



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348154 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680047372.7

(22)申请日 2016.08.10

(30)优先权数据

62/204214 2015.08.12 US

62/257502 2015.11.19 US

62/345579 2016.06.03 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/046273 2016.08.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/027551 EN 2017.02.16

(71)申请人 瓦伦赛尔公司

地址 美国北卡罗来纳州

(72)发明人 J.T.沃尔特 S.M.朱斯特 W.沃纳

S.F.勒博夫 J.B.塔克 M.E.奥默

L.C.埃施巴赫 S.龙

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 李晨 谭祐祥

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

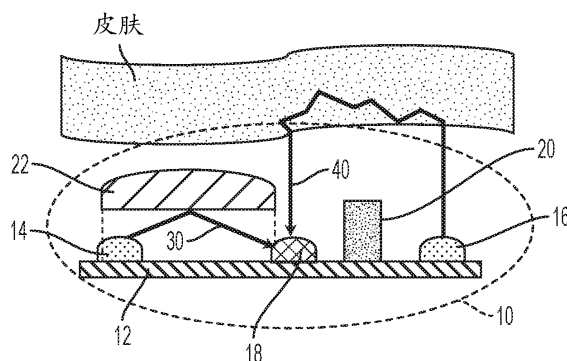
权利要求书8页 说明书33页 附图36页

(54)发明名称

用于经由光机械来检测运动的方法和设备

(57)摘要

描述了用于有助于从生物计量监视器提取更清楚的生物计量信号的方法和设备。运动参考信号独立于生物计量信号而生成,并且然后,所述运动参考信号被用于从所述生物计量信号去除运动伪影。



1. 一种传感器模块,所述传感器模块构造为由受试者佩戴,所述传感器模块包括:  
外壳;  
稳定器构件,所述稳定器构件由所述外壳支撑;  
至少一个光学发射器,所述至少一个光学发射器由所述外壳支撑,其中,所述至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到所述稳定器构件处;以及  
至少一个光学检测器,所述至少一个光学检测器由所述外壳支撑,其中,所述至少一个光学检测器构造为检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,并且其中,所述至少一个光学检测器构造为检测由所述稳定器构件反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。
2. 根据权利要求1所述的传感器模块,其中,所述至少一个光学发射器包括第一光学发射器,所述第一光学发射器构造为经由所述第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中;以及第二光学发射器,所述第二光学发射器构造为沿着所述第二光学路径将光引导到所述稳定器构件处。
3. 根据权利要求1所述的传感器模块,其中,所述至少一个光学检测器包括第一光学检测器,所述第一光学检测器构造为检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;以及第二光学检测器,所述第二光学检测器构造为检测由所述稳定器构件反射的经物理调制的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。
4. 根据权利要求1所述的传感器模块,还包括至少一个信号处理器,所述至少一个信号处理器构造为处理所述第一和第二信号以使得从所述第一信号去除运动伪影。
5. 根据权利要求1所述的传感器模块,其中,所述稳定器构件由所述外壳可移动地支撑,并且包括从所述外壳延伸并且与所述受试者的身体接合的部分。
6. 根据权利要求1所述的传感器模块,其中,所述第一和第二光学路径彼此光学隔离,和/或其中,所述外壳包括基本上不透明的材料。
7. 根据权利要求1所述的传感器模块,其中,所述第一光学路径和/或所述第二光学路径包括光导材料,和/或其中,所述稳定器构件包括构造为传递、散射、或者阻挡选择的光波长的光学滤光器。
8. 根据权利要求2所述的传感器模块,其中,所述第二光学发射器包括至少一个光学元件,所述至少一个光学元件构造为将光引导到所述稳定器构件处,以及其中,所述至少一个光学元件是透镜、滤光器、和/或反射元件。
9. 根据权利要求1所述的传感器模块,其中,所述至少一个光学发射器构造为以多个不同的波长或者波长带将光引导到所述受试者的身体中和/或引导到所述稳定器构件处。
10. 根据权利要求1所述的传感器模块,其中,所述传感器模块构造为定位在所述受试者的耳朵处或者耳朵内、固定到所述受试者的附肢、集成在可穿戴装置内、和/或集成在由所述受试者穿戴的衣物内。
11. 根据权利要求1所述的传感器模块,还包括血液流动刺激器,所述血液流动刺激器构造为增加所述受试者的经由所述第一光学路径接收光的身体的部位处的血液灌注。
12. 一种传感器模块,所述传感器模块构造为由受试者佩戴,所述传感器模块包括:  
外壳;

至少一个光学发射器,所述至少一个光学发射器由所述外壳支撑,其中,所述至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到身体处;以及

至少一个光学检测器,所述至少一个光学检测器由所述外壳支撑,其中,所述至少一个光学检测器构造为检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,并且其中,所述至少一个光学检测器构造为检测由身体反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

13. 根据权利要求12所述的传感器模块,其中,所述至少一个光学发射器包括:第一光学发射器,所述第一光学发射器构造为经由所述第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中;以及第二光学发射器,所述第二光学发射器构造为沿着所述第二光学路径将光引导到身体处。

14. 根据权利要求12所述的传感器模块,其中,所述至少一个光学检测器包括第一光学检测器,所述第一光学检测器构造为检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;以及第二光学检测器,所述第二光学检测器构造为检测由身体反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

15. 根据权利要求12所述的传感器模块,还包括至少一个信号处理器,所述至少一个信号处理器构造为处理所述第一和第二信号以使得从所述第一信号去除运动伪影。

16. 根据权利要求12所述的传感器模块,其中,所述第一和第二光学路径彼此光学隔离,和/或其中,所述外壳包括基本上不透明的材料。

17. 根据权利要求12所述的传感器模块,其中,所述第一光学路径和/或所述第二光学路径包括光导材料。

18. 根据权利要求12所述的传感器模块,其中,所述至少一个光学发射器构造为以多个不同的波长或者波长带将光引导到所述受试者的身体中和/或引导到所述受试者的身体处。

19. 根据权利要求12所述的传感器模块,其中,所述传感器模块构造为定位在所述受试者的耳朵处或者耳朵内、固定到所述受试者的附肢、集成在可穿戴装置内、和/或集成在由所述受试者穿戴的衣物内。

20. 根据权利要求12所述的传感器模块,还包括血液流动刺激器,所述血液流动刺激器构造为增加所述受试者的经由所述第一光学路径接收光的身体的部位处的血液灌注。

21. 一种传感器模块,所述传感器模块构造为由受试者佩戴,所述传感器模块包括:  
外壳;

至少一个光学发射器和至少一个光学检测器,所述至少一个光学发射器和至少一个光学检测器由所述外壳支撑;以及

稳定器构件,所述稳定器构件由所述外壳可移动地支撑,其中,所述稳定器构件包括一部分,所述部分延伸穿过所述外壳中的第一孔并且构造为与所述受试者的身体接合;

其中,所述至少一个光学发射器构造为将光引导通过所述外壳中的第二孔并且经由第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中,并且沿着第二光学路径将光引导到所述外壳内的所述稳定器构件的一部分处,以及

其中,所述至少一个光学检测器构造为经由所述外壳中的第三孔检测来自所述受试者

的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,以及其中,所述至少一个光学检测器构造为检测由所述稳定器构件反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

22. 根据权利要求21所述的传感器模块,其中,所述至少一个光学发射器包括至少一个第一光学发射器,所述至少一个第一光学发射器构造为经由所述第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中;以及至少一个第二光学发射器,所述至少一个第二光学发射器构造为沿着所述第二光学路径将光引导到所述稳定器构件处。

23. 根据权利要求21所述的传感器模块,其中,所述第一和第二光学路径彼此光学隔离,和/或其中,所述外壳包括基本上不透明的材料。

24. 根据权利要求21所述的传感器模块,还包括光导,所述光导由所述外壳支撑,以及其中,所述至少一个光学发射器构造为经由所述光导将光引导到所述受试者的身体中。

25. 根据权利要求24所述的传感器模块,其中,所述光导包括多个部分,所述多个部分延伸穿过所述外壳中的相应孔并且构造为与所述受试者的身体的部分接合。

26. 根据权利要求21所述的传感器模块,还包括至少一个信号处理器,所述至少一个信号处理器构造为处理所述第一和第二信号以使得从所述第一信号去除运动伪影。

27. 根据权利要求21所述的传感器模块,其中,所述传感器模块构造为定位在所述受试者的耳朵处或者耳朵内、固定到所述受试者的附肢、集成在可穿戴装置内、和/或集成在由所述受试者穿戴的衣物内。

28. 根据权利要求21所述的传感器模块,还包括血液流动刺激器,所述血液流动刺激器构造为增加所述受试者的经由所述第一光学路径接收光的身体的部位处的血液灌注。

29. 一种传感器模块,所述传感器模块构造为由受试者佩戴,所述传感器模块包括:  
外壳;

第一和第二光学发射器,所述第一和第二光学发射器由所述外壳支撑;

光学检测器,所述光学检测器由所述外壳支撑;以及

第一和第二光导,所述第一和第二光导由所述外壳支撑,其中,所述第一光导与所述第一光学发射器光学连通并且限定第一光学路径,并且其中,所述第二光导与所述第二光学发射器光学连通并且限定第二光学路径,

其中,所述第一光学发射器构造为经由所述第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中,

其中,所述第二光学发射器构造为经由所述第二光学路径将光引导到所述受试者的身体处,以及

其中,所述光学检测器构造为检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,并且其中,所述光学检测器构造为检测由所述受试者的身体反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

30. 根据权利要求29所述的传感器模块,其中,所述第一和第二光学路径彼此光学隔离,和/或其中,所述外壳包括基本上不透明的材料。

31. 根据权利要求29所述的传感器模块,其中,所述第一光导包括一部分,所述部分延伸穿过所述外壳中的孔并且构造为与所述受试者的身体接合。

32. 根据权利要求29所述的传感器模块,还包括至少一个信号处理器,所述至少一个信号处理器构造为处理所述第一和第二信号以使得从所述第一信号去除运动伪影。

33. 根据权利要求29所述的传感器模块,其中,所述传感器模块构造为定位在所述受试者的耳朵处或者耳朵内、固定到所述受试者的附肢、集成在可穿戴装置内、和/或集成在由所述受试者穿戴的衣物内。

34. 根据权利要求29所述的传感器模块,还包括血液流动刺激器,所述血液流动刺激器构造为增加所述受试者的经由所述第一光学路径接收光的身体的部位处的血液灌注。

35. 一种传感器模块,所述传感器模块构造为由受试者佩戴,所述传感器模块包括:  
外壳;

至少一个光学检测器,所述至少一个光学检测器由所述外壳支撑;

至少一个光学发射器,所述至少一个光学发射器由所述外壳支撑,其中,所述至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到所述至少一个光学检测器处;以及

稳定器构件,所述稳定器构件由所述外壳可移动地支撑并且包括从所述外壳延伸并且与所述受试者的身体接合的部分,其中,所述稳定器构件构造为响应于受试者运动而调制所述第二光学路径中的光量,

其中,所述至少一个光学检测器构造为检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,并且其中,所述至少一个光学检测器构造为检测所述第二光学路径中的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

36. 根据权利要求35所述的传感器模块,其中,所述第一光学路径和/或所述第二光学路径包括光导材料。

37. 根据权利要求35所述的传感器模块,其中,所述第一和第二光学路径彼此光学隔离,和/或其中,所述外壳包括基本上不透明的材料。

38. 根据权利要求35所述的传感器模块,还包括至少一个信号处理器,所述至少一个信号处理器构造为处理所述第一和第二信号以使得从所述第一信号去除运动伪影。

39. 根据权利要求35所述的传感器模块,其中,所述稳定器构件构造为响应于受试者运动通过调制所述第二光学路径的体积来调制所述第二光学路径中的光量。

40. 根据权利要求35所述的传感器模块,其中,所述第二光学路径包括多个光通道,并且其中,所述稳定器构件构造为响应于受试者运动通过调制所述多个光通道的体积来调制所述第二光学路径中的光量。

41. 根据权利要求35所述的传感器模块,其中,所述传感器模块构造为定位在所述受试者的耳朵处或者耳朵内、固定到所述受试者的附肢、集成在可穿戴装置内、和/或集成在由所述受试者穿戴的衣物内。

42. 根据权利要求35所述的传感器模块,还包括血液流动刺激器,所述血液流动刺激器构造为增加所述受试者的经由所述第一光学路径接收光的身体的部位处的血液灌注。

43. 一种传感器模块,所述传感器模块构造为由受试者佩戴,所述传感器模块包括:  
外壳;

压力换能器,所述压力换能器由所述外壳支撑;

至少一个光学发射器,所述至少一个光学发射器由所述外壳支撑,其中,所述至少一个光学发射器构造为将光引导到所述受试者的身体中;

至少一个光学检测器,所述至少一个光学检测器由所述外壳支撑,其中,所述至少一个

光学检测器构造为检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;以及

稳定器构件,所述稳定器构件由所述外壳可移动地支撑并且包括从所述外壳延伸并且与所述受试者的身体接合的部分,其中,所述稳定器构件构造为响应于受试者运动而调制所述压力换能器,

其中,所述压力换能器构造为生成包括受试者运动信息的第二信号。

44. 根据权利要求43所述的传感器模块,还包括至少一个信号处理器,所述至少一个信号处理器构造为处理所述第一和第二信号以使得从所述第一信号去除运动伪影。

45. 根据权利要求43所述的传感器模块,其中,所述传感器模块构造为定位在所述受试者的耳朵处或者耳朵内、固定到所述受试者的附肢、集成在可穿戴装置内、和/或集成在由所述受试者穿戴的衣物内。

46. 根据权利要求43所述的传感器模块,还包括血液流动刺激器,所述血液流动刺激器构造为增加所述受试者的经由所述至少一个光学发射器接收光的身体的部位处的血液灌注。

47. 一种从受试者佩戴的传感器模块所生成的生物计量信号去除运动伪影的方法,其中,所述传感器模块包括稳定器构件、至少一个光学发射器、以及至少一个光学检测器,所述方法包括:

经由第一光学路径将来自所述至少一个光学发射器的光引导到所述受试者的身体中;  
沿着第二光学路径将来自所述至少一个光学发射器的光引导到所述稳定器构件处;  
检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;  
检测由所述稳定器构件反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号;以及  
处理所述第一和第二信号以使得从所述第一信号去除运动伪影。

48. 根据权利要求47所述的方法,其中,所述至少一个光学发射器包括第一和第二光学发射器,并且其中,所述方法包括:经由所述第一光学路径将来自所述第一光学发射器的光引导到所述受试者的身体中;以及沿着所述第二光学路径将来自所述第二光学发射器的光引导到所述稳定器构件处。

49. 根据权利要求47所述的方法,其中,所述至少一个光学检测器包括第一和第二光学检测器,并且其中,所述方法包括:经由所述第一光学检测器来检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;以及经由所述第二光学检测器检测由所述稳定器构件反射的经物理调制的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

50. 根据权利要求47所述的方法,其中,所述第一和第二光学路径彼此光学隔离。

51. 一种从受试者佩戴的传感器模块所生成的生物计量信号去除运动伪影的方法,其中,所述传感器模块包括至少一个光学发射器和至少一个光学检测器,所述方法包括:

经由第一光学路径将来自所述至少一个光学发射器的光引导到所述受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到所述受试者的身体处;

检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;  
检测由所述受试者的身体反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号;以及  
处理所述第一和第二信号以使得从所述第一信号去除运动伪影。

52. 根据权利要求51所述的方法,其中,所述至少一个光学发射器包括第一和第二光学

发射器,并且其中,所述方法包括:经由所述第一光学路径将来自所述第一光学发射器的光引导到所述受试者的身体中;以及沿着所述第二光学路径将来自所述第二光学发射器的光引导到所述身体处。

53. 根据权利要求51所述的方法,其中,所述至少一个光学检测器包括第一和第二光学检测器,并且其中,所述方法包括:经由所述第一光学检测器检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;以及经由所述第二光学检测器检测由身体反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

54. 根据权利要求51所述的方法,其中,所述第一和第二光学路径彼此光学隔离。

55. 一种装置,包括:

传感器模块,所述传感器模块构造为从受试者的身体部位获取生理信息;以及血液流动刺激器,所述血液流动刺激器构造为在所述传感器模块获取所述生理信息的时刻或者该时刻之前增加在所述身体部位处的血液灌注。

56. 根据权利要求55所述的装置,其中,所述装置包括智能手机。

57. 根据权利要求55所述的装置,其中,所述血液流动刺激器包括构造为增加血液灌注的加热器。

58. 根据权利要求55所述的装置,其中,所述血液流动刺激器包括构造为增加血液灌注的机械致动器。

59. 根据权利要求58所述的装置,其中,所述装置包括智能手机,并且其中,所述血液流动刺激器包括所述智能手机内的振动致动器。

60. 根据权利要求55所述的装置,其中,所述传感器模块包括:

稳定器构件;

至少一个光学发射器,所述至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到所述稳定器构件处;以及

至少一个光学检测器,所述至少一个光学检测器构造为检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,以及其中,所述至少一个光学检测器构造为检测由所述稳定器构件反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

61. 根据权利要求55所述的装置,其中,所述传感器模块包括:

至少一个光学发射器,所述至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到所述受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到身体处;以及

至少一个光学检测器,所述至少一个光学检测器构造为检测来自所述受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,以及其中,所述至少一个光学检测器构造为检测由身体反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

62. 一种用于感测生理和身体运动信息的装置,所述装置包括:

至少两条光学路径,其中,一个光学路径构造为通过感测由身体运动散射的光来感测身体运动信息,并且其中,另一光学路径构造为通过感测通过血液流动从身体散射的光来感测生理信息。

63. 一种可穿戴装置,包括:

光学传感器,所述光学传感器构造为检测来自受试者的身体上的部位的以光学方式取得的生理信息,其中,所述光学传感器包括至少一个光学发射器和至少一个光学检测器;

热能生成器,所述热能生成器构造为升高身体在所述部位处的温度;

温度传感器,所述温度传感器构造为感测所述部位处的体温信息;

至少一个电路,所述至少一个电路构造为控制所述至少一个光学发射器、所述热能生成器、以及所述温度传感器的电偏置;

数据储存器,所述数据储存器构造为接收并且储存来自所述光学传感器和温度传感器的数据;以及

处理器,所述处理器构造为根据所述数据储存器中的来自所述温度传感器的数据处理所述数据储存器中的来自所述光学传感器的数据以生成所述受试者的生理评估。

64. 根据权利要求63所述的可穿戴装置,其中,所述至少一个电路构造为在与所述热能生成器的电偏置相关联的设定时间段来电偏置所述至少一个光学发射器。

65. 根据权利要求64所述的可穿戴装置,其中,所述至少一个光学发射器包括多个光学发射器,并且其中,所述至少一个电路构造为在时间上交替偏置所述多个光学发射器以生成包括光学发射器波长信息和温度信息的数据矩阵。

66. 根据权利要求65所述的可穿戴装置,其中,所述光学传感器构造为感测来自所述部位的经散射的光和发出的光,并且其中,所述至少一个电路构造为在时间上交替偏置所述多个光学发射器以生成包括光学发射器波长信息、温度信息、以及时间信息的数据矩阵。

67. 根据权利要求64所述的可穿戴装置,其中,所述至少一个光学检测器包括多个光学检测器,其中,所述多个光学检测器中的至少一者构造为检测光的至少一个波长,所述至少一个波长是所述多个光学检测器中的至少另一者构造为不进行检测的波长,并且其中,所述至少一个电路由所述多个光学检测器生成数据矩阵,所述数据矩阵包括光学发射器波长信息和温度信息。

68. 一种可穿戴装置,包括:

传感器模块,所述传感器模块构造为从佩戴所述装置的受试者的身体部位获取生理信息;以及

囊袋,所述囊袋包括流体,其中,所述囊袋构造为在所述身体部位处或者在邻近所述身体部位处接触所述受试者的皮肤;以及

压力传感器,所述压力传感器生成与所述囊袋内的流体压力变化成比例的信号,其中,所述流体压力变化响应于所述受试者的运动。

69. 根据权利要求68所述的可穿戴装置,其中,所述囊袋内的流体包括液体、气体、或者胶体。

70. 根据权利要求68所述的可穿戴装置,其中,所述囊袋构造为围绕所述受试者的肢体至少部分地包绕。

71. 根据权利要求68所述的可穿戴装置,其中,所述传感器模块包括PPG传感器模块。

72. 根据权利要求68所述的可穿戴装置,其中,所述压力传感器是MEMS(微机电系统)装置、隔膜、和/或致动器。

73. 根据权利要求68所述的可穿戴装置,其中,所述压力传感器是光机械压力传感器。

74. 根据权利要求68所述的可穿戴装置,其中,所述压力传感器构造为生成运动噪声参考信号。

75. 根据权利要求68所述的可穿戴装置,其中,所述囊袋包括容纳所述流体的至少一个

流体贮器和至少部分地填充有所述流体的多个人造血管,并且其中,按压所述囊袋导致所述流体被迫使从所述至少一个流体贮器进入到所述人造血管中。

76. 根据权利要求68所述的可穿戴装置,其中,所述囊袋具有在外围包围所述传感器模块的环形形状。

## 用于经由光机械来检测运动的方法和设备

### [0001] 相关申请

本申请要求2015年8月12日提交的美国临时专利申请第62/204,214号、2015年11月19日提交的美国临时专利申请第62/257,502号、以及2016年6月3日提交的美国临时专利申请第62/345,579号的权益和优先权,其公开内容通过引用的方式并入本文,犹如对其全部内容进行了阐述那样。

### 技术领域

[0002] 本发明一般地涉及监视装置和方法,并且更具体地,涉及用于测量生理信息的监视装置和方法。

### 背景技术

[0003] 能够监测生理信息(诸如,心率)的可穿戴装置正被越来越多地使用。这些装置以各种形式要素出现,包括构造为佩戴在耳朵或者身体的其它部位处的装置,并且包括个人携带或者佩戴的装置,诸如,智能手机等。通过引用的方式全部并入本文的美国专利第8,652,040号、第8,700,111号、第8,647,270号、第8,788,002号、第8,886,269号、以及第8,929,965号描述了构造为监测生理信息的各种可穿戴装置,包括头戴式装置(headset)、耳塞(earbud)、和腕带。

[0004] 从受试者获得的生理信息可以用于生成受试者的各种类型的健康和健身评估。例如,使用并入到可穿戴监视装置中的光电容积描记(PPG)传感器,可以在受试者的日常活动期间测量血液流动信息,并且可以使用该信息来生成评估,诸如,最大耗氧量 $VO_{2max}$ 、总能量消耗(TEE)等。

[0005] 遗憾的是,来自可穿戴装置的生理传感器的生物计量信号通常包括受试者运动相关的噪声,而PPG传感器对运动相关的噪声特别敏感。此外,使用基于加速度计或者陀螺仪的信号作为用于清除PPG信号的运动噪声参考的努力已经取得的成果有限,因为这些运动相关的信号不能完全地表示PPG信号中反映的运动噪声特征。同样,可能需要进行复杂的信号处理以便从嵌在传感器信号中的运动相关的噪声提取纯生物计量信息(即,心率、呼吸率)。

### 发明内容

[0006] 应该领会的是,提供本发明内容的目的在于以简化的形式介绍对构思的选择,下面在具体实施方式中对这些构思进行了进一步描述。本发明内容既不意图确认本公开的关键特征或者基本特征,也不意图限制本发明的范围。

[0007] 本发明的实施例通过独立于生物计量信号生成运动参考信号并且然后使用该运动参考信号来从生物计量信号去除运动伪影来有助于从生物计量监视器(诸如,PPG传感器等)提取更清楚的生物计量信号。

[0008] 根据本发明的一些实施例,一种用于感测生理信息和身体运动信息的装置包括至

少一个光学发射器和至少一个光学检测器、以及至少两条光学路径。一条光学路径构造为通过感测来自至少一个发射器的通过身体运动散射的光来感测身体运动信息。另一光学路径构造为通过感测来自至少一个发射器的通过血液流动从身体散射的光来感测生理信息。

[0009] 根据本发明的一些实施例,一种生物计量传感器模块包括:外壳;稳定器构件,稳定器构件由外壳支撑;至少一个光学发射器,至少一个光学发射器由外壳支撑;以及至少一个光学检测器,至少一个光学检测器由外壳支撑。至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到稳定器构件处。第一和第二光学路径可彼此光学隔离。至少一个光学检测器构造为检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,并且还构造为检测由稳定器构件反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。传感器模块可包括至少一个信号处理器,至少一个信号处理器构造为处理第一和第二信号以使得从第一信号中去除运动伪影。

[0010] 在一些实施例中,稳定器构件可包括构造为传递、阻挡、或者散射表示受试者运动的多个不同波长的光的光学滤光器。在其它实施例中,至少一个光学发射器可构造为以多个不同的波长将光引导到受试者的身体中和/或引导到稳定器构件处。

[0011] 在一些实施例中,至少一个光学发射器包括第一光学发射器,第一光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中;以及第二光学发射器,第二光学发射器构造为沿着第二光学路径将光引导到稳定器构件处。第二光学发射器可包括至少一个光学元件,至少一个光学元件构造为将光引导到稳定器构件(诸如,透镜、滤波器、和/或反射元件)处。

[0012] 在一些实施例中,至少一个光学检测器包括第一光学检测器,第一光学检测器构造为检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;以及第二光学检测器,第二光学检测器构造为检测由稳定器构件反射的经物理调制的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。由稳定器构件反射的光由于受试者运动而被物理调制。

[0013] 在一些实施例中,稳定器构件由外壳可移动地支撑并且包括从外壳延伸并且与受试者的身体接合的部分。

[0014] 在一些实施例中,第一光学路径和/或第二光学路径包括光导材料。

[0015] 在一些实施例中,外壳包括基本上不透明的材料。

[0016] 在一些实施例中,传感器模块构造为定位在受试者的耳朵处或者耳朵内。在其它实施例中,传感器模块构造为固定到受试者的附肢或者其它身体部位、或者甚至集成在由受试者穿戴的衣物内。

[0017] 在一些实施例中,传感器模块包括血液流动刺激器,血液流动刺激器构造为在至少一个光学检测器检测到来自身体的光并且生成生理信息信号的时刻或者之前增加受试者的经由第一光学路径接收到光的身体的部位处的血液灌注。

[0018] 根据本发明的其它实施例,一种构造为由受试者佩戴的传感器模块包括:外壳;至少一个光学发射器,至少一个光学发射器由外壳支撑;以及至少一个光学检测器,至少一个光学检测器由外壳支撑。至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到身体处。第一和第二光学路径可彼此光学隔离。至少一个光学检测器构造为检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,以及其中,至少一个光学检测器构造为检测由身体反射的光并且生成包括受

试者运动信息的第二信号。该反射光可能由于受试者运动而被物理调制。传感器模块可包括至少一个信号处理器,至少一个信号处理器构造为处理第一和第二信号以从第一信号去除运动伪影。

[0019] 在一些实施例中,至少一个光学发射器包括第一光学发射器,第一光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中;以及第二光学发射器,第二光学发射器构造为沿着第二光学路径将光引导到身体处。

[0020] 在一些实施例中,至少一个光学检测器包括第一光学检测器,第一光学检测器构造为检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;以及第二光学检测器,第二光学检测器构造为检测由身体反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

[0021] 在一些实施例中,第一光学路径和/或第二光学路径包括光导材料。

[0022] 在一些实施例中,外壳包括基本上不透明的材料。

[0023] 在一些实施例中,至少一个光学发射器构造为以多个不同的波长将光引导到受试者的身体中和/或引导到受试者的身体处。

[0024] 在一些实施例中,传感器模块构造为定位在受试者的耳朵处或者耳朵内。在其它实施例中,传感器模块构造为固定到受试者的附肢或者其它身体部位、或者甚至集成在受试者所穿戴的衣物内。

[0025] 在一些实施例中,传感器模块包括血液流动刺激器,血液流动刺激器构造为在至少一个光学检测器检测到来自身体的光并且生成生理信息信号的时刻或者之前增加受试者的经由第一光学路径接收到光的身体的部位处的血液灌注。

[0026] 根据本发明的其它实施例,一种构造为由受试者佩戴的传感器模块包括:外壳;至少一个光学发射器和至少一个光学检测器,至少一个光学发射器和至少一个光学检测器由外壳支撑;以及稳定器构件,稳定器构件由外壳可移动地支撑。稳定器构件包括如下部分,所述部分延伸穿过外壳中的第一孔并且构造为与受试者的身体接合。至少一个光学发射器构造为将光引导通过外壳中的第二孔并且经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到外壳内的稳定器构件的一部分处。第一和第二光学路径可彼此光学隔离。至少一个光学检测器构造为经由外壳中的第三孔检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,以及其中,至少一个光学检测器构造为检测由稳定器构件反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。传感器模块可包括至少一个信号处理器,至少一个信号处理器构造为处理第一和第二信号以使得从第一信号去除运动伪影。

[0027] 在一些实施例中,至少一个光学发射器包括至少一个第一光学发射器,至少一个第一光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中;以及至少一个第二光学发射器,至少一个第二光学发射器构造为沿着第二光学路径将光引导到稳定器构件处。

[0028] 在一些实施例中,光导由外壳支撑,并且至少一个光学发射器构造为经由光导将光引导到受试者的身体中。光导可包括延伸穿过外壳中的相应孔并且构造为与受试者的身体的部分接合的多个部分。

[0029] 在一些实施例中,外壳由基本上不透明的材料形成。

[0030] 在一些实施例中,传感器模块构造为定位在受试者的耳朵处或者耳朵内。在其它实施例中,传感器模块构造为固定到受试者的附肢或者其它身体部位、或者甚至集成在受试者所穿戴的衣物内。

[0031] 在一些实施例中,传感器模块包括血液流动刺激器,血液流动刺激器构造为在至少一个光学检测器检测到来自身体的光并且生成生理信息信号的时刻或者之前增加受试者的经由第一光学路径接收到光的身体的部位处的血液灌注。

[0032] 根据本发明的其它实施例,一种构造为由受试者佩戴的传感器模块包括:外壳;第一和第二光学发射器,第一和第二光学发射器由外壳支撑;光学检测器,光学检测器由外壳支撑;以及第一和第二光导,第一和第二光导由外壳支撑。第一光导与第一光学发射器光学连通并且限定第一光学路径,并且第二光导与第二光学发射器光学连通并且限定第二光学路径。第一和第二光学路径可彼此光学隔离。第一光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中,并且第二光学发射器构造为经由第二光学路径将光引导到受试者的身体处。光学检测器构造为检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号。光学检测器还构造为检测由受试者的身体反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。由身体反射的光可由于受试者运动而被物理调制。传感器模块可包括至少一个信号处理器,至少一个信号处理器构造为处理第一和第二信号以使得从第一信号去除运动伪影。

