



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107616814 A

(43)申请公布日 2018.01.23

(21)申请号 201710743117.2

(22)申请日 2017.08.25

(71)申请人 深圳中科乐普医疗技术有限公司
地址 518000 广东省深圳市宝安区石岩街道松白路中运泰科技工业厂区综合楼9栋七层东侧

(72)发明人 翁嘉淳 董永刚

(74)专利代理机构 深圳市智科友专利商标事务所 44241

代理人 周小年

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)

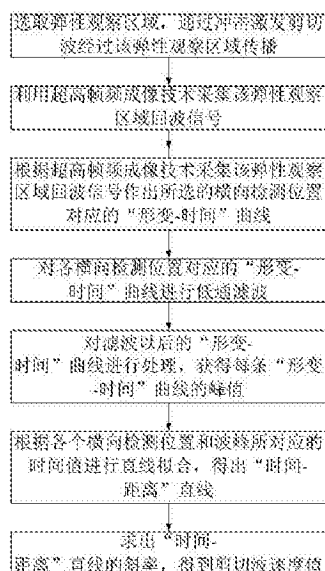
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

一种生物组织剪切波波速测量方法及医用超声波设备

(57)摘要

本发明针对目前剪切波速度测量的不足,提出一种生物组织剪切波波速测量方法及医用超声波设备,该方法及系统先通过对每个位置的“形变-时间”曲线进行低通滤波,提高信噪比。再搜索滤波后曲线上形变值超过预设阈值的所有点所对应的时间位置,即波峰组。最后利用所有检测位置的波峰组的到达时间和横向检测位置拟合出“时间-距离”斜线。这种方法提高了“时间-距离”曲线的利用率,利用波峰组进行拟合,增加了拟合曲线的拟合点数量,提高了剪切波波速估计的准确性和稳定性。



1. 一种生物组织剪切波波速测量方法,该方法中,选取生物组织观察区域,通过冲击激发剪切波经过该生物组织观察区域传播,并利用超高帧频成像技术采集该弹性观察区域回波信号进行位移估计运算得到形变估计结果后,其特征在于,对位移估计结果包括以下步骤:

步骤1、确定待观察深度位置,选取至少两个横向检测位置,根据超高帧频成像技术采集该弹性观察区域回波信号作出所选的横向检测位置对应的“形变-时间”曲线;

步骤2、获得各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线的峰值;

步骤3、把各横向检测位置的对应的“形变-时间”曲线的峰值与阈值权重相乘,得出波峰组形变阈值;

步骤4、根据各个横向检测位置的波峰组形变阈值确认对应“形变-时间”曲线中范围;

步骤5、根据各个横向检测位置和波峰组所对应的时间值进行直线拟合,得出“时间-距离”直线;

步骤6、求出“时间-距离”直线的斜率,得到剪切波速度值。

2. 根据权利要求1所述的生物组织剪切波波速测量方法,其特征在于:在采集到横向检测位置对应的“形变-时间”曲线后,还包括对各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线进行低通滤波的步骤。

3. 根据权利要求2所述的生物组织剪切波波速测量方法,其特征在于:低通滤波的截止频率500-1000Hz。

4. 根据权利要求2所述的生物组织剪切波波速测量方法,其特征在于:还包括对滤波后的“形变-时间”曲线进行样条插值运算的步骤,该步骤中分别对插值后的“形变-时间”曲线进行最大值搜索运算,找出每条“时间-形变”曲线的峰值。

5. 根据权利要求4所述的生物组织剪切波波速测量方法,其特征在于:所述的阈值取0.7。

6. 根据权利要求1至5中任一所述的生物组织剪切波波速测量方法,其特征在于:是通过声辐射力冲击激发剪切波经过该弹性观察区域传播。

7. 一种医用超声波设备,包括对选取生物组织观察区域传播的剪切波波速进行测量的装置,所述的对选取生物组织观察区域传播的剪切波波速进行测量的装置包括:

产生超声波辐射力冲击激发剪切波经过该生物组织观察区域的超声波发生装置;

利用超高帧频成像技术采集该生物组织观察区域回波信号的超高帧频成像装置;其特征在于:还包括:

