间序列表示的接收光量的平均值的信号执行滤波处理来获得生物信号。在步骤S102中,周期计算单元15和特征计算单元16检测生物信号。然后,在步骤S103中,周期计算单元15基于生物信号的极值确定生物信号的周期C。例如,周期计算单元15基于生物信号的局部最小值的时间间隔来确定生物信号的周期C。图5A示出了生物信号以及生物信号的周期C(C1至C4构成的四个周期)的检测示例。此外,周期计算单元15还可以基于通过对生物信号进行两次微分而获得的加速度信号的局部最大值的时间间隔来确定生物信号的周期C。图5B示出了加速度信号以及已经基于加速度信号的局部最大值的时间间隔确定的生物信号的周期C(C'1至C'4构成的四个周期)的检测示例。

[0042] 此外,在步骤S104中,特征计算单元16计算生物信号的特征点及其取值。在本实施例中,在以生物信号的周期C的开始时刻为原点的情况下,特征点是通过两次微分生物信号而获得的加速度信号的前五个局部最大值和局部最小值。应当注意,生物信号的周期C的开始时刻是生物信号的局部最小值的时刻。图5C示出了五个特征点a、b、c、d和e的示例。应当注意,特征计算单元16还可以将通过对生物信号微分四次而获得的信号的局部最大值和局部最小值确定为特征点。更一般地,特征计算单元16可以将通过对生物信号进行一次或多次微分而获得的微分信号中的变化点的相关信息确定为特征量。此外,特征点的数量不限于五个,而可以是另外的数量。在步骤S105中,外部通信单元17将生物信号、加速度信号、生物信号的周期C、以及特征点及其取值输出到外部装置30。在步骤S106中,控制单元10确定是否已从外部装置30接收到结束测量的指令,并且重复从步骤S102开始的处理直至接收到结束测量的指令。

[0043] 图6是用于在重复图4中的步骤S102至S105的处理时执行的改变测量条件的处理的流程图。在步骤S200中,条件改变单元14等待直至周期计算单元15完成生物信号的周期C

的计算。图7A示出了周期计算单元15在时刻Ta检测到生物信号的周期C1结束的状态。在本实施例中，周期计算单元15通过检测生物信号的振幅连续增加预定时段以上来检测出生物信号的局部最小值。也就是说，周期计算单元15在该事件之后检测出生物信号的周期C1的结束时刻(局部最小值的时刻)。

[0044] 一旦在时刻Ta检测到生物信号的前一周期结束，条件改变单元14就在步骤S201中等待直至特征计算单元16完成在当前周期C(图7A中的周期C2)的特征点的计算。特征点的计算结束时的时刻在图7A中示出为时刻Tb。一旦完成特征点的计算，条件改变单元14就在步骤S202中计算从当前周期C2的开始时刻到生物信号的特征点计算结束的时段作为特征点计算时段P。特征点计算时段P是从周期C1的结束时刻(周期C2的开始时刻)到时刻Tb的时段。在步骤S203中，条件改变单元14确定是否需要改变测量条件。例如，条件改变单元14在当前周期中的特征点计算时段P中获得生物信号的峰值M，并且如果峰值M不在预定范围内，则确定需要改变测量条件。例如，当AD转换电路55具有12位分辨率时，预定范围可以是3800至4000，这接近于AD转换电路55可以检测的最大值。

[0045] 一旦确定不需要改变测量条件，条件改变单元14就在步骤S207中确定生物信息的测量是否已结束，如果未结束则重复从步骤S200开始的处理。另一方面，一旦确定需要改变测量条件，条件改变单元14就在步骤S204中确定是否可以改变测量条件。在本实施例中，条件改变单元14将当前周期C2的结束时刻作为预估时刻CX进行估算，并且如果测量条件的改变将在预估时刻CX之前完成，则确定测量条件可以改变。另一方面，如果测量条件的改变无法在预估时刻CX之前完成，则条件改变单元14确定不能改变测量条件。在本实施例中，预估时刻CX是在周期C2的开始时刻之后一定时段(该一定时段对应于前一周期C1)的时刻。此外，该配置可以通过使用过去的多个周期C的平均值代替前一周期C来计算预估时刻CX。应当注意，生物信号的周期是变化的，因此，条件改变单元14可以使用变化余量Z(即生物信号的变化量)来计算预估时刻CX。在此情况下，条件改变单元14将预估时刻CX确定为比一定时刻早变化余量Z的时刻，该一定时刻是在周期C2的开始时刻之后经历了前一周期的时段或者经历了过去的多个周期的时段的平均值的时刻。此外，变化余量Z的值被预先存储在ROM 51中。在该示例中，变化余量Z为100毫秒。

[0046] 条件改变单元14获得特征点计算时段P和改变测量条件所需的改变时段D的合计值S1，并且将比周期C2的开始时刻晚合计值S1的时刻确定为完成时刻CP。然后，如果完成时刻CP在预估时刻CX之后，则条件改变单元14确定不能改变测量条件，如果完成时刻CP不在预估时刻CX之后，则确定可以改变测量条件。换句话说，条件改变单元14通过将完成特征点的计算的时刻Tb直至预估时刻CX的时段与改变时段D进行比较来确定是否可以在该时段中完成测量条件的改变。也就是说，如果该时段短于改变时段D，则条件改变单元14确定不能改变测量条件，如果该时段不短于改变时段D，则确定可以改变测量条件。这里，改变时段D是从测量条件已改变的时刻直至生物信号稳定从而可以基于生物信号确定周期和特征点的时段。例如，如果白色光源21的发光强度改变，则直至发光强度稳定的等待时段被包括在改变时段D中。另外，如果接收光量检测单元12包括滤波器电路例如低通滤波器，则基于滤波器的时间常数的时段被包括在改变时段D中。而且，如果生物信号生成单元13通过对时间序列中的数字值执行移动平均处理等来生成生物信号，则执行平均处理所需的时段被包括在改变时段D中。在本实施例中，在测量期间仅改变了白色光源21的发光强度，并且生物信

号生成单元13通过对时间序列中的数字值执行移动平均处理来生成生物信号。在此情况下,直至发光强度稳定的等待时间是20毫秒,执行移动平均处理所需的时段是80毫秒,并且改变时段D可以设定为100毫秒(即20毫秒与80毫秒之和)。

[0047] 应当注意,如果为了检测生物信号的局部最小值而需要在预定时段内检测到生物信号在取得局部最小值之前的振幅的减小,则条件改变单元14可以取该预定时段作为计算合计值S1的检测时段Y。在此情况下,条件改变单元14可以通过获得特征点计算时段P、改变时段D和检测时段Y的合计值S1来确定完成时刻CP。也就是说,如果从完成特征量的计算的时刻Tb直至预估时刻CX的时段短于改变时段D与检测时段Y之和,则条件改变单元14确定不能改变测量条件,反之则确定可以改变测量条件。

[0048] 返回图6,一旦在步骤S204中确定可以改变测量条件,条件改变单元14就在步骤S205中基于在特征点计算时段P中的生物信号的最大值M来计算新的测量条件。在该示例中,在测量期间白色光源21的发光强度变化并且线型传感器24的电荷累积时段固定。确定测量条件的方法类似于图4的步骤S100中描述的方法,并且省略其重复描述。条件改变单元14将测量条件改变为在步骤S206中确定的测量条件。图7B示出了在时刻Tb改变测量条件时的生物信号的示例。图7C示出了在时刻Tb改变测量条件时的加速度信号的示例。条件改变单元14重复从步骤S200开始的处理,直至从外部装置30接收到结束测量的指令。

[0049] 例如,作为测量目标90的手指对孔部分500的透明盖400的按压力以及透明盖400与测量目标90之间的接触状态可以在测量期间改变。在此情况下,测量开始时确定的测量条件在状态已改变之后可能不再适用于测量目标90。所以,在本实施例中,测量期间在必要的情况下改变测量条件。这里,在本实施例中,确定是否可以在从在生物信号的某个周期中计算出特征点的时刻直至下一周期的开始的时段中改变测量条件。如果可以在下一周期开始之前改变测量条件,则改变测量条件。也就是说,如果可以在不用于检测生物信息的生物信号的信号时段中改变测量条件,则改变测量条件。根据该配置,即使在测量目标90的状态已改变的情况下,也可以改变测量条件而无需中断特征点以及生物信号周期的计算。

[0050] 应当注意,例如,图6中的步骤S204的结果为“否”的情况对应于尽管已确定需要改变测量条件,但是测量条件不能改变的情况。所以,该配置也可以使得如果图6中的步骤S204的处理结果连续为“否”达到预定次数,则强制改变测量条件。在此情况下,尽管中断了一个周期中的特征点的计算,但是鉴于事实上测量条件并不合适,因此能够抑制生物信号的检测精度的降低。

[0051] 第二实施例

[0052] 接下来,将描述第二实施例,重点描述与第一实施例的区别。在第一实施例中,在图6的步骤S205中确定修正的测量条件,并且将测量条件改变为在步骤S206中确定的测量条件。在本实施例中,测量条件的变化量是受限的。图8是根据本实施例的用于改变测量条件的处理的流程图。从步骤S300到步骤S303的处理与图6中的从步骤S200到步骤S203的处理相同,并且省略其描述。

[0053] 如果在步骤S303中已确定需要改变测量条件,则条件改变单元14在步骤S304中确定在当前周期结束之前是否将完成测量条件的改变。同样地,在本实施例中,条件改变单元14获得预估时刻CX,并且将比当前时间晚改变时段D的时刻确定为完成时刻CP,这类类似于第一实施例。然后,如果完成时刻CP在预估时刻CX之后,则条件改变单元14确定不能改变测量

条件,反之则确定可以改变测量条件。如果在步骤S304中确定可以改变测量条件,则条件改变单元14在步骤S305中确定新的测量条件。确定新的测量条件的方法类似于第一实施例中的方法。接下来,条件改变单元14在步骤S306中确定测量条件的改变量。例如,如果白色光源21的发光强度改变,则条件改变单元14通过计算出相对于改变之前的强度的一定百分比来获得改变量的上限。例如,该百分比可以是0.5%。此外,如果在步骤S305中已确定的测量条件的改变量超过该上限,则条件改变单元14将该上限确定为改变量。另一方面,如果在步骤S305中已确定的测量条件的改变量不超过上限,则将在步骤S306中确定的改变量就是在步骤S305中所确定的测量条件的改变量。应当注意,也可以使用绝对值代替百分比来指定改变量的上限。应当注意,改变量的上限值或者用于确定上限值的参数被预先存储在ROM 51中。

[0054] 在步骤S307中,条件改变单元14按照在步骤S306中确定的改变量改变测量条件。然后,条件改变单元14在步骤S308中确定修正的测量条件是否为在步骤S305中确定的测量条件。如果修正的测量条件是在步骤S305中确定的测量条件,则条件改变单元14在步骤S309中确定生物信息的测量是否已经结束。另一方面,如果修正的测量条件未达到在步骤S305中确定的测量条件,则条件改变单元14重复从步骤S304开始的处理。应当注意,如果重复从步骤S304开始的处理,则条件改变单元14将比在步骤S307中改变测量条件的时刻晚预定时段W的时刻设定为到当前时刻,这是在步骤S304的下一次确定中计算完成时刻CP时的基准点。应当注意,预定时段W可以与改变时段D相同。也就是说,如果在生物信号的一个周期中多次改变测量条件,则条件改变单元14确保将预定时段W作为改变测量条件的时间间隔。其原因在于,在先前的测量条件改变之后,要在生物信号已稳定之后才可以进行测量条件的下一次改变。

