



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108175416 A

(43)申请公布日 2018.06.19

(21)申请号 201810017981.9

(22)申请日 2018.01.09

(71)申请人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)
西源大道2006号

(72)发明人 杨立峰 彭真明 王亚非 刘自强

(74)专利代理机构 成都弘毅天承知识产权代理
有限公司 51230

代理人 徐金琼 刘东

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

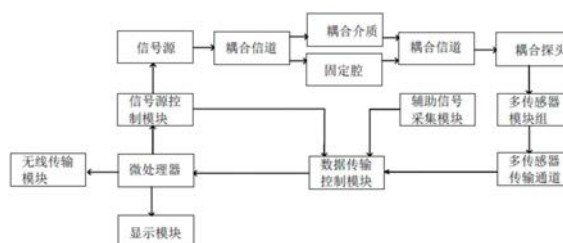
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

一种多传感器血糖检测数据融合装置及方法

(57)摘要

本发明公开了一种多传感器血糖检测数据融合装置及方法,包括微处理器及与其相连的无线传输模块、显示模块和数据传输控制模块;所述数据传输控制模块与信号控制模块和辅助信号采集模块相连,并且通过对传感器传输通道与多传感器模块组相连;所述多传感器模块组与耦合探头相连;所述信号源控制模块与信号源相连,该信号源通过耦合信道与耦合介质和固定腔分别耦合,并且所述耦合介质和固定腔通过耦合信道与耦合探头耦合,信号源控制模块让信号源发出的近红外激光信号,通过耦合信道进入固定腔和耦合介质,向人体测试部位发射,经过反射或是散射后,从耦合探头进入多传感器模块,再进入数据传输控制模块进行存储,最后微处理器进行计算,输出血糖值。



1. 一种多传感器血糖检测数据融合装置,微处理器,与微处理器相连接的无线传输模块和显示模块,其特征在于:还包括与微处理器相连接的信号源控制模块以及与其连接的信号源,沿光源信号传输方向设有接收信号的耦合介质和固定腔,再依次设置有与耦合介质和固定腔相连接的耦合探头、多传感器模块组和数据传输控制模块连接。

2. 根据权利要求1所述的多传感器血糖检测数据融合装置,其特征在于:所述信号源为连续可调的光纤激光器。

3. 根据权利要求1所述的多传感器血糖检测数据融合装置,其特征在于:所述多传感器模块组至少包括光声谱测量模块、光谱测量模块和微波阻抗模块中的任意一种组合。

4. 根据权利要求3所述的多传感器血糖检测数据融合装置,其特征在于:所述光谱测量模块的测试光谱波长为760-2150nm。

5. 根据权利要求1所述的多传感器血糖检测数据融合装置,其特征在于:所述数据传输控制模块使用多数据存储模块选择数据存储方式和不同的信道同时并行传输数据,传输信道4-32个。

6. 根据权利要求1所述的多传感器血糖检测数据融合装置,其特征在于:设辅助信号采集模块与所述数据传输控制模块相连,且该辅助信号采集模块至少包括阻抗检测模块、体温测试模块、光谱测量模块、光声测量模块、压力传感模块、加速度传感模块和心率传感模块中的一个。

7. 根据权利要求6所述的多传感器血糖检测数据融合装置,其特征在于:所述阻抗检测模块采用的是一个阻抗测试网络。

8. 一种多传感器血糖检测数据融合方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

步骤1:信号源控制模块控制信号源发出不同波长的近红外激光信号;

步骤2:步骤1的近红外激光信号通过耦合信道进入固定腔和耦合介质,并且向人体特定的测试部位发射近红外激光;

步骤3:步骤2发出的近红外激光经过反射或是散射后,带有血糖特征能量谱激光信号经过耦合探头进入多传感器模块;

步骤4:激光信号经过多传感器传输通道,进入数据传输控制模块,将信号存储在数据传输控制模块中;

步骤5:步骤4中的数据经过数据融合算法处理,输出血糖值。

9. 根据权利要求8所述的一种多传感器血糖检测数据融合方法,其特征在于,步骤5所述的数据融合算法包括以下步骤:

步骤5.1:利用公式 $\mu_a(\lambda_i) = \frac{D^2(\lambda_i)}{\kappa \mu_t(\lambda_i)}$ 计算光吸收系数,其中 $D(\lambda_i)$ 和 $\mu_t(\lambda_i)$ 分别为光扩散因子和光衰减因子, κ 为矫正常数, λ_i 表示不同的波长。

步骤5.2:利用公式 $P(\lambda_i) = k \frac{\beta v^n}{C_p} E(\lambda_i) \alpha$ 计算压力传感器检测的光声信号的声压强,其中, k 是系统加权常数,介于1和2之间, $E(\lambda_i)$ 为入射光强能量, v 是声波在细胞组织中传播速度, α 是光吸收系数, β 是热膨胀系数, C_p 是比热容, $P(\lambda_i)$ 是声压强, λ_i 表示不同的波长。

步骤5.3: 用公式 $Z(\rho) = \frac{U(\rho)}{I(\rho_0) + \Delta}$ 表示电阻抗传感器模块测试值, 其中 ρ 为多个传感器的平均距离因子, Δ 为测量偏移因子。

步骤5.4: 记录不同时刻温度传感器测量值为 $T(t)$ 。

步骤5.5: 由所述5.1-5.4所得的测量值组成 $X = \{\mu_a(\lambda_i), P(\lambda_i), Z(\rho), T(t), \dots\}$, 然后通过公式 $F_B(g) = RSS(g) = \|y - Xg\|_2^2 = \sum_{i=1}^N (y_i - X_i g)^2$ 计算血糖的评估值, 其中 $F_B(g)$ 为血糖评价值, y 为血糖标定值, g 为各参数影响权重矩阵, $RSS(*)$ 指血糖评估算法, 其中权重矩阵通过最小估值算法得到 $L(g) = \lambda \|g\|_1 = \lambda \sum_{j=1}^p |g_j|$ 。

一种多传感器血糖检测数据融合装置及方法

技术领域

[0001] 本发明属于医学检测糖血糖水平的测量仪领域,具体涉及一种多传感器血糖检测数据融合方法及其装置。

背景技术

[0002] 糖尿病患者为了控制其病情发展,需要不间断地进行测量其血糖水平,以达到使得血糖值保持在正常范围的目的,如果血糖水平高于正常值,将给患者带来诸如尿毒症,视网膜病变等严重并发症,同样,如果血糖值低于 2mmol/L 时,容易发生低血糖症状,低血糖易引起患者短暂头晕、休克甚至更严重的后果,而现有的方法是在特定时刻(餐前和餐后两小时)去测量血糖水平,无法实时控制患者血糖水平。为了解决上述两个典型的弊端,需要一种连续可测、便携式、且准确的动态血糖检测仪,同时能够在运动过程中进行测量。

[0003] 我们注意到目前已经公开了多项关于无创血糖仪的发明专利,如《无创式近红外电子血糖仪》(CN102198004A)利用红外光源($600\sim 2500\text{nm}$)透射手指,根据血糖的吸收光谱,利用神经网络的混合算法对红外传感阵列中各传感器的信号进行加权平均后得到血糖值;《无创伤性血糖监测仪》(CN201295231Y)是通过与患者皮肤接触的两个电极测量患者的电容量从而得到患者的血糖值;《无创伤自测血糖仪》(CN1271562A)是利用红外光发射管作为红外光源(波长: $1000\sim 2900\text{nm}$),采用透射式测量血糖值。

[0004] 另一方面,温度传感器NI-CGM的一个主要困难是环境(如温度)和生理(例如汗水,血氧饱和等)过程作为干扰因素,并且经常允许仅在高度受控条件下跟踪血糖变化。为了解决这个问题,过去几年越来越受到关注的一个方法是NI-CGM的多传感器方法。压力传感器也就是说,这些设备不是专注于单一的物理原理,而是采用技术的组合。例如,Glucotrack [31]利用热,声和电磁技术的混合,并比较三种测量,假设它们都反映了葡萄糖相关测量。以上方法采用的红外光谱法,受干扰严重,对环境要求高。受到环境温度的影响大。无创血糖仪为何没迟迟不能研发成功,究其原因两个方面:(1)稳定性和准确性是目前无创血糖仪的瓶颈(2)无创动态血糖检测仪检测受环境影响大。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于:为解决现有技术中无创动态血糖检测仪的稳定性和准确性差和检测受环境影响大的问题,提供一种多传感器血糖检测数据融合装置及方法。

