



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113925504 B

(45) 授权公告日 2024.02.13

(21) 申请号 202111225801.4

(22) 申请日 2021.10.21

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113925504 A

(43) 申请公布日 2022.01.14

(73) 专利权人 浙江澍源智能技术有限公司
地址 310053 浙江省杭州市滨江区六和路
368号一幢(北)二楼B2146室
专利权人 浙江溯源光科技有限公司

(72) 发明人 聂荣志 范建林 周淼淼 钟文婷
彭波 储涛 熊泉 赵子健
张广维

(51) Int. Cl.
A61B 5/1455 (2006.01)

(56) 对比文件

- US 2013088709 A1, 2013.04.11
- CN 111631733 A, 2020.09.08
- CN 111227844 A, 2020.06.05
- US 2021025758 A1, 2021.01.28
- US 2017273564 A1, 2017.09.28
- US 2017119286 A1, 2017.05.04
- US 2009231578 A1, 2009.09.17
- US 2011077496 A1, 2011.03.31
- US 2003176777 A1, 2003.09.18

Brennan JF, et al. Determination of human coronary artery composition by Raman spectroscopy. CIRCULATION. 1997, 第96卷(第1期), 99-105.

审查员 张笑阳

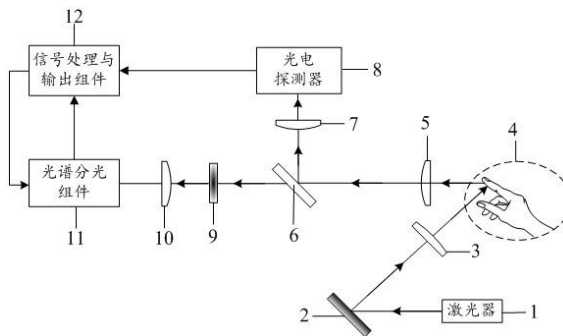
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测装置及方法

(57) 摘要

本发明的实施例提供一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测装置及方法。装置包括反射镜、能够接收目标对象反射激光并将光信号转化为电信号的光电探测器,以及信号处理及输出组件、光谱分光组件。方法包括:调节反射镜的角度,使激发光照射位置与收集透镜焦点具有 Δs ;根据脉搏波信号变化判断得到特征时刻;启动光谱分光组件得到第一拉曼光谱 S_1 和第二拉曼光谱 S_2 ,据此计算差值光谱 S_0 ;重复调节反射镜角度,直到找到差值光谱信噪比最高对应的空间位移量 Δs_{max} ;并在 Δs_{max} 重复上述步骤直至预设周期,得到最终动脉血液光谱 S 。本发明具有方法简单、同步性好、精确度高等优点。



1. 一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测装置,其特征在于,包括激光器(1)、光电探测器(8)、信号处理及输出组件(12)、光谱分光组件(11),所述信号处理及输出组件(12)分别与所述光电探测器(8)和光谱分光组件(11)相连;还包括:

光反射器,被配置为通过反射和聚焦将激光器(1)激发光发射到目标对象上;所述光反射器包括反射镜(2)和第一聚光透镜(3);

光收集器,包括二向色镜(6)、收集透镜(5)和聚光透镜,所述聚光透镜包括第二聚光透镜(7)和第三聚光透镜(10);所述二向色镜(6)设置在收集透镜(5)和聚光透镜之间,所述第二聚光透镜(7)设置在所述二向色镜(6)和光电探测器(8)之间,所述第三聚光透镜(10)设置在所述二向色镜(6)和光谱分光组件(11)之间;

所述收集透镜(5),被配置为收集所述目标对象的反射激光及拉曼散射光并准直;

所述二向色镜(6),被配置为反射所述收集透镜准直过的目标对象的反射激光,以及透射所述收集透镜准直过的目标对象的拉曼散射光;

所述第二聚光透镜(7),被配置为对所述反射激光二次收集,并将所述反射激光聚焦于所述光电探测器(8);

所述第三聚光透镜(10),被配置为对所述拉曼散射光二次收集,并将所述拉曼散射光聚焦于所述光谱分光组件(11);

所述光电探测器(8),被配置为接收目标对象反射激光并将光信号转化为电信号;

所述信号处理及输出组件(12),被配置为对所述光电探测器得到的电信号进行处理判断得到脉搏舒张时刻,并在脉搏舒张时刻使光谱分光组件执行预设时长的光谱积分。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述光收集器还包括杂散光滤除组件(9),被配置在所述二向色镜(6)和第三聚光透镜(10)之间,以滤除所述拉曼散射光中的杂散光。

