

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2014 年 9 月 25 日 (25.09.2014)



(10) 国际公布号
WO 2014/146312 A1

- (51) 国际专利分类号:
G01N 15/05 (2006.01) *A61B 5/053* (2006.01)
G01N 33/49 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2013/073740
- (22) 国际申请日: 2013 年 4 月 3 日 (03.04.2013)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201310085845.0 2013 年 3 月 18 日 (18.03.2013) CN
- (71) 申请人: 深圳市理邦精密仪器股份有限公司 (EDAN INSTRUMENTS, INC) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区蛇口南海大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼, Guangdong 518055 (CN)。
- (72) 发明人: 向小飞 (XIANG, Xiaofei); 中国广东省深圳市南山区蛇口南海大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼, Guangdong 518055 (CN)。 卢银辉 (LU, Yin-hui); 中国广东省深圳市南山蛇口南海大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼, Guangdong 518055 (CN)。 赵志翔 (ZHAO, Zhixiang); 中国广东省深圳

市南山区蛇口南海大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼, Guangdong 518055 (CN)。

- (74) 代理人: 深圳市科吉华峰知识产权事务所 (SHEN-ZHEN KINDWALF INTELLECTUAL PROPERTY FIRM); 中国广东省深圳市南山区深南西路深南花园裙楼 A 区四层 402 室, Guangdong 518057 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH,

[见续页]

(54) Title: DETECTION SYSTEM FOR IMPROVING ACCURACY OF ERYTHROCYTE HEMATOCRIT MEASUREMENT AND OPERATION CONTROL METHOD

(54) 发明名称: 提高测量红细胞压积准确度的检测系统及运行控制方法

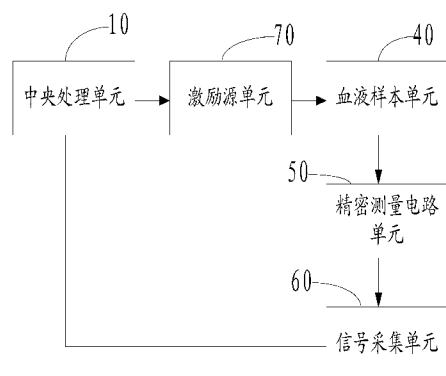


图 1 / FIG. 1

10 Central processing unit
40 Blood sampling unit
50 Precise measurement circuit unit
60 Signal collecting unit
70 Excitation source unit

(57) Abstract: A detection system for improving accuracy of erythrocyte hematocrit (HCT) measurement and an operation control method. The detection system for erythrocyte HCT measurement comprises: a central processing unit (10), an excitation source unit (70), a blood sampling unit (40), a precise measurement circuit unit (50), and a signal collecting unit (60). The excitation source unit (70) generates a sine wave and the central processing unit (10) performs control, so as to improve the HCT measurement precision. The detection system is simple and reliable, and implements precise measurement, of which the measurement precision is far greater than that of a conventional measurement technology and can reach within 0.2%. In addition, a self-detection function is implemented, so that measurement is reliable, and no incorrect measurement data caused by a circuit failure exists.

(57) 摘要: 一种提高测量红细胞压积准确度的检测系统及运行控制方法, 该测量红细胞压积的检测系统包括中央处理单元 (10)、激励源单元 (70)、血液样本单元 (40)、精密测量电路单元 (50) 和信号采集单元 (60)。通过激励源单元 (70) 产生正弦波, 并且通过中央处理单元 (10) 进行控制, 提高 HCT 测量的精度。检测系统简单且可靠, 实现精密测量, 测量精度远远高于传统的测量技术, 可达 0.2% 以内; 而且由于带自检功能, 测量可靠, 不会发生电路故障导致测量数据错误的情况。



CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE,
IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,
RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

提高测量红细胞压积准确度的检测系统及运行控制方法

技术领域

本发明涉及医疗器械领域，尤其涉及提高测量红细胞压积准确度的检测系统、及运行控制方法。

背景技术

HCT (hematocrit) 即红细胞压积，血液分析领域是很重要的参数。血液经抗凝处理后，通过离心可以把血液分为两大部分，血浆和血细胞。如果将血液放在一个特殊的试管中(温氏管)按规定的时间和速度进行离心，最终使得红细胞完全压实在试管的底端，红细胞之间互相接触密切，尽可能排除所有血浆，此时血浆会全部被挤出到血细胞的上面，这时红细胞所占全血的百分比就是我们所要得到的红细胞压积，即压实的红细胞所占的体积数(或百分比)，也叫红细胞比积或红细胞比容。红细胞压积通常缩写为 HCT，测定单位现在多用每升血液中红细胞占有多少升来表达(L/L)。

红细胞压积有助于了解红细胞的增多与减少，当各种原因所致的红细胞绝对值增高时，红细胞压积也会有相应的增加。红细胞压积降低与各种贫血有关。

[英文缩写] HCT, Ht, packed cell volume (PCV)

[参考值] 男: 0.40 - 0.50L / L (40% - 50%) 女: 0.37 - 0.45L / L (37% - 45%)。

在血液分析领域 HCT测量一般采用交流耦合的方式，通过激励源输出一激励信号，通过标准串联电阻与血液样本的阻抗进行分压，采集到血液阻抗上对应的交流信号值，由于是串联关系，血液上的信号与阻抗成正变关系，测量此信号就得到了血液的阻抗。传统的HCT检测方法，激励源是采用PWM波，方法简单，但是弊端也很多：

首先：由中央处理生成的PWM波幅度非常不稳定，容易漂移，波形幅度短期稳定度只能达到5%左右，如果算上长期漂移，幅度变化会更大，极大地降低了HCT测量的精度。

其次，中央处理难以产生频率较高的正弦波，其PWM波经过滤波后加在血液上，是不规则的波形，频谱非常丰富，经过放大转换后必然会产生谐波失真，进一步加大了HCT检测的误差。只能用于要求不高的场合。如

果采用中央处理内部DAC的方法产生正弦波,则会由于刷新率太高(以生成此100KHz正弦波计算,采用DAC的方法,每个周期内至少描50点才能绘制比较光滑的正弦波,即DAC的刷新率至少达到5Msps,每0.2us就必须刷新一次)而极大地占用中央处理的资源,造成其它程序无法运行,也是不可取的。

此外,传统的HCT检测装置,设计复杂且可靠性很差。

因此,综上所述,传统的HCT测量装置难以实现精密测量。

发明内容

为了解决现有技术中的问题,本发明提供了一种提高测量红细胞压积准确度的检测系统。

本发明提供了一种提高测量红细胞压积准确度的检测系统,包括中央处理单元、激励源单元、血液样本单元、精密测量电路单元、信号采集单元,所述中央处理单元与所述激励源单元相连、且用于输出控制命令至所述激励源单元,所述激励单元用于产生正弦波,所述激励源单元输出端与所述血液样本单元输入端相连,所述血液样本单元输出端与所述精密测量电路单元输入端相连,所述血液样本单元用于采集血液样本阻抗信号;所述精密测量电路单元用于完成信号的放大及放大后转换成有效值,所述信号采集单元用于完成血液阻抗有效值信号的单端转差分放大和模数转换,所述精密测量电路单元输出端与所述信号采集单元相连,所述中央处理单元与所述信号采集单元相连,所述信号采集单元将处理后的血液阻抗有效值数据输出至中央处理单元,所述中央处理单元根据血液阻抗有效值进行血液阻抗的计算,且所述中央处理单元输出控制命令至所述信号采集单元。

