

# 眼科红外电视摄像机

赵汉章 曹宏仁

## 一、前言

眼睛不仅是一个灵敏的视觉器官，而且人体许多器官的疾病，都会反映在眼睛上，特别是在眼底引起病变，其中以循环系统疾病、肾脏病、血液病以及神经系统疾病等反映尤为明显。因此，前眼部及眼底的检查，不仅对眼科各种疾病，而且对其他科多种疾病的早期发现和诊断治疗都有主要意义。

现有的眼科检查仪器，如检眼镜，裂隙灯角膜显微镜，以及眼底照像机等，都只能单人观察，很难进行示教。而且都需要较强光线的照明，病人难于接受。

为此，我所与白求恩医大合作，于七八年开始研制眼科红外电视摄像机，以求在电视监视器上，显示出前眼部及眼底的图象，满足会诊、教学和科研的需要。

研制成的样机，经过一年多的临床试用证明，在用对人眼没有刺激的弱红外光照射下，不用散瞳剂，瞳孔就可自然散开，而且不受眼睛屈光间质轻度混浊的影响。从电视萤光屏上，就能清晰地观察到眼底的正常图象和异常改变，并能发现用可见光照明所不易看清的一些病变。我们还根据眼、耳鼻喉科微细手术教学的需要，把样机与手术显微镜等联接起来，转播手术的实况，能在萤光屏上清楚地显示出手术的详细操作过程，为教学提供了有力的工具。

## 二、眼科红外电视摄像机 机的设计原理和结构

眼科红外电视摄像机是将被红外光（或

可见光）照射的前眼部或眼底像，在电视监视器上显示出来，以供医疗会诊、教学和科研用的闭路电视设备。主要由光学成像系统，摄像机头和电视监视器三部分组成。

临床会诊和教学要求能够一机多用，即不仅要能够显示前眼部及眼底，而且能够转播眼科、耳鼻喉科的手术情况，为此我们把摄像机头和电视监视器做成通用型，而利用联接不同的光学成像系统，来满足各科的需要。

### 1. 光学成像系统

#### (1) 观察眼底的光学系统

我们利用一台现成的眼底照相机的一部分加以改装，作为样机的光学系统，其光路如图1

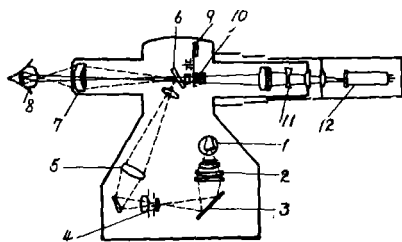


图1 眼底电视摄像机光路图

1. 钨丝灯
2. 聚光镜组
3. 反射镜
4. 光栏、滤光片
5. 照明物镜组
6. 环形反射镜
7. 非球面物镜
8. 被检眼
9. 屈光矫正镜
10. 散光矫正镜
11. 物镜组
12. 硅靶摄像管

