



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109222924 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201811308052.X

(22)申请日 2018.11.05

(71)申请人 广州丰谱信息技术有限公司

地址 510640 广东省广州市天河区天河东路240号101房(仅限办公用途)

(72)发明人 韦岗 曹燕 王一歌 赵明剑

(74)专利代理机构 广州润禾知识产权代理事务所(普通合伙) 44446

代理人 林伟斌

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G16H 50/30(2018.01)

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书4页 说明书13页 附图5页

(54)发明名称

基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评方法与装置

(57)摘要

本发明提供基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评方法与装置,采用声光结合的方式,在心脏和血管沿路多处放置光电传感器和超声探测传感器同步采集光电信号和超声信号,基于多点差分计算携带血红蛋白的红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,且定量分析任意血管段的光谱转移函数和超声谱转移函数,形成声光联合谱,进一步评估血液的粘稠度和血管的物理特性。另外测算心脏的振动波传导到身体各血管沿路的声速以及延时,用以评估血管的张力和密度、血管沿路是否通畅等。本方法是中医“脉诊”的具体实施和更为全面的拓展,同时可以不用抽血化验和身体剖析就能得到血液和血管的微观特征,也是西医无创检测手段的有益补充。

1. 基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评装置,其特征在于装置包括微控单元、人机交互单元、显示单元、通信单元、若干光电传感器、若干超声探测传感器、缓存器和电源,以及后台处理器;微控单元控制其余各单元的协调工作;人机交互单元接收用户的输入,主要是采集工作模式和材料位置的选择;工作模式包括静态超声模式,动态超声模式,动态光电模式,混合模式四种模式;显示单元显示有用信息给用户;通信单元实现与后台处理器通信,传输采集数据到后台处理器处理,另外把处理的结果传输回来给显示单元显示;若干光电传感器沿血管沿路采集血液中血红蛋白反射的光电信号;超声探测传感器采集心脏振动传导到身体各血管处的振动波信号;所述后台处理器主要对光电传感器采集的光电信号和超声探测传感器采集的超声振动波信号进行联合处理,提取监测参数,建立监测参数模型,评估检测结果。

2. 根据权利要求1所述的基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评装置,其特征在于,所述光电传感器由发光二极管、感光器、滤波器、放大器、模数转换器组成;工作时,发光二极管发出穿透力强且容易被血红蛋白吸收的绿光,绿光经过人体的皮肤进入皮下组织下的血管,由于血管中血液血红蛋白吸收绿光,皮下组织血液脉动使血液密度发生改变,随着血流量的变化,光的反射量也随之发生变化,感光器接收表征光反射量的光电信号;若干个光电传感器放置于一固定插槽的支架中,该支架中每个插槽放置一个光电传感器,这样光电传感器呈线性排列,两两之间的距离就是已知的,且该距离比较短,能够保证捕捉到同一红细胞群的流向。

3. 根据权利要求1所述的基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评装置,其特征在于,所述超声探测传感器有两种,一种是用于主动探测的,称为主动超声探测传感器,包含超声发送换能器、超声接收换能器、数模转换器、功率放大器、滤波器、放大器、模数转换器;工作时,微控单元给与信号发送;

另外一种是用于被动探测的超声探测传感器,称为被动超声探测传感器,包含有超声接收换能器、滤波器、放大器、模数转换器组成,被动接收心脏振动传导到身体各血管处的振动波信号;若干个被动超声探测传感器放置于一固定插槽的支架中,该支架中每个插槽放置一个被动超声探测传感器,这样被动超声探测传感器呈线性排列,两两之间的距离已知,在血管沿路探测振动波。

4. 根据权利要求1所述的基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评装置,其特征在于,所述后台处理器对光电传感器采集的光电数据,基于多点差分计算出携带血红蛋白的红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,分析任意两个光电传感器之间的信息通道的频谱特征,得到光谱转移函数,用以评估血液的粘稠度;对被动超声探测传感器采集的振动数据,计算出心脏的振动波传导到身体各血管沿路的声速以及延时,分析任意两个被动超声探测传感器之间的信息通道的频谱特征,得到超声谱转移函数,用以评估血管的张力和密度、整个管道是否通畅;对主动超声探测传感器采集的单点振动数据,计算出某血管壁的参数,包括但是不限于厚度、柔韧性;光谱转移函数表征和挖掘血液红细胞群的群移速度,而超声谱转移函数挖掘的是机械振动在血管中的传播特性,偏向血管的物理材质特性,两者联合形成声光联合谱,从中提取监测参数,更能细致地表征心血管的特性。

5. 根据权利要求1所述的基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评装置,其特征在

于,所述工作模式中的静态超声模式,是指使用主动超声探测传感器来工作;发送信号由微控单元产生,给主动超声探测传感器发出;发送信号经过主动超声探测传感器中的功率放大器放大后,经过数模转换后发给超声发送换能器发射出去,经过皮肤、肌肉、血管之后又经历肌肉、皮肤反射回来,由超声接收换能器接收后把超声信号转换为电信号;该电信号经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,此信号为接收信号;后台处理器根据发送信号和接收信号,计算出血管的反射强度和管壁厚度,反演出血管管壁的状态。

6. 根据权利要求1所述的基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评装置,其特征在于,所述工作模式中的动态超声模式,是指使用多个被动超声探测传感器来工作;多个被动超声探测传感器有固定的沿着血管的排列顺序和距离,同步采集振动波超声信号;根据采集的振动波测算出同一个振动波到达的时间差,基于多点差分计算出心脏的振动波传导到身体各血管沿路的声速以及声速变化率,分析任意两个被动超声探测传感器之间的信息通道的频谱特征,得到超声谱转移函数,用以评估血管的物理材质特性,包括但不限于张力和密度。

7. 根据权利要求1所述的基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评装置,其特征在于,工作模式中的动态光电模式,是指多个光电传感器有固定的沿着血管的排列顺序和距离,同步采集光电信号;根据采集的光电信号,测出心脏泵出的同一血液中携带血红蛋白的红细胞群的到达时间差,基于多点差分计算出红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,用以评估血液的粘稠度;分析任意两个光电传感器之间的信息通道的频谱特征,得到光谱转移函数;用以评估两个光电传感器之间血流特性反应出的血管通道特性。

8. 根据权利要求1所述的基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评装置,其特征在于,工作模式中的混合模式,是指心脏处用光电传感器采集光电信号,其他地方用被动超声探测传感器采集超声振动波信号;以光电信号出现的时刻为起点,则以超声探测传感器接收到的振动波为止的这段时间即是振动波的传播时间,由此得到心脏到所测血管处的延时,根据此可以评价整个管道是否通畅。

9. 基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评方法,包括如下步骤:

(1) 使用者选择所测部位和工作模式,放置相应的传感器:

使用者选择好所测部位和工作模式,放置相应的传感器于相应的部位;

(2) 标记检测区域:

通过人机交互单元标记检测区域,利于后面的采集数据分类存储;

(3) 开始采集工作:

若工作模式是静态超声模式,则微控单元发一个发送信号给主动超声探测传感器;发送信号经过功率放大器放大后,经过数模转换后发给超声发送换能器发射出去,经过皮肤、肌肉、血管之后又反射回来,由超声接收换能器接收后把超声信号转换为电信号;该电信号经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中;

若工作模式是动态超声模式,则微控单元控制被动超声探测传感器组成的队列中所有的被动超声探测传感器同时开始采集;被动超声探测传感器采集得到的超声信号转换为电信号后,经过各自的滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器

中,同时分别标注好对应被动超声探测传感器的采集数据;

若工作模式是动态光电模式,则微控单元控制光电传感器组成的队列中所有的光电传感器同时开始采集:光电传感器采集得到的光信号转换为电信号后,经过各自的滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,同时标注好对应光电传感器的采集数据;

若工作模式是混合模式,则微控单元控制在心脏处放置的光电传感器和血管处放置的被动超声探测传感器同时开始采集:光电传感器和被动超声探测传感器采集得到的信号经过各自的滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,标注好对应光电传感器的采集数据,以及对应被动超声探测传感器的采集数据;

(4) 采集数据的分类汇总:

微控单元根据工作模式和传感器的放置位置,对传感器采集的数据进行多级分类汇总;

(5) 分类汇总的采集数据通过通信单元传给后台服务器:

通信单元采用无线或者有线的方式,甚至是用存储卡的方式,把汇总的采集数据加上个人标签信息传给后台服务器;

(6) 后台服务器计算监测参数:

对静态超声模式下获得的采集数据,计算出血管的反射强度和管壁厚度,反演出血管管壁的状态;

对动态超声模式的采集数据,根据多个被动超声探测传感器固定的沿着血管的排列顺序和距离,测出同一个振动波到达的时间差,基于多点差分计算出心脏的振动波传导到身体各血管沿路的声速以及声速变换率,得到血管沿路的振动波波速分布图,分析任意两个被动超声探测传感器之间的信息通道的频谱特征,得到超声谱转移函数,用以评估血管的物理材质特性;

