

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410070616.2

[45] 授权公告日 2007年2月7日

[11] 授权公告号 CN 1298290C

[22] 申请日 2004.7.23

[21] 申请号 200410070616.2

[73] 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园

[72] 发明人 白净 罗建文

[56] 参考文献

WO2004/039262A 2004.5.13

CN1383374A 2002.12.4

US6687625B2 2004.2.3

US5749364A 1998.5.12

CN1240123A 2000.1.5

审查员 孙晓静

[74] 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事务所
代理人 廖元秋

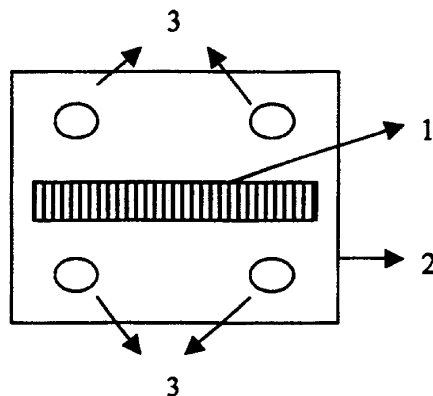
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

[54] 发明名称

超声弹性成像的平衡测压装置

[57] 摘要

本发明涉及超声弹性成像的平衡测压装置，属于生物组织基本力学属性的测量技术领域。该装置包括一块挤压平板、一个B型超声探头、N个压力传感器， $N \geq 3$ ，一个多通道数据采集卡和一台计算机；该B型超声探头和N个压力传感器安装在该挤压平板上并与该挤压平板的前表面齐平，该B型超声探头位于挤压板的中部，该N个压力传感器分布在该探头周围，每一个压力传感器的输出端与多通道数据采集卡的一个通道相连，该多通道数据采集卡插接在该计算机的主机板上。本发明利用多个压力传感器进行调整组织压缩的方向和压缩量的大小，以保证超声弹性成像的精度。



1、一种超声弹性成像的平衡测压装置，其特征在于，包括一块挤压平板、一个B型超声探头、N个压力传感器， $N \geq 3$ ，一个多通道数据采集卡和一台计算机；该B型超声探头和N个压力传感器安装在该挤压平板上并与该挤压平板的表面齐平，该B型超声探头位于挤压板的中部，该N个压力传感器分布在该探头周围，每一个压力传感器的输出端与多通道数据采集卡的一个通道相连，该多通道数据采集卡插接在该计算机的主机板上。

2、如权利要求1所述的超声弹性成像的平衡测压装置，其特征在于，还包括连接在所述压力传感器与多通道数据采集卡之间的N个放大器，所述每一个放大器的输入端与所述的一个压力传感器的输出端相连，所述每一个放大器的输出端与所述的多通道数据采集卡的一个通道相连。

3、如权利要求2所述的超声弹性成像的平衡测压装置，其特征在于，所述N个放大器固定在该挤压板的另一表面上。

超声弹性成像的平衡测压装置

技术领域

本发明属于生物组织基本力学属性的测量技术领域,特点涉及超声弹性成像技术的测压装置结构设计。

背景技术

生物组织弹性模量的变化通常与其病理现象有关。例如,恶性的病理损害,例如乳房硬癌、前列腺癌、甲状腺癌及肝转移等,通常表现为硬的小结。乳房硬癌是乳腺癌的最常见形式,大约占乳腺癌总数的四分之三,由于其基质密度增大而表现为致密的硬块。而其他类型的乳腺癌如导管内癌和乳头状瘤则表现为柔软的组织,良性的乳腺纤维囊性病也很少表现为硬块。

生物组织的弹性信息对于疾病的诊断过程具有重要的参考价值。然而,包括超声成像、磁共振成像(MRI)、计算机断层扫描(CT)等在内的传统医学成像模式都不能直接提供关于弹性模量这一组织的基本力学属性的信息。1991年, J. Ophir 提出超声弹性成像(ultrasound elastography)的方法,对组织的弹性模量分布进行定量估计、成像。目前,超声弹性模量已经成为医学超声成像的一个研究热点,广泛应用于乳房、前列腺、动脉粥样斑块、心肌动力学以及高强度聚焦超声与射频消融引起的损害(lesion)的检测与评估。

