



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102283679 B

(45) 授权公告日 2014. 05. 21

(21) 申请号 201110222813. 1

第 [0004] 段至第 5 页第 [0042] 段、附图 1-5.

(22) 申请日 2011. 08. 04

CN 101474083 A, 2009. 07. 08, 全文.

JP 特表 2010-507428 A, 2010. 03. 11, 全文.

(73) 专利权人 中国科学院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

审查员 陈昭阳

(72) 发明人 郑海荣 凌涛 李彦明 姚慧
曾成志

(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 8/08 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102078205 A, 2011. 06. 01, 说明书第 1 页

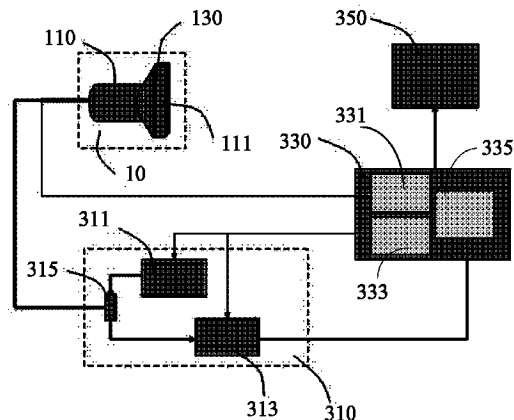
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 5 页

(54) 发明名称

弹性测量的超声成像系统及测量生物组织弹性的方法

(57) 摘要

一种弹性测量的超声成像系统包括探头、超声成像装置、控制和处理装置及显示装置;探头包括低频振荡驱动装置,产生振动并形成从体表向组织传播的剪切波;超声换能器阵列,向组织发射超声波信号并接收超声回波信号;超声成像装置根据加载的成像参数驱动超声换能器阵列发射超声波信号和接收、处理超声回波信号;控制和处理装置控制低频振荡驱动装置和超声成像装置,处理超声回波信号得到组织二维超声图像及弹性信息;显示装置显示二维超声图像及弹性信息。上述系统及弹性测量的方法同时获得组织二维超声图像和弹性信息,提高临床诊断准确性;探头在二维超声图像引导下实现精确定位,无需考虑位移补偿,提高组织弹性测量的便捷性和精确性。



1. 一种弹性测量的超声成像系统,其特征在于,包括探头、超声成像装置、控制和处理装置以及显示装置;

所述探头包括:

低频振荡驱动装置,用于产生振动并形成从体表向组织内部传播的剪切波;

超声换能器阵列,用于向组织发射超声波信号,并接收组织超声回波信号;

超声成像装置,用于根据所加载的成像参数,驱动所述超声换能器阵列向生物组织发射超声波信号,并接收和处理来自所述超声换能器阵列的超声回波信号;

控制和处理装置,用于控制所述低频振荡驱动装置和超声成像装置,处理来自所述超声成像装置的超声回波信号得到所述组织的二维超声图像及弹性信息;

显示装置,用于显示所述组织的二维超声图像及弹性信息;

所述超声换能器阵列的中间位置开设通孔,所述低频振荡驱动装置的振动轴穿过所述通孔,发生低频低幅振动;

所述低频振荡驱动装置和所述超声换能器阵列是相对独立的,超声换能器阵列并不会随着低频振荡驱动装置发生运动。

2. 根据权利要求1所述的弹性测量的超声成像系统,其特征在于,所述超声换能器阵列包含多个超声换能器阵元。

3. 根据权利要求2所述的弹性测量的超声成像系统,其特征在于,所述通孔与所述振动轴相匹配。

4. 根据权利要求2所述的弹性测量的超声成像系统,其特征在于,所述振动轴穿过所述通孔伸出的长度为0.5~1.5毫米。

5. 根据权利要求1所述的弹性测量的超声成像系统,其特征在于,所述低频振荡驱动装置为低频振荡器或电机。

6. 根据权利要求1所述的弹性测量的超声成像系统,其特征在于,所述超声换能器阵列为线阵超声换能器、凸阵超声换能器或相控阵超声换能器中的任意一种。

7. 根据权利要求1所述的弹性测量的超声成像系统,其特征在于,所述超声成像装置包括超声发射模块、超声接收模块及发射接收开关电路;

所述超声发射模块用于驱动超声换能器阵列发射超声波信号;

所述超声接收模块用于接收和处理所述超声换能器阵列的超声回波信号;

所述发射接收开关电路用于隔离高压。

8. 根据权利要求1所述的弹性测量的超声成像系统,其特征在于,所述控制和处理装置还用于对所述低频振荡驱动装置的振动幅度、频率、时间的控制,提供超声成像的参数控制,并处理来自所述超声成像装置的超声回波信号。

9. 根据权利要求8所述的弹性测量的超声成像系统,其特征在于,所述超声成像装置加载所述控制和处理装置提供的成像参数,用于驱动所述超声换能器阵列发射超声波信号,接收和处理所述超声换能器阵列超声回波信号并进行波束合成。

10. 根据权利要求9所述的弹性测量的超声成像系统,其特征在于,所述超声成像装置经过波束合成后的超声回波信号进入所述控制和处理装置,经过所述控制和处理装置的处理得到组织的实时二维超声图像。

11. 一种测量生物组织弹性的方法,包括如下步骤:

利用生物组织的实时二维超声图像进行定位,确定生物组织待检测区域;

控制低频振荡驱动装置产生振动并形成从体表向所述生物组织内部传播的剪切波,诱导所述生物组织发生微小形变;

利用振动轴左右各一部分超声换能器阵元,根据控制和处理装置提供的延迟参数和 1kHz ~ 10KHz 的高脉冲重复频率发射超声波信号并接收超声回波信号,所述超声回波信号通过波束合成形成沿振动轴中心方向的超声信号序列;

利用弹性成像算法处理和计算所述超声信号序列得到生物组织待检测区域的弹性信息;

