



## (12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209091434 U

(45)授权公告日 2019.07.12

(21)申请号 201821438883.4

(22)申请日 2018.08.31

(73)专利权人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路  
381号

(72)发明人 刘娇蛟 马碧云

(74)专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限  
公司 44102

代理人 何淑珍

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

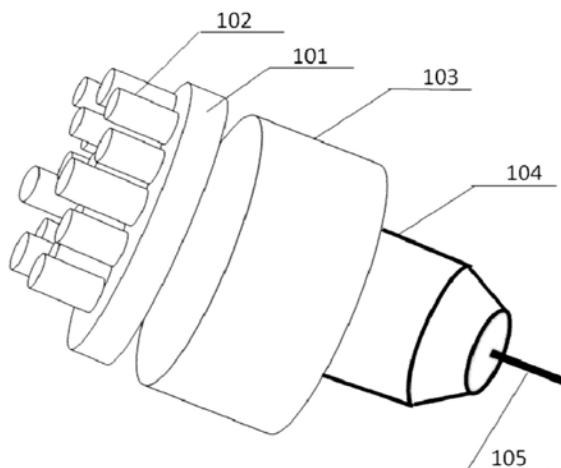
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

### (54)实用新型名称

基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头

### (57)摘要

本实用新型公开基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头。所述探头是在一个超声探头上装配一个多孔径耦合件，多孔径耦合件通过底座固定在超声探头上，底座上固定几排孔径且孔径高度不同，用耦合剂使其表面紧贴在手腕寸口处。超声探头发出的脉冲信号通过不同孔径和皮下组织到达血管壁的不同检测点并产生反射，各反射回波经过各孔径依次到达超声探头，通过孔径的超声波在传播中引入的延时不同。本实用新型结构简单，利用了多孔径耦合件且孔径高度不同，使得在一个脉搏周期内进行多次检测获得各检测点的位置变化，进而可以确定血管壁上寸、关、尺三部脉的脉搏位置和波形。



1. 一种基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头,其特征包括多孔径耦合件、超声探头、探头驱动电路以及电源;所述多孔径耦合件包括孔径和底座,孔径固定在底座上;多孔径耦合件通过底座固定在超声探头表面,超声探头的另一面与探头驱动电路连接,电源与探头驱动电路连接;超声探头发出的超声波经过多孔径耦合件和皮下组织到达血管壁的检测点处。

2. 据权利要求1所述的一种基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头,其特征是:所述超声探头为椭圆形或者圆角矩形。

3. 根据权利要求1所述的一种基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头,其特征是:所述的底座上固定有多个圆柱形或方柱形的孔径,每个孔径的高度不同,通过使用耦合剂使孔径表面紧贴在手腕寸口处。

4. 根据权利要求1所述的一种基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头,其特征是:所述的电源与电源线连接或者用电池供电。

5. 根据权利要求1所述的一种基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头,其特征是:所述的孔径为塑料、橡胶或透声材料制成。

## 基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头

### 技术领域

[0001] 本实用新型主要涉及脉搏检测的技术领域,具体涉及一种基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头。

### 背景技术

[0002] 脉搏是人体表可触摸到的动脉搏动,它是心脏搏动沿着动脉血管和血流向外周传播而形成,它所表现出来的形态、强度、速度与节律等方面的信息反映出人体心血管系统的许多生理和病理特征。此外,脉搏的浮沉在中医临床诊断中也有重要的参考价值。

[0003] 脉诊是中医独有的一种疾病诊断方法,其中寸口脉包括寸关尺三部脉,是以两手的桡骨茎突处定关,关前为寸,关后为尺,以便三指按切。人体在安静状态时的心率一般为60-100次/分钟,也就是相邻两次的脉搏时间间隔大于0.6s。超声探头的脉冲重复频率(PRF)是超声探头在每秒时间内发射超声脉冲的次数,如果探头 $PRF > 170\text{Hz}$ ,那么在单个脉冲时间0.6s内可以进行100次检测,获得该检测点处脉搏的100个位置,在时间轴上把检测到的位置绘制并用曲线连起来,就可以得到检测点处的脉搏波波形。然而,现有单个超声换能器的脉搏检测需要准确定位,一次只能检测一个脉搏波。

[0004] 目前,国内外无创检测脉搏波的方法主要分为基于压力波的检测方法和基于容积脉搏波的检测方法。然而,这些方法没有直接检测脉搏波,检测信息不足或者信息丢失较多,在使用中存在不足。

