

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101940469 B

(45) 授权公告日 2012. 09. 05

(21) 申请号 201010213757. 0

JP 2010121962 A, 2010. 06. 03,

(22) 申请日 2010. 06. 29

审查员 刘希

(73) 专利权人 广州安德生物科技有限公司

地址 510663 广东省广州市天河区高普路
1039 号 209 房

(72) 发明人 宋嵘 蒋庆

(74) 专利代理机构 广州三环专利代理有限公司

44202

代理人 张超

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/053(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1056817 A, 1991. 12. 11,

CN 1867376 A, 2006. 11. 22,

US 6213949 B1, 2001. 04. 10,

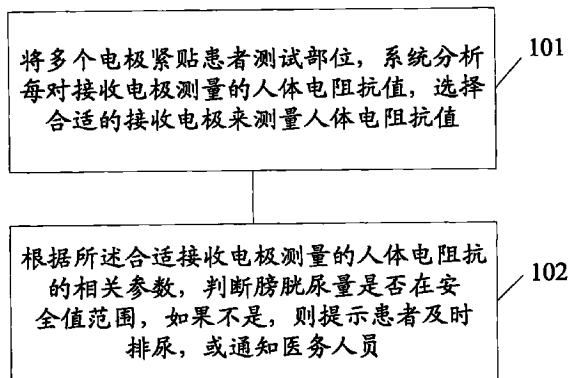
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种便携式膀胱尿量检测装置

(57) 摘要

本发明公开了一种便携式膀胱尿量检测方法
及装置,方法包括步骤:a、将多个电极紧贴患者
测试部位,系统分析每对接收电极测量的人体电
阻抗值,选择合适的接收电极测量人体电阻抗值;
b、根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的相
关参数包括电阻抗幅值,相角,实部,虚部,判断膀
胱尿量是否在安全值范围,如果不是,则提示患者
及时排尿,或提示医务人员协助患者及时排尿。采
用本发明的方法和便携式检测装置能实时、准确
对膀胱尿量多少进行检测,提示患者及时排尿,或
通过无线网络远程监控病情,操作更安全方便、抗
干扰效果更好。



1. 一种便携式膀胱尿量检测装置,其特征在于,包括在环形检测带上设置的检测仪主体和至少 4 个电极,其中所述检测仪主体包括中央控制模块、电流测量模块、电压测量模块、恒流源或恒压源、线路选择模块,警示装置;

所述中央控制模块分别通过电压测量模块、电流测量模块、恒流源或恒压源连接线路选择模块;所述线路选择模块连接多个所述电极,所述电极包括激励电极和接收电极,所述线路选择模块分析每对接收电极测量的人体电阻抗值,选择合适的接收电极测量人体电阻抗值传送给所述中央控制模块;所述中央控制模块根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的相关参数,判断膀胱尿量是否在安全值范围;所述警示装置用于当检测的膀胱尿量超过所设定的安全范围时,则发出声光或者其它方式的报警,提示患者及时排尿,或通知医务人员。

2. 根据权利要求 1 所述便携式膀胱尿量检测装置,其特征在于,所述线路选择模块还可根据患者身体情况和不同测试部位,自动选择一对或者多对电极,按照一定顺序产生交流信号,所述交流信号频率、以及电流或电压大小可由系统自动选择或者预设,系统自动选择记录一对或者多对电极的测量结果用于分析膀胱尿量。

3. 根据权利要求 1 所述便携式膀胱尿量检测装置,其特征在于,所述中央控制模块包括膀胱尿量计算单元,用于根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的幅值,利用公式

$$V = \frac{|Z| - |Z_{\min}|}{|Z_{\max}| - |Z_{\min}|} V_{\max}, \text{计算出患者膀胱尿量多少,其中 } V \text{ 为待测的膀胱尿液量体积,}$$

V_{\max} 为正常人体膀胱的最大尿容纳量体积, $|Z|$ 表示测量得到的电阻抗, $|Z_{\min}|$ 为膀胱最大尿容量时的阻抗值, $|Z_{\max}|$ 为膀胱最小尿容量时的阻抗值;

或者根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的实部,利用公式

$$V = \frac{|R| - |R_{\min}|}{|R_{\max}| - |R_{\min}|} V_{\max}, \text{计算出患者膀胱尿量多少,其中 } V \text{ 为待测的膀胱尿液量体积, } V_{\max}$$

为正常人体膀胱的最大尿容纳量体积, $|R|$ 表示测量得到的电阻抗实部, $|R_{\min}|$ 为膀胱最大尿容量时的阻抗值实部大小, $|R_{\max}|$ 为膀胱最小尿容量时的阻抗值实部大小;

或者根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的虚部,利用公式

$$V = \frac{|X| - |X_{\min}|}{|X_{\max}| - |X_{\min}|} V_{\max}, \text{计算出患者膀胱尿量多少,其中 } V \text{ 为待测的膀胱尿液量体积,}$$

V_{\max} 为正常人体膀胱的最大尿容纳量体积, $|X|$ 表示测量得到的电阻抗虚部, $|X_{\min}|$ 为膀胱最大尿容量时的阻抗值虚部大小, $|X_{\max}|$ 为膀胱最小尿容量时的阻抗值虚部大小。

4. 根据权利要求 1 所述便携式膀胱尿量检测装置,其特征在于,所述中央控制模块还包括膀胱尿量比较单元,用于根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的幅值和相角,或者人体电阻抗的实部和虚部,利用欧氏距离公式或马氏距离公式,比较膀胱尿量是否超过所设定的安全范围;

马氏距离如下公式所示:

$$D(x) = \sqrt{(x - \mu)^T \Sigma^{-1} (x - \mu)}$$

欧氏距离如下公式所示:

$$D(|z|, \theta) = \sqrt{(|z| - |z|_0)^2 + (\theta - \theta_0)^2}$$

其中, $x = [|z|, \theta]$; $|x|, \theta$ 分别为测量的幅度和相角值, $\mu = [|z|_0, \theta_0]$, $|z|_0, \theta_0$ 为患者所设目标状况时膀胱阻抗的幅度和相角的均值, Σ 为 $(x - \mu)$ 的斜方差矩阵。

5. 根据权利要求 1 所述便携式膀胱尿量检测装置, 其特征在于, 所述电极采用环状同心圆复合结构, 即外圈为环形的接收电极, 中间为圆形实心的激励电极;

所述便携式膀胱尿量检测装置还包括分别与中央控制模块连接的液晶显示屏、数据存储模块、通讯模块;

所述数据存储模块, 用于记录所述接收电极的测量信号和计算数据;

