

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710046403.X

[43] 公开日 2008 年 2 月 20 日

[11] 公开号 CN 101125075A

[22] 申请日 2007.9.26

[21] 申请号 200710046403.X

[71] 申请人 叶衍铭

地址 200233 上海市徐汇区桂林路 585 号
1404 室

[72] 发明人 叶衍铭 萧树东

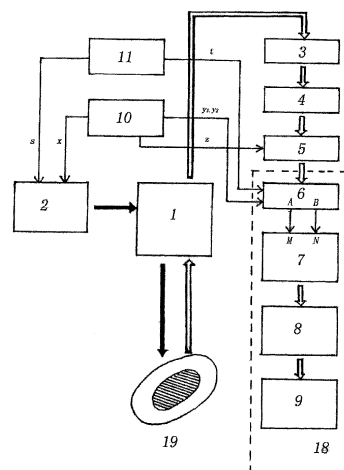
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 5 页

[54] 发明名称

荧光图像早期癌症诊断仪

[57] 摘要

本发明是荧光图像早期癌症诊断仪，本发明采用荧光图像动态实时显示方法，不仅具有极高的空间分辨率，而且具有极高的时间分辨率，能够在任何时刻采集诊断区域的全部荧光图像信息，不放过任何细节。比采用捕捉静止图像进行诊断的方法优越得多，也大大避免了因没有及时准确地截取静止图像而造成的失误和漏检，从而大大提高对早期癌症检测的准确率。本发明具有准确、直观、无副作用、操作方法简便等优点，可用于体内外各种恶性肿瘤的诊断。而且在手术前能帮助确定手术范围，在手术中也可以跟踪检查，判断手术效果，为及时清除残留肿瘤提供指示。



1、一种荧光图像早期癌症诊断仪，其特征在于由医用内窥镜、光源适配器、成像转换器、图像分色器、图像采集显示系统、同步信号发生器、图像模式选择器组合而成，其中：医用内窥镜（1）主要由导光束与成像束组合而成，导光束与光源适配器（2）连接。光源适配器（2）由两种不同光源混合而成，受同步信号发生器（10）与图像模式选择器（11）控制而改变照明方式。医用内窥镜（1）成像束输出的光学图像经成像转换器（3）后再经过图像分色器（4）到达 CCD 摄像头（5）成像靶面上，转换成电子模拟图像输出。输出的图像受电子选通器（6）选通送入图像适配器（7）不同的采集通道；其中电子选通器（6）与图像模式选择器（11）和同步信号发生器（10）连接并受控制，使图像严格按照不同照明方式选择进入图像适配器（7）M 道捕捉器（12）或 N 道捕捉器（13）进行采集。进入 M 道捕捉器（12）采集的图像会经过亮度均匀处理器（14）处理后进行真彩色图像输出和显示。进入 N 道捕捉器（13）采集的图像分成 P、Q 二路，Q 路到达分解器（15）分解成 R 分量和 G 分量图像，然后进入像素处理器（16）进行点对点减法运算，运算后图像传输到混合加权处理器（17）与 P 路图像进行混合和像点颜色加权处理，产生假彩色荧光图像输出和显示。同步信号发生器（10）由 $T=80\text{ms}$ 的方波发生电路和 $T=40\text{ms}$ 的脉冲整形电路组成，并与图像模式选择器（11）开关控制电路一起连接光源适配器（2）和电子选通器（6）进行各种照明方式与其对应的图像选通控制。

2、根据权利要求 1 所述的诊断仪，其特征在于光源适配器（2）中混合光源是采用卤素灯（150W）和 405nm 的半导体激光（50mw 以上）。卤素灯（21）放置在有聚光功能的椭球聚光镜（22）第 1 焦点上，医用内窥镜导光束进光端口（26）放置在椭球聚光镜（22）的第二焦点上。激光器（23）输出的光束经激光聚光透镜（24）聚焦后再通过 $8\times 8\text{mm}$ 全反棱镜（25） 90° 折射耦合到医用内窥镜导光束进光端口（26）， $8\times 8\text{mm}$ 全反棱镜（25）放置在卤素灯（21）与医用内窥镜导光束进光端口（26）之间，并且尽量接近卤素灯（21）与椭球聚光镜（22）的中央。激光聚光透镜（24）焦距为 100mm，放置在离医用内窥镜导光束进光端口（26）100mm 的地方进行激光束聚焦。

3、根据权利要求 1 所述的诊断仪，其特征在于光源适配器（2）中使用的激光光源可以由在 405nm 波段附近、发光光谱丰富的其他光源所代替，如汞灯、汞氙灯、金属卤化物灯等。使用这些替代光源时，要用光谱范围为 380nm~430 nm，透过率大于 70% 的滤色片进行滤光。

4、根据权利要求 1 所述的诊断仪，其特征在于成像转换器（3）由两片正负透镜组成的消色差的透镜，其焦距大小是根据 $f_2 = (L/D) \times f_1$ 得到。其中 f_1 为医用内窥镜（1）目镜焦距， f_2 为成像转换器（3）焦距，L 为 CCD 摄像头（5）像面对角线尺寸，D 为医用内窥镜（1）成像

束像面对角线尺寸。本专利中采用 $f_2=25\text{mm}$ 。成像转换器(3)放置在医用内窥镜(1)的目镜与CCD摄像头成像面的同一光轴上,距CCD摄像头(5)靶面距离为20mm-30mm可调。

5、根据权利要求1所述的诊断仪,其特征在于CCD摄像头(5)可以用医用电子内窥镜中自带镜头的CCD成像系统所代替。在使用医用电子内窥镜时需将图像分色器(4)安装在医用电子内窥镜成像系统的前端。

6、根据权利要求1所述诊断仪,其特征在于图像分色器(4)是三波通的滤色片。三个波长通带主峰分别为450nm, 520nm, 630nm。三个通带带宽不大于60nm,三个通带的透射率分别不少于60%,其互相间的透过率误差不大于10%。

7、根据权利要求1所述的诊断仪,其特征在于电子选通器(6)是二个多重控制的与门A和B。并与图像模式选择器(11)和同步信号发生器(10)的接连后才能以光源适配器(2)中的不同照明方式作相对应的各种图像选通。