[0033] 在一些实施例中,第一光导包括如下部分,所述部分延伸穿过外壳中的孔并且构造为与受试者的身体接合。

[0034] 在一些实施例中,外壳由基本上不透明的材料形成。

[0035] 在一些实施例中,传感器模块构造为定位在受试者的耳朵处或者耳朵内。在其它实施例中,传感器模块构造为固定到受试者的附肢或者其它身体部位、或者甚至集成在由受试者穿戴的衣物内。

[0036] 在一些实施例中,传感器模块包括血液流动刺激器,血液流动刺激器构造为在光学检测器检测到来自身体的光并且生成生理信息信号的时刻或者之前增加受试者的经由第一光学路径接收到光的身体的部位处的血液灌注。

[0037] 根据本发明的其它实施例,一种构造为由受试者佩戴的传感器模块包括:外壳;至少一个光学检测器,至少一个光学检测器由外壳支撑;至少一个光学发射器,至少一个光学发射器由外壳支撑;以及稳定器构件,稳定器构件由外壳可移动地支撑。稳定器构件包括从外壳延伸并且与受试者的身体接合的部分。至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到至少一个光学检测器处。第一和第二光学路径通常彼此光学隔离。稳定器构件构造为通过调制第二光学路径的体积来调制第二光学路径中的光量。

[0038] 至少一个光学检测器构造为检测来自受试者的身体的光并且生成包含受试者生理信息的第一信号。至少一个光学检测器构造为检测第二光学路径中的光并且生成包含受试者运动信息的第二信号。传感器模块可包括至少一个信号处理器,至少一个信号处理器构造为处理第一和第二信号以使得从第一信号去除运动伪影。

[0039] 在一些实施例中,第一光学路径和/或第二光学路径包括光导材料。

[0040] 在一些实施例中,第二光学路径包括多个光通道,并且稳定器构件构造为响应于

受试者运动通过调制多个光通道的体积来调制第二光学路径中的光量。

[0041] 在一些实施例中,外壳包括基本上不透明的材料。

[0042] 在一些实施例中,传感器模块构造为定位在受试者的耳朵处或者耳朵内。在其它实施例中,传感器模块构造为固定到受试者的附肢或者其它身体部位、或者甚至集成在由受试者穿戴的衣物内。

[0043] 在一些实施例中,传感器模块包括血液流动刺激器,血液流动刺激器构造为在至少一个光学检测器检测到来自身体的光并且生成生理信息信号的时刻或者之前增加受试者的经由第一光学路径接收到光的身体的部位处的血液灌注。

[0044] 根据本发明的其它实施例,一种构造为由受试者佩戴的传感器模块包括:外壳;压力换能器,压力换能器由外壳支撑;至少一个光学发射器,至少一个光学发射器由外壳支撑;至少一个光学检测器,至少一个光学检测器由外壳支撑;以及稳定器构件,稳定器构件由外壳可移动地支撑。稳定器构件构造为响应于受试者运动而调制压力换能器,并且包括从外壳延伸并且与受试者的身体接合的部分。至少一个光学发射器构造为将光引导到受试者的身体中。至少一个光学检测器构造为检测来自受试者的身体的光并且生成包含受试者生理信息的第一信号。压力换能器构造为生成包含受试者运动信息的第二信号。传感器模块可包括至少一个信号处理器,至少一个信号处理器构造为处理第一和第二信号以使得从第一信号去除运动伪影。

[0045] 在一些实施例中,传感器模块构造为定位在受试者的耳朵处或者耳朵内。在其它实施例中,传感器模块构造为固定到受试者的附肢、或者甚至集成在由受试者穿戴的衣物内。

[0046] 在一些实施例中,传感器模块包括血液流动刺激器,血液流动刺激器构造为在至少一个光学检测器检测到来自身体的光并且生成生理信息信号的时刻或者之前增加受试者的经由第一光学路径接收到光的身体的部位处的血液灌注。

[0047] 根据本发明的其它实施例,提供了一种从受试者佩戴的传感器模块所生成的生物计量信号去除运动伪影的方法。传感器模块包括稳定器构件、至少一个光学发射器、以及至少一个光学检测器。所述方法包括:经由第一光学路径将来自至少一个光学发射器的光引导到受试者的身体中;沿着第二光学路径将来自至少一个光学发射器的光引导到稳定器构件处;检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;检测由稳定器构件反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号;以及处理第一和第二信号以使得从第一信号去除运动伪影。

[0048] 在一些实施例中,至少一个光学发射器包括第一和第二光学发射器,并且所述方法包括:经由第一光学路径将来自第一光学发射器的光引导到受试者的身体中;以及沿着第二光学路径将来自第二光学发射器的光引导到稳定器构件处。

[0049] 在一些实施例中,至少一个光学检测器包括第一和第二光学检测器,并且所述方法包括:经由第一光学检测器来检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号;以及经由第二光学检测器检测由稳定器构件反射的经物理调制的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

[0050] 在一些实施例中,第一和第二光学路径彼此光学隔离。

[0051] 根据本发明的其它实施例,提供了一种从受试者佩戴的传感器模块所生成的生物

计量信号去除运动伪影的方法。传感器模块包括至少一个光学发射器和至少一个光学检测器,并且所述方法包括:经由第一光学路径将来自至少一个光学发射器的光引导到受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到受试者的身体处;检测来自受试者的身体的光并且生成包含受试者生理信息的第一信号;检测由受试者的身体反射的光并且生成包含受试者运动信息的第二信号;以及处理第一和第二信号以使得从第一信号去除运动伪影。

[0052] 在一些实施例中,至少一个光学发射器包括第一和第二光学发射器,并且所述方法包括:经由第一光学路径将来自第一光学发射器的光引导到受试者的身体中;以及沿着第二光学路径将来自第二光学发射器的光引导到身体处。

[0053] 在一些实施例中,至少一个光学检测器包括第一和第二光学检测器,并且所述方法包括:经由第一光学检测器来检测来自受试者的身体的光并且生成包含受试者生理信息的第一信号;以及经由第二光学检测器来检测由身体反射的光并且生成包含受试者运动信息的第二信号。

[0054] 在一些实施例中,第一和第二光学路径彼此光学隔离。

[0055] 根据本发明的其它实施例,一种装置(诸如,智能手机或者其它便携式电子装置)包括:传感器模块,传感器模块构造为从受试者的身体部位获取生理信息;以及血液流动刺激器,血液流动刺激器构造为在传感器模块获取生理信息的时刻或者之前增加在身体部位处的血液灌注。血液流动刺激器可包括构造为增加血液灌注的加热器,诸如,红外(IR)加热器。在一些实施例中,血液流动刺激器包括构造为向身体部分施加物理刺激的机械致动器。例如,在一些实施例中,装置是智能手机,并且血液流动刺激器是智能手机内构造为向使用者提供触觉反馈的振动致动器。

[0056] 在一些实施例中,传感器模块包括稳定器构件、至少一个光学发射器、以及至少一个光学检测器。至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到稳定器构件处。至少一个光学检测器构造为检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,并且检测由稳定器构件反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

[0057] 在一些实施例中,传感器模块包括至少一个光学发射器和至少一个光学检测器。至少一个光学发射器构造为经由第一光学路径将光引导到受试者的身体中并且沿着第二光学路径将光引导到身体处。至少一个光学检测器构造为检测来自受试者的身体的光并且生成包括受试者生理信息的第一信号,并且检测由身体反射的光并且生成包括受试者运动信息的第二信号。

[0058] 根据本发明的其它实施例,一种可穿戴装置包括光学传感器,光学传感器构造为检测从受试者的身体上的部位以光学方式取得的生理信息并且包括至少一个光学发射器和至少一个光学检测器。可穿戴装置还包括热能生成器,热能生成器构造为升高在所述部位处的身体的温度;温度传感器,温度传感器构造为感测在所述部位处的体温信息;以及至少一个电路,至少一个电路构造为控制至少一个光学发射器、热能生成器、以及温度传感器的电偏置。另外,可穿戴装置包括数据储存器,数据储存器构造为接收并且储存来自所述光学传感器和温度传感器的数据;以及处理器,处理器构造为根据数据储存器中的来自温度传感器的数据处理数据储存器中的来自光学传感器的数据以生成受试者的生理评估。

[0059] 在一些实施例中,至少一个电路构造为在与所述热能生成器的电偏置相关联的设

定时间段来电偏置所述至少一个光学发射器。

[0060] 在一些实施例中,至少一个光学发射器包括多个光学发射器,并且至少一个电路构造为在时间上交替偏置多个光学发射器以生成包括光学发射器波长信息和温度信息的数据矩阵。

[0061] 在一些实施例中,光学传感器构造为感测来自所述部位的散射光和发出的光(luminescent light),并且其中,至少一个电路构造为在时间上交替偏置多个光学发射器以生成包括光学发射器波长信息、温度信息、以及时间信息的数据矩阵。

[0062] 在一些实施例中,至少一个光学检测器包括多个光学检测器,并且多个光学检测器中的至少一者构造为检测光的至少一个波长,所述至少一个波长是所述多个光学检测器中的至少另一者构造为不进行检测的波长。来自多个光学检测器的数据被用于生成数据矩阵,数据矩阵包括光学发射器波长信息和温度信息的数据矩阵。

[0063] 根据本发明的其它实施例,一种可穿戴装置包括传感器模块(诸如,PPG传感器模块),传感器模块构造为从佩戴装置的受试者的身体部位获取生理信息。可穿戴装置还包括柔性材料的囊袋,囊袋容纳流体,诸如,液体、气体、或者凝胶。囊袋构造为在身体部位处或者附近接触受试者的皮肤。囊袋可具有各种形状和构造。在一些实施例中,囊袋具有在外围包围传感器模块的环形形状。

[0064] 提供了一种压力传感器,压力传感器生成与囊袋内的流体压力变化成比例的信号。压力变化响应于受试者的运动。如此,压力传感器生成可以用于从通过传感器模块获得的生理信息去除运动伪影的运动噪声参考信号。

[0065] 在一些实施例中,囊袋构造为围绕受试者的肢体至少部分地包绕。

[0066] 在一些实施例中,囊袋包括容纳流体的至少一个流体贮器和与该至少一个流体贮器流体连通的多个个人造血管。囊袋由于受试者运动而被按压导致流体被迫使从至少一个流体贮器进入到人造血管中,由此在囊袋内生成可以由压力传感器检测到的压力。这种构造会是有用的以更紧密地类似于身体中的静脉血的构造,使得人造结构可生成运动噪声波形,在运动期间,运动噪声波形更紧密地类似于受试者的静脉血当其移动时的运动噪声波形,从而有助于用作如上所描述的噪声参考。应该注意的是,血管和贮器还可包括至少一个气泡部(气穴)以有助于在运动期间的流体流动。在一些实施例中,气泡部的密度和血液的粘度可设计成非常类似于受试者的血液的密度和粘度。在另一实施例中,流体可包括多种流体,每种流体具有不同的密度和/或极性。具有这种流体分布可更紧密地类似于受试者的静脉血的性质。

[0067] 在一些实施例中,压力传感器是MEMS(微机电系统)装置、隔膜、和/或致动器。在其它实施例中,压力传感器是光机械压力传感器。

[0068] 要注意的是,可将针对一个实施例描述的本发明的方面并入不同的实施例,尽管没有关于此进行具体描述。也就是说,可以按照任何方式和/或组合来组合所有实施例和/或任何实施例的特征。申请人保留更改任何最初提交的权利要求或者相应地提交任何新的权利要求的权利,包括能够将任何最初提交的权利要求修改为依赖于和/或包含任何其它权利要求的任何特征的权利,尽管最初没有按照这种方式进行要求。下面详细解释本发明的这些和其它目标和/或方面。

## 附图说明

[0069] 形成本说明书的一部分的附图图示了本发明的各个实施例。附图和描述一起用于充分解释本发明的实施例。

[0070] 图1至图2图示了根据本发明的一些实施例的“内部”光机械生物计量传感器模块以及由此生成的运动信息和生物计量信息路径。

[0071] 图3至图5图示了根据本发明的一些实施例的“外部”光机械生物计量传感器模块以及由此生成的运动信息和生物计量信息路径。

[0072] 图6图示了根据本发明的一些实施例的“内部”光机械生物计量传感器模块以及由此生成的运动信息和生物计量信息路径。

[0073] 图7A图示了根据本发明的一些实施例的“外部”光机械生物计量传感器模块。

[0074] 图7B是图7A的传感器模块的俯视平面图。

[0075] 图7C是沿着图7B中的线7C-7C截取的图7B的传感器模块的截面图。

[0076] 图7D是沿着图7B中的线7D-7D截取的图7B的传感器模块的截面图。

[0077] 图8A至图8B是根据本发明的一些实施例的内部光机械生物计量传感器模块的分解图。

[0078] 图9A是处于组装构造中的图8A至图8B的传感器模块的前视透视图。

[0079] 图9B是图示了生物计量信息路径的图9A的传感器模块的截面图。

[0080] 图9C是图示了运动信息路径的图9A的传感器模块的截面图。

[0081] 图9D是图示了运动信息路径的图9A的传感器模块的放大截面图。

[0082] 图10A图示了根据本发明的一些实施例的“内部”光机械生物计量传感器模块。

[0083] 图10B是沿着线10B-10B截取的并且图示了生物计量信息路径的图10A的传感器模块的截面图。

[0084] 图10C是沿着线10C-10C截取的并且图示了运动信息路径的图10A的传感器模块的截面图。

[0085] 图11A图示了根据本发明的一些实施例的“内部”光机械生物计量传感器模块。

[0086] 图11B是沿着线11B-11B截取的并且图示了生物计量信息路径的图11A的传感器模块的截面图。

[0087] 图11C至图11D是沿着线11C-11C截取的并且分别图示了处于未按压构造中和按压构造中的运动信息路径的图11A的传感器模块的截面图。

[0088] 图12A图示了根据本发明的一些实施例的“内部”机械生物计量传感器模块。

[0089] 图12B是沿着图12A的线12B-12B截取的图12A的传感器模块的截面图。

[0090] 图12C是沿着图12A中的线12C-12C截取的图12A的传感器模块的截面图。

[0091] 图13A图示了根据本发明的一些实施例的具有集成式压力感测囊袋的可穿戴监测装置的带。

[0092] 图13B是根据本发明的一些实施例的可穿戴装置的压力感测囊袋的顶部透视图。

[0093] 图13C是图13B的压力感测囊袋的俯视平面图。

[0094] 图13D是图13B的压力感测囊袋的截面图并且图示了附接到可穿戴装置的腕带的囊袋。

- [0095] 图13E是图13B的压力感测囊袋的仰视平面图。
- [0096] 图13F图示了根据本发明的一些实施例的包括流体贮器和与该流体贮器流体连通的人造血管的压力感测囊袋。
- [0097] 图14A至图14B图示了根据本发明的一些实施例的固定到受试者的手臂并且构造为追踪手势运动的光机械传感器的阵列。
- [0098] 图15A至图15E是噪声参考信号的频谱图和相关联的光电血管容积图。
- [0099] 图16A至图16C是图示了从PPG信号去除实时噪声的频谱图。
- [0100] 图17图示了根据本发明的一些实施例的具有用于从噪声生理信号去除噪声的减法式滤波器(subtractive filter)和噪声参考的光机械传感器模块。
- [0101] 图18是利用图17的光机械传感器的操作的流程图。
- [0102] 图19至图20图示了根据本发明的一些实施例的用于“单触式”或者短时间感测应用的“内部”光机械生物计量传感器模块以及由此生成的运动信息和生物计量信息路径。
- [0103] 图21图示了根据本发明的一些实施例的包括“单触式”或者短时间感测光机械传感器模块的电子装置。
- [0104] 图22是沿着线22-22截取的图21的电子装置的截面图。
- [0105] 图23是根据本发明的一些实施例的实施血液流动刺激以改进PPG测量的操作的流程图。
- [0106] 图24是根据本发明的一些实施例的具有光机械传感器模块和血液流动刺激器的装置的顶层平面视图。
- [0107] 图25是沿着线25-25截取的图24的装置的实施例的截面图。
- [0108] 图26A至图26D图示了根据本发明一些实施例的集成式微米制造光机械传感器模块和用于制造光机械传感器模块的工艺步骤。
- [0109] 图27图示了根据本发明的一些实施例的用于生成高质量PPG数据并且将该数据传送至辅助装置或者系统的系统。
- [0110] 图28是根据本发明的一些实施例的具有集成在其内的多个光机械传感器模块的耳部佩戴件(earpiece)的截面图。
- [0111] 图29是根据本发明的一些实施例的具有光机械传感器模块和血液流动刺激器的装置的顶层平面图。
- [0112] 图30至图32是根据本发明的一些实施例的生成受试者的生理评估的操作的流程图。
- [0113] 图33是根据本发明的一些实施例的针对多个光学激发波长的光学散射(PPG)信号强度和生物发光信号强度与所测量的皮肤温度之间的关系的曲线图。
- [0114] 图34是根据本发明的一些实施例的生成受试者的生理评估的操作的流程图。

### 具体实施方式

[0115] 现在将在下文中参照其中示出了本发明的实施例的附图来更充分地描述本发明。然而,本发明可具体体现为不同的形式,并且不应该被解释为限于本文所阐述的实施例。相似的符号自始至终指代相似的元件。在附图中,为了清楚起见,某些层、组件或者特征可能被放大,并且虚线图示出可选特征或者操作,除非另有指定。另外,操作(或者步骤)的顺序

不限于附图和/或权利要求书中呈现的顺序,除非另有特别指出。可以将针对一张附图或者一个实施例描述的特征与另一实施例或者附图相关联,尽管没有同样地具体描述或者示出。

[0116] 将理解的是,当特征或者元件被称为“在另一特征或者元件上”时,其可以直接地在另一特征或者元件上,或者也可以存在介于中间的特征和/或元件。相反,当特征或者元件被称为“直接在另一特征或者元件上”时,不存在介于中间的特征或者元件。还将理解的是,当特征或者元件被称为“固定到”、“连接到”、“附接到”或者“联接到”另一特征或者元件时,其可以直接固定到、直接连接到、附接到或者联接到另一特征或者元件,或者可存在介于中间的特征或者元件。相反,当特征或者元件被称为“直接固定到”、“直接连接到”、“直接附接到”或者“直接联接到”另一特征或者元件时,不存在介于中间的特征或者元件。虽然针对一个实施例描述或者示出特征和元件,但是如此描述或者示出的特征和元件可以应用于其它实施例。

[0117] 本文使用的术语仅用于描述特定实施例的目的,而不意图限制本发明。如本文使用的,单数形式“一”、“一个”和“该”也意图包括复数形式,除非上下文另有明确指出。

[0118] 如本文使用的,术语“包括(comprise)”、“包括(comprising)”、“包括(comprises)”、“包括(include)”、“包括(including)”、“包括(includes)”、“具有(have)”、“具有(has)”、“具有(having)”、或者其变型是开放性的,并且包括一个或者多个陈述的特征、整体、元件、步骤、部件或者功能,但是不排除一个或者多个其它特征、整体、元件、步骤、部件、功能或者其组合的存在或者添加。此外,如本文使用的,从拉丁短语“*exempli gratia* (例如)”派生出来的通用缩写“e.g. (例如)”可用于引入或者指定先前提到的项目的一个或者多个一般示例,并且意图对这种项目进行限制。从拉丁短语“*id est*”派生出来的通用缩写“i.e.”可以用于由更一般的叙述指定特定项目。

[0119] 如本文使用的,术语“和/或”包括相关联的列出项目中的一者或者多者的任何和所有组合,并且可以缩写为“/”。

[0120] 如本文使用的,诸如“在X与Y之间”和“在大约X与Y之间”等短语应该被解释为包括X和Y。如本文使用的,诸如“在大约X与Y之间”等短语是指“在大约X与大约Y之间。如本文使用的,诸如“从大约X到Y”等短语是指“从大约X到大约Y”。

[0121] 为了便于描述,本文可使用诸如“在…之下”、“在…下方”、“低于”、“在…之上”、“在…上”等空间相对术语来描述如在附图中图示的一个元件或者特征关于(一个或多个)另一元件或者(一个或多个)特征的关系。将理解的是,空间相对术语意图包括装置除了附图中描绘的定向之外的在使用或者操作中的不同定向。例如,如果附图中的装置是倒置的,则被描述为在其它元件或者特征“之下”或者“下方”的元件将被定向为在其它元件或者特征“之上”。因此,示例性术语“在…之下”可以包括之上和之下的定向两者。可使装置以其它方式定向(旋转90度或者处于其它定向),并且相应地解释本文使用的空间相对描述符。类似地,本文使用术语“向上”、“向下”、“竖直”、“水平”等仅用于解释目的,除非另有特别指出。

[0122] 将理解的是,虽然本文使用术语第一和第二来描述各种特征或者元件,但是这些特征或者元件不应该受这些术语的限制。这些术语仅用于将一个特征或者元件与另一特征或者元件区分开来。因此,下面讨论的第一特征或者元件可以被称为第二特征或者元件,并

且类似地,在不脱离本发明的教导的情况下,下面讨论的第二特征或者元件可以被称为第一特征或者元件。

[0123] 除非另有限定,否则本文使用的所有术语(包括技术术语和科学术语)具有与本发明所属领域的普通技术人员中的一者通常所理解的含义相同的含义。还将理解的是,诸如通常使用的字典中限定的那些的术语应该被解释为具有与其在本说明书的上下文和相关领域中的含义一致的含义,并且不应该在理想化意义或者过于正式的意义上进行解释,除非本文清楚地如此限定。为了简洁和/或清楚起见,可能不详细描述众所周知的功能或者结构。

[0124] 如本文针对值或者数量使用的术语“大约”是指该值或者数量可以或多或少地变化,例如变化 $\pm 20\%$ 、 $\pm 10\%$ 、 $\pm 5\%$ 、 $\pm 1\%$ 、 $\pm 0.5\%$ 、 $\pm 0.1\%$ 等。

[0125] 如本文使用的术语“回路(circuit)”是指整体上是软件的实施例或者将软件和硬件方面、特征和/或部件(包括,例如,处理器和嵌入在处理器内与处理器相关联和/或能够执行以便以编程方式进行指导和/或执行某些所描述的动作、操作或者方法步骤的软件)组合的实施例。

[0126] 如本文使用的术语“光电容积描记”(PPG)是指从身体的至少一个区域生成光学容积描记信息并且处理该信息以生成从光学容积描记信息导出的生物计量信息的方法。PPG传感器模块是指包括至少一个光学发射器、至少一个光学检测器、以及至少一些信号处理电子器件(模拟的和/或数字的)以处理来自光学检测器的电信号的小的模块。PPG传感器模块可另外包括光机械(光学器件和机械支撑件)以及用于检测可以与光学检测器信息一起处理以从期望的PPG信号减弱运动伪影的运动噪声信息的噪声参考传感器,诸如,运动传感器等。还可将其它类型的噪声参考(诸如,环境光(背景光)噪声参考)集成在PPG传感器模块内以帮助从期望的PPG信号减弱背景光噪声。当将多个光学发射器和/或检测器集成到PPG传感器模块中时,可提取附加的生物计量信息,诸如,对血液分析物(血液成分)水平(诸如,氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白、碳氧血红蛋白、高铁血红蛋白、胆红素等)的确定。PPG传感器模块可被放置或者佩戴在具有血液流动的身体的几乎任何部分或者区域上,但是这种模块可更典型地接近生物体的皮肤,诸如,耳朵、前额、鼻子、颈部、胸、肢体(手臂&腿)、手腕、脚、手脚趾(手指&脚趾)等的皮肤。

[0127] 本文使用的术语“计量(metric)”通常是指对一属性的测量或者测量系统,并且“传感器计量”是指与传感器相关联的测量或者测量系统。计量可包括测量的类型、测量的值、和/或基于测量的诊断的标识符。例如,计量可包括“血压”、值为“120/80”、和/或诊断为“正常”。

[0128] 如本文使用的术语“生物计量的”是指与生理(生物)信息相关联的计量。因此,术语“生物计量传感器”和“生理传感器”是同义的。例如,“生物计量光学传感器”可指构造成用于进行生理监测的光学传感器。“光学传感器”可指光学检测器本身或者包括光学发射器、检测器、噪声参考等的完整PPG传感器。

[0129] 如本文使用的术语“传感器”、“感测元件”、“传感器模块”、以及“生物计量传感器模块”是能够互换的,并且是指可被利用以感测信息(诸如来自受试者的身体的信息(例如,生理信息、身体运动等)和/或在受试者附近的环境信息)的传感器元件或者传感器元件组。传感器/感测元件/传感器模块可包括以下中的一个或者多个:检测器元件、发射器元件、处

理元件、光学器件、机械支撑件、支持电路系统等。单个传感器元件和传感器元件的集合两者都可以被认为是传感器、感测元件、或者传感器模块。在本说明书中，时常对“传感器元件”的引用是指传感器模块或者分立传感器的实质部件，其中，传感器模块或者分立传感器包括多个传感器元件。

[0130] 如本文使用的术语“光学发射器”可包括单个光学发射器和/或彼此相关联的多个分开的光学发射器。

[0131] 如本文使用的术语“光学检测器”可包括单个光学检测器和/或彼此相关联的多个分开的光学检测器。

[0132] 如本文使用的术语“可穿戴传感器模块”是指构造为佩戴在受试者的身体上或者附近的传感器模块。

[0133] 如本文使用的术语“监测装置”和“生物计量监测装置”是可互换的，并且包括可由受试者佩戴和/或附接到受试者并且包括至少一个传感器/感测元件/传感器模块的任何类型的装置、物品、或者衣物。示例性监测装置可具体体现为耳部佩戴件、头戴物、手指夹、手脚趾（手指或者脚趾）用品、肢体带（诸如，臂带或者腿带）、脚踝带、腕带、鼻托（nose piece）、传感器贴片、眼睛佩戴物（诸如，眼镜或者墨镜）、服装（诸如，衬衫、帽子、内衣等）、口部用品或者牙齿用品、隐形眼镜等。

[0134] 术语“监测”是指测量、量化、准予、估计、感测、计算、内插、外推、推断、推导的动作或者这些动作的任何组合。更一般地，“监测”是指经由一个或者多个感测元件来获取信息的方式。例如，“血液健康监测”包括监测血气水平、血液含水量（blood hydration）、以及代谢物/电解质水平。

[0135] 如本文使用的术语“头戴式装置”意图包括可附接到使用者的耳朵（或两只耳朵）或附近并且可具有各种构造而没有限制的任何类型的装置或者耳部佩戴件。如本文描述的包括传感器模块的头戴式装置可以包括单声道头戴式装置（具有仅一个耳塞、一个耳部佩戴件等的装置）和立体声头戴式装置（具有两个耳塞、两个耳部佩戴件等的装置）、真无线头戴式装置（具有两个无线耳部佩戴件）、耳塞、助听器、耳饰、面罩、头带、眼镜或者护目镜等。在一些实施例中，术语“头戴式装置”可广泛地包括不位于头部上但是与头戴式装置相关联的头戴式装置元件。例如，在“奖章（medallion）”式无线头戴式装置中，在奖章形部包括无线电子器件并且头戴式耳机被插入或者硬件连线到奖章形部中的情况下，可穿戴奖章形部将作为整体被认为是头戴式装置的一部分。类似地，在一些情况下，如果移动电话或者其它移动装置与插入式头戴式耳机紧密关联，则术语“头戴式装置”可指头戴式耳机-移动装置组合件。如本文使用的术语“头戴式装置（headset）”和“耳部佩戴件（earphone）”是可互换的。

[0136] 如本文使用的术语“光机械”在一般意义上是指关于机械能的光学调制。运动可以是由于相对运动、绝对运动、振动、压力、力等产生。例如，通常在这些发明中，可使用光机械传感器来感测由任何形式的机械能导致的运动伪影。

[0137] 术语“生理的”是指生物（例如，人、动物等）的身体的情况或者能量或者来自生物（例如，人、动物等）的身体的情况或者能量。在本发明的实施例中，术语“生理的”意图被广泛地使用，覆盖生物的身体的肉体和心理情况和能量两者或者来自生物的身体的肉体和心理情况和能量两者。

[0138] 根据本发明的实施例,术语“身体”是指可以佩戴监测装置的受试者(人或者动物)的身体。

[0139] 术语“处理器”广泛地用于指代可以是本地式的或者分布式的信号处理器或者计算系统或者处理或计算方法。例如,本地式信号处理器可包括一个或者多个信号处理器或者本地化到一般位置(诸如,到可穿戴装置)的处理方法。这种可穿戴装置的示例可包括耳部佩戴件、头戴物、手指夹、手脚趾(手指或者脚趾)用品、肢体带(诸如,臂带或者腿带)、脚踝带、腕带、鼻托、传感器贴片、眼睛佩戴物(诸如,眼镜或者墨镜)、服装(诸如,衬衫、帽子、内衣等)、口部用品或者牙齿用品、隐形眼镜等,以及个人携带或者佩戴的智能手机和其它装置。分布式处理器的示例包括“云”、互联网、远程数据库、远程处理器计算机、彼此通信的多个远程处理器或者计算机等,或者分布在这些元件中的一个或者多个中的处理方法。关键的区别在于分布式处理器可包括非本地化元件,而本地式处理器可独立于分布式处理系统而工作。作为具体示例,微处理器、微控制器、ASIC(专用集成电路)、模拟处理电路系统、或者数字信号处理器是在可在可穿戴装置中找到的物理信号处理器的一些非限制性示例。

[0140] 术语“远程”不一定意味着远程装置是无线装置或者距离与其通信的装置长的距离。相反,术语“远程”意图引用与另一装置或者系统不同或者对于核心功能实质上不依赖于另一装置或者系统的装置或者系统。例如,连线到可穿戴装置的计算机可被认为是远程装置,因为这两个装置是不同的,和/或对于核心功能实质上不彼此依赖。尽管如此,任何无线装置(诸如,例如,便携式装置)或者系统(诸如,例如,远程数据库)都被认为相对于任何其它无线装置或者系统是远程的。

[0141] 如本文使用的术语“呼吸作用率(respiration rate)”和“呼吸率(breathing rate)”是可以互换的。

[0142] 如本文使用的术语“心率”和“脉搏率”是可以互换的。

[0143] 术语“RRi”是指人的心脏波形(即,心电图、光电血管容积图等)中的“R-R间期(R-R interval)”。通常,在本发明的实施例中使用心率的情况下,也可以按照类似的方式来应用RRi。然而,RRi和心率通常以相反的方式相关,使得 $1/RRi$ =瞬时心率。

[0144] 如本文使用的术语“热连通”包括热能的传导式传递、热能的对流式传递、和热能的辐射式传递中的一者或者多者。

[0145] 本文可以通过使用参数的名称(诸如,“心率”、 $VO_{2max}$ 等)来描述各种生物计量参数和活动参数。一般来说,这些名称可以是指(一个或多个)相关联的参数的瞬时值、平均值、或者对参数的一些其它处理。例如,14 BPM(每分钟呼吸次数)的呼吸率可以是指瞬时测量结果或者平均测量结果(例如,在5分钟内平均14 BPM的平均呼吸率)。除非使用“瞬时”、“平均”、或者一些其它形容词来描述参数,否则不应该假设存在关于参数的处理的限制。

