

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/1455 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810048981.1

[43] 公开日 2009 年 1 月 14 日

[11] 公开号 CN 101342080A

[22] 申请日 2008.8.27

[21] 申请号 200810048981.1

[71] 申请人 杨宣东

地址 430072 湖北省武汉市洪山区武珞路 717
号兆富国际大厦 2903A

[72] 发明人 李凯扬 张先林 谢则平 石 彬
王晓芳 杨宣东 周 利 喻学锋

[74] 专利代理机构 武汉开元专利代理有限责任公
司

代理人 唐正玉

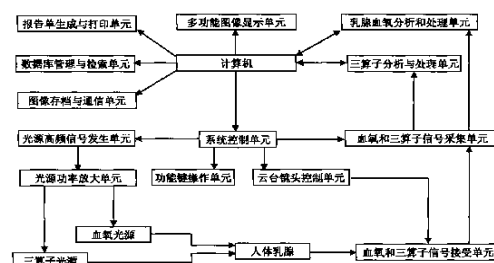
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 3 页

[54] 发明名称

高频调制乳腺血氧功能成像系统

[57] 摘要

本发明涉及高频调制乳腺血氧功能成像系统，
本发明连接方式如下：系统控制单元分别与计算
机、光源高频信号发生单元、血氧和三算子信号采
集单元、云台镜头控制单元、功能键操作单元相
连，光源功率放大单元分别与光源高频信号发生单
元、血氧光源、三算子光源相连，血氧和三算子信
号采集单元分别与血氧和三算子信号接收单元、乳
腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元相
连，计算机与多功能图像显示单元相连。本发明通
过高频调制近红外光源提高成像空间分辨率达到改
进血氧含量检测结果。



1、高频调制乳腺血氧功能成像系统，包括：系统控制单元、光源高频信号发生单元、光源功率放大单元、血氧光源、三算子光源、血氧和三算子信号接收单元、血氧和三算子信号采集单元、计算机、乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元、多功能图像显示单元、云台镜头控制单元和功能键操作单元，其特征在于：系统控制单元分别与计算机、光源高频信号发生单元、血氧和三算子信号采集单元、云台镜头控制单元、功能键操作单元相连，云台镜头控制单元与固定血氧和三算子信号接收单元的云台相连，光源功率放大单元分别与光源高频信号发生单元、血氧光源、三算子光源相连，血氧和三算子信号接收单元与血氧和三算子信号采集单元相连，血氧和三算子信号采集单元分别与乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元相连，乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元分别与计算机相连，计算机与多功能图像显示单元相连，血氧和三算子信号接收单元接收血氧光源和三算子光源分别透照人体乳腺后的血氧信号和三算子血氧信号。

2、根据权利要求1所述的高频调制乳腺血氧功能成像系统，其特征在于：还包括图像存档与通信单元、报告单生成与打印单元、数据库管理与检索单元，图像存档与通信单元、报告单生成与打印单元、数据库管理与检索单元的分别与计算机相连。

3、根据权利要求1或2所述的高频调制乳腺血氧功能成像系统，其特征在于：所述的血氧光源采用波长分别为 $\lambda_1=600\text{nm}-800\text{nm}$ 和 $\lambda_2=810\text{nm}-1000\text{nm}$ 的两种 LED 光源。

4、根据权利要求1或2所述的高频调制乳腺血氧功能成像系统，其

特征在于：所述的三算子光源采用波长范围为 500nm-1500nm 连续光谱的可见～近红外光源。

5、根据权利要求 1 或 2 所述的高频调制乳腺血氧功能成像系统，其特征在于：所述血氧和三算子信号接收单元采用 48dB、0.0001LX 的低噪声超低照度 CCD 探测器的红外摄像机，接收血氧光源和三算子光源分别透照乳腺后的光信号并将光信号转换成血氧和三算子电信号。

6、根据权利要求 1 或 2 所述的高频调制乳腺血氧功能成像系统，其特征在于：所述的血氧和三算子信号采集单元采用高速图像采集卡，分别采集红外摄像机输出的血氧和三算子电信号进行模数转换成血氧和三算子数字量，并分别输出给乳腺血氧分析和处理单元以及三算子分析和处理单元。

7、根据权利要求 1 或 2 所述的高频调制乳腺血氧功能成像系统，其特征在于：所述的光源高频信号发生单元采用高频振荡芯片作为核心部件组成正弦波发生器或直接使用 40—400MHz 的有源晶振作为振荡源。

8、根据权利要求 1 或 2 所述的高频调制乳腺血氧功能成像系统，其特征在于：所述的光源功率放大单元由电流负反馈放大器与传统运算放大器串联而成电流反馈运算放大电路、由宽带运算跨导放大器与电流负反馈放大器串联构成的差动放大器或有源晶振与电流负反馈放大器串联而成。