8、根据权利要求1所述诊断仪,其特征在于图像适配器(7)能根据电子选通器(6)送来的图像做相应的处理和输出。送进M道捕捉器(12)的图像经过亮度均匀处理器(14)处理后输出真彩色图像。送进N道捕捉器(13)的图像,分成P、Q两路。Q路经过分解器(15)分解成R分量与G分量图像进入像素处理器(16)进行点对点处理。再进入混合加权器(17)与N道捕捉器(13)P路图像混合以及相应像点颜色加权处理,最后形成假彩色荧光图像输出。

9、根据权利要求1所述的诊断仪,其特征在于同步信号发生器(10)由输出周期为80ms的方波脉冲形成电路以及输出周期为40ms的脉冲整形电路所组成。

- (1) 方波发生电路产生的方波由x输入光源适配器(2)w中控制 J_9 继电器的工作状态,作光源照明切换。
- (2) 方波发生电路产生方波由 y_1 输出到电子选通器(6)的h中作B门同步选通信号;方波发生电路产生方波经倒相后由 y_2 输出到电子选通器(6)的f中作A门同步选通信号。
- (3) 脉冲整形电路输出的 $T=40\text{ms}$ 的脉冲串由z输出到CCD摄像头(5)作图像扫描外同步信号的控制。

10、根据权利要求1所述的诊断仪,其特征在于图像模式选择器(11)四联带锁琴键开关 K_1 、 K_2 、 K_3 、 K_4 与光源适配器(2)上继电器 J_1 、 J_2 、 J_3 、 J_4 、电子选通器(6)上继电器 J_5 、 J_6 、 J_7 、 J_8 组成光源照明方式和相应电子选通的控制。在图像模式选择器(11)置位于第1种状态下, K_1 开关接通, J_1 、 J_5 继电器工作,有 J_{1A} 、 J_{1B} 、 J_{5A} 、 J_{5B} 导通,这样允许同步信号脉冲进入光源适配器(2)和电子选通器(6)进行控制。如果同步信号发生器(10)送出方波脉

冲处于高电平时，光源适配器（2）中J₉继电器工作，J_{9A}关闭、J_{9B}导通，光源适配器（2）会从原来的白光照明切换到激光照明，这时方波信号的高电平会使电子选通器（6）中是B门导通、A门关闭，激光照明图像进入图像适配器（7）的N道捕捉器（13）进行荧光图像采集；在方波输出为低电平时，光源适配器（2）切换为白光照明，电子选通器（6）中B门关闭、A门导通，白光照明图像进入图像适配器（7）M道捕捉器（12）进行真彩色图像采集。图像模式适配器（11）置位于第2种状态时，K₂开关接通，这时J₂、J₅继电器工作，J_{2A}导通使光源适配器（2）中处在激光照明方式上，而J_{5A}导通使电子选通器（6）B门导通，由N道捕捉器（13）捕捉，进行荧光图像采集。图像模式选择器（11）置位于第3种状态时，K₃开关接通，与K₃对应的继电器J₃、J₇工作，J_{3A}导通使光源切换成白光照明，J_{7A}导通使电子选通（6）中A门导通，由M道捕捉器（12）捕捉，进行真彩色图像采集。图像模式选择器（11）置位于第4种状态时，K₄开关接通，与K₄对应的J₄、J₈继电器工作，J_{4A}、J_{4B}导通使光源适配器（2）中的白光与激光都点燃成为混合共同照明方式，而J_{8A}导通即使电子选通器（6）中的A门导通，由M道捕捉器（12）捕捉，进行光源混合照明时真彩色图像采集。

荧光图像早期癌症诊断仪

技术领域：

本发明属医疗仪器技术领域，是使涉及一种荧光图像早期癌症诊断仪。

背景技术：

现在恶性肿瘤荧光诊断仪是利用肿瘤组织在一定波长的光激发下产生荧光，然后接受肿瘤组织的荧光后进行荧光图像观察，从荧光图像中的不同颜色区分来进行诊断。如 2002 年 12 月 5 日复旦大学、上海第二医科大学附属仁济医院共同申请的“恶性肿瘤荧光图像定位诊断仪”专利。

恶性肿瘤荧光图像定位诊断仪是利用人体组织在一定波长的光激发下产生荧光，这些荧光通过由肿瘤组织照明与图像采集系统、病灶观察与肿瘤荧光图像摄取系统、图像合成和显示系统、同步控制系统组合而成的诊断仪，图像定时捕捉后定格静止显示四组图像。其中三组图像分别是在同一时刻截取下的三个摄像头的原始图像，而第四组图像是两个黑白摄像头摄下原始图像经过运算处理后得到的，系统就根据显示的图像中进行对比来明确诊断的。可是在该专利中其肿瘤组织照明与图像采集系统难于设计的很小，而且没有像现在医用内窥镜那样辅助通道的钳道孔以及弯曲控制装置等，因此在进行体内狭窄脏器里诊断时会带来许多不便和困难；在该专利技术中是采用三个独立成像 CCD，以及一整套光学成像元件和调节系统这样形成的装置体积会非常庞大和笨重，难于手持操作；该专利中图像采集方式是截取静止图像进行显示来明确诊断的，这种截取静止图像的方法在探测头与目标相对距离和位置随机变化的情况下难以保证目标照明处于良好状况，使图像捕捉质量难以控制，会严重影响对恶性肿瘤的准确诊断。

发明内容：

本发明的目的在于提出一种能适合人体体内、体外都能进行检测的，并能随时跟踪目标变化的实时动态荧光图像显示系统来进行比较对照，判定肿瘤性质的诊断仪器。

本发明设计的荧光图像早期癌症诊断仪由医用内窥镜、光源适配器、成像转换器、图像分色器、CCD摄像头、图像选通采集显示系统、同步信号发生器、图像模式选择器组合而成。其结构如图 1 所示，其中，医用内窥镜（1）、光源适配器（2）、成像转换器（3）、图像分色