3. 根据权利要求1或2所述的装置,其特征在于,所述激光器(1)选用半导体激光器。

4. 根据权利要求1或2所述的装置,其特征在于,所述光谱分光组件(11)选用摄谱型光谱仪。

5. 根据权利要求1或2所述的装置,其特征在于,所述目标对象包括指尖、手掌、耳朵、手臂和腹部。

6. 一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测方法,其使用如权利要求1至5任一项所述的装置,其特征在于,包括:

a、调节反射镜的角度,使激发光照射在目标对象表面的位置与收集透镜在目标对象表面处的焦点具有 Δs 的空间位移量;

b、通过光电探测器获取目标对象的连续 n 个反射激光的瞬时强度及其发生时间, n 为大于1500的整数;

c、信号处理及输出组件过滤连续 n 个反射激光的瞬时强度的直流分量得到连续 n 个反射激光瞬时强度的交流分量;根据预设条件、连续 n 个反射激光瞬时强度的交流分量及其发生时间,得到特征时刻,所述特征时刻为动脉舒张时刻;

d、使光谱分光组件在特征时刻执行第一预设时长的光谱积分,得到第一拉曼光谱 S_1 ;

e、使光谱分光组件等待第二预设时长后,再次执行第一预设时长的光谱积分,得到第二拉曼光谱 S_2 ;

f、根据第一拉曼光谱 S_1 和第二拉曼光谱 S_2 计算差值光谱 $S_0 = S_1 - S_2$,

- g、重复步骤a-f,找到差值光谱信噪比最高时对应的空间位移量 Δs ,记为 Δs_{\max} ;
- h、在空间位移量 Δs_{\max} 处,重复步骤b-f直至预设周期,得到最终动脉血液拉曼光谱S。
- 7.根据权利要求6所述的方法,其特征在于,步骤a按照调节所述反射镜的角度使所述空间位移量 Δs 由小到大变化。
- 8.根据权利要求6所述的方法,其特征在于,步骤c根据预设条件、连续n个反射激光瞬时强度的交流分量及其发生时间,得到特征时刻,包括:
- 连续n个反射激光瞬时强度的交流分量组成数组 $f(n) = \{y(1), y(2), \dots, y(n-1), y(n)\}$, $y(n)$ 为反射激光瞬时强度的交流分量的瞬时强度;
- 若某个时刻的 $y(n)$ 符合预设条件,则该 $y(n)$ 发生的时间,为特征时刻。
- 9.根据权利要求8所述的方法,其特征在于,步骤c中的预设条件为:
- $y(n)$ 在 $n \in [n-15, n]$ 区间内满足 $y(n) < y(n-1)$,且 $y(n) < [\max(f(n)) + \min(f(n))]/3$,且 $y(n-1) \geq [\max(f(n)) + \min(f(n))]/3$ 且 $n > 3k$;
- 其中, k 为1秒内获取的反射激光瞬时强度的交流分量的次数, k 大于等于500, $\max(f(n))$ 为数组 $f(n)$ 中的最大值, $\min(f(n))$ 为数组 $f(n)$ 中的最小值。
- 10.根据权利要求6所述的方法,其特征在于,目标对象包括指尖、手掌、耳朵、手臂和腹部。

一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物无创血液检测技术领域,特别涉及一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测装置及方法。

背景技术

[0002] 传统人体组织成分的活体检测是通过侵入式的方法,侵入式的方法带来的疼痛,影响有长期监测需求的群体的生活质量。在解决侵入式检测问题上,光谱技术是一个很好的方案。

[0003] 在光谱学技术中,荧光光谱或拉曼光谱都是用单色或近单色光去激发待测物,产生具有特征性的光谱并收集、分光和探测的技术。其特征光谱的有无可以用于检测特定物质的存在与否,光谱的强度反映了对应物质的丰度。空间位移拉曼光谱(SORS)技术是一种新型光谱检测技术,能够非侵入不透明表层直接获得待测样品内部深层特征信息。如图1所示,其原理为当激发光入射到待测样品表层时,一部分散射光将到达样品内部深层处产生的拉曼散射光子在散射过程中易于横向迁移,经多次散射后返回样品表层被光谱仪器接收系统收集。到达待测样品内部不同深度的散射光返回表层后的位置距离激光光源入射点在样品表层上有不同的空间位移量 ΔS 。

[0004] 光谱法因为其无创的特性,在人体成分检测方面显示了巨大潜力,使用脉搏波特征值的方法可实现对光谱中来自动脉血液信号的分离,但现有的基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测装置中脉搏波检测位置与光谱信号采集位置不一致,导致两处脉搏波不同步,造成采集的拉曼光谱中不能清楚的区分动脉收缩和舒张时的光谱。此外现有光学装置通用性差,实际使用时不同人或同一人的不同部位得到的光谱信噪比差距很大,没有根据被测对象调节最优空间位移量 ΔS 的方法。

