



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105395215 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 16

(21) 申请号 201511020550. 0

(22) 申请日 2015. 12. 30

(71) 申请人 中国科学院声学研究所东海研究站  
地址 200032 上海市徐汇区小木桥路 456 号

(72) 发明人 许小芳 周红生

(74) 专利代理机构 上海智力专利商标事务所  
(普通合伙) 31105

代理人 周涛

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06T 7/00(2006. 01)

G06T 15/20(2011. 01)

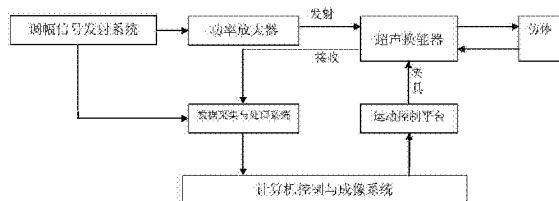
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54) 发明名称

一种超声成像装置及其方法

(57) 摘要

本发明涉及到一种超声成像装置及其方法，成像装置包括：用于控制成像扫描路径的运动控制平台，用于发射超声激励信号的调幅超声发射系统，用于接收和处理回波信号的数据采集与处理系统，用于对反馈的回波信号进行重建成像的计算机成像与显示系统，用于发送和接收作用于仿体上的超声波的超声换能器。本发明的有益效果是通过调幅超声发射系统作用于超声换能器发射的低频超声产生的辐射力使血管壁吸附更多的造影剂微泡，提高组织的成像信号强度，高频分量用于实现高分辨率的超声成像，达到同时兼顾成像分辨率和成像深度，为超声诊断提供更清晰的图像。



1. 一种超声成像装置,其特征在于,所述成像装置包括:  
运动控制平台,所述运动控制平台用于控制成像扫描路径;  
调幅超声发射系统,所述调幅超声发射系统用于发射超声激励信号;  
数据采集与处理系统,所述数据采集与处理系统用于接收和后端处理回波信号;  
计算机控制与成像系统,所述计算机控制与成像系统用于对反馈的回波信号进行重建成像;

超声换能器,所述超声换能器用于发送和接收作用于仿体上的超声波。

2. 根据权利要求 1 所述的超声成像装置,其特征在于,所述运动控制平台为伺服运动控制平台,所述伺服运动控制平台为速度可控的 3D 控制台。

3. 根据权利要求 2 所述的超声成像装置,其特征在于,所述 3D 控制台通过夹具操作超声换能器。

4. 根据权利要求 2 所述的超声成像装置,其特征在于,所述伺服运动控制平台包括伺服运动控制卡、伺服电机,通过所述伺服运动控制卡控制和驱动伺服电机实现 3D 控制台的运动。

5. 根据权利要求 4 所述的超声成像装置,其特征在于,所述伺服运动控制平台通过运动点位文件提供的坐标值对目标仿体进行扫描,所述运动点位文件通过图纸导入。

6. 根据权利要求 1 所述的超声成像装置,其特征在于,所述调幅超声发射系统与超声换能器之间还设有功率放大器,通过所述功率放大器放大超声激励信号。

7. 根据权利要求 6 所述的超声成像装置,其特征在于,所述调幅超声发射系统产生的超声激励信号分为和频高频超声和差频低频超声,所述和频高频超声用于实现高分辨率的超声成像,所述差频低频超声产生的辐射力用于提高血管壁的成像信号强度。

8. 根据权利要求 7 所述的超声成像装置,其特征在于,所述调幅超声发射系统的超声激励信号的表达式为  $\cos \Delta \omega t \cos \omega t$ 。

9. 根据权利要求 8 所述的超声成像装置,其特征在于,所述调幅超声发射系统以  $\cos \Delta \omega t \cos \omega t$  的调幅超声激励信号激励超声换能器时,超声换能器将会同时产生两个超声信号: $\frac{1}{2} m_a \cos(\Delta \omega + \omega)t$  和  $\frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t$ , 如式 (1 和 (2)。

即由调制波:  $v_0 = V_0 \cos \Delta \omega t$  和载波:  $v_1 = V_1 \cos \omega t$  (1) 得到如下调幅波:

$$\begin{aligned} v_{AM}(t) &= V_m(t) \cos \Delta \omega t = V_0 (1 + m_a \cos \omega t) \cos \Delta \omega t \\ &= V_0 [\cos \Delta \omega t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega + \Delta \omega)t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t] \end{aligned} \quad (2)$$

10. 根据权利要求 1 所述的超声成像装置,其特征在于,所述数据采集与处理系统内置有采集卡。

11. 根据权利要求 1 ~ 10 中任一所述的超声成像装置,其特征在于,所述超声成像装置作用的仿体内有造影剂。

12. 根据权利要求 11 所述的超声成像装置,其特征在于,所述造影剂具有非线性散射,其产生频率为  $2\omega$  的和频高频超声和频率为  $2\Delta\omega$  的差频低频超声。

13. 根据权利要求 12 所述的超声成像装置,其特征在于,所述造影剂在待检测的仿体内会产生悬浮的气泡,所述气泡在时域是非稳态的,其在强的超声波驱动下会产生振动,

