

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 10/00 (2006.01)



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200620014459.8

[45] 授权公告日 2007 年 12 月 5 日

[11] 授权公告号 CN 200984178Y

[22] 申请日 2006.8.31

[21] 申请号 200620014459.8

[73] 专利权人 深圳市国基科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区滨海大道
文心五路滨海之窗写字楼 1505A

[72] 设计人 马益国 杨德智 张为 张敏

[74] 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司

代理人 郑小粤

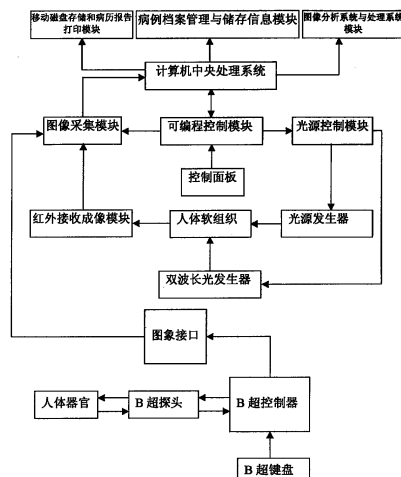
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 5 页

[54] 实用新型名称

数字乳腺多功能影像系统

[57] 摘要

一种数字乳腺多功能影像系统，包括计算机中央处理系统，可编程控制模块，控制面板，光源控制模块，光源发生器，红外接收成像模块和图像采集模块；特征是还包括双波长发生器、B 超系统以及图像分析与处理系统；双波长发生器是一种能够交替发出 760 纳米和 850 纳米红外线光的双波长 LED 光源；B 超系统包括凸阵、线阵探头以及与两者连接的 B 超控制器；应用双波长光组织血氧含量探测、超声图像、单色光透照数字化影像后处理等多项高新技术，实现获取人体多部位、多器官信息，从而判断病变状况水平、程度、病变种类等，特别是血氧分析功能在一定程度上反应了组织代谢状态，极大地提高了乳腺疾病的诊断分析水平。



1. 一种数字乳腺多功能影像系统，包括计算机中央处理系统，可编程控制模块，控制面板，光源控制模块，光源发生器，红外接收成像模块和图像采集模块；计算机中央处理系统与可编程控制模块通过系统总线相连接，控制面板与可编程控制模块直接连接，光源发生器通过光源控制模块接可编程控制模块；红外接收成像模块通过图像采集模块与计算机中央处理系统相连接，同时图像采集模块又与可编程控制模块连接在一起；其特征是：还包括有双波长发生器、B 超系统以及图像分析与处理系统；其中双波长发生器与所述的光源控制模块相连接，B 超系统与图像采集模块连接，图像分析与处理系统和所述的计算机中央处理系统相连接。

2. 根据权利要求 1 所述的数字乳腺多功能影像系统，其特征是：所述的双波长发生器是一种能够交替发出 760 纳米和 850 纳米红外线光的双波长 LED 光源。

3. 根据权利要求 1 所述的数字乳腺多功能影像系统，其特征是：所述的 B 超系统包括 B 超探头以及与之连接的 B 超控制器。

4. 根据权利要求 3 所述的数字乳腺多功能影像系统，其特征是：所述的 B 超探头为凸阵、线阵两种超声探头。

5. 根据权利要求 1 所述的数字乳腺多功能影像系统，其特征是：所述的光源控制模块包括电源控制电路和调光电路，所述的调光电路是一种能够控制光亮度、发光时间、间隔时间和同步拍照的控制电路。

6. 根据权利要求 1 所述的数字乳腺多功能影像系统，其特征是：所述的可编程控制模块是 PLC 可编程器或单片机。

7. 根据权利要求 1 所述的数字乳腺多功能影像系统，其特征是：在所述的控制面板上设置有光源选择按键、拍照触发按键、光功率调节按键、云台控制按键和镜头调节按键。

8. 根据权利要求 1 所述的数字乳腺多功能影像系统，其特征是：所述的红外接收成像模块是一种装有低照度 CCD 传感器的红外线摄像头。

9. 根据权利要求 1 所述的数字乳腺多功能影像系统，其特征是：还包括有与计算机中央处理系统相连接的移动磁盘存储和病历报告打印模块和病历档案管理与信息存储模块。

数字乳腺多功能影像系统

【技术领域】

本实用新型涉及一种数字乳腺影像系统，特别是涉及一种具有血氧分析、超声分析等多种功能的可应用于乳腺疾病诊断的影像系统。

【背景技术】

乳腺癌是乳腺上皮组织的一种恶性肿瘤。如同其它癌一样，它是从细胞的异常起始的。癌细胞与正常细胞不同。它的一个特点是不加控制地生殖，而且发育不良，不具备正常成熟细胞的功能，肆意侵入邻近组织，使正常组织的结构和功能受到破坏。癌细胞的另一特点是粘着力低，能从瘤体脱落，经血管或淋巴管转移至远处组织或器官。因此，在乳腺癌的晚期阶段，不仅乳房和胸壁局部病灶的病变相当严重，而且癌还会转移至肝、肺、骨和脑等重要器官，给人体带来更为严重的危害，甚至危及生命。

