



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107510437 A

(43)申请公布日 2017. 12. 26

(21)申请号 201710648089.6

(22)申请日 2017.08.01

(71)申请人 广州安德生物科技有限公司
地址 510520 广东省广州市高普路1023号

(72)发明人 刘飏 王倩

(74)专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限公司 44102

代理人 林丽明

(51)Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/20(2006.01)

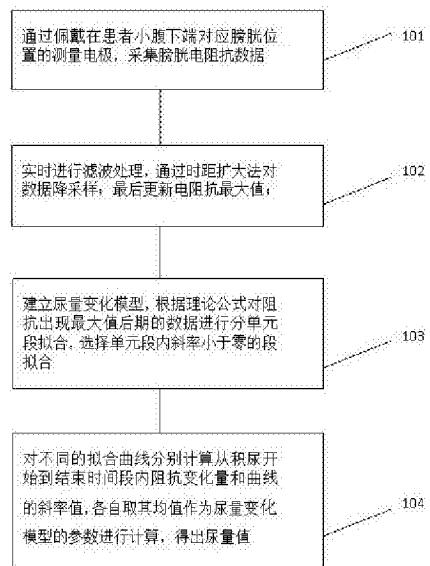
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法及装置

(57)摘要

本发明涉及自主神经功能评估领域,更具体地,涉及一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法,包括有采集患者体表心电信号并进行标记,对标记的心电信号提取阻抗值,对每阶段的心率序列进行心率变异性分析,以心率变异性特征作为尿失禁患者在积尿过程中自主神经量化值,通过对比三个阶段的心率变异性特征,评估尿失禁患者在不同积尿阶段自主神经的调节作用的量化等级,通过生物电阻抗测量装置测量出人体的电阻抗信号,通过提取阻抗信号中的频率信息来反映在被测试者在积尿过程中的自主神经系统的波动性,以及旨在通过基于阻抗变异性特征分析尿失禁患者积尿过程中的自主神经功能。



1. 一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法,其特征在於,包括如下步骤:

S1:尿失禁患者膀胱排空,将测试电极贴紧患者测试部位;

S2:采集尿失禁患者积尿过程中的体表心电信号,并在采集过程中记录积尿过程的三个阶段,并在心电信号上做出标记;

S3:步骤S2完成后,对于每阶段的心电信号,将信号的前5min提取阻抗序列($RR_i, i=1, 2, 3 \cdots N$),其中N为心跳间期数目;

S4:步骤S3完成后,对每阶段的心率序列进行心率变异性分析($RR_i, i=1, 2, 3 \cdots N$),通过快速傅里叶(FFT)分析得到横坐标为频率、纵坐标为能量谱的心率变异性特征,以心率变异性特征作为尿失禁患者在积尿过程中自主神经量化值;

S5:步骤S4完成后,通过对比三个阶段的心率变异性特征,评估尿失禁患者在不同积尿阶段自主神经的调节作用的量化等级。

2. 根据权利要求1所述的一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法,其特征在於,在步骤S2中所述积尿过程三个阶段分别为:“积尿前期”、“积尿中期”、“积尿后期”;所述“积尿前期”为膀胱积尿容量达到50%,所述“积尿中期”为膀胱积尿容量达到75%,所述“积尿后期”为膀胱积尿容量达到耐受极限。

3. 根据权利要求2所述的一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法,其特征在於,在步骤S4中所述的心率变异性特征为频率特征参数,频谱成分划分为低频功率(LF)、高频功率(HF)、高低频比(LF/HF)三部分;

低频能量(LF):代表副交感神经对膀胱的控制功能,对膀胱起到的是排尿作用;高频能量(HF):代表交感神经对膀胱控制作用,对膀胱的起到抑制尿液的控制作用;高低频比(LF/HF):两个频段的能量比(LF/HF)代表自主神经在这个控制过程是否平衡。

4. 根据权利要求3所述的一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法,其特征在於,在步骤S4中,对三个阶段的LF/HF用单因素方差进行显著性分析,若显著性差异 $P > 0.05$ 对应自主神经系统正常;若显著性差异 $0.01 < P < 0.05$,对应自主神经系统平衡轻度紊乱;若显著性差异 $P < 0.01$,对应自主神经系统平衡中度紊乱。

5. 一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估装置,包括有上位机模块和下位机模块,所述下位机模块包括有主控模块和接收模块,接收模块用于采集患者心电信号并将信号传输到上位机模块;