这种光学系统的特点是采用同光路照明，照明光学系统和摄像光学系统共用一个非球面物镜。

由钨丝灯1发出的光，经过聚光镜组2，反射镜3，光栏，滤光片4，照明物镜组5，聚焦成像在环形反射镜6上。因为环形反射

镜6和被检眼8的角膜,相对于非球面镜7,处于共轭位置,所以在角膜上形成了一个中心黑区的照明光环,这就消除了角膜中心反射光斑影响摄像的问题。

被照明的眼底,经过非球面物镜7,环形反射镜6的中心孔,屈光矫正镜9,散光矫正镜10,物镜组11,成像在硅靶摄像管的靶面上。

整机视场角为30度,经过改装后,从眼底到靶面上的线放大率约为1.5倍。到19吋电视监视器上放大率约为40倍。

因为是暂时借用现有设备进行改装,所以光学系统不够合理。光透过率比较低,照明光源红外光强度还不够大,视场角还比较小。新设计的视场角为45度。

(2) 观察前眼部的光学成像系统

观察前眼部的光学成像系统有二种方式。其一是利用海鸥DF型相机的镜头与摄像机头联接。镜头焦距为58毫米,相对孔径1:2。整机光路示意图如图2。

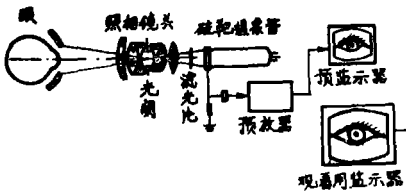


图2 观察前眼部或手术用电视系统示意图

其二是裂隙灯角膜显微镜与摄像机头联接,可观察前眼部,加上前置镜后可观察眼底。光源部份是用红外滤光片滤掉可见光。

(3) 转播眼科手术实况用的光学系统

这类光学系统也有二种方式。其一是如图2所示的系统。其二是将手术显微镜与摄像机头联接起来,可在电视萤光屏上显示出眼部显微手术的情况。

(4) 将纤维气管镜等导光纤维与摄像机头联接,可观察耳腔、鼻腔等深在部位的图象。

2. 电视摄像管的选择

在要求观察的对象中,以眼底像的照度

最低,图像最细微和对对比度最差,又要求用红外光照明。所以选用的电视摄像管,只要能满足观察眼底的要求,则观察其他对象就不成问题了。要观察眼底,主要依据在靶面上眼底像的照度和图像的最小细节尺寸,来决定所用的摄像管的类型。

(1) 根据靶上照度来选择

采用图1所示的光学系统来估计靶面上成象的照度。已知环形反射镜6在角膜上形成的光环象的照度 $E_{角}$ 为7200勒克司(实测值)。光环的内径为3毫米,外径为7毫米,即面积为

$$S = \frac{\pi}{4} (7^2 - 3^2) = \frac{\pi}{4} \times 40 \text{毫米}^2$$

$$= \frac{\pi}{4} \times 40 \times 10^{-6} \text{米}^2$$

则角膜上得到的光通量为

$$F = E_{角} \times S_{流明}$$

$$= 7200 \times \frac{\pi}{4} \times 40 \times 10^{-6} \text{流明}$$

假定角膜反射率为0.2;眼睛对可见光到近红外的平均透过率为0.6。

则眼底得到的光通量为:

$$F' = (1 - 0.2) \times 0.6 \times F$$

$$= 0.48 \times 7200 \times \frac{\pi}{4} \times 40 \times 10^{-6} \text{流明}$$

而眼底被照明的直径为16毫米,即面积为:

$$S' = \frac{\pi}{4} (16)^2 = \frac{\pi}{4} \cdot 256 \text{毫米}^2$$

$$= \frac{\pi}{4} \times 256 \times 10^{-6} \text{米}^2$$

则眼底的照度为:

$$E_{底} = \frac{F'}{S'} = \frac{0.48 \times \frac{\pi}{4} \times 40 \times 10^{-6}}{\frac{\pi}{4} \times 256 \times 10^{-6}} \cdot E_{角}$$

$$= 0.075 E_{角} = 540 \text{勒克司} \dots \dots (1)$$

被这样照明的眼底,再经过眼球的屈光间质,摄像光学系统,成象在摄像管靶面上,所得的照度由下式决定:

$$E_{靶} = E_{底} \frac{RT}{4f^2(m+1)^2} \dots \dots (2)$$

式中: R ——眼底反射率, 假定对可见光到近红外平均为0.6

T ——眼睛透过率×摄像光学系统透过率。已知眼睛透过率当 $\lambda = 555$ 毫微米时为0.57,  $\lambda = 700$ 毫微米时为0.7, 取平均值为0.6。

假定光学系统透过率为 0.7, 则 $T = 0.6 \times 0.7 = 0.42$

m ——从眼底到靶面上象放大率, 已知 $m = 1.5$ 。

f ——摄像系统的 f 数

因为眼睛晶状体参与成象, 眼睛瞳孔为孔径光阑, 所以整个系统的 f 数由晶状体决定。

已知成象光束通过的瞳孔直径为 3 毫米, 焦距为 17.06 毫米, 则  $f = 17.06/3 = 5.7$  将以上数值代入 (2) 式得:

$$\begin{aligned} E_{\text{靶}} &= \frac{0.6 \times 0.42}{4(5.7)^2(1.5+1)^2} E_{\text{底}} \\ &= 0.00032 E_{\text{底}} \\ &= 0.00032 \times 540 \\ &= 0.17 \text{ 勒克司} \dots\dots\dots (3) \end{aligned}$$