[0055] 图9A示出了在从计算特征点的时刻Tb直至时刻Tc的时段中多次改变测量条件的方式。测量条件的在时间上相邻的改变时刻的间隔是预定时段W,如上所述。图9B示出了在生物信号的两个周期的每一个周期中、在从时刻Tb到时刻Tc的时段中改变测量条件时的生物信号的示例。图9C示出了在生物信号的两个周期的每一个周期中、在从时刻Tb到时刻Tc的时段中多次改变测量条件时的加速度信号的示例。

[0056] 如上所述,在本实施例中,作为对测量条件的改变量设置上限的结果,相对于测量条件的变化,生物信号和加速度信号的变化可以被抑制。例如,当检测体积描记图信号作为生物信号并且在外部装置30中显示加速度信号的情况下执行测量时,可以减少在除加速度信号的特征点之外的位置处的不必要的信号变化。此外,当根据加速度信号的局部最大值的间隔计算脉搏速率时,可以降低由于测量条件的改变引起加速度信号的改变而错误地检测脉搏速率的可能性。

[0057] 第三实施例

[0058] 接下来,将描述第三实施例,重点描述与第一实施例的区别。图10是用于描述本实施例中的测量装置1的操作的框图。应当注意,与图1的框图中的组成要素相类似的组成要素被赋予相同的附图标记,并且将省略重复的描述。在本实施例中,白色光源21是使用了钨光的白色LED。图11A示出了在本实施例中使用的白色光源21针对各波长的相对强度(亮度)。图11B是本实施例中的线型传感器24的示意图。根据本实施例的线型传感器24包括以5nm为单位检测波长范围为从约400nm到约1000nm的可见光所需的120个像素。在本实施例

中,测量装置1被校准和组装成使得线型传感器24的第一像素检测的光包括波长约为400nm的光,并且第120个像素检测的光包括波长约为1000nm的光。

[0059] 第一生物信号生成单元13类似于第一实施例中的生物信号生成单元13。然而,由于在本实施例中存在两个生物信号生成单元,因此第一实施例中的生物信号生成单元13在本实施例中被称为第一生物信号生成单元13。在以活体的指尖为测量目标90的情况下,第一生物信号生成单元13基于检测波长约为590nm的光的第38个像素的接收光量生成第一生物信号。

[0060] 第二生物信号生成单元19生成第二生物信号(其指示线型传感器24的多个像素中的检测波长约为660nm的光的第52个像素以及检测波长约为940nm的光的第108个像素的接收光量的相应时间变化),并且将第二生物信号输出到生物信息检测单元20。生物信息检测单元20基于第二生物信号确定经皮动脉血氧饱和度(SpO₂)。SpO₂指示与氧分子结合的动脉血中的血红蛋白分子的百分比。在SpO₂的检测中,生物信息检测单元20根据公式 $R = P_{660} / P_{940}$ 获得SpO₂的值R。这里,P₆₆₀是第52个像素(约660nm)的接收光量,并且P₉₄₀是第108个像素(约940nm)的接收光量。应当注意,根据在相同时刻的第52个像素的接收光量和第108个像素的接收光量来获得SpO₂。生物信息检测单元20通过在预先制作的值R和SpO₂之间的校准曲线中获得SpO₂在基于第二生物信号获得的值R处的取值来确定SpO₂。

[0061] 外部通信单元17对应于外部通信电路56,并且与外部装置30进行通信。外部装置30指示测量装置1开始测量和结束测量。此外,测量装置1将第一生物信号、通过多次微分第一生物信号获得的信号、第一生物信号的周期C、第一生物信号的特征点、所确定的SpO₂等传输到外部装置30。应当注意,外部装置30可以根据第一生物信号的周期C计算脉搏速率。而且,外部装置30可以基于第一生物信号的特征点及其取值来确定血管硬度。应当注意,该配置可以使得将第二生物信号传输到外部装置30并且由外部装置30确定SpO₂,而不是在控制单元内部确定SpO₂。

[0062] 图12是根据本实施例的用于检测生物信息的处理的流程图。一旦从外部装置30接收到开始测量的指令,测量装置1就在步骤S400中确定测量条件A和B。应当注意,测量条件例如是白色光源21的发光强度和线型传感器24的电荷累积时段(光接收时段)。此外,测量条件A是用于生成第一生物信号的测量条件,并且测量条件B是用于生成第二生物信号的测量条件。

[0063] 首先,将描述测量条件A的确定。例如,发光控制单元11促使白色光源21以预定的发光强度发射光,并且接收光量检测单元12检测用于在预定时段期间生成第一生物信号的第38个像素的接收光量。此外,控制单元10确定白色光源21的发光强度和/或线型传感器24的电荷累积时段,以使得在预定时段期间检测到的接收光量的最大值(峰值)接近于AD转换电路55所能够检测的电压范围的最大值,并且将这些值设定为测量条件A。应当注意,预定时段被设定为指尖体积描记图信号(即,将要生成的第一生物信号)的一个或多个周期,并且例如可以是两秒。应当注意,在步骤S400中用于确定测量条件A的白色光源21的发光强度被预先确定。此外,控制单元10基于该发光强度和第38个像素的接收光量的最大值来确定测量条件A。

[0064] 接下来,将描述测量条件B的确定。基于第52个像素(约660nm)的接收光量和第108个像素(约940nm)的接收光量生成第二生物信号,如上所述。所以,与测量条件A的确定类似

地,发光控制单元11促使白色光源21以预定的发光强度发射光,并且接收光量检测单元12检测在预定时段期间的第52个像素和第108个像素的接收光量。此外,控制单元10确定白色光源21的发光强度和/或线型传感器24的电荷累积时段,以使得在预定时段期间检测到的第52个像素和第108个像素的接收光量接近于AD转换电路55所能够检测的电压范围的最大值,并且将这些值设定为测量条件B。应当注意,测量条件A和B可以并行地确定或者分别确定。此外,该配置可以使得测量条件被确定为:对于每个预定时段,在改变白色光源21的发光强度和/或线型传感器24的电荷累积时段时,使用于生成生物信号的像素的接收光量的最大值是适当的。

[0065] 控制单元10在步骤S401中针对发光控制单元11和接收光量检测单元12设定已确定的测量条件A。由此,发光控制单元11促使白色光源21以符合测量条件A的发光强度发射光。此外,接收光量检测单元12针对线型传感器24设定符合测量条件A的电荷累积时段。第一生物信号生成单元13基于相应时刻的第38个像素的接收光量生成第一生物信号,并且将第一生物信号输出到周期计算单元15和特征计算单元16。

[0066] 在周期计算单元15和特征计算单元16中执行的处理类似于第一实施例中的处理。当特征计算单元16已完成所有特征点的计算时,条件改变单元14在步骤S405中确定第二生物信号的检测时段Q。图13是示出检测时段Q的图。图13中的时刻Ta是周期计算单元15检测到第一生物信号的周期C1的结束(即,局部最小值)的时刻。图13中的时刻Tb是特征计算单元16已完成所有特征点的计算的时刻。此外,时刻CX是估计当前周期C2结束的预估时刻。条件改变单元14将比周期C2的开始时刻晚一定时段(该一定时段对应于前一周期C1)的时刻估算为预估时刻CX。此外,该配置可以使得使用过去的多个周期C的平均值而不是使用前一周期C来计算预估时刻CX。应当注意,第一生物信号的周期是变化的,并且因此,条件改变单元14可以使用变化余量Z(即第一生物信号的变化量)来计算预估时刻CX。在此情况下,条件改变单元14将预估时刻CX确定为比一定时刻早变化余量Z的时刻,该一定时刻是在周期C2的开始时刻之后经历了前一周期的时长或者经历了过去的多个周期的时长的平均值的时刻。应当注意,变化余量Z的值被预先存储在ROM 51中。

[0067] 条件改变单元14获得比预估时刻CX早改变时段D的时刻Tc,并且将该时刻Tc确定为检测时段的结束时刻。此外,条件改变单元14将从时刻Tb到时刻Tc的时段确定为检测时段Q。改变时段D类似于第一实施例中的改变时段。应当注意,如果为了检测生物信号的局部最小值而需要在预定时段内检测到生物信号在取得局部最小值之前的振幅的减小,则条件改变单元14可以使用该预定时段作为检测时段Y来计算时刻Tc。在此情况下,条件改变单元14将比预估时刻CX早一定时段(该一定时段是改变时段D与检测时段Y之和)的时刻确定为时刻Tc。

[0068] 返回图12,控制单元10针对发光控制单元11和接收光量检测单元12设定已在步骤S406(时刻Tb)确定的测量条件B。在测量条件被切换成测量条件B之后,当从测量条件A到测量条件B的改变时段已经过去时,第二生物信号生成单元19生成第二生物信号,并且将第二生物信号输出到生物信息检测单元20。由此,生物信息检测单元20基于由第二生物信号指示的第52个像素(约660nm)和第108个像素(约940nm)的接收光量来确定SpO₂。应当注意,由于线型传感器24输出了每个电荷累积时段的接收光量,因此生物信息检测单元20会在检测时段Q期间多次确定SpO₂。此外,当检测时段Q已经过去时,生物信息检测单元20获得在检测

时段期间所获得的多条SpO₂数据的平均值。

[0069] 在步骤S406中设定了测量条件B之后,控制单元10在步骤S407中等待直至检测时段Q已经过去。当检测时段Q已经过去时,控制单元10在步骤S408(时刻T_c)针对发光控制单元11和接收光量检测单元12设定测量条件A。此外,控制单元10在步骤S409中确定是否已从外部装置30接收到结束测量的指令,并且重复从步骤S403开始的处理,直至接收到结束测量的指令。应当注意,每当第一生物信号的一个周期已完成时,外部通信单元17就将加速度信号、生物信号的周期C、特征点及其取值、以及SpO₂的平均值输出到外部装置30。

[0070] 如上所述,在通过生成第一生物信号测量生物信息的时段中设定适于生成第一生物信号的测量条件。此外,基于第一生物信号的过去的一个或多个周期获得估计第一生物信号的当前周期结束的预估时刻CX。此外,当已根据当前周期的第一生物信号计算特征点时,基于已计算特征点的时刻和预估时刻CX来确定基于第二生物信号的生物信息的检测时段Q。应当注意,这里考虑了改变测量条件所需的时段。此外,在检测时段Q中设定适于生成第二生物信号的测量条件。根据该配置,可以在继续根据第一生物信号计算特征点的同时基于第二生物信号精确地确定SpO₂。也就是说,在不中断测量的情况下,可以使用适合于检测目标的多条生物信息的测量条件,并且可以改善每条生物信息的检测精度。应当注意,在本实施例中,检测时段Q包括将测量条件从测量条件A改变为测量条件B所需的改变时段。然而,该配置可以使得从测量条件A到测量条件B的改变时段不被包括在检测时段Q中。在此情况下,检测时段Q的开始时刻是比时刻T_b晚一定时段(该一定时段是从测量条件A到测量条件B的改变时段)的时刻。

