

# 一种基于颜色传感器的血液净化设备漏血检测器

程海凭<sup>1</sup>, 王 艳<sup>1</sup>, 王 选<sup>1</sup>, 刘志锋<sup>2</sup>

1. 上海医疗器械高等专科学校医学电子与信息工程系, 上海 200093; 2. 威海威高血液净化制品有限公司上海分公司, 上海 200021

**【摘要】目的:**为防止血液净化设备的漏血风险, 研制了一种新的漏血检测器。它可以克服简单漏血检测器不能辨别颜色容易误判的缺点, 以及一般可辨颜色漏血检测器结构复杂的不足。**方法:**用白色发光二极管产生稳定亮度的光源, 以颜色传感器 TCS3200 作为光检测元件, 用单片机进行控制、换算、判断、报警和通讯, 构建漏血检测器系统。将测得的 RGB 信号转换为 HSL 信号, 确定漏血判断的参数, 并分析阈值获取的条件和方法。**结果:**得到亮度等信号对于 0.1‰ 的漏血浓度变化具有明显的分辨力, 饱和度、色度信号对于在 0.5‰ 的临界漏血浓度附近的红色变化都能辨别。可见, 亮度可以作为漏血判断的依据, 同时色度作为防止误判的参考。**结论:**此漏血检测器灵敏度高, 安全可靠; 对于非漏血因素引起的回路透光率变化有防止误判能力; 能自适应器件老化、表面污损、透析管透光率变化等因素造成的亮度变化; 有频率检测、数值换算、均值滤波、发光自检、双向通讯等智能化功能; 硬件结构简单, 调试简便, 抗干扰能力强。

**【关键词】**漏血检测器; 血液净化设备; 颜色传感器; TCS3200; RGB; HSL

**【中图分类号】**TH773

**【文献标识码】**B

**【文章编号】**1005-202X(2015)03-0327-05

## Blood leak detector based on color sensor in blood purification equipment

CHENG Hai-ping<sup>1</sup>, WANG Yan<sup>1</sup>, WANG Xuan<sup>1</sup>, LIU Zhi-feng<sup>2</sup>

1. Department of Medical Electronics and Information Engineering, Shanghai Medical Instrumentation College, Shanghai 200093, China; 2. WEGO Blood Purification Products Co. Ltd, Shanghai Branch, Shanghai 200021, China

**Abstract: Objective** To develop a new blood leak detector for preventing the risk of blood leakage in blood purification equipment. And the new blood leak detector can overcome shortcomings of simple blood leak detector that color can not be distinguished and easy to be distinguished wrongly, and conquer the complex structure of the general color-perceptible blood leak detector. **Methods** The blood leak detector system was composed of the following 3 parts: a white light-emitting diode producing light source with stable lightness, a color sensor TCS3200 detecting light, and a MCU applied to control, converse, judge, alarm, communicate and construct a system of blood leak detector. The measured RGB signals were converted to HSL signals to determine the parameters for blood leak judgment, and to analyze the conditions and methods for obtaining the threshold. **Results** The luminance signal had an obvious resolution of the change of blood leak concentration of 0.1 ‰. Saturation and chrominance signals could distinguish the change of red near the critical blood leak concentration of 0.5 ‰. Brightness could be used as the basis of blood leak judgment, and chrominance could be used as the reference to prevent misjudgment. **Conclusion** This blood leak detector, with high sensitivity, safety and reliability, simple hardware structure, convenient debugging and strong anti-interference ability, can prevent misjudgment of the transmittance change in the loop not caused by blood leak, and it is adaptive to brightness variation caused by device aging, surface fouling, the change of light transmittance of dialysis tubing and so on. This detector also has intelligent function of frequency detection, numerical conversion, mean filter, luminescence self-detection and two-way communication etc.

