



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103006274 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 03

(21) 申请号 201210561200. 5

(22) 申请日 2012. 12. 21

(71) 申请人 深圳大学

地址 518060 广东省深圳市南山区南海大道
3688 号

(72) 发明人 张新宇 陈昕 梁平 陈思平
汪天富

(74) 专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事
务所 44268

代理人 刘文求

(51) Int. Cl.

A61B 8/10(2006. 01)

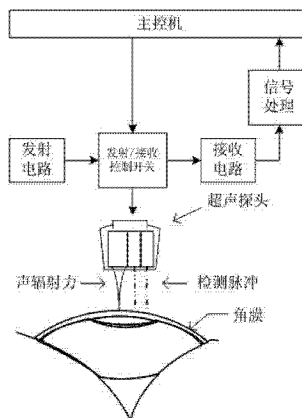
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

(54) 发明名称

一种超声检测角膜粘弹性的方法和系统

(57) 摘要

本发明公开了一种超声检测角膜粘弹性的方法和系统,其中,所述方法包括以下步骤:首先,令具有一定功率的声波聚焦在角膜上,对角膜产生一声辐射力;在声辐射力的作用下,角膜产生微小振动,所述振动在角膜内以兰姆波的形式向外传播;然后,向眼球发射检测脉冲,所述脉冲在眼球组织内反射形成回波,并接收所述回波;最后,从回波中提取角膜的振动的信息,并根据一定的数学模型,获取角膜的弹性模量和粘性系数。其可同时定量测量弹性模量和粘性系数,全面刻画角膜的力学特性;同时,所述系统还具有结构简单,易于实现,成本低等优点,并且,可以作为一个独立的设备,也可以作为一个附加功能模块,加载在现有的彩超系统上使用,市场推广前景较佳。



1. 一种超声检测角膜粘弹性的方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

S1、令具有一定功率的声波聚焦在角膜上,对角膜产生一声辐射力;在所述声辐射力的作用下,角膜产生微小振动,所述振动在角膜内以兰姆波的形式向外传播;

S2、向眼球发射检测脉冲,所述脉冲在眼球组织内反射形成回波,并接收所述回波;

S3、从回波中提取角膜的振动的信息,并根据一定的数学模型,获取角膜的弹性模量和粘性系数。

2. 根据权利要求1所述的超声检测角膜粘弹性的方法,其特征在于,所述步骤S3中,角膜的振动的信息包括:振动的波形,以及兰姆波的相速度随振动频率的变化信息。

3. 根据权利要求1所述的超声检测角膜粘弹性的方法,其特征在于,所述步骤S1之前还包括:定义角膜的起振点F和至少两个具有微小间距的检测点;检测点发射检测脉冲,以记录角膜的原始位置。

4. 一种超声检测角膜粘弹性的系统,其特征在于,包括:主控机、发射电路、接收电路、超声探头;所述主控机分别通过发射/接收控制开关,连接发射电路和接收电路,控制超声探头上各阵元发射或者接收超声脉冲;

其中,探头含多个阵元,其中一部分阵元用于发射声辐射力,激励组织的振动,另有若干阵元用于发射超声脉冲,并接收回波信号,从而检测组织的振动信息;

其中,所述主控机发射控制信号,令超声探头中负责激励的阵元发射超声脉冲聚焦在角膜上,使角膜振动,;令负责检测的阵元,发射检测脉冲,并收集回波通过接收电路发送到信号处理模块中进行处理,最终计算出获取角膜的弹性模量和粘性系数。

一种超声检测角膜粘弹性的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声检测技术领域,尤其涉及一种超声检测角膜粘弹性的方法和系统。

背景技术

[0002] 角膜是眼球前部的圆形透明结构,它不仅与巩膜共同维持眼球形状保护眼内组织,而且是眼球屈光系统的重要组成部分,它的形状和焦距影响全眼屈光能力的 70%。作为一种生物组织,角膜表现出非线性的应力-应变关系、各向异性、粘弹性等生物力学特性。这些力学特性不仅呈现明显的个体差异,而且会因角膜屈光手术、某些病变或外伤而改变;另一方面,力学特性的异常将不仅增加角膜屈光手术的风险,也会导致眼内压测量的偏差进而影响青光眼的早期诊断。