超声弹性成像的基本原理为:将超声探头嵌于一块挤压平板中,沿着探头的纵向压缩组织,分别采集组织压缩前、后的射频信号;组织被压缩时,组织内将会产生一个沿压缩方向的应变,如果组织内部弹性模量分布不均匀,组织内的应变分布也会有所差异;弹性模量较大的区域,引起的应变比较小;反之,弹性模量较小的区域,相应的应变比较大。通过一些方法估计出组织内部不同位置的位移,从而计算出组织内部的应变分布情况,用来间接描述组织内部的弹性模量分布,从而描述组织的生理、病理状态。

在超声弹性成像中,关键的问题在于对组织的位移分布进行估计。一般都是采用对压缩前、后的射频信号进行互相关分析。具体步骤是:选择压缩前信号中的一小段信号,在一定的搜索范围内求它与压缩后信号的互相关函数;互相关函数的值越大,说明压缩前、后的小段信号吻合得越好,互相关函数的最大值位置代表了压缩前的小段信号在压缩后对应的位置,从而可以求出该小段信号的位移,也就是该小段信号对应的组织的位移;选择压缩前信号中的另外一小段信号,通过同样的方法估计出对应组织的位移;重复该操作直到组织内的位移分布全部得出。

对于二维超声弹性成像,一般采用线阵的B型超声探头,采集组织压缩前、后的

探头每一条扫描线的射频信号,分别进行上面描述的位移估计,从而计算出每一条扫描线对应组织的一维应变分布.最后把所有扫描线对应的一维应变分布按扫描线顺序组成一个二维应变分布,以灰度图或者伪彩图的形式表示,用来间接描述组织内部的弹性模量分布。

在超声弹性成像的实验研究中,通常利用步进电机或者螺旋装置驱动嵌有探头的挤压平板对组织施加压缩。这种装置有两个优点:1)容易实现压缩方向严格沿着超声探头的纵向;2)容易实现微小的压缩量,具体的数值也可以测量。这种装置的不足之处是不容易用于临床的实际应用中。在实际应用中,一般希望由医生手持探头对病人的待检查组织(例如乳房)施加一个小的压缩量。但是,这种方法很难保证对组织施加的压缩恰好沿着超声探头的纵向,而且压缩量可能偏大,具体数值也不好测量。

上述两种对组织施加压缩的方式均限制了超声弹性成像技术的实际应用。

发明内容

本发明为了解决超声弹性成像的实际应用中存在的压缩方向和压缩量大小的问题,提出一种超声弹性成像的平衡测压装置。利用多个压力传感器进行调整组织压缩的方向和压缩量的大小,以保证超声弹性成像的精度。

本发明提出的一种超声弹性成像的平衡测压装置,包括一块挤压平板、一个B型超声探头、N个压力传感器, $N \geq 3$, 一个多通道数据采集卡和一台计算机;该B型超声探头和N个压力传感器安装在该挤压平板上并与该挤压平板的前表面齐平,该B型超声探头位于挤压板的中部,该N个压力传感器分布在该探头周围,每一个压力传感器的输出端与多通道数据采集卡的一个通道相连,该多通道数据采集卡插接在该计算机的主机板上。

上述装置中,如果采用的压力传感器输出信号幅度太小,不能满足采集卡的输入要求时,可以增加N个放大器,每一个放大器的输入端与一个压力传感器的输出端相连,每一个放大器的输出端与多通道数据采集卡的一个通道相连。

所述N个放大器可固定在该挤压板的后表面。

本发明所述各器件均可采用常规产品。计算机的数据处理属于常规技术。

本发明的特点

使用者通过比较多个压力传感器的输出值,可以保证挤压的方向大致沿着探头的纵向。通过压力传感器的输出大小,可以控制对组织的挤压量大小。因此,本发明可以有效地解决超声弹性成像实际应用时挤压方向和挤压量大小不容易控制的问题,使得超声弹性成像更容易应用于临床。

附图说明

图1为本发明提出的超声弹性成像的平衡测压装置的示意图。

图2为超声体模实验的效果;其中:

(a)为利用采集得到的射频信号恢复的视频图像;

(b) 是利用本发明提出的超声弹性成像的平衡测压装置进行组织应变估计的结果。

具体实施方式

本发明提出的超声弹性成像的平衡测压装置结构实施例及附图详细说明如下：

本实施例结构如图 1 所示。该装置主要组成包括一个 B 型超声仪器探头 1（一般为线阵探头，如无锡海鹰集团的 SJN7211L1A 型线阵探头）、一块挤压平板 2（一般为有机玻璃板）、4 个压力传感 3（如航天医学工程研究所研制的 MH-1 型脉搏波传感器），还包括 4 个放大器（如 AD 公司的 AD620 型放大器）、一块多通道数据采集卡（如国家仪器公司的 NI-6031E 型数据采集卡）和一台计算机（如戴尔公司的 Dimension L733r 型个人计算机）。

