



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102151152 A

(43) 申请公布日 2011.08.17

(21) 申请号 201110048806.4

(22) 申请日 2011.03.01

(71) 申请人 深圳市一体医疗科技股份有限公司
地址 518000 广东省深圳市南山区科技园朗
山二路洁净阳光园

(72) 发明人 张晓峰 王慧海 孟庆前 吴睿
陈琦 余誉民 张志斌 肖俊
钟锋

(74) 专利代理机构 深圳市科吉华烽知识产权事
务所 44248

代理人 胡吉科

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

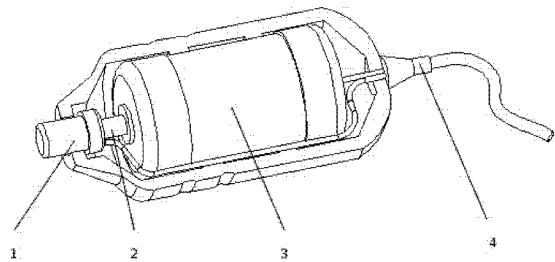
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头、
系统及方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于测量粘弹性介质弹性的
测量探头、系统及方法,测量探头中的所述振动器
固定在所述超声波换能器上,所述粘弹性介质经
过超声波照射时返回超声波信号,所述振动器向
所述粘弹性介质发出频率为 1Hz 至 500Hz 的瞬时
低频冲击。本发明仅采用简单的测量探头即完成
粘弹性介质弹性的测量,通过位移估计测量出粘
弹性介质的弹性,结构简单、成本低、计算方法简
便。



1. 一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头,其特征在于,包括至少一个产生机械振动的振动器,至少一个带超声波换能器的触头,所述振动器固定在所述超声波换能器上,所述粘弹性介质经过超声波照射时返回超声波信号,所述振动器向所述粘弹性介质发出频率为 1Hz 至 500Hz 的瞬时低频冲击。

2. 根据权利要求 1 所述用于测量粘弹性介质弹性的测量探头,其特征在于,所述触头的外端面呈圆形。

3. 根据权利要求 1 所述用于测量粘弹性介质弹性的测量探头,其特征在于,所述振动器为电磁力驱动的电磁振动器。

4. 根据权利要求 3 所述用于测量粘弹性介质弹性的测量探头,其特征在于,所述电磁振动器包括往复运动的轴,所述电磁振动器的轴在电磁力驱动下往复运动,所述轴与所述触头连接,所述往复运动的轴驱动所述触头产生振动。

5. 根据权利要求 1 所述用于测量粘弹性介质弹性的测量探头,其特征在于,所述粘弹性介质为肝脏。

6. 一种应用上述任一权利要求所述用于测量粘弹性介质弹性的测量探头的测量系统,其特征在于,包括对粘弹性介质发射超声波信号及产生低频振动的测量探头、采集所述粘弹性介质返回超声波信号的采集单元、计算测量结果的计算单元、控制测量系统的控制单元、输出测量结果的输出单元。

7. 根据权利要求 6 所述用于测量粘弹性介质弹性的测量系统,其特征在于,还包括根据采集的超声波信号生成图像的图像生成单元。

8. 一种用于测量粘弹性介质弹性的测量方法,其特征在于,包括对粘弹性介质发射超声波信号及产生低频振动的测量探头,用于测量粘弹性介质弹性的测量方法包括如下步骤:

获取超声波信号:测量探头对所述粘弹性介质产生低频脉冲冲击,并对所述粘弹性介质进行超声波照射,所述粘弹性介质经超声波照射后返回超声波信号,获取所述粘弹性介质返回的超声波信号数据;

位移估计:对粘弹性介质因振动而产生的位移进行估计;

应变估计:对粘弹性介质因振动而产生的弹性应变进行估计;

获取弹性剪切波速度:根据应变与时间的关系获取弹性剪切波速度;

计算弹性模量:计算出粘弹性介质的弹性模量。

9. 根据权利要求 8 所述用于测量粘弹性介质弹性的测量方法,其特征在于,所述组织位移估计采用快速互相关算法进行估计。

10. 根据权利要求 8 所述用于测量粘弹性介质弹性的测量方法,其特征在于,将弹性模量计算的结果与组织应变成像图叠合形成图像。

一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头、系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种弹性的测量探头、系统及方法,尤其涉及一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头、系统及方法。

