



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 204950966 U

(45) 授权公告日 2016. 01. 13

(21) 申请号 201520336929. 1

(22) 申请日 2015. 05. 22

(73) 专利权人 杨亚军

地址 450000 河南省郑州市二七区嵩山路办
事处黄岗寺北二街 192 号

专利权人 孙景红

(72) 发明人 杨亚军 孙景红

(74) 专利代理机构 北京众合诚成知识产权代理
有限公司 11246

代理人 裴娜

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

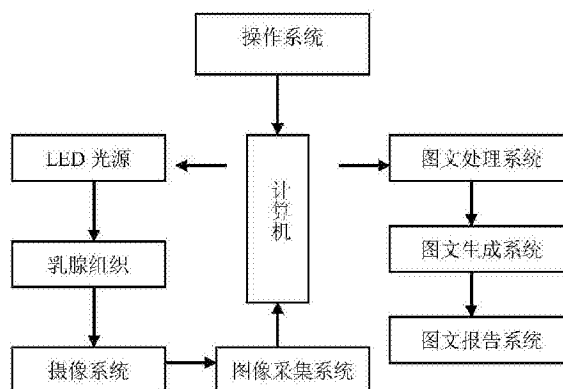
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 实用新型名称

红外乳腺血氧诊断仪

(57) 摘要

本实用新型公开了一种红外乳腺血氧诊断仪,包括发射双波长激光的 LED 光源、摄像系统、图像采集系统、计算机、图文处理系统以及图文生成系统;所述摄像系统采集标体物被激光透过后的影像,并将所述影像传递给所述图像采集系统,所述图像采集系统将所述影像量化为数字图像信号,并经所述计算机发送至所述图文处理系统进行图文分析处理,处理完成后发送至所述图文生成系统,生成图文信息。本实用新型提供的红外乳腺血氧诊断仪及方法操作简单,阳性检出率高,可提供临床诊断信息多等特点,明显提高了临床诊断水平。



1. 一种红外乳腺血氧诊断仪,其特征在于,包括发射双波长激光的 LED 光源、摄像系统、图像采集系统、计算机、图文处理系统以及图文生成系统;所述摄像系统采集标体物被激光透过后的影像,并将所述影像传递给所述图像采集系统,所述图像采集系统将所述影像量化为数字图像信号,并经所述计算机发送至所述图文处理系统进行图文分析处理,处理完成后发送至所述图文生成系统,生成图文信息。

2. 根据权利要求 1 所述的红外乳腺血氧诊断仪,其特征在于,还包括图文报告系统,所述图文报告系统接收所述图文生成系统生成的图文信息,并最终形成图文报告。

3. 根据权利要求 2 所述的红外乳腺血氧诊断仪,其特征在于,所述图文报告系统为打印机。

4. 根据权利要求 1 所述的红外乳腺血氧诊断仪,其特征在于,还包括操作系统,所述操作系统与所述计算机电连接,并控制所述计算机发送指令。

5. 根据权利要求 1 所述的红外乳腺血氧诊断仪,其特征在于,所述发射双波长激光的 LED 光源发射的激光波长为 660nm、940nm。

红外乳腺血氧诊断仪

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学器材领域,特别涉及一种红外乳腺血氧诊断仪。

背景技术

[0002] 乳腺癌是乳腺疾病中危害最大的一种,也是女性最常见的恶性肿瘤之一,全世界每年约有 60 万人死于乳腺癌。为了女性身体的健康,需要定期进行乳腺检查,就目前,使用较多的设备及方法有钼靶 X 光摄影、彩色多普勒超声检查、核磁共振以及红外乳透,但是,以上方法无一不存在缺陷。钼靶 X 光摄影检查发射出的 X 光线容易诱发乳腺疾病,不能长久使用;彩色多普勒超声检查对操作者要求很高,无法大面积推广;核磁共振检查则需要高昂的检测费用;红外乳透检查针对阳性检测率低,误诊或错诊率高。急需要一种即效率高、诊断率高,并且安全的诊断设备。

发明内容

[0003] 针对上述技术问题,本发明提供了一种能明显提高临床诊断水平,并且操作简单、阳性检测率高、可提供临床诊断信息多的红外乳腺血氧诊断仪及方法。

[0004] 为解决上述技术问题,本发明所采取的技术方案是:提供一种红外乳腺血氧诊断仪,包括发射双波长激光的 LED 光源、摄像系统、图像采集系统、计算机、图文处理系统以及图文生成系统;所述摄像系统采集标体物被激光透过后影像,并将所述影像传递给所述图像采集系统,所述图像采集系统将所述影像量化为数字图像信号,并经所述计算机发送至所述图文处理系统进行图文分析处理,处理完成后发送至所述图文生成系统,生成图文信息。

