



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103054552 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 10

(21) 申请号 201210568367. 4

(22) 申请日 2012. 12. 24

(73) 专利权人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 王丛知 杨培德 郑海荣 曾成志 杨戈 肖杨 李永川 明妍 钱明 邱维宝

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102423264 A, 2012. 04. 25, 全文.

JP H1176176 A, 1999. 03. 23, 全文.

CN 101784234 A, 2010. 07. 21, 全文.

CN 101657159 A, 2010. 02. 24, 全文.

CN 102813533 A, 2012. 12. 12, 全文.

CN 102283679 A, 2011. 12. 21, 全文.

US 2002038160 A1, 2002. 03. 28, 全文.

CN 101431943 A, 2009. 05. 13, 全文.

CN 202051729 U, 2011. 11. 30, 说明书第 19、20 段及附图 1-4.

温家华. 《基于超声辐射力的弹性成像关键技术研究》. 《中国优秀硕士学位论文全文数据库信息科技辑》. 2011, (第 7 期), I140-376.

谭伟等. 《基于剪切波的肝脏纤维化超声粘弹性检测系统》. 《中国医疗器械杂志》. 2010, 第 34 卷 (第 5 期), 第 330-334 页.

审查员 胡新芬

权利要求书4页 说明书12页 附图8页

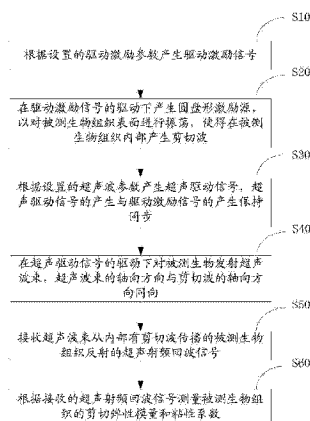
(54) 发明名称

生物组织粘弹性测量方法和系统

(57) 摘要

一种生物组织粘弹性测量方法,包括以下步骤:根据设置的驱动激励参数产生驱动激励信号;在驱动激励信号的驱动下产生圆盘形激励源,以对被测生物组织表面进行振荡,使得在被测生物组织内部产生剪切波;根据设置的超声波参数产生超声驱动信号,超声驱动信号的产生与驱动激励信号的产生保持同步;在超声驱动信号的驱动下对被测生物组织发射超声波束,超声波束的轴向方向与剪切波的轴向方向同向;接收超声波束从内部有剪切波传播的被测生物组织反射的超声射频回波信号;根据接收的超声射频回波信号测量被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数。此外,还提供一种生物组织粘弹性测量系统。上述方法和系统,测量过程操作简便,可提高测量结果的精确性。

CN 103054552 B



1. 一种生物组织粘弹性测量方法,包括以下步骤:

步骤 S10,根据设置的驱动激励参数产生驱动激励信号;

步骤 S20,在驱动激励信号的驱动下产生圆盘形激励源,以对被测生物组织表面进行振荡,使得在被测生物组织内部产生剪切波;

步骤 S30,根据设置的超声波参数产生超声驱动信号,超声驱动信号的产生与驱动激励信号的产生保持同步;

步骤 S40,在超声驱动信号的驱动下对被测生物组织发射超声波束,超声波束的轴向方向与剪切波的轴向方向同向;

步骤 S50,接收超声波束从内部有剪切波传播的被测生物组织反射的超声射频回波信号;

步骤 S60,根据接收的超声射频回波信号测量被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数;

步骤 S60 包括以下步骤:

步骤 S610,根据接收的超声射频回波信号测量所述剪切波在被测生物组织中的传播速度和衰减系数,测量得到的传播速度记为 V_m ,测量得到的衰减系数记为 a_m ;

步骤 S620,计算出所述剪切波的仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量的值和所述剪切波的真实传播速度,其中,仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量记为 a_d ,所述剪切波的真实传播速度记为 V_d ;

步骤 S630,根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值和 V_d 的值计算被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数,剪切弹性模量记为 μ ,粘性系数记为 η ;

步骤 S610 包括以下步骤:

步骤 S611,根据接收的超声射频回波信号获取被测生物组织中的质点在剪切波的推动下的偏移曲线;

步骤 S612,对偏移曲线作傅立叶变换得到对应的频域信号;

步骤 S613,从频域信号中得到对应于圆盘形激励源振荡频率的幅度和相位;

步骤 S614,根据以下公式计算剪切波在被测生物组织中的传播速度的值和衰减系数的值,传播速度记为 V_m ,衰减系数记为 a_m :

$$V_m = \omega / \left(\frac{d\varphi}{dz} \right)$$

$$a_m = \frac{dA}{dz}$$

其中, ω 为剪切波频率, φ 为频域信号的相位, z 为超声波束的轴向深度, A 为所述频域信号的幅度;

步骤 S620 包括以下步骤:

步骤 S621,根据所述剪切波仿真拟合出仿真剪切波;

步骤 S622,基于理想激励点源的格林函数建立仿真剪切波的仿真传播速度、仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 和所述剪切波的真实传播速度 V_d 之间的如下的关系表达式,其中,仿真剪切波的仿真传播速度记为 V_{sim} :

$$a_d = g(V_d)$$

$$V_{sim} = h(V_d) ;$$

步骤 S623, 采用基于二分法的自适应误差补偿算法, 将上述计算得到的 V_m 的值代入 V_{sim} , 拟合出使得关系表达式 $V_{sim} = h(V_d)$ 成立的 V_d 的值, 由拟合出的 V_d 的值和关系表达式 $a_d = g(V_d)$ 求出 a_d 的值;

步骤 S630 包括以下步骤:

步骤 S631, 根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值及以下公式求出所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量的值, 所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量记为 a_v :

$$a_v = a_m - a_d ;$$

步骤 S632, 根据上述获取的 V_d 的值以及上述计算得到的 a_v 的值及以下公式求出 μ 和 η 的值:

$$V_d = \sqrt{\frac{2\mu}{\rho(1 + \sqrt{1 + \frac{\mu^2}{w^2\eta^2}})}}$$

$$a_v = \sqrt{\frac{\rho w^2 (\sqrt{1 + \frac{\mu^2}{w^2\eta^2}} - 1)}{2\mu}}$$

其中, ρ 为被测生物组织密度, ω 为所述剪切波的频率。

2. 一种生物组织粘弹性测量系统, 其特征在于, 包括:

信号发生器, 用于根据设置的驱动激励参数产生驱动激励信号;

机械振荡器, 用于在驱动激励信号的驱动下产生圆盘形激励源, 以对被测生物组织表面进行振荡, 使得在被测生物组织内部产生剪切波;

脉冲收发器, 用于根据设置的超声波参数产生超声驱动信号, 超声驱动信号的产生与驱动激励信号的产生保持同步;

超声换能器, 用于在超声驱动信号的驱动下对被测生物组织发射超声波束, 超声波束的轴向方向与剪切波的轴向方向同向;

超声换能器还用于接收超声波束从内部有剪切波传播的被测生物组织反射的超声射频回波信号;

信号处理器, 用于根据接收的超声射频回波信号测量被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数;

所述信号处理器包括:

传播速度和衰减系数测量模块, 用于根据接收的超声射频回波信号测量所述剪切波在被测生物组织中的传播速度和衰减系数, 测量得到的传播速度记为 V_m , 测量得到的衰减系数记为 a_m ;

真实传播速度和衍射衰减分量计算模块, 用于计算出所述剪切波的仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量的值和所述剪切波的真实传播速度, 其中, 仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量记为 a_d , 所述剪切波的真实传播速度记为 V_d ;

剪切弹性模量和粘性系数获取模块,用于根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值和 V_d 的值计算被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数,剪切弹性模量记为 μ ,粘性系数记为 η ;

传播速度和衰减系数测量模块包括:

偏移曲线获取单元,用于根据接收的超声射频回波信号获取被测生物组织中的质点在剪切波的推动下的偏移曲线;

频域信号获取单元,用于对偏移曲线作傅立叶变换得到对应的频域信号;

幅度和相位获取单元,用于从频域信号中得到对应于圆盘形激励源振荡频率的幅度和相位;

传播速度和衰减系数计算单元,用于根据以下公式计算剪切波在被测生物组织中的传播速度的值和衰减系数的值,传播速度记为 V_m ,衰减系数记为 a_m :

$$V_m = \omega / \left(\frac{d\varphi}{dz} \right)$$

$$a_m = \frac{dA}{dz}$$

其中, ω 为剪切波频率, φ 为频域信号的相位, z 为超声波束的轴向深度, A 为所述频域信号的幅度;

所述真实传播速度和衍射衰减分量计算模块包括:

仿真剪切波拟合单元,用于根据所述剪切波仿真拟合出仿真剪切波;

