

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102300499 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 28

(21) 申请号 201080005632. 7

(74) 专利代理机构 北京中原华和知识产权代理
有限责任公司 11019

(22) 申请日 2010. 11. 30

代理人 寿宁

(66) 本国优先权数据

PCT/CN2010/000648 2010. 05. 07 CN

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 07. 26

(86) PCT申请的申请数据

PCT/CN2010/001931 2010. 11. 30

(71) 申请人 杨章民

地址 中国台湾苗栗县竹南镇光复路 27 号

申请人 杨子琳

杨景雯

杨皓

(72) 发明人 杨章民 杨子琳 杨景雯 杨皓

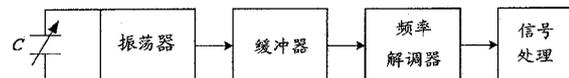
权利要求书 4 页 说明书 25 页 附图 16 页

(54) 发明名称

利用布料电容传感器来产生生理信号的方法
及系统

(57) 摘要

本发明是有关于一种利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统。该系统是用至少一布料,至少一导电区是设置于该布料;导电区与人体接触两者之间形成一电容,在外界提供一信号的作用下,当人体与布料之间有压力、拉力或张力而使电容变化或人体与布料之间的介质常数改变使电容值产生变化时,会侦测到电容的变化,该电容的变化是以频率、电压或电流来显示,故会产生一频率、电压或电流变化,利用此共振频率、电压或电流的变化来反应人体的生理参数,例如姿势、吞咽、咳嗽、呼吸、流汗,甚至心跳等。布料电容传感器串联或并联一开关、电阻 R、电容 C 或电感 L,来改变其频率、电压或电流的信号范围。



1. 一种利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其包含至少一布料,至少一导电区是设置于该布料,及提供有一信号的电路,该导电布料与人体之间形成一电容,当人体与布料之间有压力、拉力、扭力或张力而使电容变化或人体与布料之间的介质常数改变使电容值产生变化时,该电路发出信号,系统接收导电布料与人体之间的电容值的变化,且该变化以频率、电压或电流变化来表现,并用频率、电压或电流变化的过程来分析人体的生理、姿势变化、人体与布料之间的介质变化或所受力量的信息中的至少一种信息。

2. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中在导电布料上包有一弹性材料,或者导电布料本身就含有弹性材料。

3. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中有一开关与导电布料连接或者开关本身就是电容传感器。

4. 根据权利要求3所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中所述的开关可为按键开关,裂缝开关或多段开关。

5. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中不同姿势或力量可测得到不一样的频率、电压或电流变化曲线。

6. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中所述的电路可使用555IC的多谐振荡器,运算放大器所做无稳态的震荡电路,施密特触发器,互补金属氧化物半导体组成或晶体管组成的无稳态多谐振荡器。

7. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中所述的导电布料至少有二个,其中一个为参考导电区,该参考导电区接地。

8. 根据权利要求7所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中所述的参考导电区与人身体接触。

9. 根据权利要求8所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中所述的参考导电区是在衣服、裤子、床单、帽子、袜子、手套或袖口上缝一导电布料。

10. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统在用来侦测姿势变化的同时可测其它生理信息如心跳、呼吸、湿度。

11. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中所述的导电布料与人体之间没有直接接触,例如隔一层布。

12. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统可用来侦测不同位置的生理变化,例如姿势变化、呼吸、吞咽、咳嗽。

13. 根据权利要求3所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统可用于定位也就是说可以知道在身体哪个位置产生生理信号。

14. 根据权利要求3所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统是在一设定的临界压力下才能启动侦测。

15. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统的导电区同时当作生理信号传感器,即电极。

16. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其更包含另一传感器,是设计在与人体接触的布料上。

17. 根据权利要求1所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其中所述的导电布料是设计在衣服、帽子、口罩、袜子、鞋子、床单、手套、方向盘、拐杖、桌

布、地毯或义肢上。

18. 根据权利要求 1 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统可用于侦测汗湿、伤口、流汗,涂药、抹粉化妆导致的介电常数的改变,由于介电常数改变则侦测的共振频率也不相同。

19. 根据权利要求 1 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统通过布料电容传感器可侦测关节的角度、角速度、角加速度。

20. 根据权利要求 1 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统通过布料电容传感器可侦测人的位置、速度、加速度或行走的距离。

21. 根据权利要求 1 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统通过布料电容传感器可侦测到人体不同部位的拉力、张力或压力。

22. 根据权利要求 21 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于该系统通过布料电容传感器可侦测到人体的位移。

23. 一种利用布料电容传感器来产生生理信号的方法。其特征在于其包含至少一布料,至少一导电区是设置于该布料,及提供有一信号的电路用来发出信号,利用该导电布料与人体之间形成一电容,当人体与布料之间有压力、拉力、扭力或张力而使电容变化或人体与布料之间的介质常数改变使电容值产生变化时,该电路发出信号,通过接收导电布料与人体两者之间电容值的变化,且此变化由频率、电压或电流变化来表现,藉由此频率、电压或电流变化的过程可用来分析人体的生理、姿势变化、人体与布料之间的介质变化或所受力量的信息中的至少一种信息。

24. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中在导电布料上包有一弹性材料,或者导电布料本身就含有弹性材料。

25. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中更包含一开关与导电布料连接或者开关本身就是电容传感器。

26. 根据权利要求 25 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中所述的开关可为按键开关,裂缝开关或多段开关。

27. 根据权利要求 25 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中所述的开关可为模拟开关或数字开关。

28. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中所述的电路可使用 555IC 的多谐振荡器,运算放大器所做无稳态的震荡电路,施密特触发器,互补金属氧化物半导体组成或晶体管组成的无稳态多谐振荡器。

29. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中所述的导电布料至少有二个,其中一个为参考导电区,该参考导电区接地。

30. 根据权利要求 29 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中所述的参考导电区与人身体接触。

31. 根据权利要求 29 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中所述的参考导电区是在衣服、裤子、床单、帽子、袜子、手套或袖口上缝一导电布料。

32. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法在用来侦测姿势变化的同时可测其它生理信息如心跳、呼吸、湿度。

33. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于

其中所述的导电布料与人体之间没有直接接触,例如隔一层布。

34. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法可用来侦测不同位置的生理变化,例如姿势变化、呼吸、吞咽、咳嗽。

35. 根据权利要求 25 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法可用于定位也就是说可以知道在身体哪个位置产生生理信号。

36. 根据权利要求 25 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法是在一设定的临界压力下才能启动侦测。

37. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法的导电区同时当作生理信号传感器,即电极。

38. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其更包含另一传感器,是设计在与人体接触的布料上。

39. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中所述的导电布料是设计在衣服、帽子、袜子、鞋子、床单、手套、方向盘、拐杖、桌布、地毯或义肢上。

40. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法可用于侦测汗湿、伤口、流汗,涂药、抹粉化妆导致的介电常数的改变,由于介电常数改变则侦测的共振频率也不相同。

41. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法通过布料电容传感器可侦测关节的角度、角速度、角加速度。

42. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法通过布料电容传感器可侦测人的位置、速度、加速度或行走的距离。

43. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中该方法通过布料电容传感器可侦测到人体不同部位的拉力、张力或压力。

44. 根据权利要求 43 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法通过布料电容传感器同时可侦测到人体的生理信息。

45. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法通过两脚的传感器产生的信号变化可侦测到人体的步态稳定度。

46. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法通过布料电容传感器可对人体进行步态分析。

47. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法通过布料电容传感器可侦测到人体的睡眠活动图。

48. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法通过布料电容传感器可判断人体的跌倒。

49. 根据权利要求 45 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法通过重心变化、重心速度或重心加速度来测步态稳定度。

50. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于该方法通过布料电容传感器测得的不同生理状态或姿势变化可测得不一样的频率、电压或电流变化曲线。

51. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于

其中该方法通过布料电容传感器可侦测到人体不同部位的位移。

52. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中所述的导电布料的结构像魔鬼毡。

53. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中该方法通过布料电容传感器串联或并联一电阻 R, 电容 C 或电感 L, 来改变其频率、电压或电流的信号范围。

54. 根据权利要求 23 所述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其特征在于其中该方法通过布料电容传感器串联或并联开关。

利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种可用于侦测人体生理能例如应用在体能训练, 医疗, 健身, 保健等中的方法及系统, 特别是涉及一种以至少一块布料, 且至少一导电区设置于该布料, 与人体接触, 两者之间形成一电容, 当人体与布料之间有压力、拉力或扭力等力而使电容变化, 或人体与布料之间的介质常数改变而使电容值产生变化时, 在外界提供的一信号的作用下产生一共振频率、电压或电流, 并且利用此共振频率、电压或电流侦测人体生理参数, 如呼吸、吞咽、湿度、咳嗽、流汗、心跳, 也可用于姿势参数, 如位置、速度、加速度、角度、角速度、角加速度的侦测, 并且电容传感器本身也可被当作侦测人体的压力、拉力、张力的传感器或是人体位移传感器而产生可分辨信号的方法及系统。

背景技术

[0002] 随着生活水平与医疗卫生的长足进步, 人类的平均寿命逐渐延长, 老年人口比例持续增加。面对高龄化的社会, 各种社会福利, 医疗医药技术与社会安全制度的问题随着显现, 越来越多的高龄者无法藉由家人与家庭获得妥善充分的照顾, 此外, 运动, 休闲, 娱乐等也是必要的生理能监控项目。

[0003] 为了以让人没有异物感的方式来侦测人体的生理信号, 可穿式的感应器是最重要的关键所在。在国外, 已有相关的技术讨论: 例如 Sergio 先生使用两个导电电极去感测压力, 其原理是从外部系统提供一个固定的频率并侦测两个电极之间的电容, 其压力变化的呈现是以电压来表现 (可参阅参考文件 1)。另一个用以侦测呼吸的系统则是用距离变化来表现: 当使用者呼吸时, 电容会产生变化并导致电极之间的距离随其变化 (可参阅参考文件 2)。更有人利用两导电电极之间的电容变化来侦测湿度 (可参阅参考文件 3)。Jun Rekimoto 研发了一个可量测导电物体之间距离的技术, 他测量电极以及导电体之间的电容并使用一个转换器 (transmitter) 和一个电极接收器 (receiver), 当人体接近两电极时其电容变大, 这是用来侦测 proximity and position (接近及位置传感器), 由于侦测手势没有直接接触皮肤, 故没有考虑到人体的等效寄生电容, 并且也没有因压力、拉力或扭力不同而产生不同的结果。本文用的是手表的形式, 且一个电容值是相对于一种手的形状。当做在衣服上时都有一隔离层 (shield layer) 接地, 其输出端是以电压的振幅来表现, 其发射信号也是固定的而不是振荡的, 也就是说它是不变的 (可参阅参考文件 4)。Cliff Randell 在论文中研究了以两个导电布形成一电容, 在外部的压力下人的姿势一有变动, 其电容值也跟着变化的情况 (可参阅参考文件 5)。在 Jan Meyer 的研究中, 其原理与上述几篇相同, 只是改变了两导电布之间的材料 (可参阅参考文件 6)。最后, 在 Jingyuan Cheng 的研究中, 利用人的身体当作一介质, 并放置了导电布在身体的两侧形成一电容, 同时用一电路去测量此电容值的变化, 在此研究中他展示了呼吸与喝水可以产生可分辨的不同信号 (可参阅参考文件 7)。

[0004] 美国专利 11/68132P 利用两块布料来测量人体的生理变化, 但是利用两块布料之间随人体变化而产生的电容变化, 且其量测的参数是电压变化。

[0005] 美国专利 6826968 利用行与列的电极,并在两者之间放一介质来形成电容,用来测量压力,这也是利用两块布料之间的电容随压力大小而改变,且给的也是一固定频率来测量电压的变化。

[0006] 专利 US6469524 则是通过发射一信号到第一电极,第二电极与第一电极形成一电容,当人接近时,其电容值也随之改变,同时也要产生一相位差 (PHASE SHIFTED) 信号。

[0007] 专利 P CT/CN2008/001571 指的是裂缝两边的导电区之间随外力而变化,与人的身体接触无关的情况。

[0008] 专利 US2005/0215915 是利用两电极受到压力作用下产生距离改变,同时导致电容值变化,而本发明是通过身体与电极之间随压力变化或者身体与电极之间的介电常数改变而产生的电容变化。

[0009] 专利 CN2641621 也是利用两导电材料,如金属片或纤维,在压力作用下产生的电容变化,而与受测者的身体无关,并且两电极中间要有绝缘材料。

[0010] 专利 CN101622518A 也是利用电容传感器在受压力以及剪切力所产生的电容值变化,而非导电材料与人体之间的电容值由于受到外力而变化。

[0011] 专利 CN1718160 中所用的静电电容测呼吸也是利用两导电材质在受压下的电容变化。

[0012] 专利 JP2003339652A 中的心跳、呼吸传感器也是利用两电极之间在受到压力作用下的电容变化而得到。

[0013] 专利 US6724324 是电容式接近传感器 (capacitive proximity sensor),其包括第一电极接收交流电流信号,第二电极以生成一个输入信号。该传感器还包括一个中间电极,放置在第一电极与第二电极之间,以及接地端,用来侦测是否有手指接近及其位置。

[0014] 专利 US7675296 则提供了相对于主体头部的对称排列的电极,其中至少包括第一及第二电极;并且第一及第二电极选择性耦合于交流电压源,以用来侦测车辆中乘员头部的姿势,此电极与测试者并不接触。

[0015] 专利 US2007/00849341 则是由一振荡器 (OSCILLATOR) 产生一信号来测量布、纸上的字的电阻、电容值。而本发明是用一振荡器 (OSCILLATOR),尤其是一个非稳态的振荡器来测量布料电极与人体之间的电容变化,且电容变化是以共振频率来表现,例如不同的生理状态导致布料电极与人体之间的互动会产生不同的共振频率、电压或电流,且共振频率、电压或电流也会随着人体的变化而连续变化,不同的生理状态产生不一样的频率、电压或电流变化曲线。

[0016] 专利 US7173437 是用电容感应器 (CAPACITIVE SENSOR) 来测量生理电压 (BIOPOTENTIAL)。而本发明则是测量布料电极与人体之间因互动所产生的共振频率,本发明所测量的是身体“活动”所产生的“变化”。

[0017] 专利 US7135983 是利用一振荡电路 (OSCILLATING),当人接近电极时,有人与没人所产生的电容不同,故振荡电路 (OSCILLATING) 所测到的频率也不同,但此专利测量的是有人或没人,且电极只有一个,而本发明涉及的是电极与人体之间的电容变化,是人的生理变化,而不只是有人或没有人,本发明读取的是布料电极与人体长期互动下的生理信号,且在专利 US7135983 中只是使用单一电极且它的接地是虚地,则其结果是电容变化很小,因为人体寄生电容的关系,导致准确度与可靠度都不稳,而本发明则是用两电极与人体之间

构成回路,则人体的生理变化例如手动、呼吸、吞咽、咳嗽等都有非常明显的变化,同时不同的生理变化,其频率、电压或电流变化的特性也不同,故由频率、电压或电流变化的特性来判别人的生理变化,也就是说本发明测的是身体与电极之间的连续变化,且分析连续变化中的频率、电压或电流特性的改变,而不只是 ON(有人)或 OFF(没人)。

[0018] 由此可见,在上述引证的现有技术中,电压的振幅或频率信号变化并不是非常明显,为此,本发明对现有技术进行了改进,同时设计了一个振荡器以产生频率,并至少有一导电布与人体接触以形成电容。当人体产生生理变化时,电容值也随之改变,因此本发明可以侦测到共振频率的变化。其信号非常明显且容易判别。

[0019] 本发明可测得的生理信号是使用可穿戴式导电布料取得。特别是可侦测呼吸、吞咽、咳嗽、姿势、人体湿度与人体各部位受压力程度而可以产生可分辨的信号。尤其是当不同位置有电容传感器时,每个电容传感器的电容值都不相同,使得测到的电压、电流或频率范围都不相同,从而可以得到不同位置的生理信号。

[0020] 参考文件 1.M.Sergio, et al, A Textile-Based Capacitive Pressure Sensor, Sensor Letters, Volume 2, Number 2, June 2004, pp. 153-160 (8).