背景技术

[0002] 慢性肝病常常伴随长期的肝纤维化过程,最终可导致肝硬化。肝纤维化或肝硬化直接导致肝脏弹性发生改变,即逐渐变硬。通过测量肝脏弹性可以得知肝纤维化的程度,从而可以检测出肝脏的病变程度。现有技术中,对于肝脏这种粘弹性组织弹性的测量,通过超声的方法进行探测。中国专利 03819132.6 披露了一种带超声换能器的触头,通过在触头上设置致动器产生低频振动进行组织的弹性测量,但是该技术方案需要依靠位置传感器对粘弹性组织因致动器低频振动而产生的位移进行测量,通过位置传感器来计算粘弹性组织在低频振动作用下的位移。由于致动器振动频率快,对位置传感器要求比较高,因此,位置传感器的成本比较高,同时,采用位置传感器传感的位移,其计算方法复杂。

[0003]

发明内容

[0004] 本发明解决的技术问题是:构建一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头、系统及方法,克服现有技术中需要高精度的位置传感器导致成本高,计算方法复杂的技术问题。

[0005] 本发明的技术方案是:构建一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头,包括至少一个产生机械振动的振动器,至少一个带超声波换能器的触头,所述振动器固定在所述超声波换能器上,所述粘弹性介质经过超声波照射时返回超声波信号,所述振动器向所述粘弹性介质发出频率为 1Hz 至 500Hz 的瞬时低频冲击。

[0006] 本发明的进一步技术方案是:所述触头的外端面呈圆形。

[0007] 本发明的进一步技术方案是:所述振动器为电磁力驱动的电磁振动器。

[0008] 本发明的进一步技术方案是:所述电磁振动器包括往复运动的轴,所述电磁振动器的轴在电磁力驱动下往复运动,所述轴与所述触头连接,所述往复运动的轴驱动所述触头产生振动。

[0009] 本发明的进一步技术方案是:所述粘弹性介质为肝脏。

[0010] 本发明的技术方案是:构建一种用于测量粘弹性介质弹性的测量系统,包括对粘弹性介质发射超声波信号及产生低频振动的测量探头、采集所述粘弹性介质返回超声波信号的采集单元、计算测量结果的计算单元、控制测量系统的控制单元、输出测量结果的输出单元。

[0011] 本发明的进一步技术方案是:还包括根据采集的超声波信号生成图像的图像生成单元。

[0012] 本发明的技术方案是:包括对粘弹性介质发射超声波信号及产生低频振动的测量探头,用于测量粘弹性介质弹性的测量方法包括如下步骤:

获取超声波信号:测量探头对所述粘弹性介质产生低频脉冲冲击,并对所述粘弹性介质进行超声波照射,所述粘弹性介质经超声波照射后返回超声波信号,获取所述粘弹性介质返回的超声波信号数据;

位移估计:对粘弹性介质因振动而产生的位移进行估计;

应变估计:对粘弹性介质因振动而产生的弹性应变进行估计;

获取弹性剪切波速度:根据应变与时间的关系获取弹性剪切波速度;

计算弹性模量:计算出粘弹性介质的弹性模量。

[0013] 本发明的进一步技术方案是:所述组织位移估计采用快速互相关算法进行估计。

[0014] 本发明的进一步技术方案是:将弹性模量计算的结果与组织应变成像图叠合形成图像。

[0015] 本发明的技术效果是:构建一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头、系统及方法,测量探头的所述振动器固定在所述超声波换能器上,所述粘弹性介质经过超声波照射时返回超声波信号,所述振动器向所述粘弹性介质发出频率为 1Hz 至 500Hz 的瞬时低频冲击。本发明仅采用简单的测量探头即完成粘弹性介质弹性的测量,通过位移估计测量出粘弹性介质的弹性,结构简单、成本低、计算方法简便。

[0016]

附图说明

[0017] 图 1 为本发明测量探头的结构示意图。

[0018] 图 2 为本发明测量探头的使用示意图。

[0019] 图 3 为本发明测量系统的结构示意图。

[0020] 图 4 为本发明的流程图。

[0021] 图 5 为本发明检测粘弹性介质时的 M-mode 超声图。

[0022] 图 6 为本发明检测粘弹性介质的应变图像。

[0023]

