



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105266933 B

(45)授权公告日 2017.07.14

(21)申请号 201410312438.3

审查员 王萌萌

(22)申请日 2014.07.02

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105266933 A

(43)申请公布日 2016.01.27

(73)专利权人 香港理工大学

地址 中国香港九龙红磡

(72)发明人 李超俊 黄伟志 温康平 汤启宇

(74)专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

72003

代理人 张浴月 李玉锁

(51)Int.Cl.

A61F 2/60(2006.01)

A61F 2/70(2006.01)

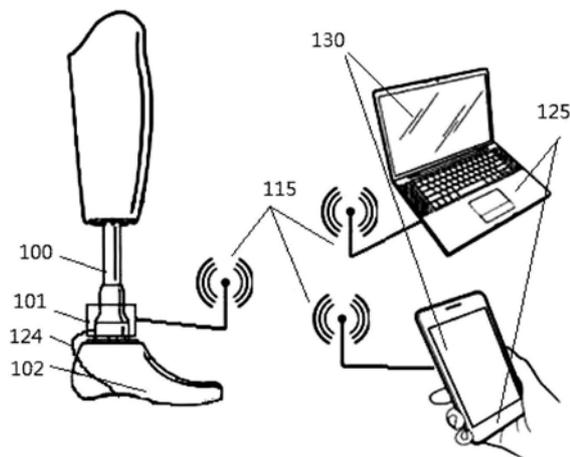
权利要求书2页 说明书5页 附图9页

(54)发明名称

采用足压感应技术的辅助假下肢对线及步态分析系统

(57)摘要

本发明提供一种利用截肢者足压信号来协助假肢矫型师装配假下肢和帮助截肢者改善步态的辅助系统,包括:主体电路箱、足底压力传感器整配件和应用用户界面中的界面程序。本辅助系统的主体电路箱与足底压力传感器整配件一并使用,通过无线传送至用户界面。该辅助系统的运作原理主要计算及显示截肢者走路时的站立及摆动时间、走路与站立时的参考压力中心轨迹,并与对应的标准数据比较,建议矫型师在假下肢对线上和截肢者步态上的调整。本发明可帮助假肢矫型师调整假下肢对线、评估对线后截肢者的步态和帮助截肢者进行步态训练。



1. 一种使用假下肢足压信号来协助假肢矫型师调整假下肢对线、评估截肢者在对线后的步态训练成效的辅助系统,包括:

-主体电路箱(101)及内在包含的所有元件——微控制器(114)及内建程序、无线收发器(115)、电路板(116)、串联电阻(117)、压力传感器应接插座(111)、电池(118)和开开钮(110);

-测量假下肢足底压力的压力传感器整配件(124)及内在包含的所有元件——薄片式压力传感器(103-108)、综合电线(113)和压力传感器应接插头(112);以及

-应用于用户界面(125)的用户界面程序(130),

其特征在于,求出假下肢足底对应位置的绝对受压力值及受力轨迹,并把该轨迹与系统的由多组步态数据分析综合而成的标准依据压力中心周期轨迹范围(120)和由多组静态站立数据分析综合而成的标准依据压力中心轨迹范围(127)比较,提供一评估标准。

2. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,压力传感器所安放的位置应至少有一个放于假足的足跟处(108)和一个放于对应大拇指的假足部分(103),以计算步态中的各时间参量。

3. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,所述的主体电路箱(101)可系于假下肢支持干(100)或假下肢足腔(102)内。

4. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,内建程序已包含解决信号偏移的程序。

5. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,内建程序已包含补偿压力传感器非线性信号输出的程序。

6. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,其电阻值根据不同的灵敏度、解析度、压力范围的要求而定。

7. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,可通过所述压力传感器整配件(124)计算出穿戴假下肢走路时的站立和摆动时间(T_{stand} 、 T_{swing})。

8. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,可通过所述压力传感器整配件(124)并基于公式 $P_x = \frac{\sum_{i=1}^n F_i \times x_i}{\sum_{i=0}^n F_i}$ 和 $P_y = \frac{\sum_{i=1}^n F_i \times y_i}{\sum_{i=0}^n F_i}$ 计算出穿戴假下肢后的前后向和内外向的参考压力中心(P_x 、 P_y),其中, n 是压力传感器的总数量, F_i 是各压力传感器的对应受力, x_i 和 y_i 分别为各压力传感器($i=x, i \neq 0$)跟参考压力传感器($i=0$)的前后向距离和内外向距离。

9. 根据权利要求8所述的辅助系统,其特征在于,利用无线收发器(115)把通过所述压力传感器整配件(124)计算出穿戴假下肢走路时的站立和摆动时间(T_{stand} 、 T_{swing})及前后向和内外向的参考压力中心(P_x 、 P_y)的数据传到所述用户界面(125)。

10. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,用户界面(125)包括电脑或智能电话。

11. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,用户界面程序(130)具有输入功能、数据显示、记录存储、数据分析以及分析回馈(122,123)。

12. 根据权利要求1所述的辅助系统,其特征在于,用户界面程序(130)具有以下功能:

-可让使用者输入截肢者的体重及假足大小;

-可让使用者选择行走动态分析选项或双脚站立静态分析选项;

-把所述由多组步态数据分析综合而成的标准依据压力中心周期轨迹范围(120)和所述由多组静态站立数据分析综合而成的标准依据压力中心轨迹范围(127)以截肢者的体重、假足大小作标准化;

-瞬时显示参考压力中心周期轨迹(119,121);

-瞬时显示参考压力中心轨迹(128,129);

-显示步态中的站立和摆动时间(T_{stand} 、 T_{swing});

-把所述由多组步态数据分析综合而成的标准依据压力中心周期轨迹范围(120)和所述由多组静态站立数据分析综合而成的标准依据压力中心轨迹范围(127)与参考压力中心周期轨迹(119,121)、参考压力中心轨迹(128,129)做出比较,并提出相应回馈。