乳腺癌在妇女中的发病率和死亡率极高，已经成为威胁妇女生命的主要疾病。全世界每年约有 120 万人被确诊为乳腺癌，有近 50 万人死于乳腺癌。欧美等国家的乳腺癌发病率要远远高于全球水平，据美国国家癌症研究所的调查表明，成年妇女中乳腺癌的年发生率是 85/10 万。我国是乳腺癌发病率低的国家，乳腺癌发病率要低于全球平均水平，但上世纪 90 年代以来，乳腺癌的发病率呈逐年上升的趋势，目前我国乳腺癌年发病率的增长趋势为 3.2%。在某些大中城市中，乳腺癌已经成为成年妇女癌症死亡中的头号杀手。

乳腺癌的早期检测和确诊可以有效地实施手术切除及相应的治疗，从而降低死亡率。红外线扫描乳腺成像技术，是一种简便、无损伤的检查方法。红外光学成像检测技术在乳腺疾病诊断中的应用已有报道，已见报道的主要是近红外成像系统及其红外成像检测仪，其原理是红外光对人体软组织有很强的穿透能力，可根据病变组织的血液动力学改变情况，在视频影像上显示乳腺的正常组与病变组织，随着计算机技术和数字图像处理技术的发展，一些辅助诊断技术已可使乳腺疾病的诊断进入了定量分析的水平；此外，也有文献报道了红外热像图检测方法的应用，这种方法可以科学地反映出双乳组织的代谢能量状态和程度。多年以来，这些设备和方法深受患者和医务人员的欢迎。经过众多人的努力，诊断水平也有所提高，但是由于疾病的千变万化，仍

有近40%的乳腺疾病图像不典型，给诊断造成困难。针对这一问题，人们主要是从两个方面来着手提高乳腺疾病的诊断符合率，一是改进红外线乳腺扫描仪的性能，二是利用计算机对影像进行后处理。然而，利用计算机对影像进行后处理必须以红外线乳腺扫描所获得的数据为基础，因此，如何提高红外线乳房扫描仪的性能，获取充分而又准确的扫描图像数据无疑是最为关键的前提条件。为了获取更多的乳腺扫描图像信息，目前较先进的红外线乳腺扫描检查仪采用两个滤光片获取双波长影像。但是，通过双滤光片获取的单波长光需要两个摄像机来获得，而两个摄像机不可能在同一个位置，角度有偏差，这样获取的数据必然存在有误差；而且，滤光片的通光效率不一定完全相同，还无法控制。所以，如果依据这样的数据进行计算机影像后处理，所获得的血、氧含量探测结果的可靠性很难有保证，仍然难以满足提高乳腺疾病诊断符合率的要求，此外目前使用的这些机器大多功能都比较单一，需要进行超声探照处理的时候还需要去医院其他分管部门来完成超声探超检测，手续繁琐且易延误病程。

【发明内容】

本实用新型所要解决的技术问题是克服上述现有技术的缺陷，提供一种可应用于乳腺疾病诊断的具有乳腺血氧分析、超声探超分析等多种功能的数字影像系统，它能够提供更高分辨率的扫描图像和更加准确的分析数据，能够为利用计算机对扫描影像进行后处理提供更充分、更准确的依据。

为实现上述目的，所采取的技术方案是：

一种数字乳腺多功能影像系统，包括计算机中央处理系统，可编程控制模块，控制面板，光源控制模块，光源发生器，红外接收成像模块和图像采集模块；计算机中央处理系统与可编程控制模块通过系统总线相连接，控制面板与可编程控制模块直接连接，光源发生器通过光源控制模块接可编程控制模块；红外接收成像模块通过图像采集模块与计算机中央处理系统相连接，同时图像采集模块又与可编程控制模块连接在一起；其特征是：还包括有双波长发生器、B超系统以及图像分析与处理系统；其中双波长发生器与所述的光源控制模块相连接，B超系统与图像采集模块连接，图像分析与处理系统和所述的计算机中央处理系统相连接；

所述的双波长发生器是一种能够交替发出760纳米和850纳米红外线光的双波长LED光源；

所述的B超系统包括B超探头以及与之连接的B超控制器；

所述的 B 超探头为凸阵、线阵两种超声探头；

所述的光源控制模块包括电源控制电路和调光电路，所述的调光电路是一种能够控制光亮度、发光时间、间隔时间和同步拍照的控制电路；

所述的可编程控制模块是 PLC 可编程器或单片机；

在所述的控制面板上设置有光源选择按键、拍照触发按键、光功率调节按键、云台控制按键和镜头调节按键；

所述的红外接收成像模块是一种装有低照度 CCD 传感器的红外线摄像头；

还包括有与计算机中央处理系统相连接的移动磁盘存储和病历报告打印模块和病历档案管理与信息存储模块。

本实用新型技术方案所述的数字乳腺多功能影像系统，由于采用的是可以交替发光的双波长光源，在光源控制模块的控制下，可以按实际需要调节光亮度、发光时间、间隔时间，并能够实现同步拍照；而 B 超系统则可以进行超声图像信息测量，其中线阵 B 超探头用于乳腺检查，凸阵探头用于其它小器官检查；另外，再加上所使用的装有低照度 CCD 传感器的高分辨率红外线摄像机以及高质量视频采集卡，使得所获取的图像数据充分、真实、准确、有效，为利用计算机对扫描影像进行后处理提供了良好的前提条件。

