



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110037711 A

(43)申请公布日 2019.07.23

(21)申请号 201910329062.X

(22)申请日 2019.04.23

(71)申请人 江西科技师范大学

地址 330100 江西省南昌市新建区南昌市
经济技术开发区枫林大道605号

(72)发明人 任重 刘国栋 熊志华

(74)专利代理机构 南昌大牛专利代理事务所
(普通合伙) 36135

代理人 喻莎

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

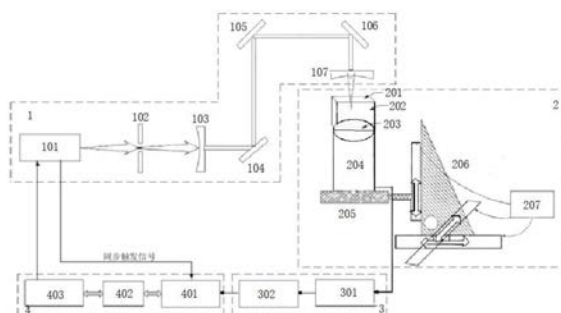
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种血糖光声精准定位检测装置及其方法

(57)摘要

本发明公开了一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,包括光源单元、样品测试单元、信号处理单元和信号控制单元,光源单元包括有OP0脉冲激光器、光阑、准直透镜、第一反射镜、第二反射镜、第三反射镜和聚焦透镜,OP0脉冲激光器右侧沿光传播方向依次设置光阑、准直透镜、第一反射镜、第二反射镜、第三反射镜和聚焦透镜,样品测试单元包括超声探测器、三维扫描平移台和三维扫描控制器。装置通过将脉冲激发光斑落入到血管中,利用激发血管中的血液产生超声机械波,并释放携带血糖浓度信息的光声信号,真正获取血管血液中的血糖光声信息,继而达到了准确对其被测组织中血管的精准定位,大大地提高血糖光声检测的准确度和可靠性。



1. 一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,包括光源单元(1)、样品测试单元(2)、信号处理单元(3)和信号控制单元(4),其特征在于:所述光源单元(1)包括有OP0脉冲激光器(101)、光阑(102)、准直透镜(103)、第一反射镜(104)、第二反射镜(105)、第三反射镜(106)和聚焦透镜(107),所述OP0脉冲激光器(101)右侧沿光传播方向依次设置光阑(102)、准直透镜(103)、第一反射镜(104)、第二反射镜(105)、第三反射镜(106)和聚焦透镜(107),所述样品测试单元(2)包括被测组织(201)、血管(202)、医用耦合液(203)、超声探测器(204)、样品托架(205)、三维扫描平移台(206)和三维扫描控制器(207),所述被测组织(201)放置于超声探测器(204)的前端面上,且被测组织(201)与超声探测器(204)之间均匀涂抹了医用耦合液(203),所述超声探测器(204)放置于样品托架(205)上,所述样品托架(205)通过连杆与三维扫描平移台(206)的垂直面板固定连接,所述三维扫描平移台(206)上设置有三维扫描控制器(207),所述三维扫描平移台(206)通过三维扫描控制器(207)将载有超声探测器(204)和被测组织(201)的样品托架(205)沿着立体方向平行移动,所述信号处理单元(3)沿信号传播方向依次设置有信号滤波器(301)和信号放大器(302),所述信号控制单元(4)包括数字示波器(401)、GPIB-USB-HS接口卡(402)和计算机(403),所述OP0脉冲激光器(101)的触发信号通过导线与数字示波器(401)电性连接,用于数字示波器采集信号的同步触发信号,所述GPIB-USB-HS接口卡(402)通过数字示波器(401)采集的光声数据传输至计算机(403)进行后续分析,所述计算机(403)与OP0脉冲激光器(101)通过数据线电性连接。

2. 根据权利要求1所述的一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,其特征在于,所述的OP0脉冲激光器(101)参数是可调的,可调参数包括:输出波长 λ 、输出能量E和重复频率f。

3. 根据权利要求1所述的一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,其特征在于,所述三维扫描平移台(206)通过三维扫描控制器(207)控制三维扫描平移台(206)X、Y和Z三个方向的移动步长 a_x 、 a_y 、 a_z 和步数 N_x 、 N_y 、 N_z 。

