



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104856653 B

(45)授权公告日 2017.06.30

(21)申请号 201510325800.5

(22)申请日 2015.06.12

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104856653 A

(43)申请公布日 2015.08.26

(73)专利权人 广州医软智能科技有限公司

地址 510000 广东省广州市高新技术产业

开发区科学城科学大道162号B3区10

层1001-A

(72)发明人 刘发杰 亚历克斯·布兰多

罗晓川

(74)专利代理机构 北京市盈科律师事务所

11344

代理人 马丽丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0265(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

(56)对比文件

CN 204734466 U,2015.11.04,权利要求1-

6.

CN 103445764 A,2013.12.18,全文.

US 2005033185 A1,2005.02.10,全文.

CN 103417196 A,2013.12.04,全文.

CN 204318721 U,2015.05.13,全文.

审查员 谢楠

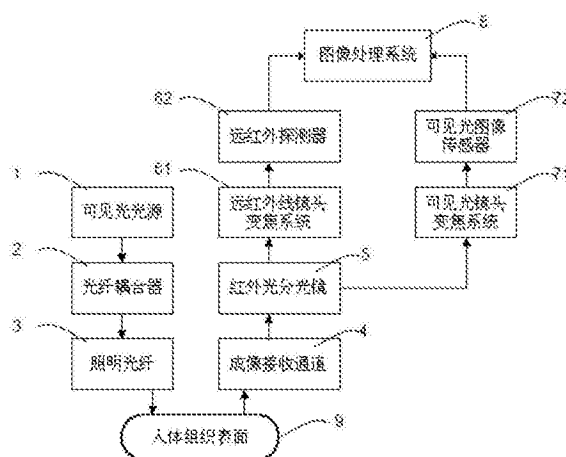
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

用于检测血管的装置与方法

(57)摘要

本发明公开了一种用于检测血管的装置和方法,所述装置包括可见光光源、光纤耦合器、照明光纤、成像接收通道、红外光分光镜、远红外线镜头变焦系统、远红外探测器、可见光镜头变焦系统、可见光图像传感器和图像处理系统。本发明根据热体细胞、组织或器官处于不同状态时,其新陈代谢活动时产生的热辐射也不一样的特征和血管血流传热特性,将红外热成像技术与可见光成像技术相融合,在获得高质量、高对比度血管图像的同时,还可辅助分析血管血流速度、血液灌注度等相关血流参数,以及根据人体组织在不同病理下的温度特征,进行疾病的早期预测和健康评估。



1. 一种用于检测血管的装置,其特征在于,包括可见光光源、光纤耦合器、照明光纤、成像接收通道、红外光分光镜、远红外线镜头变焦系统、远红外探测器、可见光镜头变焦系统、可见光图像传感器和图像处理系统;

所述可见光光源,用于发出可被红细胞吸收的可见光;

所述光纤耦合器,设置在所述可见光的前进方向,用于接收所述可见光光源发出的可见光;

所述照明光纤,与所述光纤耦合器相连接,用于传输所述可见光,并将可见光导出后投射到人体组织表面;

所述成像接收通道,用于收集从组织内部散射返回组织表面的可见光和组织辐射的远红外线;

所述红外光分光镜,设置在成像接收通道的顶端,用于分离远红外线和可见光;

所述可见光镜头变焦系统,用于调整可见光的聚焦距离;

所述可见光图像传感器,用于将光信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字可见光图像;

所述远红外线镜头变焦系统,用于调整所述远红外线的聚焦距离与所述可见光镜头变焦系统的焦距保持同步;

所述远红外探测器,用于将入射的远红外线热辐射信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字远红外热图;

所述图像处理系统,用于将所述可见光图像和远红外热图配准融合,按相同的比例尺寸显示,输出高质量的血管图像;

所述图像处理系统具有分析模块,用于分析血管参数和人体温度特征;

所述装置用于微血管的检测。

2. 如权利要求1所述的用于检测血管的装置,其特征在于,所述光纤耦合器包括固定罩、聚光镜和光分路器,所述可见光光源固定在固定罩内,可见光的前进方向上依次安装聚光镜和光分路器,光分路器的一端与固定罩固定连接,光分路器的另一端与照明光纤连接,所述照明光纤在成像接收通道的外围,所述成像接收通道包括圆管状通道和准直透镜,准直透镜设置于圆管状通道的底端,所述红外光分光镜呈 45° 角设置在圆管状通道的顶端,圆管状通道与红外光分光镜相对的侧面设有透光口,透光口处贴有滤光片。

3. 如权利要求2所述的用于检测血管的装置,其特征在于,可见光光源为发光二极管,其入射光线的波长为410-430nm、525-550nm或780-800nm;滤光片的透过波长与入射光线的波长相同。

4. 如权利要求2所述的用于检测血管的装置,其特征在于,所述圆管状通道内部涂有防反射涂层。

5. 一种用于检测血管的方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1、可见光光源发出的可见光经照明光纤采用侧边入射的方式投射到人体组织表面;

S2、成像接收通道收集经人体组织透射回来的携带血管信息的可见光和组织辐射出的远红外线,经红外光分光镜分光后,可见光输送到可见光镜头变焦系统,远红外线输送到远红外线镜头变焦系统;

S3、可见光镜头变焦系统将采集到的携带血管信息的可见光聚焦后投射到可见光图像

传感器,获得血管可见光图像;

S4、远红外线镜头变焦系统同步所述可见光镜头变焦系统的变焦焦距参数,将所述的远红外线聚焦后投射到远红外探测器,获得所检测组织区域的红外热图;

S5、图像处理系统对所述可见光图像和所述红外热图进行配准融合,得到血管图像。

6.如权利要求5所述的用于检测血管的方法,其特征在于,用于检测血管的方法还包括步骤S6利用温度信息对血管图像上血管的参数进行分析,通过血管周围组织温度的高低来反映人体组织的血液灌注度高低和血液流速。