器(4)、CCD摄像头(5)、电子选通器(6)、图像适配器(7)、计算机(8)、显示及电脑周边设备(9)、同步信号发生器(10)、图像模式选择器(11)经连接组成。其中医用内窥镜(1)由导光束、图像成像束和弯曲导向装置组合而成,医用内窥镜(1)中导光束与光源适配器(2)连接。光源适配器(2)由两种不同光源组成,在图像模式选择器(11)和同步信号发生器(10)连接控制下可以作多种照明方式切换。成像转换器(3)是将医用内窥镜(1)中成像束输出的图像匹配到CCD摄像头(5)的成像面上。成像转换器(3)与CCD摄像头(5)与之间插入图像分色器(4),对进入CCD摄像头的图像进行分色。其中图像分色器(4)是一个三波通的滤色片。电子选通器(6)连接CCD摄像头(5)和图像适配器(7)的关键部件,是由A、B二个受图像模式选择器(11)和同步信号发生器(10)控制的与门组成,完成图像进入图像适配器(7)中M道捕捉器(12)采集,还是N道捕捉器(13)采集的选择。图像适配器(7)是由两个各自独立的M道捕捉器(12)和N道捕捉器(13)采集通道,以及与这两个独立采集通道相关联的图像处理器所组成。其中进入M道捕捉器(12)的图像,经过亮度均匀处理器(14)处理后输出进行显示;进入N道捕捉器(13)的图像,即分成P、Q二路图像。而Q路图像进入分解器(15)分解成R分量和G分量图像,然后进入像素处理器(16)进行像素点对点的减法运算,图像运算后并将其运算结果送入混合加权处理器(17)与N道捕捉器(13)的输出的P路图像进行混合以及像点颜色加权处理,形成假彩色荧光图像。经过加权后的假彩色荧光图像在恶性肿瘤存在部位会明显地表达成红色,根据这一图像就能够很清楚地进行诊断。同步信号发生器(10)是由周期 $T=80\text{ms}$ 的方波发生器及脉冲整形器所组成,产生各种各样的同步信号。图像模式选择器(11)是由一个带锁4联琴键开关 K_1 、 K_2 、 K_3 、 K_4 以及连接在光源适配器(2)中 J_1 、 J_2 、 J_3 、 J_4 继电器和连接在电子选通器(6)中 J_5 、 J_6 、 J_7 、 J_8 的继电器组成,分别控制光源适配器(2)和电子选通器(6)按照预先设计的程式进行工作。

本发明的工作如下:

本发明工作方式由4种不同光源照明方式以及与其相应的图像选通采样显示方式,这些方式均都受控于图像模式选择器(11)。

图像模式选择器(11)置位于第1种状态时是白光照明与激光照明相互切换照明方式,在这种情况下真彩色图像与假彩色荧光图像实时同屏显示。在这模式里图像模式选择器发出s路信号与同步发生器(10)发出的x路信号同时到达光源适配器(2),使光源适配器(2)两种光源相切换照明,照明切换频率是根据所用的CCD图像扫描的制式而定。在P制式的CCD摄像头中切换频率为25HZ,在这种频率下每种光源照明时间间隔为40ms。这种照明方式是经过医用内窥镜(1)的导光束照射在肿瘤组织的表面,肿瘤组织的图像就在医用内窥镜(1)

的成像束中传出,经过成像转换器(3)和图像分色器(4)后到达CCD摄像头(5)的靶面上,在此同时同步信号发生器(10)发出z路同步信号到达CCD摄像头(5)进行图像扫描同步,使CCD摄像头在每个光源照明 40ms的时段里均都输出该光源照明的全幅完整图像。这些图像输出到电子选通器(6)中进行选通,电子选通器(6)选通是根据图像模式选择器(11)送去的t路信号和同步信号发生器(10)送出 y_1 、 y_2 路信号所决定的。电子选通器(6)在以上信号控制下使得在白光照明的时段里,电子选通器(6)中A门导通,B门关闭。这样就把CCD摄像头输出图像进入图像适配器(7)中M道捕捉器(12)的进行采集,采集后送入亮度均匀处理器(14)进行处理,形成真彩色图像显示在屏幕左半部。在激光照明时段里,电子选通器(6)中 B门导通,A门关闭,使CCD摄像头(5)送出图像在图像适配器(7)中N道捕捉器(13)进行采集,采集后分成P、Q二路。Q路图像进入分解器(15)后分解成R分量与G分量图像,输到像素处理器(16)中,进行像素点对点减法运算。然后进入混合加权处理器(17)与P路图像进行混合以及像点颜色加权处理,生成假彩色荧光图像,显示在屏幕右半部,与真彩色图像同屏对照。完成荧光图像诊断的全过程。

图像模式选择器(11)除了以上第1种状态外还有其他3种不同状态模式。在第2种模式下,光源适配器(2)只有激光照明单一照明方式,在这照明方式时电子选通器(6)中只有 B门导通,图像在图像适配器(7)中的 N道捕捉器采集,并按照生成上述所述的假彩色的荧光图像步骤进行传递和处理,在这种模式里最后形成假彩色荧光图像进行全屏显示。第3种模式下光源适配器(2)中只有白光照明这一方式,电子选通器(6)中只有 A门导通,由图像适配器(7)中 M道捕捉器(12)采集,经过亮度均匀处理器(14)处理后,进行真彩色图像的全屏显示。第4模式中状态在光源适配(2)中有白光和激光混合共同照明,在这种混合照明的方式,电子选通器(6)也是只有 A门导通,图像在适配器(7)中 M道捕捉器(12)采集,并由亮度均匀处理器(14)处理后,以真彩色图像形式进行屏幕全屏显示。以上三种状态模式获得主要是依赖图像模式选择器(11)发出信号分别控制光源适配器(2)和电子选通器(6)来完成的。

附图说明:

- 图1 是本发明总体结构图示
- 图2 光源适配器(2)中两种光源混合方式图示
- 图3 光源适配器(2)中两种光源照明方式控制图示
- 图4 成像转换器(3)图示
- 图5 图像分色器(4)滤色片光谱特性图示