显示所述生物组织待检测区域的弹性信息;

所述超声换能器阵列的中间位置开设通孔,所述低频振荡驱动装置的振动轴穿过所述通孔,发生低频低幅振动;

所述低频振荡驱动装置和所述超声换能器阵列是相对独立的,超声换能器阵列并不会随着低频振荡驱动装置发生运动。

12. 根据权利要求 11 所述的弹性成像方法,所述利用弹性成像算法处理和计算所述超声信号序列得到生物组织待检测区域的弹性信息的步骤包括:

对所述超声信号序列进行滤波;

根据所述滤波后的超声信号序列计算由剪切波传播所造成的组织位移;

对所述组织位移进行平滑滤波和匹配滤波;

根据所述组织位移计算组织应变;

由所述组织应变计算得到所述生物组织中剪切波传播速度;

根据所述生物组织中剪切波传播速度以及经验公式计算得到所述生物组织的弹性模量。

弹性测量的超声成像系统及测量生物组织弹性的方法

【技术领域】

[0001] 本发明涉及超声成像技术,特别是涉及一种弹性测量的超声成像系统及测量生物组织弹性的方法。

【背景技术】

[0002] 传统 B 型超声成像以获取生物组织的生理结构信息为主,对早期病变不敏感,但是在早期病变时生物组织的力学特征已经发生了明显的变化。生物组织的弹性模量(硬度)等力学特征依赖于生物组织的分子组成以及相应的微观结构,并与其生理病理学特性紧密相关,病变组织和正常组织往往存在弹性模量(硬度)等力学特征的差异,因此检测生物组织的力学特征变化能为许多疾病的诊断提供重要依据。

[0003] 超声弹性成像技术是近年来兴起的新型超声诊断成像技术,利用超声波信号来跟踪生物组织受力前后的形变信息,进而得到生物组织的应变、剪切模量以及弹性模量等力学特征。由于生物组织病变与其力学特征密切相关,因此超声弹性成像可以为超声成像的诊断提供重要的辅助信息,例如,超声弹性成像在乳腺癌检测、肝纤维化和肝硬化的分期诊断、动脉粥样硬化斑块早期诊断、射频消融治疗以及监控等方面具有非常广阔的应用前景。

[0004] 超声弹性成像技术发展至今已衍生出多少种方法,按照施力方式的不同可以分为静态弹性成像、动态弹性成像、瞬态弹性成像和远程弹性成像。超声弹性成像技术根据机械波传导速率与组织硬度、弹性模量相关的原理,采用瞬态弹性成像的方法对肝纤维化和肝硬化进行了检测和量化,其方法如下:将一个单阵元超声换能器集成到一个低频振荡器的振动轴上,形成剪切波探头,低频振荡器发出的瞬时低频低幅振动在生物组织内形成剪切波,引起生物组织发生微小位移和形变,同时超声换能器发射超声波并接收回波信号来记录生物组织的形变,以提取生物组织的位移信息,进一步得到剪切波在生物组织中的传播情况,由于剪切波传播情况与生物组织弹性模量有直接联系,因而可以通过剪切波传播速度计算得到剪切模量和弹性模量。肝组织的弹性模量随着肝纤维化和肝硬化的发展有着显著地增大,因此这种方法具有较好的敏感性和特异性。超声瞬时弹性成像是一种无创、快速且有较好重复性的肝纤维化和肝硬化定量检测方法。然而,超声弹性成像技术无论是装置还是方法都较为复杂,实现的难度也比较大,在获取生物组织弹性信息的过程中非常的不方便。

【发明内容】

[0005] 基于此,有必要提供一种可提高便捷性的弹性测量的超声成像系统。

[0006] 此外,还有必要提供一种可提高便捷性的测量生物组织弹性的方法。

[0007] 一种弹性测量的超声成像系统,包括探头、超声成像装置、控制和处理装置以及显示装置;

[0008] 所述探头包括:

[0009] 低频振荡驱动装置,用于产生振动并形成从体表向组织内部传播的剪切波;

- [0010] 超声换能器阵列,用于向组织发射超声波信号,并接收组织超声回波信号;
- [0011] 超声成像装置,用于根据所加载的成像参数,驱动所述超声换能器阵列向生物组织发射超声波信号,并接收和处理来自所述超声换能器阵列的超声回波信号;;
- [0012] 控制和处理装置,用于控制所述低频振荡驱动装置和超声成像装置,处理来自所述超声成像装置的超声回波信号得到所述组织的二维超声图像及弹性信息;
- [0013] 显示装置,用于显示所述组织的二维超声图像及弹性信息。
- [0014] 优选地,所述超声换能器阵列包含多个超声换能器阵元,且所述超声换能器阵列的中间位置开设通孔,所述低频振荡驱动装置的振动轴穿过所述通孔。
- [0015] 优选地,所述通孔与所述振动轴相匹配。
- [0016] 优选地,所述振动轴穿过所述通孔伸出的长度为 0.5 ~ 1.5 毫米。
- [0017] 优选地,所述低频振荡驱动装置为低频振荡器或电机。
- [0018] 优选地,所述超声换能器阵列为线阵超声换能器、凸阵超声换能器或相控阵超声换能器中的任意一种。
- [0019] 优选地,所述超声成像装置包括超声发射模块、超声接收模块及发射接收开关电路;
- [0020] 所述超声发射模块用于驱动所述超声换能器阵列发射超声波信号;
- [0021] 所述超声接收模块用于接收和处理所述超声换能器阵列接收回波信号;
- [0022] 所述发射接收开关电路用于隔离高压。
- [0023] 优选地,所述控制和处理装置还用于对所述低频振荡驱动装置的振动幅度、频率、时间的控制,提供超声成像的参数控制,并处理来自所述超声成像装置的超声回波信号。
- [0024] 优选地,所述超声成像装置加载所述控制和处理装置提供的成像参数,用于驱动所述超声换能器阵列发射超声波信号,接收和处理所述超声换能器阵列超声回波信号并进行波束合成。
- [0025] 优选地,所述超声成像装置经过波束合成后的超声回波信号进入所述控制和处理装置,经过所述控制和处理装置的处理得到组织的实时二维超声图像。
- [0026] 一种测量生物组织弹性的方法,包括如下步骤:
- [0027] 利用生物组织的实时二维超声图像进行定位,确定生物组织待检测区域;
- [0028] 控制低频振荡驱动装置产生振动并形成从体表向所述生物组织内部传播的剪切波,诱导所述生物组织发生微小形变;
- [0029] 利用振动轴左右各一部分超声换能器阵元,根据控制和处理装置提供的参数延迟和 1kHz ~ 10kHz 的高脉冲重复频率发射超声波信号并接收超声回波信号,所述超声回波信号通过波束合成形成沿振动轴中心方向的超声信号序列;
- [0030] 利用弹性成像算法处理和计算所述超声信号序列得到生物组织待检测区域的弹性信息;
- [0031] 显示所述生物组织待检测区域的弹性信息。
- [0032] 优选地,所述利用弹性成像算法处理和计算所述超声信号序列得到生物组织待检测区域的弹性信息的步骤包括:
- [0033] 对所述超声信号序列进行滤波;
- [0034] 根据所述滤波后的超声信号序列计算由剪切波传播所造成的组织位移;

