



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109938728 A

(43)申请公布日 2019.06.28

(21)申请号 201910096211.2

(22)申请日 2019.01.31

(71)申请人 苏州长脉科技有限责任公司

地址 215163 江苏省苏州市高新区锦峰路8
号1号楼301-8室

(72)发明人 赵兴群 张敏 赵振羽

(74)专利代理机构 苏州创元专利商标事务所有
限公司 32103

代理人 范晴 丁浩秋

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

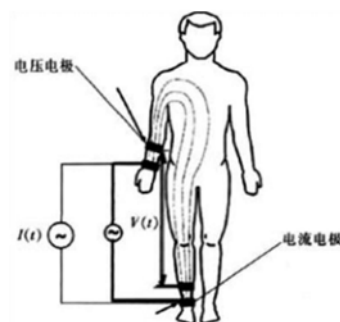
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的
测量装置和方法

(57)摘要

本发明公开了一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置,包括电流激励发生模块和阻抗测量模块;电流激励发生模块包括与微处理器连接的电流激励源,电流激励源连接第一刺激电极和第二刺激电极;阻抗测量模块包括两个测量电极,两个测量电极介于两个刺激电极之间,两个测量电极连接信号调理电路,信号调理电路通过幅相检测模块与微处理器连接,幅相检测模块还连接参考信号,用于提取测量信号和参考信号的幅值比和相位差;微处理器计算阻抗值,将在低频时测量得到的阻抗作为细胞外液电阻抗 Z_{ECW} ,高频时测量得到的阻抗作为总体水分电阻抗 Z_{TBW} 。可以得到准确的细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗值。



1. 一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置,其特征在于,包括电流激励发生模块和阻抗测量模块;

所述电流激励发生模块包括与微处理器连接的电流激励源,所述电流激励源连接第一刺激电极和第二刺激电极,第一刺激电极位于第一被测部位,第二刺激电极位于同侧的第二被测部位;

所述阻抗测量模块包括第一测量电极和第二测量电极,所述第一测量电极和第二测量电极介于两个刺激电极之间,所述第一测量电极和第二测量电极连接信号调理电路,所述信号调理电路通过幅相检测模块与微处理器连接,所述幅相检测模块还连接参考信号,用于提取测量信号和参考信号的幅值比和相位差;

所述微处理器根据不同频率的刺激电流值 and 对应测得的电势值计算得到阻抗值,将在低频时测量得到的阻抗作为细胞外液电阻抗 Z_{ECW} ,高频时测量得到的阻抗作为总体水分电阻抗 Z_{TBW} 。

2. 根据权利要求1所述的细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置,其特征在于,所述刺激电极采用宽度为0.8厘米的带状电极或直径为3厘米的梧桐胶电极或一次性心电图Ag/AgCl粘贴电极。

3. 根据权利要求1所述的细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置,其特征在于,结合被测对象的体重和身高进行多元回归分析,得到细胞外液含量ECW和总体水分含量TBW。

4. 根据权利要求1所述的细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置,其特征在于,所述微处理器还连接无线通信模块,所述无线通信模块与外部终端连接,所述外部终端用于记录和存储数据,并对数据进行处理,得到数据曲线图。

5. 一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量方法,其特征在于,包括以下步骤:

S01:将与电流激励源连接的第一刺激电极设置于第一被测部位,将与电流激励源连接的第二刺激电极设置于同侧的第二被测部位;

S02:在两个刺激电极之间设置两个测量电极,通过幅相检测模块提取测量信号和参考信号的幅值比和相位差;

S03:通过微处理器控制电流激励发生模块产生不同频率的刺激电流;

S04:根据不同频率的刺激电流值 and 对应测得的电势值计算得到阻抗值,将在低频时测量得到的阻抗作为细胞外液电阻抗 Z_{ECW} ,高频时测量得到的阻抗作为总体水分电阻抗 Z_{TBW} 。

6. 根据权利要求5所述的细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量方法,其特征在于,所述步骤S04还包括,结合被测对象的体重和身高进行多元回归分析,得到细胞外液含量ECW和总体水分含量TBW。

7. 根据权利要求5所述的细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量方法,其特征在于,所述刺激电流频率范围为20~300kHz,刺激电流大小为0.3~3.0mA。

一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗分析技术领域,具体地涉及一种多频细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置和方法。