本实施例的挤压平板 2 中央开一个比超声探头外部尺寸稍大的槽，将超声探头 1 嵌入其中，使得探头前端与挤压平板表面齐平，并用螺丝固定住探头。在挤压平板的四角开 4 个小槽，每个小槽放入一个压力传感器 3，用螺丝固定，使得压力传感器的测力面都与挤压平板表面齐平。每一个压力传感器的输出端与一个放大器的输入端相连（放大器固定在挤压平板的另一表面），每一个放大器的输出端与多通道数据采集卡的一个通道相连，多通道数据采集卡插在计算机主板上。每一个压力传感器的输出经过放大器放大，然后经过数据采集卡进入计算机，通过计算机内的程序把多个压力传感器的输出显示在计算机屏幕上。压力传感器和放大器事先需要经过校准，保证当对不同压力传感器施加相同大小的压力时，经放大后输入计算机的压力值相同（本实施例中，四个输入计算机的压力值的标准差小于其均值的 5%）。

本发明装置的工作原理为：在实验或者临床应用时，使用者用该装置沿着探头的纵向对组织施加一个微小的挤压。利用数据采集卡得到多个压力传感器的输出，比较多个压力传感器的输出，如果各压力传感器的输出相同（一般控制在多个压力传感器的输出的标准差小于其均值的 5% 即可，差值越小，精度越高，但对使用者要求也高），则表明压缩大致沿着探头的纵向，否则轻微调整挤压的方向，直到多个压力传感器的输出相同。同时在这一过程，还需要满足压力传感器的输出不至于过大，从而保证压缩量较小。具体输出允许的范围，可以事先测量多组组织压缩量和压力大小，得到组织压缩量和压力大小的关系曲线作为先验知识，然后根据最大允许的压缩量估计出最大允许的压力大小，并将确定后的允许的压力范围设置在计算机程序中。通过比较多个压力传感器的输出值，可以保证挤压的方向大致沿着探头的纵向。通过压力传感器的输出大小，可以控制对组织的挤压量大小。

因此，本发明提出的超声弹性成像的平衡测压装置能够克服手持探头或者利用步进电机或者螺旋装置驱动探头的不足，可以有效地解决超声弹性成像实际应用时挤压方向和挤压量大小不容易控制的问题，使得超声弹性成像更容易应用于临床。

本发明装置的超声体模实验的效果如图 2 所示。所用的超声体模由中国科学院声学研究所制作。采用明胶做成的凝胶制成一块长×宽×高约为 14×10×5cm 方形的组

织；采用明胶填充软质泡沫塑料制成一个直径约为 1cm 的圆柱形异物埋入方形组织中。组织和异物的明胶溶度相同，声学特性相近，而弹性模量存在明显差异。该超声体模模拟的是均匀组织中有一圆柱形异物的情形，并且组织和异物的差异主要体现在弹性模量上。

图 2 中，(a) 是利用采集得到的射频信号恢复的视频图像，扫描平面垂直于圆柱形异物的走向。横向和纵向分别表示超声探头的横向位置和纵向位置（即组织深度），灰度表示视频信号的强弱。射频信号利用国家仪器公司的 NI-5112 型高速采集卡采集，采样率 50MHz，采样深度（精度）8 位，对采集得到的射频信号做希尔伯特（Hilbert）变换恢复得到对应的视频信号，并以灰度图的形式表示。可见，在圆柱形异物的前后边界可看见强回声区，但是不明显。(b) 是超声弹性成像的结果，即利用本文的实验系统得到的应变分布。横向和纵向分别表示超声探头的横向位置和纵向位置（即组织深度），灰度表示估计出来的应变大小。可见，圆柱形异物附近的应变较小，即弹性模量较大，和超声体模的制作一致。

由于异物和组织之间的声学特性相近，B 超成像不易检测出异物，仅仅在边界上有部分强回声区域。而利用本发明提出的超声弹性成像的平衡测压装置进行超声弹性成像，能够很好地监测出组织内部的弹性模量差异，在临床上有很大的应用前景。