**Key words:** blood-leak detector; blood purification equipment; color sensor; TCS3200; RGB; HSL

**【收稿日期】**2015-01-20

**【基金项目】**军队“十二·五”重大项目(AWS11J03)

**【作者简介】**程海凭, 男(汉族), 主要从事医学电子与医学超声仪器、治疗设备教学和研究工作, E-mail: chenghp@smic.edu.cn。

## 前言

血液净化设备的漏血检测是对患者安全的一项重要保障功能, 在血液净化过程中是必不可少的<sup>[1]</sup>。一般的漏血检测器是用光电传感器, 基于漏血造成

透析液中光线透过率的变化进行检测<sup>[2]</sup>,但是这有可能被透析液中离子在管壁上的沉积造成误报。有些设备漏血检测器改用绿色光源,对检测管路中液体红色变化的敏感性有所改进<sup>[3]</sup>。较完善的漏血检测器不仅检测光的透过率,而且用红色和绿色两种光源作对照,对液体红色改变更为敏感,这就可以排除上述的误报<sup>[4]</sup>。然而,这样的检测器结构比较复杂。为此,有学者报导了用颜色传感器芯片TCS230<sup>[5]</sup>做漏血检测的可行性研究,并证明是可行的<sup>[6]</sup>。但是,报导所作实验的样品太少,无法分析其分辨力,其构筑的装置和实验的结果离实用要求还有距离。因此,我们用TCS230的换代产品TCS3200和单片机实际制作了漏血检测器装置,并进行了更多样本的实验测试,得到了较精细的测试结果,并据此确定了漏血判断的依据和阈值确定的方法,构建了实用的漏血检测器。

## 1 漏血检测器结构原理

### 1.1 光路结构

图1所示是漏血检测器的结构剖面图。透析管夹在U型暗盒两个挡墙之间。一侧的挡墙后有一个白色发光二极管(LED)作为光源,其白色光线通过一个射光小孔形成光束照射透析管壁,并透过透析管壁和透析液到达对侧挡墙的一个感光孔。对侧挡墙后的暗盒中装有颜色传感器TCS3200及其承载电路板。颜色传感器的感光窗正对着挡墙的感光孔,从而能够检测从对侧射来的透射光线。暗盒是为了尽量避免环境光造成的干扰。

### 1.2 电路结构

图2是漏血检测器的电路框图。其中LED采用白色高稳定度管,用精密稳压管组成的15 mA恒定

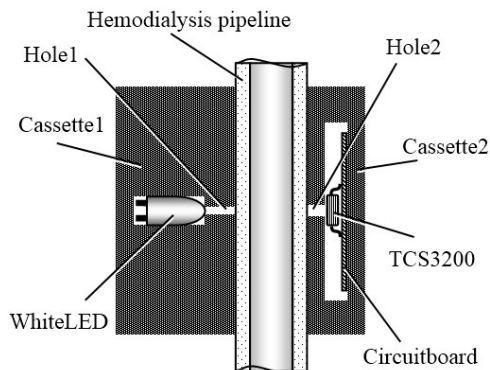


图1 漏血检测器结构剖面图

Fig.1 Structure profile of the blood leak detector

电流源对其供电。因为在一定条件下,LED发光亮度与激励电流成正比,恒流供电使LED产生稳定亮度的白光,从而为漏血检测的比较和判断提供良好的基础。

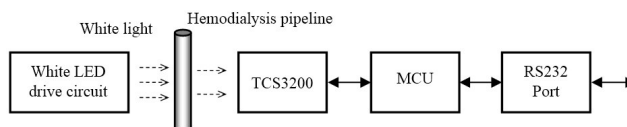


图2 漏血检测器电路框图

Fig.2 Circuit diagram of the blood leak detector

颜色传感器TCS3200<sup>[7]</sup>集成了可配置的硅光电二极管与红(R)、绿(G)、蓝(B)三种基色滤光器以及电流频率转换器,可以将光线的RGB三基色信号转换为频率2 Hz~500 kHz的TTL电平方波信号,实现每个彩色信道二进制10位以上的检测精度。这个方波信号可以直接与单片机接口,不需要放大器、滤波器等模拟电路,也不需要A/D转换器。由于检测和转换无需外接基准信号,所以使用中调试非常方便。

单片机是一个8位最小系统,没有键盘和显示系统。它读取三基色频率信号并换算成三基色(RGB)信号,再进一步换算成色度、饱和度和亮度(HSL)信号,经滤波以后与设定的阈值比较产生漏血报警信号。

RS232通讯接口芯片将0~5 V的TTL电平信号转换为约±10 V的RS232电平信号,此通讯电路使本检测器可以与上位机接口通讯,将检测结果和报警信息上传,也能接受上位机的管理。