从超高帧频成像装置中获得该生物组织观察区域回波信号,并作出所选的横向检测位置对应的“形变-时间”曲线的装置;

获得各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线的峰值的装置;

把各横向检测位置的对应的“形变-时间”曲线的峰值与阈值权重相乘,得出波峰组形变阈值的装置;

根据各个横向检测位置的波峰组形变阈值确认对应“形变-时间”曲线中范围的装置;

根据各个横向检测位置和波峰组所对应的时间值进行直线拟合,得出“时间-距离”直线的装置;

求出“时间-距离”直线的斜率的装置。

8. 根据权利要求7所述的医用超声波设备,其特征在于:在所述的获得各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线的峰值的装置中:包括对各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线进行低通滤波的FIR滤波器,所述的FIR滤波器的截止频率选择500Hz-1000Hz。

9. 根据权利要求8所述的医用超声波设备,其特征在于:还包括对所述的FIR滤波器输出的经过滤波后的“形变-时间”曲线进行进行样条插值运算的样条插值运算器。

10. 根据权利要求7至9中任一所述的医用超声波设备,其特征在于:所述的把各横向检测位置的对应的“形变-时间”曲线的峰值与阈值权重相乘,得出波峰组形变阈值的装置中,阈值取0.7。

一种生物组织剪切波波速测量方法及医用超声波设备

技术领域

[0001] 本发明涉及剪切波弹性成像领域,特别涉及一种生物组织剪切波波速测量方法及医用超声波设备。

背景技术

[0002] 剪切波是传播方向与介质质点的振动方向垂直的波,又称横波,S波。

[0003] 剪切波弹性成像技术可实现生物组织实时硬度定量检测,为临床判断组织病变情况提供依据。它的基本原理如下:声辐射力聚焦冲击能在组织内部产生剪切波,由于剪切波在不同硬度的组织传播速度有差异,通过检测剪切波在不同位置的传播速度可以间接反映该位置的软硬情况。根据剪切波波速大小进行伪彩色映射即为剪切波弹性成像。因此,剪切波波速测量的准确性对组织弹性情况的判断至关重要。

[0004] 剪切波在组织传播过程中会引起组织的位移形变,利用超快帧频成像技术观察和检测目标区域的位移形变,通过位移形变重建出观察位置的剪切波震动曲线。传统的剪切波波速估计方法为Time-of-Flight (TOF) 方法,即对观察位置不同位置所重建的剪切波震动曲线进行波峰匹配,找出波峰相差时间间隔,此间隔可以理解为剪切波从该两个检测位置之间传播所用时间。而两检测位置之间的距离为已知,通过距离除以时间得出剪切波经过两个检测位置之间的平均速度。TOF方法原理易懂,实现也简单,是常用的剪切波波速估计方法。但TOF方法对剪切波波形重建信噪比要求比较高,即重建出来的剪切波波形越光滑,波峰越明显,结果准确性越高,如一些弹性仿体中有较好结果。而在人体中,由于组织结构复杂,剪切波重建波形信噪比会比较低,波峰的搜索很容易被误判。而剪切波波形重建后只利用波峰进行匹配,也浪费了其他位置的信息。

发明内容

[0005] 本发明针对目前采用TOF方法估算剪切波波速的方法,从形变位移矩阵中,选取同一深度位置,不同横向检测位置的两个或多个位置,分别作出这些位置的“形变-时间”曲线(纵轴坐标表示形变大小,横轴坐标表示时间)。沿时间方向搜索每个位置的“形变-时间”曲线最大值,并记录最大值所对应的横坐标,即对应的时间点。根据这些横向检测位置和对应的波峰到达时间利用线性拟合方法画出“时间-距离”斜线,求出该斜线的斜率的倒数即为所求的剪切波速度。此方法在介质均匀,信噪比高的情况下,能够有准确有效的求出剪切波波速。但实际应用于人体组织时,介质情况比较复杂,信噪比低,此时的“形变-时间”曲线一般不太光滑,波峰位置不明确,在搜索波峰位置时容易出错导致剪切波波速估计结果出错的不足。提供一种用于生物组织弹性测量的剪切波波速测量方法。

