



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104622507 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201310558087. X

(22) 申请日 2013. 11. 11

(71) 申请人 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

(72) 发明人 曾成志 杨巾英 郑海荣 王丛知
李永川 李强

(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)

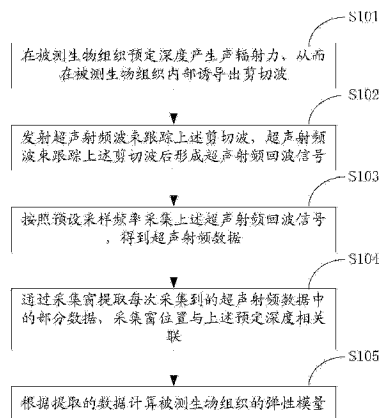
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

弹性模量测量方法和系统

(57) 摘要

一种弹性模量测量方法,包括以下步骤:在被测生物组织预定深度产生声辐射力诱导出剪切波;发射超声射频波束跟踪所述剪切波,所述超声射频波束跟踪所述剪切波后形成超声射频回波信号;按照预设采样频率采集所述超声射频回波信号,得到超声射频数据;通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,所述采集窗位置与所述预定深度相关联;根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。上述方法提取采集到的超声射频数据中的有效数据来计算弹性模量,而不是处理所有采集到的超声射频数据来获得弹性模量,减少了数据计算量,从而提高了测量结果的实时性,也提高了测量弹性模量的效率。此外,还提供一种弹性模量测量系统。



1. 一种弹性模量测量方法,包括以下步骤:

在被测生物组织预定深度产生声辐射力,从而在被测生物组织内部诱导出剪切波;
发射超声射频波束跟踪所述剪切波,所述超声射频波束跟踪所述剪切波后形成超声射频回波信号;

按照预设采样频率采集所述超声射频回波信号,得到超声射频数据;

通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,所述采集窗位置与所述预定深度相关联;

根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。

2. 根据权利要求1所述的弹性模量测量方法,其特征在于,所述通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据的步骤包括:

根据所述预定深度设定采集窗的初始位置,并提取第一次和第二次采集到的超声射频数据中所述采集窗覆盖范围内的数据;

按照如下步骤依次处理第三次和第三次以后采集到的超声射频数据:

获取待处理超声射频数据的前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差;

根据所述波峰位置偏差修正采集窗位置;

提取待处理超声射频数据中修正后的采集窗覆盖范围内的数据。

3. 根据权利要求2所述的弹性模量测量方法,其特征在于,所述获取待处理超声射频数据的前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差的步骤包括:

对所述前两次超声射频数据进行调制解调得到对应的幅度曲线;

获取两对应的幅度曲线中的最高波峰位置;

计算两最高波峰位置之间的偏差。

4. 根据权利要求2所述的弹性模量测量方法,其特征在于,所述根据所述波峰位置偏差修正采集窗位置的步骤为:

将采集窗位置根据所述波峰位置偏差进行移动,移动的位移等于所述波峰位置偏差。

5. 根据权利要求3所述的弹性模量测量方法,其特征在于,根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量的步骤包括:

根据所述提取的数据计算所述剪切波的传播速度;

根据所述剪切波速度计算被测生物组织的弹性模量。

6. 一种弹性模量测量系统,其特征在于,包括:

声辐射力产生模块,用于在被测生物组织预定深度产生声辐射力,从而在被测生物组织内部诱导出剪切波;

射频波束发射模块,用于发射超声射频波束跟踪所述剪切波,所述超声射频波束跟踪所述剪切波后形成超声射频回波信号;

射频数据采样模块,用于按照预设采样频率采集所述超声射频回波信号,得到超声射频数据;

数据提取模块,用于通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,所述采集窗位置与所述预定深度相关联;

弹性模量计算模块,用于根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。

7. 根据权利要求6所述的弹性模量测量系统,其特征在于,所述数据提取模块包括:

采集窗位置设定单元,用于根据所述预定深度设定采集窗的初始位置;

数据提取单元,用于提取第一次和第二次采集到的超声射频数据中所述采集窗覆盖范围内的数据;

控制单元,用于控制位置偏差获取单元、采集窗位置修正单元和数据提取单元依次处理第三次和第三次以后采集到的超声射频数据;