发明内容

[0005] 本发明提供了一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测方法及装置,实现了脉搏波和拉曼光谱的同时同位置检测,清楚的区分了动脉收缩和舒张时不同的光谱;对不同的人以及同一人的不同部位都能灵活调节空间位移量 ΔS ,便于获得高信噪比信号,提高检测精度。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明的技术方案如下。

[0007] 根据本发明的一个方面,提供了一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测装置,包括激光器、光电探测器、信号处理及输出组件、光谱分光组件,所述信号处理及输出组件分别与所述光电探测器和光谱分光组件相连;还包括:

[0008] 光反射器,被配置为通过反射和聚焦将激光器激发光发射到目标对象上;所述光反射器包括反射镜和第一聚光透镜;

[0009] 光收集器,包括二向色镜、收集透镜和聚光透镜,所述聚光透镜包括第二聚光透镜和第三聚光透镜;所述二向色镜设置在收集透镜和聚光透镜之间,所述第二聚光透镜设置

在所述二向色镜和光电探测器之间,所述第三聚光透镜设置在所述二向色镜和光谱分光组件之间;

[0010] 所述收集透镜,被配置为收集所述目标对象的反射激光及拉曼散射光并准直;

[0011] 所述二向色镜,被配置为对所述收集透镜准直过的目标对象的反射激光反射,以及对所述收集透镜准直过的目标对象的拉曼散射光透射;

[0012] 所述第二聚光透镜,被配置为对所述反射激光二次收集,并将所述反射激光聚焦于所述光电探测器;

[0013] 所述第三聚光透镜,被配置为对所述拉曼散射光二次收集,并将所述拉曼散射光聚焦于所述光谱分光组件;

[0014] 所述光电探测器,被配置为接收目标对象反射激光并将光信号转化为电信号;

[0015] 所述信号处理及输出组件,被配置为对所述电信号进行处理判断得到动脉舒张时刻,并在脉搏舒张时刻使光谱分光组件执行预设时长的光谱积分。

[0016] 进一步的,所述光收集器还包括杂散光滤除组件,被配置在所述二向色镜和第三聚光透镜之间,以滤除所述拉曼散射光中的杂散光。

[0017] 进一步的,所述激光器选用半导体激光器。

[0018] 进一步的,所述光谱分光组件选用摄谱型光谱仪。

[0019] 本发明的第二个方面,提供一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测方法,包括:

[0020] a、调节反射镜的角度,使激发光照射在目标对象表面的位置与收集透镜在目标对象表面处的焦点具有 Δs 的空间位移量;

[0021] b、通过脉搏探测器获取目标对象的连续 n 个脉搏波瞬时强度及其发生时间, n 为大于 1500 的整数;

[0022] c、信号处理及输出组件过滤连续 n 个反射激光的瞬时强度的直流分量得到连续 n 个反射激光瞬时强度的交流分量;根据预设条件、连续 n 个反射激光瞬时强度的交流分量及其发生时间,得到特征时刻,所述特征时刻为动脉舒张时刻;

[0023] d、使光谱分光组件在特征时刻执行第一预设时长的光谱积分,得到第一拉曼光谱 S_1 ;

[0024] e、使光谱分光组件等待第二预设时长后,再次执行第一预设时长的光谱积分,得到第二拉曼光谱 S_2 ;

[0025] f、根据第一拉曼光谱 S_1 和第二拉曼光谱 S_2 计算差值光谱 $S_0 = S_1 - S_2$;

[0026] g、重复步骤 a-e,直到找到差值光谱信噪比最高时对应的空间位移量 Δs ,记为 ΔS_{\max} ;

[0027] h、在步骤 g 的基础上,在差值光谱信噪比最高时对应的空间位移量 ΔS_{\max} 处重复步骤 b-f 直至预设周期,得到最终动脉血液拉曼光谱 S 。

[0028] 进一步地,步骤 a 按照使所述空间位移量 Δs 由小到大变化调节所述反射镜的角度。

[0029] 进一步地,步骤 c 根据预设条件、连续 n 个反射激光瞬时强度的交流分量及其发生时间,得到特征时刻,包括:

[0030] 连续 n 个反射激光瞬时强度的交流分量组成数组 $f(n) = \{y(1), y(2), \dots, y(n-1), y(n)\}$, $y(n)$ 为脉搏波瞬时强度;