整个电路因为结构简单并且没有模拟电路,所以可靠性高,抗干扰能力强。

## 2 漏血检测器软件处理过程

### 2.1 白平衡调整及其意义

在漏血检测开始以前,要对TCS3200进行白平衡调整。这是由于漏血检测需要有稳定的亮度和色度值作判断依据,然而检测到的三基色频率值会受许多因素影响:例如LED发光亮度、透析管透光率、环境光干扰等,而LED发光亮度又受激励电流、工作温度、管子个体差异、老化衰减使发光效率下降等因素影响。其中,有些因素可以通过控制得到稳定,但有些因素难以保持绝对恒定,只能寻求短时的相对稳定。因此,漏血检测是用相对亮度和色度值作判断依据,这就需要有个相对基准,白平衡调整就是为了建立这个相对的白色基准。

白平衡调整是在每次检测开始前,在确定没有漏血的透析液管路上的检测值定义为最亮白色的过程。其步骤是在此条件下测出红、绿、蓝三基色的频率值 $f_{RW}$ 、 $f_{GW}$ 、 $f_{BW}$ ,若定义此时的颜色为最亮白色,并对三基色值都为255,则用255分别与此3个频率值相除,得到3个基色的调整系数 $S_R$ 、 $S_G$ 、 $S_B$ 。见公式(1):

$$S_R = \frac{255}{f_{RW}}, \quad S_G = \frac{255}{f_{GW}}, \quad S_B = \frac{255}{f_{BW}} \quad (1)$$

白平衡调整以后,只要这个白色基准在一定时间内相对稳定,就能为漏血检测奠定可靠的基础。鉴于前面已经说明的在光路和电路里采取的措施,分析上述影响因素可见:在短时间内(例如10多小时),对特定LED,因为激励电流恒定;在小功率和室温条件下,工作温度基本不变;并且因老化衰减缓慢,发光效率也几乎不变,所以LED的发光亮度几乎不变;而且因透析管不变,故透光率不变,又遮蔽了环境光影响。所以,这个白色基准的相对稳定是可以保证的。

## 2.2 实测RGB值及HSL换算

实际对透析管路测量时,测得三基色的频率值 $f_R$ 、 $f_G$ 、 $f_B$ 后,分别乘以上述3个调整系数,得到此时透光量的3个相对基色值 $R$ 、 $G$ 、 $B$ 。见公式(2):

$$R = S_R f_R, \quad G = S_G f_G, \quad B = S_B f_B \quad (2)$$

然而,用三基色值直接进行漏血检测并不方便,漏血检测是透光颜色和透光亮度的判断过程,所以,将三基色转换成色度( $H$ )、饱和度( $S$ )和亮度( $L$ )后进行判断更为方便。其转换公式如式(3)至式(7):

$$Max = \frac{\max(R, G, B)}{255}, \quad Min = \frac{\min(R, G, B)}{255} \quad (3)$$

$$L = \frac{Max + Min}{2} \times 100\% \quad (4)$$

$$S = \begin{cases} \frac{Max - Min}{Max + Min} \times 100\%, & L < 50\% \\ \frac{Max - Min}{2 - (Max + Min)} \times 100\%, & L \geq 50\% \end{cases} \quad (5)$$

$$H' = \begin{cases} \frac{G - B}{6(Max - Min)}, & Max = \frac{R}{255} \\ \frac{B - R}{6(Max - Min)} + \frac{1}{3}, & Max = \frac{G}{255} \\ \frac{R - G}{6(Max - Min)} + \frac{2}{3}, & Max = \frac{B}{255} \end{cases} \quad (6)$$

$$H = \begin{cases} (H' + 1) \times 360, & H' < 0 \\ H' \times 360, & 0 \leq H' \leq 1 \\ (H' - 1) \times 360, & H' > 1 \end{cases} \quad (7)$$

可见,由公式计算得到的是以白平衡为基准的相对RGB和HSL值。

## 2.3 漏血判断及其阈值确定

漏血判断的主要依据是HSL的变化超过预定的阈值,需要明确如何测定漏血阈值。因为白平衡基准相对稳定,所以,在此基准上的HSL值就只与管路中液体光学性质变化相关,而与液体以外其它因素无关(可见3.2实验结果证明)。只要临界漏血浓度引起的液体光学性质变化是确定的,则对应HSL值(漏血阈值)是确定的。因此,漏血阈值可以预先在某白平衡基准上对标准试样一次性测定,而不需要在使用过程中因为管路和管路外其它因素的变化而重新测定。由于阈值具有色度信息,它能区分漏血和非漏血因素造成的液体光学性质变化。