[0005] 超声在医疗领域中应用了将近一个世纪,长时间临床应用已经证明,额定功率范围内的超声波对人体无副作用。在体表采用超声换能器可测量脉搏压力、脉动血流速度等,可以对脉搏波进行定性和某些参数的定量分析;采用多普勒换能器可以测量脉动血流量,具体可参见专利US 6511436B1。现有研究利用超声换能器检测一个脉搏波的压力或血流速度等参数的变化,提供的信息量有限。如果利用超声连续检测寸口处三个脉搏搏动位置的变化,采用后端数据处理技术就可以获得完整的寸口脉搏波及其相对位置,可以对它进行时域和频域的分析,提取其中的信号特征,可以判断寸口处不同脉搏的沉浮关系,从而收集更多的心血管特征信息。

[0006] 超声成像技术利用超声声束扫描人体,通过对反射信号的接收与处理,获得体内器官的图像。然而,采用阵列探头实现三维超声成像面临着技术复杂和成本高昂等问题,为了保证成像精度,后续算法变比较复杂,需要更多的技术手段来配合完成;采用单个超声探头只能得到一维的脉象图,对探头定位要求较高,同时寸关尺三部脉的位置比较靠近,采用三个探头同时检测这三个脉搏,探头发出的信号会造成彼此之间的串扰,结果造成后续信号处理难度加大。

### 实用新型内容

[0007] 本实用新型的目的在于提供了一种基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头,实现寸口脉三个脉搏波的同步检测。

[0008] 本实用新型的目的至少通过如下技术方案之一实现。

[0009] 一种基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头,其包括多孔径耦合件、超声探头、探头驱动电路以及电源;所述多孔径耦合件包括孔径和底座,孔径固定在底座上;多孔径耦合件通过底座固定在超声探头表面,超声探头的另一面与驱动电路连接,电源从探头驱动电路接入;超声探头发出的超声波经过多孔径耦合件和皮下组织到达血管壁的检测点处。

[0010] 使用时可以用耦合剂使孔径表面紧贴在手腕寸口处并用扎带固定。探头驱动电路产生电信号后驱动探头发射超声波,这个超声波经过各个孔径后必然引入不同的延时。经过每个孔径后的超声波继续传入皮下组织,遇到血管壁的检测点后因密度变化而产生反射,形成超声回波,这个超声回波从皮下组织中传出来后再次进入孔径,最后到达探头处。

[0011] 进一步地,所述超声探头为椭圆形或者圆角矩形。

[0012] 进一步地,所述的底座上固定有多个圆柱形或方柱形的孔径(即用于传播超声的柱形部件),每个孔径的高度不同,通过使用耦合剂使孔径表面紧贴在手腕寸口处。

[0013] 进一步地,所述的电源与电源线连接或者用电池供电。

[0014] 进一步地,所述的孔径为塑料、橡胶或透声材料制成。

[0015] 本实用新型结构简单,设计巧妙,能够充分利用现有超声波测量技术,通过多孔径的结构设计,相比现有超声探头发射的超声波,通过不同孔径传播和接收的超声回波会产生不同延时,这个延时由孔径内的传播延时和皮下组织的传播延时两部分组成,这个延时因孔径高度不同而产生明显差异,利用现有超声回波延时的差异和现有数学方法可以区分出不同位置的超声回波,实现多点同时检测;通过估计皮下组织的传播延时可以得到每个孔径下面各检测点的位置。如果在一个脉搏周期内对各检测点进行多次超声波检测,可以获得各检测点在一个脉搏周期中的位置变化,根据局部幅度最大策略可以同时确定血管壁上三个寸口脉的位置和波形。可见,采用多孔径耦合件的超声探头可以获得探头下面血管壁多个检测点的脉搏,检测前不需要反复调整探头位置进行准确定位,实现了寸关尺三个脉搏的同时检测。

[0016] 本实用新型所提出的基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头,具有以下优点:

[0017] 1、本实用新型设计一种多孔径耦合件,多孔径耦合件内部有多个高度不同的孔径组成;在超声探头上安装这种多孔径耦合件,实现多个位置脉搏波的同时检测,克服单个探头脉搏检测需要准确定位的问题,具有结构简单、使用方便和成本便宜等特点;

[0018] 2、本实用新型利用基于多孔径耦合件的超声探头实现脉搏检测,可以同时获得寸口处的三个脉搏的波形及其相对位置,信息丰富且完备,有助于后期的时/频特征提取和特征分析。

