



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112842321 B

(45) 授权公告日 2022.05.20

(21) 申请号 202011628013.5

A61B 5/053 (2021.01)

(22) 申请日 2020.12.30

A61B 5/087 (2006.01)

A61B 5/091 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 112842321 A

(43) 申请公布日 2021.05.28

(73) 专利权人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72) 发明人 马艺馨 葛浩 刘恩康 张明珠
白子轩

(56) 对比文件

CN 103957862 A, 2014.07.30

CN 112022123 A, 2020.12.04

CN 104545924 A, 2015.04.29

CN 110464355 A, 2019.11.19

CN 109567805 A, 2019.04.05

WO 2019146888 A1, 2019.08.01

(74) 专利代理机构 上海科盛知识产权代理有限公司 31225

专利代理师 翁惠瑜

审查员 李馥然

(51) Int. Cl.

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/085 (2006.01)

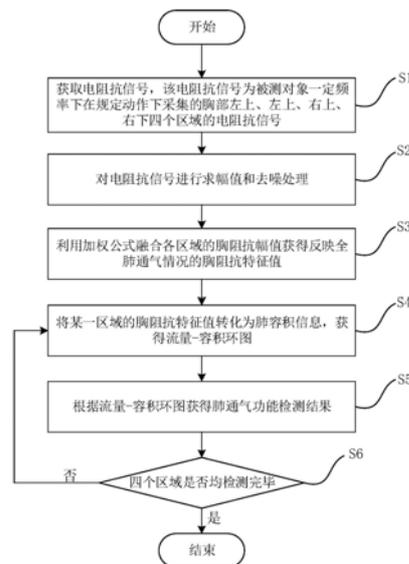
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法、设备及介质

(57) 摘要

本发明涉及一种基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法、设备及介质,所述检测方法包括以下步骤:获取待测对象的电阻抗信号;对所述电阻抗信号进行求幅值和去噪处理,获得反映所述四个区域通气状况的胸阻抗幅值信号序列;融合所述四个区域的胸阻抗幅值信号序列,获得胸阻抗特征值序列;将所述胸阻抗特征值序列转化为肺容积序列,并对所述肺容积序列进行数字微分处理,获得肺通气流量序列,生成总的流量-容积环图和各区域的流量-容积环图;基于所述流量-容积环图获得总的肺通气功能和各区域的肺通气功能检测结果。与现有技术相比,本发明具有测量过程简单容易实施、无交叉感染风险、准确可靠、可以推广普及应用等优点。



1. 一种基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

获取待测对象的电阻抗信号,该电阻抗信号包括按一定频率采集的胸部左上、右上、左下和右下四个区域的电阻抗信号;

对所述电阻抗信号进行求幅值处理,获得反映所述四个区域通气状况的胸阻抗幅值信号序列;

融合所述四个区域的胸阻抗幅值信号序列,获得胸阻抗特征值序列;

将所述胸阻抗特征值序列转化为肺容积序列,并对所述肺容积序列进行数字微分处理,获得肺通气流量序列,生成总的流量-容积环图和各区域的流量-容积环图;

基于所述流量-容积环图获得总的肺通气功能和各区域的肺通气功能检测结果;

所述胸阻抗特征值序列通过以下融合公式获得:

$$R(n) = k_{LU} \times R_{LU}(n) + k_{RU} \times R_{RU}(n) + k_{LL} \times R_{LL}(n) + k_{RL} \times R_{RL}(n)$$

其中, $R(n)$ 为胸阻抗特征值序列, k_{LU} 、 k_{RU} 、 k_{LL} 、 k_{RL} 为加权系数, $R_{LU}(n)$ 、 $R_{RU}(n)$ 、 $R_{LL}(n)$ 、 $R_{RL}(n)$ 分别为四个区域的胸阻抗幅值信号序列, n 为采样样本序号;

基于所述胸阻抗特征值序列和每个区域的胸阻抗幅值信号序列分别获得每个区域的肺容积序列,具体为:

每个呼吸周期的胸阻抗特征值减去该区域内本周期起始时的胸阻抗幅值,获得胸阻抗特征值变化量序列;

基于预先获取的肺通气量-胸阻抗特征值变化量融合公式,将胸阻抗特征值变化量序列转化为肺容积序列;