[0146] 在下面的附图中,将针对附接到人体的耳朵或者附肢、或者甚至集成在衣物内的各种监测装置进行图示和描述。然而,将要理解的是,本发明的实施例不限于由人佩戴的那些实施例。另外,根据本发明的实施例的监测装置可以被佩戴在身体的其它部位处。

[0147] 耳朵是对于可穿戴健康和环境监视器而言的理想位置。耳朵是不会阻碍个人的运动或者视野的相对稳定的平台。位于耳朵处的监测装置能够触及例如内耳道和鼓膜(用于测量核心体温)、肌肉组织(用于监测肌张力)、耳廓、耳垂、以及其它地方(用于监测血气水平)、耳后区域(用于测量皮肤温度和皮肤电反应)、以及颈内动脉(用于测量心肺功能)等。

耳朵还处于或者靠近暴露于以下内容的位置：环境可吸入有毒物质（挥发性有机化合物、污染物等）；耳朵受到的噪声污染；以及眼睛的照明条件。此外，因为耳道自然地设计用于传输声学能量，所以耳朵提供了用于监测内部声音（诸如，心跳、呼吸率、以及嘴部运动）的好的位置。已经在外耳的耳甲与耳屏位置之间的区域中以及在耳朵处的其它位置证实了通过耳朵精确地感测光电血管容积图和心率。

[0148] 进入耳朵的血管的光学联接 (optical coupling) 可在个体之间发生变化。如本文使用的，术语“联接”是指在进入或者离开区域的激发能量（诸如，光）与区域本身之间的相互作用或者通信。例如，光学联接的一种形式可以是耳塞的光学传感器（或者定位在耳朵处或者耳朵内的其它装置）内生成的激发光与耳朵的血管之间的相互作用。在一个实施例中，这种相互作用可涉及激发光进入耳朵区域并且从耳朵中的血管散射，使得散射光的强度的暂时变化与血管内的血液流动的暂时变化成比例。光学联接的另一种形式可以由耳塞内的光学发射器生成的激发光与耳塞的光导区域之间的相互作用。因此，具有集成光导能力的耳塞可以确保佩戴耳塞的每个个体都将生成与通过血管的血液流动有关的光信号，其中，可以沿着耳塞将光导向到多个区域和/或选择区域。光到一个人的特定耳朵区域的光学联接可能不产生针对每个人的光电容积描记信号。因此，将光联接到多个区域可确保将针对佩戴耳塞的每个人查找到至少一个富含血管的区域。还可以通过在耳塞内扩散来自光源的光来实现将耳朵的多个区域与光联接。

[0149] 光学联接的另一示例是将来自受试者的身体的散射光联接到将光朝向光电探测器导向的光导光学器件。然而，术语“联接”还可指机械联接、电联接、光机械联接等，而不仅仅是光学联接。作为光机械联接的示例，还可以将光导从光学发射器到受试者的身体的光学联接与光导（或者另一光学路径）到受试者的身体的机械联接相关联。

[0150] 参照图1至图6，图示了可并入到各种可穿戴装置中的生物计量传感器模块10。图示的传感器模块10可集成到各种可穿戴装置/服装中，包括但不限于：耳塞、腕带、臂带、智能手机、衣物和服装配件、或者针对手脚趾、肢体、躯干、头部、耳朵、脸部等的任何其它可穿戴形式要素。每个传感器模块10构造为经由身体与传感器模块10之间的光机械联接来从受试者的身体捕获运动信息。捕获到的运动信息用作用于从生物计量传感器信号过滤运动噪声（运动伪影）的噪声参考。在图1中图示的实施例中，传感器模块（例如，PPG传感器模块等）10包括支撑第一和第二光学发射器14、16以及光学检测器18的底座12（诸如，印刷电路板（PCB））。提供光学屏障20以防止由发射器16发射的光直接进入光学检测器18或者使光学检测器18饱和。图示的传感器模块10还包括稳定器构件22，稳定器构件22构造为将来自佩戴传感器模块10的受试者的身体的运动信息传递到光学检测器18。稳定器构件22还可被称为光调制（或者光调节）机构。除了帮助传递由机械能（即，由于受试者运动引起的受试者身体抵靠稳定器构件22的力）导致的受试者运动信息之外，稳定器构件22还可构造为帮助抵靠皮肤稳定传感器模块10。

[0151] 图1至图6的生物计量传感器模块的物理尺寸使得它们小到足以是可穿戴的但是大到足以支撑光学器件、电子器件、和供电部件。考虑到俯视图，模块的典型尺寸可以是在长度/直径上为大约1 mm至20 mm，并且相关联的光学器件可以是在长度直径上为大约100微米至3 mm。然而，可以利用更小和更大的大小，并且本发明的实施例不限于任何特定大小或者尺寸。

[0152] 图示的传感器模块10产生两条光学路径30、40。第一光学路径30(也称为“运动信息路径”)由第一光学发射器12发射并且反射离开稳定器构件22的光创建。第二路径40(也称为“生物计量信息路径”)由第二光学发射器16发射、被受试者的身体内的组织、血管等吸收、散射、和/或反射的光创建。生物计量信息路径40包括比运动信息路径30更高水平的受试者生理信息,运动信息路径30包括更高水平的受试者运动信息。

[0153] 除了利用单个光学发射器来创建运动信息光学路径30和生物计量信息光学路径40之外,图2中图示的实施例与图1的实施例相似。图示的传感器模块(例如,PPG传感器模块等)10包括底座12(诸如,PCB)、光学发射器14、第一和第二光学检测器18、24、以及光学屏障20。如上面讨论的,光学屏障20构造为防止由发射器14发射的光直接进入光学检测器18/使光学检测器18饱和。图示的传感器模块10还包括稳定器构件22,稳定器构件22构造为传递来自佩戴生物计量传感器模块10的受试者的身体的运动信息、以及相对于受试者的皮肤稳定生物计量监视器10。与图1的实施例一样,图示的传感器模块10产生运动信息路径30和生物计量信息路径40。发射器14构造为将光引导朝向稳定器构件22以创建运动信息路径30,并且还构造为将光引导朝向受试者的皮肤,使得光可以被受试者的身体内的组织、血管等吸收、散射和/或反射。

[0154] 除了不利用稳定器构件之外,图3中图示的实施例与图1的实施例相似。图示的传感器模块(例如,PPG传感器模块等)10包括支撑第一和第二光学发射器14、16以及光学检测器18、以及光学屏障20的底座12(诸如,PCB)。如上面讨论的,光学屏障20构造为防止由发射器16发射的光直接进入光学探测器18/使光学探测器18饱和。与图1的实施例一样,图示的传感器模块10产生运动信息光学路径30和生物计量信息光学路径40。然而,运动信息路径30通过如下方式来创建:第一发射器14将光引导朝向受试者从而使光直接反射离开皮肤而不产生与富含血液流动的组织实质相互作用,并且运动信息路径30由光学检测器18检测。

[0155] 除了不利用稳定器构件之外,图4中图示的实施例与图2的实施例相似。图示的传感器模块(例如,PPG传感器模块等)10包括支撑光学发射器14、第一和第二光学检测器18、24、以及光学屏障20的底座12(诸如,PCB)。如上面讨论的,光学屏障20构造为防止由发射器16发射的光直接进入光学探测器18/使光学探测器18饱和。与图2的实施例一样,图示的传感器模块10产生运动信息光学路径30和生物计量信息光学路径40。然而,运动信息路径30通过如下方式创建:发射器14将光引导朝向受试者从而使光直接反射离开皮肤而不产生与富含血液流动的组织实质相互作用,并且运动信息路径30由光学检测器18检测。单个发射器14还构造为将光引导朝向受试者的皮肤,使得光可以被受试者的皮肤内的组织,血管等吸收、散射和/或反射。

[0156] 将在图1和图2中图示的传感器模块称为“内部”光机械传感器模块(因为运动路径调制经由内部运动(即,稳定器构件运动)发生),并且将图3和图4的传感器模块称为“外部”光机械传感器模块(因为运动路径调制经由外部运动(即,皮肤与身体之间的运动)发生)。图1至图4中图示的实施例中的每个通过如下方式来工作:响应于佩戴传感器模块10的受试者的身体与传感器模块10之间的运动来物理调制光。在图1和图2中,稳定器构件22用于经由运动信息路径30传递来自受试者的身体的运动信息。相比之下,对于图3和4的“外部”实施例,通过受试者的身体与生物计量传感器模块10本身之间的相对运动来实现物理调制。

[0157] 在图1至图4的实施例中的每个中,运动信息路径30包括很少的生理信息或者没有生理信息。同样,通过经由电路或者处理器处理由两个光学路径(即,运动信息路径30和生物计量信息路径40)创建的两个单独的信号,可使运动噪声信息减弱并且可以保存或者放大生物计量信号信息。在一些实施例中,可以在模拟空间中(经由模拟比较器方法、差分放大、模拟适应性滤波等)或者在数字空间中(经由谱减法、数字适应性滤波、可变滤波等)执行通过处理两个单独的信号的运动伪影的减弱。

[0158] 对于如在图1至图4中图示的实施例,应该注意的是,由于生物计量40和运动30的信号路径是不同的,因此,对馈送至(一个或多个)光学发射器的电功率的调制对于本发明的实施例进行操作并不重要。因此,本发明的实施例可在稳定状态(DC)供电条件期间工作,而不对到光学发射器或者检测器的功率进行调制。然而,对光学发射器进行调制在这些构造中事实上是允许的,并且可能对数字信号处理(大体上讲)以及去除背景光噪声有用。作为具体示例,可通过从在光学发射器打开时采集到的光学检测器信号减去在光学发射器关闭时采集到的光学检测器信号来从PPG信号输出中使背景光得到减弱。作为另一示例,对于具有至少两个光学发射器(诸如图1和图3中图示的)的实施例,可以按照交替的方式来调制发射器,其中,只有一个发射器在给定时间生成光。这可帮助防止在对生物计量信号路径40与运动信号路径30之间的关系进行评估时发生光学串扰污染光学检测器读数。

[0159] 参照图5,图示了根据本发明的其它实施例的外部光机械传感器模块(例如,PPG传感器模块等)10。图示的传感器模块10可集成到各种可穿戴装置中,包括但不限于:耳塞、腕带、臂带、智能手机、或者针对手脚趾、肢体、躯干、头部、耳朵、脸部等的任何可穿戴形式要素。除了与光学发射器14、16以及与检测器18一起利用各种光学元件(例如,光学滤光器、光学透镜等)之外,图5中图示的实施例与图3的实施例相似。例如,一个或者多个光学元件15与发射器14相关联以帮助使光转向以使得从使用者的皮肤反射以生成运动信息光学路径30。一个或者多个光学元件17与发射器17相关联以帮助使光转向以使得进入受试者的皮肤并且生成生物计量信息光学路径40。一个或者多个光学元件19与光学检测器相关联并且有助于检测来自运动信息路径30和生物计量信息路径40中的每一者的光。合适的光学元件的示例包括光导、光反射器、光包层(cladding)等。在图示的实施例中,屏障20定位在检测器18与发射器14、16中的每一者之间,并且每个屏障20构造为防止由发射器14、16发射的光直接进入光学检测器18/使光学检测器18饱和。

[0160] 应该注意的是,还可通过将外部路径部件和内部路径部件组合在相同模块上来生产组合的外部 and 内部光机械传感器模块。在这种情况下,会是优选的是,具有与每条路径相关联的至少一个光学检测器,使得至少一个检测器与外部路径相关联,并且至少一个检测器与内部路径相关联。替代地,可通过如下方式使用一个检测器:交替地向与每条路径相关联的发射器供电,使得来自仅一条路径的单个发射器(或者多个发射器)在任何给定时间被供电。

[0161] 在本发明的其它实施例中,如图6中图示的,内部光机械传感器模块10可经由单个光学发射器14和单个光学检测器18来生成运动感测路径30和生物计量信号路径40两者。图示的传感器模块10可集成到各种可穿戴装置中,包括但不限于:耳塞、腕带、臂带、智能手机、或者针对手脚趾、肢体、躯干、头部、耳朵、面部等的任何可穿戴形式要素。稳定器构件26包含一个或者多个光学滤光器以传递、阻挡、或者散射可区别的波长或者波长带。例如,来

自光学发射器14的一些光波长可穿过稳定器构件26并且穿过生物计量信号路径40,而其它光波长可被稳定器构件26散射并且穿过运动感测路径。

[0162] 在图示的实施例中,光学发射器14构造为在可区别的分开的时间段生成至少两个可区别的波长的电磁能,和/或光学检测器18构造为在至少两个可区别的波长之间进行辨别。例如,光学发射器14可包括发射强度在时间上交替变化的至少两个单独的发射器(诸如具有LED阵列或者台面(mesa)阵列等),并且检测器18可构造为在时间上单独地感测每个波长。作为另一示例,光学发射器14可构造为同时生成多个波长(即,不在时间上交替),并且检测器18可包括至少两个不同的检测区域(诸如,光电二极管或者台面阵列等),每个检测区域与不同的光学滤光器相关联,使得检测器18可以经由单独的检测区域或者“通道”同时感测每个波长。图6的内部光机械传感器构造的重要益处在于:与在图1和图2中呈现的实施例不同,可使用单个光学发射器和单个光学检测器。

[0163] 现在参照图7A至图7D,图示了根据本发明的一些实施例的可以生成运动信息光学路径30和生物计量信息光学路径40两者的“外部”光机械传感器模块(例如,PPG传感器模块等)100。图示的生物计量传感器模块100可集成到各种可穿戴装置中,包括但不限于:耳塞、腕带、臂带、智能手机或者针对手脚趾、肢体、躯干、头部、耳朵、脸部等的任何可穿戴形式要素。图示的传感器模块100包括具有大体上矩形构造的外壳102。然而,本发明的实施例不限于图示的生物计量传感器模块100的构造。传感器模块100可具有任何形状,诸如,三角形、多边形、圆形等。外壳102可由基本上不透明的材料形成。

[0164] 传感器模块100的尺寸可由传感器模块100所定位的身体部位来部分地确定。例如,较小的传感器模块100可能更适合于耳朵或者沿着肌肉群,而较大的传感器模块100可能更适合于平坦的表面,诸如,手腕或者前臂等。然而,理想地,传感器模块100应该理想地构造为小到足以在多个肌肉群独立收缩时不在多个肌肉群上“摇摆(rock)”。

[0165] 在传感器模块外壳102内的是支撑第一对光学发射器112、第二对光学发射器114、以及光学检测器116的底座110,诸如,PCB。示例性光学发射器112、114包括但不限于:发光二极管(LED)、激光二极管(LD)、紧凑型白炽灯泡、有机LED(OLED)、微等离子体发射器、IR黑体源等。光导120与每个光学发射器112光学连通,并且成形和构造为将从每个发射器112发射的光引导到佩戴传感器模块100的受试者的皮肤中,以使得生成生物计量信息路径40(图7D)。光导130与每个光学发射器114光学连通,并且成形和构造为引导光以使得反射离开受试者的皮肤并且创建运动信息路径30(图7D)。

[0166] 光导140与检测器114光学连通,并且构造为采集来自运动信息路径30和生物计量信息路径40两者的光,并且将采集到的光递送到光学检测器114。在一些实施例中,光导140沿着其侧壁可包括反射材料以有助于将光引导到光学检测器。另外,光导140可具有可以用于采集光以便进行检测的各种形状和构造。

[0167] 图示的传感器模块100还包括多个稳定器构件150,多个稳定器构件150构造为在与受试者的皮肤接触时稳定传感器模块100。如所图示的,光导120、130、检测器光导140、以及多个稳定器构件150从外壳102向外延伸穿过形成在外壳102的外表面104内的相应的孔。应该注意的是,在该特定实施例中,稳定器构件150不构造为对运动路径进行调制。即,这些稳定器150仅用于抵靠受试者的身体稳定传感器模块100。

[0168] 在使用中,传感器模块100例如经由条带或者带抵靠受试者的皮肤定位,并且光学

发射器112发射光通过光导120并且进入身体。光传播通过身体,并且然后进入光导140,光导140将光引导到光检测器116。光学发射器114发射光穿过光导130,光导130引导光以反射离开受试者的身体并且进入光导140,以使得由检测器116检测并且基本上不进入身体。来自光学发射器112的光在与来自光学发射器114的光不同的时间被转向(turn on)(调制),并且检测器116能够辨别包含生物计量信息的光(即,生物计量信息路径40中的光)与包含运动信息的光(即,运动信息路径30中的光)。由光检测器116针对检测到的包含运动信息的光和检测到的包含生物计量信息的光而生成的信号被发送到处理器并且,与任何其它参考信号一起用于提取纯生物计量信息。

[0169] 在一种操作模式中,可诸如利用脉冲或者偏置对发射器112、114进行时间上的交替调制,使得可以使用信号处理来识别运动信息路径30中的运动信息以及生物计量信息路径40中的生物计量信息。然后,可实施模拟滤波器或者数字滤波器以处理运动信息和生物计量信息两者以选择性地从生物计量信息中使运动伪影信息减弱。

[0170] 当传感器模块外壳102抵靠佩戴传感器模块100的受试者的皮肤上下且左右移动时,主要由运动伪影(诸如,来自皮肤界面的光学散射)来对运动信息路径30中的光进行调制。相反,既可由受试者运动来对生物计量信息路径中的光进行物理调制,也可通过被受试者的身体内的组织、血管等吸收、散射、和/或反射来对生物计量信息路径中的光进行生理调制。

[0171] 在一些实施例中,光学发射器114可发射相比由光学发射器112发射的光处于更短的波长的光。较短波长的光会不像较长波长的光那样深入地穿透到皮肤中,由此降低了运动信息路径30中的生物计量信息的强度。在一些实施例中,光学发射器114发射处于短于470纳米的光波长的光。在其它实施例中,光学发射器114发射处于短于420纳米的光波长的光。然而,发射器114可以使用可以发射处于任何光波长的光的光学发射器,包括长于由光学发射器112在生物计量信号路径中生成的波长的波长。然而,部分地由于较短波长的高吸收和在较大波长处的波导效应,短于280纳米和长于5微米的波长对于进行有效实施会更具挑战性。此外,对于短于280纳米的波长,固态光学检测器会呈现出极低的敏感度,并且对于大于2微米的波长,会是极其嘈杂的(特别是处于室温和更高的温度)。

[0172] 如上面所讨论的,一些生物计量信息(例如,PPG信息)可包括在运动信息路径30中,因为至少一些光会与皮肤表面处的血液流动相互作用。因此,由检测器116接收到的散射光会至少部分地包括生物计量信息,这是不希望的,因为在这种情况下,会难以使用运动路径信号作为用于清除光电血管容积图的噪声参考。因此,在本发明的一些实施例中,光导130构造为使得由光学发射器114发射的光被转向成以大的角度从皮肤散射,这会阻碍在皮肤处的吸收。如在图7D中图示的,传感器模块100构造为使得光从光导130散射以采用大的角度朝向皮肤传播,并且朝向检测器光导140散射离开皮肤表面和/或导向成沿着皮肤表面朝向检测器光导140。

[0173] 现在参照图8A至图8B以及图9A至图9D,图示了根据本发明的一些实施例的可以生成运动信息光学路径30和生物计量信息光学路径40两者的“内部”光机械传感器模块(例如,PPG传感器模块等)200。图示的生物计量传感器模块200可集成到各种可穿戴装置中,包括但不限于:耳塞、腕带、臂带、智能手机或者针对手脚趾、肢体、躯干、头部、耳朵、脸部等的任何可穿戴形式要素。图示的传感器模块200包括具有第一和第二部分204、206的外壳202,

第一和第二部分204、206经由紧固件F固定在一起。在图示的实施例中,每个紧固件F是插入穿过外壳第二部分206并且螺纹接合固定到第一外壳部分204的螺纹插入件207的螺钉或者其它螺纹构件。然而,本发明的实施例不限于使用螺纹紧固件。如本领域的技术人员将会理解的,可利用各种方式来将外壳第一和第二部分204、206固定在一起。在一些实施例中,外壳第一和第二部分204、206中的一个或者两者由基本上不透明的材料形成以帮助防止背景光侵入并且因此防止光信号污损。

[0174] 图示的传感器模块200具有大体上圆形的构造。然而,本发明的实施例不限于传感器模块200的图示构造。传感器模块200可具有任何形状,诸如,三角形、多边形、矩形等。另外,传感器模块200的尺寸可由传感器模块200所定位的身体部分来部分地确定。例如,较小的传感器模块200可能更适合于耳朵或者沿着肌肉群,而较大的传感器模块100可能更适合于平坦的表面,诸如,手腕或者前臂。然而,传感器模块200理想地应该小到足以在多个肌肉群独立收缩时不在多个肌肉群上“摇摆(rock)”。

[0175] 定位在传感器模块200的外壳202内的是支撑光学发射器212、214和光学检测器216的底座210,诸如PCB。同样定位在外壳202内的是构造为与光学发射器212光学连通的光导220、稳定器衬垫230、以及构造为与光学检测器216光学连通的光导240。

[0176] 图示的光导220包括从其一侧向外延伸的多个元件222,多个元件222构造为延伸穿过第一外壳部分204中的相应孔203。与稳定元件232和234不同,这些元件222并不意图传递运动信息,而是用于将传感器稳定(支撑)在身体处。

[0177] 光导220还包括延伸穿过第一外壳部分204中的孔205的元件224,元件224构造为将来自发射器212的光引导到佩戴传感器模块200的受试者的身体中。光导220还构造为在内部将来自发射器214的光朝向稳定器衬垫230的稳定器构件232、234导向。

[0178] 图示的稳定器衬垫230包括从其向外延伸的第一对稳定器构件232,第一对稳定器构件232构造为延伸穿过第一外壳部分204中的相应孔207。图示的稳定器衬垫230还包括从其向外延伸的两对稳定器构件234,两对稳定器构件234构造为延伸穿过第一外壳部分204中的相应孔209。稳定器构件232、234构造为接触受试者的皮肤并且响应于受试者运动而移动。如下面将描述的,经由或者光导220或者经由衬垫230中的空袋状空间来将来自光学发射器214的光引导朝向稳定器构件232、234以便创建相应运动信息路径30。

[0179] 在图示的实施例中,光导220和稳定器衬垫230集成为一个单元并且被称为“多重(multi-shot)”透镜。图示的多重透镜可通过将两种类型的塑料引导到模具(透明的+不透明的)来制造,使得两个区域之间不存在接缝。结果,多重透镜可以防止潮气(诸如,来自佩戴传感器模块200的受试者的汗水)泄漏到电子器件中。透镜的透明部分构造为用于光导。不透明区域构造为用于如上面所描述的光机械感测(即,运动感测)。然而,在其它实施例中,光导220和稳定器衬垫230可以是分开的元件。

[0180] 现在参照图9A,图8A至图8B的传感器模块200图示为处于组装构造。如所图示的,稳定器构件232、234延伸穿过外壳第一部分。稳定器构件232、234与佩戴传感器模块200的受试者的皮肤相互作用并且构造为由于受试者运动而抵靠光导220向下按压,并且调制由光学发射器214发出的光以产生由光学检测器216检测的运动信息光学路径(例如,图1至图2,30)。稳定器构件232、234构造为与皮肤和传感器模块200之间的相对运动成比例地改变形状(即,塌陷)。例如,该相对运动可由使用者的身体施加在稳定器构件232、234上的力导

致。当稳定器构件232、234塌陷时,其可与该相对运动成比例地调制光机械发射器214与检测器216之间的光。因此,鉴于图7A至图7D的传感器模块的外部光机械传感器光导120、130可由刚性光学透明材料制成,从而光学器件的弯曲将不会使经散射的光的期望的反射形线(profile)扭曲,而相反,内部光机械传感器模块200利用由在传感器模块200与皮肤/身体之间的压力下是至少部分地柔性(柔软)的材料制成的稳定器构件232、234。

[0181] 图9B是图9A的传感器模块200的截面图,并且图示了创建生物计量信息光学路径的光导220的构造,该生物计量信息光学路径允许从光学发射器212发射的光进入受试者的身体并且然后,由检测器216采集并且检测。图9C是图9A的传感器模块200的截面图,并且其图示了创建运动信息光学路径的光导220的构造,该运动信息光学路径允许由稳定器构件232、234来调制从光学发射器214发射的光并且然后由检测器216检测从光学发射器214发射的光。在图9D中图示了由传感器模块200产生的运动信息路径30。

[0182] 在传感器模块200与佩戴传感器模块的受试者的身体之间的相对运动期间,经由运动信息路径散射的光和由生物计量信息路径散射的光两者都可包括运动伪影信息。来自这些光学路径的运动伪影信息的线性度可由所使用的稳定器构件232、234的柔性来至少部分地确定。一般而言,当稳定器构件232、234的柔性接近受试者的皮肤的柔性时,可实现在这些路径之间的更高的线性度。这是因为可主要通过皮肤和/或使用者的皮肤附近的其它组织来使从生物计量信息路径散射的光散射,并由此具有与皮肤的机械柔性相似的机械柔性的稳定器构件232、234还可在运动期间以相似的方式来使光学散射。应该注意的是,虽然图9D中的运动信息路径30不包含任何光导材料(例如,运动信息路径30填充有空气或者真空),但是运动信息路径反而可填充有光导材料。而且,这种光导材料还可是刚性的(诸如,玻璃)或者柔性的(诸如,硅胶)。

[0183] 对于如在图1至图6、图7A至图7D、图8A至图8B以及图9A至图9D中图示的实施例,这些实施例的外壳的物理尺寸可为大约5-20毫米,并且光学发射器和检测器部件的物理尺寸可为0.5-3 mm。然而,本发明的实施例不限于任何特定外壳尺寸/构造或者光学发射器/检测器尺寸/构造。许多尺寸构造都适用于本发明的实施例。值得注意的一些尺寸限制是生物计量信号路径中的发射器与检测器之间的理想间隔可在2 mm与7 mm之间。一般来说,发射器到探测器间隔越远,信噪(AC/DC)比越高。但是,如果间隔太远,生物计量信号将太弱而无法超过光电检测器的本底噪声。而且,理想地,图1至图6、图7A至图7D、图8A至图8B以及图9A至图9D的实施例中的光学器件的尺寸可大于几十微米,以使得光学器件可以捕获足够的光并且不会过度地使信号减弱。

[0184] 现在参照图10A至图10C,图示了根据本发明的其它实施例的内部光机械传感器模块(例如,PPG传感器模块等)300。图示的传感器模块300包括光导320,光导320具有由光学屏障330分开的三个分开的部分320a、320b、320c。图10B是沿着线10B-10B截取的图10A的传感器模块300的截面图,并且图10B图示了生物计量信息路径40。光导320构造为允许从光学发射器312发射的光进入受试者的身体并且然后由检测器316采集并且检测以便创建生物计量信息路径。

[0185] 图10C是沿着线10C-10C截取的图10A的传感器模块300的截面图,并且图示了运动信息路径30。稳定器构件332构造为根据在传感器模块/皮肤界面处的运动来进行调制。随着界面力在稳定器构件332上增加,间隙减小,由此减少了到达光学检测器316的光量。对到

达光学检测器316的光量的调制可以与受试者运动相关,并且可以经由处理器来生成运动参考信号。

[0186] 现在参照图11A至图11D,图示了根据本发明的其它实施例的内部光机械传感器模块(例如,PPG传感器模块等)400。图示的传感器模块400包括支撑一对光学发射器412和光学检测器416的底座410,诸如,印刷电路板(PCB)。传感器模块400还包括可按压/可变形构件420,可按压/可变形构件420包含多个内部遮光通道或者路径422。在图11C中,在传感器模块400的可按压/可变形构件420上仅存在轻微的外部压力。因此,遮光路径422保持扩展,从而允许大量的光从中穿过到达光学检测器416。在图11D中,在可按压/可变形构件420上的力由于受试者运动而已经增加。因此,遮光路径422被压缩,从而减少了可以从中穿过到达光学检测器的光量。对到达光学检测器416的光量的调制可以与受试者运动相关,并且可以经由处理器来生成运动参考信号。

[0187] 现在参照图12A至图12C,图示了包括构造为从佩戴传感器模块500的受试者的身体捕获运动信息的内部机械设备(例如,压力换能器)520的生物计量传感器模块500。图示的传感器模块500包括支撑多个光学发射器512和光检测器516的底座510,诸如,印刷电路板(PCB)。传感器模块500还包括从其延伸的、构造为接合佩戴传感器模块500的受试者的皮肤的多个构件530。由于受试者运动而施加在构件530上的力被传递至压力换能器520并且被测量。对压力传感器中的压力的调制可以与受试者运动相关,并且可以经由处理器来生成运动参考信号。

[0188] 现在参照图13A,根据本发明的其它实施例,可以通过如下方式来获取压力变化信息:利用流体填充的膨胀囊袋610包绕受试者的肢体600,然后约束囊袋600以利用具有低柔性或者不具有柔性(即,低拉伸性或者不具有拉伸性)的带620来防止膨胀远离肢体600。图示的带620支撑生物计量传感器模块630,诸如,PPG传感器模块。可以通过由半柔性材料构造囊袋610来将非拉伸(即,无弹性的)带620包括为膨胀囊袋610本身的一部分。该半柔性材料的一个示例可以是被RF焊接在一起以形成袋状物的经聚氨酯涂覆的尼龙材料。这种类型的结构将允许进行一些拉伸,但是在功能压力范围内将保持限定的形状,并且有效地用作半约束系统。通过该构造,可以将佩戴囊袋610的受试者的肢体内的压力变化直接转移到流体填充的袋状物。

[0189] 囊袋610内的流体可以是任何适当稳定的液体、气体、或者凝胶(水、水溶液、空气、硅胶、(一种或多种)胶体等),并且可以在囊袋体积内采用压力换能器(未图示)以传输与内部压力变化成比例的信号。示例性压力换能器包括MEMS(微机电系统)装置、隔膜、致动器等。另外,在囊袋610的运动与压力变化成比例时,可使用光学散射传感器(诸如,光机械压力传感器)来感测光学散射。

[0190] 为了使囊袋610与受试者的肢体600相互作用以获得压力读数,会有必要通过维持与肢体600的良好表面相互作用来使囊袋610与肢体600相互作用。使围绕固定体积的囊袋610的带620张紧可以迫使囊袋610与肢体600相互作用,并且经历由肢体600内的压力变化引起的变形和压力变化。没有这种约束,囊袋610可能脱离到带620的外部并且然后囊袋610的一些部分可能不会很好地与肢体600联接。然而,如果刚性或者半刚性带未完全包围囊袋610,半约束囊袋系统也可提供肢体600与压力敏感式囊袋610之间的良好联接。在这种情况下,会需要将气体(手动地或者自动)泵送或者填充在囊袋610内以防止囊袋610脱离到带