关系表述式建立单元,用于基于理想激励点源的格林函数建立仿真剪切波的仿真传播速度、仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 和所述剪切波的真实传播速度 V_d 之间的如下的关系表达式,其中,仿真剪切波的仿真传播速度记为 V_{sim} :

$$a_d = g(V_d)$$

$$V_{sim} = h(V_d);$$

真实传播速度和衍射衰减分量计算单元,用于采用基于二分法的自适应误差补偿算法,将上述计算得到的 V_m 的值代入 V_{sim} ,拟合出使得关系表达式 $V_{sim} = h(V_d)$ 成立的 V_d 的值,由拟合出的 V_d 的值和关系表达式 $a_d = g(V_d)$ 求出 a_d 的值;

所述剪切弹性模量和粘性系数获取模块包括:

粘性衰减分量计算单元,用于根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值及以下公式求出所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量的值,所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量记为 a_v :

$$a_v = a_m - a_d;$$

剪切弹性模量和粘性系数计算单元,用于根据上述获取的 V_d 的值以及上述计算得到的 a_v 的值及以下公式求出 μ 和 η 的值:

$$V_d = \sqrt{\frac{2\mu}{\rho \left(1 + \sqrt{1 + \frac{\mu^2}{w^2 \eta^2}} \right)}},$$

$$\alpha_v = \sqrt{\frac{\rho \omega^2 \left(\sqrt{1 + \frac{\mu^2}{\omega^2 \eta^2}} - 1 \right)}{2\mu}}$$

其中， ρ 为被测生物组织密度， ω 为所述剪切波的频率。

生物组织粘弹性测量方法和系统

【技术领域】

[0001] 本发明涉及生物组织技术领域,特别涉及一种生物组织粘弹性测量方法和系统。

【背景技术】

[0002] 肝硬化和肝癌是非常严重的肝脏疾病,而肝纤维化是它们发展的早期阶段。肝纤维化 (hepatic fibrosis) 是指肝脏内过量的胶原沉积,是细胞外基质合成过多或降减不足的直接后果。肝纤维化是许多肝脏疾病尤其是各种慢性肝病的常见和共同的病理转归,其形成与发展是一个动态的病理过程,这种动态演变过程是慢性肝病的共同特征。各种病因引起的慢性肝病绝大多数都伴随有肝纤维化,其中 25% ~ 40% 的肝纤维化最终发展为肝硬化以至肝癌。近年来的研究已经表明肝纤维化在一定情况下是可逆转的,但如若病因持续存在,肝纤维化最终必然发展为不可逆转的肝硬化。因此,肝纤维化的早期诊断以及对肝纤维化程度的量化评估,对于及时治疗并逆转肝纤维化的发展,以及预防肝硬化与肝癌都具有十分重要的意义。

[0003] 肝组织的弹性和粘性是反映肝纤维化的重要方面,而肝组织的弹性模量和粘性系数分别是肝组织的弹性和粘性的重要指标。

【发明内容】

[0004] 基于此,有必要提供一种操作简便且测量结果精准的生物组织粘弹性测量方法。

[0005] 一种生物组织粘弹性测量方法,包括以下步骤:

[0006] 步骤 S10,根据设置的驱动激励参数产生驱动激励信号;

[0007] 步骤 S20,在驱动激励信号的驱动下产生圆盘形激励源,以对被测生物组织表面进行振荡,使得在被测生物组织内部产生剪切波;

[0008] 步骤 S30,根据设置的超声波参数产生超声驱动信号,超声驱动信号的产生与驱动激励信号的产生保持同步;

[0009] 步骤 S40,在超声驱动信号的驱动下对被测生物组织发射超声波束,超声波束的轴向方向与剪切波的轴向方向同向;

[0010] 步骤 S50,接收超声波束从内部有剪切波传播的被测生物组织反射的超声射频回波信号;

[0011] 步骤 S60,根据接收的超声射频回波信号测量被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数。

[0012] 在其中一个实施例中,步骤 S60 包括以下步骤:

[0013] 步骤 S610,根据接收的超声射频回波信号测量所述剪切波在被测生物组织中的传播速度和衰减系数,测量得到的传播速度记为 V_m ,测量得到的衰减系数记为 a_m ;

[0014] 步骤 S620,计算出所述剪切波的仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量的值和所述剪切波的真实传播速度,其中,仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量记为 a_d ,所述剪切波的真实传播速度记为 V_d ;

[0015] 步骤 S630, 根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值和 V_d 的值计算被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数, 剪切弹性模量记为 μ , 粘性系数记为 η 。

[0016] 在其中一个实施例中, 步骤 S610 的包括以下步骤:

[0017] 步骤 S611, 根据接收的超声射频回波信号获取被测生物组织中的质点在剪切波的推动下的偏移曲线;

[0018] 步骤 S612, 对偏移曲线作傅立叶变换得到对应的频域信号;

[0019] 步骤 S613, 从频域信号中得到对应于圆盘形激励源振荡频率的幅度和相位;

[0020] 步骤 S614, 根据以下公式计算剪切波在被测生物组织中的传播速度的值和衰减系数的值, 传播速度记为 V_m , 衰减系数记为 a_m :

[0021]

$$V_m = \omega / \left(\frac{d\varphi}{dz} \right)$$

$$[0022] \quad a_m = \frac{dA}{dz}$$

[0023] 其中, ω 为剪切波频率, φ 为频域信号的相位, z 为超声波束的轴向深度, A 为所述频域信号的幅度。

[0024] 在其中一个实施例中, 步骤 S620 包括以下步骤:

[0025] 步骤 S621, 根据所述剪切波仿真拟合出仿真剪切波;

[0026] 步骤 S622, 基于理想激励点源的格林函数建立仿真剪切波的仿真传播速度、仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 和所述剪切波的真实传播速度 V_d 之间的如下的关系表达式, 其中, 仿真剪切波的仿真传播速度记为 V_{sim} :

$$[0027] \quad a_d = g(V_d)$$

$$[0028] \quad V_{sim} = h(V_d);$$

[0029] 步骤 S623, 采用基于二分法的自适应误差补偿算法, 将上述计算得到的 V_m 的值代入 V_{sim} , 拟合出使得关系表达式 $V_{sim} = h(V_d)$ 成立的 V_d 的值, 由拟合出的 V_d 的值和关系表达式 $a_d = g(V_d)$ 求出 a_d 的值。

[0030] 在其中一个实施例中, 步骤 S630 包括以下步骤:

[0031] 步骤 S631, 根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值及以下公式求出所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量的值, 所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量记为 a_v :

$$[0032] \quad a_v = a_m - a_d;$$

[0033] 步骤 S632, 根据上述获取的 V_d 的值以及上述计算得到的 a_v 的值及以下公式求出 μ 和 η 的值:

$$[0034] \quad V_d = \sqrt{\frac{2\mu}{\rho \left(1 + \sqrt{1 + \frac{\mu^2}{w^2 \eta^2}} \right)}}$$

$$[0035] \quad \alpha_v = \sqrt{\frac{\rho w^2 \left(\sqrt{1 + \frac{\mu^2}{w^2 \eta^2}} - 1 \right)}{2\mu}}$$

[0036] 其中, ρ 为被测生物组织密度, ω 为所述剪切波的频率。

- [0037] 此外,还有必要提供一种操作简便且测量结果精准的生物组织粘弹性测量方法。
- [0038] 一种生物组织粘弹性测量系统,包括:
- [0039] 信号发生器,用于根据设置的驱动激励参数产生驱动激励信号;
- [0040] 机械振荡器,用于在驱动激励信号的驱动下产生圆盘形激励源,以对被测生物组织表面进行振荡,使得在被测生物组织内部产生剪切波;
- [0041] 脉冲收发器,用于根据设置的超声波参数产生超声驱动信号,超声驱动信号的产生与驱动激励信号的产生保持同步;
- [0042] 超声换能器,用于在超声驱动信号的驱动下对被测生物组织发射超声波束,超声波束的轴向方向与剪切波的轴向方向同向;
- [0043] 超声换能器还用于接收超声波束从内部有剪切波传播的被测生物组织反射的超声射频回波信号;
- [0044] 信号处理器,用于根据接收的超声射频回波信号测量被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数。
- [0045] 在其中一个实施例中,所述信号处理器包括:
- [0046] 传播速度和衰减系数测量模块,用于根据接收的超声射频回波信号测量所述剪切波在被测生物组织中的传播速度和衰减系数,测量得到的传播速度记为 V_m ,测量得到的衰减系数记为 a_m ;
- [0047] 真实传播速度和衍射衰减分量计算模块,用于计算出所述剪切波的仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量的值和所述剪切波的真实传播速度,其中,仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量记为 a_d ,所述剪切波的真实传播速度记为 V_d ;
- [0048] 剪切弹性模量和粘性系数获取模块,用于根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值和 V_d 的值计算被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数,剪切弹性模量记为 μ ,粘性系数记为 η 。
- [0049] 在其中一个实施例中,传播速度和衰减系数测量模块包括:
- [0050] 偏移曲线获取单元,用于根据接收的超声射频回波信号获取被测生物组织中的质点在剪切波的推动下的偏移曲线;
- [0051] 频域信号获取单元,用于对偏移曲线作傅立叶变换得到对应的频域信号;
- [0052] 幅度和相位获取单元,用于从频域信号中得到对应于圆盘形激励源振荡频率的幅度和相位;
- [0053] 传播速度和衰减系数计算单元,用于根据以下公式计算剪切波在被测生物组织中的传播速度的值和衰减系数的值,传播速度记为 V_m ,衰减系数记为 a_m :