[0005] 较优地,在上述技术方案中,还包括图文报告系统,所述图文报告系统接收所述图文生成系统生成的图文信息,并最终形成图文报告。

[0006] 较优地,在上述技术方案中,所述图文报告系统为打印机。

[0007] 较优地,在上述技术方案中,还包括操作系统,所述操作系统与所述计算机电连接,并控制所述计算机发送指令。

[0008] 较优地,在上述技术方案中,所述发射双波长激光的 LED 光源的激光波长为 660nm、940nm。

[0009] 本发明还提供了一种红外乳腺血氧诊断方法,包括以下步骤:

[0010] 步骤 S10:LED 光源的双波长激光交替对乳腺标体物进行照射;

[0011] 步骤 S20:摄像系统摄取不同波长激光透过所述乳腺标体物后的影像,并截取一组图像,将所述图像转换为数字图像信号,发送给图像采集系统;

[0012] 步骤 S30:所述图像采集系统接收所述数字图像信号,并对所述数字图像信号进行插值、滤波、增强和伪彩色等数字化处理,并截取数字化处理后的数字图像信号发送至计算机进行处理;

[0013] 步骤 S40:所述计算机接收到的所述数字图像信号,并将所述数字图像信号发送

至图文处理系统；

[0014] 步骤 S50 :所述图文处理系统接收所述数字图像信号,并将所述数字图像信号转换为数字化血含量图和氧含量图,遵循朗伯-比耳定律对所述数字图像信号进行分析测算,并将血氧饱和度值发送至所述计算机的显示器上进行显示,同时将血氧饱和度值发送至图文生成系统形成图文信息。

[0015] 较优地,在上述技术方案中,还包括步骤 S60 :所述图文生成系统将所述图文信息发送至图文报告系统接收,并由所述图文报告系统生成报告单。

[0016] 本发明提供的一种红外乳腺血氧诊断及方法,采用能发射 660nm 和 940nm 双波长的 LED 光源、摄像系统和具有直观的红外能量曲线显示以及自定义彩色编码技术的图文处理系统相结合的形式,并遵循朗伯-比耳定律,测算出组织血、氧含量,生成血含量、氧含量图和血氧饱和度值及图像中每一像素点的灰阶度值,近而对良、恶性乳腺组织进行诊断。上述红外乳腺血氧诊断及方法操作简单,阳性检出率高,可提供临床诊断信息多等特点,明显提高了临床诊断水平。

附图说明

[0017] 下面结合附图对本发明作进一步说明：

[0018] 图 1 是本发明提供的红外乳腺血氧诊断仪的示意图；

[0019] 图 2 是携氧血红蛋白和去氧血红蛋白红外光谱吸收图；

[0020] 图 3 是血氧饱和度原理图。

具体实施方式

[0021] 实施例一：

[0022] 如图 1 至图 3 所示,本发明提供的红外乳腺血氧诊断仪,包括发射双波长激光的 LED 光源、摄像系统、图像采集系统、计算机、图文处理系统以及图文生成系统;所述摄像系统采集标体物被激光透过后影像,并将所述影像传递给所述图像采集系统,所述图像采集系统将所述影像量化为数字图像信号,并经所述计算机发送至所述图文处理系统进行图文分析处理,处理完成后发送至所述图文生成系统,生成图文信息。

[0023] 作为一种可实施方式,还包括图文报告系统,进一步图文报告系统为打印机。图文报告系统接收所述图文生成系统生成的图文信息,并最终形成图文报告。选用打印机作为图文报告系统,能够及时将电子形式的图文报告转换为纸质的形式,方便用户的阅读和对比。

[0024] 作为一种可实施方式,还包括操作系统,所述操作系统与所述计算机电连接,并控制所述计算机发送指令。操作系统与计算机电连接,在为计算机供电的同时,控制计算机向与计算机连接的 LED 光源、摄像系统、图像采集系统、图文处理系统、图像生成系统和图文报告系统发送指令,由各系统实现对应的操作及功能。

[0025] 作为一种可实施方式,所述 LED 光源发射的激光波长为 660nm、940nm。选用 660nm、940nm 的光源,具有良好的穿透性,并且各光源间相干性好,同时还具有功耗低、照度高、相对温度低,对人体组织无损坏等特点。

[0026] 实施例二：

[0027] 在实施例一的基础上,本发明还提供了一种红外乳腺血氧诊断方法,包括以下步骤:

[0028] 步骤 S10:LED 光源的双波长激光交替对乳腺标体物进行照射;

[0029] 步骤 S20:摄像系统摄取不同波长激光透过所述乳腺标体物后的影像,并截取一组图像,将所述图像转换为数字图像信号,发送给图像采集系统;

[0030] 步骤 S30:所述图像采集系统接收所述数字图像信号,并对所述数字图像信号进行插值、滤波、增强和伪彩色等数字化处理,并截取数字化处理后的数字图像信号发送至计算机进行处理;

[0031] 步骤 S40:所述计算机接收到的所述数字图像信号,并将所述数字图像信号发送至图文处理系统;

[0032] 步骤 S50:所述图文处理系统接收所述数字图像信号,并将所述数字图像信号转换为数字化血含量图和氧含量图,遵循朗伯-比耳定律对所述数字图像信号进行分析测算,并将血氧饱和度值发送至所述计算机的显示器上进行显示,同时将血氧饱和度值发送至图文生成系统形成图文信息。

[0033] 作为一种可实施方式,还包括步骤 S60:所述图文生成系统将所述图文信息发送至图文报告系统接收,并由所述图文报告系统生成报告单。

[0034] 血氧饱和度的计量依据了脉搏血氧饱和度仪基于光吸收原理,血氧饱和度的理论计算又结合了 Beer-Lambert 定律,具体的 Beer-Lambert 定律的内容如下:当一束光强为 I_0 的光垂直照射 - 分子浓度为 C 的样品时,透光光强 I_1 和 I_0 存在下列关系:

$$[0035] \quad I_1 = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (1)$$

[0036] 其中 $\epsilon(\lambda)$ 为样品分子对波长 λ 的吸光系数, d 为光路径。若令 $\ln(I_0/I_1) = A(\lambda)$, 则 (1) 式可变换成:

$$[0037] \quad A(\lambda) = \epsilon(\lambda)cd \quad (2)$$

[0038] 我们称 $A(\lambda)$ 为吸光度,将 (2) 式推广至含有几种浓度分别为 C_1 、 C_2 、 $\dots$ 、 C_n 的成份的样品,便可得:

$$[0039] \quad A(\lambda) = \epsilon_1(\lambda)C_1d_1 + \epsilon_2(\lambda)C_2d_2 + \dots + \epsilon_n(\lambda)C_nd_n = \sum_{n=1}^n \epsilon_n(\lambda)C_nd_n \quad (3)$$

[0040] 其中 $\epsilon_n(\lambda)$ 、 d 分别为第 n 种成份的吸光系数和光路径。

[0041] 在进行血氧饱和度进行理论计算时,我们近似地用 Beer-Lambert 定律来描述射光通过搏动的血管组织的光强变化,而且认为 λ 射光穿过的只是均匀液混合无血组织 [12],那么总的吸光度可表示为:

$$[0042] \quad A(\lambda) = \epsilon(\text{Hb})C(\text{Hb})d(\text{Hb}) + \epsilon(\text{HbO}_2)C(\text{HbO}_2)d(\text{HbO}_2) + A_0 \quad (4)$$

[0043] 其中 $C(\text{Hb})$ 、 $C(\text{HbO}_2)$ 分别为还原血红蛋白、氧合血红蛋白的浓度, $\epsilon(\text{Hb})$ 、 $\epsilon(\text{HbO}_2)$ 分别为还原血红蛋白、氧合血红蛋白的吸光系数, $d(\text{Hb})$ 、 $d(\text{HbO}_2)$ 分别为还原血红蛋白、氧合血红蛋白的光路径, A_0 为无血组织的吸光度。对于 $\lambda(R) = 660\text{nm}$, $\lambda(\text{NIR}) = 940\text{nm}$, 则可得:

$$[0044] \quad A(R) = \epsilon_R(\text{Hb})C(\text{Hb})d(\text{Hb}) + \epsilon_R(\text{HbO}_2)C(\text{HbO}_2)d(\text{HbO}_2) + A_0(R) \quad (5)$$

$$[0045] \quad A(\text{NIR}) = \epsilon_{\text{NIR}}(\text{Hb})C(\text{Hb})d(\text{Hb}) + \epsilon_{\text{NIR}}(\text{HbO}_2)C(\text{HbO}_2)d(\text{HbO}_2) + A_0(\text{NIR}) \quad (6)$$