通讯模块, 用于将测量数据通过无线或有线网络传输方式发送给远端的监控平台。

一种便携式膀胱尿量检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗检测装置,尤其涉及一种便携式膀胱尿量检测方法及装置。

背景技术

[0002] 目前检测患者膀胱状况的方法多采用的是超声波技术,其超声波仪器笨重、昂贵,不方便随身携带。对于像患肾炎、膀胱炎、尿失禁的患者,以及不能感知膀胱尿量的患者,需要实时监控膀胱尿量多少,及时提醒患者排尿,才能预防积尿过多或者排尿不尽引发的并发症;或及时将患者测试数据发给远端的监控平台,供医生诊断。目前的膀胱尿量检测方法及装置都无法满足上述要求。

[0003] 下面介绍一下生物电阻抗的测量原理,生物体中细胞由细胞膜包裹,内部充满细胞质,细胞之间是细胞外液。生理学研究表明,当直流或低频电流施加于生物组织时,电流将以任意一种可能的方式绕过细胞,主要流经细胞外液;当施加于生物组织电流的频率增加,细胞膜电容的容抗减小,一部分电流将穿过细胞膜流经细胞内液。这使得生物组织阻抗对外界呈现一定的频散特性。鉴于 Cole-Cole 理论,生物组织的电路模型可用图 1 所示的电路等效,此时的 R_i 、 R_e 、 C_m 分别代表整个生物组织的等效内、外液电阻和膜电容,这就是所谓的生物阻抗三元件模型。

[0004] 在生物电阻抗测量中,由于电流源激励模式受未知接触阻抗的影响小且加到电极的电流的幅值容易控制不致引起安全问题,通常是借助置于体表的激励电极向被测对象施加微小的交变电流信号 $I(t)$,其值为 $I_0 \sin \omega t$,通过置于人体不同部位的测量电极,检测出组织表面的微弱电压信号为:

[0005]

$$V_c(t) = I(t)Z = |Z| I_0 \times \sin(\omega t + \varphi) \quad (2-1)$$

[0006] 将该微弱信号进行放大等一系列的预处理,选用合适的解调方法,计算出相应的测量电极间生物组织的电阻抗: $Z = V/I$, $|Z|$ 为电阻抗的幅值, φ 为相角。

[0007] 比如常用的四极法测量电阻抗,是采用两对电极,一对是激励电极,一对是接收电极。通过激励电极输入恒定幅值的交变电流,然后在介于两激励电极之间,贴入接收电极,这样中间段的电流密度分布比较均匀,可以准确测量出被测部位的电位差。四极法的激励电极和接收电极的分离,如果采用高输入阻抗的电压表测量时,不仅测量电极与被测组织部位间的接触电阻都可以忽略不计,双电极法出现的电极与生物组织电解液间的极化的影响也可以不予考虑。

[0008] 但是上述测量方法中,采用的电极少,无法控制选择接收电极,当遇到某个电极接触不良或安放位置不准时,得到的测量结果就不准确。

发明内容

[0009] 本发明是提供一种便携式膀胱尿量检测方法及装置,利用便携式装置实时、准确对身体病患部位进行生物电阻抗检测,并判断膀胱尿量是否在安全值范围或积尿是否排

尽,其操作更安全方便、抗干扰效果更好。

[0010] 本发明实施例提供了一种便携式膀胱尿量检测方法,包括步骤:

[0011] a、将多个电极紧贴患者测试部位,系统分析每对接收电极测量的人体电阻抗值,选择合适的接收电极测量人体电阻抗值,具体的,可选择合适的接收电极对或者电极对组合用来测量人体电阻抗值;

[0012] b、根据所述合适的接收电极测量的人体电阻抗的相关参数,比如包括单个参数或多个所述参数的组合,判断膀胱尿量是否在安全值范围,如果不是,则提示患者及时排尿,或通知医务人员。

[0013] 所述相关参数包括测量得到的人体电阻抗幅值、相角、实部、虚部,以及通过这些所述相关参数推导得到的人体组织等效电路模型参数。

[0014] 进一步,在步骤 a 中还包括:将多个电极紧贴患者测试部位,根据患者身体情况和不同测试部位,人工或系统自动选择一对或者多对电极,按照一定顺序产生交流信号作用于人体,所述交流信号频率、以及电流或电压大小可由系统自动选择或者预设,系统自动选择记录一对或者多对电极的测量结果用于分析膀胱尿量。

[0015] 优选的,在步骤 b 中还包括:根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的幅值,或者人体电阻抗值的实部,或者人体电阻抗值的虚部,利用相关公式计算出患者膀胱尿量多少,并判断膀胱尿量是否在安全值范围。

[0016] 优选的,在步骤 b 中还包括:根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的实部和虚部,利用欧氏距离公式或马氏距离公式,比较膀胱尿量是否比较膀胱尿量是否超过所设的安全范围,如果超过,则将测量数据通过无线或有线网络传输方式发送给远端的监控平台进行报警;或将测量数据在液晶屏上显示,并发出报警,提示患者及时排尿,或通知医务人员协助患者及时排尿。

[0017] 优选的,在步骤 b 中还包括:根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的幅值和相角,利用欧氏距离公式或马氏距离公式,比较膀胱尿量是否超过所设的安全范围,如果超过,则将测量数据通过无线或有线网络传输方式发送给远端的监控平台进行报警;或将测量数据在液晶屏上显示,并发出报警,提示患者及时排尿,或通知医务人员。协助患者及时排尿。

[0018] 优选的,在步骤 b 中还包括:根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗推导的生物组织等效电路模型来计算患者膀胱尿量。

[0019] 本发明实施例还提供了采用上述方法测量的便携式膀胱尿量检测装置,包括在环形检测带上设置的检测仪主体和至少 4 个电极,其中所述检测仪主体包括中央控制模块、电压测量模块、电流测量模块、恒流源或恒压源、线路选择模块;

[0020] 所述中央控制模块分别通过电压测量模块、恒流源或恒压源连接线路选择模块;所述线路选择模块连接多个所述电极,分析每对接收电极测量的人体电阻抗值,选择合适的接收电极测量人体电阻抗值传送给所述中央控制模块;所述中央控制模块根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的相关参数,判断膀胱尿量是否在安全值范围。比如根据人体电阻抗的单个参数或多个所述参数的组合。所述相关参数包括测量得到的人体电阻抗幅值、相角、实部、虚部,以及通过这些所述相关参数推导得到的人体组织等效电路模型参数。