4. 根据权利要求1所述的一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,其特征在于:所述信号滤波器(301)用于配合超声探测器(204)捕获的光声信号进行滤波去除低频噪声干扰。

5. 根据权利要求1所述的一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,其特征在于:所述信号放大器(302)用于配合信号滤波器(301)滤波后的光声信号进行电压增益放大,便于后续数据分析处理。

6. 根据权利要求1所述的一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,其特征在于:还提供一种血糖光声精准定位检测方法,具体方法如下:

第一步,将表面均匀涂抹医用耦合液(203)的被测组织放置于超声探测器(204)的前端面上,然后,将三维扫描平移台(206)复位,使得被测样品回到初始位置;

第二步,设置好OP0脉冲激光器(101)的参数,具体包括:输出波长 λ 、输出能量E、重复频率f,同时通过三维扫描控制器(207)设置好三维扫描平移台(206)X、Y和Z三个方向的移动步长 a_x 、 a_y 、 a_z 和步数 N_x 、 N_y 、 N_z ,则被测组织在X、Y和Z三个方向上能移动的长度(L_x 、 L_y 、 L_z)分别为: $L_x = N_x \times a_x$ 、 $L_y = N_y \times a_y$ 、 $L_z = N_z \times a_z$;

第三步,开启OP0脉冲激光器(101),由OP0脉冲激光器(101)发出一定波长和能量的脉冲激光光束,经过光阑(102)去除部分杂散光后,由准直透镜(103)进行准直,再依次经过第一反射镜(104)、第二反射镜(105)、第三反射镜(106)三个反射镜,将平行角度的激光光束转为垂直角度入射,经过聚焦透镜(107)将脉冲激光光束聚焦入射到被测组织的表面,此时

的聚焦透镜(107)的焦距正好是聚焦透镜(107)与被测组织表面之间的距离;

第四步,打开控制程序,将三维扫描平移台(206)根据第二步中三维扫描控制器(207)设置好的移动步长和步数,驱动被测组织(201)和超声探测器(204)沿着X、Y和Z方向进行平移;被测组织(201)在纵深方向上处在初始平面上,即: $iz=1$,然后,三维扫描平移台(206)驱动被测组织(201)在X和Y方向上做逐行扫描,且行与行之间按照“弓”字型连续不间断扫描,每完成一个扫描点, ix 和 iy 分别加1,直到 ix 和 iy 分别达到 Nx 和 Ny 为止才结束 $iz=1$ 初始平面上的二维扫描;

第五步,在二维扫描的同时,超声探测器(204)捕获聚焦光斑在初始平面上每个焦点光斑激发产生的光声电压信号,再经过信号滤波器(301)滤波和信号放大器(302)放大后,再由数字示波器(401)进行采集和显示,然后通过GPIB-USB-HS接口卡(402),将光声电压信号传输到计算机(403)进行存储,然后根据软件程序同步获得每个聚焦光斑点所产生光声信号的光声幅值并保存;

第六步,完成初始平面 $iz=1$ 的二维扫描后,三维扫描平移台(206)在Z方向上进行平移一个步距,即 $iz=2$,聚焦光斑进入到第二个纵深位置,然后,根据第二步中三维扫描控制器(207)设置好的移动步长和步数,三维扫描平移台(206)驱动被测组织(201)在新的纵深平面上沿着X和Y方向做逐行扫描,方法与第四步相同;在第二纵深平面上,当 ix 和 iy 分别达到 Nx 和 Ny 后,第二纵深平面二维扫描结束,同时,与第五步同样,获得第二纵深平面上每个聚焦光斑处激发产生的光声幅值;

第七步,完成平面 $iz=1$ 的二维扫描后,三维扫描平移台(206)在Z方向上进行平移一个步距,即 $iz=3$,聚焦光斑进入到第三个纵深位置,然后重复第四步到第六步的操作,最终,当 ix 、 iy 和 iz 都同时达到各自的步数 Nx 、 Ny 、 Nz 时,整个三维扫描结束,此时也获得被测组织(201)在所有纵深平面上的光声幅值,即:三维光声幅值数据矩阵;