620的外部。

[0191] 使用柔性囊袋(诸如,在图13A中图示的囊袋610)会是有利的,因为大的表面区域可以在肢体600的大部分表面区域上与肢体600相互作用。在图13A的图示的实施例中,囊袋环绕肢体600并且压力变化涉及肢体600的整个截面区域的压缩。以这种方式,与PPG传感器630相关联的处理器接收关于贯穿整个肢体截面区域的压力变化的信息,因为肢体600可以被完全包含在压力询问区域内。然而,也可使用部分囊袋(非圆周的),使得只有肢体600的一部分可以与囊袋610相互作用。在这种情况下,囊袋610可优选地位于生物计量传感器部位的所在地点附近,使得运动噪声参考部位(压力感测部位)和生物计量感测部位接近。此外,虽然针对肢体(诸如,手臂、手腕、腿等)绘制图13A,但是本发明的实施例可应用于手脚趾(手指和脚趾)以及身体的可以支撑环绕式装置或者部分环绕式装置的其它部分。

[0192] 现在参照图13B至图13D,图示了根据本发明的实施例的模块化囊袋640。PPG传感器模块630定位在基体650(诸如,电路板或者具有用于为传感器模块630供电的电连接件的其它支撑结构)的顶部上,并且基体650可安置在囊袋640的顶部上。因此,当囊袋640集成到可穿戴装置(即,诸如,可穿戴带620,图13D)中时,囊袋640在PPG传感器模块630与皮肤接触时经历按压力(即,压力),从而推基体650,并且由此囊袋640与基体650接触。如下面针对图17描述的,囊袋640中的压力传感器660检测该压力,以使得可以使用该压力作为噪声参考。

[0193] 如下面描述的,压力传感器660可以是嵌入在可穿戴传感器模块中的各种不同类型的压力传感器中的任何传感器。另外,虽然示出了一个压力传感器660,但是可以利用多个压力传感器。

[0194] 图13A至图13E图示了若干概念:1)减少传感器模块上的压力和压力变化,以及2)使用囊袋流体的压力测量结果作为血液阻塞(blood occlusion)的噪声参考。在受试者的皮肤上的可穿戴装置的传感器头、装置外壳、条带等的压力变化倾向于通过阻塞来对血液与皮肤的表面的接近度进行调制。更大的压力倾向于阻塞血液离开表面,而较小的压力允许血液返回到表面。使抵靠受试者的皮肤的传感器头的面上的总压力减小和重新分布会是有利的。传感器头可以安装有流体填充的囊袋以充当用以降低传感器头与皮肤之间的压力的压力吸收器。流体可以是空气(或者其它适当的惰性气体)、硅胶、凝胶、液态水(或者其它适当的惰性液体)等。通过使图13B至图13E的囊袋640成形为围绕传感器头/模块630的环,压力可以跨过传感器头/皮肤接触部被均等地重新分布以使得减少血液阻塞点,特别是在传感器头的光学路径的拐角处或者附近。

[0195] 如在激烈活动期间或者在传感器头/模块630的区域中的肌肉运动期间发生的那样,囊袋640还用于降低传感器头/模块630抵靠皮肤的压力变化率。囊袋640起到减少系统压力的突然变化的作用。这对于传感器信号质量以避免测量中发生突然变化是有利的。可选择囊袋流体以最有效地平衡整体的减压效果,以最有效地重新分布压力,或者以最有效地减少压力变化。

[0196] 因为PPG传感器对血液流动变化是敏感的,所以,在使用者的活动期间的运动或者肌肉收缩期间,与压力有关的血液流动会是传感器头/模块630的所测量的光信号上的噪声源。例如,收缩肌肉可将血液推离使得在肌肉收缩期间所得到的PPG信号显示心跳脉波的特性,从而干扰设计为从PPG信号提取心率的算法。

[0197] 为了允许算法考虑到这种噪声,得知传感器头/模块630抵靠皮肤的压力以使得可

以使用该压力作为噪声参考会是有利的。在图13B至图13E的囊袋640内部的压力的量可与传感器头/模块630和皮肤之间的压力的量直接有关。通过将压力传感器660联接到囊袋内的流体,可以将测量结果估计为血液阻断力的压力的测量结果。可选择囊袋流体以密切地表现皮肤/血液系统的流体动力学,使得其与贡献的噪声最密切地相关,使得减去噪声带来更清楚的PPG信号,与心跳引起的血液流动更密切地相关。例如,在其中光学发射器使光照射到流体中并且光学检测器检测从流体散射的光的具有光机械构造的压力传感器中(其中,散射光强度与流体运动成比例),期望的光学检测器信号将与由相关联的PPG传感器捕获到的血液流动信号的不想要的静脉血液运动分量(非脉动分量)密切相关。

[0198] 在图13F中呈现了这种表现的示例性构造,图13F图示了囊袋670,其中,流体填充的区域包括至少部分地填充有流体682的人造血管680。在这种构造中,囊袋可以由柔性(可按压的)材料(诸如,塑料、聚合物材料、硅胶、橡胶、乳胶等)组成,使得对材料的按压将引起类似皮肤的(即,类似人类皮肤的)按压,从而从人造流体贮器690推流体682穿过人造血管680。虽然人造血管680被示出为主要是横向的结构,但是它们可如同真实的人类血管那样被定向为主要是竖直的结构或者被定向为其它主导方向。在图13F的一个非限制性实施例中,可通过将硅胶(或者其它合适的材料)模制成围绕人造血管模具来构造囊袋670。在另一非限制性实施例中,可通过在人造血管模具未就位的情况下将硅胶(或者其它合适的材料)模制来制造人造血管680。相反,可以通过在硅胶中生成有意的气泡来制造血管结构。可通过将囊袋670浸泡在流体中或者使囊袋670暴露于流体并且使该结构密封(诸如,通过包覆成型等)以创建非泄漏单元来将流体填充在容器680内。

[0199] 在图13F的另一实施例中,人造结构(即,囊袋670)还可包括微流体或者纳流体回路和结构以控制在人造结构内的流体流动。各种微流体和纳流体回路以及结构在本领域中是众所周知的。应该注意的是,图13F的特定实施例作为用于心率监测和血压监测的噪声参考会是特别有用的,因为所产生的压力信号可比图13A至图13E的其它实施例更能指示静脉血液流动。此外,使用图13F的构造作为噪声参考的另外的益处是:可不需要人造结构670与皮肤物理接触,因为流体将在运动期间流动并且由压力(或者光学)传感器感测,即使在利用人造结构670的可穿戴装置与受试者的身体之间没有压差的情况下。

[0200] 现在参照图14A至图14B,图示了一种具有用于追踪手势运动的光机械运动噪声参考传感器710(具有例如本发明的各种实施例中描述的光机械构造中的一种或者多种构造)的阵列的传感器模块700。传感器模块700经由带720附接到受试者的肢体。沿着身体(在这种情况下为肢体)以阵列的形式来应用光机械运动传感器710以感测压力或者感测阵列元件与受试者的身体之间的运动变化。因此,当受试者产生手势时,阵列元件710可感测由这些手势生成的压力,并且可处理这些信号以识别手势。因为光机械传感器相对于彼此的位置通过它们在可穿戴装置中的布局而预先已知,所以处理器可以对传感器读数进行分析以绘制出跨国身体的由肌肉运动引起的压力读数,从而将传感器信息转换成手势信息。

[0201] 可穿戴阵列还可与本地加速度计通信,并且可处理经组合的加速度计数据加上阵列数据以确定总体身体部分运动以及手势运动。该功能可得以实现,因为加速度计可构造为对总体加速度、角动量、磁位置等进行评估,而阵列可构造为感测来自手势的压力信号。应该注意的是,在严格的手势监测系统中,不一定需要生物计量传感器,但是集成的生物计量传感器也可被添加到实施例以便除了手势感测之外还提供生物计量感测。

[0202] 还可经由本发明的实施例来对头部或者耳朵的运动或者姿态进行评估。一个或者多个光机械传感器或者传感器阵列710可集成到音频耳部佩戴件中并且构造为测量通过由脚步、说话、打哈欠、咀嚼等导致的身体运动而散射的光信号。然后可处理光机械传感器的输出以提取脚步运动和嘴部运动。可以处理与嘴部运动相关联的信号以确定受试者在说什么单词或者某人在“以口型说出”什么单词(不是严格意义上说出,而是产生对于单词的嘴部运动)。然后可使用这些信号来控制用户界面或者将这些信号转化成真实的声音。例如,通过以口型说出“打开”这个词,可将光机械传感器输出(本地地或者远程地)处理成用以打开智能手机、耳部佩戴件自身、或者其它装置的命令。

[0203] 现在参照图15A至图15E。图15E是从以靠近人的皮肤的方式佩戴PPG传感器的人采集到的原始PPG信号的频谱图。图15A至图15B示出了在采用本发明的实施例和共同拥有的美国专利申请公开第2014/0114147号、第2015/0018636号、和第2015/0011898号的实施例的主动运动噪声消除之后,从PPG导出的心率信号的标准化频谱图,美国专利申请公开第2014/0114147号、第2015/0018636号、和第2015/0011898号通过引用的方式全部并入本文。

[0204] 根据本发明的实施例,佩戴具有PPG传感器模块的臂带的人经由涉及以下训练的力量训练技术来进行锻炼:划船式运动(rowing)、缓动(inchworm)、以及推力(thruster)。PPG臂带包括惯性传感器(3轴加速度计)和光机械传感器(内部光机械传感器)。在PPG信号采集期间,如在美国专利申请公开第2014/0114147号、第2015/0018636号、以及第2015/0011898号中描述的那样,经由谱减法 and 编校(redaction)实时地主动去除与运动噪声及其谐波相关联的频率。

[0205] 图15A至图15B示出了在主动噪声去除之后该锻炼阶段的PPG频谱图。然而,图15A示出了仅使用加速度计作为噪声参考的PPG信号的情况下的频谱图,并且图15B示出了使用根据本发明的实施例的光机械传感器和加速度计两者作为噪声参考的PPG信号的频谱图。注意到,对于图15B,心率信息在对于所有锻炼的频谱图中清楚可见。然而,在图15A中,未充分提取到锻炼的第一部分(在这种情况下为划船式运动)的心率信息。可通过查看图15C和图15D的标准化频谱图来说明图15A与图15B之间的值得注意的的差异的起因,图15C示出了加速度计的z轴的情况,图15D示出了光机械传感器输出。即,图15D的光机械传感器输出的频谱图更加贴近地反映了图15E的原始PPG频谱图中的噪声(如由图15E中的低频噪声表明的)。

[0206] 相反,加速度计输出的频谱图没有尽可能贴近地反映原始PPG频谱图的噪声特性。因此,当包括图15D的光机械信息时,对不想要的频率进行减去是更有效的,从而产生更准确的使用者心率表示(与图15A形成对比的图15B)。对于噪声去除,重要的是要注意,可选择使用或者加速度计信号或者光机械信号来确定使用者节奏(cadence),并且然后使用该节奏信息来确定用于编校的谐波(即,从PPG信号中编校跑步节奏的谐波)。但是每个噪声参考都可用于谱减法,无论是以单独的还是组合的方式。

[0207] 应该注意的是,可在将光机械压力信号作为噪声参考的情况下来应用大量噪声去除技术。例如,光机械信号可用作自适应滤波器的输入,使得噪声参考被实时从原始PPG信号主动去除。图16A至图16C是图示了从PPG信号进行实时噪声去除的频谱图。这些频谱图在每个时间片段中经强度标准化处理,并且来自在600秒的过程中执行CROSSFIT®样式的锻炼测试的同一受试者,同时受试者佩戴具有内部光机械传感器的PPG传感器,如在图9A至图

9D中示出的。图16A呈现了DC去除滤波之后的PPG信号(生物计量信息)的频谱图。在该频谱图中,心率信号几乎不可见,而运动噪声很明显。图16B呈现了在DC去除滤波之后的相关联的光机械信号(运动噪声参考)的频谱图。运动噪声明显存在于频谱图中。图16C呈现了自适应滤波器(即,LMS或者“最小均方”自适应滤波器)的输出的频谱图,该自适应滤波器被用于依照本发明的实施例从PPG信号信息减去光机械信息(从图16A的特征去除图16B的特征)。注意到的是,一旦去除了运动噪声,心率信号就从频谱图中“跃现”。具体地,在图16C中去除了在光学信号与光机械信号之间的共同噪声(小于50 BPM的噪声)。而且,在图16C中,在230与350秒之间去除了在50 BPM与80 BPM之间的大部分运动噪声。

[0208] 在共同拥有的美国专利第8,700,111号和第8,647,270号中描述了示例性自适应滤波器,这些专利通过引用的方式全部并入本文。此外,如在图17中图示的,可以首先使用根据本发明的实施例的光机械传感器作为减去时域自适应滤波器的噪声参考,从而从PPG信号有效地去除或者减去运动噪声以生成更清楚的PPG信号,并且然后,如在前面提到的美国专利中描述的,该经清理的PPG输出可以是使用加速度计作为噪声参考和/或使用加速度计来确定使用者节奏并且实施用于估计心率的启发法(heuristics)的参数提取器的输入。可选地,还可使用加速度计作为自适应滤波器中的第二噪声参考以在输出到达参数提取阶段之前进一步清理PPG信号。

[0209] 在图17的图示实施例中,来自根据本发明的实施例的传感器模块的信号900和902被输入到减法式滤波器904。信号900是主要包含来自受试者的生理信息(即,经由生物计量信息光学路径40获得的生理信息)的信号,并且信号902主要包含受试者运动信息(即,经由生物计量信息光学路径30获得的运动信息)。减法式滤波器904使用运动信息路径信号作为噪声参考来从生物计量信号去除运动噪声,并且经清理的生物计量信号被输入到构造为产生包括各种生理数据的数字数据串的参数提取器906。

[0210] 与运动路径信息信号902组合,与传感器模块相关联的加速度计908可用作附加噪声参考和/或用于确定使用者节奏并且实施用于估计心率的启发法。例如,如在图17中示出的,可从生物计量信息路径信号900中减去来自加速度计908和运动信息路径信号902两者的运动信息。类似地,加速度计908和运动信息路径信号902两者都可向处理器提供运动信息作为用于从生物计量路径信号中编校与身体运动相关联的谐波的基础。

[0211] 另外,加速度计908信号和运动信息路径信号902可由处理器处理成使得这些信号中的一者过滤或者修改另一信号。这对于以下情况会是有用的:两个信号在主动清理生物计量路径信号900中的噪声去除步骤(904、1002)之前有益的是在时域或者频域中具有相似特性(即,相似振幅、脉宽、相位、峰值频率、谐波等)。在这种情况下,在图18中的1000与1002之间的步骤可构造为基于加速度计908或者运动路径信号902的输出使加速度计908或者运动路径信号902中的另一者的强度“标准化”。

[0212] 应该注意的是,图17不应该被认为是使用运动信息路径信号902作为噪声参考的对于清洗的PPG信号的信号提取的限制性方法,而是应该被认为是示例性方法。如早前描述的,可应用各种过滤方法来使用运动信息路径信号902作为噪声参考清理生物计量信息路径信号900。此外,在图17中示出的实施例中,减法式滤波器904可包括简单的减法式滤波器、自适应滤波器、启发式滤波器等。如早前描述的,滤波器还可包括用以使用运动信息路径信号902和/或加速度计908信号作为噪声参考来从生物计量信息路径信号900选择性地

去除信号(诸如,不想要的频率)的编校方法。编校方法对于从生物计量信息路径信号900去除不想要的运动噪声的频谱谐波会是特别有用的。

[0213] 如早前描述的,在图17的一些实施例中,减法式滤波器904还可包括频谱变换生成器,使得减色法在频域中进行。应该注意的是,通常,如本文描述的用于去除运动噪声的滤波器本质上可以是模拟和/或数字的,并且减法式滤波器904可包括至少一个数字算法和/或可包括模拟滤波器。可使用静态或者有源模拟滤波器,但是有源模拟滤波器可能更有益,因为其可有助于主动去除依赖于时间的运动噪声特性。

[0214] 还应该注意的,虽然针对本发明的实施例详细讨论了心率提取,但是本发明不限于心率监测。还可处理经清理的PPG传感器输出以提取其它参数,诸如,RRi、呼吸率、血压、SpO<sub>2</sub>、血液含水水平、血管顺应性、心率变异性(HRV)、血液分析物水平、有关波形的数学运算(诸如,积分、导数、变换等)、以及各种其它与血液流动有关的属性(诸如,血流量、体积、密度等),并且可一起处理这些参数(即,通过可穿戴装置中的处理器)并且以数据输出的形式来组织这些参数,诸如,串行或者并行数据流。

[0215] 参照图18,图示了利用本文描述的光机械传感器的各个实施例(可能使用图17的系统)的示例性方法。通过交替脉冲驱动与相应路径相关联的光学发射器来从生物计量信息路径信号900和运动信息路径信号902交替地采集光学散射数据(框1000)。例如,当来自另一路径的(一个或多个)发射器处于断电状态时,与一个路径相关联的(一个或多个)发射器可以处于通电状态。

[0216] 通过使用运动信息路径信号902作为运动噪声参考来将减法式滤波器(诸如,减法式滤波器904)应用于采集到的数据以生成更清楚的生物计量信号(框1002)。然后从生物计量信号提取生物计量参数信息(框1004)并且将该生物计量参数信息传送到另一装置或者系统(框1006)。将提取的生物计量参数信息作为表示每个提取的生物计量参数的生物计量值的连续值的串行字符串进行传送会是有益的。此外,串行字符串包括有关生物计量参数的类型和生物计量参数的值中的置信度会是有益的(参见美国专利申请第8,923,941号,该申请通过引用的方式全部并入本文)。

[0217] 本发明的实施例不限于“可穿戴”实施例(即,由受试者佩戴传感器模块或者监视装置的实施例)。本发明的实施例还可应用于“单触式”或者短时间感测应用。例如,图19图示了用于手指或者其它手脚趾F的生物计量传感器模块2000。如上面所描述的,图示的传感器模块2000是具有第一和第二光学发射器14、16以及光学检测器18的内部光机械感测模块。图示的传感器模块10还包括稳定器构件22,稳定器构件22构造为将来自受试者的手脚趾F的运动信息传递到光学检测器18,使得当手脚趾F被按在生物计量传感器模块上时,该运动信息(诸如,由皮肤移位、压力变化、血液移位等导致的运动信息)被传递到稳定器构件22,从而调制散射在运动噪声路径中的光。图示的传感器模块2000产生两条光学路径30、40。第一光学路径30(“运动信息路径”)通过由第一光学发射器14发射并且反射离开稳定器构件22的光来创建。第二路径40(“生物计量信息路径”)通过由第二光学发射器16发射的被受试者的手指F内的组织、血管等吸收、散射、和/或反射的光创建。生物计量信息路径40包含相比运动信息路径30的更高水平的受试者生理信息,该运动信息路径30可包含相比生理信息的更高水平的受试者运动信息。

[0218] 除了提供光学屏障20以防止由发射器14发射的光暴露于使用者的皮肤之外,图20

的传感器模块2000与图19的传感器模块2000相似。(注意,在图19中,可能存在来自发射器14的光可以到达使用者的皮肤的小的间隙。图20中的屏障20可以防止这种情况)。该屏障20在生物计量参数提取期间使用运动噪声路径信号作为噪声参考时会是关键(图17和18),因为重要的是运动噪声信号具有极少或者不具有生理信息,该生理信息在生物计量参数提取过程期间可能从生物计量路径信号不经意地去除。

[0219] 与本文描述的其它实施例一样,可以共享光学检测器18,或者每条路径(即,生物计量信息路径和运动信息通路)可具有其自己的检测器。共享相同的检测器具有潜在地该改善生物计量信息路径信号40中的不想要的运动噪声与由运动信息路径信号30检测到的运动噪声之间的线性度(例如,在信号振幅和相位中的线性度)的益处。

[0220] 生物计量信息路径的光导区域52和运动信息路径的光调制区域50可各自包括柔软材料,诸如,光学透明硅胶。光调制区域50被光学不透明或者光散射稳定器22(诸如,光散射层、不透明硅胶、或者其它不透明并且柔软材料)覆盖。以这种方式,生物计量(PPG)信息和运动信息两者都可由光学检测器18捕获。然而,应该注意的是,运动信息路径的功能是捕获运动信息,并且这可利用刚性材料来实现,以及例如经由刚性固体中的振动来实现。例如,光导/调制区域可利用聚碳酸酯、玻璃、或者其它刚性的光学透明材料。替代地,生物计量信息路径的光导区域52可由刚性材料组成,并且运动信息路径的光调制区域50可由柔软材料组成。

[0221] (一个或多个)稳定器可优选地由柔软材料组成,但是可以使用足够不透明的刚性材料或者可以随着身体运动使光散射的另一材料。稳定器的重要方面是:a)其不能是光学透明的,因为来自发射器14的光不应该到达使用者的皮肤,以及b)其必须能够以与身体运动成比例的方式来使光散射,使得抵靠稳定器移动手脚趾F应该对散射在运动噪声路径中的光进行调制。

[0222] 虽然图19和图20图示了内部光机械传感器构造,但是应该注意的是,还可使用外部光机械实施例(诸如,在图3至图5、图7中图示的那些实施例)以及本文描述的其它内部光机械实施例来实现短时间感测实施例。

[0223] 图21和图22图示了当光机械传感器可应用于电子装置2100时的光机械传感器构造,电子装置2100诸如智能手机或者其它电子装置。图示的装置2100包括构造为在其内接收受试者的手指的一部分的手指形状的凹陷2102。光机械传感器模块2120(诸如,在图19和图20中图示的)位于手指形状的凹陷2102内。光机械传感器模块2120可以是本文描述的任何内部或者外部光机械传感器模块。

[0224] 多个稳定元件2104定位在手指形状的凹陷2102内并且构造为在光机械传感器2120的部位处支撑和稳定受试者的手指F。这些稳定元件可以是图9中的相似元件222。即,它们不是为了传递运动信息(与图9中的稳定构件232和234不同),而是用于在身体处稳定(支撑)传感器。

[0225] 该图示的构造对于与PPG有关的生物计量(诸如,心率、呼吸率、血压、水合水平、代谢率、心输出量、血液分析物水平、血氧水平、血液动力学等)的单触式短时间感测会是特别有用的。在一些实施例中,为了在PPG测量期间增强血液灌注,由此增大PPG波形信息的信噪比,可使智能手机2100内的振动马达接合以有助于血液流动到手指 F 的皮肤的外层,这可能经由如下面针对图23描述的算法来控制。

[0226] 本文描述的各种光机械传感器模块可与血液流动刺激器组合以帮助增加在由光辐射询问的身体区域中的血液灌注。血液流动刺激器可集成在传感器模块或者包括传感器模块的电子装置(诸如,在图21和图22中图示的智能手机2100)内。可实施各种血液流动刺激方法,包括但不限于:热、电、机械、声学、以及电磁血液流动刺激方法。例如,用于血液流动刺激的加热元件可包括可集成到传感器模块或者包括传感器模块的电子装置中的电阻式加热灯丝、红外(IR)加热器(也是电磁的)等。用于血液流动刺激的电气元件可包括一个或者多个电极对。机械血液流动刺激器可包括马达或者其它机械致动器,诸如,压电致动器、声机械致动器、热机械致动器、电活性致动器等。

[0227] 另外,智能手机内用于生成触觉反馈的致动器可用于刺激血液流动,例如,通过在PPG测量过程期间启动振动序列。声学元件可包括用于生成有助于光机械传感器模块的光学询问区下方的血液流动的声波(或者超声波)的发声器。

[0228] 因为许多智能手机和其它电子装置包括振动致动器,所以,不需要新的机械硬件来进行血液流动刺激。可应用算法(诸如,在图23中示出并且在下面描述的算法)来刺激血液流动、利用光询问皮肤、去除运动噪声、以及生成从PPG导出的生物计量。

[0229] 相反,将其它类型的血液流动刺激器集成到智能手机和其它电子装置中可能需要进行另外的考虑。例如,电阻式加热元件与皮肤界面热导体导热连通以联接电阻式加热器与受试者的皮肤之间的热能会是重要的。类似地,皮肤界面电导体对于联接嵌入式电极与皮肤之间的电能会是重要的。此外,金或者导电聚合物的薄层对于防止这种皮肤界面导体的腐蚀或者劣化会是重要的。对于辐射IR加热器的情况,IR透明光学窗口(诸如,蓝宝石、IR-透明陶瓷、金属氟化物、金属硒化物、硅、锗等)对于联接IR加热器与受试者的皮肤之间的热能会是重要的。

[0230] 现在参照图23,图示了根据本发明的一些实施例的可以结合光机械传感器模块和血液流动刺激器来实施以改善PPG测量的方法。该方法可由与来自光机械传感器模块的传感器输出连通的一个或者多个处理器执行。例如,在一些实施例中,图23的方法可由运行智能手机应用的处理器来控制。

[0231] 图示的方法可以以首先使用接近度检测例程(诸如,经由光学阈值检测方法、传感器融合、或者类似的接近度检测方法)来确定受试者的皮肤是否与光机械传感器足够接近开始(框1100)。如果认为皮肤足够靠近传感器,则(一个或多个)处理器可例如使用信号质量检测方法来确定在使用者的皮肤下方的血液流动(灌注)是否充足(框1104)。因为光机械传感器是PPG传感器,所以这可以通过对PPG波形的质量、PPG信号的信噪比、使用SpO2感测的血氧水平等进行分析来实现。在美国临时专利申请第62/056,510序列号中描述了这种PPG信号质量方法的示例,该申请的内容通过引用的方式全部并入本文。一旦确认了接近度并且算法认为灌注是充足的,然后就可执行生物计量计算以生成至少一个基于PPG的生物计量(框1108)。如果认为灌注是不足的(框1104),则可以使血液流动刺激器接合以刺激血液流动并且继续操作,直到灌注被认为对于至少一个生物计量测量是充足的(框1106)。虽然针对集成在智能手机内给出了实施图23的方法的这个示例,但是实际上可经由任何足够强大的处理器和其它电子装置的相关联的电路系统来执行该方法。

[0232] 图24和图25图示了根据本发明的一些实施例的光机械传感器模块和血液流动刺激器的构造。图24是光机械传感器模块2202集成在其中的装置2200(诸如,智能手机或者其

它电子装置)的顶层视图。装置包括皮肤界面元件2204、2206,皮肤界面元件2204、2206可以是电极、热导体、发声器、电磁(即,IR)辐射器、机械致动器等,这取决于用于刺激灌注(血液流动)的方法。

[0233] 图25是图24的装置2200的截面图,并且图示了导热式血液流动刺激器(BFS)2204和IR(辐射)BFS 2206。对于导热BFS,可使用充气空隙或者其它热量传导介质来将热量从电阻式加热器传导到皮肤界面热导体。对于IR BFS的情况,可使用真空、充气空隙、或者其它IR透明介质,因为刺激能量是辐射的并且不导电的。

[0234] 应该注意的是,虽然在图25中示出了两个血液流动刺激器(2204、2206),但是可能不需要在装置中具有两者。相反,示出这两个刺激器是为了表示可以将每刺激器集成到装置中的方式。在一些情况下,光机械传感器模块2200可以被相同类型(即,所有都是热血液流动刺激器、所有都是红外血液流动刺激器、所有都是声血液流动刺激器、所有都是电血液流动刺激器等)或者多种类型的血液流动刺激器的阵列包围。

[0235] 图29是光机械传感器模块2202集成在其中的装置2200(诸如,智能手机或者其它电子装置)的顶层视图。图示的装置2200包括具有位于皮肤界面的表面处的加热元件2205的电阻式加热器形式的BFS 2204。适用于加热人体皮肤的各种电阻式加热器在本领域是众所周知的。同样在图29中示出的是压电致动器膜2210,替代地或者另外地,压电致动器膜2210可用于刺激在由光机械传感器模块2202照射的身体区域处的血液流动。

[0236] 本发明的实施例可包括微米制造的装置或者纳米制造的装置。例如,图26A至图26D图示了使用通常用于制造MEMS装置的标准微米制造工艺制造的集成式微米制造光机械传感器模块3000。图26A是光机械传感器模块3000的侧视图,并且图26D是光机械传感器模块3000的俯视平面图。图26A至图26C图示了产生图26C至图26D的模块3000的可能的制造序列。

[0237] 图示的光机械传感器模块3000包括四个台面LED 3002,四个台面LED 3002中的两个被用于生物计量信号路径,并且两个被用于运动(噪声)路径。在图示的实施例中,LED 3002可由 $\text{Al}_x\text{In}_y\text{Ga}_{1-x-y}\text{N}$ 、 $\text{Al}_x\text{In}_y\text{Ga}_{1-x-y}\text{As}$ 、或者其它光电子材料组成,并且基体3004可以是蓝宝石、 $\text{SiC}$ 、 $\text{Al}_x\text{In}_y\text{Ga}_{1-x-y}\text{N}$ 、 $\text{Al}_x\text{In}_y\text{Ga}_{1-x-y}\text{As}$ 、硅、或者其它合适的材料。在图示的实施例中,为了简单起见,未示出LED电极,但是原则上,合适的布局将是电极延伸到基体表面的外围,受氧化物保护,并且暴露以便在外围进行引线结合。类似地,为了简单起见,未示出对于防止来自相邻LED 3002的直接光污染会是有用的在LED 3002之间的不透明屏障区域。

[0238] LED 3002可被正向偏置以发射光以及被反向偏置以检测光。因此,如果每条路径中的至少一个LED 3002被正向偏置并且至少一个其它LED 3002被反向偏置,则可实现合适的光学发射器-检测器组合。因此,反向偏置的LED可起到如本文描述的光学检测器的作用。

[0239] 可利用根据本发明的实施例的生成微米制造的光机械模块3000的许多方法。例如,一旦制造了LED 3002,一种方法是在运动路径LED 3002上选择性地沉积牺牲层3006和支撑层3008。然后,如在图22B中图示的,可将支撑层3008向下蚀刻几微米,接着选择性地沉积膜层3010。膜层3010(与在图19至图20中描述的稳定器22类似)的重要功能是随着运动而移动并且散射由正向偏置的LED 3002生成的光,以使得反向偏置的LED 3002可采集运动噪声信息。如在图22C中示出的,然后可去除牺牲层3006以在运动路径LED 3002上提供由经

蚀刻返回的(etched-back)支撑层3008支撑的膜3010。各种牺牲层、支撑层、以及膜层对于本领域的技术人员是熟知的,并且来自氧化物、氮化物、金属、聚合物、和半金属的非限制性清单。

