



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109662735 A

(43)申请公布日 2019.04.23

(21)申请号 201910119825.8

(22)申请日 2019.02.18

(71)申请人 亿慈(上海)智能科技有限公司
地址 201103 上海市闵行区金都路4299号6
幢1楼G38室

(72)发明人 刘祺 李源琦

(74)专利代理机构 上海恒慧知识产权代理事务
所(特殊普通合伙) 31317
代理人 张宁展

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

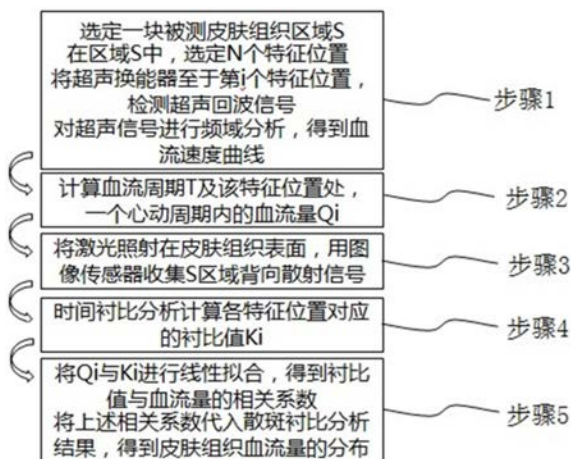
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

皮肤血流灌注量的测量方法

(57)摘要

本发明技术方案公开了一种皮肤血流灌注量的测量方法,结合了超声多普勒技术流体速度测量的功能和激光散斑技术二维流速实时监测的功能,通过测量皮肤微循环血流的实际速度,直接反应皮肤组织血流灌注量。同时能够对血流灌注量的绝对数值进行直接测量;可以实现皮肤血流灌注量的二维实时高分辨率成像;本发明的皮肤血流灌注量的测量方法测得的数值可以作为皮肤诊断的客观指标。



1. 一种皮肤血流灌注量的测量方法,其特征在于,所述测量方法如下:

确定一块需要监测的皮肤组织区域S,选取N个特征位置,并对每个特征位置进行如下操作:

步骤1:将超声换能器置于位置i,获取超声回波信号,傅里叶变换后根据多普勒原理进行频域分析,通过基于公式:

$$f_d = f_r - f_0 = (2v \cos \theta / c) \times f_0$$

获取血流速度 $v_i(t)$ 的时序变化;

步骤2:根据血流速度时序数据,计算相邻两个波峰的时间间隔记为流速搏动周期T, S_i 为超声探头的面积,认为超声测量的血流速度为面积 S_i 范围内皮肤组织内血流速度的均值,则位置i处在一个搏动周期内的血流量为:

$$Q_i = S_i \int_0^T v_i(t) dt$$

步骤3:将激光照射在皮肤组织表面,用图像传感器收集S区域背向散射信号,根据搏动周期T确定散斑采样率,依据奈克斯特采样原理,散斑采样率F应不小于 $1/2T$;

步骤4:以T作为时间窗,对散斑数据进行空间衬比分析,得到衬比值K:

$$K(x, y) = \frac{\sigma(x, y)}{\mu(x, y)}$$

位置坐标为(x,y)处的衬比值K由时间窗T内,该位置散斑强度的标准差 σ 与均值 μ 的比值计算得到,用散斑衬比值表示区域i处血流灌注量:

$$Q'_i = S_0 T \sum_{(x,y)}^{S_i} \frac{R}{K(x, y)^2}$$

S_0 为单位像素面积,T为搏动周期,R为比例系数。

2. 根据权利要求1所述的皮肤血流灌注量的测量方法,其特征在于,当 $F > 10/T$,计算效果较佳。

3. 根据权利要求2所述的皮肤血流灌注量的测量方法,其特征在于,在步骤4之后还包括步骤5:

$$\text{联立上式 } S_i \int_0^T v_i(t) dt = S_0 T \sum_{(x,y)}^{S_i} \frac{R}{K(x, y)^2} + \varepsilon, \text{ 变形为 } \frac{\int_0^T v_i(t)}{T} = A \cdot \frac{\sum \frac{1}{K(x, y)^2}}{N} + B,$$