位置偏差获取单元,用于获取待处理超声射频数据的前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差;

采集窗位置修正单元,用于根据所述波峰位置偏差修正采集窗位置;

数据提取单元还用于提取待处理超声射频数据中修正后的采集窗覆盖范围内的数据。

8. 根据权利要求7所述的弹性模量测量系统,其特征在于,所述位置偏差获取单元用于对所述前两次超声射频数据进行调制解调得到对应的幅度曲线,获取两对应的幅度曲线中的最高波峰位置,计算两最高波峰位置之间的偏差,从而得到所述波峰位置偏差。

9. 根据权利要求7所述的弹性模量测量系统,其特征在于,采集窗位置修正单元用于将采集窗位置根据所述波峰位置偏差进行移动,移动的位移等于所述波峰位置偏差。

10. 根据权利要求8所述的弹性模量测量系统,其特征在于,弹性模量计算模块包括:

传播速度计算单元,用于根据所述提取的数据计算所述剪切波的传播速度;

弹性模量计算单元,用于根据所述剪切波速度计算被测生物组织的弹性模量。

弹性模量测量方法和系统

【技术领域】

[0001] 本发明涉及生物医学领域,特别涉及一种弹性模量测量方法。

【背景技术】

[0002] 利用声辐射力脉冲成像(Acoustic Radiation Force Impulse,ARFI)技术对生物组织的弹性模量进行无损检测在生物医学的科学研究和临床实践中具有广泛的应用前景,是医学超声学研究的前沿课题,对于疾病的检测,尤其是肿瘤的检测诊断,有着十分重要的参考意义,可作为临床检测与诊断的参考依据。

[0003] 利用声辐射力脉冲成像测量生物组织弹性模量的系统称为弹性成像系统。弹性成像系统的测量结果的实时性是评估弹性成像系统的一项重要指标。然而弹性成像系统对从被测生物组织获得的原始数据的处理需要花费大量的处理时间,因此,一般的弹性成像系统的测量结果的实时性不高。

【发明内容】

[0004] 基于此,有必要提供一种能提高测量结果实时性的弹性模量测量方法。

[0005] 一种弹性模量测量方法,包括以下步骤:

[0006] 在被测生物组织预定深度产生声辐射力,从而在被测生物组织内部诱导出剪切波;

[0007] 发射超声射频波束跟踪所述剪切波,所述超声射频波束跟踪所述剪切波后形成超声射频回波信号;

[0008] 按照预设采样频率采集所述超声射频回波信号,得到超声射频数据;

[0009] 通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,所述采集窗位置与所述预定深度相关联;

[0010] 根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。

[0011] 在其中一个实施例中,所述通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中所述超声射频回波信号的两最高波峰之间的信号对应的数据的步骤包括:

[0012] 根据撰述预定深度设定采集窗的初始位置,并提取第一次和第二次采集到的超声射频数据中所述采集窗覆盖范围内的数据;

[0013] 按照如下步骤依次处理第三次和第三次以后采集到的超声射频数据:

[0014] 获取待处理超声射频数据的前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差;

[0015] 根据所述波峰位置偏差修正采集窗位置;

[0016] 提取待处理超声射频数据中修正后的采集窗覆盖范围内的数据。

[0017] 在其中一个实施例中,所述获取待处理超声射频数据的前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差的步骤包括:

[0018] 对所述前两次超声射频数据进行调制解调得到对应的幅度曲线;

[0019] 获取两对应的幅度曲线中的最高波峰位置;