[0006] 本发明采用的技术方案如下:

[0007] 一种多传感器血糖检测数据融合装置,微处理器,与微处理器相连接的无线传输模块和显示模块,还包括与微处理器相连接的信号源控制模块以及与其连接的信号源,沿光源信号传输方向设有接收信号的耦合介质和固定腔,再依次设置有与耦合介质和固定腔相连接的耦合探头、多传感器模块组和数据传输控制模块连接。

[0008] 信号源控制模块控制信号源发出不同波长的近红外激光信号,通过耦合信道进入固定腔和耦合介质,并且向人体特定的测试部位发射近红外激光,近红外激光经过反射或

是散射后,带有血糖特征能量谱激光信号经过耦合探头进入多传感器模块,激光信号经过多传感器传输通道,进入数据传输控制模块,将信号存储在数据传输控制模块中,最后数据经过数据融合算法处理,输出血糖值到显示模块进行显示,并通过无线模块发送到服务器进行存储,由光谱进行血糖特征分析提高了中无创伤动态血糖检测仪的稳定性和准确性,并且此方法不受检测环境的影响。

[0009] 优选地,所述信号源为连续可调的光纤激光器,可以发出不同波长的近红外激光,形成的光谱更完善,减小了在进行光谱分析时候所得结果的偶然性,提升了无创伤动态血糖检测仪的稳定性和准确性。

[0010] 优选地,所述多传感器模块组至少包括光声谱测量模块、光谱测量模块和微波阻抗模块中的任意一种组合。模块越多最终的测量结果准确性越高,可视具体的需要而定需要哪些模块。

[0011] 优选地,所述光谱测量模块的测试光谱波长为760-2150nm,光谱测量模块应能测量足够大的波长范围,以适应信号源所发射的不同波长的近红外激光信号,避免信号源发射的近红外激光信号波长超出光谱测量模块的范围而影响最终的血糖水平的计算结果的准确性。

[0012] 优选地,所述数据传输控制模块使用多数据存储模块选择数据存储方式和不同的信道同时并行传输数据,传输信道4-32个,尤其是4-8信道。

[0013] 优选地,所述辅助信号采集模块至少包括阻抗检测模块、体温测试模块、光谱测量模块、光声测量模块、压力传感模块、加速度传感模块和心率传感模块中的一个,辅助信号采集模块,辅助信号模块能完成一些辅助功能,也可增加最终计算结果的准确性,可根据具体需要决定加设什么模块,例如,给同时患有高血压和糖尿病的病人检测血糖时候可以同时检测病人的血压,这时候则需要加设压力传感模块。

[0014] 优选地,所述阻抗检测模块采用的是一个阻抗测试网络,尤其是四点桥式网络结构,通过阻抗测试网络可提高光谱分析的准确性,特别是使用四点桥式网络结构的时候准确性最佳。

[0015] 与上述装置相匹配的一种多传感器血糖检测数据融合方法,所述方法包括以下步骤:

[0016] 步骤1:信号源控制模块控制信号源发出不同波长的近红外激光信号;

[0017] 步骤2:步骤1的近红外激光信号通过耦合信道进入固定腔和耦合介质,并且向人体特定的测试部位发射近红外激光;

[0018] 步骤3:步骤2发出的近红外激光经过反射或是散射后,带有血糖特征能量谱激光信号经过耦合探头进入多传感器模块;

[0019] 步骤4:激光信号经过多传感器传输通道,进入数据传输控制模块,将信号存储在数据传输控制模块中,等待微处理器处理;

[0020] 步骤5:步骤4中的数据经过数据融合算法处理,输出血糖值。

[0021] 通过本方法实现了血糖监测的无创化,并且通过光谱进行血糖特征的分析 and 计算,提升了无创血糖检测的稳定性,并且此方法所得的最后结果,几乎不收检测时候的环境的影响,稳定性很好。

[0022] 优选地,步骤5所述的数据融合算法包括以下步骤:

[0023] 步骤5.1:利用公式 $\mu_a(\lambda_i) = \frac{D^2(\lambda_i)}{\kappa\mu_t(\lambda_i)}$ 计算光吸收系数,其中 $D(\lambda_i)$ 和 $\mu_t(\lambda_i)$ 分别为光扩散因子和光衰减因子, κ 为矫正常数, λ_i 表示不同的波长。