采用足压感应技术的辅助假下肢对线及步态分析系统

技术领域

[0001] 本发明涉及临床中假下肢装配及评估的设备领域,尤其涉及一种利用截肢者足压信号来协助假肢矫型师装配假下肢和帮助截肢者改善步态的辅助系统。

背景技术

[0002] 根据全国残疾人口普查的推算,肢体残疾占总残疾人数约三成,是残疾人口中比例最高的一群。当中约有200多万人需要截肢。另一方面,随着糖尿病越趋普遍,估计因“糖尿病足”而要接受截肢的人数将与日俱升。在不断提高生活水平以及广泛开展康复工作的大前提下,不单残疾人士自身,社会和科研各领域均会对假下肢素质的要求越来越高。

[0003] 在假下肢的装配过程中,假下肢对线是非常重要的的一环,其成效直接影响截肢者的步态的舒适性和稳定性。传统的假下肢对线调整方法主要通过假肢矫型师的个人观察和截肢者的感觉反馈来进行反复调整。此过程不但费时耗力,效果亦取决于每位假肢矫型师的主观经验。再者,对线的结果不单不具重复性,且在没有统一的标准下,各假肢矫型师之间的表现亦存在着巨大的差异。截肢者因而较难获得最佳的假下肢对线效果。由此可见,客观的对线评估指标极为重要。

[0004] 一般而言,在假下肢安装完毕后,截肢者均会在住院其间接受步态训练,以重新适应因失去下肢关节造成的代偿性步态,并由假肢矫型师评估。同样地,此评估需依赖假肢矫型师的主观观察,亦没有统一的评估准则。评估的偏差轻则可导致截肢者在出院后慢慢养成不良的步态习惯,渐渐减低其步行的舒适性及稳定性,影响日常生活;重则造成余肢损伤,增加再次截肢的风险。

[0005] 本发明的目的在于提供一种客观的假下肢装配辅助系统,并同时评估调整前后的对线结果及截肢者训练后的步态,以解决现有技术中的缺点和存在问题。

发明内容

[0006] 为了克服现时安配假下肢的主观、费时耗力以及不容易获得最佳假下肢对线效果的问题,本发明的总目的是提供一种假下肢对线及对线后的步态分析辅助系统,以帮助假肢矫型师调整假下肢对线、评估对线后截肢者的步态和帮助截肢者进行步态训练。

[0007] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:使用足底压力感应技术。其特征在于通过量度足底压力来量化假下肢对线对截肢者步态的影响,其后客观评估截肢者在装配后的步态及其训练成效。

[0008] 本发明辅助系统主要包括:压力传感器、连接压力传感器的主电路箱、无线信号传输装置、用户界面及其用户界面程序。压力传感器会安放于假下肢的足底部分,通过综合电线与主体电路箱内的微控制器连接。在微控制器完成信号处理后,通过无线传送把数据输入到用户界面。

[0009] 本发明利用用户界面及用户界面程序来显示标准依据范围,并把此标准依据与测量中的足压轨迹比较。系统会根据比较结果向假肢矫型师和截肢者提供调整对线的相关建

议。

[0010] 本发明的有益效果甚多:能为假肢矫型师和截肢者提供客观的对线评估、站立及步态的信息,以辅助假肢矫型师调整对线和帮助截肢者改善步态。从商业生产方面考虑,此系统成本低,零件轻细亦可从假下肢中拆除,均能配合各种假下肢的设计,可塑性高。至于设计方面,此系统采用无线传送技术,一来确保截肢者在步态测试其间不会受电线阻挡,酿成意外;二来不局限于某一指定用户界面——均通用于一般电脑、平板电脑、智能电话或其他智能装置。电源方面,此辅助系统只需用一颗可充电电池来驱动,配合耗电率底的微控制器和无线收发器,可长久运作,同时合乎环保原则。另外,会物理消耗的传感部分以配件形式设计,跟一体式设计相比,能减少造成的电子废物,同时也能为生产者提供持续利润,造成双赢局面。

附图说明

- [0011] 下面结合附图和实施例对本发明进一步说明。
- [0012] 图1是本辅助系统的总示意图。
- [0013] 图2是本辅助系统的立体示意图——右假下肢。
- [0014] 图3是本辅助系统的操作逻辑图。
- [0015] 图4是本辅助系统的主体电路箱外部展示图。
- [0016] 图5是本辅助系统的主体电路箱内部元件示意图。
- [0017] 图6是本辅助系统的压力传感器整配件各元件示意图。
- [0018] 图7是本辅助系统的压力传感器分布示意图——右假下肢。
- [0019] 图8是本辅助系统的电路结构展示图。
- [0020] 图9是本辅助系统的用户界面程序内容展示图——行走动态分析选项。
- [0021] 图10是本辅助系统的用户界面程序内容展示图——双脚站立静态分析选项。

具体实施方式

- [0022] 本发明能被应用于左假下肢和右假下肢。
- [0023] 本发明主要分成三部分:包含主体电路箱101、压力传感器整配件124和应用于用户界面125内的用户界面程序130。
- [0024] 在图2中,压力传感器103-108设于假下肢足底102的多个部分,并经综合电线113连接到主体电路箱101。
- [0025] 参考图2、图4,主体电路箱101可利用尼龙搭扣(维可牢)109系在假下肢的支持干100上或放在空心的假下肢足腔102内。此外,主体电路箱101设有一开关活门126,以方便更换电池118。
- [0026] 图5说明主体电路箱101内包含以下各个元件:微控制器114、无线收发器115、电路板116、串联电阻117、压力传感器应接插座111、电池118和开按钮110。
- [0027] 电池118为可充电电池。使用者可由开关活门126从中取出电池118,以进行外置充电。
- [0028] 图6显示压力传感器配件的各个组件,包括:薄片式压力传感器103-108、综合电线113和压力传感器应接插头112。

[0029] 考虑到压力传感器会随使用时间而消耗,参考图2、图6,本辅助系统里负责传感这一部分的元件会采用可更换式的配件设计——压力传感器应接插头112会使用“可插可拔式”与主体电路箱101的压力传感器应接插座111连接,以便随意更换。

[0030] 图3说明主体电路箱101各元件与压力传感器整配件124的运作关系。先把压力传感器得到的相关力压数据传送到微控制器114,经分析后通过一组无线收发器115作无线信号传送。当用户界面125收到相关信号后会(1)做出对应显示和(2)把回馈信号经无线收发器115传回微控制器114,以触发微控制器再次输出受力数据。

