



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107595318 A

(43)申请公布日 2018.01.19

(21)申请号 201710859539.6

(22)申请日 2017.09.21

(71)申请人 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所

地址 130033 吉林省长春市经济技术开发区东南湖大路3888号

(72)发明人 吴迪 冯强 耿爱辉 李丹 曹立华

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 王云晓 王宝筠

(51)Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

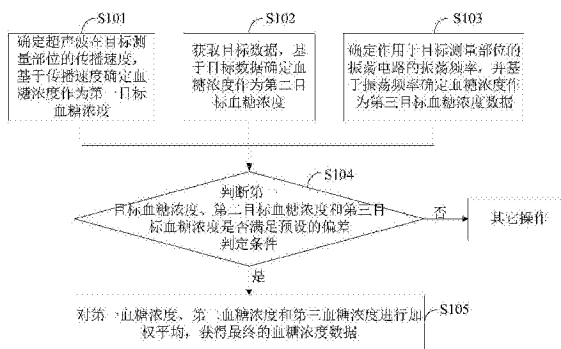
权利要求书2页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

一种无创血糖浓度检测方法及设备

(57)摘要

本申请提供了一种无创血糖浓度检测方法及设备,包括:确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于传播速度确定第一目标血糖浓度;获取目标数据,基于目标数据确定第二目标血糖浓度,目标数据为测量目标测量部位得到的温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据,确定作用于目标测量部位的振荡电路的振荡频率,并基于振荡频率确定第三目标血糖浓度;判断第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件,如果是,对三个血糖浓度进行加权平均,获得最终的血糖浓度。本申请提供的方法及设备确定出的血糖浓度精确性较高,且检测过程不需要抽取血液样本,即为无创的血糖检测方法,无污染且价格低。



1. 一种无创血糖浓度检测方法,其特征在于,包括:

确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于所述传播速度确定血糖浓度作为第一目标血糖浓度;

获取目标数据,基于所述目标数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度,其中,所述目标数据为由数据测量单元测量所述目标测量部位得到的温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据;

确定作用于所述目标测量部位的振荡电路的振荡频率,并基于所述振荡频率确定血糖浓度作为第三目标血糖浓度;

判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件,如果是,则对所述第一血糖浓度、所述第二血糖浓度和所述第三血糖浓度进行加权平均,获得最终的血糖浓度数据。

2. 根据权利要求1所述的无创血糖浓度检测方法,其特征在于,所述判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件,包括:

判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度任意两者之间的偏差是否均小于预设偏差。

3. 根据权利要求1所述的无创血糖浓度检测方法,其特征在于,还包括:

当所述第一目标血糖浓度不满足所述预设的偏差判定条件时,重新执行所述确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于所述传播速度确定血糖浓度这一步骤多次,获得多个第一血糖浓度,对所述多个第一血糖浓度进行加权平均,获得新的第一目标血糖浓度,然后执行所述判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件;

当所述第二目标血糖浓度不满足所述预设的偏差判定条件时,重新执行所述获取目标数据,基于所述目标数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度这一步骤多次,获得多个第二血糖浓度,对所述多个第二血糖浓度进行加权平均,获得新的第二目标血糖浓度,然后执行所述判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件;

当所述第三目标血糖浓度不满足所述预设的偏差判定条件时,重新执行所述确定作用于所述目标测量部位的振荡电路的振荡频率,并基于所述振荡频率确定血糖浓度这一步骤多次,获得多个第三血糖浓度,对所述多个第三血糖浓度进行加权平均,获得新的第三目标血糖浓度,然后执行所述判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件。

4. 根据权利要求1所述的无创血糖浓度检测方法,其特征在于,所述确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于所述传播速度确定血糖浓度作为第一目标血糖浓度,包括:

基于超声波发送单元向所述目标测量部位发送的超声波和超声波接收单元从所述目标测量部位接收到的超声波确定所述超声波在目标测量部位的传播速度;

基于所述传播速度确定发送的超声波和接收的超声波之间的相位差作为目标相位差;

通过所述目标相位差,根据相位差与血糖浓度的函数关系确定所述第一目标血糖浓度。

5. 根据权利要求1所述的无创血糖浓度检测方法,其特征在于,所述基于所述目标数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度,包括:

通过所述温度数据、湿度数据和辐射度数据确定热交换代谢率,并通过所述温度数据确定血流量;

通过所述热交换代谢率、所述血氧饱和度数据、所述脉率数据和所述血流量,根据热交换代谢率、血氧饱和度数据、脉率数据和血流量与血糖浓度的函数关系确定所述第二目标血糖浓度。

6. 根据权利要求1所述的无创血糖浓度检测方法,其特征在于,所述确定作用于所述目标测量部位的振荡电路的振荡频率,并基于所述振荡频率确定血糖浓度作为第三目标血糖浓度数据,包括:

获取作用于所述目标测量部位的振荡电路产生的低频信号,并通过所述低频信号确定所述振荡频率;