[0046] 其中 $A_0(R)$ 、 $A_0(\text{NIR})$ 分别为各成份对红光和近红外光的总吸光度 ϵ_R 、 ϵ_{NIR} 分别

为血液成份对红光和红外光的吸光系数, $A_0(R)$ 、 $A_0(NIR)$ 分别为无血组织对红光和近红外光的吸光度。由于 $A(R) = \ln(I_0/I_t)R$, $A(NIR) = \ln(I_0/I_t)NIR$, I_0 值一定, $A_v(R)$ 、 $A_v(NIR)$ 也可认为是定值, 若将 (5) 式和 (6) 式分别时间 t 微分, 则两式分别成为:

$$[0047] \quad -\frac{d}{dt}[\ln I_t(R)] = \frac{d}{dt}[\varepsilon_R(Hb)C(Hb)d(Hb) + \varepsilon_R(HbO_2)C(HbO_2)d(HbO_2)] \quad (7)$$

[0048]

$$-\frac{d}{dt}[\ln I_t(NIR)] = \frac{d}{dt}[\varepsilon_{NIR}(Hb)C(Hb)d(Hb) + \varepsilon_{NIR}(HbO_2)C(HbO_2)d(HbO_2)] \quad (8)$$

[0049] 根据血氧饱和度的定义:

$$[0050] \quad S_{pO_2} = \frac{C(HbO_2)}{C(Hb) + C(HbO_2)} \text{ 有 } C(HbO_2) = \frac{SpO_2}{1 - SpO_2} C(Hb) \quad (9)$$

[0051] 若令

$$[0052] \quad \frac{d}{dt}[\ln I_t(R)] / \frac{d}{dt}[\ln I_t(NIR)] = \gamma, \text{ 由于 } d(Hb) = d(HbO_2), \text{ 由 (9) 式结合 (7)、(8) 两}$$

$$\text{式可得 } SpO_2 = \frac{r_{CNIR}(Hb) - \varepsilon_R(Hb)}{r[\varepsilon_{NIR}(Hb) - \varepsilon_{NIR}(HbO_2) + \varepsilon_R(HbO_2) - \varepsilon_R(Hb)]} \quad (10)$$

[0053] 从上面的推导可知, 除血液中的 Hb 和 HbO₂ 两种主要成份外, 其它因素如表皮厚度、肤色深浅、骨骼等对 SpO₂ 的结果影响已被消除。为了直观起见, (10) 式还可表示成:

$$[0054] \quad SpO_2 = \frac{K_1 - K_2 r}{K_3 - K_4 r}$$

[0055] 其中

$$[0056] \quad K_1 = -\varepsilon_R(Hb)$$

$$[0057] \quad K_2 = -\varepsilon_{NIR}(Hb)$$

$$[0058] \quad K_3 = \varepsilon_R(HbO_2) - \varepsilon_R(Hb)$$

$$[0059] \quad K_4 = \varepsilon_{NIR}(HbO_2) - \varepsilon_{NIR}(Hb)$$

[0060] 是近似地通过 $I_i(R)$ 、 $I_t(NIR)$ 的微小变化量来求得, 即:

$$[0061] \quad r \approx \frac{\Delta \ln I_t(R)}{\Delta \ln I_t(NIR)}$$

[0062] 本发明提供的一种红外乳腺血氧诊断及方法, 采用能发射 660nm 和 940nm 双波长的 LED 光源、摄像系统和具有直观的红外能量曲线显示以及自定义彩色编码技术的图文处理系统相结合的形式, 并遵循朗伯-比耳定律, 测算出组织血、氧含量, 生成血含量、氧含量图和血氧饱和度值及图像中每一像素点的灰阶度值, 近而对良、恶性乳腺组织进行诊断。上述红外乳腺血氧诊断及方法操作简单, 阳性检出率高, 可提供临床诊断信息多等特点, 明显提高了临床诊断水平。

[0063] 上述实施方式旨在举例说明本发明可为本领域专业技术人员实现或使用, 对上述实施方式进行修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的, 故本发明包括但不限于