第八步,通过三维和二维图像重建算法,得到被测组织(201)的三维光声图像或者某个纵深平面上的光声二维图像,同时也可以得到被测组织(201)中的血管图像,并获得血管在被测组织中的具体位置;

第九步,根据第八步中获得的血管位置,计算出三维扫描平移台(206)需要在X、Y和Z方向上移动的步距和步数,然后通过三维扫描平移台(206),驱动被测组织(201)移动到将聚焦光斑精确地落入到被测组织(201)的血管中;

第十步,在血管中的聚焦光斑激发血液产生包括血糖浓度的光声信号,由超声探测器(204)捕获血糖光声信号,再同第五步一样,获得血管中血糖的光声幅值,针对含不同血糖浓度的被测样品,均可以按照上述步骤来精准地获得被测组织(201)血管中的血糖光声幅值,然后利用统计建模算法,建立浓度梯度与血管中血糖光声幅值之间的关系模型,最终实现对未知血糖浓度被测组织(201)的准确预测。

一种血糖光声精准定位检测装置及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及血糖光声精准定位检测技术领域,具体为一种血糖光声精准定位检测装置及其方法。

背景技术

[0002] 当下,糖尿病已严重威胁着人们的生命健康和生活质量。但是目前还依然没有彻底根治糖尿病的方法和药物,只能靠长期监测血糖浓度变化,并用药物加以控制。目前检测血糖浓度的方法主要还是微创和微创的方法,这些方法会对皮肤和人体组织造成一定的损伤,对于需要频繁监测血糖变化的患者而言,势必造成身心负担、经济压力,甚至二次感染的风险。因此,无创检测血糖是检测糖尿病发展的必然趋势。目前,无创血糖检测方法以光学检测方法最具代表性,如:近红外/中红外光谱法、旋光法、OCT、拉曼光谱等。由于纯光学方法存在组织光散射带来的不利影响,使得纯光谱法的检测受到了一定的制约和影响。而光声无创检测技术具有光学和超声两者的优势,将激光激发被测组织,产生超声机械波,即:光声信号,再利用超声探测器来捕获光声信号,再对携带被测组织血糖浓度信息的光声信号进行信号分析处理,就可以获悉体内的血糖浓度大小。该方法采用了光致超声技术,从原理上避免了组织光散射带来的不利影响,从而可以提高血糖检测的准确度。但是,以往的血糖光声检测研究,大多是对仿体溶液、离体血液、离体组织液,在体光声血糖检测的研究相对较少,且在体光声检测研究时,均是对被测组织某一个部位任意位置处进行检测,很大情况只是对人体组织内的组织液中的葡萄糖含量进行研究。研究表明,组织液中的血糖含量与血液中的血糖含量存在一定的差异。同时由于不同人群和人与人之间在身体某些部位的特征也存在个体差异性,使得检测的准确度受到影响。而对血液中的血糖进行检测才能真正反映出人体血糖含量的大小,因此需要对人体血管中血液的血糖浓度进行检测。而对血管中血液的血糖浓度检测必要要对血管进行精准定位,将脉冲激发光斑落入到血管中,才能激发血管中的血液产生超声机械波,并释放携带血糖浓度信息的光声信号。

发明内容

[0003] (一)解决的技术问题

[0004] 针对现有技术的不足,本发明提供了一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,解决了以往的血糖光声检测研究检测,大多是对仿体溶液、离体血液、离体组织液,在体光声血糖检测的研究相对较少,且在体光声检测研究时,均是对被测组织某一个部位任意位置处进行检测,很大情况只是对人体组织内的组织液中的葡萄糖含量进行研究,由于组织液中的血糖含量与血液中的血糖含量存在一定的差异,从而导致检测数据不准确的问题。

[0005] (二)技术方案

[0006] 为实现上述目的,本发明提供如下技术方案:一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,包括光源单元、样品测试单元、信号处理单元和信号控制单元,所述光源单元包括有OP0脉冲激光器、光阑、准直透镜、第一反射镜、第二反射镜、第三反射镜和聚焦透镜,所述

