



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107080558 A

(43)申请公布日 2017.08.22

(21)申请号 201710186724.3

(22)申请日 2017.03.27

(71)申请人 北京大学

地址 100871 北京市海淀区颐和园路5号

(72)发明人 李长辉 王宏宇 赵羚伊 刘金波

(74)专利代理机构 北京万象新悦知识产权代理  
事务所(普通合伙) 11360

代理人 王岩

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

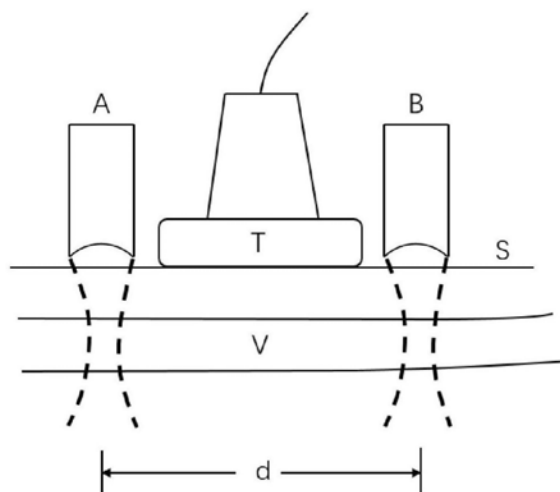
权利要求书2页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种局部脉搏波速度测量装置及其测量方法

(57)摘要

本发明公开了一种局部脉搏波速度测量装置及其测量方法。本发明直接在传统的医用超声采集系统的医用超声线阵的两端分别设置超声聚焦单探头,节省了改装医用超声线阵的成本,相比传统医用超声线阵来说,本发明提高了检测灵敏度和探测深度,即能够检测更加微小的血管壁位移以及更深的血管壁位移,操作简单,只需先在医用超声采集系统的图像上找到与医用超声线阵的走向平行的待测的动脉血管即可进行测量;与此同时,超声聚焦单探头具有检测分辨率高,探测深度大,采集模块独立,拆卸灵活等优点,将其与传统医用超声线阵结合,对局部脉搏波速度进行测量具有很大改善。



1. 一种局部脉搏波速度测量装置,其特征在于,所述测量装置包括:第一和第二超声聚焦单探头、第一和第二固定装置、第一和第二脉冲发生接收器、信号发生器、数据采集卡、医用超声线阵、线阵采集单元和PC机;其中,所述医用超声线阵连接至线阵采集单元;所述第一和第二超声聚焦单探头分别固定在第一和第二固定装置上;所述第一和第二超声聚焦单探头分别与第一和第二脉冲发生接收器连接;所述第一和第二脉冲发生接收器分别通过第一通道和第二通道连接至数据采集卡;所述信号发生器分别连接至数据采集卡、第一和第二脉冲发生接收器;所述数据采集卡连接至PC机;在医用超声线阵的两端分别通过第一和第二固定装置设置第一和第二超声聚焦单探头;所述医用超声线阵的检测表面与第一和第二超声聚焦单探头的中心线共面,并且第一和第二超声聚焦单探头的中心线与医用超声线阵的检测表面垂直;所述医用超声线阵检测到皮肤下的动脉血管的位置及深度,通过调整使得医用超声线阵的检测表面与体内局部的动脉血管平行;通过第一和第二固定装置分别调整第一和第二超声聚焦单探头的高度,使得第一和第二超声聚焦单探头的聚焦区域分别位于动脉血管壁上;所述信号发生器产生高重复频率的同步触发信号,控制数据采集卡、第一和第二脉冲发生接收器同步;第一和第二脉冲发生接收器产生同步的脉冲电压,并分别驱动第一和第二超声聚焦单探头;第一和第二超声聚焦单探头分别发出超声信号,传输至动脉血管壁的表面;第一和第二超声聚焦单探头分别接收动脉血管壁反射回来的超声信号,并将超声信号转换成电信号,分别传输至第一和第二脉冲发生接收器;第一和第二脉冲发生接收器分别通过第一通道和第二通道将信号传输至数据采集卡;数据采集卡将数据传输至PC机,PC机获得第一和第二超声聚焦单探头的聚焦区域处的两个脉搏波的原始波形图,并通过计算得到局部脉搏波速度。

2. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,所述第一和第二超声聚焦单探头之间的距离为 $d$ ,根据第一和第二超声聚焦单探头探测到由于脉搏波引起两个聚焦区域的血管壁的位移的原始波形图,计算得到它们的相对延迟时间 $\Delta T$ ;则局部脉搏波速度 $PWV=d/\Delta T$ 。

3. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,所述PC机包括信号处理单元、图像显示单元和计算单元。

4. 如权利要求1所述的测量装置,其特征在于,所述信号发生器产生超过1千赫兹的高重复频率。

5. 一种局部脉搏波速度的测量方法,其特征在于,所述测量方法包括以下步骤:

1) 将第一和第二超声聚焦单探头分别固定在第一和第二固定装置上,通过第一和第二固定装置分别将第一和第二超声聚焦单探头分别放置在医用超声线阵的两端,医用超声线阵的检测表面与第一和第二超声聚焦单探头的中心线共面,并且第一和第二超声聚焦单探头的中心线与医用超声线阵的检测表面垂直;

2) 将医用超声线阵放置在皮肤表面,连接至医用超声采集系统,在医用超声采集系统的图像上,检测到皮肤下的动脉血管的位置及深度,调整医用超声线阵的位置,使得其检测表面与局部的动脉血管平行;

3) 根据步骤2)中测量得到的局部的动脉血管的深度,通过第一和第二固定装置分别调整第一和第二超声聚焦单探头的高度,分别将第一和第二超声聚焦单探头的聚焦区域调整到动脉血管壁上;

4) 信号发生器产生同步触发脉冲,控制数据采集卡、第一和第二脉冲发生接收器同步;

5) 第一和第二脉冲发生接收器产生同步的脉冲电压,并分别驱动第一和第二超声聚焦单探头;

6) 第一和第二超声聚焦单探头分别发出超声信号,传输至动脉血管壁的表面;

7) 第一和第二超声聚焦单探头分别接收动脉血管壁反射回来的超声信号,并将超声信号转换成电信号,分别传输至第一和第二脉冲发生接收器;

8) 第一和第二脉冲发生接收器将信号放大并分别通过第一通道和第二通道传输至数据采集卡;

9) 数据采集卡将数据传输至PC机,PC机分析数据获得第一和第二超声聚焦单探头的聚焦区域探测到由于脉搏波引起血管壁位移的原始波形图,并通过计算得到局部脉搏波速度。

6. 如权利要求5所述的测量方法,其特征在于,在步骤9)中,第一和第二超声聚焦单探头之间的距离为 $d$ ,根据第一和第二超声聚焦单探头探测到由于脉搏波引起两个聚焦区域的动脉血管壁的位移的原始波形图,计算得到它们的相对延迟时间 $\Delta T$ ;则局部脉搏波速度 $PWV=d/\Delta T$ 。

## 一种局部脉搏波速度测量装置及其测量方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声检测人体脉搏波技术,具体涉及一种局部脉搏波速度测量装置及其测量方法。

### 背景技术

[0002] 心血管疾病的主要作用因素是大动脉损害,较高的心血管疾病发病率强调了早期检测动脉异常的重要性。在评价动脉的无创方法中,脉搏波速度测量被广泛用作动脉弹性和硬度的指标。技术上,许多局部测定方法利用超声多普勒或核磁成像,这些方法多依据收缩期和舒张期的压力变化,局限性在于需要预先知道测量部位的血压水平,目前对于一些无法直接测量血压的动脉如主动脉仍无法进行。此外,还有一些光学测定方法,可以对较长的节段动脉进行测量,由于灵敏度限制,该方法无法精确测量局部小段动脉脉搏波速度,且该方法的测量部位局限于浅表血管。节段脉搏波速度以及浅表血管的脉搏波速度结果无法满足医疗诊断对于局部较深层血管脉搏波速度测量的需求,因此亟需继续优化改善。

[0003] 超声线阵扫描测量局部脉搏波速度技术主要是利用超声线阵,测量脉搏波通过线阵两端的时间差,超声线阵两端间距与该时间差的比值即此处局部脉搏波速度。然而,在局部脉搏波速度测量中,超声线阵扫描需要满足高帧频的要求,否则由于脉搏波速度较快,超声线阵将无法捕捉到脉搏波。而临床用超声系统帧频不能满足需求,这导致很难直接利用临床超声线阵进行局部脉搏波的测量。