[0021] 参考文件 2.Tae-Ho Kang, et al, Sensors on Textile Substrate for Home-Based Healthcare Monitoring, Proceedings of the 1st Distributed Diagnosis and Home Healthcare (D2H2) Conference.

[0022] 参考文件 3.F.Di Francesco, D.Costanzo, P.Salvo, D.De Rossi Towards the measurement of sweat rate via wearable sensors,4th pHealth confence 2007.

[0023] 参考文件 4.J.Rekimoto, ET AL, Gesture and Gesture Pad:Unobstrusive Wearable International Devices, Proceedings of the 5th IEEE International Symposium on Wearable Computers2001.

[0024] 参考文件 5.Cliff Randell, et al, The Sensor Sleeve:Sensing Affective Gestures.Ninth International Symposium on Wearable Computers-Workshop on On-Body Sensing. October 2005.

[0025] 参考文件 6.J.Meyer, et al, Textile Pressure for Muscle Activity and Motion Detection, the 10th IEEE International Symposium on Wearable Computers, 2006.

[0026] 参考文件 7.Jingyuan Cheng,et al,Towards Wearable Capacitive Sensing of Physiological Parameters. 2nd Int. Conf. Pervasive Computing Tech. for Healthcare, 2008.

发明内容

[0027] 本发明的目的在于,克服现有的侦测人体的生理的方法及系统存在的缺陷,而提供一种新的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统,所要解决的技术问题是使其可用侦测人体生理机能的布料电容传感器来产生生理信号,并可应用于:体能训练、医疗、健身,保健、娱乐等,特别是用至少一布料,且至少一导电区设置于该布料,同时导电区与人体接触。人体与导电区两者之间形成一电容,在外界提供一信号的作用下会产生一共振频率、电压或电流,利用此共振频率、电压或电流可侦测人体生理参数,由于原先的技术

大多是观察电压的变化,其变化很小且都只观察一个位置或一个生理参数,而本发明则改成观察在压力、拉力或张力作用下,一个以上的身体位置有导电材料所产生的生理信号或一个以上的生理参数在一个位置,例如脖子,用电容传感器可同时测脖子转动或吞口水的频率、电压或电流的变化,其变化很大,而且穿戴者感觉非常舒服,无需很紧身的接触,非常适于实用。

[0028] 本发明的另一目的在于,提供一种新的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统,所要解决的技术问题是使其可以侦测人体的姿势,并且可用来侦测的姿势例如包含:头部运动、脚部运动或各关节的运动,而可以知道在姿势变化时,压力、拉力或张力的变化,从而更加适于实用。

[0029] 本发明的再一目的在于,提供一种新的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统,所要解决的技术问题是使其可以侦测人体的呼吸、吞咽、咳嗽或出汗,从而更加适于实用。

[0030] 本发明的还一目的在于,提供一种新的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统,所要解决的技术问题是使其可以侦测人体的位移、速度、加速度、角度、角速度、角加速度,从而更加适于实用。

[0031] 本发明的另外还一目的在于,提供一种新的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统,所要解决的技术问题是使其可以利用布料电容传感器来产生生理信号侦测人体的湿度、温度,从而更加适于实用。

[0032] 本发明的另外还一目的在于,提供一种新的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统,所要解决的技术问题是使其可以侦测人体不同位置的张力、扭力、拉力或压力,从而更加适于实用。

[0033] 本发明的目的及解决其技术问题是采用以下技术方案来实现的。依据本发明提出的一种利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其特征在于其包含至少一布料,至少一导电区是设置于该布料,及提供有一信号的电路,该导电布料与人体之间形成一电容,当人体与布料之间有压力、扭力、拉力或张力而使电容变化或人体与布料之间的介质常数改变使电容值产生变化时,该电路发出信号,系统接收导电布料与人体之间的电容值的变化,且该变化以频率、电压或电流变化来表现,并用频率、电压或电流变化的过程来分析人体的生理、姿势变化、人体与布料之间的介质变化或所受力量的信息中的至少一种信息。

[0034] 本发明的目的及解决其技术问题还可采用以下技术措施进一步实现。

[0035] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中在导电布料上包有一弹性材料,或者导电布料本身就含有弹性材料。

[0036] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中有一开关与导电布料连接或者开关本身就是电容传感器。

[0037] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中所述的开关可为按键开关,裂缝开关或多段开关。

[0038] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中不同的生理变化、姿势或力量可测得到不一样的频率、电压或电流变化曲线。

[0039] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中所述的电路可使用555IC的多谐振荡器,运算放大器所做无稳态的震荡电路,施密特触发器,互补金属氧化物

半导体组成或晶体管组成的无稳态多谐振荡器。

[0040] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中所述的导电布料至少有两个,其中一个为参考导电区,该参考导电区接地。

[0041] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中所述的参考导电区与人体身体接触。

[0042] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中所述的参考导电区是在衣服、裤子、床单、帽子、袜子、手套或袖口上缝一导电布料。

[0043] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,可在用来侦测姿势变化的同时可测其它生理信息如心跳、呼吸、湿度。

[0044] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中所述的导电布料与人体之间没有直接接触,例如隔一层布。

[0045] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,可用来侦测不同位置的生理变化,例如姿势变化、呼吸、吞咽、咳嗽。

[0046] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,可用于定位也就是说可以知道在身体哪个位置产生生理或姿势信号。

[0047] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,是在一设定的临界压力下才能启动侦测。

[0048] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,该系统的导电区同时当作生理信号传感器,即电极可用来侦测心跳、呼吸、脑波、肌电图、心电图。

[0049] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,更包含另一传感器,设计在布料上。

[0050] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其中所述的导电布料是设计在随身衣物,例如:衣服、帽子、口罩、袜子、鞋子、床单、手套、方向盘、拐杖、桌布、地毯或义肢上。

[0051] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,可用于侦测汗湿、伤口、流汗,涂药、抹粉化妆导致的介电常数的改变,由于介电常数改变则侦测的共振频率也不相同。

[0052] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,通过布料电容传感器可侦测关节的角度、角速度、角加速度。

[0053] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,通过布料电容传感器可侦测人的位置、速度、加速度或行走的距离。

[0054] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,通过布料电容传感器可侦测到人体不同部位的拉力、张力或压力。

[0055] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,通过布料电容传感器同时可侦测到人体的位移。

[0056] 本发明的目的及解决其技术问题还采用以下技术方案来实现。依据本发明提出的一种利用布料电容传感器来产生生理信号的方法。其特征在于其包含至少一布料,至少一导电区是设置于该布料,及提供有一信号的电路用来发出信号,利用该导电布料与人体之间形成一电容,当人体与布料之间有压力、拉力或张力而使电容变化或人体与布料之间的

介质常数改变使电容值产生变化时,该电路发出信号,通过接收导电布料与人体两者之间电容值的变化,且此变化由频率、电压或电流变化来表现,藉由此频率、电压或电流变化的过程可用来分析人体的生理、姿势变化、人体与布料之间的介质变化或所受力量的信息中的至少一种信息。

[0057] 本发明的目的及解决其技术问题还可采用以下技术措施进一步实现。

[0058] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中在导电布料上包有一弹性材料,或者导电布料本身就含有弹性材料。

[0059] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中更包含一开关与导电布料连接或者开关本身就是电容传感器。

[0060] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中所述的开关可为按键开关,裂缝开关或多段开关。

[0061] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中所述的开关可为模拟开关或数字开关。

[0062] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中所述的电路可使用555IC的多谐振荡器,运算放大器所做无稳态的震荡电路,施密特触发器,互补金属氧化物半导体组成或晶体管组成的无稳态多谐振荡器。

[0063] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中所述的导电布料至少有两个,其中一个为参考导电区,该参考导电区接地。

[0064] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中所述的参考导电区与人体身体接触。

[0065] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中所述的参考导电区是在衣服、裤子、床单、帽子、袜子、手套或袖口上缝一导电布料。

[0066] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,在用来侦测姿势变化的同时可测其它生理信息如心跳、呼吸、湿度。

[0067] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中所述的导电布料与人体之间没有直接接触,例如隔一层布。

[0068] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,可用来侦测不同位置的生理变化,例如姿势变化、呼吸、吞咽、咳嗽、湿度。

[0069] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,可用于定位也就是说可以知道在身体哪个位置产生生理信号。

[0070] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,是在一设定的临界压力下才能启动侦测。

[0071] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,该方法的导电区同时当作生理信号传感器,即电极。

[0072] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,更包含另一传感器,是设计在与人体接触的布料上。

[0073] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中所述的导电布料是设计在衣服、帽子、袜子、鞋子、床单、手套、方向盘、拐杖、桌布、地毯或义肢上。

[0074] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,可用于侦测汗湿、伤口、流

汗,涂药、抹粉化妆导致的介电常数的改变,由于介电常数改变则侦测的共振频率也不相同。

[0075] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过布料电容传感器可侦测关节的角度、角速度、角加速度。

[0076] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过布料电容传感器可侦测人的位置、速度、加速度或行走的距离。

[0077] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过布料电容传感器可侦测到人体不同部位的拉力、张力或压力。

[0078] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过布料电容传感器同时可侦测到人体的生理信息。

[0079] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过两脚的传感器产生的信号变化可侦测到人体的步态稳定度。

[0080] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过布料电容传感器可对人体进行步态分析。

[0081] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过布料电容传感器可侦测到人体的睡眠活动图 (actigraph)。

[0082] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过布料电容传感器可判断人体的跌倒。

[0083] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过重心变化、重心速度或重心加速度来测步态稳定度。

[0084] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过布料电容传感器测得的不同生理状态可测得不一样的频率、电压或电流变化曲线。

[0085] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,通过布料电容传感器可侦测到人体不同部位的位移。

[0086] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中所述的导电布料的结构像魔鬼毡。

[0087] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中该方法通过布料电容传感器串联或并联一电阻 R, 电容 C 或电感 L, 来改变其频率、电压或电流的信号范围。

[0088] 前述的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法,其中该方法通过布料电容传感器串联或并联开关。

[0089] 本发明与现有技术相比具有明显的优点和有益效果。借由上述技术方案,本发明利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统至少具有下列优点及有益效果:

[0090] 由于原先的技术大多是观察电压的变化,其变化很小且只读单一参数或单一位置,而本发明则改成在压力、张力、拉力或扭力作用下观察频率、电压或电流的变化,由于不同位置或相同位置的不同生理参数变化很大,所以在使用本发明时,穿戴者无需很紧身的接触,会感觉非常舒服。

[0091] 综上所述,本发明是有关于一种利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统。该系统是用布料电极与人体接触两者之间形成一电容,在外界提供一信号的作用下,当人体与布料之间有压力、张力、拉力或扭力而使电容变化或人体与布料之间的介质常数

改变使电容值产生变化时,会侦测到电容的变化,该电容的变化是以频率、电压或电流来显示,故会产生一频率、电压或电流变化,利用此共振频率、电压或电流的变化来反应人体的生理参数,例如姿势、吞咽、咳嗽、呼吸、流汗,甚至心跳等。本发明在技术上有显著的进步,并具有明显的积极效果,诚为一新颖、进步、实用的新设计。

[0092] 上述说明仅是本发明技术方案的概述,为了能够更清楚了解本发明的技术手段,而可依照说明书的内容予以实施,并且为了让本发明的上述和其他目的、特征和优点能够更明显易懂,以下特举较佳实施例,并配合附图,详细说明如下。

附图说明

- [0093] 图 1 是本发明的架构示意图。
- [0094] 图 2 是本发明的测量原理及共振频率的示意图。
- [0095] 图 3 是本发明的充电 - 放电过程和对应输出的示意图。
- [0096] 图 4 是本发明的电容传感器等效电路的示意图。
- [0097] 图 5 是本发明的电桥测量电路的示意图。
- [0098] 图 6 是本发明的运算放大器测量电路的示意图。
- [0099] 图 7 是本发明的二极管双 T 形电路的示意图。
- [0100] 图 8 是本发明的调频式测量电路的原理框图。
- [0101] 图 9 是本发明的 OPA 做无稳态的振荡电路的示意图。
- [0102] 图 10 是本发明的施密特触发器组成无稳态多谐振荡器的示意图。
- [0103] 图 11 是本发明的 CMOS 组成无稳态多谐振荡器的示意图。
- [0104] 图 12 是本发明的晶体管组成无稳态多谐振荡器的示意图。
- [0105] 图 13 是本发明的单一电极银纤维布电极实作的示意图。
- [0106] 图 14 是本发明的二个电极与皮肤接触,一个是传统电极的示意图。
- [0107] 图 15 是本发明的短纤不锈钢布料与传统电极(接地)重量改变时频率的变化的示意图。
- [0108] 图 16 是本发明的二个布料电极与皮肤接触的示意图。
- [0109] 图 17A 至图 17B 是本发明的银纤维布料接地,分别与短纤不锈钢布料、银纤维的重量 - 频率的变化的示意图。
- [0110] 图 18 是本发明的频率变动示意图。
- [0111] 图 19 是本发明的吞咽时频率与时间的变化的示意图。
- [0112] 图 20 是本发明的咳嗽时频率与时间的变化的示意图。
- [0113] 图 21 是本发明的呼吸时频率与时间的变化的示意图。
- [0114] 图 22 是本发明的脚踏重量改变时频率变化的示意图。
- [0115] 图 23A 至图 23D 是本发明的两种不同按键的示意图。
- [0116] 图 24A 至图 24B 是本发明的按键加海棉且有电极在海棉上面的示意图。
- [0117] 图 24C 至图 24D 是本发明的布料电容传感器串联或并联按键的电路图。
- [0118] 图 24E 至图 24I 是本发明的五种不同按键的示意图。
- [0119] 图 25A 至图 25B 是本发明的水平及垂直位移器的示意图。
- [0120] 图 26A 至图 26B 是本发明的魔鬼毡当作开关结构的示意图。

[0121] 图 27 是本发明的魔鬼粘与棉布缝上不锈钢线,重量与频率的变化示意图。

具体实施方式

[0122] 为更进一步阐述本发明为达成预定发明目的所采取的技术手段及功效,以下结合附图及较佳实施例,对依据本发明提出的利用布料电容传感器来产生生理信号的方法及系统其具体实施方式、结构、方法、步骤、特征及其功效,详细说明如后。

[0123] 有关本发明的前述及其他技术内容、特点及功效,在以下配合参考图式的较佳实施例的详细说明中将可清楚呈现。通过具体实施方式的说明,当可对本发明为达成预定目的所采取的技术手段及功效获得一更加深入且具体的了解,然而所附图式仅是提供参考与说明之用,并非用来对本发明加以限制。

[0124] 本发明的技术已投稿于 IEEE EMBC 2010 题目 Capacitive textile sensor detecting physiological signal by resonance frequency。同时这一技术可用于利用织品传感器的人体监控系统,使得衣物上的各种传感器同时串联或并联本发明的电容传感器,使所得的信息不只是生理信号,同时也可以得到人体不同部位在外力、压力、张力、重力或拉力下的模拟信号,例如湿度、压力、呼吸等,使步态分析或心跳、呼吸、心电图、体温等生理参数的信号更为精准。

[0125] 本发明测量的原理是形成一个理想的电容,该电容是由两个导电板所组成,并由一个电介质以让这两个导电板彼此分离且绝缘。其电容 (C) 被定义为电荷 (Q) 比电压 (V)。其电容值取决于导电板的区域、两者间的距离、以及电介质的材料。