作为本发明的进一步改进,激励源单元包括波形发生电路、以及与波形发生电路相连的波形转换电路,所述波形发生电路用于产生正弦波;波形转换电路用于隔离所述波形发生电路输出信号的直流成分、且把正的正弦信号转换为正负半周的正弦信号。

作为本发明的进一步改进,所述波形发生电路包括单片函数发生器、晶振单元及精密电压基准单元,精密电压基准单元与所述单片函数发生器的电压基准接口相连、且用于为所述单片函数发生器提供精确的基准电压,所述单片函数发生器与所述晶振单元相连,所述晶振单元用于提供高精度时钟信号;所述波形转换电路输入端与所述单片函数发生器输出端相连,所述波形转换电路用于隔离所述单片函数发生器输出信号的直流成分、且

把正的正弦信号转换为正负半周的正弦信号。

作为本发明的进一步改进，所述波形转换电路包括电容、第一电阻、第一运算放大单元，所述电容一端与所述单片函数发生器输出端相连，所述电容另一端与所述电阻及所述第一运算放大单元的同相输入端相连，所述第一电阻另一端接地，所述第一运算放大单元同相端与所述电容和所述第一电阻的公共节点相连，所述第二电阻一端与所述第一运算放大单元输出端相连。

作为本发明的进一步改进，所述血液样本单元为待测电路，所述血液样本单元包括第二电阻、第五电阻、模拟开关和血液等效阻抗单元，所述第二电阻一端与所述激励源单元输出端相连，所述血液等效阻抗单元一端与所述第二电阻相连接，所述血液等效阻抗单元另一端接地，所述第五电阻一端与所述第二电阻相连，所述第五电阻另一端与所述模拟开关一端相连，所述模拟开关另一端接地，所述第二电阻和所述第五电阻均为标准电阻。

作为本发明的进一步改进，所述精密测量电路单元包括第二运算放大单元、第三电阻、第四电阻、真有效值转换芯片，所述第二运算放大单元同相端与所述第二电阻和所述血液等效阻抗单元的公共节点相连，所述第二运算放大单元反相端与所述第三电阻和所述第四电阻的公共节点相连，所述第二运算放大单元输出与所述第三电阻及所述真有效值转换芯片的输入端相连接，所述真有效值转换芯片输入端与第二运算放大单元输出端和所述第三电阻的公共节点相连，所述第四电阻另一端接地。

作为本发明的进一步改进，所述信号采集单元包括高分辨率模数转换器、模数转换器驱动电路、精密电压基准单元，所述模数转换器驱动电路输入端与所述真有效值转换芯片输出端相连接，所述模数转换器驱动电路输出端与所述高分辨率模数转换器输入端相连接，所述高分辨率模数转换器与所述精密电压基准单元输出端相连接，所述高分辨率模数转换器与所述中央处理单元相连。

作为本发明的进一步改进，所述单片函数发生器为直接数字频率合成器，所述直接数字频率合成器为 AD 公司生产的型号为 AD9832 的直接数字频率合成器；所述高分辨率模数转换器为 Delta-Sigma 型模数转换器。

作为本发明的进一步改进，所述精密电压基准单元为两个，分别为第一精密电压基准单元和第二精密电压基准单元，所述第一精密电压基准单元与所述单片函数发生器的电压基准接口相连、且用于为所述单片函数发

生器提供精确的基准电压；所述高分辨率模数转换器与所述第二精密电压基准单元输出端相连接。

本发明还提供了一种用于实现检测系统的运行控制方法，包括如下步骤：

A. 产生标准的正弦波：中央处理单元输出指令至单片函数发生器，控制单片函数发生器产生标准的正弦波；

B. 设置标准值：断开模拟开关，血液等效阻抗单元不接入血液，将定标用的标准电阻放入血液等效阻抗单元；

C. 电路定标：在典型阻抗测量范围 1K 至 15K 内，设置 M 个定标准点，M 大于等于 2，在步骤 B 中每放置一个标准电阻，启动一次电路定标，步骤 B 和步骤 C 应重复执行 M 次；定标完成后，把各标准电阻对应的 ADC 码值存入中央处理单元的内部存储器中，得到 ADC（analog-digital conversion 模数转换）码值与各标准电阻的对应关系；

D. 定标回测：取阻值为 R 的电阻接入原血液等效阻抗单元 R_x ，判断其测量偏差是否超过预设偏差值，若超过，则返回步骤 B；若未超过，则执行步骤 E；其中 R 为 1 至 10K Ω ；

E. 电路自检：模拟开关闭合，第五电阻接入测量电路，测量第五电阻的阻值，判断测量第五电阻的误差是否超过预设值，如超过、那么提示电路异常、自动终止测量；如未超过，则检测系统进行检测工作。

本发明的有益效果是：本发明通过激励源单元产生正弦波，并且通过中央处理单元进行控制，提高 HCT 测量的精度；本发明的检测系统简单且可靠性，实现精密测量。

附图说明

图 1 是本发明的检测系统原理框图。

图 2 是本发明的检测系统的一实施例原理图。

图 3 是本发明的运行控制方法流程图。

图 4 是本发明的电路定标示意图。

具体实施方式

如图 1 和图 2 所示，本发明公开了一种提高测量红细胞压积准确度的检测系统，包括中央处理单元 10、激励源单元 70、血液样本单元 40、精密测量电路单元 50、信号采集单元 60，所述中央处理单元 10 与所述激励源单元 70 相连、且用于输出控制命令至所述激励源单元 70，所述激励单元 70 用于产生正弦波，所述激励源单元 70 输出端与所述血液样本单元 40

输入端相连,所述血液样本单元 40 输出端与所述精密测量电路单元 50 输入端相连,所述血液样本单元 40 用于采集血液样本阻抗信号;所述精密测量电路单元 50 用于完成信号的放大及放大后转换成有效值,所述信号采集单元 60 用于完成血液阻抗有效值信号的单端转差分放大和模数转换,所述精密测量电路单元 50 输出端与所述信号采集单元 60 相连,所述中央处理单元 10 与所述信号采集单元 60 相连,所述信号采集单元 60 将处理后的血液阻抗有效值数据输出至中央处理单元 10,所述中央处理单元 10 根据血液阻抗有效值进行血液阻抗的计算,且所述中央处理单元 10 输出控制命令至所述信号采集单元 60。

中央处理单元 10 通过 SPI 接口与单片函数发生器 U3 相连,当然该中央处理单元 10 也可以通过 12C 或 GPIO 与单片函数发生器 U3 进行通讯。