对动态光电模式的采集数据,根据多个光电传感器固定的沿着血管的排列顺序和距离,测出心脏泵出的同一血液中携带血红蛋白的红细胞群的到达时间差,基于多点差分计算出红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,用以评估血液的粘稠度;分析任意两个光电传感器之间的信息通道的频谱特征,用以评估两个光电传感器之间血流特性反应出的血管通道特性;

对混合模式的采集数据,根据心脏处光电传感器采集的光电信号求出心脏搏动泵血的时刻 $t_1$ ,根据被动超声探测传感器接收到的采集数据求得心脏搏动泵血发出的振动传播到超声探测传感器所在脉搏处的时间 $t_2$ ,两者的时间差 $t_2-t_1$ 即是心脏到所测血管处的延时,可以根据此评价对应的整个管道是否通畅;

动态光电模式下得到的光谱转移函数可以表征和挖掘出血液红细胞群的群移速度,而动态超声模式下得到的超声谱转移函数挖掘的是机械振动在血管中的传播特性,偏向血管的物理材质特性,两者联合形成声光联合谱,从中提取监测参数,更能细致地表征心血管的特性;

单次的测量可以计算获取这些监测参数,长时的累积测量,就可以得到这些监测参数的矢量时间序列,再通过深度学习得到监测参数的矢量时间序列的演进特性模型;

然后在有模型的基础上对单次监测参数进行智能评价,当某次测的监测参数不匹配原

来学习的监测参数的演进特性模型,则提示观测部位有可能异常;

(7) 后台服务器把监测参数以及分析结果反馈给用户:

后台服务器对所监测参数给出直观分析结果,同时传给人机交互界面进行显示。

## 基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评方法与装置

### 技术领域

[0001] 本发明主要涉及光电和超声检测技术领域,具体涉及联合采用声光方式测量人体血液含氧红细胞运动速度及其变化率、以及光谱转移函数和超声谱转移函数,以便对血管的张力密度、血管沿路的通堵性进行定量测评的方法与装置。

### 背景技术

[0002] 心血管系统是一个封闭的管道系统,由心脏和血管所组成。心脏是动力器官,血管是运输血液的管道。通过心脏有节律性收缩与舒张,推动血液在血管中按照一定的方向不停地循环流动,这是我们熟知的血液循环。血液循环主要是运送营养物质、水和氧气到各身体组织器官,为机体的各种细胞提供赖以生存的物质,也带走细胞代谢的产物二氧化碳。血液循环是机体生存最重要的生理机能之一。我国目前有2.9亿心血管疾病患者,每年约350万人因此死亡。作为影响居民健康的首要因素,心血管疾病受到越来越多的重视。

[0003] 由于心血管系统涉及到心脏、血管和输送的血液,下面简要说明这三者的功能:

[0004] 正常的心脏是一个强有力的肌肉器官,就像一个水泵,它日夜不停地、有节律地搏动着,是人体血液循环系统的动力装置。正常人的心脏在一次搏动中泵出血液 $70\text{cm}^3$ ,推动血液流动的平均压强为 $1.6 \times 10^4\text{Pa}$ 。如以成年人平均心率每分钟75次计,每一搏动周期平均为0.8秒。心脏通过搏动负责把氧气,通过血液循环系统送到各个器官及部位,故心脏跳动的强弱会影响血液的流量。

[0005] 血管按构造功能不同,分为动脉、静脉和毛细血管三种。血液经由心脏的左心室收缩而挤压流入主动脉,随即传递到全身动脉。动脉为富有弹性的结缔组织与肌肉所形成的管路。当大量血液进入动脉将使动脉压力变大而使管径扩张,在体表较浅处动脉即可感受到此扩张,触摸到此搏动,即所谓的脉搏。

[0006] 血液是在心脏和血管腔内循环流动的一种组织。血液由血浆和血细胞组成,其中血细胞有红血球(红细胞)、白血球和血小板,红细胞主要功能是运进氧气运出二氧化碳。评判血液是否健康的重要指标是血流量和血流速度。血流量是指在单位时间内流经血管某一截面的血量,也称为容积速度。通常表示为毫升/分钟或升/分钟。血流速度指血液中一个质点在管内移动的线速度。当血液在血管内流动时,血流速度与血流量成正比,而与血管的横截面积成反比。血流量和血流速度受心肌收缩力、心室的充盈度、心率、血管系统的阻力、血液粘滞性、血液量等各种因素的影响,另外也受性别差、身体姿势、外界温度、体力劳动等血管系统以外的因素的影响。

[0007] 由于心血管系统的健康主要和心脏、血管和输送的血液的状况有关,其中任意一个出现不适,都会直接影响心血管系统的疾病。如心脏搏动周期不一致,即是心跳不规律,会导致心脏疾病;血管壁的增厚,有可能就是动脉血斑或动脉粥样化之类的动脉疾病;血液粘稠,会导致血液流动变慢甚至中断,影响各组织器官的能量供给。

[0008] 若心血管系统出现问题,常见的身体检测有侵入性检查和非侵入性检查两种。针对心脏的侵入性检查主要有心导管检查、心腔内心电图检查、心血管内镜检查等;这些检查

会给患者带来一些创伤,但可以得到比较直接、诊断价值较大的诊断资料。另外对血液的检查经常是抽血化验。非侵入性检查包括血压测量、心电图检查、超声心动图、超声多普勒血流图检查、肢体血管彩超检查、实时心肌声学造影、数字减影法心血管造影等。超声类的检查是无损的,而造影之类的检查则是有创检查,但更准确一些。

[0009] 上述的检查大部分都比较复杂繁琐,唯有血压、心电图和抽血化验是最简单的检查,但是心电图和抽血化验也需要到医院才能进行,普通人无法自行完成。血压是测量血液在主动脉血管内流动时作用于单位面积血管壁的侧压力。心电图主要反映心脏激动的电学活动,检查心脏——振动源的生理活动情况。抽血化验一般从静脉采血,然后进行血液常规检查和血脂检查等,测量红细胞、白细胞、血红蛋白及血小板数目、油三脂、胆固醇、高、低密度脂白等血液中的成分,从中可以分析出血液粘稠度,或者发现全身性疾病的早期迹象。这三种简单的检查都是检查身体心血管系统的某个部位或者是综合的结果,如心电图是检查心脏,血压是某血管壁,抽血化验是某滴血,都不能获得整个心血管系统的整体情况,特别是血液循环沿途的流速空间分布。说到血流速度,其遵循封闭系统的流体定理:血液总量固定,当血液在血管内流动时,血流速度与血管的横截面积成反比。故在全身各处由于血管的大小不一样,血流速度不是恒定的。这好比长江的水流到沿途的各河道,由于各河道的河道入口不一样大小,其流速也是不一样的。而流速是判断河道(血管)有无堵塞的重要评判指标,若是能通过简单无创的方式在空间上获得血液循环沿途的流速分布,将对心血管疾病的诊断很有帮助。

[0010] 对于血流检测,前面提到的超声多普勒血流图检查根据多普勒效应来测血流的相关参数,可以检测血流速度的大小与方向。其原理是由于血液在流动,发射的超声和接收的超声的频率是不一样的,利用超声发射频率和接收频率之间的频率差值(频移)  $f_d$  来计算血

流速度  $v = \frac{f_d c}{2f_0 \cos(\theta)}$ , 其中  $f_0$  是超声发射频率,  $c$  是超声在人体组织中的传播速度,  $\theta$  是超声

入射光束与血管之间的夹角。显然,  $c$ 、 $\theta$  是假设已知的,  $f_0$  是发射超声的实际频率,也是已知的,只要求出频移就能得到血流速度  $v$ 。但是,其实超声在人体组织中的传播速度  $c$  是因人而异的,而  $\theta$  和超声探头的角度设计、以及超声探头的按压角度、人体血管的走向都有关,因此不可能是一个已知统一的常数,可见,这些因素都会给血流的测速带来误差。另外,根据多普勒效应来测血流速度,是超声测速惯用的方法,任何液体的流速都可以采用此方法来测量。

[0011] 心脏一个重要但是简单的检测参数是心脏的跳动快慢,即是心率。由于脉搏的振动是心脏传导过来的振动,其振动频率是一致的,故可以根据脉搏的振动次数来计算心率,同时也容易做到长时无创监测。目前,监测心率多通过戴在手臂上的手环来便捷获取,此类手环设置心率传感器,采用光电式测量,由发光二极管(LED)和一个感光器(光敏元件)组成。发光二极管(LED)发出绿色波长(570纳米)的光,经过人体的皮肤进入皮下组织到达血管,血液中红细胞内的血红蛋白容易吸收绿光。心脏跳动时,血管的血液增加,吸收的绿光也会增加;心跳间隔期间则会减少,因而随着血液密度的改变,光的反射量也随之变化。故光敏元件接收反射回来的光电信号的强度变化规律和心率的变化规律是一致的,通过每秒数百次闪动的LED灯,就可以算出每分钟的心跳次数,也就是心率。