式中 $\frac{\int_0^T v_i(t)}{T}$ 部分可代入超声多普勒测量结果计算得出, $\frac{\sum \frac{1}{K(x, y)^2}}{N}$ 部分代入散斑衬比计算计

过得出,将N个特征位置的对应测量结果代入,通过线性拟合计算出相关系数A,B。

4. 根据权利要求3所述的皮肤血流灌注量的测量方法,其特征在于,单位像素的血流速度可由公式计算得出:

$$v_{(x,y)} = A \frac{1}{K(x, y)^2} + B$$

经过超声激光散斑联合测量分析,计算得出的 $v(x, y)$ 还原皮肤组织血流分布情况。

5. 根据权利要求4所述的皮肤血流灌注量的测量方法,其特征在於,所述的N个特征位置中, $N > 2$ 。

皮肤血流灌注量的测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及皮肤测量技术领域,尤其是涉及一种皮肤血流灌注量的测量方法。

背景技术

[0002] 微循环是直接参与细胞、组织物质交换的一种体液(血液、淋巴液、组织液)循环。在循环系统中只有小动脉、毛细血管、小静脉、毛细淋巴管壁便于物质通过,适于向组织、细胞提供氧及其它营养物质,进行物质交换。微循环的功能、形态和代谢的完整是维持人体器官正常功能所不可缺少的条件。通过微循环的研究,便于进一步了解人体组织的功能,认识疾病的发病机理,有利于疾病防、诊、治的研究。皮肤血流灌注量是指皮肤组织中微循环血流量,是评价皮肤组织代谢状况的一项重要指标。

[0003] 目前临床上常用的皮肤微循环评估方法包括:1、热红外成像技术,应用红外探测器探测体表的热辐射,并把热辐射信号转换成人眼能观察到的红外图像。例如,用热像仪能很容易查出皮肤冻伤的面积。因为冻伤部位坏死,无血供应,其温度比周围皮肤明显低。热像仪在烧伤诊断上有一定的应用,但这种方法并不能直接测量血流灌注,只是通过皮肤温度进行间接评估;2、激光多普勒成像,单色的激光束与血流中运动的血细胞相互作用时,根据多普勒效应原理,组织中运动血细胞反射出的光在频率上将产生频移,频移大小与运动速度成正比,散射光强度与运动的红细胞数量成正比。激光扫描头上的探测器能够检测到这些微小的变化,并将该变化经处理后利用计算机各种图像分析软件分析处理,输出反应血流情况的数据和反映血流与时间关系的曲线图。这种方式目前在临床场景应用较多,这是一种可以直接获得皮肤灌注量的检测方法,但是这种方法只能进行单点测量,且无法获得绝对值;3、还有激光扫描共聚焦显微镜、光学相干体层摄影术和正交偏振光谱成像都能实现微血管成像,然而这些技术成本较高,无法实时成像,不适用于皮肤诊断场景。

[0004] 近年来,一些研究者开始将激光散斑成像技术用于皮肤微循环评估,并且取得了不错的效果。激光散斑成像技术是一种非接触式光学检测技术,通过图像传感器检测流体运动引起的激光散斑图像的微小变化,经由图像分析,计算散斑衬比值反映被检测流体的流速信息。这种技术成本相对较低,并且能够实时大范围进行血流评估,是一项有效的皮肤微循环血流量的评估技术。然而该技术的局限性在于,用于表征血流速度的衬比值会受到环境光,激光功率,入射光角度等诸多因素影响,即便对同一流体监测,也会得到不同的衬比值。这种特性使得该技术在科研领域多用于血流相对变化的测量,然而在皮肤诊断应用中,为了能够有效分析评估病情,对血流灌注量的绝对评估十分必要。为了减小这种误差的影响,市面上的激光散斑成像设备采用了定标的方法,引入已知流速的流体作为监测流速的参照,然而这种方法的缺陷在于,用于参照的流体与血流状态并不一致,其流速也不能保持绝对稳定,用这种方法对流速监测结果的校正效果并不理想。

