



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104000623 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 04

(21) 申请号 201410166306. 4

CN 102355874 A, 2012. 02. 15,

(22) 申请日 2014. 04. 24

DE 102012009144 A1, 2013. 11. 14,

US 2013060122 A1, 2013. 03. 07,

(73) 专利权人 温州医科大学

审查员 王传利

地址 325000 浙江省温州市瓯海区茶山高教
园区温州医科大学

(72) 发明人 陈浩 朱明善

(74) 专利代理机构 温州金瓯专利事务所(普通
合伙) 33237

代理人 王坚强

(51) Int. Cl.

A61B 8/10(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102740776 A, 2012. 10. 17,

US 2010/0245769 A1, 2010. 09. 30,

WO 2010031395 A1, 2010. 03. 25,

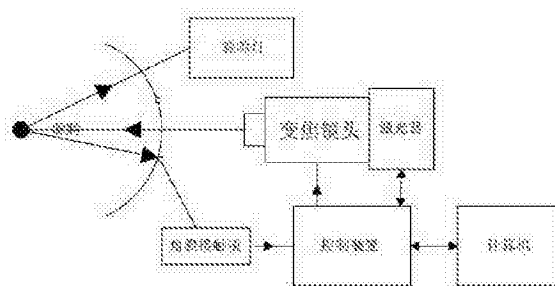
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于光声效应的眼轴组织声速测量方法
及装置

(57) 摘要

本发明涉及一种基于光声效应的眼轴组织声速测量方法及装置,测量方法如下:一、佩戴角膜接触镜,确定测量组织;二、先将激光器的光斑定焦在测量组织的前表面;三、设定变焦距离,将激光器的光斑移动到测量组织的后表面;四、计算平均声速;装置包括角膜接触镜、具有变焦镜头的激光器、计算机及控制装置,角膜接触镜包括激光通过孔、超声传感器布局区和功能区,控制装置包括控制单元以及驱动单元,激光器发射激光到人眼轴组织部位产生光声效应,角膜接触镜接收到超声信号,并将数据传输给计算机,计算机通过上述测量方法测量平均声速,通过检测到的时间差数据,实现组织的平均声速计算,定制了个人眼轴组织声速,提供了眼科A超测量的准确性。



1. 一种基于光声效应的眼轴组织声速测量方法,其特征在于:其包括以下步骤:一、使用者佩戴角膜接触镜,确定测量组织;
- 二、先将激光器的光斑定焦在测量组织的前表面;
- 三、设定变焦距离,将激光器的光斑移动到测量组织的后表面;
- 四、计算平均声速;

所述步骤四中,以眼轴方向为 X 坐标轴,沿角膜接触镜径向排列若干超声传感器,超声传感器 1 坐标 (x_1, y_1) , 超声传感器 2 坐标 (x_2, y_2) , 超声传感器 n 坐标 (x_n, y_n) 焦点变焦前坐标 $(f_0, 0)$, 焦点变焦后坐标 $(f_1, 0)$, Δt_n 为变焦前后相同超声传感器接收到信号的时间差,

调整焦距位置,通过公式
$$\bar{c} = \sum_{i=1}^N \frac{(\sqrt{y_n^2 + (f_1 - x_n)^2} - \sqrt{y_n^2 + (f_0 - x_n)^2})}{\Delta t_n}$$
 测量相同测量组织的平均声速 \bar{c} 。

2. 一种基于权利要求 1 所述测量方法的测量装置,其特征在于:其包括用于佩戴的角膜接触镜、具有变焦镜头的激光器、用于数据处理的计算机以及控制装置,所述角膜接触镜包括从里到外排列的用于定位和激光聚焦的激光通过孔、分布若干超声传感器的超声传感器布局区和具有接收超声波、BLE 传输功能、时差计算功能和电能储存功能的功能区,所述控制装置包括控制单元以及驱动单元,所述控制单元控制激光器的脉宽以及激光开关,所述驱动单元控制变焦镜头的距离变化,所述激光器发射激光到测量组织产生光声效应,所述角膜接触镜接收产生的超声波,并将数据传输给计算机,计算机通过上述测量方法测量平均声速。

3. 根据权利要求 2 所述的测量装置,其特征在于,所述变焦镜头为线性直驱马达镜头。

4. 根据权利要求 3 所述的测量装置,其特征在于,所述线性直驱马达镜头包括微型步进电机和镜头,所述微型步进电机与驱动单元连接。

5. 根据权利要求 2 所述的测量装置,其特征在于,所述测量装置还设有用于检查激光器焦点光斑、明确变焦范围及测量组织结构的裂隙灯。

6. 根据权利要求 2 所述的测量装置,其特征在于,所述角膜接触镜上下两层覆盖透明水凝胶。

7. 根据权利要求 2 所述的测量装置,其特征在于,所述超声传感器布局区包含多个中心频率为 10MHz 的贴片式超声传感器。

8. 根据权利要求 7 所述的测量装置,其特征在于,所述贴片式超声传感器数量为偶数,且相对眼轴对称排列。

一种基于光声效应的眼轴组织声速测量方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种眼科组织声速测量方法及装置,属于医学检测技术领域,尤其应用于眼科超声测厚领域。