[0071] 第四实施例

[0072] 接下来,将描述第四实施例,重点描述着与第三实施例的区别。在本实施例中,生物信息检测单元20除了SpO₂之外还要确定碳氧血红蛋白浓度(SpCO)。可以基于检测波长约为620nm的光的第44个像素、检测波长约为660nm的光的第52个像素、检测波长约为810nm的光的第82个像素、以及检测波长约为940nm的光的第108个像素的接收光量来检测SpCO。应当注意,例如,在日本专利公报特开2015-000127中描述了基于四个波长处的接收光量确定SpCO的方法。

[0073] 图14是根据本实施例的用于检测生物信息的处理的流程图。应当注意,类似于图12的流程图中的步骤被赋予相同的步骤编号,并且将省略其描述。在步骤S500中,一旦从外部装置30接收到开始测量的指令,测量装置1就确定测量条件A、B和C。测量条件A和B类似于第三实施例。测量条件C是用于测量SpCO的条件,并且是用于使相应地接收用于检测SpCO的不同波长的光通量的四个像素的接收光量中的最大值接近于能够由AD转换电路55检测的电压范围的最大值的条件。

[0074] 在步骤S405中一旦确定了检测时段Q,条件改变单元14就在步骤S501中确定该测量是否为奇数次测量。如果该测量是奇数次测量,则条件改变单元14在步骤S406中针对发光控制单元11和接收光量检测单元12设定测量条件B。此外,第二生物信号生成单元19生成指示第52个像素(约660nm)和第108个像素(约940nm)的接收光量的第二生物信号。由此,生物信息检测单元20在检测时段Q期间确定SpO₂。另一方面,如果该测量是偶数次测量,则条件改变单元14在步骤S502中针对发光控制单元11和接收光量检测单元12设定测量条件C。此外,第二生物信号生成单元19生成指示第44个像素(约620nm)、第52个像素(约660nm)、第

82个像素(约810nm)和第108个像素(约940nm)的接收光量的第二生物信号。由此,生物信息检测单元20在检测时段Q期间确定SpC0。应当注意,在本实施例中,外部通信单元17针对第一生物信号的每个周期将Sp02和SpC0交替地输出到外部装置30。

[0075] 如上所述,在本实施例中,针对第一生物信号的每个周期切换用于生成第二生物信号的像素。根据该配置,可以增加要检测的生物信息的类型数量,而且不会降低检测精度。应当注意,使用第二生物信号检测的生物信息的类型数量可以是三类以上。在此情况下,也要获得用于相应种类的生物信息的测量条件,并且针对第一生物信号的每个周期顺序地选择和设定一个测量条件。应当注意,指示多种类型的生物信息的测量序列的信息被预先存储在ROM 51中。

[0076] 应当注意,作为示例,已经在假设测量条件包括白色光源21的发光强度和线型传感器24的电荷累积时段的前提下描述了上述实施例。测量条件不限于此,并且配置可以使得测量条件包括例如线型传感器24的光接收灵敏度(增益)。而且,在第四实施例中,在一个检测时段Q中仅检测了Sp02或SpC0。然而,该配置可以使得根据检测时段Q的时间将一个检测时段Q分成第一半部和第二半部,并且在第一半部中检测Sp02以及在第二半部中检测SpC0。

[0077] 其他实施例

[0078] 应当注意,在上述的实施例中,测量装置1的线型传感器24接收来自测量目标90的反射光,但是该配置可以使得线型传感器24接收透射光。而且,本发明的测量装置1的外观和机械结构不受限于图15A和15B所示的内容。

[0079] 本发明的实施例还可以通过读出并执行记录在存储介质(也可以更完整地称为“非暂时性计算机可读存储介质”)上的计算机可执行指令(例如一个或多个程序)以执行一个或多个上述实施例的功能和/或包括用于执行一个或多个上述实施例的功能的一个或多个电路(例如专用集成电路(ASIC))的系统或装置的计算机来实现,以及由系统或装置的计算机执行的方法实现,例如通过从存储介质读出并执行计算机可执行指令以执行一个或多个上述实施例的功能和/或控制一个或多个电路以执行一个或多个上述实施例的功能来实现。计算机可以包括一个或多个处理器(例如中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)),并且可以包括单独的计算机或单独的处理器通过网络以读出并执行计算机可执行指令。可以将计算机可执行指令例如从网络或存储介质提供给计算机。存储介质可以包括例如硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、分布式计算系统的存储器、光盘(例如压缩盘(CD))、数字通用光盘(DVD)或蓝光光盘(BD)TM、闪存装置、存储卡等中的一种或多种。

[0080] 其它实施例

[0081] 本发明的实施例还可以通过如下的方法来实现,即,通过网络或者各种存储介质将执行上述实施例的功能的软件(程序)提供给系统或装置,该系统或装置的计算机或是中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)读出并执行程序的方法。

[0082] 尽管已经参考示例性实施例描述了本发明,但是应当理解,本发明不限于所公开的示例性实施例。所附权利要求的范围应被赋予最广泛的解释以便涵盖所有这样的变型以及等同的结构和功能。