[0005] 为了解决皮肤组织血流灌注量绝对数值的评估问题,在对皮肤组织血流的深入分析的基础上,本发明引入超声多普勒技术,提出了一种全新的方案。

发明内容

[0006] 基于上述背景,本发明专利结合超声多普勒技术和激光散斑技术,提出一种能够对皮肤血流灌注量直接实时成像的方法。

[0007] 为解决上述的技术问题,本发明技术方案提供一种皮肤血流灌注量的测量方法,其中,所述测量方法如下:

[0008] 确定一块需要监测的皮肤组织区域S,选取N个特征位置,并对每个特征位置进行如下操作:

[0009] 步骤1:将超声换能器置于位置i,获取超声回波信号,傅里叶变换后根据多普勒原理进行频域分析,通过公式:

$$[0010] \quad f_d = f_r - f_0 = (2v \cos \theta / c) \times f_0$$

[0011] 获取血流速度 $v_i(t)$ 的时序变化;

[0012] 步骤2:根据血流速度时序数据,计算相邻两个波峰的时间间隔记为流速搏动周期T, S_i 为超声探头的面积,认为超声测量的血流速度为面积 S_i 范围内皮肤组织内血流速度的均值,则位置i处在一个搏动周期内的血流量为:

$$[0013] \quad Q_i = S_i \int_0^T v_i(t) dt$$

[0014] 步骤3:将激光照射在皮肤组织表面,用图像传感器收集S区域背向散射信号,根据搏动周期T确定散斑采样率,依据奈克斯特采样原理,散斑采样率F应不小于 $1/2T$;

[0015] 步骤4:以T作为时间窗,对散斑数据进行空间衬比分析,得到衬比值K:

$$[0016] \quad K(x, y) = \frac{\sigma(x, y)}{\mu(x, y)}$$

[0017] 位置坐标为 (x, y) 处的衬比值K由时间窗T内,该位置散斑强度的标准差 σ 与均值 μ 的比值计算得到,用散斑衬比值表示区域i处血流灌注量:

$$[0018] \quad Q_i' = S_0 T \sum_{(x,y)}^{S_i} \frac{R}{K(x, y)^2}$$

[0019] S_0 为单位像素面积,T为搏动周期,R为比例系数。

[0020] 可选的,当 $F > 10/T$,计算效果较佳。

[0021] 可选的,在步骤4之后还包括步骤5:

$$[0022] \quad \text{联立上式 } S_i \int_0^T v_i(t) dt = S_0 T \sum_{(x,y)}^{S_i} \frac{R}{K(x,y)^2} + \varepsilon, \text{ 变形为 } \frac{\int_0^T v_i(t) dt}{T} = A \cdot \frac{\sum \frac{1}{K(x,y)^2}}{N} + B,$$

式中 $\frac{\int_0^T v_i(t) dt}{T}$ 部分可代入超声多普勒测量结果计算得出, $\frac{\sum \frac{1}{K(x,y)^2}}{N}$ 部分代入散斑衬比计算计算得出,将N个特征位置的对应测量结果代入,通过线性拟合计算出相关系数A,B。

[0023] 可选的,单位像素的血流速度可由公式计算得出:

$$[0024] \quad v_{(x,y)} = A \frac{1}{K(x, y)^2} + B$$

[0025] 经过超声激光散斑联合测量分析,计算得出的 $v(x,y)$ 还原皮肤组织血流分布情况。

[0026] 可选的,所述的N个特征位置中, $N>2$ 。

[0027] 本发明技术方案的有益效果是:

[0028] 本发明的皮肤血流灌注量的测量方法结合了超声多普勒技术流体速度测量的功能和激光散斑技术二维流速实时监测的功能,通过测量皮肤微循环血流的实际速度,直接反应皮肤组织血流灌注量。同时能够对血流灌注量的绝对数值进行直接测量;可以实现皮肤血流灌注量的二维实时高分辨率成像;本发明的皮肤血流灌注量的测量方法测得的数值可以作为皮肤诊断的客观指标。

附图说明

[0029] 图1为本发明实施例中皮肤血流灌注量的测量方法的流程图。

具体实施方式:

[0030] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步说明,但不作为本发明的限定。

[0031] 实施例

[0032] 血流灌注量是指单位时间内流入组织器官内血液量,对皮肤组织而言,影响皮肤灌注量的因素包括血管分布密集程度、血管直径、血管内血液流速,其中前两个因素是一个常数,由皮肤组织血管分布决定,因此通过对皮下血管血流速度的测量可以直接反应皮肤血流灌注量。用 $v(x,y,t)$ 表示t时刻,位置在 (x,y) 处的血流速度,在则时间 T_0 内,表面积为 S_0 的皮肤组织的血流灌注量可表示为:

$$[0033] \quad Q = \iint v(x,y,t) dt ds$$

[0034] 以下将对本发明专利所提出的超声多普勒与激光散斑联合分析方法进行详细的介绍和推导:

[0035] 当超声波与载波介质相互作用时,超声波的幅度、波前方向、相位以及频率由于介质中非均匀体对超声波的再辐射而发生变化,这种现象被称为超声波的散射。当反射界面(如胶原、红细胞、心肌细胞等)远小于超声波长时,回声发生散射,组织的细微结构是超声波的散射体,背向散射是指超声束进入组织后朝向探头方向的散射,也称后散射。

$$[0036] \quad f' = \left(\frac{v \pm v_0}{v \mp v_s} \right) f$$

[0037] 上式为多普勒频移原理公式,波在远离观察者时,接受频率变高,反之变低。具体到血管中的血红细胞随血流移动的测量,当超声信号经红细胞发生散射时,由于多普勒效应,散射超声回波的频率会发生改变。血流的速度可由下式表示:

$$[0038] \quad f_d = f_r - f_0 = (2v_d \cos \theta / c) \times f_0$$

[0039] 式中发 v_d 为血流速度, f_d 为多普勒频移, θ 为超声与血流方向夹角,可由仪器测量, c 为软组织中的平均声速1540m/s;因此对背向散射超声信号的频域分析可以得到散射体绝对速度,即血流速度的信息。用 S_d 表示探头面积,认为超声多普勒测量速度为探头覆盖区域血流速度的平均值,则超声多普勒测量血流灌注量可表示为:

$$[0040] \quad Q_d = S_d \cdot \int v_d dt$$

[0041] 超声多普勒技术虽然能够测量血流的绝对流速,但是这种技术空间分辨率受到探头限制,一次只能测量单点皮肤组织下,小血管的血流速度,然而皮肤组织的血管分布是十分密集的,若仅使用超声多普勒技术评估皮肤组织的血流灌注量,需要对整块皮肤进行逐点测量,这样的操作十分繁琐,难以适应皮肤诊断的应用场景,同时多次测量会有操作误差,难以得到准确的流速分布。为了能够得到精确、高灵敏度的实时流速分布,本发明专利引入激光散斑成像技术。

[0042] 激光散斑成像技术是利用相干光的散射特性,对散射介质速度的二维分布进行评估的技术。激光照射在生物组织表面,背向散射粒子在图像传感器上发生干涉,形成散斑图样。对于血管分布丰富的组织,血管中红细胞的移动会对背向散射粒子的相位产生影响,使得图像传感器上的散斑图样发生变化,通过对这种散斑图样变化的分析,可以得到生物组织中血流相对流速的二维分布信息。

[0043] 在散斑分析中,定义衬比度K来衡量散斑时间积分后的模糊程度:

$$[0044] \quad K = \frac{\sigma}{\mu}$$

[0045] σ 为散斑光强的标准差, μ 为光强均值。当散射系统具备各态历经性,随着时间的演化,系统会经历各个状态(系综),散斑光强的系综平均和时间平均是等价的。对衬比度值与相对速断关系的研究表明,散斑的衬比度值是曝光时间t的函数:

$$[0046] \quad K^2 = \frac{\tau_c}{2t} \left(1 - e^{-2t/\tau_c}\right) = \frac{1}{(2ak_0t)v} \left(1 - e^{-(2ak_0t)v}\right)$$

[0047] 其中t为图像采集过程中的曝光时间, τ_c 表示相关时间, k_0 为激光的波数,比例系数a取决于成像区域颗粒尺寸的洛伦兹长度和散射特性。相关时间 τ_c 与散射颗粒的运动速度v成反比。

[0048] 上式还可以做进一步变形, $K^2 = (1/x) (1 - e^{-x})$,其中 $x = (2ak_0t)v \propto v$ 。在微循环的研究中,衬比值 K^2 的变化范围很小,一般在0到0.1之间。在这个范围内,上述方程的近似解为 $x = 1/K^2$,即 K^2 与血流速度v成反比。