用低照度计实测靶面上象的照度约为 0.15 勒克司, 两个数据基本符合。

如采用硅靶摄像管, 则在此照度下, 输出信号电流为 100 毫微安左右, 可提供较好的电视图象, 用试制的样机与此光学系统联接, 实际观察眼底也证实了这一点, 当加上红外滤光片后, 因为钨丝灯发光光谱中, 可见光只占 10~15%, 其余 85~90% 都是近红外光, 所以靶面上得到的能量仍有不加滤光片时的 80% 以上。同时, 硅靶摄像管的光谱灵敏曲线中, 近红外部分灵敏度, 约占总灵敏度的一半。因此加滤光片后, 靶上所得的能量, 相当于不加滤光片时的 40% 以上, 即输出信号电流在 50 毫微安左右, 这样大小的信号电流仍能看到眼底象, 这一点也被样机的实验所证实。

为避免强光刺激眼睛, 除上述采用人眼不敏感的红外光照明的方式外, 还可采用微

光摄像管 (如硅电子倍增摄像管 SEM), 这样可以降低眼底照明的强度。

仍然采用上述摄像光学系统和数据, 根据 (3) 式, 已知  $E_{\text{靶}} = 0.00032 E_{\text{底}}$ 。

对于 SEM 管, 当靶面照度  $E_{\text{靶}} = 0.001$  勒克司时, 输出信号电流为 100nA, 则要求眼底照度

$$E_{\text{底}} = \frac{E_{\text{靶}}}{0.00032} = \frac{0.001}{0.00032} = 3 \text{ 勒克司。}$$

根据 (1) 式

$$E_{\text{底}} = 0.075 E_{\text{角}},$$

则所需角膜上的照度

$$E_{\text{角}} = \frac{E_{\text{底}}}{0.075} = \frac{3}{0.075} = 40 \text{ 勒克司。}$$

这样的照度, 眼睛就感觉不到刺激了, 这一方案也经过实验验证是可行的。但由于硅电子倍增摄像管象质较差, 体积大而成本高, 特别是不能使眼睛处于暗适应而自然散瞳, 还免不了用药物散瞳的有害手段。而用红外光照明, 硅靶摄像管接收, 则没有上述的缺点, 所以最后还是决定用我所研制的硅靶摄像管。

### (2) 根据图像细节来选择

已知眼底上血管的直径为 0.2~0.05 毫米, 摄像光学系统放大倍率为 1.5 倍, 则血管在靶上成像的尺寸为 0.30~0.75 毫米。

① 硅靶摄像管分辨率为 400 行/图像高, 已知图像高为 9.6 毫米, 则一个电视行的宽度 L 为:

$$L = \frac{9.6}{400} = 0.025 \text{ 毫米}$$

即最细血管占  $0.075/0.025 = 3$  行, 最粗血管占  $0.30/0.025 = 12$  行。

考虑到眼底像对比度比较低, 输出信号电流不够大, 电视系统实际分辨率只有 300 行左右, 即每行宽  $L = 0.033$  毫米。则最细血管仍占 2 行, 还是可以看到的。对于新设计的光学系统, 还可用提高光源红外光强度的方法, 来提高整机的分辨率, 所以从图像细节对分辨率的要求来考虑, 选择硅靶摄像管也

是合适的。

### 3. 眼科红外电视线路

眼科红外电视采用硅靶摄像管。灵敏度高,分辨率中等,整机体积小,调整简便,耗电少,图像稳定。电视系统线路着重从以下几个方面考虑。

(1) 同步机:本机的同步机由多谐振荡器产生  $31.250\text{KHz}$  的方波,经 IC 电路 MF-12 分频出  $15.625\text{KHz}$  的行频和  $50\text{Hz}$  的场频。场频被送去与电网  $50\text{Hz}$  进行相位比较。得出相位差电压反过来控制多谐振荡器的频率。这样系统的场频与电网  $50\text{Hz}$  锁相,避免了图像的蠕动。