上述实施方式,任何符合本权利要求书或说明书描述,符合与本文所公开的原理和新颖性、创造性特点的方法、工艺、产品,均落入本发明的保护范围之内。

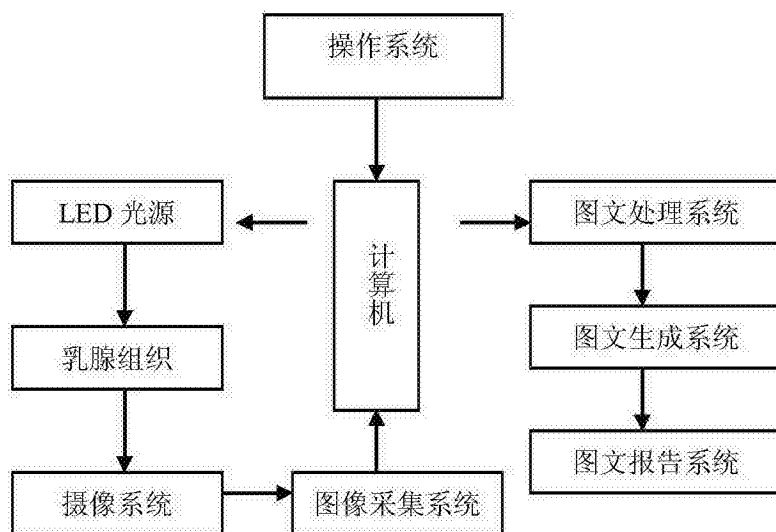


图 1

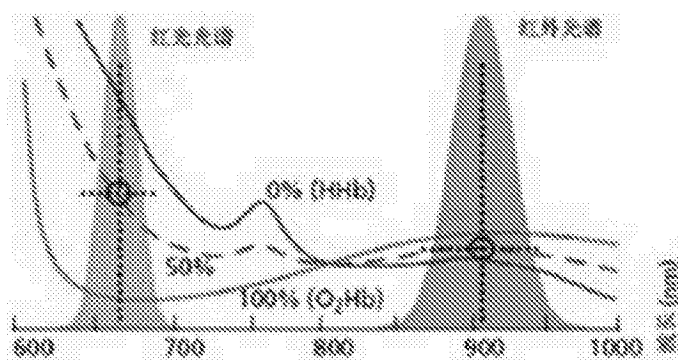


图 2

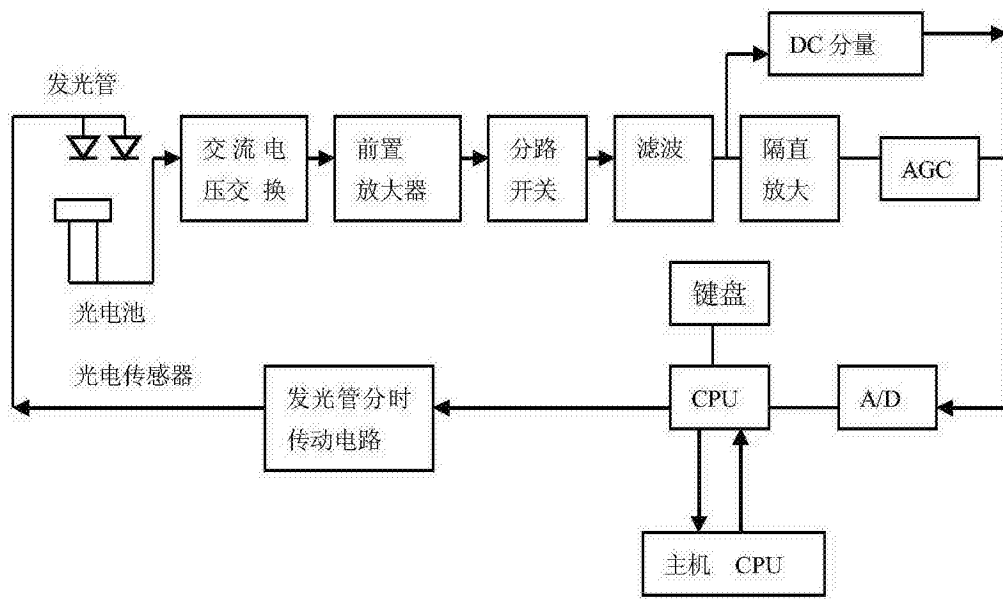


图 3

专利名称(译)	红外乳腺血氧诊断仪		
公开(公告)号	CN204950966U	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201520336929.1	申请日	2015-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	杨亚军		
申请(专利权)人(译)	杨亚军		
当前申请(专利权)人(译)	杨亚军		
[标]发明人	杨亚军 孙景红		
发明人	杨亚军 孙景红		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
代理人(译)	裴娜		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种红外乳腺血氧诊断仪，包括发射双波长激光的LED光源、摄像系统、图像采集系统、计算机、图文处理系统以及图文生成系统；所述摄像系统采集标体物被激光透过的影像，并将所述影像传递给所述图像采集系统，所述图像采集系统将所述影像量化为数字图像信号，并经所述计算机发送至所述图文处理系统进行图文分析处理，处理完成后发送至所述图文生成系统，生成图文信息。本实用新型提供的红外乳腺血氧诊断仪及方法操作简单，阳性检出率高，可提供临床诊断信息多等特点，明显提高了临床诊断水平。