高频调制乳腺血氧功能成像系统

技术领域

本发明涉及一种光源高频调制技术以及由此技术而制造的医学影像设备,特别是涉及一种可应用于乳腺疾病诊断的高频调制乳腺血氧功能成像系统。

背景技术

乳腺癌是妇女常见恶性肿瘤之一,近三十年来的临床经验总结表明:乳腺癌患者的死亡率并未因治疗方法的任何改变而有所降低,其主要原因是临床患者多数为中晚期,均因血行转移而使治疗失败。乳腺癌的早期诊断和早期治疗是提高乳腺癌生存率的重要而有效的途径,因此,对乳腺癌的影像学诊断方法研究在国内外医学界受到广泛的关注。

人体乳腺的病变与其血、氧含量变化密切相关,因而乳腺血氧含量及变化数据(指标)是医生诊断和治疗乳腺疾病的重要依据。现有的乳腺组织血氧检测技术采用近红外光无创检测的方法,能够获得乳腺局部组织血氧含量(与检测位置有密切关系),乳腺血氧功能成像方法能够进一步获得乳腺组织血氧的分布状态,对诊断乳腺病变、病变定位和治疗提供有效依据。但是,由于近红外光在乳腺组织中的传播呈现强散射效应而严重影响了成像的空间分辨率,因此需要通过技术手段进一步提高成像的空间分辨率进而改进血氧含量的检测结果。

光在两种反射率不同的介质边界会发生散射现象。由于生物组织在显微结构上的各向异性,在生物组织内各种成分(如水,蛋白质,脂肪等)分界处光线发生散射现象,在宏观上表现为光传播方向的改变。在近红外

波段,生物组织表现出高散射、低吸收的特性。高散射的结果一方面使近红外光在组织中具有较大的穿透深度,另一方面由于生物组织和光子之间的相互作用使得近红外成像的空间分辨率较低。影响近红外成像空间分辨率的因素有很多,有近红外光子自身约束的原因,也有检测设备硬件条件的原因。

生物组织是一种混浊介质,所以混浊介质中近红外光子的传输理论与检测技术是近红外医学检测的基础。在红光和近红外光范围内,大多数生物组织的传输散射系数 μ_s 远大于其吸收系数 μ_a ,因此当生物组织的散射长度远小于其几何尺寸时,光子在它们被吸收和溢出边界前将经历多次散射。在这种情况下,光子在生物组织中的迁移可以视为一个扩散过程。图1为光在组织中传输的基本模型,入射到生物组织的光子根据其经历可分为:直接反射光子、弹道(平行)透过光子、散射光子(又可分为散射次数较少的蛇行光子和多次散射光子)、最终被吸收的光子。

目前,已从波动性和粒子性两个角度提出了多种理论模型来描述光子在浑浊介质中的传输规律。从波动性入手的理论用具有任意介电常数的连续介质中的Maxwell方程来描述光子与组织的相互作用。该类模型同时考虑了介质和波的统计特性,可严格地描述介电常数任意分布的复杂系统,是最基本的方法。但由于数学形式复杂的Maxwell方程的求解非常困难,因而限制了它在实际中的应用。光与组织的相互作用的另一种理论是从光的粒子性入手,结合能量(粒子数)守恒定律的光子传输理论,该理论虽然没有波动理论那种理论上的严密性,但大量实验表明它适于大多数的实际问题。由于其相对简单,实际中该理论已被广泛应用。此理论最基本的方程

是光子输运方程。一般情况下的光子输运方程是一个复杂的非线性方程，对于生物组织的光学特性来说，大多数情况下非线性方程可简化为线性方程。

经典理论认为光子与物质的相互作用满足能量守恒定律的一般情况下的非线性光子输运方程：

$$\begin{aligned} & \frac{1}{u} \frac{\partial I(r, n, \hat{O}, t)}{\partial t} + \hat{O} \cdot \nabla I(r, n, \hat{O}, t) \\ &= \left[\mu_a(r, n, \hat{O}, t) + \frac{h\nu q_a(r, n, t)}{4p} \right] \frac{u^2 I(r, n, \hat{O}, t)}{2h\nu^3} - m_a(n) I(r, n, \hat{O}, t) \\ &+ \frac{u^2 I(r, n, \hat{O}, t)}{2h\nu^3} \int_{4\pi} d\Omega' \left[\mu_s(r, n', \hat{O}', \hat{O}, t) I(r, n, \hat{O}', t) \right. \\ &\left. - u \cdot \nabla_{\Omega'} \int_{4\pi} d\Omega'' \mu_s(r, n', \hat{O}', \hat{O}'', t) I(r, n, \hat{O}'', t) \right] \end{aligned} \quad (1)$$