为了剔除小气泡的干扰,漏血判断在多次检测数据均值滤波的基础上做出<sup>[8-9]</sup>。

## 2.4 软件处理流程

软件流程图见图3。其中主要有白平衡调整 and 实际检测漏血两个处理流程。操作者根据不同的检测对象,选择不同的输入命令,进而调用不同的处理流程。排除小气泡干扰的均值滤波过程包含在多次的检测漏血流程之中。另外,在白平衡流程以后,还有一个判断LED故障的自检流程。它的依据是当前的绝对亮度——RGB频率,从而确定LED是否老化到一定程度或者不亮,并确定是否报警。

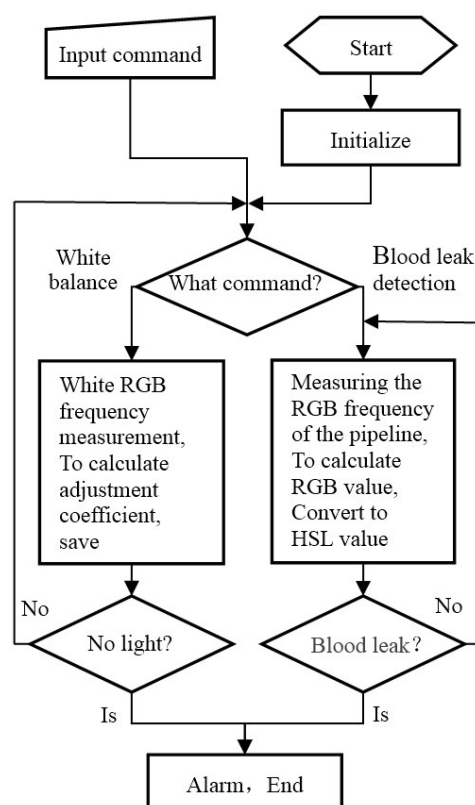


图3 漏血检测器软件流程图

Fig.3 Software flow chart of the blood leak detector



### 3 实验平台及实验结果

用个人电脑经 RS232 接口与检测器中的单片机建立实时通讯。通过键盘输入漏血检测器控制命令, 实时记录测量和换算结果, 并以表格方式在电脑显示屏上整理数据。

#### 3.1 漏血浓度变化分辨力实验

用含抗凝血剂的人全血(血球容积 20%)和纯净水(代替透析液)以不同浓度比例配制溶液, 并分别注入一段实验用透析管, 制成实验样品。

实验中每个浓度样品测量 3 次, 取其 3 次测量结果的平均值记录。其中, 根据某公司参照血液透析设备国家医药行业标准<sup>[10]</sup>制定的技术指标, 漏血检测灵敏点是: 血液 0.5 mL/透析液 1 L(血球容积比 20%)<sup>[11]</sup>, 即临界漏血浓度是 0.5‰。原理上这个血浓度对应的实验结果即是漏血判断阈值。对此浓度附近的几个浓度样品进行实验的数据及其换算结果如表 1 所示。用表 1 中数据得出 H、S、L 分别关于血浓度的 3 条趋势曲线(图 4~6)。

表 1 漏血检测实验数据

Tab.1 The experiment data of blood leak detection

Blood concentration(‰)	$F_R$ (kHz)	$F_G$ (kHz)	$F_B$ (kHz)	$R(1/255)$	$G(1/255)$	$B(1/255)$	$H(^{\circ})$	$S(\%)$	$L(\%)$
0.0	347.26	371.13	420.95	255.00	255.00	255.00	0.00	0.00	100.00
0.3	304.73	308.96	369.50	223.90	212.50	223.99	299.57	15.62	85.58
0.4	298.03	296.40	359.57	218.99	217.96	217.96	304.06	17.35	82.91
0.5	291.04	284.46	347.01	213.72	195.45	210.21	311.53	18.12	80.23
0.6	287.67	277.02	341.62	211.37	190.54	207.08	312.35	19.27	78.80
0.7	282.62	265.99	329.89	207.53	182.76	199.84	318.63	20.69	76.53
1.0	271.14	245.74	311.07	199.22	169.02	188.56	321.17	21.30	72.20