所述肺通气量-胸阻抗特征值变化量融合公式为:

$$V(n) = a \Delta R(n) + b$$

其中, $V(n)$ 为肺容积序列, $\Delta R(n)$ 为胸阻抗特征值变化量序列, n 为采样样本序号, a 和 b 为统计常数。

2. 根据权利要求1所述的基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法,其特征在于,所述电阻抗信号通过贴附于胸腔表面指定位置的四对复合电极测量采集获得。

3. 根据权利要求1所述的基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法,其特征在于,对所述电阻抗信号进行求幅值处理时,还对所述电阻抗信号进行去噪处理。

4. 根据权利要求1所述的基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法,其特征在于,基于所述流量-容积环图获得肺功能参数,基于所述肺功能参数获得肺通气功能检测结果,所述肺功能参数包括用力肺活量、第一秒用力呼气容积和峰值呼气流量。

5. 根据权利要求1或4所述的基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法,其特征在于,所述肺通气功能检测结果包括是否存在气流受限和通气功能下降及四个区域肺通气功能是否均匀的判断结果。

6. 一种电子设备,其特征在于,包括:

一个或多个处理器;

存储器;和

被存储在存储器中的一个或多个程序,所述一个或多个程序包括用于执行如权利要求1-5任一所述基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法的指令。

7. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,包括供电子设备的一个或多个处理器执行

的一个或多个程序,所述一个或多个程序包括用于执行如权利要求1-5任一所述基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法的指令。

基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法、设备及介质

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗检测方法,尤其是涉及一种基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法、设备及介质。

背景技术

[0002] 慢性阻塞性肺疾病(Chronic Obstructive Pulmonary Disease,COPD)是一种常见的呼吸系统慢性疾病,现已成为一个全球性的重要公共卫生问题。目前,使用肺量计进行肺功能检查是COPD诊断的金标准,对于早期检出肺、气道病变,评估疾病的病情严重程度及预后评估等具有重要的指导意义。在肺功能检查中,对于COPD的诊断标准为,在吸入支气管舒张剂后,如果一秒率,即第一秒用力呼气容积(FEV1)/用力肺活量(FVC),小于70%,且FEV1占预计值的百分比<80%,表明存在气流受限。然而既有的肺功能仪检测肺功能具有一定的局限性,一方面只能检测肺功能变化但不能识别是左肺还是右肺功能下降,更不能识别是上肺还是下肺功能下降;另一方面,肺功能仪在实际应用中在检测过程中需要通过检测管道呼气和吸气,虽然有过滤嘴,但并不能完全排除交叉感染的可能。

发明内容

[0003] 本发明的目的就是为了解决上述现有技术存在的缺陷而提供一种基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法、设备及介质。

[0004] 本发明的目的可以通过以下技术方案来实现:

[0005] 第一方面,本发明提供一种基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法,包括以下步骤:

[0006] 获取待测对象的电阻抗信号,该电阻抗信号包括按一定频率采集的胸部左上、右上、左下和右下四个区域的电阻抗信号;

[0007] 对所述电阻抗信号进行求幅值处理,获得反映所述四个区域通气状况的胸阻抗幅值信号序列;

[0008] 融合所述四个区域的胸阻抗幅值信号序列,获得胸阻抗特征值序列;

[0009] 将所述胸阻抗特征值序列转化为肺容积序列,并对所述肺容积序列进行数字微分处理,获得肺通气流量序列,生成总的流量-容积环图和各区域的流量-容积环图;

[0010] 基于所述流量-容积环图获得总的肺通气功能和各区域的肺通气功能检测结果。

[0011] 进一步地,所述电阻抗信号通过贴附于胸腔表面指定位置的四对复合电极测量采集获得。

[0012] 进一步地,对所述电阻抗信号进行求幅值处理时,还对所述电阻抗信号进行去噪处理。

[0013] 进一步地,所述胸阻抗特征值序列通过以下融合公式获得:

$$[0014] R(n) = k_{LU} \times R_{LU}(n) + k_{RU} \times R_{RU}(n) + k_{LL} \times R_{LL}(n) + k_{RL} \times R_{RL}(n)$$

[0015] 其中, $R(n)$ 为胸阻抗特征值序列, k_{LU} 、 k_{RU} 、 k_{LL} 、 k_{RL} 为加权系数, $R_{LU}(n)$ 、 $R_{RU}(n)$ 、 R_{LL}