通过所述振荡频率,根据振荡频率与血糖浓度的函数关系确定所述第三目标血糖浓度。

7. 一种无创血糖浓度检测设备,其特征在于,至少包括:处理单元、超声波测量装置、数据测量单元和RC振荡电路;

所述超声波测量装置,用于通过超声波发送单元向目标测量部位发送超声波,并通过超声波接收单元接收经所述目标测量部位传输后的超声波信号;

所述数据测量单元,用于测量所述目标测量部位,获得温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据;

所述RC振荡电路,用于作用于所述目标测量部位,产生低频信号;

所述处理单元,用于基于所述超声波发送单元发送的超声波信号和所述超声波接收单元接收的超声波信息确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于所述传播速度确定血糖浓度作为第一目标血糖浓度;以及,基于所述温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度;以及,基于所述RC振荡电路产生的低频信号确定振荡频率,并基于所述振荡频率确定血糖浓度作为第三目标血糖浓度数据;以及,判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件,如果是,则对所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度进行加权平均,获得最终的血糖浓度。

8. 根据权利要求7所述的无创血糖浓度检测设备,其特征在于,所述数据测量单元包括:温度传感器、湿度传感器、辐射度传感器、光电式脉搏传感器和血氧饱和度测量单元。

9. 根据权利要求7所述的无创血糖浓度检测设备,其特征在于,所述处理单元为DSP,所述DSP为TMS320F2812。

10. 根据权利要求7所述的无创血糖浓度检测设备,其特征在于,还包括:预处理单元、存储单元和显示单元;

所述预处理单元,用于对所述数据测量单元输出的数据进行预处理;

所述存储单元,用于存储所述处理单元处理的数据;

所述显示单元,用于显示所述处理单元确定的血糖浓度数据。

一种无创血糖浓度检测方法及设备

技术领域

[0001] 本发明涉及血糖浓度检测技术领域,尤其涉及一种无创血糖浓度检测方法及设备。

背景技术

[0002] 糖尿病是一种多病因的代谢疾病,它的显著特点是慢性高血糖,同时伴有胰岛素分泌缺陷或作用障碍所导致的糖、脂肪和蛋白质代谢紊乱症状,和癌症相同,其是医学界难以攻克的疑难杂症。目前,糖尿病影响着全世界近3亿人民的健康,我国是世界上仅次于印度的第二大糖尿病患病国家。由于目前尚未研究出糖尿病的治愈方法,因此,对病患血糖浓度的检测尤为重要。

[0003] 目前,血糖浓度的检测可分为有创和无创两种方式。有创方式主要通过生化分析仪器抽取患者的血液样本,根据相应的生化反应结果计算出血糖浓度值,这种方法精度高,但病患体表有创口、检测成本高,易造成污染。无创方法有光学方法、电化学方法等,其中,基于光学方法的无创血糖检测方法有光声光谱法、拉曼光谱法、荧光法、旋光法、光学相干层析成像法、近红外光谱法和中红外光谱法等,但由于信号微弱、干扰多、信噪比低以及人体的个体差异性,到目前为止这些方法都还处于研究阶段。因此,亟需一种检测精度高、无污染、价格低的无创血糖检测方法及设备。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明提供了一种无创血糖浓度检测方法及设备,以提供一种检测精度高、无污染、价格低的无创血糖检测方法及设备,其技术方案如下:

[0005] 一种无创血糖浓度检测方法,包括:

[0006] 确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于所述传播速度确定血糖浓度作为第一目标血糖浓度;

[0007] 获取目标数据,基于所述目标数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度,其中,所述目标数据为由数据测量单元测量所述目标测量部位得到的温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据;

[0008] 确定作用于所述目标测量部位的振荡电路的振荡频率,并基于所述振荡频率确定血糖浓度作为第三目标血糖浓度;

[0009] 判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件,如果是,则对所述第一血糖浓度、所述第二血糖浓度和所述第三血糖浓度进行加权平均,获得最终的血糖浓度数据。

[0010] 其中,所述判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件,包括:

[0011] 判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度任意两者之间的偏差是否均小于预设偏差。

[0012] 所述无创血糖浓度检测方法,还包括:

[0013] 当所述第一目标血糖浓度不满足所述预设的偏差判定条件时,重新执行所述确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于所述传播速度确定血糖浓度这一步骤多次,获得多个第一血糖浓度,对所述多个第一血糖浓度进行加权平均,获得新的第一目标血糖浓度,然后执行所述判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件;

[0014] 当所述第二目标血糖浓度不满足所述预设的偏差判定条件时,重新执行所述获取目标数据,基于所述目标数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度这一步骤多次,获得多个第二血糖浓度,对所述多个第二血糖浓度进行加权平均,获得新的第二目标血糖浓度,然后执行所述判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件;

[0015] 当所述第三目标血糖浓度不满足所述预设的偏差判定条件时,重新执行所述确定作用于所述目标测量部位的振荡电路的振荡频率,并基于所述振荡频率确定血糖浓度这一步骤多次,获得多个第三血糖浓度,对所述多个第三血糖浓度进行加权平均,获得新的第三目标血糖浓度,然后执行所述判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件。