[0021] 例如根据误差范围值,所述线路选择模块选择合适的接收电极测量人体电阻抗

值,所述误差范围根据实验数据证明,在测量频率为 50 千赫兹时,最好设在 100 欧姆以内,超过这个误差范围表示测量不准确,造成的原因可能有电极接触不良,测量时身体移动等。

[0022] 作为一种改进方式,所述线路选择模块还可根据患者身体情况和不同测试部位,自动选择一对或者多对电极,按照一定顺序产生交流信号,所述交流信号频率、以及电流或电压大小可由系统自动选择或者预设,系统自动选择记录一对或者多对电极的测量结果用于分析膀胱尿量。

[0023] 优选的,所述中央控制模块包括膀胱尿量计算单元,用于根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的幅值,利用公式

$$[0024] \quad V = \frac{|Z| - |Z_{\min}|}{|Z_{\max}| - |Z_{\min}|} V_{\max} \quad ,$$

[0025] 或者根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的实部,利用公式

$$[0026] \quad V = \frac{|R| - |R_{\min}|}{|R_{\max}| - |R_{\min}|} V_{\max} \quad ,$$

[0027] 或者根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的虚部,利用公式

$$V = \frac{|X| - |X_{\min}|}{|X_{\max}| - |X_{\min}|} V_{\max} \quad , \text{计算出患者膀胱尿量多少。}$$

[0028] 优选的,所述中央控制模块还包括膀胱尿量比较单元,用于根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的幅值和相角,或者人体电阻抗的实部和虚部,利用欧氏距离公式或马氏距离公式,比较膀胱尿量是否超过所设的安全范围。

[0029] 优选的,所述便携式膀胱尿量检测装置还包括分别与中央控制模块连接的液晶显示屏、数据存储模块、通讯模块、警示装置;

[0030] 所述数据存储模块,用于记录所述接收电极的测量信号和计算数据;

[0031] 通讯模块,用于将测量数据通过无线或有线网络传输方式发送给远端的监控平台;

[0032] 警示装置,用于当检测的膀胱尿量超过所设的安全范围,则发出声光报警,或者其它方式的报警,提示患者及时排尿,或通知医务人员协助患者及时排尿。

[0033] 所述电极采用的环状同心圆复合结构,即外圈为环形的接收电极,中间为圆形实心的激励电极,所述电极也可其它形状电极,比如为椭圆形、正方形、长方形的电极,接收电极也可实心电极。

[0034] 本发明实施例提供的一种便携式膀胱尿量检测方法及装置,可人工按键设定测量频率,以及测量电流或电压大小;或者通过软件程序根据患者身体不同测试部位和患者年龄、性别、体重等因素,能自动选择测量频率和电流或电压大小,并利用线路选择模块控制选择接收最合适位置的电极信号,避免电极因接触不良等因素造成的影响,使测量计算数据更精确。

[0035] 所述便携式膀胱尿量检测方法中,可根据所述测量人体电阻抗的幅值、或者测量人体电阻抗实部、或者测量人体电阻抗虚部,结合本发明独特的公式准确计算出膀胱尿量多少。作为另一种实施方式,还可根据检测出的所述测量人体电阻抗实部和虚部,或者测量人体电阻抗的幅值和相角,利用欧氏距离公式或马氏距离公式,比较目前膀胱尿量是否

超过所设的安全范围,如果超过,则将测量数据通过无线或有线网络传输方式发送给远端的监控平台进行报警;或通过警示装置发出声光报警,提示患者及时排尿,以及提示医护人员协助患者及时排尿。这样实时监控报警,能很好预防积尿过多或者排尿不尽引发的并发症。

[0036] 本发明的便携式膀胱尿量检测装置是一种腰带式的测量装置,轻便小巧,佩戴使用很方便,具有多个电极,包括激励电极和接收电极,能采集更多数据供比较选择,使测量计算数据更精确。另外还具有无线联网通讯的功能,大大方便了患者的使用地方,不必总在医院进行膀胱尿量测量,可远程网络监控。

附图说明

- [0037] 图 1 是现有生物电阻抗测量技术中的生物组织等效电路模型;
- [0038] 图 2 是本发明实施例一提供的一种便携式膀胱尿量检测方法流程图;
- [0039] 图 3 是采用本发明方法测试患者膀胱的生物电阻抗的幅值和相角变化图;
- [0040] 图 4 是采用本发明方法测试患者膀胱的生物电阻抗的实部和虚部变化图;
- [0041] 图 5 是本发明实施例中的生物电阻抗轨迹图;
- [0042] 图 6 是本发明实施例二提供的一种便携式膀胱尿量检测方法流程图;
- [0043] 图 7 是本发明实施例提供的便携式膀胱尿量检测装置方框示意图。

具体实施方式

[0044] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明作进一步地详细描述。

[0045] 如图 2 所示,本发明实施例一提供了便携式生物阻抗检测方法,包括步骤:

[0046] 101、将多个电极紧贴患者测试部位,系统分析每对接收电极测量的人体电阻抗值,选择合适的接收电极测量人体电阻抗值。

[0047] 可将 4 个或更多数量的电极紧贴患者腰部和腹腔的测试部位,由于有时会出现个别电极接触不良、个体肥胖差异、激励电流的频率、测量时身体移动等因数影响,有些电极对测出的结果差别很大,超出了一般误差范围值,形成干扰数据。为了尽可能得出准确的测量计算结果,计算时就必须排除超出误差范围值的干扰数据。系统分析每组接收电极对测量的人体电阻抗值,可以根据误差范围值,取最合适的接收电极的测量结果,所述误差范围,比如根据实验数据证明,在测量频率为 50 千赫兹时,阻抗值最好设在 100 欧姆以内,超过这个误差范围表示测量不准确;或者根据最小电阻值原理,选择最小的几组电极对的人体电阻抗值进行计算;或者采用所有电极对测量的人体电阻抗值取平均值方式,得到最终的人体电阻抗值。

[0048] 系统分析每个接收电极测量的人体电阻抗值,根据误差范围值,自动选择选择合适的接收电极对、或者接收电极对组合测量人体电阻抗值。比如当有六个电极,分为三对电极时,编号 1、2 的电极作为激励电极负责发射测量信号,编号 3、4、5、6 的电极负责接收测量信号。系统分析编号 3、4、5、6 的电极接收的测量信号,如果发现编号 3、4 的这对电极信号超出误差范围值,则自动选择编号 5、6 的这对电极信号进行计算,保证测量的精确度。如果当编号 4 的电极总是接触不良时,系统可自动选择编号 3、5 组合成一对接收电极,也可选择