所述激励源单元 70 包括波形发生电路 20 和波形转换电路 30,所述波形发生电路 20 包括单片函数发生器 U3、晶振单元 X1 及精密电压基准单元,第一精密电压基准单元 REF1 与所述单片函数发生器 U3 的电压基准接口相连、且用于为所述单片函数发生器 U3 提供精确的基准电压,所述单片函数发生器 U3 与所述晶振单元 X1 相连、所述晶振单元 X1 用于提供高精度时钟信号;所述波形转换电路 30 输入端与所述单片函数发生器 U3 输出端相连,所述波形转换电路 30 用于隔离所述单片函数发生器 U3 输出信号的直流成分、且把正的正弦信号转换为正负半周的正弦信号。

因为所述单片函数发生器 U3 与所述晶振单元 X1 相连、所述晶振单元 X1 用于提供高精度时钟信号,可使输出波形的频率非常稳定。单片函数发生器 U3 为可编程的单片函数发生器,波形更新速率高达 25MHz,可产生非常理想的正弦波,所述单片函数发生器 U3 为直接数字频率合成器,所述直接数字频率合成器为 AD 公司生产的型号为 AD9832 的直接数字频率合成器,其输出的波形幅度由第一精密电压基准单元 REF1 和中央处理单元 10 输入的命令决定,输出波形频率由晶振单元 X1 决定。

所述波形转换电路 30 包括电容 C1、第一电阻 R1、第一运算放大单元 U1,所述电容 C1 一端与所述单片函数发生器 U3 输出端相连,所述电容 C1 另一端与所述电阻 R1 及所述第一运算放大单元 U1 的同相输入端相连,所述第一电阻 R1 另一端接地,所述第一运算放大单元 U1 同相端与所述电容 C1 和所述第一电阻 R1 的公共节点相连。

所述血液样本单元 40 为待测电路,所述血液样本单元 40 包括第二电阻 R2、第五电阻 R5、模拟开关 K1 和血液等效阻抗单元 RX,所述第二电

阻 R2 一端与所述第一运算放大单元 U1 输出端相连, 所述第二电阻 R2 一端与所述激励源单元 70 输出端相连, 所述血液等效阻抗单元 RX 一端与所述第二电阻 R2 相连接, 所述血液等效阻抗单元 RX 另一端接地, 所述第五电阻 R5 一端与所述第二电阻 R2 相连, 所述第五电阻 R5 另一端与所述模拟开关 K1 一端相连, 所述模拟开关 K1 另一端接地, 所述第二电阻 R2 和所述第五电阻 R5 均为标准电阻。

第二电阻 R2 用于与血液阻抗进行分压, 衰减血液上的交流信号强度, 以避免产生不必要的化学反应。第五电阻 R5 和模拟开关 K1 用于待测通道的自检。每次测量血液之前都要自检一下本电路, 保证了本装置测量的可靠性。由于血液阻抗与第二电阻 R2 串联的关系, 血液上的信号幅度与其对应的阻抗是二次函数关系, 本发明采用多点定标, 分段线性的方法, 可得到非常趋近于理想曲线的折线, 在简化计算的同时, 大大提高了计算精度。

所述精密测量电路单元 50 包括第二运算放大单元 U2、第三电阻 R3、第四电阻 R4、真有效值转换芯片 U4, 所述第二运算放大单元 U2 同相端与所述第二电阻 R2 和所述血液等效阻抗单元 RX 的公共节点相连, 所述第二运算放大单元 U2 反相端与所述第三电阻 R3 和所述第四电阻 R4 的公共节点相连, 所述第二运算放大单元 U2 输出与所述第三电阻 R3 及所述真有效值转换芯片 U4 的输入端相连接, 所述真有效值转换芯片 U4 输入端与第二运算放大单元 U2 输出端和所述第三电阻 R3 的公共节点相连, 所述第四电阻 R4 另一端接地。

在真有效值转换芯片 U4 中, RMS (Root Mean Square 真有效值) 芯片非常稳定, 克服了常规二极管整流电路的温飘问题、以及非线性问题和长期稳定性问题。

所述真有效值转换芯片 U4 作用在于完成输入信号的真有效值转换, 输出直流信号大小恰好等于输入交流信号的有效值。本实施例选用的真有效值转换芯片 U4 线性度高达 0.02%, 可以保证很高的检测精度, 此指标对有效值测量极其重要, 且不可被校准消除。

所述信号采集单元 60 包括高分辨率模数转换器 U6、模数转换器驱动电路 U5、第二精密电压基准单元 REF2, 所述模数转换器驱动电路 U5 输入端与所述真有效值转换芯片 U4 输出端相连接, 所述模数转换器驱动电路 U5 输出端与所述高分辨率模数转换器 U6 输入端相连接, 所述高分辨率模数转换器 U6 与所述第二精密电压基准单元 REF2 输出端相连接, 所述

高分辨率模数转换器 U6 与所述中央处理单元 10 相连。

可以将第一精密电压基准单元 REF1 和第二精密电压基准单元 REF2 进行合并,同样可以完成分别与单片函数发生器 U3 的电压基准接口相连、以及与高分辨率模数转换器 U6 相连的目的。

模数转换器驱动电路 U5 完成直流信号的单端至差分转换,信号增益为两倍。高分辨率模数转换器 U6 由于采集的是纯直流信号,对转换率要求不高,但是对转换精度要求很高,因此优选实施方式所述高分辨率模数转换器 U6 为 Delta-Sigma 型模数转换器。高分辨率模数转换器 U6 信号采集转换精度由其 ADC (analog-digital conversion 模数转换) 有效位以及第二精密电压基准单元 REF2 的精度决定,这两者都可以达到很高的精度,优选实施例中,高分辨率模数转换器 U6 为 24bit,高分辨率模数转换器 U6 有效位典型值达到 21.5dB。电压基准其初始电压精度为 0.06%,由于高分辨率模数转换器 U6 的增益误差,失调、电压基准的初始精度都可在校准时消除,因此信号采集单元的误差主要来自高分辨率模数转换器 U6 温漂,基准温漂与长期稳定性,在本实施例中,高分辨率模数转换器 U6 的温漂为 2ppm/°C,属于极低的值,完全可以忽略,基准的温漂为 9ppm/°C,在温度变化 16°C,基准的变化仅 144ppm,基准的长期漂移在 50ppm 以下,因此测量电路的误差可控制在 200ppm,即 0.02%以内。

中央处理单元 10 通过 SPI 接口与高分辨率模数转换器 U6 相连,当然该中央处理单元 10 也可以通过 12C 或 GPIO 与高分辨率模数转换器 U6 进行通讯。

所述激励源单元 70 还可以采用有源晶振分频或高速数模转换器,RMS 芯片可以采用高分辨率模数转换器替代。

本发明利用第一精密电压基准单元 REF1 配合单片函数发生器 U3(DDS 直接数字频率合成器),产生标准的正弦波,且幅度非常稳定,完全由第一精密电压基准单元 REF1 控制,幅度的精度可以达到 0.02%以内,可极好地解决激励源幅度漂移导致 HCT 测量误差的问题;同时,利用精密真有效值转换芯片 U4,转换可以达到 0.15%以内的精度,信号链简单,环节少;影响测量精度的两个关键环节:激励源和测量电路的误差都很容易控制,因此本发明的测量精度远远高于传统的测量技术,可达 0.2%以内。而且由于带自检功能,测量非常可靠,不会发生电路故障导致测量数据错