[0003] 目前,法国巴黎大学 Fink 教授研究组提出一种基于快速剪切波成像系统的角膜弹性定量成像,采用超声辐射力激励 500 至 3000Hz 的低频振动,依靠高速超声成像技术(帧频可达数万帧)对角膜内产生的兰姆波进行成像,根据兰姆波的相速度估计角膜的杨氏模量。

[0004] 该研究为我们展示了基于超声方法获得在体角膜弹性图的可能性,但也存在一定的局限性:第一,此方法必须借助该团队拥有自主知识产权的快速剪切波成像设备才能实现,系统复杂,造价昂贵,不便于推广;另外,此方法仅估计了杨氏模量,未考虑角膜的粘性,不能准确反映组织的力学特性。

[0005] 有鉴于此,现有技术有待改进和提高。

发明内容

[0006] 鉴于现有技术的不足,本发明目的在于提供一种超声检测角膜粘弹性的方法和系统。旨在解决现有技术中超声方法获得在体角膜弹性图存在的设备复杂、无法全面反映力学特性的问题。

[0007] 本发明的技术方案如下:

一种超声检测角膜粘弹性的方法,其中,所述方法包括以下步骤:

S1、令具有一定功率的声波聚焦在角膜上,对角膜产生一声辐射力;在所述声辐射力的作用下,角膜产生微小振动,所述振动在角膜内以兰姆波的形式向外传播;

S2、向眼球发射检测脉冲,所述脉冲在眼球组织内反射形成回波,并接收所述回波;

S3、从回波中提取角膜的振动的信息,并根据一定的数学模型,获取角膜的弹性模量和粘性系数。

[0008] 优选地,所述的超声检测角膜粘弹性的方法,其中,所述步骤 S3 中,角膜的振动的信息包括:振动的波形,以及兰姆波的相速度随频率的变化信息。

[0009] 优选地,所述的超声检测角膜粘弹性的方法,其中,所述步骤 S1 之前还包括:定义角膜的起振点 F 和至少两个具有微小间距的检测点;检测点发射检测脉冲,以记录角膜的

原始位置。

[0010] 一种超声检测角膜粘弹性的系统,其中,包括:主控机、发射电路、接收电路、超声探头;所述主控机分别通过发射/接收控制开关,连接发射电路和接收电路,控制超声探头上各阵元发射或者接收超声脉冲;

探头分多个阵元,其中一部分阵元用于发射声辐射力,激励组织振动,另有若干阵元用于发射超声脉冲,并接收回波信号,从而检测组织的振动信息。

[0011] 有益效果:

本申请的超声检测角膜粘弹性的方法和系统,可同时定量测量弹性模量和粘性系数,全面刻画角膜的力学特性;同时,所述系统还具有结构简单,易于实现,成本低等优点,其可以形成一个独立的设备,简单便携,也可以作为一个附加功能模块,加载在现有的彩超系统上使用,市场推广前景较佳。

附图说明

[0012] 图1为本申请的超声检测角膜粘弹性的方法的流程图。

[0013] 图2为本申请的超声检测角膜粘弹性的系统的检测示意图。

具体实施方式

[0014] 本发明提供一种超声检测角膜粘弹性的方法和系统,为使本发明的目的、技术方案及效果更加清楚、明确,以下对本发明进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0015] 请参阅图1,其为本申请的超声检测角膜粘弹性的方法的流程图。如图所示,所述超声检测角膜粘弹性的方法包括以下步骤:

S1、令具有一定功率的声波聚焦在角膜上,对角膜产生一声辐射力;在所述声辐射力的作用下,角膜产生微小振动,所述振动在角膜内以兰姆波的形式向外传播;