- [0035] 对所述组织位移进行平滑滤波和匹配滤波；
- [0036] 根据所述组织位移计算组织应变；
- [0037] 由所述组织应变计算得到所述生物组织中剪切波传播速度；
- [0038] 根据所述生物组织中剪切波传播速度以及经验公式计算得到所述生物组织的弹性模量。

[0039] 上述弹性测量的超声成像系统及测量生物组织弹性的方法，能同时获得组织二维超声图像和组织弹性信息，提高临床诊断准确性；探头可在二维超声图像引导下实现精确定位，低频振荡驱动装置与超声换能器阵列是相对独立的，超声换能器阵列并不会随着低频振荡驱动装置发生运动，即便超声换能器阵列由于低频振荡驱动装置而发生了微小运动，在进行应变估计时的运算也会抵消超声换能器阵列微小运动所造成的位移，因此无需考虑位移补偿，提高了组织弹性测量的便捷性和精确性，降低了处理的难度。

【附图说明】

- [0040] 图 1 为一个实施例中弹性测量的超声成像系统的结构示意图；
- [0041] 图 2 为图 1 中探头的结构示意图；
- [0042] 图 3 为图 2 中探头另一视角的结构示意图；
- [0043] 图 4 为一个实施例中发射与接收延迟计算的示意图；
- [0044] 图 5 为一个实施例中测量生物组织弹性的方法流程图；
- [0045] 图 6 为图 5 中利用弹性成像算法计算超声信号序列得到生物组织待检测区域的弹性信息的方法流程图；
- [0046] 图 7 为一个实施例中弹性测量的超声成像系统实际使用过程中肝脏的二维超声图像；
- [0047] 图 8 为图 7 中白色线条对应位置的应变随深度和时间的变化图像。

【具体实施方式】

[0048] 图 1 示出了一个实施例中弹性测量的超声成像系统，该系统包括探头 10、超声成像装置 310、控制和处理装置 330 以及显示装置 350。

[0049] 探头 10 包括低频振荡驱动装置 110 以及超声换能器阵列 130。

[0050] 低频振荡驱动装置 110，用于产生振动并形成从体表向组织内部传播的剪切波。

[0051] 本实施例中，低频振荡驱动装置 110 为低频振荡器或电机。为通过外力或内力作用使生物组织发生微小形变，通过低频振荡驱动器 110 中的振动轴 111 发生低频低幅振动，引起向生物组织中传播的剪切波并诱导其发生微小形变。

[0052] 低频振荡驱动装置 110 中若剪切波的频率太高，则剪切波衰减太低，若频率太低，则衍射效应太强，这一切都不利于剪切波的传播。若低频振荡驱动装置 110 中剪切波振幅太小，则使得传播深度有限，剪切波振幅太大，也会使得人体有不适感，因此在优选的实施例中，低频振荡驱动装置 110 所产生的振动频率为 10 赫兹到 1000 赫兹，振幅为 0.2 毫米至 2 毫米。

[0053] 超声换能器阵列 130，用于向组织发射超声波信号，并接收组织超声回波信号。

[0054] 本实施例中，超声换能器阵列 130 为线阵超声换能器、凸阵超声换能器或相控阵

超声换能器中的任意一种。超声换能器阵列 130 与人或动物的体表接触,以获取到生物组织的二维超声图像。通过超声换能器阵列 130 实时获得的二维超声图像进行精确定位,根据实际需要辅助和引导探头 10 进行精确的定位,具体地,二维超声图像中间位置的扫描线所对应的位置即为待检测区域,为实际的临床瞬时弹性成像过程提供了精确定位。

[0055] 超声换能器阵列 130 与低频振荡驱动装置 110 集成在一起组成了弹性测量的超声成像系统的探头 10,在实际的使用过程中移动探头 10 可实时获取到生物组织的二维超声图像。

[0056] 具体地,如图 2 和图 3 所示,超声换能器阵列 130 的中间位置开设通孔,低频振荡驱动装置 110 的振动轴 111 穿过通孔。本实施例中,超声换能器阵列 130 包含了多个换能器阵无 133,且该超声换能器阵列 130 的中心开设通孔(图未示),该通孔的直径与振动轴 111 相匹配。振动轴 111 穿过通孔伸出的长度不能太长,如果振动轴 111 伸出通孔的长度太长将会使得超声换能器阵列 130 难以接触到人体或生物体的体表,无法成像,因此振动轴 111 穿过通孔所伸出的长度优选为 0.5 ~ 1.5 毫米。