OP0脉冲激光器右侧沿光传播方向依次设置光阑、准直透镜、第一反射镜、第二反射镜、第三反射镜和聚焦透镜,所述样品测试单元包括被测组织、血管、医用耦合液、超声探测器、样品托架、三维扫描平移台和三维扫描控制器,所述被测组织放置于超声探测器的前端面上,且被测组织与超声探测器之间均匀涂抹了医用耦合液,所述超声探测器放置于样品托架上,所述样品托架通过连杆与三维扫描平移台的垂直面板固定连接,所述三维扫描平移台上设置有三维扫描控制器,所述三维扫描平移台通过三维扫描控制器将载有超声探测器和被测组织的样品托架沿着立体方向平行移动,所述信号处理单元沿信号传播方向依次设置有信号滤波器和信号放大器,所述信号控制单元包括数字示波器、GPIB-USB-HS接口卡和计算机,所述OP0脉冲激光器的触发信号通过导线与数字示波器电性连接,用于数字示波器采集信号的同步触发信号,所述GPIB-USB-HS接口卡通过数字示波器采集的光声数据传输至计算机进行后续分析,所述计算机与OP0脉冲激光器通过数据线电性连接。

[0007] 优选的,所述的OP0脉冲激光器参数是可调的,可调参数包括:输出波长 λ 、输出能量E和重复频率f。

[0008] 优选的,所述三维扫描平移台通过三维扫描控制器控制三维扫描平移台X、Y和Z三个方向的移动步长 a_x 、 a_y 、 a_z 和步数 N_x 、 N_y 、 N_z 。

[0009] 优选的,所述信号滤波器用于配合超声探测器捕获的光声信号进行滤波去除低频噪声干扰。

[0010] 优选的,所述信号放大器用于配合信号滤波器滤波后的光声信号进行电压增益放大,便于后续数据分析处理。

[0011] 优选的,还提供一种血糖光声精准定位检测方法,具体方法如下:

[0012] 第一步,将表面均匀涂抹医用耦合液的被测组织放置于超声探测器的前端面上,然后将三维扫描平移台复位,使得被测样品回到初始位置;

[0013] 第二步,设置好OP0脉冲激光器的参数,具体包括:输出波长 λ 、输出能量E、重复频率f,同时通过三维扫描控制器设置好三维扫描平移台X、Y和Z三个方向的移动步长 a_x 、 a_y 、 a_z 和步数 N_x 、 N_y 、 N_z ,则被测组织在X、Y和Z三个方向上能移动的长度(L_x 、 L_y 、 L_z)分别为: $L_x = N_x \times a_x$ 、 $L_y = N_y \times a_y$ 、 $L_z = N_z \times a_z$;

[0014] 第三步,开启OP0脉冲激光器,由OP0脉冲激光器发出一定波长和能量的脉冲激光光束,经过光阑去除部分杂散光后,由准直透镜进行准直,再依次经过第一反射镜、第二反射镜、第三反射镜三个反射镜,将平行角度的激光光束转为垂直角度入射,经过聚焦透镜将脉冲激光光束聚焦入射到被测组织的表面,此时的聚焦透镜的焦距正好是聚焦透镜与被测组织表面之间的距离;

[0015] 第四步,打开控制程序,将三维扫描平移台根据第二步中三维扫描控制器设置好的移动步长和步数,驱动被测组织和超声探测器沿着X、Y和Z方向进行平移;被测组织在纵深方向上处在初始平面上,即: $iz=1$,然后,三维扫描平移台驱动被测组织在X和Y方向上做逐行扫描,且行与行之间按照“弓”字型连续不间断扫描,每完成一个扫描点, ix 和 iy 分别加1,直到 ix 和 iy 分别达到 N_x 和 N_y 为止才结束 $iz=1$ 初始平面上的二维扫描;

[0016] 第五步,在二维扫描的同时,超声探测器捕获聚焦光斑在初始平面上每个焦点光斑激发产生的光声电压信号,再经过信号滤波器滤波和信号放大器放大后,再由数字示波器进行采集和显示,然后通过GPIB-USB-HS接口卡,将光声电压信号传输到计算机进行存

储,然后根据软件程序同步获得每个聚焦光斑点所产生光声信号的光声幅值并保存;