[0031] 各压力传感器建议安放的位置如图7所示:对应大拇指的假足部分103,对应第一和第五跖骨的头部位置104,105,中足左右各一106,107和假足后跟一个108。

[0032] 本系统和权利要求并不限制压力传感器的数量和安放位置。但所有压力传感器的位置连成的内部面积应包含假下肢足低的中心部分。

[0033] 考虑成本低、耐用能力高、重量轻、体积细小等多个要素,本系统压力传感器103-108建议采用薄片式力压电阻传感器。当薄片式力压电阻传感器受压时,其内电阻会以非线性关系减少。

[0034] 分压式电路配置如图8所示,每片压力传感器103-108均与一颗电阻117串联,然后接地,而各个压力传感器103-108和串联电阻117的中间点会与微控制器114连接。

[0035] 微控制器114一边供电,同时通过量度压力传感器103-108和串联电阻117之间的分压,经模拟数字转换器从而求出每片压力传感器对应的相对受压力值。

[0036] 微控制器114可利用内建程序以改善薄片式力压电阻传感器103-108的非线性改变特性:以图8的电路配置下,在一合理力值范围内,量度出多个绝对受压力下所对应的相对受压读数作为校准基础。微控制器114的内建程序具配对功能,能把每次量度出的已校准相对受压力值转换成对应的绝对受压力值;对于没有校准的相对受压力值,内建程序则利用数学上的插值方法,在最接近该值的两个已校准相对受压力值,以线性关系求出最近似的对应绝对受压力值。

[0037] 此外,微控制器114具有解决信号偏移问题的功能,方法如下:以每0.02秒之内采取5个瞬时读数。每个瞬时读数会以前一个瞬时读数相减,利用得出的差来决定受压压力。当这5个信号差之和超出既定的阈值便会更新输出信号。

[0038] 本系统可通过使用不同规格的压力传感器103-108,以应用于不同的灵敏度、解析度、压力范围等要求。

[0039] 另一方面,本系统亦可通过更换串联电阻117以做出有关调校:串联电阻117的电阻越大,对应的灵敏度、解析度越高,而可量度的压力范围则会收窄。

[0040] 用户界面125需配合用户界面程序130使用。用户界面程序130具备输入功能、数据显示、记录存储、数据分析以及分析回馈。

[0041] 用户界面程序130的特征在于运作时需先输入用户名称、用户体重、假下肢足部大小、各压力传感器104-108与参考压力传感器103的对应距离以及选取分析选项。

[0042] 本发明建议把安放于对应大拇指位置的压力传感器103作为唯一的参考压力传感器。该参考压力传感器103应只作距离参考,而非受力参考;各压力传感器103-108应独立量度受压压力。

[0043] 分析选项有:行走动态分析和双脚站立静态分析两种。

[0044] 在行走动态分析的选项下,用户界面程序130的特征在于通过用户界面125显示各压力传感器103-108所受的实时受压力值、参考压力中心 (P_x 、 P_y) 及其对应周期轨迹119, 121、站立时间 (T_{stand})、摆动时间 (T_{swing})、标准依据压力中心周期轨迹范围120以及评估回馈122,123。

[0045] 在双脚站立静态分析的选项下,用户界面程序130的特征在于通过用户界面125显示各压力传感器103-108所受的实时受压力值、参考压力中心 (P_x 、 P_y) 及其对应轨迹128, 129,标准依据压力中心轨迹范围127以及评估回馈122,123。

[0046] 用户界面程序130的特征在于具备两种记录存储的方法——内置存储和云端存储。

[0047] 内置存储适用于没有连接互联网功能的用户界面。相反,拥有连接互联网功能的用户界面可利用云端存储的方法把数据记存于网上存储空间。

[0048] 数据分析方面,用户界面程序130采用以下公式 (1) 和公式 (2) 得到前后向的参考压力中心 (P_x) 和内外向的参考压力中心 (P_y),公式 (1)、(2) 均适用于不同压力传感器数量和位置的计设。

$$[0049] \quad P_x = \frac{\sum_{i=1}^n F_i \times x_i}{\sum_{i=0}^n F_i} \quad (1)$$

$$[0050] \quad P_y = \frac{\sum_{i=1}^n F_i \times y_i}{\sum_{i=0}^n F_i} \quad (2)$$

[0051] 其中, n 是压力传感器的总数量。 F_i 是各压力传感器的对应受力。 x_i 和 y_i 分别为各压力传感器 ($i=x, i \neq 0$) 跟参考压力传感器 ($i=0$) 的前后向距离和内外向距离。

[0052] 压力中心对应的周期轨迹121的周期定义为位于足跟位置的压力传感器108由受压一刻开始,经过受力变化、归零,直至该压力传感器再次受压一刻。

[0053] 用户界面程序130会利用用户界面125的内置计时器来计算步态中假下肢的站立时间 (T_{stand})。其特征在于当位于足跟位置的压力传感器108受压触发时便会启动内置计时器,计时直到位于大拇指的压力传感器103受压停止而终止;内置计时器的记录时间为步态中的站立时间 (T_{stand})。

[0054] 同样,用户界面程序130亦会计算步态中假下肢的摆动时间 (T_{swing})。其特征在于当位于大拇指的压力传感器103在没有受压时启动内置计时器,计时直到位于足跟位置的压力传感器108受压触发而停止;内置计时器的记录时间为步态中的摆动时间 (T_{swing})。

[0055] 标准依据压力中心周期轨迹范围120由多组步态数据分析综合而成;标准依据压力中心轨迹范围127由多组静态站立数据分析综合而成。两种依据范围120,127均需要运用已轮入的用户体重、假下肢大小和各压力传感器104-108与参考压力传感器103的对应位置距离来进行轨迹标准化。

[0056] 在两种分析选项下,评估回馈122,123分别以标准依据压力中心周期轨迹范围120和标准依据压力中心轨迹范围127作为依据。

[0057] 当参考压力中心周期轨迹119,121或参考压力中心轨迹128,129超出依据范围120,127时,用户界面程序130便会显示相应的建议回馈123。

[0058] 相反,若参考压力中心周期轨迹119,121或参考压力中心轨迹128,129在依据范围

120,127之内,用户界面程序130会显示正面回馈122。

[0059] 在解释权利要求时,应该理解:

[0060] 一权利要求中,此辅助系统的元件前表示数量的单词不排除以复数的形式存在;