当驱动的频率和强度适当时，会形成共振，从而表现出非线性。

14. 根据权利要求 13 所述的超声成像装置，其特征在于，所述低频超声产生辐射力作用于血管壁上吸附微泡。

15. 根据权利要求 12 ~ 14 中任一所述的超声成像装置，其特征在于，当造影剂的微泡进入声压为  $P(t)$  的声场时，其将在超声作用下作受迫振动，它的半径  $R(t)$  满足 RPNNP 方

$$\text{程：} \quad \rho R \frac{d^2 R}{dt^2} + \rho \frac{3}{2} \left( \frac{dR}{dt} \right)^2 = P_v + P_{g0} \left( \frac{R_0}{R} \right)^{3\gamma} - P_0 - P(t) - \frac{2\delta}{R} - \frac{4\mu}{R} \left( \frac{dR}{dt} \right) \quad (3)$$

式中： $\mu$  和  $\rho$  分别是液体的粘滞系数和密度； $\gamma$  是泡内气体的多方指数。

16. 一种超声成像方法，其特征在于，所述成像方法包含的步骤有：

- a)、输入指令进入计算机控制与成像系统；
- b)、计算机控制与成像系统根据指令形成图纸文件，由软件算法识别图纸文件确定 3D 控制台的扫描路径；
- c)、3D 控制台通过其上的夹具控制超声换能器的运动；
- d)、通过超声换能器发射和接收作用于仿体上的超声波，用于显示仿体的状态；
- e)、超声换能器接收回波信号，再通过数据采集和处理系统采集回波信号，进一步反馈到计算机控制和成像系统上，用于显示仿体内部的状态。

17. 根据权利要求 16 所述的超声成像方法，其特征在于，所述步骤还包括：

- (a')、调幅信号发射系统通过虚拟仪器软件 Lab view 产生调幅超声激励信号  $\cos \Delta \omega t \cos \omega t$ ；
- (b')、调幅超声激励信号通过功率放大器进行信号源放大；
- (c')、所述调幅超声激励信号作用于超声换能器上将会同时产生两个超声信号：

$$\frac{1}{2} m_a \cos(\Delta \omega + \omega)t \text{ 和 } \frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t, \text{ 如式 (1 和 (2))}$$

即由调制波： $v_0 = V_0 \cos \Delta \omega t$  和载波： $v_1 = V_1 \cos \omega t$  (1)

得到如下调幅波：

$$\begin{aligned} v_{AM}(t) &= V_m(t) \cos \Delta \omega t = V_0 (1 + m_a \cos \omega t) \cos \Delta \omega t \\ &= V_0 [\cos \Delta \omega t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega + \Delta \omega)t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t] \end{aligned} \quad ; \quad (2)$$

(d')、调幅信号发射系统同时把调幅超声激励信号的信号反馈到数据采集和处理系统进行反馈和信号处理；

(e')、数据采集和处理系统把获取的数据反馈到计算机控制与成像系统上，用于超声成像和显示。

## 一种超声成像装置及其方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及到一种超声波诊断装置,超声波图像处理装置,以及医用图像诊断装置,尤其涉及到一种超声波清晰成像装置,以及使用该成像装置的方法。

### 背景技术

[0002] 各种不同的疾病,包括癌症、高血压和冠心病等,都会引起微循环系统中的病态,如血管管径、微血管密度以及血管内血流速度等参数的变化。因此,血管成像对于各类疾病尤其是恶性疾病的早期诊断和治疗有着极其重要的作用。

[0003] 随着医学超声的发展,利用超声成像进行医学诊疗已经得到了广泛的应用,而且已经成为医生诊断疾病的一个不可替代的方法。低频超声具有较小声波衰减,实现更深层次的成像,但其应用仍受到较低空间分辨率的限制。高频超声成像可提高成像的分辨率,但因生物组织的声衰减,限制了高频成像声波透入的深度。

[0004] 近年来,超声造影剂的发展和运用,为高频超声成像提供了技术途径,但是受造影剂微泡大小的限制,很难应用于频率大于 15MHz 的超声成像系统。因为“系统工作频率在微泡固有频率附近时,能产生较强的基波和二次谐波的散射”,而常用的微泡造影剂直径为 0.8-4  $\mu\text{m}$ ,其共振频率为 14-1.5MHz。因此,需要提供一种新的超声成像方法和成像设备,兼顾成像的深度和成像分辨率,以适应于更深层次的微血管成像。

[0005] 中国专利公布号 CN102247171A 公布了超声波诊断装置,超声波图像处理装置,以及医用图像诊断装置,其通过思维成像,可高视觉识别度简单地观察动态的血流变化、微细的血管构筑等信息,其采用的方案是:超声波诊断装置内包括数据取得单元,在整个规定期间用超声波扫描投入了造影剂的被检体内的三维区域,并在上述整个规定期间取得与上述三维区域有关的超声波数据,体数据生成单元,使用上述规定期间内的整个解析期间的与上述三维区域有关的超声波数据,生成上述解析期间的各时相中的第一体数据,并且生成表示针对上述解析期间的造影剂时间信息的第 2 体数据和表示上述解析期间的上述三维区域的各位置的造影剂特征量的第 3 体数据,图像生成单元,使用上述第 2 体数据与上述第 3 体数据,生成投影图像。该技术方案仅是解决了图像成像的特点,其没有解决图像清晰成像的缺陷。