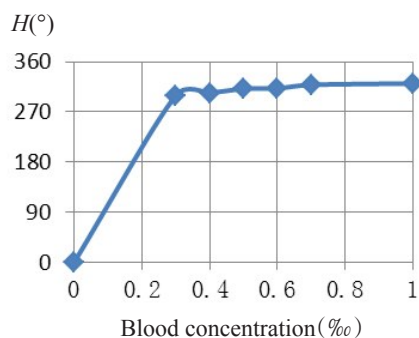


图 4 色度-血浓度趋势曲线

Fig.4 Chroma-blood concentration trend curve

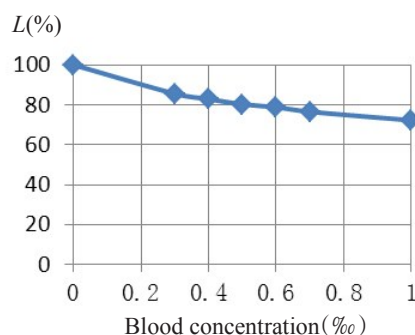


图 6 亮度-血浓度趋势曲线

Fig.6 Brightness-blood concentration trend curve

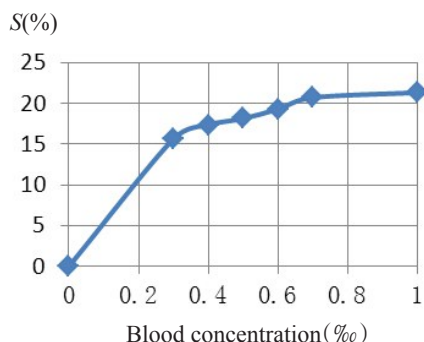


图 5 饱和度-血浓度趋势曲线

Fig.5 Saturation-blood concentration trend curve

从图中可以看出: 随着血浓度的增加,  $H$  在  $300^{\circ}$  附近增加, 表明溶液是红色; 并且  $S$  逐渐增大, 表明溶

液红色逐渐加深; 而  $L$  逐渐减小, 表明溶液透光率逐渐减小。它们对于 0.1‰ 的浓度变化都有明显的分辨力。略有不足的是  $H$  和  $S$  曲线的光滑性稍差。分析其原因, 可能是样品配制时的浓度误差造成。由于血量有限, 为了减少用水量, 实际配制时按比例缩小了用血和用水量, 这使得配制的浓度精度下降, 误差增大。所以, 以上数据只能作为参考, 并不能作为标准。尽管如此, 总体的单调性趋势仍然可以证明检测器的有效性。

#### 3.2 漏血阈值相对稳定性实验

用不同的电流  $I_{LED}$  激励 LED, 以相同的纯净水样品作白色基准, 对 0.5‰ 临界漏血浓度样品重新测量漏血阈值, 结果(略去 RGB 值)见表 2。

表2 漏血阈值相对稳定性实验结果  
Tab.2 Experiment results of stability of threshold

$I_{LED}(mA)$	$F_{RW}(kHz)$	$F_{GW}(kHz)$	$F_{BW}(kHz)$	$F_R(kHz)$	$F_G(kHz)$	$F_B(kHz)$	$H(^{\circ})$	$S(\%)$	$L(\%)$
12.00	288.90	305.50	349.59	241.84	234.16	289.74	310.46	18.03	80.17
14.00	328.72	349.52	397.14	274.93	267.69	329.81	309.77	18.07	80.10
16.00	371.45	400.50	450.28	310.55	309.32	376.72	309.93	17.36	80.38
18.00	407.03	440.52	493.66	342.25	337.93	413.83	308.38	18.32	80.40

从表2可见,当用不同的LED激励电流时,测得的纯净水样品和临界漏血浓度样品的基色频率值都不相同,但在每次白平衡基准上,计算临界漏血浓度样品的 $HSL$ 值(漏血阈值)却基本不变。实验数据中的微小差别应该是误差造成。由于一定范围内LED激励电流正比于其绝对亮度,而LED绝对亮度改变也与透析管透光率改变等效,因此,从实验结果可以推得,这两个因素的改变都不影响漏血阈值。

纵观实验数据,可以得出判断漏血的方法:以临界漏血浓度(需要更精确配制)对应的 $L$ 值作为漏血判断的阈值,同时对应的 $S$ 、 $H$ 值作为防止误判的参考。