- [0031] 若某个时刻的 $y(n)$ 符合预设条件,则该发生 $y(n)$ 的时间,为特征时刻。
- [0032] 进一步地,步骤c中的预设条件为:
- [0033] $y(n)$ 在 $n \in [n-15, n]$ 区间内满足 $y(n) < y(n-1)$,且 $y(n) < [\max(f(n)) + \min(f(n))]/3$,且 $y(n-1) \geq [\max(f(n)) + \min(f(n))]/3$,且 $n > 3k$;
- [0034] 其中, k 为1秒内获取的反射激光瞬时强度的交流分量的次数, k 大于等于500, $\max(f(n))$ 为数组 $f(n)$ 中的最大值, $\min(f(n))$ 为数组 $f(n)$ 中的最小值。
- [0035] 进一步地,目标对象包括指尖、手掌、耳朵、手臂和腹部。
- [0036] 与现有技术相比,本发明包括以下优点和有益效果:
- [0037] 1)采用接收目标对象反射激光并将光信号转化为电信号的光电探测器,实现了脉搏波和拉曼光谱的同时同位置检测,清楚的区分了动脉收缩和舒张时不同的光谱,提高了测试的精确度。
- [0038] 2)对不同的人以及同一人的不同部位都能灵活调节空间位移量 ΔS ,便于获得高信噪比信号,提高了测量的准确度和精确度。

附图说明

- [0039] 图1是基于的空间位移拉曼原理示意图。
- [0040] 图2是本发明实施例提供的一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测装置示意图。
- [0041] 图3是图2中目标对象的局部放大图。
- [0042] 图4是本发明实施例提供的一种半导体激光器倾斜经过聚焦透镜的光斑示意图。
- [0043] 图5是本发明实施例提供的一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测方法的流程图。
- [0044] 图6是光电容积脉搏波的波形特征。
- [0045] 图中:101-待测样品表层;102-待测样品内部;103-激发光;104-拉曼光;1-激光器,2-反射镜,3-第一聚光透镜,31-聚焦光斑,4-目标对象,41-空间位移量,5-收集透镜,51-收集透镜焦点,6-二向色镜,7-第二聚光透镜,8-光电探测器,9-杂散光滤除组件,10-第三聚光透镜,11-光谱分光组件,12-信号处理与输出组件。

具体实施方式

- [0046] 下面将参照附图更详细地描述本公开的示例性实施例。虽然附图中显示了本公开的示例性实施例,然而应当理解,可以以各种形式实现本公开而不应被这里阐述的实施例所限制。相反,提供这些实施例是为了能够更透彻地理解本公开,并且能够将本公开的范围完整的传达给本领域的技术人员。
- [0047] 下文先对本发明的提出原理进行说明。
- [0048] 脉搏波周期性变化伴随动脉血管中血液容积变化使动脉血液拉曼的光谱强度随之波动。探测器探测的发光强度 I 可表示为:

$$[0049] \quad I = E_0 N \eta \frac{d\sigma}{d\Omega} d\Omega_{det} V .$$

[0050] 其中 E_0 是入射光强, N 为被测物浓度, η 为探测器光电转换效率, $d\Omega_{det}$ 为探测器接收立体角, $\frac{d\sigma}{d\Omega}$ 为由物质种类决定的微分发光截面。 V 为样本体积。

[0051] 血液光谱的收集是由一束激发光照射体表(目标对象),然后用探头收集散射光并依次经过分光器件和探测器。这个过程中,入射光强,被测物浓度,探测器光电转换效率,探测器接收立体角和微分发光截面都没有发生变化,只有样本体积发生了变化,原因正是动脉血管血液容积随脉搏的周期性变化。从而表现出脉搏舒张时血液容积大,动脉血液拉曼光谱强度大于脉搏收缩时动脉血液拉曼光谱强度。将脉搏舒张时的血液拉曼光谱与脉搏收缩时的血液拉曼光谱作差,得到的差值光谱即为来自动脉的血液拉曼信息,来自其它组织的信息被抵消。实际上,与此同时,被照射的体表(目标对象)还反射激发光,反射激发光同样体现了脉搏的周期性变化。

[0052] 如图2所示,本发明的实施例提供一种基于脉搏波的无创动脉血液拉曼光谱检测的装置,包括激光器1、光电探测器8、信号处理及输出组件12、光谱分光组件11,信号处理及输出组件12分别与光电探测器8和光谱分光组件11相连。光电探测器8,被配置为接收目标对象反射激光并将光信号转化为电信号。信号处理及输出组件12,被配置为对光电探测器8的电信号进行处理判断得到动脉舒张时刻,并在脉搏舒张时刻使光谱分光组件执行预设时长的光谱积分。光谱分光组件11选用摄谱型光谱仪。本发明提供的一种可选实施例,所述光谱分光组件选用光纤光谱仪,光纤光谱仪可同时实现分光和CCD探测。