[0054]

$$V_m = \omega / \left(\frac{d\varphi}{dz} \right)$$

[0055]
$$a_m = \frac{dA}{dz}$$

[0056] 其中, ω 为剪切波频率, φ 为频域信号的相位, z 为超声波束的轴向深度, A 为所述频域信号的幅度。

[0057] 在其中一个实施例中,所述真实传播速度和衍射衰减分量计算模块包括:

[0058] 仿真剪切波拟合单元,用于根据所述剪切波仿真拟合出仿真剪切波;

[0059] 关系表述式建立单元,用于基于理想激励点源的格林函数建立仿真剪切波的仿真传播速度、仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 和所述剪切波的真实传播速度 V_d 之间的如下的关系表达式,其中,仿真剪切波的仿真传播速度记为 V_{sim} :

$$[0060] \quad a_d = g(V_d)$$

$$[0061] \quad V_{sim} = h(V_d) ;$$

[0062] 真实传播速度和衍射衰减分量计算单元,用于采用基于二分法的自适应误差补偿算法,将上述计算得到的 V_m 的值代入 V_{sim} ,拟合出使得关系表达式 $V_{sim} = h(V_d)$ 成立的 V_d 的值,由拟合出的 V_d 的值和关系表达式 $a_d = g(V_d)$ 求出 a_d 的值。

[0063] 在其中一个实施例中,所述剪切弹性模量和粘性系数获取模块包括 :

[0064] 粘性衰减分量计算单元,用于根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值及以下公式求出所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量的值,所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量记为 a_v :

$$[0065] \quad a_v = a_m - a_d ;$$

[0066] 剪切弹性模量和粘性系数计算单元,用于根据上述获取的 V_d 的值以及上述计算得到的 a_v 的值及以下公式求出 μ 和 η 的值 :

$$[0067] \quad V_d = \sqrt{\frac{2\mu}{\rho(1 + \sqrt{1 + \frac{\mu^2}{\omega^2 \eta^2}})}} ;$$

$$[0068] \quad a_v = \sqrt{\frac{\rho \omega^2 (\sqrt{1 + \frac{\mu^2}{\omega^2 \eta^2}} - 1)}{2\mu}} ;$$

[0069] 其中, ρ 为被测生物组织密度, ω 为所述剪切波的频率。

[0070] 上述生物组织粘弹性测量方法和系统,可减少测量设备的复杂性、缩短测量时间,并可在单一振荡频率下即可测量得到生物组织的剪切弹性模量和粘性系数,从而降低因改变频率多次测量引入的误差,因此,上述方法和系统,测量过程操作简便,可提高测量结果的精确性。

【附图说明】

[0071] 图 1 为一个实施例中的生物组织粘弹性测量方法的流程示意图 ;

[0072] 图 2 为一个实施例中图 1 的步骤 S60 的流程示意图 ;

[0073] 图 3 为一个实施例中图 2 的步骤 S610 的流程示意图 ;

[0074] 图 4 为一个实施例中图 2 的步骤 S620 的流程示意图 ;

[0075] 图 5 为一个实施例中图 2 的步骤 S630 的流程示意图 ;

[0076] 图 6 为一个实施例中的生物组织粘弹性测量系统的结构示意图 ;

[0077] 图 7 为一个实施例中信号处理器的结构示意图 ;

[0078] 图 8 为一个实施例中传播速度和衰减系数测量模块的结构示意图 ;

[0079] 图 9 为一个实施例中真实传播速度和衍射衰减分量计算模块的结构示意图 ;

[0080] 图 10 为一个实施例中剪切弹性模量和粘性系数获取模块的结构示意图 ;

[0081] 图 11 为一个实施例中生物组织粘弹性测量系统测量被测生物组织的粘弹性的示意图。

【具体实施方式】

[0082] 如图 1 所示,在一个实施例中,一种生物组织粘弹性测量方法,包括以下步骤:

[0083] 步骤 S10,根据设置的驱动激励参数产生驱动激励信号。

[0084] 具体的,驱动激励参数包括驱动激励信号的波形、占空比、幅度和频率等。优选的设置的驱动激励信号的频率为 50Hz。

[0085] 步骤 S20,在驱动激励信号的驱动下产生圆盘形激励源,以对被测生物组织表面进行振荡,使得在被测生物组织内部产生剪切波。

[0086] 步骤 S30,根据设置的超声波参数产生超声驱动信号,超声驱动信号的产生与驱动激励信号的产生保持同步。

[0087] 具体的,超声波参数包括超声波收发频率、发射功率、脉冲相位、衰减系数、放大增益和滤波器上下阈值等。

[0088] 步骤 S40,在超声驱动信号的驱动下对被测生物组织发射超声波束,超声波束的轴向方向与剪切波的轴向方向同向。

[0089] 步骤 S50,接收超声波束从内部有剪切波传播的被测生物组织反射的超声射频回波信号。

[0090] 被测生物组织内部有剪切波传播时,组织内的质点会因振动而发生偏移,超声射频回波信号可以反映这种偏移。

[0091] 步骤 S60,根据接收的超声射频回波信号测量被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数。

[0092] 如图 2 所示,步骤 S60 的具体过程包括以下步骤 S610、步骤 S620、步骤 S630。

[0093] 步骤 S610,根据接收的超声射频回波信号测量所述剪切波在被测生物组织中的传播速度和衰减系数,测量得到的传播速度记为 V_m ,测量得到的衰减系数记为 a_m 。

[0094] 如图 3 所示,步骤 S610 的具体过程包括以下步骤 S611 ~ S614。

[0095] 步骤 S611,根据接收的超声射频回波信号获取被测生物组织中的质点在剪切波的推动下的偏移曲线。步骤 S611 的具体过程如下:

[0096] (1) 对从被测生物组织反射的超声射频回波信号进行采样,得到连续超声射频回波信号帧。

[0097] (2) 根据连续超声射频回波信号帧中相邻两超声射频回波信号帧,获取使得以下公式中的互相关数值取得最大值时的偏移距离,得到相邻两超声射频回波信号帧之间对应的偏移值:

$$[0098] \quad R_{nc}(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t)s_d(t+\tau))dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t))^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau))^2 dt}}$$

[0099] 其中, s_r 和 s_d 为相邻两超声射频回波信号帧中的信号值, t 为在相邻两信号帧中的前一帧中的数据点的位置, τ 为在相邻两信号帧中的后一帧中的数据点相对前一帧从 t 位置偏移的偏移距离, R_{nc} 为互相关数值。

[0100] (3) 将连续超声射频回波信号帧中各相邻两超声射频信号帧之间对应的偏移值依次叠加, 得到连续超声射频回波信号帧相对于连续超声射频回波信号帧中的第一帧的偏移曲线。

[0101] 步骤 S612, 对偏移曲线作傅立叶变换得到对应的频域信号;

[0102] 步骤 S613, 从频域信号中得到对应于圆盘形激励源振荡频率的幅度和相位;

[0103] 步骤 S614, 根据以下公式计算剪切波在被测生物组织中的传播速度的值和衰减系数的值, 传播速度记为 V_m , 衰减系数记为 a_m :

[0104]

$$V_m = \omega / \left(\frac{d\varphi}{dz} \right)$$

$$[0105] \quad a_m = \frac{dA}{dz}$$

[0106] 其中, ω 为剪切波频率, φ 为频域信号的相位, z 为超声波束的轴向深度, A 为所述频域信号的幅度。

[0107] 步骤 S620, 计算出所述剪切波的仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量的值和所述剪切波的真实传播速度, 其中, 仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量记为 a_d , 所述剪切波的真实传播速度记为 V_d 。

[0108] 如图 4 所示, 步骤 S620 的具体过程包括以下步骤 S621 ~ S623。

[0109] 步骤 S621, 根据所述剪切波仿真拟合出仿真剪切波。

[0110] 步骤 S622, 基于理想激励点源的格林函数建立仿真剪切波的仿真传播速度、仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 和所述剪切波的真实传播速度 V_d 之间的如下的关系表达式, 其中, 仿真剪切波的仿真传播速度记为 V_{sim} :

$$[0111] \quad a_d = g(V_d)$$

$$[0112] \quad V_{sim} = h(V_d);$$

[0113] 步骤 S622 的详细过程如下:

[0114] (1) 叠加所述圆盘形激励源中的点 x_i 在 t 时刻的理想点源激励函数 $f_i(x-x_i, t)$, 其中, $i = 1, \dots, N, N \rightarrow \infty$, 得到所述圆盘形激励源在 t 时刻的激励函数:

$$[0115] \quad f(x, t) = \sum_{i=1}^N f_i(x-x_i, t), \quad N \rightarrow \infty;$$

[0116] (2) 根据所述圆盘形激励源的激励函数获得圆盘形激励源在 t 时刻的轴向系统函数:

$$[0117] \quad H_z(z, t) = \begin{cases} \frac{1}{2V_c} & \text{if } \frac{z}{V_c} < t < \frac{\sqrt{R^2 + z^2}}{V_c} \\ \frac{R^2 t}{2^{3/2} \sqrt{R^2 + z^2}} & \text{if } \frac{\sqrt{R^2 + z^2}}{V_c} < t < \frac{\sqrt{R^2 + z^2}}{V_d} \\ 0 & \text{others} \end{cases}$$

[0118] 其中, V_c 为所述超声波束的速度, V_d 为所述剪切波的真实传播速度, R 为所述圆盘形激励源半径, z 为所述超声波束的轴向深度;

[0119] (3) 根据所述圆盘形激励源的轴向系统函数获取所述剪切波在圆盘形激励源的轴向的传播函数；

[0120] (4) 根据所述剪切波在圆盘形激励源的轴向的传播函数计算仿真剪切波的仿真传播速度 V_{sim} 、仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 和所述剪切波的真实传播速度 V_d 之间的如下的关系表达式：

[0121] 当 $z \approx R \rightarrow 0$ 时，

$$[0122] \quad \alpha_d = \frac{dA}{dz} = -\frac{R^2}{4V_d^{3/2}\sqrt{R^2+z^2}}$$

[0123]

$$V_{sim} = w / \left(\frac{d\phi}{dz} \right) = \frac{3\sqrt{R^2+z^2}}{2z} V_d$$

[0124] 当 $z \gg R \rightarrow \infty$ 时，

$$[0125] \quad \alpha_d = \frac{dA}{dz} = -\frac{R^2}{wV_d z^3},$$

$$[0126] \quad V_{sim} = V_d$$

[0127] 其中， R 为圆盘形激励源的半径， z 为圆盘形激励源的轴向深度， ω 为所述剪切波的频率， A 为所述剪切波的幅度。

[0128] 步骤 S623，采用基于二分法的自适应误差补偿算法，将上述计算得到的 V_m 的值代入 V_{sim} ，拟合出使得关系表达式 $V_{sim} = h(V_d)$ 成立的 V_d 的值，由拟合出的 V_d 的值和关系表达式 $a_d = g(V_d)$ 求出 a_d 的值。

[0129] 步骤 S630，根据上述获取的 a_m 、 a_d 的值和 V_d 的值计算被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数，剪切弹性模量记为 μ ，粘性系数记为 η 。

[0130] 如图 5 所示，步骤 S630 包括以下步骤 S631 ~ S632。

[0131] 步骤 S631，根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值及以下公式求出所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量的值，所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量记为 a_v ：

$$[0132] \quad a_v = a_m - a_d。$$

[0133] 上述剪切波的衰减系数 a_m 是剪切波的由衍射产生的衰减分量与由组织粘性产生的衰减分量 a_v 的和，而在根据剪切波仿真拟合出仿真剪切波的过程中，忽略了由组织粘性产生的衰减分量 a_v ，剪切波的由衍射产生的衰减分量与仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 是相同的，因此，剪切波的由组织粘性产生的衰减分量 a_v 就等于剪切波的衰减系数 a_m 减去仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 。

[0134] 步骤 S632，根据上述获取的 V_d 的值以及上述计算得到的 a_v 的值以及以下公式求出 μ 和 η 的值：

$$[0135] \quad V_d = \sqrt{\frac{2\mu}{\rho(1 + \sqrt{1 + \frac{\mu^2}{w^2\eta^2}})}}$$

$$[0136] \quad \alpha_v = \sqrt{\frac{\rho \omega^2 \left(\sqrt{1 + \frac{\mu^2}{\omega^2 \eta^2}} - 1 \right)}{2\mu}}$$

[0137] 其中， ρ 为被测生物组织密度， ω 为所述剪切波的频率。

[0138] 如图 6 所示，在一个实施例中，一种生物组织粘弹性测量系统，包括信号发生器 10、机械振荡器 20、脉冲收发器 30、超声换能器 40 和信号处理器 60，其中：

[0139] 信号发生器 10 用于根据设置的驱动激励参数产生驱动激励信号。

[0140] 具体的，驱动激励参数包括驱动激励信号的波形、占空比、幅度和频率等。优选的设置驱动激励信号的频率为 50Hz。

[0141] 机械振荡器 20 用于在驱动激励信号的驱动下产生圆盘形激励源，以对被测生物组织表面进行振荡，使得在被测生物组织内部产生剪切波。

[0142] 脉冲收发器 30 用于根据设置的超声波参数产生超声驱动信号，超声驱动信号的产生与驱动激励信号的产生保持同步。

[0143] 具体的，超声波参数包括超声波收发频率、发射功率、脉冲相位、衰减系数、放大增益和滤波器上下阈值等。

[0144] 超声换能器 40 用于在超声驱动信号的驱动下对被测生物组织发射超声波束，超声波束的轴向方向与剪切波的轴向方向同向。

[0145] 超声换能器 40 还用于接收超声波束从内部有剪切波传播的被测生物组织反射的超声射频回波信号。

[0146] 被测生物组织内部有剪切波传播时，组织内的质点会因振动而发生偏移，超声射频回波信号可以反映这种偏移。

[0147] 信号处理器 60 用于根据接收的超声射频回波信号测量被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数。

[0148] 如图 7 所示，信号处理器 60 包括传播速度和衰减系数测量模块 610、真实传播速度和衍射衰减分量计算模块 620 和剪切弹性模量和粘性系数获取模块 630，其中：

[0149] 传播速度和衰减系数测量模块 610 用于根据接收的超声射频回波信号测量所述剪切波在被测生物组织中的传播速度和衰减系数，测量得到的传播速度记为 V_m ，测量得到的衰减系数记为 a_m 。

[0150] 如图 8 所示，传播速度和衰减系数测量模块 610 包括偏移曲线获取单元 611、频域信号获取单元 612、幅度和相位获取单元 613 和传播速度和衰减系数计算单元 614，其中：

[0151] 偏移曲线获取单元 611 用于根据接收的超声射频回波信号获取被测生物组织中的质点在剪切波的推动下的偏移曲线。偏移曲线获取单元 611 执行以下步骤：

[0152] (1) 对从被测生物组织反射的超声射频回波信号进行采样，得到连续超声射频回波信号帧。

[0153] (2) 根据连续超声射频回波信号帧中相邻两超声射频回波信号帧，获取使得以下公式中的互相关数值取得最大值时的偏移距离，得到相邻两超声射频回波信号帧之间对应的偏移值：

$$[0154] \quad R_{nc}(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t)s_d(t+\tau))dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t))^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau))^2 dt}}$$

[0155] 其中, s_r 和 s_d 为相邻两超声射频回波信号帧中的信号值, t 为在相邻两信号帧中的前一帧中的数据点的位置, τ 为在相邻两信号帧中的后一帧中的数据点相对前一帧从 t 位置偏移的偏移距离, R_{nc} 为互相关数值。

[0156] (3) 将连续超声射频回波信号帧中各相邻两超声射频信号帧之间对应的偏移值依次叠加, 得到连续超声射频回波信号帧相对于连续超声射频回波信号帧中的第一帧的偏移曲线。

[0157] 频域信号获取单元 612 用于对偏移曲线作傅立叶变换得到对应的频域信号;

[0158] 幅度和相位获取单元 613 用于从频域信号中得到对应于圆盘形激励源振荡频率的幅度和相位;

[0159] 传播速度和衰减系数计算单元 614 用于根据以下公式计算剪切波在被测生物组织中的传播速度的值和衰减系数的值, 传播速度记为 V_m , 衰减系数记为 a_m :

[0160]

$$V_m = \omega / \left(\frac{d\varphi}{dz} \right)$$

$$[0161] \quad a_m = \frac{dA}{dz}$$

[0162] 其中, ω 为剪切波频率, φ 为频域信号的相位, z 为超声波束的轴向深度, A 为所述频域信号的幅度。

[0163] 真实传播速度和衍射衰减分量计算模块 620 用于计算出所述剪切波的仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量的值和所述剪切波的真实传播速度, 其中, 仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量记为 a_d , 所述剪切波的真实传播速度记为 V_d 。

[0164] 如图 9 所示, 真实传播速度和衍射衰减分量计算模块 620 包括仿真剪切波拟合单元 621、关系表述式建立单元 622 和真实传播速度和衍射衰减分量计算单元 623, 其中:

[0165] 仿真剪切波拟合单元 621 用于根据所述剪切波仿真拟合出仿真剪切波。

[0166] 关系表述式建立单元 622 用于基于理想激励点源的格林函数建立仿真剪切波的仿真传播速度、仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 和所述剪切波的真实传播速度 V_d 之间的如下的关系表达式, 其中, 仿真剪切波的仿真传播速度记为 V_{sim} :

$$[0167] \quad a_d = g(V_d)$$

$$[0168] \quad V_{sim} = h(V_d);$$

[0169] 具体的, 关系表述式建立单元 622 执行以下步骤:

[0170] (1) 叠加所述圆盘形激励源中的点 x_i 在 t 时刻的理想点源激励函数 $f_i(x-x_i, t)$, 其中, $i = 1, \dots, N, N \rightarrow \infty$, 得到所述圆盘形激励源在 t 时刻的激励函数:

$$[0171] \quad f(x, t) = \sum_{i=1}^N f_i(x-x_i, t), \quad N \rightarrow \infty;$$

[0172] (2) 根据所述圆盘形激励源的激励函数获得圆盘形激励源在 t 时刻的轴向系统函数:

$$[0173] \quad H_z(z,t) = \begin{cases} \frac{1}{2V_c} & \text{if } \frac{z}{V_c} < t < \frac{\sqrt{R^2+z^2}}{V_c} \\ \frac{R^2 t}{2^{3/2} \sqrt{R^2+z^2}} & \text{if } \frac{\sqrt{R^2+z^2}}{V_c} < t < \frac{\sqrt{R^2+z^2}}{V_d} \\ 0 & \text{others} \end{cases}$$

[0174] 其中, V_c 为所述超声波束的速度, V_d 为所述剪切波的真实传播速度, R 为所述圆盘形激励源半径, z 为所述超声波束的轴向深度;

[0175] (3) 根据所述圆盘形激励源的轴向系统函数获取所述剪切波在圆盘形激励源的轴向的传播函数;

[0176] (4) 根据所述剪切波在圆盘形激励源的轴向的传播函数计算仿真剪切波的仿真传播速度 V_{sim} 、仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 和所述剪切波的真实传播速度 V_d 之间的如下的关系表达式:

[0177] 当 $z \approx R \rightarrow 0$ 时,

$$[0178] \quad \alpha_d = \frac{dA}{dz} = -\frac{R^2}{4V_d^{3/2} \sqrt{R^2+z^2}}$$

[0179]

$$V_{sim} = w / \left(\frac{d\phi}{dz} \right) = \frac{3\sqrt{R^2+z^2}}{2z} V_d$$

[0180] 当 $z \gg R \rightarrow \infty$ 时,

$$[0181] \quad \alpha_d = \frac{dA}{dz} = -\frac{R^2}{wV_d z^3},$$

$$[0182] \quad V_{sim} = V_d$$

[0183] 其中, R 为圆盘形激励源的半径, z 为圆盘形激励源的轴向深度, ω 为所述剪切波的频率, A 为所述剪切波的幅度。

[0184] 真实传播速度和衍射衰减分量计算单元 623 用于采用基于二分法的自适应误差补偿算法, 将上述计算得到的 V_m 的值代入 V_{sim} , 拟合出使得关系表达式 $V_{sim} = h(V_d)$ 成立的 V_d 的值, 由拟合出的 V_d 的值和关系表达式 $a_d = g(V_d)$ 求出 a_d 的值。

[0185] 剪切弹性模量和粘性系数获取模块 630 用于根据上述获取的 a_m 、 a_d 的值和 V_d 的值计算被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数, 剪切弹性模量记为 μ , 粘性系数记为 η 。

[0186] 如图 10 所示, 剪切弹性模量和粘性系数获取模块 630 包括粘性衰减分量计算单元 631 和剪切弹性模量和粘性系数计算单元 632, 其中:

[0187] 粘性衰减分量计算单元 631 用于根据上述获取的 a_m 的值、 a_d 的值及以下公式求出所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量的值, 所述剪切波的由组织粘性产生的衰减分量记为 a_v :

$$[0188] \quad a_v = a_m - a_d。$$

[0189] 上述剪切波的衰减系数 a_m 是剪切波的由衍射产生的衰减分量与由组织粘性产生的衰减分量 a_v 的和, 而在根据剪切波仿真拟合出仿真剪切波的过程中, 忽略了由组织粘性

产生的衰减分量 a_v , 剪切波的由衍射产生的衰减分量与仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 是相同的, 因此, 剪切波的由组织粘性产生的衰减分量 a_v 就等于剪切波的衰减系数 a_m 减去仿真剪切波的由衍射产生的衰减分量 a_d 。

[0190] 剪切弹性模量和粘性系数计算单元 632 用于根据上述获取的 V_d 的值以及上述计算得到的 a_v 的值以及以下公式求出 μ 和 η 的值:

$$[0191] \quad V_d = \sqrt{\frac{2\mu}{\rho(1 + \sqrt{1 + \frac{\mu^2}{\omega^2 \eta^2}})}}$$

$$[0192] \quad \alpha_v = \sqrt{\frac{\rho \omega^2 (\sqrt{1 + \frac{\mu^2}{\omega^2 \eta^2}} - 1)}{2\mu}}$$

[0193] 其中, ρ 为被测生物组织密度, ω 为所述剪切波的频率。

[0194] 在一个实施例中, 上述生物组织粘弹性测量系统还包括主控模块, 用于接收用户设置的驱动激励参数和超声波参数, 将驱动激励参数下发给信号发生器 10, 将超声波参数下发给脉冲收发器 30。信号处理器 60 将测量得到的被测生物组织的剪切弹性模量和粘性系数发送给主控单元。主控单元还用于显示测量结果。

[0195] 图 11 为上述生物组织粘弹性测量系统测量被测生物组织的粘弹性的示意图。其中, 70 为主控模块, 80 为被测生物组织。主控模块 70 可以为计算机、工控机或单片机等设备。主控模块 70 与信号发生器 10 和脉冲收发器 30 的连接可以通过串口、并口、USB 口等接口实现, 或通过 1394 火线、光纤等连接。信号发生器 10 与机械振荡器 20 相匹配。机械振荡器 20 可以采用气动式, 液压式或者电磁式等模式。为了获得良好的振动效果及提高安全性, 机械振荡器 20 的振动部分连接一个圆形的振动头, 用来接触被测生物组织 80 表面, 传递振动到组织内部, 形成剪切波。机械振荡器 20 以单一频率振动。优选的, 单一频率为 50Hz 振动频率。脉冲收发器 30 可以采用任何能够提供超声射频回波信号的商用设备, 或者具有相同功能的装置。脉冲收发器 30 与超声换能器 40 相匹配。

[0196] 信号发生器 10 和脉冲收发器 30 间的同步, 可以由主控模块 70 来控制, 也可以由两者间的连接的一条同步电缆实现。

[0197] 在对在被测生物组织 80 进行测量时, 超声换能器 40 与机械振荡器 20 的圆形振动头同轴装配在一起,

[0198] 测量过程中: 主控模块 70 接收用户设置的驱动激励参数和超声波参数, 将驱动激励参数下发给信号发生器 10, 将超声波参数下发给脉冲收发器 30。信号发生器 10 根据设置的驱动激励参数产生驱动激励信号; 机械振荡器 20 在驱动激励信号的驱动下产生圆盘形激励源, 以对被测生物组织 80 表面进行振荡, 使得在被测生物组织 80 内部产生剪切波; 脉冲收发器 30 根据设置的超声波参数产生超声驱动信号, 超声驱动信号的产生与驱动激励信号的产生保持同步; 超声换能器 40 在超声驱动信号的驱动下对被测生物组织 80 发射超声波束, 超声波束的轴向方向与剪切波的轴向方向同向; 超声换能器 40 接收超声波束从内部有剪切波传播的被测生物组织 80 反射的超声射频回波信号; 信号处理器 60 根据接收的超声射频回波信号测量被测生物组织 80 的剪切弹性模量和粘性系数。信号处理器 60 将

测量得到的被测生物组织 80 的剪切弹性模量和粘性系数发送给主控单元 70。主控单元 70 显示测量结果。

[0199] 上述生物组织粘弹性测量方法和系统,可减少测量设备的复杂性、缩短测量时间,并可在单一振荡频率下即可测量得到生物组织的剪切弹性模量和粘性系数,从而降低因改变频率多次测量引入的误差,因此,上述方法和系统,测量过程操作简便,可提高测量结果的精确性。