[0012] 这种简单无创长时监测心率的方法,也给本发明的无创测量血流速度的空间分布

带来启示。血液随心脏有规律间歇性的搏动而被泵出,在血管中流动,在血管沿路多处监测血液中红细胞群内的血红蛋白的强度变化,可以计算被泵出血液到达监测位置的时间,由于监测位置已知,故进一步可以得到血管沿路的血液流速,从而得到整个血管的沿路血流分布图。

[0013] 前面已经提到很多的心血管系统检测方法是采用超声,如超声多普勒血流图检查、肢体血管彩超检查等,都是基于超声成像的方法,采用探头阵列,其设备复杂庞大,不便于携带和长时监测。本发明考虑使用单个探头来进行线性排列,分开控制,设备简单,也便于携带和长时监测。

[0014] 前期我们申请的专利“基于心脏点波动传导特性的血管状态检测方法与装置”也是采用超声有源主动探测来采集心脏的波动和不同血管处的脉搏波,然后根据超声探头阵列在不同点采集到的信号,对血管的声波传输特性进行分析。超声检查有利于血管的物理材质特性分析,故本发明在原来专利的基础上改进装置,让超声探头呈线性排列,在血管沿路布置,测量血管沿路的振动波的传播速度以及速度变化率等,以此进一步测评血管的物理材质特性。

[0015] 另外,光电测量和超声测量都可以做到简单无创的监测,又各自有自身的优点,光电测量可以监测血液中红细胞群内的血红蛋白的强度变化,得到血管沿路的血液流速,从而得到身体整个血管的沿路血流分布图;而超声测量可以测量振动的传播速度,以此测评血管的物理材质特性,且把血管当成传输信道,各自可以分别得到光谱转移函数和超声谱转移函数。本专利考虑结合超声测量和光电式测量的优势来进行同步无创的测量,长时监测获得心血管的大量数据,通过光谱和超声谱得到声光联合谱,定量精确分析心血管的物理特性。

## 发明内容

[0016] 针对目前心血管的检测方式复杂不便于长时监测,长时监测的数据又过于单一和简单,只能表征局部的心血管特性,无法得到整个血管的血流分布图等,本发明提供基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评方法与装置,采用声光结合的方式,在心脏和血管沿路放置多个光电传感器和超声探测传感器同步采集光电信号和超声反射信号,基于多点差分计算携带血红蛋白的红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,分析任意两个光电传感器之间的血管通道的光谱转移函数,以及任意两个超声探测传感器之间的血管通道的超声谱转移函数,由此得到声光联合谱,进一步据此评估血液的粘稠度和血管的物理材质特性;另外测算心脏的振动波传导到身体各血管沿路的声速以及延时,用以评估血管的张力和密度、整个管道是否通畅;计算出某血管壁的厚度,柔韧性等。本发明通过如下技术方案实现:

[0017] 基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评装置,其特征在于装置包括微控单元、人机交互单元、显示单元、通信单元、若干光电传感器、若干超声探测传感器、缓存器和电源,以及后台处理器。

[0018] 所述微控单元控制其余各单元的协调工作;

[0019] 所述人机交互单元接收用户的输入,主要是采集工作模式的选择,所测位置的选择。工作模式包括静态超声模式,动态超声模式,动态光电模式,混合模式四种模式。

[0020] 所述显示单元显示有用信息给用户,如采集的波形,以及计算的结果。

[0021] 所述通信单元实现与后台处理器通信,传输采集数据到后台处理器处理,处理的结果又反馈传输回来给显示单元显示。通信可以是有线和无线的传输方式。

[0022] 所述光电传感器由发绿光的发光二极管(LED)、感光器(光敏元件)、滤波器、放大器、模数转换器(AD)组成。工作时,LED发出穿透力强且容易被血红蛋白吸收的绿光,绿光经过人体的皮肤进入皮下组织下的血管,被血管中血液血红蛋白吸收。血液脉动使血液密度发生改变,随着血流量的变化,光的反射量随其发生变化。感光器接收到皮下组织漫反射回来的光电信号后,经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中。

[0023] 所述超声探测传感器有两种,一种是用于主动探测的,称为主动超声探测传感器,包含超声发送换能器、超声接收换能器、数模转换器(DA)、功率放大器、滤波器、放大器和模数转换器(AD)。工作时,发送信号经功率放大器放大后,再经过数模转换后发给超声发送换能器发射出去,超声波经过皮肤、肌肉、血管之后又反射回来,超声接收换能器接收该超声信号后转换为电信号。该电信号经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中。

[0024] 另外一种是用于被动探测的超声探测传感器,称为被动超声探测传感器,包含有超声接收换能器、滤波器、放大器、模数转换器(AD)组成。工作时,超声接收换能器接收振动超声波转换为电信号,再经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中。

[0025] 上述若干个光电传感器放置于一固定插槽的支架中,该支架中每个插槽放置一个光电传感器,这样光电传感器呈线性排列,两两之间的距离就是已知的,且该距离比较短,能够保证捕捉到同一红细胞群的流向。因为心脏的搏动周期大约1秒,而动脉中血流的速度为30~130厘米/秒,故只要小于30厘米就可以满足要求,然而实际可以更进一步地缩小两两光电传感器之间的距离,设置为10厘米以下,如2-3厘米。

[0026] 同样地,若干个用于被动探测的被动超声探测传感器放置于一固定插槽的支架中,该支架中每个插槽放置一个被动超声探测传感器,这样动超声探测传感器呈线性排列,两两之间的距离就是已知的,且该距离比较短,能够保证检测到同一振动波的沿路传播特性。由于振动波在血液中传播速度更快,大约1500米/秒,故只要放置在人体上的任意两个被动超声探测传感器在一个心脏搏动周期内检测到的振动一定是同一振动,对两两被动超声探测传感器之间的距离可以不用限制。

[0027] 所述后台处理器主要对光电传感器采集的光电信号和超声探测传感器采集的超声波信号进行联合处理,提取监测参数,建立监测参数模型,评估检测结果。对光电传感器采集的光电数据,基于多点差分计算出携带血红蛋白的红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,分析任意两个光电传感器之间的信息通道的频谱特征,得到光谱转移函数,用以评估血液的粘稠度;对被动超声探测传感器采集的振动数据,计算出心脏的振动波传导到血管沿路的声速以及延时,分析任意两个被动超声探测传感器之间的信息通道的频谱特征,得到超声谱转移函数,用以评估血管的张力和密度、整个管道是否通畅;对主动超声探测传感器采集的单点振动数据,计算出某血管壁的厚度,柔韧性等。光谱转移函数可以表征和挖掘出血液红细胞群的群移速度,而超声谱转移函数挖掘的是机械

振动在血管中的传播特性,偏向血管的物理材质特性,两者联合形成声光联合谱,提取的监测参数更能细致地表征心血管的特性。

[0028] 上述工作模式中的静态超声模式,是指使用主动超声探测传感器来工作。发送信号由微控单元产生,给主动超声探测传感器发出。发送信号经过主动超声探测传感器中的功率放大器放大后,经过数模转换后发给超声发送换能器发射出去,经过皮肤、肌肉、血管之后又经历肌肉、皮肤反射回来,由超声接收换能器接收后把超声信号转换为电信号。该电信号经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,此信号为接收信号。后台处理器根据发送信号和接收信号,计算出血管的反射强度和管壁厚度,反演出血管管壁的状态。

[0029] 上述工作模式中的动态超声模式,是指使用多个被动超声探测传感器来工作。多个被动超声探测传感器有固定的沿着血管的排列顺序和距离,同步采集振动波超声信号。根据采集的振动波测算出同一个振动波到达的时间差,基于多点差分计算出心脏的振动波传导到身体各血管沿路的声速以及声速变化率,分析任意两个被动超声探测传感器之间的信息通道的频谱特征,得到超声谱转移函数,用以评估血管的物理材质特性,如张力和密度。

[0030] 上述工作模式中的动态光电模式,是指多个光电传感器有固定的沿着血管的排列顺序和距离,同步采集光电信号。根据采集的光电信号,测出心脏泵出的同一血液中携带血红蛋白的红细胞群的到达时间差,基于多点差分计算出红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,用以评估血液的粘稠度。还可以分析任意两个光电传感器之间的信息通道的频谱特征,如可以得到心脉光谱转移函数,用以评估两个光电传感器之间血流特性反应出的血管通道特性。

[0031] 上述工作模式中的混合模式,是指心脏处用光电传感器采集光电信号,其他地方用被动超声探测传感器采集超声信号,由于既采集了光电信号,又采集了超声信号,故为混合模式。因为心脏的振动间隔时间为几百毫秒,最大到秒的量级,而振动传播到身体其他主动脉处距离不过在几米之内,根据声波在血管的传播速度大约以1500米/秒计,则传播时延只有几毫秒,故在一个振动间隔时间内,超声探测传感器一定采集到了同一个振动波。以光电信号出现的时刻为起点,则以超声探测传感器接收到的振动波为止的这段时间即是振动波的传播时间,由此得到心脏到所测血管处的延时,根据此可以评价血管沿路管道是否通畅。