[0049] 激光散斑测量血流灌注量可表示为:

$$[0050] \quad Q_l = \iint \frac{Rdt ds}{K_{(x,y,t)}^2}$$

[0051] 式中R为系数,与激光强度、方向、背景光、组织特性等因素有关,K为根据图像传感器获取的散斑数据,经衬比分析得到的衬比值二维分布矩阵。

[0052] 考虑测量血流的系统误差, $Q_l = Q_d + \varepsilon$,其中 ε 为误差项。

[0053] 综合上述推导超声多普勒对区域 S_d 所测到的血流速度 v_d 与散斑分析中的 $\frac{1}{K^2}$ 线性相关,存在如下关系:

$$[0054] \quad \iint \frac{Rdt ds}{K_{(x,y,t)}^2} = S_d \cdot \int v_d dt + \varepsilon$$

[0055] 则单位时间、单位面积内,散斑衬比值K与多普勒血流值 v_d 的关系可表示为:

$$[0056] \quad v_d = A \cdot \frac{1}{K^2} + B$$

[0057] 其中A、B为相关系数,通过多点流速测量,可由线性拟合近似得出。随后将激光散斑衬比分析得到的衬比值代入上式,即可得到皮肤组织血流速度的二维分布图,进而计算出皮肤组织的血流灌注量。

[0058] 通过以下说明进一步的认识本发明的特性及功能。

[0059] 基于上述论证,本实施例提出一种皮肤血流灌注量的测量方法,其中,所述测量方法如下:

[0060] 如图1所示,确定一块需要监测的皮肤组织区域S,选取N个特征位置,并对每个特征位置进行如下操作:

[0061] 步骤1:将超声换能器置于位置i,获取超声回波信号,傅里叶变换后根据多普勒原理进行频域分析,通过公式:

$$[0062] \quad f_d = f_r - f_0 = (2v \cos \theta / c) \times f_0$$

[0063] 获取血流速度 $v_i(t)$ 的时序变化;

[0064] 步骤2:根据血流速度时序数据,计算相邻两个波峰的时间间隔记为流速搏动周期T, S_i 为超声探头的面积,认为超声测量的血流速度为面积 S_i 范围内皮肤组织内血流速度的均值,则位置i处在一个搏动周期内的血流量为:

$$[0065] \quad Q_i = S_i \int_0^T v_i(t) dt$$

[0066] 步骤3:将激光照射在皮肤组织表面,用图像传感器收集S区域背向散射信号,根据搏动周期T确定散斑采样率,依据奈克斯特采样原理,散斑采样率F应不小于 $1/2T$;

[0067] 步骤4:以T作为时间窗,对散斑数据进行空间衬比分析,得到衬比值K:

$$[0068] \quad K(x, y) = \frac{\sigma(x, y)}{\mu(x, y)}$$

[0069] 位置坐标为 (x, y) 处的衬比值K由时间窗T内,该位置散斑强度的标准差 σ 与均值 μ 的比值计算得到,用散斑衬比值表示区域i处血流灌注量:

$$[0070] \quad Q_i' = S_0 T \sum_{(x,y)}^{S_i} \frac{R}{K(x, y)^2}$$

[0071] S_0 为单位像素面积,T为搏动周期,R为比例系数。

[0072] 本实施例中,当 $F > 10/T$,计算效果较佳。

[0073] 本实施例中,在步骤4之后还包括步骤5:

[0074] 联立上式 $S_i \int_0^T v_i(t) dt = S_0 T \sum_{(x,y)}^{S_i} \frac{R}{K(x,y)^2} + \varepsilon$, 变形为 $\frac{\int_0^T v_i(t) dt}{T} = A \cdot$

$\frac{\sum_{K(x,y)^2} 1}{N} + B$, 式中 $\frac{\int_0^T v_i(t) dt}{T}$ 部分可代入超声多普勒测量结果计算得出, $\frac{\sum_{K(x,y)^2} 1}{N}$ 部分代入散