[0126] 人体可被视为一个导体。当导电布料接触到人体表面即在皮肤与布料电极之间产生一电容。因此当身体状态改变时导致与导电布料之间的重力、压力、张力 (tension) 或扭力 (strain) 也随之变化,因而身体与导电布料之间的电容值也发生改变,也就是说生理产生变化时导致电容值产生了可侦测到的变化。本发明使用导电布料去接触皮肤并且当施压于导电布料时,也就是说电容会产生变化。我们设计一振荡器以产生信号,当有生理变化,即使人体与布料之间有压力,重力、扭力或拉力,且产生改变时,电容值也随之改变,因此我们也可以侦测到共振频率、电压或电流的变化,它可以用来侦测生理参数或姿势变化。

[0127] 我们设计的一振荡器产生信号,当生理或压力改变时,则电容也一样被改变,因此我们可以测出共振频率、电压或电流的变动,这可以被用于区别皮肤和布料电极之间的电容或所受到的外部力量。整个系统结构如图 1 所示,其中可变电容 C 为人体的电容变化,另外频率解调器也可以改成测量电容的电压或电流的电路来代替,因为频率变化最大可侦测的范围为 $2\pi f$,例如 50KHz 的其共振频率,其锁频范围最多到 12.5KHz 左右,故频率变化范围大的时候,只好用分段锁频,或是直接计算 (count) 其频率了。同时经信号处理来分析结果。

[0128] 本发明的系统结构显示在图 2 中。其中使用 555IC 构成一个稳定的多谐振荡器电路,外在电路包括 R1、R2、Cv 及消除噪声的旁路电容 C2,电源初接上时,电容器 Cv 并没有充电,此时 555 的第 3 脚输出为高电压,电容 Cv 经 R1、R2 充电,当充电到 $2/3V_{cc}$ 时,555 的第 6 脚被触发动作,使得输出脚第 3 脚转成低电位 (0V),此时电容 Cv 势必经 R2 放电 (因第 3 脚输出为“Low”可视之为接地),当 Cv 放电到 $1/3V_{cc}$ 时,第 2 脚被触发使输出脚第 3 脚又再转成高电位,如此周而复始的振荡。其中 C2 为旁路电容,对控制而言是不太必要的,其作

用是免除外界噪声从此脚输入至 555 造成 555 发生错误,其中 C_v 的充放电过程及对应的输出,如图 3 所示。

[0129] 以人的皮肤和布料电极形成一个电容器 C_1 ,电容器的变异将改变电容量,因此我们使用这个特点替换稳定的多谐振荡器电路的 C_v 。因为易穿脱的布料电极和皮肤在接触压力上的物理变化与易变的电容器 C_v 是相等效力的。

[0130] 在外部力量下皮肤和布料传感器之间的电容将会改变。即电容器 C_1 在压力下是易变的。易变的电容器通过一稳定的多谐振荡器电路达到平衡 (1.1),但可存在不同的频率,而这变动的频率应该是我们想要的。同时,流经身体的一般电流大约是 $165 \mu A$ (R_1 和 R_2 是 $10K \Omega$, V_{cc} 为 3.3 伏特)

[0131] 振荡频率

$$[0132] \quad f = \frac{1}{T} = \frac{1.4}{(R_1 + 2R_2) C_1} \quad (1.1)$$

[0133] 电容传感器的等效电路,如图 4 所示,其中的电容 C 就是量得的人体在不同的情况下,至少有一布料,布料上至少有一导电区与人体接触在受到外力、压力、拉力、张力或重力下可得到生理参数、姿势等的电容变化, R 是电路上的电阻, L 是电路上的电感,故可以在布料上缝上不同的 R 、 L ,就可以得到不同的信号值。

[0134] 以下为可量测电路的举例,除了 555IC 外,还可以使用电桥电路,如图 5 所示, C_{r1} 与 C_{r2} 为两个电容,可设在身体的两个位置,例如脚尖与脚跟,则在走路时脚尖与脚跟的步态变化可由输出电压 (U_{sc})、电流或频率的变化来显示,当然我们也可以将 C_{r1} 作为固定电容,只有 C_{r2} 用作量测人体在外力、压力、拉力或张力下的生理信号。

[0135] 另一种电容传感器的测量电路为运算放大器电路,如图 6 所示,其中 U 为输入电压, U_{sc} 为输出电压, I 为输入电流, I_x 为回馈电流, C_x 为传感器, C_0 为固定电容。

[0136] 当运算放大器输入阻抗很高、增益很大时,可认为运算放大器输入电流为零,根据克希霍夫定律:

$$[0137] \quad \dot{U}_0 = -\dot{U}_i \frac{C_0}{C_x}$$

[0138] 故在压力、张力、或扭力不同时,电容值 C_x 也随之不同,导致输出电压也不一样,当然我们也可将 C_x 、 C_0 都作为身体不同位置的电容值,或是将 C_x 固定而将 C_0 为侦测人体信号的电容。

[0139] 若将传感器当作是一平行板电容,则: $C_x = \frac{\epsilon S}{d}$,其中 S 为导电布料的面积, ϵ 则为导电布料与人体之间的介电常数, d 为人体与布料板之间的距离。

[0140] 可见运算放大器的输出电压与电极和人体之间距离 d 成正比,当然我们也可将 C_0 作为另一导电布料与人体的电容值,而非固定值来看这两点随时间的变化。

[0141] 另一个电路为二极管双 T 形电路,如图 7 所示, U_E 为输入电压, D_1 、 D_2 为二极管, R_L 为负载电阻,则正半周时,二极管 D_1 导通、 D_2 截止,电容 C_1 被以极短的时间充电至 U_E ,电容 C_2 的电压初始值为 U_E ,电源经 R_1 以 i_{c1} 向 R_L 供电,而电容 C_2 经 R_2 、 R_L 放电,流过 R_L 的放电电

流为 i_{C_2} , 流过 R_L 的总电流 i_L 为 i_{C_1} 和 i_{C_2} 的代数和。

[0142] 电容 C_1 上的平均电流为：

$$[0143] \quad I_{C_1} = \frac{1}{T} \frac{R+2R_L}{R+R_L} U_E C_1$$

[0144] 故在负载 R_L 上产生的电压为：

$$[0145] \quad U_0 = \frac{RR_L}{R+R_L} (I_1 - I_2) = \frac{RR_L(R+2R_L)}{(R+R_L)^2} \frac{U_E}{T} (C_1 - C_2)$$

[0146] 当 R_L 已知时, $\frac{RR_L(R+2R_L)}{(R+R_L)^2}$ 为常数, 设为 K , 则

$$[0147] \quad U_0 \approx K \cdot f \cdot U_E \cdot (C_1 - C_2)$$

[0148] 输出电压不仅与电源电压的频率和幅值有关, 而且与电容 C_1 和 C_2 的差值有关。当电源电压确定后, 输出电压只是电容 C_1 和 C_2 的函数。故我们可固定一电容, 来测得另一个身体的电容变化或测得身体两电容的变化, 另外也可用差动脉宽调制电路, 其结果相同。

[0149] 我们也可用调频电路, 如图 8 所示, 则 $f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$ 且 $C = C_1 + C_0 + C_c$ (C_1 : 振荡回路固有电容, C_0 : 传感器电容, C_c : 引线分布电容) 则可因 C_0 的变化而测得频率 f 的变化。

[0150] 无稳态多谐振荡器不需要外加触发信号就能发生振荡, 属于自激式多谐振荡器。以上是用 555IC 所做的多谐振荡器, 我们也可以用运算放大器 (Operational Amplifier, OPA) 做无稳态的振荡电路 (如图 9 所示), 它的频率 $F = 1/2RC \ln(1+2R_2/R_1)$, 在不同位置的身体上, 例如在胸部与腹部各有一放大器, 且其 R_1 , R_2 或 R 的值不同, 就可以使相同的电容变化也产生不同的频率响应结果, 也就是说在布料上有不同的电阻就可产生不同的输出电压、电流或频率值。在此, 我们可以在布料上以不同的 R_1 , R_2 值就可以测得不同的共振频率, 也就是说在不同的身体位置, 例如脚尖及脚跟所配对的 R_1 与 R_2 值不同, 则其共振频率的值就不同了, 纵使此时电容值 C 的变化是相同的, 故其可用于步态分析, 同样的道理也可用在其它生理信号的监测上。另外也可以用施密特触发器组成 (如图 10 所示) 或 CMOS 组成 (如图 11 所示) 或晶体管组成无稳态多谐振荡器 (如图 12 所示), 在图 12 中有 2 个电容 C_1 和 C_2 , 其分别表示脚尖与脚跟处的电容传感器, 则可由频率变化来表现脚尖与脚跟 in 步态分析时的变化。

[0151] 我们用的布料电容传感器其导电区的材料可为导电材料, 例如: 导电纱 (不锈钢纱、银纱等)、导电线 (不锈钢线、铜线等), 导电片 (不锈钢片、镍、铬金属片等), 或其它导电材料, 例如: 导电硅胶、石墨、导电多分子材料。藉由不同的方式设置于布料, 例如:

[0152] 1. 藉由将非导电纤维及导电纤维藉由一纺织工艺 (Textile process) 共同纺织而成, 该纺织工艺是针织 (knitting)、平织 (weaving)、梭织 (tattting)、刺绣 (embroidering) 或其它适当工艺;

[0153] 2. 藉由将导电金属片嵌入、粘结或缝入该布料而形成;

[0154] 3. 藉由将导电细线缝入该布料而形成;

[0155] 4. 在该布料上涂布或贴覆导电物质而形成;

[0156] 5. 藉由将导电布料粘贴或缝合于布料而形成。

[0157] 前述的非导电纤维例如可采用但不限于棉、麻、尼龙等,而该导电纤维可采用但不限于多分子导电纤维或是导电金属纤维,也可由不锈钢纤维与非导电纤维混纺而成,或是在绝缘纤维上涂布或渗入导电物质而形成,该导电材料占该导电区的比例可为1%至100%。

[0158] 以下实施例先以555IC(图2)为例进行说明。

[0159] 实施例一

[0160] 利用单一银纤维布与手部皮肤接触,可读出频率的移动,如表1-1和1-2所示。

[0161] 表1-1:单一导电区测试

	银纤维海绵		不锈钢导电布		KHz
	无碰触	1Kg	5Kg	10Kg	
测试者A	110	70	75	70	KHz
测试者B	110	75	75	70	

[0163] 表1-2:单一导电区测试

[0164]

	银纤维布电极			KHz
	轻轻碰触	20Kg	30Kg	
测试者A	85.65	84	81.15	KHz
测试者B	70.03	70.57	73.45	

[0165] 由表1-1和1-2的结果,我们可以解释如图13所示的这个模型,在正常情况下人体皮肤的阻抗约500~1000欧姆,故把人体当成良导体,因此,频率的变动只代表在导电区布料和皮肤之间的电容变动,但是由于身体本身也有一个等效的寄生电容C3,其电容(C3)值是比在皮肤和导电区布料之间的电容C1的电容值还要低。由于我们测出的等效电容Ceq是C1和C3串联,其值为:

[0166]

$$C_{eq} \cong \frac{C1C3}{C1 + C3}$$

[0167] 期间C3很小,故总值约为C1因此频率变动在压力的变化下是不明显的。如表1-1,若是银纤维布包上海棉,在没有外力时也就是没有接触到皮肤时,其频率为110KHz,1公斤的压力下,皮肤与银纤维包海绵之间的频率为70KHz,若是改成不锈钢导电布取代银纤维包海绵,则在5Kg重的外力下,测得频率为75KHz,而在10公斤重以下频率则为70KHz,此不锈钢导电布料的组成是使接触皮肤面的为棉布,不与皮肤接触的那一面布料则是在棉布上缝有不锈钢纤维。也就是说,皮肤与导电区没有直接接触而是之间隔着一层布。

[0168] 如表1-2所示:测试者A在轻轻碰触的85KHz,20Kg的力道下所测到的值是84KHz,而在85KHz,30Kg的力道下所测到的值是81KHz,故在外力变化下频率值变动是不明显的。同时不同人的结果不同,有人是随压力而所得值增加,但有人却是压力越大所得而信号值越小。

[0169] 实施例二

[0170] 利用二个导电区与双手皮肤接触,一只手是导电区布料,另一只手是传统电极当作导电区布料,而传统电极连接到电路的地 (ground)。

[0171] 其数据如表 2-1,表 2-2 所示。表 2-1,是单独使用一个银纤维布料的结果,表 2-2 是使用银纤维布料包海棉做电极的结果,这个数据的模型如图 14 所示,因为一只手与传统电极相接触,而在传统电极与人体之间的电容几乎等于 0。故传统电极与人体之间的电容会导致寄生电容 C3 相对的短路,使得整个系统的等效电容 C_{eq} 约等于 C1。

[0172] 实际操作的数据如下,在表 2-1 中,当银纤维布料是轻轻碰触电极时,频率是 1.534KHz ;当银纤维布料用 20Kg 施压时,频率是 978Hz。当银纤维布料用 30kg 施压时,频率是 976Hz。

[0173] 在表 2-2 中是以银纤维布料包海棉当电极,当轻轻碰触时,频率是 1.24KHz ;当电极用 20kg 施压时,频率是 0.69KHz。当电极用 30kg 施压时,频率是 0.68KHz。由此结果可知包有海棉的导电布料效果会更好,同时包有海棉的银纤维导电布料在外力的施力下产生的频率响应非常显著。一般良导体的导电布料在潮湿的状态下接地时,也会得到相同的结果。

[0174] 表 2-1

	银纤维布料			KHz
	轻轻碰触	20Kg	30Kg	
测试者A	1.53	0.98	0.98	KHz
测试者B	1.45	0.85	0.83	

[0176] 表 2-2

	银纤维布料			KHz
	轻轻碰触	20Kg	30Kg	
测试者A	1.24	0.69	0.68	KHz
测试者B	1.15	0.42	0.38	

[0178] 表 2-3

	短纤不锈钢布料							KHz
	轻轻碰触	5Kg	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	
测试者 A	110	83	73	60	53	48	45	KHz
测试者 B	110	44	34	26	21	18	17	

[0180] 如表 2-3 所示,若是将银纤维布料改为短纤不锈钢布料,则在 5 公斤重时频率为 83KHz,10 公斤重时频率为 73KHz,20 公斤重时频率为 60KHz,30 公斤重时频率为 53KHz,40 公斤重时频率为 48KHz,50 公斤重时频率为 45KHz,由此可知银纤维布比不锈钢短纤布与人体之间的电容值大,故频率反应曲线,如图 15 所示,在外力增加下很快就没有变化。短纤不锈钢布料由不导电布料上缝有导电纤维组成,例如与人体接触的部分是棉布,而其上缝有短纤不锈钢纤维 (5%的不锈钢纤维),与人体不接触的棉布则是缝上长纤不锈钢纤维。

[0181] 实施例三

[0182] 利用二个导电区布料与双手皮肤接触,一个导电区布料是银纤维布料 ;另一个导

电区布料是银纤维布料包海棉。其结果与表 2-1,表 2-2 的结果是相似的,但是放入海绵电极则效果更好。在这两种情况之间的频率变动是非常明显的。

[0183] 我们的数据如表 3-1、表 3-2 及表 3-3 所示。表 3-1 是使用二个银纤维布料。表 3-2 是使用一个银纤维布料;另一个使用银纤维布料包海棉。表 3-3 是使用二个银纤维布料包海棉。这个数据的模型如图 16 所示,因为二个导电区布料当电极与皮肤接触产生 C1、C2 二个电容。故整个系统有 C1、C2 及人体寄生电容 C3,所以,其等效电容 Ceq 约等于:

[0184]

$$C_{eq} \cong \frac{C1(C2 \parallel C3)}{C1 + (C2 \parallel C3)}$$

[0185] 实际操作的数据如下,在表 3-1 中,是使用二个银纤维布料,当电极是被轻轻碰触时,频率是 11KHz;当电极用 20Kg 施压时,频率是 5.6KHz。当电极用 30kg 施压时,频率是 5.2KHz。