[0017] 第六步,完成初始平面 $iz=1$ 的二维扫描后,三维扫描平移台在Z方向上进行平移一个步距,即 $iz=2$,聚焦光斑进入到第二个纵深位置,然后,根据第二步中三维扫描控制器设置好的移动步长和步数,三维扫描平移台驱动被测组织在新的纵深平面上沿着X和Y方向做逐行扫描,方法与第四步相同;在第二纵深平面上,当 ix 和 iy 分别达到 Nx 和 Ny 后,第二纵深平面二维扫描结束,同时,与第五步同样,获得第二纵深平面上每个聚焦光斑处激发产生的光声幅值;

[0018] 第七步,完成平面 $iz=1$ 的二维扫描后,三维扫描平移台在Z方向上进行平移一个步距,即 $iz=3$,聚焦光斑进入到第三个纵深位置,然后重复第四步到第六步的操作,最终,当 ix 、 iy 和 iz 都同时达到各自的步数 Nx 、 Ny 、 Nz 时,整个三维扫描结束,此时也获得被测组织在所有纵深平面上的光声幅值,即:三维光声幅值数据矩阵;

[0019] 第八步,通过三维和二维图像重建算法,得到被测组织的三维光声图像或者某个纵深平面上的光声二维图像,同时也可以得到被测组织中的血管图像,并获得血管在被测组织中的具体位置;

[0020] 第九步,根据第八步中获得的血管位置,计算出三维扫描平移台需要在X、Y和Z方向上移动的步距和步数,然后通过三维扫描平移台,驱动被测组织移动到将聚焦光斑精确地落入到被测组织的血管中;

[0021] 第十步,在血管中的聚焦光斑激发血液产生包括血糖浓度的光声信号,由超声探测器捕获血糖光声信号,再同第五步一样,获得血管中血糖的光声幅值,针对含不同血糖浓度的被测样品,均可以按照上述步骤来精准地获得被测组织血管中的血糖光声幅值,然后利用统计建模算法,建立浓度梯度与血管中血糖光声幅值之间的关系模型,最终实现对未知血糖浓度被测组织的准确预测。

[0022] (三)有益效果

[0023] 本发明提供了一种血糖光声精准定位检测装置及其方法。具备以下有益效果:该血糖光声精准定位检测装置及其方法,通过光源单元的设置,以及OP0脉冲激光器、光阑、准直透镜、第一反射镜、第二反射镜、第三反射镜、聚焦透镜、样品测试单元、测组织、血管、医用耦合液、超声探测器、样品托架、三维扫描平移台、三维扫描控制器、信号处理单元、信号滤波器、信号放大器、信号控制单元、数字示波器、GPIB-USB-HS接口卡和计算机的配合使用,从而达到了对血管中血液的血糖浓度检测时,针对性的对其血管进行精准定位,并通过将脉冲激发光斑落入到血管中,利用激发血管中的血液产生超声机械波,并释放携带血糖浓度信息的光声信号,真正获取血管血液中的血糖光声信息,继而达到了准确对其被测组织中血管的精准定位,大大地提高血糖光声检测的准确度和可靠性。

附图说明

[0024] 图1为本发明结构血糖光声精准定位检测原理示意图。

[0025] 图中:1、光源单元;101、OP0脉冲激光器;102、光阑;103、准直透镜;104、第一反射镜;105、第二反射镜;106、第三反射镜;107、聚焦透镜;2、样品测试单元;201、被测组织;202、血管;203、医用耦合液;204、超声探测器;205、样品托架;206、三维扫描平移台;207、三维扫描控制器;3、信号处理单元;301、信号滤波器;302、信号放大器;4、信号控制单元;401、