理论上，光在组织中的传播可以用基本的电磁场理论描述。在这种情况下，组织可以看作具有空间变化的介电常数，这个变化可以用 Maxwell 方程描述。然而这种方案目前很难行得通，因为问题很复杂并且缺少介电常数的精确解。但是，在生物组织的近红外光学检测中，光子与物质的相互作用有以下特点：（1）光强弱，受激发射可忽略；（2）近红外光子的能量较小，此时的散射主要是弹性散射，即散射不改变光的频率；（3）一般情况下，自发发射几率很小，可忽略。由于发射跃迁和受激散射很小，因此，组织的近红外光学检测中的非线性输运方程可以简化为线性方程。

$$\begin{aligned} & \frac{1}{u} \frac{\partial I(r, n, \hat{O}, t)}{\partial t} + \hat{O} \cdot \nabla I(r, n, \hat{O}, t) \\ &= S(r, n, \hat{O}, t) - \mu_t(r, n, t) I(r, n, \hat{O}, t) \\ &+ \mu_s(r, n, t) \int_{4\pi} d\Omega' f(\hat{O}', \hat{O}) I(r, n, \hat{O}', t) d\hat{O}' \end{aligned} \quad (2)$$

其中， $I(r, n, \hat{O}, t)$ 为光子场辐射强度， $\hat{O}$ 为 O 方向的单位矢量； $\mu_a(r, \nu, t)$ 为吸收系数，表示 t 时刻， r 处频率为 ν 的光子在介质中经过单位距离被吸

收的几率： $\mu_s(r, \nu, t)$ 为宏观散射系数，表示 t 时刻、 r 处频率为 ν 的光子经过单位距离后被散射的几率， $m_t(r, n, t) = m_s(r, n, t) + m_a(r, n, t)$ 。

光子输运问题的边界条件为边界处散射光的能量守恒。一般情况下的这一边界条件很难以用辐射强度精确表示。通常，用总的通量守恒来近似表示。对于一些简单的球面几何结构及少许特殊情况，可以求解上述线性方程的解析解。在近红外光学无损检测中，当光源和探测器间距 d 满足光学厚度条件，即 $d > 1/(\mu_s(1-g_1))$ 时，其中的光子传输问题大多满足漫射近似条件，可采用漫射近似。当把光源等效成各向同性光源时，由扩散近似可得到标准的光子漫射方程。

总之，光在生物组织中传播时，要发生反射、折射、散射和吸收等相互作用。光子在生物组织中的传播路径是随机的，这种传播路径的产生与生物组织的光学特性密切相关，大量光子在生物组织中的传播遵循一定的概率分布规律。生物组织有很多光学特性，在生物组织的光学特性中，最重要的光学特性参数是吸收系数 μ_a 、散射系数 μ_s 、各向异性因子 g 和折射率 n 等。光的吸收系数 μ_a 表示单位路径 dz 内光子因被吸收而损失的光能量 $d\Phi_a$ 的比率，光的散射系数表示单位路径 dz 内光子因散射而损失的光能量 $d\Phi_s$ 的比率。

从公式(1)和公式(2)可以看出光子的频率与其在混浊介质中的散射和透射系数是密切相关的，当光子频率升高时可以减小光子经过组织时被散射的几率。当光子被调制到很高的频率，如几十 MHz 乃至几 GHz，透射光振幅主要来自短扩散路径光子的贡献，而长扩散路径光子的贡献受到抑制，使分辨率大为提高。因此，从光源上提高光子频率可以有效提高成

像系统的空间分辨率进而达到改进血氧含量检测结果的目的是。

发明内容

本发明的目的是利用高频率的光子有效提高成像系统的空间分辨率,而提供一种高频调制乳腺血氧功能成像系统,本系统通过高频调制近红外光源以提高成像空间分辨率达到改进血氧含量检测结果。

本发明下技术方案为:

高频调制乳腺血氧功能成像系统,包括:系统控制单元、光源高频信号发生单元、光源功率放大单元、血氧光源、三算子光源、血氧和三算子信号接收单元、血氧和三算子信号采集单元、计算机、乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元、多功能图像显示单元、云台镜头控制单元和功能键操作单元,其特征在于:系统控制单元分别与计算机、光源高频信号发生单元、血氧和三算子信号采集单元、云台镜头控制单元、功能键操作单元相连,云台镜头控制单元与固定血氧和三算子信号接收单元的云台相连,光源功率放大单元分别与光源高频信号发生单元、血氧光源、三算子光源相连,血氧和三算子信号接收单元与血氧和三算子信号采集单元相连,血氧和三算子信号采集单元分别与乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元相连,乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元分别与计算机相连,计算机与多功能图像显示单元相连,血氧和三算子信号接收单元接收血氧光源和三算子光源分别透照人体乳腺后的血氧信号和三算子血氧信号。

高频调制乳腺血氧功能成像系统还包括图像存档与通信单元、报告单生成与打印单元、数据库管理与检索单元,图像存档与通信单元、报告单

生成与打印单元、数据库管理与检索单元的分别与计算机相连。

所述的血氧光源采用波长分别为 $\lambda_1 = 600\text{nm}-800\text{nm}$ 和 $\lambda_2 = 810\text{nm}-1000\text{nm}$ 的两种 LED 光源。