误的情况。

如图 3 所示,本发明还公开了一种用于实现检测系统的运行控制方法,包括步骤 S1 至步骤 S5:

步骤 S1,产生标准的正弦波:中央处理单元输出指令至单片函数发生器,控制单片函数发生器产生标准的正弦波;

步骤 S2,设置标准值:断开模拟开关,血液等效阻抗单元不接入血液,将定标用的标准电阻放入血液等效阻抗单元;

步骤 S3,电路定标:在典型阻抗测量范围 1K 至 15K 内,设置 M 个定标准点, M 大于等于 2,在步骤 S2 中每放置一个标准电阻,启动一次电路定标,步骤 S2 和步骤 S3 应重复执行 M 次;定标完成后,把各标准电阻对应的 ADC 码值存入中央处理单元的内部存储器中,得到 ADC (analog-digital conversion 模数转换) 码值与各标准电阻的对应关系;

步骤 S4,定标回测:取 1-10k 电阻接入原血液等效阻抗单元 Rx 的位置(血液不接入电路),测量是否为 1-10k,如果偏差超过预设偏差值,则判断为定标不通过,则返回步骤 S2;若偏差未超过预设偏差值,则进入步骤 S5;

在步骤 S4 中,1-10k 电阻优选为 5K 电阻,预设偏差值优选为 0.2%。

步骤 S5,电路自检:模拟开关闭合,第五电阻接入测量电路,测量第五电阻的阻值,判断测量第五电阻的误差是否超过预设值,如超过,那么提示电路异常、自动终止测量;如未超过,则检测系统进行检测工作。

在步骤 S5 中,预设值优选为 0.2%。

作为本发明的运行控制方法的一实施例:

在步骤 S1 中,中央处理单元为单片机,单片函数发生器为直接数字频率合成器,单片机输出指令至直接数字频率合成器,控制直接数字频率合成器产生标准的正弦波;

在步骤 S2 中,断开模拟开关,不接入血液,在血液等效阻抗单元位置放置定标用的标准电阻 Rm;

在步骤 S3 中,在典型阻抗测量范围 1K 至 15K 内,设置 5 个定标准点,步骤 S2 和步骤 S3 应重复执行 5 次,在步骤 S2 中每放置一个标准电阻、步骤 S3 启动一次定标;定标完成后,把各标准电阻(Rm,Rn,Ro,Rp,Rq)对应的 ADC 码值(LSBm,LSBn,LSBo,LSBp,LSBq)存入单片机的内部存储器中,得到 ADC 码值 (LSBm,LSBn,LSBo,LSBp,LSBq) 与各标准电阻 (Rm,Rn,Ro,Rp,Rq)的对应关系。如图 4 所示,由上述对应关系可得到 5 条

直线，相邻直线的交点即为 5 个定标点。

在步骤 S4 中，修改定标参数的方式可以是增大或减少 DDS 输出的正弦幅度。

在步骤 S5 中，模拟开关闭合，于是第五电阻接入测量电路，此时由于是自检，血液没有接入回路，因此血液等效阻抗单元不存在，第五电阻的电阻值并非 5 个定标点电阻之一，因此不仅可检验出电路是否工作正常，还可以检验电路的测量精度是否达到要求，如果第五电阻的误差没有超过 0.2%，那么测量血液正弦信号的 RMS 值，通过 ADC 得到的代码，得到血液上正弦信号的 RMS 值，通过定标曲线，计算出血液阻抗值，然后计算出血液 HCT 值。

测量与定标原理论述如下：

设血液待测阻抗为 R_x ，激励源幅度为 V_p ，血液等效阻抗上的分压为 V_x ，RMS 的输入信号为 V_{sine} ，输出信号为 V_{dc} ，ADC 得到的码值为 LSB ，ADC 基准电压 $V_{\text{REF}}=5V$ ，则

$$\frac{V_x}{V_p} = \frac{R_x}{R_x + R_2} \quad (1)$$

$$V_{\text{dc}} = \frac{\sqrt{2}}{2} V_{\text{sine}} = \frac{\sqrt{2}}{2} * 10 * V_x \quad (2)$$

$$2 * V_{\text{dc}} = \frac{5V}{2^{24} - 1} * LSB \quad (3)$$

由 (3) 式可求解出 V_{dc} ，代入 (2) 可得到 V_x ，再代入 (1)，由于 V_p 是已知值，由 (1) 可求出 R_x 。

但是 (1) 式是 2 次函数，运算较为复杂。因此在本发明中，采用多点定标的方法，如在 1K 与 15K 之间插入 5 点， R_m, R_n, R_o, R_p, R_q ，把 1K 至 15K 分成六段，每个区间的值远远小于串联电阻 R_2 ，如图 4 所示。因此每一段都可以看作是线性。由多点定标后可产生 5 条直线，根据 ADC 采集到的码值，可判断出处于哪一条直线上，可以很快的求出准确的 R_x 值。如图 4 所示，多点定标分段后，定标校正曲线与理论曲线基本重合，精度高。

本发明采用多点定标，分段线性的方法，在待测电阻 R_x 和 ADC 码值之间建立了一个简单的对应关系，可以消除中间环节固定不变的误差，如

基准 REF1、REF2 的初始精度，ADC 和运放的失调，ADC 的增益误差。大大降低了系统对这些参数的依赖性。电路只要不漂移，就能维持很高的精度。

CPU 通过根据程序设置输入命令至单片函数发生器 U3,在精密电压基准的作用下，于是 U3 输出幅度为 1Vpp 的正弦波。其波峰为 1V,波谷为 0V,此信号经过 C1 后，转换成 $\pm 500\text{mVpp}$ 的正弦波。然后通过 U1 缓冲后，直接加在串联电阻 R2 与血液等效阻抗 RX 上。在优选实施例中，R2 取 98Kohm，血液的等效阻抗一般在 2Kohm 与 10Kohm 之间。因此，

当血液容抗最小时，

RX 上的正弦波分量为 $\pm 500\text{mVpp} * 2\text{K} / (98\text{K} + 2\text{K}) = \pm 10\text{mVpp}$,

当血液容抗最大时，

RX 上的正弦波分量为 $\pm 500\text{mVpp} * 10\text{K} / (98\text{K} + 10\text{K}) = \pm 46.3\text{mVpp}$

RX 的信号经过 U2 后，被放大 20 倍，为 $\pm 200\text{mVpp} \sim \pm 926\text{mVpp}$

因此，当血液的阻抗在最大范围内变化（2Kohm ~ 10Kohm），RMS 芯片的输入信号为 0.2V ~ 0.926V，正好处于线性度非常好的范围内,可以被 RMS 芯片高精度地转换成直流信号。此级可达到 0.15%的精度，由于 RMS 输出的信号已高达数百毫伏，ADC 采集的精度可达 0.02%，因此整个测量电路可达 0.2%的精度。远远高于传统方案。同时自检电路的采用，极大地提高了测量电路装置的可靠性。

本发明采用稳定的 DDS 作为信号源，RMS 作为检测芯片的方式，工作可靠，性能优异，血液阻抗的检测精度有了质的飞跃（可达 0.2%）。彻底解决了传统 HCT 检测电路精度不高，误差较大且电路复杂的不足。