S2、向眼球发射检测脉冲,所述脉冲在眼球组织内反射形成回波,并接收所述回波;

S3、从回波中提取角膜的振动的信息,并根据一定的数学模型,获取角膜的弹性模量和粘性系数。

[0016] 下面分别针对上述步骤进行具体描述:

所述步骤S1为令具有一定功率的声波聚焦在角膜上,对角膜产生一声辐射力;在所述声辐射力的作用下,角膜产生微小振动,所述振动在角膜内以兰姆波的形式向外传播。因为超声波在组织中传播,其强度不可避免地随深度衰减,形成声场的梯度分布,这种梯度形成了对组织的单向作用力—声辐射力。运动开始时声辐射力使组织产生沿超声发射轴向的(Z方向)的位移,这种位移产生两个效应:一是轴向的压缩拉伸,从而以纵波的方式向前传播,二是由于和横向相邻组织的剪切应力,产生横向传播的剪切波,体现为横向各点沿Z方向按时间顺序的剪切位移。由于角膜是一种薄层结构的组织,剪切波在其内传播时,不断地角膜的上下边界发生作用,产生折射、反射及横波与纵波之间的模态转换而形成兰姆波。对于浸在液体中的粘弹性薄板(即角膜),假设薄板和液体的密度相近且它们中的可压缩波波数远小于兰姆波波数,则薄板中的非对称兰姆波弥散方程如下:

$$\begin{aligned}
 & 4k_L^2 \eta \beta \cosh(k_L h) \sinh(\beta_L h) - (k_s^2 - 2k_L^2)^2 \sinh(k_L h) \times \cosh(\beta_L h) \\
 & = k_s^4 \cosh(k_L h) \cosh(\beta_L h)
 \end{aligned} \tag{1}$$

其中, $k_L = \frac{\omega}{c_L}$, ω 是角频率, c_L 是频率相关的兰姆波相速度, $k_s = \omega \sqrt{\rho_m / \mu}$ 是剪切波的波数, μ 是剪切模量, ρ_m 是样品的密度(与水的密度相近), $\beta_L = \sqrt{k_L^2 - k_s^2}$, h 等于样品厚度的一半。

[0017] 所述步骤 S2 为向眼球发射检测脉冲,所述脉冲在眼球组织内反射形成回波,并接收所述回波。当角膜组织有振动时,回波中就包含了振动信息。

[0018] 所述步骤 S3 为从回波中提取角膜的振动的信息,并根据一定的数学模型,获取角膜的弹性模量和粘性系数。接收到的回波信号 $r(t, k)$ 表示成一个二维信号。发射一次检测脉冲,则不同时刻 t 的回波信号表示组织中不同深度处的回波。按一定的脉冲重复频率发射多次检测脉冲,得到一个脉冲回波序列, k 表示该序列中回波的帧数。回波信号的幅度和相位受到该点组织振动的调制,通过一定的算法可从中提取出组织振动的相位变化。在具体实现时,从接收到的射频(RF)信号经过超声前端电路的放大和模数转换的处理,再经过正交解调处理,得到 RF 信号的复包络。对某一监测点,回波信号相邻帧的复包络信号进行互相关处理,可提取出该点不同深度中组织振动的信号。对于相距一定距离的两个检测点,计算它们在某个深度上振动信号的相位差,可求出振动传播的相速度 c_L 。

[0019] 在本实施例中,通过引入 Voigt 模型来描述粘弹性薄板的力学行为,剪切模量 μ 则表示为 $\mu = \mu_1 + i\omega\mu_2$, 其中 μ_1 和 μ_2 分别是弹性模量和粘性模量。因此,方程(1)可化为关于兰姆波相速度 c_L 、频率 ω 、弹性模量 μ_1 和粘性模量 μ_2 的数学模型,如下所示:

$$\begin{aligned}
 f(c_L, \omega, \mu_1, \mu_2) &= 4k_L^2 \eta \beta \cosh(k_L h) \sinh(\beta_L h) - (k_s^2 - 2k_L^2)^2 \sinh(k_L h) \times \cosh(\beta_L h) \\
 &\quad - k_s^4 \cosh(k_L h) \cosh(\beta_L h) = 0
 \end{aligned} \tag{2}$$