数字示波器;402、GPIB-USB-HS接口卡;403、计算机。

具体实施方式

[0026] 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,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0027] 如图1所示,本发明提供一种技术方案:一种血糖光声精准定位检测装置及其方法,包括光源单元1、样品测试单元2、信号处理单元3和信号控制单元4,光源单元1包括有OP0脉冲激光器101、光阑102、准直透镜103、第一反射镜104、第二反射镜105、第三反射镜106和聚焦透镜107,OP0脉冲激光器101右侧沿光传播方向依次设置光阑102、准直透镜103、第一反射镜104、第二反射镜105、第三反射镜106和聚焦透镜107,样品测试单元2包括被测组织201、血管202、医用耦合液203、超声探测器204、样品托架205、三维扫描平移台206和三维扫描控制器207,被测组织201放置于超声探测器204的前端面上,且被测组织201与超声探测器204之间均匀涂抹了医用耦合液203,通过医用耦合液203的设置,使其观测的更准确的效果,超声探测器204放置于样品托架205上,样品托架205通过连杆与三维扫描平移台206的垂直面板固定连接,三维扫描平移台206上设置有三维扫描控制器207,三维扫描平移台206通过三维扫描控制器207将载有超声探测器204和被测组织201的样品托架205沿着立体方向平行移动,三维扫描平移台206通过三维扫描控制器207控制三维扫描平移台206X、Y和Z三个方向的移动步长 a_x 、 a_y 、 a_z 和步数 N_x 、 N_y 、 N_z ,信号处理单元3沿信号传播方向依次设置有信号滤波器301和信号放大器302,信号放大器302用于配合信号滤波器301滤波后的光声信号进行电压增益放大,便于后续数据分析处理,的OP0脉冲激光器101参数是可调的,可调参数包括:输出波长 λ 、输出能量E和重复频率f,信号滤波器301用于配合超声探测器204捕获的光声信号进行滤波去除低频噪声干扰,信号控制单元4包括数字示波器401、GPIB-USB-HS接口卡402和计算机403,OP0脉冲激光器101的触发信号通过导线与数字示波器401电性连接,用于数字示波器采集信号的同步触发信号,GPIB-USB-HS接口卡402通过数字示波器401采集的光声数据传输至计算机403进行后续分析,计算机403与OP0脉冲激光器101通过数据线电性连接,从而达到了通过计算机中安装的OP0脉冲激光器控制软件来控制激光器的参数设置和光源激发输出等操作的效果。

[0028] 使用时,首先将其被测组织201与超声探测器204之间均匀涂抹了医用耦合液203,并将其被测组织201放置在样品托架205上,随后通过三维扫描平移台206控制三维扫描控制器207,将载有超声探测器204和被测组织201的样品托架205沿着立体方向平行移动,并同时通过OP0脉冲激光器101透过光阑102、准直透镜103、第一反射镜104、第二反射镜105、第三反射镜106和聚焦透镜107,对其被测组织201中的血管202进行脉冲激发,激发光斑落入到血管202中,利用激发血管中的血液产生超声机械波,并释放携带血糖浓度信息的光声信号,真正获取血管202血液中的血糖光声信息,并同时利用信号放大器302对滤波后的光声信号进行电压增益放大,然后再通过GPIB-USB-HS接口卡402将数字示波器401采集的光声数据传输至计算机403进行后续分析,最后得的准确的被测组织201中血管203的精准定位,使其同时本说明书中未作详细描述的内容均属于本领域专业技术人员公知的现有技

术。

[0029] 还提供一种血糖光声精准定位检测方法,具体方法如下:

[0030] 第一步,将表面均匀涂抹医用耦合液203的被测组织放置于超声探测器204的前端面上,然后,将三维扫描平移台206复位,使得被测样品回到初始位置;

[0031] 第二步,设置好OP0脉冲激光器101的参数,具体包括:输出波长 λ 、输出能量E、重复频率f,同时通过三维扫描控制器207设置好三维扫描平移台206X、Y和Z三个方向的移动步长 a_x 、 a_y 、 a_z 和步数 N_x 、 N_y 、 N_z ,则被测组织在X、Y和Z三个方向上能移动的长度(L_x 、 L_y 、 L_z)分别为: $L_x = N_x \times a_x$ 、 $L_y = N_y \times a_y$ 、 $L_z = N_z \times a_z$;

[0032] 第三步,开启OP0脉冲激光器101,由OP0脉冲激光器101发出一定波长和能量的脉冲激光光束,经过光阑102去除部分杂散光后,由准直透镜103进行准直,再依次经过第一反射镜104、第二反射镜105、第三反射镜106三个反射镜,将平行角度的激光光束转为垂直角度入射,经过聚焦透镜107将脉冲激光光束聚焦入射到被测组织的表面,此时的聚焦透镜107的焦距正好是聚焦透镜107与被测组织表面之间的距离;