- [0020] 计算两最高波峰位置之间的偏差。
- [0021] 在其中一个实施例中,所述根据所述波峰位置偏差修正采集窗位置的步骤为:
- [0022] 将采集窗位置根据所述波峰位置偏差进行移动,移动的位移等于所述波峰位置偏差。
- [0023] 在其中一个实施例中,根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量的步骤包括:
- [0024] 根据所述提取的数据计算所述剪切波的传播速度;
- [0025] 根据所述剪切波速度计算被测生物组织的弹性模量。
- [0026] 此外,还有必要提供一种能提高测量结果实时性的生物组织的弹性模量测量系统。
- [0027] 一种弹性模量测量系统,包括:
- [0028] 声辐射力产生模块,用于在被测生物组织预定深度产生声辐射力,从而在被测生物组织内部诱导出剪切波;
- [0029] 射频波束发射模块,用于发射超声射频波束跟踪所述剪切波,所述超声射频波束跟踪所述剪切波后形成超声射频回波信号;
- [0030] 射频数据采集模块,用于按照预设采样频率采集所述超声射频回波信号,得到超声射频数据;
- [0031] 数据提取模块,用于通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,所述采集窗位置与所述预定深度相关联;
- [0032] 弹性模量计算模块,用于根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。
- [0033] 在其中一个实施例中,所述数据提取模块包括:
- [0034] 采集窗位置设定单元,用于根据所述预定深度设定采集窗的初始位置;
- [0035] 数据提取单元,用于提取第一次和第二次采集到的超声射频数据中所述采集窗覆盖范围内的数据;
- [0036] 控制单元,用于控制位置偏差获取单元、采集窗位置修正单元和数据提取单元依次处理第三次和第三次以后采集到的超声射频数据;
- [0037] 位置偏差获取单元,用于获取待处理超声射频数据的前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差;
- [0038] 采集窗位置修正单元,用于根据所述波峰位置偏差修正采集窗位置;
- [0039] 数据提取单元还用于提取待处理超声射频数据中修正后的采集窗覆盖范围内的数据。
- [0040] 在其中一个实施例中,所述位置偏差获取单元用于对所述前两次超声射频数据进行调制解调得到对应的幅度曲线,获取两对应的幅度曲线中的最高波峰位置,计算两最高波峰位置之间的偏差,从而得到所述波峰位置偏差。
- [0041] 在其中一个实施例中,采集窗位置修正单元用于将采集窗位置根据所述波峰位置偏差进行移动,移动的位移等于所述波峰位置偏差。
- [0042] 在其中一个实施例中,弹性模量计算模块包括:
- [0043] 传播速度计算单元,用于根据所述提取的数据计算所述剪切波的传播速度;
- [0044] 弹性模量计算单元,用于根据所述剪切波速度计算被测生物组织的弹性模量。

[0045] 上述弹性模量测量方法和系统,在被测生物组织内部诱导出剪切波,跟踪剪切波得到超声射频回波信号,按照预设采样频率采集所述超声射频回波信号得到超声射频数据,通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,采集窗位置与声辐射力产生深度相关联,以保证通过采集窗提取的数据为有效数据,并根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。上述方法和系统,提取采集到的超声射频数据中的有效数据来计算弹性模量,而不是处理所有采集到的超声射频数据来获得弹性模量,大大地减少的数据计算量,从而提高了测量结果的实时性。

【附图说明】

[0046] 图 1 为一个实施例中的弹性模量测量方法的流程示意图;

[0047] 图 2 为一个实施例中处理第三次和第三次以后采集到的超声射频数据的流程示意图;

[0048] 图 3 为一个实施例中的弹性模量测量系统的结构示意图;

[0049] 图 4 为一个实施例中数据提取模块的结构示意图。

【具体实施方式】

[0050] 如图 1 所示,在一个实施例中,一种弹性模量测量方法,包括以下步骤:

[0051] 步骤 S101,在被测生物组织预定深度产生声辐射力,从而在被测生物组织内部诱导出剪切波。

[0052] 具体的,可采用超声换能器发射超声波在被测生物组织预定深度聚集 N 微秒,其中 N 为指定值。

[0053] 步骤 S102,发射超声射频波束跟踪上述剪切波,超声射频波束跟踪上述剪切波后形成超声射频回波信号。

[0054] 发射的超声射频波束为高帧频波束,通常为 5 ~ 20kHz。

[0055] 步骤 S103,按照预设采样频率采集上述超声射频回波信号,得到超声射频数据。

[0056] 步骤 S104,通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,采集窗位置与上述预定深度相关联。

[0057] 采集窗位置与声辐射力在被测生物组织中的产生深度相关联,可保证通过采集窗提取的数据为计算被测生物组织中该产生深度的弹性模量的有效数据。步骤 S105,根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。