以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明，不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干简单推演或替换，都应当视为属于本发明的保护范围。

权利要求书

1. 一种提高测量红细胞压积准确度的检测系统，其特征在于：包括中央处理单元（10）、激励源单元（70）、血液样本单元（40）、精密测量电路单元（50）、信号采集单元（60），所述中央处理单元（10）与所述激励源单元（70）相连、且用于输出控制命令至所述激励源单元（70），所述激励单元（70）用于产生正弦波，所述激励源单元（70）输出端与所述血液样本单元（40）输入端相连，所述血液样本单元（40）输出端与所述精密测量电路单元（50）输入端相连，所述血液样本单元（40）用于采集血液样本阻抗信号；所述精密测量电路单元（50）用于完成信号的放大及放大后转换成有效值，所述信号采集单元（60）用于完成血液阻抗有效值信号的单端转差分放大和模数转换，所述精密测量电路单元（50）输出端与所述信号采集单元（60）相连，所述中央处理单元（10）与所述信号采集单元（60）相连，所述信号采集单元（60）将处理后的血液阻抗有效值数据输出至中央处理单元（10），所述中央处理单元（10）根据血液阻抗有效值进行血液阻抗的计算，且所述中央处理单元（10）输出控制命令至所述信号采集单元（60）。
2. 根据权利要求1所述的检测系统，其特征在于：激励源单元（70）包括波形发生电路（20）、以及与波形发生电路（20）相连的波形转换电路（30），所述波形发生电路（20）用于产生正弦波；波形转换电路（30）用于隔离所述波形发生电路（20）输出信号的直流成分、且把正的正弦信号转换为正负半周的正弦信号。
3. 根据权利要求2所述的检测系统，其特征在于：所述波形发生电路（20）包括单片函数发生器（U3）、晶振单元（X1）及精密电压基准单元，精密电压基准单元与所述单片函数发生器（U3）的电压基准接口相连、且用于为所述单片函数发生器（U3）提供精确的基准电压，所述单片函数发生器（U3）与所述晶振单元（X1）相连，所述晶振单元（X1）用于提供高精度时钟信号；所述波形转换电路（30）输入端与所述单片函数发生器（U3）输出端相连，所述波形转换电路（30）用于隔离所述单片函数发生器（U3）输出信号的直流成分、且把正的正弦信号转换为正负半周的正弦信号。
4. 根据权利要求3所述的检测系统，其特征在于：所述波形转换电路（30）

包括电容(C1)、第一电阻(R1)、第一运算放大单元(U1),所述电容(C1)一端与所述单片函数发生器(U3)输出端相连,所述电容(C1)另一端与所述电阻(R1)及所述第一运算放大单元(U1)的同相输入端相连,所述第一电阻(R1)另一端接地,所述第一运算放大单元(U1)同相端与所述电容(C1)和所述第一电阻(R1)的公共节点相连,所述第二电阻(R2)一端与所述第一运算放大单元(U1)输出端相连。

5. 根据权利要求4所述的检测系统,其特征在于:所述血液样本单元(40)为待测电路,所述血液样本单元(40)包括第二电阻(R2)、第五电阻(R5)、模拟开关(K1)和血液等效阻抗单元(RX),所述第二电阻(R2)一端与所述激励源单元(70)输出端相连,所述血液等效阻抗单元(RX)一端与所述第二电阻(R2)相连接,所述血液等效阻抗单元(RX)另一端接地,所述第五电阻(R5)一端与所述第二电阻(R2)相连,所述第五电阻(R5)另一端与所述模拟开关(K1)一端相连,所述模拟开关(K1)另一端接地,所述第二电阻(R2)和所述第五电阻(R5)均为标准电阻。

6. 根据权利要求5所述的检测系统,其特征在于:所述精密测量电路单元(50)包括第二运算放大单元(U2)、第三电阻(R3)、第四电阻(R4)、真有效值转换芯片(U4),所述第二运算放大单元(U2)同相端与所述第二电阻(R2)和所述血液等效阻抗单元(RX)的公共节点相连,所述第二运算放大单元(U2)反相端与所述第三电阻(R3)和所述第四电阻(R4)的公共节点相连,所述第二运算放大单元(U2)输出与所述第三电阻(R3)及所述真有效值转换芯片(U4)的输入端相连接,所述真有效值转换芯片(U4)输入端与第二运算放大单元(U2)输出端和所述第三电阻(R3)的公共节点相连,所述第四电阻(R4)另一端接地。

7. 根据权利要求6所述的检测系统,其特征在于:所述信号采集单元(60)包括高分辨率模数转换器(U6)、模数转换器驱动电路(U5)、精密电压基准单元,所述模数转换器驱动电路(U5)输入端与所述真有效值转换芯片(U4)输出端相连接,所述模数转换器驱动电路(U5)输出端与所述高分辨率模数转换器(U6)输入端相连接,所述高分辨率模数转换器(U6)与所述精密电压基准单元输出端相连接,所述高分辨率模数转换器(U6)与所述中央处理单元(10)相连。

8. 根据权利要求7所述的检测系统,其特征在于:所述单片函数发生器(U3)

为直接数字频率合成器，所述直接数字频率合成器为 AD 公司生产的型号为 AD9832 的直接数字频率合成器；所述高分辨率模数转换器（U6）为 Delta-Sigma 型模数转换器。

9. 根据权利要求 8 所述的检测系统，其特征在于：所述精密电压基准单元为两个，分别为第一精密电压基准单元（REF1）和第二精密电压基准单元（REF2），所述第一精密电压基准单元（REF1）与所述单片函数发生器（U3）的电压基准接口相连、且用于为所述单片函数发生器（U3）提供精确的基准电压；所述高分辨率模数转换器（U6）与所述第二精密电压基准单元（REF2）输出端相连接。

10. 一种用于实现检测系统的运行控制方法，其特征在于，包括如下步骤：

A. 产生标准的正弦波：中央处理单元输出指令至单片函数发生器，控制单片函数发生器产生标准的正弦波；

B. 设置标准值：断开模拟开关，血液等效阻抗单元不接入血液，将定标用的标准电阻放入血液等效阻抗单元；

C. 电路定标：在典型阻抗测量范围 1K 至 15K 内，设置 M 个定标准点，M 大于等于 2，在步骤 B 中每放置一个标准电阻，启动一次电路定标，步骤 B 和步骤 C 应重复执行 M 次；定标完成后，把各标准电阻对应的 ADC 码值存入中央处理单元的内部存储器中，得到 ADC（analog-digital conversion 模数转换）码值与各标准电阻的对应关系；