[0186] 在表 3-3 中是银纤维布料包海棉当电极,当轻轻碰触时,频率是 110KHz;当电极用 20kg 施压时,频率是 3.6KHz。当电极用 30kg 施压时,频率是 3.3KHz,以上的施力都为信号端,接地端不施力。由此结果可知包有海棉的导电布效果会比没包海棉的导电布好,这个弹性材料可以是海棉、橡胶、弹片、弹簧、硅胶等。这表示导电材料本身的弹性不同或是包有不同弹性材料时,在相同压力、拉力或扭力下会导致不同的电容值,导致不同的频率、电压或电流响应。如表 3-4 和表 3-5 所示:当电极也就是接地端是不锈钢纤维布且缝在袜子开口处,没有施力情况下在袜子的脚跟处缝上短纤不锈钢布料,测试者 A 在 5kg 重时频率为 50KHz,在 10 公斤重时频率为 22KHz,在 20 公斤重下频率为 12KHz,在 30 公斤下频率为 10KHz,在 40 公斤下频率为 7.5KHz,在 50 公斤下频率为 6KHz。若是银纤维缝在后脚跟处,则 5 公斤压力下频率为 5KHz,10 公斤压力下频率为 3KHz,20 公斤压力下频率为 2.1KHz,30 公斤以上频率都是 1.7KHz,频率变化如图 17A 及图 17B 所示,由曲线中可以看出银纤维布与人体的电容值在外力下很敏感,很快就没反应,故要加一海绵等有弹性的材料来使外力、压力、拉力或张力的变化能感测出来。

[0187] 另外,接地的电极若是用银纤维或 100%的导电纤维等良导体时,则输出电容信号变化在施力于接地端电极下不明显,而是施力在连接信号线的那一端的导电区布料当电极才会有明显变化,如表 3-6 所示。尤其是信号线端不采用良导体时更明显,例如短纤不锈钢导电布或是布料上平均分布低比例导电材料,如 5%的良导体,如不锈钢纤维,缝在一般的不导电布上。

[0188] 表 3-1

	银纤维布料			KHz
	轻轻碰触	20Kg	30Kg	
测试者A	11	5.6	5.2	
测试者B	11	5.6	4.3	

[0189]

[0190] 表 3-2

[0191]

	银纤维布料			KHz
	轻轻碰触	20Kg	30Kg	
测试者A	11	7.2	5.5	
测试者B	11	5.4	4.3	

[0192] 表 3-3

[0193]

	银纤维布料			KHz
	轻轻碰触	20Kg	30Kg	
测试者A	11	3.6	3.3	
测试者B	11	3.2	3.1	

[0194] 表 3-4

[0195]

	短纤不锈钢布料							KHz
	轻轻碰触	5Kg	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	
测试者 A	110	50	22	12	10	7.5	6	
测试者 B	110	20	15	8	7	5	4	

[0196] 表 3-5

[0197]

	银纤维布料							KHz
	轻轻碰触	5Kg	10Kg	20Kg	30Kg	40Kg	50Kg	
测试者 A	110	5	3	2.1	1.7	1.7	1.7	
测试者 B	110	1.76	1.4	1.2	1.16	1.16	1.16	

[0198] 表 3-6

[0199]

	都不受力	只压接地端	只压信号端	都压	KHz
银纤维	110	110	6	1.5	
短纤不锈钢导电布	110	110	9	8	

[0200] 实施例四

[0201] 我们将一个导电区的银纤维导电布没包海棉,缝在手腕部位的袖口上绕一圈,当做参考点(即电路的 ground);用多个银纤维布包海棉当导电区,置于身体其它部位来测量生理变化信号,生理现象的主要测量包括呼吸,测量位置标示为 C 在腹部;吞咽及咳嗽测量位置标示为 A 在颈部;姿势变化,测量的位置为位置 A(颈部),位置 B(手肘),位置 D(脚),如图 18 所示。

[0202] A 表示缝于喉咙的导电区布料。B 表示安置于手肘的导电区布料。C 表示放置于腹

部的导电区布料。D 表示放置于袜子或鞋子的导电区布料。

[0203] 将 A 电极缝置于喉咙来量测吞咽,咳嗽,所造成的频率变化。

[0204] 在吞咽时,在唾液从口腔到喉咙这段时间频率平缓的变高,从 24 到 32KHz。然而当唾液一进入喉咙中时,频率立刻剧烈的拉高到 42KHz,这个最大值刚好发生在唾液在喉头时,吞咽完毕后频率又变回原本的 24KHz,整个完成时间约 2 秒,如图 19 所示。每一个人的吞咽过程都有相同的特性,也就是说他从还没吞咽时的基本频率,然后开始缓慢地拉高到某一个频率,接着瞬间很快地会有一个频率变化,然后又回复到原来的基本频率附近。在咳嗽时,原先当测试者未咳嗽时他的基本频率为 75KHz,当测试者咳嗽时频率立刻改变至 82KHz;在动作结束后频率立即回到 75KHz 左右。整个过程完成时间约 1 秒。这个过程频率变化所经的时间比较短暂,且变化非常明显。但它的整个过程都在基本频率做跳动,如图 20 所示。

[0205] 由这两个时序图发现,吞咽时,频率会先缓缓增加,当吞下时频率会瞬间拉高后返回到原本的频率附近,这个变化的时间就是吞咽所花的时间;但咳嗽是瞬间频率变化且变化都是在原本频率附近做变化,同时变化所需的时间很短,这个时间即是咳嗽所花的时间,所以我们便可以利用此时序不同来分辨吞咽及咳嗽。

[0206] 有一电极放置于脖子后面,当测试者挺直脖子时,其基本共振频率是 56KHz;当向后仰 30° 时,其共振频率变成 51KHz,当向后仰约 60° 时,其共振频率为 49KHz,此后又将脖子挺直其频率也回复到 56KHz;在导电区放置于脖子前面时,当测试者向下低头 25° 时,共振频率变成 52KHz,当脖子又挺直后频率也变回 56KHz。变动的过程是平顺的。我们可以利用此频率变化来判断脖子的运动情形,例如:脖子是往前弯还是向后弯,弯的角度是多少,要花多少时间,这样就可以算出角速度,更进一步的同理也可以算出不同次的头部弯曲之间的角加速度。导电区放置于脖子同时可分辨吞咽、咳嗽、说话及判断脖子的运动情形。

[0207] 将导电区布料 B 设置于手肘来量测手肘运动,另一导电区是缝在腹部的衣服上绕成一圈,且没有弹性材料包覆,以当作参考导电区,也就是要接地,我们所量测的频率变化如下:

[0208] 当手肘伸直时,所量测频率为 120KHz 左右。当手肘向内弯曲至 30 度时频率开始变化,此时量测频率为 102KHz,手肘弯曲 90 度时频率为 75KHz,如表 4-1 所示。由此信号可以得知手肘运动的情况,在这一过程中频率变化与手肘弯曲角度呈正相关,故我们可以利用这个特性来预估手肘的弯曲角度,进一步可得到角速度,及角加速度。同理可用于身体其它关节的弯曲或伸长。例如手套,在手套内的手食指处缝有另一导电布,其结果如表 4-2 所示,可见食指没弯时频率为 110KHz,其为刚接触的频率,手指弯成 150 度时频率为 44KHz,弯成 120 度时频率为 37KHz,弯成 90 度时频率为 23KHz,当手指全弯时频率为 9KHz,故可利用手套受到手指动作不同时所产生的张力(拉力)不同导致频率反应的不同,因此可测得手指的弯曲变化及其参数如角度、角速度、角加速度。接地的导电布可改缝在手套开口处其结果相同。

[0209] 表 4-1

	角度					
[0210]	0°	30°	45°	90°	135°	KHz
频率	120	102	90	75	67	

[0211] 表 4-2

	角度					
[0212]	0°	30°	60°	90°	全弯	KHz
频率	110	44	37	23	9	

[0213] 将导电区布料 C 设置于腹部来量测呼吸,所造成的频率变化如下:其中参考导电区是缝在腋下部位的衣服上。

[0214] 当无任何动作时,所量测频率为 120KHz。当“吸气”到最顶端时,也就是吸饱气时,所量测的频率约为 110KHz,时间约为 1 秒;当“呼气”到底时,所量测的频率约为 120KHz,时间约为 1.5 秒,这个过程基本上是有规律性的,不断重复的且当呼吸变深时它的最高频率也就会更往下移,例如在这个例子就低于 110KHz,接着又回复到原来基本的频率 120KHz 左右,因此可以量测到吸气时间,吐气时间,呼吸频率及呼吸深度。如图 21 所示。

[0215] 将导电区布料 D 设置于脚部来量测踏步,参考导电区是设置在袜子的最上方附近,其所造成频率变化说明如下:

[0216] 当测试者轻轻碰到脚跟导电区,共振频率是 120KHz,当他开始踏在电极上时,频率开始减少,最小的频率是 32KHz,这时脚上施力为 7kg。再往后所增加的重量变化引起的频率变化就不大了,在脚开始慢慢离开导电区的过程中,这个共振频率又由 32KHz 回到 120KHz。重复性很高,也就是说当这个人在行走时,脚踏下时瞬间基本频率会很快的降低,当脚抬起时又会回复到基本频率左右,故我们可以知道这个人脚到底踏几步。若是导电布在袜子的脚跟部位,且脚悬空没着地时,当脚向下弯,则频率为 110KHz,而当脚水平放时频率为 97KHz,当脚向上提时频率为 22KHz,由此可利用袜子受脚向上或向下动作所产生的张力变化等效的产生频率变化,故可由频率来量测脚的动作变化。同时另一导电布缝在袜子的脚尖处,当脚向下弯时频率为 110KHz,此时袜子张力最小,当脚平放时频率为 87KHz,当脚尖向上提时频率为 18KHz,此时袜子的张力最大,如表 4-3 所示。由上述可知,无论袜子的脚尖还是脚跟处缝有导电布,则利用脚底的动作所导致袜子张力改变的同时频率也随之改变,故频率值可反推脚的动作。同时若在脚趾及脚跟都有导电区布料,则因为袜子的长度已知,袜子上的前后布料电容传感器在行走时的信号也可得知,我们这样就可以知道脚踩的速度及左右两脚变化时的加速度,同时在这一个行走时间所走的距离也可以知道,因为距离 S 等于速度乘时间加上 $1/2$ 加速度乘时间的平方,或是在速度与时间的坐标下测出位移变化“ S ”。故在袜子或鞋上设有电容传感器即可测得步态分析的信号,若是在膝部及其它部位如手部、臀部、手肘有布料电容传感器则测量更为精确,同时可得知每一步脚底的压力或这个人在行走时重心的变化。

[0217] 表 4-3

	动作			KHz
	向下弯	平放	向上提	
[0218] 脚跟	100	97	22	KHz
脚尖	112	87	18	

[0219] 重心 (Center of Mass) 分析,即一个人的行走步态稳定度分析,是由两脚传感器产生的时序图来进行分析,通过两脚传感器产生的分析信号的变化可观察一个人的行走的重心变化、重心速度、重心加速度,故可得知使用者的步态稳定度。

[0220] 如图 22 所示。因为脚踏时间变化很快,所以我们可以利用脚踏造成频率变化的周期来判断测试者是在行走还是在跑步。故我们可以利用传感器对这个人进行步态分析及判断跌倒,即布料电容传感器可作跌倒侦测。

[0221] 由于衣物有一个以上电容传感器,例如在衣服的前、后、左、右设有电容传感器,当使用者睡眠时,不同的睡姿,例如正睡、左侧睡、趴睡所压到的传感器不同,导致信号变化。若正睡且双手抱胸则胸部的传感器也导通,但其与单单正睡或趴睡所得的传感器信号变化又不同,故可利用电容传感器的信号变化,来侦测睡眠的姿势及其变化,同时产生睡眠活动图 (actigraph)。

[0222] 利用布料电容传感器来产生生理信号也可得知使用者生理信号的变异 (Variability)。

[0223] 电容传感器可以侦测姿势,同时可以侦测其它生理信号,例如:心跳、呼吸、体温、湿度等

[0224] 实施例五

[0225] 紧接着我们使用至少三个导电区,即一个参考导电区接地,至少二个量测信号的信号导电区,例如:一信号导电区设置于手肘;另一信号导电区设置于脚跟,分别来量测这二点的信号,则所量测到的频率变化会变小但能测量到,基本上电容原先如果只有单一个量测信号导电区它的电容值为 C ,量测过程中它的变化值为 ΔC ,若是多一个量测信号导电区则它的电容为 $C+C_1$, C_1 为多一个量测信号导电区所增加的电容,故量测过程中它的总变化量仍然约为 ΔC ,则相对变量为 $\Delta C/(C+C_1)$,就小于原先单独只有一个量测信号导电区的变化量 $\Delta C/C$,不过仍然可以读到,这样的话我们就可以用一个振荡器发出频率,同时侦测身体不同位置的生理变化,例如我们使用至少三个导电区,即一个参考导电区接地,至少二个量测信号的信号导电区,量测信号例如是姿势变化、呼吸、吞咽、咳嗽、心跳、湿度及等体温。

[0226] 例如在信号端接上三个量测导电区,分别是银纤维(以食指按压)、短纤不锈钢布料(以中指按压)和纯不锈钢导电布(全部都是用不锈钢纤维织成,以无名指按压),当作三处不同的布料电容传感器量测电容时,接地端接上银纤维布,即一个参考导电区接地,在分别对不同的量测电容组合以手指都施压 3KG 时,结果如表 5-1 所示,其中,单独按压时,银纤维的频率最低,因为银纤维的导电系数最高,相对的电容量最大;短纤不锈钢布料电容传感器是三者中导电系数最小的,与另外两者比较起来,电容相对的小很多,因此与其并联时,对总电容量影响不大,相对的变化量也就落在另外两者身上;而三者都被压时,因为接触人

体的面积最大,所以电容值也最大,频率最小,这样,如果利用不同特性布料电容传感器来量测电容,就可以同时侦测到不同地方的生理变化或姿势变化,也就是说布料电容传感器的信号导电区可以是一个以上。

[0227] 表 5-1

[0228]

材料	频率
银纤维	1.3
短纤不锈钢布料	10.4
纯不锈钢导电布	1.6
银纤维 + 短纤不锈钢布料	0.95
短纤不锈钢布料 + 纯不锈钢导电布	1.1
银纤维 + 纯不锈钢导电布	0.75
三者都压	0.5
	KHz

[0229] 实施例六

[0230] 以固定 5KG 的力量压在短纤不锈钢布料上,以针筒依序滴入 0.02cc 的水,不同的湿度与频率变化如表 5-2 所示,可以看到在 0.06cc 后,频率开始下降,所以可以依据频率的变化,对应到相对的湿度,即本发明可以用做湿度传感器。故在不同的压力、拉力或扭力的情况下,布料电容传感器可以做为湿度传感器。

[0231] 表 5-2

[0232]

	湿度											
	0	0.02	0.04	0.06	0.08	0.1	0.12	0.14	0.16	0.18	0.2	cc
频率	115	115	115	90	57	30	17	12	9	6.2	5.2	KHz

[0233] 实施例七

[0234] 当在手套的拇指及食指处缝上导电材料如银纤维,手没动时也就是手张开时,测得频率为 14KHz,当拇指弯曲 90 度时测得频率为 9KHz,食指弯曲 90 度时测得频率为 6KHz,当拇指与时指都弯曲 90 度时测得频率为 4KHz,故可利用手套电容传感器受张力所产生的电容变化来测量手指的动作情形如表 5-3 所示,当然我们在其它手指关节处都缝上导电布时则可测得手的动作。基于相同的原理,我们可以用表 5-3 来表达手语,也可用来侦测手上持有筷子、汤匙、香烟、雨伞、托把、笔等物品时的信号特征及其举止过程。