### 发明内容

[0004] 针对以上现有技术中存在的问题,本发明提出了一种利用两个相距一定距离的聚焦超声单探头对血管壁进行M-mode成像,获得血管壁的时间位移曲线,并计算出局部脉搏波速度的装置和方法。

[0005] 本发明的一个目的在于提出一种局部脉搏波速度测量装置。

[0006] 本发明的局部脉搏波速度测量装置包括:第一和第二超声聚焦单探头、第一和第二固定装置、第一和第二脉冲发生接收器、信号发生器、数据采集卡、医用超声线阵、线阵采集单元和PC机;其中,医用超声线阵连接至线阵采集单元;第一和第二超声聚焦单探头分别固定在第一和第二固定装置上;第一和第二超声聚焦单探头分别与第一和第二脉冲发生接收器连接;第一和第二脉冲发生接收器分别通过第一通道和第二通道连接至数据采集卡;信号发生器分别连接至数据采集卡、第一和第二脉冲发生接收器;数据采集卡连接至PC机;在医用超声线阵的两端分别通过第一和第二固定装置设置第一和第二超声聚焦单探头;医用超声线阵的检测表面与第一和第二超声聚焦单探头的中心线共面,并且第一和第二超声聚焦单探头的中心线与医用超声线阵的检测表面垂直;医用超声线阵检测到皮肤下的动脉血管的位置及深度,通过调整使得医用超声线阵的检测表面与体内局部的动脉血管平行;通过第一和第二固定装置分别调整第一和第二超声聚焦单探头的高度,使得第一和第二超声聚焦单探头的聚焦区域分别位于动脉血管壁上;信号发生器产生高重复频率的同步触发

信号,控制数据采集卡、第一和第二脉冲发生接收器同步;第一和第二脉冲发生接收器产生同步的脉冲电压,并分别驱动第一和第二超声聚焦单探头;第一和第二超声聚焦单探头分别发出超声信号,传输至动脉血管壁的表面;第一和第二超声聚焦单探头分别接收动脉血管壁反射回来的超声信号,并将超声信号转换成电信号,分别传输至第一和第二脉冲发生接收器;第一和第二脉冲发生接收器分别通过第一通道和第二通道将信号传输至数据采集卡;数据采集卡将数据传输至PC机,PC机获得第一和第二超声聚焦单探头的聚焦区域处的两个脉搏波的原始波形图,并通过计算得到局部脉搏波速度。

[0007] 第一和第二超声聚焦单探头之间的距离为 $d$ ,根据第一和第二超声聚焦单探头探测到由于脉搏波引起两个聚焦区域的血管壁的位移的原始波形图,计算得到它们的相对延迟时间 $\Delta T$ ;则局部脉搏波速度 $PWV=d/\Delta T$ 。

[0008] 信号发生器产生超过1千赫兹的高重复频率。

[0009] 传统的医用超声采集系统就包括了医用超声线阵、线阵采集单元、信号处理单元和图像显示单元,因此,本发明直接在传统的医用超声线阵的两端分别设置超声聚焦单探头,节省了改装超声线阵的成本,相比传统医用超声线阵来说,本发明提高了检测灵敏度和探测深度,即能够检测更加微小的血管壁位移以及更深的血管壁位移,操作简单,只需先在医用超声采集系统的图像上找到平行于超声线阵的待测的动脉血管即可进行测量。

[0010] PC机包括信号处理单元、图像显示单元和计算单元;其中,数据采集卡采集的数据传输至信号处理单元,信号处理单元将第一超声聚焦单探头和第二超声聚焦单探头接收到的时序超声信号以时间-信号幅值形式,并传输至图像显示单元显示出原始波形;原始波形传输至计算单元在计算单元,利用第一超声聚焦单探头得到的原始波形,计算第一超声聚焦单探头正下方对应的血管下壁与血管上壁的位移之差即血管直径的变化,并绘制出血管直径随时间变化的时序波形,对于第二超声聚焦单探头接收到的原始波形,做同样的处理,得到第二超声聚焦单探头正下方对应的血管直径随时间变化的时序波形;通过比较第一与第二超声聚焦单探头对应的血管直径随时间变化波形,得到两者的相对延时,即 $\Delta T$ ,利用 $PWV=d/\Delta T$ 即计算出脉搏波速度。PC机设置采集卡的采集延迟点数与采集点数,延迟点数与动脉血管壁的深度相应,采集点数与动脉血管壁的厚度相应,至少覆盖动脉血管壁的厚度。