[0016] 其中,所述确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于所述传播速度确定血糖浓度作为第一目标血糖浓度,包括:

[0017] 基于超声波发送单元向所述目标测量部位发送的超声波和超声波接收单元从所述目标测量部位接收到的超声波确定所述超声波在目标测量部位的传播速度;

[0018] 基于所述传播速度确定发送的超声波和接收的超声波之间的相位差作为目标相位差;

[0019] 通过所述目标相位差,根据相位差与血糖浓度的函数关系确定所述第一目标血糖浓度。

[0020] 其中,所述基于所述目标数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度,包括:

[0021] 通过所述温度数据、湿度数据和辐射度数据确定热交换代谢率,并通过所述温度数据确定血流量;

[0022] 通过所述热交换代谢率、所述血氧饱和度数据、所述脉率数据和所述血流量,根据热交换代谢率、血氧饱和度数据、脉率数据和血流量与血糖浓度的函数关系确定所述第二目标血糖浓度。

[0023] 其中,所述确定作用于所述目标测量部位的振荡电路的振荡频率,并基于所述振荡频率确定血糖浓度作为第三目标血糖浓度数据,包括:

[0024] 获取作用于所述目标测量部位的振荡电路产生的低频信号,并通过所述低频信号确定所述振荡频率;

[0025] 通过所述振荡频率,根据振荡频率与血糖浓度的函数关系确定所述第三目标血糖浓度。

[0026] 一种无创血糖浓度检测设备,至少包括:处理单元、超声波测量装置、数据测量单元和RC震荡电路;

[0027] 所述超声波测量装置,用于通过超声波发送单元向目标测量部位发送超声波,并

通过超声波接收单元接收经所述目标测量部位传输后的超声波信号；

[0028] 所述数据测量单元,用于测量所述目标测量部位,获得温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据；

[0029] 所述RC振荡电路,用于作用于所述目标测量部位,产生低频信号；

[0030] 所述处理单元,用于基于所述超声波发送单元发送的超声波信号和所述超声波接收单元接收的超声波信息确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于所述传播速度确定血糖浓度作为第一目标血糖浓度；以及,基于所述温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度和脉率数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度；以及,基于所述RC振荡电路产生的低频信号确定振荡频率,并基于所述振荡频率确定血糖浓度作为第三目标血糖浓度数据；以及,判断所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件,如果是,则对所述第一目标血糖浓度、所述第二目标血糖浓度和所述第三目标血糖浓度进行加权平均,获得最终的血糖浓度。

[0031] 其中,所述数据测量单元包括:温度传感器、湿度传感器、辐射度传感器、光电式脉搏传感器和血氧饱和度测量单元。

[0032] 其中,所述处理单元为DSP,所述DSP为TMS320F2812。

[0033] 所述无创血糖浓度检测设备还包括:预处理单元、存储单元和显示单元；

[0034] 所述预处理单元,用于对所述数据测量单元输出的数据进行预处理；

[0035] 所述存储单元,用于存储所述处理单元处理的数据；

[0036] 所述显示单元,用于显示所述处理单元确定的血糖浓度数据。

[0037] 本发明提供的无创血糖浓度检测方法及设备,首先采用三种不同的血糖浓度检测方法检测血糖浓度,然后将利用三种方法检测出来的血糖浓度进行融合,即对三种方法检测出的血糖浓度进行加权平均,从而获得最终的血糖浓度,这种方法确定出的血糖浓度精确性较高,且这种检测方法不需要抽取血液样本,即为无创的血糖检测方法,因此,无污染、价格低。

附图说明

[0038] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图获得其他的附图。

[0039] 图1为本发明实施例提供的无创血糖浓度检测方法的流程示意图；

[0040] 图2为本发明实施例提供的RC振荡测量电路图；

[0041] 图3为本发明实施例提供的无创血糖浓度检测设备的结构示意图。

具体实施方式

[0042] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0043] 本发明实施例提供了一种无创血糖浓度检测方法,请参阅图1,示出了该无创血糖浓度检测方法的流程示意图,可以包括:

[0044] 步骤S101:确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于传播速度确定血糖浓度作为第一目标血糖浓度。

[0045] 其中,目标测量部位即为血糖检测部位,该部位优选为血管丰富、血量充沛且外露的部位,如指尖、手掌、食指与拇指间的蹼等。

[0046] 步骤S102:获取目标数据,基于目标数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度。

[0047] 其中,目标数据为由数据测量单元测量目标测量部位得到的温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据。

[0048] 步骤S103:确定作用于目标测量部位的振荡电路的振荡频率,并基于振荡频率确定血糖浓度作为第三目标血糖浓度数据。

[0049] 需要说明的是,本实施例并不限定步骤S101~步骤S103的执行顺序,只要包括步骤S101~步骤S103都属于本发明保护的范围。

[0050] 步骤S104:判断第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件。

[0051] 步骤S105:当第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度满足预设的偏差判定条件时,对第一血糖浓度、第二血糖浓度和第三血糖浓度进行加权平均,获得最终的血糖浓度数据。