7.如权利要求6所述的用于检测血管的方法,其特征在于,步骤S6还包括利用温度信息对人体组织的温度特征进行分析:利用血红细胞对可见光的吸收原理对血管成像的同时,还利用远红外探测器测试人体组织温度场分布并构建三维温度场数学模型,得到人体温度特征。

8.如权利要求5所述的用于检测血管的方法,其特征在于,所述方法用于微血管的检测。

用于检测血管的装置与方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物光学成像技术领域,尤其涉及一种用于检测血管的装置与方法。

背景技术

[0002] 在人体中,血管是输送血液的管道,依运输方向可分为动脉、静脉与微血管。动脉从心脏将血液带至身体组织,静脉将血液自组织间带回心脏,微血管则连接动脉与静脉,是血液与组织间物质交换的主要场所,并且广泛分布到全身各组织和细胞间,因此微血管也称为微循环。

[0003] 正常情况下,微血管的血流量与人体组织、器官的代谢水平相适应,保证各组织器官的血液灌流量并调节回心血量,使人体内各器官生理功能得以正常运行。微血管很容易发生障碍。随着年龄的增长,人体的各个器官会逐渐衰老,其功能也自然随之退化,这是造成微血管障碍的内部原因。在病理情况下,由于各种致病因素的作用,又会加重微血管功能发生障碍。微血管障碍会改变血液理化性质,主要表现在微血管水平上的血管和血流在功能和形态方面的改变,使管腔狭窄,血液流速或减慢或形成血栓,使局部组织缺血缺氧甚至坏死,进而引起一系列临床症状。医学已证明:人体的衰老,肿瘤的发生,高血压、糖尿病及许多心脑血管等疾病主要是由微血管障碍所导致的。微血管障碍是很多病理过程和疾病的共同表现。因此,微血管正常与否,是人体是否健康的重要标志。

[0004] 微血管的观察检测内容通常包括三个方面:形态、动态和微血管周围现象。微血管的观察检测部位主要集中于体表和粘膜,国内较常用甲襞、球结膜、舌、唇等部位。微血管的观察检测多采用传统的正入射光谱成像方法,该方法可以获得较为理想的微血管图像,但是无法直接显示微血管周边组织的情况。

发明内容

[0005] 针对上述现有技术的不足,本发明提供一种用于血管检测的装置与方法。

[0006] 为实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0007] 用于检测血管的装置,包括可见光光源、光纤耦合器、照明光纤、成像接收通道、红外光分光镜、远红外线镜头变焦系统、远红外探测器、可见光镜头变焦系统、可见光图像传感器和图像处理系统;

[0008] 所述可见光光源,用于发出可被红细胞吸收的可见光;

[0009] 所述光纤耦合器,设置在所述可见光的前进方向,用于接收所述可见光光源发出的可见光;

[0010] 所述照明光纤,与所述光纤耦合器相连接,用于传输所述可见光,并将可见光导出后投射到人体组织表面;

[0011] 所述成像接收通道,用于收集从组织内部散射返回组织表面的可见光和组织辐射的远红外线;

[0012] 所述红外光分光镜,设置在成像接收通道的顶端,用于分离远红外线和可见光;

[0013] 所述可见光镜头变焦系统,用于调整可见光的聚焦距离;

[0014] 所述可见光图像传感器,用于将光信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字可见光图像;

[0015] 所述远红外线镜头变焦系统,用于调整所述远红外线的聚焦距离与所述可见光镜头变焦系统的焦距保持同步;

[0016] 所述远红外探测器,用于将入射的远红外线热辐射信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字远红外热图;

[0017] 所述图像处理系统,用于将所述可见光图像和远红外热图配准融合,输出高质量的血管图像。

[0018] 优选的,所述光纤耦合器包括固定罩、聚光镜和光分路器,所述可见光光源固定在固定罩内,可见光的前进方向上依次安装聚光镜和光分路器,光分路器的一端与固定罩固定连接,光分路器的另一端与照明光纤连接,所述照明光纤在成像接收通道的外围,所述成像接收通道包括圆管状通道和准直透镜,准直透镜设置于圆管状通道的底端,所述红外光分光镜呈 45° 角设置在圆管状通道的顶端,圆管状通道与红外光分光镜相对的侧面设有透光口,透光口处贴有滤光片。

[0019] 优选的,所述圆管状通道内部涂有防反射涂层。

[0020] 优选的,可见光光源为发光二极管,其入射光线的波长为410-430nm、525-550nm或780-800nm;滤光片的透过波长与入射光线的波长相同。

[0021] 优选的,所述装置用于微血管的检测。

[0022] 本发明还进一步提供了一种用于检测血管的方法,包括以下步骤:

[0023] S1、可见光光源发出的可见光经照明光纤采用侧边入射的方式投射到人体组织表面;

[0024] S2、成像接收通道收集经人体组织透射回来的携带血管信息的可见光和组织辐射出的远红外线,经红外光分光镜分光后,可见光输送到可见光镜头变焦系统,远红外线输送到远红外线镜头变焦系统;

[0025] S3、可见光镜头变焦系统将采集到的携带血管信息的可见光聚焦后投射到可见光图像传感器,获得血管可见光图像;

[0026] S4、远红外线镜头变焦系统同步所述可见光镜头变焦系统的变焦焦距参数,将所述的远红外线聚焦后投射到远红外探测器,获得所检测组织区域内的红外热图;

[0027] S5、图像处理系统对所述可见光图像和所述红外热图进行配准融合,得到血管图像。

[0028] 优选的,用于检测血管的方法还包括步骤S6利用温度信息对血管图像上血管的参数进行分析,通过血管周围组织温度的高低来反映人体组织的血液灌注度高低和血液流速。