[0006] 中国专利公布号 CN1550217A 公布了一种超声诊断设备以及图像处理设备,其通过在增强超声成像中的预定时刻切换,执行高声压和低声压超声传播,并将在低声压下传播得到的,像电影一样的实时传播的补偿图像,与在刚要切换至高声压传播的低声压超声传播得到的,以静止图片方式显示的预曝光图像并行显示,从而使操作者了解微细血管级的结构,另外,该设备还可以显示任意时刻的低声压传播得到的被选择的图像,而不是预曝光图像。该装置的缺陷是不能清晰的显示血管壁的影像。

[0007] 中国专利申请公布号 CN103876776A 披露了一种超声造影成像方法及装置,用于对投放了造影剂气泡的被检测体进行超声造影显影,其包括初始步骤,获得 N 帧原始造影图像, N 为显像周期的总帧数,投影成像步骤,对所述 N 帧原始造影图像进行投影以得到所

述 N 帧原始造影图像的投影结果图像,其中,对于所述 N 帧原始造影图像中的第 N 帧原始造影图像,将第 N 组原始造影图像以所述第 N 组原始造影图像中的任意一帧为投影模板进行投影,获得所述第 N 帧原始造影图像的投影结果图像,n 为大于等于 1 且小于等于 N 的正整数,所述第 n 组原始造影图像为在投影周期内并且包含所述第 N 帧原始造影图像的若干帧原始造影图像,所述投影周期为小于所述显像周期的固定值,显示存储步骤,显示或存储所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像。一种实施例的超声造影成像方法中,在执行所述投影成像步骤之前还包括:运动配准步骤,对所述 N 帧原始造影图像中的每一帧图像进行运动配准。

[0008] 上述方案还提供一种超声造影成像装置,包括原始图像获取模块,用于向待检测对象发射超声脉冲,接收待检测目标返回的超声回波信号,对接收到的超声回波信号进行信号处理后获取 N 帧原始造影图像, N 为显像周期的总帧数,投影成像模块,用于对所述 N 帧原始造影图像中的第 N 帧原始造影图像,将第 n 组原始造影图像以所述第 n 组原始造影图像中的任意一帧为投影模板进行投影,获得所述第 n 帧原始造影图像的投影结果图像, n 为大于等于 1 且小于等于 N 的正整数,所述第 n 组原始造影图像为在预设投影周期内并且包含所述第 n 帧原始造影图像的若干帧图像原始图像,所述预设投影周期为小于所述显像周期的固定值,显示存储模块,用于显示或存储所述 N 帧原始造影图像的投影结果图像,一种实施例的超声造影成像装置还包括运动配准模块,用于在执行所述投影成像模块之前对所述 N 帧原始造影图像中的每一帧图像进行运动配准。但该装置成像的清晰度和分辨率较低,不能满足医学的要求。

## 发明内容

[0009] 针对现有技术存在的缺陷,本发明提供一种超声成像装置及其方法,以提高组织的成像信号强度,以及实现高分辨率的超声成像。

[0010] 为了实现上述的技术目的,本发明提供一种超声成像装置,其包括:

[0011] 运动控制平台,所述运动控制平台用于控制成像扫描路径;

[0012] 调幅超声发射系统,所述调幅超声发射系统用于发射超声激励信号;

[0013] 数据采集与处理系统,所述数据采集与处理系统用于接收和后端处理回波信号;

[0014] 计算机控制与成像系统,所述计算机控制与成像系统用于对反馈的回波信号进行重建成像;

[0015] 超声换能器,所述超声换能器用于发送和接收作用于仿体上的超声波。

[0016] 进一步的技术方案是,所述运动控制平台为伺服运动控制平台,所述伺服运动控制平台为速度可控的 3D 控制台。

[0017] 进一步的技术方案是,所述 3D 控制台通过夹具操作超声换能器。

[0018] 进一步的技术方案是,所述伺服运动控制平台包括伺服运动控制卡、伺服电机,通过所述伺服运动控制卡控制和驱动伺服电机实现 3D 控制台的运动。

[0019] 进一步的技术方案是,所述伺服运动控制平台通过运动点位文件提供的坐标值对目标仿体进行扫描,所述运动点位文件通过图纸导入。

[0020] 进一步的技术方案是,所述调幅超声发射系统与超声换能器之间还设有功率放大器,通过所述功率放大器放大超声激励信号。

[0021] 进一步的技术方案是,所述调幅超声发射系统产生的超声激励信号分为和频高频超声和差频低频超声,所述和频高频超声用于实现高分辨率的超声成像,所述差频低频超声产生的辐射力用于提高血管壁的成像信号强度。

