



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110251089 A

(43)申请公布日 2019. 09. 20

(21)申请号 201910622215.X

A61B 8/04(2006.01)

(22)申请日 2019.07.10

(71)申请人 福建师范大学

地址 350117 福建省福州市闽侯县上街镇  
大学城科技路1号,福建师范大学旗山  
校区

(72)发明人 章小曼 朱莉莉 李晖 蔡坚勇  
翁存程 吴华钦

(74)专利代理机构 福州元创专利商标代理有限  
公司 35100

代理人 钱莉 蔡学俊

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

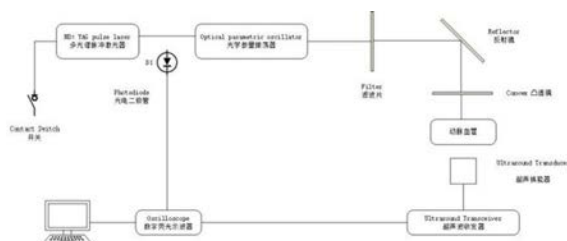
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

## (54)发明名称

一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压  
的系统及其检测方法

## (57)摘要

本发明涉及基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统及其检测方法。系统包括光源模块、信号检测与调节模块、数据监测与存储模块。光源模块由多光谱脉冲激光器和光电二极管组成,输出短脉冲激光通过凸透镜聚焦作用于动脉血管上产生光声信号;信息检测与调节模块由光学参量振荡器、滤波片、反射镜、凸透镜、聚焦换能器和低噪声超声波收发器组成,通过聚焦换能器接受光声信号,使用低噪声超声波收发器对接收到的光声信号进行放大和滤波;数据检测与存储模块由数字荧光接收器和计算机组成,通过数字荧光接收器接受经滤波放大后的光声信号并进行信号检测,最终输入计算机进行处理。本发明能够通过非按压的连续血压测量方式,简便快速、准确地测得血压。



1. 一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统, 其特征在于: 包括开关、光源模块、信号检测与调节模块和数据监测与存储模块; 所述开关与所述光源模块连接; 所述光源模块分别与所述信号检测与调节模块和所述数据监测与存储模块连接; 所述信号检测与调节模块和所述数据监测与存储模块连接; 所述光源模块包括多光谱脉冲激光器和光电二极管; 所述信息检测与调节模块包括光学参量振荡器、滤波片、反射镜、凸透镜、聚焦换能器和低噪声超声波收发器; 所述数据检测与存储模块包括数字荧光示波器和计算机; 所述开关与所述多光谱脉冲激光器连接; 所述多光谱脉冲激光器发射出来的脉冲激光对光学参量振荡器进行泵浦; 所述光学参量振荡器发射的激光经过所述滤波片进行滤波; 所述激光经过滤波片后还经过所述反射镜反射; 再经过所述凸透镜聚焦照射于动脉血管; 所述聚焦换能器与所述低噪声超声波收发器连接; 所述低噪声超声波收发器还与所述数字荧光示波器连接; 所述数字荧光示波器还与所述计算机和所述光电二极管连接; 所述光电二极管负责接收所述多光谱脉冲激光器发射出来的脉冲光信号, 利用光电效应将光功率转化成光电流来测量激光的脉冲宽度, 光电二极管内的负载电阻将光电流转换为电压, 使其在所述数字荧光示波器上显示并记录每一次脉冲光触发的初始时间; 所述聚焦换能器将凸透镜聚焦照射于动脉血管产生的信号进行处理, 并将处理后的信号输入到所述低噪声超声波收发器进行放大和滤波, 所述低噪声超声波收发器将放大和滤波后的信号输入所述数字荧光示波器进行信号检测, 并将检测后的光声信号输入所述计算机中分析。

2. 一种根据权利要求1所述的基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统的检测方法, 其特征在于: 包括以下步骤:

步骤S1: 打开开关, 所述多光谱脉冲激光器由Nd:YAG绿光作为光参量振荡器的泵浦源, 能够独立输出532nm, 1064nm波长激光, 并在680—2500nm波段输出连续可调的短脉冲激光; 经过滤波片, 得到808nm波段的激光, 再经过所述反射镜反射, 最终通过凸透镜聚焦照射于动脉血管, 产生光声信号 $P(r, t)$ ;