具体实施方式

[0024] 下面结合具体实施例,对本发明技术方案进一步说明。

[0025] 如图 1 所示,本发明的具体实施方式如下:本发明一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头,包括至少一个产生机械振动的振动器 3,至少一个带超声波换能器 1 的触头,所述振动器 3 固定在所述超声波换能器 1 上,触头由导线 4 连接控制系统,所述粘弹性介质经过超声波照射时返回超声波信号,所述振动器 3 向所述粘弹性介质 5 发出频率为 1Hz 至 500Hz 的瞬时低频冲击。

[0026] 如图 2 所示,本发明的具体实施过程如下:测量探头的触头垂直压在被测粘弹性介质 5 或生物组织 5 的表面上,测量时固定好振动器 3。然后振动器 3 发出一个或多个 1-500Hz 之间的振动,本发明中,所述振动采用为正弦振动信号。同时超声波换能器向粘弹性介质 5 或生物组织 5 发射超声波并接收回波信号。超声波回波信号通过连线传输到数据处理中。然后通过弹性计算方法对超声波回波信号进行分析计算求出该被测粘弹性介质或生物组织的弹性模量。具体实施过程中,所述触头的外端面呈圆形。本发明中,所述粘弹

性介质 5 是人或动物器官,特别是人的肝脏。

[0027] 如图 1 所示,本发明的优选实施方式是:所述振动器 3 为电磁力驱动的电磁振动器,所述电磁振动器包括往复运动的轴 2,所述电磁振动器的轴 2 在电磁力驱动下往复运动,所述轴 2 与所述触头连接,所述往复运动的轴驱动所述触头产生振动。

[0028] 如图 3 所示,本发明的具体实施方式是:构建一种用于测量粘弹性介质弹性的测量系统,包括对粘弹性介质发射超声波信号及产生低频振动的测量探头 61、采集所述粘弹性介质返回超声波信号的采集单元 62、计算测量结果的计算单元 63、控制测量系统的控制单元 65、输出测量结果的输出单元 64。

[0029] 具体实施过程如下:测量探头 61 的触头垂直压在被测粘弹性介质 5 或生物组织 5 的表面上,测量时固定好振动器 3。然后振动器 3 输入一个或多个 1-500Hz 之间的正弦信号。同时超声波换能器向粘弹性介质 5 或生物组织 5 发射超声波并接收回波信号。超声波回波信号通过连线传输到数据处理器中。采集单元 62 采集到返回的超声波信号后经计算单元 63 通过弹性计算方法对超声波回波信号进行分析计算出该被测粘弹性介质或生物组织的弹性模量,然后将计算结果经输出单元 64 输出,整个测量系统的控制由控制单元 65 进行控制。本发明的优选实施方式中,测量系统还包括根据采集的超声波信号生成图像的图像生成单元 66,图像生成单元 66 根据输出单元 64 输出的计算数据生成图像,所述图像包括二维图像和三维图像。

[0030] 如图 4 所示,本发明的具体实施方式是:包括对粘弹性介质发射超声波信号及产生低频振动的测量探头,用于测量粘弹性介质弹性的测量方法包括如下步骤:

步骤 100:获取超声波信号,即:测量探头对所述粘弹性介质产生低频脉冲冲击,并对所述粘弹性介质进行超声波照射,所述粘弹性介质经超声波照射后返回超声波信号,获取所述粘弹性介质返回的超声波信号数据。具体实施过程如下:测量探头对所述粘弹性介质产生一个或多个 1-500Hz 的低频脉冲冲击,测量探头同时对所述粘弹性介质进行超声波照射,所述粘弹性介质经超声波照射后返回超声波信号,测量系统获取所述粘弹性介质返回的超声波信号数据。

[0031] 步骤 200:位移估计,即:对粘弹性介质因振动而产生的位移进行估计。

[0032] 具体实施过程如下:获取所述粘弹性介质返回的超声波信号数据后,如图 5 所示,通过对不同深度的粘弹性介质或生物组织在不同时间的回波信号利用数据显示模块得到一帧 M-mode (即,“Motion mode”,M 型超声图像),显示出不同深度的粘弹性介质或生物组织在低频振动下的运动情况。位移估计采用经典的互相关算法,并在此基础上引入快速互相关算法。具体方法是将采集到的超声信号数据沿深度方向分成 0.05mm 的小段 $x(s)$,重叠率为 50%~90%。其中 $x_1(s)$ 、 $x_2(s)$ 是相邻的信号小段,则互相关函数 $R(n)$ 将会有个很突出的峰值出现。若将 $x_1(s)$ 、 $x_2(s)$ 在固定长度内进行卷积。当 $n=n_0$ 时, $x_1(s)$ 、 $x_2(s)$ 中的信号部分重合, $R(n)$ 有最大值,此时,通过 $x_1(s)$ 移动的距离 n_0 既是粘弹性介质或生物组织位移。