(n)、 $R_{RL}(n)$ 分别为四个区域的胸阻抗幅值信号序列，n为采样样本序号。

[0016] 进一步地，基于所述胸阻抗特征值序列和每个区域的胸阻抗幅值信号序列分别获得每个区域的肺容积序列，具体为：

[0017] 每个呼吸周期的胸阻抗特征值减去该区域内本周期起始时的胸阻抗幅值，获得胸阻抗特征值变化量序列；

[0018] 基于预先获取的肺通气量-胸阻抗特征值变化量融合公式，将胸阻抗特征值变化量序列转化为肺容积序列。

[0019] 进一步地，所述肺通气量-胸阻抗特征值变化量融合公式为：

[0020] $V(n) = a \Delta R(n) + b$

[0021] 其中， $V(n)$ 为肺容积序列， $\Delta R(n)$ 为胸阻抗特征值变化量序列，n为采样样本序号，a和b为统计常数。

[0022] 进一步地，基于所述流量-容积环图获得肺功能参数，基于所述肺功能参数获得肺通气功能检测结果，所述肺功能参数包括用力肺活量、第一秒用力呼气容积和峰值呼气流

量。

[0023] 进一步地，所述肺通气功能检测结果包括是否存在气流受限和通气功能下降及四个区域肺通气功能是否均匀的判断结果。

[0024] 第二方面，本发明提供一种电子设备，包括：

[0025] 一个或多个处理器；

[0026] 存储器；和

[0027] 被存储在存储器中的一个或多个程序，所述一个或多个程序包括用于执行如上所述基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法的指令。

[0028] 第二方面，本发明提供一种计算机可读存储介质，包括供电子设备的一个或多个处理器执行的一个或多个程序，所述一个或多个程序包括用于执行如上所述基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法的指令。

[0029] 与现有技术相比，本发明具有以下有益效果：

[0030] 1、本发明通过在胸腔指定位置测量四个区域的胸阻抗和数据处理，获得受测者的总的流量-容积图和四个区域流量-容积图，与临床上的肺功能仪相比，测量过程不需要通过测量管道呼吸和吸气，对呼吸道无扰动，不增加呼吸阻力，测量过程无交叉感染的风险，使用者体验更轻松，适宜推广普及。

[0031] 2、本发明通过在四个指定胸腔区域测量胸阻抗信号，经过数据融合和数据拟合获得呼吸量，经过微分运算获得呼吸流量，并进而绘制流量-容积图，并且通过胸阻抗计算肺功能参数，相比其它只测量一个或者两个胸阻抗的方法，对于肺通气功能不均匀等能够更准确测量肺的通气量，给出更准确的流量-容积图和肺功能参数，更适合用于肺功能检测。

[0032] 3、本发明利用四个区域电阻抗分别绘制四个区域的流量-容积图，并计算四个区域的肺功能参数，可以对比发现肺通气功能不均匀的问题、识别肺功能下降的区域，相比临床上的肺功能仪只能识别肺功能下降识别检测肺通气功能不均匀，能够为临床治疗提供更丰富的信息；相比能够识别区域性肺功能下降的CT方法，无辐射，可以多次重复测量。

[0033] 综上所述，本发明操作简单，安全可靠，可多次重复测量，可准确获得用于慢阻肺筛查以及临床肺功能检测和疗效评估的辅助结果，有助于推动肺功能筛查的推广普及和慢

阻肺的早诊早治,具有重要社会意义和临床价值。

附图说明

[0034] 图1为本发明的流程示意图;

[0035] 图2为本发明实施例的电极贴附位置示意图,其中,(2a)为正面的电极安装示意图,(2b)为背面的电极安装示意图;

[0036] 图3为本发明实施例提供的用力深呼吸时的胸阻抗信号;

[0037] 图4为本发明实施例提供的根据胸阻抗值绘制的呼吸流量-容积环图,其中,(4a)为第一次用力深呼吸过程的流量-容积环图,(4b)为和第二次用力深呼吸过程的流量-容积环图。

具体实施方式

[0038] 下面结合附图和具体实施例对本发明进行详细说明。本实施例以本发明技术方案为前提进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0039] 实施例1

[0040] 参考图1所示,本实施例提供一种基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法,包括:

[0041] 步骤S1、获取待测对象的电阻抗信号,该电阻抗信号包括按一定频率采集的胸部左上(LU区)、右上(RU区)、左下(LL区)和右下(RL区)四个区域的电阻抗信号 $Z_{LU}(n)$ 、 $Z_{RU}(n)$ 、 $Z_{LL}(n)$ 和 $Z_{RL}(n)$,其中, n 为采样样本序号。

[0042] 电阻抗信号为待测对象按照临床肺功能仪流量-流速环图测试所要求的呼吸动作进行呼吸时,通过包含贴附于胸腔表面指定位置的四对复合电极的生物电阻抗测量系统测量采集获得。

[0043] 在一个实施方式中采用如图2所示的电极贴附方式。将胸腔划分左上、左下、右上、右下四个区域,每个区域前胸与后背的两个电极构成电极对,在人体正面,直线 l_1 是人体胸腔2、3肋骨之间的位置,直线 l_3 、 l_4 分别是两乳首连线的垂直线,电极A、B分别固定在 l_1 与 l_3 、 l_1 与 l_4 的交点位置;直线 l_2 是人体胸腔5、6肋骨之间的位置,直线 l_5 、 l_6 分别与 l_3 、 l_4 成 30° 夹角,电极C、D分别固定在 l_2 与 l_5 、 l_2 与 l_6 的交点位置;在人体背面,直线 l_1' 、 l_2' 分别是 l_1 、 l_2 同一平面对应的位置,电极A'、B'位于 l_1' 上肩胛骨边缘与脊柱中间位置,电极C'、D'位于 l_2' 上距脊柱10cm处的位置。

[0044] 在可选的实施方式中,复合电极采用如专利申请CN201710903987.1公开的电极结构,包括中心的测量电压的小电极和外围的与施加激励电流的大电极,电流电极与电压电极电气绝缘。每个电极对中,电流电极连接至医用电阻抗测量系统的激励电流输出通道,电压电极连接至电压测量通道,按照一定频率重复采集胸阻抗信号。

[0045] 步骤S2、对所述电阻抗信号进行求幅值处理,获得反映所述四个区域通气状况的胸阻抗幅值信号序列 $R_{LU}(n)$ 、 $R_{RU}(n)$ 、 $R_{LL}(n)$ 和 $R_{RL}(n)$ 。优选地,对所述电阻抗信号进行求幅值处理时,还对所述电阻抗信号进行去噪处理。

[0046] 在可选的实施方式中,对每一个胸阻抗信号按照二范数求取幅值。

[0047] 在可选的实施方式中,对幅值信号去噪,采用专利申请CN202011047933.8公开的方式,使用小波阈值滤波和五点三次平滑方法去除胸阻抗信号中的高频噪声,使用多项式拟合法去除基线漂移,获得与呼吸相关的胸阻抗信号。

[0048] 步骤S3、融合所述四个区域的胸阻抗幅值信号序列,获得胸阻抗特征值序列。

[0049] 将测量到的四个区域胸阻抗特征值 $R_{LU}(n)$ 、 $R_{RU}(n)$ 、 $R_{LL}(n)$ 和 $R_{RL}(n)$,利用加权公式(1)进行融合计算,获得反映肺总的通气情况的胸阻抗特征值 $R(n)$,其中 k_{LU} 、 k_{RU} 、 k_{LL} 、 k_{RL} 为加权系数,可根据实验测试确定。本实施例中各加权系数均取0.25。

$$[0050] \quad R(n) = k_{LU} \times R_{LU}(n) + k_{RU} \times R_{RU}(n) + k_{LL} \times R_{LL}(n) + k_{RL} \times R_{RL}(n) \quad (1)$$

[0051] 如图3所示,是测得24岁年轻男性的胸阻抗信号,阻抗测量频率128Hz,虚线框内的部分是两次用力深呼吸阶段,其中吸气时电阻值增加,呼气时电阻值减小。

[0052] 步骤S4、将所述胸阻抗特征值序列 $R(n)$ 转化为肺容积序列,并对所述肺容积序列进行数字微分处理,获得肺通气流量序列,生成各区域的流量-容积环图,具体地:

[0053] 将获得的被测对象用力深呼吸时的胸阻抗特征值序列 $R(n)$,以每个用力呼吸周期起始时(呼气末期)的胸阻抗值 $R_0(i)$ 为参考,计算胸阻抗特征值变化量序列 $\Delta R(n) = R(n) - R_0(i)$, i 表示第 i 个用力呼吸周期;