[0022] 进一步的技术方案是,所述调幅超声发射系统的超声激励信号的表达式为  $\cos \Delta \omega t \cos \omega t$ 。

[0023] 进一步的技术方案是,所述调幅超声发射系统以  $\cos \Delta \omega t \cos \omega t$  的调幅超声激励信号激励超声换能器时,超声换能器将会同时产生两个超声信号:  $\frac{1}{2} m_a \cos(\Delta\omega + \omega)t$  和  $\frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta\omega)t$ , 如式 (1 和 (2)。

[0024] 即由调制波:  $v_0 = V_0 \cos \Delta \omega t$  和载波:  $v_1 = V_1 \cos \omega t$  (1)

[0025] 得到如下调幅波:

$$\begin{aligned} v_{AM}(t) &= V_m(t) \cos \Delta \omega t = V_0(1 + m_a \cos \omega t) \cos \Delta \omega t \\ [0026] \quad &= V_0 \left[ \cos \Delta \omega t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega + \Delta \omega)t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t \right] \end{aligned} \quad (2)$$

[0027] 进一步的技术方案是,所述数据采集与处理系统内置有采集卡。

[0028] 进一步的技术方案是,所述超声成像装置作用的仿体内有造影剂。

[0029] 进一步的技术方案是,所述造影剂具有非线性散射,其产生频率为  $2\omega$  的和频高频超声和频率为  $2\Delta\omega$  的差频低频超声。

[0030] 进一步的技术方案是,所述造影剂在待检测的仿体内会产生悬浮的气泡,所述气泡在时域是非稳态的,其在强的超声波驱动下会产生振动,当驱动的频率和强度适当时,会形成共振,从而表现出非线性。

[0031] 进一步的技术方案是,所述低频超声产生辐射力作用于血管壁上吸附微泡。

[0032] 进一步的技术方案是,当造影剂的微泡进入声压为  $P(t)$  的声场时,其将在超声作用下作受迫振动,它的半径  $R(t)$  满足 RPNNP 方程:

$$\begin{aligned} [0033] \quad \rho R \frac{d^2 R}{dt^2} + \rho \frac{3}{2} \left( \frac{dR}{dt} \right)^2 &= P_v + P_{g0} \left( \frac{R_0}{R} \right)^{3\gamma} - P_0 - \\ &P(t) - \frac{2\delta}{R} - \frac{4\mu}{R} \left( \frac{dR}{dt} \right) \end{aligned} \quad (3)$$

[0034] 式中:  $\mu$  和  $\rho$  分别是液体的粘滞系数和密度;  $\gamma$  是泡内气体的多方指数。

[0035] 本发明还提供一种超声成像方法,其中,所述成像方法包含的步骤有:

[0036] a)、输入指令进入计算机控制与成像系统;

[0037] b)、计算机控制与成像系统根据指令形成图纸文件,由软件算法识别图纸文件确定 3D 控制台的扫描路径;

[0038] c)、3D 控制台通过其上的夹具控制超声换能器的运动;

[0039] d)、通过超声换能器发射和接收作用于仿体上的超声波,用于显示仿体的状态;

[0040] e)、超声换能器接收回波信号,再通过数据采集和处理系统采集回波信号,进一步反馈到计算机控制和成像系统上,用于显示仿体内部的状态。

[0041] 进一步的技术方案是,所述步骤还包括:

[0042] (a')、调幅信号发射系统通过虚拟仪器软件 Lab view 产生调幅超声激励信号  $\cos \Delta \omega t \cos \omega t$ 。

[0043] (b')、调幅超声激励信号通过功率放大器进行信号源放大；

[0044] (c')、所述调幅超声激励信号作用于超声换能器上将会同时产生两个超声信号：

$\frac{1}{2} m_a \cos(\Delta \omega + \omega)t$  和  $\frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t$ ，如式 (1 和 (2))。

[0045] 即由调制波： $v_0 = V_0 \cos \Delta \omega t$  和载波： $v_1 = V_1 \cos \omega t$  (1)

[0046] 得到如下调幅波：

$$v_{AM}(t) = V_m(t) \cos \Delta \omega t = V_0(1 + m_a \cos \omega t) \cos \Delta \omega t \quad (2)$$

$$= V_0 \left[ \cos \Delta \omega t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega + \Delta \omega)t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t \right]$$

[0048] (d')、调幅信号发射系统同时把调幅超声激励信号的信号反馈到数据采集和处理系统进行反馈和信号处理；

[0049] (e')、数据采集和处理系统把获取的数据反馈到计算机控制与成像系统上，用于超声成像和显示。

[0050] 本发明的有益效果是：利用超声造影剂的非线性特性，采用调幅信号激励产生和频高频超声分量和差频低频超声分量，高频分量用于实现高分辨率超声成像，低频分量用于提高组织的成像信号强度，兼顾成像深度和分辨率。