[0032] 上述的四种工作模式可以同时进行,如可以同时选择动态光电模式和混合模式,只要有相应的传感器支持即可。

[0033] 基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评方法,包括如下步骤:

[0034] (1) 使用者选择所测部位和工作模式,放置相应的传感器。

[0035] 使用者选择好所测部位和工作模式,放置相应的传感器于相应的部位。选择测量手臂处单点的血管壁状态,则选择静态超声模式,在手臂的某个脉搏处放置主动超声探测传感器;选择测量手臂振动波速,则选择动态超声模式,在手臂上的血管沿路放置若干个被动超声探测传感器组成的队列;选择测量手臂血管里面血液红细胞群的群移速度和变化速率,则选择动态光电模式,在手臂上的血管沿路放置若干个光电传感器组成的队列;选择测量心脏到手臂某血管处的延时,则选择混合模式,在心脏处放置光电传感器,在手臂某血管

处放置被动超声探测传感器。若要同时测量多个部位,则可以选择多个工作模式。

[0036] (2) 标记检测区域。

[0037] 通过人机交互单元标记检测区域,这样利于后面的采集数据分类存储。如,测量手臂处单点的血管壁状态,则在人机交互单元上面记录所测点;若在手臂上的血管沿路放置若干个被动超声探测传感器组成的队列或者若干个光电传感器组成的队列,则在人机交互单元上面记录所测血管区域;如在心脏处放置光电传感器,在手臂某血管处放置被动超声探测传感器,则在人机交互单元上面记录心脏到所测血管的血管区域。

[0038] (3) 开始采集工作。

[0039] 若工作模式是静态超声模式,则微控单元发一个发送信号给主动超声探测传感器。发送信号经过功率放大器放大后,经过数模转换后发给超声发送换能器发射出去,经过皮肤、肌肉、血管之后又反射回来,由超声接收换能器接收后把超声信号转换为电信号。该电信号经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中。

[0040] 若工作模式是动态超声模式,则微控单元控制被动超声探测传感器组成的队列中所有的被动超声探测传感器同时开始采集。被动超声探测传感器采集得到的超声信号转换为电信号后,经过各自的滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,同时标注好是哪个被动超声探测传感器的采集数据。

[0041] 若工作模式是动态光电模式,则微控单元控制光电传感器组成的队列中所有的光电传感器同时开始采集。光电传感器采集得到的光信号转换为电信号后,经过各自的滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,同时标注好是哪个光电传感器的采集数据。

[0042] 若工作模式是混合模式,则微控单元控制在心脏处放置的光电传感器和血管处放置的被动超声探测传感器同时开始采集。光电传感器和被动超声探测传感器采集得到的信号经过各自的滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,标注好是哪个光电传感器的采集数据,是哪个被动超声探测传感器的采集数据。

[0043] (4) 采集数据的分类汇总。

[0044] 微控单元根据工作模式和传感器的放置位置,对传感器采集来的数据进行多级分类汇总。如,四级分类汇总:第一级是工作模式,第二级是放置位置,第三级是传感器类型,第四级是传感器序号。如混和模式下心脏处光电传感器1号的采集数据,混和模式下手臂处被动超声探测传感器2号的采集数据。

[0045] (5) 分类汇总的采集数据通过通信单元传给后台服务器。

[0046] 通信单元采用无线或者有线的方式,甚至是用存储卡的方式,把汇总的采集数据加上个人标签信息传给后台服务器。

[0047] (6) 后台服务器计算监测参数。

[0048] 对静态超声模式下获得的采集数据,再根据发射信号计算出血管的反射强度和管壁厚度,反演出血管管壁的状态。

[0049] 对动态超声模式的采集数据,根据多个被动超声探测传感器固定的沿着血管的排列顺序和距离,测出同一个振动波到达的时间差,基于多点差分计算出心脏的振动波传导到身体各处的声速以及声速变换率,得到振动波的血管沿路分布图分析任意两个被动超声探测传感器之间的信息通道的频谱特征,得到超声谱转移函数,用以评估血管的物理材质

特性,如张力和密度等。

[0050] 对动态光电模式的采集数据,根据多个光电传感器固定的沿着血管的排列顺序和距离,测出心脏泵出的同一血液中携带血红蛋白的红细胞群的到达时间差,基于多点差分计算出红细胞群的群移速度和变化速率,用以评估血液的粘稠度;分析任意两个光电传感器之间的信息通道的频谱特征,用以评估两个光电传感器之间血流特性反应出的血管通道特性。

[0051] 对混合模式的采集数据,根据心脏处光电传感器采集的光电信号求出心脏搏动泵血的时刻 $t_1$ ,根据被动超声探测传感器接收到的采集数据求得心脏搏动泵血发出的振动传播到超声探测传感器所在脉搏处的时间 $t_2$ ,两者的时间差 $t_2-t_1$ 即是心脏到所测血管处的延时,可以根据此评价整个管道是否通畅。

[0052] 动态光电模式下得到的光谱转移函数可以表征和挖掘出血液红细胞群的群移速度,而动态超声模式下得到的超声谱转移函数挖掘的是机械振动在血管中的传播特性,偏向血管的物理材质特性,两者联合形成声光联合谱,从中提取监测参数,更能细致地表征心血管的特性。

[0053] 单次的测量可以计算获取这些监测参数,长时的累积测量,就可以得到这些监测参数的矢量时间序列,再通过深度学习得到监测参数的矢量时间序列的演进特性模型。

[0054] 然后在有模型的基础上对单次监测参数进行智能评价。当某次测的监测参数不匹配原来学习的监测参数的演进特性模型,则提示观测部位有可能异常。

[0055] (7) 后台服务器把监测参数以及分析结果反馈给用户。

[0056] 后台服务器对所监测参数给出直观分析结果,同时传给人机交互界面进行显示。

[0057] 本发明所提出的心血管物理特性无创定量测评方法与装置,具有以下优点:

[0058] (1) 本发明不是用传统测心率的方法,利用光电传感器通过简单的测光强度波形周期出现的次数来计算心率,而是直接对光电传感器采集的完整的光电信号本身来分析,用差分的方式计算红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,分析任意两个光电传感器之间的信息通道的频谱特征,得到光谱转移函数,用以评估血液的粘稠度。

[0059] (2) 本发明不仅利用超声探测传感器来测血管壁的情况,还用差分的方式测出心脏的振动波传导到身体血管沿路各处的声速和变化速率,分析任意两个被动超声探测传感器之间的血管通道的频谱特征,得到超声谱转移函数,用以评估血管的物理材质特性,如张力和密度。

[0060] (3) 本发明结合超声测量和光电式测量的优势来进行同步无创的测量,形成声光联合谱,从中提取监测参数。光电式测量得到的光谱转移函数可以表征和挖掘出血液红细胞群的群移速度,而超声测量的超声谱转移函数挖掘的是机械振动在血管中的传播特性,偏向血管的物理材质特性,两者联合形成声光联合谱,从中提取监测参数,更能细致地表征心血管的特性。长时累积测量这些监测参数,就可以得到其矢量时间序列,再通过深度学习可得到监测参数的矢量时间序列的演进特性模型。用此模型就可以对单次监测参数进行智能评价。

[0061] (4) 本发明不是局部的测量,充分利用血液的成分---红细胞容易吸收绿光的特性,通过无创的光电检测方式就可以快速监测血管沿路的血液流速,从而得到整个血管的

血流分布图。

[0062] (5) 本发明采用混合模式,在振动源心脏处用光电传感器采集的光电信号求出心脏搏动泵血的时刻,在需要测量脉搏延时处放置被动超声探测传感器,用被动超声探测传感器的采集数据求得心脏搏动泵血发出的振动传播到超声探测传感器所在脉搏处的时间,两者时间差即为延时。而延时特征跟管道的通畅程度密切相关。该方法可以不用在心脏处用超声探测传感器去采集信号,避免要涂抹耦合剂的麻烦。

[0063] (6) 相比于传统的超声成像设备,采用复杂的阵列探头,甚至相控探头等来获得高分辨率的成像,本发明仅使用单探头来进行线性排列在不同的位置处采集振动信号,每个探头独立控制,设备简单,便于携带和长时监测。

[0064] (7) 本发明由于装置使用简单,不是侵入型的检查或者抽血等,使用者可以自己独立在家里完成,不用依赖医护人员,故方便每天在家里获取监测数据,积累形成大数据,再结合人工智能深度学习建立监测参数的矢量时间序列的演进模型,可以根据今天和昨天的不同,查出身体微弱的不同。

[0065] (8) 本方法整体观的思想与中医把人作为整个系统的思想类似,测量振动波可以作为中医望闻问切四诊中切——“脉诊”的具体实施和拓展。另外,测量血液中的红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,可以评估血液的粘稠度;测量心脏的振动波传导到血管沿路各处的声速,可以评估血管的张力和密度;这样不用分解和剖析就能得到血液和血管的微观特征,这是西医检测手段的一种补充。

## 附图说明

[0066] 图1是本实施例心血管物理特性无创定量测评方法与装置结构图;