[0024] 步骤5.2:利用公式 $P(\lambda_i) = k \frac{\beta v^n}{C_p} E(\lambda_i) \alpha$ 计算压力传感器检测的光声信号的声压强,其中, k 是系统加权常数,介于1和2之间, $E(\lambda_i)$ 为入射光强能量, v 是声波在细胞组织中传播速度, α 是光吸收系数, β 是热膨胀系数, C_p 是比热容, $P(\lambda_i)$ 是声压强, λ_i 表示不同的波长。

[0025] 步骤5.3:用公式 $Z(\rho) = \frac{U(\rho)}{I(\rho_0) + \Delta}$ 表示电阻抗传感器模块测试值,其中 ρ 为多个传感器的平均距离因子, Δ 为测量偏移因子。

[0026] 步骤5.4:记录不同时刻温度传感器测量值为 $T(t)$ 。

[0027] 步骤5.5:由多个测量值组成 $X = \{\mu_a(\lambda_i), P(\lambda_i), Z(\rho), T(t), \dots\}$,然后通过公式 $F_B(g) = RSS(g) = \|y - Xg\|_2^2 = \sum_{i=1}^N (y_i - X_i g)^2$ 计算血糖的评估值,其中 $F_B(g)$ 为血糖评价值, y 为血糖标定值, g 为各参数影响权重矩阵, $RSS(*)$ 指血糖评估算法,其中权重矩阵通过最小估值算法得到 $L(g) = \lambda \|g\|_1 = \lambda \sum_{j=1}^p |g_j|$ 。

[0028] 综上所述,由于采用了上述技术方案,本发明的有益效果是:

[0029] 1、本发明中,利用数据融合方法,测量多传感器信号源对血糖数据进行建模和仿真计算,具有获得血糖指纹特性的能力,而且结构简单,测量精度达到96.5%以上。

[0030] 2、本发明中,采用了可以测量人体状态的多运动模式,可以对处于不同状态的人的血糖值进行修正,这将极大的提高了本发明的实用性。

[0031] 3、本发明中,同时采集被测部位温度和运动状态变化,利用多通道信号相互校正从而有效避免环境的影响。

[0032] 4、本发明中,装置结构简单成本低,并且通过光谱分析和数据融合的算法提升了无创血糖监测的准确性和稳定性。

附图说明

[0033] 图1为本发明的结构示意图;

[0034] 图2为本发明使用的多通道信号模型示意图;

具体实施方式

[0035] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0036] 实施例1

[0037] 如图1和2所示,一种多传感器血糖检测数据融合装置,包括信号控制模块以及与

其连接的信号源,沿光源信号的方向设置有耦合介质和固定腔,其次是耦合探头然后连接的是多传感器模块组,之后通过多传感器传输通道与数据传输控制模块连接,所述数据传输控制模块将光信号传输到微处理器,该微处理器与显示模块、无线传输模块和信号源控制模块;所述数据传输控制模块与信号源控制模块和辅助信号采集模块相连。信号源控制模块控制信号源发出不同波长的近红外激光信号,通过耦合信道进入固定腔和耦合介质,并且向人体特定的测试部位发射近红外激光,近红外激光经过反射或是散射后,带有血糖特征能量谱激光信号经过耦合探头进入多传感器模块,激光信号经过多传感器传输通道,进入数据传输控制模块,将信号存储在数据传输控制模块中,最后数据经过数据融合算法处理,输出血糖值到显示模块进行显示,并通过无线模块发送到服务器进行存储,由光谱进行血糖特征分析提高了中无创伤动态血糖检测仪的稳定性和准确性,并且此方法不受检测环境的影响。

[0038] 其中,所述信号源为连续可调的光纤激光器,可以发出不同波长的近红外激光,形成的光谱更完善,减小了在进行光谱分析时候所得结果的偶然性,提升了无创伤动态血糖检测仪的稳定性和准确性。

[0039] 其中,所述多传感器模块组至少包括光声谱测量模块、光谱测量模块和微波阻抗模块中的任意一种组合。模块越多最终的测量结果准确性越高,可视具体的需要而定需要哪些模块。