[0061] 一权利要求中,此辅助系统均可应用于左假下肢和右假下肢;

[0062] 一权利要求中的任何附图标记不限制它们的位置和范围;

[0063] 一权利要求中,此辅助系统的安装不受限于图中的假下肢及假足设计。

[0064] 一权利要求中,此辅助系统的安装不受限于任何压力传感器、微控制器、电阻等元件。

[0065] 一权利要求中,此内建程序不限于建议中的数值。

[0066] 一权利要求中,此用户界面程序不限于建议中的数值。

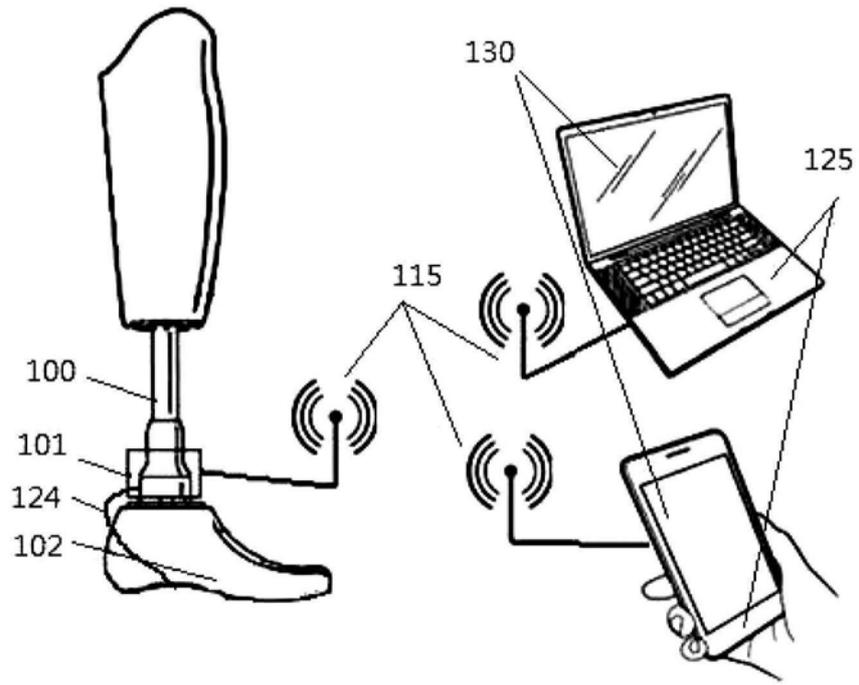


图1