此式表明,兰姆波速度是弹性、粘性以及兰姆波频率的函数。通过测量兰姆波并在频域上分解得到各频域上分解得到各频率上的兰姆波速度 $c_L(\omega)$ 由非线性拟合即可估计出样品的弹性模量 μ_1 和粘性模量 μ_2 , 这是本发明的物理基础。具体实现中,对角膜粘弹性的估计以方程(2)作为数学模型,或者对方程(2)进行一定的近似和简化,得到角膜粘弹性估计的经验公式(须经过实验的验证),作为估计的数学模型。

[0020] 理论分析和实验研究表明,角膜内的兰姆波的速度一般在 3~10m/s, 在医用超声上,这样的传播速度完全可以用既有的硬件检测到。

[0021] 基于数学模型 $f(c, \omega, \mu_1, \mu_2) = 0$ 对弹性模量 μ_1 和粘性系数 μ_2 进行估计是典型的基于模型的非线性参数估计问题,可采用非线性最小二乘估计算法解决。下面简单描述算法的流程:

首先,假定 $\langle \mu_1, \mu_2 \rangle$ 的一组初值;

然后,基于“最小二乘准则”得到相速度谱的估计 $\hat{c}(\omega, \mu_1, \mu_2)$, 即

$$\hat{c}(\mu_1, \mu_2, \omega) = \min_{\hat{c}} \sum_{\omega} |f(\hat{c}, \mu_1, \mu_2, \omega)|^2; \quad (3)$$

再计算估计的相速度谱 $\hat{c}(\mu, \omega)$ 与实测相速度谱 $c_{phase}(\omega)$ 之间的误差平方和, 表示为

$$\alpha(\mu_1, \mu_2) = \sum_{\omega} |c_{phase}(\omega) - \hat{c}(\mu, \omega)|^2; \quad (4)$$

若 $\alpha(\mu_1, \mu_2)$ 未达到预设的精度, 更新 $\langle \mu_1, \mu_2 \rangle$ 的值, 返回第ii步; 否则计算停止, 所得 $\langle \mu_1, \mu_2 \rangle$ 是角膜粘弹性参数的估计值。

[0022] 具体实现中可采用迭代法或搜索法等优化算法得到 $\langle \mu_1, \mu_2 \rangle$ 的最优估计, 这里就不再做过多赘述了。

[0023] 本发明还提供了一种超声检测角膜粘弹性的系统, 如图 2 所示, 所述系统包括: 主控机、发射电路、接收电路、激励阵元和检测阵元; 所述主控机分别连接发射电路和接收电路, 所述发射电路连接激励阵元, 接收电路连接检测阵元;

其中, 所述主控机(例如 PC) 发射控制信号, 令超声探头中负责激励的阵元发射超声脉冲聚焦在角膜上, 使角膜振动; 令负责检测的阵元, 发射检测脉冲, 并收集回波通过接收电路发送到信号处理模块中进行处理, 最终计算出获取角膜的弹性模量和粘性系数。需要说明的是, 超声探头可以是自行设计, 也可以采用现有彩超系统上配备的线阵探头。

[0024] 整个系统可利用一般医用超声系统(或超声生物显微镜)的探头和电路, 通过软件控制进行激励和检测, 并从回波信号中提取兰姆波的传播速度, 估计角膜的粘弹性, 作为现有超声系统的一个附加模块, 也可以将整个检测系统, 包括探头、相关的硬件电路和软件, 设计为一个独立的设备。