图 6 电子选通器（6）控制原理图示

图 7 图像适配器（7）功能方框图图示

图 8 同步信号发生与同步脉冲输出电路原理图示

图 9 图像模式选择器（11）控制原理图示

图中标号：

- | | | | |
|---------------|-------------|------------------|----------|
| 1 为医用内窥镜 | 2 为光源适配器 | 3 为成像转换器 | 4 为图像分色器 |
| 5 为 CCD 摄像头 | 6 为电子选通器 | 7 为图像适配器 | 8 为计算机 |
| 9 为显示屏及电脑周边设备 | 10 为同步信号发生器 | 11 为图像模式选择器 | |
| 12 为 M 道捕捉器 | 13 为 N 道捕捉器 | 14 为亮度均匀处理器 | 15 为分解器 |
| 16 为像素处理器 | 17 为混合加权处理器 | 18 为图像选通采集显示系统 | |
| 19 为肿瘤病灶 | 21 为卤素灯 | 22 为椭球聚光镜 | 23 为激光器 |
| 24 为激光聚光透镜 | 25 为全反射棱镜 | 26 为医用内窥镜导光束进光端口 | |

具体实施方式：

下面进一步介绍本发明具体实施方式。

本发明中医用内窥镜（1）采用国产型号为 XS-30 纤维胃镜。

光源适配器（2）中混合光源是采用卤素灯（150W）和 405nm 的半导体激光光源（50mw 以上），如图 2 所示。卤素灯（21）放置在有聚光功能的椭球聚光镜（22）第 1 焦点上，在椭球聚光镜（22）的第二焦点上放置医用内窥镜导光束进光端口（26），为了使激光束无障碍地进行混合，椭球反射镜二个焦点之间距离不小于 70mm。激光器（23）输出的光束经聚焦后，由 8×8mm 全反射棱镜 90° 折射进入医用内窥镜导光束进光端口（26）。8×8mm 全反棱镜（25）放置在卤素灯（21）与医用内窥镜导光束进光端口（26）之间，并且尽量接近卤素灯（21）与椭球聚光镜（22）的中央，其目的是不致过多影响卤素灯照明输出。激光聚光透镜（24）一般采用较长聚焦透镜，使聚焦光斑略小于医用内窥镜导光束输入端口（26）。在本发明中激光聚光透镜（24）焦距为 100mm，放置在离医用内窥镜导光束进光端口（26）100mm 的位置。

作为一种变换，光源适配器（2）中的激光光源可以由发光光谱在 405nm 比较丰富的汞灯、汞氙灯以及金属卤化物灯所代替。使用这些灯时附加上在 405nm 附近范围为 380nm-430nm 波段透过率高于 70% 的滤色片，就可以获得符合本发明所需的高功率窄光谱输出的光源。

光源适配器（2）中两种光源工作方式是受图像模式选择器（11）与同步信号发生器（10）控制的，两种光源的工作原理如图 3 所示。其工作过程是：在图像模式选择器（11）置于第 1 种状态时，K₁ 接通，J₁ 继电器工作，使在光源适配器 2 中 J_{1A}、J_{1B} 导通，同步信号发生器（10）

中同步方波通过继电器J₉进行两种光源切换。开始时光源适配器(2)原始状态是J_{9A}导通,点燃卤素灯(21)进行是白光照明,当同步信号到来后,同步信号高电平使J₉继电器工作,J_{9B}导通、J_{9A}关闭,这时光源从白光切换到激光照明。在40ms以后同步信号处于低电平J₉继电器停止工作,致使J_{9B}关闭、J_{9A}导通,激光照明切换回到白光照明。如此类推,在这样控制下就实现了两种光源照明的切换。图像模式选择器(11)在第2种状态下K₂接通,J₂继电器工作,J_{2A}接通,这时光源适配器(2)中只有激光照明这一方式。图像模式选择器(11)在第3种状态下,K₃接通,J₃继电器工作,J_{3A}导通,只有白光照明方式。图像选择器(11)位置于第4种状态时,K₄接通,J₄继电器工作,J_{4A}、J_{4B}同时导通,这时两种光源均都点燃,成为两种光源混合共同照明方式。

成像转换器(3)由两片正负透镜组成的消色差的透镜,其焦距大小是根据医用内窥镜(1)输出像面与CCD摄像头(5)的像面进行匹配,其匹配公式为 $f_2 = (L/D) \times f_1$ 。其中 f_1 为医用内窥镜(1)目镜焦距, f_2 为成像转换器(3)焦距,L为CCD摄像头(5)像面对角线尺寸,D为医用内窥镜(1)成像束像面对角线尺寸,如图(4)所示。本专利中采用1/3#CCD,对角线6mm。医用内窥镜成像束像面为2×2mm,对角线为3mm左右。目镜焦距为 $f_1=12.5\text{mm}$,计算结果是 $f_2=25\text{mm}$ 。成像转换器(3)放置在医用内窥镜(1)的目镜与CCD摄像头(5)成像面的同一主光轴上,距离CCD摄像头(5)靶面为20mm~30mm可调。

图像分色器(4)是三波通的滤色片。三个波长通带主峰分别为450nm,520nm,630nm。三个通带带宽为不大于60nm,三个通带的透射率分别不少于60%,其互相间的透过率误差不大于10%,如图5所示。

CCD摄像头(5),本发明采用灵敏度高的1/3#彩色摄像头,像素不小于100万,最低照度不小于0.0005LX,具有自动白平衡和手动白平衡功能,具有扫描外同步功能。

作为一种变换,医用内窥镜(1)可以采用医用电子内窥镜,而医用电子内窥镜自带CCD摄像头,而不需要再行使用外加CCD摄像头(5)和成像转换器(3)。但是必须使用图像分色器(4),对医用电子内窥镜CCD摄像头的图像进行分色。本发明实施中是把图像分色器(4)安置在医用电子内窥镜CCD摄像头的前端。

电子选通器(6)是二个多重控制的与门A和B。并与图像模式选择器(11)同步信号发生器(10)的接连后才能配合光源适配器(2)中的不同照明方式下使用,并作相对应的各种图像选通,如图6所示。在图像模式选择器置(11)位于第1种状态时,K₁接通,J₁继电器、J₅继电器同时工作。其中J₅继电器工作时J_{5A}、J_{5B}导通,使同步信号发生器(10)的控制信号才能在电子选通器(6)中起作用。如果方波输出处于高电平时,光源适配器(2)如前所述是激光照明方式,而电子选通器(6)是B门导通、A门关闭,这时图像采集进入荧光图像采