[0058] 剪切波在被测生物组织传播过程中,会引起被测生物组织内质点的位移变化,超声射频回波信号中携带着这些位移变化信息,根据这些位移变化信息可计算被测生物组织的弹性模量。

[0059] 上述弹性模量测量方法,在被测生物组织内部诱导出剪切波,跟踪剪切波得到超声射频回波信号,按照预设采样频率采集所述超声射频回波信号得到超声射频数据,通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,采集窗位置与声辐射力产生深度相关联,以保证通过采集窗提取的数据为有效数据,并根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。上述方法,提取采集到的超声射频数据中的有效数据来计算弹性模量,而不是处理所有采集到的超声射频数据来获得弹性模量,大大地减少的数据计算量,从而提高了测

量结果的实时性,也提高了测量弹性模量的效率。

[0060] 在一个实施例中,步骤 S104 包括以下步骤:

[0061] 根据上述预定深度设定采集窗的初始位置,并提取第一次和第二次采集到的超声射频数据中所述采集窗覆盖范围内的数据。上述预定深度即声辐射力在被测生物组织中的产生深度。

[0062] 进一步的,如图 2 所示,按照如下步骤依次处理第三次和第三次以后采集到的超声射频数据:

[0063] 步骤 S202,获取待处理超声射频数据的前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差。

[0064] 在一个实施例中,步骤 S202 包括以下步骤:对待处理超声射频数据的前两次超声射频数据进行调制解调得到对应的幅度曲线;获取两对应的幅度曲线中的最高波峰位置;计算两最高波峰位置之间的偏差,即得到波峰位置偏差。

[0065] 步骤 S204,根据上述波峰位置偏差修正采集窗位置。

[0066] 在一个实施例中,可将采集窗位置根据波峰位置偏差进行移动,移动的位移等于所述波峰位置偏差。具体的,可如下修正采集窗位置:采集窗起始位置 = 采集窗起始位置 + 波峰位置偏差,采集窗终止位置 = 采集窗终止位置 + 波峰位置偏差。

[0067] 步骤 S206,提取待处理超声射频数据中修正后的采集窗覆盖范围内的数据。

[0068] 在一个实施例中,步骤 S105 根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量包括以下步骤:根据提取的数据计算剪切波的传播速度;根据剪切波速度计算被测生物组织的弹性模量。

[0069] 具体的,可按照如下公式计算被测生物组织的弹性模量: $E = 3\rho c^2$,其中, c 为剪切波传播速度, ρ 为被测生物组织密度, E 为弹性模量。测量生物组织的弹性模量的过程中存在干扰运动,例如发射超声波的超声换能器的探头的微颤、人体自身的呼吸运动、心脏和动脉血管的搏动、胃肠蠕动以及血液循环等,都会对被测生物组织造成额外的力作用,影响被测生物组织弹性模量的测量。上述弹性模量测量方法,根据前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差修正采集窗位置,可使采集窗始终覆盖超声射频数据中超声射频回波信号的两最高波峰之间的信号对应的数据,避免由于外界干扰而造成采集数据明显偏移或者错误的问题,提高数据采集的正确性,从而提高被测生物组织弹性模量测量的准确性。

[0070] 如图 3 所示,一种弹性模量测量系统,包括声辐射力产生模块 302、射频波束发射模块 304、射频数据采样模块 306、数据提取模块 308 和弹性模量计算模块 310,其中:

[0071] 声辐射力产生模块 302 用于在被测生物组织预定深度产生声辐射力,从而在被测生物组织内部诱导出剪切波。

[0072] 具体的,声辐射力产生模块 302 可采用超声换能器发射超声波在被测生物组织预定深度聚集 N 微秒,其中 N 为指定值。

[0073] 射频波束发射模块 304 用于发射超声射频波束跟踪上述剪切波,超声射频波束跟踪上述剪切波后形成超声射频回波信号。

[0074] 发射的超声射频波束为高帧频波束,通常为 $5 \sim 20\text{kHz}$ 。

[0075] 射频数据采样模块 306 用于按照预设采样频率采集上述超声射频回波信号,得到超声射频数据。

[0076] 数据提取模块 308 用于通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,采集窗位置与上述预定深度相关联。