编号 3、6 组合成一对接收电极进行计算,保证测量的精确度。

[0049] 102、根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的相关参数,判断膀胱尿量是否在安全值范围,如果不是,则提示患者及时排尿,或通知医务人员协助患者及时排尿。比如根据人体电阻抗的幅值、相角、实部、虚部,或者结合多个相关参数来判断。

[0050] 在本实施例一中,是直接计算出患者膀胱尿量,并判断膀胱尿量是否在安全值范围。设定的所述安全值范围分两种情况,一种是判断患者积尿是否排尽,另一种是判断膀胱是否达到或者接近最大尿容量。患者膀胱的最大尿容纳量通常情况下可以认为是当快忍耐不住时,排出的尿液的体积;或者根据不同人的年龄、性别、体重等因素设定的膀胱最大尿容纳量体积。在这两种情况下,我们可以设定合适的安全边际阈值来判断,例如在判断患者积尿是否排尽时,如果计算出的膀胱尿量大于所设阈值,则认为积尿没有排尽。在判断膀胱是否达到或者接近最大尿容量时,如果计算出的膀胱尿量大于所设尿容量阈值,则认为膀胱尿量接近或者达到膀胱所能容纳的最大的体积。阈值可以根据敏感性和特异性的需求,以及考虑到不同人的年龄、性别、体重等影响因素设定。

[0051] 如图 3 和图 4 所示,患者膀胱随着时间的增加而开始排尿,图 3 上半部分的图表说明生物电阻抗的幅值会随着膀胱尿量的减少而增加,图 3 下半部分的图 表说明生物电阻抗的相角会随着膀胱尿量的减少而变动。如图 4 上半部分的图表说明测量电阻抗实部的值会随着膀胱尿量的减少而增加,图 4 下半部分的图表说明测量电阻抗虚部的值会随着膀胱尿量的减少而减少,这样生物电阻抗的幅值,实部的值或者虚部的值和膀胱的尿量可以简化为线性函数关系,下述的公式描述了膀胱尿量和测量电阻抗幅值之间的关系:

$$[0052] \quad V = \frac{|Z| - |Z_{\min}|}{|Z_{\max}| - |Z_{\min}|} V_{\max}$$

[0053] 其中 V 为待测的膀胱尿液量体积, V_{\max} 为正常人体膀胱的最大尿容纳量体积,通常情况下可以认为是当快忍耐不住时,排出的尿液的体积;或者根据不同人的年龄、性别、体重等因素设定的膀胱最大尿容纳量体积。 $|Z|$ 表示测量得到的电阻抗, $|Z_{\min}|$ 为膀胱最大尿容量时的阻抗值, $|Z_{\max}|$ 为膀胱最小尿容量时的阻抗值。同理,也可利用测量人体电阻抗的实部值或者虚部值来计算膀胱尿量。

[0054] 下面是利用测量人体电阻抗的实部值计算膀胱尿量,如下述的公式所示:

$$[0055] \quad V = \frac{|R| - |R_{\min}|}{|R_{\max}| - |R_{\min}|} V_{\max}$$

[0056] 其中 V 为待测的膀胱尿液量体积, V_{\max} 为正常人体膀胱的最大尿容纳量体积,通常情况下可以认为是当快忍耐不住时,排出的尿液的体积;或者根据不同人的年龄、性别、体重等因素设定的膀胱最大尿容纳量体积。 $|R|$ 表示测量得到的电阻抗实部, $|R_{\min}|$ 为膀胱最大尿容量时的阻抗值实部大小, $|R_{\max}|$ 为膀胱最小尿容量时的阻抗值实部大小。

[0057] 当然也可利用测量人体电阻抗的虚部值来计算膀胱尿量,如下述的公式所示:

$$[0058] \quad V = \frac{|X| - |X_{\min}|}{|X_{\max}| - |X_{\min}|} V_{\max}$$

[0059] 其中 V 为待测的膀胱尿液量体积, V_{\max} 为正常人体膀胱的最大尿容纳量体积,通常情况下可以认为是当快忍耐不住时,排出的尿液的体积;或者根据不同人的年龄、性别、体

重等因素设定的膀胱最大尿容纳量体积。 $|X|$ 表示测量得到的电阻抗虚部, $|X_{\min}|$ 为膀胱最大尿容量时的阻抗值虚部大小, $|X_{\max}|$ 为膀胱最小尿容量时的阻抗值虚部大小。

[0060] 因为除膀胱部分尿量随时间变化显著,其他身体部分可认为基本没明显变化,因此可以假定其他身体部分阻抗为一定值,然后测量不同时刻膀胱尿量和电阻抗值找出他们之间的关系。本发明正是找到这种函数关系能准确计算出患者膀胱尿量多少,实验表明膀胱尿量越多,其检测得到的膀胱部分阻抗值也越小。

[0061] 由背景技术中公式 (2-1),以及图 1 生物组织等效电路模型就可以推出,测量得到的膀胱部位生物阻抗值 Z 的表达式:

$$[0062] \quad Z(\omega) = \frac{R_e (1 + j\omega C_m R_i)}{1 + j\omega C_m (R_e + R_i)}$$

$$[0063] \quad = \frac{R_e + \omega^2 C_m^2 R_e R_i (R_e + R_i)}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_e + R_i)^2} - j \frac{\omega C_m R_e^2}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_e + R_i)^2} \quad (2-2)$$

[0064] 其中, $\omega = 2\pi f$

[0065] $\frac{R_e + \omega^2 C_m^2 R_e R_i (R_e + R_i)}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_e + R_i)^2}$ 是所测量电阻抗的实部值, $-\frac{\omega C_m R_e^2}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_e + R_i)^2}$ 是所测量电阻抗的虚部值。

[0066] 式 (2-2) 还可以换算成极坐标表示形式,即:

$$[0067] \quad Z(\omega) = |Z| e^{i\theta(\omega)} \quad (2-3)$$

[0068] 其中,阻抗幅值 $|Z| = \sqrt{\frac{R_e^2 (1 + \omega^2 C_m^2 R_i^2)}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_e + R_i)^2}}$,

[0069] 相位角 $\theta(\omega) = -\arctan\left(\frac{\omega C_m R_e^2}{R_e + \omega^2 C_m^2 R_e R_i (R_e + R_i)}\right)$

[0070] 同时,式 (2-2) 也可以写出:

[0071]

$$Z(\omega) = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (j\omega\tau)^\alpha} \quad (2-4)$$

[0072] 其中: $R_\infty = \frac{R_i R_e}{R_i + R_e}$ 表示频率无穷大时的阻抗;