D. 定标回测：取阻值为 R 的电阻接入原血液等效阻抗单元 R_x ，判断其测量偏差是否超过预设偏差值，若超过，则返回步骤 B；若未超过，则执行步骤 E；其中 R 为 1 至 10K Ω ；

E. 电路自检：模拟开关闭合，第五电阻接入测量电路，测量第五电阻的阻值，判断测量第五电阻的误差是否超过预设值，如超过，那么提示电路异常、自动终止测量；如未超过，则检测系统进行检测工作。

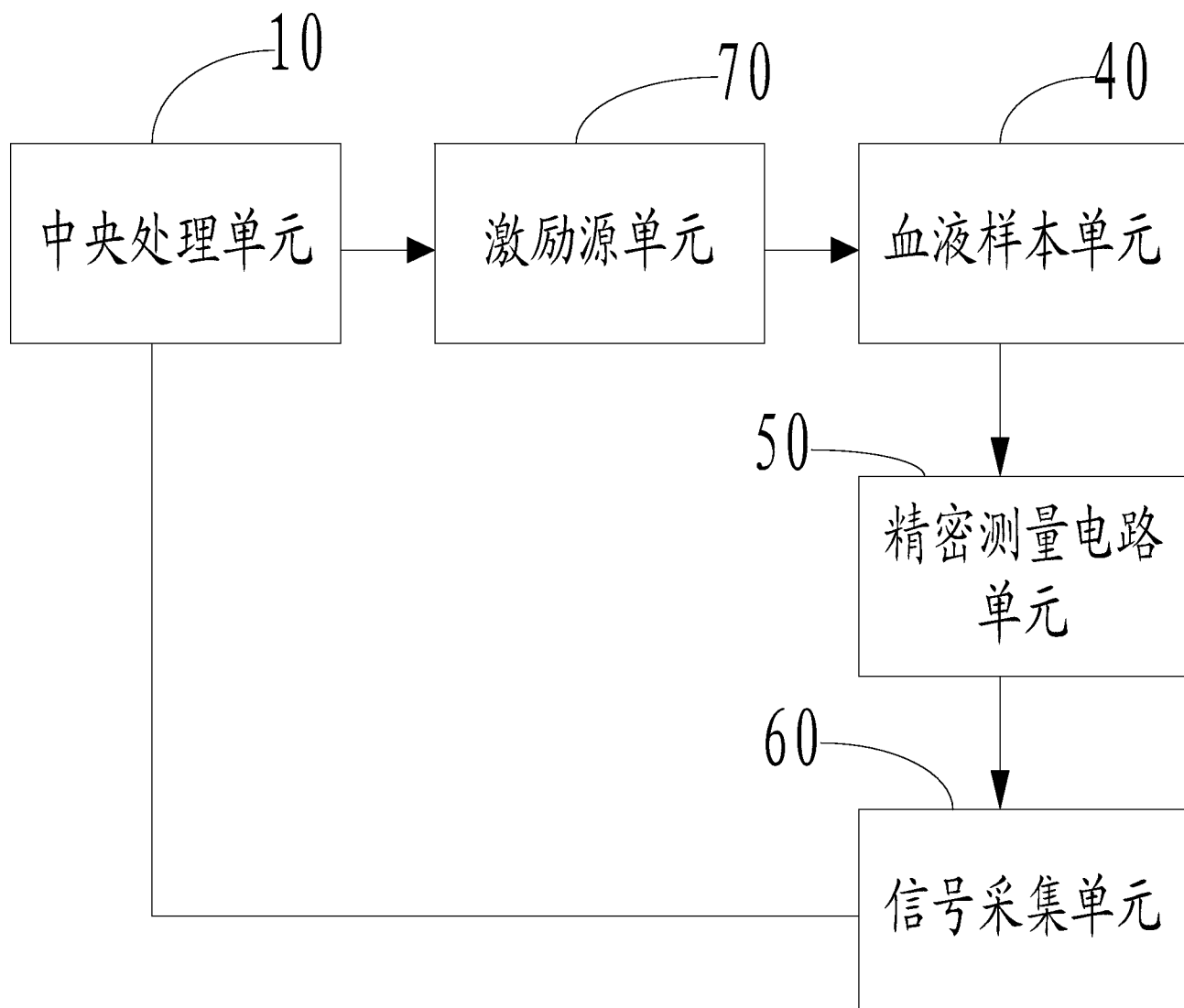


图 1

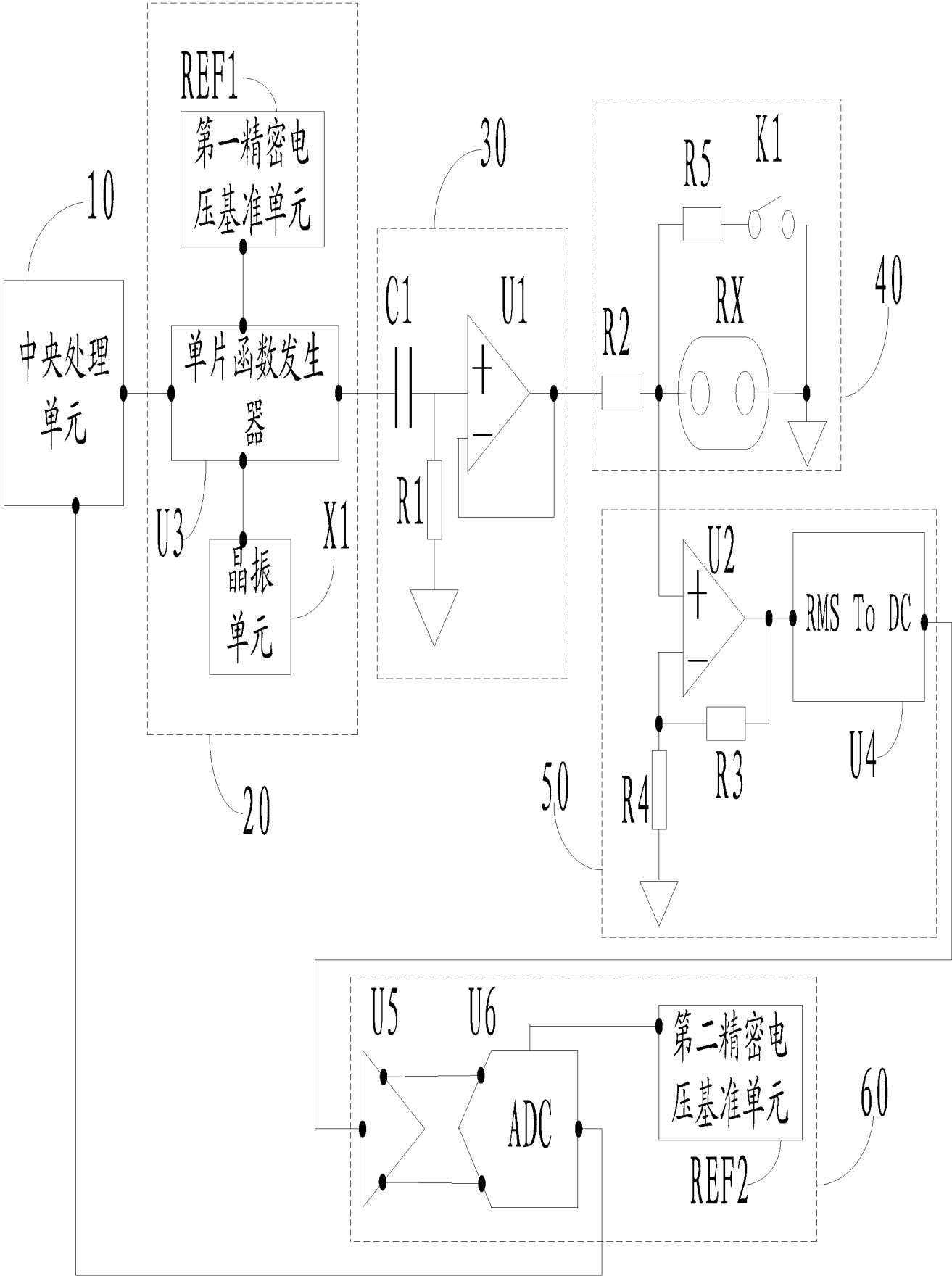


图 2

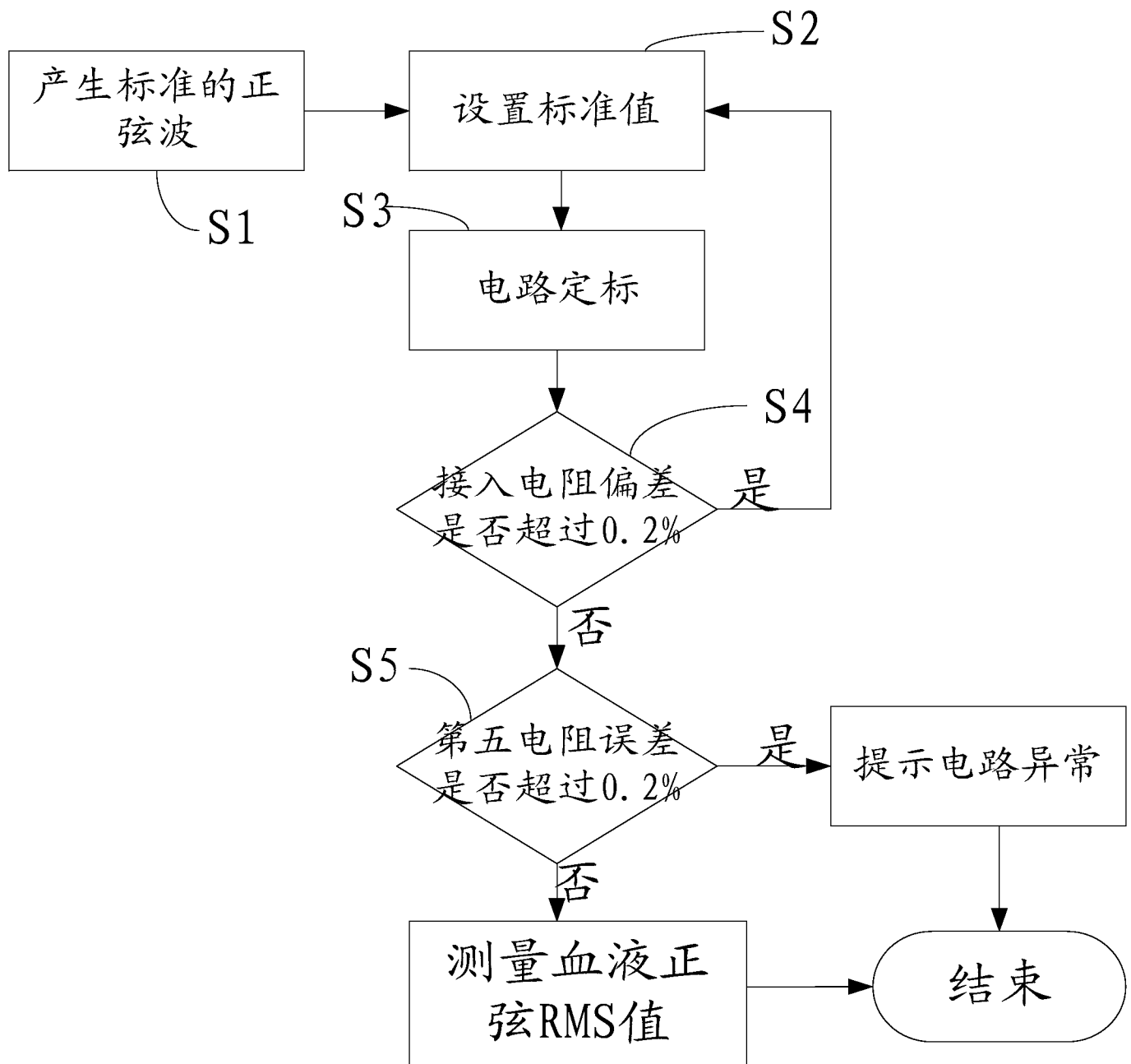


图 3

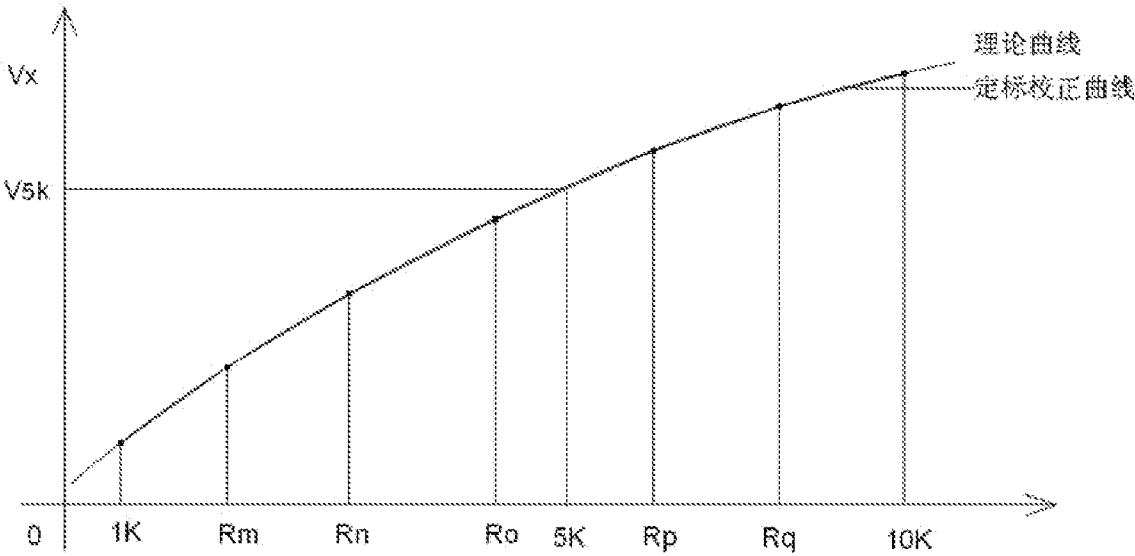


图 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/073740**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

See the extra sheet

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: G01N 15/-, G01N 33/-, A61B 5/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC: specific volume, erythrocyte, hemocyte, haematocrit, hematocrit, sine, impedance