[0200] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

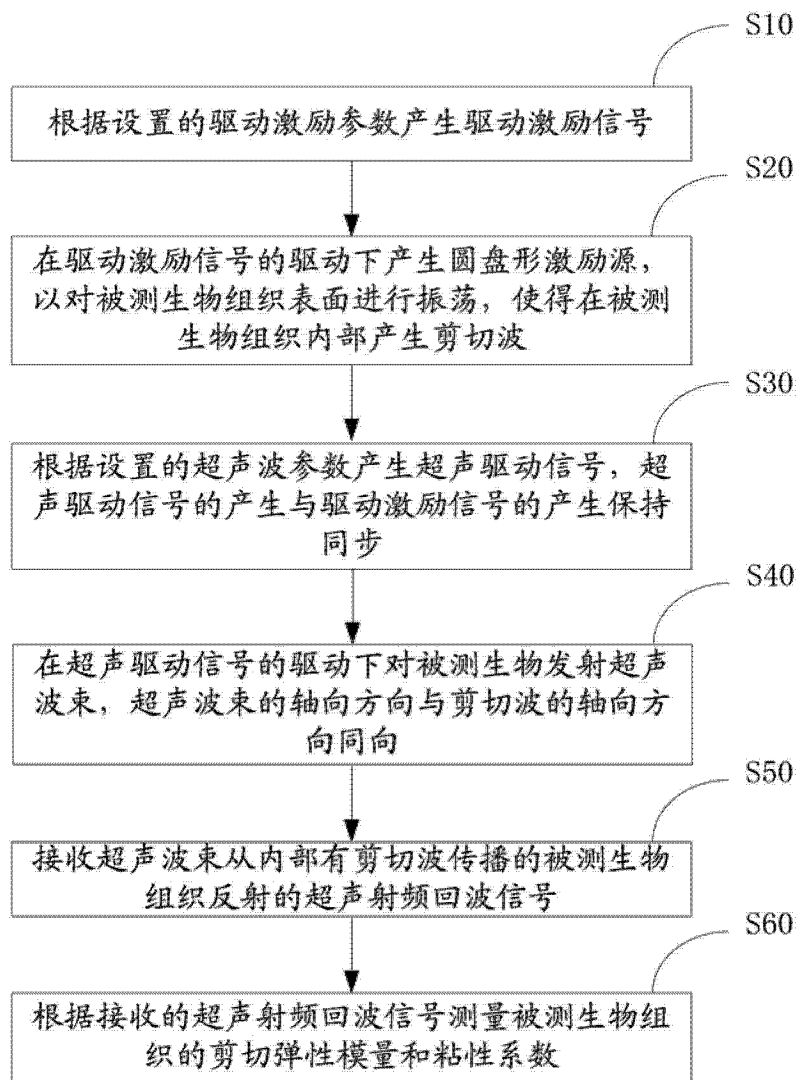


图 1

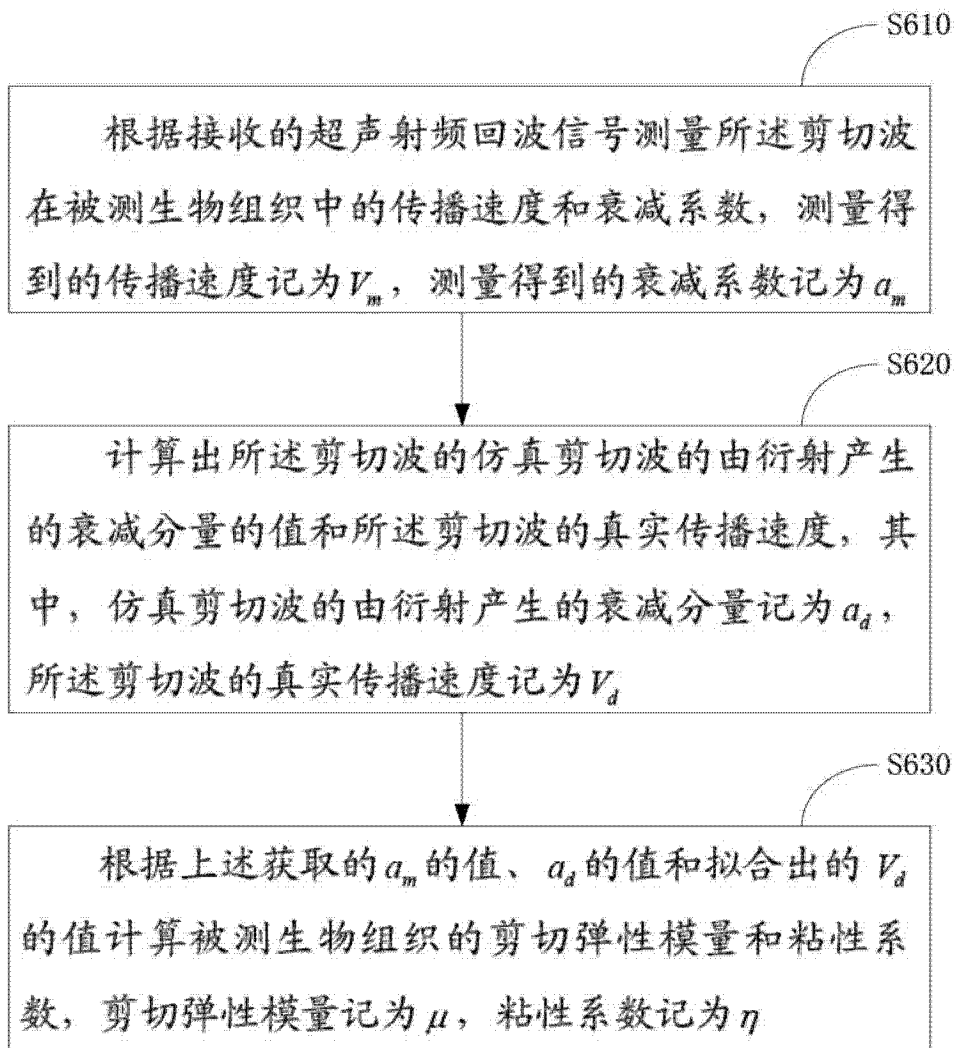


图 2

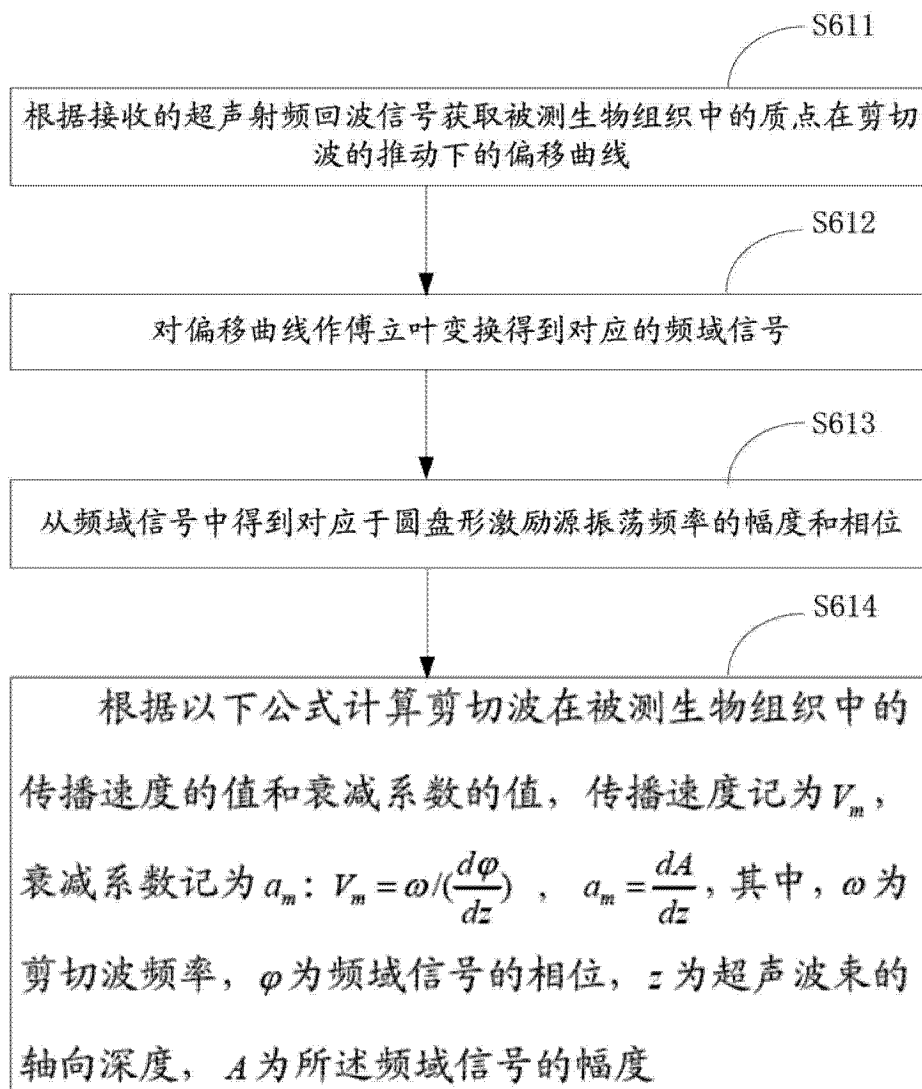