(2) 复合同步消隐形成:由同步机送来的行场推动信号加入到本单元中,通过一系列单稳态线路,形成与我国 D 制式相近的同步消隐。唯一的不同之处是省去了均衡脉冲。

(3) 监视器部分:本机的监视器、同步机、摄像机的一部分线路都装在同一个机壳内,这样监视器的同步部分就可以省去,而改用行场直接触发。这样,监视器部分除了电源之外,只有场行扫描和末级视频放大。线路大大减化。监视器的扫描与一般电视接受机类似,此处不再介绍。所不同之处是从行扫描变压器中多引出  $+27\text{V}$ ,  $+75\text{V}$ ,  $+350\text{V}$ ,  $-40\text{V}$ , 作为摄像管各极供电之用,末级视频放大器中的对比度控制采用场效应管可变电阻负反馈式线路。这样可以在大范围内改变增益又保证幅频特性稳定,且不产生旋动电位器时的杂波,视频信号在最后一级对黑色电平钳位,以恢复视频信号中的直流分量。使之旋动对比度旋钮与改变摄像机镜头光圈有类似的效果。通常整个监视器只需要调节对比度旋钮即可。只有在需要观察图像中某一个特定的明亮或灰暗部分的细节时才需要调节亮度旋钮。此外就不用作其他调节。因此本机的使用是极为简便的。

(4) 摄像管电子束的偏转和聚焦:本机摄像管的场偏转是采用负反馈来控制线

性,线路简单性能稳定。除了在更换摄像管时,要适当微调一下幅度之外,正常工作中无需调节。行扫描的线路与监视器类似。聚焦线圈的供电采用稳流电路。这样无论是在刚开机还是工作一段时间之后,由于摄像管灯丝的烘烤和聚焦线圈本身的发热导致聚焦圈温度升高,电阻加大,都不致于改变线圈中的电流。这就保证了工作一段时间后,无需重新调节摄像管的磁聚焦。

(5) 摄像机预放器:预放器是摄像机线路中最关键的部分,它决定了整个电视系统成像质量的好坏。本机预放器从结构上注意到减少输入分布电容,适当选择第一级放大器件,使得信噪比不低于  $40\text{dB}$ 。本机预放器分为两个部分,第一部分把输入信号放大到  $0.1\text{V}$ ,第二部分再放大到  $0.7\text{V}_{\text{pp}}/50\Omega$ ,然后直接输给末级视放和外接监视器。

(6) 视频输出:本机可以同时输出两路  $0.7\text{V}_{\text{pp}}$  全视频信号,可与任何一种通用监视器对接,以供远距离观察。同时还输出两路复合同步消隐信号,做为外同步之用。

电视线路方框图 如图 3。

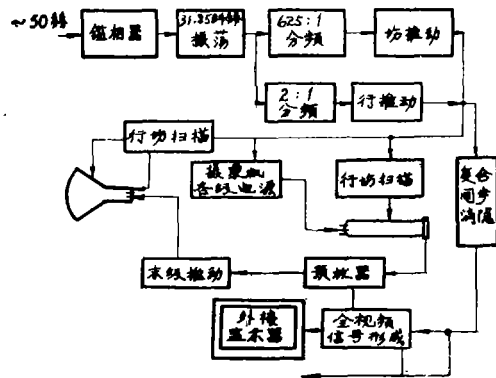


图 3 电路部分的方框图

## 三、主要技术指标:

1 光谱灵敏段 可见光到近红外光 (1.1微米)

- 2 分辨率 水平400行 垂直350行
- 3 灰度等级 10级
- 4 信噪比 40分贝 (当信号电流为0.3微安、通带宽为6兆赫时)
- 5 制式 625 行隔行扫描 场频与电网 50赫锁相。
- 6 本机显示器尺寸 12吋
- 7 耗电 40瓦
- 8 视频输出 两路  $0.7V_{pp}$  75欧姆
- 9 同步信号输出 两路  $2V_{pp}$  75欧姆  
复合同步消隐信号。

## 四、结 束 语

1. 本样机灵敏度高,噪声低、体积小、图象清晰稳定,使用调整简单。
2. 用弱红外光照明,可不用散瞳剂散瞳,因而不用担心由于散瞳剂而带来的医疗事故,青光眼患者也可检查眼底。两支眼睛还可同时检查,而没有痛苦。
3. 用来进行典型病例和手术操作的示教和会诊,图象清晰而放大,提高了教学和医疗效果。
4. 本样机的结构和造型还不够完善,观察眼底的视场还不移大,分辨率还有待进一步提高,特别是不能显示彩色图象。