[0235] 表 5-3

[0236]

	都不动	拇指动	食指动	都动	
频率	14	9	6	4	KHz

[0237] 实施例八

[0238] 在袜子的脚跟及脚尖缝上导电布料,接地导电布则缝在袜子开口处,则当测试者行走时,脚腾空时频率为 62KHz,脚跟刚着地时频率为 11KHz,重心往前时频率为 6.7KHz,脚尖去刚碰到地时频率为 3.8KHz,当重心全在此脚时频率为 2.1KHz,接着脚跟快要离开地面时频率为 2.8KHz,只有脚尖着地时频率为 3.3KHz,重心换到另一只脚时此脚脚尖先离地瞬间频率为 5.2KHz,脚腾空时又频率为 62KHz,如表 5-4 所示。左右两脚的信号变化就可获得行走距离、速度、加速度,同时还可得到行走时脚底的压力变化及重心变化,故可利用电容感测的方法测得步态分析,若是在膝部的裤子上也缝上导电布料则可测得更多的信号来分析步态。当然更多位置设有电容传感器则可得的信息更多。结合实施例六,故我们的电容传感器可以侦测到压力及湿度来分析步态或姿势变化。

[0239] 表 5-4

[0240]

	腾空	脚跟刚碰	重心前移	脚尖刚碰	全踩	脚跟离开瞬间	剩脚尖	离开瞬间	
频率	62.5	11	6.7	3.8	2.1	2.8	3.3	5.2	KHz

[0241] 实施例九

[0242] 当在上衣的腋下部位两侧缝有导电布料,即内侧导电布与身体接触,外侧与手臂皮肤接触,且两导电布在手下垂时彼此会互相压迫,还可将内侧或外侧的导电布增厚如包一海绵,衣领处则缝上导电布来接地,则当手下垂时,频率为 0.2KHz,手抬起 15 度时频率为 0.25KHz,手抬起 30 度时频率为 0.3KHz,手抬起 45 度时频率为 0.4KHz,手抬起 60 度时频率为 0.45KHz,手抬起 75 度时频率为 3KHz,手抬起 90 度时频率为 24KHz,故可利用电容传感器来测得手臂的摆动状态如角度、角速度及角加速度,如表 5-5 所示,同理也可利用此方法来测左、右腿的走动的情形,这时是将两导电布缝在两侧裤子的裤档处。

[0243] 表 5-5

[0244]

	角度							
	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	
频率	0.2	0.25	0.3	0.4	0.45	3	24	KHz

[0245] 所以我们可以一个信号源对多个传感器的量测方式,使多个不同地方的生理信号或姿势变化都能够测到,例如:肢体运动信号,都能够分析到。当然我们也可以在不同的量测位置提供独立的振荡器,或是同一个振荡器在不同时间提供不同位置的信号来侦测,也就是说在同一时间下只有一个传感器在感测生理信号。以上所示的方法,还可通过改变线路上的电阻 R,电容 C 或电感 L,来改变其频率、电压或电流的信号改变范围,使多个不同地方的生理信号或姿势变化都能够分析到。我们不仅可以知道生理信号或姿势变化,还可以知道这个信号是由身体的哪个位置产生的。

[0246] 实施例十

[0247] 我们在导电区上搭配有开关,使用开关的目的在于,依人体姿势来选取适当部位来撷取生理信号,可有效阻隔误触所引入的噪声,又可关闭前一个传感器的电源,所以可以省电节能。同时又可用于定位也就是说可以知道在身体哪个位置产生生理信号。还可以更精准地测得压力、张力、拉力或扭力的变化相对应的频率、电压或电流的值。

[0248] 在特定位置上搭配开关,如图 23A 至图 23D 所示,是两种不同按键的示意图。例如在一定的压力下如 10 公斤重时才开始侦测按键上的布料电容传感器与人体接触的电容变化值,在 10 斤以下则没有信号输出。按键底部有导电纤维,如图 23A 至图 23D 所示,其中图 23A、图 23B 是按键上下都有导电材料,另外与人没接触的那一个导电材料连接有传输线的情况,图 23A 为俯视图,图 23B 为侧视图,图 23C、图 23D 则是另一形式,其中图 23C 为俯视图,图 23D 为侧视图,在外力作用下,按键往下使得身体接触的导电材料产生电容变化,另外,若是去掉与身体接触的导电材料,则按键上方的导电材料与身体接触就会产生电容变化,也就是说按键本身在布料电容传感器内。另外,图 24A、图 24B 则是一个以上按键的示意图,图 24C 至图 24D 则是布料电容传感器串联或并联按键的电路图,如此可大幅减少导线。其中也可 2 个布料电容传感器串联或并联 1 个按键,另外还可在各布料电容传感器再串联或并联一电阻 R,电容 C 或电感 L,如图 24E 和图 24F 所示来改变其频率、电压或电流的信号范围,使多个不同地方生理信号或姿势变化都能够分析到。我们不仅可以知道生理信号或姿势变化,还可以知道这个信号是由身体的哪个位置产生的。

[0249] 图 24A 中的海绵设置于传输线及导电布料之间,在受外力时上下导电布料会被压迫导通,不受外力时又恢复不导通状态,并且导电布料本身也可以当做是导电区。也就是说按键本身既是按键,同时也具有导电区的功能来侦测电容变化,图 24B 则只有上层的导电布料,此时只有上层的导电布料压迫海绵而与人体接触才会有明显的电容变化,故按键本身也就是布料电容传感器。图 24A 至图 24B 是按键加海棉且有电极在海棉上面的示意图,另外按键与导电区也不一定要在一起,也可以分开设置,如图 24G 所示,按键上方没有导电材料。或如图 24H 所示,去掉与身体接触的导电材料,则按键上方的导电材料与身体接触就会产生电容变化,也就是说按键本身既是按键开关,同时也具有导电区的功能来侦测电容变化。又如图 24I 所示,布料上具有一穿孔同时也具有一导电配件,则配件上的导电材料与身体接触就会产生电容变化。

[0250] 所述的开关可为按键开关,裂缝开关或多段开关,另外所述的开关可为模拟开关或数字开关,另外按键可以是使用如 PCT/CN2005/001520 的电子开关;PCT/CN2008/001571 可形成电子元件的布料或 PCT PCT/CN2008/001570 具有分离感应区的布料,这些全是数字拉力或压力传感器,且可设定一定的临界值才启动相连的另一生理传感器例如体温传感器、血压传感器、ECG、EMG、血氧传感器、EEG、血糖传感器、汗湿传感器、姿势传感器或生理传感器或关闭前一个正在侦测的物品,故当做开关使用而放置于接触身的物品中时,同时也可以和电极结合。因为每一个开关都可设定一个外力的临界值,当外力大于临界值时,生理信号才能藉由电传感器进入信号处理。当然在测心电图、肌电图、脑波、体脂或汗湿时,布料电容传感器不必再接一生理传感器,因为其本身就是。

[0251] 本技术同时也可测得 H. R(心跳)、脉搏,也就是说在坐着或躺着时,左胸前电极可侦测到心跳的跳动导致的频率变化,虽然变化不大但依然可以侦测到,同理脉搏也可以侦

测到。并且电极放置于腹部同时可分辨心跳、呼吸、咳嗽及判断腹部的运动情形。姿势变化也不局限在上面所述的手脚,脖子,其它位置同理也可以侦测到。

[0252] 实施例十一

[0253] 同时也可利用布料电容传感器来侦测位移,例如:利用一弹性布如松紧带,将感测布料电极缝至弹性布上面,再将导电布料上面以非伸缩布遮蔽,同时有一不伸缩布料连接弹性布,此布一端缝在不伸缩布,另一端则先有一弹性布固定于另一端的不伸缩布上,如图 25A 所示,为其剖面图,利用呼吸时肚子腰围的变化,将传感器触碰到肚子的面积随之改变,如表 6-1 所示,气吐光时,腰围为 82.5cm,传感器被拉出面积最小,频率最高为 62KHz,气吸饱时,腰围为 86cm,传感器被拉出面积最大,与身体接触面积最大,频率最低为 24KHz,故可用此方法来侦测水平的位移。垂直位移传感器如图 25B 按键形状上的导电材料为锥状,利用垂直位移改变接触面积,即布料电容传感器当位移传感器。以上的特性,在被拉 (strain) 时会显露出更多导电材料的面积,没被拉时又会恢复 (stretch-recovery),或是在受压 (press) 时会显露出更多导电材料的面积,没受压时又会恢复 (pressure-recovery)。

[0254] 表 6-1

[0255]

	腰围								cm
	82.5	83	83.5	84	84.5	85	85.5	86	
频率	62	51	45	41	37	33	28	24	KHz

[0256] 本技术用于量测身体的生理信息或姿势变化,也可加一加速规或陀螺仪、倾斜计、地磁计等来辅助侦测的准确度。我们的侦测是连续的,因为电容传感器是放在人体长期接触的物品上,例如:袜子、护具、拖鞋、鞋垫、鞋子、安全带、裤子、衣服、帽子、口罩及手套等,另外也可用于义肢、义眼、义耳等人工产品上,这样就可侦测此人的行为举止,如手指运动、头部转动、头部是否有受到外力、弯腰、蹲下、手摆动、脚的弯曲、腿的走动等,故可得知人的行为动作,且脚底的多个电容传感器又可测左右脚的行走速度,整个人的加速度及走的距离。另外也可得知人体是否有受到外力,例如护具、鞋子有电容传感器用来量测不同部位的压力,张力、拉力及扭力;也可用在运动上,如跆拳道的护具上;或安全带上,安全带上电容传感器用来量测开车时有没有绑安全带以及得知人体是否受到外力。

[0257] 同理我们也可用电容传感器来量测人体的湿度和体温,另外人体各部位的电容传感器也可用来量测不同部位的压力,张力、拉力及扭力。利用布料电容传感器也可以用于侦测汗湿,如伤口、流汗,涂药、抹粉化妆都会导致介质常数改变,则侦测到的共振频率也就不相同,故侦测到的不同共振频率可用来评估这个人的伤口愈合情形或有没有化妆等。我们以上述所的不只用于人类也可用于其它动物。

[0258] 另外开关本身也可以当做电容传感器,同时电容传感器本身也不一定要跟人体直接接触,例如中间隔一层布,结果是一样的。

[0259] 当我们的不锈钢导电布上面有一层棉布与皮肤接触时,即电容导电布料没有与人体直接接触,若是在袜子的后脚跟位置,则 5 公斤压力下的频率为 102KHz,10 公斤重的频率为 100KHz,20 公斤重的频率为 94KHz,30 公斤重的频率为 90KHz,40 公斤重的频率为 86KHz,

50 公斤重的频率为 85KHz, 不锈钢导电布可直接缝在袜子或是设在鞋垫上, 接地端则是用导电布缝在袜子的开口附近。

[0260] 本发明的主要特点是电容传感器即为随身衣物, 故可长时间监测人体的生理信号。其中量测生理信号的电极, 例如心电图、脑波、肌电图等都需要与身体有一定的压力且湿度要有一定的值, 故我们的电容传感器设计成可以侦测到压力及湿度, 同时也可以当做生理信号传感器例如 ECG、体脂、呼吸、湿度、EEG、EMG 的电极, 也就是说在一定的压力或湿度下才开始侦测生理信号, 或者当生理信号未侦测到时, 可测一下是否电极受压程度太小或是湿度太干, 没有达到基本的要求才侦测不到所需的信号。开关结构也可改成像似魔鬼毡的结构, 也就是说魔鬼毡底部为导电材料 (图 26A) 或魔鬼毡上的纤维是导电材料, 如不锈钢或银纤维 (图 26B)。藉由导电材料的面积则可产生不同的弹性及电容反应。如表 6-2 所示, 其是图 27 的结果, 其中有一魔鬼粘纤维底面缝上不锈钢线, 另一面则是棉布上直接缝上金属线, 由数据可看出, 魔鬼粘因为有纤维隆起, 使得皮肤不会直接接触到不锈钢线, 因此由图 27 中可看出频率下降的速度比起棉布上直接缝金属线较为和缓, 相对的可以拉大可使用的力度范围鉴别度

[0261] 表 6-2

[0262]

	测试者 A		测试者 B	
	魔鬼粘	棉布	魔鬼粘	棉布
0KG	116	116	116	116
轻碰	80	14	116	41
1KG	41	6	108	22
5KG	14	4	70	12
10KG	10	3.5	40	6
20KG	5.5	3	20	5
30KG	4.5	2.8	12	4.7
40KG	3.5	2.7	8.6	4.7
	KHz			

[0263] 当物体接触我们人体表面时, 在皮肤表层会形成一等效电容, 本实验使用电极传感器接触皮肤, 且对电极施压, 间接对此等效电容施加压力, 而等效电容因受压力、拉力、扭力或张力而使电容值产生变化, 且利用此变化来分辨电容大小及受力程度, 例如戴口罩时, 人是在用鼻子呼吸, 用嘴巴呼吸还是讲话都可用布料电容传感器来侦测。在实验前, 我们先假设人体 (body) 为一导体, 而我们的实验分成两种情况, 一为双传感器; 另一为单一传感器。

[0264] 本发明的一般架构请参阅图 1 所示。将安放传感器的物品, 例如衣物、袜子、床单、枕头、或座椅等, 与人直接或间接接触 (例如传感器与皮肤之间, 隔着内衣)。传感器视应用场合配置在特定位置上, 并且视需要搭配开关, 例如: 按键开关或裂缝开关。此技

术如 PCT/CN2005/001520 电子开关 :PCT/CN2008/001571 可形成电子组件的布料或 PCT/CN2008/001570 具有分离感应区的布料,这些全是数字拉力或压力传感器,且可设定一定的临界值才启动相连的生理传感器或关闭前一个正在侦测的物品。因为每一个开关都可设定一个外力的临界值,当外力大于临界值时,生理信号才会进入信号处理器。使用开关的目的,在于依人体姿势来选取适当部位来撷取生理信号,有效阻隔误触所引入的噪声又可关闭前一个物品的电源,并且能够省电节能。

[0265] 为了要增加传感器与人接触之间贴合,可在传感器与布料或皮革间加入一材料来增加厚度,例如:弹性物,如海绵、硅胶、橡胶、弹簧等。同时,为了防止误触或同时传输太多信号,也可在传感器与布料或皮革间加一开关,此开关能根据压力或者拉力来控制信号侦测的启动。而断开开关的传感器无需耗用电力,可达到省电的功效。

[0266] 生理信号与人及传感器之间的压力或拉力有关,当人与传感器之间没有接触时没有信号;当传感器与人之间的感触压力不良、信号信号也不佳。本发明利用按键开关或裂缝开关与传感器串联或并联,当压力足够时,生理信号才会传导至电路,如此可让多个传感器共享一条传输线,避免不必要的生理信号来干扰实际记录的所需信号,这样既可以降低传输线的数量及长度,又能让使用者更舒适,且当使用者变化姿势时,也仍有传感器受压以获得生理信号。举例说明,在背部设置一按键开关与传感器串联,当使用者仰卧在床时,背部压到床垫,传感器所获得的生理信号才会传导至电路;又举例说明,在膝盖骨处设置一裂缝开关与传感器并联,当使用者屈膝时该处裂缝开关受拉力而拉开,裂缝开关信号由“ON”变“OFF”,此拉力会使裤子贴近膝关节,则与裂缝开关相连的布料电容传感器受拉力而改变,其电容值可在测得其变化值的同时,使该处的传感器获得生理信号。当使用者伸直腿时,裤子失去拉力就不会贴近膝关节,传感器即无法获得生理信号。