步骤S2: 所述聚焦换能器接收步骤S1产生的光声信号 $P(r, t)$ , 声波作用于聚焦换能器振动面上, 用以使聚焦换能器的机器振动系统发生振动, 引起聚焦换能器储能元件中的电场发生变化, 引起聚焦换能器产生相应于声信号的电压或电流, 然后将此信号通过低噪声超声波收发器进行放大和滤波;

步骤S3: 将步骤S2中放大和滤波后的光声信号输入所述数字荧光示波器进行信号检测, 并将检测后的光声信号输入所述计算机中利用卷积神经网络进行信号特征分析, 并通过Softmax分类器进行识别, 获得不同特征光声信号对应的血压值。

3. 根据权利要求2所述的一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统的检测方法, 其特征在于: 所述步骤S1中通过所述多光谱脉冲激光器输出波长为808nm的近红外光, 激光重复频率为10Hz, 脉宽为6ns; 通过凸透镜聚焦作用于动脉血管上产生的光声信号光斑直径为2mm。

4. 根据权利要求2所述的一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统的检测方法, 其特征在于: 采用的所述聚焦换能器的中心频率为3.5MHz; 采用的所述数字荧光示波器的采样频率为2.5GS/s, 带宽为300MHz。

5. 根据权利要求2所述的一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统的检测方法, 其特征在于: 所述步骤S2中计算得到换能器接收到的声压 $P(r, t)$

$$P(r, t) = \eta \iiint \frac{d^3 r'}{|r - r'|} \left. \frac{\partial H(r', t')}{\partial t'} \right|_{t' = t - (|r - r'|/c)} \quad (1)$$

式中,  $\eta = \beta / 4\pi C_p$ , 其中,  $\beta$  为热膨胀系数,  $C_p$  为等压比热容,  $H$  为光能沉积,  $r$  和  $t$  分别代表位置和时间; 令光在介质中的强度分布是均匀的, 则  $H(r, t)$  表示为

$$H(r, t) = A(r) I(t) \quad (2)$$

式中,  $A(r)$  是介质的光吸收分布系数,  $I(t)$  是入射激光的时间分布函数, 将式 (2) 代入式 (1):

$$P(r, t) = \eta \iiint \frac{d^3 r'}{|r - r'|} A(r') I'(t') \quad (3)$$

式中,  $I'(t') = \frac{dI(t')}{dt'}$  对于脉冲宽度为纳秒的激光脉冲,  $I(t) = \delta(t)$ , 超声换能器在  $r_0$  处接收到的声压信号  $P(r_0, t)$  由下式得出:

$$P(r, t) = \eta \iiint d^3 r' A(r) \frac{\delta(t - |r_0 - r'|/c_s)}{|r_0 - r'|} \quad (4)$$

在公式 (3) 和 (4) 中,  $t$  和  $r$  表示时间和位置的信息,  $t = r/c_s$ 。

当脉冲激光作用于具有均匀声学特性的介质时, 产生的光声信号的振幅与脉冲激光的振幅成正比, 所检测到的光声信号用以反映组织的内部状况; 光声信号中包含的信息包括时间和振幅; 通过血管壁内前、后壁血液产生的光声信号到达探头的时间差来获取血管的位置信息:  $\tau = t_p - t_a = D_i / c_s$ , 其中,  $t_a$ 、 $t_p$  分别为血管前、后壁单位面积血液产生的光声信号,  $D_i$  为血管的内径,  $c_s$  为声速;  $D_i$  反应出不同压力值下血管壁的径向形变情况, 并可作为血压值的判断的重要物理参数。

## 一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统及其检测方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及光声弹性成像技术领域,特别是一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统及其检测方法。

### 背景技术

[0002] 动脉血压是血液流动过程中作用于单位面积血管壁的侧压力,是心血管疾病预防和诊断的重要体征参数。目前,高血压已经成为危害国人心血管健康的主要疾病之一,因此随时获取血压的监测数据,对于预防高血压、临床诊断治疗、围手术期护理具有重要的意义。