## 附图说明

[0051] 图 1 为本发明的结构流程图。

[0052] 图 2 为本发明中的调幅激励电信号图。

[0053] 图 3 为本发明中的调幅波频谱图。

[0054] 图 4 为本发明中  $R(t)$  频谱。

[0055] 图 5 为本发明超声未启动时的工作原理示意图。

[0056] 图 6 为本发明超声启动时的工作原理示意图。

## 具体实施方式

[0057] 为了更清楚的叙述本发明的实施方式，下面结合附图对本发明做进一步的说明。

[0058] 参照图 1 所示，一种超声成像装置，其包括：3D 控制台，与 3D 控制台连接的超声换能器，其中，超声换能器 1 通过夹具安装在 3D 控制台，3D 控制台可通过计算机控制系统控制，计算机控制系统上还设有成像显示软件，集成为计算机控制与成像系统，超声成像装置上还设有数据采集和处理系统，通过数据采集和处理系统采集和处理超声换能器的回波信号，数据采集和处理系统与计算机控制与成像系统连接，通过计算机控制与成像系统成像显示仿体内部细胞体的结构与流动状态。在超声成像装置上还设有调幅信号发射系统，调幅信号发射系统可发射超声激励信号，超声激励信号通过功率放大器进行信号放大，作用于超声换能器上，提高超声换能器的功效，调幅信号发射系统与数据采集系统相连，通过数据采集系统反馈调幅信号发射系统发出的超声激励信号到计算机控制与成像系统上，并通过计算机控制与成像系统显示。

[0059] 参照图 1 所示,一种超声成像装置,其包括:3D 控制台,其中,3D 控制台采用伺服运动控制平台,伺服运动控制平台用于控制成像扫描路径,伺服运动控制平台包括伺服运动控制卡,伺服电机,伺服运动控制平台通过伺服运动控制卡驱动伺服电机,按照运动点位文件提供的坐标值对目标仿体进行扫描,扫描数据经数据采集和处理系统传入计算机控制和成像系统,而后通过图像重建算法,形成三维图像。其中,运动控制卡带有动态链接库文件,使用时,只需对运动控制卡进行初始化设置。所述运动点位文件通过图纸导入,所述初始化设置即设置运动模式、运动速度和距离等。

[0060] 参照图 2 和图 3 所示,超声成像装置内置的调幅超声发射系统,所述调幅超声发射系统用于发射超声激励信号,以  $\cos \Delta \omega t \cos \omega t$  的调幅电信号激励一个超声换能器时,超声换能器将会同时产生两个超声信号:

[0061]  $\frac{1}{2} m_a \cos(\Delta \omega + \omega)t$  和  $\frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t$ , 如式 (1 和 (2)

[0062] 即由调制波:  $v_0 = V_0 \cos \Delta \omega t$  和载波:  $v_1 = V_1 \cos \omega t$  (1)

[0063] 可以得到如下调幅波:

$$\begin{aligned} v_{AM}(t) &= V_m(t) \cos \Delta \omega t = V_0(1 + m_a \cos \omega t) \cos \Delta \omega t \\ [0064] \quad &= V_0 \left[ \cos \Delta \omega t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega + \Delta \omega)t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t \right] \end{aligned} \quad (2)$$

[0065] 由于超声造影剂的非线性散射,产生了频率为  $2\omega$  的和频高频超声和频率为  $2\Delta\omega$  的差频低频超声,差频低频超声产生的辐射力使血管壁吸附更多的微泡,提高组织的成像信号强度,而和频高频超声中的高频分量用于实现高分辨率的超声成像。

[0066] 调幅超声发射系统产生和频高频超声和差频低频超声,其中,和频高频超声用于实现高分辨率的超声成像,低频超声产生的辐射力用于提高血管壁的成像信号强度。

[0067] 参照图 1 所示,数据采集与处理系统,所述数据采集与处理系统用于接收和处理超声换能器接收的回波信号,数据采集与处理系统内置有数据采集卡,数据采集卡内有编码,通过数据采集卡收集回波信号和超声激励信号,并进行运算和处理,经过处理后的回波信号,反馈到计算机控制与成像系统中,从而显现仿体的结构与流动状态,达到诊断医疗的目的。

[0068] 计算机控制与成像系统,所述计算机控制与成像系统用于对回波信号进行三维重建成像。

[0069] 人体内毛细血管直径约为  $9 \mu\text{m}$ ,小静脉和小动脉分别约为  $20 \mu\text{m}$  和  $37 \mu\text{m}$ ,因此,对微血管实现清晰成像,必须采用高频超声,频率越高,分辨率越好,以获取高分辨率;然而,一般人体内微血管却处于远离皮肤层较深的部位,若对其成像,需透入一定的深度,此时只能通过低频段超声实现,频率越高,衰减越大,无法实现深度成像。因此,对于体内微血管成像,在成像深度和分辨率上,二者存在矛盾。在本发明的实施例中,重建成像采用基于特征的三维重建的方法,其步骤为:

[0070] 首先确定成像目标器官表面的结构特征,其次对这些特征进行三维重建,在血管重建中,将其视为一类特殊的管道,该管道的表面可看着是由球心沿着中轴线的球滚动包络而成。因此,从数学建模上来看,可根据扫描得到的血管二维图像序列,求得滚动半径和空间轴线方程,并以半径为  $r$  的球面沿着空间轴线滚动包络,即可在三维空间中重建出血