压控恒流源模块,用于在测量过程中提供稳定的激励电流;

相位测量模块,用于采集患者测试部位的测量电压并进行计算,并将计算出的测量电压的幅值与相位数据输出到主控模块,主控模块将幅值与相位数据传输到上位机模块;

中频正弦波发生模块,中频正弦波发生模块在所述主控模块的控制下用于产生固定频率的正弦波电流输送给压控恒流源模块,并通过所述压控恒流源模块向测量电极提供稳定的激励电流,且所述激励电流通过电流输出正端和电流输出负端输出到患者测试部位。

6. 根据权利要求5所述的一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估装置,其特征在於,所述装置还设有

测量信号滤波模块,用于去除测量过程中的干扰信号。

7. 根据权利要求5所述的一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估装置,其特征在於,所述上位机模块和下位机模块之间通过无线传输模块实现数据通信。

8. 根据权利要求5所述的一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估装置,其特征
在于,所述上位机模块设有搜索模块。

一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及自主神经功能评估领域,更具体地,涉及一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法及装置。

背景技术

[0002] 自主神经功能主要在于调节心肌、平滑肌和腺体(消化腺、汗腺、部分内分泌腺)的活动,其调节功能是通过不同的递质和受体系统实现的。自主神经功能具有主要特征:对效应器支配表现为紧张性支配;同一效应器具有双重支配;受效应器的状态影响;表现为整体性生理功能的调节。膀胱积尿过程主要由自主神经支配,由交感和副交感神经相互协调来控制逼尿肌和括约肌的收缩和舒张。由腰段脊髓发出的交感神经纤维,行于腹下神经到达膀胱,从而使逼尿肌和内括约肌产生兴奋,分别表现为舒张和收缩作用,故能抑制尿液的排放。副交感神经纤维由脊髓2-4节发出经盆神经传输,它的兴奋可促进逼尿肌收缩、膀胱内括约肌松弛,故促进排尿。建立基于尿失禁患者自主神经功能评估方法,对于临床上预防尿失禁患者各种突发事件提供一定的参考依据。

发明内容

[0003] 本发明为克服上述现有技术所述的至少一种缺陷,提供一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法及装置,通过生物电阻抗测量装置测量出人体的电阻抗信号,通过提取阻抗信号中的频率信息来反映在被测试者在积尿过程中的自主神经系统的波动性,以及旨在通过基于阻抗变异性特征分析尿失禁患者积尿过程中的自主神经功能。

[0004] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1:尿失禁患者膀胱排空,将测试电极贴紧患者测试部位;

S2:采集尿失禁患者积尿过程中的体表心电信号,并在采集过程中记录积尿过程的三个阶段,并在心电信号上做出标记;

S3:步骤S2完成后,对于每阶段的心电信号,将信号的前5min提取阻抗序列($RR_i, i=1, 2, 3 \dots N$),其中N为心跳间期数目;

S4:步骤S1完成后,对每阶段的心率序列进行心率变异性分析($RR_i, i=1, 2, 3 \dots N$),通过快速傅里叶(FFT)分析得到横坐标为频率、纵坐标为能量谱的心率变异性特征,以心率变异性特征作为尿失禁患者在积尿过程中自主神经量化值;

S5:步骤S4完成后,通过对比三个阶段的心率变异性特征,评估尿失禁患者在不同积尿阶段自主神经的调节作用的量化等级。

[0005] 本发明还提供一种自主神经功能评估装置,包括有上位机模块和下位机模块,下位机模块包括有主控模块和接收模块,模块用于采集患者心电信号并将信号传输到上位机模块;

压控恒流源模块,用于在测量过程中提供稳定的激励电流;

相位测量模块,用于采集患者测试部位的测量电压并进行计算,并将计算出的测量电压的幅值与相位数据输出到主控模块,主控模块将幅值与相位数据传输到上位机模块;

中频正弦波发生模块,中频正弦波发生模块在可控模块的控制下用于产生固定频率的正弦波电流输送给压控恒流源模块,并通过所述压控恒流源模块向测量电极提供稳定的激励电流,且所述激励电流通过电流输出正端和电流输出负端输出到患者测试部位。