[0003] 血压测量方法可分成直接测量法和间接测量法。直接测量法,即侵入式测量法,通过皮导管穿刺大动脉,留置压力传感器测得血压值,可以提供连续、准确的监测数据,是国际公认的金标准,但是这种有创的测量方式很容易引发血栓和感染。被广泛应用于血压监测的方法是间接测量法,即非侵入式动脉血压测量。间接测量法可分为间歇式和连续式测量两大类。间歇式血压测量法主要有柯氏音法和示波法,只能测得某一特定时刻的一对舒张压和收缩压的值,而且充气袖带的按压会使被测者产生不适感;连续血压测量法是在一个时间段对血压进行连续测量,能够让人们了解血压的昼夜实时变化规律,为临床治疗诊断和医学研究等方面提供了更加充分的依据。常见的连续测量法有动脉张力测量法、动脉容积钳制法以及脉搏波速度测量法等。但是这些方法需要的传感器精度高、测试设备复杂、准备时间长,受到体位和环境的影响比较大,对最佳阈值的取有一定的难度。因此,为了克服了连续血压测量方法的不足,有必要提供一种简便、快速、准确的非按压连续血压测量方法。

[0004] 近年来,光声弹性成像(photoacoustic elastography,PAE)技术得到了迅速的发展,它具有对比度高、空间分辨率高和成像深度深的优势,更适用于活体的高效无损检测。光声弹性成像技术主要基于光声效应,光声效应是由热应力而导致应变波动的过程,将吸光组织作为一个点源来考虑,该过程可简化为无限弹性体内点热源的周期性温度场产生的非定常热应力问题。当脉冲光照射在生物组织上,组织吸收光能后发生热弹性膨胀产生的超声波即为光声信号,这种光声弹性的成像方法是将光声信号进行处理从而得到组织中的弹性分布,间接获得血压参数,可以克服现有测量方法的不足。

### 发明内容

[0005] 有鉴于此,本发明的目的是提出一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统及其检测方法,采用非按压的连续血压测量方式,简便、快速、准确地测得血压。

[0006] 本发明采用以下方案实现:一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统,包括开关、光源模块、信号检测与调节模块和数据监测与存储模块;所述开关与所述光源模块连接;所述光源模块分别与所述信号检测与调节模块和所述数据监测与存储模块连接;所

述信号检测与调节模块和所述数据监测与存储模块连接;所述光源模块包括多光谱脉冲激光器和光电二极管;所述信息检测与调节模块包括光学参量振荡器、滤波片、反射镜、凸透镜、聚焦换能器和低噪声超声波收发器;所述数据检测与存储模块包括数字荧光示波器和计算机;所述开关与所述多光谱脉冲激光器连接;所述多光谱脉冲激光器发射出来的脉冲激光对光学参量振荡器进行泵浦;所述光学参量振荡器发射的激光经过所述滤波片进行滤波;所述激光经过滤波片后还经过所述反射镜反射;再经过所述凸透镜聚焦照射于动脉血管;所述聚焦换能器与所述低噪声超声波收发器连接;所述低噪声超声波收发器还与所述数字荧光示波器连接;所述数字荧光示波器还与所述计算机和所述光电二极管连接;所述光电二极管负责接收所述多光谱脉冲激光器发射出来的脉冲光信号,利用光电效应将光功率转化成光电流来测量激光的脉冲宽度,光电二极管内的负载电阻将光电流转换为电压,使其在所述数字荧光示波器上显示并记录每一次脉冲光触发的初始时间;所述聚焦换能器将凸透镜聚焦照射于动脉血管产生的信号进行处理,并将处理后的信号输入到所述低噪声超声波收发器进行放大和滤波,所述低噪声超声波收发器将放大和滤波后的信号输入所述数字荧光示波器进行信号检测,并将检测后的光声信号输入所述计算机中分析。

[0007] 较佳的,本发明还提供一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统的检测方法,包括以下步骤:

[0008] 步骤S1:打开开关,所述多光谱脉冲激光器由Nd:YAG绿光作为光参量振荡器的泵浦源,能够独立输出532nm,1064nm波长激光,并在680—2500nm波段输出连续可调的短脉冲激光;经过滤波片,得到808nm波段的激光,再经过所述反射镜反射,最终通过凸透镜聚焦照射于动脉血管,产生光声信号 $P(r, t)$ ;

[0009] 步骤S2:所述聚焦换能器接收步骤S1产生的光声信号 $P(r, t)$ ,声波作用于聚焦换能器振动面上,用以使聚焦换能器的机器振动系统发生振动,引起聚焦换能器储能元件中的电场发生变化,引起聚焦换能器产生相应于声信号的电压或电流,然后将此信号通过低噪声超声波收发器进行放大和滤波;