图 3

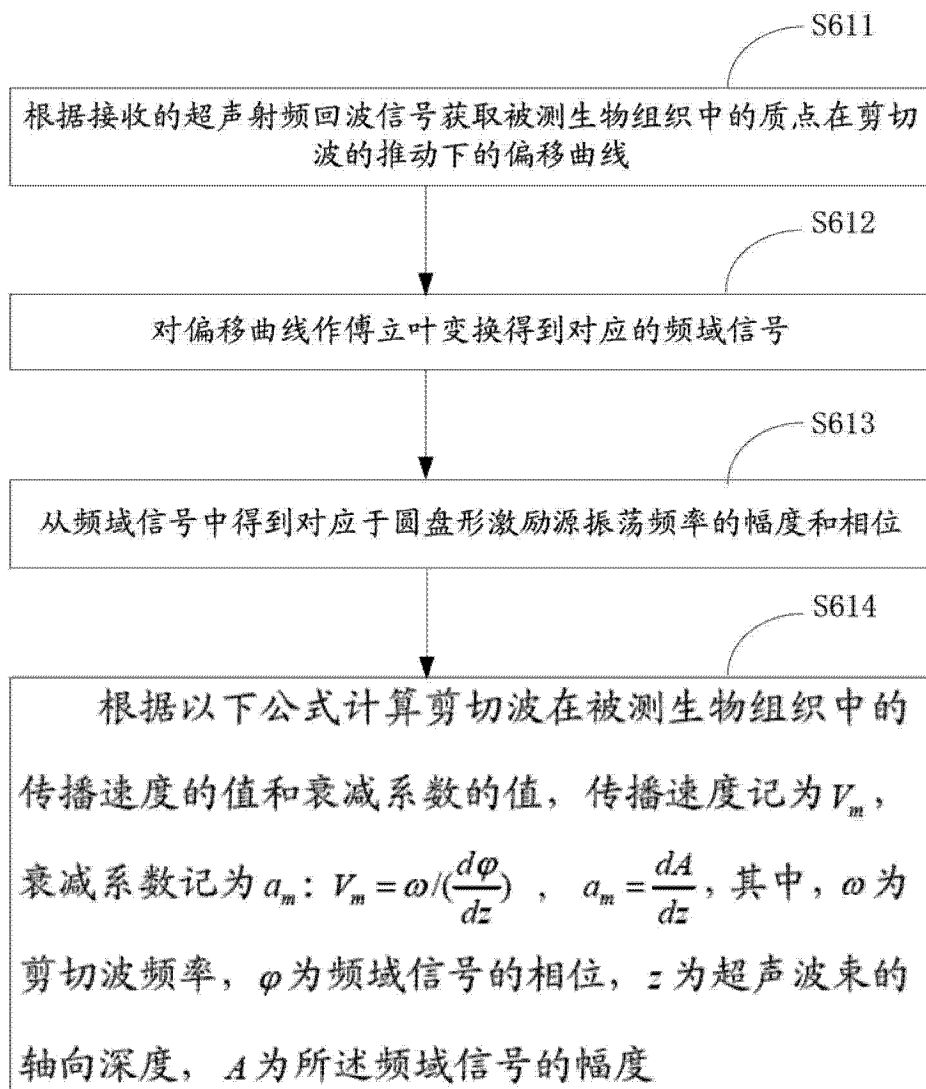


图 4

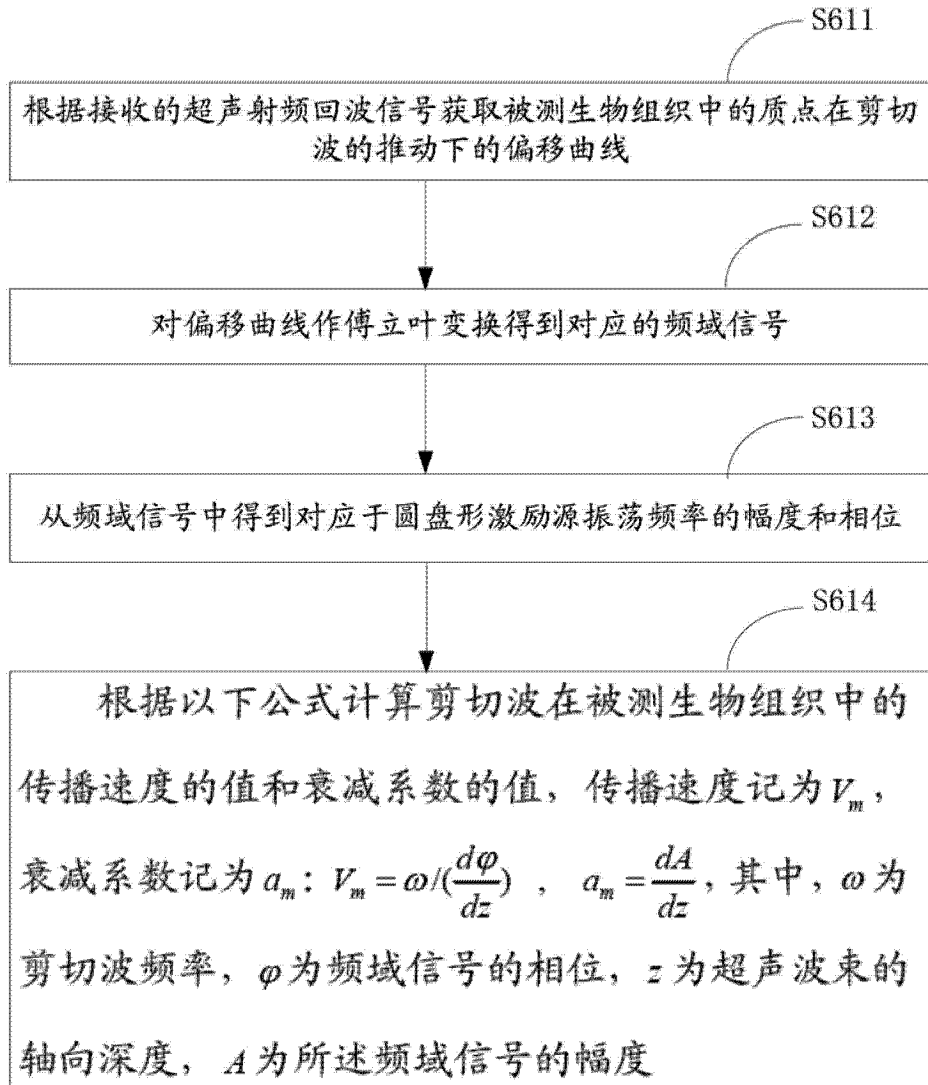


图 5

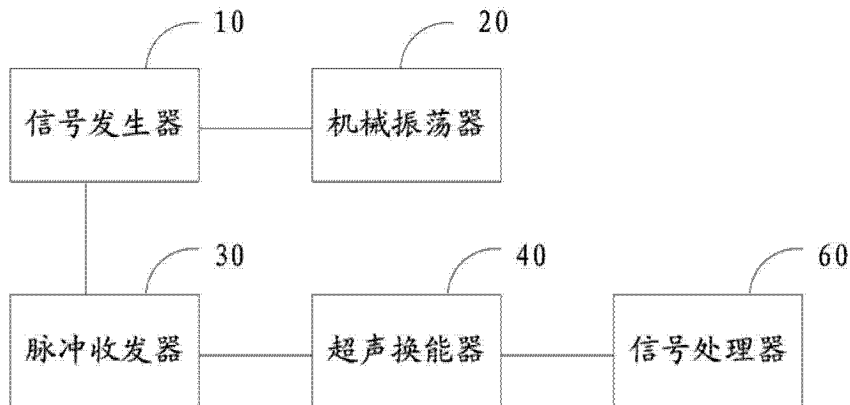


图 6

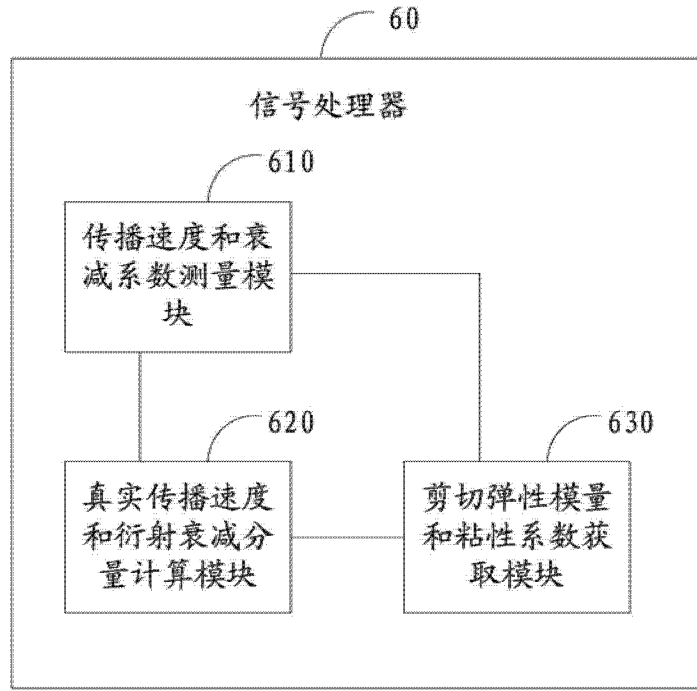