斑衬比计算计过得出,将N个特征位置的对应测量结果代入,通过线性拟合计算出相关系数A,B。

[0075] 本实施例中,单位像素的血流速度可由公式计算得出:

$$[0076] \quad v_{(x,y)} = A \frac{1}{K(x,y)^2} + B$$

[0077] 经过超声激光散斑联合测量分析,计算得出的 $v(x,y)$ 还原皮肤组织血流分布情况。

[0078] 本实施例中,所述的 N 个特征位置中, $N > 2$ 。

[0079] 综上所述,本发明的皮肤血流灌注量的测量方法结合了超声多普勒技术流体速度测量的功能和激光散斑技术二维流速实时监测的功能,通过测量皮肤微循环血流的实际速度,直接反应皮肤组织血流灌注量。同时能够对血流灌注量的绝对数值进行直接测量;可以实现皮肤血流灌注量的二维实时高分辨率成像;本发明的皮肤血流灌注量的测量方法测得的数值可以作为皮肤诊断的客观指标。

[0080] 以上仅为本发明较佳的实施例,并非因此限制本发明的实施方式及保护范围,对于本领域技术人员而言,应当能够意识到凡运用本发明说明书及图示内容所作出的等同替换和显而易见的变化所得到的方案,均应当包含在本发明的保护范围内。

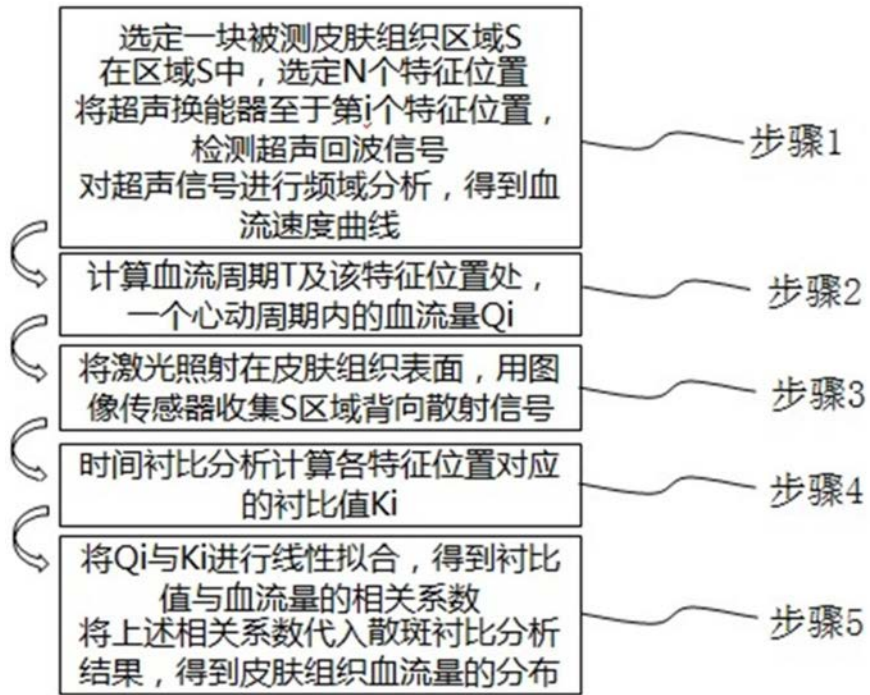


图1

专利名称(译)	皮肤血流灌注量的测量方法		
公开(公告)号	CN109662735A	公开(公告)日	2019-04-23
申请号	CN201910119825.8	申请日	2019-02-18
[标]发明人	刘祺 李源琦		
发明人	刘祺 李源琦		
IPC分类号	A61B8/06 A61B5/026 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B5/0064 A61B5/0261 A61B5/441 A61B5/4866 A61B8/488 A61B8/5261		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明技术方案公开了一种皮肤血流灌注量的测量方法，结合了超声多普勒技术流体速度测量的功能和激光散斑技术二维流速实时监测的功能，通过测量皮肤微循环血流的实际速度，直接反应皮肤组织血流灌注量。同时能够对血流灌注量的绝对数值进行直接测量；可以实现皮肤血流灌注量的二维实时高分辨率成像；本发明的皮肤血流灌注量的测量方法测得的数值可以作为皮肤诊断的客观指标。