管的形态。

[0071] 超声换能器,所述超声换能器用于发射和接收作用于仿体上的超声波,通过超声波的辐射力,可以显示仿体内部的状态。

[0072] 在本发明中,仿体为需要检测的物体或病体,比如血管。

[0073] 由于受造影剂微泡大小的限制,很难应用于频率大于 15MHz 的超声成像系统,因为“系统工作频率在微泡固有频率附近时,能产生较强的基波和二次谐波的散射”,而常用的微泡造影剂直径为 0.8-4  $\mu\text{m}$ ,其共振频率为 14-1.5MHz。根据现有技术存在的缺点,在本发明的实施例中,如图 4 所示,

[0074] 产生较强的基波和二次谐波散射的原理是,在仿体内设有超声造影剂。当造影剂的微泡进入声压为  $P(t)$  的声场时,其将在超声作用下作受迫振动,它的半径  $R(t)$  满足 RPNNP 方程:

$$\begin{aligned}
 & \rho R \frac{d^2 R}{dt^2} + \rho \frac{3}{2} \left( \frac{dR}{dt} \right)^2 = P_v + P_{e0} \left( \frac{R_0}{R} \right)^{3\gamma} - P_0 - \\
 & P(t) - \frac{2\delta}{R} - \frac{4\mu}{R} \left( \frac{dR}{dt} \right) \quad (3)
 \end{aligned}$$

[0076] 式中:  $\mu$  和  $\rho$  分别是液体的粘滞系数和密度;  $\gamma$  是泡内气体的多方指数。

[0077] 在 Matlab 中采用四阶龙格-库塔法对式 (3) 中的  $R(t)$  进行求解,并对求解结果做傅里叶变换,可得到  $R(t)$  的基频和高次谐频分量的频谱,从图 4 中可以显现出,气泡的非线性运动可以产生除基波外的多阶高次谐波振动。

[0078] 造影剂的非线性特性,采用调幅超声激励,使其产生的高频和频分量和低频差频分量,低频超声产生的辐射力使血管壁吸附更多的造影剂微泡的原理为,若传声介质中存在声学特性有异,如声速、密度等的另一种介质,当声波在其中传播时,就会发生发射或散射。换言之,从反射或散射的声波中可以把另一种介质检测出来,而且差别越大,越容易被检测。超声造影成像就是基于这一原理,将与人体组织的声学特性有较大差异的物质,如造影剂注入人体待查部位,人为地增大待查部位与周围组织之间差异,从而使获得的超声图像显得更为清晰

[0079] 造影剂非线性特性为,含气泡的水具有非常强的非线性声学特性。而超声造影剂则能在流体介质比如血液中产生大量的悬浮气泡。这种气泡在时域是非稳态的。它在强的超声波的驱动下会产生振动,当驱动的频率和强度适当时,会形成共振,从而表现出非常强的非线性。

[0080] 超声波在介质中传播时,将对介质中存在的微粒产生一种作用力,使微粒沿着声波传播方向发生位移,这种由入射声波所产生的作用力称为超声辐射力。

[0081] 当作用于造影剂微泡的超声频率越低时,越容易产生空化,因为在低频情况下,血液中受到的压缩和稀疏作用有更长的时间间隔,使得微泡在破裂强达到较大的尺寸,空化强度大大增加,继而产生强大的微射流,促使更多的微泡流向血管壁。

[0082] 参照图 5 所示,超声波在介质中传播时,将对介质中存在的微粒产生一种作用力,使微粒沿着声波传播方向发生位移,这种由入射声波所产生的作用力称为超声辐射力。

[0083] 当作用于造影剂微泡的超声频率越低时,越容易产生空化,因为在低频情况下,血液中受到的压缩和稀疏作用有更长的时间间隔,使得微泡在破裂强达到较大的尺寸,空化

强度大大增加,继而产生强大的微射流,促使更多的微泡流向血管壁。

[0084] 参照图 5 和 6 所示,超声换能器 1 作用于血管壁 2 上,显微镜 5 可观察血管壁 2 内的血细胞 4 和造影剂 3 的运动状态。

[0085] 参照图 5 所示,超声换能器 1 的超声波未启动时,通过显微镜 5 观察,血管壁 2 内的血细胞 4 和造影剂 3 处于一个非规律的运动状态。

[0086] 参照图 6 所示,超声换能器 1 的超声波启动时,通过显微镜 5 观察,血管壁 2 内的血细胞 4 和造影剂 3 在超声辐射力的作用下,作用于造影剂微泡的超声频率越低时,越容易产生空化,因为在低频情况下,血液中受到的压缩和稀疏作用有更长的时间间隔,使得微泡在破裂强达到较大的尺寸,空化强度大大增加,继而产生强大的微射流,促使更多的微泡流向血管壁。低频超声产生辐射力作用于血管壁吸附微泡。

[0087] 在本发明的实施例中,超声成像装置采用模块化仪器构成,调幅信号发射系统产生的信号经功率放大器后驱动超声换能器,辐射血管仿体和活体血管,产生的回波信号被换能器接收,经宽带信号接收器放大后,接入数据采集系统,并存储到计算机内。