集通道；反之，方波输出处于低电平，光源适配器（2）切换为白光照明时，电子选通器（6）中A门导通、B门关闭。图像进入真彩色图像采集通道。图像模式选择器（11）置位于第2种状态时， K_2 接通， J_{2A} 、 J_{6A} 导通，光源适配器（2）中只有激光单一光源照明，对应的电子选通器（6）中B门导通，图像进入荧光图像采集通道；图像模式选择器（11）置位于第3种状态时， K_3 接通， J_{3A} 、 J_{7A} 导通，这时光源是白光照明方式，电子选通器（6）是A门导通，图像进入真彩色图像采集通道；图像模式选择器（11）置位于第4种状态时， K_4 接通， J_{4A} 、 J_{4B} 、 J_{8A} 导通，这时光源适配器中为白光、激光混合共同的照明方式，而电子选通器（6）也只有A门导通，进行真彩色图像通道采集。如此可见，各种图像模式选择控制非常准确可靠。

图像适配器（7）能根据电子选通器（6）送来的图像做相应的处理和输出。电子选通器（6）A门输出信号进入M道捕捉器（12）采集，经过亮度均匀处理器（14）处理后输出真彩色图像。由电子选通器（6）B门输出送进N道捕捉器（13）采集，采集后分成P、Q两路。Q路经过分解器（15）分解成R分量与G分量图像进入像素处理器（16）进行点对点减法运算，然后输出到混合加权器（17）与N道捕捉器（13）的P路图像进行混合以及相应像点颜色加权，形成假彩色荧光图像输出，如图7所示。

同步信号发生器（10）由提供符合同步控制需要的方波发生电路以及脉冲整形电路组成，如图8所示。图中A1作为反相积分器，A2作为迟滞比较器二者闭环构成正反馈振荡，产生方波，周期为由下式确定： $T=2R_1C \times (R_2/R_3)$ 。图中 R_1 为 $200K\Omega$ ，C为 $0.2\mu F$ ，则其方波振荡周期能调至80ms。其周期为80ms的方波具有40ms高电平和40ms低电平的结构形式，而这种形式方波正满足本发明的光源适配器（2）和电子选通器（6）的控制要求。具体为方波发生电路产生的方波信号由x输入光源适配器（2）w中控制 J_9 继电器的工作状态，达到光源照明切换目的；方波发生电路输出的方波由 y_1 输出到电子选通器（6）的h，作B门同步选通信号；方波发生电路输出方波经倒相后由 y_2 输出到电子选通器（6）的f，作A门同步选通信号；在图8中A3是脉冲整形电路，它将方波发生器输出方波前后沿提取后进行整形输出。形成周期为40ms矩形脉冲串由z输出供CCD摄像头（5）作扫描外同步控制。

图像模式选择器（11）四联带锁琴键开关 K_1 、 K_2 、 K_3 、 K_4 与光源适配器（2）上 J_1 、 J_2 、 J_3 、 J_4 继电器、电子选通器（6）上 J_5 、 J_6 、 J_7 、 J_8 继电器组成光源照明方式和相应电子选通的控制。在图像模式选择器（11）置位于第1种状态下， K_1 开关接通， J_1 、 J_5 继电器工作，有 J_{1A} 、 J_{1B} 、 J_{5A} 、 J_{5B} 导通，这样允许同步信号脉冲进入光源适配器（2）和电子选通器（6）进行控制，如果同步信号发生器（10）送出方波脉冲处于高电平时，光源适配器（2） J_9 继电器工作， J_{9B} 导通、 J_{9A} 关闭，光源适配器（2）会从原来的白光照明切换到激光照明，这时脉冲方波信号高电平会使电子选通器（6）中是B门导通、A门关闭，激光照明图像进入图像适配器（7）的

N道捕捉器（13），进行荧光图像采集，形成假彩色的荧光图像。在方波输出低电平时，光源适配器（2）切换为白光照明，电子选通器（6）中B门关闭、A门导通，白光照明图像进入图像适配器（7）的M道捕捉器（12），进行真彩色图像采集，形成真彩色图像。图像模式适配器（11）置位于第2种状态时，K₂开关接通，这时J₂、J₆继电器工作，J_{2A}导通使光源适配器（2）处于激光照明方式。J_{6A}导通工作使电子选通器（6）B门导通，进入N道捕捉器（13），进行荧光图像采集。图像模式选择器（11）置位于第3状态时，K₃开关接通，与K₃对应的继电器J₃、J₇工作，J_{3A}导通使光源切换成白光照明，J_{7A}导通使电子选通器（6）中A门导通，进入M道捕捉器（12），进行真彩色图像采集。图像模式选择器（11）置位于第4种状态时，K₄开关接通，与K₄对应的J₄、J₈继电器工作，J_{4A}、J_{4B}导通，使光源适配器（2）中的白光与激光都点亮成为混合照明方式，J_{8A}导通使电子选通器（6）中的A门导通，进入M道捕捉器（12），进行光源混合照明时真彩色图像采集。