[0029] 步骤S6还包括利用温度信息对人体组织的温度特征进行分析:利用血红细胞对可见光的吸收原理对血管成像的同时,还利用远红外探测器测试人体组织温度场分布并构建三维温度场数学模型,得到人体温度特征。

[0030] 优选的,所述方法用于微血管的检测。

[0031] 与现有技术相比,本发明用于检测血管的装置与方法,具有以下有益效果:

[0032] (1) 使用本发明用于检测血管的装置与方法获得的图像对比度高。本发明中可见光采用侧边入射方式,使检测区域呈现为暗视场的成像技术,以更小的能量获得更高图像质量、更高对比度的血管成像;同时利用组织细胞新陈代谢时产生热辐射和血液循环对组织传热所独有的热循环的特性,通过远红外热探测器对组织成像区域进行热分布探测,获得组织的热图,然后将两个图像配准融合,用温度特征对血管进行补偿,进一步提升了图像的对比度。

[0033] (2) 根据热体细胞、组织或器官处于不同状态时,其新陈代谢活动及所产生的热辐射不一样的特征,以及血管传热特性,还可辅助分析血管血流速度、血液灌注度等相关血流参数,以及根据人体组织在不同病理下的温度特征,进行疾病的早期预测和健康评估。

附图说明

[0034] 图1是本发明用于检测血管的装置的一个实施例的结构方框图;

[0035] 图2是图1中用于检测血管的装置的结构示意图;

[0036] 图3是本发明用于检测血管的方法的一个实施例的流程示意图。

[0037] 附图标记为:

[0038] 可见光光源1、光纤耦合器2、固定罩21、聚光镜22、光分路器23、照明光纤3、成像接收通道4、圆管状通道41、准直透镜42、透光口43、红外光分光镜5、远红外线镜头变焦系统61、远红外探测器62、可见光镜头变焦系统71、可见光图像传感器72、图像处理系统8、人体组织表面9。

具体实施方式

[0039] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。本发明中使用的光纤耦合器、红外光分光镜、远红外线镜头变焦系统、远红外探测器、可见光镜头变焦系统、可见光图像传感器和图像处理系统等元件都是市售产品。

[0040] 实施例1

[0041] 参见图1,在本实施例中所述的用于检测血管的装置,包括可见光光源1、光纤耦合器2、照明光纤3、成像接收通道4、红外光分光镜5、远红外线镜头变焦系统61、远红外探测器62、可见光镜头变焦系统71、可见光图像传感器72和图像处理系统8;所述可见光光源1用于发出可被红细胞吸收的可见光;所述光纤耦合器2设置在所述可见光的前进方向,用于接收所述可见光光源1发出的可见光;所述照明光纤3与所述光纤耦合器2相连接,用于传输所述可见光,并将可见光导出后投射到人体组织表面9;所述成像接收通道4用于收集从组织内部散射返回组织表面的可见光和组织辐射的远红外线;所述红外光分光镜5设置在成像接收通道4的顶端,用于分离远红外线和可见光;所述可见光镜头变焦系统71,用于调整可见光的聚焦距离;所述可见光图像传感器72,用于将光信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字可见光图像信号;所述远红外线镜头变焦系统61,用于调整所述远红外线的聚焦距离,使其与所述可见光镜头变焦系统71的焦距保持同步;所述远红外探测器62,用于将入射的远红外线热辐射信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字远红外热图;所述图像处理系统8,用于将所述可见光图像和远红外热图配准融合,按相同的比例尺寸显示,输出高质量的血管图像。配准融合后的可见光图像和远红外热图可以按相同

比例尺寸显示于同一窗口中,可以以按相同比例尺寸显示与不同窗口中。

[0042] 所述可见光光源1可以提供一定波长和能量的可见光,用于可见光成像的照明光源。具体地,可见光光源1为发光二极管,优选入射光线的波长为410-430nm、525-550nm或780-800nm的发光二极管,血红蛋白对这三种范围内的波长具有较高的吸收率。本发明用于检测血管的装置可以通过选择可见光光源的波长实现采用绝对波长对血管进行检测,图像的对比度高。

[0043] 所述光纤耦合器2将光信号分成多路进行传播,使所述可见光的光能量能最大限度地耦合到所述照明光纤3中。所述照明光纤3是一组光纤传光束,与所述光纤耦合器2相连接,用于传输所述可见光,并将可见光直接引导到需要观察或检测的部位。光纤具有体积小、操作方便和冷光源等优点,非常适合用于可见光的传输。优选的,照明光纤3的直径为0.5-6mm,其长度视操作要求而确定,优选长度为150-3000mm。照明光纤3所用材质类型包括但不限于:多组分玻璃光纤、石英光纤或聚合物光纤。

[0044] 成像接收通道4的外周设置照明光纤3,照明光纤3投射出来的可见光不能直接进入成像接收通道4,成像接收通道4仅能收集从组织内部散射返回组织表面的可见光线和组织热辐射的远红外线。所述成像接收通道4包括圆管状通道41和准直透镜42,准直透镜42设置于圆管状通道41底端的光线入口处,用于将收集到的从人体组织内部透射出的可见光和人体组织辐射出的远红外线准直。圆管状通道41在红外光分光镜5正对着的侧面留有透光口43,反射后的可见光经透光口43穿过成像接收通道4后进入可见光镜头变焦系统71。透光口43贴有一层滤光片,用于滤除杂散的背景噪声,提高图像对比度。