[0057] 超声成像装置 310,根据所加载的成像参数,用于驱动所述超声换能器阵列 130 向生物组织发射超声波信号,并接收和处理来自超声换能器阵列 130 的超声回波信号。

[0058] 本实施例中,超声成像装置 310 用于加载控制和处理装置 330 提供的发射和接收延迟等成像参数,驱动超声换能器阵列 130 发射超声波信号,接收和处理超声回波信号并进行波束合成。

[0059] 超声成像装置 310 经过波束合成后的超声回波信号进入控制和处理装置 330,经过该控制和处理装置 330 的处理得到组织的实时二维超声图像。

[0060] 具体地,超声成像装置 310 包括了超声发射模块 311、超声接收模块 313 以及发射接收开关电路 315。其中,超声发射模块 311 用于控制超声换能器阵列 130 发射超声波信号,超声接收模块 313 用于控制超声换能器阵列 130 接收超声回波信号,而发射接收开关电路 315 用于隔离高压。

[0061] 控制和处理装置 330,用于控制低频振荡驱动装置 110 和超声成像装置 310,处理来自超声成像装置 310 的超声回波信号得到组织的二维超声图像及弹性信息。

[0062] 本实施例中,控制和处理装置 330 还用于对低频振荡驱动装置的振动幅度、频率、时间的控制,提供超声成像的参数控制,并处理来自超声成像装置 310 的超声回波信号。具体地,控制和处理装置 330 将根据超声波传播速度、阵元间距以及探测深度等参数进行计算,以控制超声换能器阵列 130 的开启时间、关闭时间、脉冲宽度以及脉冲重复率等方面。控制和处理装置 330 为超声成像装置 310 提供了精确的参数以进行扫描式聚焦。

[0063] 在优选的实施例中,控制和处理装置 330 可以是计算机、单片机、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,简称 FPGA)以及 ARM 处理器中的至少一种。

[0064] 具体地,控制和处理装置 330 包括低频振荡驱动控制单元 331、超声成像控制单元 333 以及信号处理单元 335。低频振荡驱动控制单元 331 用于控制低频振荡驱动装置 110;超声成像控制单元 333 用于为超声成像装置 310 提供成像参数;信号处理单元 335 用于对接收的超声回波信号进行成像处理,并计算弹性信息。

[0065] 信号处理单元 335 对超声回波信号进行滤波、位移估计、应变估计等算法处理,以计算出低频剪切波在生物组织中的传播速度,进而计算出生物组织的弹性信息和重构出二

维超声图像。例如,根据生物组织中弹性模量与剪切波传播速度的关系求出该生物组织的弹性模量,进而得到该生物组织的弹性信息,从而结合已有的生物组织、器官结构信息为临床提供更为全面、可靠的病变诊断依据。再如对于肝组织而言,计算出的剪切波传播速度为 v ,则肝组织弹性模量为 $E = 3\rho v^2$,其中, ρ 为肝组织的密度。

[0066] 信号处理单元 335 对超声回波信号的第一次滤波主要是使用带通滤波的方法,其作用是滤除超声回波信号中的低频和高频成分,保留与超声换能器阵列 130 中心频率及其带宽相适应的超声波信号成分;位移估计常采用时域互相关、自相关或其他的频率处理方法,其目的是为了获取剪切波传播所造成的组织偏移;第二次滤波主要是平滑滤波和匹配滤波,其作用是滤除位移估计中的奇异点和增强与剪切波频率相当的位移成分;应变估计可采用最小二乘法、低通滤波差分法或小波分析等方法,其目的是从生物组织的位移分布得到应变分布,并尽可能减小由于差分(微分)过程中所带来的噪声干扰。

[0067] 如图 4 所示,控制和处理装置 330 根据超声换能器阵列 130 中的相邻换能器阵元间距 d_e 、标号为 n 的换能器阵元对应位置的超声扫描线聚焦深度 D_F 、每次发射或接收最边缘的换能器阵元到聚焦点的距离 D_0 、标号为 i 的换能器阵元到聚焦点的距离以及超声波在生物组织中的传播速度 C ,对标识为 i 的超声换能器阵元对应位置的超声扫描线,发射延迟 E_{delay} 和接收延迟 R_{delay} 通过以下公式计算得到:

$$[0068] \quad E_{\text{delay}}(n,i) = \frac{D_0 - D_i}{C}$$

$$[0069] \quad R_{\text{delay}}(n,i) = \frac{2(D_i - D_F)}{C}$$

[0070] 即:

$$[0071] \quad E_{\text{delay}}(n,i) = \frac{D_0 - \sqrt{D_F^2 + [(i-n)d_e]^2}}{C}$$

$$[0072] \quad R_{\text{delay}}(n,i) = \frac{2(\sqrt{D_F^2 + [(i-n)d_e]^2} - D_F)}{C}$$

[0073] 通过控制和处理装置 330 对发射延迟和接收延迟的处理,使超声波信号与对应深度相匹配。

[0074] 显示装置 350,用于显示组织二维超声图像及弹性信息。

[0075] 在超声弹性成像系统进行弹性成像之前,超声换能器阵列 130 还用于向接触的待测体表发射超声波信号,并接收超声回波信号;控制和处理装置 330 还用于根据接收到的超声回波信号形成待测体表的实时二维超声图像;探头 10 用于根据实时二维超声图像进行定位,确定待测体表的待检测区域。

[0076] 本实施例中,在进行超声弹性成像时,首先在使超声换能器阵列 130 与人或动物体等的体表接触后发射超声波信号,并通过超声换能器阵列 130 所接收到的超声回波信号形成待测体表的实时二维超声图像,并通过显示装置 350 显示出来,此时根据待测体表的实时二维超声图像引导探头 10 在待测体表进行定位,以确定待测体表中的待检测区域。