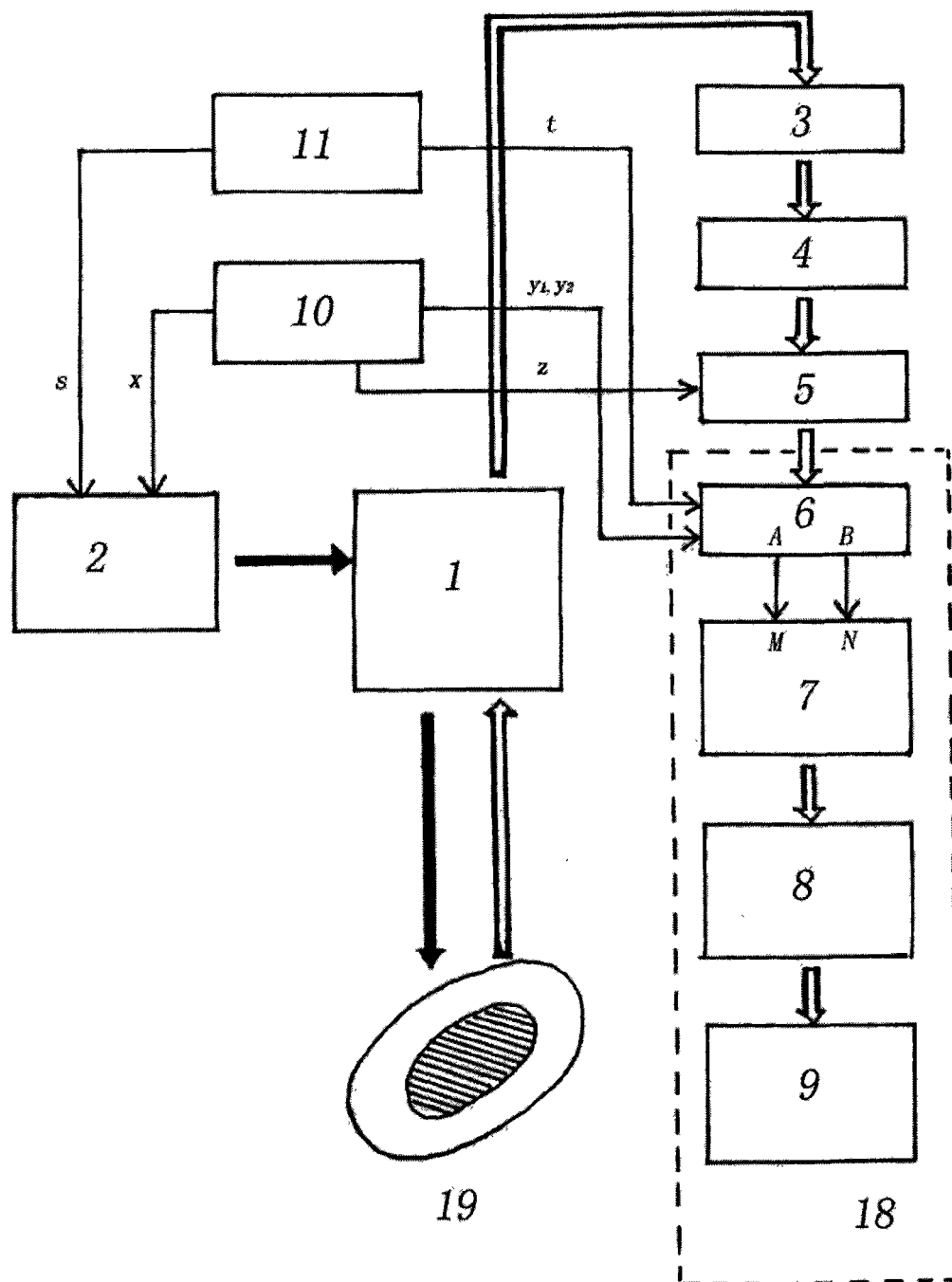


图 1

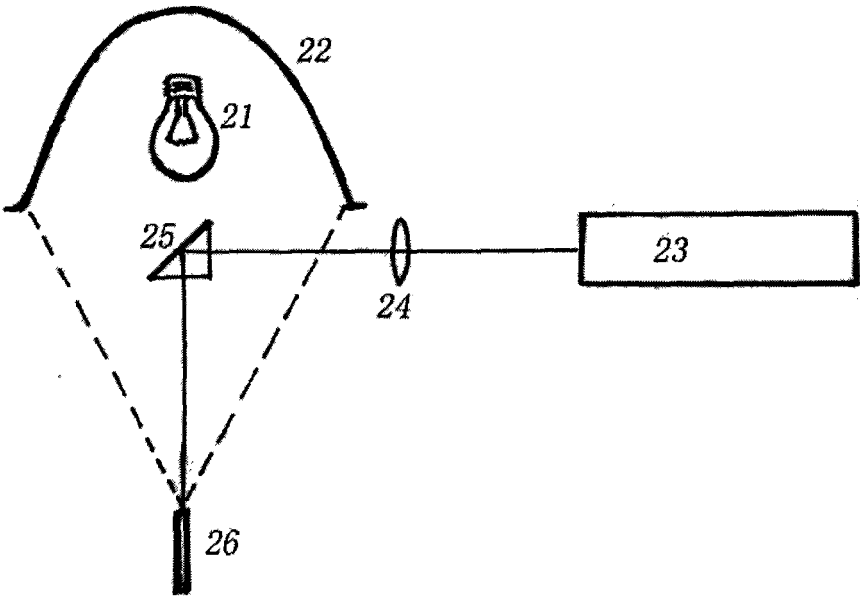


图 2

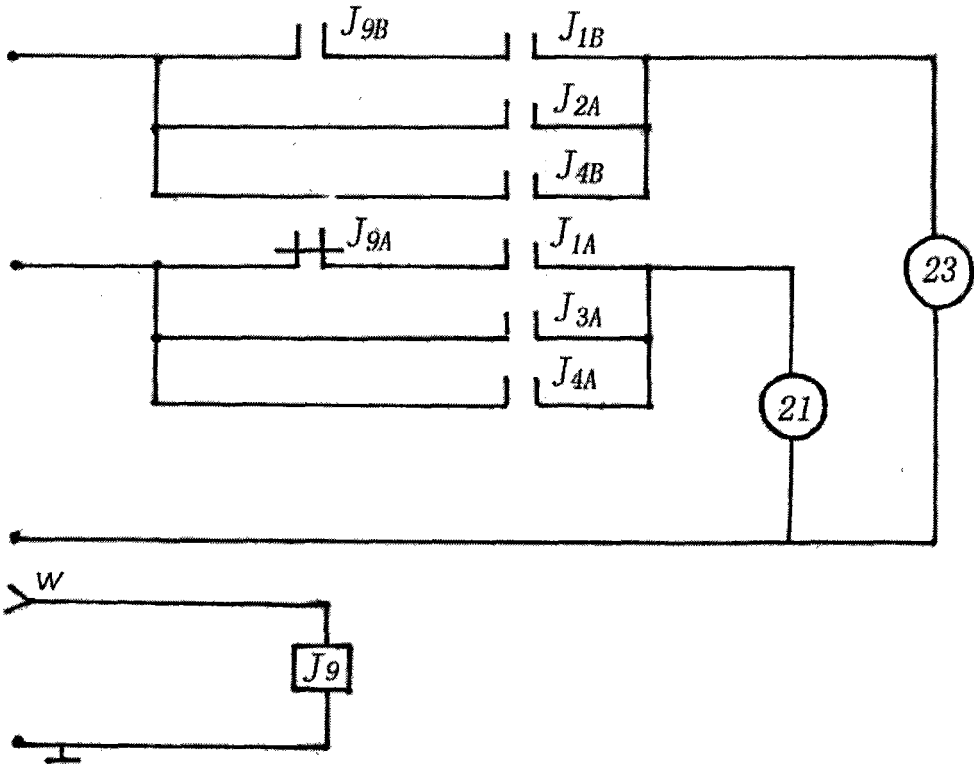


图 3

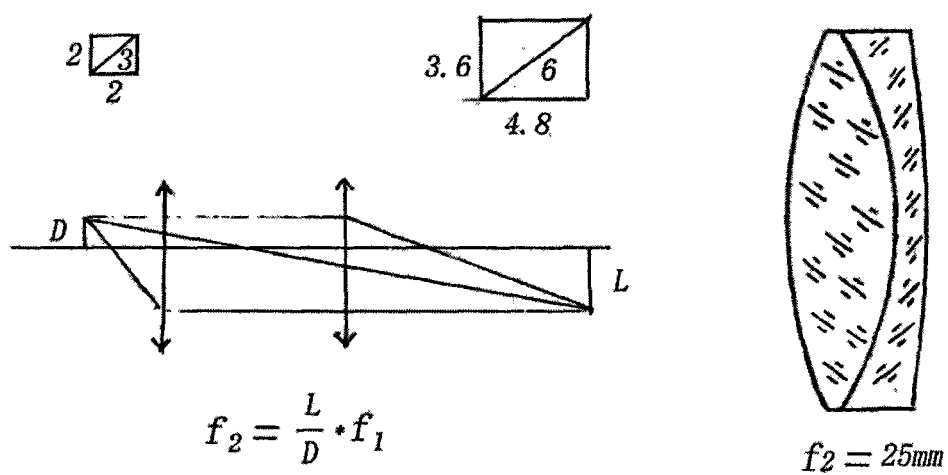


图 4

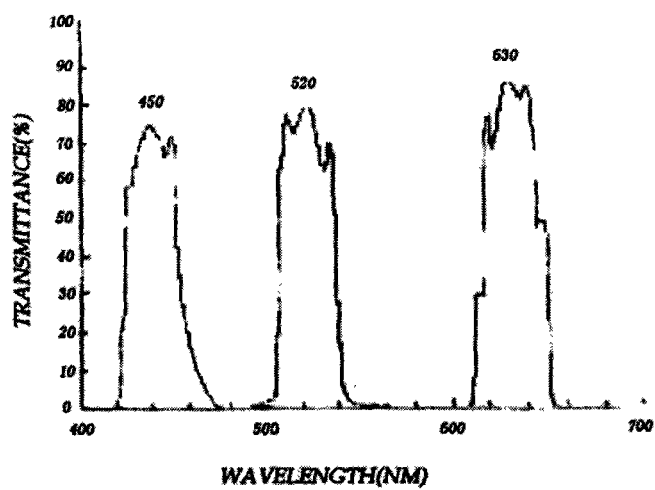


图 5

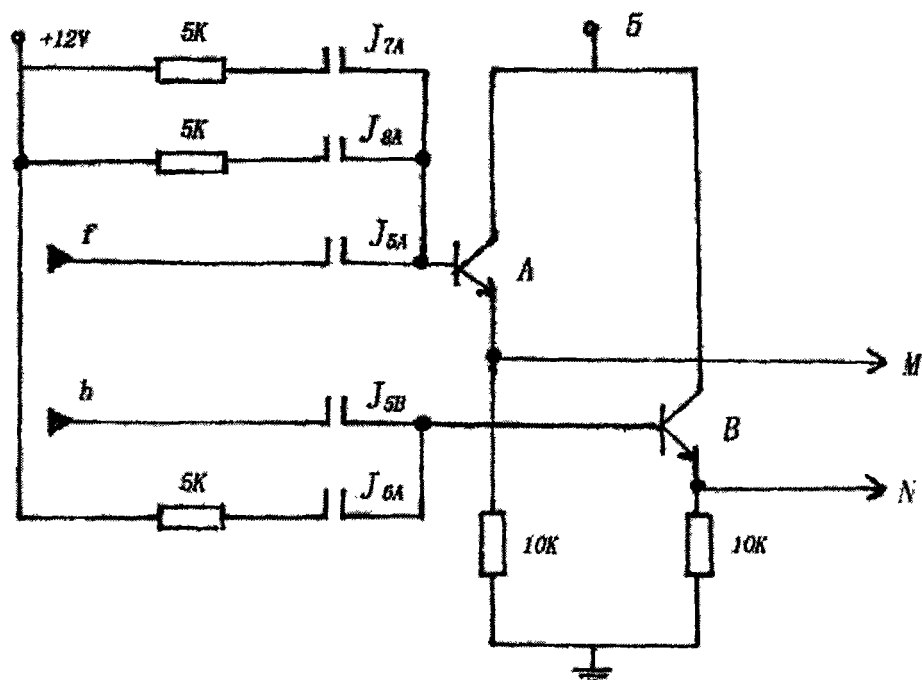


图 6

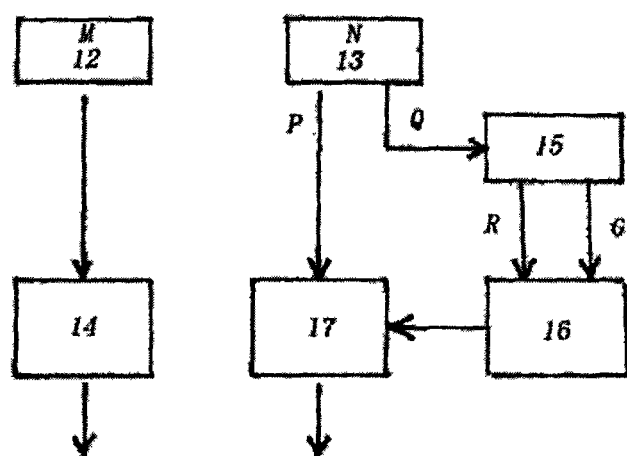


图 7