[0010] 步骤S3:将步骤S2中放大和滤波后的光声信号输入所述数字荧光示波器进行信号检测,并将检测后的光声信号输入所述计算机中利用卷积神经网络进行信号特征分析,并通过Softmax分类器进行识别,获得不同特征光声信号对应的血压值。

[0011] 进一步地,所述步骤S1中通过所述多光谱脉冲激光器输出波长为808nm的近红外光,激光重复频率为10Hz,脉宽为6ns;通过凸透镜聚焦作用于动脉血管上产生的光声信号光斑直径为2mm。

[0012] 进一步地,采用的所述聚焦换能器的中心频率为3.5MHz;采用的所述数字荧光示波器的采样频率为2.5GS/s,带宽为300MHz。

[0013] 进一步地,其特征在于:所述步骤S2中计算得到换能器接收到的声压 $P(r, t)$

$$[0014] \quad P(r, t) = \eta \iiint \frac{d^3 r'}{|r - r'|} \left. \frac{\partial H(r', t')}{\partial t'} \right|_{t' = t(|r - r'|/c)} \quad (1)$$

[0015] 式中,  $\eta = \beta / 4\pi C_p$ , 其中,  $\beta$  为热膨胀系数,  $C_p$  为等压比热容,  $H$  为光能沉积,  $r$  和  $t$  分别代表位置和时间;令光在介质中的强度分布是均匀的,则  $H(r, t)$  表示为

$$[0016] \quad H(r, t) = A(r) I(t) \quad (2)$$

[0017] 式中,  $A(r)$  是介质的光吸收分布系数,  $I(t)$  是入射激光的时间分布函数, 将式 (2) 代入式 (1):

$$[0018] \quad P(r, t) = \eta \iiint \frac{d^3 r'}{|r - r'|} A(r') I'(t') \quad (3)$$

[0019] 式中,  $I'(t') = \frac{dI(t')}{dt'}$  对于脉冲宽度为纳秒的激光脉冲,  $I(t) = \delta(t)$ , 超声换能器在  $r_0$  处接收到的声压信号  $P(r_0, t)$  由下式得出:

$$[0020] \quad P(r, t) = \eta \iiint d^3 r' A(r) \frac{\delta(t - |r_0 - r| / c_s)}{|r_0 - r|} \quad (4)$$

[0021] 在公式 (3) 和 (4) 中,  $t$  和  $r$  表示时间和位置的信息,  $t = r / c_s$ 。

[0022] 当脉冲激光作用于具有均匀声学特性的介质时, 产生的光声信号的振幅与脉冲激光的振幅成正比, 所检测到的光声信号用以反映组织的内部状况; 光声信号中包含的信息包括时间和振幅; 通过血管壁内前、后壁血液产生的光声信号到达探头的时间差来获取血管的位置信息:  $\tau = t_p - t_a = D_i / c_s$ , 其中,  $t_a$ 、 $t_p$  分别为血管前、后壁单位面积血液产生的光声信号,  $D_i$  为血管的内径,  $c_s$  为声速;  $D_i$  反应出不同压力值下血管壁的径向形变情况, 并可作为血压值的判断的重要物理参数。

[0023] 与现有技术相比, 本发明有以下有益效果:

[0024] 本发明使用光声成像技术对患者实现非侵入式动态血压测量, 用于快速、实时地检测血压变化。

## 附图说明

[0025] 图1为本发明实施例的基于光声弹性成像技术测量血压的系统的结构示意图。

[0026] 图2为本发明实施例的换能器局部放大示意图。

## 具体实施方式

[0027] 下面结合附图及实施例对本发明做进一步说明。

[0028] 如图1所示, 本实施例提供了一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统, 包括开关、光源模块、信号检测与调节模块和数据监测与存储模块; 所述开关与所述光源模块连接; 所述光源模块分别与所述信号检测与调节模块和所述数据监测与存储模块连接; 所述信号检测与调节模块和所述数据监测与存储模块连接; 所述光源模块包括多光谱脉冲激光器和光电二极管; 所述信息检测与调节模块包括光学参量振荡器、滤波片、反射镜、凸透镜、聚焦换能器和低噪声超声波收发器; 所述数据检测与存储模块包括数字荧光示波器和计算机; 所述开关与所述多光谱脉冲激光器连接; 所述多光谱脉冲激光器发射出来的脉冲激光对光学参量振荡器进行泵浦; 所述光学参量振荡器发射的激光经过所述滤波片进行滤波; 所述激光经过滤波片后还经过所述反射镜反射; 再经过所述凸透镜聚焦照射于动脉血管; 所述聚焦换能器与所述低噪声超声波收发器连接; 所述低噪声超声波收发器还与所述数字荧光示波器连接; 所述数字荧光示波器还与所述计算机和所述光电二极管连接; 所述光电二极管负责接收所述多光谱脉冲激光器发射出来的脉冲光信号, 利用光电效应将光功