[0011] 本发明的另一个目的在于提供一种局部脉搏波速度的测量方法。

[0012] 本发明的局部脉搏波速度的测量方法,包括以下步骤:

[0013] 1) 将第一和第二超声聚焦单探头分别固定在第一和第二固定装置上,通过第一和第二固定装置分别将第一和第二超声聚焦单探头分别放置在医用超声线阵的两端,医用超声线阵的检测表面与第一和第二超声聚焦单探头的中心线共面,并且第一和第二超声聚焦单探头的中心线与医用超声线阵的检测表面垂直;

[0014] 2) 将医用超声线阵放置在皮肤表面,连接至医用超声采集系统,在医用超声采集系统的图像上,检测到皮肤下的动脉血管的位置及深度,调整医用超声线阵的位置,使得其检测表面与局部的动脉血管平行;

[0015] 3) 根据步骤2)中测量得到的局部的动脉血管的深度,通过第一和第二固定装置分别调整第一和第二超声聚焦单探头的高度,分别将第一和第二超声聚焦单探头的聚焦区域调整到动脉血管壁上;

[0016] 4) 信号发生器产生同步触发脉冲,控制数据采集卡、第一和第二脉冲发生接收器同步;

[0017] 5) 第一和第二脉冲发生接收器产生同步的脉冲电压,并分别驱动第一和第二超声聚焦单探头;

[0018] 6) 第一和第二超声聚焦单探头分别发出超声信号,传输至动脉血管壁的表面;

[0019] 7) 第一和第二超声聚焦单探头分别接收动脉血管壁反射回来的超声信号,并将超声信号转换成电信号,分别传输至第一和第二脉冲发生接收器;

[0020] 8) 第一和第二脉冲发生接收器将信号放大并分别通过第一通道和第二通道传输至数据采集卡;

[0021] 9) 数据采集卡将数据传输至PC机,PC机分析数据获得第一和第二超声聚焦单探头的聚焦区域探测到由于脉搏波引起血管壁位移的原始波形图,并通过计算得到局部脉搏波速度。

[0022] 其中,在步骤9)中,第一和第二超声聚焦单探头之间的距离为 $d$ ,根据第一和第二超声聚焦单探头探测到由于脉搏波引起两个聚焦区域的动脉血管壁的位移的原始波形图,计算得到它们的相对延迟时间 $\Delta T$ ;则局部脉搏波速度 $PWV=d/\Delta T$ 。

[0023] 本发明的优点:

[0024] 本发明直接在传统的医用超声采集系统的医用超声线阵的两端分别设置超声聚焦单探头,而不需要使用昂贵的高帧频超声系统,相比传统超声线阵来说,本发明提高了检测灵敏度和探测深度,即能够检测更加微小的血管壁位移以及更深的血管壁位移,操作简单,只需先在医用超声采集系统的图像上找到与医用超声线阵的走向平行的待测的动脉血管即可进行测量;与此同时,超声聚焦单探头具有检测分辨率高,探测深度大,采集模块独立,拆卸灵活等优点,将其与传统医用超声线阵结合,对局部脉搏波速度进行测量具有很大改善。

## 附图说明

[0025] 图1为本发明的局部脉搏波速度测量装置的一个实施例的示意图;

[0026] 图2为根据本发明的局部脉搏波速度测量方法的一个实施例得到的两个聚焦区域的血管壁位移的原始波形图。

## 具体实施方式

[0027] 下面结合附图,通过具体实施例,进一步阐述本发明。

[0028] 如图1所示,本实施例的局部脉搏波速度测量装置包括:第一超声聚焦单探头A、第二超声聚焦单探头B、第一和第二脉冲发生接收器、信号发生器、数据采集卡、医用超声线阵T、线阵采集单元、信号处理单元、图像显示单元和PC机;其中,医用超声线阵连接至线阵采集单元;第一和第二超声聚焦单探头分别固定在第一和第二固定装置上;第一和第二超声聚焦单探头分别与第一和第二脉冲发生接收器连接;第一和第二脉冲发生接收器分别通过第一通道和第二通道连接至数据采集卡;信号发生器分别连接至数据采集卡、第一和第二脉冲发生接收器;数据采集卡连接至PC机;医用超声线阵T的检测表面与局部的动脉血管V平行,放置在皮肤表面S;在医用超声线阵的两端分别通过第一和第二固定装置设置第一和第