[0006] 在一个实施方式中,装置还设有测量信号滤波模块。

[0007] 测量信号滤波模块用于去除测量过程中的干扰信号,提高测量结果的精确性。

[0008] 在一个实施方式中,上位机模块和下位机模块之间通过无线传输模块实现数据通信。

[0009] 在一个实施方式中,上位机模块设有搜索模块。

[0010] 上位机模块设有的搜索模块用于搜索心电信号采集过程中实时数据阻抗幅值极小点,在低通滤波和时距扩大处理后,对当前采集的数据进行拟合。

[0011] 本发明的有益效果是:

1、本发明利用生物阻抗测量原理,在患者躺卧床上时,自然积尿情况下采集小腹部表面的阻抗信号,快速计算出阻抗特征参数,最终实现通过测量阻抗信号间接估测尿失禁病人积尿过程的自主神经控制作用;对尿失禁病人的康复过程起到辅助评估的效果;

2、本发明借用心率变异型的自主神经分析方法,分析每个积尿阶段的频谱特征,结合特征分析自主神经在膀胱不同积尿阶段的控制作用。

附图说明

[0012] 图1是本发明在一个实施例中基于模型补偿法监测积尿过程中的动态尿量的流程示意图。

[0013] 图2是本发明在一个实施例中实际使用示意图。

[0014] 图3是本发明在一个实施例中佩戴电极的示意图。

[0015] 图4是本发明在一个实施例中采集数据和处理后示意图。

具体实施方式

[0016] 附图仅用于示例性说明,不能理解为对本发明的限制;为了更好说明本实施例,附图某些部件会有省略、放大或缩小,并不代表实际产品的尺寸;对于本领域技术人员来说,附图中某些公知结构及其说明可能省略是可以理解的。附图中描述位置关系仅用于示例性说明,不能理解为对本发明的限制。

[0017] 实施例1:

S1:尿失禁患者膀胱排空,将测试电极贴紧患者测试部位;

测试开始前,被测者需要将膀胱排空后卧床,可以仰卧、左侧卧及右侧卧,患者小腹下端对应膀胱位置贴上测量电极,采集膀胱电阻抗数据。

[0018] S2:采集尿失禁患者积尿过程中的体表心电信号,并在采集过程中记录积尿过程的三个阶段,并在心电信号上做出标记;

膀胱在一次完整的积尿过程中膀胱状态大致可以分为三个阶段,分别为:

积尿前期:膀胱积尿量达到膀胱容量的50%,尿感模糊,积尿感易被忽略,排尿时间可以

被推迟60分钟左右；

积尿中期：膀胱积尿量达到膀胱容量的75%，尿感明确，通常产生寻求排尿场所的意识。但是尿感可抑制，通常情况下可以推迟大约30分钟；

积尿后期：尿感已不能耐受或出现明显不适的急迫排尿感觉，通常伴随着会阴或者尿道疼痛，同时尿道口有强烈的张力感。但此时排尿活动仍然可以推迟到15分钟以后进行。将三个阶段的心电信号进行标记。

[0019] S3：步骤S2完成后，对于每阶段的心电信号，将信号的前5min提取阻抗序列 $(RR_i, i=1, 2, 3 \cdots N)$ ，其中N为心跳间期数目；

得到三个阶段的心电信号后，对积尿前期、积尿中期和积尿后期的心电信号前5分钟提取阻抗序列 $(RR_i, i=1, 2, 3 \cdots N)$ ，其中N为心跳间期数目。

[0020] S4：步骤S3完成后，对每阶段的心率序列进行心率变异性分 $(RR_i, i=1, 2, 3 \cdots N)$ ，通过快速傅里叶(FFT)分析得到横坐标为频率、纵坐标为能量谱的心率变异性特征，以心率变异性特征作为尿失禁患者在积尿过程中自主神经量化值；

使用快速傅里叶分析，分析不同尿感对应的阻抗数据。在短时傅里叶分析中，两种周期信号明显地存在于不同的积尿过程中，如图1，而且它们的频谱幅度也随着尿感的增强而变化，借助心率变异性分析中的自主神经频率划分方法来分析两种频率成分(Mayer波和呼吸波)，可得这两种波在频率上分别对应了自主神经中的“低频能量(LF)”和“高频能量(HF)”，它们分别反映了自主神经中副交感神经和交感神经的调节作用，自此将尿感与自主神经结合起来进行分析。