率转化成光电流来测量激光的脉冲宽度,光电二极管内的负载电阻将光电流转换为电压,使其在所述数字荧光示波器上显示并记录每一次脉冲光触发的初始时间;所述聚焦换能器将凸透镜聚焦照射于动脉血管产生的信号进行处理,并将处理后的信号输入到所述低噪声超声波收发器进行放大和滤波,所述低噪声超声波收发器将放大和滤波后的信号输入所述数字荧光示波器进行信号检测,并将检测后的光声信号输入所述计算机中分析。

[0029] 所述光电二极管置于侧向位置接收激光器发出的部分输出光,用于激光器输出能量的检测与后期数据处理中的校准。

[0030] 较佳的,本发明还提供一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统的检测方法,包括以下步骤:

[0031] 步骤S1:打开开关,所述多光谱脉冲激光器由Nd:YAG绿光作为光参量振荡器的泵浦源,能够独立输出532nm,1064nm波长激光,并在680—2500nm波段输出连续可调的短脉冲激光;经过滤波片,得到808nm波段的激光,再经过所述反射镜反射,最终通过凸透镜聚焦照射于动脉血管,产生光声信号 $P(r, t)$ ;

[0032] 步骤S2:所述聚焦换能器接收步骤S1产生的光声信号 $P(r, t)$ ,声波作用于聚焦换能器振动面上,用以使聚焦换能器的机器振动系统发生振动,引起聚焦换能器储能元件中的电场发生变化,引起聚焦换能器产生相应于声信号的电压或电流,然后将此信号通过低噪声超声波收发器进行放大和滤波;

[0033] 步骤S3:将步骤S2中放大和滤波后的光声信号输入所述数字荧光示波器进行信号检测,并将检测后的光声信号输入所述计算机中利用卷积神经网络进行信号特征分析,并通过Softmax分类器进行识别,获得不同特征光声信号对应的血压值。

[0034] 在本实施例中,所述步骤S1中通过所述多光谱脉冲激光器输出波长为808nm的近红外光,激光重复频率为10Hz,脉宽为6ns;通过凸透镜聚焦作用于动脉血管上产生的光声信号光斑直径为2mm。

[0035] 在本实施例中,采用的所述聚焦换能器的中心频率为3.5MHz;采用的所述数字荧光示波器的采样频率为2.5GS/s,带宽为300MHz。

[0036] 在本实施例中,所述步骤S2中计算得到换能器接收到的声压 $P(r, t)$

$$[0037] \quad P(r, t) = \eta \iiint \frac{d^3 r'}{|r - r'|} \left. \frac{\partial H(r', t')}{\partial t'} \right|_{t' = t - (|r - r'|/c)} \quad (1)$$

[0038] 式中, $\eta = \beta/4\pi C_p$ ,其中, $\beta$ 为热膨胀系数, $C_p$ 为等压比热容, $H$ 为光能沉积, $r$ 和 $t$ 分别代表位置和时间;令光在介质中的强度分布是均匀的,则 $H(r, t)$ 表示为

$$[0039] \quad H(r, t) = A(r) I(t) \quad (2)$$

[0040] 式中, $A(r)$ 是介质的光吸收分布系数, $I(t)$ 是入射激光的时间分布函数,将式(2)代入式(1):

$$[0041] \quad P(r, t) = \eta \iiint \frac{d^3 r'}{|r - r'|} A(r') I'(t') \quad (3)$$

[0042] 式中, $I'(t') = \frac{dI(t')}{dt'}$ ,对于脉冲宽度为纳秒的激光脉冲, $I(t) = \delta(t)$ ,超声换能器在 $r_0$ 处接收到的声压信号 $P(r_0, t)$ 由下式得出:

$$[0043] \quad P(r, t) = \eta \iiint d^3r' A(r) \frac{\delta(t - |r_0 - r| / c_s)}{|r_0 - r|} \quad (4)$$