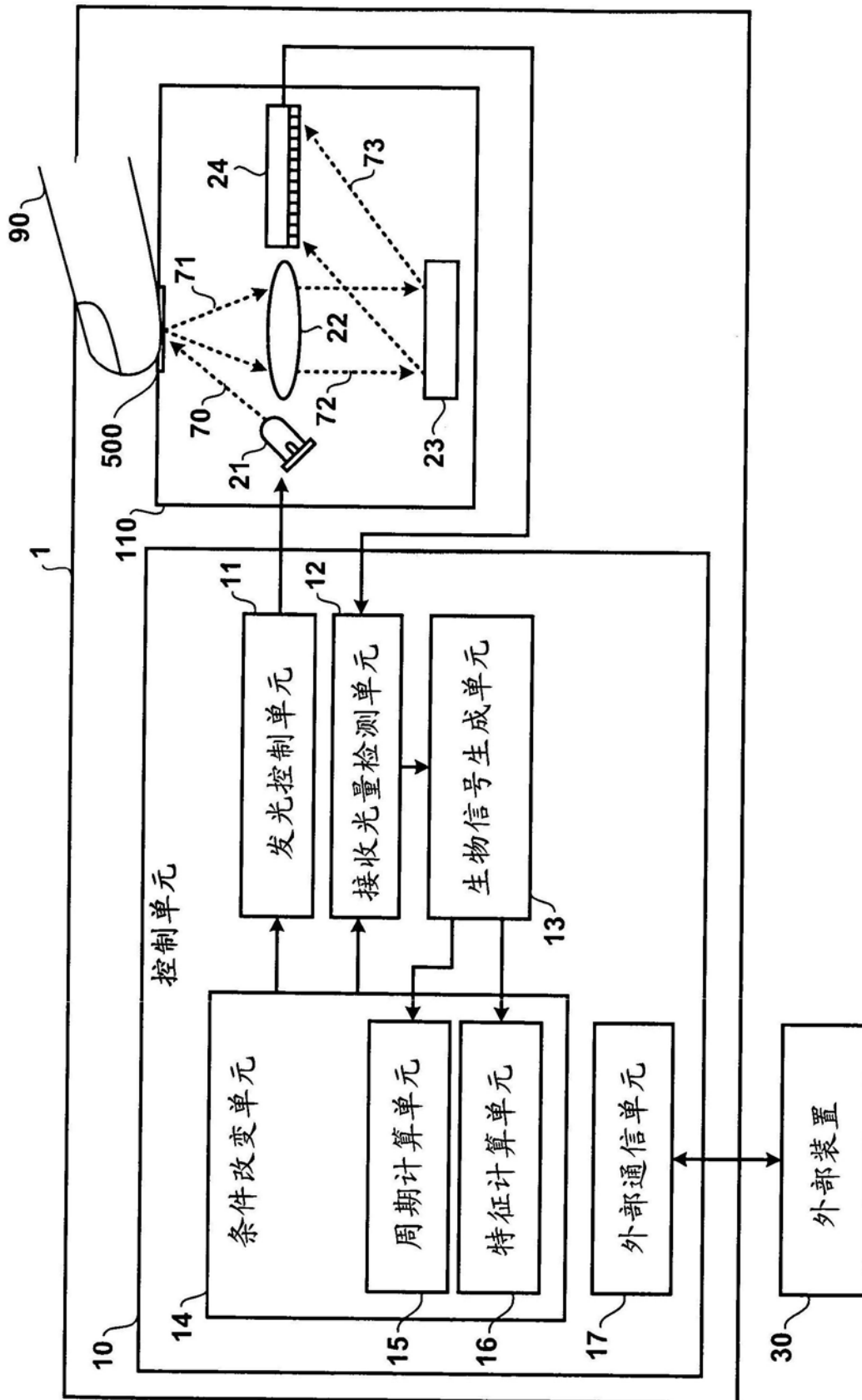


图1

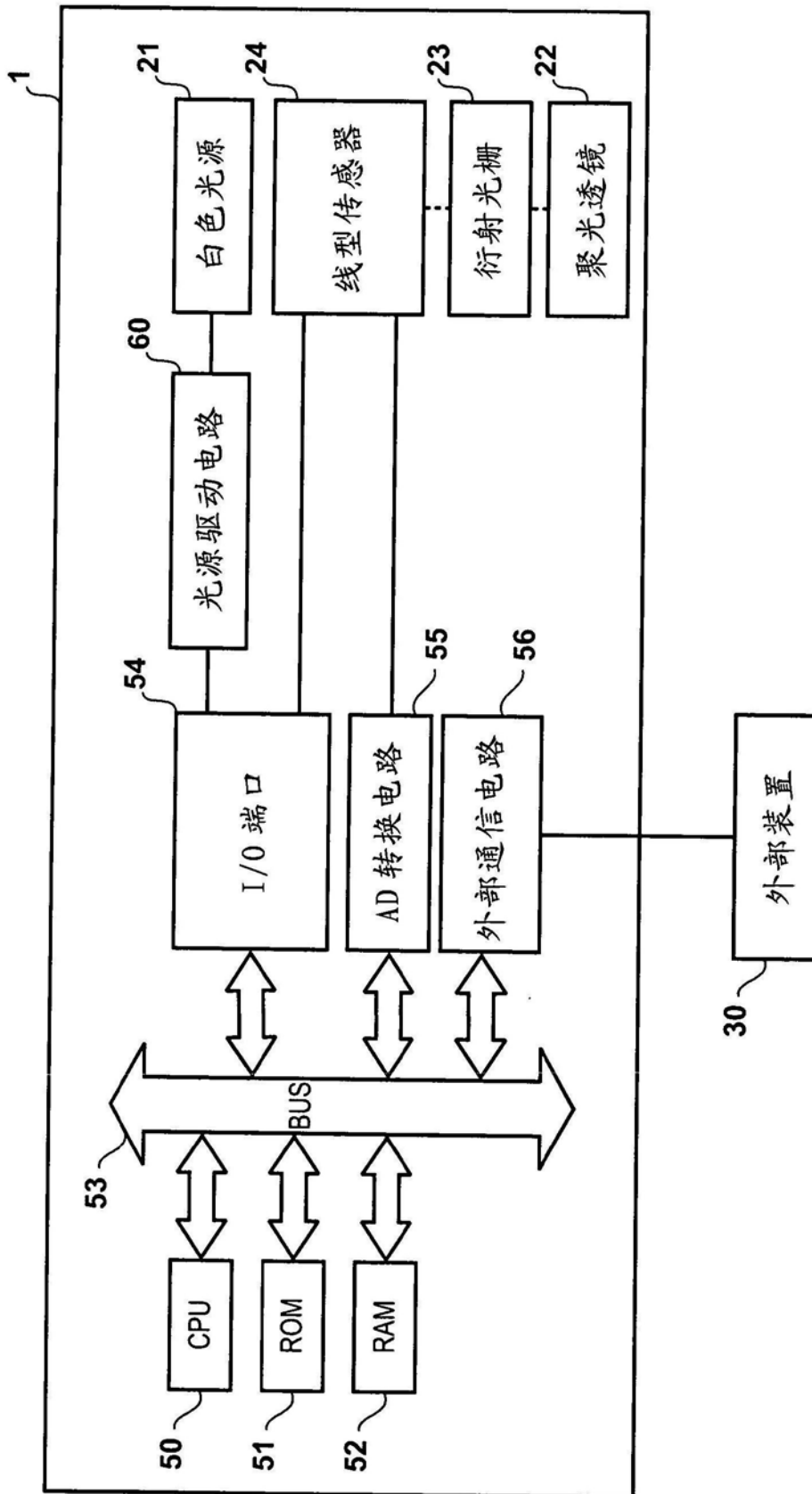


图2

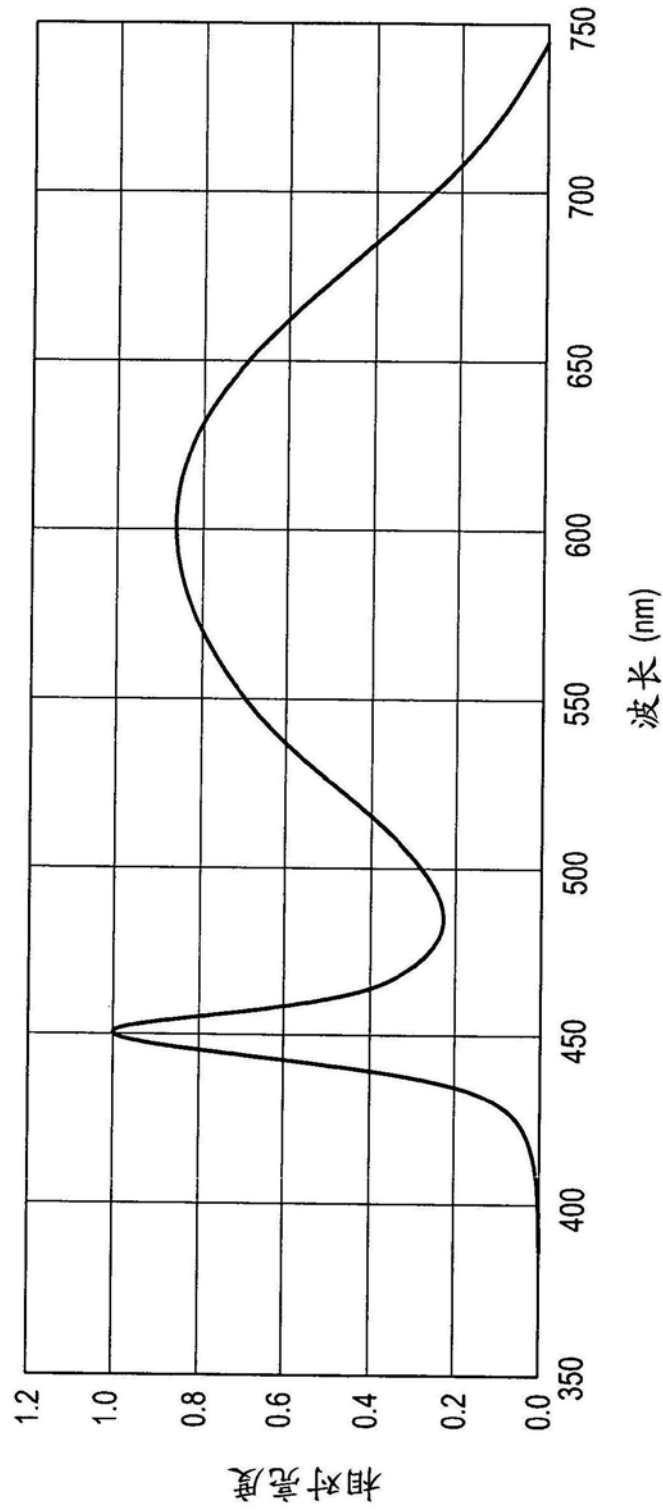


图3A

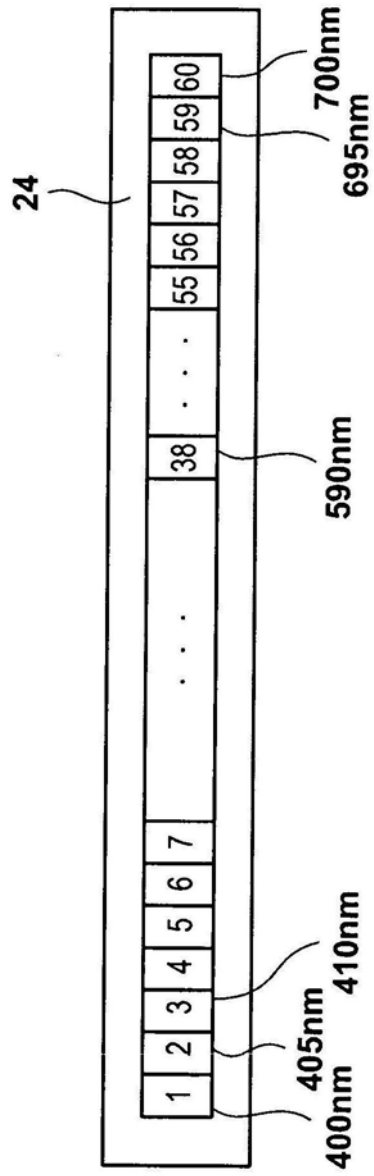


图3B

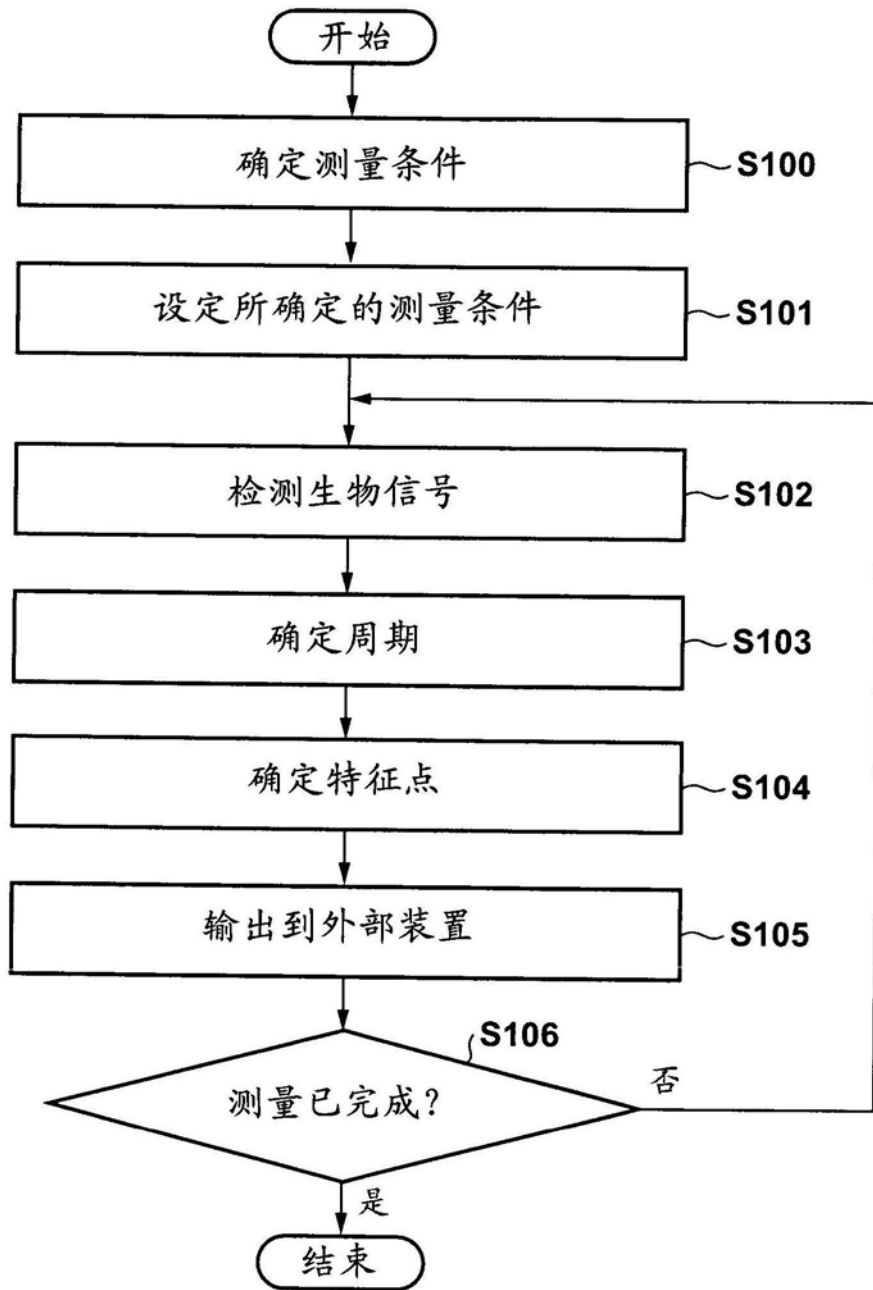


图4

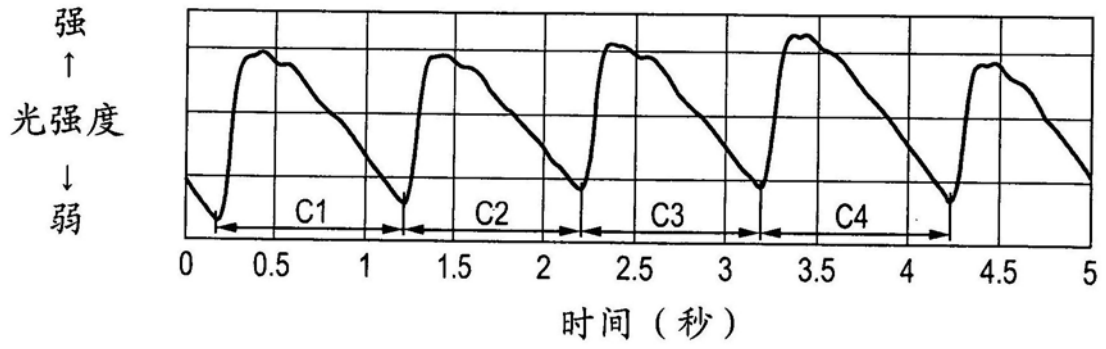


图5A

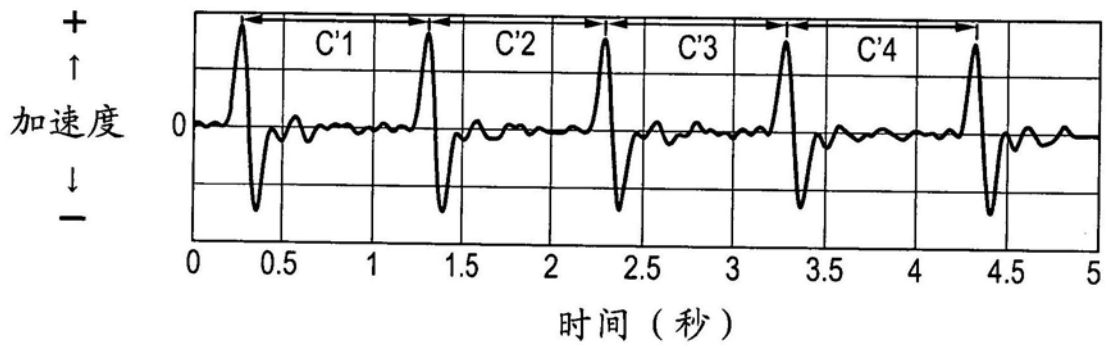


图5B

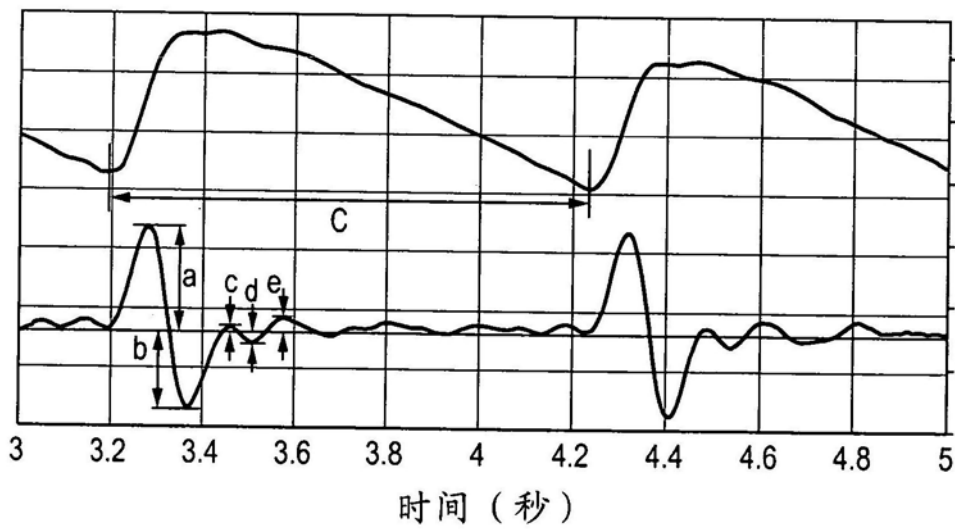