[0052] 本发明实施例提供的无创血糖浓度检测方法,首先采用三种不同的血糖浓度检测方法检测血糖浓度,然后将利用三种方法检测出来的血糖浓度进行融合,即对三种方法检测出的血糖浓度进行加权平均,从而获得最终的血糖浓度,这种方法确定出的血糖浓度精确性较高,且这种检测方法不需要抽取血液样本,即为无创的血糖检测方法,因此无污染、价格低。

[0053] 在上述实施例提供的无创血糖浓度检测方法中,确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于传播速度确定血糖浓度作为第一目标血糖浓度,包括:基于超声波发送单元向目标测量部位发送的超声波和超声波接收单元从目标测量部位接收到的超声波确定超声波在目标测量部位的传播速度;基于传播速度确定发送的超声波和接收的超声波之间的相位差作为目标相位差;通过目标相位差,根据相位差与血糖浓度的函数关系确定第一目标血糖浓度。

[0054] 超声波是一种频率为20kHz的机械振动波,可通过压电陶瓷产生和接收超声波,产生端给压电陶瓷施加一定频率的电脉冲,引起机械振动,从而产生超声波,在接收端,压电陶瓷遇到超声波时会随之振动从而产生电信号。在本实施例中,将超声波测量装置的超声波发送单元和超声波接收单元置于目标测量部位的两侧进行测量。超声波的传播速度由人体血糖浓度C决定,血糖浓度越高,超声波的传播速度越快,即,血糖浓度C与超声波的传播速度存在如下关系:

[0055] $C \propto s$ (1)

[0056] 在一种可能的实现方式中,可采用相位比较法确定超声波的传播速度,其原理是发射的超声波信号和接收的超声波信号之间存在相位差 ϕ ,相位差 ϕ 与超声波的传播速度s之间存在如下关系:

$$[0057] \quad \varphi = \frac{2\pi fl}{s} \quad (2)$$

[0058] 其中, f 表示超声波的频率, l 表示超声波发送单元和超声波接收单元之间的距离。

[0059] 由上式 (1) 和式 (2), 可以得出, 血糖浓度 C 与相位差 ϕ 存在如下关系:

$$[0060] \quad C \propto \frac{1}{\varphi} \quad (3)$$

[0061] 由式 (1) ~ (3) 可以看出, 通过确定超声波的传播速度可确定超声波发送单元发送的超声波信号和超声波接收单元接收的超声波信号之间的相位差, 进而可以得到人体血糖浓度。

[0062] 需要说明的是, 在本实施例中, 可预先通过搭建超声波检测实验平台, 结合口服葡萄糖耐量实验, 获取相位差与血糖浓度之间的规律, 建立血糖浓度与相位差之间的函数关系。当确定出目标相位差时, 基于该血糖浓度与相位差之间的函数关系便可确定出第一目标血糖浓度。

[0063] 在上述实施例提供的无创血糖浓度检测方法中, 基于目标数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度, 包括: 通过温度数据、湿度数据和辐射度数据确定热交换代谢率, 并通过温度数据确定血流量; 通过热交换代谢率、血氧饱和度数据、脉率数据和血流量, 根据热交换代谢率、血氧饱和度数据、脉率和血流量与血糖浓度的函数关系确定第二目标血糖浓度。

[0064] 其中, 温度数据可由温度传感器测量目标测量部位得到, 湿度数据可由湿度传感器测量目标测量部位得到, 辐射度数据可由辐射度传感器测量目标测量部位得到, 脉率数据可由光电式脉搏传感器测量目标测量部位得到, 血氧饱和度数据可由血氧饱和度测量单元测量目标测量部位得到。

[0065] 假定人体在静息状态下, 蓄热率为 0, 即产热量与散热量相等, 对外所做机械功为 0, 人体血糖浓度和血氧容量升高伴随着人体局部代谢率增强, 这种情况下代谢产生的热量也随即增多。人体产热量与血糖浓度、血氧容量和脉率具有一定相关性, 血液中血红蛋白数量、毛细血管血流量、血氧饱和度均与氧容量有关。人体散热方式主要是热传导、热辐射和热对流。人体局部产热率可由人体局部代谢率描述, 人体局部血流速度可由人体局部毛细血管血流量描述。经分析可得出如下关系:

$$[0066] \quad GLU = F(M, SpO_2, BF, PF, c) \quad (4)$$

[0067] 其中, GLU 为血糖浓度, M 是热交换代谢率, SpO_2 为血氧饱和度, BF 为血流量, PF 为脉率, c 为常数。具体的, SpO_2 可通过血氧饱和度测量单元测得, BF 可基于温度传感器测量的温度数据确定, 而脉率可通过光电式脉搏传感器测得, 对于热交换代谢率 M , 当目标测量部位为手部时, 其可以通过式 (5) 计算得到:

$$\begin{cases}
 M = \frac{5.44 \times 10^{-8} Tr^4 + (0.775 - h) \times tf + h \times tw - 3.05 \times 10^{-3} \times Pa - 24.4}{0.0014 \times tw + 0.0000172 \times Pa + 0.43} \\
 h = 1.34 \times [(tw - tf) / d]^{-0.25} \\
 Pa = 4.02 \times Rh \times e^{-5800 \times Tw^{-1} - 0.049 \times Tw + 0.42 \times 10^{-4} \times Tw^2}
 \end{cases} \quad (5)$$