[0067] 图2是本实施例心血管物理特性无创定量测评方法与装置示意图;

[0068] 图3(a)是本实施例装置中的光电传感器示意图;

[0069] 图3(b)是本实施例装置中的主动超声探测传感器示意图;

[0070] 图3(c)是本实施例装置中的被动超声探测传感器示意图;

[0071] 图4(a)是本实施例动态光电模式下的工作示意图;

[0072] 图4(b)是本实施例测量装置在动态光电模式下放置在人体上进行测试的示意图;

[0073] 图5(a)是本实施例动态光电模式下的两个相邻光电传感器采集的波形示意图;

[0074] 图5(b)是本实施例动态超声模式下的两个相邻被动超声探测传感器采集的波形示意图;

[0075] 图5(c)是本实施例混合模式下心脏处的光电传感器和手臂位置处某个被动超声探测传感器采集的波形示意图;

[0076] 图6是本实施例心血管物理特性无创定量测评方法的流程图。

## 具体实施方式

[0077] 下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步说明,但本发明的实施不限于此。

[0078] 如图1所示,是本实施例心血管物理特性无创定量测评方法与装置结构图,装置包括微控单元、若干光电传感器、若干主动超声探测传感器、若干被动超声探测传感器、缓存

器、人机交互单元、显示单元、通信单元和电源,以及后台处理器。微控单元控制其余各单元的协调工作。若干光电传感器、若干主动超声探测传感器、若干被动超声探测传感器分别获取光电数据和振动波数据。人机交互单元接收用户的输入,主要是采集工作模式的选择,所测位置的选择。工作模式包括静态超声模式,动态超声模式,动态光电模式,混合模式四种模式。显示单元显示有用信息给用户,如采集的波形,以及计算的结果。通信单元实现与后台处理器通信,传输采集数据到后台处理器处理,处理的结果又传输回来显示;可以有线和无线的传输方式。

[0079] 后台处理器主要对光电传感器采集的光电信号和超声探测传感器采集的超声波信号进行联合处理,提取监测参数,建立监测参数模型,评估检测结果。对光电传感器采集的光电数据,基于多点差分计算出携带血红蛋白的红细胞群的群移速度和变化速率,得到血管沿路的血液流速分布图,分析任意两个光电传感器之间的信息通道的频谱特征,得到光谱转移函数,用以评估血液的粘稠度;对被动超声探测传感器采集的振动数据,计算出心脏的振动波传导到血管沿路各处的声速以及延时,分析任意两个被动超声探测传感器之间的信息通道的频谱特征,得到超声谱转移函数,用以评估血管的张力和密度、整个管道是否通畅;对主动超声探测传感器采集的单点振动数据,计算出某血管壁的厚度,柔韧性等。光谱转移函数可以表征和挖掘出血液红细胞群的群移速度,而超声谱转移函数挖掘的是机械振动在血管中的传播特性,偏向血管的物理材质特性,两者联合形成声光联合谱,从中提取监测参数,更能细致地表征心血管的特性。

[0080] 如图2所示,是本实施例心血管物理特性无创定量测评装置的一种示意图,光电传感器201放置在心脏处,被动超声探测传感器阵列或者光电传感器阵列202放置在手臂的动脉血管上采集数据。针对所测部位不一样和采用的工作模式不一样,这些传感器放置的位置就不一样。如在动态光电模式下,光电传感器阵列工作,测量携带血红蛋白的红细胞群在手臂血管沿路的群移速度和变化速率,以及任意两个光电传感器之间光谱转移函数等;在混合模式下,光电传感器201和被动超声探测传感器工作,测量心脏到手臂处血管的延时以及手臂处血管的超声谱转移函数等。微控单元、缓存器、人机交互单元、显示单元、通信单元和电源都集成在一主机203上,方便携带。主机203管理多个传感器的协同工作,存储和传输多个传感器的采集数据,以及显示监测结果。后台处理器204通过在不同工作模式下获得的采集数据,提取监测(评估)参数,深度学习得到评估参数的矢量时间序列的演进特性模型,以及对每次的采集数据给出评价结果。

[0081] 如图3所示,是本实施例装置中所用的传感器。图3(a)是光电传感器示意图,由发绿光的LED灯301、感光器(光敏元件)302、滤波器303、放大器304、模数转换器(AD)305组成。工作时,LED发出绿光,绿光穿透力强,同时容易被血红蛋白吸收。LED发出的绿光经过人体的皮肤进入皮下组织的血管。血液脉动使血液密度发生改变,随着血流量的变化,由于血液中人体血红蛋白吸收了绿光,光的反射量也随之发生变化。感光器接收到皮下组织漫反射回来的光电信号后,经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中。

[0082] 图3(b)是本实施例装置中的主动超声探测传感器示意图,包含有超声发送换能器306、超声接收换能器307、数模转换器(DA)308、功率放大器309、滤波器310、放大器311、模数转换器(AD)312组成。工作时,发送信号经过功率放大器放大后,经过数模转换后发给超

声发送换能器306发射出去,经过皮肤、肌肉、血管之后又反射回来,由超声接收换能器307接收后把超声信号转换为电信号。该电信号经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中。

[0083] 图3(c)是本实施例装置中的被动超声探测传感器示意图,包含有超声接收换能器313、滤波器314、放大器315、模数转换器(AD)316组成。工作时,由超声接收换能器接收振动波转换为电信号,再经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中。

[0084] 图4是本实施例动态光电模式中,6个光电传感器放置于一固定插槽的支架中,如图4(a)所示,该支架中每个插槽扣环401放置一个光电传感器,这样两两之间的距离 $d_1, d_2, d_3, d_4, d_5$ 是已知的,且该距离设置为2-3厘米,比较短,能够保证检测到同一红细胞群的流向。如图4(b)所示,6个光电传感器有固定的沿着血管的排列顺序和距离,放置在手臂处,获得光电数据后,能够计算出心脏泵出的同一血液中携带血红蛋白的红细胞群的到达时间差,从而计算出红细胞群的群移速度和变化速率,用以评估血液的粘稠度。

[0085] 图5(a)是本实施例动态光电模式下的两个相邻光电传感器采集的波形示意图,从图中可以看出下图502比上图501延时收到,上图501第一个周期的峰值在 $t_1$ 时刻收到,下图502第一个周期的峰值在 $t_2$ 时刻收到,两个波形简单做相关运算,就可以计算出时延为 $\tau_1 = t_2 - t_1$ 。根据两个相邻光电传感器已知的距离,假设为 $d_1$ ,则可以算出红细胞群的群移速度为

$v_1 = \frac{d_1}{\tau_1}$ 。再根据两个相邻距离为 $d_2$ 的光电传感器采集的光电数据,计算出时延为 $\tau_2$ ,则可以

算出红细胞群在此路段的群移速度为 $v_2 = \frac{d_2}{\tau_2}$ 。根据不同路段上的群移速度,则可以再算出速度的变化参数,如群移加速度等,以此来评估血液的粘稠度等。

[0086] 上图501和下图502分别是两个相邻光电传感器采集的波形,假设信号分别为 $x_1(t)$ 和 $x_2(t)$ ,其频谱分别为 $X_1(j\omega)$ 和 $X_2(j\omega)$ ,从理论上容易得知, $x_1(t)$ 作为输入, $x_2(t)$ 作为输出的线性时不变的系统的系统(转移)函数为 $H_{12}(j\omega) = \frac{X_2(j\omega)}{X_1(j\omega)}$ ,定义此函数为光谱转移函数,从其入手可以分析很多频谱上的特征,表征携带血红蛋白的红细胞群流经两个相邻光电传感器所对应的血管段的状态。

[0087] 图5(b)是本实施例动态超声模式下的两个相邻被动超声探测传感器采集的波形示意图,同样从图中可以看出下图504比上图503延时收到,上图503第一个周期的峰值在 $t_3$ 时刻收到,下图504第一个周期的峰值在 $t_4$ 时刻收到,两个波形简单做相关运算,就可以计算出时延为 $\tau_3 = t_4 - t_3$ 。根据两个相邻被动超声探测传感器已知的距离,假设为 $d_1$ ,则可以算

出振动传播的速度为 $v_3 = \frac{d_1}{\tau_3}$ 。再根据两个相邻距离为 $d_2$ 的被动超声探测传感器采集的振动

数据,计算出时延为 $\tau_4$ ,则可以算出振动传播的速度为 $v_4 = \frac{d_2}{\tau_4}$ 。根据不同路段上的振动传播

速度,则可以再进一步算出振动传播速度的变化参数等。

[0088] 上图503和下图504分别是两个被动超声探测传感器采集的波形,假设信号分别为 $x_3(t)$ 和 $x_4(t)$ ,其频谱分别为 $X_3(j\omega)$ 和 $X_4(j\omega)$ ,从理论上容易得知, $x_3(t)$ 作为输入, $x_4(t)$

作为输出的线性时不变的系统的系统(转移)函数为 $H_{34}(j\omega) = \frac{X_4(j\omega)}{X_3(j\omega)}$ ,定义此函数为超声谱转移函数,从其入手可以分析很多频谱上的特征,表征两个相邻被动超声探测传感器所对应的血管段的血管状态,特别是血管作为一种介质的物理特性。