[0021] S5：步骤S4完成后，通过对比三个阶段的心率变异性特征，评估尿失禁患者在不同积尿阶段自主神经的调节作用的量化等级。

[0022] 通过量化得到的LF/HF，对三个阶段的LF/HF用SPSS软件通过单因素方差进行显著性分析。如果LF/HF在三个阶段没有显著性差异不明显，即没有显著性差异 $P>0.05$ ，那么就评估自主神经功能为I级，对应自主神经系统正常；如果LF/HF在三个阶段有显著性差异，即 $0.01<P<0.05$ ，那么代表自主神经功能为II级，对应自主神经系统平衡轻度紊乱；如果LF/HF在三个阶段有极强显著性差异，即 $P<0.01$ ，那么代表自主神经功能为II级“3”代表自主神经功能为III级，对应自主神经系统平衡中度紊乱。

[0023] 如图1所示，本发明提供一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估装置，包括有上位机模块1和下位机模块，下位机模块包括有主控模块2和接收模块3，接收模块3用于采集患者心电信号并将信号传输到上位机模块1；

相位测量模块4，用于采集患者测试部位的测量电压并进行计算，并将计算出的测量电压的幅值与相位数据输出到主控模块，主控模块2将幅值与相位数据传输到上位机模块1。

[0024] 装置还设有压控恒流源模块6，压控恒流源模块6用于在测量过程中提供稳定的电流，同时配合测量信号滤波模块7进行工作，信号滤波模块7用于去除测量过程中的干扰信号。

[0025] 中频正弦波发生模块5，中频正弦波发生模块5在主控模块2的控制下用于产生固定频率的正弦波电流输送给压控恒流源模块6，并通过所述压控恒流源模块6向测量电极提供稳定的激励电流，且所述激励电流通过电流输出正端和电流输出负端输出到患者测试部位。

[0026] 上位机模块1和下位机模块之间采用无线传输模块8进行数据通讯,接收模块3将患者的心电信号进行采集,并将采集到的心电信号传输到上位机模块1。

[0027] 上位机模块1设有的搜索模块9用于搜索心电信号采集过程中实时数据阻抗幅值极小点,在低通滤波和时距扩大处理后,对当前采集的数据进行拟合。

[0028] 实施例2:

如图2所示,本发明中,基于模型补偿法监测积尿过程中的动态尿量的具体实施例流程图,本具体实施例的基于模型补偿法监测积尿过程中的动态尿量的步骤包括:

步骤101:将多个测试电极紧贴患者的测试部位,根据生物电阻抗技术,通过生物电阻抗测量装置实时采集膀胱的电阻抗信号。

[0029] 如图3所示,测试前先将电极带与患者身上,采用四极法测量法,分别是IR、IL、VR、VL。采用四极法测量患者膀胱中尿液电阻抗值,具体将一对激励电极固定在小腹下端对应膀胱的投影位置,即两激励电极分别设在肚脐下端两侧胯骨的附近,另一对信号测量电极置于两激励电极之间的适当位置。启动硬件部分提供1-5mA,50-100kHz的恒定电流,由刺激电极注入人体,测量电极得到待测对象的电压幅值数据,通过欧姆定律,计算采集原始阻抗信号。图3中H取值为10cm,L1取值为5cm,L2取值为3 cm。

[0030] 步骤102:步骤101完成后,数据采集过后,进行模数转换,数字滤波和降采样处理,去除干扰,提高信号的信噪比。

[0031] 将已为数字信号的膀胱生物电阻抗信号进行频谱分析,得出频谱分布图;根据频谱分布特征,结合人体生理信号特征,并进行低通滤波处理,取出呼吸及运动干扰;降采样数据主要采用时距扩大法,取5分钟内的数据点的均值作为5分钟时间窗内1个采样点时的数据值。

[0032] 步骤103:在低通滤波和时距扩大处理后,根据医学知识与电阻计算公式,建立尿量变化模型,即对当前阻抗值、阻抗变化率以及尿液电导率进行建模计算出尿量的变化量;然后根据理论公式对阻抗出现最大值后期的数据进行分单元段拟合 $y = ax^{1/3} + b$,选择单元段斜率大于零的段拟合。