[0054] 再根据肺通气量-胸阻抗特征值变化量融合公式(2)计算肺容积,其中 a 和 b 是已知根据实验测试结果的统计常数,与被测对象的性别、年龄、身高、体重和种族等相关,本实施例中 $a=0.285$, $b=0.199$;

$$[0055] \quad V(n) = a \Delta R(n) + b \quad (2)$$

[0056] 对 $V(n)$ 序列按照公式(3)进行数字微分,得到肺通气流量序列 $f(n)$,即这里 Δt 是步骤1)的胸阻抗测量时间间隔,是胸阻抗测量频率的倒数。

$$[0057] \quad f(n) = [V(n+1) - V(n)] / \Delta t \quad (3)$$

[0058] 如图4所示,是本发明实施例根据图3的胸阻抗特征值绘制的呼吸流量-容积环图,其中,(4a)、(4b)分别对应图3中第一次和第二次用力深呼吸过程。

[0059] 步骤S5、基于所述流量-容积环图获得该区域的肺通气功能检测结果,具体地,基于所述流量-容积环图获得肺功能参数,基于所述肺功能参数判断是否存在气流受限和通气功能下降。

[0060] 在可选的实施方式中,肺功能参数包括用力肺活量、第一秒用力呼气容积和峰值呼气流量:

[0061] 用力肺活量 $V_{FVC} = a(R_{\max} - R_{\min}) + b$,其中 R_{\max} 、 R_{\min} 分别表示连续重复用力深呼吸期间胸阻抗特征值的最大值和最小值;

[0062] 第一秒用力呼气容积 FEV_1 为连续深呼吸周期中第一秒用力呼气容积的最大值, $FEV_1 = \max\{a[R_a(i) - R_{1sec}(i)] + b\}$,其中 $R_a(i)$ 表示第 i 个用力呼吸周期胸阻抗特征值的最大值, $R_{1sec}(i)$ 表示第 i 个深呼吸周期胸阻抗特征值最大值(吸气末期) $R_a(i)$ 之后1秒钟时刻的胸阻抗幅值;

[0063] 峰值呼气流量 $F_{PEF} = \max\{F(n)\}$, $F(n)$ 为肺通气流量序列。

[0064] 步骤S6、对四个区域的胸阻抗特征值序列分别重复步骤S4和S5,绘制总的流量-容积环图和每个区域的流量-容积环图,然后对四个区域进行比对,判断四个区域的肺通气功能是否均匀。

[0065] 生物电阻抗技术是指利用生物组织、器官等的电特性及其变化规律,获取人体生理病理状况相关的生物医学信息检测技术。由于肺脏组织及肺内气体的电特性具有明显的差异,通过人体胸外测量到的电阻抗特性对肺内充气状态的变化敏感,因此可以通过电阻抗方法对肺阻塞患者胸阻抗变化进行检测,从而反映肺功能状况。与传统肺功能仪检测呼吸过程中气体流量相比,电阻抗法测量呼吸过程中的胸阻抗,一方面直接对检测区域的肺通气情况敏感,可以识局部肺通气状况的改变,识别肺通气不均匀问题,另一方面不需要通过公用的检测管道吸气、不存在交叉感染的风险,测量过程中对呼吸道无扰动,测量简单便捷,适宜作为获取胸阻抗信号的采集,是对常规肺功能检查的有效补充,具有重要的临床价值和重要社会意义。

[0066] 上述功能如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0067] 实施例2

[0068] 本实施例提供一种电子设备,包括一个或多个处理器、存储器和被存储在存储器中的一个或多个程序,所述一个或多个程序包括用于执行如实施例1采用胸阻抗测量的所述基于流量-容积环图的肺通气功能检测方法的指令。

[0069] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。应当理解,本领域的普通技术人员无需创造性劳动就可以根据本发明的构思作出诸多修改和变化。因此,凡本技术领域中技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案,皆应在由权利要求书所确定的保护范围内。