[0033] 对于采集到的超声信号,互相关函数的表达式为:

$$R(n) = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} x_1(m)x_2(m+n) \quad (1)$$

其中, $R(n)$ 为互相关值; N 为积分区间的总数据数; n 为位移的取值序列, n 的取值间隔与超声信号深度方向采样间隔相同。

[0034] 步骤 300: 应变估计, 即: 对粘弹性介质因振动而产生的弹性应变进行估计。

[0035] 具体实施过程如下: 应变估计利用的是应变与位移之间的导数关系, 因此应变估计只需在位移估计的基础上对位移沿深度方向求微分即可得到应变, 其他一些应变估计方法基本都是以此为基础, 拟采用最小二乘应变估计法。如图 5 所示, 将应变大小用灰度等级表示, 就可以形成一帧应变随深度和时间变化的二维图像。

[0036] 步骤 400: 获取弹性剪切波速度, 即: 根据应变与时间的关系获取弹性剪切波速度。

[0037] 具体实施过程如下: 得到应变图像后, 图像中感兴趣区域 (ROI - region of interest) 的波形图样的斜率就是该剪切波在人体肝组织中的平均传播速度。如图 6 所示, 25 ~ 45mm 之间的深度就是感兴趣的区域 6 (图中实线方框内的部分), 其中应变相同的点连成的线 (图中实线方框内的斜虚线) 相对于横坐标 (时间) 的斜率就是剪切波在人体肝组织中的平均传播速度。其依赖的原理是: 应变相同的点表示剪切波的同一相位, 而剪切波在不同深度的组织之间有一个相位延迟, 假设某一深度 d_2 相对于 d_1 的相位延迟为 $t_2 - t_1$, 那么其传播速度可以表示为:

$$V_s = \frac{d_2 - d_1}{t_2 - t_1} \quad (2)$$

其实也就是图中虚线相对于时间的斜率。

[0038] 步骤 500: 计算弹性模量, 即: 计算出粘弹性介质的弹性模量。

[0039] 如果把肝等组织近似当成非粘性、各向同性的线弹性体, 那么其弹性模量可表示为:

$$E = 3\rho V_s^2 \quad (3)$$

其中: ρ 代表肝组织的密度 (近似为 1000kg/), V_s 就是剪切波在肝组织中的平均传播速度。由此可以计算出肝组织的平均弹性模量 E , 以 kPa 表示。数据显示模块最终会把 M-mode 超声图像, 应变图像以及由此计算出来的剪切波平均传播速度和平均弹性模量 E 显示到显示器上。具体实施方式中, 将弹性模量计算的结果与组织应变成像图叠合形成图像。根据获取组织弹性模量的结果生成二维图像或三维图像, 通过图像进行直观地判断。

[0040] 本发明构建一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头、系统及方法, 测量探头的所述振动器固定在所述超声波换能器上, 所述粘弹性介质经过超声波照射时返回超声波信号, 所述振动器向所述粘弹性介质发出频率为 1Hz 至 1000Hz 的瞬时低频冲击。本发明仅采用简单的测量探头即完成粘弹性介质弹性的测量, 通过位移估计测量出粘弹性介质的弹性, 结构简单、成本低、计算方法简便。