[0069] 其中,Tr为人体指表辐射度,tf为人体指表温度,tw为当前环境温度,Rh为当前环境相对湿度,d为手指直径。

[0070] 在上述实施例提供的无创血糖浓度检测方法中,确定作用于目标测量部位的振荡电路的振荡频率,并基于振荡频率确定血糖浓度作为第三目标血糖浓度数据,包括:获取作用于目标测量部位的振荡电路产生的低频信号,并通过低频信号确定振荡频率;通过振荡频率,根据振荡频率与血糖浓度的函数关系确定第三目标血糖浓度。

[0071] 由于人体血液的导电性随血糖浓度的增加而增加,在微观上,通常细胞膜等效为电容,当细胞膜的容抗降低时,直接导致血液的容性导电增加,另外,血糖浓度能够改变红细胞的变形能力和聚集性,直接影响组织的导电性。血液导电性的变化可以通过RC振荡电路频率的变化获得。请参阅图2,R为输入电阻,C为寄生电容,Z为皮肤组织导电性的传递函数,T为该系统的延迟,Es为皮肤表面干扰,f为振荡电路的振荡频率。通过振荡频率f可以得到皮肤组织的导电性Z,进而得到血糖浓度与f之间的函数关系。在确定出作用于目标测量部位的振荡电路的振荡频率之后,并可基于血糖浓度与振荡频率的函数关系确定第三目标血糖浓度。

[0072] 基于上述三种方法确定出第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度后,判断第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件,具体的,可判断第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度任意两者之间的偏差是否均小于预设偏差,如果第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度任意两者之间的偏差均小于预设偏差,则可判定第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度满足预设的偏差判定条件,则对第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度进行加权平均,从而获得最终的血糖浓度。

[0073] 具体的,可通过下式计算最终的血糖浓度:

$$SM = SM_1 * W_1 + SM_2 * W_2 + SM_3 * W_3 \quad (6)$$

[0075] 其中,SM为最终的血糖浓度,SM₁为第一目标血糖浓度,W₁为第一目标血糖浓度的权重,SM₂为第二目标血糖浓度,W₂为第二目标血糖浓度的权重,SM₃为第三目标血糖浓度,W₃为第三目标血糖浓度的权重。

[0076] 需要说明的是,在某些时候可能存在第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度不满足预设的偏差判定条件的情况,基于此,上述实施例提供的方法还可以包括:

[0077] 当第一目标血糖浓度不满足预设的偏差判定条件时,重新执行步骤S101多次,获得多个第一血糖浓度,对多个第一血糖浓度进行加权平均,获得新的第一目标血糖浓度,然后执行步骤S104;当第二目标血糖浓度不满足预设的偏差判定条件时,重新执行步骤S102多次,获得多个第二血糖浓度,对多个第二血糖浓度进行加权平均,获得新的第二目标血糖

浓度,然后执行步骤S104;当第三目标血糖浓度不满足预设的偏差判定条件时,重新执行步骤S103多次,获得多个第三血糖浓度,对多个第三血糖浓度进行加权平均,获得新的第三目标血糖浓度,然后执行步骤S104。

[0078] 示例性的,将第一目标血糖浓度与第二目标血糖浓度进行比较,如果第一目标血糖浓度与第二目标血糖浓度的偏差大于预设偏差,则表明第一目标血糖浓度不满足预设的偏差判定条件,则重新按步骤S101执行多次,获得多个第一血糖浓度,需要说明的是,在本实施例中,按步骤S101执行多次,获得多个第一血糖浓度的实现方式有多种,在一种可能的实现方式中,可预先设定执行次数N,在每次执行完步骤S101之后,确定当前的执行次数是否达到预设次数N,如果未达到预设次数N,则继续执行步骤S101,如果当前的执行次数已经达到预设次数N,则停止执行,获得N个第一血糖浓度,然后,对获得的N个第一血糖浓度进行加权平均,获得新的第一目标血糖浓度;在另一种可能的实现方式中,可利用定时器进行定时,例如定时器定时60秒,在每次执行完步骤S101之后,如果当前未达到定时时间,则继续执行步骤S101,直至达到定时时间,将定时时间60秒内确定的M个第一血糖浓度进行加权平均,获得新的第一目标血糖浓度。