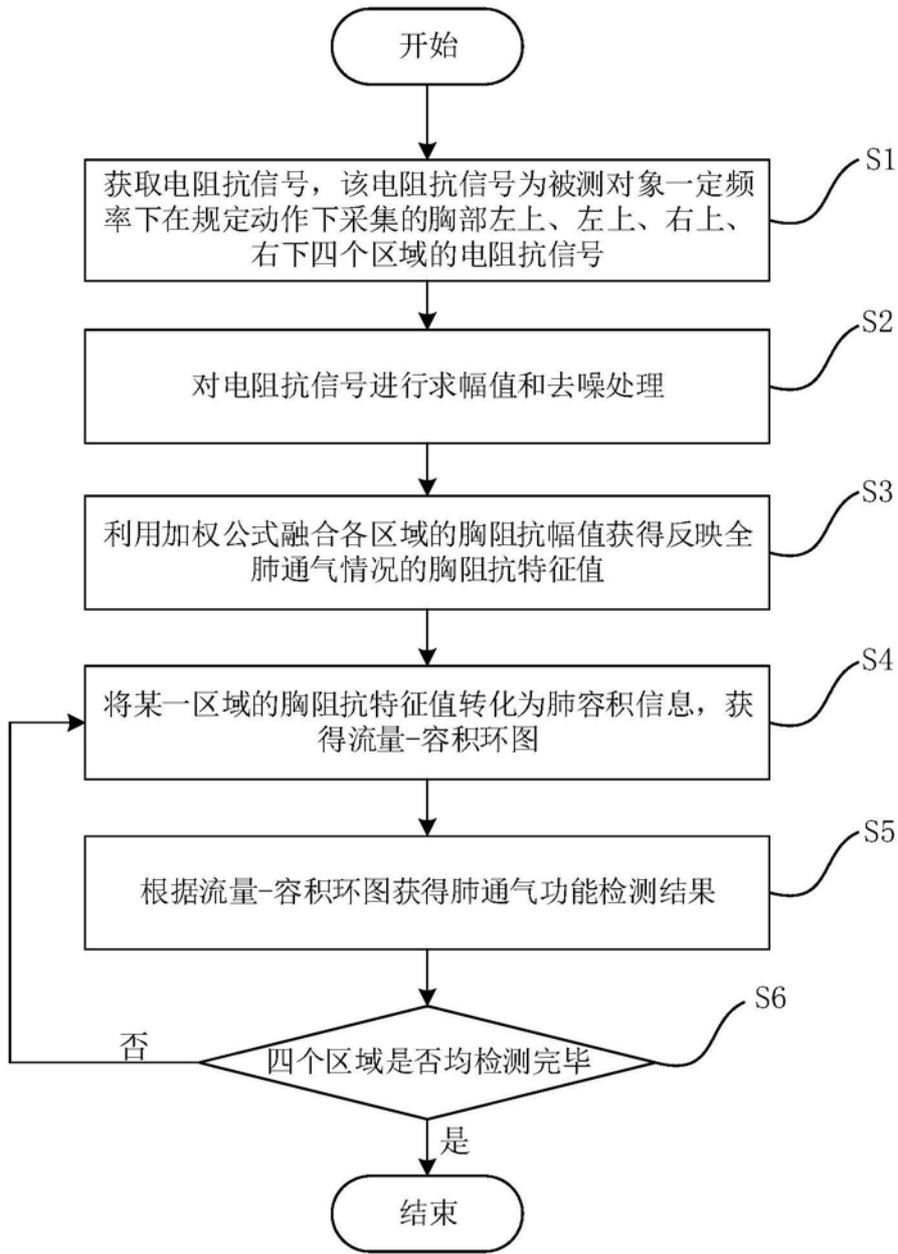


图1

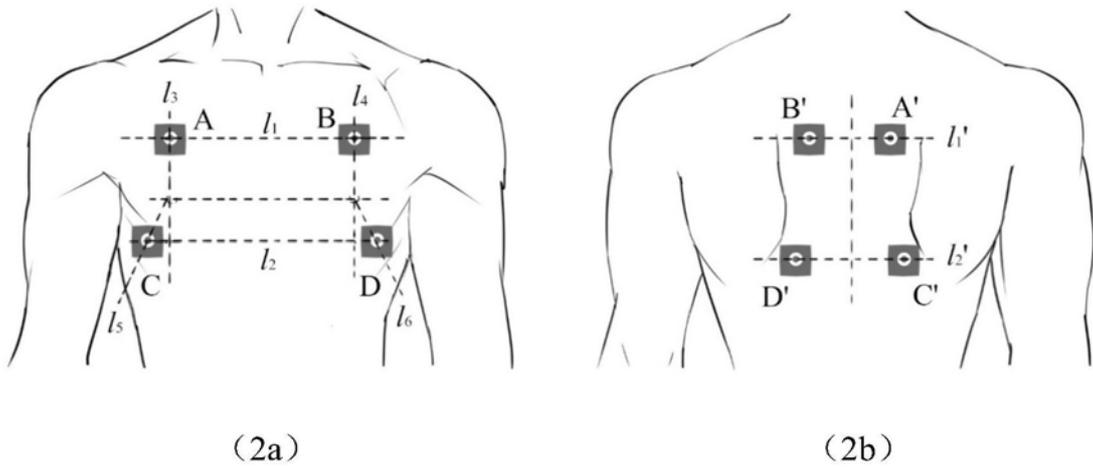


图2