图5C

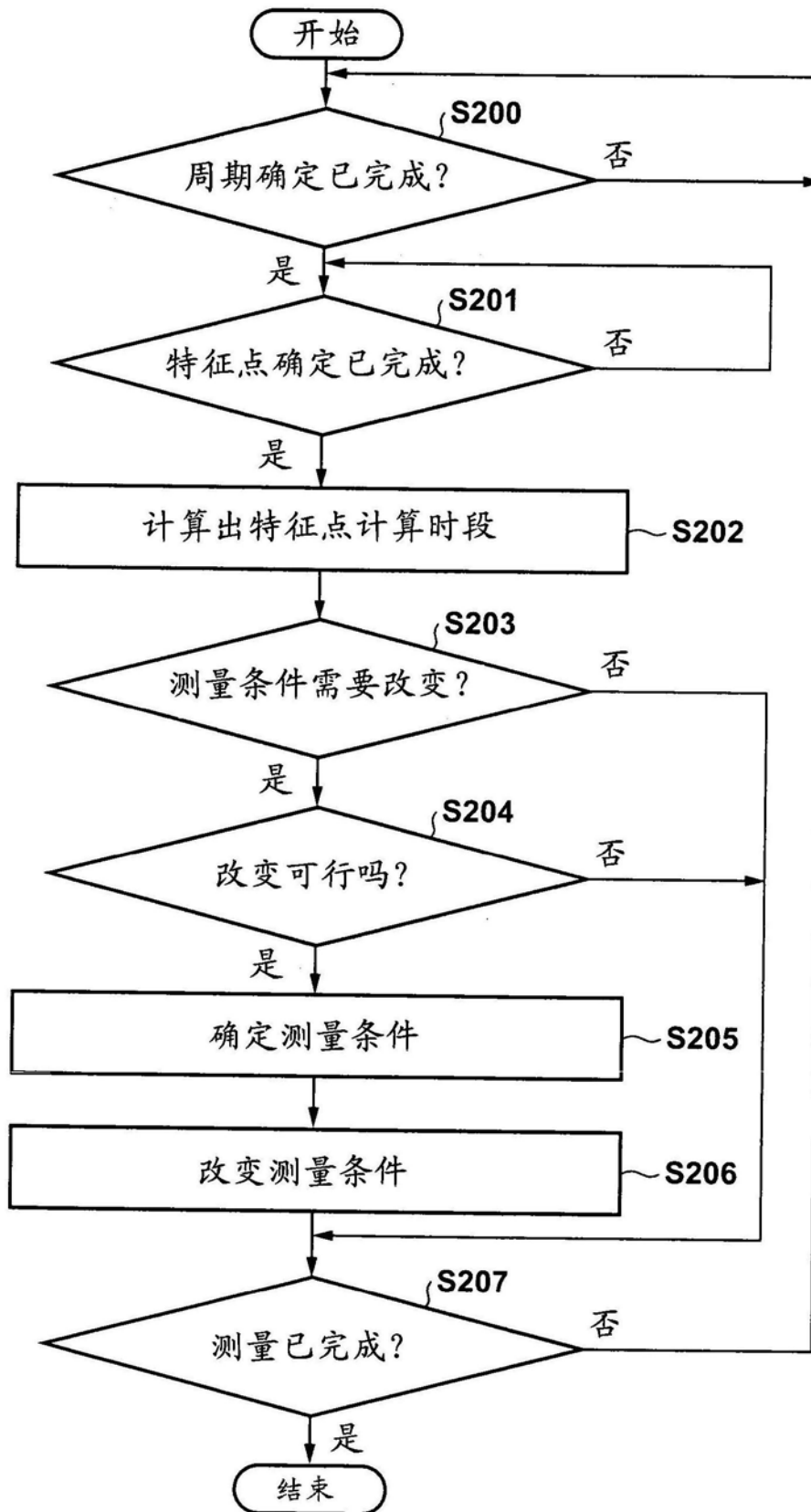


图6

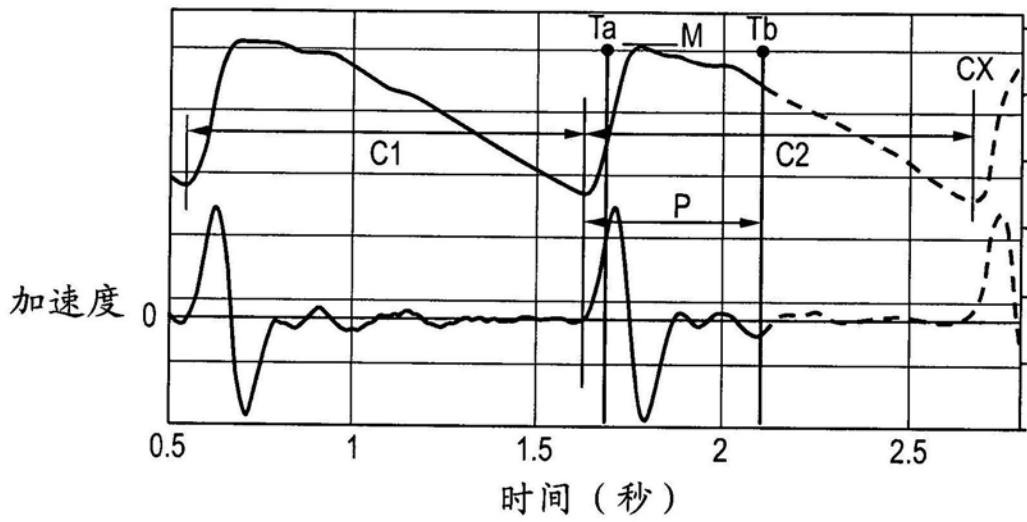


图7A

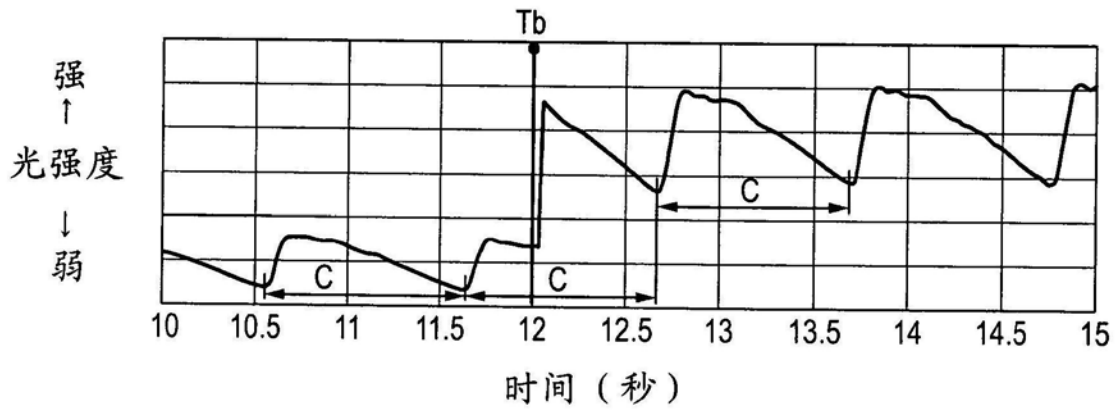


图7B

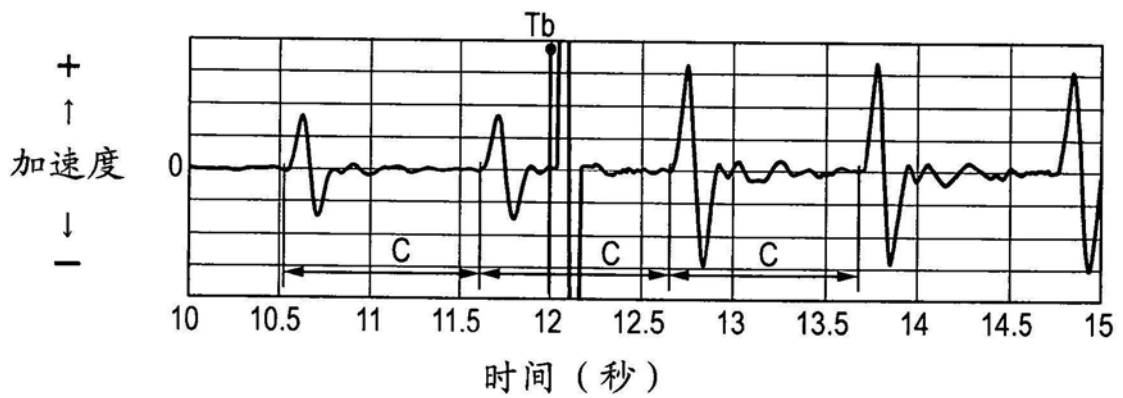


图7C

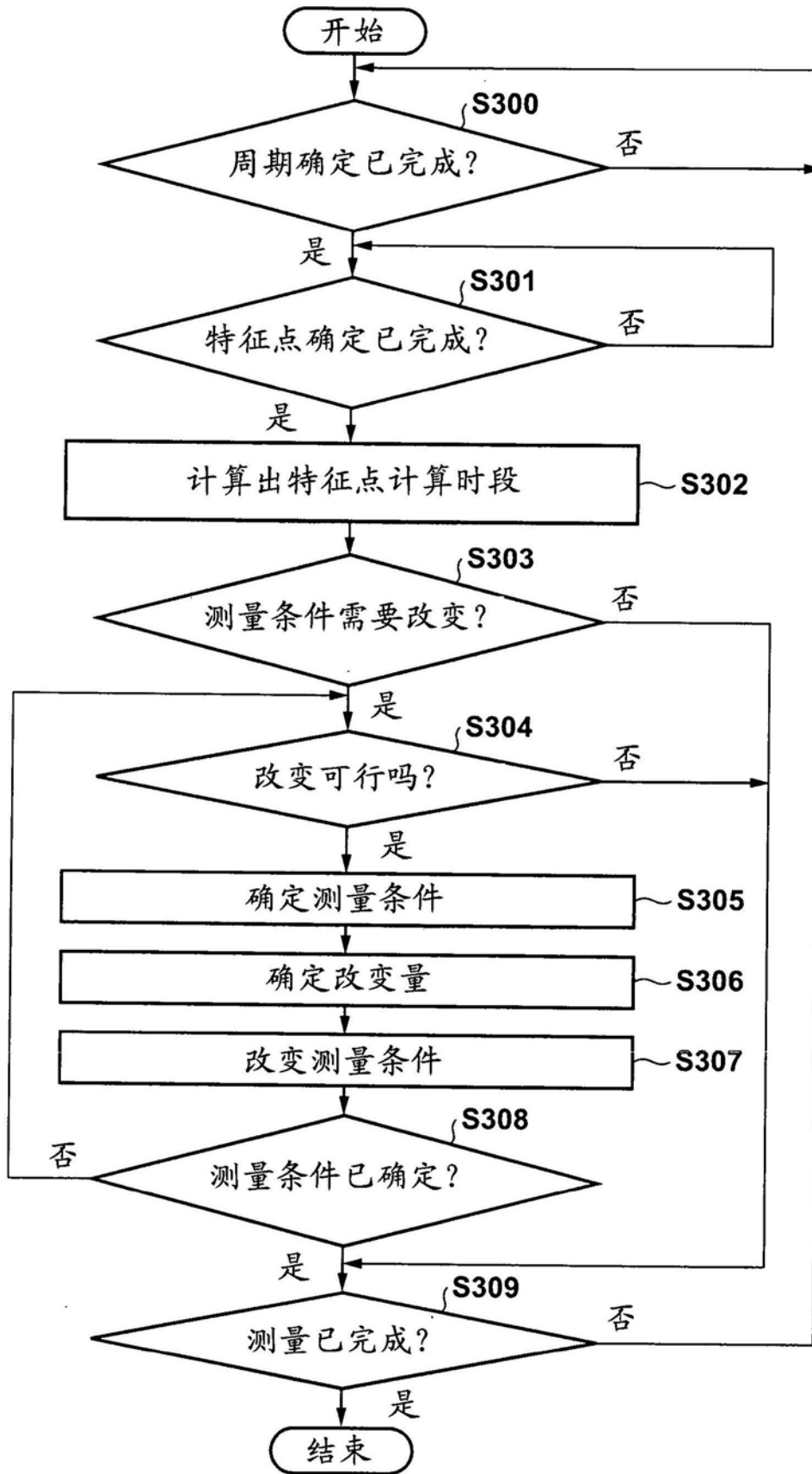


图8

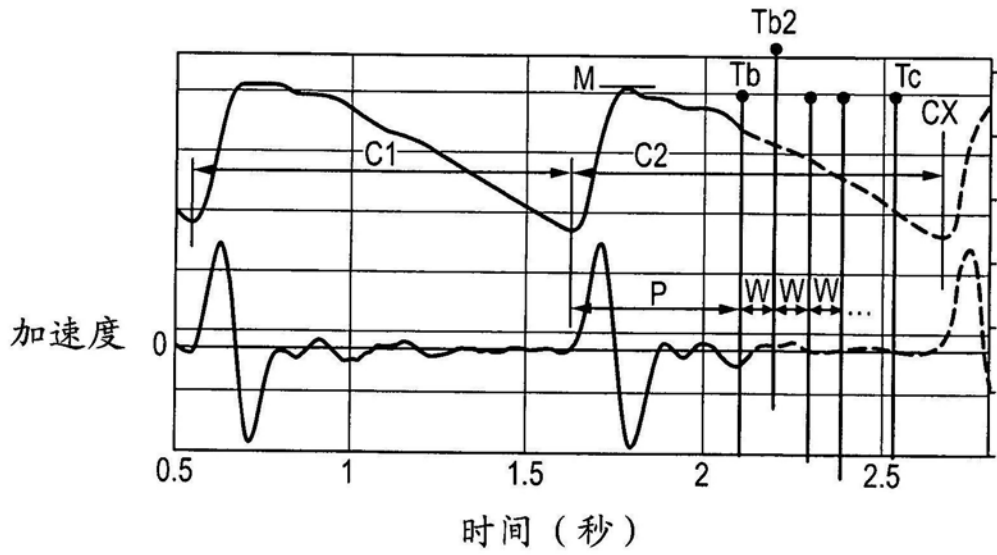


图9A

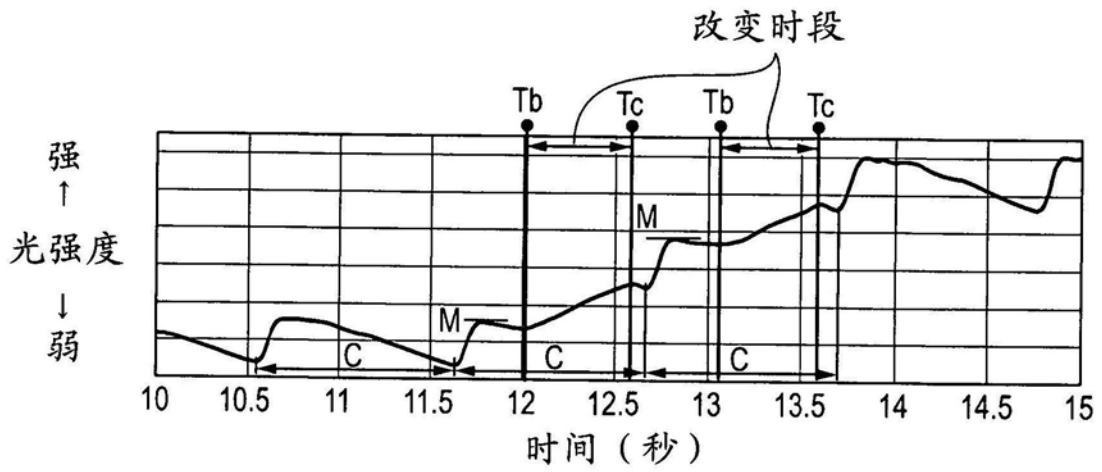