[0073] $R_0 = R_e$ 表示频率为零时的阻抗;

[0074] $\tau = (R_i + R_e) C_m$ 表示时间常数。

[0075] 根据式 (2-3)、(2-4) 以及 Cole-Cole 的阻抗圆,我们得到图 5,即生物阻抗轨迹图 (Cole-Cole 圆图)。图中横坐标表示电阻抗实部,纵坐标表示电阻抗虚部, f 表示测量频率,这里可以通过不同频率的方法测量阻抗,并根据人体组织的参数模型 (如图 1 所示),应用最小二乘原理,进一步得到模型的各个参数 R_i , R_e 和 C_m 的估计值用于膀胱尿量的计算。

[0076] 在患者腰部位置,将腰带式的便携式生物阻抗检测装置围在腰上,便携式生物阻抗检测装置上均匀间隔设置的多个电极紧贴患者测试部位,不同组合的电极测量得出的人体电阻抗值会有所区别,系统分析每个接收电极测量的人体电阻抗值,判断是否超出误差范围,即排除测量误差较大的数据。超过误差范围表示测量不准确,计算时不采用该数据。

装便携式生物阻抗检测装置中有存储器,可大量记录测量的数据和计算得到的膀胱尿量值,在液晶显示屏上实时显示出来。

[0077] 如图 6 所示,本发明实施例二提供了便携式生物阻抗检测方法,和实施例一的区别在于:可以不必准确计算出每个时刻的膀胱尿量,而根据所述合适的接收电极测量的人体电阻抗的幅值和相角,或者人体电阻抗的实部和虚部,利用欧氏距离公式或马氏距离公式,比较膀胱尿量是否超过所设的安全值范围,如果超过,则将测量数据通过无线或有线网络传输方式发送给远端的监控平台进行报警;或将测量数据在液晶屏上显示,并通过警示装置发出声光报警,提示患者及时排尿,以及提示医务人员协助患者及时排尿。

[0078] 本发明实施例二提供了便携式生物阻抗检测方法,包括步骤:

[0079] 201、将多个电极紧贴患者测试部位,系统分析每对接收电极测量的人体电阻抗值,选择合适的接收电极来测量人体电阻抗值。

[0080] 202、根据所述合适的接收电极测量的人体电阻抗的幅值和相角,或者人体电阻抗的实部和虚部,利用欧氏距离公式或马氏距离公式,比较膀胱尿量是否超过所设的安全范围,如果超过,则将测量数据通过无线或有线网络传输方式发送给远端的监控平台进行报警;或将测量数据在液晶屏上显示,并发出报警,提示患者及时排尿,以及提示医务人员协助患者及时排尿。

[0081] 具体的,可以同时利用生物电阻抗的幅度和相角的关系,通过欧氏距离公式或者马氏 (Mahalanobis) 距离公式来判断是否膀胱尿量是否超过所设的安全范围。马氏距离如下公式所示:

$$[0082] \quad D(x) = \sqrt{(x - \mu)^T \Sigma^{-1} (x - \mu)}$$

[0083] 欧氏距离如下公式所示:

$$[0084] \quad D(|z|, \theta) = \sqrt{(|z| - |z|_0)^2 + (\theta - \theta_0)^2}$$

[0085] 其中, $x = [|z| \ \theta]$, $|z| \ \theta$ 分别为测量的幅度和相角值, $\mu = [|z|_0, \theta_0, |z|_0, \theta_0]$ 为患者所设目标状况时膀胱阻抗的幅度和相角的均值, Σ 为 $(x - \mu)$ 的斜方差矩阵。所设目标状况包括以下两种情况:一种是判断患者积尿是否排尽时, $|z|_0, \theta_0$ 为患者膀胱无尿时测量电阻抗的幅度和相角的均值,另一种是判断膀胱是否达到或者接近最大尿容量时, $|z|_0, \theta_0$ 为患者膀胱的最大尿容纳时阻抗的幅度和相角的均值,患者膀胱的最大尿容纳量通常情况下可以认为是当快忍耐不住时,排出的尿液的体积;或者根据不同人的年龄、性别、体重等因素设定的膀胱最大尿容纳量体积。在这两种情况下,我们可以设定合适的安全边际阈值来判断,例如在判断患者积尿是否排尽时,如果马氏距离或者欧式距离大于所设阈值,则认为积尿没有排尽;在判断膀胱是否达到或者接近最大尿容量时,如果马氏距离或者欧式距离小于所设阈值,则认为膀胱尿量接近或者达到膀胱所能容纳的最大的体积。阈值可以根据敏感性和特异性的需求,以及考虑到不同人的年龄、性别、体重等影响因素设定。如果当判断膀胱尿量接近最大尿容纳量,或者积尿没有排尽时,则可以通过警示装置提示病人排尿;或者将测量数据通过无线或有线网络传输方式发送给远端的监控平台,提醒医生处理。做到轻便佩戴检测装置,实时测量监控,操作更安全方便、效果更好。

[0086] 同理,也可利用测量人体电阻抗的实部值和虚部值来判断是否膀胱尿量是否超过所设的安全范围,这个时候马氏距离的公式转变为 $D(x) = \sqrt{(x - \mu)^T \Sigma^{-1} (x - \mu)}$,欧式距离

的公式转变为 $D(R, X) = \sqrt{(R - R_0)^2 + (X - X_0)^2}$, 其中, $x = [R, X]$, R, X 分别为测量的电阻抗的实部和虚部值, $\mu = [R_0, X_0]$, R_0, X_0 为患者所设目标状况时膀胱阻抗的幅度和相角的均值, Σ 为 $(x - \mu)$ 的斜方差矩阵。判断方法与利用电阻抗幅值和相角来判断的方法类似。也可根据人体电阻抗的幅值和相角, 通过简单的数学换算可得到人体电阻抗的实部和虚部。

[0087] 作为一种改进方式, 可以在上述实施例步骤 101 或 201 中还包括:

[0088] 将便携式膀胱尿量检测装置的多个接收电极紧贴患者测试部位, 可人工按键设定测量频率, 以及测量电流或电压大小; 或者系统根据患者身体情况和不同测试部位, 系统自动选择一对或者多对电极, 按照一定顺序产生交流信号, 所述交流信号频率、以及电流或电压大小可由系统自动选择或者预设, 系统自动选择记录一对或者多对电极的测量结果用于分析膀胱尿量。比如人工输入患者年龄、性别、体重等参数后, 系统会自动调整, 对于测量阻抗较低的测试者, 选择测量频率低、电流小的激励交流电流, 对测量阻抗较高的测试者选择测量频率高的交流高频电流、其电流值增大一些。