[0240] 图27图示了根据本发明的一些实施例的用于生成高质量PPG数据并且将该数据传送到辅助装置或者系统的系统4000。图示的系统4000可以集成在单个分立的电子模块内,或者可以分布在另一电子装置(诸如,在图21和图22中示出的智能手机2100)整体中或者嵌入在另一电子装置(诸如,在图21和图22中示出的智能手机2100)内。在生物计量路径4006和运动噪声路径4008周围的虚线意在强调这些路径最有可能集成在如上所述的的分立模块4004(例如图19至图20的传感器模块2000等)内。在图21至图22中图示了这种系统的一个具体实施例。例如,供电电路系统4002、A/D电路系统4010、血液流动刺激器和相关联的电路系统4014、以及通信电路系统4012可以都是智能手机(诸如,图21至图22的智能手机2100)内的现有硬件的一部分。光机械传感器模块4004由智能手机电路系统供电并且与智能手机电路系统传送信息。

[0241] 然而,在另一具体实施例中,图27的功能块中的所有功能块可一起集成在分立模块中,诸如,具有支撑外壳、光机械电子器件等的印刷电路板(PCB)。在一些实施例中,辅助装置或者系统可包括远程系统或者装置,并且在两个系统之间的通信可以经由标准的电气协议或者无线协议来发生。

[0242] 图28描绘了可将本发明的实施例集成到耳部佩戴件5000中的方式。虽然可能仅需要一个光机械传感器模块来生成清楚的PPG信息,但是在耳部佩戴件5000的各个部位处示出了多个光机械传感器模块5002,从而表示用于在耳朵与模块之间联接生理信息和运动信息两者的潜在的良好的部位。如早前描述的,光机械传感器模块可以是内部光机械实施例或者外部光机械实施例、或者两者的组合。图示的耳部佩戴件5000包括由覆盖件5006至少部分地包围的外壳5004和在该外壳5004内的扬声器驱动器5008。

[0243] 图24、图25、和图29的组合式刺激-传感器系统(包括传感器模块2202和(一个或多个)血液流动刺激器2204、2206、2208)还可包括暴露于皮肤的至少一个生物计量温度传感器2220以从身体的受照射区域采集热数据,以用于估计皮肤、血液、或者接近血液流动刺激器的其它组织的温度。生物计量温度传感器2220构造为接近血液流动刺激器(例如2204、2206、2208)并且与使用者的皮肤热连通。这种传感器2220可包括联接到皮肤界面热导体的生物计量温度感测元件。作为具体示例,这种传感器可包括联接到暴露的金属接触部(皮肤界面热导体)的温度感测IC(集成电路),使得暴露的金属接触部在与使用者的皮肤接触时将热能传递到感测元件,以用于生成包括皮肤温度信息的电信号。许多可穿戴皮肤温度感测构造对于本领域的技术人员是熟知的,并且可以连同各种热导体采用各种类型的热感测元件——IC、热敏电阻、热电偶、IR传感器、RTD(电阻温度检测器)等。

[0244] 在图27的图示系统4000中,如上所述,血液流动刺激器4014包括接近皮肤佩戴的生物计量温度传感器4016和热生成器。可以针对如下内容采用系统4000:被来自传感器模块4000(例如,图24、图25、图29的传感器模块2202)的(一个或多个)光学发射器的光和来自一个或者多个血液流动刺激器4014的(一个或多个)皮肤界面元件的热能两者询问的血液和组织(即,皮肤、肌肉等)的温度相关感测。结合处理器,系统4000可以用于主动控制刺激以及主动表征来自血液或者组织的生物计量信息。

[0245] 由生物计量温度传感器4016采集的热信息可以由处理器处理以：1) 估计被PPG传感器模块的光学发射器照射的皮肤、血液、或者组织的温度，以及2) 通过血液流动刺激器4014测定应用到皮肤的热剂量，从而提供用于主动控制热能剂量的反馈。例如，由处理器执行的算法可处理热能信息以确定剂量是高于还是低于确定的阈值。在这种情况下，处理器然后可向控制电子器件传送将相应地减少或者增加血液流动刺激的强度的信息。这种构造可帮助在确保供应足够的热能以在被照射的身体区域中产生足够的血液灌注的同时防止皮肤烧伤。

[0246] 另外，根据本发明的实施例，刺激-传感器系统+生物计量温度传感器还可应用于温度相关的生物计量表征。例如，在支持模拟和/或数字控制电子器件/电路系统的情况下，可以使由光机械传感器模块（例如，图24、图25、图29的传感器模块2202）生成的光与热血液流动刺激器在时间上同步以经由温度相关光吸收、光学散射、光偏振、和/或发光来执行对血液、皮肤、或者组织的温度相关的生物计量分析。即，由于在光与生物材料之间的相互作用会随着温度变化而改变，因此，在多个皮肤温度、血液温度、或者组织温度期间分析来自系统4000的PPG信号可以被用于识别皮肤、血液、和组织成分的存在和浓度。

[0247] 作为具体示例，已知通常由利用200纳米与490纳米之间的光波长照射身体区域引起的身体区域的生物发光的强度与光波长特性的关系取决于身体区域的温度，并且该温度依赖性对于不同的发光种类会是不同。因此，通过将局部体温控制在设定的范围内并且记录在这些设定的温度范围内的发光强度，或者甚至更多地通过记录在这些温度范围内的光学激发波长相关的发光强度来这样做，并且然后基于生物发光模型对这些波长相关的发光强度进行分析，局部激发区域的成分可以得到表征。

[0248] 参照图30，在一个实施例中，图27的系统4000例如可应用于通过以下方式生成生理评估：1) 首先确定对于测量而言血液灌注水平是否是可接受的（框6000），诸如，经由上面针对图23描述的方法，2) 对生物计量光学传感器数据和生物计量温度传感器数据两者进行测量（框6002），3) 根据温度传感器信息分析光学传感器数据（框6004），以及4) 基于对该数据的分析生成生理评估（框6006）。该方法特别适用于采集随着照射区域的温度变化的PPG光学散射数据。该方法的关键功能益处包括：1) 可通过仅在受试者的灌注状态可接受时执行PPG分析来实现省电，以及2) 通过仅在受试者的灌注状态可接受时采集PPG数据来减少PPG分析误差（诸如，例如，基于PPG的血压测量误差）。

[0249] 在另一实施例中，如在图31中示出的，一旦确定了可行的灌注状态，对感兴趣的主体区域（皮肤和相关联的血管、血液等）的温度控制就会更从容。在图31中图示的方法中，在某些时间段内打开和关闭血液流动刺激器（在这种情况下为热能生成器）；在这些时间段期间，从生物计量光学传感器和温度传感器采集传感器读数并且对其进行储存（在存储器中）（框6010、6012）。如果PPG传感器模块（包括（一个或多个）光学发射器和（一个或多个）检测器）构造为生成处于多个波长的光，则可针对热能生成的每个开/关循环储存处于每个波长处的光学传感器数据。如在美国专利第8,251,903号和第8,700,111号中描述的，这可通过以设定的占空比在时间上循环通过每个单独的波长或者通过利用构造为选择性地检测在多个单独的波长范围内的光的光学检测器来实现，该专利的内容通过引用的方式全部并入本文。针对血液流动刺激器（例如，热能生成器）的“开”时间段和“关”时间段对PPG和温度传感器数据进行分析以生成生理评估（框6014）。

[0250] 作为一种生理评估的类型的示例,可通过处理来自血液流动刺激器(热能生成器)的“开”循环和“关”循环两者的PPG数据来生成血液动力学评估。作为具体示例,可针对“开”循环和“关”循环两者对PPG峰值(即,一个或者多个血液流动脉冲的PPG波形的振幅)的强度进行比较,并且可以使用在“开”循环期间的PPG强度的振幅比与在“关”循环期间的PPG强度的振幅比的关系来评估受试者的血液流动动力相对于背景温度或者各种形式的体温会具有的敏感程度。

[0251] 根据在图32中图示的本发明的另一实施例,可将血液流动刺激器的热能生成器强度调整到各种设定,使得可生成在一定温度范围内(以及如果采用多波长发射器则在一光波长范围内)的光学传感器信号强度的矩阵。然后可以使用该矩阵来生成基于生物模型的生理评估。

[0252] 例如,根据在图32中图示的方法,打开血液流动刺激器(例如,热能生成器)并且将热强度调整到受控设定(框6020)。通过使用温度传感器感测来自皮肤的热信息并且在峰值光学发射强度集中在 $\lambda_1$ 处的情况下从皮肤采集PPG数据来确定皮肤温度(框6022)。在受控范围的热强度设定内重复框6020和6022的步骤以创建包含与PPG有关的信息与温度的关系的数据集(框6024)。然后针对每个期望的波长( $\lambda_n$ )( $\lambda_n$ 在从 $n=1$ 到 $n=k$ 的范围内)重复框6020、6022和6024的步骤(框6026)。然后对温度、PPG振幅、 $\lambda$ 矩阵之间的关系进行分析以生成受试者的生理评估(框6028)。

[0253] 在图33中呈现了可应用图32的方法的方式的示例,其示出了针对多个光激发波长( $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_n$ )的光学散射(PPG)信号强度&生物发光(bioluminescence)信号强度与所测量的皮肤温度之间的关系的绘图。在该绘图上呈现了两个示例性温度 $Temp_1$ 和 $Temp_n$ ,示出了可生成光强度矩阵——optical( $Temp_n \lambda_n$ )的方式,使得该矩阵可应用于生成基于生物模型的生理评估。虽然由光学传感器检测的采集到的光能可包括来自多个血液、皮肤、或者组织成分的光学散射信息或者光学发光信息,但是,与多波长脉搏血氧仪一样,具有在多个温度时来自多个光波长的光学传感器数据帮助提供足够的信息以表征“n”个成分,其中,“n”是未知的。

[0254] 对于其中发光的血液、皮肤、或者组织成分是感兴趣的情况,可采用在图34中图示的方法来在光学散射时间段 $t_{scatt}$ 和光学发光段 $t_{lum}$ 内生成随时间变化的温度相关的光强度的矩阵——optical( $Temp_n \lambda_n t_n$ )。例如,如在图34中图示的,打开血液流动刺激器(例如,热能生成器)并且打开PPG传感器模块的光学发射器(框6030)。确定皮肤温度是否已经达到第一阈值并且在该值处保持稳定,并且如果是,则在时间段 $t_{on}$ 中的 $t=0$ 处开始从处于该第一阈值的皮肤采集PPG数据(框6032)。可以针对多个激发波长重复该测量。在时间 $t=t_s$ 时,关闭血液流动刺激器(例如,热能生成器)并且在时间段 $t_{off}$ 内采集与时间相关的皮肤温度数据和PPG数据(框6034)。可以针对多个激发波长重复该测量。在时间段 $t_{on}$ 和 $t_{off}$ 内对PPG数据和温度传感器数据进行分析以生成受试者的至少一个生理评估(框6036)。

[0255] 应该注意的是,虽然图34中的 $\lambda$ 值代表峰值光激发波长 $\lambda_{excit}$ ,但是如上面所描述的,如果在PPG传感器模块中利用多波长光学检测器,则对于给定 $\lambda_{excit}$ ,可在多个发光波长处采集光学发光。图34的方法的优点在于,可针对PPG光学散射和生物发光两者采集数据,并且可采集两种光学属性的特征温度依赖性并且对其进行分析以生成生理评估。

[0256] 上述内容是对本发明的说明,并且不将被解释为限制本发明。虽然已经描述了本

发明的一些示例性实施例,但是本领域的技术人员将容易地领会到,在具有实质性地偏离本发明的教导和优点的情况下,可以对示例性实施例进行许多修改。相应地,所有这种修改意图被包括在如权利要求书限定的本发明的范围内。本发明由所附权利要求书限定,权利要求书的等效物被包括在其内。