所述的三算子光源采用波长范围为 $500\text{nm}-1500\text{nm}$ 连续光谱的可见~近红外光源。

所述血氧和三算子信号接收单元采用 48dB、0.0001LX 的低噪声超低照度 CCD 探测器的红外摄像机,接收血氧光源和三算子光源分别透照乳腺后的光信号并将光信号转换成血氧和三算子电信号。

所述的血氧和三算子信号采集单元采用高速图像采集卡,分别采集红外摄像机输出的血氧和三算子电信号进行模数转换成血氧和三算子数字量并分别输出给乳腺血氧分析和处理单元以及三算子分析和处理单元。

所述的光源高频信号发生单元采用高频振荡芯片作为核心部件组成正弦波发生器或直接使用 40—400MHz 的有源晶振作为振荡源。

所述的光源功率放大单元由电流负反馈运算放大器与传统运算放大器串联而成电流反馈运算放大电路、由宽带运算跨导放大器与电流负反馈放大器串联构成的差动放大器或有源晶振与电流负反馈放大器串联而成。

附图说明

图 1 为生物组织中光子传输示意图。

图 2 为高频调制乳腺血氧功能成像系统构成框图。

图 3 为 MC1648 管脚示意图。

图 4 为 MC1648 的简化示意图。

图 5 为 MC1648 构成的可控振荡电路。

图 6 为 OPA603 高速电流反馈运算放大电路。

图 7 为宽带运算跨导放大器 OPA660 构成的 400MHz 的差动放大器结构示意图。

图 8 为 50MHz 光源高频信号发生和驱动电路图。

图 9a 为普通光源透照生物体的图像

图 9b、图 9c 为高频调制光源透照生物体的图像。

具体实施方式

以下结合附图以及具体实施例来详细描述本发明。

参见图 2，包括：系统控制单元、光源高频信号发生单元、光源功率放大单元、血氧光源、三算子光源、血氧和三算子信号接收单元、血氧和三算子信号采集单元、计算机、乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元、多功能图像显示单元、云台镜头控制单元和功能键操作单元、图像存档与通信单元、报告单生成与打印单元、数据库管理与检索单元，系统控制单元分别与计算机、光源高频信号发生单元、云台镜头控制单元、功能键操作单元相连，云台镜头控制单元与固定血氧和三算子信号接收单元的云台相连，光源功率放大单元分别与光源高频信号发生单元、血氧光源、三算子光源相连，血氧和三算子信号接收单元与血氧和三算子信号采集单元相连，血氧和三算子信号采集单元分别与乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元相连，乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元分别与计算机相连，计算机与多功能图像显示单元相连，图像存档与通信单元、报告单生成与打印单元、数据库管理与检索单元的分别与计算机相连。系统控制单元控制光源高频信号发生单元和血氧和三算子信号采集单元，光源高频信号发生单元产生的 40—400MHz 高频信号经

过光源功率放大单元进行功率放大后分别驱动血氧光源和三算子光源,血氧和三算子信号接收单元采用 48dB、0.0001LX 的低噪声超低照度 CCD 探测器的红外摄像机,接收血氧光源和三算子光源分别透照人体乳腺后的血氧和三算子光信号并将光信号转换成血氧和三算子电信号,血氧和三算子信号采集单元采用高速图像采集卡分别采集红外摄像机输出的血氧和三算子电信号进行模数转换成血氧和三算子数字量并分别输出给乳腺血氧分析和处理单元以及三算子分析和处理单元,云台镜头控制单元用于控制云台带动血氧和三算子信号接收单元内的摄像头的上下左右旋转和摄像头镜头聚焦和光圈调节的电路驱动,功能键操作单元设置电源开关、云台控制按钮和镜头调节按钮、血氧光源和三算子光源选择开关、光强调节键。

光源高频信号发生单元 一种方案是使用高频振荡芯片 MC1648 作为核心部件组成正弦波发生器,另一种方案是也可以使用有源晶振作为振荡源。

一种方案: MC1648 是单片集成射极耦合振荡电路,输出为 ECL 电平,工作频率达 225MHz。MC1648 的工作电压可以根据系统的要求使用+5.0Vdc 或者-5.2Vdc。MC1648 管脚如图 3 所示:

MC1648 的振荡频率是由 10 脚 (BIAS) 和 12 脚 (TANK) 之间用电感和电容组成的振荡电路来控制的。通过控制 5 脚 (AGC) 可以控制输出电平的波型。示意图如图 4。

只要按照图 5 所示的电路选择适当的 L_1 、 L_2 、 C_1 、 C_2 参数,就可以输出 0-225MHz 的振荡波型。

另一种方案：直接使用有源晶振作为振荡源，本发明选用 40—400MHz 的有源晶振作为高频振荡信号发生部分。

光源功率放大单元使用两种运算放大器进行功率放大。

电流负反馈运放 OPA603 是高速电流反馈运算放大电路，具有带宽 100MHz, $G=1-10$; 高速转换速率: $1000V/\mu s$; 快速建立时间: 50ns 至 0.1%, 宽电源电压范围: $\pm 4.5-\pm 18V$; 大输出电流: $\pm 150mA$ 。