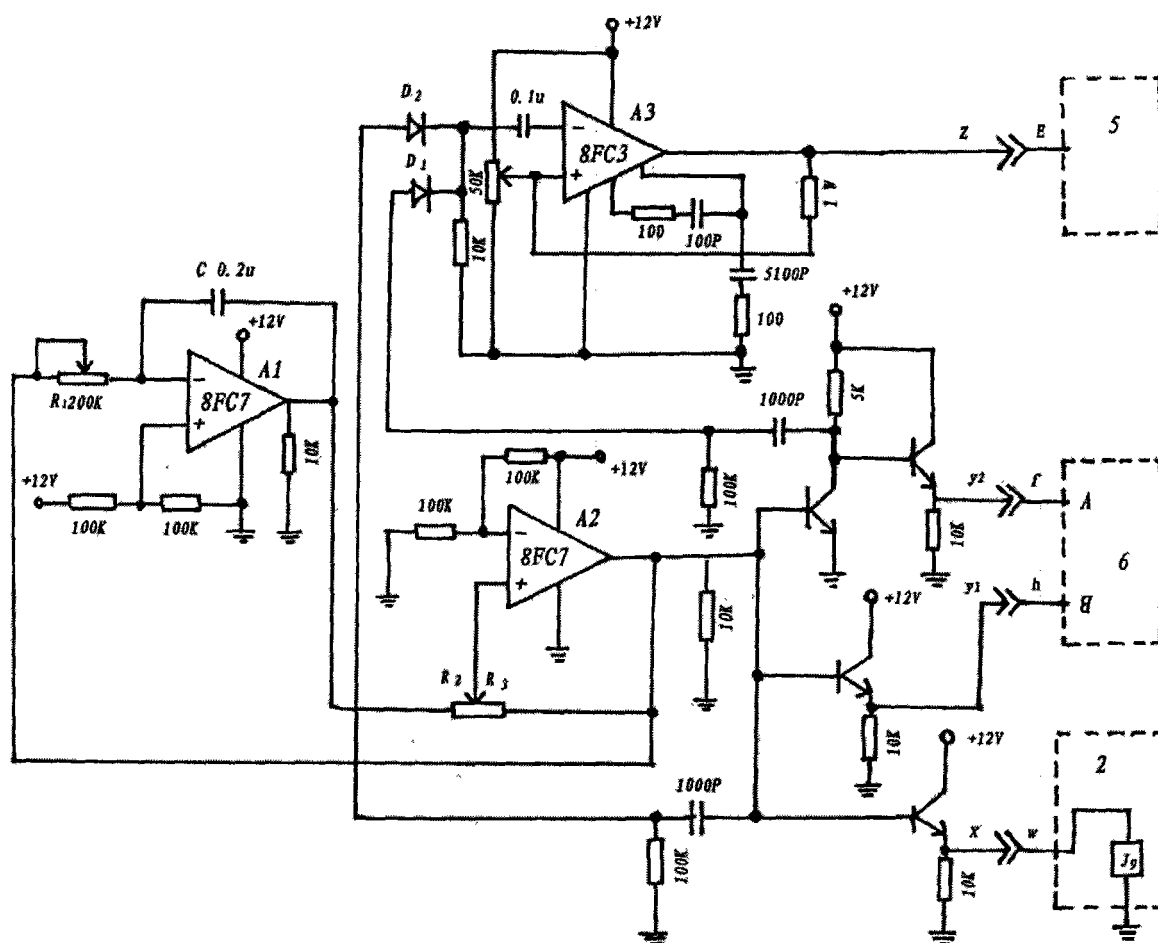


图 8

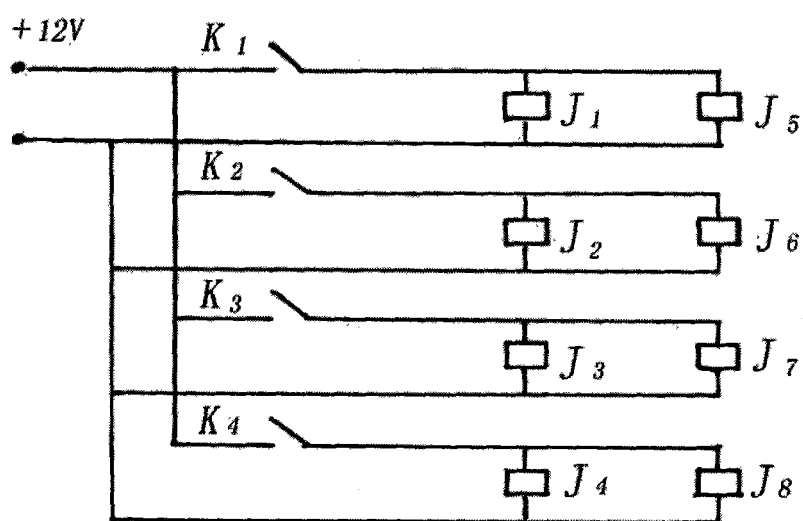


图 9

专利名称(译)	荧光图像早期癌症诊断仪		
公开(公告)号	CN101125075A	公开(公告)日	2008-02-20
申请号	CN200710046403.X	申请日	2007-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	叶衍铭		
申请(专利权)人(译)	叶衍铭		
当前申请(专利权)人(译)	叶衍铭		
[标]发明人	叶衍铭 萧树东		
发明人	叶衍铭 萧树东		
IPC分类号	A61B5/00 A61B1/04		
其他公开文献	CN100528072C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明是荧光图像早期癌症诊断仪，本发明采用荧光图像动态实时显示方法，不仅具有极高的空间分辨率，而且具有极高的时间分辨率，能够在任何时刻采集诊断区域的全部荧光图像信息，不放过任何细节。比采用捕捉静止图像进行诊断的方法优越得多，也大大避免了因没有及时准确地截取静止图像而造成的失误和漏检，从而大大提高对早期癌症检测的准确率。本发明具有准确、直观、无副作用、操作方法简便等优点，可用于体内外各种恶性肿瘤的诊断。而且在手术前能帮助确定手术范围，在手术中也可以跟踪检查，判断手术效果，为及时清除残留肿瘤提供指示。