背景技术

[0002] 生物阻抗是生物特征分析的重要部分,生物阻抗分析已成为健康领域关注的重点。特别是多频生物电阻抗分析可以准确地测量人体的体液分布和水肿状态。

[0003] 生物组织在低频区域(<1MHz)细胞外液、细胞内液的电化学性质接近于电阻,而细胞膜则可等效为电容。目前最广泛的三组建等效电路如图1所示,其中 R_i 、 R_e 、 C_m 分别为细胞内液等效电阻、细胞外液等效电阻与细胞膜等效电容。

[0004] 生物阻抗三元件等效电路模型在复平面上的轨迹是第四象限的一个半圆,称为阻抗圆图,其电阻抗特征方程为:

$$[0005] \quad Z = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + j\omega\tau^{\alpha}}$$

[0006] 其中 R_0 、 R_{∞} 、 τ 分别代表频率为0的阻抗值、频率为无穷大处的阻抗值、时间常数。

[0007] 然而,因人体体重、体液固含量或脂肪含量的变化很难得到真实准确的生物阻抗值。

发明内容

[0008] 为了解决上述技术问题,本发明提出了一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置和方法,可以得到多种真实准确的生物阻抗,包括细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗值,有利于进行综合评价分析。

[0009] 本发明所采用的技术方案是:

[0010] 一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置,包括电流激励发生模块和阻抗测量模块;

[0011] 所述电流激励发生模块包括与微处理器连接的电流激励源,所述电流激励源连接第一刺激电极和第二刺激电极,第一刺激电极位于第一被测部位,第二刺激电极位于同侧的第二被测部位;

[0012] 所述阻抗测量模块包括第一测量电极和第二测量电极,所述第一测量电极和第二测量电极介于两个刺激电极之间,所述第一测量电极和第二测量电极连接信号调理电路,所述信号调理电路通过幅相检测模块与微处理器连接,所述幅相检测模块还连接参考信号,用于提取测量信号和参考信号的幅值比和相位差;

[0013] 所述微处理器根据不同频率的刺激电流值 and 对应测得的电势值计算得到阻抗值,将在低频时测量得到的阻抗作为细胞外液电阻抗 Z_{ECW} ,高频时测量得到的阻抗作为总体水分电阻抗 Z_{TBW} 。

[0014] 优选的技术方案中,所述刺激电极采用宽度为0.8厘米的带状电极或直径为3厘米

的梧桐胶电极或一次性心电图Ag/AgCl粘贴电极。

[0015] 优选的技术方案中,结合被测对象的体重和身高进行多元回归分析,得到细胞外液含量ECW和总体水分含量TBW。

[0016] 优选的技术方案中,所述微处理器还连接无线通信模块,所述无线通信模块与外部终端连接,所述外部终端用于记录和存储数据,并对数据进行处理,得到数据曲线图。

[0017] 本发明还公开了一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量方法,包括以下步骤:

[0018] S01:将与电流激励源连接的第一刺激电极设置于第一被测部位,将与电流激励源连接的第二刺激电极设置于同侧的第二被测部位;

[0019] S02:在两个刺激电极之间设置两个测量电极,通过幅相检测模块提取测量信号和参考信号的幅值比和相位差;

[0020] S03:通过微处理器控制电流激励发生模块产生不同频率的刺激电流;

[0021] S04:根据不同频率的刺激电流值 and 对应测得的电势值计算得到阻抗值,将在低频时测量得到的阻抗作为细胞外液电阻抗 Z_{ECW} ,高频时测量得到的阻抗作为总体水分电阻抗 Z_{TBW} 。

[0022] 优选的技术方案中,所述步骤S04还包括,结合被测对象的体重和身高进行多元回归分析,得到细胞外液含量ECW和总体水分含量TBW。

[0023] 优选的技术方案中,所述刺激电流频率范围为20~300kHz,刺激电流大小为0.3~3.0mA。

[0024] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0025] 本发明可以避免因人体体重、体液固含量或脂肪含量的变化,得到多种真实准确的生物阻抗,包括细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗值,有利于进行综合评价分析。可以计算得到细胞外液含量和总体水分含量,根据水肿评估公式综合得出被测者肾功能衰竭情况。通过综合多部位水肿情况分析人体肾功能衰竭情况,能够避免单一情况分析引起的误判。

附图说明

[0026] 下面结合附图及实施例对本发明作进一步描述:

[0027] 图1为细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗等效电路模型图;

[0028] 图2为本发明细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗测量方式示意图;

[0029] 图3为本发明细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗测量装置的原理框图。

具体实施方式

[0030] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明了,下面结合具体实施方式并参照附图,对本发明进一步详细说明。应该理解,这些描述只是示例性的,而并非要限制本发明的范围。此外,在以下说明中,省略了对公知结构和技术的描述,以避免不必要地混淆本发明的概念。

[0031] 实施例

[0032] 如图2、3所示,一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗测量装置,包括贴合在被测

目标13的手腕和脚踝的微处理器11,以及分别与微处理器11连接的电流激励发生模块、阻抗测量模块。其中,

[0033] 电流激励发生模块包括:与微处理器11连接的电流激励源12,电流激励源为DDS模块,电流激励源12连接两个刺激电极。微处理器11用于控制DDS模块12产生满足人体安全电流要求的正弦电流。刺激电极包括第一刺激电极3a、第二刺激电极3b,用于将产生的正弦电流注入到人体被测部位。刺激电极可采用宽度为0.8厘米的带状电极或直径为3厘米的梧桐胶电极,或一次性心电图Ag/AgCl粘贴电极。

[0034] 阻抗测量模块包括:测量细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的两个测量电极、信号调理电路15、幅相检测模块16;幅相检测模块16与微处理器11连接。测量电极包括第一测量电极4a和第二测量电极4b;两个测量电极介于两刺激电极之间,用于采集被测部位上注入刺激电流两点之间电位差,并传输电位差信号到所述信号调理电路15。信号调理电路15将采集得到的信号进行多级放大和滤波处理后传输到幅相信号检测模块16。幅相信号检测模块16还连接参考信号14,参考信号14由电流激励源通过定值电阻后得到的信号,参考信号14也通过信号调理电路连接到幅相信号检测模块16,幅相信号检测模块16用于提取测量信号和参考信号的幅值比和相位差,发送至微处理器11。

[0035] 如图2所示,具体地被测部位为:第一测量电极4a与第一刺激电极3a放置于手腕部位,第二测量电极4b与第二刺激电极3b放置于同侧脚腕部位,这样可以测得更加准确的生物阻抗值。

[0036] 系统校准模块17作用是减小模拟元器件非理想匹配状态给幅相检测结果带来的误差,通过采用最小二乘法的线性回归拟合,得到各个频率点对应的幅值、相位函数,计算可得出实际的生物阻抗值。

[0037] 还可以设置与微处理器11连接的无线通讯模块18,例如蓝牙通信模块等等,由微处理器11控制,与外部智能终端连接,实现通讯,用于后期数据处理、存储及显示。

[0038] 基于上述细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置测量细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的方法,包括如下步骤:

[0039] 步骤S1:通过微处理器控制电流激励发生模块产生不同频率的刺激电流并通过所述电流激励发生模块的第一刺激电极、第二刺激电极注入被测试部位;刺激电流频率范围为20~300kHz,刺激电流大小为0.3~3.0mA。

[0040] 步骤S2:通过第一测量电极和第二测量电极测量安装有刺激电极的被测部位之间的电势,并记录下不同频率下的电势的数值;第一测量电极和第二测量电极可以放置在多个水肿部位。

[0041] 步骤S3:根据不同频率的刺激电流值和对应测得的电势值计算得到阻抗值,低频时测量得到细胞外液电阻抗 Z_{ECW} ,高频时测量得到总体水分电阻抗 Z_{TBW} 。结合被测对象的体重 w 、身高 h 进行多元回归分析,得到细胞外液含量 ECW 和总体水分含量 TBW 。

[0042] 可以根据 $E = \frac{ECW}{TBW}$ 得到全身水肿指标,整体评估被测者肾功能衰竭情况。

[0043] 本发明装置包含蓝牙通信模块,可以实现每日简单测量,长期监护系统便是通过蓝牙将数据传输到外界设备的软件中,并将这些数据进行记录和存储,画出数据曲线图,实现长期监控评估目的。

[0044] 应当理解的是,本发明的上述具体实施方式仅仅用于示例性说明或解释本发明的原理,而不构成对本发明的限制。因此,在不偏离本发明的精神和范围的情况下所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。此外,本发明所附权利要求旨在涵盖落入所附权利要求范围和边界、或者这种范围和边界的等同形式内的全部变化和修改例。