本实用新型综合应用双波长光组织血氧含量探测、超声图像、单色光透照数字化影像后处理等多项高新技术，实现获取人体多部位、多器官信息。检查过程中对人体无创、无放射线。对乳腺组织的检查不但可以做出超声诊断图像还可进行血含量图谱、氧消耗量图谱、代谢状态水平、透照影像、多种算法后处理影像（窗宽/窗位、直方图、显现血管、边缘显化、等灰度曲线等）、病变区域定位测量等等。从而得到准确的定量数据和丰富的定性信息，以判断病变状况水平、程度、病变种类、良性与恶性、恶性与良性的趋势，特别是血氧分析功能在一定程度上反应了组织代谢状态，极大地提高了乳腺疾病的诊断分析水平。

【附图说明】

图 1 和氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的在近红外光区域吸收谱线图；

图 2 是本实用新型的系统结构框图；

图 3 是本实用新型所述的单片机控制器原理框图；

图 4 是本实用新型电源控制电路；

图 5 是本实用新型调光电路；

图 6 是本实用新型中的乳腺血氧功能成像系统过程图；

【具体实施方式】

以下结合附图说明以及具体实施例应用于临床的例子来详细解读本实用新型。

我们知道，当光通过有吸光物质的某一均匀介质时，其光强就被减弱。而被吸收的分子份额只取决于光程中所存在的分子数目，与入射光的强度无关。若强度为 I 的平行单色光通过一个极薄层的介质，由 Lambere-Bere 定律可得透射光强

$$I = I_0 \exp[-KL]$$

式中 I_0 ——入射光强度

I ——透射光强度

L ——通过介质的层厚

K ——消光系数或吸光系数

因此，利用一定光强透照乳腺组织时，不同的组织部位吸收的光强必将不同，透射出的光强也将不一。正常的乳腺组织应几乎或全部为脂肪。临床表明适合于乳腺扫描的光谱波长是 600nm—900nm。七十年代末，Jebsis 首先发现，在猫的脑及心肌中，应用 700nm—1000nm 的近红外光照射，出现两个特殊的吸光色团，后证实其为血红蛋白及细胞色素。血红蛋白是在近红外光 600nm—900nm 范围内对光产生吸收的主要物质，并且它可以以氧合血红蛋白(HbO_2)和去氧血红蛋白(Hb)两种形式存在。如图 1 所示，氧合血红蛋白和去氧血红蛋白对近红外光的吸收峰值波长分别为 850nm 和 760nm，其吸收曲线的变化情况反应了血红蛋白带氧状况。

根据这一原理建立了 NIRS (近红外光谱) 测定技术。用一定强度的特定波长近红外光透照乳腺组织，经其吸收后透射出来，该透射光经乳腺中的血红蛋白吸收后，到达探测器的光密度 ($-\ln[T(\lambda, t)]$) 计算如下：

$$-\ln[T(\lambda, t)] = \epsilon_{oxy}(\lambda) C_{oxy}(t) d + \epsilon_{deoxy}(\lambda) C_{deoxy}(t) d + a(\lambda, t) + sc(\lambda) \quad (1)$$

式中 ϵ_{oxy} 和 ϵ_{deoxy} 分别为 HbO_2 和 Hb 的吸光系数； C_{oxy} 和 C_{deoxy} 分别为 HbO_2 和 Hb 的浓度； d 为光在乳腺组织中的光程长； $a(\lambda, t)$ 是其他物质引起的衰减； $sc(\lambda)$ 是由于各种因素 (如供血减少) 引起散射而对应的衰减。

$$-\ln[T^*(\lambda, t)] = \epsilon_{oxy}(\lambda) C_{oxy}^*(t) d + \epsilon_{deoxy}(\lambda) C_{deoxy}^*(t) d + a^*(\lambda, t) + sc(\lambda) \quad (2)$$

“s”代表异常条件（如供血减少）。由于在近红外 600nm—900nm 范围，血红蛋白的吸收是主要因素，我们设定其他物质引起的吸收在正常和异常条件下相等，（2）式减（1）式得：

$$\begin{aligned} -\ln[T'(\lambda, t) / T(\lambda, t)] &= \epsilon_{\text{oxy}}(\lambda) [c'_{\text{oxy}}(t) - c_{\text{oxy}}(t)] d + \epsilon_{\text{deoxy}}(\lambda) [c'_{\text{deoxy}}(t) - c_{\text{deoxy}}(t)] d \\ &= \epsilon_{\text{oxy}}(\lambda) \Delta c_{\text{oxy}}(t) + \epsilon_{\text{deoxy}}(\lambda) \Delta c_{\text{deoxy}}(t) \end{aligned} \quad (3)$$

其中

$$\Delta c_{\text{oxy}}(t) = [c'_{\text{oxy}}(t) - c_{\text{oxy}}(t)] d; \quad \Delta c_{\text{deoxy}}(t) = [c'_{\text{deoxy}}(t) - c_{\text{deoxy}}(t)] d$$

定义总血红蛋白浓度变化为

$$\Delta c_{\text{total}}(t) = \Delta c_{\text{oxy}}(t) + \Delta c_{\text{deoxy}}(t)$$