[0089] 如图 7 所示, 本发明实施例还提供了一种采用上述方法的便携式膀胱尿量检测装置, 包括在环形检测带上设置的检测仪主体和至少四个电极, 其中所述检测仪主体包括中央控制模块、电压测量模块、电流测量模块、恒流源或恒压源、线路选择模块;

[0090] 所述中央控制模块分别通过电压测量模块、电流测量模块、恒流源或恒压源连接线路选择模块。而所述线路选择模块连接多个所述电极, 所述电极包括激励电极和接收电极, 线路选择模块分析每对接收电极测量的人体电阻抗值, 比如根据误差范围值, 选择合适的接收电极测量人体电阻抗值传送给所述中央控制模块进行计算; 所述中央控制模块根据所述合适接收电极测量的相关参数, 比如包括单个参数或多个所述参数的组合, 判断膀胱尿量是否在安全值范围。

[0091] 具体的, 所述中央控制模块包括膀胱尿量计算单元, 用于根据所述测量人体电阻抗值的幅值, 利用公式

$$[0092] \quad V = \frac{|Z| - |Z_{\min}|}{|Z_{\max}| - |Z_{\min}|} V_{\max} \quad ,$$

[0093] 或者根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的实部, 利用公式

$$[0094] \quad V = \frac{|R| - |R_{\min}|}{|R_{\max}| - |R_{\min}|} V_{\max} \quad ,$$

[0095] 或者根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的虚部, 利用公式

$$[0096] \quad V = \frac{|X| - |X_{\min}|}{|X_{\max}| - |X_{\min}|} V_{\max} \quad , \text{计算出患者膀胱尿量多少。}$$

[0097] 所述便携式膀胱尿量检测装置可人工按键设定测量频率, 以及测量电流或电压大小; 或者所述便携式膀胱尿量检测装置中的线路选择模块还可根据患者身体情况和不同测试部位, 自动选择一对或者多对电极, 按照一定顺序产生交流信号, 所述交流信号频率、以及电流或电压大小可由系统自动选择或者预设, 系统自动选择记录一对或者多对电极的测量结果用于分析膀胱尿量。比如人工输入患者年龄、性别、体重等参数后, 系统会自动调整, 对于测量阻抗较低的测试者, 选择测量频率低、电流小的激励交流电流, 对测量阻抗较

高的测试者选择测量频率高的交流高频电流、其电流值增大一些。

[0098] 进一步,所述中央控制模块还包括膀胱尿量比较单元,用于根据测量的人体电阻抗的幅值和相角、或者测量的人体电阻抗的实部和虚部,利用欧氏距离公式或马氏距离公式,比较膀胱尿量是是否超过所设的安全范围。

[0099] 所述便携式膀胱尿量检测装置还包括分别与中央控制模块连接的液晶显示屏、数据存储模块、通讯模块、警示装置;

[0100] 所述数据存储模块,用于记录所述接收电极的测量信号和计算数据;

[0101] 通讯模块,用于将测量数据通过无线或有线网络传输方式发送给远端的监控平台;

[0102] 警示装置,用于当检测的膀胱尿量超过所设的安全范围时,则发出声光报警,提示患者及时排尿,以及提示护士协助患者及时排尿。

[0103] 所述电极采用环状同心圆复合结构,即外圈为环形的接收电极,中间为圆形实心的激励电极。一对电极(即激励电极)将恒定幅值的交变电流引入生物组织,另一对或多对电极(即接收电极)各自环绕两激励电极,将检测出被测部位的电位差,进而计算得到生物电阻抗。由于激励电极与接收电极的分离,和电压表测量中的高阻抗,接收电极与被测组织间的接触可以忽略不计,有效减少接头的接触阻抗造成的影响,所以可以适用于较宽频率范围的生物阻抗测量。同时由于接收电极和激励电极的同心圆复合结构特点,粘贴方便,容易定位,被激励电极环绕的接收电极可以在相对均匀的电场中探测到较大电流,增强了测量的可重复性。

[0104] 应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和变动,这些改进和变动也视为本发明的保护范围。需要说明的是,采用本发明的方法和测量装置还可测量脂肪厚度,腹腔积水病情,肺水肿病情,胃部滞留的食物情况等等,这些都属于本发明保护范围。