[0006] 本发明为实现其目的所采用的技术方案是:一种生物组织剪切波波速测量方法,该方法中,选取生物组织观察区域,通过冲击激发剪切波经过该生物组织观察区域传播,并利用超高帧频成像技术采集该弹性观察区域回波信号进行位移估计运算得到形变估计结果后,对位移估计结果包括以下步骤:

步骤1、确定待观察深度位置,选取至少两个横向检测位置,根据超高帧频成像技术采集该弹性观察区域回波信号作出所选的横向检测位置对应的“形变-时间”曲线;

步骤2、获得各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线的峰值;

步骤3、把各横向检测位置的对应的“形变-时间”曲线的峰值与阈值权重相乘,得出波峰组形变阈值;所述的阈值取0.7。

[0007] 步骤4、根据各个横向检测位置的波峰组形变阈值确认对应“形变-时间”曲线中范围;

步骤5、根据各个横向检测位置和波峰组所对应的时间值进行直线拟合,得出“时间-距离”直线;

步骤6、求出“时间-距离”直线的斜率,得到剪切波速度值。

[0008] 本发明针对目前剪切波速度测量的不足,提出一种用于生物组织弹性测量的剪切波波速估计方法,对所获得的“形变-时间”曲线中的峰值进行阈值,将峰值周围多个采样值采集,再搜索滤波后曲线上形变值超过预设阈值的所有点所对应的时间位置,即波峰组。最后利用所有检测位置的波峰组的到达时间和横向检测位置拟合出“时间-距离”斜线。这种方法提高了“时间-距离”曲线的利用率,利用波峰组进行拟合,增加了拟合曲线的拟合点数量,提高了剪切波波速估计的准确性和稳定性。

[0009] 本发明方法通过对权重阈值与各个剪切波检测位置的“形变-时间”曲线峰值相乘,得到形变阈值,再通过形变阈值选取“形变-时间”波峰组范围,利用波峰组和横向检测位置进行“时间-距离”直线拟合,最后求得剪切波波速。此方法比传统TOF方法增加“形变-时间”曲线的利用,不再单一利用波峰位置,而是利用形变值达到阈值以上的时间点组成的波峰组来进行“时间-距离”直线的拟合,增加了在低信噪比和复杂组织情况下的剪切波波速估计稳定性和准确性。

[0010] 进一步的,上述的生物组织剪切波波速测量方法中:在采集到横向检测位置对应的“形变-时间”曲线后,还包括对各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线进行低通滤波的步骤。低通滤波的截止频率500-1000Hz。

[0011] 进一步的,上述的生物组织剪切波波速测量方法中:还包括对滤波后的“形变-时间”曲线进行样条插值运算的步骤,该步骤中分别对插值后的“形变-时间”曲线进行最大值搜索运算,找出每条“时间-形变”曲线的峰值。

[0012] 进一步的,上述的生物组织剪切波波速测量方法中:是通过声辐射力冲击激发剪切波经过该弹性观察区域传播。

[0013] 本发明还提供一种医用超声波设备,包括对选取生物组织观察区域传播的剪切波波速进行测量的装置,所述的选取生物组织观察区域传播的剪切波波速进行测量的装置包括:

产生超声波辐射力冲击激发剪切波经过该生物组织观察区域的超声波发生装置;

利用超高帧频成像技术采集该生物组织观察区域回波信号的超高帧频成像装置;

从超高帧频成像装置中获得该生物组织观察区域回波信号,并作出所选的横向检测位置对应的“形变-时间”曲线的装置;

获得各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线的峰值的装置;

把各横向检测位置的对应的“形变-时间”曲线的峰值与阈值权重相乘,得出波峰组形

变阈值的装置；

根据各个横向检测位置的波峰组形变阈值确认对应“形变-时间”曲线中范围的装置；

根据各个横向检测位置和波峰组所对应的时间值进行直线拟合，得出“时间-距离”直线的装置；

求出“时间-距离”直线的斜率的装置。

[0014] 进一步的，上述的医用超声波设备中：在所述的获得各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线的峰值的装置中：包括对各横向检测位置对应的“形变-时间”曲线进行低通滤波的FIR滤波器，所述的FIR滤波器的截止频率选择500Hz-1000Hz。