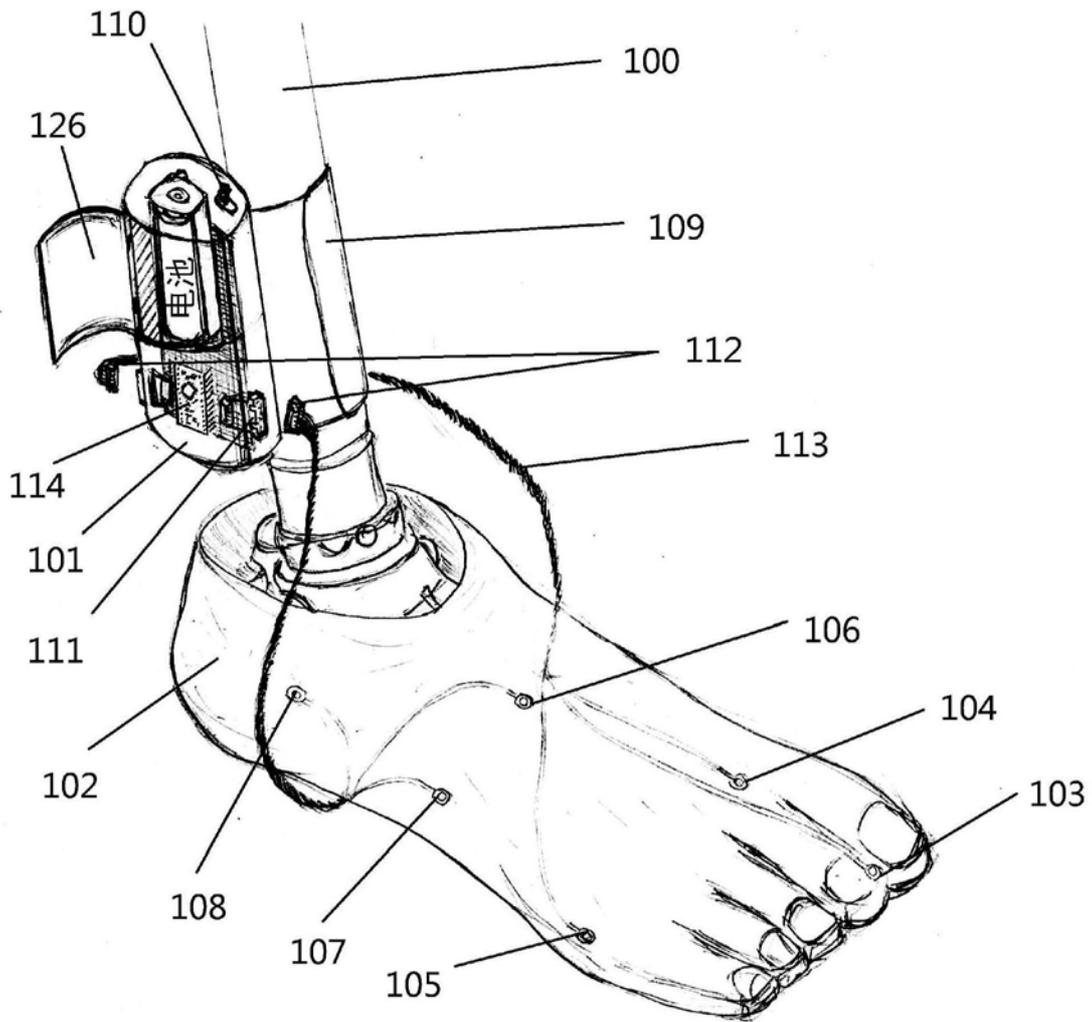


图2

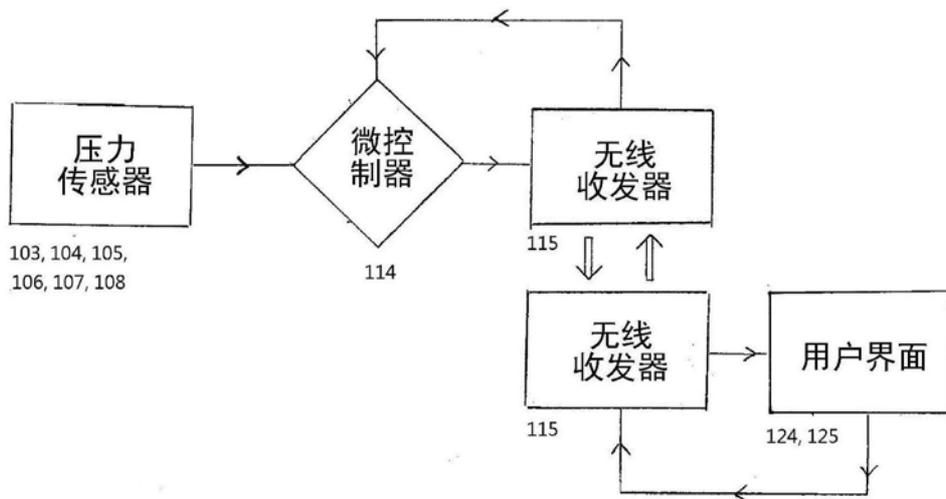


图3

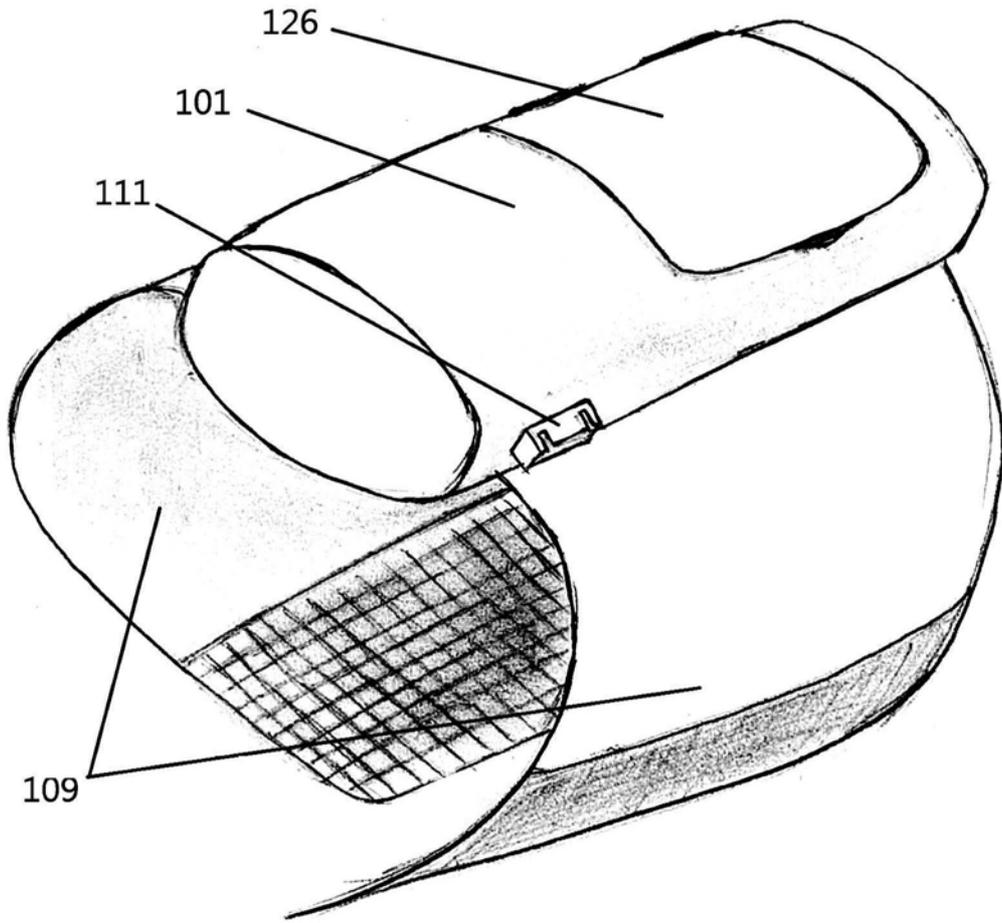


图4