[0053] 装置还包括光反射器、光收集器等,以形成整体的光路连接。

[0054] 光反射器,被配置为通过反射和聚焦将激光器1激发光发射到目标对象上,包括反射镜2和第一聚光透镜3。激光器1选用半导体激光器,这是因为半导体激光器发光面有高的横纵比,如图4所示,当经反射镜的光倾斜穿过第一聚光透镜3时,目标对象(待测部位)的聚焦光斑31图案类似月牙型,环绕在收集点的周围,能够提高拉曼信号采集效率和有效性。

[0055] 光收集器,包括二向色镜6、收集透镜5和聚光透镜,所述聚光透镜包括第二聚光透镜7和第三聚光透镜10。收集透镜5能够收集目标对象的反射激光及拉曼散射光并准直。二向色镜6设置在收集透镜5和聚光透镜之间,能够反射所述收集透镜准直过的目标对象的反射激光,以及透射所述收集透镜准直过的目标对象的拉曼散射光。选择合适的二向色镜可分离透射激光和拉曼信号,提高系统测试灵敏度。

[0056] 第二聚光透镜7设置在二向色镜6和光电探测器8之间,能够对二向色镜反射的反射激光二次收集,并将收集的反射激光聚焦于光电探测器8。

[0057] 所述第三聚光透镜10设置在所述二向色镜6和光谱分光组件11之间,能够对二向色镜透射的拉曼散射光二次收集,并将拉曼散射光聚焦于光谱分光组件11。

[0058] 进一步的,光收集器还包括杂散光滤除组件9,被配置在所述二向色镜6和第三聚光透镜10之间,以滤除所述拉曼散射光中的杂散光。需要说明的是,这里不对杂散光滤除组件进行限制,只要能够满足滤除杂散光的滤除即可。可以选用长通滤光片或带通滤光片,也可以选用其他滤除杂散光的组件。

[0059] 通过调整反射镜角度使激光光斑与收集拉曼光谱信号的收集透镜焦点在待测部位处具有 Δs 的空间位移量 Δs (如图3和图4所示), 光电探测器接收目标对象反射激光并将光信号转化为电信号, 电信号的脉搏波随动脉舒张和收缩的变化而变化。信号处理及输出组件对所述电信号进行处理判断得到动脉舒张时刻, 并在动脉舒张时刻使光谱分光组件执行预设时长的光谱积分, 得到第一拉曼光谱和第二拉曼光谱, 可原位同时实现脉搏测量和光谱采集, 从而使每次光谱采集组件和光电探测器采集到的信号来自同一位置, 避免了脉搏不同步的现象。在此基础上, 通过调整反射镜的角度来调整拉曼光谱采集位置, 找到所述第一拉曼光谱和第二拉曼光谱的差值光谱信噪比最高时的空间位移量 Δs , 可进一步提高拉曼血糖测试的精确度。

[0060] 如图5所示, 本发明的实施例还提出一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测方法, 包括以下步骤a-h。

[0061] 步骤a: 调节反射镜的角度, 使激发光照射在目标对象表面的位置与收集透镜在目标对象表面处的焦点具有 Δs 的空间位移量。

[0062] 步骤b: 通过脉搏探测器获取目标对象的连续 n 个脉搏波瞬时强度及其发生时间, n 为大于1500的整数。

[0063] 步骤c: 信号处理及输出组件过滤连续 n 个反射激光的瞬时强度的直流分量得到连续 n 个反射激光瞬时强度的交流分量; 根据预设条件、连续 n 个反射激光瞬时强度的交流分量及其发生时间, 得到特征时刻, 所述特征时刻为动脉舒张时刻。

[0064] 步骤d: 使光谱分光组件在特征时刻执行第一预设时长的光谱积分, 得到第一拉曼光谱 S_1 。

[0065] 步骤e: 使光谱分光组件等待第二预设时长后, 再次执行第一预设时长的光谱积分, 得到第二拉曼光谱 S_2 。

[0066] 步骤f: 根据第一拉曼光谱 S_1 和第二拉曼光谱 S_2 计算差值光谱 $S_0 = S_1 - S_2$ 。

[0067] 步骤g: 重复步骤a-步骤f, 找到差值光谱信噪比最高时对应的空间位移量 Δs , 记为 Δs_{\max} 。通常而言, 差值光谱信噪比最高不代表空间位移量最大。随着空间位移量的增大表层和内部的拉曼信号均越来越弱, 只是表层拉曼减弱的程度远大于内部拉曼信号的减弱程度, 找到差值光谱信噪比最高的位置是为了使最终动脉血液拉曼光谱 S 的信噪比最大。