所以，测量区域某一时刻总血红蛋白密度的变化可用下面公式表示：

$$\begin{aligned} \Delta O.D_{\text{Hb-total}}(t) &= -\ln[T'(760, t) / T(760, t)] + -\ln[T'(850, t) / T(850, t)] \\ &= \epsilon_{\text{oxy}}(760) \Delta c_{\text{oxy}}(t) + \epsilon_{\text{deoxy}}(760) \Delta c_{\text{deoxy}}(t) \\ &\quad + \epsilon_{\text{oxy}}(850) \Delta c_{\text{oxy}}(t) + \epsilon_{\text{deoxy}}(850) \Delta c_{\text{deoxy}}(t) \\ &= [\epsilon_{\text{oxy}}(760) + \epsilon_{\text{oxy}}(850)] \Delta c_{\text{oxy}}(t) \\ &\quad + [\epsilon_{\text{deoxy}}(760) + \epsilon_{\text{deoxy}}(850)] \Delta c_{\text{deoxy}}(t) \end{aligned} \quad (4)$$

根据上述要求和原理，设计两个波长分别为 760nm 和 850nm 的 LED 光源，同一部位的乳腺组织进行透照。

现在来分析本系统的结构：本系统主要结构包括装有英特尔奔腾微处理器的高性能计算机构成计算机中央处理系统，可编程控制模块采用单片机或 PLC 可编程器，红外接收成像模块采用装有低照度 CCD 传感器的红外线摄像机，图像采集模块采用高速图像采集卡，双波长发生器采用能够交替发光的双波长光源，该光源可发出 760 纳米和 850 纳米红外线光，光源采用卤钨灯，还包括具有变频线阵和凸阵双超声探头的 B 超系统。如图 2 所示，计算机中央处理系统与可编程控制模块通过系统总线相连接，控制面板与可编程控制模块直接连接，光源发生器通过光源控制模块接可编程控制模块；红外接收成像模块通过图像采集模块与计算机中央处理系统相连接，同时图像采集模块又与可编程控制模块连接在一起；双波长发生器与所述的光源控制模块相连接，B 超系统与图像采集模块连接，图像分析与处理系统和所述的计算机中央处理系统相连接；双波长发生器照射后得到的图像以及 B 超探头照射后得到的图像经过图像采集模块进入计算机中央处理系统，而图像的后处理算法和血氧含量算法以及 B 超分析等都编写于软件中，图像分析系统与处理系统接受到中央处理器传来的图像数据后，给出指令，快速处理。如图 3 所示的单片机控制器原理框图，光源控制模块包括电源控

制电路和调光电路，调光电路可以按单片机或 PLC 可编程器发出的指令来控制光亮度、发光时间、间隔时间，还可以控制同步拍照。

电源控制电路设计如图 4 所示。半导体 LED 器具有功耗低、体积小、效率高、可用电激励等特点而成为首选的 LED 光源。LED 二极管自动功率控制电路 APC 通过改变 LED 二极管的驱动电流来使光输出功率保持恒定。LD 为 LED 二极管，PD 为光敏二极管。二者装在同一根管子内。发光输出功率增强时，光敏二极管感光强度也增强，使其感光导通率也提高，而 PD 的内阻相应地减小。从而使三极管 U_{b1} 减小， I_{c1} 增大， $U_{c1}=U_{b2}$ 增大， I_{c2} 减小， $U_{e2}=U_{b3}$ 增大， I_{c3} 减小， I_{LD} 减小。即通过 LED 二极管 LD 中的电流也就变小。反之，当光功率下降时，由于 APC 电路的作用，将可以提高功率输出，从而自动使 LD 的光输出功率保持恒定。调节 V_r 电位器可设定 LED 二极管的工作电流，改变光输出功率。一般而言，所采用的工作电流为 50mA。

而调光电路的设计为如图 5 所示。本电路采用双向可控硅进行交流调压。双向可控硅是一个三端元件，其三端分别称作 T1 极和 T2 极，G 为控制极。控制极由一个双向触发管（双向激发二极管）T 来触发导通。控制极上所加电压无论为正相触发脉冲或负相触发脉冲均可使可控硅导通。双向可控硅有体积小、重量轻、效率高和使用方便的优点。当市电在正半周时，T2 极承受正相电压，给予触发脉冲后，立即导通，电流从可控硅流经负载（变压器 2 输入端）流回市电。当正半波变化到零时，可控硅自动截止。在负半周时，T1 承受正相电压，给予触发脉冲后，立即导通，电流从负载经可控硅流回市电。当负半周变化到零时，由于电压过零，可控硅自动截止。这样，在负载两端得到的是一个交流电压。若改变触发脉冲出现的时刻，在一定范围内进行移相，则可在负载两端得到一个可变的交流电。由 R2、R3、C2、C3、组成的移相 RC 网络实现了这一功能。调节 W 可以控制 C3 上触发脉冲到来的时刻，从而改变了双相可控硅的导通角，即改变了负载上的输出电压。这样，经过变压器 2，冷强光源上所加电压最高为 12V，12V 以下可任意调节。光源的输出功率最大为 100W，100W 以下可任意调节。

装有低照度 CCD 传感器的红外线摄像头安装在云台上，红外线摄像头和摄像云台经驱动电路与单片机或 PLC 可编程器连接，可以通过单片机或 PLC 可编程器来控制摄像云台和摄像头的动作。光源发生器、双波长发生器以及红外线摄像机都设置在便于对人体软组进行扫描的位置，B 超探头也设置在便于对人体软组进行扫描的位置，其他部件都设置在机柜里面。在对病人做血氧检查时，控制不同的光源对病人的乳腺