[0089] 光谱转移函数既可以表征和挖掘出血液红细胞群的群移速度变化参数,也可以挖掘血液红细胞群群移所经过的血管路段所反应血管的状态,而超声谱转移函数挖掘的是机械振动在血管中的传播特性,偏向血管的物理材质特性,两者联合形成声光联合谱,从中提取监测参数,更能细致地表征心血管的特性。

[0090] 图5(c)是本实施例混合模式下心脏处的光电传感器和手臂位置处某个超声探测传感器采集的波形示意图;上图505是心脏处用光电传感器采集的光电信号,下图506是手臂某位置处用被动超声探测传感器采集超声信号,由于既采集了光电信号,又采集了超声信号,该为混合模式下的采集数据。心脏搏动一次泵血的全过程的光电信号如上图虚线框507所示,正好采集的是一个心脏搏动刚开始的时刻,到 $t_5$ 时刻泵血量最大。心脏搏动产生的振动在 $t_6$ 时刻传到手臂位置处被某个超声探测传感器捕捉到,它们之间的时延为 $t_6-t_5$ 。以光电信号出现的时刻为起点,则以超声探测传感器接收到的振动波为止的这段时间即是振动波的传播时间,由此得到心脏到所测血管处的延时,根据此可以评价整个管道是否通畅。被动超声探测传感器接收到的振动波一定是光电信号出现时刻发出的心脏振动,这是因为心脏的振动间隔时间为几百毫秒,而振动传播到身体其他主动脉处距离不过在几米之内,根据声波在血管的传播速度为1500米/秒,则传播时延只有几毫秒,故在一个振动间隔时间内,被动超声探测传感器一定采集到了同一个振动波。

[0091] 如图6所示,是本实施例心血管物理特性无创定量测评方法的流程图。

[0092] (1) 使用者选择所测部位和工作模式,放置相应的传感器。

[0093] 使用者选择好所测部位和工作模式,放置相应的传感器于相应的部位。选择测量手臂处单点的血管壁状态,则选择静态超声模式,在手臂的某个脉搏处放置主动超声探测传感器;选择测量手臂振动波速,则选择动态超声模式,在手臂上的血管沿路放置若干个被动超声探测传感器组成的队列;选择测量手臂血管里面血液红细胞群的群移速度和变化速率,则选择动态光电模式,在手臂上的血管沿路放置若干个光电传感器组成的队列;选择测量心脏到手臂某血管处的延时,则选择混合模式,在心脏处放置光电传感器,在手臂某血管处放置被动超声探测传感器。若要同时测量多个部位,则可以选择多个工作模式。

[0094] (2) 标记检测区域。

[0095] 通过人机交互单元标记检测区域,这样利于后面的采集数据分类存储。如,测量手臂处单点的血管壁状态,则在人机交互单元上面记录所测点;若在手臂上的血管沿路放置若干个被动超声探测传感器组成的队列或者若干个光电传感器组成的队列,则在人机交互单元上面记录所测血管区域;如在心脏处放置光电传感器,在手臂某血管处放置被动超声探测传感器,则在人机交互单元上面记录心脏到所测血管的血管区域。

[0096] (3) 开始采集工作。

[0097] 若工作模式是静态超声模式,则微控单元发一个发送信号给主动超声探测传感器。发送信号经过功率放大器放大后,经过数模转换后发给超声发送换能器发射出去,经过皮肤、肌肉、血管之后又反射回来,由超声接收换能器接收后把超声信号转换为电信号。该

电信号经过滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中。

[0098] 若工作模式是动态超声模式,则微控单元控制被动超声探测传感器组成的队列中所有的被动超声探测传感器同时开始采集。被动超声探测传感器采集得到的超声信号转换为电信号后,经过各自的滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,同时标注好是哪个被动超声探测传感器的采集数据。

[0099] 若工作模式是动态光电模式,则微控单元控制光电传感器组成的队列中所有的光电传感器同时开始采集。光电传感器采集得到的光信号转换为电信号后,经过各自的滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,同时标注好是哪个光电传感器的采集数据。

[0100] 若工作模式是混合模式,则微控单元控制在心脏处放置的光电传感器和血管处放置的被动超声探测传感器同时开始采集。光电传感器和被动超声探测传感器采集得到的信号经过各自的滤波器滤波和放大器信号放大后,再模数转化为数字信号,存于缓存器中,标注好是哪个光电传感器的采集数据,是哪个被动超声探测传感器的采集数据。

[0101] (4) 采集数据的分类汇总。

[0102] 微控单元根据工作模式和传感器的放置位置,对传感器采集来的数据进行多级分类汇总。如,四级分类汇总:第一级是工作模式,第二级是放置位置,第三级是传感器类型,第四级是传感器序号。如混和模式下心脏处光电传感器1号的采集数据,混和模式下手臂处被动超声探测传感器2号的采集数据。

[0103] (5) 分类汇总的采集数据通过通信单元传给后台服务器。

[0104] 通信单元采用无线或者有线的方式,甚至是用存储卡的方式,把汇总的采集数据加上个人标签信息传给后台服务器。

[0105] (6) 后台服务器计算监测参数。

[0106] 对静态超声模式下获得的采集数据,再根据发射信号计算出血管的反射强度和管壁厚度,反演出血管管壁的状态。

[0107] 对动态超声模式的采集数据,根据多个被动超声探测传感器固定的沿着血管的排列顺序和距离,测出同一个振动波到达的时间差,基于多点差分计算出心脏的振动波传导到身体各处的声速以及声速变换率,得到振动波的血管沿路分布图分析任意两个被动超声探测传感器之间的信息通道的频谱特征,得到超声谱转移函数,用以评估血管的物理材质特性,如张力和密度等。

[0108] 对动态光电模式的采集数据,根据多个光电传感器固定的沿着血管的排列顺序和距离,测出心脏泵出的同一血液中携带血红蛋白的红细胞群的到达时间差,基于多点差分计算出红细胞群的群移速度和变化速率,用以评估血液的粘稠度;分析任意两个光电传感器之间的信息通道的频谱特征,用以评估两个光电传感器之间血流特性反应出的血管通道特性。

[0109] 对混合模式的采集数据,根据心脏处光电传感器采集的光电信号求出心脏搏动泵血的时刻 $t_1$ ,根据被动超声探测传感器接收到的采集数据求得心脏搏动泵血发出的振动传播到超声探测传感器所在脉搏处的时间 $t_2$ ,两者的时间差 $t_2-t_1$ 即是心脏到所测血管处的延时,可以根据此评价整个管道是否通畅。

[0110] 动态光电模式下得到的光谱转移函数可以表征和挖掘出血液红细胞群的群移速

度,而动态超声模式下得到的超声谱转移函数挖掘的是机械振动在血管中的传播特性,偏向血管的物理材质特性,两者联合形成声光联合谱,从中提取监测参数,更能细致地表征心血管的特性。