[0077] 图 5 示出了一个实施例中测量生物组织弹性的方法,包括如下步骤:

[0078] 步骤 S110,利用生物组织的实时二维超声图像进行定位,确定生物组织待检测区域。

[0079] 步骤 S130, 控制低频振荡驱动装置产生振动并形成从体表向生物组织内部传播的剪切波, 诱导生物组织发生微小形变。

[0080] 步骤 S150, 利用振动轴左右各一部分超声换能器阵元, 根据控制和处理装置提供的延迟参数和 $1\text{kHz} \sim 10\text{kHz}$ 的高脉冲重复频率发射超声波信号并接收超声回波信号, 超声回波信号通过波束合成形成沿振动轴中心方向的超声信号序列。

[0081] 本实施例中, 所使用的脉冲重复率为一个较高的脉冲重复率。

[0082] 步骤 S170, 利用弹性成像算法处理和计算超声信号序列得到生物组织待检测区域的弹性信息。

[0083] 在一个具体地实施例中, 如图 6 所示, 上述利用弹性成像算法处理和计算超声信号序列得到生物组织待检测区域的弹性信息的具体过程为:

[0084] 步骤 S171, 对超声信号序列进行滤波。

[0085] 本实施例中, 对超声信号序列所进行的滤波可以滤除超声回波信号中的低频和高频成分。

[0086] 步骤 S172, 根据滤波后的超声信号序列计算由剪切波传播所造成的组织位移。

[0087] 本实施例中, 根据超声信号序列采用时域互相关、自相关或其他的频率处理方法进行组织位移估计, 得到由剪切波传播所造成的组织位移。

[0088] 步骤 S173, 对组织位移进行平滑滤波和匹配滤波。

[0089] 本实施例中, 在得到估计的组织位移后滤除组织位移中的奇异点和增强与剪切波频率相当的位移成分。

[0090] 步骤 S174, 根据组织位移计算组织应变。

[0091] 本实施例中, 生物组织的应变计算可采用采用最小二乘法、低通滤波差分法或小波分析等方法, 其目的是从生物组织的位移分布得到应变分布, 并尽可能减小由于差分(微分)过程中所带来的噪声干扰。

[0092] 步骤 S175, 由组织应变计算得到生物组织中剪切波传播速度。

[0093] 步骤 S176, 根据生物组织中剪切波传播速度以及经验公式计算得到生物组织的弹性模量。

[0094] 步骤 S190, 显示生物组织待检测区域的弹性信息。

[0095] 下面结合一个具体的实施例了详细阐述控制和处理装置 330 对超声回波信号序列进行计算处理得到组织弹性信息的过程。该实施例中, 发射的超声波信号为 50 赫兹, 周期 $T = 300 \mu\text{s}$, 超声波传播速度 $V = 1500\text{m/s}$, 采样频率 $f = 60\text{MHz}$, 在一个周期中超声换能器阵列 130 采样得到 $T \cdot f = 18000$ 个点。因为实际上超声波的路径中存在入射与反射, 因而在回波的一个来回入射深度为 $T \cdot V / 2 = 22.5\text{cm}$ 。实验表明, 在回波信号的后续处理中, 每一周期内采集到的 18000 个点的第 1000 ~ 5000 是有用且足够的。采样时间总长为 $t = 0.1\text{s}$, 等价于超声波信号中的 $t/T = 333$ 个周期, 因此, 取其中的 300 个周期的超声波信号进行分析处理, 即对 4000×300 的矩阵分析处理。

[0096] 在信号处理单元 335 开始互相关算法之前, 首先求得做互相关匹配的两份数据, 第一份即为上述 4000×300 的数组, 第二份数据舍弃原始数组的第一列数据, 取其第 2 列数据, 共 4000 个点作为第二份数据的第 1 列, 取第一份数据的第 3 列作为第二份数据的第 2 列, 并以此类推直至取第一份数据的第 301 列作为第二份数据的第 300 列, 最后得

4000×300 的数组。

[0097] 为提高互相关匹配的精确度,需先对要进行互相关匹配的两份数据分别进行带通滤波,然后开始互相关匹配算法。所采用的互相关算法的窗长为 100 个点,窗间重叠率为 90%,步长为 10 个点。在实际算法中,以第一份数据的第一列作为匹配模板与第二份数据的第一列的滑动块开始匹配运算。模板由 200 个点组成,滑动块为模板起始点所对应位置的 100 个点作为初始滑动块,模板与滑动块在同样的起始点位置开始匹配运算,一次匹配运算结束后,滑动块往深度方向滑动 1 个点,再一次与模板进行匹配,依次不断重复这一过程直至滑动块的末尾点移动至模板的末尾点,得到此次匹配结果的最大值及其所在的位置,插值拟合该点的相对位移后,将结果存入相对位移矩阵。然后将模板及滑动块的初始位置均往深度方向移动 10 个点,再次进行上述匹配过程直至该列数据点的末尾。至此,以第一份数据的第一列作为匹配模板与以第二份数据的第一列作为滑动块的匹配运算结束。然后开始进行下一个循环,以第一份数据的第二列作为匹配模板与以第二份数据的第二列作为滑动块开始新一轮的匹配运算,如是循环直至两份数据之间的互相关匹配运算完全结束为止,得到一个相对位移矩阵,矩阵大小为 380×300。

[0098] 为提高位移估计的精确度,需要对互相关运算结果进行平滑滤波处理以滤去奇异点,在此之后,根据滤波后的相对位移数组可通过逐列叠加绝对位移矩阵。得到绝对位移矩阵后,需要增强位移信号,因此通过匹配滤波器来达到增强效果。

[0099] 由位移数组入手求取应变,首先对绝对位移做一个基于最小二乘法的 5 点应变估计,5 点最小二乘直线拟合所得到的结果为点斜式,其中直线斜率即为中心点应变,把斜率存入一大小为 375×300 的应变矩阵中。