[0044] 在公式(3)和(4)中,  $t$ 和 $r$ 表示时间和位置的信息,  $t = r / c_s$ 。

[0045] 当脉冲激光作用于具有均匀声学特性的介质时, 产生的光声信号的振幅与脉冲激光的振幅成正比, 所检测到的光声信号用以反映组织的内部状况; 光声信号中包含的信息包括时间和振幅; 通过血管壁内前、后壁血液产生的光声信号到达探头的时间差来获取血管的位置信息:  $\tau = t_p - t_a = D_i / c_s$ , 其中,  $t_a$ 、 $t_p$ 分别为血管前、后壁单位面积血液产生的光声信号,  $D_i$ 为血管的内径,  $c_s$ 为声速;  $D_i$ 反应出不同压力值下血管壁的径向形变情况, 并可作为血压值的判断的重要物理参数。

[0046] 在本实施例中, 使用由Continuum公司生产的多光谱脉冲激光器(Surelite OP0 PLUS), 其光参量由Nd:YAG绿光泵浦产生。采用波长为808nm的近红外光, 激光重复频率为10Hz、脉宽为6ns, 通过凸透镜聚焦作用于血管上产生的光声信号, 光斑直径为2mm。

[0047] 在本实施例中, 在信号检测与调节模块中, 使用中心频率为3.5MHz的聚焦换能器接收光声信号, 长焦区聚焦超声换能器是由Panametrics-NDT公司生产的V系列宽带浸入式聚焦传感器(v381)。它的有效直径为19mm, 焦距为60mm, 纵向分辨率为 $\sim 0.26$ m, 横向分辨率为 $\sim 2$ mm。使用Olympus-NDT公司生产的低噪声超声波收发器(PR5800)对接收到的光声信号进行放大和滤波。

[0048] 在本实施例中, 光声信号的处理: 在数据监控模块中, 光声信号经滤波放大后输入数字荧光示波器(TDS3054C, Tektronix, 采样频率2.5GS/s, 带宽300MHz)进行信号检测, 并在计算机中进行换算, 得出血压信息。

[0049] 本实施例利用光声成像技术可以有效地获取不同压力下血管直径的变化情况, 由于生物组织粘滞性产生的阻尼, 可导致应变对于应力响应有相位的延迟, 不同的相位延迟反映了血管的弹性特性。通过光声信号的相位延迟, 可以计算出光声信号从光源到换能器的传播时间, 而后从光声信号峰峰值的间隔以及时间延迟情况可以推出血管的尺寸及位置信息, 即可获取到血压-管径关系, 通过实际测量血管内径和光声测量内径进行比对, 数据结果基本一致, 血管管径随压力增加而增大, 结果表明, 系统可以快速、有效、准确跟踪不同压力下血管内径的动态变化, 为该技术进行无创连续动态血压测量提供了依据。