[0019] 3、探头是在单个超声探头上装配了一个多孔径耦合件,多孔径耦合件通过底座固定在探头上,底座上制作了多个不同高度的孔径,超声探头发射的超声波经过各个孔径后必然引入不同的延时。相比单个探头或者阵列探头的脉搏检测方法,该探头具有结构简单、操作方便、使用安全等优点,该检测方法可以同时获得寸、关、尺三部脉的脉搏波形及其相对位置,且脉搏信息丰富,可广泛用于脉搏监测、远程体检和辅助诊断等领域。

## 附图说明

[0020] 图1基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头结构。

[0021] 图2基于多孔径耦合件超声脉搏检测探头的脉搏检测方法示意图。

### 具体实施方式

[0022] 下面结合实施例及附图对本实用新型作进一步详细的描述说明,但本实用新型的实施方式不限于此,需指出的是,本实用新型的关键在于对结构提出的技术方案,以下若涉及需要软件或计算实现的内容(如超声波测量技术),均是本领域技术人员可参照现有技术实现或理解的,以下提及的算法或公式,仅仅用于举例说明。

[0023] 实施例

[0024] 如图1所示,本实用新型提出了一种基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头。一个超声探头上装配了一个多孔径耦合件,多孔径耦合件通过底座101固定在探头上,这个底座可以是椭圆形或者圆角矩形等,在多孔径耦合件的底座上制作了若干排圆柱形或方柱形的孔径102,每个孔径的高度不一样且高度值已知,这些孔径采用塑料、橡胶或其它透声材料制成。使用时在手腕寸口处涂抹耦合剂,把超声探头上面的多孔径耦合件紧贴在手腕的寸口位置并用扎带固定,其中的超声探头103 (PRF=100Hz)发出的超声波(驱动电路104产生)通过不同孔径到达下面的检测点,这个基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头可以采用电源线105或电池的形式供电。

[0025] 为了实现寸口脉三个脉搏的同步检测,本实例采用短脉冲超声信号进行检测,那么超声发射探头的脉冲响应可以模拟成高斯模型,经过不同孔径后到达探头的超声脉冲回波可以表示为:

$$[0026] \quad y(t) = \sum_{k=1}^n \mu_k e^{-\alpha_k(t-\tau_k)^2} \cos [\omega_c(t-\tau_k) + \varphi]$$

[0027] 其中,n是多孔径耦合件中孔径的个数, $\mu_k$ 是通过孔径k传播的超声回波信号幅度, $\tau_k$ 是通过孔径k传播的超声回波信号延时, $\varphi$ 是相位, $\omega_c$ 是中心角频率。

[0028] 可见,超声回波是由一系列具有延时的高斯模型信号组成,接收端可以把参考信号 $x(t)$ 和接收信号进行互相关,具体如下

$$[0029] \quad x(t) = e^{-\alpha t^2} \cos (\omega_c t)$$

$$[0030] \quad R_{yx}(\tau) = \int y(t) x^*(t-\tau) dt$$

[0031] 求出 $R_{yx}(\tau)$ 后,找出它的多个局部最大值,就可以得到超声回波信号的延时 $\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_n$ 。对于从每一个孔径接收到的超声回波信号,其延时 $\tau_k$ 是由超声波在孔径高度 $l_k$ 内的传播延时和超声波在皮下组织的传播延时 $d_k$ 两部分组成。其中, $l_k$ 已知,假定超声波在孔径k中的传播速度为 $v_{l_k}$ ,那么超声波在该孔径中产生的延时 $d_{l_k}$ 可以估算出来, $d_{l_k} = \frac{l_k}{v_{l_k}}$ ,

$d_k = \tau_k - d_{l_k}$ ,根据 $d_k$ 可以估算血管壁上检测点的位置。

[0032] 在每个脉搏周期的时间里面,超声探头通过超声波的发射和接收可以进行多次检测,得到检测点在整个脉搏周期内的多个位置,把这些位置连接起来就可以得到当前检测点处血管壁的脉搏波,实现脉搏检测。根据局部幅度最大策略可以同时确定血管壁上三个寸口脉的波形,根据寸口脉的检测位置可以确定寸、关、尺三部脉的脉搏波和相对位置。

[0033] 仅作为举例,如图2所示,利用上述基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头发射短