电流负反馈运放 OPA603 由于在开环和闭环中都有反馈网络，使环增益和交流参数与闭环增益无关，所以在高、低频增益上都有很好的交流参数。但是电流反馈放大器的直流参数（如 V_{os} , DV_{os}/DT , CMR 等等）较传统运算放大器要差。因此需将传统运算放大器如 OPA627 和电流反馈放大器 OPA603 联合使用，如图 6 所示，将 OPA627 的输出接到 OPA603，由于 OPA627 没有直接连接负载，所以它的直流参数比单独使用时要好。OPA627 在闭环增益上升的时候带宽会下降，但由于 OPA603 反馈接到 OPA627 之后，可以使建立时间（Setting Time）下降，能够相应的提高带宽。

宽带运算跨导放大器 OPA660 是一个可灵活设计成高性能视频、射频和中频电路等宽带系统的单片集成放大器。它内含宽带、双极性的集成电压控制电流源（运算跨导放大器 OTA）和一个电压缓冲放大器。

运算跨导放大器 OTA 可以看作是一个理想的晶体三极管，它有三个引出端，一个是高阻输入端 B，一个是低阻输入/输出端 E，一个是电流输出端 C。然而，OTA 是一个零偏的双极性输出器件，在差动输入电压为零时输出电流亦为零，当 B、E 之间的电压为正或负时，其输出电流流出或流进 C 端，所以 OTA 既可当作一个 NPN 型晶体管工作，也可当作一个 PNP

型晶体管工作，即“双极性”。

OTA 的增益和相位误差分别为 0.06% 和 0.02°，缓冲放大器具有 850MHz 的开环带宽和 3000V/ μ s 的转换速率。运算跨导放大器的跨导可以由一个外接电阻进行调节，在带宽、静态电流和增益之间互相协调，以获得最佳效果。

OPA660 以其优良的性能和灵活的电路功能，使得它在视频和广播设备、通信设备和高速数据采集系统中具有广泛的应用价值。作为基本的功能块，它可以简化自动增益控制（AGC）放大器和压控振荡器（VCO）的设计，也可为光纤传输中发光二极管提供驱动电流，它还可用于快速脉冲积分器、快速控制环路放大器和有源滤波器中。

图 7 是由 OPA660 构成的差动放大器。它的良好的高频特性可使该放大器的带宽达到 400MHz。需要强调的是，它的输入端极性与三极管相反，所以在引入负反馈时要特别注意。

将有源晶振和 OPA603 构成的 50MHz 光源高频信号发生和驱动电路如图 8 所示。

50MHz 高频调制光源透照生物组织后的图像如图 9 所示，其空间分辨率明显改善。

血氧光源采用波长分别为 $\lambda_1=600\text{nm}-800\text{nm}$ 和 $\lambda_2=810\text{nm}-1000\text{nm}$ 的两种 LED 光源，三算子光源采用波长范围为 500nm-1500nm 连续光谱的可见~近红外光源。

乳腺血氧功能成像过程按以下步骤进行：(1)、由系统控制单元控制血氧光源分别发出波长为 $\lambda_1=600\text{nm}-800\text{nm}$ 和 $\lambda_2=810\text{nm}-1000\text{nm}$ 的光并

对乳腺透射，其透射光由血氧和三算子信号接收单元接收，即由摄像头中的 CCD 将光信号转换成电信号；而后，由摄像头的模拟视频输出端口经视频线传送到血氧和三算子信号采集单元的高速图像采集卡的输入端，由系统控制单元控制高速图像采集卡分别将波长为 $\lambda_1=600\text{nm}-800\text{nm}$ 和 $\lambda_2=810\text{nm}-1000\text{nm}$ 的模拟电信号转化成数字量 $H_1(x,y)$ 和 $H_2(x,y)$ 并输入到乳腺血氧分析和处理单元，经计算机由多功能图像显示单元得到乳腺的两幅数字化图像；(2)、选择图像中的正常组织作为参照数据 $H_1(x_i,y_i)$ 和 $H_2(x_i,y_i)$ ；(3)、由乳腺血氧分析和处理单元经过计算公式①②计算后分别得到乳腺的血含量和氧含量的功能图像。

$$\text{血含量: } I_b(x,y) = \log \frac{H_1(x,y) + H_2(x,y)}{H_1(x_i,y_i) + H_2(x_i,y_i)} \quad \text{①}$$

$$\text{氧含量: } I_o(x,y) = \frac{H_1(x,y) \times H_2(x_i,y_i)}{H_2(x,y) \times H_1(x_i,y_i)} \quad \text{②}$$