[0068] 步骤h: 在步骤g的基础上, 在空间位移量 Δs_{\max} 处, 重复步骤b至步骤f直至预设周期, 得到最终动脉血液拉曼光谱 S 。

[0069] 其中, 如图6所述, 所述反射激光瞬时强度的交流分量包含脉搏收缩和舒张信息, 即光电容积脉搏波。

[0070] 本发明通过获取人体目标对象的连续 n 个脉搏波瞬时强度及其发生时间, 进而判断得到特征时刻, 并在特征时刻执行预设时长的光谱积分, 从而得到第一光谱和第二光谱, 最终得到动脉血液光谱, 将动脉血液光谱分离出来, 供血液成分检测, 具有方法简单、操作方便和成本较低的优点。更为重要的是, 本发明通过同步光信号转化的电信号得到脉搏波信号, 可原位同时实现脉搏测量和光谱采集, 从而使每次光谱采集组件和光电探测器采集到的信号来自同一位置, 避免了脉搏不同步的现象, 还具有准确度、精确度高的优点。

[0071] 本发明的一可选实施例中, 步骤a按照使所述空间位移量 Δs 由小到大变化调节所述反射镜的角度。

[0072] 本发明的一可选实施例中,步骤c根据预设条件、连续n个反射激光瞬时强度的交流分量及其发生时间,得到特征时刻,包括:

[0073] 连续n个反射激光瞬时强度的交流分量组成数组 $f(n) = \{y(1), y(2), \dots, y(n-1), y(n)\}$, $y(n)$ 为反射激光瞬时强度的交流分量;

[0074] 若某个时刻的 $y(n)$ 符合预设条件,则该发生 $y(n)$ 的时间,为特征时刻。

[0075] 本发明的一可选实施例中,步骤c中的预设条件为:

[0076] $y(n)$ 在 $n \in [n-15, n]$ 区间内满足 $y(n) < y(n-1)$, 且 $y(n) < [\max(f(n)) + \min(f(n))]/3$, 且 $y(n-1) \geq [\max(f(n)) + \min(f(n))]/3$ 且 $n > 3k$;

[0077] 其中, k 为1秒内获取的反射激光瞬时强度的交流分量的次数, k 大于等于500, $\max(f(n))$ 为数组 $f(n)$ 中的最大值, $\min(f(n))$ 为数组 $f(n)$ 中的最小值。

[0078] 本发明的一可选实施例中,目标对象包括指尖、手掌、耳朵、手臂和腹部。

[0079] 如图2和图5所示,本发明实施例的一种基于脉搏波的动脉血液拉曼光谱检测方法的一个工作流程包括以下内容。

[0080] 激光器1选用785nm窄线宽功率100mW的半导体激光器,光谱分光组件11选用光纤光谱仪,光纤光谱仪可同时实现分光和CCD探测。

[0081] 光谱分光组件11能够将光信号转化成电信号并提供给信号处理及输出组件12。

[0082] 目标对象以手指为例,将目标对象4处于反射镜2和二向色镜6对应的光路上。打开激光器1、光电探测器8和信号处理及输出组件12。

[0083] 调节反射镜2角度,使激光器1的激发光照射在手指表面的位置与收集透镜5在手指表面处的焦点(收集透镜焦点51)具有 Δs 的空间位移量。光电探测器8将接收到的反射激光信号转化为电信号,该脉搏波电信号根据脉搏的舒张和收缩的变化而变化;同时将脉搏波电信号输出到信号处理及输出组件12中。

[0084] 信号处理及输出组件12记录光电探测器8某个时刻采集(或者说某个时间发生)的脉搏波强度,将包含当前时刻的连续n个脉搏波瞬时强度记为数组 $f(n) = \{y(1), y(2), \dots, y(n-1), y(n)\}$, 如果当前时刻的脉搏波瞬时强度同时满足下述4个条件时,则当前时刻定义为特征时刻A。

[0085] (1) $y(n)$ 在 $n \in [n-15, n]$ 区间内满足 $y(n) < y(n-1)$;

[0086] (2) $y(n) < [\max(f(n)) + \min(f(n))]/3$;

[0087] (3) $y(n-1) \geq [\max(f(n)) + \min(f(n))]/3$;

[0088] (4) $n > 3k$ 。

[0089] 上述中,所述 k 为光电探测器1秒内采集反射激光瞬时强度的交流分量的次数, k 大于等于500。所述 $\max(f(n))$ 为数组 $f(n)$ 中的最大值,所述 $\min(f(n))$ 为数组 $f(n)$ 中的最小值。