背景技术

[0002] 光声效应是将不具有辐射的短脉冲激光入射到生物组织上,生物组织由于激光的照射而产生较小的温度上升,一般小于 0.01°C ,由于热弹性机制而产生超声波,即光声信号。热弹性机制的特点使光声技术能用于生物医学,首先,它不会破坏或改变生物组织的特性;其次,它是非侵入式的,不会对人体造成伤害,不像 X 射线成像或正电子发射 X 射线层析照像术(PET),光声成像技术的非侵入与非电离的特性使其成为活体成像的理想方式。在软组织中,由于能量存储在组织中的时间是非常短的,所以热扩散对光声信号的影响可以忽略不计,因此,产生光声信号的效率是非常高的。

[0003] 眼科 IOL 植入手术前需要计算眼轴长度、晶状体位置等参数,根据这些参数来选择人工植入晶体,目前测量眼轴长度、晶状体厚度等参数主要有眼科 A 超和光学设备如 IOLMaster, OCT 等设备。光学设备的分辨率和可靠性优于眼科 A 超,但光学设备不能检查不透明的生物组织,因此眼科 A 超在临床上具有不可替代的作用。眼科 A 超在检查时需要先选择眼睛的类型如正常眼、无晶体眼、致密白内障眼、硅油眼等。眼科 A 超设备根据相关的眼睛类型设置不同的声速和组织厚度测量眼轴长度。目前所有的人眼组织声速测量都是基于离体眼,和活体眼的声速存在一定误差。由于预设的声速和实际的声速不同,导致眼轴测量的不准确,尤其是在白内障患者的眼轴测量,而眼轴长度的微小差异都将导致屈光计算大的误差。

发明内容

[0004] 为了定制人眼轴组织声速,提高眼科 A 超测量的准确性,本发明设计了一种基于光声效应的眼轴组织声速测量方法及装置。

[0005] 本发明提供:一种基于光声效应的眼轴组织声速测量方法,其包括以下步骤:一、佩戴角膜接触镜,确定测量组织;

[0006] 二、先将激光器的光斑定焦在测量组织的前表面;

[0007] 三、设定变焦距离,将激光器的光斑移动到测量组织的后表面;

[0008] 四、计算平均声速;

[0009] 所述步骤四中,以眼轴方向为 X 坐标轴,沿角膜接触镜径向排列若干超声传感器,超声传感器 1 坐标 (x_1, y_1) , 超声传感器 2 坐标 (x_2, y_2) , 超声传感器 n 坐标 (x_n, y_n) 焦点变焦前坐标 $(f_0, 0)$, 焦点变焦后坐标 $(f_1, 0)$, Δt_n 为变焦前后相同超声传感器接收到信号的时间差,调整焦距位置,通过公式

[0010]

$$\bar{c} = \frac{\sum_{i=1}^N (\sqrt{v_i^2 + (L_i - x_0)^2} - \sqrt{v_i^2 + (L_0 - x_0)^2})}{L_i}$$

[0011] 测量相同测量组织的平均声速 \bar{c} 。

[0012] 本发明又提供一种基于上述测量方法的测量装置,其包括用于佩戴的角膜接触镜、具有变焦镜头的激光器、用于数据处理的计算机以及控制装置,所述角膜接触镜包括从里到外排列的用于定位和激光聚焦的激光通过孔、分布若干超声传感器的超声传感器布局区和具有接收超声波、BLE 传输功能、时差计算功能和电能储存功能的功能区,所述控制装置包括控制单元以及驱动单元,所述控制单元控制激光器的脉宽以及激光开关,所述驱动单元控制变焦镜头的距离变化,所述激光器发射激光到测量组织产生光声效应,所述角膜接触镜接收产生的超声波,并将数据传输给计算机,计算机通过上述测量方法测量平均声速。

[0013] 所述变焦镜头为线性直驱马达镜头。

[0014] 所述线性直驱马达镜头包括微型步进电机和镜头,所述微型步进电机与驱动单元连接。

[0015] 所述测量装置还设有用于检查激光器焦点光斑、明确变焦范围及测量组织结构的裂隙灯。

[0016] 所述角膜接触镜上下两层覆盖透明水凝胶。

[0017] 所述超声传感器布局区包含多个中心频率为 10MHz 的贴片式超声传感器。

[0018] 所述贴片式超声传感器数量为偶数,且相对眼轴对称排列。

[0019] 本发明的有益效果是:激光器发射无辐射激光到人眼轴组织部位产生光声效应,角膜接触镜接收到超声信号,并将数据传输给计算机,计算机通过上述测量方法测量平均声速,通过检测到的时间差数据,实现组织的平均声速计算,定制了个人眼轴组织声速,提供了眼科 A 超测量的准确性。