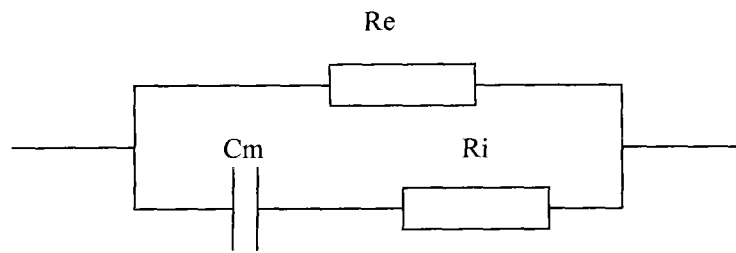


图 1

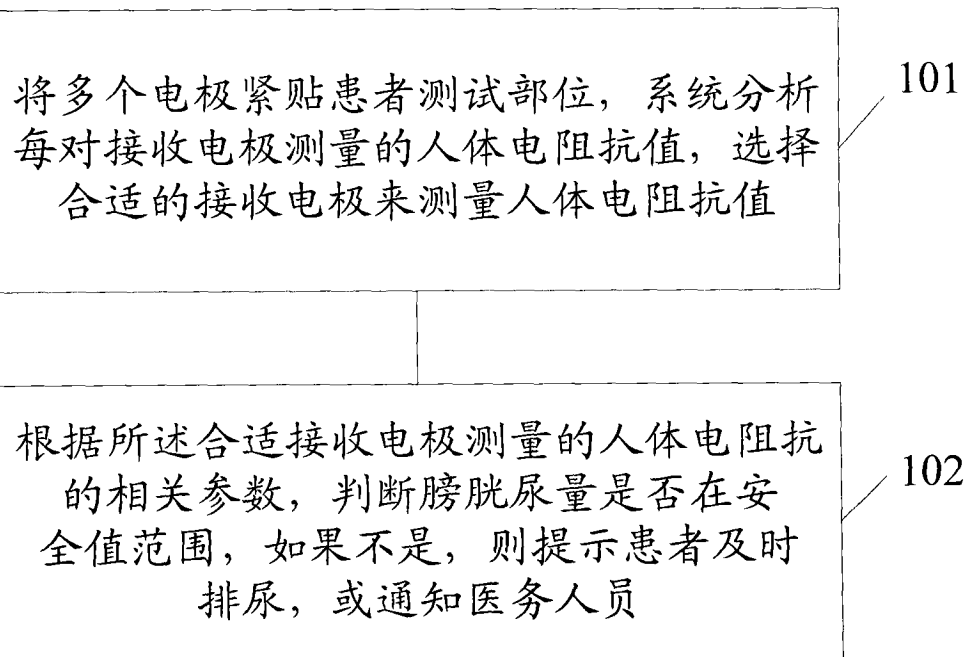


图 2

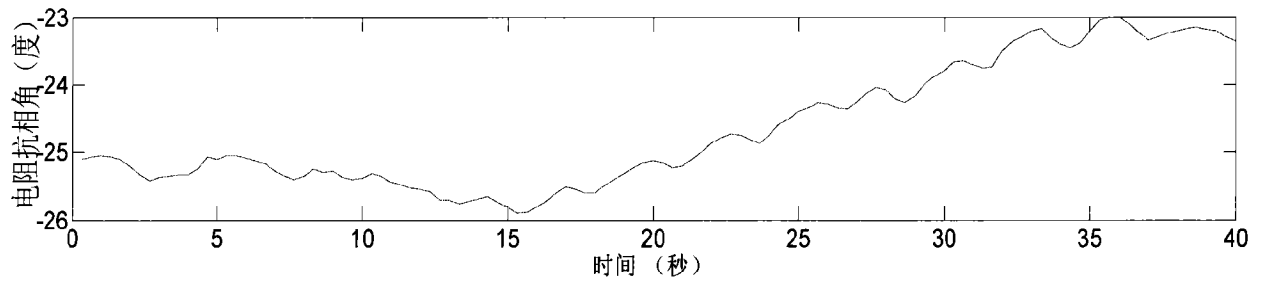
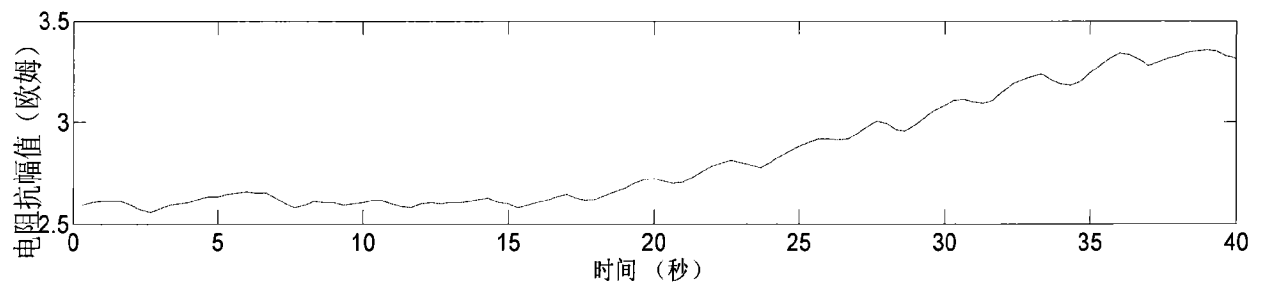


图 3

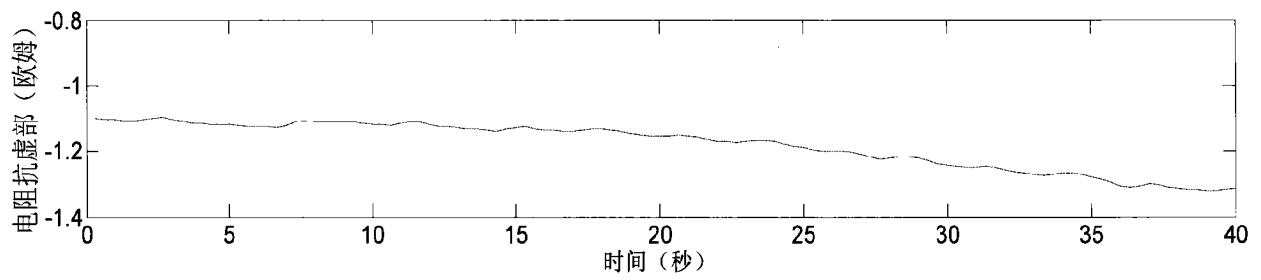
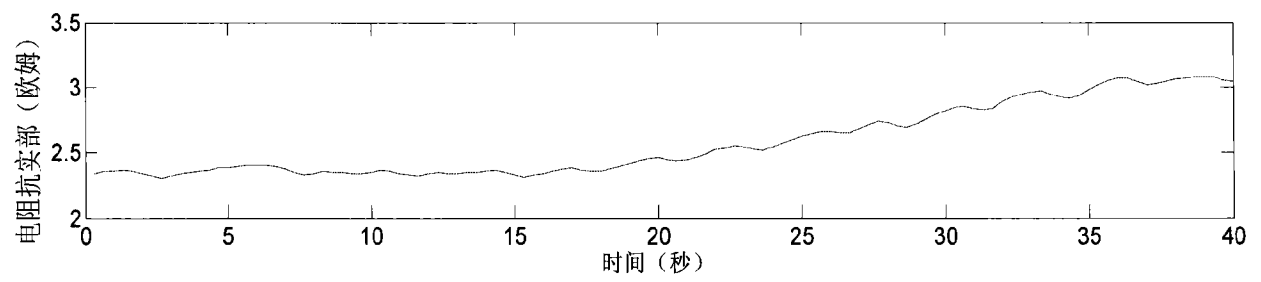