[0079] 本发明实施例提供的血糖浓度检测方法,采用三种无创血糖浓度检测算法分别确定血糖浓度,并采用加权算法和校准补偿算法,能够得到精度更高的人体血糖浓度值。

[0080] 在上述实现方式中,当第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度中存在不满足预设的偏差判定条件的血糖浓度时,重新确定该血糖浓度,使其满足预设的偏差判定条件。

[0081] 需要说明的是,在另一种可能的实现方式中,当第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度中存在一个不满足预设的偏差判定条件的血糖浓度时,也可直接对另外两个血糖浓度进行加权平均,从而确定最终的血糖浓度。示例性的,第二目标血糖浓度不满足预设的偏差判定条件,则可将第一目标血糖浓度和第三目标血糖浓度按下式进行加权平均:

$$[0082] \quad SM = (W_1 + W_1/2) * SM_1 + (W_3 + W_3/2) * SM_3 \quad (7)$$

[0083] 本发明实施例还提供了一种无创血糖浓度检测设备,请参阅图3,示出了该血糖浓度检测设备的结构示意图,至少可以包括:处理单元301、超声波测量装置302、数据测量单元303和RC震荡电路304。

[0084] 超声波测量装置302,用于通过超声波发送单元3021向目标测量部位发送超声波,并通过超声波接收单元3022接收经目标测量部位传输后的超声波信号。

[0085] 在使用超声波测量装置302测量时,将超声波发送单元3021置于目标测量部位一侧,将超声波接收单元3022置于目标测量部位另一侧。

[0086] 其中,数据测量单元303,用于测量目标测量部位,获得温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据。

[0087] 其中,数据测量单元303可以包括温度传感器3031、湿度传感器3032、辐射度传感器3033、光电式脉搏传感器3034和血氧饱和度测量单元3035。温度传感器3031,用于测量目标测量部位,获得温度数据;湿度传感器3032,用于测量目标测量部位,获得湿度数据;辐射度传感器3033,用于测量目标测量部位,获得辐射度数据;光电式脉搏传感器3034,用于测量目标测量部位,获得脉率数据;血氧饱和度测量单元3035,用于测量目标测量部位,获得

血氧饱和度数据。

[0088] RC振荡电路304,用于作用于目标测量部位,产生低频信号。

[0089] 具体的,RC振荡电路304在测量目标测量部位时,将测量目标测量置于RC振荡电路304的电容之间。

[0090] 处理单元301,用于基于超声波发送单元发送的超声波信号和超声波接收单元接收的超声波信息确定超声波在目标测量部位的传播速度,基于传播速度确定血糖浓度作为第一目标血糖浓度;以及,基于温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据确定血糖浓度作为第二目标血糖浓度;以及,基于RC振荡电路产生的低频信号确定振荡频率,并基于振荡频率确定血糖浓度作为第三目标血糖浓度数据;以及,判断第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件,如果是,则对第一血糖浓度、第二血糖浓度和第三血糖浓度进行加权平均,获得最终的血糖浓度。

[0091] 在一种可能的实现方式中,处理单元301可以为DSP,为了提高数据运算速度、简化操作并使设备便携,DSP可选用TI公司的新一代DSP作处理器TMS320F2812,该处理器采用32位中央处理器,提高了处理能力,它具有高性能、低功耗的特点,其内核电压为1.8V,外围接口电压为3.3V,主频可达150MHz,拥有大容量的片上存储器和片上外设。

[0092] 另外,本发明是实施例提供的无创血糖浓度检测设备还可以包括:预处理单元305、存储单元306和显示单元307。

[0093] 其中,预处理单元305与数据测量单元303连接,还与处理单元301连接,用于对数据测量303单元输出的数据进行预处理,然后将预处理后的数据发送给处理单元301。具体的,预处理单元305可以为信号处理电路,其将数据测量单元303中各传感器、测量单元测得的各路数据进行A/D转换,并通过反相运算放大电路和高精度电阻调节各路数据的电压范围,这里选用运放LM324D,与0.1uF的电容实现低通滤波,滤除噪声和干扰,将转换后的结果送入处理单元301进一步运算。

[0094] 存储单元306可以为扩展存储电路,其与处理单元301连接,存储处理单元处理301的数据。

[0095] 本发明实施例提供的无创血糖浓度检测设备还可以包括数据处理电路308,数据处理电路308与处理单元301连接,还与显示单元307连接,其将处理单元301处理得到的血糖浓度数据处理成可在显示单元307显示的数据。其中,显示单元307可以但不限定为LCD显示电路。LCD显示可选用YM320240,它采用320*240点阵,满足分辨率要求,而TMS320F2812本身具有LCD接口,这里选用74ALVC16245作为其驱动芯片。

[0096] 本发明实施例提供的无创血糖浓度检测设备还可以包括与处理单元301连接的接口电路309以及与处理单元301连接的电源及复位模块310。上位机可通过接口电路309与处理单元301进行信息交互,如上位机通过接口电路309向处理单元301发控制指令。其中,接口电路309可以但不限定为RS232接口电路。