[0040] 其中,所述光谱测量模块的测试光谱波长为760-2150nm,光谱测量模块应能测量足够大的波长范围,以适应信号源所发射的不同波长的近红外激光信号,避免信号源发射的近红外激光信号波长超出光谱测量模块的范围而影响最终的血糖水平的计算结果的准确性。

[0041] 其中,所述数据传输控制模块使用多数据存储模块选择数据存储方式和不同的信道同时并行传输数据,传输信道4-32个,尤其是4-8信道使用最多。

[0042] 其中,所述辅助信号采集模块至少包括阻抗检测模块、体温测试模块、光谱测量模块、光声测量模块、压力传感模块、加速度传感模块和心率传感模块中的一个,辅助信号采集模块,辅助信号模块能完成一些辅助功能,也可增加最终计算结果的准确性,可根据具体需要决定加设什么模块,例如,给同时患有高血压和糖尿病的病人检测血糖时候可以同时检测病人的血压,这时候则需要加设压力传感模块。

[0043] 实施例2

[0044] 在实施例1的基础上,与所述多传感器血糖检测数据融合装置相匹配的一种多传感器血糖检测数据融合方法,所述方法包括以下步骤:

[0045] 步骤1:信号源控制模块控制信号源发出不同波长的近红外激光信号;

[0046] 步骤2:步骤1的近红外激光信号通过耦合信道进入固定腔和耦合介质,并且向人体特定的测试部位发射近红外激光;

[0047] 步骤3:步骤2发出的近红外激光经过反射或是散射后,带有血糖特征能量谱激光信号经过耦合探头进入多传感器模块;

[0048] 步骤4:激光信号经过多传感器传输通道,进入数据传输控制模块,将信号存储在数据传输控制模块中,等待微处理器处理;

[0049] 步骤5:步骤4中的数据经过数据融合算法处理,输出血糖值。

[0050] 通过本方法实现了血糖监测的无创化,并且通过光谱进行血糖特征的分析 and 计算,提升了无创血糖检测的稳定性,并且此方法所得的最后结果,几乎不收检测时候的环境的影响,稳定性很好。

[0051] 其中,步骤5所述的数据融合算法包括以下步骤:

[0052] 步骤5.1:利用公式 $\mu_a(\lambda_i) = \frac{D^2(\lambda_i)}{\kappa \mu_t(\lambda_i)}$ 计算光吸收系数,其中 $D(\lambda_i)$ 和 $\mu_t(\lambda_i)$ 分别为光扩散因子和光衰减因子, κ 为矫正常数, λ_i 表示不同的波长。

[0053] 步骤5.2:利用公式 $P(\lambda_i) = k \frac{\beta v^n}{C_p} E(\lambda_i) \alpha$ 计算压力传感器检测的光声信号的声压强,其中, k 是系统加权常数,介于1和2之间, $E(\lambda_i)$ 为入射光强能量, v 是声波在细胞组织中传播速度, α 是光吸收系数, β 是热膨胀系数, C_p 是比热容, $P(\lambda_i)$ 是声压强, λ_i 表示不同的波长。

[0054] 步骤5.3:用公式 $Z(\rho) = \frac{U(\rho)}{I(\rho_0) + \Delta}$ 表示电阻抗传感器模块测试值,其中 ρ 为多个传感器的平均距离因子, Δ 为测量偏移因子。

[0055] 步骤5.4:记录不同时刻温度传感器测量值为 $T(t)$ 。

[0056] 步骤5.5:由所述步骤5.1-5.4所得的测量值组成 $X = \{\mu_a(\lambda_i), P(\lambda_i), Z(\rho), T(t), \dots\}$,然后通过公式 $F_B(g) = RSS(g) = \|y - Xg\|_2^2 = \sum_{i=1}^N (y_i - X_i g)^2$ 计算血糖的评估值,其中 $F_B(g)$ 为血糖评价值, y 为血糖标定值, g 为各参数影响权重矩阵, $RSS(*)$ 指血糖评估算法,其中权重矩阵通过最小估值算法得到 $L(g) = \lambda \|g\|_1 = \lambda \sum_{j=1}^p |g_j|$ 。

[0057] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,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,均应包含在本发明的保护范围之内。