[0088] 本发明还提供一种超声成像装置的成像方法,该成像方法包含的步骤有:

[0089] a)、输入人工操作指令进入计算机控制与成像系统;

[0090] b)、计算机控制与成像系统根据人工输入的指令形成图纸文件,由软件算法识别图纸文件确定 3D 控制台的扫描路径;

[0091] c)、3D 控制台通过其上的夹具控制超声换能器的运动;

[0092] d)、通过超声换能器发射和接收作用于仿体上的超声波,用于反馈仿体的状态;

[0093] e)、超声换能器接收回波信号通过数据采集系统反馈到计算机控制和成像系统,通过计算机控制和成像系统用于显示仿体的内部血管壁的结构。

[0094] 一种超声成像装置的成像方法还包含的步骤有:

[0095] (a')、调幅信号发射系统通过虚拟仪器软件 Lab view 产生调幅超声激励信号  $\cos \Delta \omega t \cos \omega t$ 。

[0096] (b')、调幅超声激励信号通过功率放大器进行信号放大;

[0097] (c')、通过调幅超声激励信号作用于超声换能器上将会同时产生两个超声信号:

$\frac{1}{2} m_a \cos(\Delta \omega + \omega)t$  和  $\frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t$  如式 (1 和 (2)。

[0098] 即由调制波:  $v_0 = V_0 \cos \Delta \omega t$  和载波:  $v_1 = V_1 \cos \omega t$  (1)

[0099] 得到如下调幅波:

$$v_{AM}(t) = V_m(t) \cos \Delta \omega t = V_0 (1 + m_a \cos \omega t) \cos \Delta \omega t$$

[0100]  $= V_0 [\cos \Delta \omega t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega + \Delta \omega)t + \frac{1}{2} m_a \cos(\omega - \Delta \omega)t]$

[0101] (d')、调幅信号发射系统同时也把调幅超声激励信号的信号源反馈到数据采集系统。

[0102] (e')、数据采集系统把获取的数据作用于计算机控制与成像装置上,用于超声成像和显示作用。

[0103] 通过调幅超声发射系统,产生和频高频超声和差频低频超声,低频超声产生的辐射力使血管壁吸附更多的造影剂微泡,提高组织的成像信号强度,而高频分量用于实现高

分辨率的超声成像。所以,该超声装置能同时兼顾成像分辨率和成像深度,可为超声诊断提供更清晰的图像。

[0104] 以上所述实施例仅表达了本发明的实施方式,其描述较为详细,只要本领域的技术人员在查看到本发明的实施例后,不脱离本发明构思的前提下,所做的改变都属于本发明的保护范围。但本文所述的实施例不能理解为对本发明的保护范围限制。