[0041] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

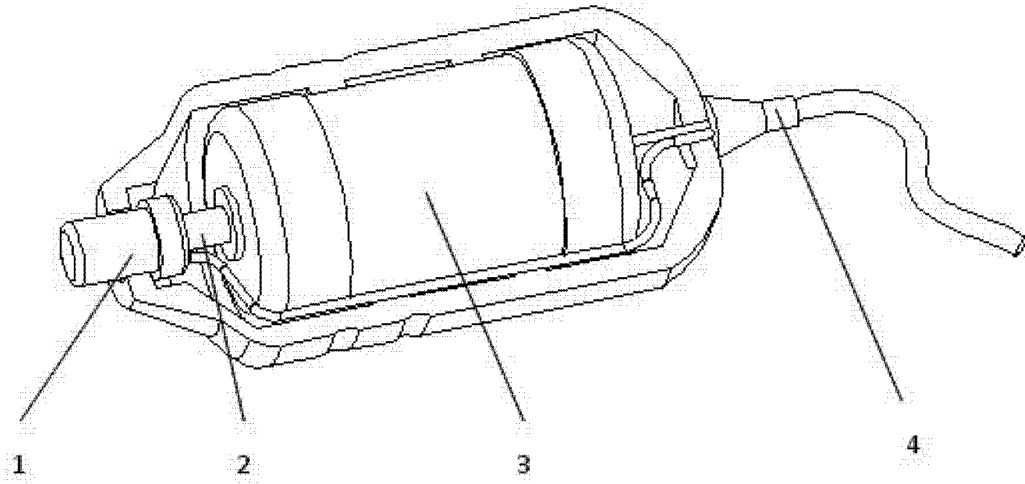


图 1

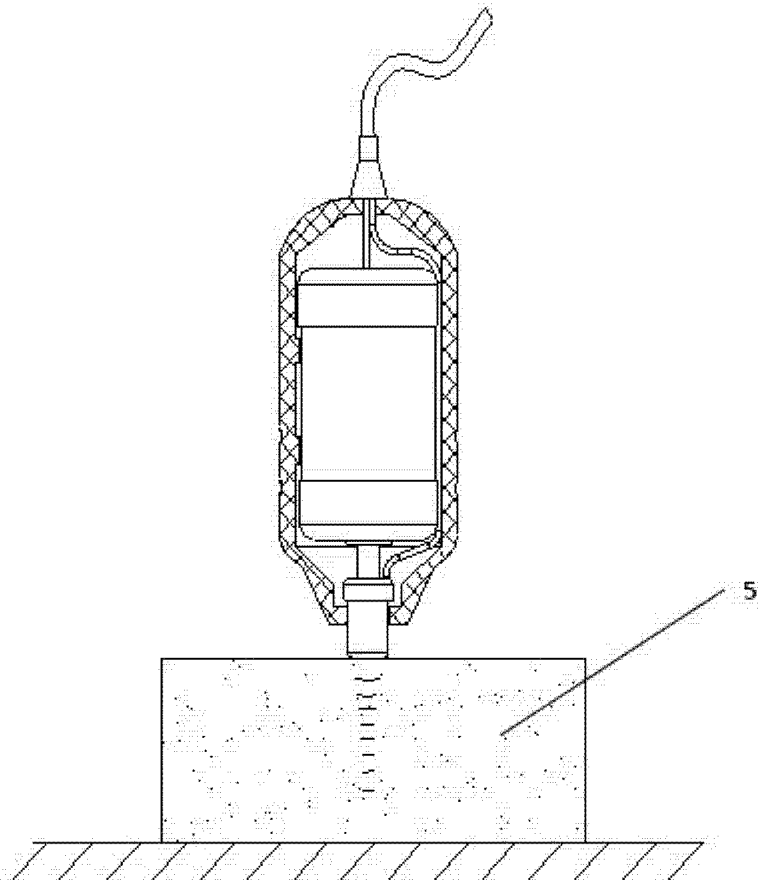


图 2

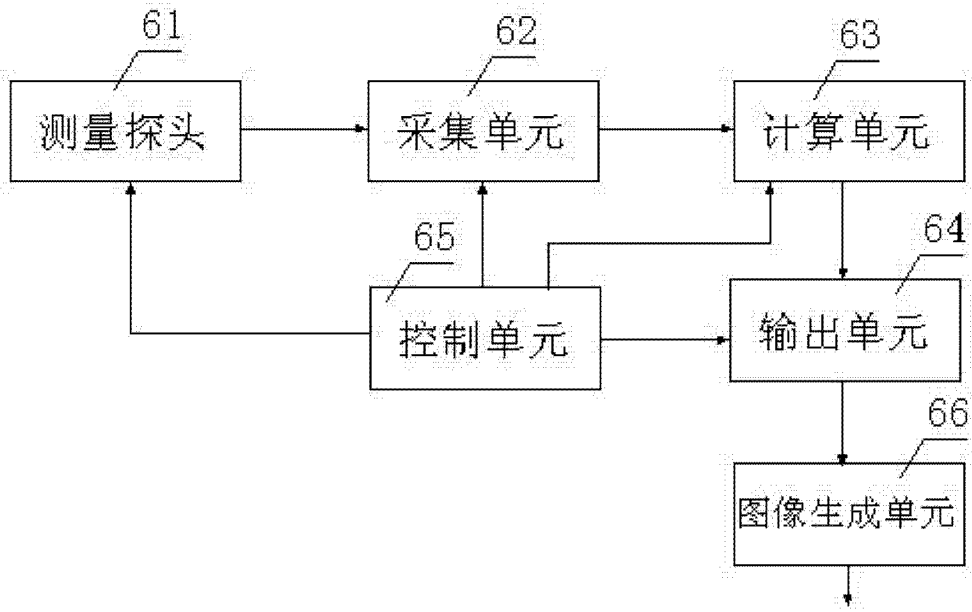


图 3

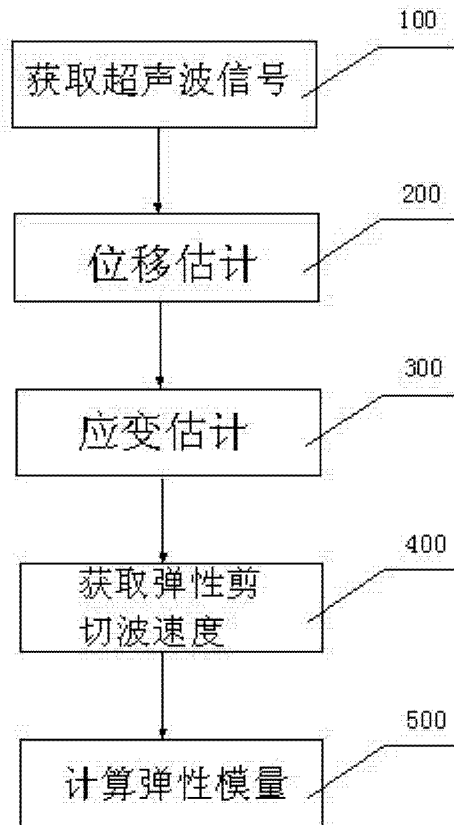


图 4

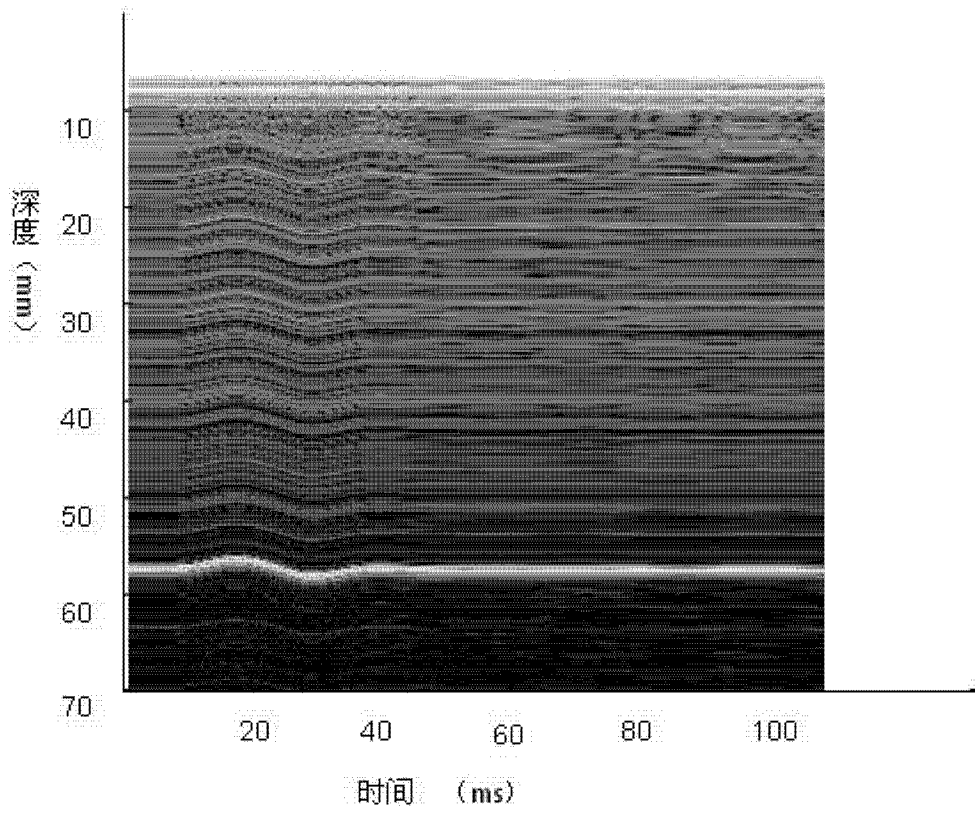


图 5

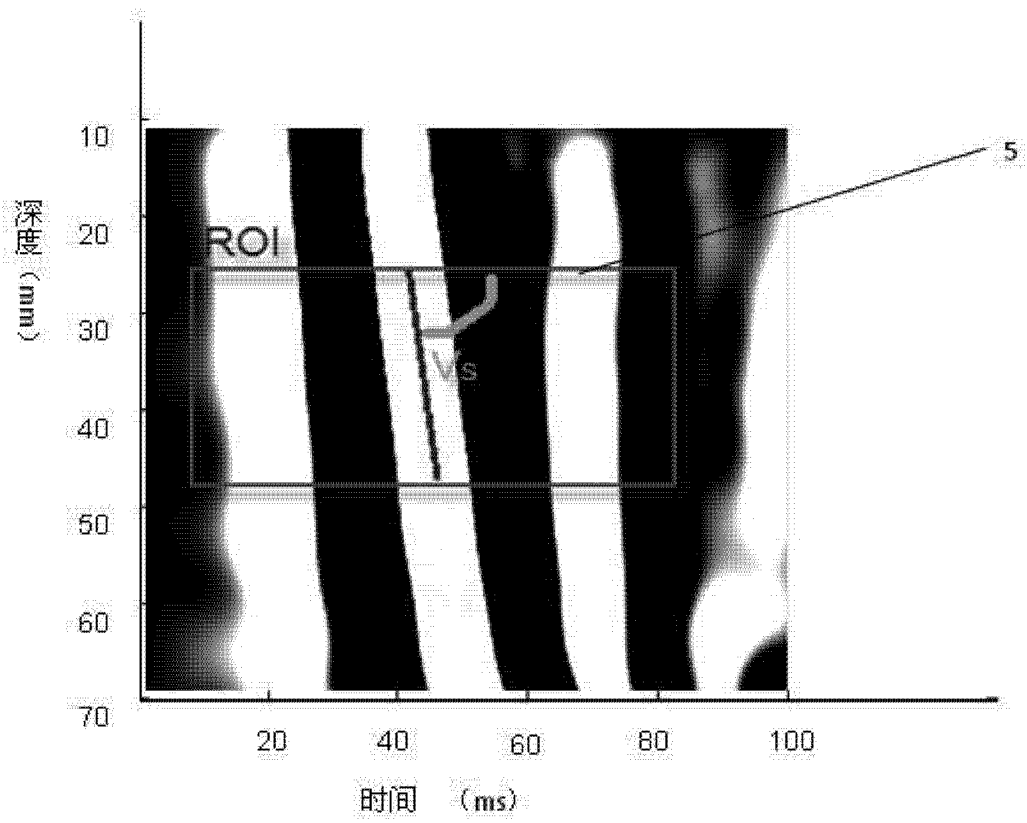


图 6

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头、系统及方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN102151152A | 公开(公告)日 | 2011-08-17 |
| 申请号 | CN201110048806.4 | 申请日 | 2011-03-01 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 深圳市一体医疗科技有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 深圳市一体医疗科技股份有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 深圳市一体医疗科技股份有限公司 | | |
| [标]发明人 | 张晓峰 王慧海 孟庆前 吴睿 陈琦 余誉民 张志斌 肖俊 钟锋 | | |
| 发明人 | 张晓峰 王慧海 孟庆前 吴睿 陈琦 余誉民 张志斌 肖俊 钟锋 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明涉及一种用于测量粘弹性介质弹性的测量探头、系统及方法，测量探头中的所述振动器固定在所述超声波换能器上，所述粘弹性介质经过超声波照射时返回超声波信号，所述振动器向所述粘弹性介质发出频率为1Hz至500Hz的瞬时低频冲击。本发明仅采用简单的测量探头即完成粘弹性介质弹性的测量，通过位移估计测量出粘弹性介质的弹性，结构简单、成本低、计算方法简便。