图 7

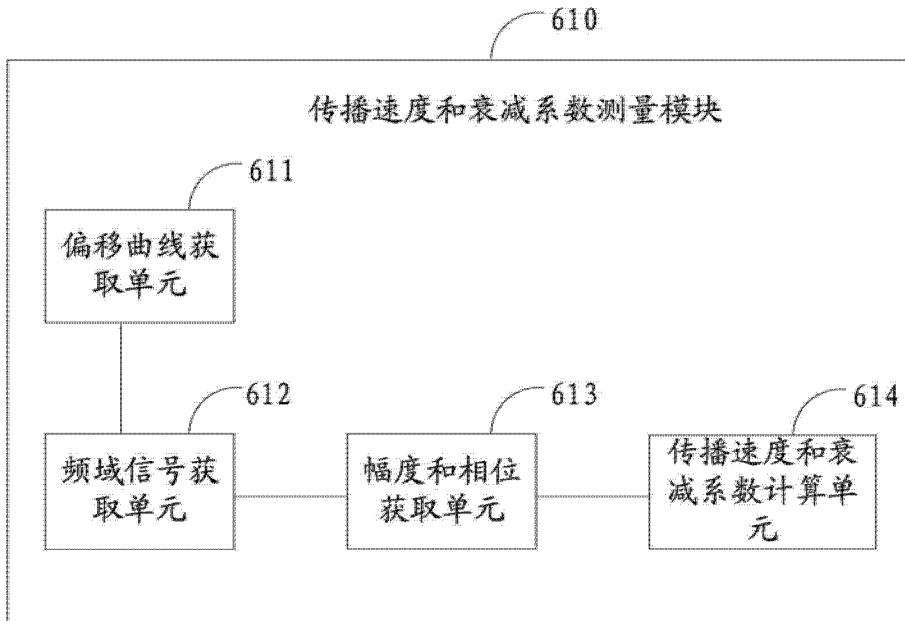


图 8

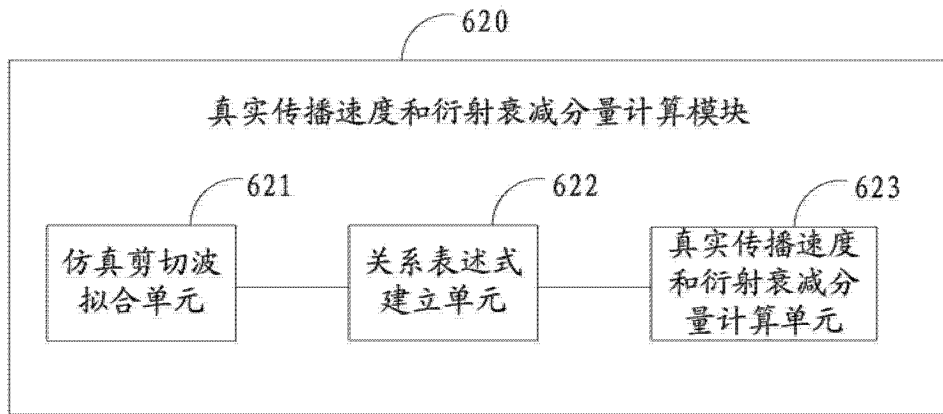


图 9

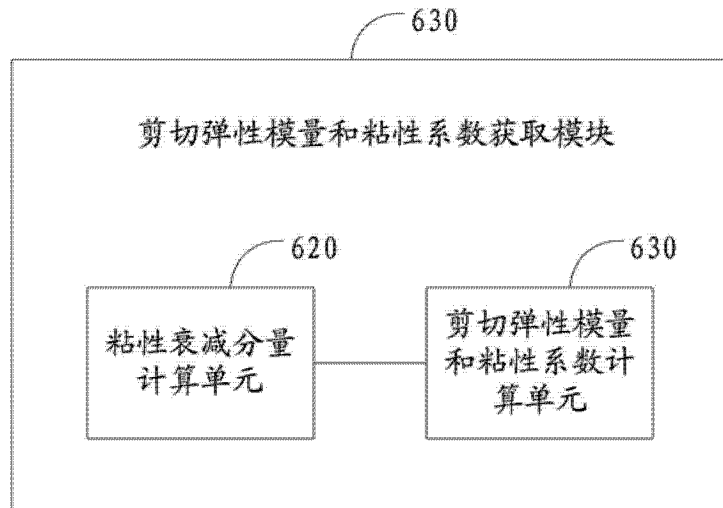


图 10

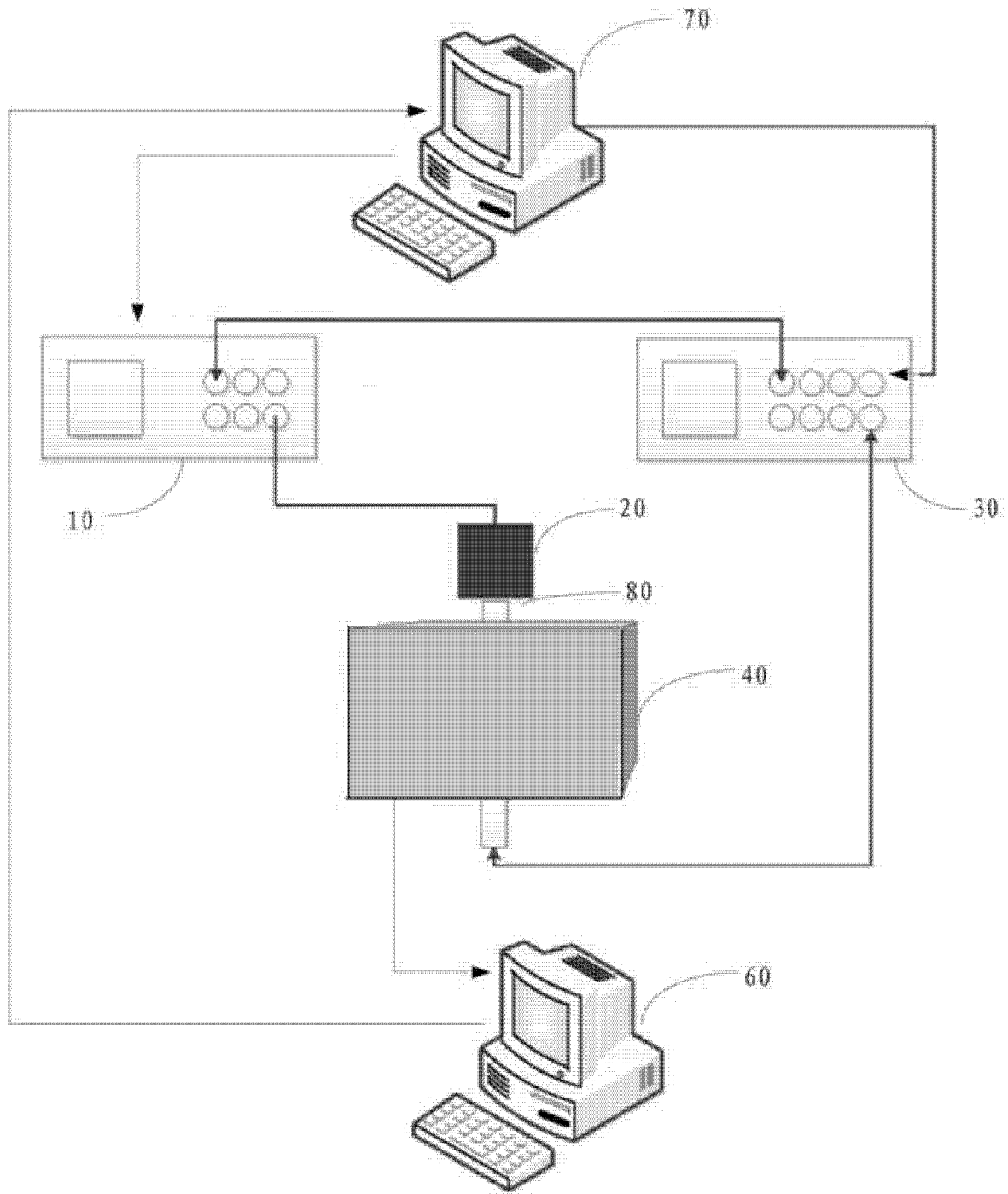


图 11