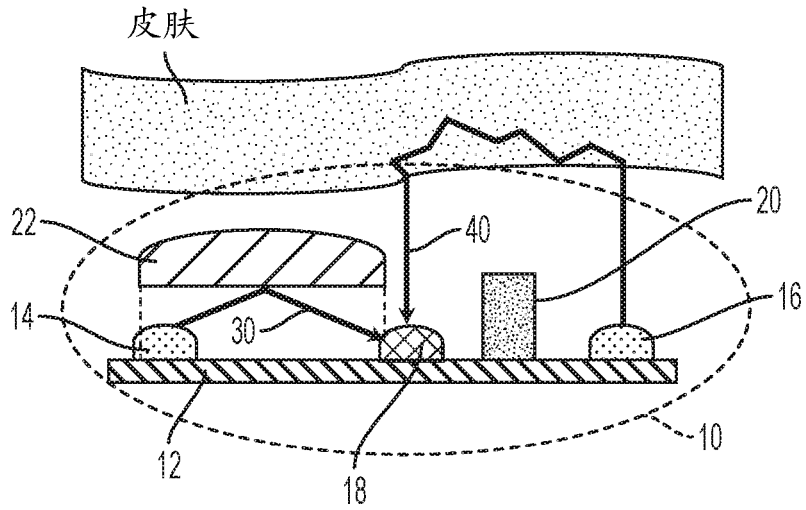


图 1

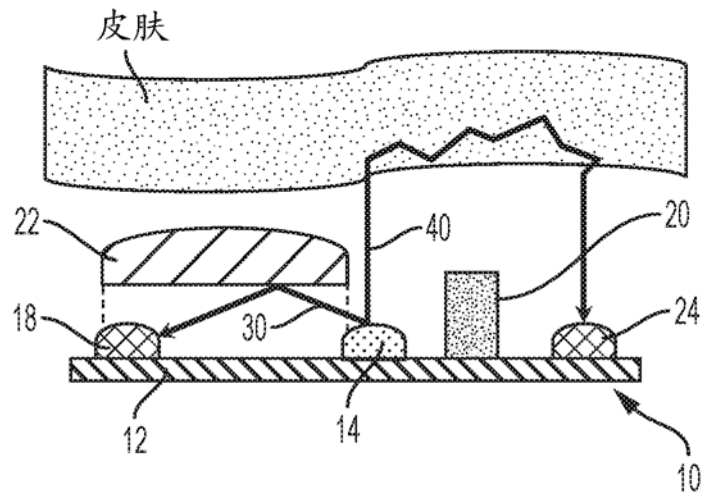


图 2

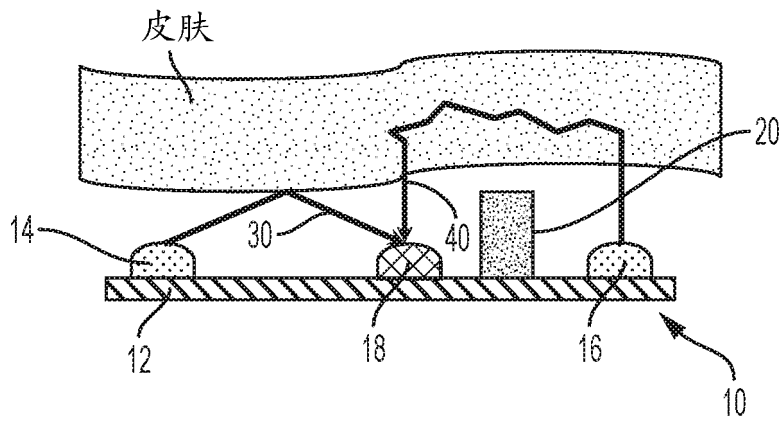


图 3

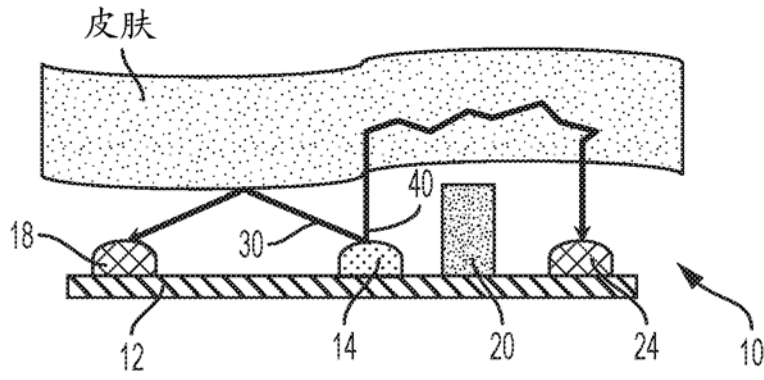


图 4

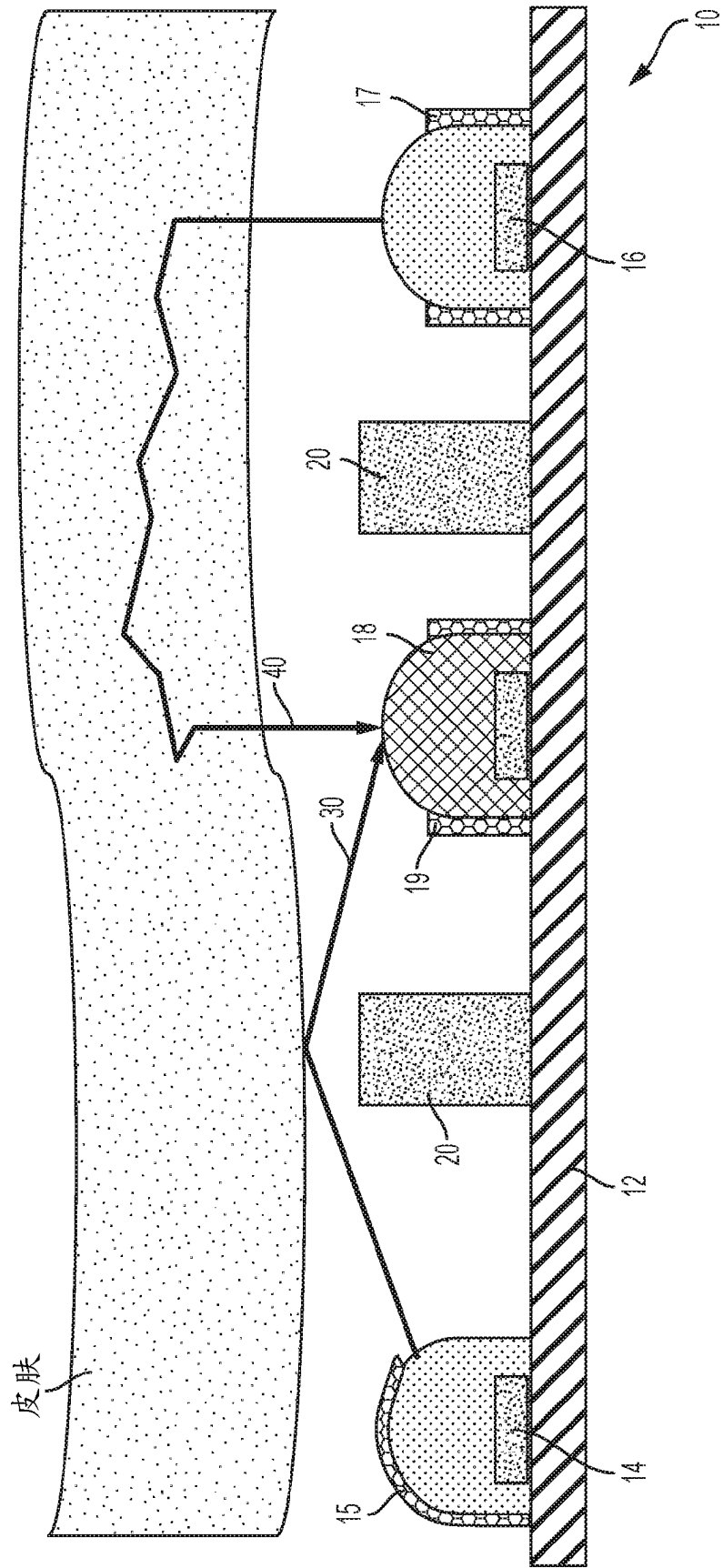


图 5

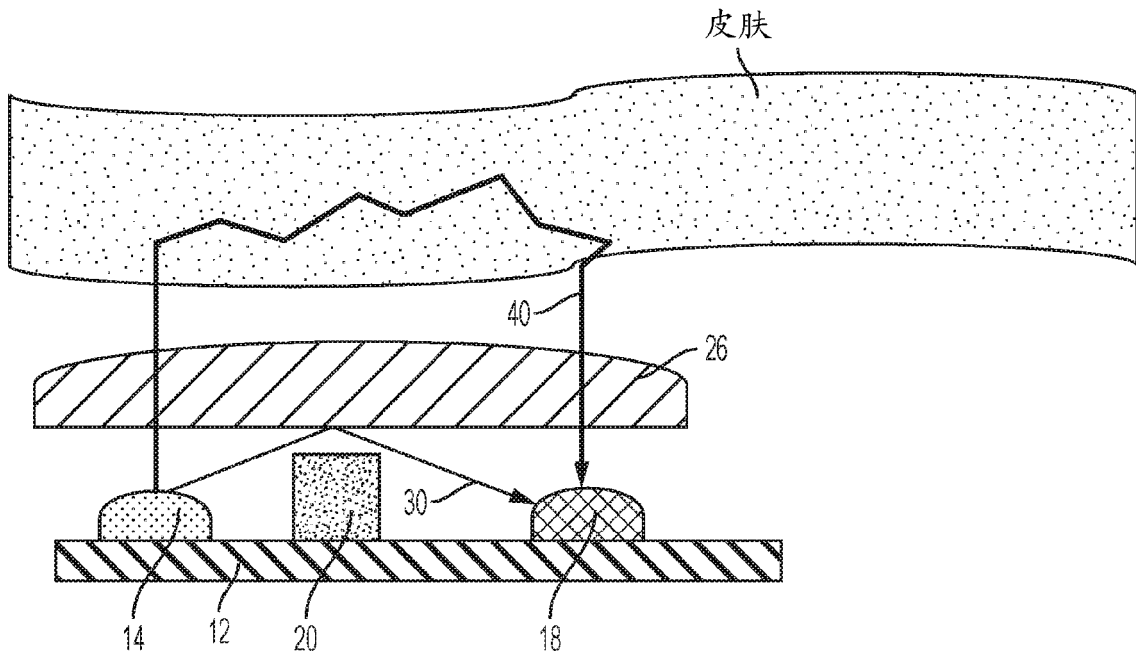


图 6

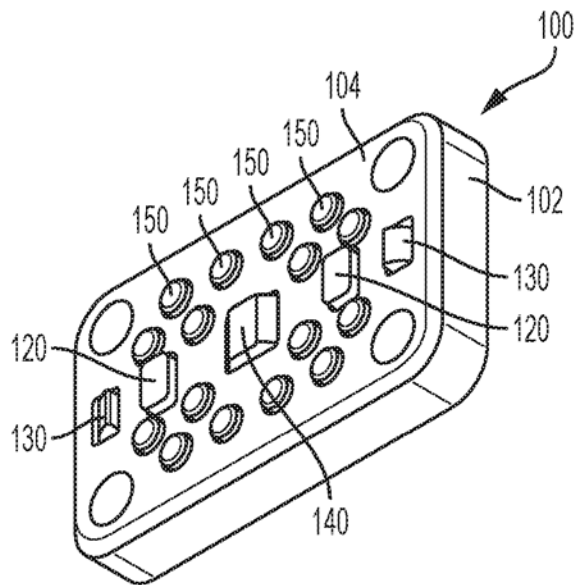


图 7A

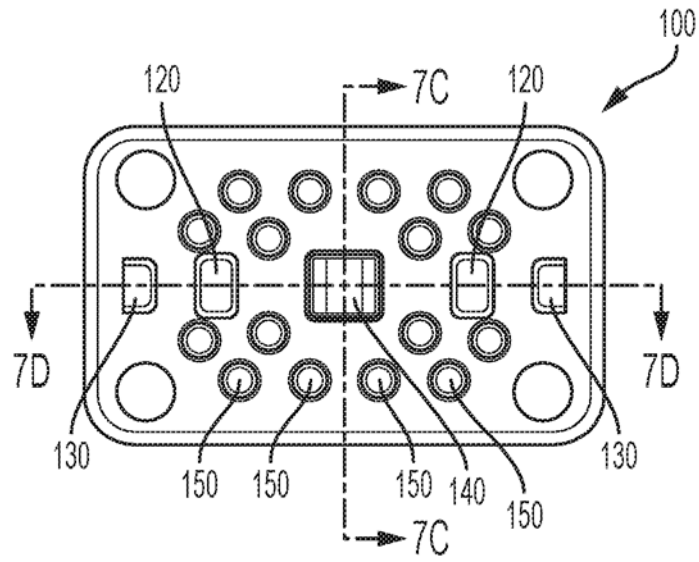


图 7B

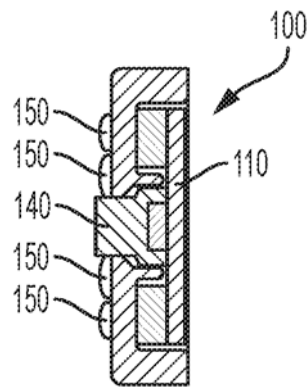


图 7C

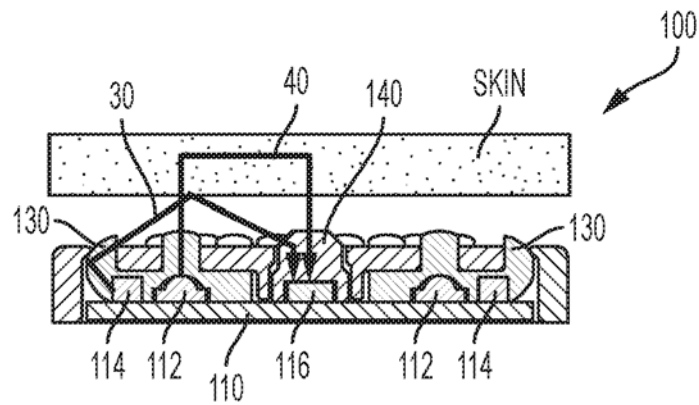


图 7D

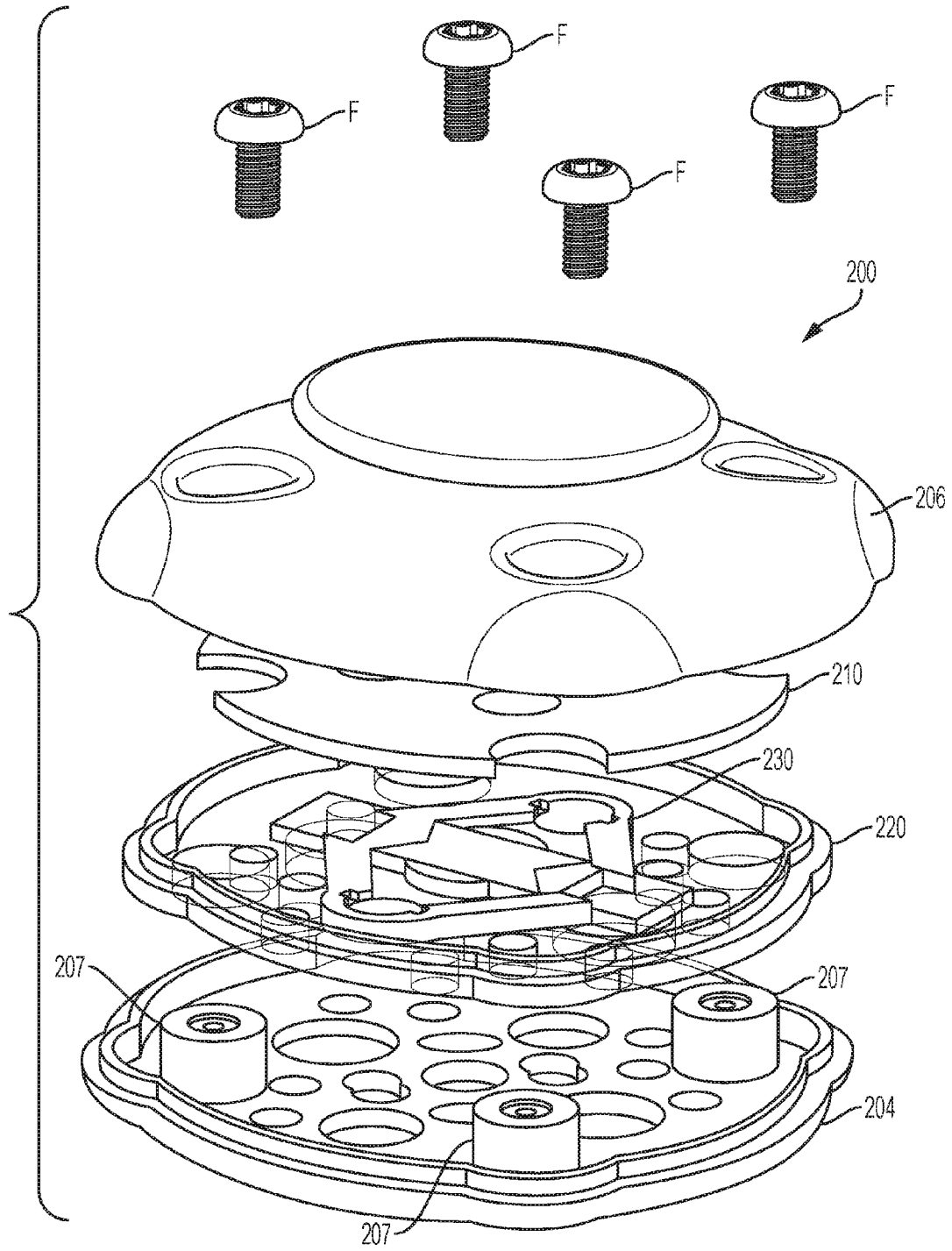


图 8A

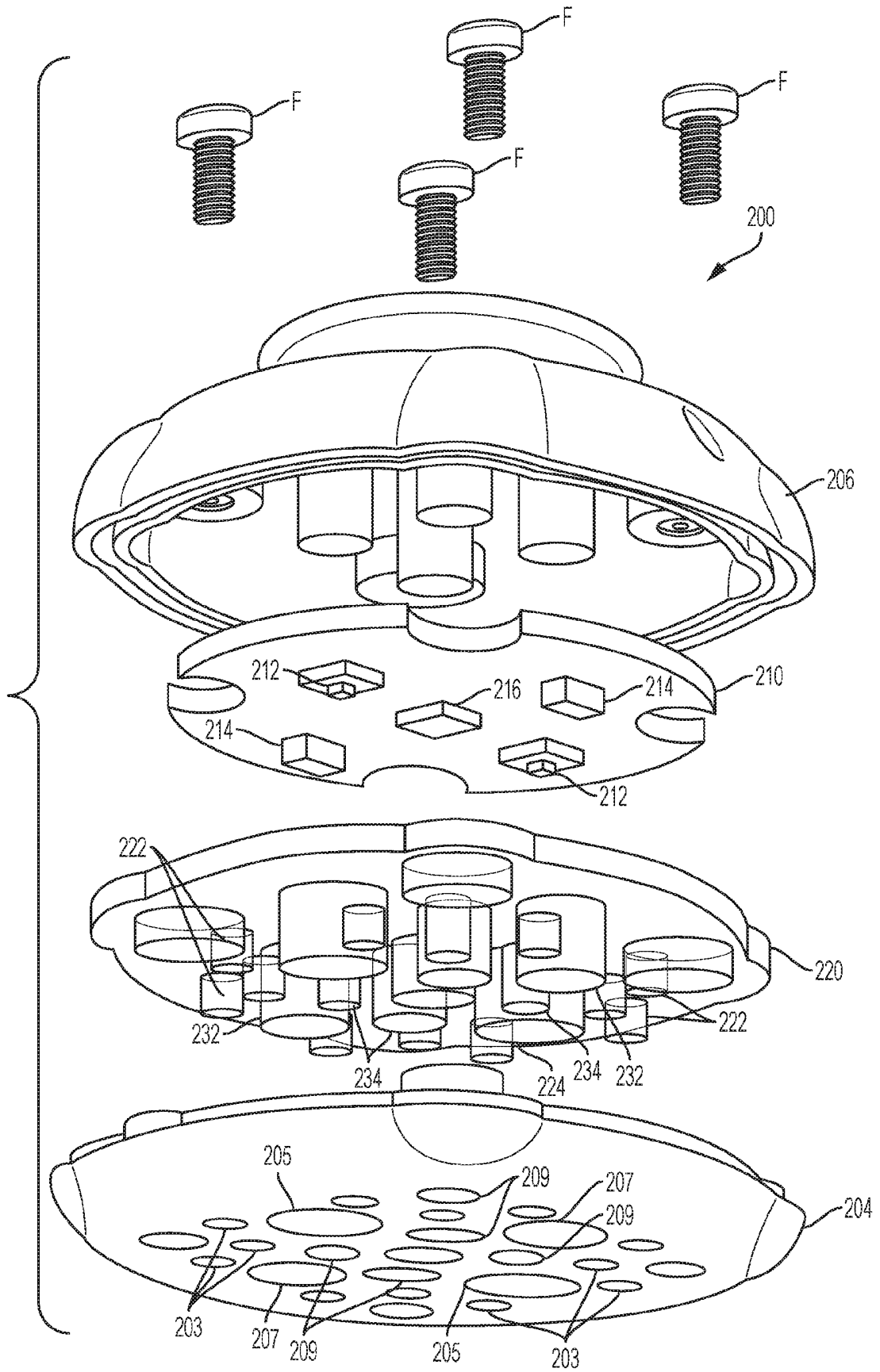


图 8B

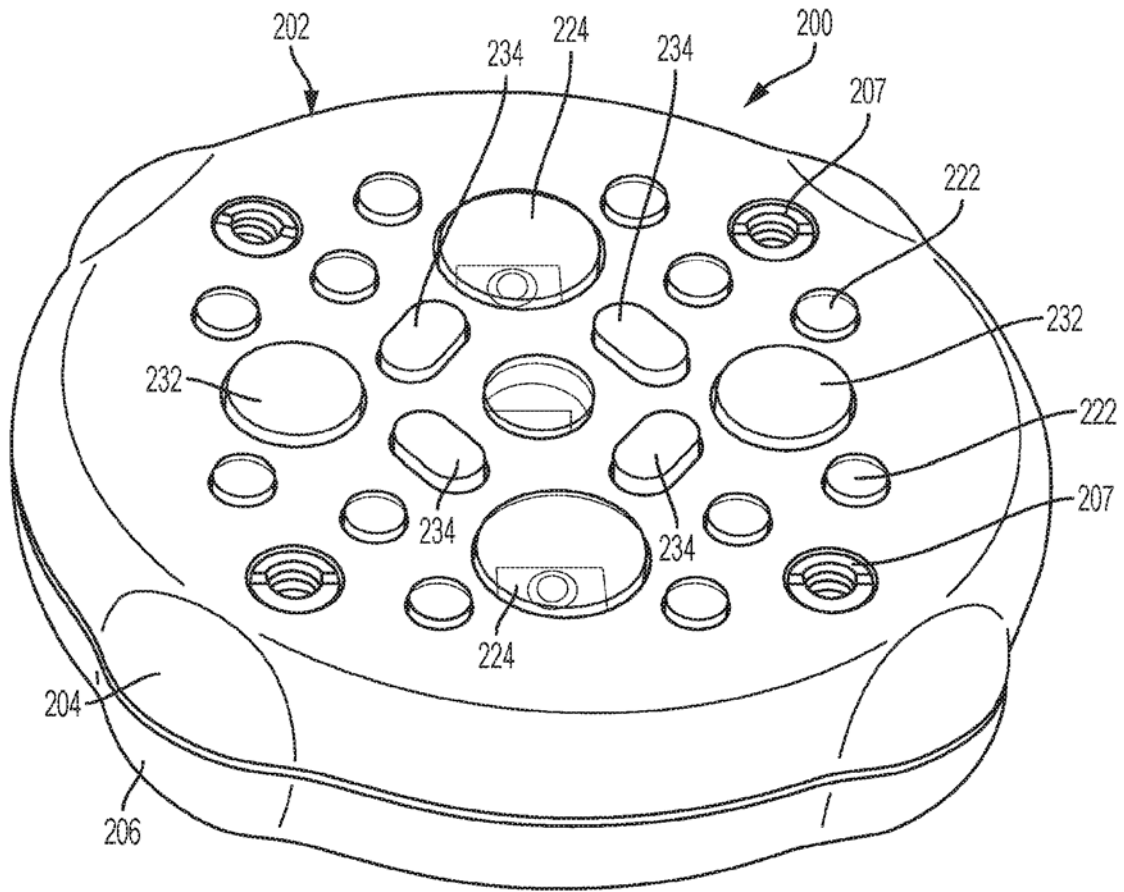


图 9A

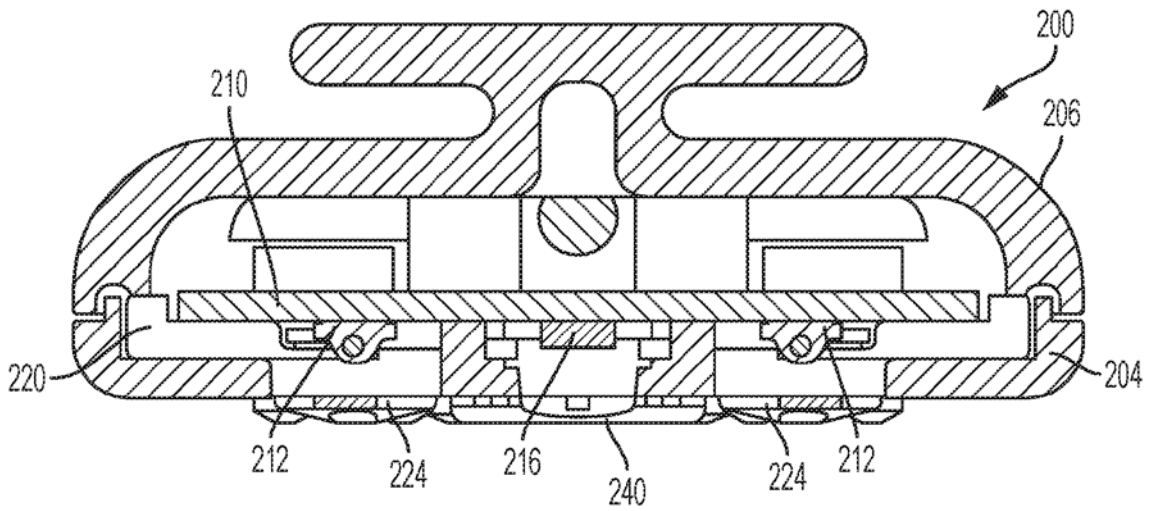


图 9B



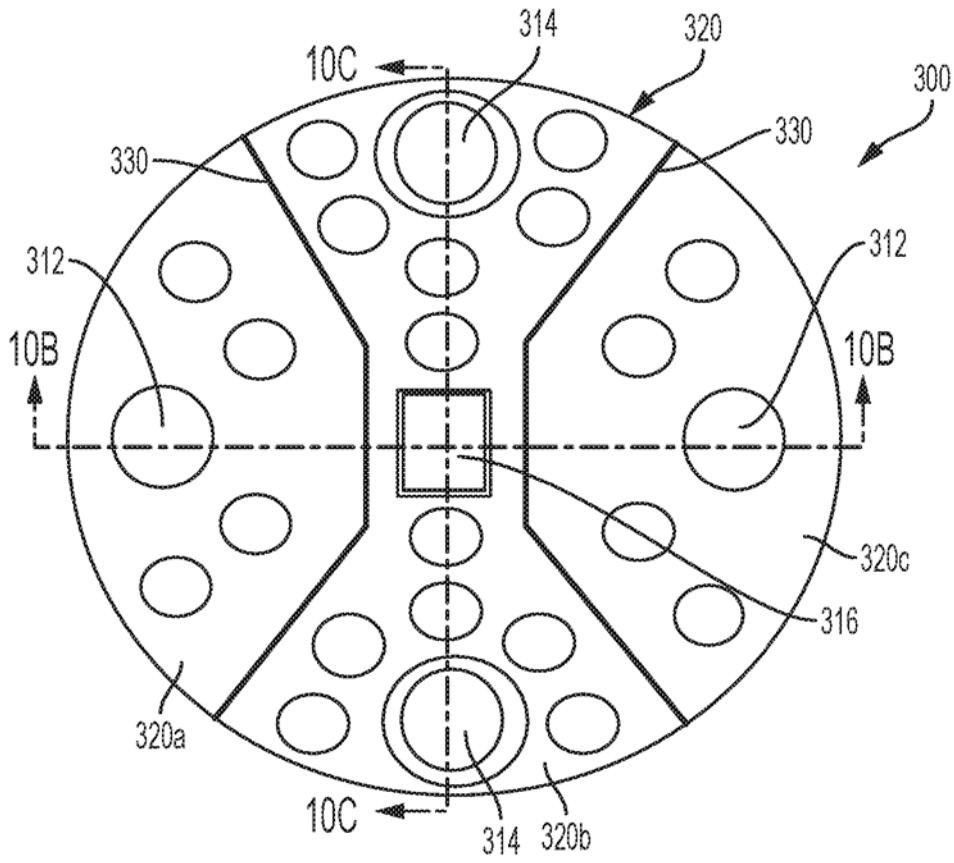


图 10A

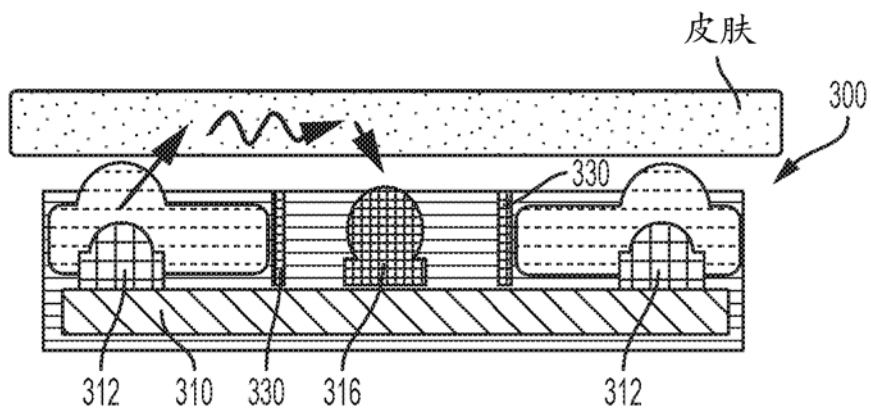


图 10B

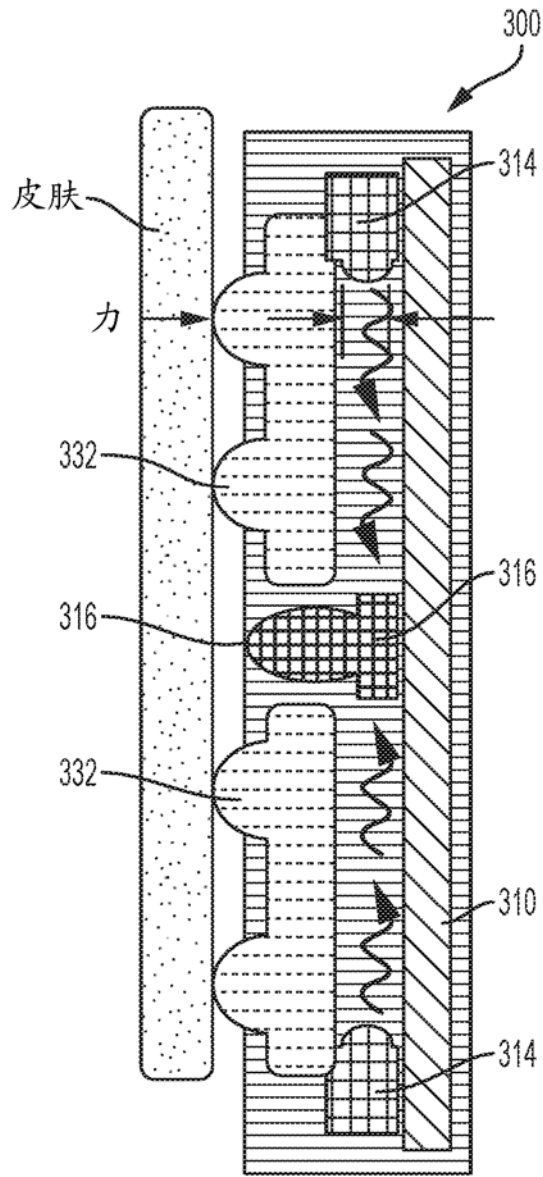


图 10C

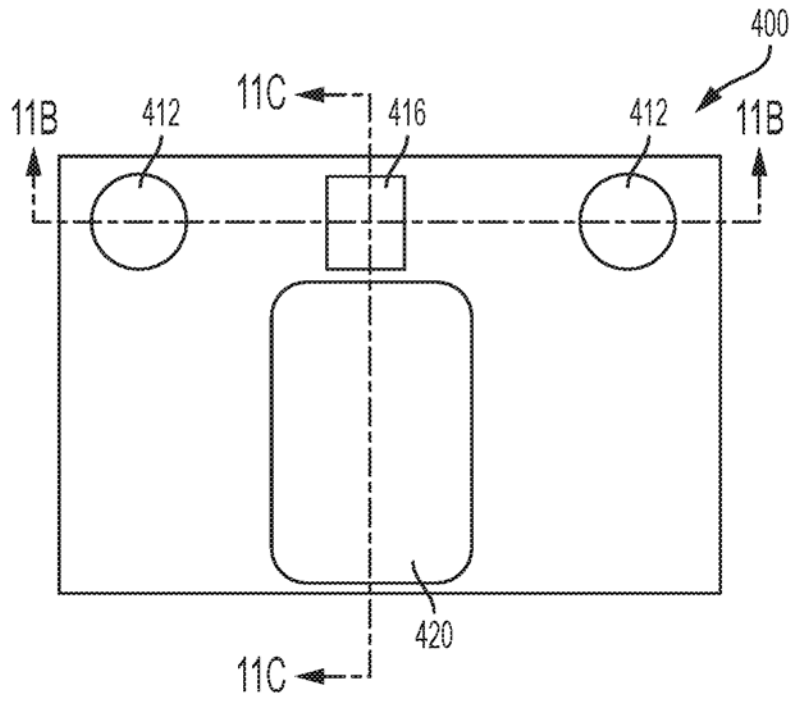


图 11A

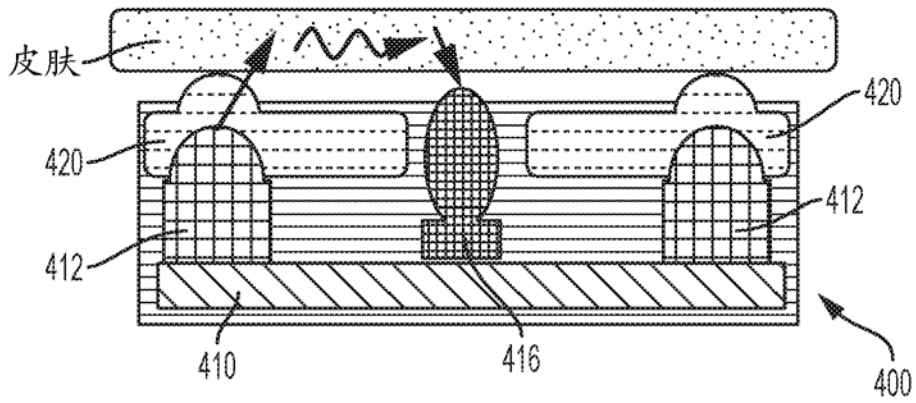


图 11B

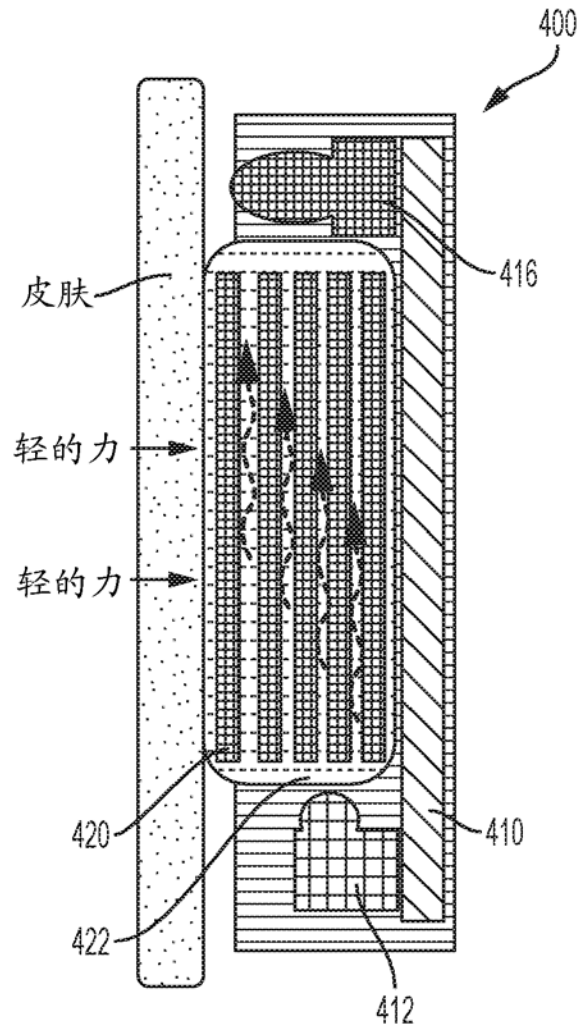


图 11C

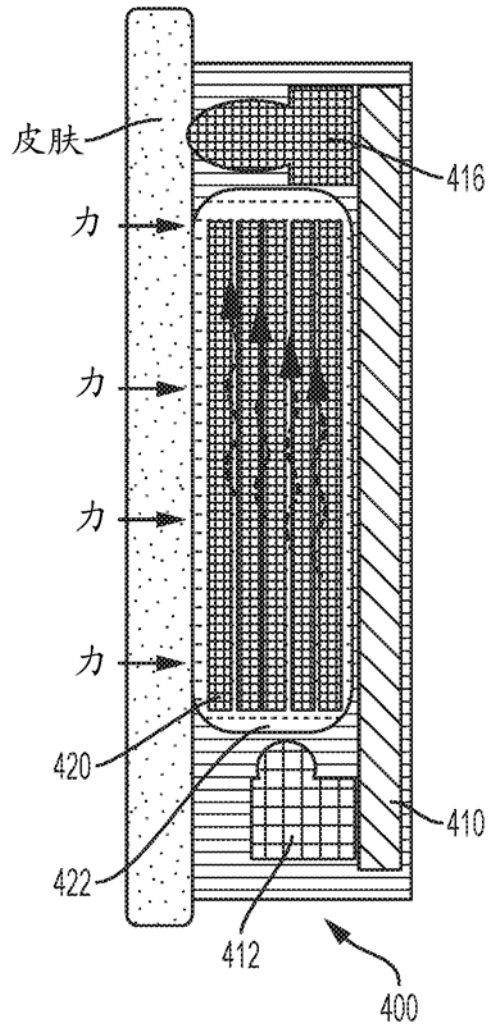