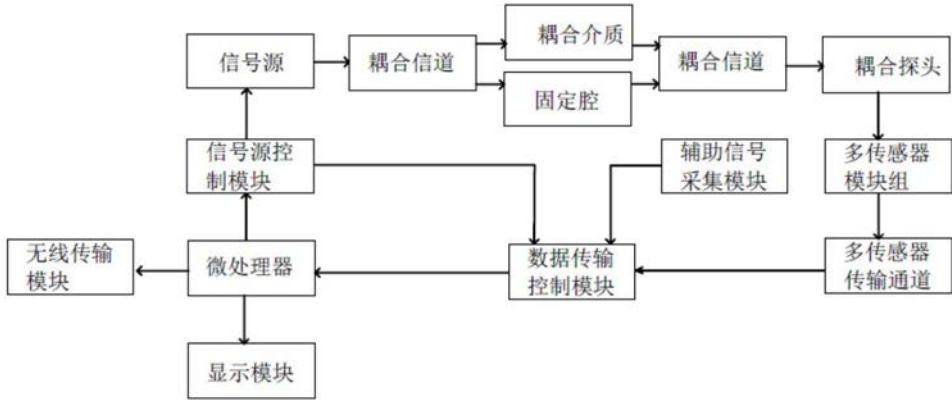


图1

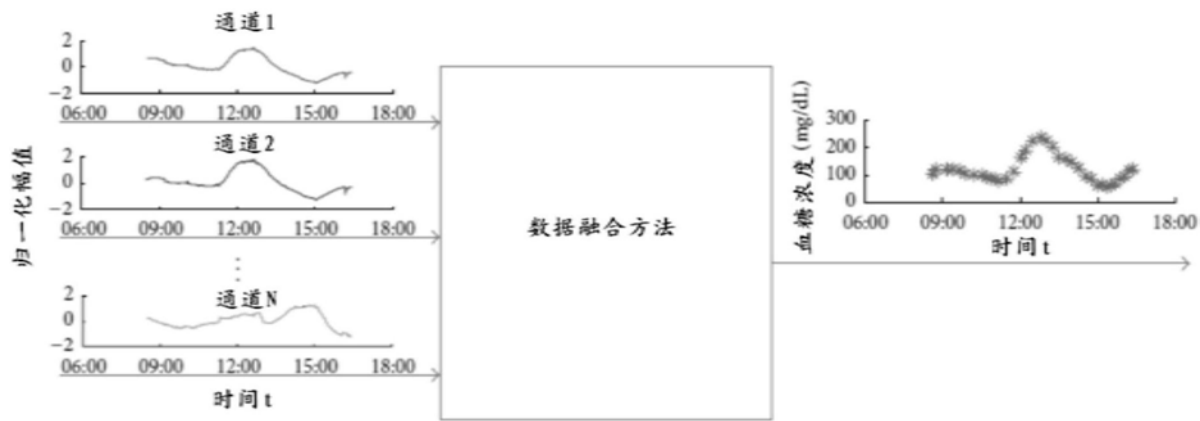


图2

专利名称(译)	一种多传感器血糖检测数据融合装置及方法		
公开(公告)号	CN108175416A	公开(公告)日	2018-06-19
申请号	CN201810017981.9	申请日	2018-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	杨立峰 彭真明 王亚非 刘自强		
发明人	杨立峰 彭真明 王亚非 刘自强		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0075 A61B5/0095 A61B5/14532 A61B5/1455 A61B5/72		
代理人(译)	刘东		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种多传感器血糖检测数据融合装置及方法，包括微处理器及与其相连的无线传输模块、显示模块和数据传输控制模块；所述数据传输控制模块与信号控制模块和辅助信号采集模块相连，并且通过对传感器传输通道与多传感器模块组相连；所述多传感器模块组与耦合探头相连；所述信号源控制模块与信号源相连，该信号源通过耦合信道与耦合介质和固定腔分别耦合，并且所述耦合介质和固定腔通过耦合信道与耦合探头耦合，信号源控制模块让信号源发出的近红外激光信号，通过耦合信道进入固定腔和耦合介质，向人体测试部位发射，经过反射或是散射后，从耦合探头进入多传感器模块，再进入数据传输控制模块进行存储，最后微处理器进行计算，输出血糖值。