图9B

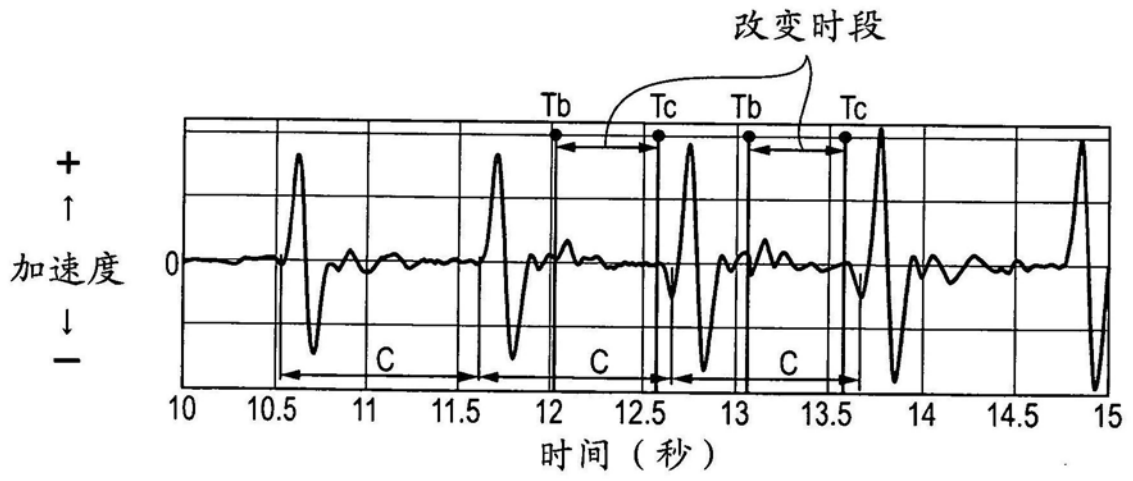


图9C

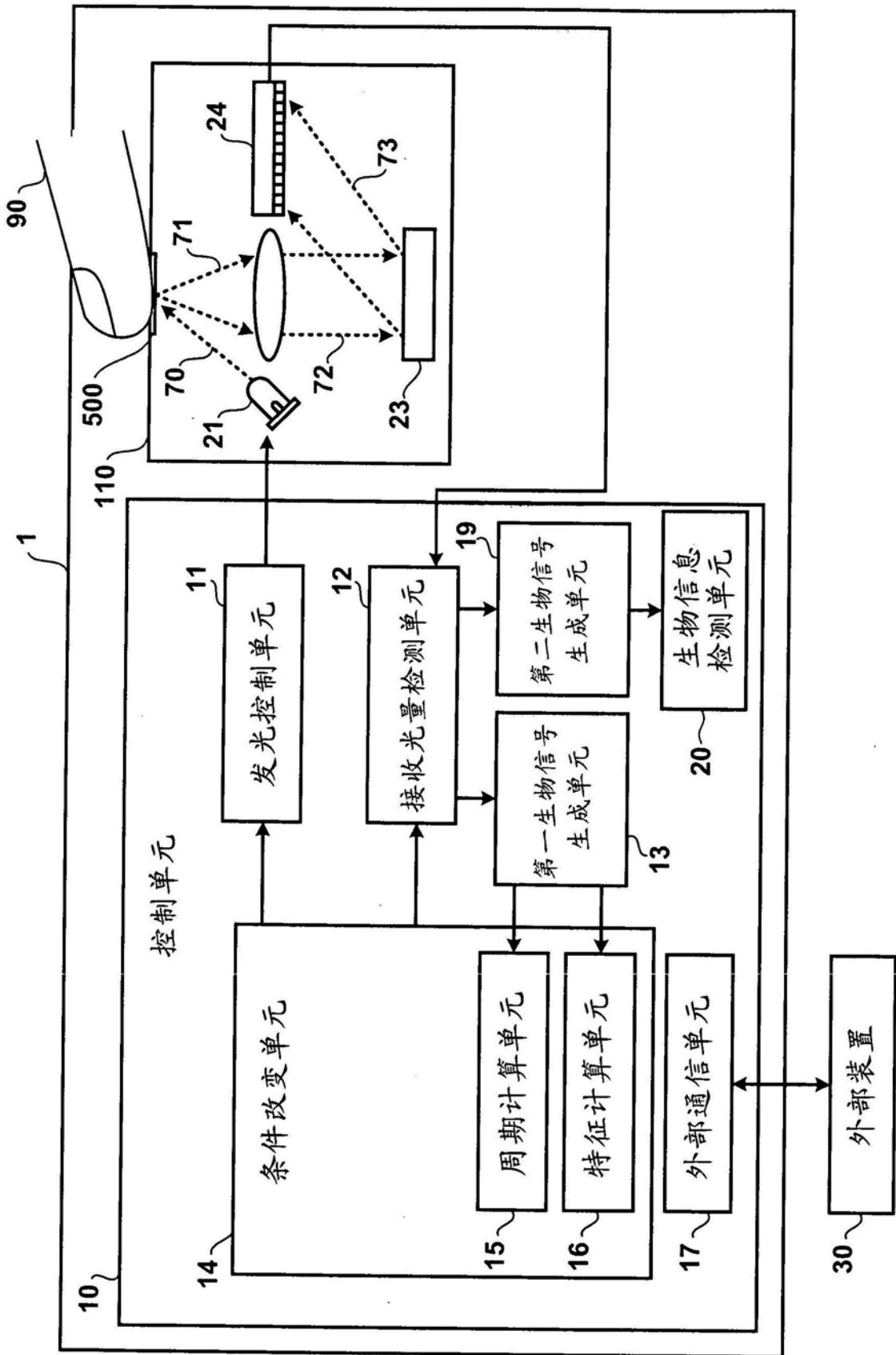


图10

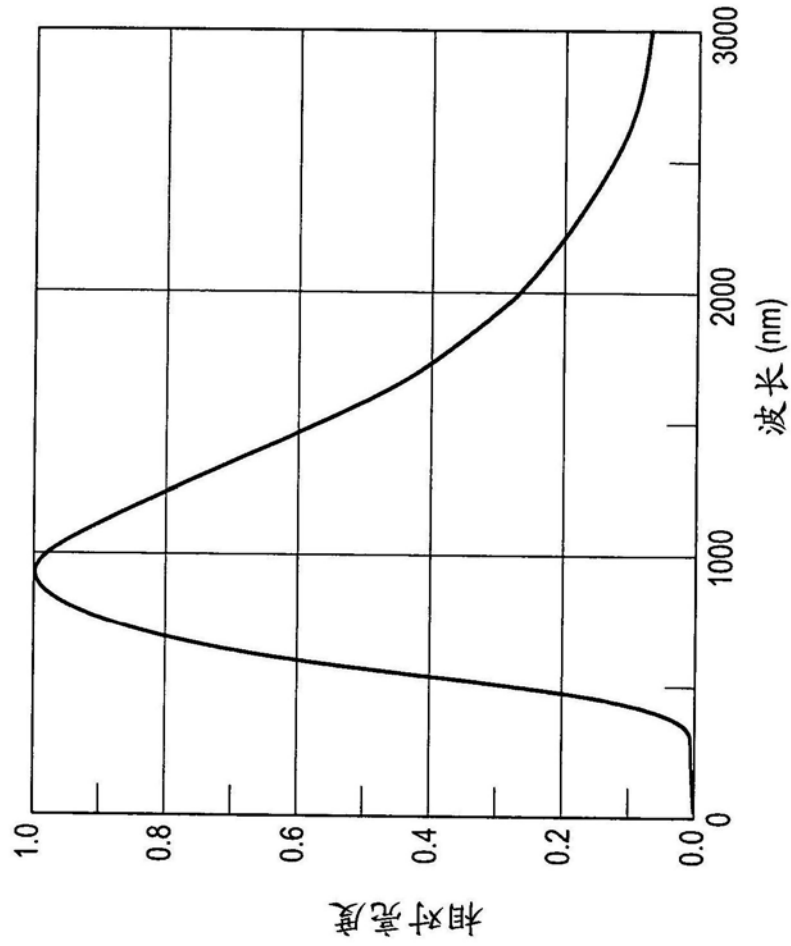


图11A

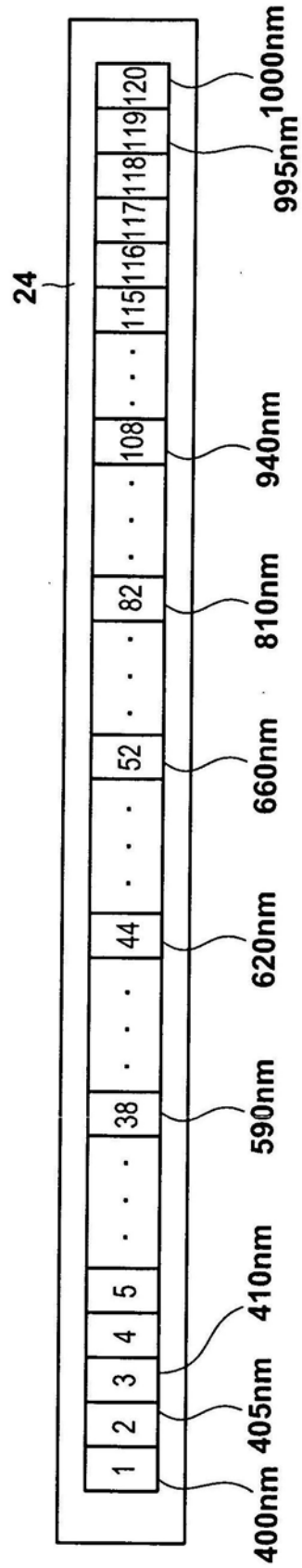


图11B

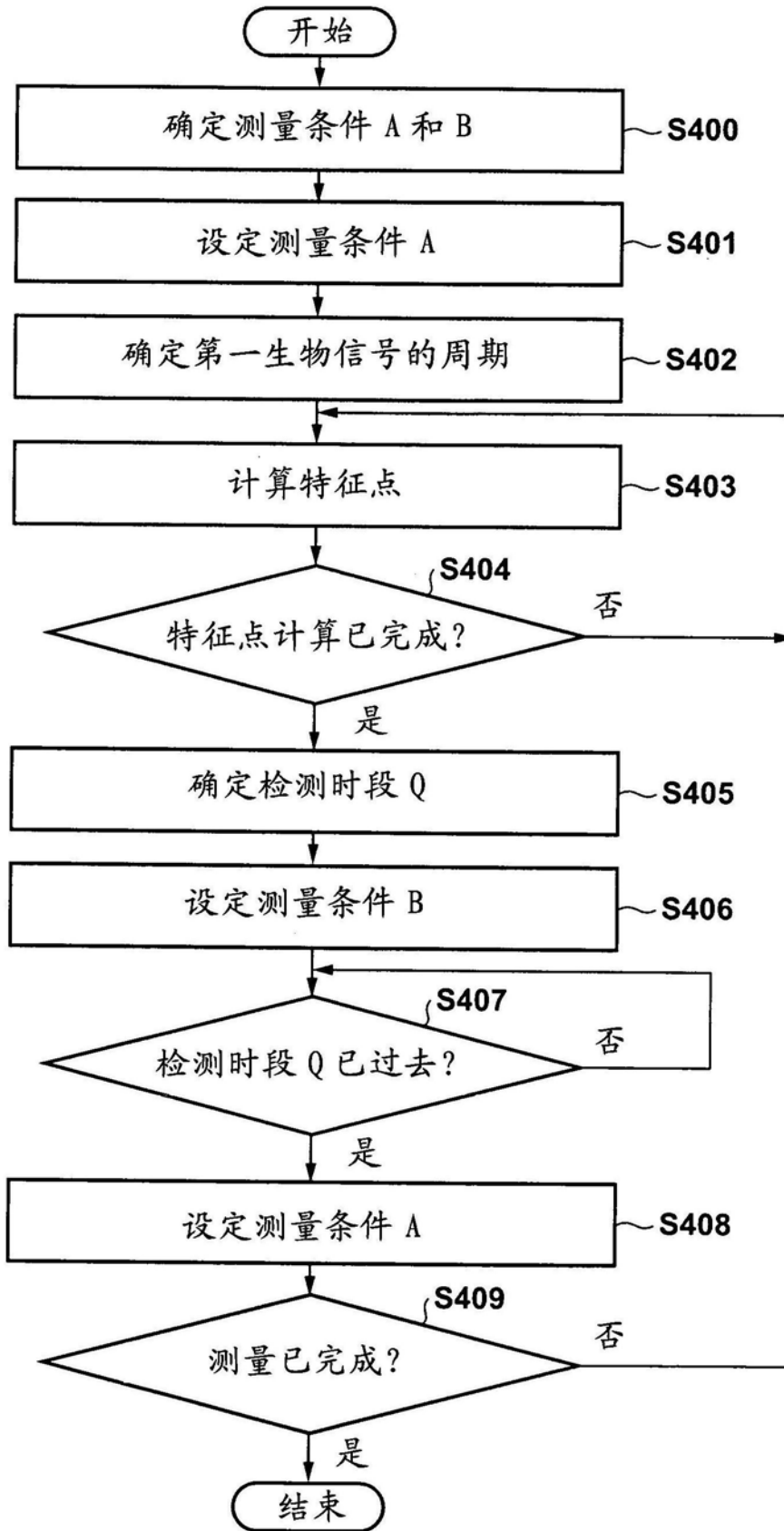


图12

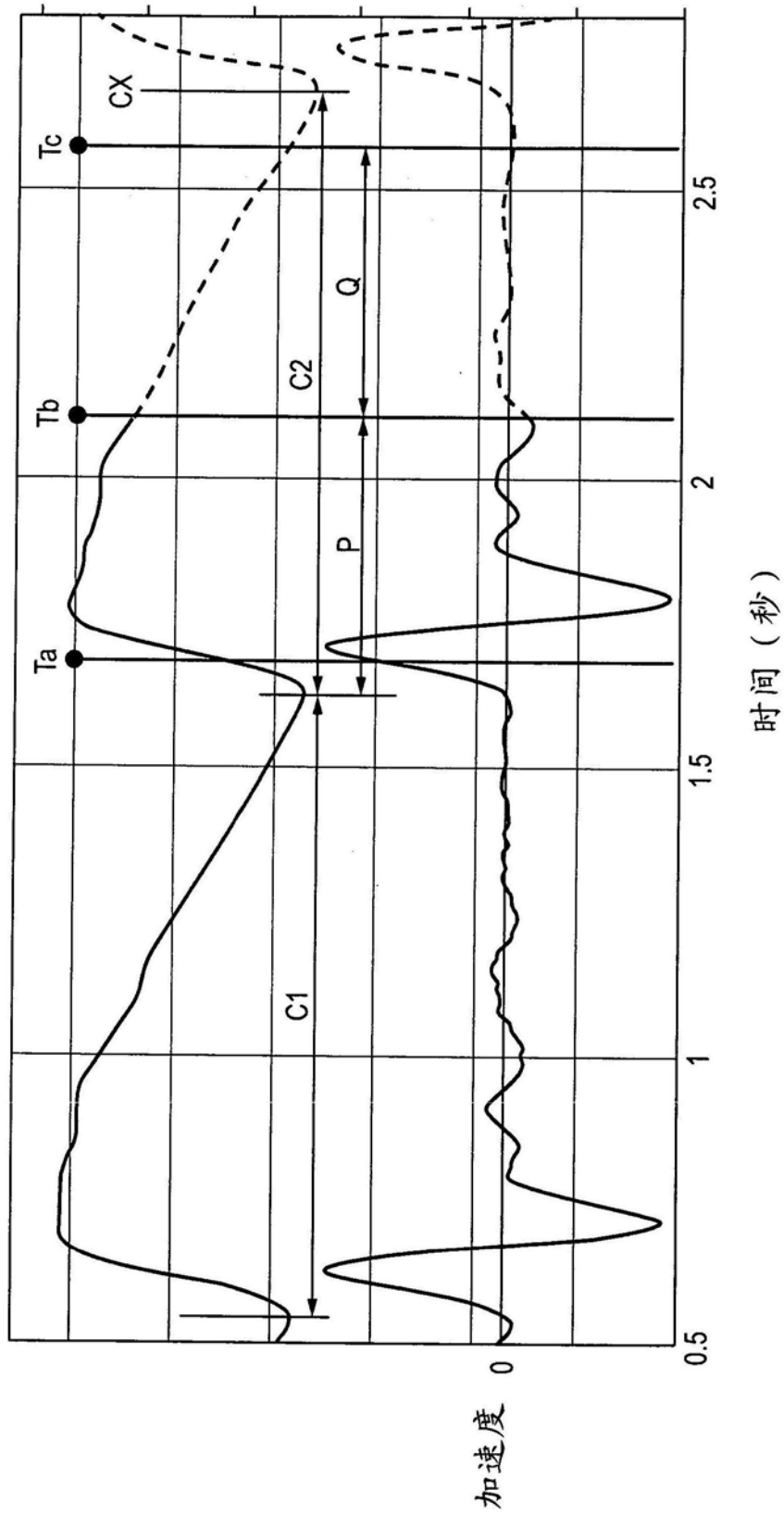


图13

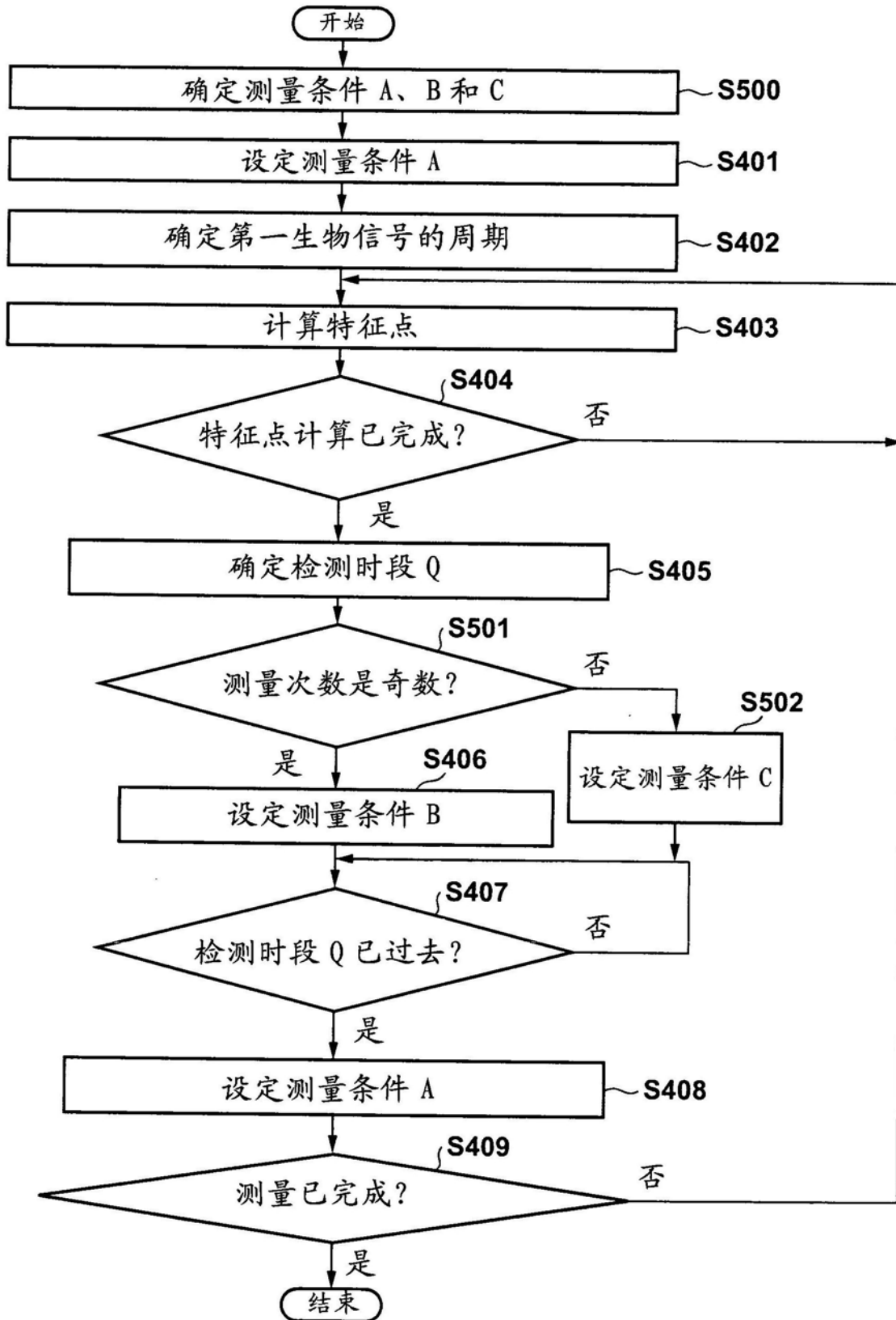


图14