脉冲超声波和接收超声回波,其中的多个孔径引入了不同延时,采用后续信号处理去分析辨别不同检测点处血管壁的位置;在每个脉搏周期的时间里,超声探头通过超声波的收发可以进行不少于60次的检测,得到检测点在整个脉搏周期内的多个检测位置,如果把这些检测位置连起来,就可以得到当前检测点的脉搏波;最后,根据局部幅度最大策略可以同时确定三个寸口脉的位置和波形。具体实施步骤如下:

[0034] 步骤1:超声波发射,利用基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头发射短脉冲超声波;

[0035] 步骤2:超声回波接收,超声发射探头的脉冲响应可以模拟成高斯模型,经过不同孔径后到达探头的超声脉冲回波可以表示为

$$[0036] \quad y(t) = \sum_{k=1}^n \mu_k e^{-\alpha_k(t-\tau_k)^2} \cos [\omega_c(t - \tau_k) + \varphi]$$

[0037] 其中 $\tau_k$ 是通过孔径 $k$ 接收的超声回波信号延时,通过不同孔径接收的超声回波信号延时不同;

[0038] 步骤3:通过信号处理估算不同位置的 $\tau_k$ ,接收端可以把参考信号 $x(t)$ 和接收信号进行互相关,具体如下

$$[0039] \quad x(t) = e^{-\alpha t^2} \cos (\omega_c t)$$

$$[0040] \quad R_{yx}(\tau) = \int y(t) x^*(t-\tau) dt$$

[0041] 根据互相关运算的结果及其局部最大值,确定 $\tau_k, k=1, 2, \dots, n$ ;

[0042] 步骤4:计算超声波在皮下组织的传播延时 $d_k$ ,对于从每一个孔径接收到的超声回波信号, $\tau_k$ 是由超声波在孔径高度 $l_k$ 内的传播延时 $d_{l_k}$ 和 $d_k$ 两部分组成,其中 $l_k$ 已知,假定超声波在孔径 $k$ 中的传播速度为 $v_{l_k}$ ,那么 $d_{l_k} = \frac{l_k}{v_{l_k}}$ ,  $d_k = \tau_k - d_{l_k}$ ;

[0043] 步骤5:根据 $d_k$ 估算检测点处血管壁的位置;

[0044] 步骤6:如果检测时间小于脉搏周期,回到步骤1;否则,转到步骤7;

[0045] 步骤7:根据多次检测结果获得检测点处的脉搏波,计算脉搏波的幅度,选择局部幅度最大的三个波形作为寸口脉,根据寸口脉的检测位置确定寸、关、尺三部脉的波形和相对位置。