[0111] 单次的测量可以计算获取这些监测参数,长时的累积测量,就可以得到这些监测参数的矢量时间序列,再通过深度学习得到监测参数的矢量时间序列的演进特性模型。

[0112] 然后在有模型的基础上对单次监测参数进行智能评价。当某次测的监测参数不匹配原来学习的监测参数的演进特性模型,则提示观测部位有可能异常。

[0113] (7) 后台服务器把监测参数以及分析结果反馈给用户。

[0114] 后台服务器对所监测参数给出直观分析结果,同时传给人机交互界面进行显示。

[0115] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围。

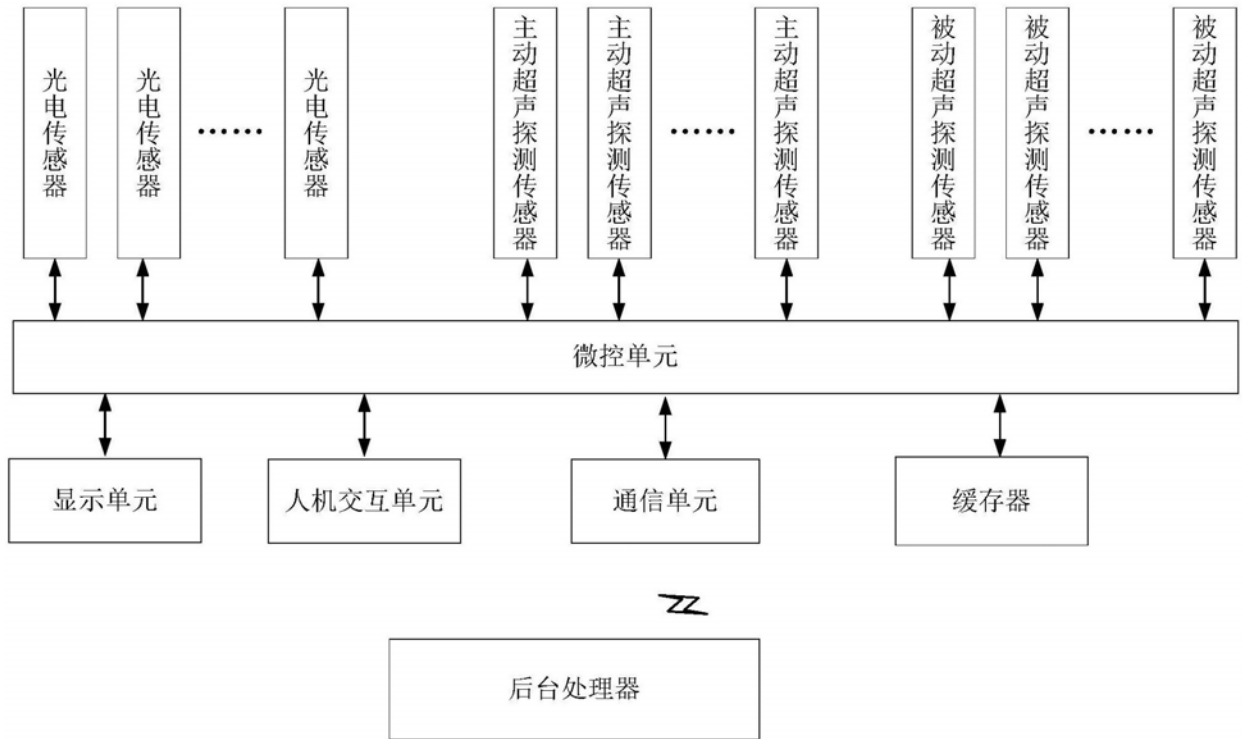


图1

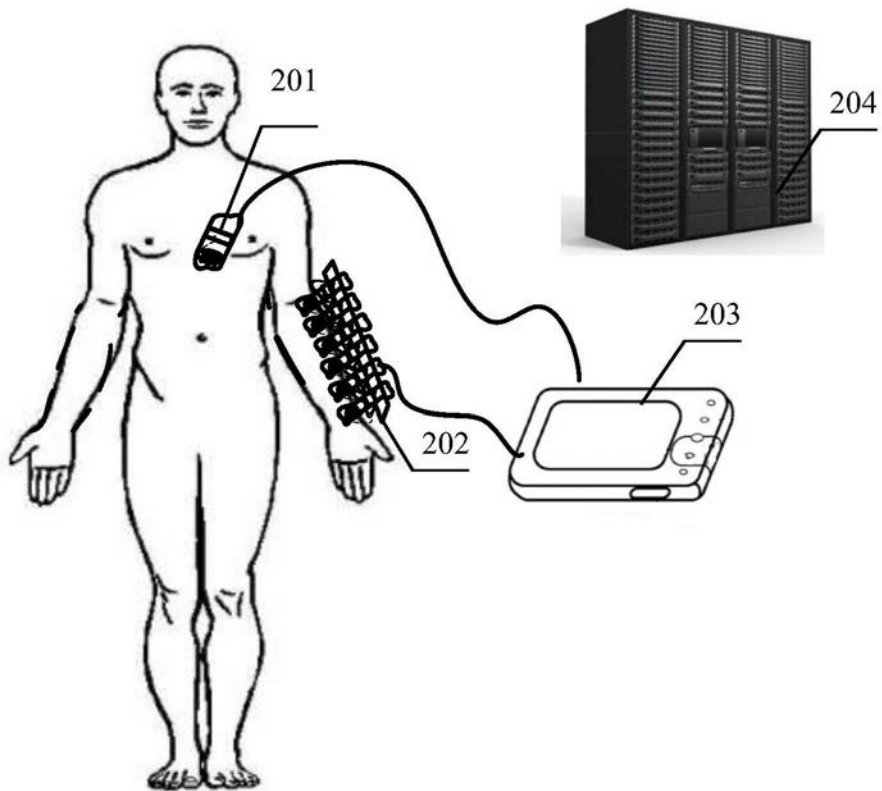


图2

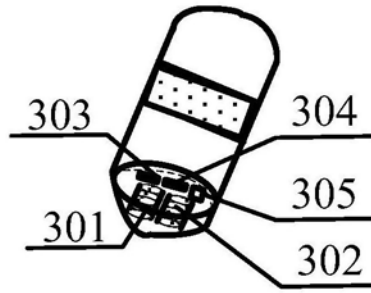


图3 (a)

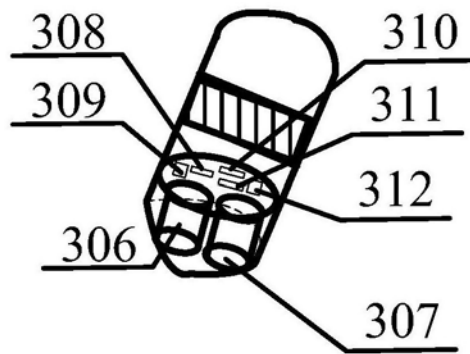


图3 (b)

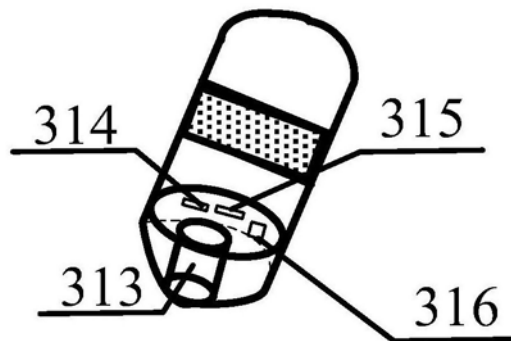


图3 (c)

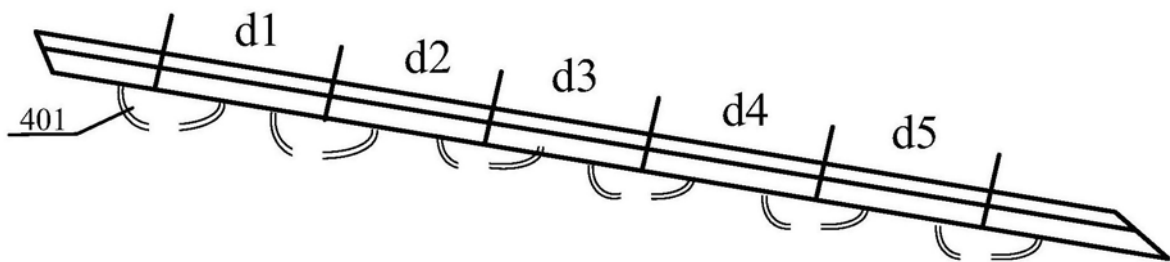


图4 (a)

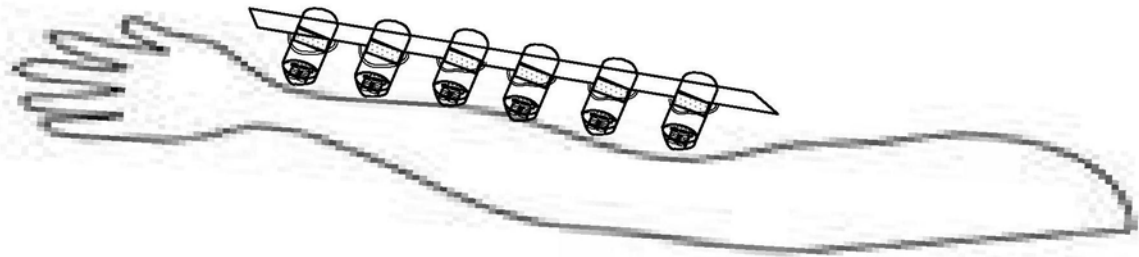


图4 (b)

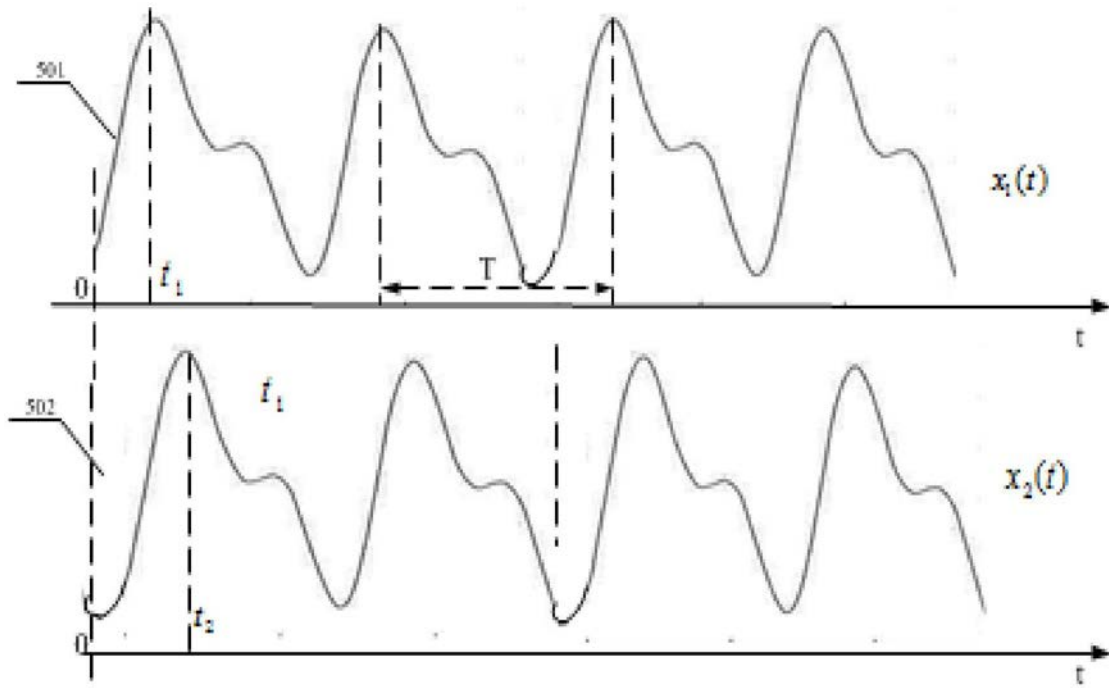


图5 (a)