[0077] 采集窗位置与声辐射力在被测生物组织中的产生深度相关联,可保证通过采集窗提取的数据为计算被测生物组织中该产生深度的弹性模量的有效数据。

[0078] 弹性模量计算模块 310 用于根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。

[0079] 剪切波在被测生物组织传播过程中,会引起被测生物组织内质点的位移变化,超声射频回波信号中携带着这些位移变化信息,根据这些位移变化信息可计算被测生物组织的弹性模量。

[0080] 上述弹性模量测量系统,在被测生物组织内部诱导出剪切波,跟踪剪切波得到超声射频回波信号,按照预设采样频率采集所述超声射频回波信号得到超声射频数据,通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据,采集窗位置与声辐射力产生深度相关联,以保证通过采集窗提取的数据为有效数据,并根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。上述系统,提取采集到的超声射频数据中的有效数据来计算弹性模量,而不是处理所有采集到的超声射频数据来获得弹性模量,大大地减少的数据计算量,从而提高了测量结果的实时性,也提高了测量弹性模量的效率。

[0081] 如图 4 所示,在一个实施例中,数据提取模块 308 包括采集窗位置设定单元 402、数据提取单元 404、控制单元 406、位置偏差获取单元 408 和采集窗位置修正单元 410,其中:

[0082] 采集窗位置设定单元 402 用于根据上述预定深度设定采集窗的初始位置。上述预定深度即声辐射力在被测生物组织中的产生深度。

[0083] 数据提取单元 404 用于提取第一次和第二次采集到的超声射频数据中所述采集窗覆盖范围内的数据。

[0084] 控制单元 406 用于控制位置偏差获取单元 408、采集窗位置修正单元 410 和数据提取单元 404 依次处理第三次和第三次以后采集到的超声射频数据。

[0085] 位置偏差获取单元 408 用于获取待处理超声射频数据的前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差。

[0086] 具体的,位置偏差获取单元 408 可对待处理超声射频数据的前两次超声射频数据进行调制解调得到对应的幅度曲线,获取两对应的幅度曲线中的最高波峰位置,进一步计算两最高波峰位置之间的偏差,即得到波峰位置偏差。

[0087] 采集窗位置修正单元 410 用于根据上述波峰位置偏差修正采集窗位置。

[0088] 在一个实施例中,采集窗位置修正单元 410 可将采集窗位置根据波峰位置偏差进行移动,移动的位移等于所述波峰位置偏差。具体的,采集窗位置修正单元 410 可如下修正采集窗位置:采集窗起始位置 = 采集窗起始位置 + 波峰位置偏差,采集窗终止位置 = 采集窗终止位置 + 波峰位置偏差。

[0089] 数据提取单元 404 还用于提取待处理超声射频数据中修正后的采集窗覆盖范围内的数据。

[0090] 在一个实施例中,弹性模量计算模块 310 包括传播速度计算单元和弹性模量计算单元(图中未示出),其中:

[0091] 传播速度计算单元,用于根据提取的数据计算所述剪切波的传播速度;弹性模量计算单元,用于根据剪切波速度计算被测生物组织的弹性模量。

[0092] 具体的,弹性模量计算单元可按照如下公式计算被测生物组织的弹性模量: $E=3\rho c^2$,其中, c 为剪切波传播速度, ρ 为被测生物组织密度, E 为弹性模量。

[0093] 测量生物组织的弹性模量的过程中存在干扰运动,例如发射超声波的超声换能器的探头的微颤、人体自身的呼吸运动、心脏和动脉血管的搏动、胃肠蠕动以及血液循环等,都会对被测生物组织造成额外的力作用,影响被测生物组织弹性模量的测量。上述生物组织的弹性模量测量系统,根据前两次超声射频数据之间的波峰位置偏差修正采集窗位置,可使采集窗始终覆盖超声射频数据中超声射频回波信号的两最高波峰之间的信号对应的数据,避免由于外界干扰而造成采集数据明显偏移或者错误的问题,提高数据采集的正确性,从而提高被测生物组织弹性模量测量的准确性。