[0050] 以上所述仅为本发明的较佳实施例, 凡依本发明申请专利范围所做的均等变化与修饰, 皆应属本发明的涵盖范围。



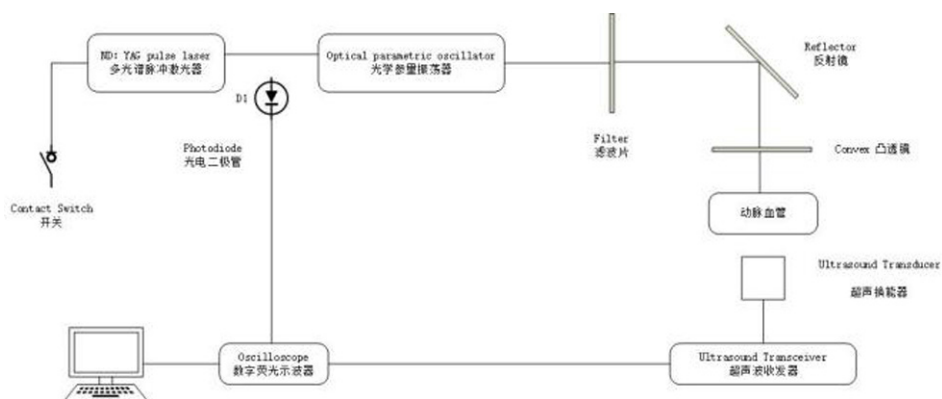


图1

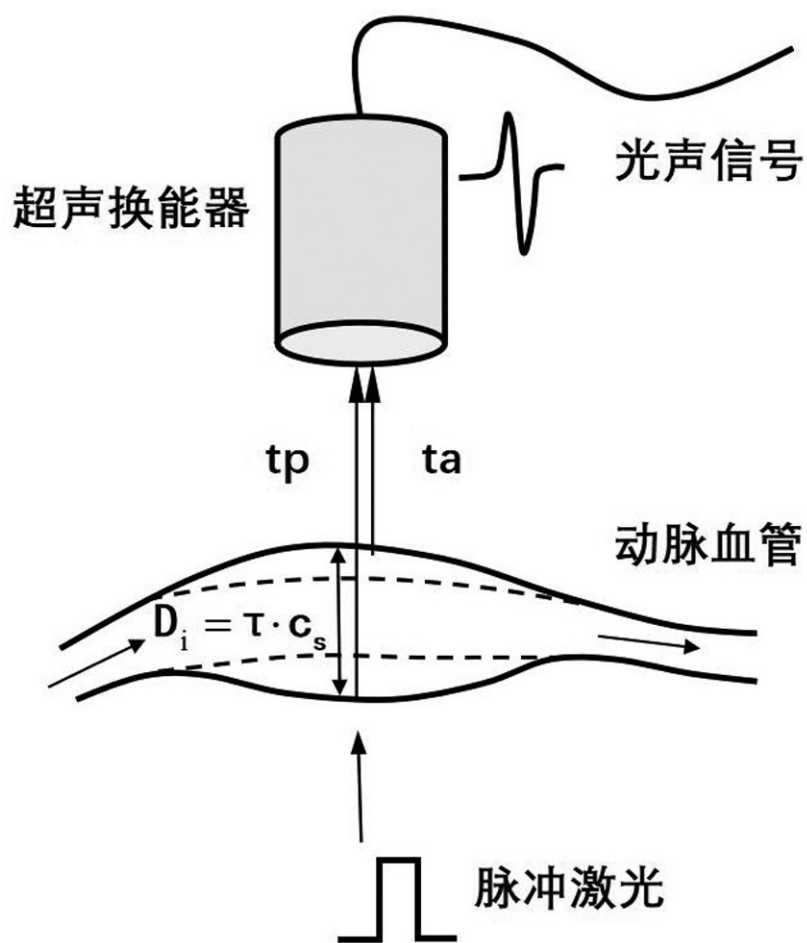


图2

|                |                                                                |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统及其检测方法                                    |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN110251089A</a>                                   | 公开(公告)日 | 2019-09-20 |
| 申请号            | CN201910622215.X                                               | 申请日     | 2019-07-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 福建师范大学                                                         |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 福建师范大学                                                         |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 福建师范大学                                                         |         |            |
| [标]发明人         | 章小曼<br>朱莉莉<br>李晖<br>蔡坚勇<br>翁存程<br>吴华钦                          |         |            |
| 发明人            | 章小曼<br>朱莉莉<br>李晖<br>蔡坚勇<br>翁存程<br>吴华钦                          |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00 A61B8/08 A61B5/021 A61B8/04                           |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0033 A61B5/0095 A61B5/021 A61B8/04 A61B8/0891 A61B8/5223 |         |            |
| 代理人(译)         | 钱莉<br>蔡学俊                                                      |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                 |         |            |

# 摘要(译)

本发明涉及基于光声弹性成像技术检测动脉血压的系统及其检测方法。系统包括光源模块、信号检测与调节模块、数据监测与存储模块。光源模块由多光谱脉冲激光器和光电二极管组成，输出短脉冲激光通过凸透镜聚焦作用于动脉血管上产生光声信号；信息检测与调节模块由光学参量振荡器、滤波片、反射镜、凸透镜、聚焦换能器和低噪声超声波收发器组成，通过聚焦换能器接受光声信号，使用低噪声超声波收发器对接收到的光声信号进行放大和滤波；数据检测与存储模块由数字荧光接收器和计算机组成，通过数字荧光接收器接受经滤波放大后的光声信号并进行信号检测，最终输入计算机进行处理。本发明能够通过非按压的连续血压测量方式，简便快速、准确地测得血压。