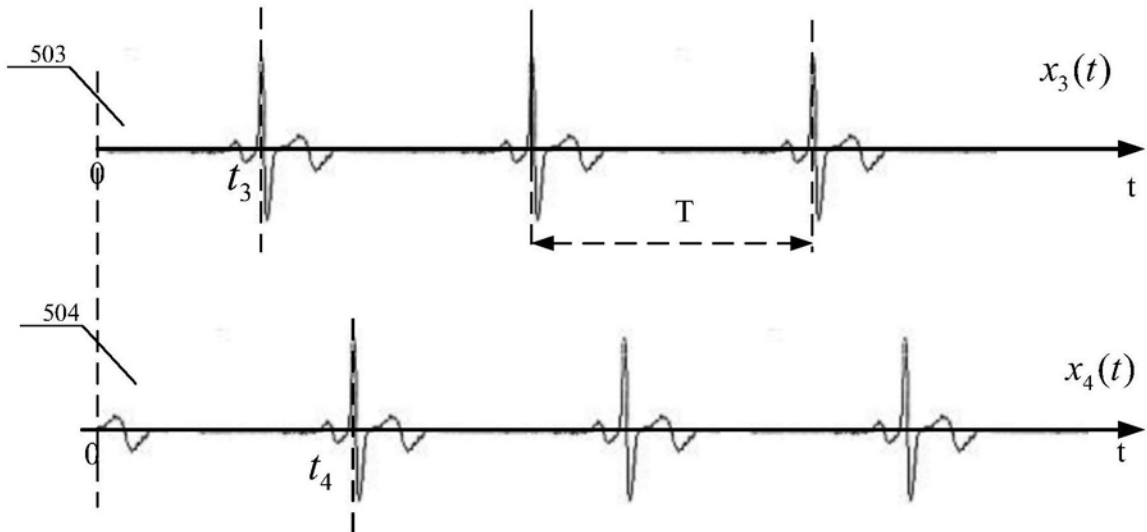


图5 (b)

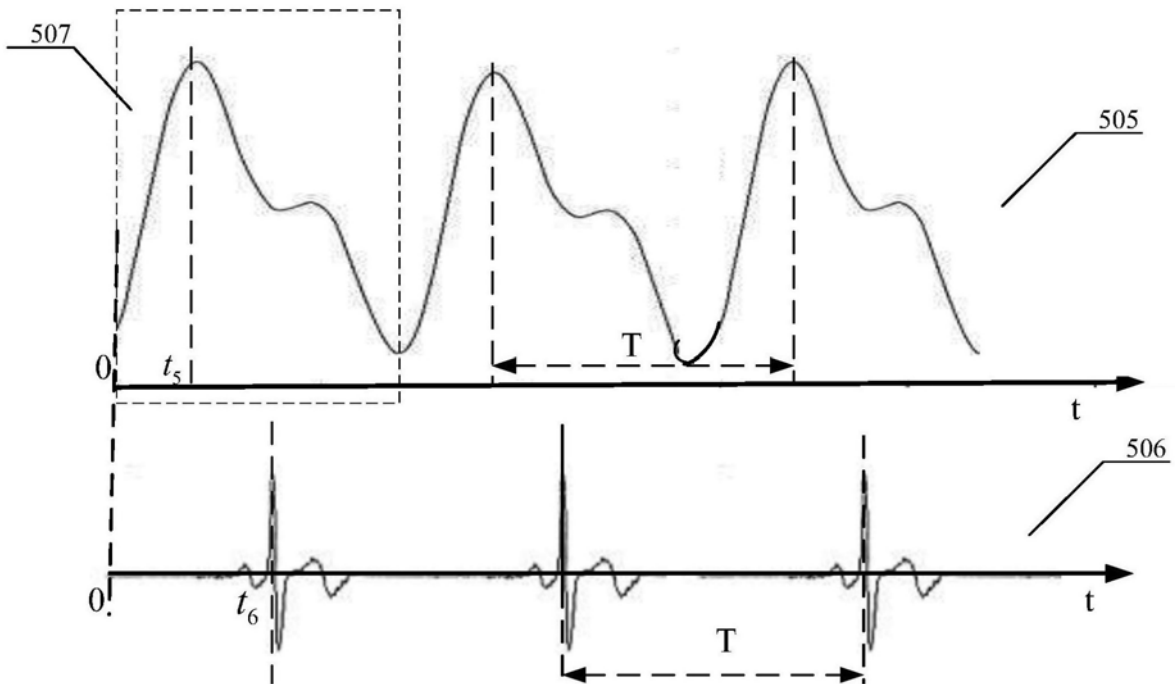


图5 (c)

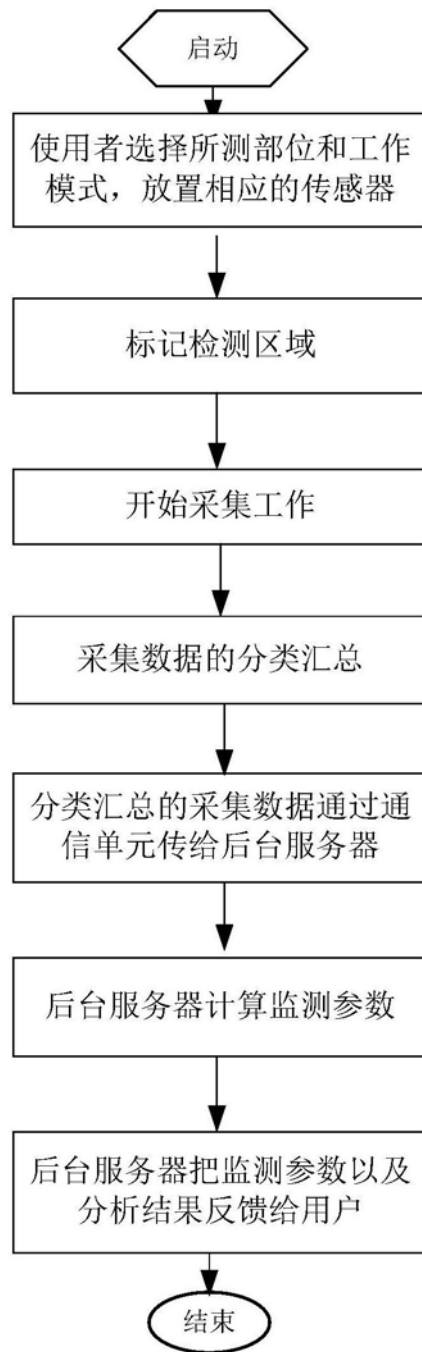


图6

专利名称(译)	基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评方法与装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN109222924A</a>	公开(公告)日	2019-01-18
申请号	CN201811308052.X	申请日	2018-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	广州丰谱信息技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州丰谱信息技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州丰谱信息技术有限公司		
[标]发明人	韦岗 曹燕 王一歌 赵明剑		
发明人	韦岗 曹燕 王一歌 赵明剑		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 G16H50/30 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0059 A61B5/0075 A61B5/02007 A61B5/02035 A61B8/0891 A61B8/5223 A61B8/5261 G16H50/30		
代理人(译)	林伟斌		
其他公开文献	CN109222924B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供基于声光联合谱的心血管特性无创定量测评方法与装置，采用声光结合的方式，在心脏和血管沿路多处放置光电传感器和超声探测传感器同步采集光电信号和超声信号，基于多点差分计算携带血红蛋白的红细胞群的群移速度和变化速率，得到血管沿路的血液流速分布图，且定量分析任意血管段的光谱转移函数和超声谱转移函数，形成声光联合谱，进一步评估血液的粘稠度和血管的物理特性。另外测算心脏的振动波传导到身体各血管沿路的声速以及延时，用以评估血管的张力和密度、血管沿路是否通畅等。本方法是中医“脉诊”的具体实施和更为全面的拓展，同时可以不用抽血化验和身体剖析就能得到血液和血管的微观特征，也是西医无创检测手段的有益补充。