[0090] 当信号处理及输出组件12获取到特征时刻A后,立即产生触发信号,触发光纤光谱仪执行时间为 $t=100\text{ms}$ 的光谱积分,记为第一光谱,光纤光谱仪光谱积分终止时刻为特征时刻B。当第一光谱积分结束后,等待300ms(可以根据需要进行设置),信号处理及输出组件12再次触发光纤光谱仪执行光谱积分并以此时为特征时刻C,积分时间依然为 $t=100\text{ms}$,记为

第二光谱,终止时刻为特征时刻D。信号处理及输出组件12将两段光谱作差,获得差值光谱 $S_0=S_1-S_2$ 。按照使所述空间位移量 Δs 由小到大变化,多次通过调节反射镜角度调节空间位移量 Δs ,并分别在不同空间位移量 Δs 得到若干第一拉曼光谱和第二拉曼光谱并据此得到若干光谱差值 S_0 ,找到 S_0 信噪比最大处的空间位移量 Δs_{max} 。在此空间位移量 Δs_{max} (也即在此反射镜2角度下)下重复上述过程,直到预设周期结束,最终动脉血液拉曼光谱S为多个周期内信噪比最大 S_0 累加的结果。

[0091] 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,在不脱离本发明所述原理的前提下,还可以作出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