式中：

$I_b(x,y)$ 表示乳腺血含量图上(x, y)处的血含量；

$I_o(x,y)$ 表示乳腺氧含量图上(x, y)处的氧含量；

$H_1(x,y)$ 表示波长为 λ_1 的光透射乳腺并通过 CCD 的光电转化和图像卡的模数转化后的乳腺中(x,y)处数据；

$H_2(x,y)$ 表示波长为 λ_2 的光透射乳腺并通过 CCD 的光电转化和图像卡的模数转化后的乳腺中(x,y)处数据；

$H_1(x_i,y_i)$ 表示波长为 λ_1 的光透射乳腺并通过 CCD 的光电转化和图像卡的模数转化后的乳腺中参照处(x_i,y_i)处数据；

$H_2(x_i,y_i)$ 表示波长为 λ_2 的光透射乳腺并通过 CCD 的光电转化和图

像卡的模数转化后的乳腺中参照处 (x_i, y_i) 处数据。

乳腺三算子成像与分析和处理过程按以下步骤进行：(1)、由系统控制单元控制三算子光源发出波长范围为 500nm-1500nm 连续光谱的可见～近红外光并对乳腺透射，其透射光由血氧和三算子信号接收单元接收，即由摄像头中的 CCD 将光信号转换成电信号；而后，由摄像头的模拟视频输出端口经视频线传送到血氧和三算子信号采集单元的高速图像采集卡的输入端，由系统控制单元控制高速图像采集卡将模拟电信号转化成数字量并输入到三算子分析和处理单元，经计算机由多功能图像显示单元得到乳腺的透照原始图像；(2)、由三算子分析和处理单元对原始图像分别进行三算子处理得到如下三种特征数据，经计算机由多功能图像显示单元得到乳腺三算子图像。三算子功能如下：

A、改进后的 sobel 算子：对图像进行边缘增强处理，能有效地提取近红外乳腺透射原始影像中的组织结构信息，读取处理后所得到的等灰度曲线，正常乳房常显示以乳头为中心的均匀弧形曲线；当组织结构异常时，等灰度曲线则发生紊乱；

B、改进后的各向异性梯度与平滑混合算子：能有效地显化原始图像中隐藏的血管，尤其是灰影区受背景影响显化不清的血管，而血管的变化是分辨良、恶性肿瘤的重要特征之一；

C、边缘锐化算子：原始图像受乳腺内组织结构变化的影响，背景往往形成浅灰影，与病变区的灰影相重，看不清病变区灰影的边缘，用边缘锐化算子处理后，能使灰影边缘显示出毛糙或光滑；边缘不整，似蟹足状是恶性病变的特征，因而也能将肿块外围的血管恶性征兆表现出来。