[0097] 本发明实施例提供的无创血糖浓度检测设备,可采用三种不同的血糖浓度检测方法检测血糖浓度,即,可基于超声波测量的测量结果确定超声波的传播速度,基于超声波的传播速度确定第一目标血糖浓度,可基于各个传感器和测量单元测得的温度数据、湿度数据、血氧饱和度数据和脉率数据确定第二目标血糖浓度,并基于RC振荡电路的振荡频率确定第三目标血糖浓度数据,然后将利用三种方法检测出来的血糖浓度进行融合,即对三种

方法检测出的血糖浓度进行加权平均,从而获得最终的血糖浓度,这种方法确定出的血糖浓度精确性较高,且这种检测方法不需要抽取血液样本,即为无创的血糖检测方法,因此无污染、价格低。

[0098] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。

[0099] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的方法、装置和设备,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些通信接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0100] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。

[0101] 所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。

[0102] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

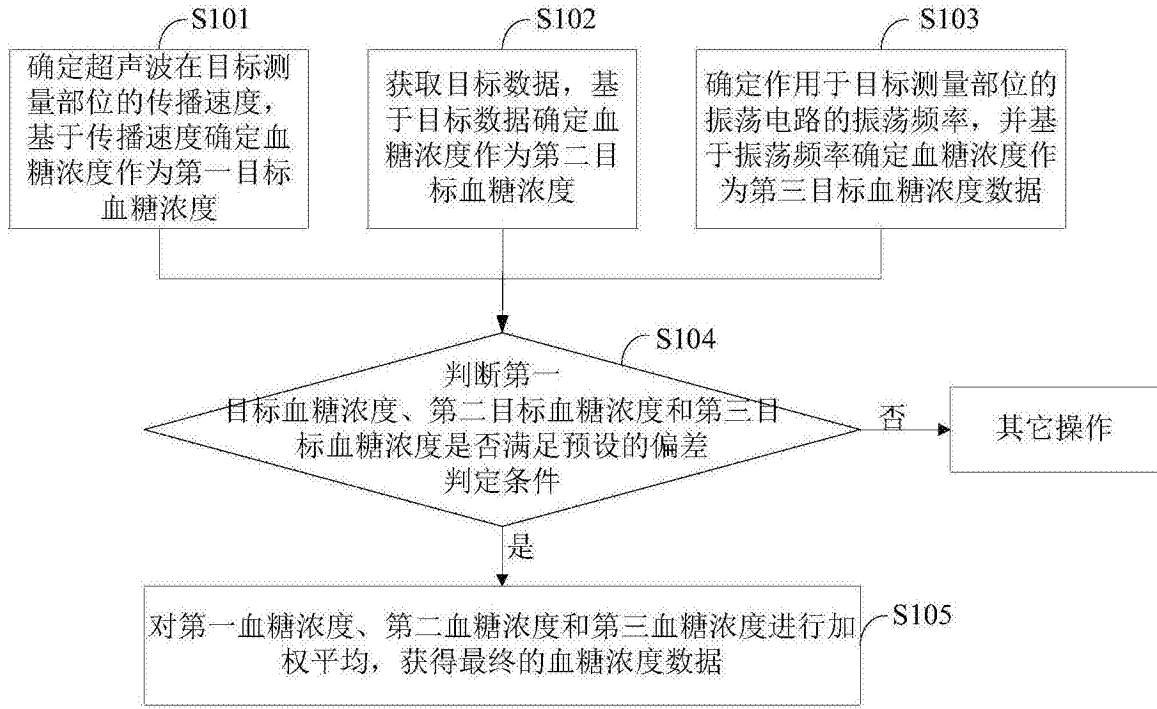


图1

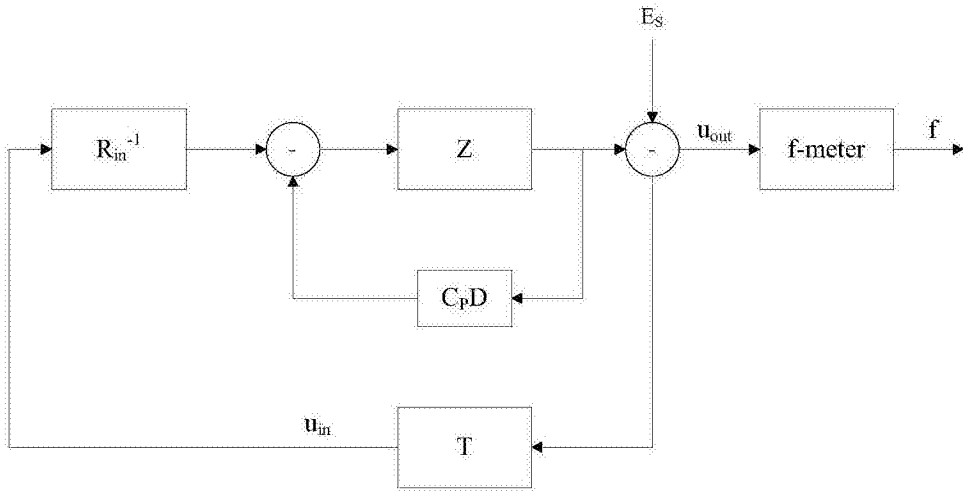


图2