组织进行红外线扫描。由于不同的组织对不同频率的红外线吸收率不同，通过红外线摄像机做同步记录后，由图像采集模块对图像数据进行处理之后，传输给计算机中央处理系统进行图像显示，而图像分析系统与处理系统接受到中央处理器传来的图像数据后通过专用程序对图像数据做进一步的后处理之后，再进行图像显示，以方便医生做出准确诊断；进行B超检查时，过程亦如血样检查，再次不再赘述。

本实用新型的实施例中 CCD 摄像机的技术参数如下：

像数：752×582

清晰度：600 线

最低照度：0.01 勒克斯/F1.2

信噪比：≥48db

本实用新型的实施例中 B 超系统的技术参数如下：

显示：B 超、B/B 型，B/M 型、M 型 扫描范围：220nm，扫描角度可变

超声扫描线密度：128 线/帧 最大帧率：36 帧/秒

显示分辨率：800×600 探测深度≥190mm

侧向（横向）分辨力≤2mm 轴向（纵向分辨力）≤1mm

盲区≤5mm 几何位置精度：横向≤49，纵向≤49

数字扫描转换器：512×512×8bit

四种图像倍率：38 种带有探头标记的体位标记

另外，与计算机中央处理系统相连接的还有移动磁盘存储和病历报告打印模块，电子病历系统（EMR）通过对数据库的管理实现病历管理、存档、检索及通信，病历文字和图像信息通过打印机输出，并可以进行移动磁盘存储。

图 6 是本实用新型数字乳腺多功能影像系统过程图。近红外光乳腺成像过程，首先由红外线光源发出红外光及部分可见光，穿透目标——乳腺皮肤及软组织。人体不同组织对红外光有选择性吸收作用，穿透后的光经高灵敏红外摄像头采集后转化成电信号，进入微机处理转变成二维图像显示在计算机监视器屏幕上，供分析诊断。具体动作流向如箭头所示。图像的状态取决于乳房组织的解剖结构、生理病理状态以及主动式穿透红外光的强度。通常，脂肪组织是高透光的，纤维组织、腺体组织和皮肤是低透光的。血液（主要是血红蛋白）透光性最低，也就是说血红蛋白对光的吸收能力最强，皮肤颜色对图像没有影响。

血氧含量变化量映射成像以 8 位灰度图像的生成为例。单色双波长（760 纳米和 850 纳米波长）光照射，CCD 接收成像，后实现模数转换，图像属性 24 位，3 位 RGB 颜色信息，8 位（256 阶灰度信息）；分别生成两个波长健侧和患侧的四幅图像。运用数学物理方法对四幅图像的灰度值进行运算，获得新的两组数值。两组数值与对应的原始图像点位分色形成同样分辨率的像素点，分别形成血含量变化量图和氧含量变化量图（简称血含量图和氧含量图）。

对被测者是否患有乳腺肿瘤及肿瘤的恶性程度的诊断主要通过触诊、图像分析、病理解剖三个步骤进行。而本实用新型的图像分析为医生做出判断起到辅助作用。

乳腺扫描图可归纳为五种类型：1、血管异常相（增粗或增多）。2、单发或多发的灰色吸光影。3、外围型深灰或黑色吸光团。4、实性黑色吸光团。5、血管型深灰或黑色吸光团。

近红外光扫描诊断乳腺癌的依据是：（1）灰影大于实际肿块，灰度不均匀，边界不规则；（2）血管影像呈特异性变化：局限性血管丛增多，血管粗大、曲、中断，并与灰影形态密切相关。符合以上二条认为是典型乳腺癌图像，灰影改变或血管影像的特异性变化，则高度怀疑乳腺癌。不同病理类型乳腺癌的近红外光图像分析显示，近红外光图像典型灰影伴血管改变越明显，该肿瘤越趋于高恶性度。单纯灰影图或单纯血管图多为恶性程度低的肿瘤或肿瘤早期。

肿块长径在 2~5 cm 及 >5 cm 的病例，近红外光扫描多能显示典型的灰影伴血管改变图，其诊断乳腺癌的正确率较高，肿块长径 <2 cm 的乳腺癌因其血红蛋白含量低，肿块显影较淡，甚至不显影，但周围血管仍可有不同程度的改变，借助于计算机图像分析与处理系统，对图像进行放大、增强、灰度数值化等深入分析，也可做出正确诊断。

以下为利用本实用新型做的临床试验数据统计（依据国家药物临床实验基地临床试验基本资料）：

◆ 中山大学附属第一医院检查结果：

血氧状态		乳腺增生	乳腺纤维瘤	乳腺癌
高血	高氧	15	25	
	平氧	5	1	1
	低氧	3	1	3

低血	高氧	11	3	
	平氧	3	1	
	低氧	2	1	

对照表:

检查病例	B超结论	泛红外数字乳腺检查	病理结果
乳腺增生	37	38	做了2例,相符
乳腺纤维瘤	34	33	做了5例,4例相符
乳腺癌	4	4	4

◆ 中山大学附属第二医院检查结果:

血氧状态		乳腺增生	乳腺纤维瘤	乳腺癌
高血	高氧	8	4	
	平氧	1		1
	低氧	1	1	4
低血	高氧	7	2	
	平氧	1	1	
	低氧			

对照表:

检查病例	B超结论	泛红外数字乳腺检查	病理结果
乳腺增生	18	17	做了3例,相符
乳腺纤维瘤	8	9	做了2例,相符
乳腺癌	5	5	4例相符,1例未作病检