图 11D

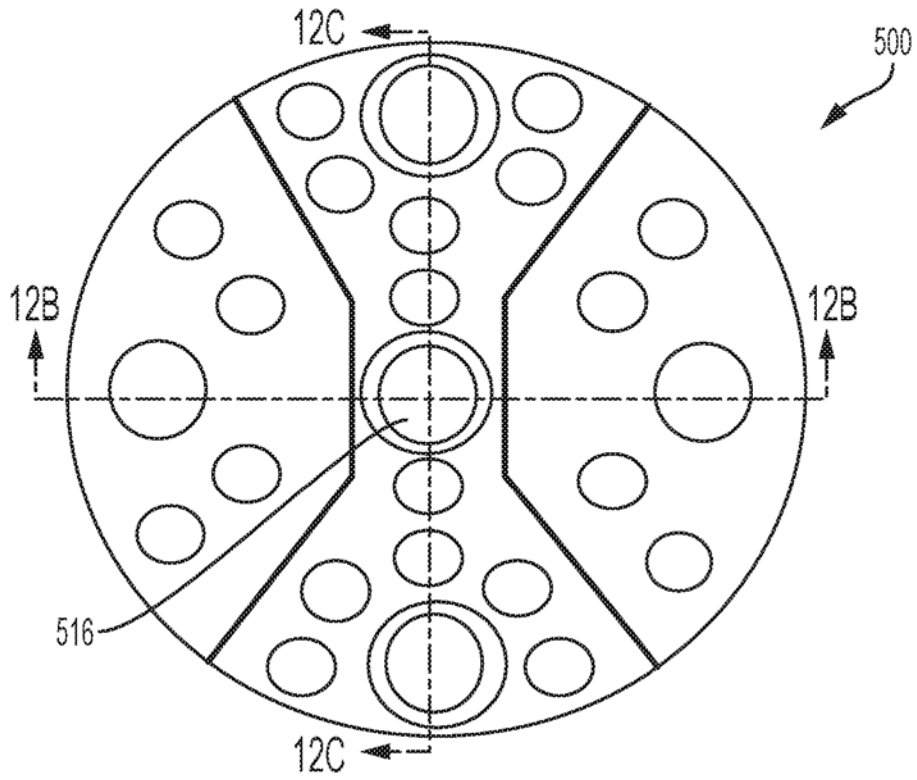


图 12A

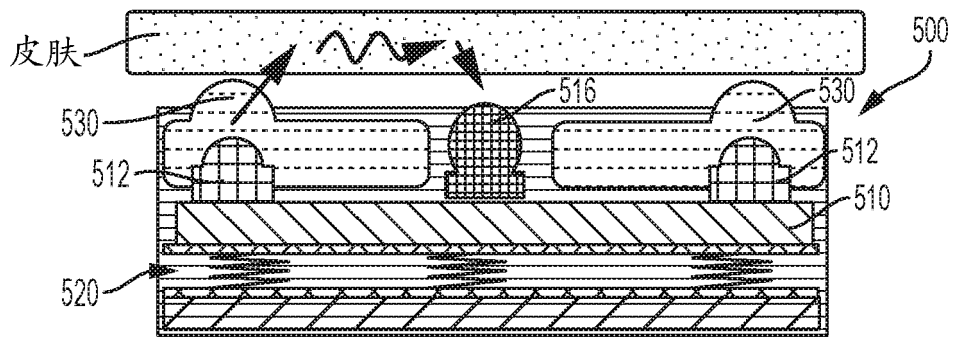


图 12B

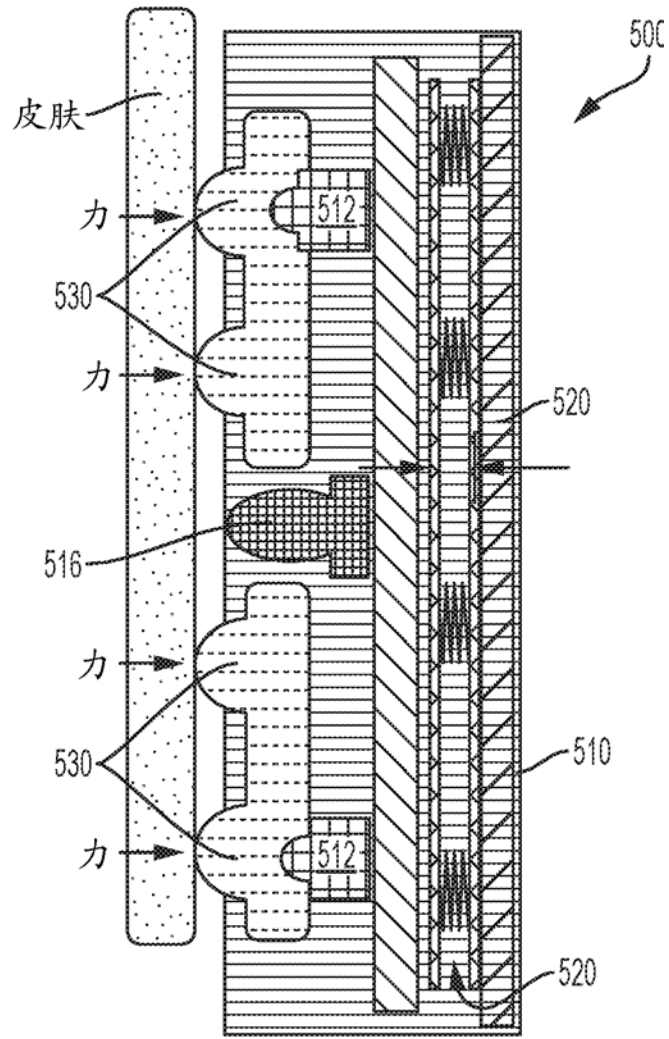


图 12C

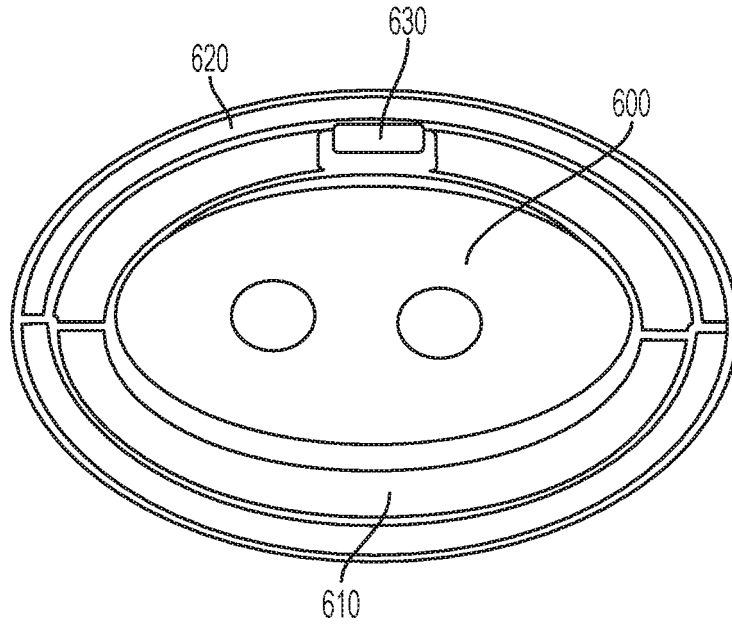


图 13A

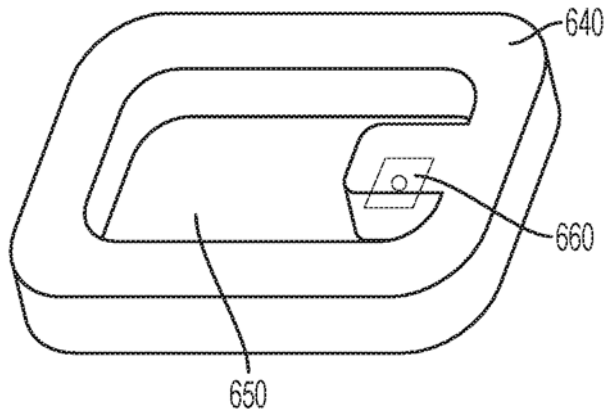


图 13B

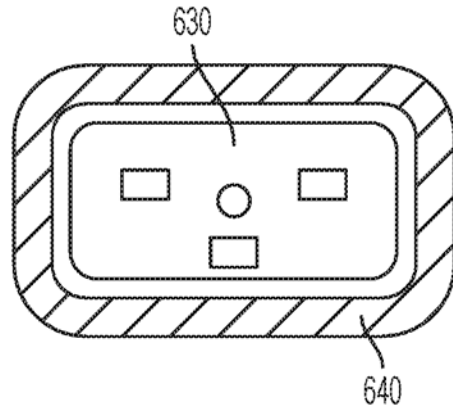


图 13C

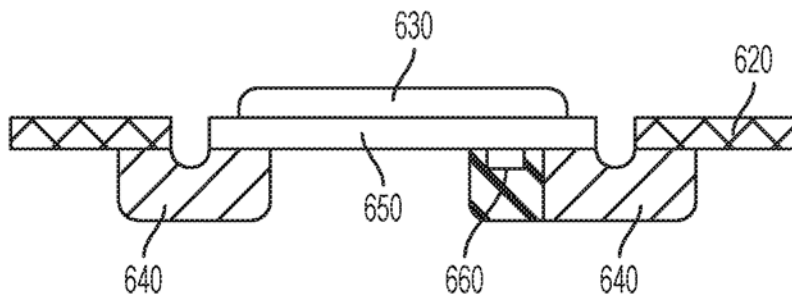


图 13D

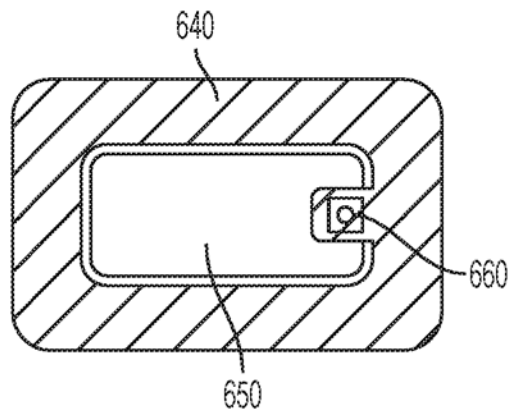


图 13E

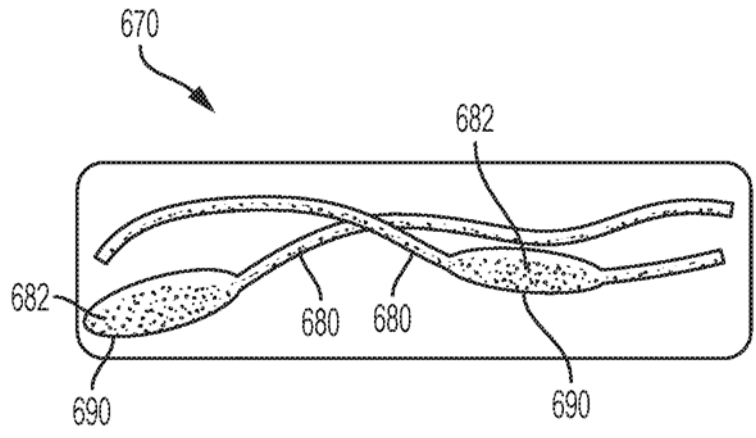


图 13F

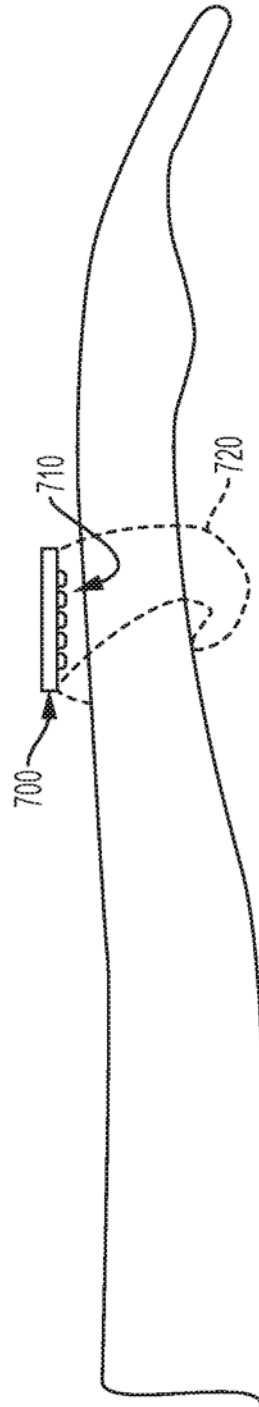


图 14A

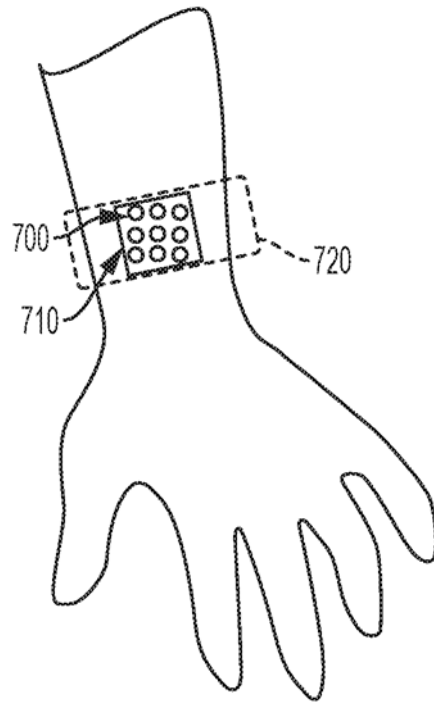


图 14B

经峰值标准化的差式频谱

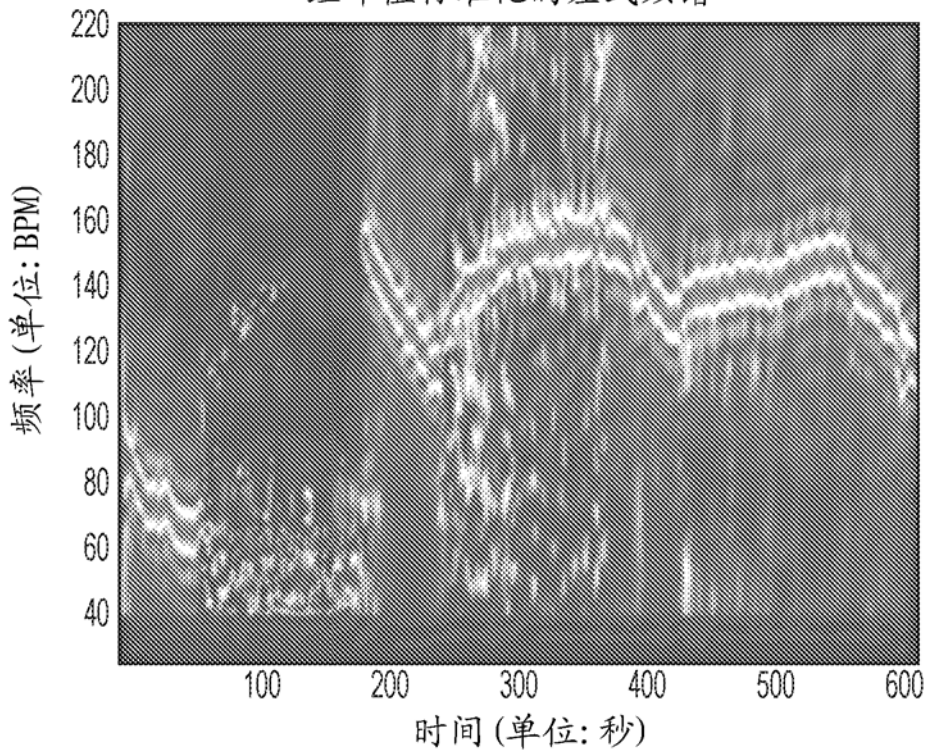


图 15A

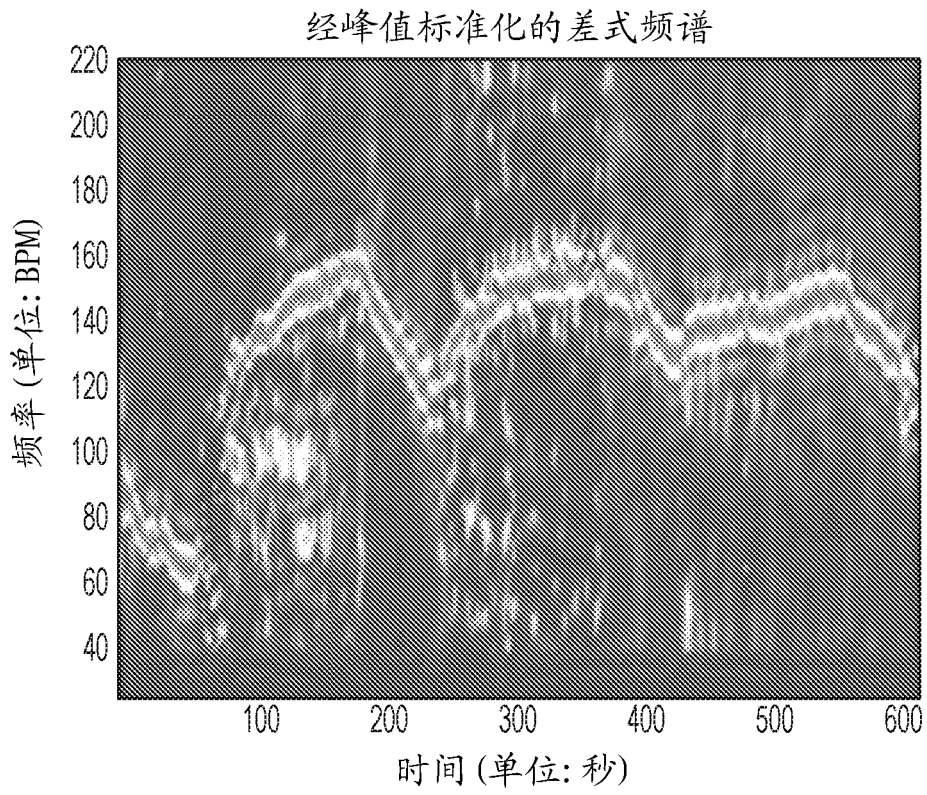


图 15B

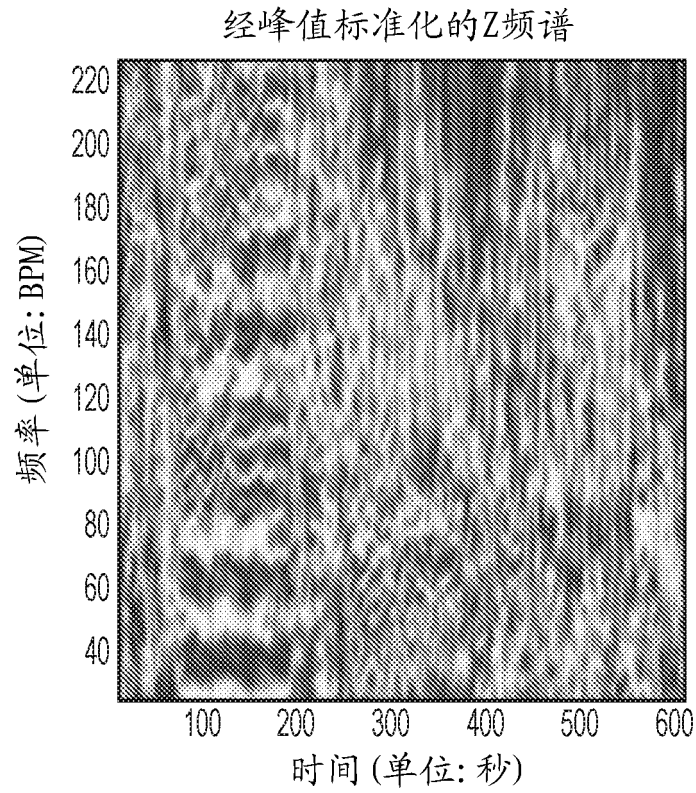


图 15C

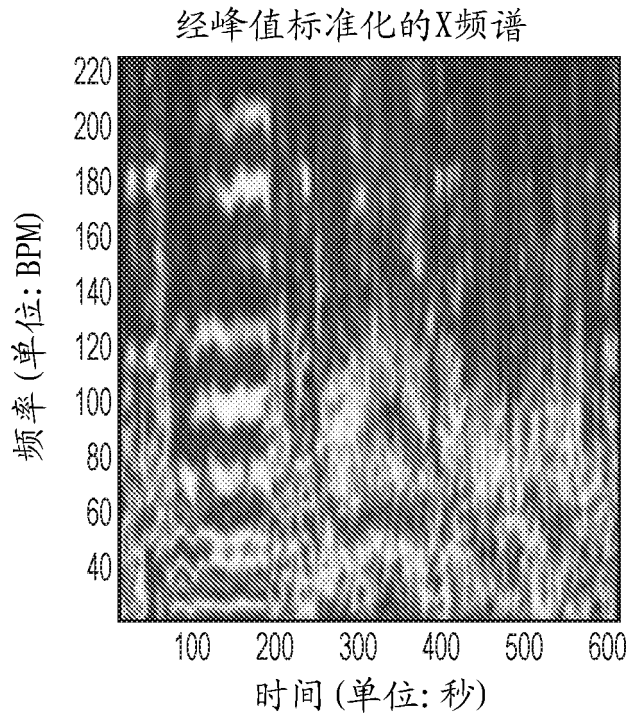


图 15D

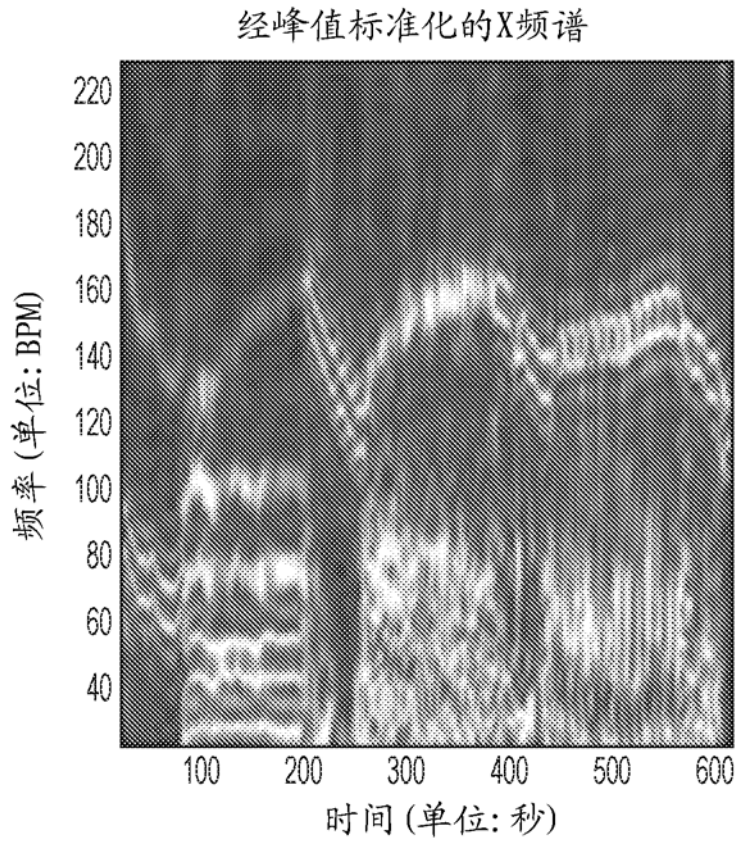


图 15E

光信号的频谱图 (后DC-去除)

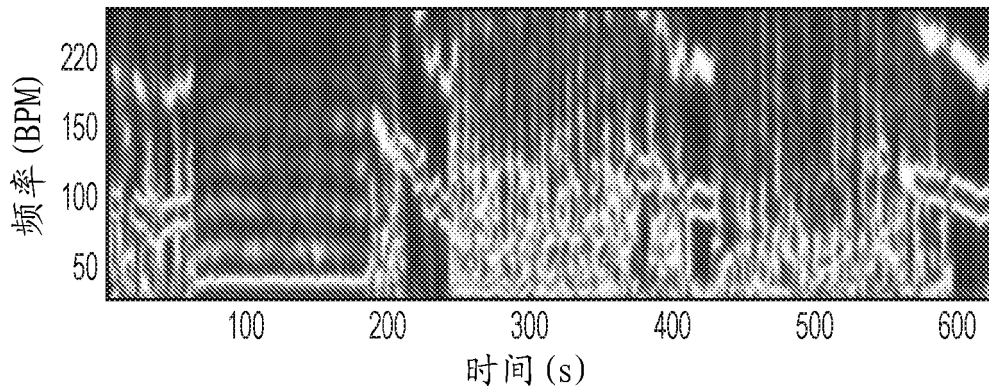


图 16A

光噪声的频谱图 (后DC-去除)

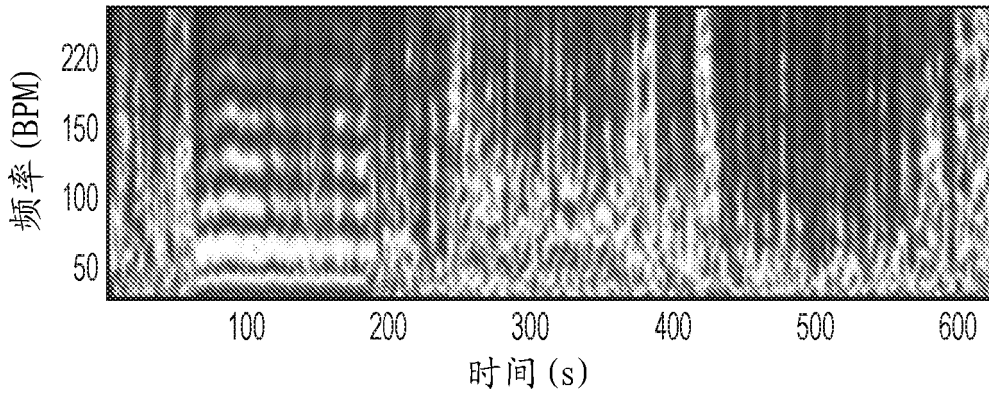


图 16B

金字塔式输出 (PYRAMID OUTPUT) 的频谱图 (从光信号中去除光噪音)