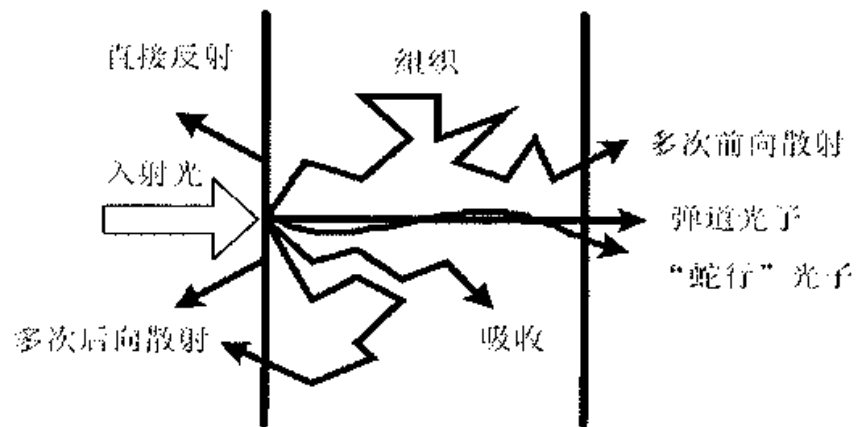


图 1

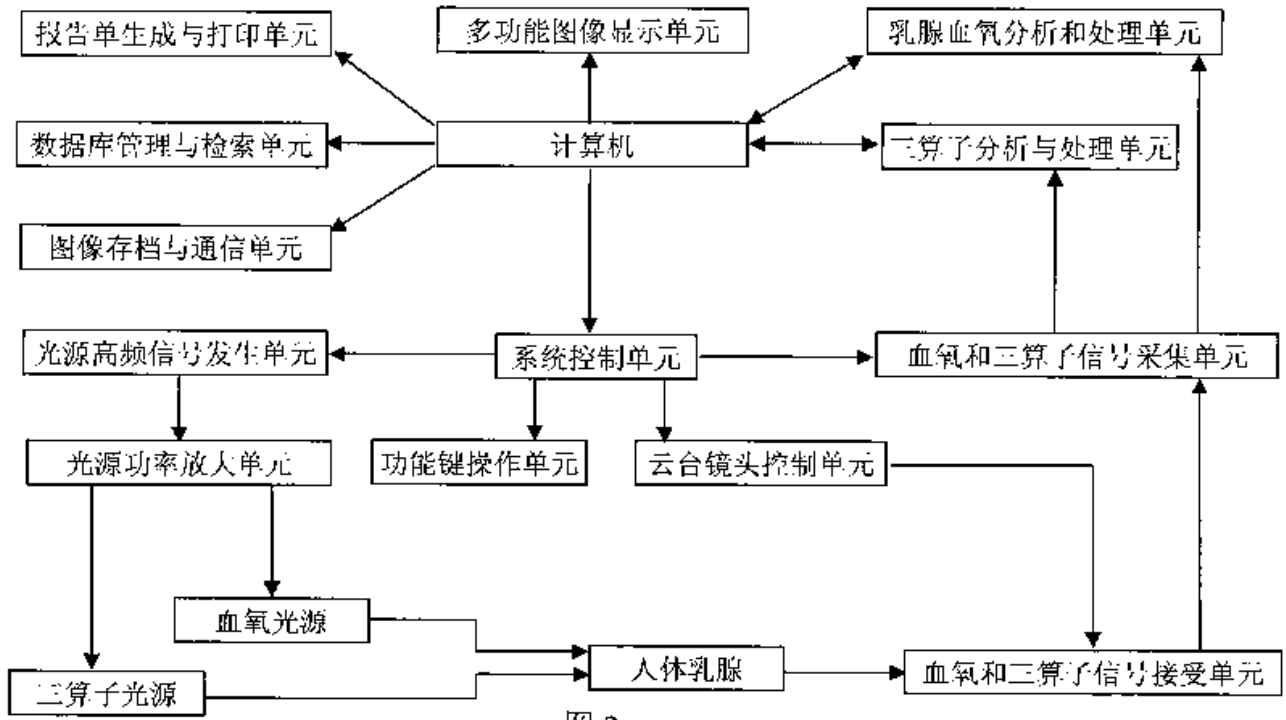


图 2

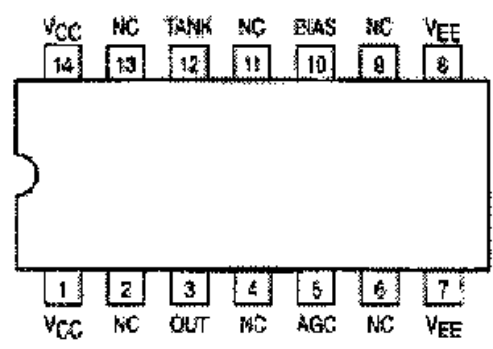


图 3

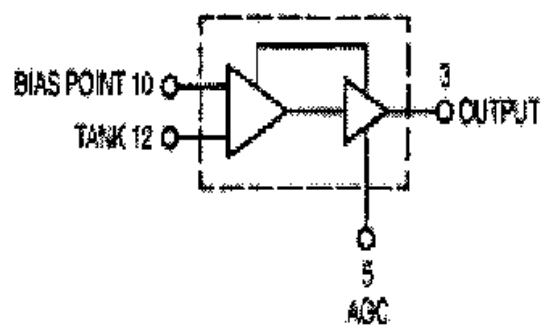


图 4

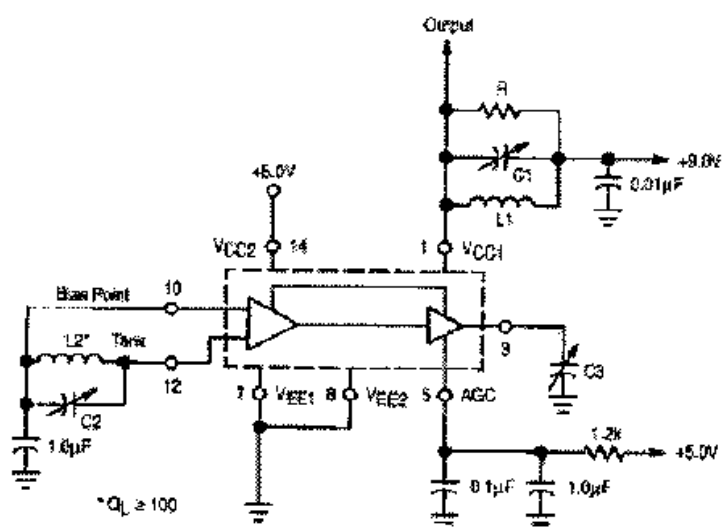


图 5

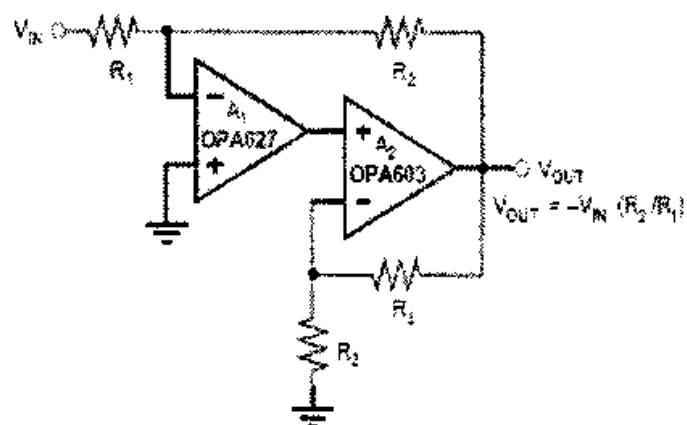


图 6

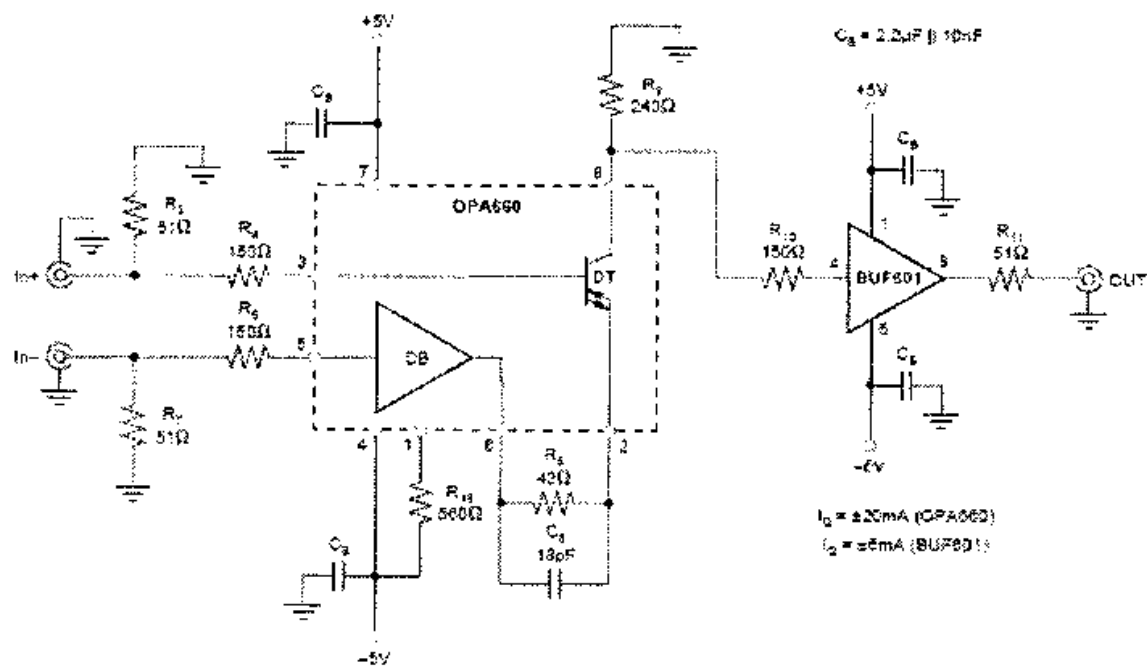


图 7

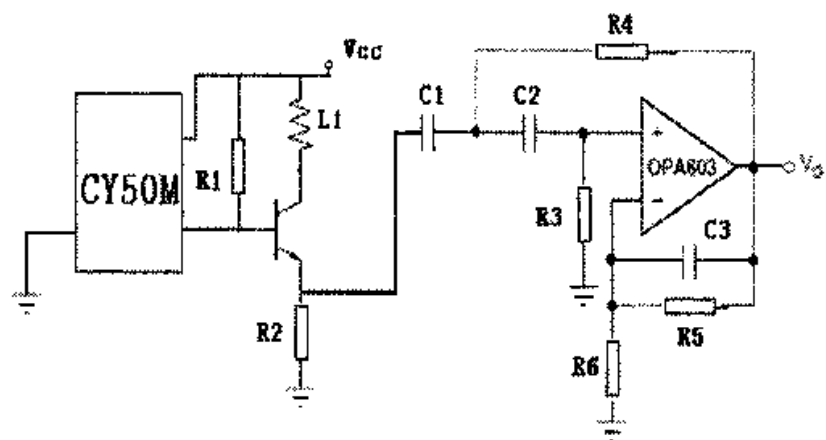


图 8



图 9a

图 9b

图 9c

专利名称(译)	高频调制乳腺血氧功能成像系统		
公开(公告)号	CN101342080A	公开(公告)日	2009-01-14
申请号	CN200810048981.1	申请日	2008-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	杨宣东		
申请(专利权)人(译)	杨宣东		
当前申请(专利权)人(译)	杨宣东		
[标]发明人	李凯扬 张先林 谢则平 石彬 王晓芳 杨宣东 周利 喻学锋		
发明人	李凯扬 张先林 谢则平 石彬 王晓芳 杨宣东 周利 喻学锋		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及高频调制乳腺血氧功能成像系统，本发明连接方式如下：系统控制单元分别与计算机、光源高频信号发生单元、血氧和三算子信号采集单元、云台镜头控制单元、功能键操作单元相连，光源功率放大单元分别与光源高频信号发生单元、血氧光源、三算子光源相连，血氧和三算子信号采集单元分别与血氧和三算子信号接收单元、乳腺血氧分析和处理单元、三算子分析和处理单元相连，计算机与多功能图像显示单元相连。本发明通过高频调制近红外光源提高成像空间分辨率达到改进血氧含量检测结果。