血氧含量分类比例:

病种	n	血氧含量分类比例 (%)					
		高血高氧	高血平氧	高血低氧	低血低氧	低血平氧	低血高氧
乳腺癌	9	0	22	78	0	0	0
良性肿瘤	40	72.5	2.5	5	2.5	5	12.5
乳腺增生	57	40	10.5	7	3.5	7	32

通过以上数据得到以下临床试验结论：本实用新型的数字乳腺多功能影像系统使用方便，图像清晰，约 65% 的乳腺图像较典型，对图像不典型者使用该机血氧分析和处理软件后效果不错，能提供一些原图缺少的信息和血氧含量变化量（代谢状态），提高了诊断水平，中山大学附属第一医院 75 例诊断符合 69 例（92%）。中山大学附属第二医院 31 例诊断符合 29 例（93.5%）。传统的乳腺红外线检查具有无痛、无创、可反复检查等特点，但是有较高的误诊率。本系统增加了影像数字化技术、后处理技术和血氧分析技术以及 B 超分析技术后，提高了诊断符合率，特别是血氧分析功能在一定程度上反应了组织代谢状态，对临床诊断有很大的指导意义。

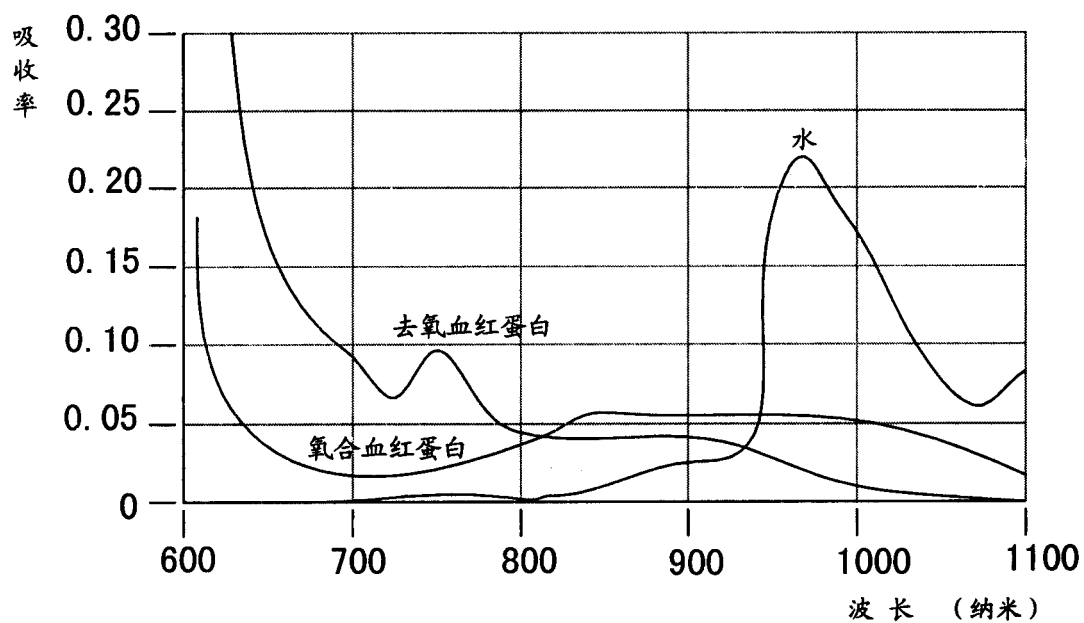