[0045] 所述红外光分光镜5设置在成像接收通道4的顶端,用于将可见光和远红外线分离,远红外线从其内部透过,可见光从其表面反射。红外光分光镜5的入射角度为45°。在具体安装过程中,红外光分光镜5在成像接收通道4顶端呈45°角放置,保证可见光与远红外线以45°角入射到红外光分光镜5。

[0046] 所述可见光镜头变焦系统71用于调整所述可见光的聚焦距离,使成像清晰;可见光镜头变焦系统71由可见光镜头组和可见光镜头驱动电路组成。可见光镜头组由多个透镜、可变光圈和对焦环组成,实现调焦、放大、亮度增减等不同功能。可见光镜头组驱动电路与图像处理系统和远红外镜头组驱动电路相互通信,保证可见光镜头组与远红外线镜头组变焦焦距参数相同、像素阵列同向。所述可见光图像传感器72用于将光信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字图像信号。

[0047] 所述远红外线镜头变焦系统61用于调整所述远红外线的聚焦距离,与可见光焦距保持同步;远红外线镜头变焦系统61包含镜头组和镜头驱动电路两部分。所述镜头组优选透射式结构镜头组,其具有较大的数值孔径且无中心阻拦,在减小噪声等效温差、增加聚光能力的同时,提高系统的温度分辨率;所用镜片优选锗红外非球面透镜,在对弱信号的检测,达到较强的抑制杂光的能力,且热稳定性好,在宽的温度范围内不离焦。

[0048] 所述远红外探测器62用于将入射的所述远红外线热辐射信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字图像信号。具体地,所述远红外探测器62优选非制冷红外焦平面探测器。非制冷红外焦平面技术属于热电探测器类热成像技术,非制冷红外焦平面探测器按结构可分为单片式和混成式。单片式热探测器是在读出电路上用热隔离臂支撑悬空(即微桥结构)的红外探测敏感元列阵;而混成式非制冷焦平面探测器则是分别制作焦平面

敏感元列阵和CMOS信号读出电路,最后采用钢柱倒装焊技术将二者组装在一起的红外焦平面列阵。与混成技术相比,单片式结构可消除伪边缘、晕圈和频闪等效应,其列阵邻近像元之间的完全隔离几乎消除了串音、图像拖影和模糊现象。因此,单片式的非制冷焦平面探测器较之混成式焦平面探测器具有潜在的性能优势。所述非制冷红外焦平面探测器按工作模式又可分为微测辐射热计、热释电型和热电堆3种类型。其中,微测辐射热计由读出电路、微桥结构列阵、氧化钒薄膜材料、封装组成,其中氧化钒薄膜的作用是将红外辐射转变成电信号;微桥结构将在其上的氧化钒薄膜悬空起来,其极小的热容量和热导保证探测元有足够高的热灵敏度;读出电路将每个探测元的信号读出,变空间分布的电信号为时序信号,以便于实现凝视热成像,同时作为微桥结构的支撑衬底。

[0049] 所述图像处理系统8用于接收所述远红外探测器62输出的远红外热图和所述可见光图像传感器72输出的可见光图像,并将所述可见光图像和所述远红外热图配准融合,按相同的比例尺寸显示,输出高质量的血管图像。此外,所述图像处理系统还可以同时分析出相关的血管参数和人体组织的温度特征。

[0050] 本发明用于检测血管的装置的基本工作原理如下:可见光光源1发射出可被血红细胞吸收的可见光;光纤耦合器2收集可见光光源1发出的可见光,并将可见光耦合至照明光纤3;照明光纤3将可见光投射到人体组织表面9。可见光有一部分会透射进入人体组织内部,在人体组织内部继续散射和被组织血红细胞强烈吸收;成像接收通道4同时采集并准直组织辐射出的远红外线和从人体组织内部透射出来的含血管信息的可见光;红外光分光镜5反射可见光、透射远红外线以实现可见光和远红外线的分离;远红外线镜头变焦系统61将远红外线放大聚焦后投射到远红外探测器62进行光电转换得到组织红外热图信息;可见光镜头变焦系统71将可见光放大聚焦后投射到可见光图像传感器72进行光电转换得到血管图像信息;图像处理系统接收来自远红外探测器62的人体组织红外热图信息和可见光图像传感器72的血管图像信息,对两幅图像配准融合、分析。由配准融合后的图像可以得到血管的宽度、长度,血管网分布和密度等信息,进一步分析还可以得到血流速度、血液灌注度和温度差等信息。

[0051] 远红外热图中会形成一条条暗背景的较明显的温度线,这些温度线对原有的血管图像进行补偿。所述图像处理系统8在将所述可见光图像和所述远红外热图配准融合后,利用温度信息对血管图像上血管的参数和人体组织的温度特征进行分析,包括以下步骤:

[0052] (1) 血液灌注率和血液流速的分析。现有技术中可见光成像装置可以计算血液流速和灌注度,但是要获得准确计算数据,比较困难。本发明中通过红外成像方法辅助分析血液流速和灌注度,将红外数据与可见光数据相结合得到准确的血液流速和灌注度。利用血红细胞对可见光的吸收原理对血管成像后,血液灌注率并无法直观的在图像中显现。本发明通过探测血管周围组织温度的高低来辅助反映人体组织的血液灌注度高低和血液流速快慢。这是因为血管周围组织温度主要受血管的血液灌注率、血氧含量及血液流变学等参数的影响。

[0053] 血液灌注率对血管周围组织温度的影响主要体现在组织内血管的扩张程度上,当血液灌注率增加时,相应的动脉血管增粗,使低灌注率时无法显现的微血管扩张,引起组织内血管数量、尺寸相对改变,由于血管周围的组织和血液会发生热交换,从而使血管周围组织温度场变化,所以探测血管周围组织温度的高低就反映出人体组织的血液灌注度高低的