[0267] 总之,我们利用布料电容传感器来产生生理信号的系统,其包含至少一导电布料及一振荡电路,该导电布料与人体之间形成一电容,当人体与布料之间有压力、拉力或扭力而使电容变化或人体与布料之间的介质常数改变而使电容值产生变化时,该振荡电路用来发出信号,系统接收导电布料与人体两者之间电容值的变化,且该变化以频率、电压或电流变化来表现,并用频率、电压或电流变化的过程来分析人体的生理、姿势变化、人体与布料之间的介质变化,或所受外部力量的信息中的至少一种信息。也可有开关与导电布料连接或开关本身就是电容传感器。此系统在不同生理状态下可测得不一样的频率、电压或电流变化曲线。利用此系统可用来侦测姿势变化同时可测其它生理信息如心跳、体温、湿度、呼吸。另外,其中所述的导电布料与人体之间没有直接接触,例如隔一层布。我们的电容传感器除了可测得压力、拉力和扭力,同时可直接当作生理信号传感器也就是“电极”,例如来侦测心电图、肌电图、呼吸、体脂、脑波等。故我们可利用电容传感器的特征是通过传感器测得的不同生理状态可测得不一样的频率、电压或电流变化曲线,例如通过两脚传感器产生的信号变化可侦测到人体的步态稳定度。又例如当电容传感器的导电布料与人体的压力有 1 公斤时才开始读温度传感器(例如热敏电阻)的值,也就是说,导电布料当压力传感器,当压力的临界值达到时才开始读取附近位置的其它生理传感器的信号,又例如导电布料本身也当电极,当压力都达到 1 公斤时才开始测两个或三个导电布料的心电图、肌电图、脑波或呼吸,也或可当治疗用的电极来产生 TENS、加热或降温的导电布料用。以上所说的压力可改为拉力、张力或扭力。

[0268] 以上所述,仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明,任何熟悉本专业的技术人员,在不脱离本发明技术方案范围内,当可利用上述揭示的方法及技术内容作出些许的更动或修饰为等同变化的等效实施例,但凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化与修饰,均仍属于本发明技术方案的范围内。