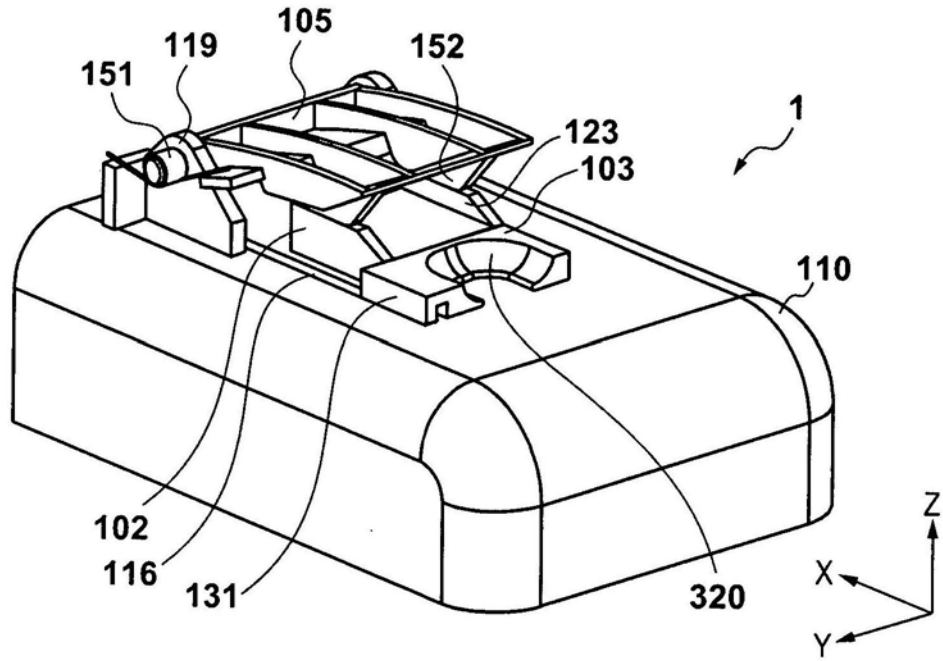


图15A

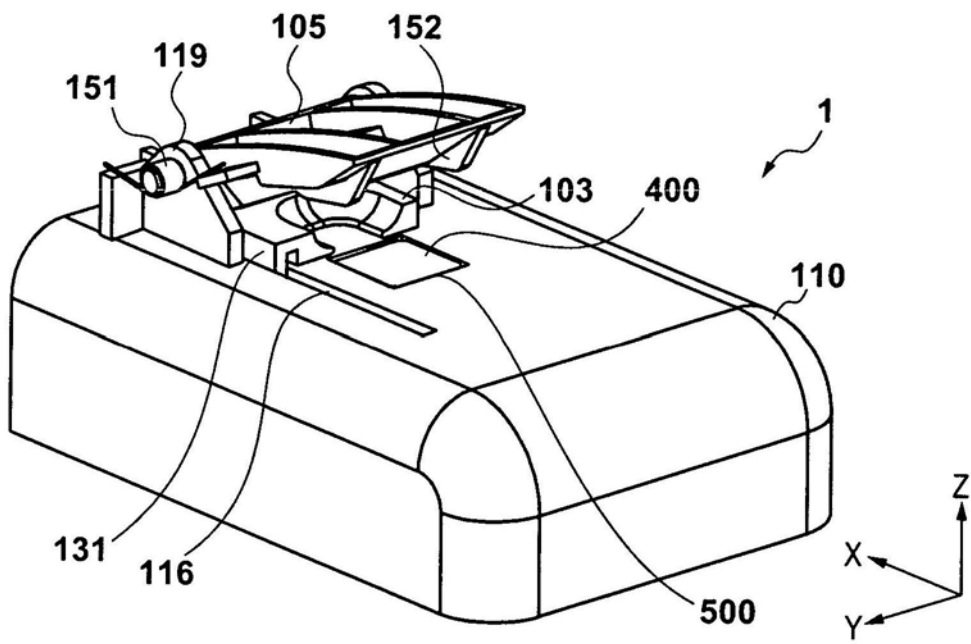


图15B

专利名称(译)	测量装置和计算机可读存储介质		
公开(公告)号	CN110301888A	公开(公告)日	2019-10-08
申请号	CN201910231521.0	申请日	2019-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	古川仁		
发明人	古川仁 菅井修甫		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/0075 A61B5/14551 A61B5/14552 A61B5/6826 A61B5/02125		
代理人(译)	李东晖		
优先权	2018060732 2018-03-27 JP 2018060735 2018-03-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种测量装置，其包括：包括多个像素的光谱传感器；配置成根据预定像素的光接收结果生成生物信号的生成单元；配置成检测生物信号的特征量的检测单元；配置成针对光谱传感器设定测量条件的设定单元；配置成基于生物信号确定是否需要改变测量条件的确定单元；以及另一确定单元，所述另一确定单元配置成：如果在生物信号的第一周期中需要改变测量条件，则确定是否能够在从检测单元在第一周期中检测到特征量的时刻直至第一周期的结束时刻的时段内改变测量条件。还提供了一种存储计算机程序的计算机可读存储介质。