问题。在具体实施测算中,血管周围组织温度与血液灌注度成正比关系,血管周围组织温度高,则血液灌注度为高,血管周围组织温度较低,则此处血液灌注度为低。本发明装置通过收集测试过程中组织温度变化的样本数据,参考标准的流速与温度的关系数据模型,采用归一化均值法对样本数据分析处理后,得出血液流速数据。

[0054] (2) 人体组织的温度特征的分析。人体组织温度场有两个热来源,一个是来自血管血液循环的换热作用,一个是组织细胞新陈代谢时产生的热量。热体细胞、组织或器官处于不同状态时,其新陈代谢活动及所产生的热辐射是不一样的。如某组织处于慢性疾病、血供不足或局部坏死状态时,其代谢热强度就偏低;而代谢热强度偏高时,多表现为疼痛、增生、炎症、肿瘤等等。以癌症为例,在患者早期(第一年,占位在毫米以下),癌细胞的代谢热产量可达 $70\text{mw}/\text{cm}^3$,与其周围正常细胞的温差可达2摄氏度以上,而癌细胞在体内呈三维分布,因此要实现疾病的早期预测,就需要在利用血红细胞对可见光的吸收原理对血管成像的同时,还利用远红外探测器测试人体组织温度场分布并构建三维温度场数学模型,得到人体温度特征。

[0055] 本发明中使用的人体组织、血液的传热方程如下列公式所示:

$$[0056] \quad \text{div}(\lambda_t \text{grad} T_t) + \rho_b c_b W_b (T_b - T_t) + Q_{\text{met}} = 0 \quad (1)$$

$$[0057] \quad \frac{\partial}{\partial x} \left(\lambda_b \frac{\partial T_b}{\partial x} \right) - \rho_b c_b u \frac{\partial T_b}{\partial x} = 0 \quad (2)$$

[0058] 在公式(1)、公式(2)中, ρ_t 为组织密度, ρ_b 为血液的密度, Q_{met} 为生物代谢热; T_t 为组织温度, T_b 为血液温度, c_b 为组织比定压热容, λ_t 为组织导热系数, λ_b 为血液导热系数。本发明运用生物传热技术,接收人体细胞新陈代谢所产生的热辐射,并通过特有的成像和“由表及里”的层析技术,测定体内异常热源分布、深度、强度、形态及走势,从而全面、真实、动态地反映由人体代谢热所表达的整体健康状况,是现代临床医学极佳的、绿色的补充检测手段。

[0059] 基于以上的探测区域的温度场的构建,通过软件来指导图像采集和分析,就能够识别应用温度刺激后可疑病变和周围皮肤的热信号,可以用于进行疾病的早期预测和健康评估,如:

[0060] 1) 癌症的预警。如对舌、唇等人体组织进行微血管检测时,当测试到血供不足而温度又比较高的区域,就会在所述微血管图像上加以特别的标注进行预警。之后验证是否是舌癌、唇癌。

[0061] 2) 发现失活组织。一般失活组织除了外观无光泽,比较混浊,失去正常组织的弹性外,还因无正常的血液供给而温度较低,图线处理系统8就会对检测到的可疑的组织病变区域在所述血管图像上进行早期预警。

[0062] 使用本发明用于检测血管的装置和方法,能提高血管图像的对比度,获得的血管图像的对比度高。对比度的提高主要有以下因素:

[0063] (1) 改变照明可见光入射方式提高对比度。普通的血管检测装置采用偏振光正入射的方式,检偏器无法全部有效的滤除组织表面发射回来的背景噪声,导致图像对比度偏低。本发明采用可见光侧边入射的方式,使检测区域呈现为暗视场的成像技术,且成像接收通道防反射涂层很好的避免了来自组织表面以外的光噪声渗入,暗视场所获得的光源全部

来自组织内部被血红细胞强烈吸收后散射并透射出来的光,避免了光噪声的污染,一定程度上提高了血管图像的对比度。

[0064] (2) 利用温度信息提高所述血管图像的对比度。由于血管内血液温度高于血管周围组织的温度,靠近血管的组织会具有较高的温度,在远红外热图中会形成一条条暗背景的较明显的温度线,这些温度线对原有的血管图像进行补偿。通过改变照明可见光入射方式和温度对血管的补偿作用两次对图像对比度的提升,就使得血管图像达到了较高的图像对比度。

[0065] 实施例2

[0066] 为了更好的理解本发明,下面结合一个具体实施例对本发明的结构做进一步介绍。在本实施例中没有详述的内容,与实施例1相同。

[0067] 如图2所示,本发明用于检测血管的装置,包括可见光光源1、光纤耦合器2、照明光纤3、成像接收通道4、红外光分光镜5、远红外线镜头变焦系统61、远红外探测器62、可见光镜头变焦系统71、可见光图像传感器72和图像处理系统8;所述光纤耦合器2包括固定罩21、聚光镜22和光分路器23,所述可见光光源1固定在固定罩21内,可见光的前进方向上依次安装聚光镜22和光分路器23,所述可见光光源1固定在固定罩21内,可见光的前进方向上依次安装聚光镜22和光分路器23,光分路器23的一端与固定罩21固定连接,光分路器23的另一端与照明光纤3连接,所述成像接收通道4包括圆管状通道41和准直透镜42,准直透镜42设置于圆管状通道41的底端,圆管状通道41内部涂有防反射涂层,所述照明光纤3在成像接收通道4的外围,所述红外光分光镜5呈45°角设置在圆管状通道41的顶端,圆管状通道41与红外光分光镜5相对的侧面设有透光口43,透光口43处贴有滤光片44。