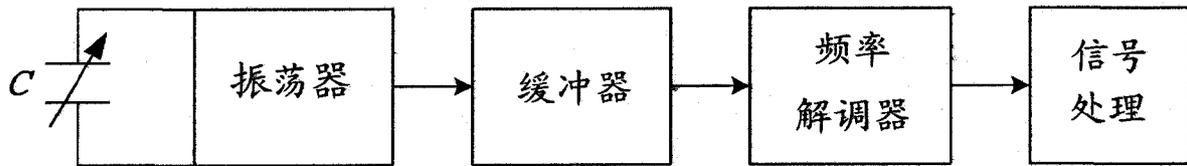


图 1

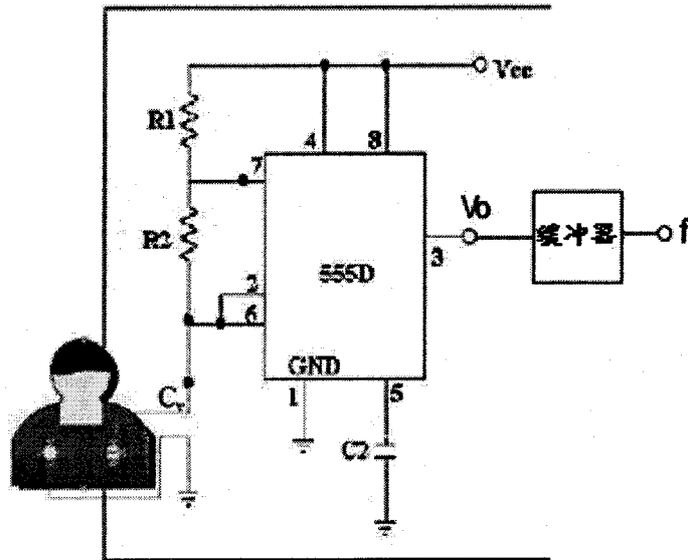


图 2

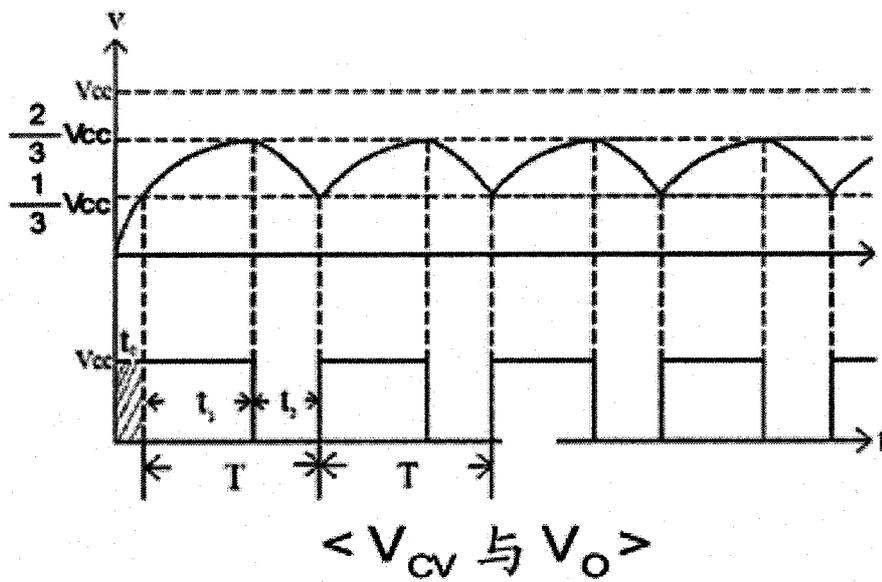


图 3

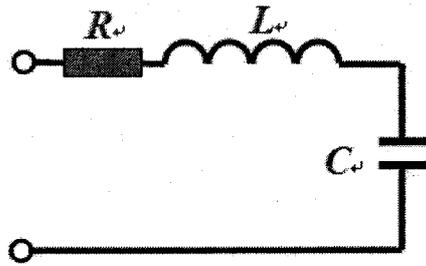


图 4

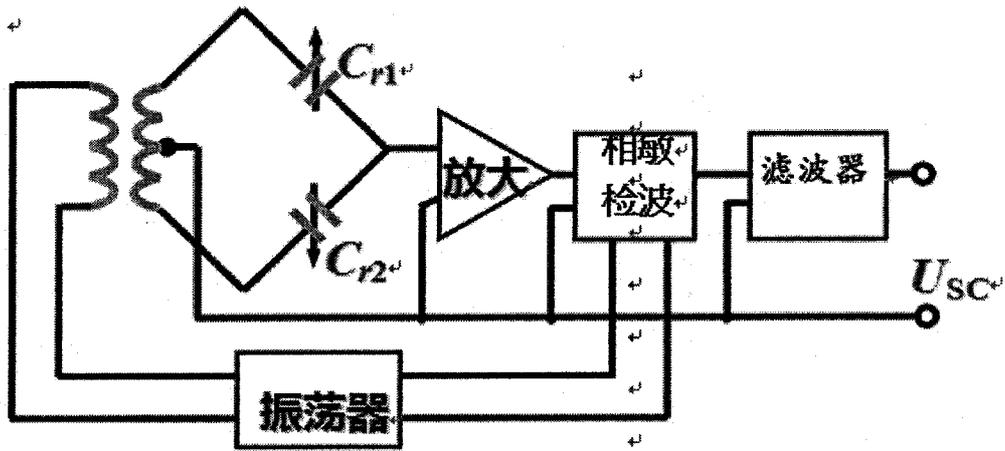


图 5

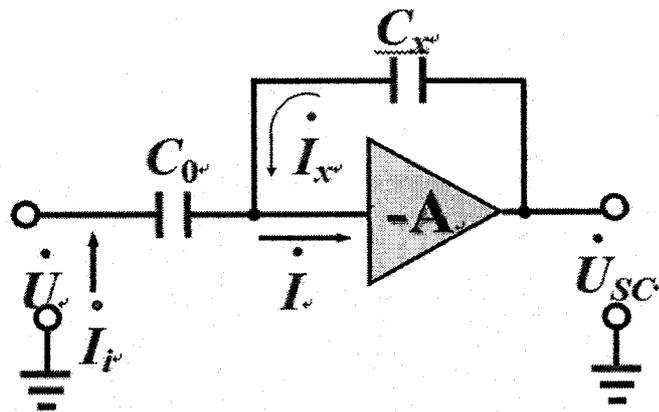


图 6

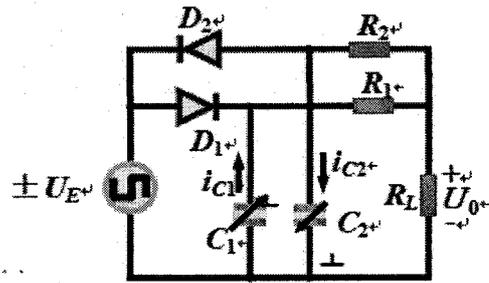


图 7

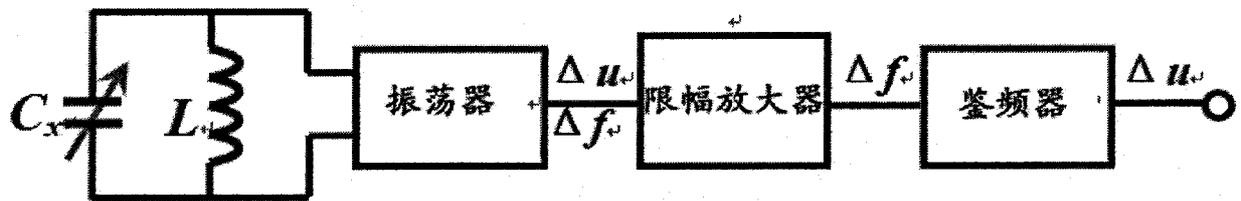


图 8

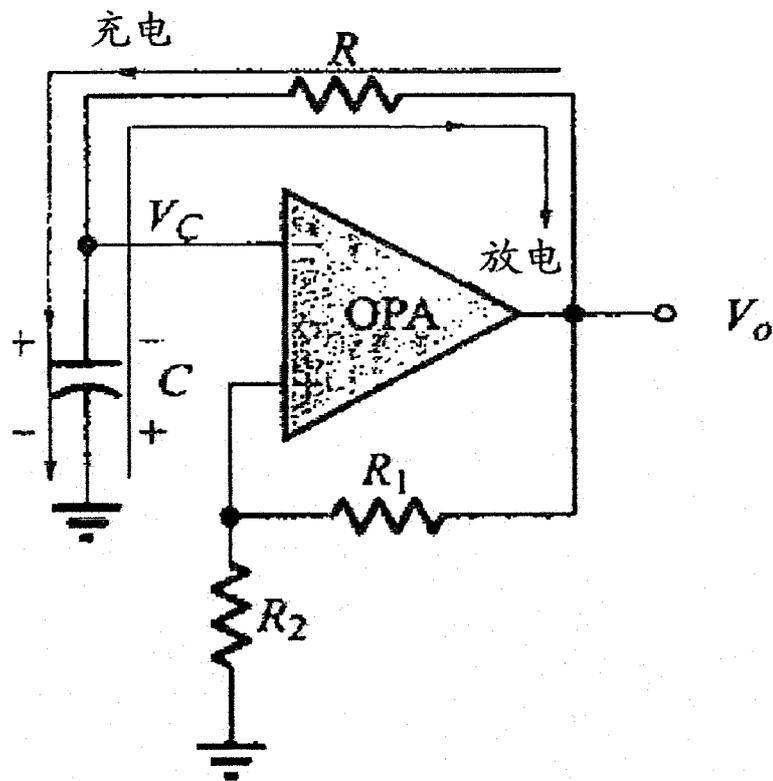


图 9

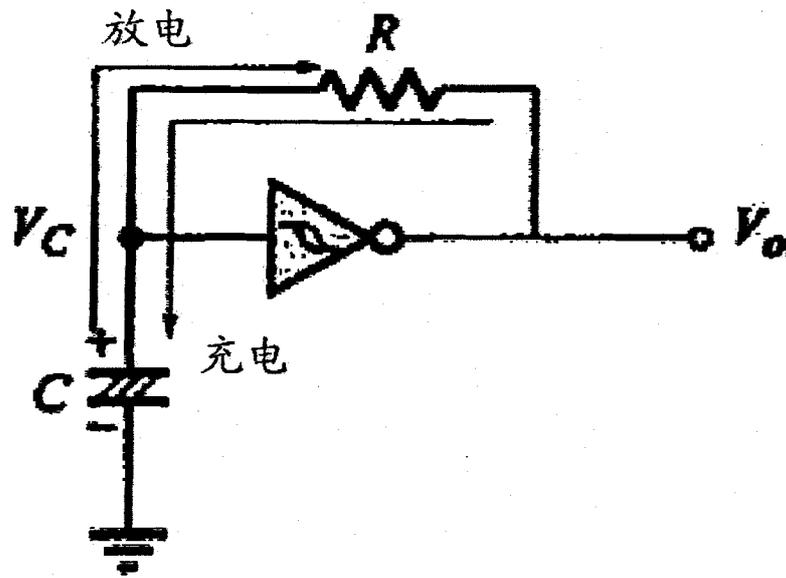


图 10

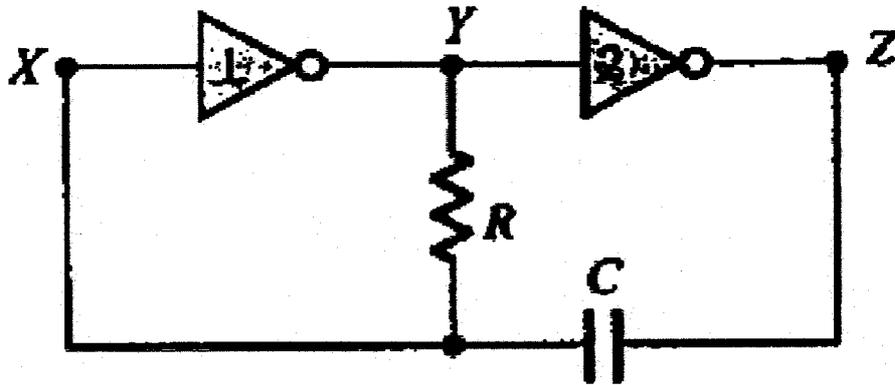


图 11

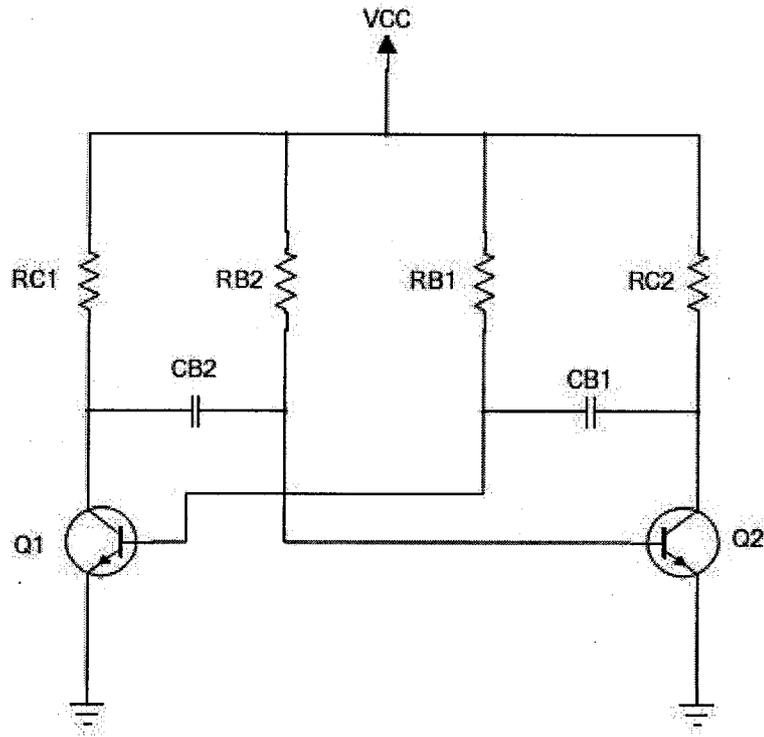


图 12

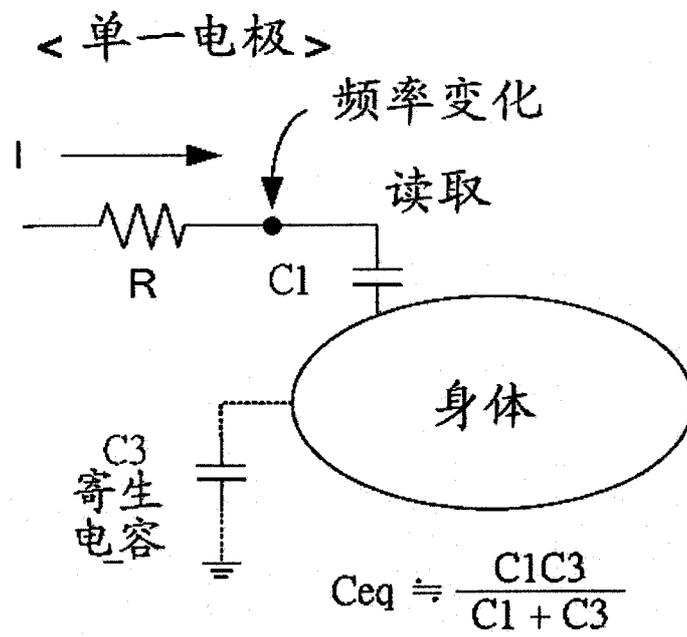


图 13

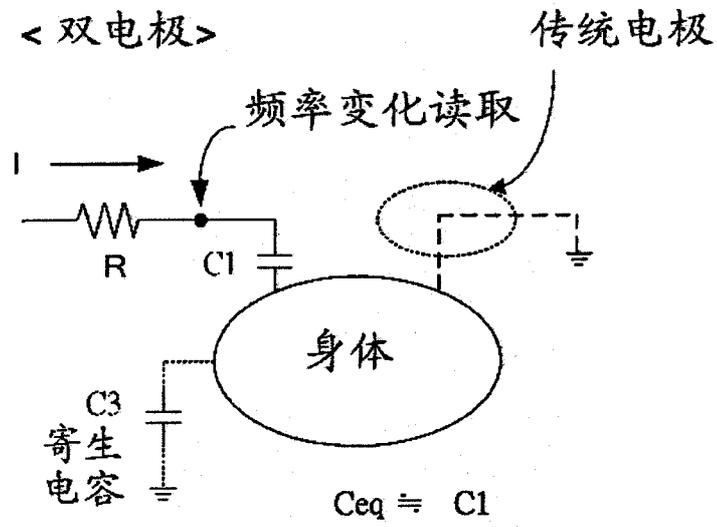


图 14

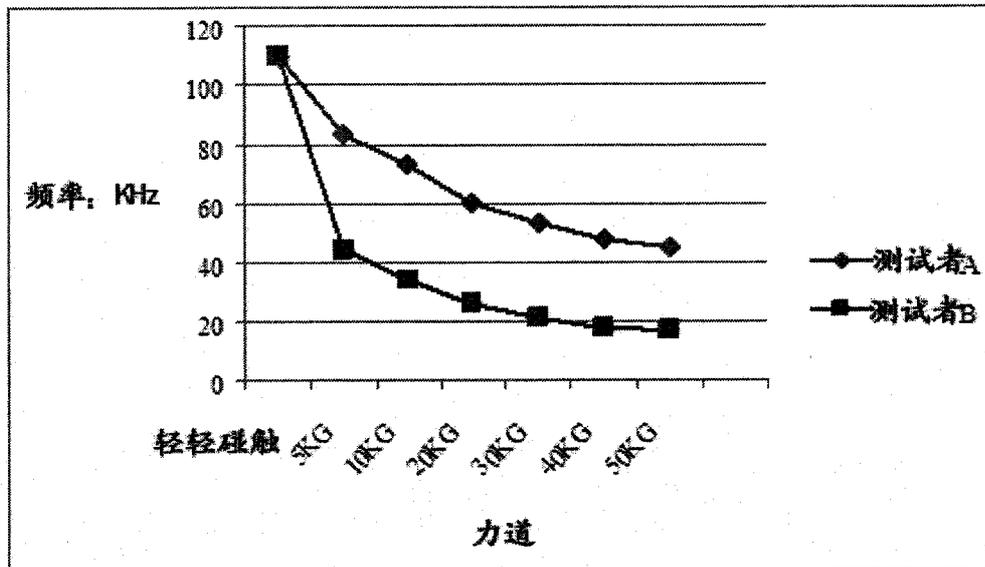


图 15

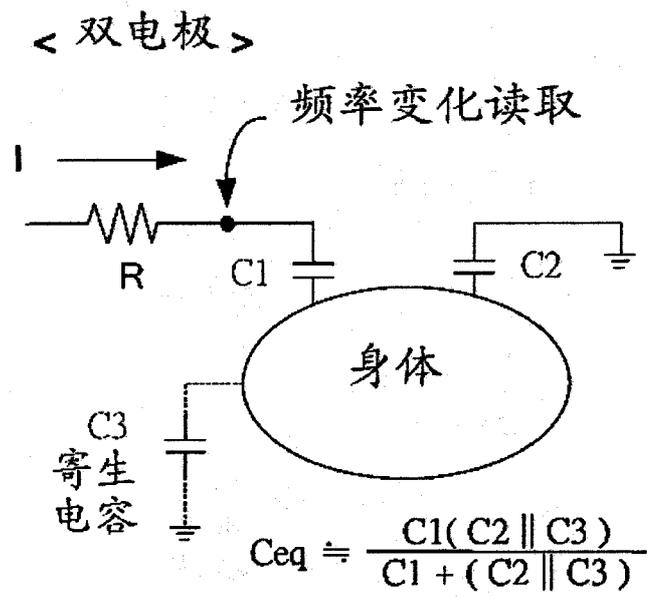


图 16

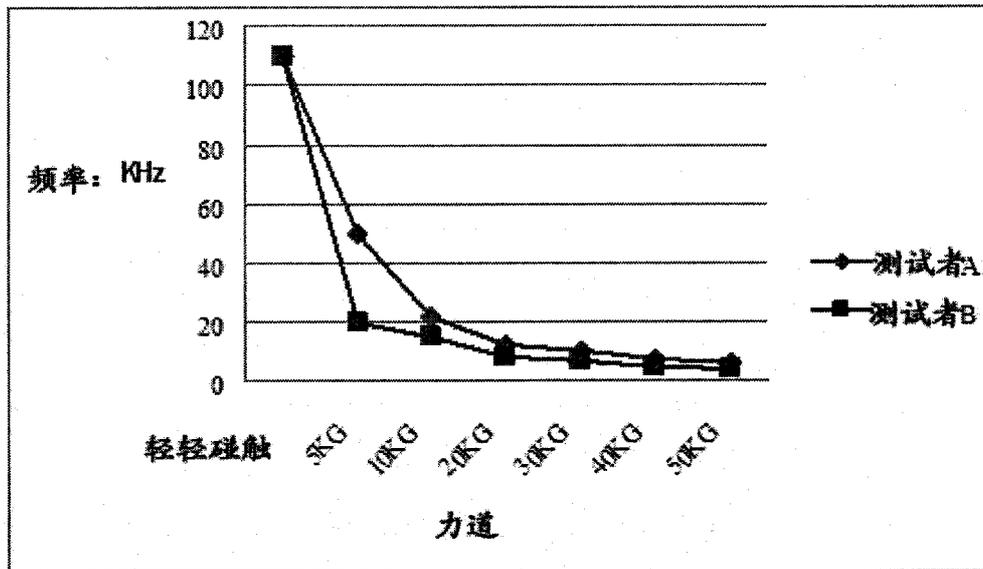


图 17A

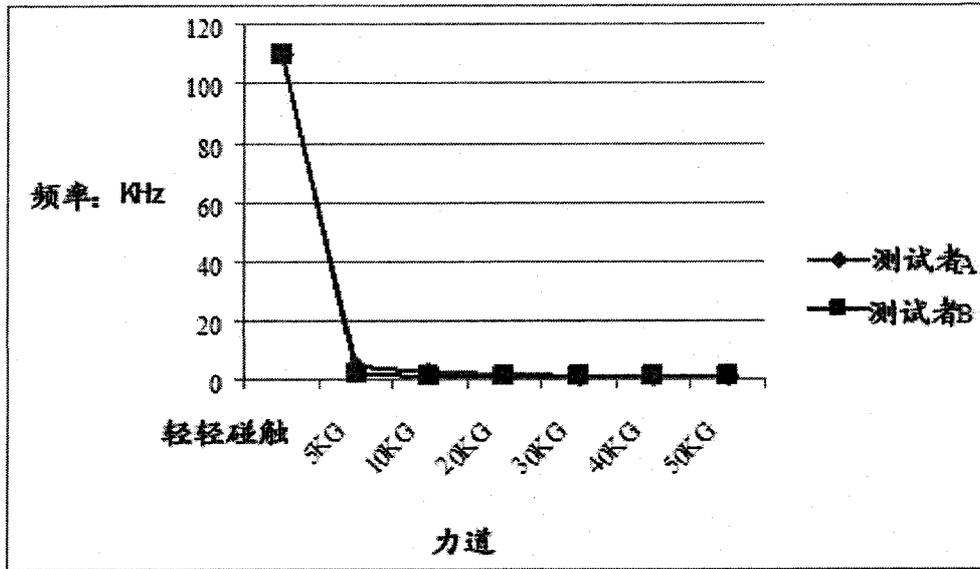


图 17B

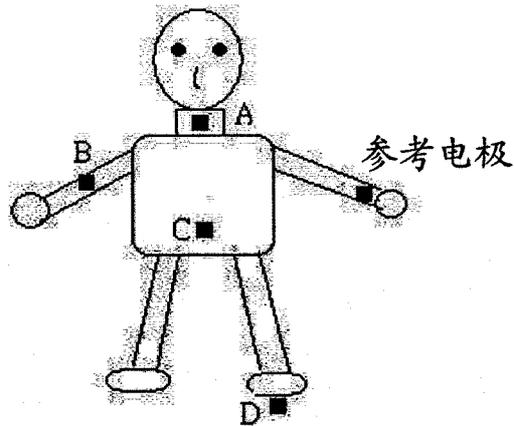


图 18

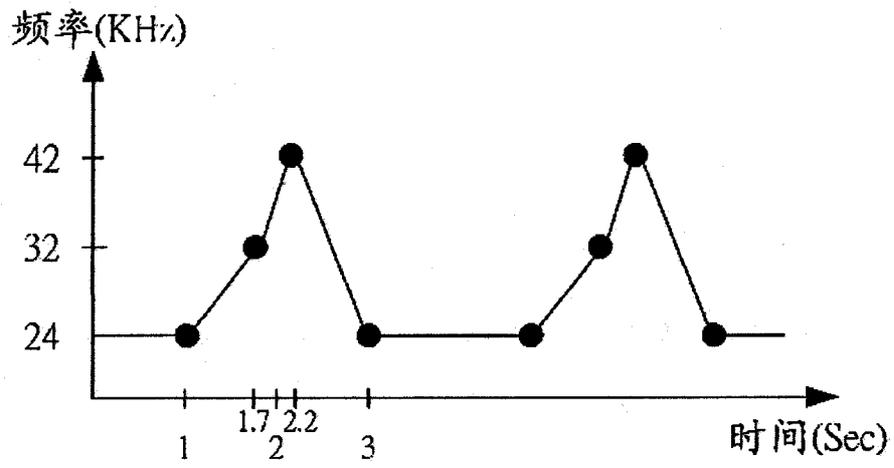


图 19

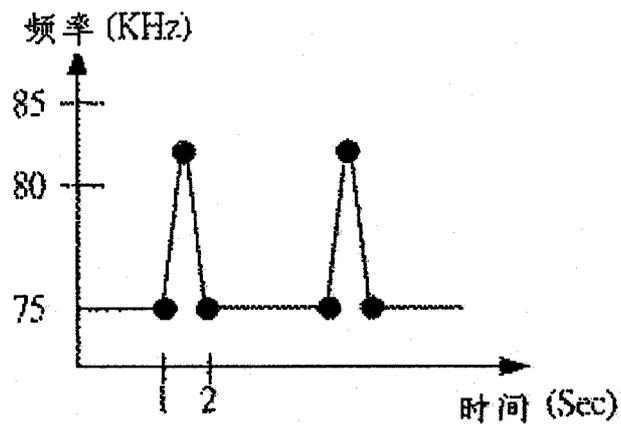