#### 4 结论

由系统软硬件结构和实验结果分析可见,此基于颜色传感器TCS3200的漏血检测器具有许多独特的优点:它的检测灵敏度很高;由于有颜色鉴别能力,它对于非漏血因素引起的透析回路透光率变化有防止误判的能力;还由于是非接触透析液检测,因而安全性高,元件也不易受污染损坏;基于每次检测前的白平衡调整,它能自适应器件老化、表面污损、透析管透光率变化等因素造成的亮度变化;并且由于以单片机为核心,因而它有频率检测、数值换算、均值滤波、发光自检、双向通讯等智能化功能;其硬件结构简单,调试简便,抗干扰能力强,工作稳定可靠,是值得推广的漏血检测器方案。

#### 【参考文献】

- [1] 张力方, 杨 汛. 血液透析仪的重要参数与维护要点[J]. 中国医疗器械杂志, 2006, 30(3): 220-221.  
Zhang LF, Yang X. The important parameters and main points in maintenance of hemodialysis instrument [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2006, 30(3): 220-221.
- [2] 朱振宇. SPS550型人工肾机漏血报警故障应急排除一例[J]. 医疗装备, 1997, 10(10): 18.  
Zhu ZY. A case of emergency exclusion of blood leakage alarm fault in SPS550 type artificial kidney machine [J]. Medical Equipment,

- 1997, 10(10): 18.
- [3] 鹿 浩, 林颐胜, 田新民. 百特血透机血漏检测器的代换与改善[J]. 医疗卫生装备, 2004, (10): 64.  
Pang H, Lin YS, Tian XM. Substitution and improvement of blood leak detector in Baxter hemodialysis machine [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2004, (10): 64.
- [4] 郑国强. 血液透析机漏血系统原理分析[J]. 医疗装备, 2004, 17(7): 14-15.  
Zheng GQ. Principle analysis of blood leakage system in hemodialysis machine[J]. Medical Equipment, 2004, 17(7): 14-15.
- [5] 张松灿, 肖本贤. 高分辨率颜色传感器TCS230的原理和应用[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2005, (3): 44-46.  
Zhang SC, Xiao BX. Principle and application of jigh resolution color sensor TCS230 [J]. Microcontrollers & Embedded Systems, 2005, (3): 44-46.
- [6] 潘海鸿, 陈 琳, 段素强, 等. 新型颜色传感器TCS230应用于CRRT机漏血检测的可行性研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2008, 25(5): 841-845.  
Pan HH, Chen L, Duan SQ, et al. Research on the feasibility of application of new sensor TCS230 in CRRT equipment for blood-leak detecting[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2008, 25(5): 841-845.
- [7] TAOS Inc (is now ams AG), TCS3200, TCS3210 Programmable ColorLight-to-Frequency Converter[DB/OL]. [http://www.ams.com/eng/Products/Light-Sensors/Color-Sensor/TCS3200\\_datasheet](http://www.ams.com/eng/Products/Light-Sensors/Color-Sensor/TCS3200_datasheet), 2014.
- [8] 李昔华. 基于PIC12F675设计的漏血监测智能传感器[J]. 仪器仪表学报, 2005, 26(8): 284-286.  
Li XH. The intelligence blood leak-inspecting sensor based on PIC1-2F67[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2005, 26(8): 284-286.
- [9] 林金朝, 刘辉辉, 罗志勇, 等. 血液净化系统的高可靠性漏血监测方法研究[J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(12): 2640-2646.  
Lin JZ, Liu HH, Luo ZY, et al. Research on high reliably blood-leak monitoring in blood purification systems[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(12): 2640-2646.
- [10] YY0054-2010 血液透析设备中华人民共和国医药行业标准[S]. 中国: 国家食品药品监督管理局, 2010.  
YY0054-2010 Hemodialysis Equipment for the Pharmaceutical Industry Standard of the People's Republic of China [S]. China: China Food and Drug Administration, 2010.
- [11] 朱兴喜, 王星星, 于春华, 等. 血液透析机质量控制检测技术参数规范的探讨[J]. 中国医学装备, 2011, 8(6): 14-18.  
Zhu XX, Wang XX, Yu CH, et al. The discussion of hemodialysis machine's quality control testing technology and parameters standard[J]. China Medical Equipment, 2011, 8(6): 14-18.