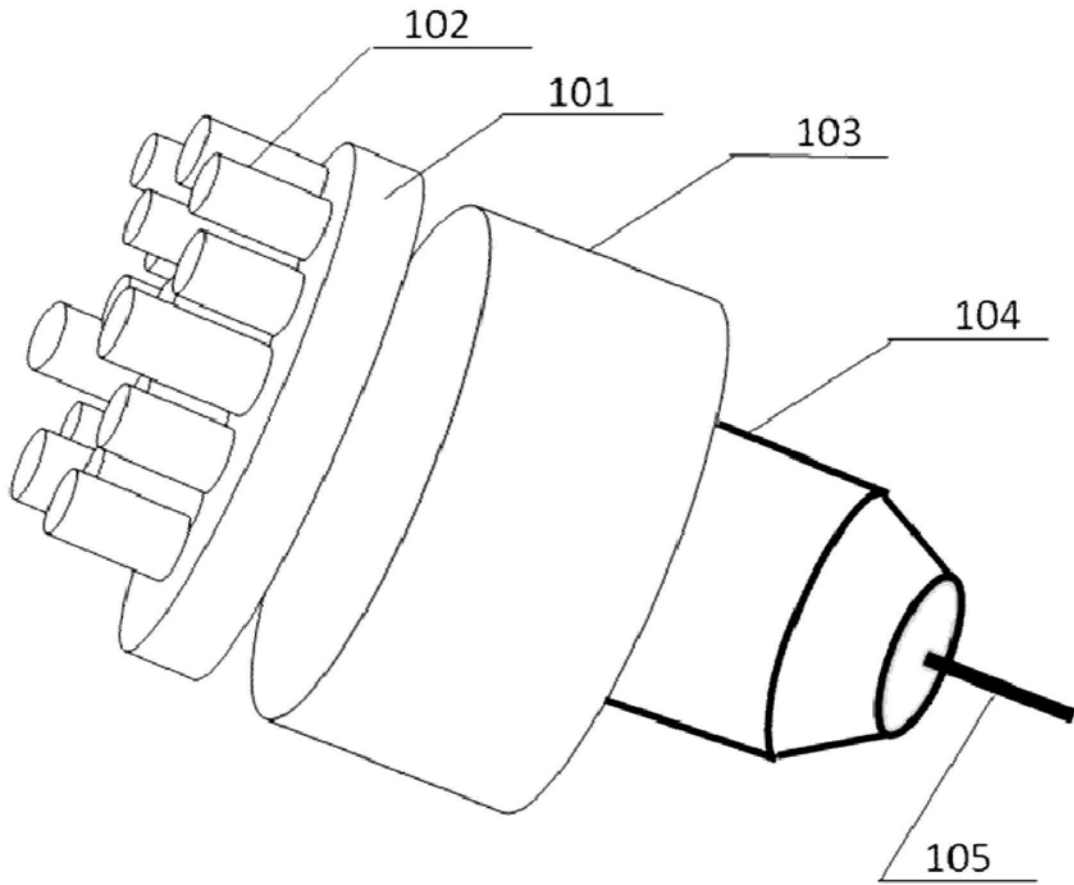


图1

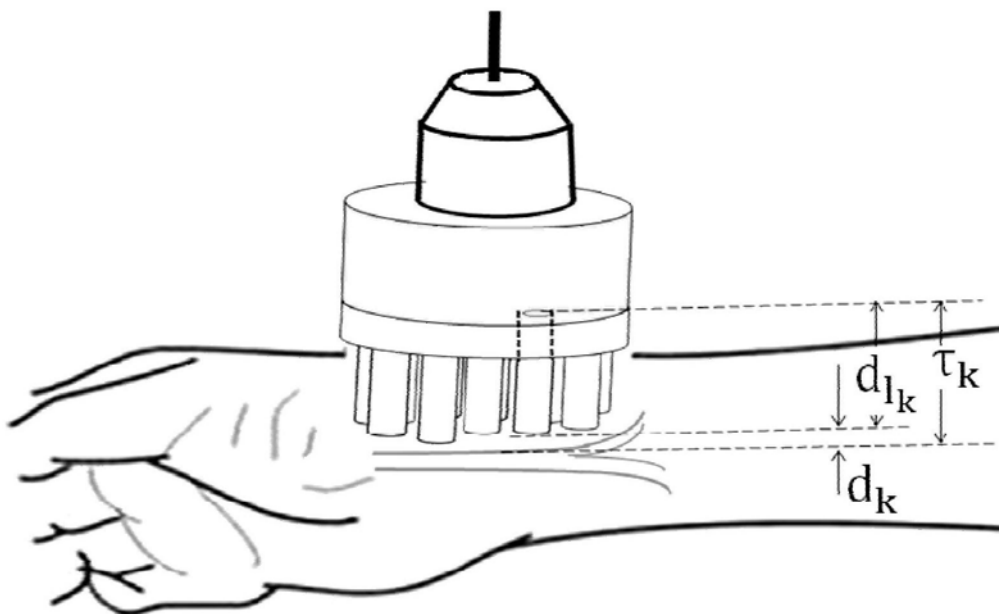


图2

专利名称(译)	基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头		
公开(公告)号	<a href="#">CN209091434U</a>	公开(公告)日	2019-07-12
申请号	CN201821438883.4	申请日	2018-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	刘娇蛟 马碧云		
发明人	刘娇蛟 马碧云		
IPC分类号	A61B8/02		
代理人(译)	何淑珍		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本实用新型公开基于多孔径耦合件的超声脉搏检测探头。所述探头是在一个超声探头上装配一个多孔径耦合件，多孔径耦合件通过底座固定在超声探头上，底座上固定几排孔径且孔径高度不同，用耦合剂使其表面紧贴在手腕寸口处。超声探头发出的脉冲信号通过不同孔径和皮下组织到达血管壁的不同检测点并产生反射，各反射回波经过各孔径依次到达超声探头，通过孔径的超声波在传播中引入的延时不同。本实用新型结构简单，利用了多孔径耦合件且孔径高度不同，使得在一个脉搏周期内进行多次检测获得各检测点的位置变化，进而可以确定血管壁上寸、关、尺三部脉的脉搏位置和波形。