图 20

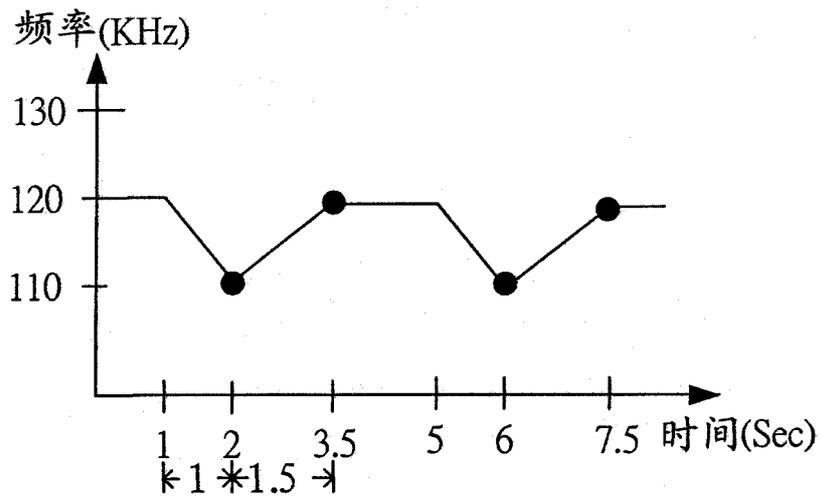


图 21

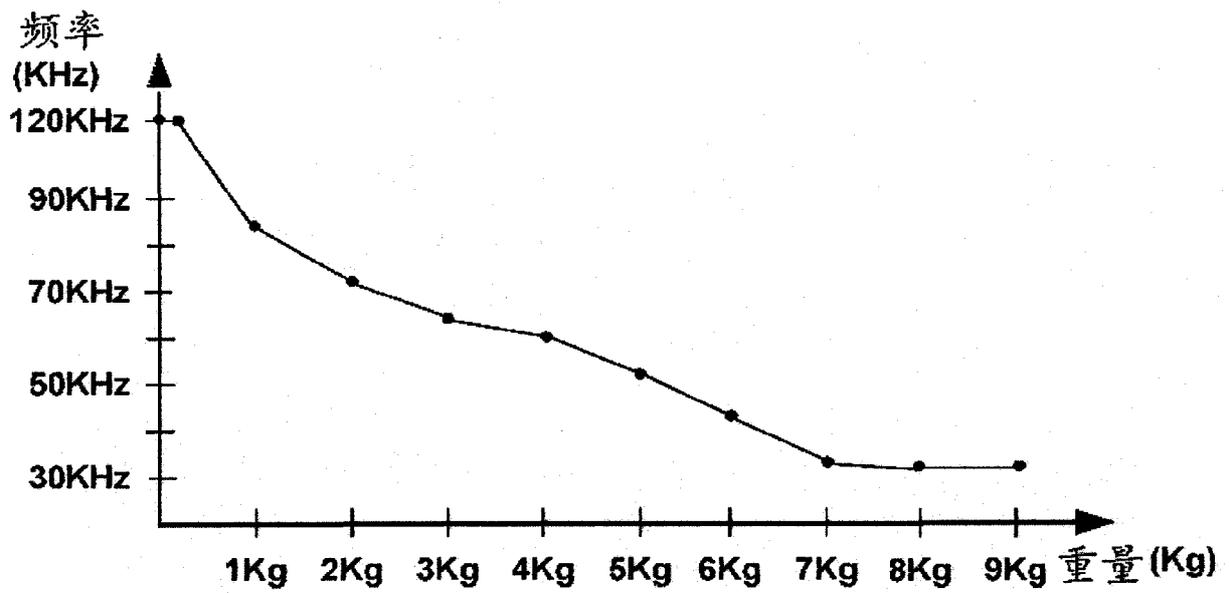


图 22

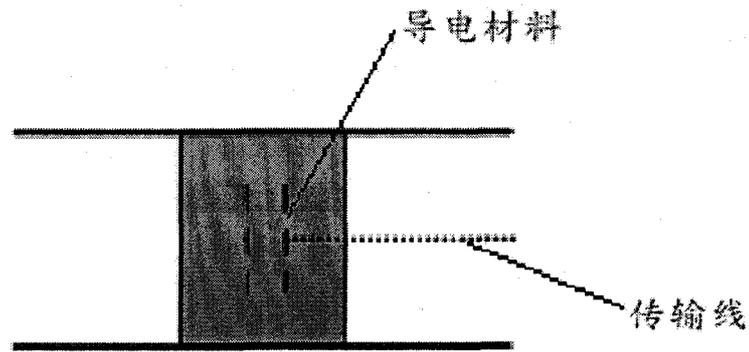


图 23A

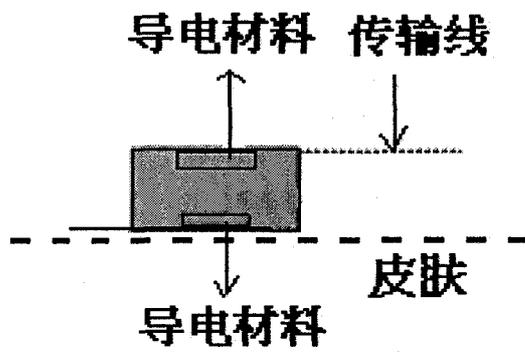


图 23B

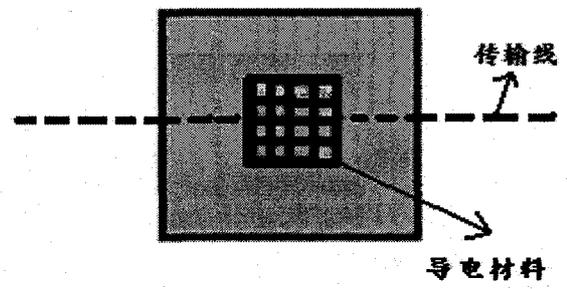


图 23C

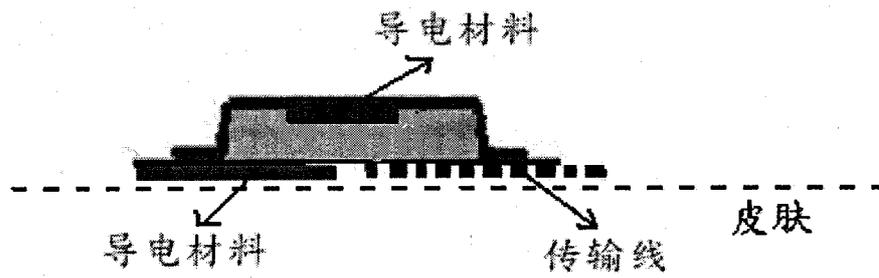


图 23D

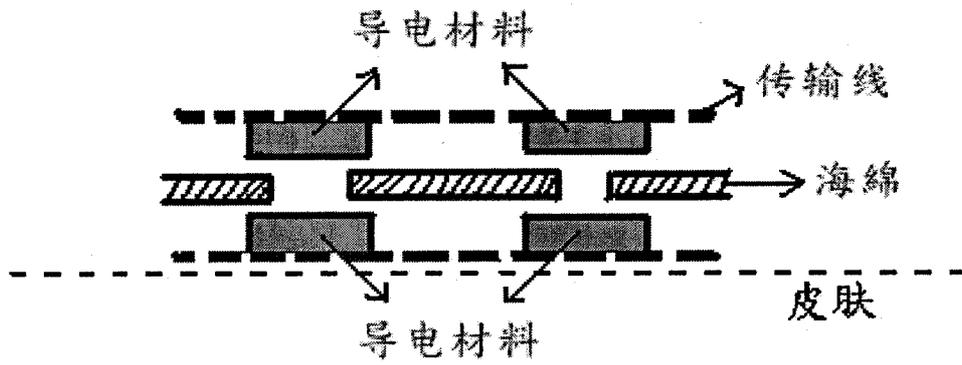


图 24A

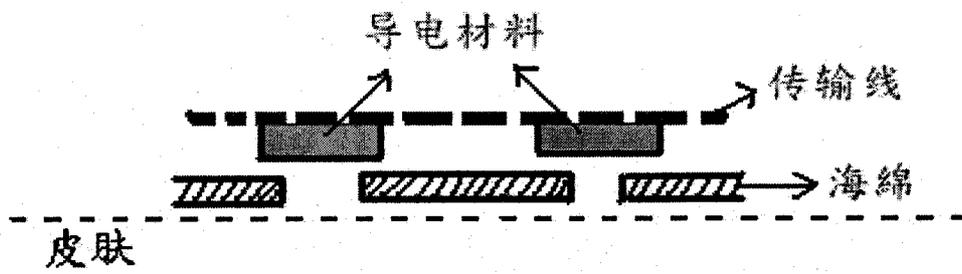


图 24B

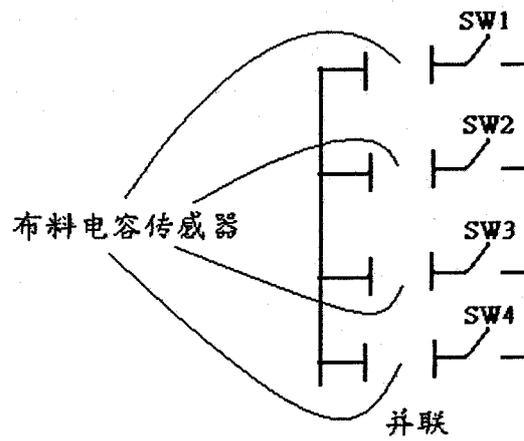


图 24C

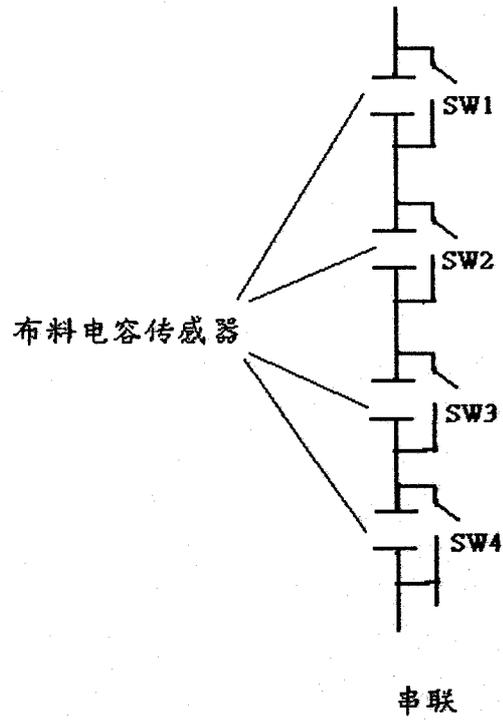


图 24D

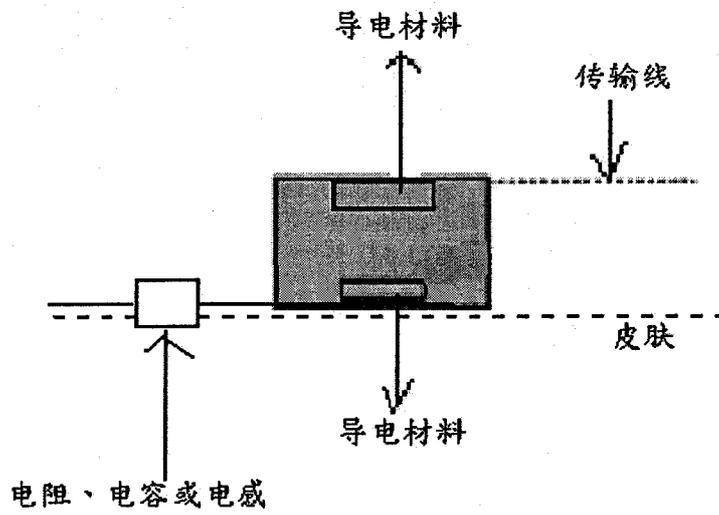


图 24E

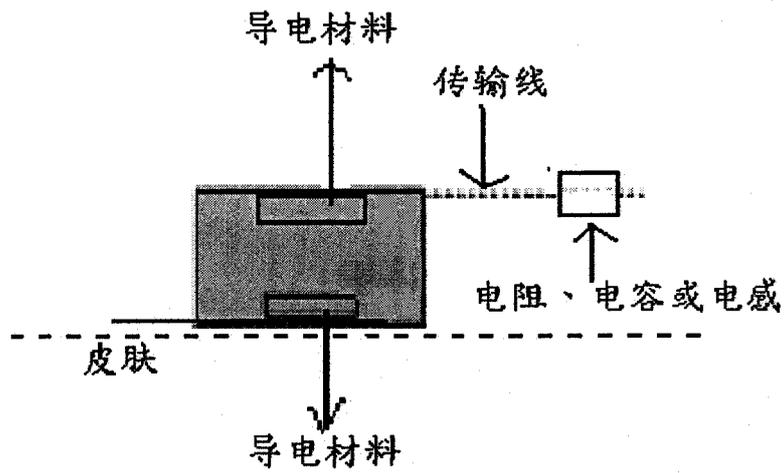


图 24F

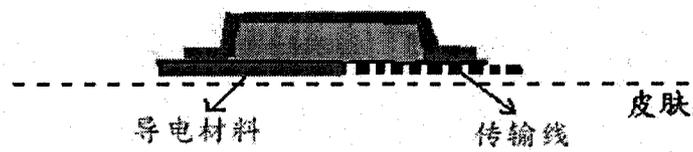


图 24G

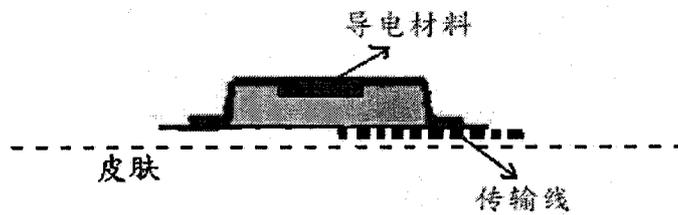


图 24H

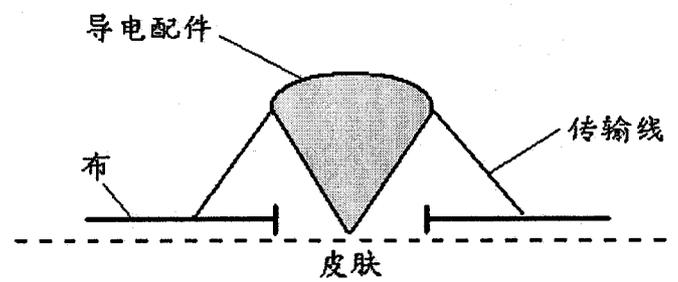


图 24I

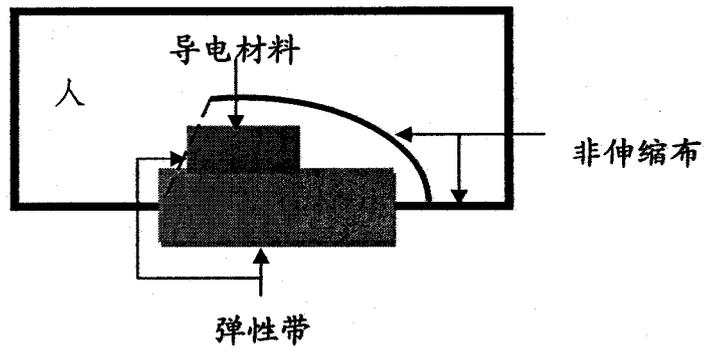


图 25A

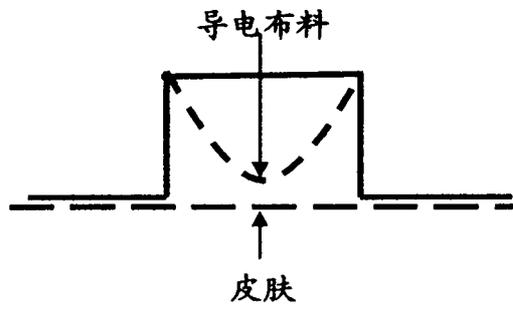


图 25B

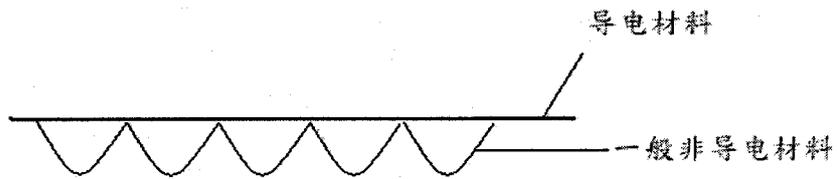


图 26A

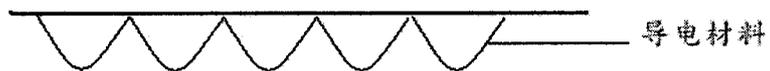


图 26B

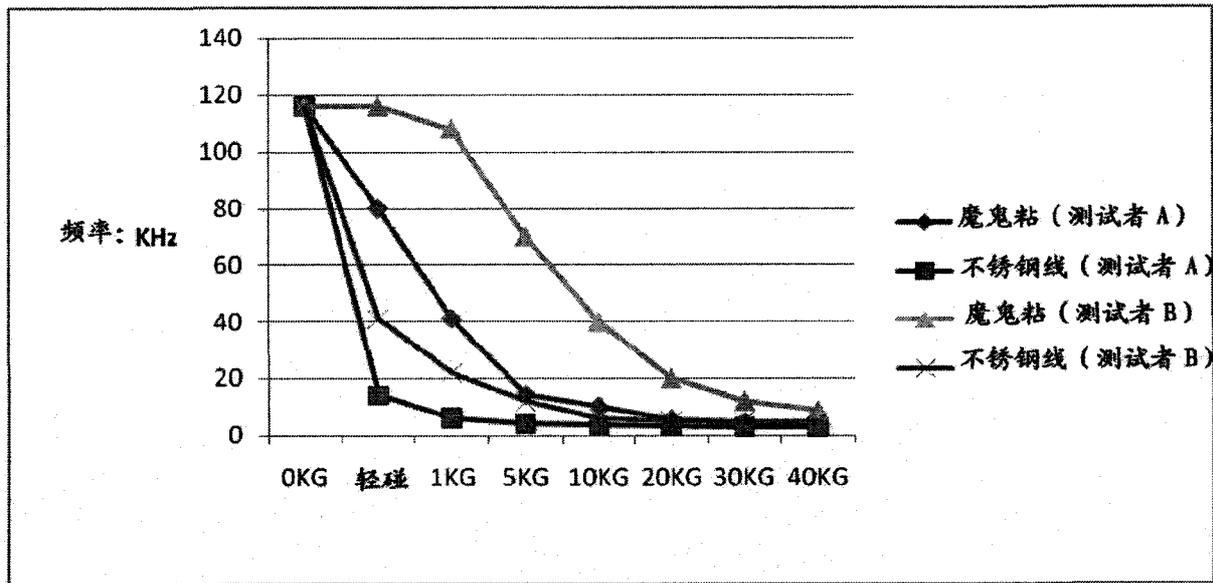


图 27