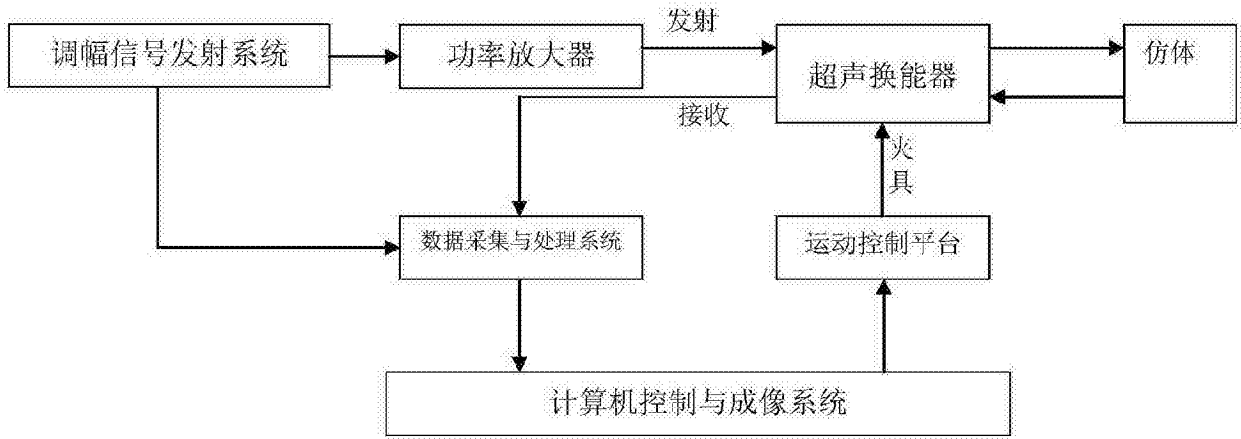


图 1

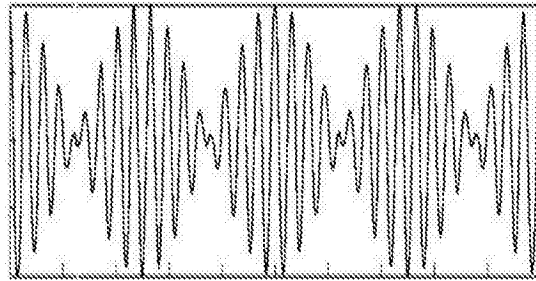


图 2

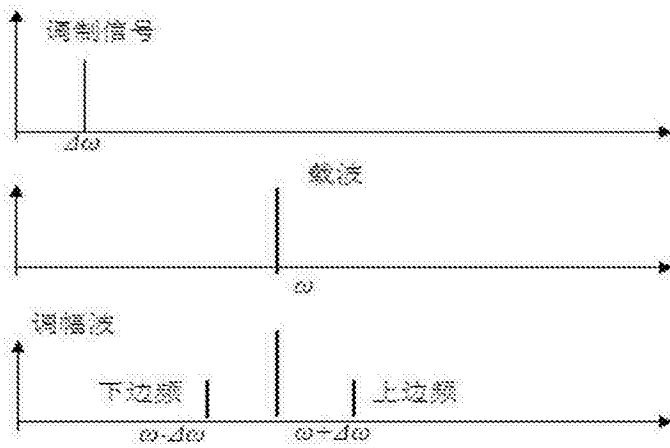


图 3

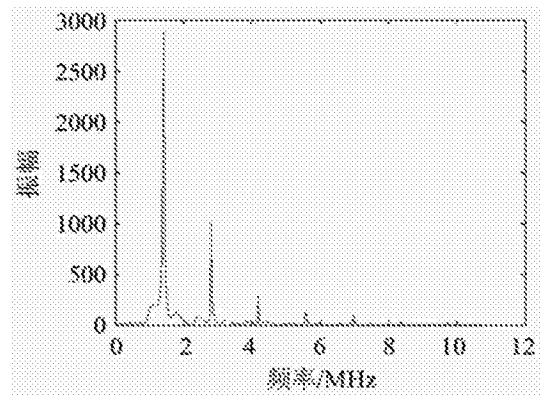


图 4

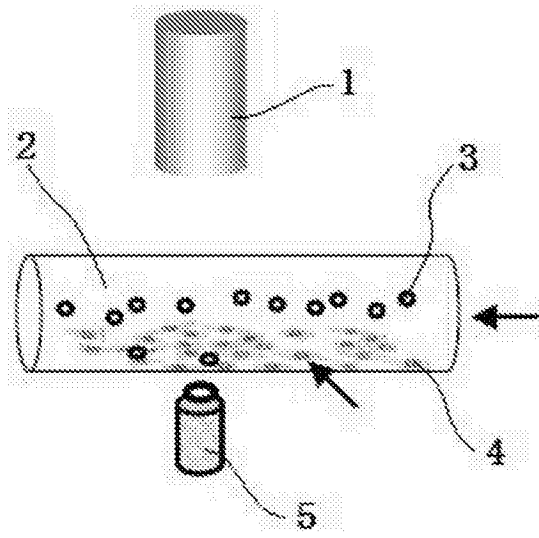


图 5

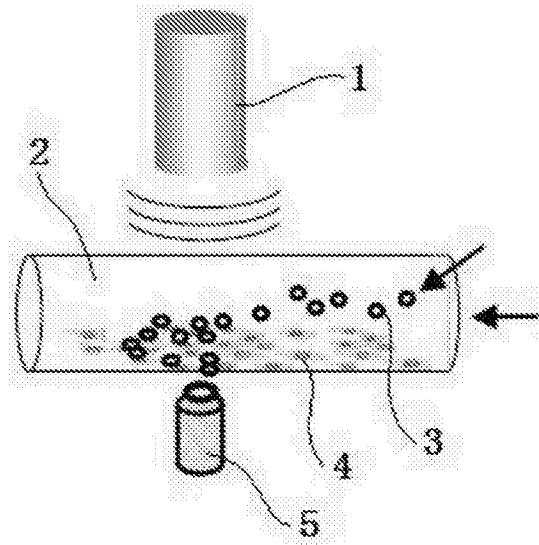


图 6

专利名称(译)	一种超声成像装置及其方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105395215A</a>	公开(公告)日	2016-03-16
申请号	CN201511020550.0	申请日	2015-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院声学研究所东海研究站		
申请(专利权)人(译)	中国科学院声学研究所东海研究站		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院声学研究所东海研究站		
[标]发明人	许小芳 周红生		
发明人	许小芳 周红生		
IPC分类号	A61B8/00 G06T7/00 G06T15/20		
CPC分类号	A61B8/52 A61B8/4483 A61B8/5207 G06T7/0012 G06T15/205 G06T2207/10124 G06T2207/10136 G06T2215/06		
代理人(译)	周涛		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及到一种超声成像装置及其方法，成像装置包括：用于控制成像扫描路径的运动控制平台，用于发射超声激励信号的调幅超声发射系统，用于接收和处理回波信号的数据采集与处理系统，用于对反馈的回波信号进行重建成像的计算机成像与显示系统，用于发送和接收作用于仿体上的超声波的超声换能器。本发明的有益效果是通过调幅超声发射系统作用于超声换能器发射的低频超声产生的辐射力使血管壁吸附更多的造影剂微泡，提高组织的成像信号强度，高频分量用于实现高分辨率的超声成像，达到同时兼顾成像分辨率和成像深度，为超声诊断提供更清晰的图像。