[0033] 如图4所示,图4上半部分图表为滤波前采集的原始阻抗测量数据;图4中下半部分图表为滤波处理后且经过时距扩大后的阻抗测量数据。横坐标表示时间,以秒作为单位,纵坐标表示为阻抗值,以欧姆为单位。测量系统由正弦波发生模块通过压控恒流源提供1-5mA稳定的电流激励输入待测对象;由测量电极获取待测对象的电抗信号经信号后送入测量模块,得到待测对象的阻抗幅值数据。由于电极贴在人体腹部下表面,不免会受生理活动的干扰,同时电源模块在供电过程中可能出现工频干扰,使得原始数据的采集过程中混有呼吸阻抗影响,所以对图4的上半部分图表数据的处理过程中采用了低通滤波器和去极化处理方法,滤波器可采用切比雪夫低通滤波器,阶数为3阶。

[0034] 步骤104:步骤103完成后,对不同的拟合曲线分别计算从积尿开始到结束时间段内阻抗变化量,曲线的斜率值和阻抗当前值,各自取其均值作为尿量变化模型的参数进行计算,得出尿量值。

[0035] 显然,本发明的上述实施例仅仅是为清楚地说明本发明所作的举例,而并非是对本发明的实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。凡在本

发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明权利要求的保护范围之内。

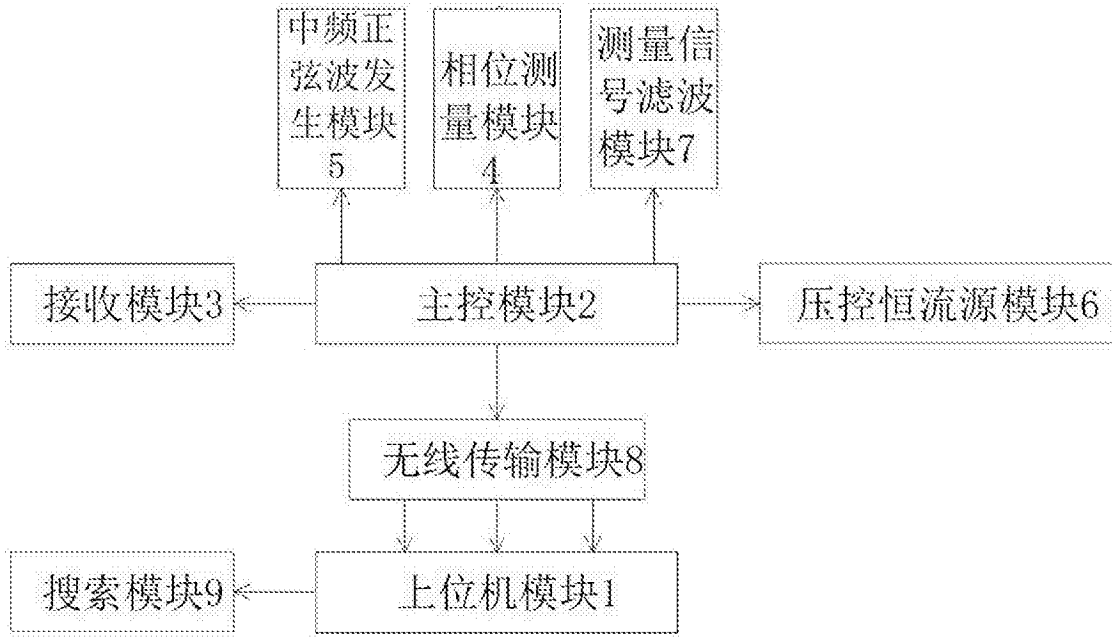


图1

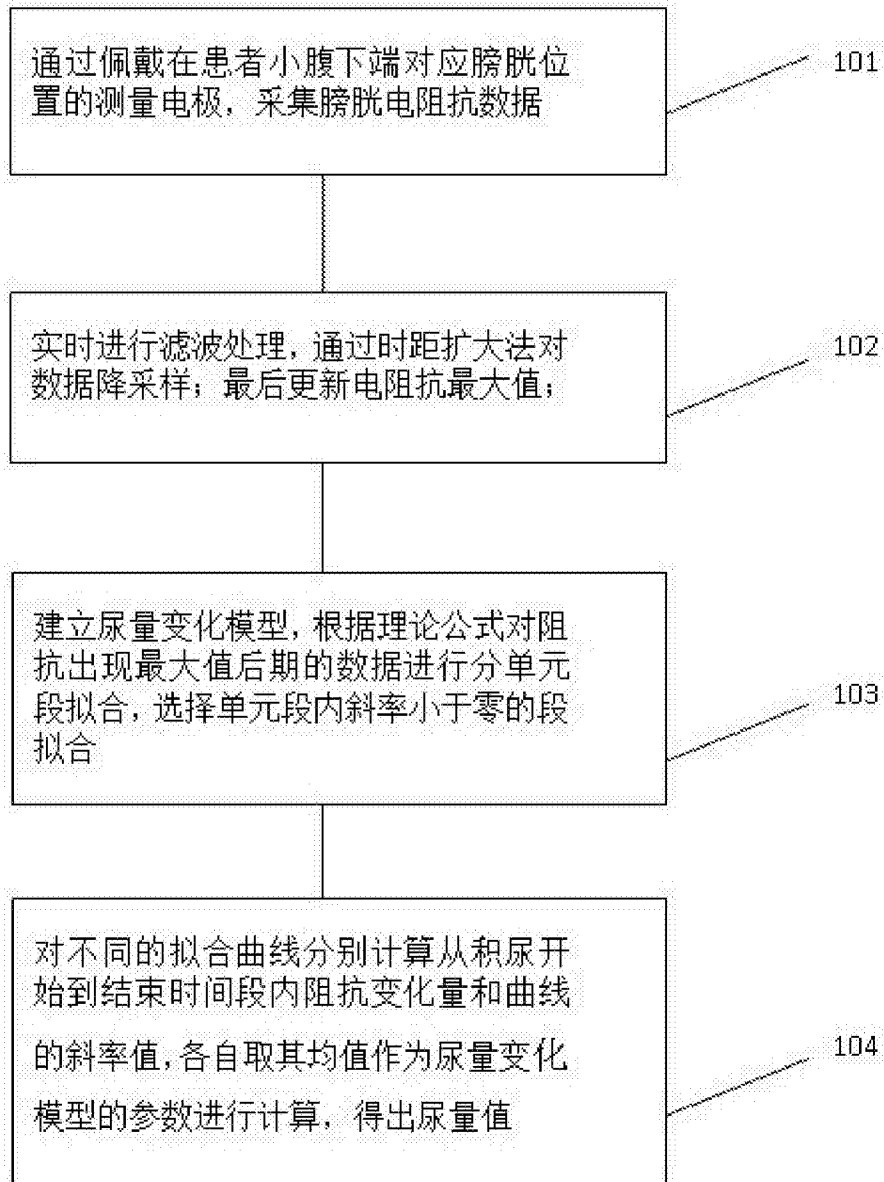


图2

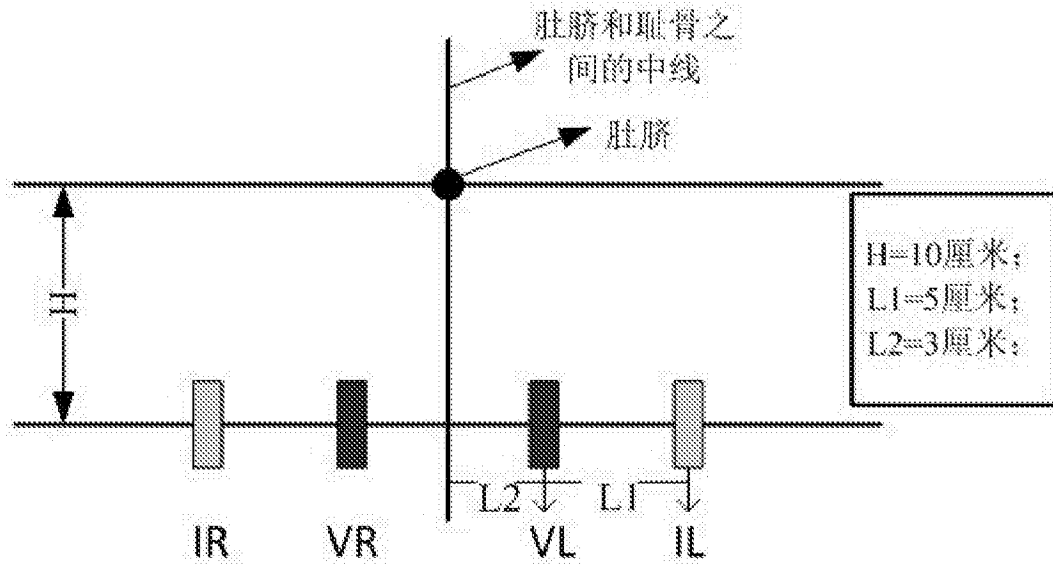


图3

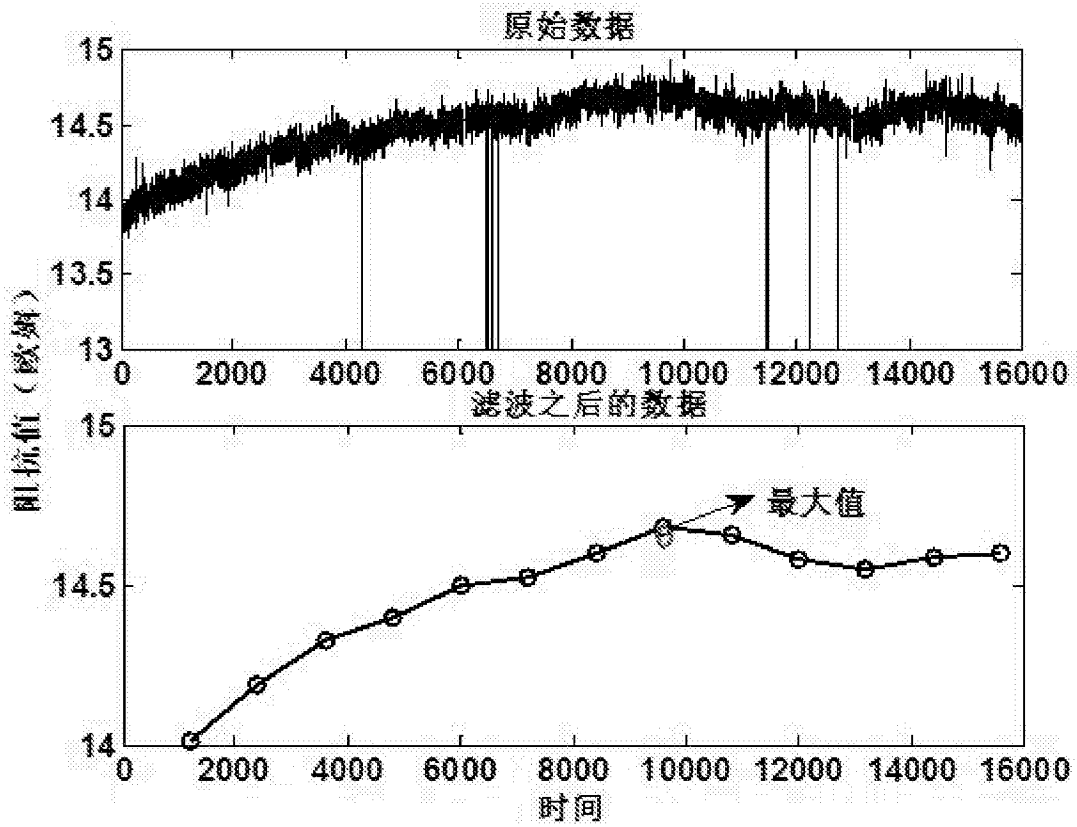


图4

专利名称(译)	一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法及装置		
公开(公告)号	CN107510437A	公开(公告)日	2017-12-26
申请号	CN2017110648089.6	申请日	2017-08-01
[标]申请(专利权)人(译)	广州安德生物科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州安德生物科技有限公司		
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	刘颺 王倩		
发明人	刘颺 王倩		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053 A61B5/0402 A61B5/20		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/053 A61B5/202 A61B5/4035 A61B5/6823 A61B5/7257		
代理人(译)	林丽明		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及自主神经功能评估领域，更具体地，涉及一种尿失禁患者积尿过程中自主神经功能评估方法，包括有采集患者体表心电图信号并进行标记，对标记的心电信号提取阻抗值，对每阶段的心率序列进行心率变异性分析，以心率变异性特征作为尿失禁患者在积尿过程中自主神经量变化值，通过对比三个阶段的心率变异性特征，评估尿失禁患者在不同积尿阶段自主神经的调节作用的量化等级，通过生物电阻抗测量装置测量出人体的电阻抗信号，通过提取阻抗信号中的频率信息来反映在被测试者在积尿过程中的自主神经系统的波动性，以及旨在通过基于阻抗变异性特征分析尿失禁患者积尿过程中的自主神经功能。