[0025] 具体来说, 检测前, 定义组织的起振点 F 和至少两个具有微小间距的检测点(如 A 点和 B 点)。第一步, 检测点发射检测脉冲, 以记录组织的原始位置。第二步, 激励阵元发射聚焦的激励脉冲, 产生声辐射力作用于角膜, 使其起振点的组织振动, 并向周围横向传播。这段激励脉冲可持续几十至数百 μs 。长时间的脉冲可以产生较大幅度的轴向位移, 从而可导致产生的兰姆波有较大的信噪比。第三步是向检测点以一定的脉冲重复频率发射检测脉冲, 探测一定深度上的位移对时间的曲线, 其原理与脉冲多普勒的原理相类似。

[0026] 综上所述, 本发明的超声检测角膜粘弹性的方法和系统, 其中, 所述方法包括以下步骤: 首先, 令具有一定功率的声波聚焦在角膜上, 对角膜产生一声辐射力; 在所述声辐射力的作用下, 角膜产生微小振动, 所述振动在角膜内以兰姆波的形式向外传播; 然后, 向眼球发射检测脉冲, 所述脉冲在眼球组织内反射形成回波, 并接收所述回波; 最后, 从回波中提取角膜的振动的信息, 并根据一定的数学模型, 获取角膜的弹性模量和粘性系数。其可同时定量测量弹性模量和粘性系数, 全面刻画角膜的力学特性; 同时, 所述系统还具有结构简单, 易于实现, 成本低等优点, 并且, 可以作为一个独立的设备, 也可以作为一个附加功能模块, 加载在现有的彩超系统上使用, 市场推广前景较佳。

[0027] 应当理解的是, 本发明的应用不限于上述的举例, 对本领域普通技术人员来说, 可以根据上述说明加以改进或变换, 所有这些改进和变换都应属于本发明所附权利要求的保