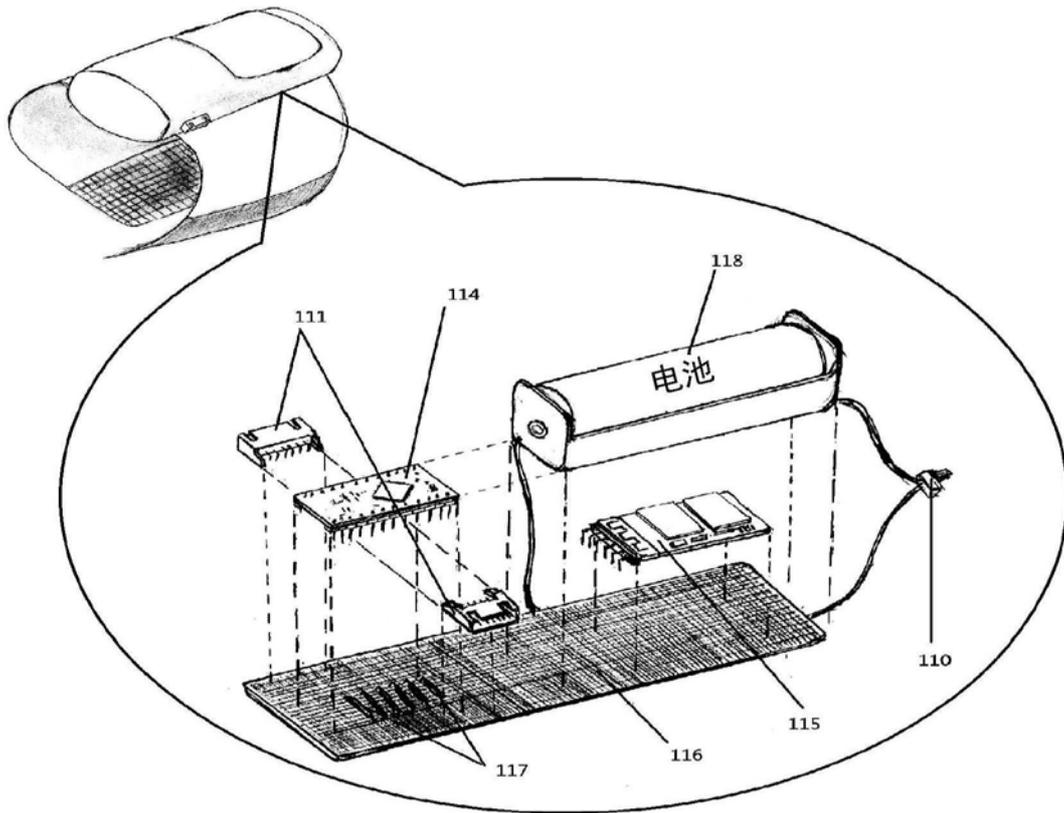


图5

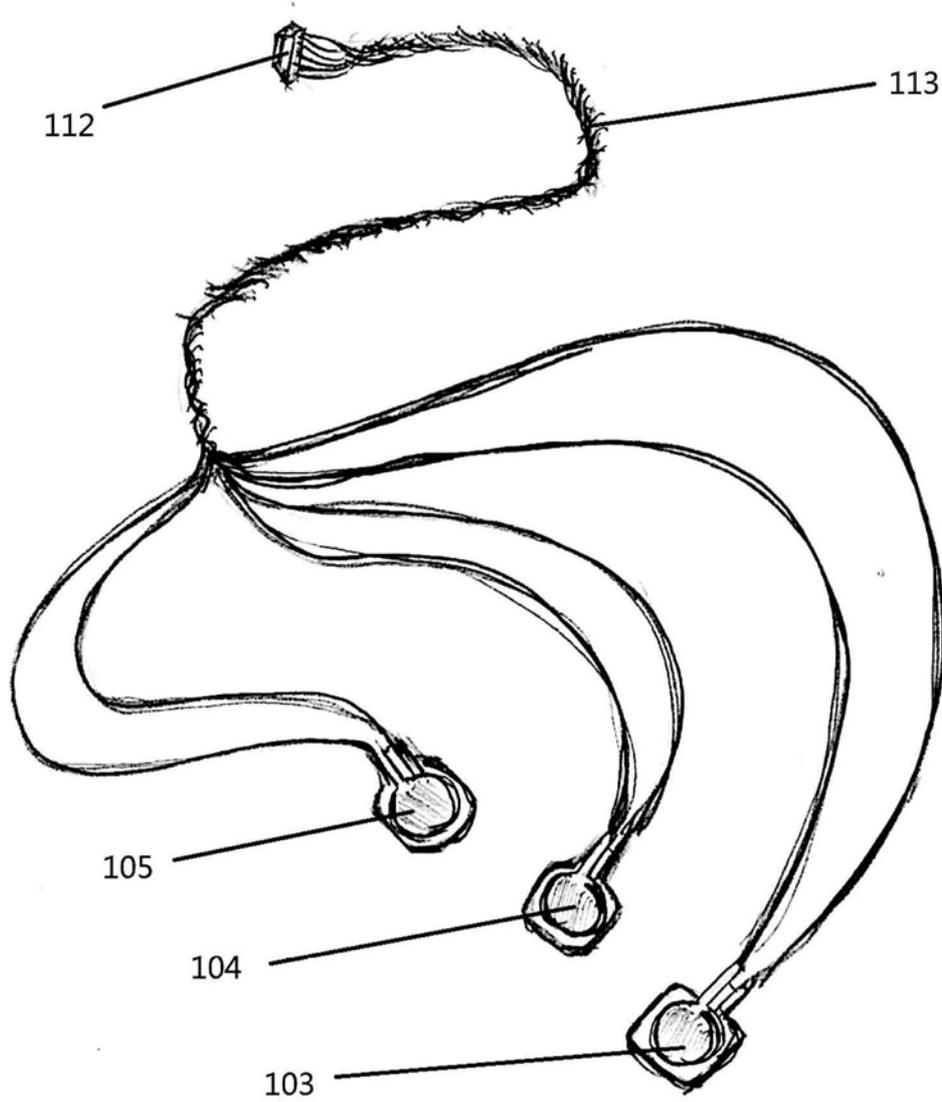


图6

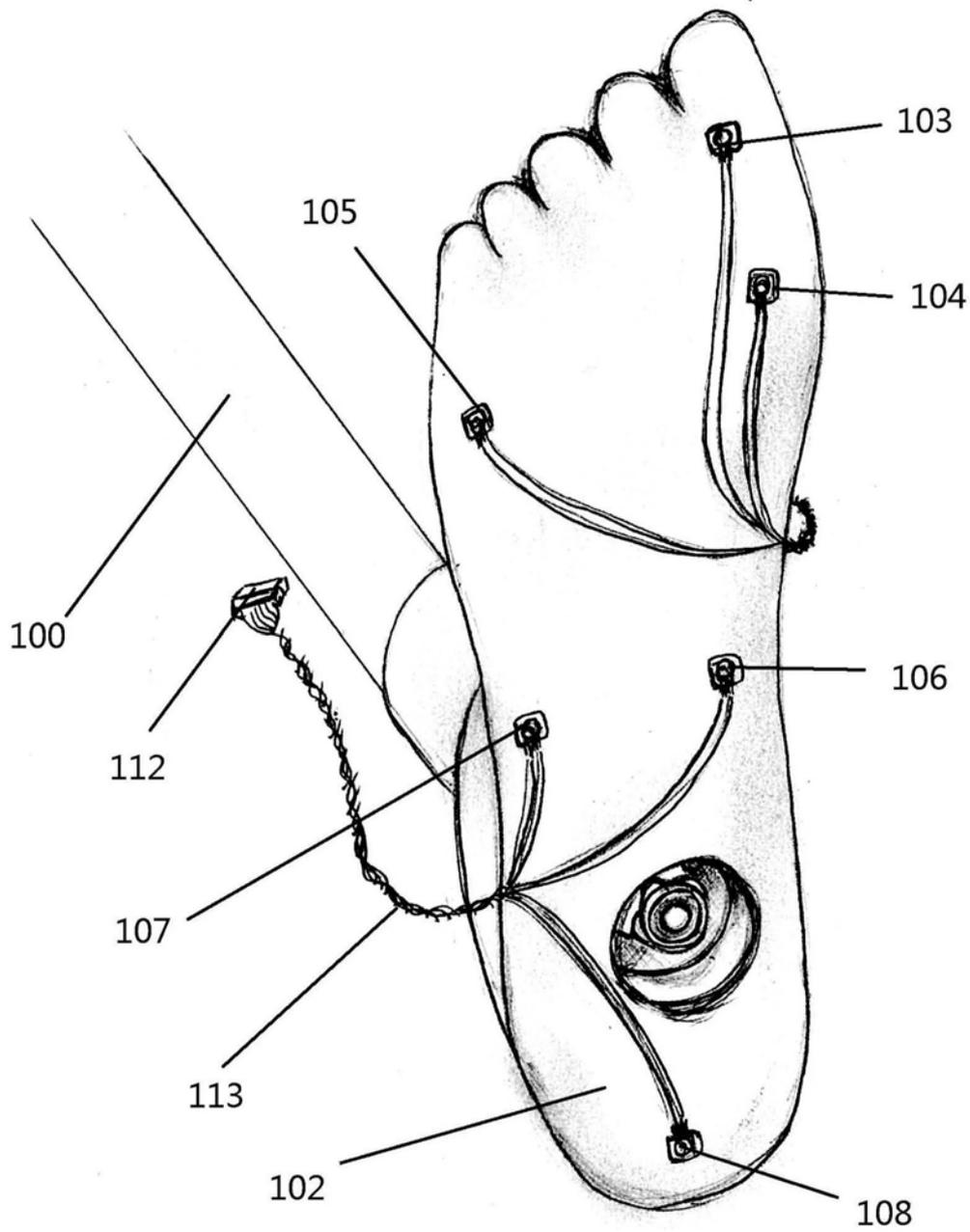


图7