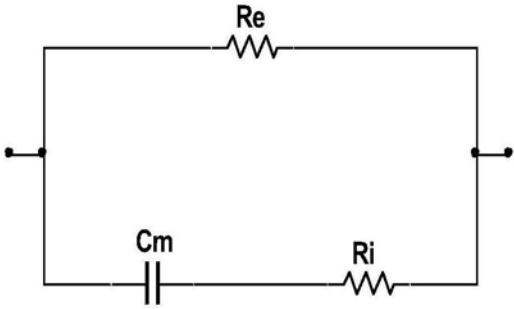


图1

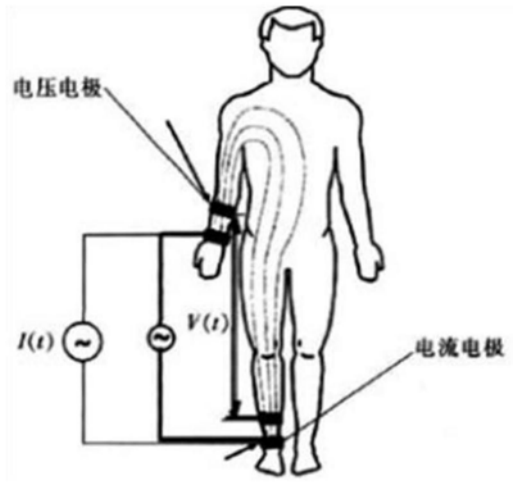


图2

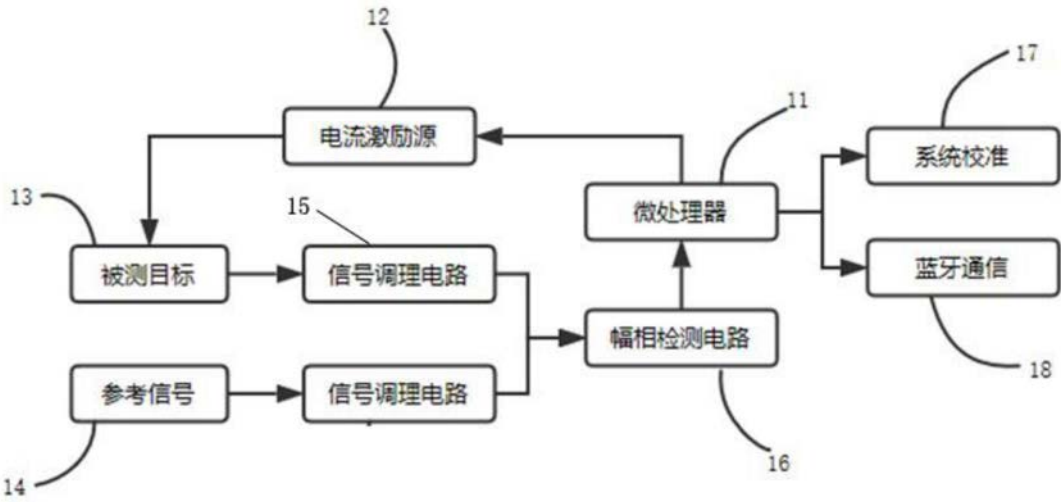


图3

专利名称(译)	一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置和方法		
公开(公告)号	CN109938728A	公开(公告)日	2019-06-28
申请号	CN201910096211.2	申请日	2019-01-31
[标]发明人	赵兴群 张敏		
发明人	赵兴群 张敏 赵振羽		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00		
代理人(译)	范晴		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗的测量装置，包括电流激励发生模块和阻抗测量模块；电流激励发生模块包括与微处理器连接的电流激励源，电流激励源连接第一刺激电极和第二刺激电极；阻抗测量模块包括两个测量电极，两个测量电极介于两个刺激电极之间，两个测量电极连接信号调理电路，信号调理电路通过幅相检测模块与微处理器连接，幅相检测模块还连接参考信号，用于提取测量信号和参考信号的幅值比和相位差；微处理器计算阻抗值，将在低频时测量得到的阻抗作为细胞外液电阻抗ZECW，高频时测量得到的阻抗作为总体水分电阻抗ZTBW。可以得到准确的细胞外液电阻抗和总体水分电阻抗值。