[0068] 所述光纤耦合器2,设置在所述可见光的前进方向,用于接收所述可见光光源1发出的可见光,使所述可见光的光能量能最大限度地耦合到所述照明光纤3中。所述固定罩21用于固定所述可见光光源1和所述聚光镜22,同时罩在所述可见光光源1外,以便更好的收集可见光,提高可见光利用率。所述聚光镜22安装在所述可见光的前进方向,用于将可见光准直并汇聚,使可见光更有效率的耦合进光分路器23。光分路器23采用熔融拉锥型工艺制作,在一种可实现方式中,光分路器23最终成型为双锥体形式的特殊波导结构,通过控制光纤扭转的角度和拉伸的长度,使每一路都得到相同的分光比例。

[0069] 本实施例中的可见光光源1提供的所述入射光线的波长为550nm,但不限于550nm。本实施例中的照明光纤3采用具有较高透光率的石英光纤,直径为1mm,但不限于1mm。

[0070] 所述成像接收通道4的外周设置照明光纤3。成像接收通道4仅能收集从组织内部散射返回组织表面的可见光线和来自组织热辐射的远红外线。圆管状通道41保证成像接收通道4内外的光完全隔离,避免了光噪声的污染。优选的,圆管状通道41内部涂有防反射涂层,防止透镜反射或散射后的光再次反射,提高图像对比度。所述成像接收通道4内部还包括有一个准直透镜42,准直透镜42设置于成像接收通道4底端的光线入口处,用于将收集到的从人体组织内部透射出的可见光和人体组织辐射出的远红外线准直。

[0071] 所述红外光分光镜5属于双色分光镜,采用1mm厚的锗晶体材料制备而成,表面双面抛光后镀上防反射膜层和光学过滤膜层,使得8-14μm波段的远红外线具有最大透过率;420nm-680nm的可见光线具有极高的反射率。在具体安装过程中,红外光分光镜5在成像接收通道4顶端呈45°角放置,保证可见光与远红外线以45°角入射到分光镜,远红外线从其内部透过,可见光从其表面反射。成像接收通道4在红外光分光镜5正对着的侧面留有透光口

43,透光口43处贴有一层550nm滤光片,用于滤除杂散的背景噪声,提高图像对比度。

[0072] 所述远红外线镜头变焦系统61用于调整所述远红外线的聚焦距离,与可见光焦距保持同步;远红外线镜头变焦系统61包含镜头组和镜头驱动电路两部分。本实施例中所述镜头组采用透射式结构,镜片采用锗红外非球面透镜。所述远红外探测器62,用于将入射的所述远红外线热辐射信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字图像信号。远红外探测器62的光谱响应波长范围为8-14 μm ,像素分320*240和160*120两种,优选采用320*240像素。

[0073] 所述可见光镜头变焦系统71,用于调整所述可见光的聚焦距离,使成像清晰;可见光镜头变焦系统71由可见光镜头组和可见光镜头驱动电路组成。所述可见光图像传感器72,用于将光信号转换为电信号,经放大处理和模数转换后,输出数字图像信号;具体实施时,可见光图像传感器72为电荷耦合元件图像传感器,其采用面阵式结构,由很多光敏区排列成一个方阵,并以一定的形式连接成一个器件,获取信息量大,能处理复杂的图像。

[0074] 所述图像处理系统8用于接收所述远红外探测器62输出的远红外热图和所述可见光图像传感器72输出的可见光图像,并将所述可见光图像和所述远红外热图配准融合,按相同的比例尺寸显示于同一窗口中,输出高质量的血管图像。此外,所述图像处理系统8还可以分析出相关的血管参数和人体组织的温度特征。因此,本发明检测血管的装置可以用于进行疾病的早期预测和健康评估。

[0075] 本实施例中,采用用于检测血管的装置进行微血管图像分析时,其具体工作过程为:

[0076] 可见光光源1发射出可被血红细胞较好吸收的可见光;固定罩21罩在可见光光源1之外,内置聚光镜22将所述可见光准直后收聚到光分路器23;照明光纤3与光分路器23相连接,并将所述可见光投射到人体组织检测区域的外围,所述可见光一部分会透射进入人体组织内部后继续折射、散射、衍射,且被血红细胞强烈吸收;成像接收通道4收集检测区域内被血红细胞强烈吸收后透射出来的可见光,同时也收集人体组织检测区域向外部辐射的远红外线;收集到的可见光和远红外线会先经过准直透镜42准直后投射到红外分光镜5,远红外线从红外分光镜5内部透射,经远红外线镜头变焦系统61变焦后,投射到远红外探测器62,转换成数字红外热图信号;可见光从红外分光镜5表面反射,经可见光镜头变焦系统71变焦后,投射到可见光图像传感器72,光电转换成数字可见光图像信号;图像处理系统8接收所述的数字红外热图信号和所述数字可见光图像信号,将两幅图像配准融合,利用获得的温度对图像进行补偿,输出高质量的微血管图像和进一步分析出人体的健康状况。

[0077] 实施例3

[0078] 本发明还提供了一种用于检测血管的方法。参看图3,利用上述实施例1或2中的用于检测血管的装置对人体组织微血管进行检测,包括以下步骤:

[0079] S1、可见光光源发出的可见光经照明光纤采用侧边入射的方式投射到人体组织表面;

[0080] S2、成像接收通道收集经人体组织透射回来的携带微血管信息的可见光和组织检测区辐射出的远红外线,经红外分光镜分光后,可见光输送到可见光镜头变焦系统,远红外线输送到远红外线镜头变焦系统;

[0081] S3、可见光镜头变焦系统将采集到的携带微血管信息的可见光聚焦后投射到可见

光图像传感器,获得微血管可见光图像;

[0082] S4、远红外线镜头变焦系统同步所述可见光镜头变焦系统的变焦焦距参数,将所述的远红外线聚焦后投射到远红外探测器,获得所检测组织区域内的红外热图;