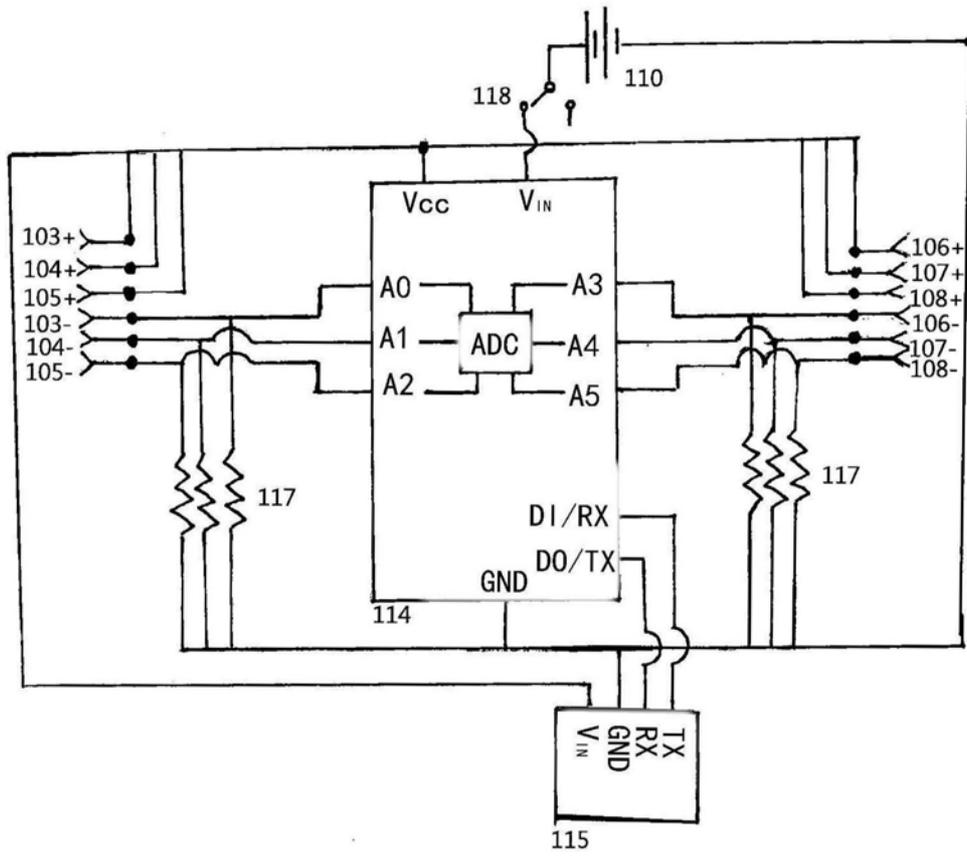


图8

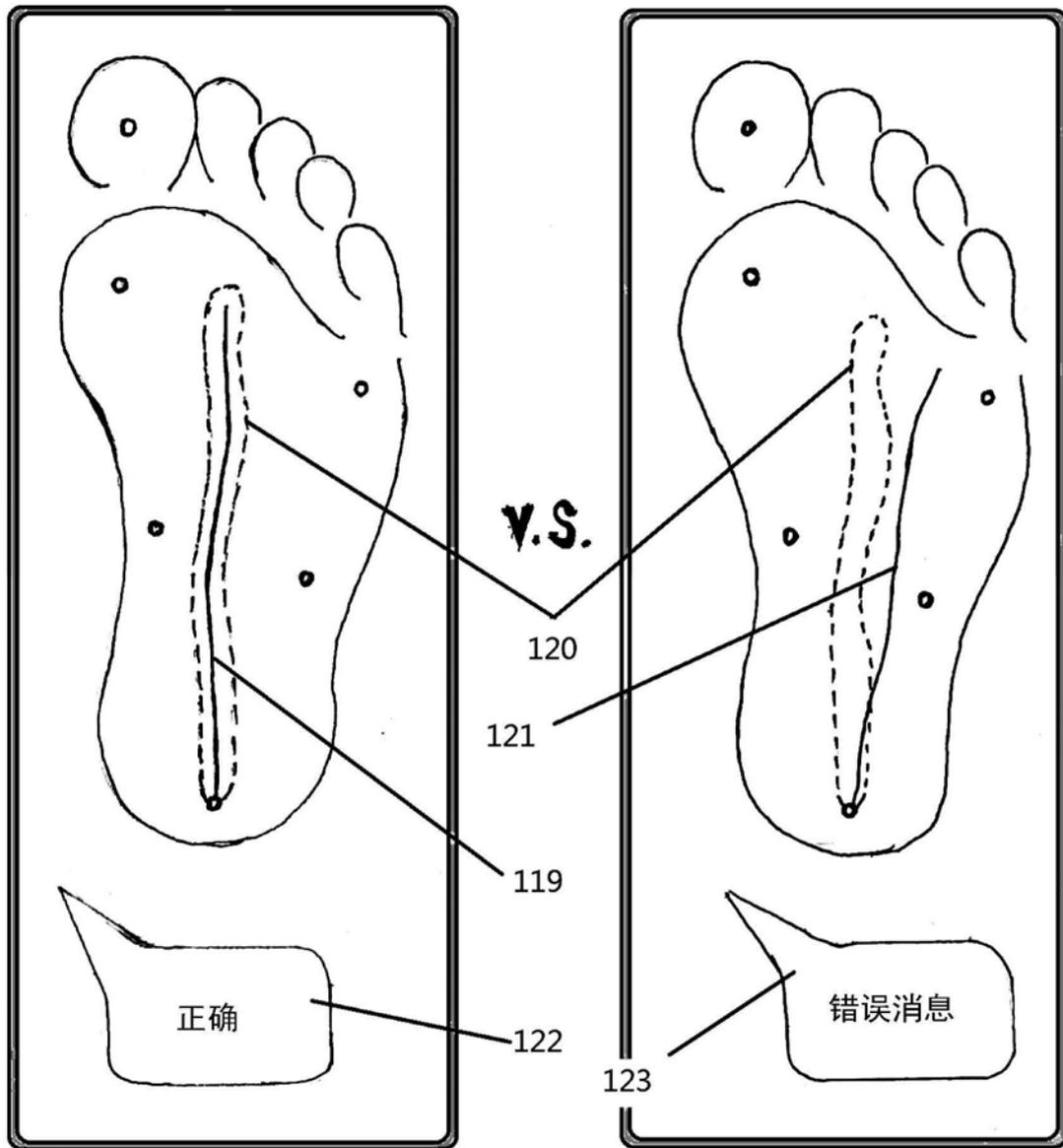


图9

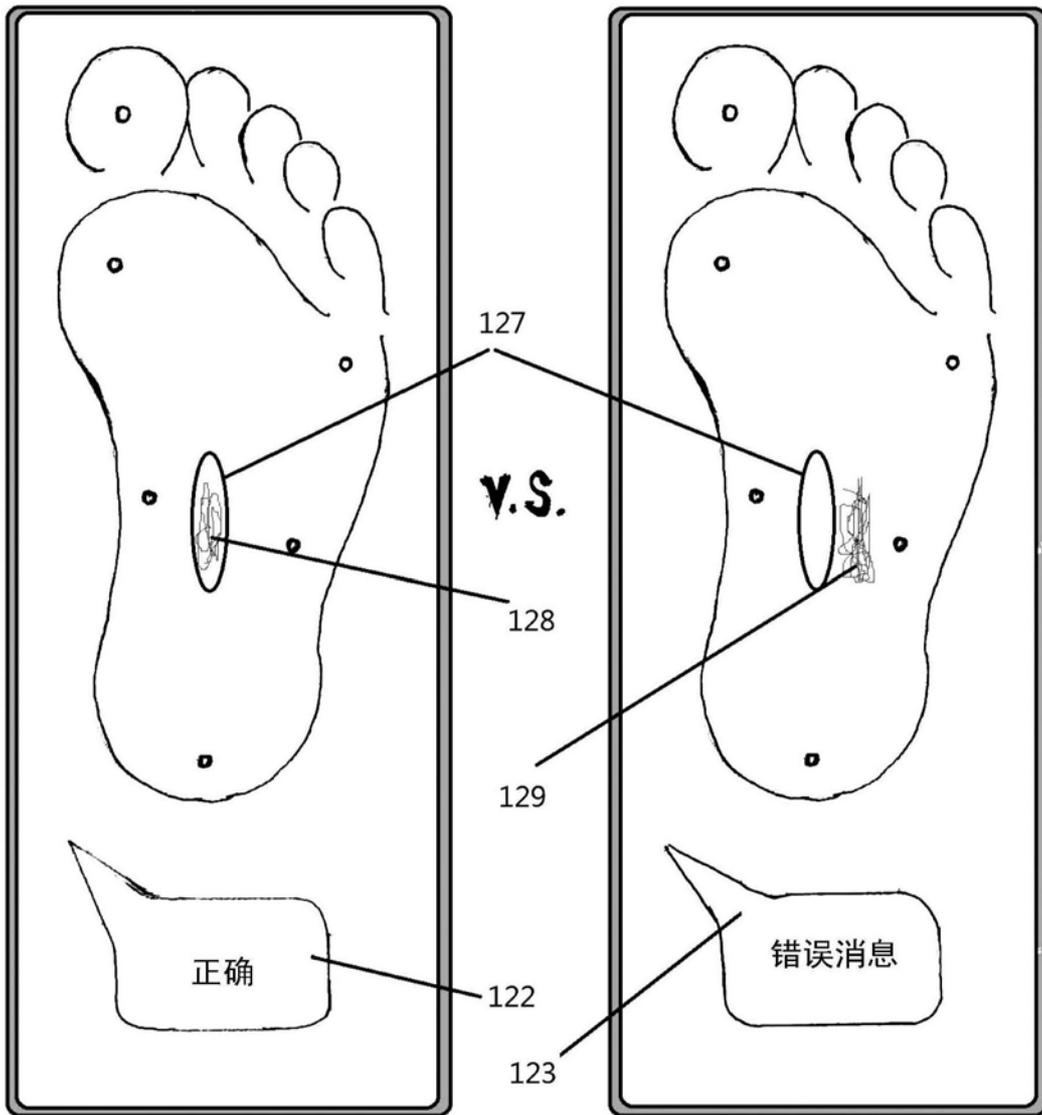


图10