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 4547735 A (KIESEWETTER, H.), 15 October 1985 (15.10.1985), description, column 6, lines 17-34, and figure 5	1-4
A	CN 1244779 A (MICROCOR, INC.), 16 February 2000 (16.02.2000), the whole document	1-10
A	CN 1906485 A (SEPARATION TECHNOLOGY, INC.), 31 January 2007 (31.01.2007), the whole document	1-10
A	US 2006/0025661 A1 (SWEENEY, R.J. et al.), 02 February 2006 (02.02.2006), the whole document	1-10
A	JP 2005131434 A (SEKISUI CHEMICAL CO., LTD.), 26 May 2005 (26.05.2005), the whole document	1-10
A	W0 2004/064605 A2 (HEMONIX, INC.), 05 August 2004 (05.08.2004), the whole document	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“&” document member of the same patent family
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 29 November 2013 (29.11.2013)	Date of mailing of the international search report 26 December 2013 (26.12.2013)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer TANG, Lirong Telephone No.: (86-10) 82245107

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2013/073740

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
US 4547735 A	15.10.1985	EP 0084874 A	03.08.1983
		DE 3202067 A	04.08.1983
		NO 830201 A	15.08.1983
		DK 8300241 A	26.09.1983
		FI 830159 A	30.09.1983
		JPS 58171655 A	08.10.1983
		ES 8400602 A	16.01.1984
		DE 3202067 C	20.06.1984
		EP 0084874 B	19.03.1986
		DE 3362572 G	24.04.1986
		DK 24183 A	24.07.1983
		DK 158479 B	21.05.1990
		DK 158479 C	08.10.1990
		FI 74150 B	31.08.1987
		FI 74150 C	10.12.1987
		NO 161585 B	22.05.1989
		NO 161585 C	30.08.1989
		AT 18699 T	15.04.1986
CN 1244779 A	16.02.2000	WO 9632883 A1	24.10.1996
		AU 5383796 A	07.11.1996
		US 5642734 A	01.07.1997
		EP 0955871 A1	17.11.1999
		JP 2001500392 A	16.01.2001
		CA 2218281 C	17.08.2004
		JP 3844779 B2	15.11.2006
		US 5526808 A	18.06.1996
		US 6128518 A	03.10.2000
		US 6766191 B1	20.07.2004
CN 1906485 A	31.01.2007	WO 2005/054811 A2	16.06.2005
		EP 1692498 A2	23.08.2006
		AU 2004294569 A1	16.06.2005
		US 2007/0266778 A1	22.11.2007
		US 7523649 B2	28.04.2009
		CN 1906485 B	08.12.2010
		WO 2005/054811 A3	29.09.2005
		CA 2589197 C	20.03.2012
US 2006/0025661 A1	02.02.2006	WO 2006/017446 A1	16.02.2006
		EP 1781169 A1	09.05.2007

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2013/073740

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
		JP 2008508078 A	21.03.2008
		US 7356366 B2	08.04.2008
		EP 1781169 B1	27.10.2010
		DE 602005024408 E	09.12.2010
		JP 4774054 B2	14.09.2011
		US 2008/0188730 A1	07.08.2008
		US 8103326 B2	24.01.2012
		AT 485764 T	15.11.2010
		None	
		US 2004/0249292 A1	09.12.2004
JP 2005131434 A	26.05.2005		
WO 2004/064605 A2	05.08.2004	US 7011631 B2	14.03.2006
		WO 2004/064605 A3	23.12.2004

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/073740

CONTINUATION: CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N 15/05 (2006.01) i

G01N 33/49 (2006.01) i

A61B 5/053 (2006.01) i

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2013/073740

A. 主题的分类

参见附加页

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC: G01N15/-, G01N33/-, A61B5/-

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNPAT,CNKI,WPI,EPODOC: 红细胞, 血细胞, 比积, 比容, 压积, 正弦, 阻抗, , haematocrit, hematocrit, sine, impedance

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	US 4547735 A (KIESEWETTER, Holger) 15.10 月 1985 (15.10.1985) 说明书第 6 栏第 17-34 行, 附图 5	1-4
A	CN 1244779 A (麦克考股份有限公司) 16.2 月 2000 (16.02.2000) 全文	1-10
A	CN 1906485 A (分离技术公司) 31.1 月 2007 (31.01.2007) 全文	1-10
A	US 2006/0025661 A1(SWEENEY, Robert J.等) 02.2 月 2006 (02.02.2006) 全文	1-10
A	JP 2005131434 A (积水化学工业株式会社) 26.5 月 2005 (26.05.2005) 全文	1-10
A	WO 2004/064605 A2 (HEMONIX, INC.) 05.8 月 2004 (05.08.2004) 全文	1-10

☐ 其余文件在 C 栏的续页中列出。

☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期
29.11 月 2013 (29.11.2013)

国际检索报告邮寄日期
26.12 月 2013 (26.12.2013)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:
中华人民共和国国家知识产权局
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088
传真号: (86-10)62019451

授权官员

汤利容
电话号码: (86-10) **82245107**

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2013/073740

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
US 4547735 A	15.10.1985	EP 0084874 A	03.08.1983
		DE 3202067 A	04.08.1983
		NO 830201 A	15.08.1983
		DK 8300241 A	26.09.1983
		FI 830159 A	30.09.1983
		JPS58171655 A	08.10.1983
		ES 8400602 A	16.01.1984
		DE 3202067 C	20.06.1984
		EP 0084874 B	19.03.1986
		DE 3362572 G	24.04.1986
		DK 24183 A	24.07.1983
		DK 158479 B	21.05.1990
		DK 158479 C	08.10.1990
		FI 74150 B	31.08.1987
		FI 74150 C	10.12.1987
		NO 161585 B	22.05.1989
		NO 161585 C	30.08.1989
		AT 18699 T	15.04.1986
CN 1244779 A	16.02.2000	WO 9632883 A1	24.10.1996
		AU 5383796 A	07.11.1996
		US 5642734 A	01.07.1997
		EP 0955871 A1	17.11.1999
		JP 2001500392 A	16.01.2001
		CA 2218281 C	17.08.2004
		JP 3844779 B2	15.11.2006
		US 5526808 A	18.06.1996
		US 6128518 A	03.10.2000
		US 6766191 B1	20.07.2004
CN 1906485 A	31.01.2007	WO 2005/054811 A2	16.06.2005
		EP 1692498 A2	23.08.2006
		AU 2004294569 A1	16.06.2005
		US 2007/0266778 A1	22.11.2007
		US 7523649 B2	28.04.2009
		CN 1906485 B	08.12.2010
		WO 2005/054811 A3	29.09.2005
		CA 2589197 C	20.03.2012
US 2006/0025661 A1	02.02.2006	WO 2006/017446 A1	16.02.2006
		EP 1781169 A1	09.05.2007

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2013/073740

关于同族专利的信息

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
		JP 2008508078 A	21.03.2008
		US 7356366 B2	08.04.2008
		EP 1781169 B1	27.10.2010
		DE 602005024408 E	09.12.2010
		JP 4774054 B2	14.09.2011
		US 2008/0188730 A1	07.08.2008
		US 8103326 B2	24.01.2012
		AT485764T	15.11.2010
JP 2005131434 A	26.05.2005	无	
WO 2004/064605 A2	05.08.2004	US 2004/0249292 A1	09.12.2004
		US 7011631 B2	14.03.2006
		WO 2004/064605 A3	23.12.2004

续：主题的分类

G01N 15/05 (2006.01) i

G01N 33/49 (2006.01) i

A61B 5/053 (2006.01) i