[0083] S5、图像处理系统对所述可见光图像和所述红外热图进行配准融合,得到微血管图像。

[0084] 优选的,用于检测血管的方法还包括步骤S6利用温度信息对微血管图像上微血管的参数进行分析,通过微血管周围组织温度的高低来反映人体组织的血液灌注度高低和血液流速;

[0085] 优选的,步骤S6还包括利用温度信息对人体组织的温度特征进行分析:利用血红细胞对可见光的吸收原理对微血管成像的同时,还利用远红外探测器测试人体组织温度场分布并构建三维温度场数学模型,得到人体温度特征。

[0086] 优选的,所述用于检测血管的方法用于微血管的检测。

[0087] 本发明用于检测血管的方法利用以上所述的用于检测血管的装置,可见光采用侧边入射方式,使检测区域呈现为暗视场的成像技术,以更小的能量获得更高图像质量的微血管成像;同时利用组织细胞新陈代谢时产生热辐射和血液循环对组织传热所独有的热循环的特性,通过远红外热探测器对组织成像区域进行热分布探测,获得组织的热图,然后将两个图像结合,根据热体细胞、组织或器官处于不同状态时,其新陈代谢活动及所产生的热辐射不一样的特征,以及微血管传热特性,还可辅助分析微血管血流速度、血液灌注度等相关血流参数,利用所探测到的血管温度对微血管参数进行补偿,获得高对比度的、包含血管参数信息的、高质量的微血管图像,以及根据人体组织在不同病理下的温度特征,进行疾病的早期预测和健康评估。