护范围。

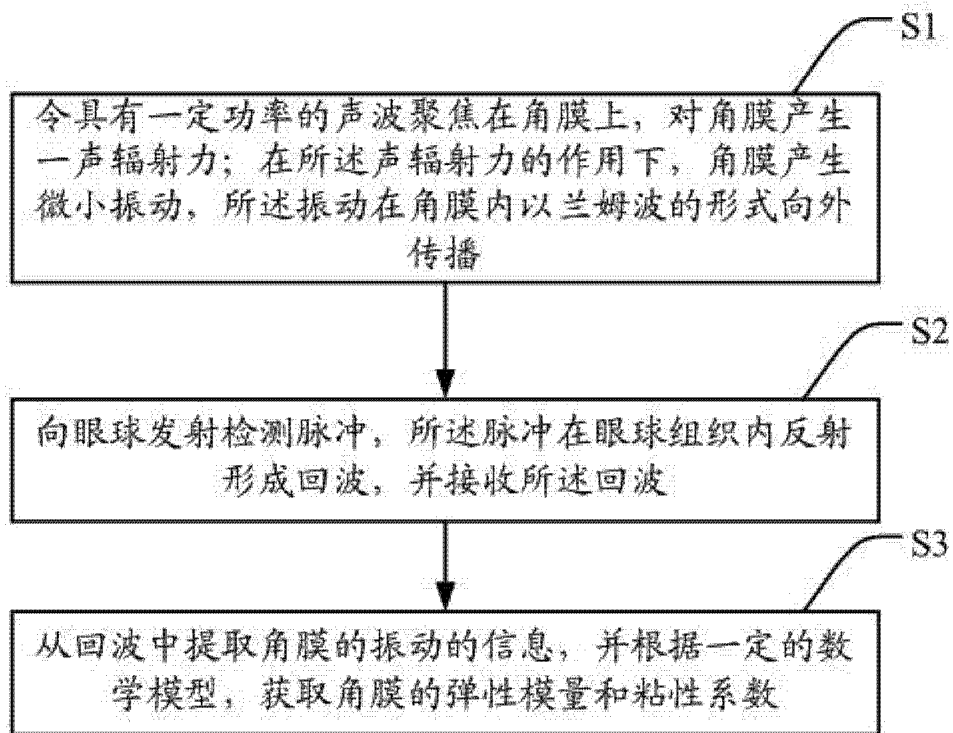


图 1

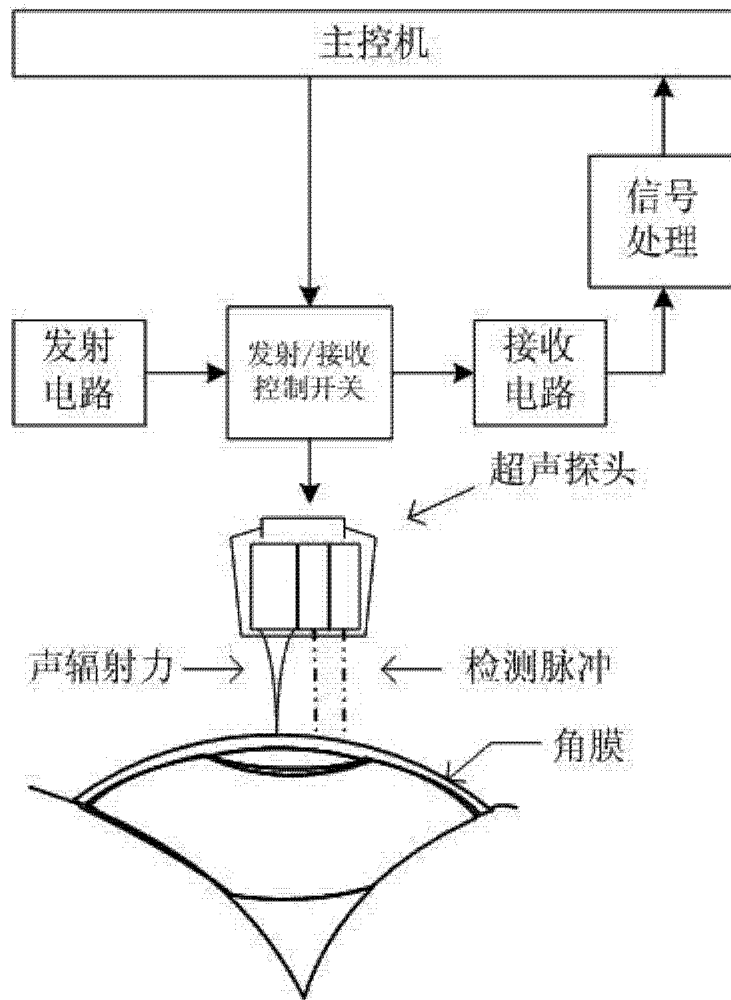


图 2

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种超声检测角膜粘弹性的方法和系统 | | |
| 公开(公告)号 | CN103006274A | 公开(公告)日 | 2013-04-03 |
| 申请号 | CN201210561200.5 | 申请日 | 2012-12-21 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 深圳大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 深圳大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 深圳大学 | | |
| [标]发明人 | 张新宇 陈昕 梁平 陈思平 汪天富 | | |
| 发明人 | 张新宇 陈昕 梁平 陈思平 汪天富 | | |
| IPC分类号 | A61B8/10 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了一种超声检测角膜粘弹性的方法和系统，其中，所述方法包括以下步骤：首先，令具有一定功率的声波聚焦在角膜上，对角膜产生一声辐射力；在声辐射力的作用下，角膜产生微小振动，所述振动在角膜内以兰姆波的形式向外传播；然后，向眼球发射检测脉冲，所述脉冲在眼球组织内反射形成回波，并接收所述回波；最后，从回波中提取角膜的振动的信息，并根据一定的数学模型，获取角膜的弹性模量和粘性系数。其可同时定量测量弹性模量和粘性系数，全面刻画角膜的力学特性；同时，所述系统还具有结构简单，易于实现，成本低等优点，并且，可以作为一个独立的设备，也可以作为一个附加功能模块，加载在现有的彩超系统上使用，市场推广前景较佳。