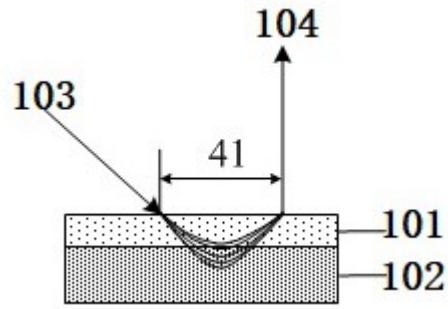


图1

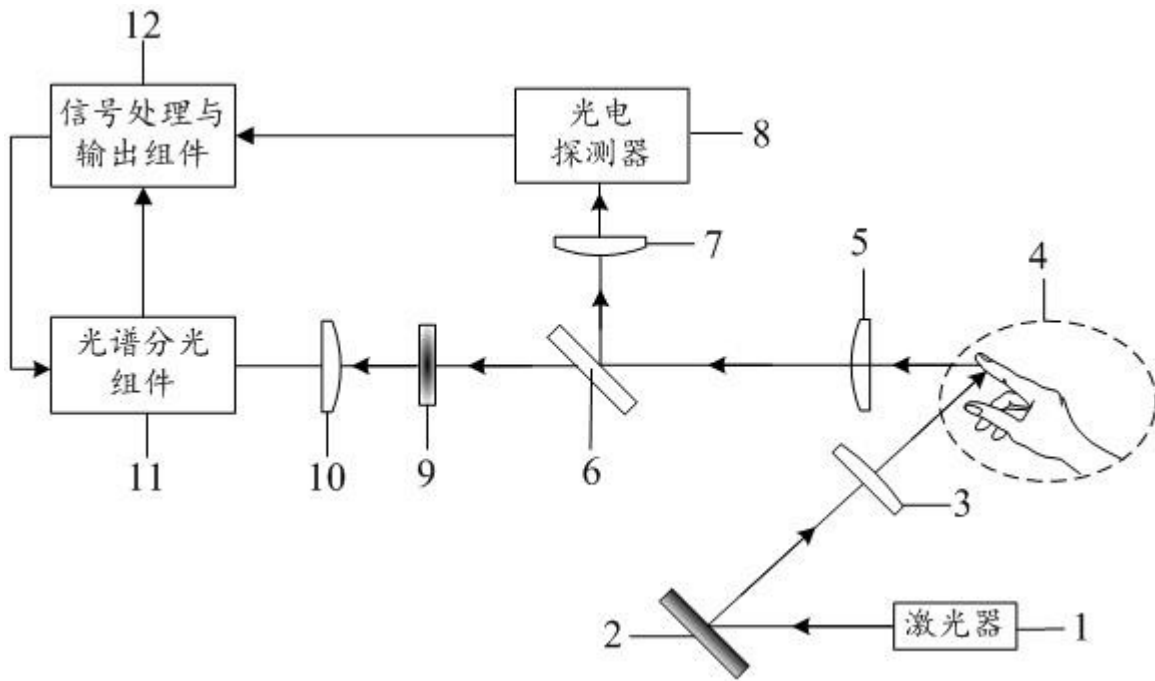


图2

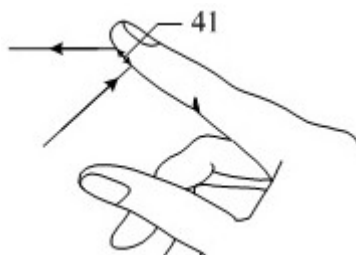


图3

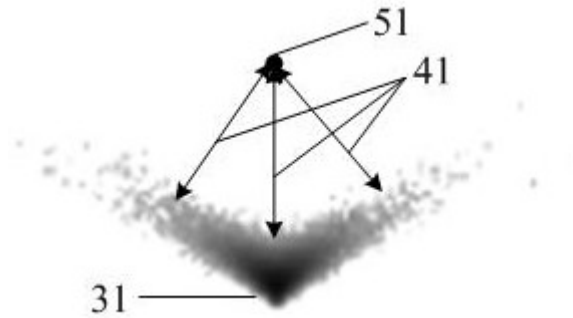


图4

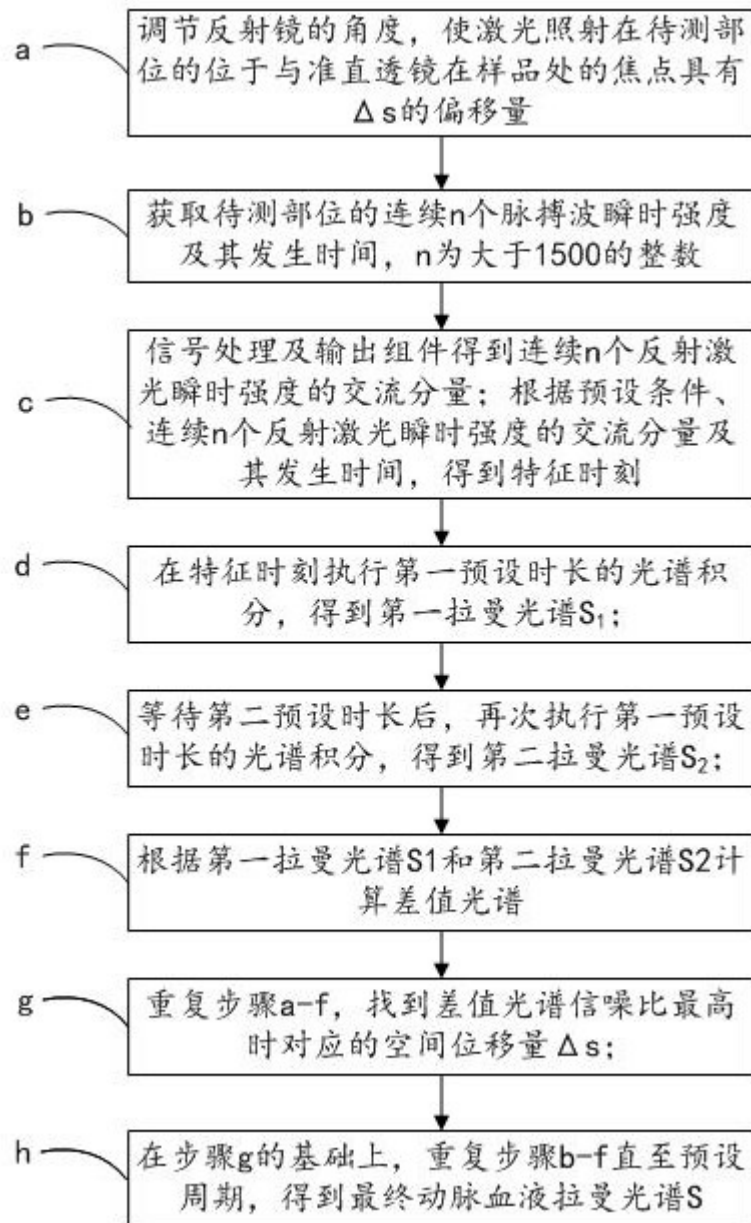


图5

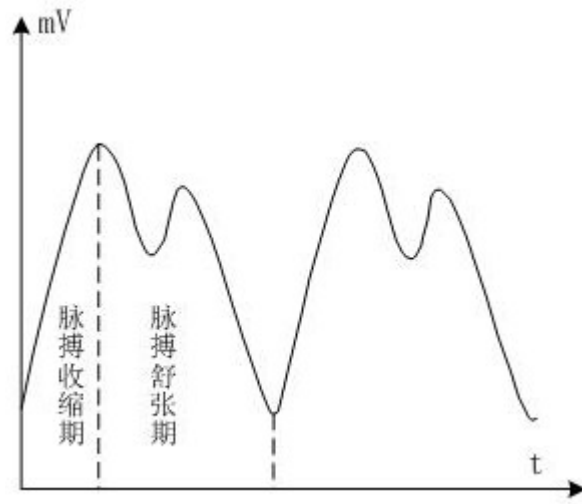


图6