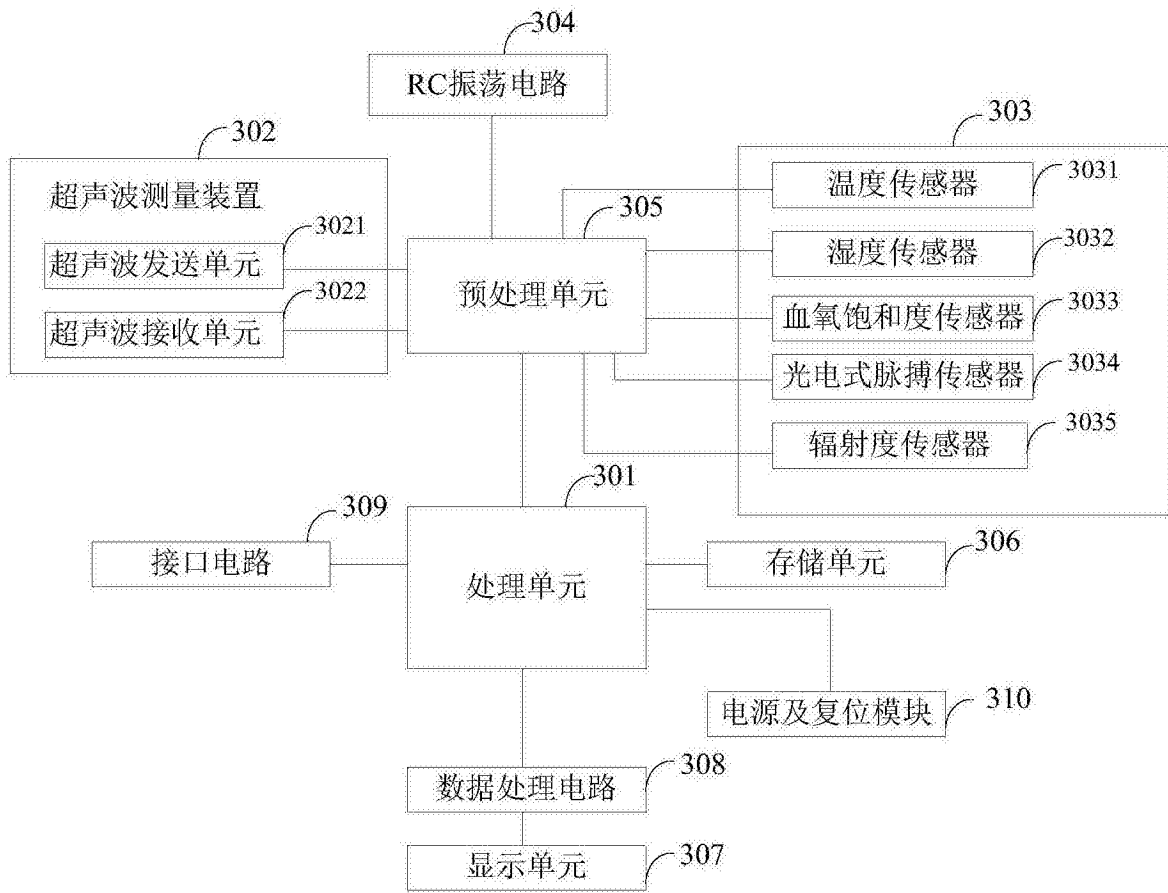


图3

专利名称(译)	一种无创血糖浓度检测方法及设备		
公开(公告)号	CN107595318A	公开(公告)日	2018-01-19
申请号	CN2017110859539.6	申请日	2017-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院长春光学精密机械与物理研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院长春光学精密机械与物理研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院长春光学精密机械与物理研究所		
[标]发明人	吴迪 冯强 耿爱辉 李丹 曹立华		
发明人	吴迪 冯强 耿爱辉 李丹 曹立华		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/0205		
代理人(译)	王云晓		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请提供了一种无创血糖浓度检测方法及设备，包括：确定超声波在目标测量部位的传播速度，基于传播速度确定第一目标血糖浓度；获取目标数据，基于目标数据确定第二目标血糖浓度，目标数据为测量目标测量部位得到的温度数据、湿度数据、辐射度数据、血氧饱和度数据和脉率数据，确定作用于目标测量部位的振荡电路的振荡频率，并基于振荡频率确定第三目标血糖浓度；判断第一目标血糖浓度、第二目标血糖浓度和第三目标血糖浓度是否满足预设的偏差判定条件，如果是，对三个血糖浓度进行加权平均，获得最终的血糖浓度。本申请提供的方法及设备确定出的血糖浓度精确性较高，且检测过程不需要抽取血液样本，即为无创的血糖检测方法，无污染且价格低。