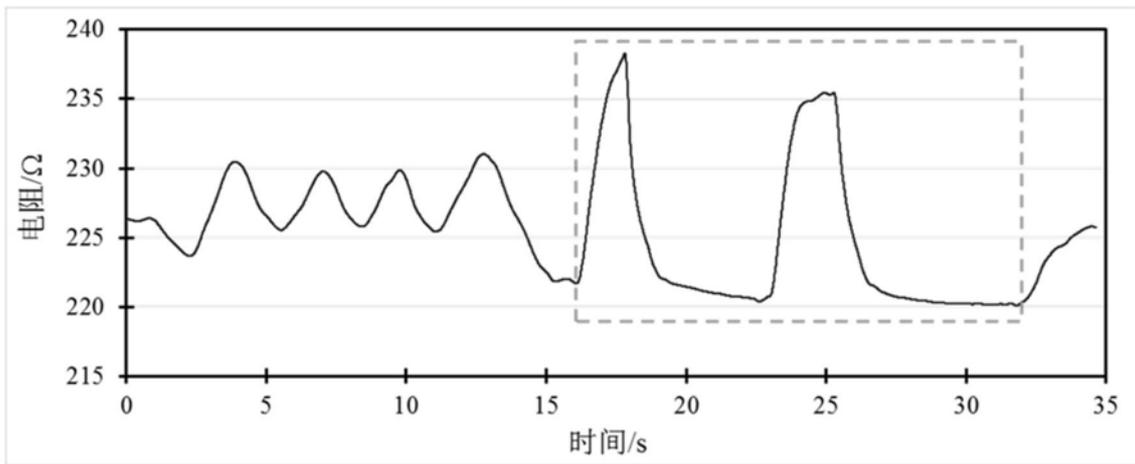
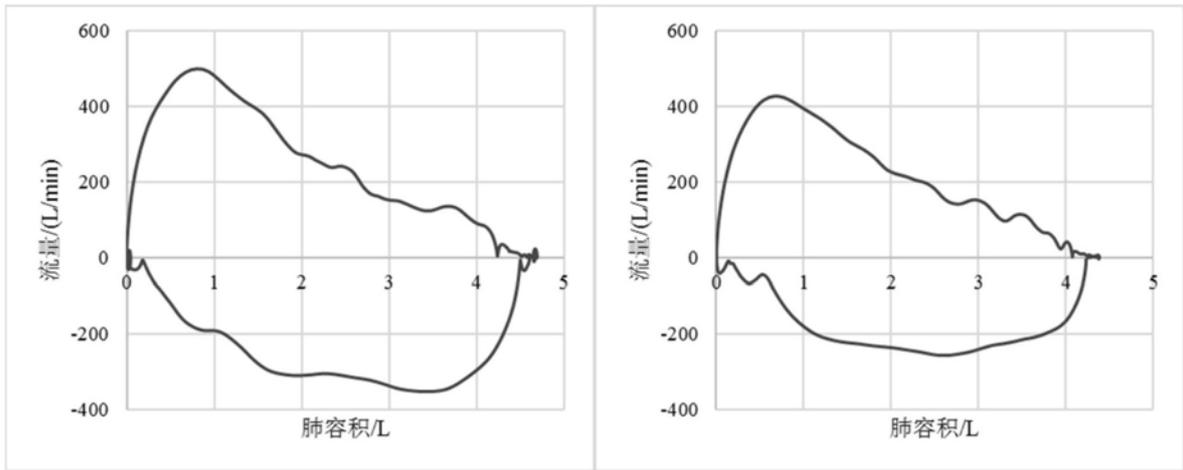


图3



(4a)

(4b)

图4