[0088] 以上所述是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也视为本发明的保护范围。

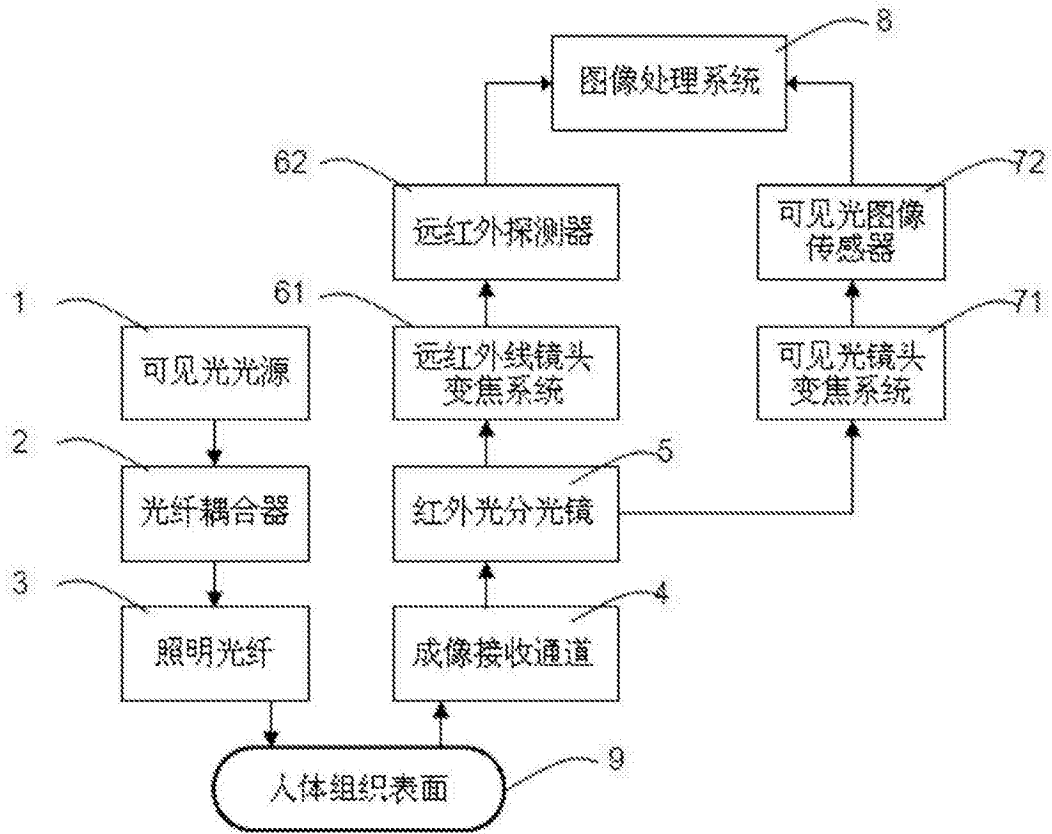


图1

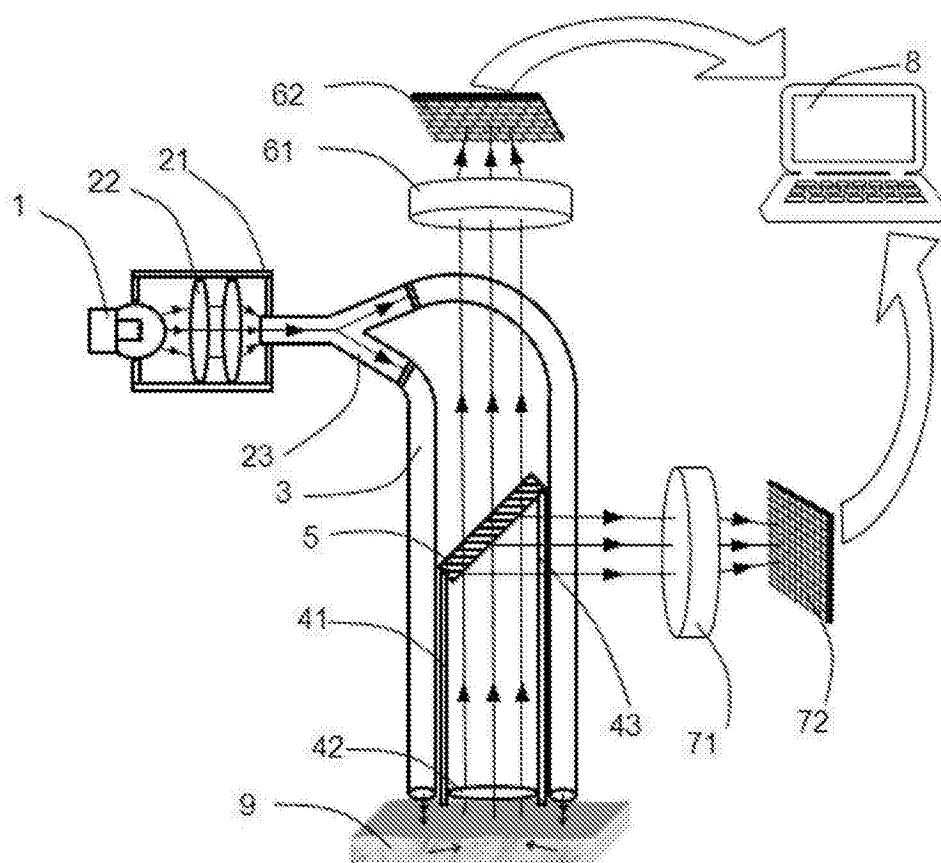


图2

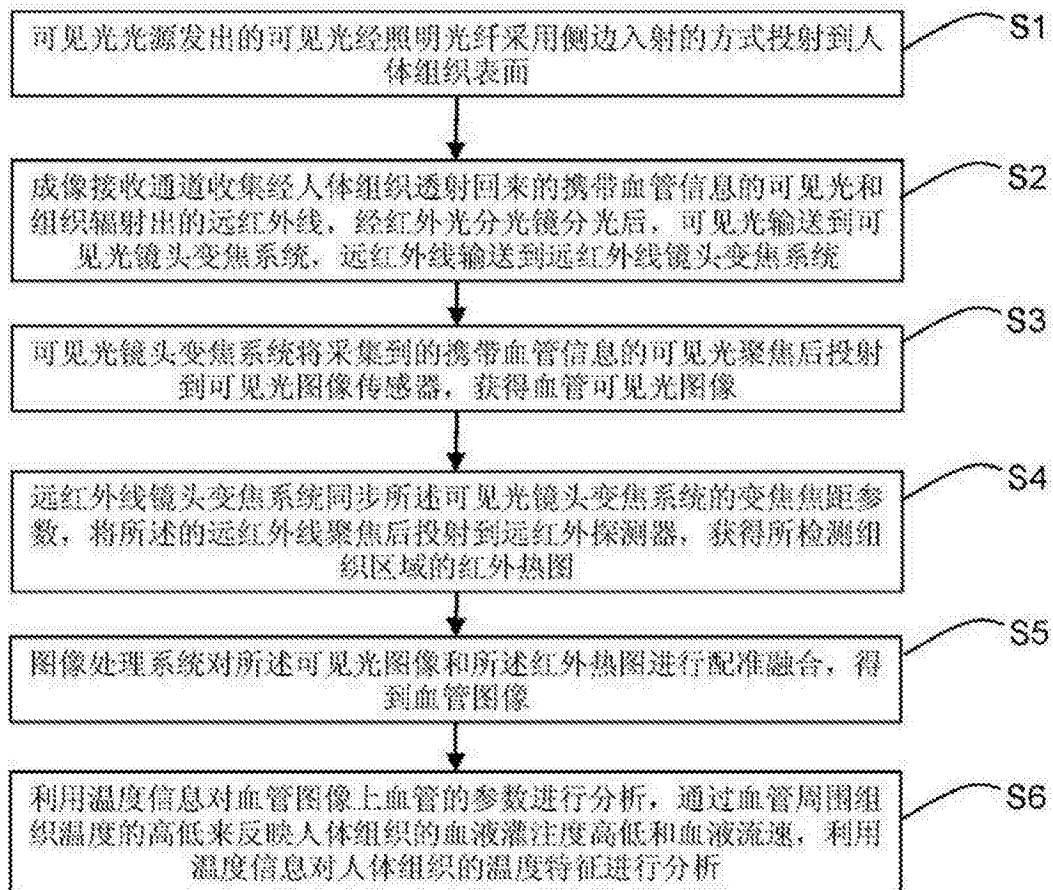


图3

专利名称(译)	用于检测血管的装置与方法		
公开(公告)号	CN104856653B	公开(公告)日	2017-06-30
申请号	CN201510325800.5	申请日	2015-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	广州医软智能科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州医软智能科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州医软智能科技有限公司		
[标]发明人	刘发杰 亚历克斯布兰多 罗晓川		
发明人	刘发杰 亚历克斯·布兰多 罗晓川		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0265 A61B5/026		
CPC分类号	A61B5/0033 A61B5/004 A61B5/0059 A61B5/01 A61B5/0261		
代理人(译)	马丽丽		
审查员(译)	谢楠		
其他公开文献	CN104856653A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于检测血管的装置和方法，所述装置包括可见光光源、光纤耦合器、照明光纤、成像接收通道、红外光分光镜、远红外线镜头变焦系统、远红外探测器、可见光镜头变焦系统、可见光图像传感器和图像处理系统。本发明根据热体细胞、组织或器官处于不同状态时，其新陈代谢活动时产生的热辐射也不一样的特征和血管血流传热特性，将红外热成像技术与可见光成像技术相融合，在获得高质量、高对比度血管图像的同时，还可辅助分析血管血流速度、血液灌注度等相关血流参数，以及根据人体组织在不同病理下的温度特征，进行疾病的早期预测和健康评估。