[0033] 第四步,打开控制程序,将三维扫描平移台206根据第二步中三维扫描控制器207设置好的移动步长和步数,驱动被测组织201和超声探测器204沿着X、Y和Z方向进行平移;被测组织201在纵深方向上处在初始平面上,即: $iz=1$,然后,三维扫描平移台206驱动被测组织201在X和Y方向上做逐行扫描,且行与行之间按照“弓”字型连续不间断扫描,每完成一个扫描点, ix 和 iy 分别加1,直到 ix 和 iy 分别达到 N_x 和 N_y 为止才结束 $iz=1$ 初始平面上的二维扫描;

[0034] 第五步,在二维扫描的同时,超声探测器204捕获聚焦光斑在初始平面上每个焦点光斑激发产生的光声电压信号,再经过信号滤波器301滤波和信号放大器302放大后,再由数字示波器401进行采集和显示,然后通过GPIB-USB-HS接口卡402,将光声电压信号传输到计算机403进行存储,然后根据软件程序同步获得每个聚焦光斑点所产生光声信号的光声幅值并保存;

[0035] 第六步,完成初始平面 $iz=1$ 的二维扫描后,三维扫描平移台206在Z方向上进行平移一个步距,即 $iz=2$,聚焦光斑进入到第二个纵深位置,然后,根据第二步中三维扫描控制器207设置好的移动步长和步数,三维扫描平移台206驱动被测组织201在新的纵深平面上沿着X和Y方向做逐行扫描,方法与第四步相同;在第二纵深平面上,当 ix 和 iy 分别达到 N_x 和 N_y 后,第二纵深平面二维扫描结束,同时,与第五步同样,获得第二纵深平面上每个聚焦光斑处激发产生的光声幅值;

[0036] 第七步,完成平面 $iz=1$ 的二维扫描后,三维扫描平移台206在Z方向上进行平移一个步距,即 $iz=3$,聚焦光斑进入到第三个纵深位置,然后重复第四步到第六步的操作,最终,当 ix 、 iy 和 iz 都同时达到各自的步数 N_x 、 N_y 、 N_z 时,整个三维扫描结束,此时也获得被测组织201在所有纵深平面上的光声幅值,即:三维光声幅值数据矩阵;

[0037] 第八步,通过三维和二维图像重建算法,得到被测组织201的三维光声图像或者某个纵深平面上的光声二维图像,同时也可以得到被测组织201中的血管图像,并获得血管在被测组织中的具体位置;

[0038] 第九步,根据第八步中获得的血管位置,计算出三维扫描平移台206需要在X、Y和Z方向上移动的步距和步数,然后通过三维扫描平移台206,驱动被测组织201移动到将聚焦

光斑精确地落入到被测组织201的血管中；

[0039] 第十步，在血管中的聚焦光斑激发血液产生包括血糖浓度的光声信号，由超声探测器204捕获血糖光声信号，再同第五步一样，获得血管中血糖的光声幅值，针对含不同血糖浓度的被测样品，均可以按照上述步骤来精准地获得被测组织201血管中的血糖光声幅值，然后利用统计建模算法，建立浓度梯度与血管中血糖光声幅值之间的关系模型，最终实现对未知血糖浓度被测组织201的准确预测。

[0040] 综上可得，该血糖光声精准定位检测装置及其使用方法，通过光源单元1的设置，以及OP0脉冲激光器101、光阑102、准直透镜103、第一反射镜104、第二反射镜105、第三反射镜106、聚焦透镜107、样品测试单元2、测组织201、血管202、医用耦合液203、超声探测器204、样品托架205、三维扫描平移台206、三维扫描控制器207、信号处理单元3、信号滤波器301、信号放大器302、信号控制单元4、数字示波器401、GPIB-USB-HS接口卡402和计算机403的配合使用，从而达到了对血管中血液的血糖浓度检测时，针对性的对其血管202进行精准定位，并通过将脉冲激发光斑落入到血管202中，利用激发血管中的血液产生超声机械波，并释放携带血糖浓度信息的光声信号，真正获取血管血液中的血糖光声信息，继而达到了准确对其被测组织201中血管203的精准定位，大大地提高血糖光声检测的准确度和可靠性。