[0015] 进一步的，上述的医用超声波设备中：还包括对所述的FIR滤波器输出的经过滤波后的“形变-时间”曲线进行进行样条插值运算的样条插值运算器。

[0016] 进一步的，上述的医用超声波设备中：所述的把各横向检测位置的对应的“形变-时间”曲线的峰值与阈值权重相乘，得出波峰组形变阈值的装置中，阈值取0.7。

[0017] 下面结合具体实施例对本发明作较为详细的描述。

附图说明

[0018] 图1是本发明实施例1流程图。

[0019] 图2是本发明实施例1选择的五个位置的“形变-时间”曲线图。

[0020] 图3是本发明实施例1位置1的“形变-时间”曲线峰值图。

[0021] 图4是本发明实施例1位置1的“形变-时间”曲线波峰组图。

[0022] 图5是本发明实施例1根据各个横向位置和波峰组所对应时间进行线性拟合示意图。

具体实施方式

[0023] 实施例1，本实施例是一种医用的超声波设备，在这个医用超声波设备中，有一个测量人体组织剪切波波速的装置，利用本实施例的超声波设备，可以通过精确测量人体组织内剪切波波速，更加精确地检测到不同的人体组织中不同部位的差异。

[0024] 本实施例的医用超声波设备中，对选取人体组织观察区域传播的剪切波波速进行测量的装置的工作流程如图1所示包括以下步骤：

步骤A、在人体组织弹性测量过程中，选取弹性观察区域，通过超声波辐射力冲击激发剪切波经过该区域传播。本步骤中利用超声波发生器接触人体皮肤组织，向皮下组织激发剪切波在皮下组织中传播。

[0025] 步骤B、利用超高帧频成像装置采集超声波激发剪切波传播的区域回波信号进行位移估计运算得到形变估计结果。

[0026] 上面见超高帧频成像装置采集超声波激发剪切波传播的区域回波信号进行位移估计运算得到形变估计结果见以下两编论文。

[0027] (1) 论文《Supersonic Shear Imaging: A New Technique for Soft Tissue Elasticity Mapping》，作者：Jeremy Bercoff, Mickaël Tanter, and Mathias Fink。

(2) 论文《Coherent Plane-Wave Compounding for Very High Frame Rate Ultrasonography and Transient Elastography》，作者：Gabriel Montaldo, Mickaël

Tanter, Jérémy Bercoff, Nicolas Bencech, and Mathias Fink.

[0028] 步骤C、确定待观察深度位置,选取至少两个横向检测位置,根据形变估计结果矩阵作出所选的横向检测位置对应得“形变-时间”曲线,如附图2所示。该图表示选择有五个点,这五个点在剪切波传播的方向上,沿剪切波传播方向分布,各点之间的距离是已知的。

[0029] 步骤D、对各横向检测位置对应得“形变-时间”的曲线进行低通滤波。滤波器可选择FIR滤波器,截止频率例如可选500Hz~1000Hz。该步骤中采用截止频率为500Hz~1000Hz的FIR滤波器,对上面各“形变-时间”曲线表示的信号进行低通滤波,这里FIR滤波器的截止频率与超声波发生器的频率相关,要保证超声波发生器输出的波形能保存。这里,FIR滤波器选择截止频率为500Hz~1000Hz只是一种选择,在实践过程中可以在更大的范围内选择。

[0030] 步骤E、对滤波后的“形变-时间”曲线进行样条插值运算,提高采样率。本步骤中利用样条插值运算器对经过FIR滤波器滤波后的“形变-时间”曲线进行插值,提高采样率。

[0031] 步骤F、分别对插值后的“形变-时间”曲线进行最大值搜索运算,找出每条“时间-形变”曲线的峰值。如附图3所示,搜索出检测位置1“形变-时间”曲线的最大值。

[0032] 步骤G、把各横向检测位置的“形变-时间”曲线的峰值与阈值权重相乘,得出波峰组形变阈值。例如选取权重阈值为0.7。该步骤中,选择峰值周围的多个采样点,组成波峰组。本实施例中,选取权重阈值为0.7只是一种选择,在实践过程中可以根据插值的多少以及取点的密度,选择其它数字如0.8、0.65等。