[0094] 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。

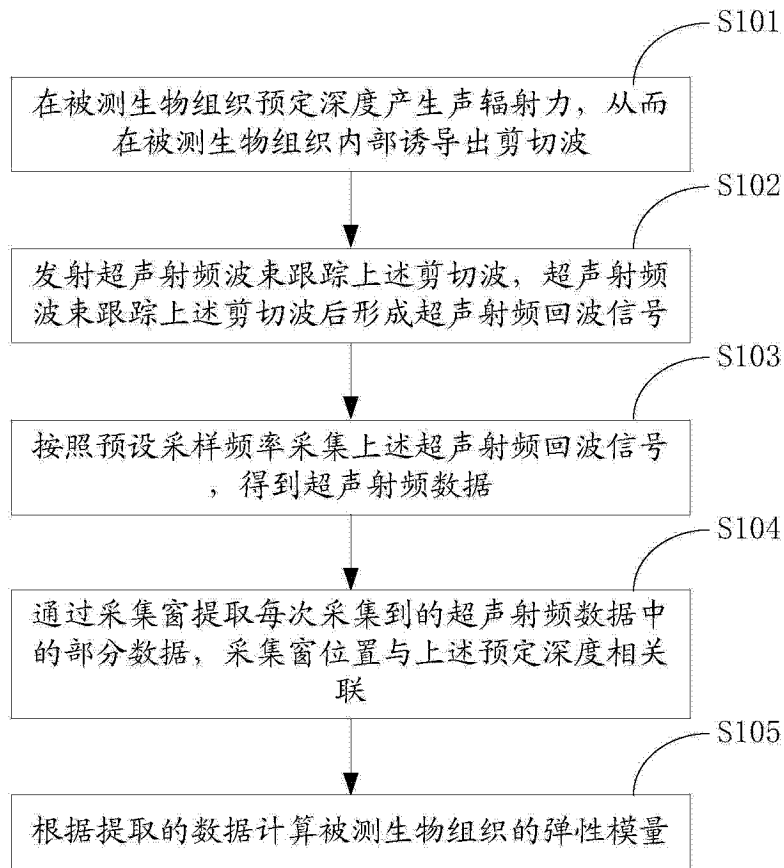


图 1

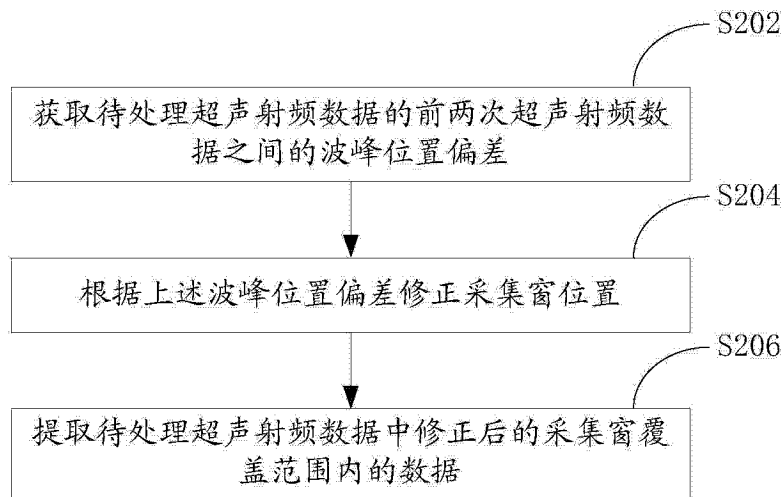


图 2

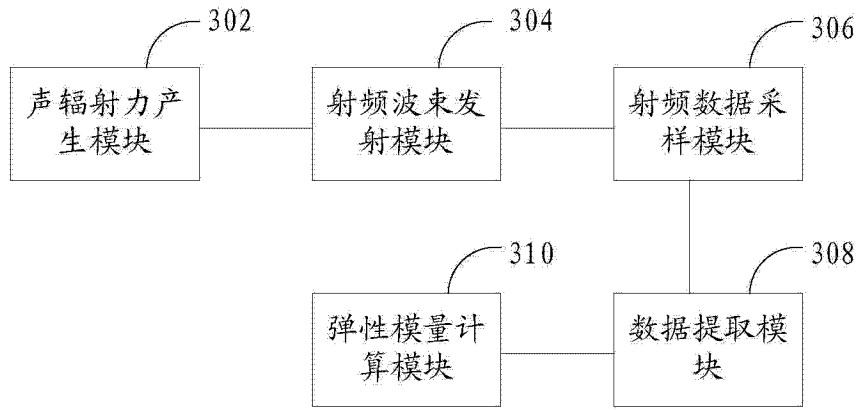


图 3

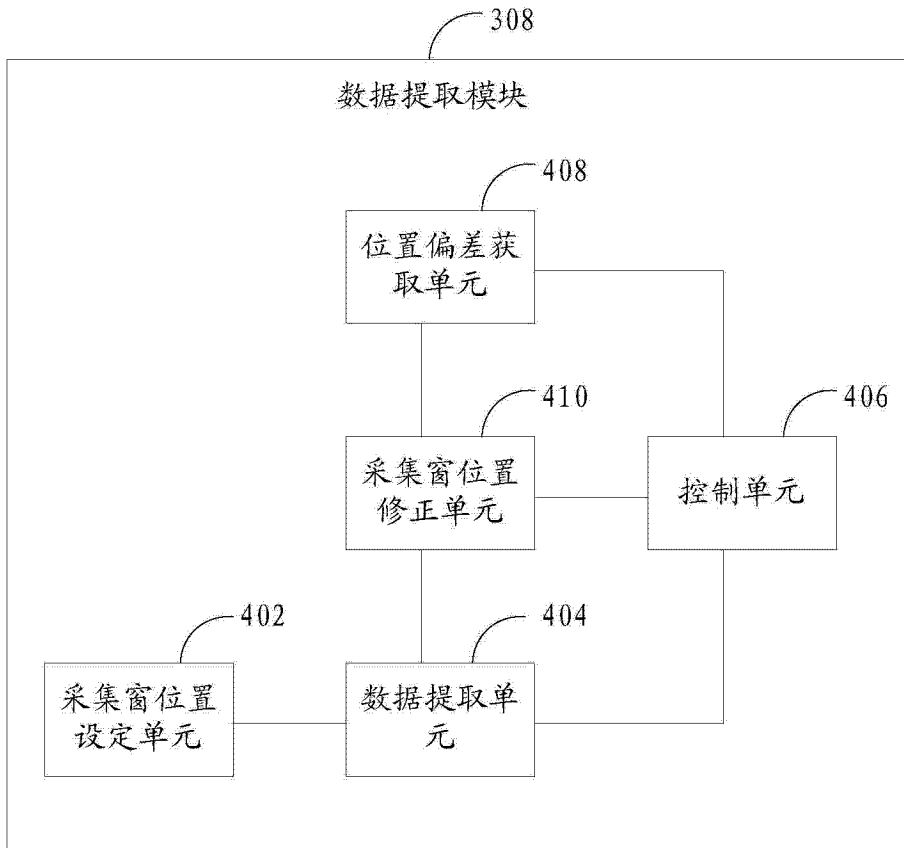


图 4

专利名称(译)	弹性模量测量方法和系统		
公开(公告)号	CN104622507A	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201310558087.X	申请日	2013-11-11
[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	曾成志 杨巾英 郑海荣 王丛知 李永川 李强		
发明人	曾成志 杨巾英 郑海荣 王丛知 李永川 李强		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485		
代理人(译)	吴平		
其他公开文献	CN104622507B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种弹性模量测量方法，包括以下步骤：在被测生物组织预定深度产生声辐射力诱导剪切波；发射超声射频波束跟踪所述剪切波，所述超声射频波束跟踪所述剪切波后形成超声射频回波信号；按照预设采样频率采集所述超声射频回波信号，得到超声射频数据；通过采集窗提取每次采集到的超声射频数据中的部分数据，所述采集窗位置与所述预定深度相关联；根据提取的数据计算被测生物组织的弹性模量。上述方法提取采集到的超声射频数据中的有效数据来计算弹性模量，而不是处理所有采集到的超声射频数据来获得弹性模量，减少了数据计算量，从而提高了测量结果的实时性，也提高了测量弹性模量的效率。此外，还提供一种弹性模量测量系统。