[0041] 需要说明的是，在本文中，诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来，而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且，术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含，从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素，而且还包括没有明确列出的其他要素，或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下，由语句“包括一个……”限定的要素，并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0042] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例，对于本领域的普通技术人员而言，可以理解在不脱离本发明的原理和精神的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型，本发明的范围由所附权利要求及其等同物限定。

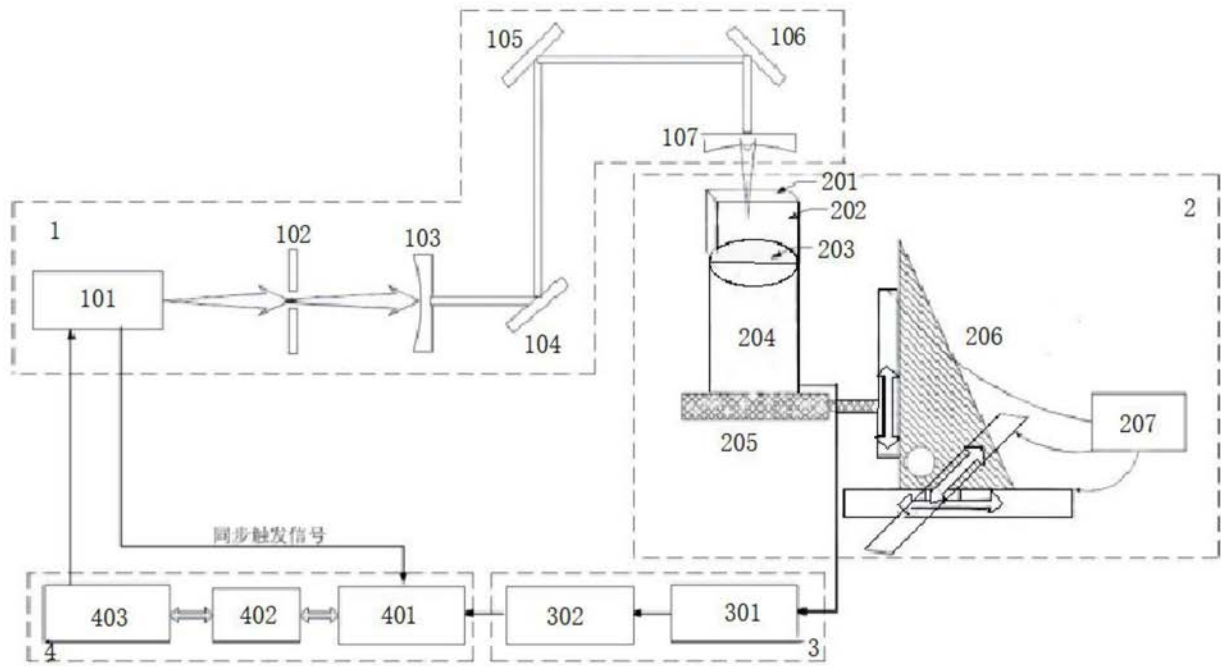


图1

专利名称(译)	一种血糖光声精准定位检测装置及其方法		
公开(公告)号	CN110037711A	公开(公告)日	2019-07-23
申请号	CN201910329062.X	申请日	2019-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
[标]发明人	任重 刘国栋 熊志华		
发明人	任重 刘国栋 熊志华		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B8/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/14532 A61B5/1455 A61B8/085		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种血糖光声精准定位检测装置及其方法，包括光源单元、样品测试单元、信号处理单元和信号控制单元，光源单元包括有OPO脉冲激光器、光阑、准直透镜、第一反射镜、第二反射镜、第三反射镜和聚焦透镜，OPO脉冲激光器右侧沿光传播方向依次设置光阑、准直透镜、第一反射镜、第二反射镜、第三反射镜和聚焦透镜，样品测试单元包括超声探测器、三维扫描平移台和三维扫描控制器。装置通过将脉冲激发光斑落入到血管中，利用激发血管中的血液产生超声机械波，并释放携带血糖浓度信息的光声信号，真正获取血管血液中的血糖光声信息，继而达到了准确对其被测组织中血管的精准定位，大大地提高血糖光声检测的准确度和可靠性。