二超声聚焦单探头A和B;医用超声线阵T的检测表面与第一和第二超声聚焦单探头的中心线共面,并且第一和第二超声聚焦单探头的中心线与医用超声线阵的检测表面垂直;通过调节第一和第二固定装置,调整第一和第二超声聚焦单探头的高度,分别将两个单探头的聚焦区域调整到动脉血管壁上,分别位于动脉血管壁的表面;第一和第二超声聚焦单探头之间的距离为d。

[0029] 如图2所示,第一和第二超声聚焦单探头之间的距离为d,根据第一和第二超声聚焦单探头探测到由于脉搏波引起两个聚焦区域的动脉血管壁的位移的原始波形图,计算得到它们的相对延迟时间 $\Delta T$ ;则局部脉搏波速度 $PWV=d/\Delta T$ 。

[0030] 最后需要注意的是,公布实施例的目的在于帮助进一步理解本发明,但是本领域的技术人员可以理解:在不脱离本发明及所附的权利要求的精神和范围内,各种替换和修改都是可能的。因此,本发明不应局限于实施例所公开的内容,本发明要求保护的范围以权利要求书界定的范围为准。

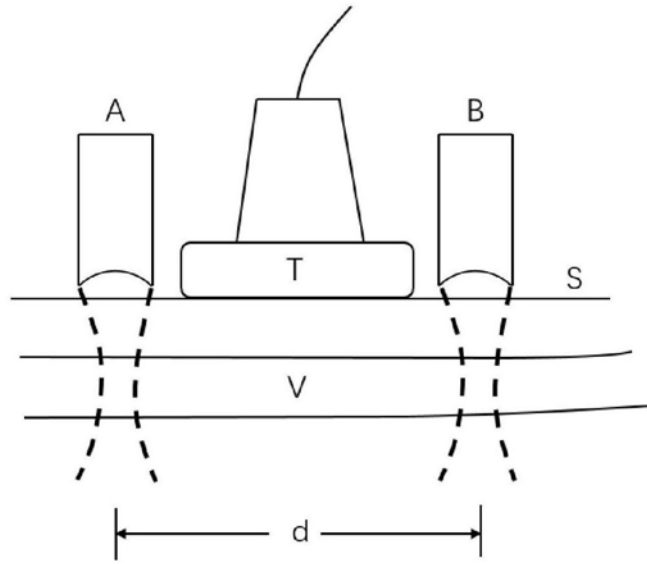


图1

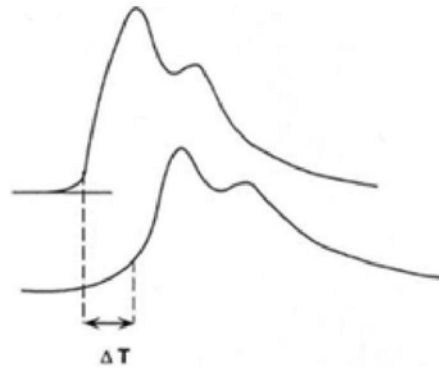


图2

专利名称(译)	一种局部脉搏波速度测量装置及其测量方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN107080558A</a>	公开(公告)日	2017-08-22
申请号	CN201710186724.3	申请日	2017-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	北京大学		
申请(专利权)人(译)	北京大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京大学		
[标]发明人	李长辉 王宏宇 赵羚伊 刘金波		
发明人	李长辉 王宏宇 赵羚伊 刘金波		
IPC分类号	A61B8/02		
CPC分类号	A61B8/02		
代理人(译)	王岩		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种局部脉搏波速度测量装置及其测量方法。本发明直接在传统的医用超声采集系统的医用超声线阵的两端分别设置超声聚焦单探头，节省了改装医用超声线阵的成本，相比传统医用超声线阵来说，本发明提高了检测灵敏度和探测深度，即能够检测更加微小的血管壁位移以及更深的血管壁位移，操作简单，只需先在医用超声采集系统的图像上找到与医用超声线阵的走向平行的待测的动脉血管即可进行测量；与此同时，超声聚焦单探头具有检测分辨率高，探测深度大，采集模块独立，拆卸灵活等优点，将其与传统医用超声线阵结合，对局部脉搏波速度进行测量具有很大改善。