[0100] 所感兴趣的区域深度为 2.5cm-4.5cm,即对应于矩阵中每一列的第 100-260 点,在此段区域内找到最大最小值,然后进行最小二乘直线拟合求得剪切波传播速度 V_s ,再根据经验公式可求得弹性模量,公式为:

[0101] $E = 3\rho V_s^2$ 其中, ρ 为组织密度。

[0102] 图 7 示出了上述超声弹性成像系统实际使用过程中肝脏的二维超声图像,其中,白色线条表示待检测的肝脏区域,白色方框表示超声换能器阵列 130 聚焦位置。

[0103] 图 8 示出了图 7 的白色线条对应位置的应变随时间的变化图像,其中,纵坐标表示肝脏深度,横坐标表示时间,黑色线条的斜率代表剪切波在肝组织中的传播速度。

[0104] 上述弹性测量的超声成像系统及测量生物组织弹性的方法,能同时获得组织二维超声图像和组织弹性信息,提高临床诊断准确性;探头可在二维超声图像引导下实现精确定位,低频振荡驱动装置与超声换能器阵列是相对独立的,超声换能器阵列并不会随着低频振荡驱动装置发生运动,即便超声换能器阵列由于低频振荡驱动装置而发生了微小运动,在进行应变估计时的运算也会抵消超声换能器阵列微小运动所造成的位移,因此无需要考虑位移补偿,提高了组织弹性测量的便捷性和精确性,降低了处理的难度。

[0105] 上述弹性测量的超声成像系统及测量生物组织弹性的方法,由生物组织的超声二维图像可以直观地得到生物组织、器官详细结构信息,在实际的瞬时弹性成像检测过程中还能辅助和引导探头及成像检测区域的精确定位,进而结合弹性信息为超声成像的临床诊断提供更加全面的依据,从而提高诊断的准确性和前瞻性。

[0106] 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,但并不

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,本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