图 1

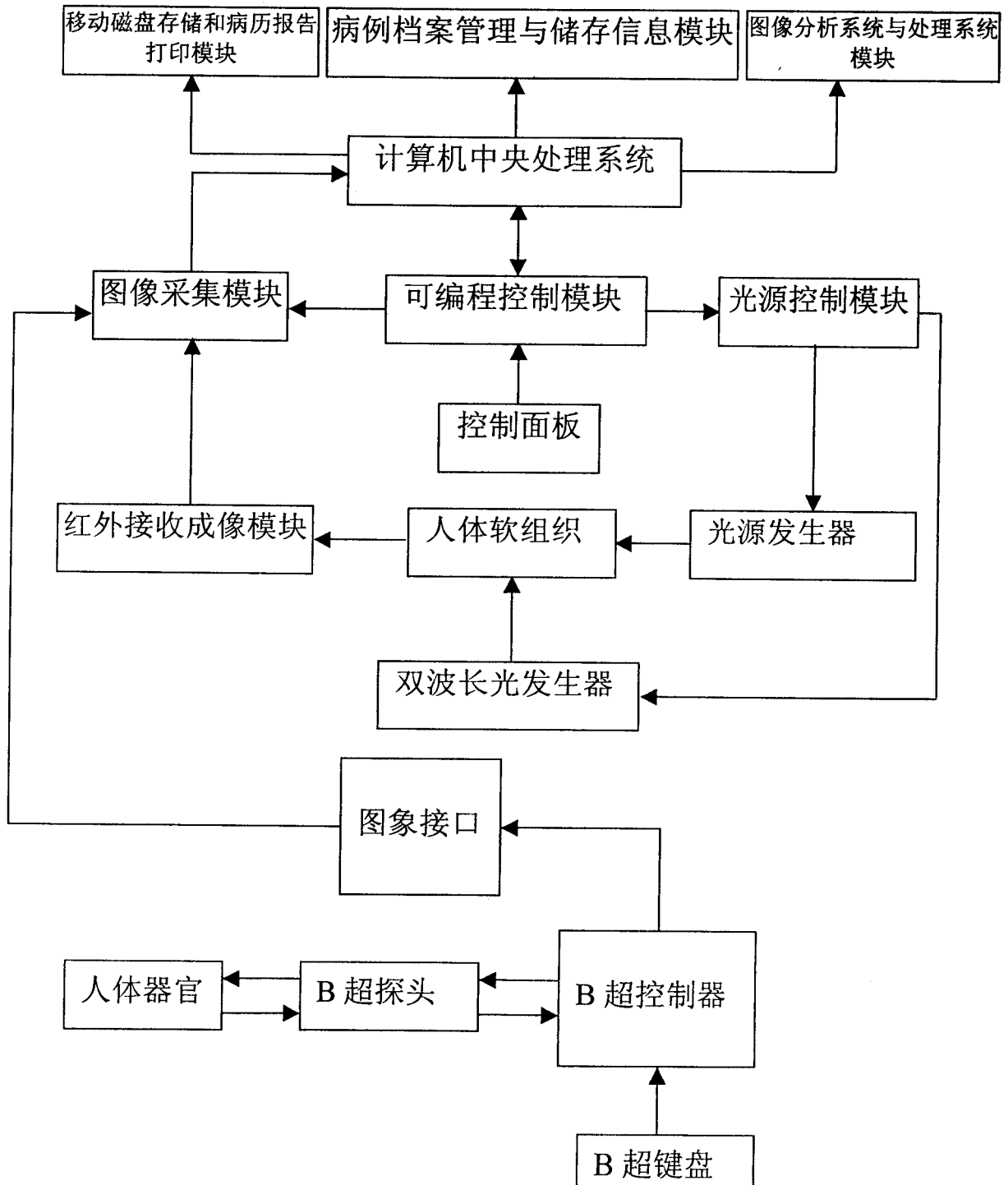


图 2

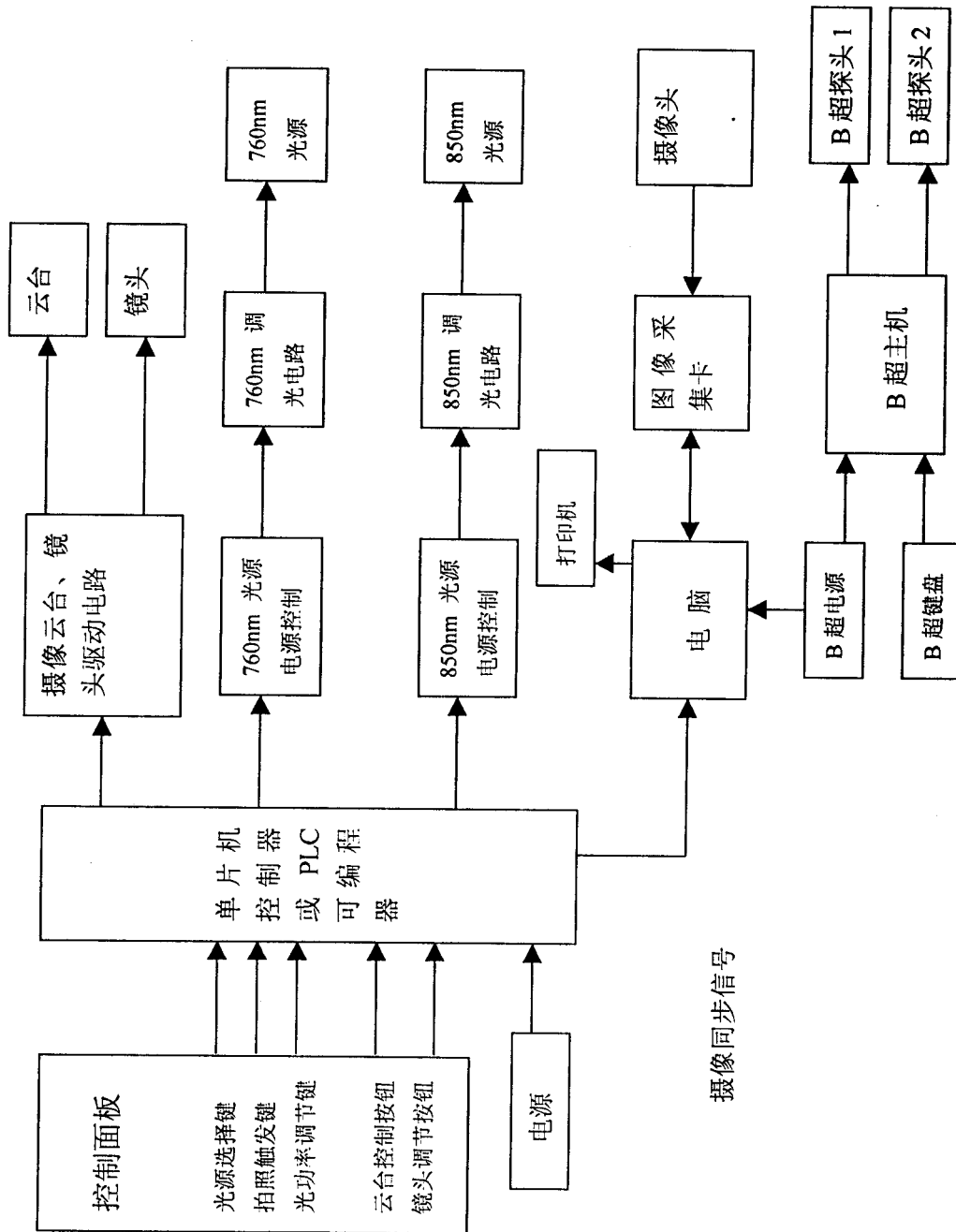


图 3

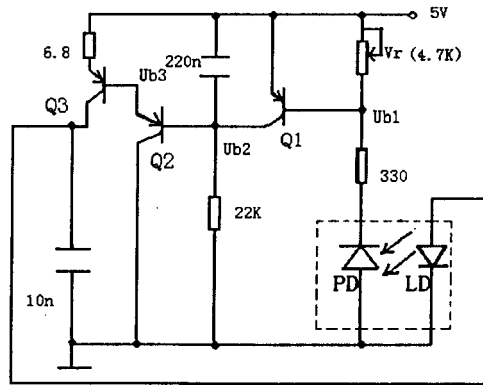


图 4

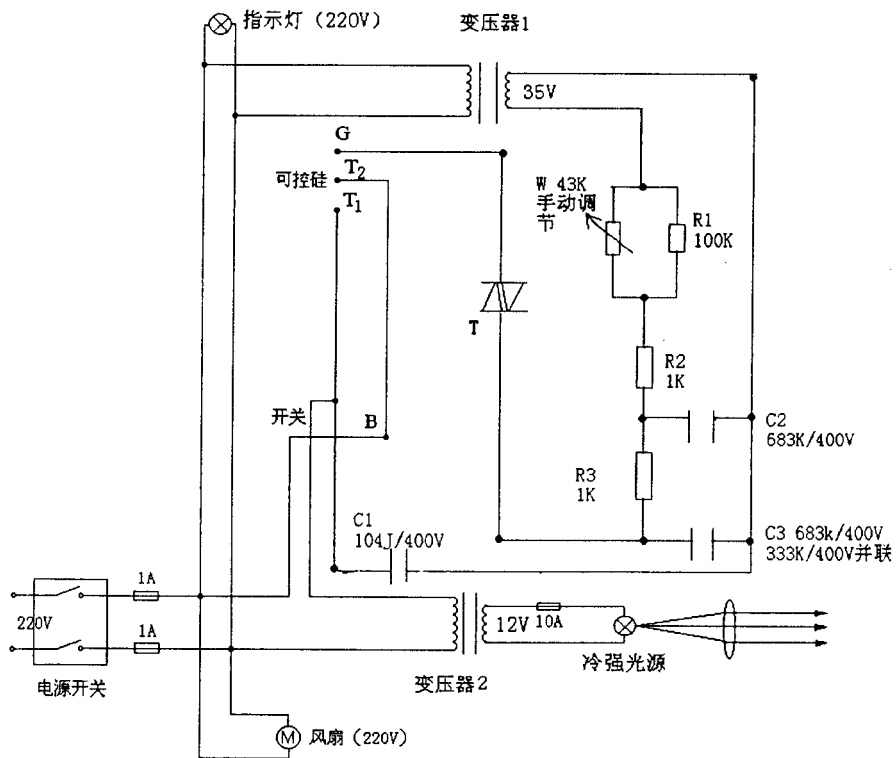


图 5

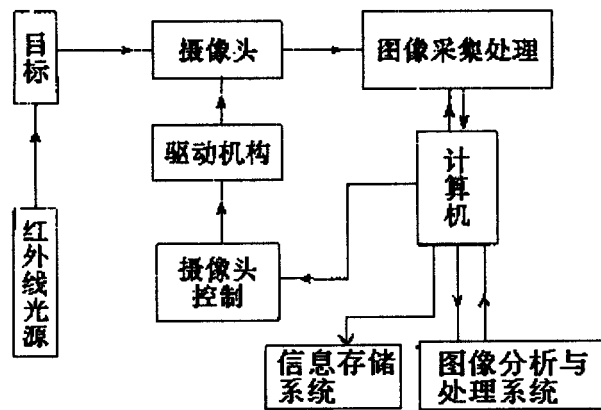


图 6

专利名称(译)	数字乳腺多功能影像系统		
公开(公告)号	CN200984178Y	公开(公告)日	2007-12-05
申请号	CN200620014459.8	申请日	2006-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市国基科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市国基科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市国基科技有限公司		
[标]发明人	马益国 杨德智 张为 张敏		
发明人	马益国 杨德智 张为 张敏		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00 A61B10/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种数字乳腺多功能影像系统，包括计算机中央处理系统，可编程控制模块，控制面板，光源控制模块，光源发生器，红外接收成像模块和图像采集模块；特征是还包括双波长发生器、B超系统以及图像分析与处理系统；双波长发生器是一种能够交替发出760纳米和850纳米红外线光的双波长LED光源；B超系统包括凸阵、线阵探头以及与两者连接的B超控制器；应用双波长光组织血氧含量探测、超声图像、单色光透照数字化影像后处理等多项高新技术，实现获取人体多部位、多器官信息，从而判断病变状况水平、程度、病变种类等，特别是血氧分析功能在一定程度上反应了组织代谢状态，极大地提高了乳腺疾病的诊断分析水平。