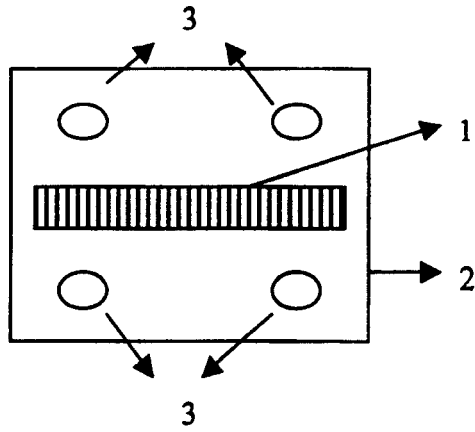


图 1

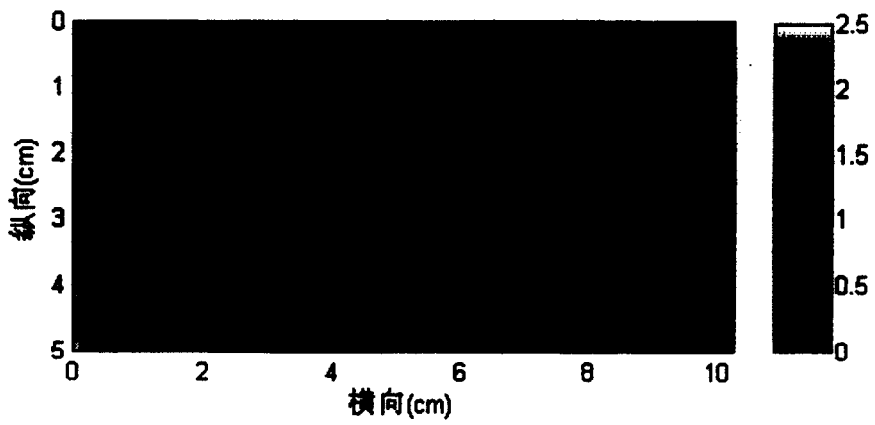


图 2(a)

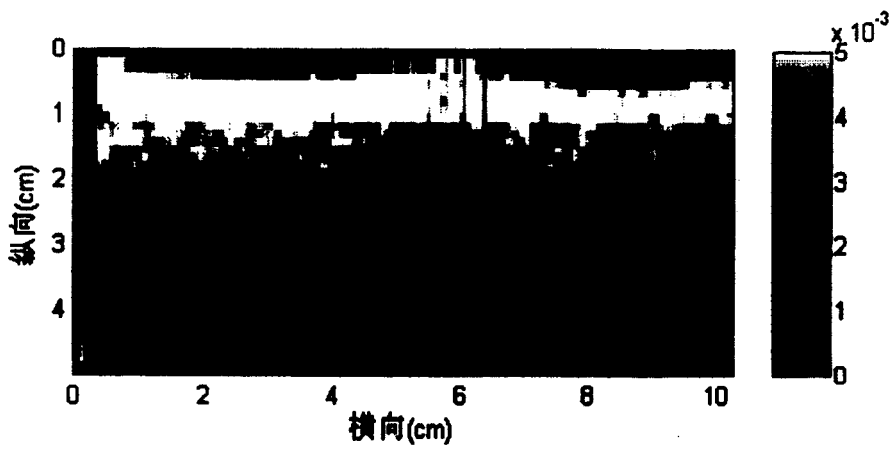


图 2(b)

专利名称(译)	超声弹性成像的平衡测压装置		
公开(公告)号	CN1298290C	公开(公告)日	2007-02-07
申请号	CN200410070616.2	申请日	2004-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	白净 罗建文		
发明人	白净 罗建文		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
其他公开文献	CN1586407A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声弹性成像的平衡测压装置，属于生物组织基本力学属性的测量技术领域。该装置包括一块挤压平板、一个B型超声探头、N个压力传感器， $N \geq 3$ ，一个多通道数据采集卡和一台计算机；该B型超声探头和N个压力传感器安装在该挤压平板上并与该挤压平板的前表面齐平，该B型超声探头位于挤压板的中部，该N个压力传感器分布在该探头周围，每一个压力传感器的输出端与多通道数据采集卡的一个通道相连，该多通道数据采集卡插接在该计算机的主机板上。本发明利用多个压力传感器进行调整组织压缩的方向和压缩量的大小，以保证超声弹性成像的精度。