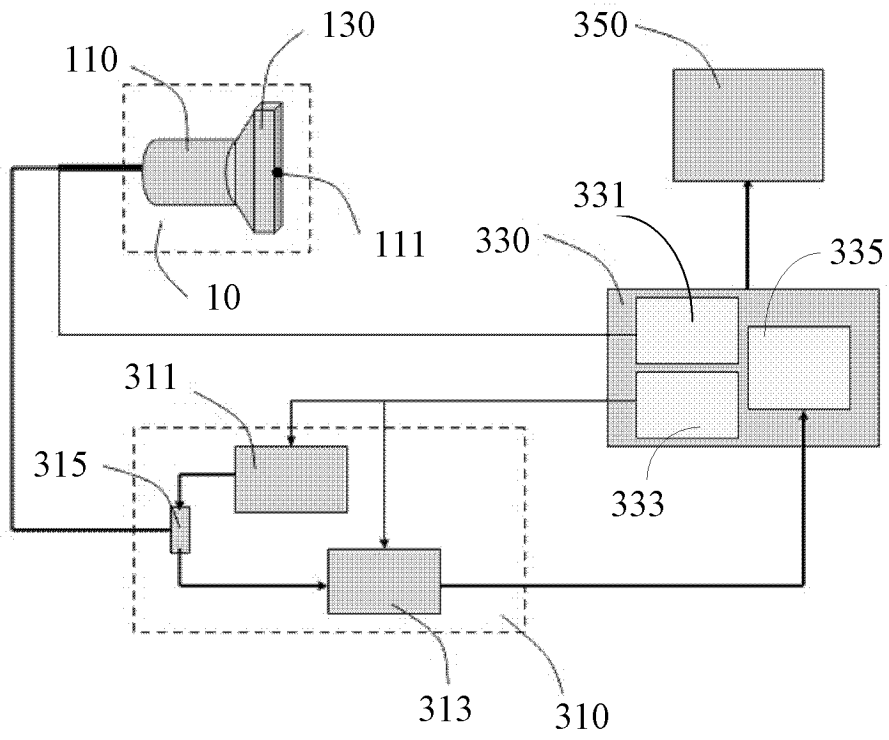


图 1

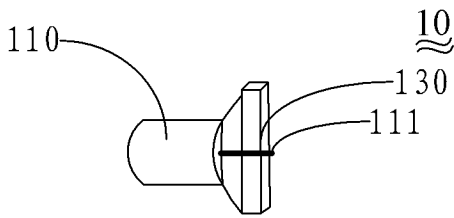


图 2

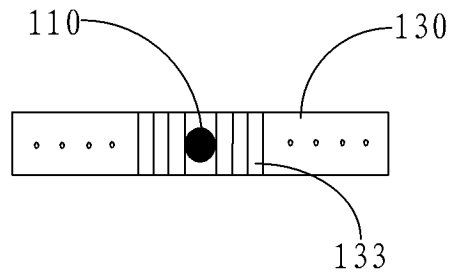


图 3

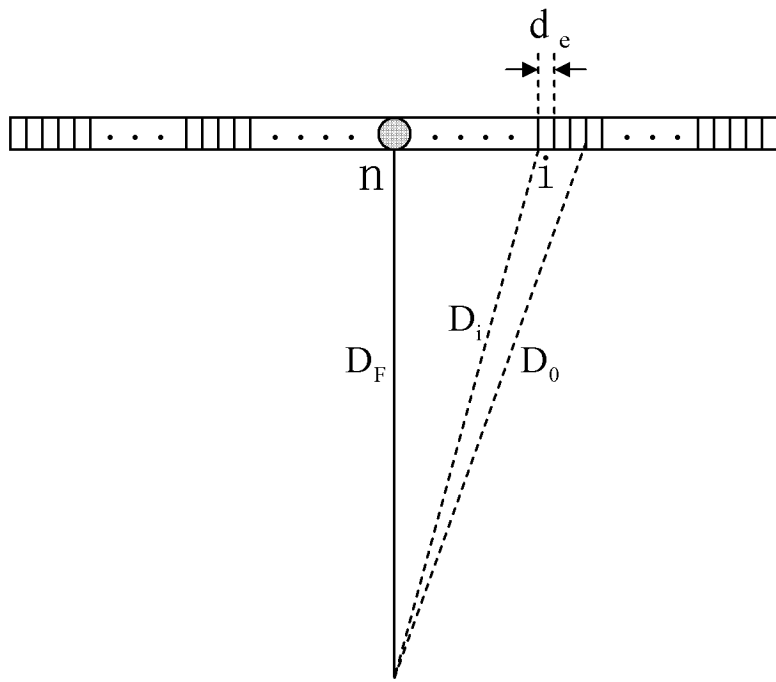


图 4

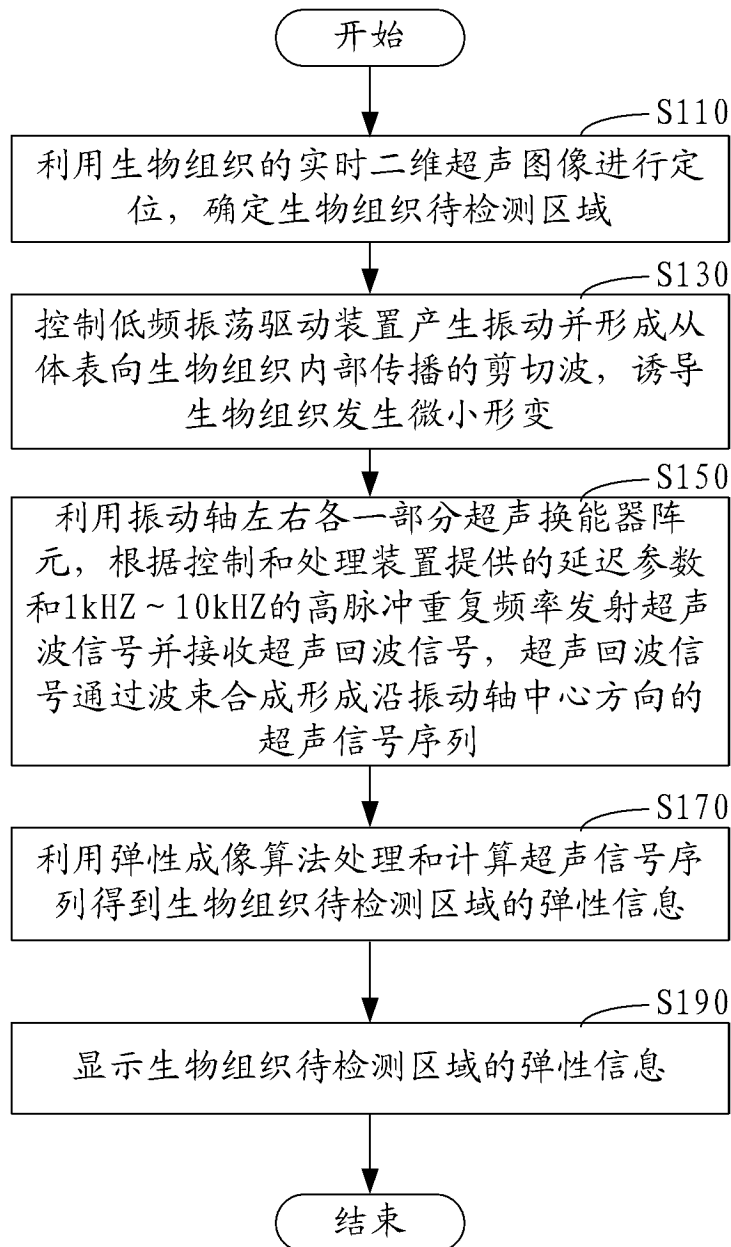


图 5

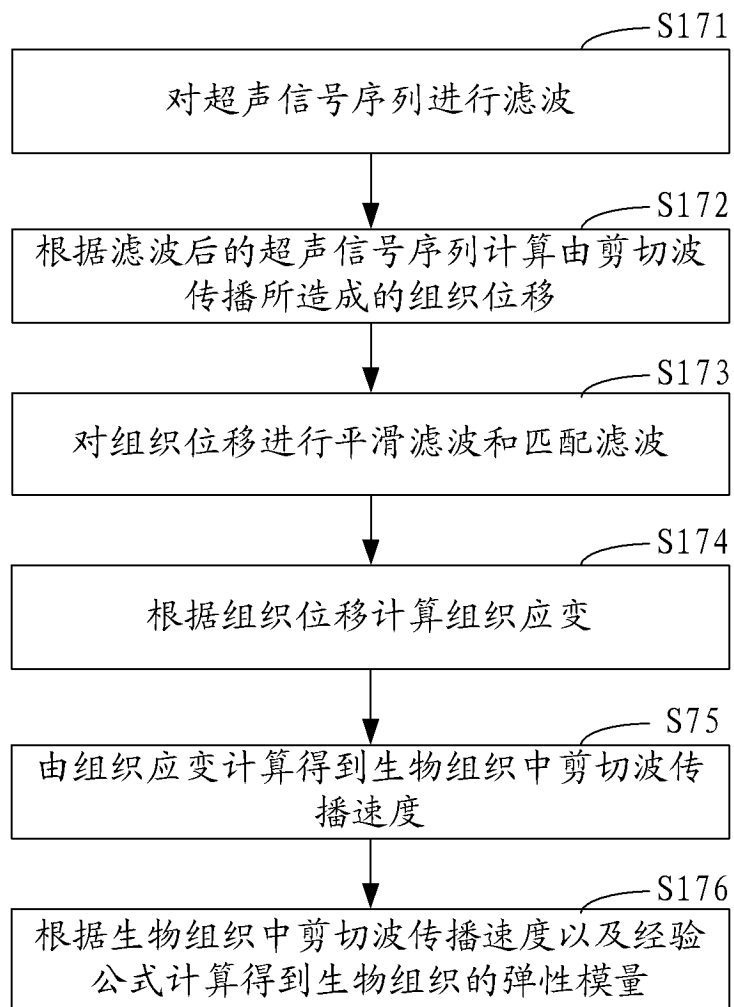


图6

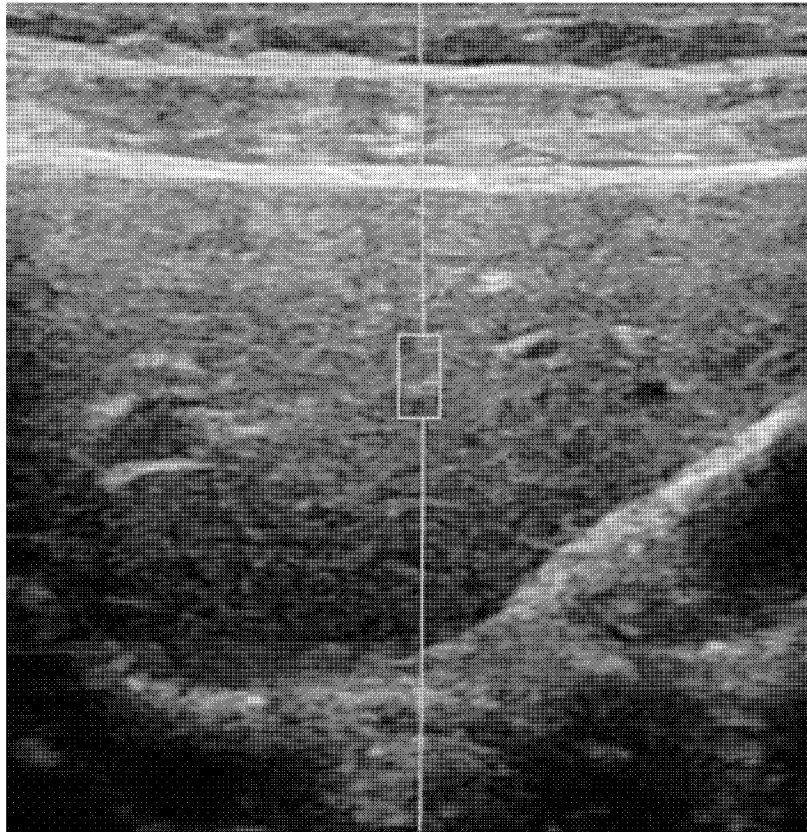


图 7

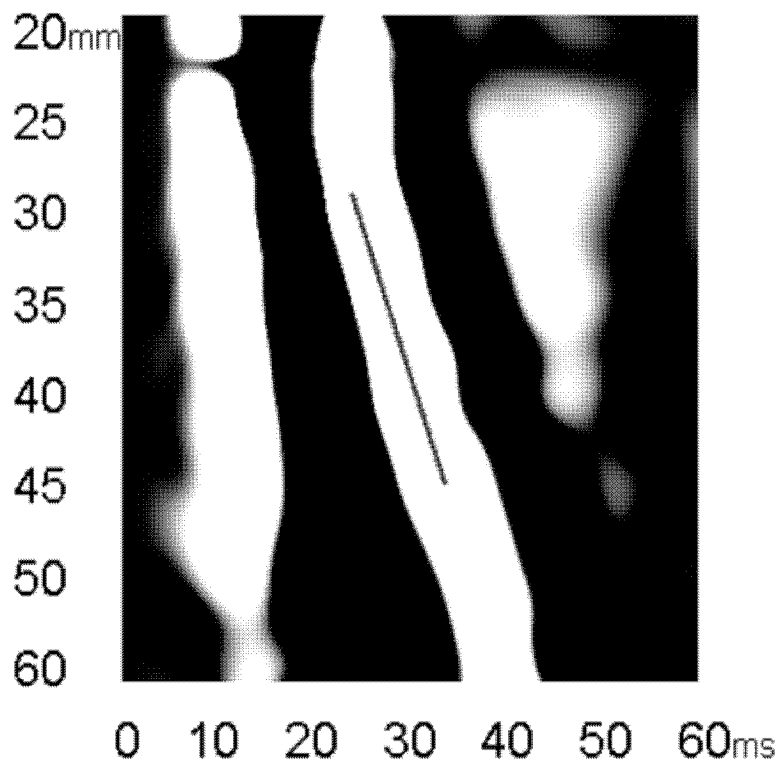


图 8

专利名称(译)	弹性测量的超声成像系统及测量生物组织弹性的方法		
公开(公告)号	CN102283679B	公开(公告)日	2014-05-21
申请号	CN201110222813.1	申请日	2011-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	郑海荣 凌涛 李彦明 姚慧 曾成志		
发明人	郑海荣 凌涛 李彦明 姚慧 曾成志		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52042 A61B8/485 A61B8/085 A61B8/0825		
代理人(译)	吴平		
审查员(译)	陈昭阳		
其他公开文献	CN102283679A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种弹性测量的超声成像系统包括探头、超声成像装置、控制和处理装置及显示装置；探头包括低频振荡驱动装置，产生振动并形成从体表向组织传播的剪切波；超声换能器阵列，向组织发射超声波信号并接收超声回波信号；超声成像装置根据加载的成像参数驱动超声换能器阵列发射超声波信号和接收、处理超声回波信号；控制和处理装置控制低频振荡驱动装置和超声成像装置，处理超声回波信号得到组织二维超声图像及弹性信息；显示装置显示二维超声图像及弹性信息。上述系统及弹性测量的方法同时获得组织二维超声图像和弹性信息，提高临床诊断准确性；探头在二维超声图像引导下实现精确定位，无需考虑位移补偿，提高组织弹性测量的便捷性和精确性。