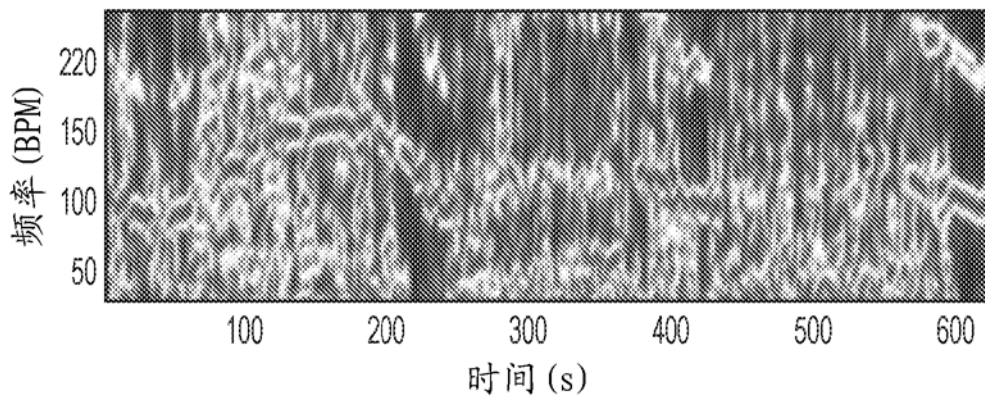


图 16C

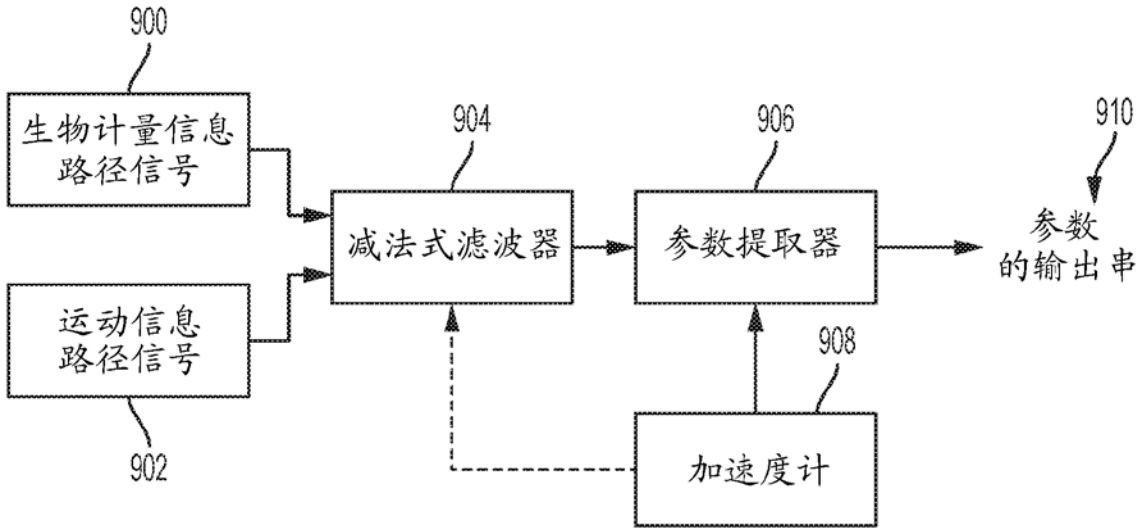


图 17

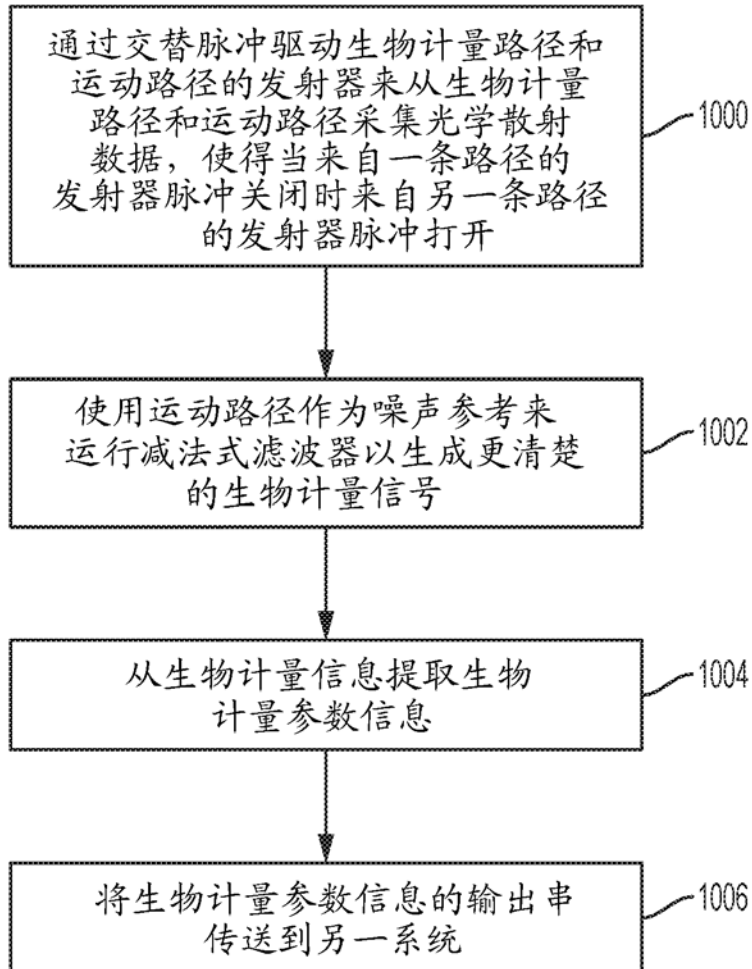


图 18

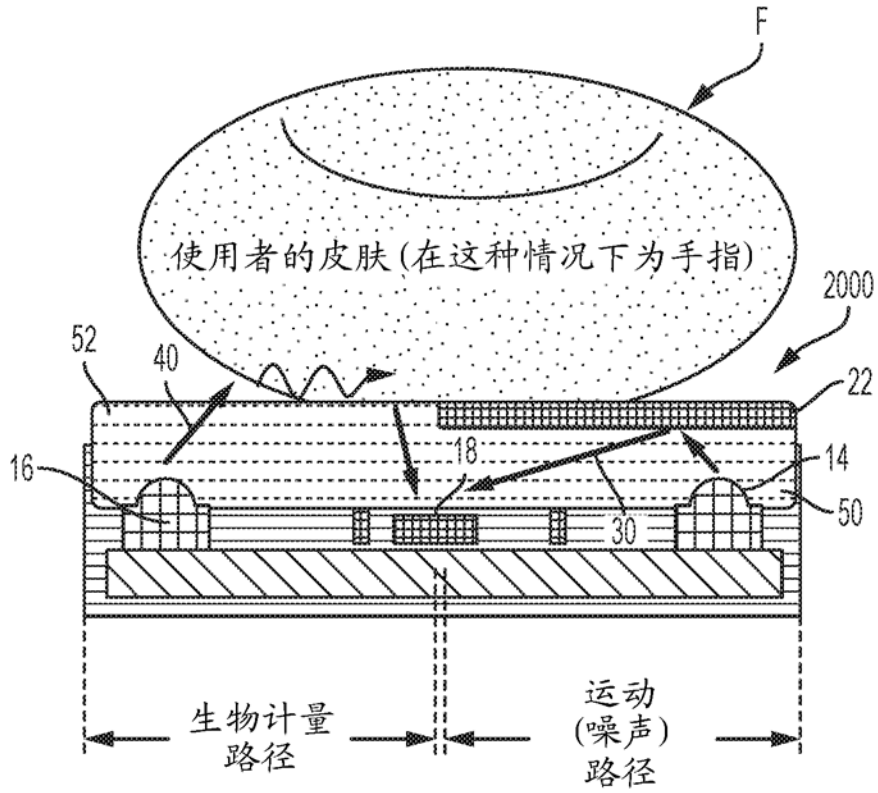


图 19

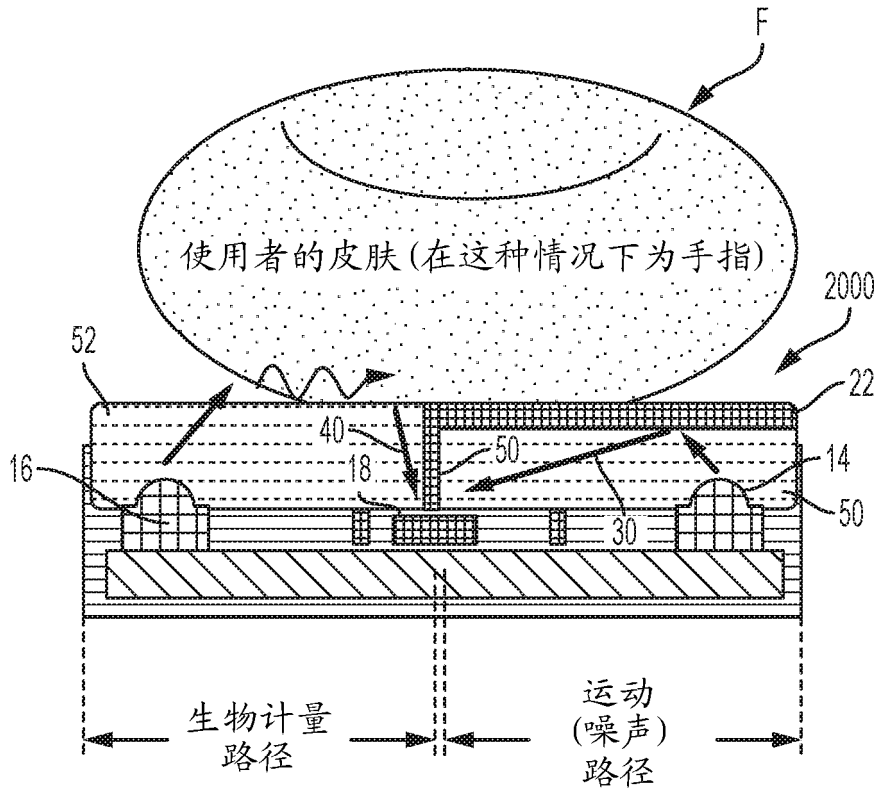


图 20

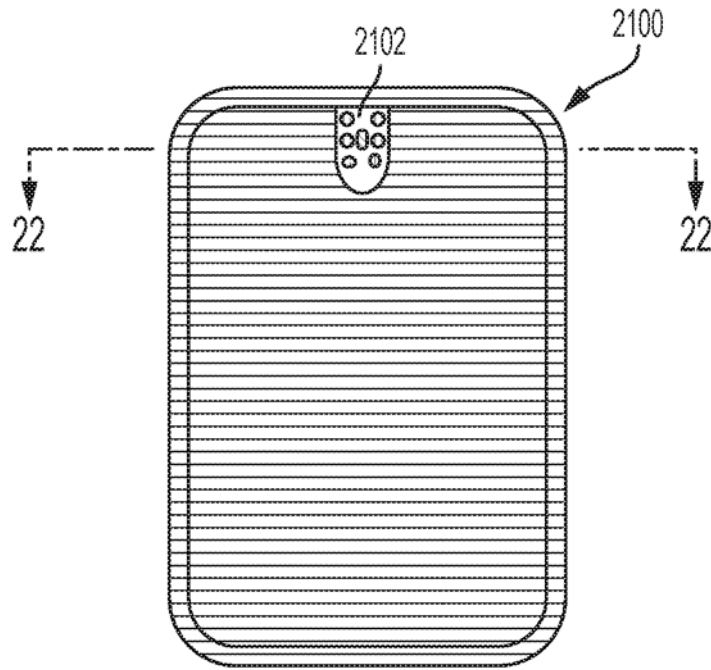


图 21

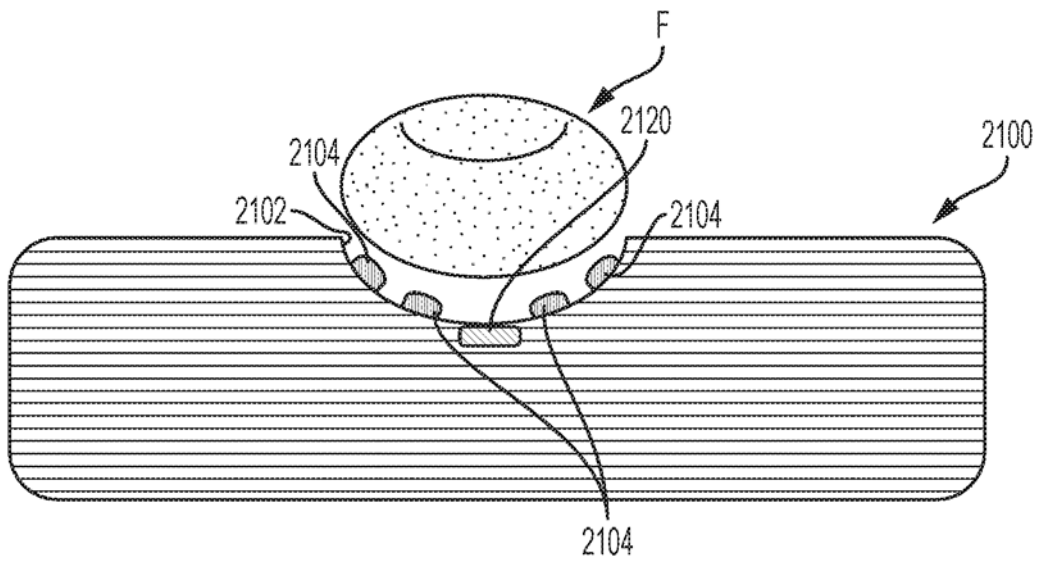


图 22

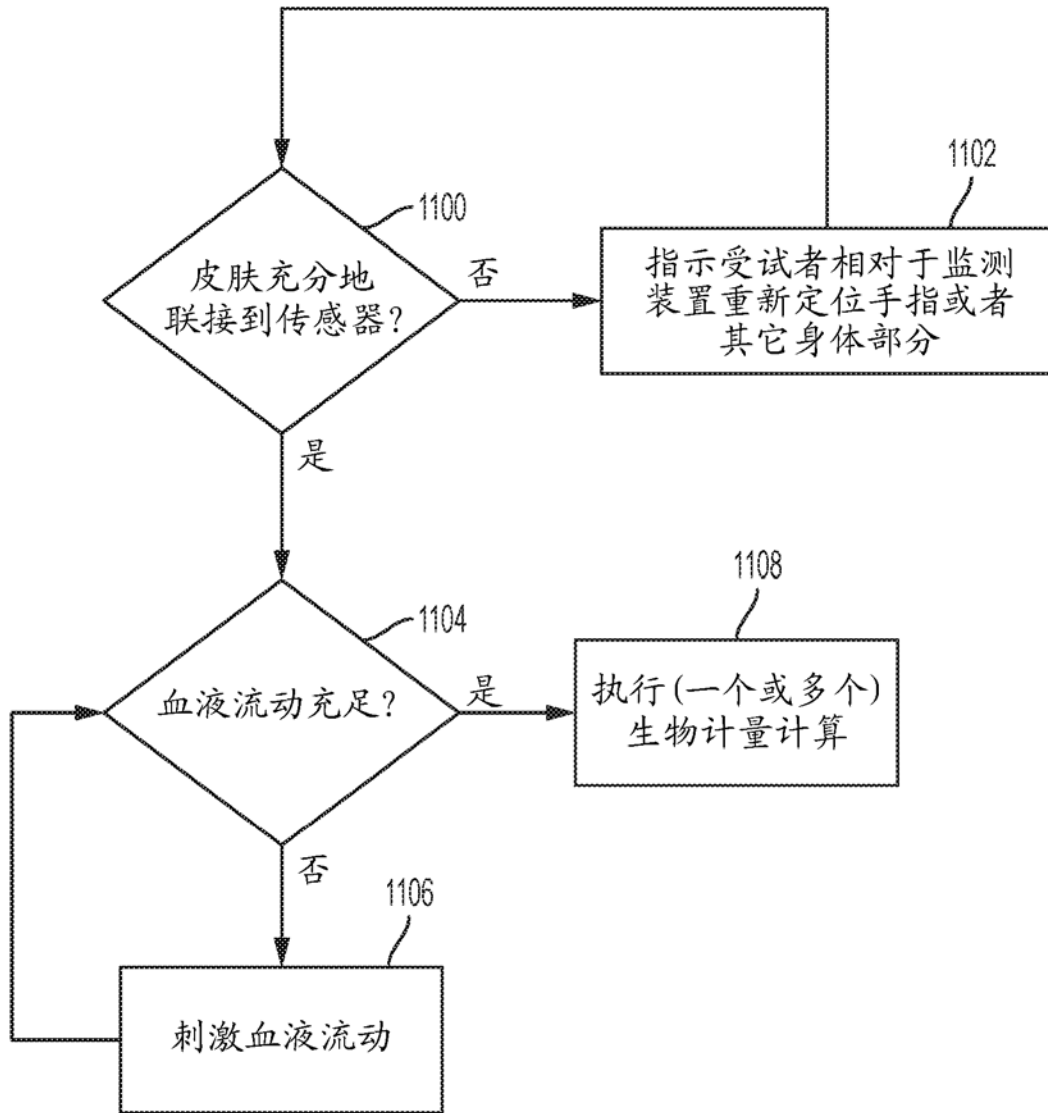


图 23

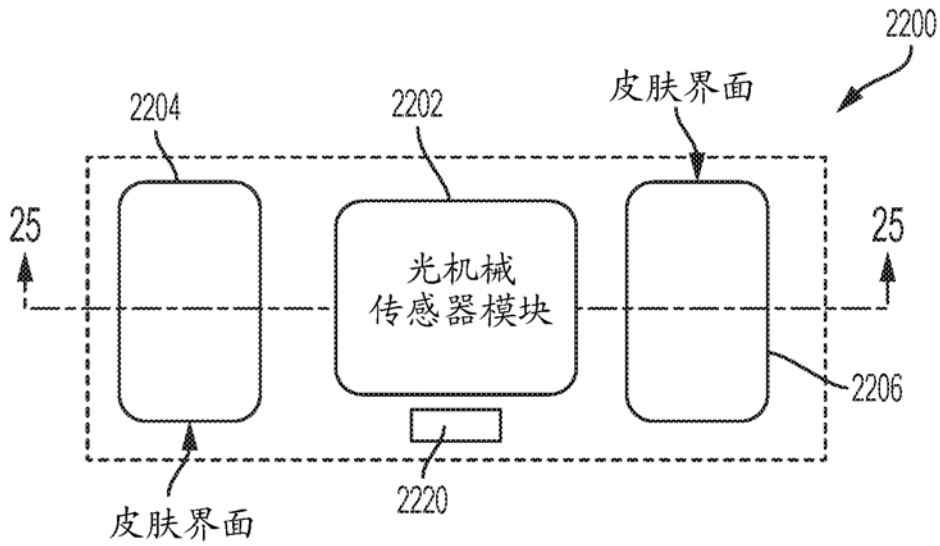


图 24

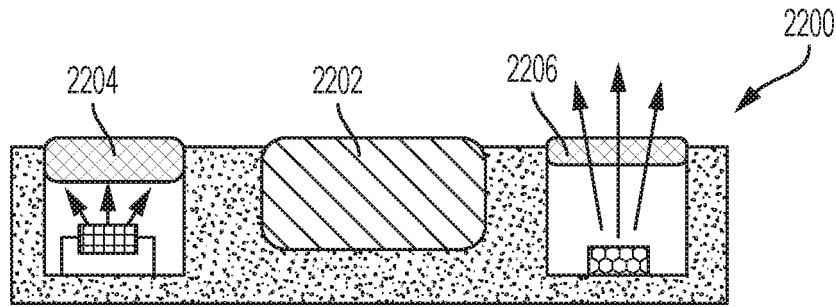


图 25

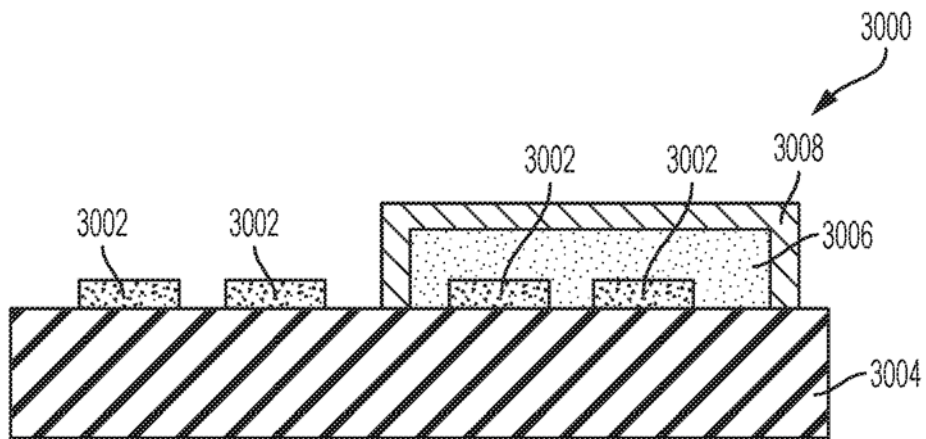


图 26A

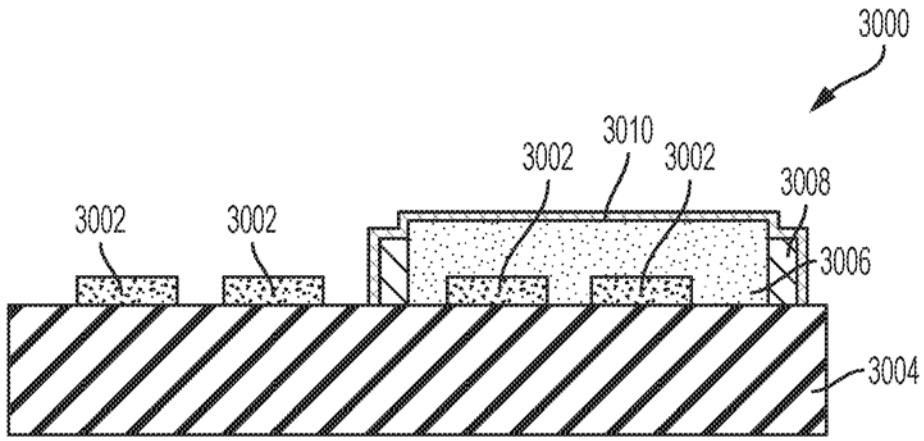


图 26B

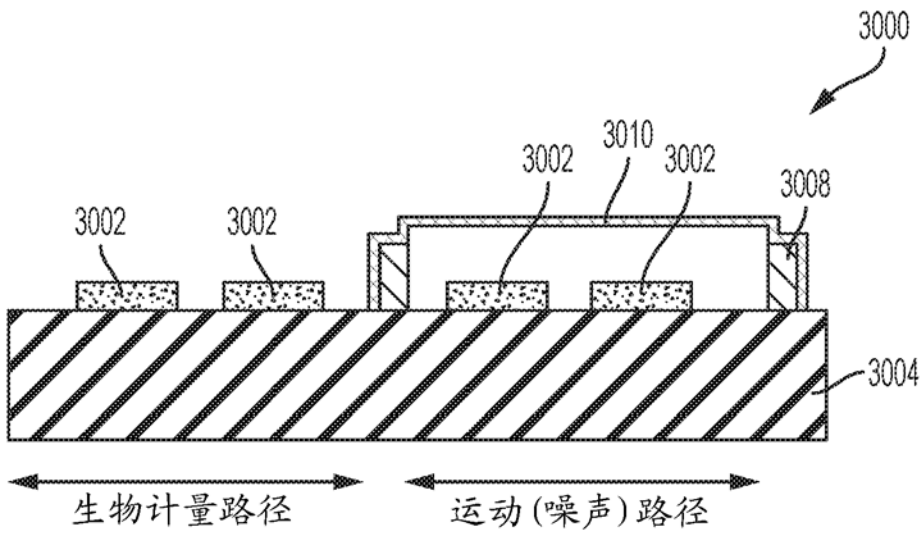


图 26C

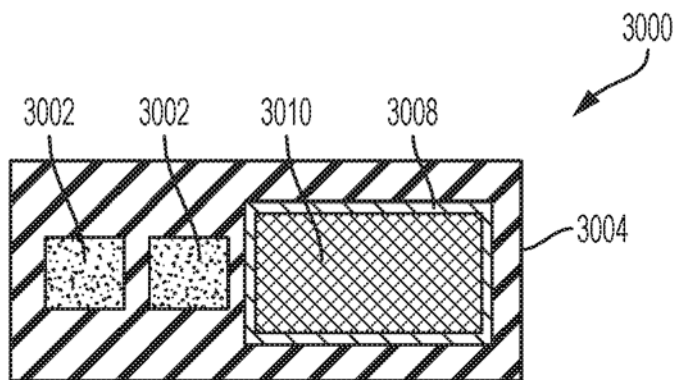


图 26D

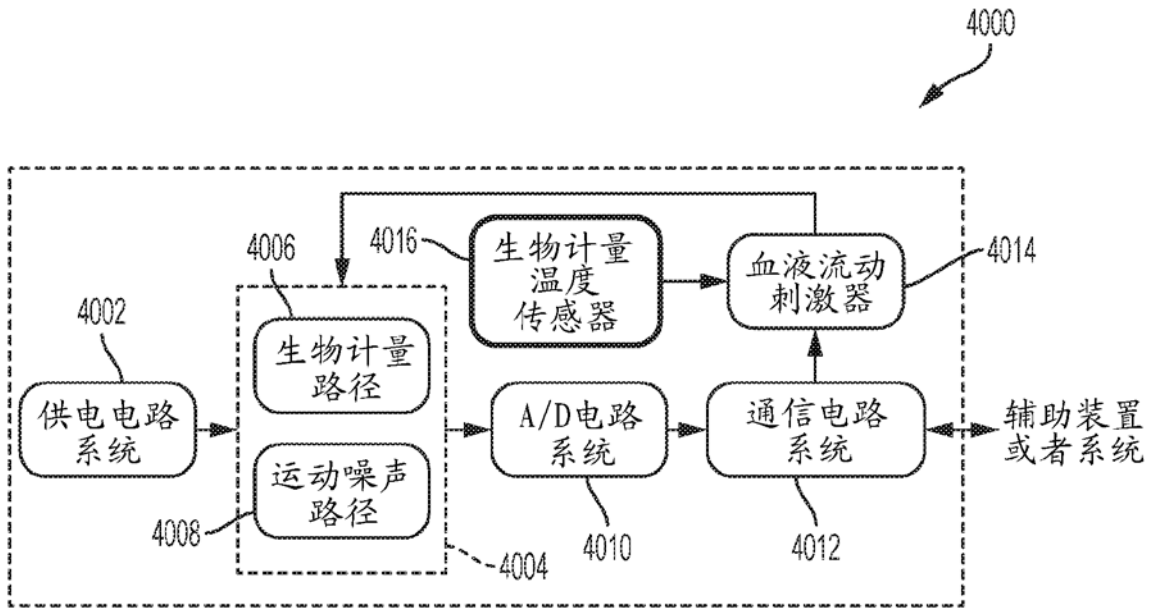


图 27

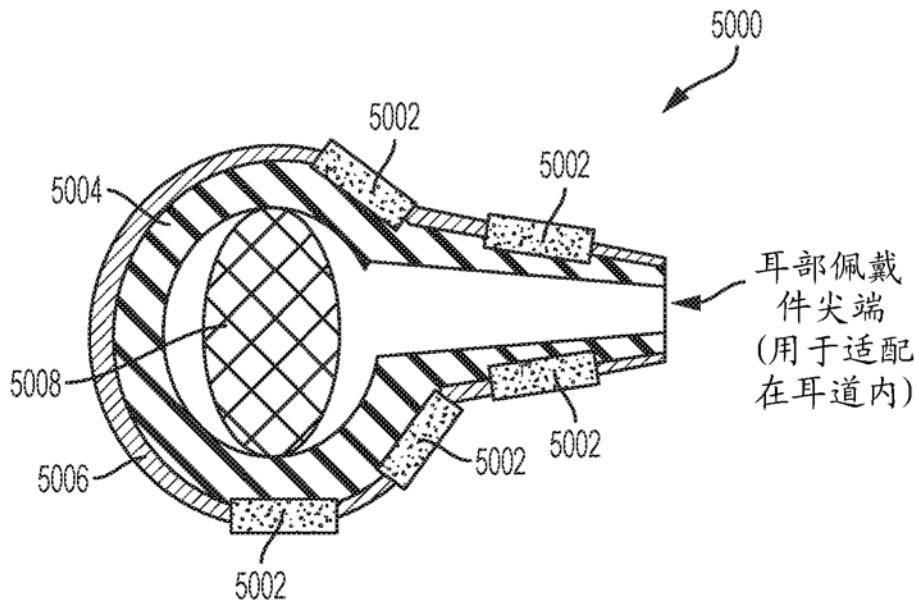


图 28

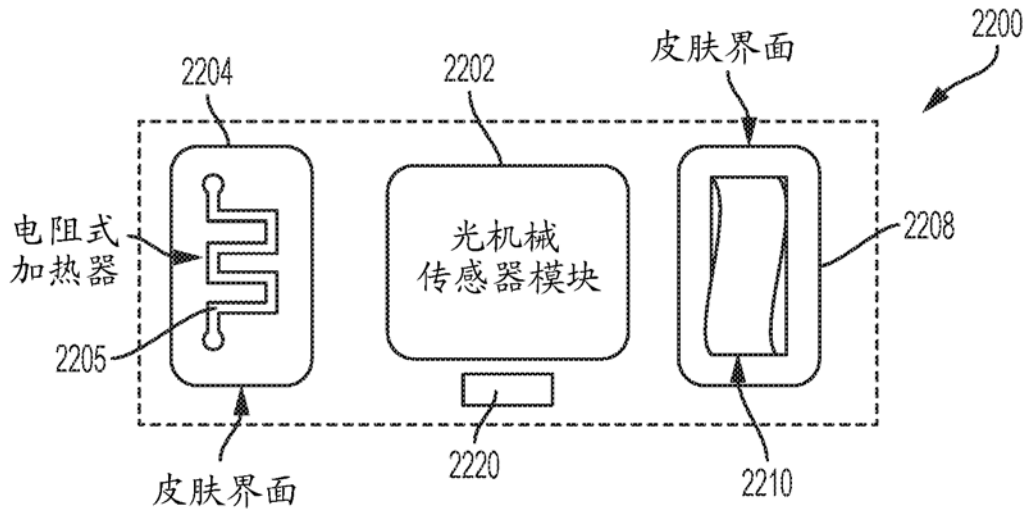


图 29

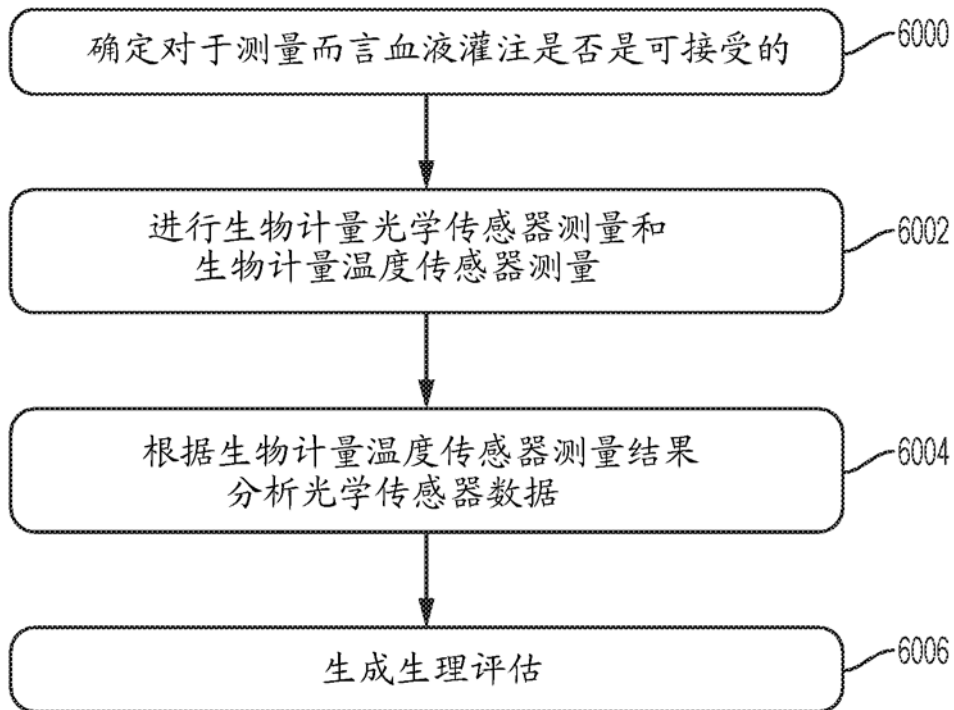


图 30

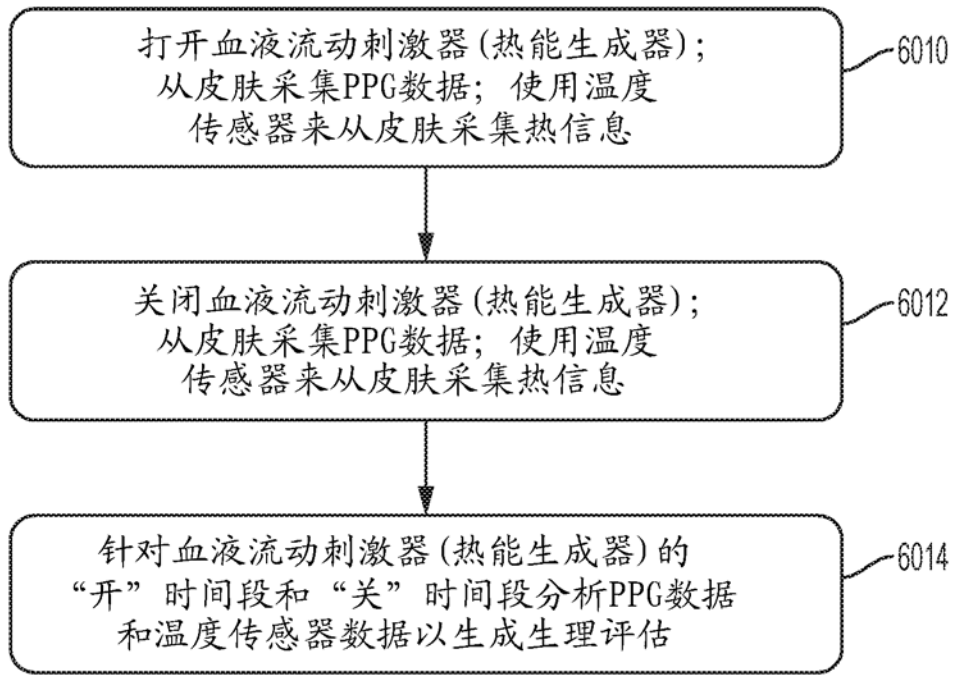


图 31

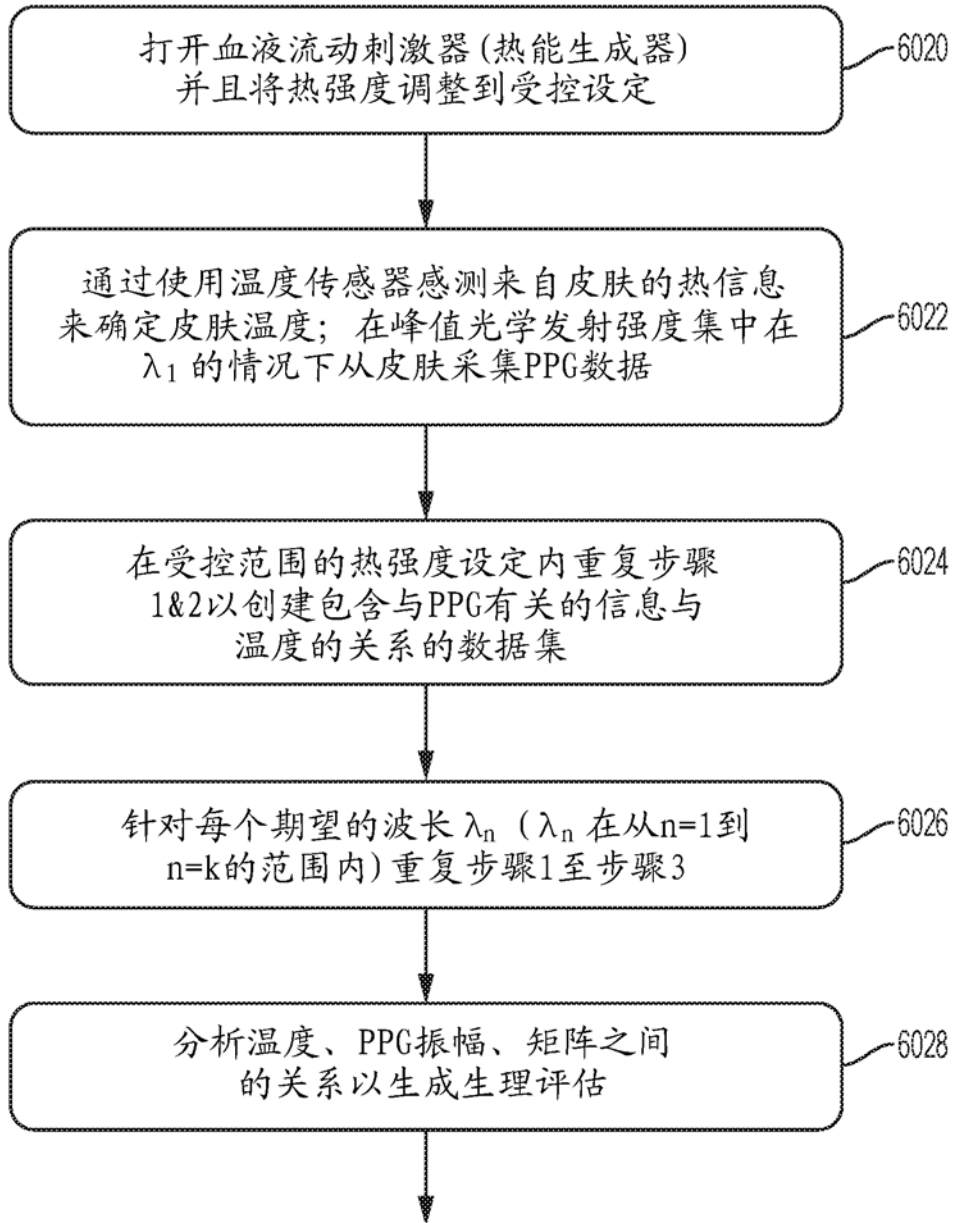


图 32

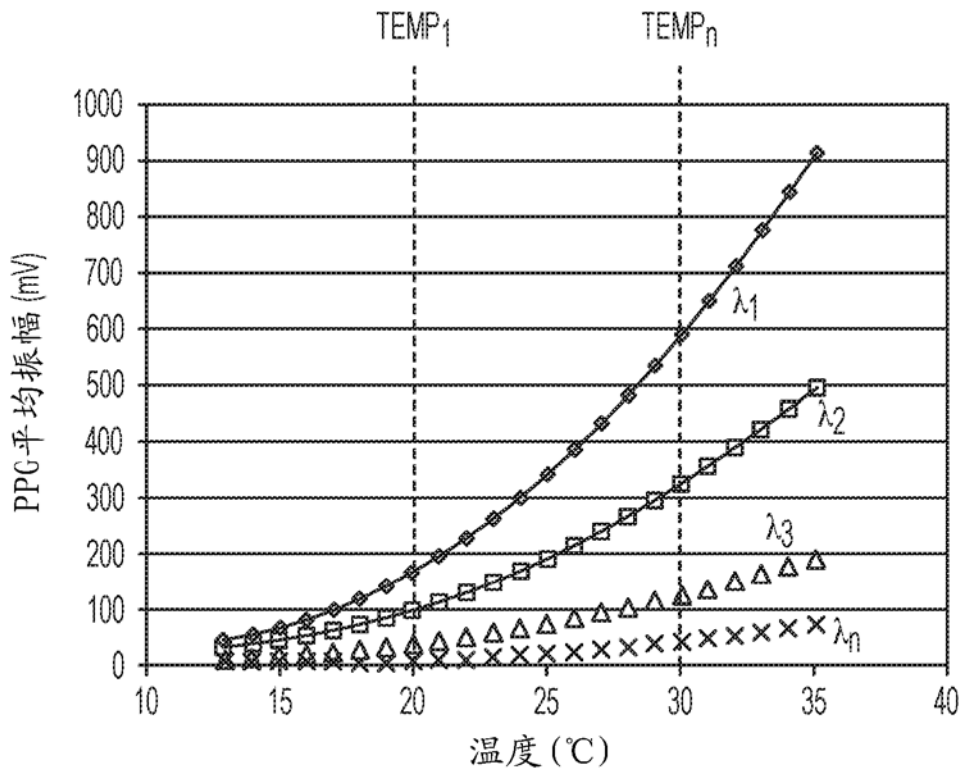


图 33

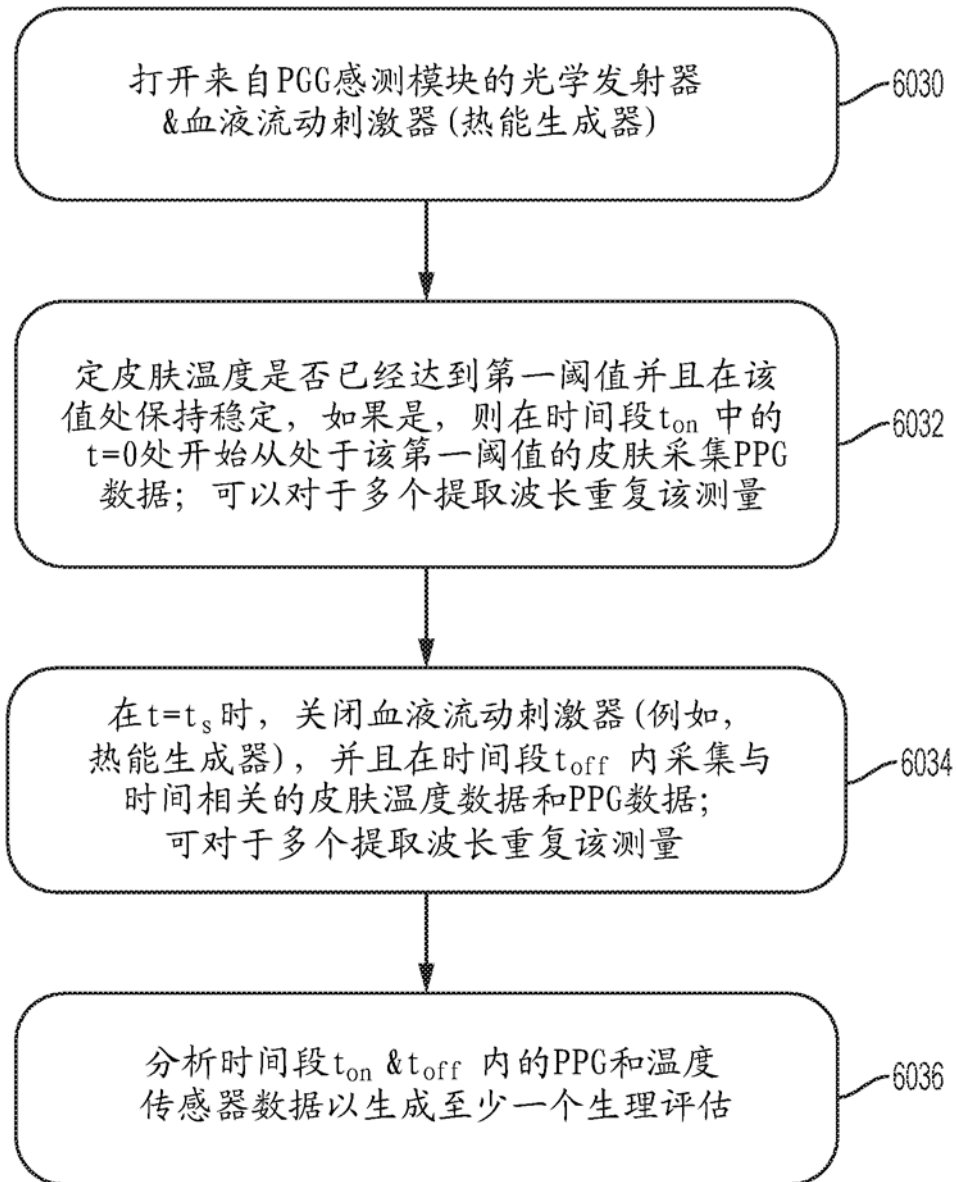


图 34

专利名称(译)	用于经由光机械来检测运动的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN108348154A</a>	公开(公告)日	2018-07-31
申请号	CN201680047372.7	申请日	2016-08-10
[标]申请(专利权)人(译)	瓦倫賽爾公司		
申请(专利权)人(译)	瓦伦赛尔公司		
当前申请(专利权)人(译)	瓦伦赛尔公司		
[标]发明人	J T 沃尔特 S M 朱斯特 W 沃纳 S F 勒博夫 J B 塔克 M E 奥默 L C 埃施巴赫 S 龙		
发明人	J.T.沃尔特 S.M.朱斯特 W.沃纳 S.F.勒博夫 J.B.塔克 M.E.奥默 L.C.埃施巴赫 S.龙		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/721 A61B5/02416 A61B5/14551 A61B5/14552 A61B5/6802 A61B5/6804 A61B5/6817 A61B5/6843 A61B5/7214 A61B2562/146 A61B2562/185		
代理人(译)	李晨		
优先权	62/257502 2015-11-19 US 62/345579 2016-06-03 US 62/204214 2015-08-12 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

描述了用于有助于从生物计量监视器提取更清楚的生物计量信号的方法和设备。运动参考信号独立于生物计量信号而生成，并且然后，所述运动参考信号被用于从所述生物计量信号去除运动伪影。