图 4

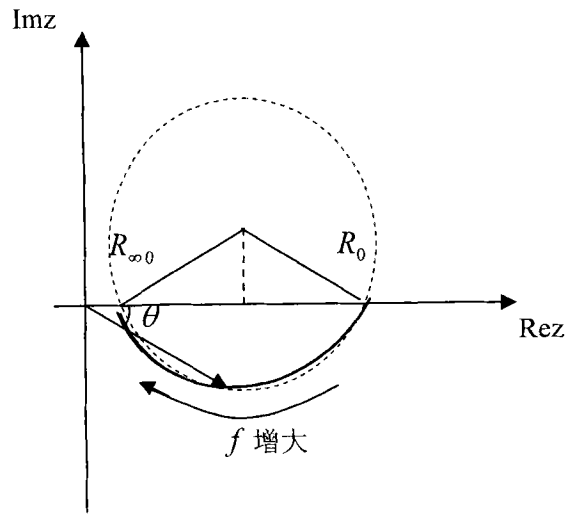


图 5

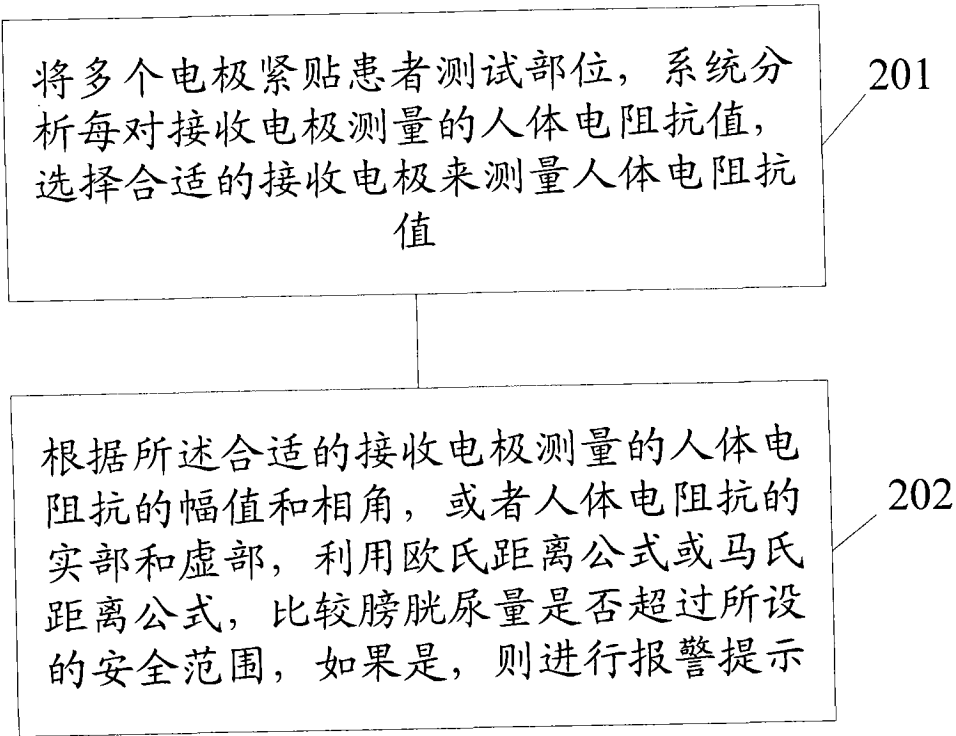


图 6

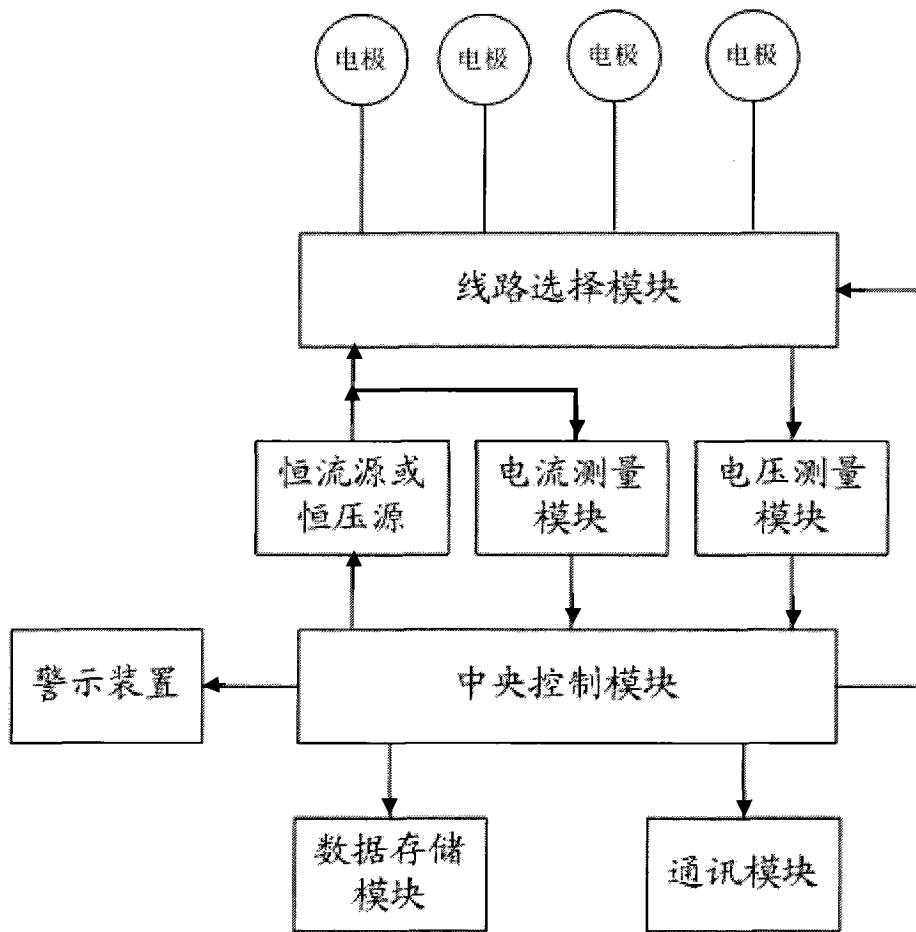


图 7

专利名称(译)	一种便携式膀胱尿量检测装置		
公开(公告)号	CN101940469B	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	CN201010213757.0	申请日	2010-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	中山大学		
申请(专利权)人(译)	中山大学		
当前申请(专利权)人(译)	广州安德生物科技有限公司		
[标]发明人	宋嵘 蒋庆		
发明人	宋嵘 蒋庆		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
代理人(译)	张超		
审查员(译)	刘希		
其他公开文献	CN101940469A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种便携式膀胱尿量检测方法及装置，方法包括步骤：a、将多个电极紧贴患者测试部位，系统分析每对接收电极测量的人体电阻抗值，选择合适的接收电极测量人体电阻抗值；b、根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的相关参数包括电阻抗幅值，相角，实部，虚部，判断膀胱尿量是否在安全值范围，如果不是，则提示患者及时排尿，或提示医务人员协助患者及时排尿。采用本发明的方法和便携式检测装置能实时、准确对膀胱尿量多少进行检测，提示患者及时排尿，或通过无线网络远程监控病情，操作更安全方便、抗干扰效果更好。

101
将多个电极紧贴患者测试部位，系统分析每对接收电极测量的人体电阻抗值，选择合适的接收电极来测量人体电阻抗值

102
根据所述合适接收电极测量的人体电阻抗的相关参数，判断膀胱尿量是否在安全值范围，如果不是，则提示患者及时排尿，或通知医务人员