[0033] 步骤H、根据各个横向检测位置的波峰组形变阈值确认对应“形变-时间”曲线中范围。如附图4所示,确定了检测位置1中波峰组范围。

[0034] 步骤I、根据各个横向检测位置和波峰组所对应的时间值进行直线拟合,得出“时间-距离”直线,如附图5中所示。

[0035] 步骤J、求出“时间-距离”直线的斜率的倒数,得到剪切波速度值。



图1

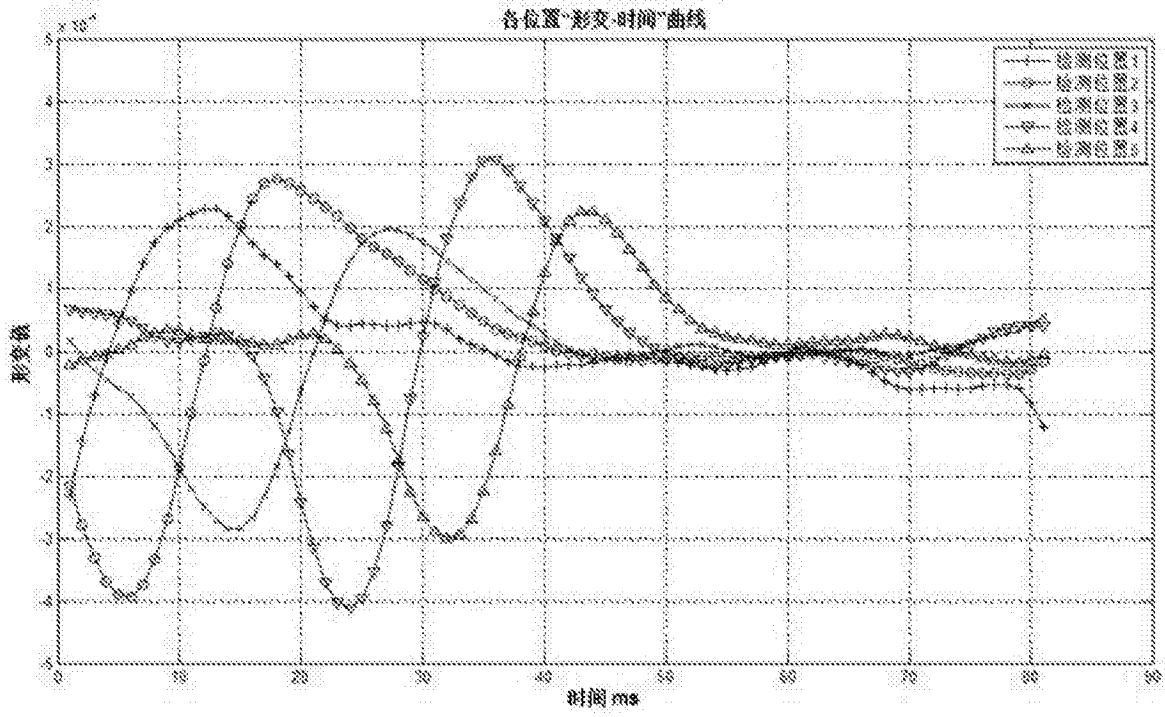


图2

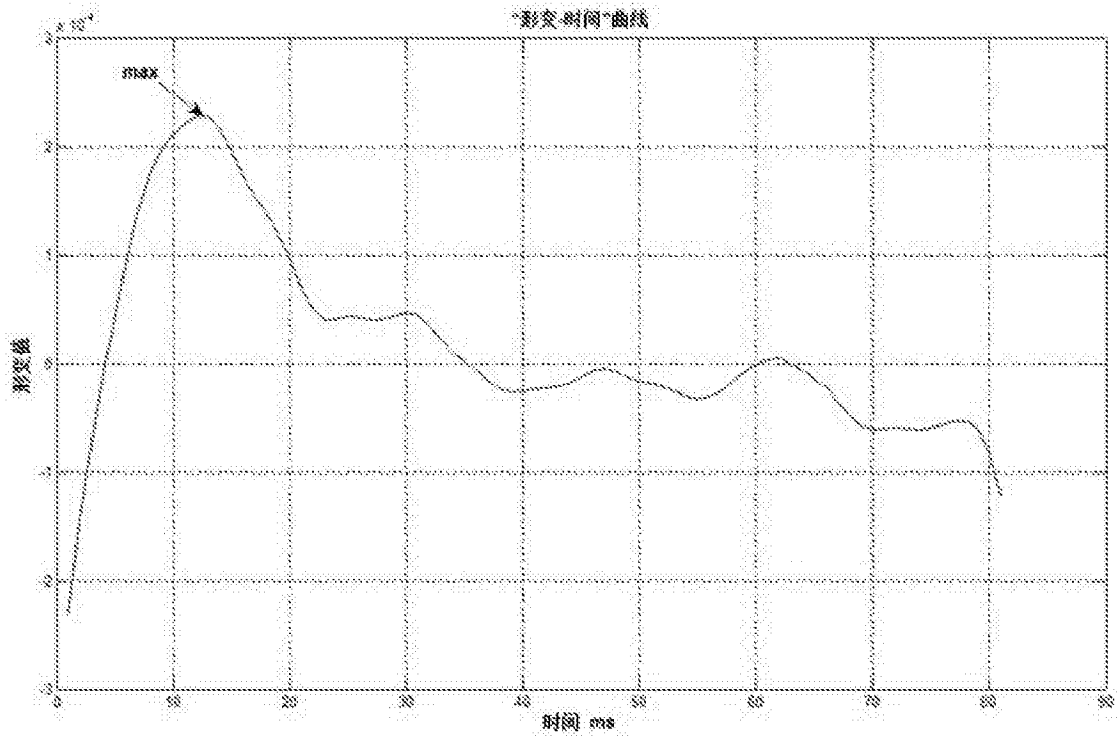


图3

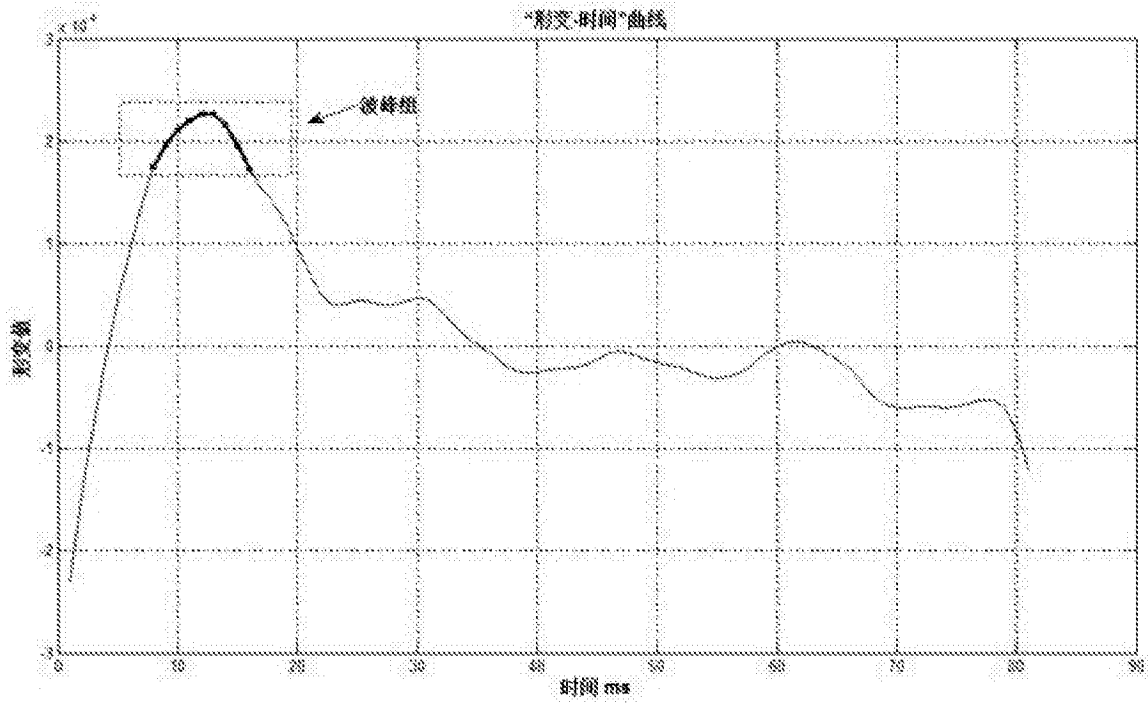


图4

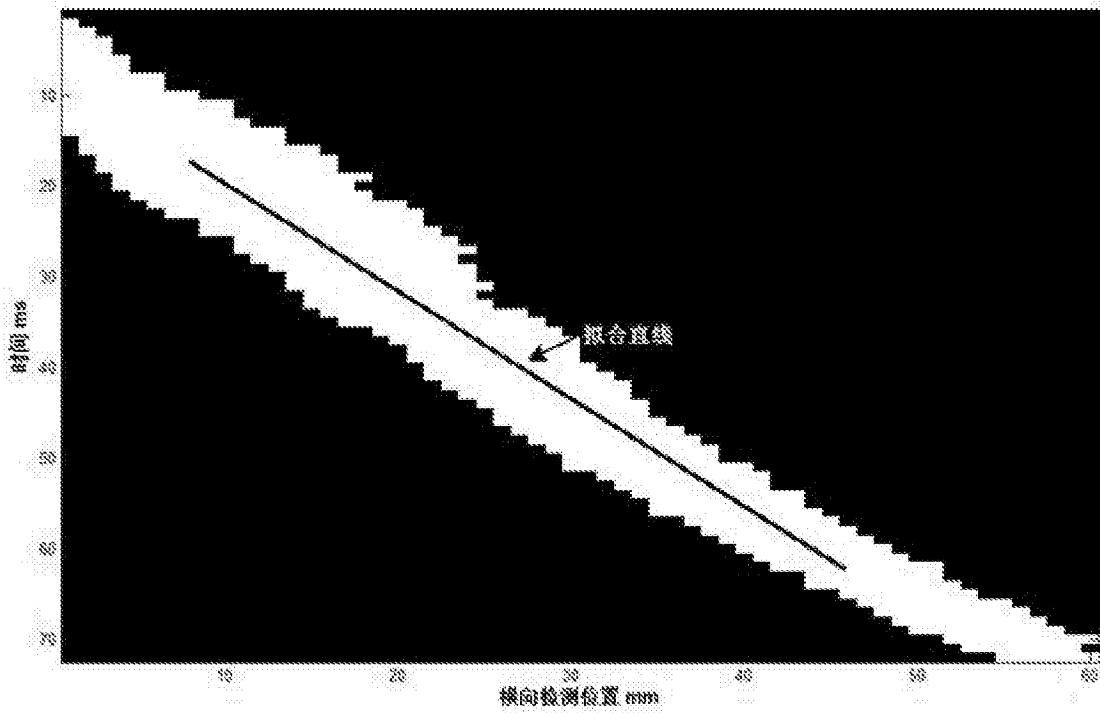


图5

专利名称(译)	一种生物组织剪切波波速测量方法及医用超声波设备		
公开(公告)号	CN107616814A	公开(公告)日	2018-01-23
申请号	CN2017110743117.2	申请日	2017-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	深圳中科乐普医疗技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳中科乐普医疗技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳中科乐普医疗技术有限公司		
[标]发明人	翁嘉淳 董永刚		
发明人	翁嘉淳 董永刚		
IPC分类号	A61B8/08		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明针对目前剪切波速度测量的不足，提出一种生物组织剪切波波速测量方法及医用超声波设备，该方法及系统先通过对每个位置的“形变-时间”曲线进行低通滤波，提高信噪比。再搜索滤波后曲线上形变值超过预设阈值的所有点所对应的的时间位置，即波峰组。最后利用所有检测位置的波峰组的到达时间和横向检测位置拟合出“时间-距离”斜线。这种方法提高了“时间-距离”曲线的利用率，利用波峰组进行拟合，增加了拟合曲线的拟合点数量，提高了剪切波波速估计的准确性和稳定性。