附图说明

[0020] 图 1 是本发明的结构示意图。

[0021] 图 2 是本发明的角膜接触镜的结构示意图。

[0022] 图 3 是本发明的工作流程图。

[0023] 图 4 是本发明的超声传感器空间位置分布示意图。

具体实施方式

[0024] 下面结合附图对本发明实施例作进一步说明:

[0025] 如图 1 和图 2 所示,本发明提供一种基于光声效应的眼轴组织声速测量方法的测量装置,其包括用于佩戴的角膜接触镜、具有变焦镜头的激光器、用于数据处理的计算机以及控制装置,所述角膜接触镜包括从里到外排列的用于定位和激光聚焦的激光通过孔、分布若干超声传感器的超声传感器布局区和具有接收超声波、BLE 传输功能、时差计算功能和电能储存功能的功能区,所述控制装置包括控制单元以及驱动单元,所述控制单元控制激光器的脉宽以及激光开关,所述驱动单元控制变焦镜头的距离变化,所述激光器发射激光

到测量组织产生光声效应,所述角膜接触镜接收产生的超声波,并将数据传输给计算机,计算机通过上述测量方法测量平均声速 \bar{c} 。

[0026] 所述功能区所具备的BLE传输功能全称bluetooth low energy,即蓝牙传输功能,所述功能区还具有时标电路,该电路用于测量时间差,以便得到所接收到的两个信号之间的时间差,而BLE传输用于将时标电路得到的时间差数据传输给计算机。

[0027] 激光器选择:将1064nmNd:YAG激光倍频后波长为532nm的激光,脉冲持续时间可调(1-10ns),由于是短脉冲无辐射激光,激光辐射满足ANSI Z136.1-2007激光设备的安全使用标准。

[0028] 人眼对不同波长的光辐射具有不同的透过率与吸收特性。在300~2500nm波段光辐射范围内,小于300nm和大于2500nm的光辐射均不能透过角膜而被其吸收。晶体的透过率因波长而异。一般来说,400~1400nm波段,晶体透过率较高,约80%以上,其两侧的波段很少能透过晶体。

[0029] 计算机安装应用软件,通过该软件发送信号到控制装置,控制装置的控制单元控制激光器发射,激光器发射无辐射激光穿过角膜接触镜的激光通过孔照射在测量组织上产生光声效应,光声效应是指激光照射组织部位,组织部位会发射微弱的膨胀,组织会发射超声波,角膜接触镜接收测量组织产生的超声波,通过BLE传输(即蓝牙传输)到计算机,将接收到的时间差数据输入计算机,计算机通过接收到的时间差数据和事先得到的激光器与测量组织的距离,实现测量组织的平均声速 \bar{c} 计算,定制了个人眼轴组织声速,提供了眼科A超测量的准确性。

[0030] 本发明采用的测量方法如图3所示,其包括以下步骤:一、佩戴角膜接触镜,确定测量组织;

[0031] 二、先将激光器的光斑定焦在测量组织的前表面;

[0032] 三、设定变焦距离,将激光器的光斑移动到测量组织的后表面;

[0033] 四、计算平均声速;

[0034] 所述步骤四中,以眼轴方向为X坐标轴,如图4所示,沿角膜接触镜径向排列若干超声传感器,径向排列的超声传感器1坐标(x1, y1),超声传感器2坐标(x2, y2),超声传感器n坐标(xn, yn)焦点变焦前坐标(f0, 0),焦点变焦后坐标(f1, 0), Δt_n 为变焦前后相同超声传感器接收到信号的时间差,调整焦距位置,通过公式

[0035]

$$\bar{c} = \frac{\sum_{i=1}^N (\frac{\sqrt{y_n^2 + (f_1 - x_i)^2} - \sqrt{y_n^2 + (f_0 - x_i)^2}}{\Delta t_n})}{N}$$

[0036] 测量相同组织的平均声速 \bar{c} 。

[0037] 所述变焦镜头为线性直驱马达镜头,所述线性直驱马达镜头包括微型步进电机和镜头,所述微型步进电机与驱动单元连接。线性直驱马达镜头(焦距变化和步进数的线性关系),当计算机设定变焦距离后,计算机将数据发送给控制装置的驱动单元,驱动单元发送信号到微型步进电机,通过微型步进电机调整镜头焦距。

[0038] 所述测量装置还设有用于检查激光器焦点光斑、明确变焦范围及测量组织结构的裂隙灯,裂隙灯由检查人员操作,用于检查激光器焦点光斑,可以明确变焦范围及测量组织

结构。

[0039] 所述角膜接触镜上下两层覆盖透明水凝胶,具有多种曲率,佩戴方便。

[0040] 所述超声传感器布局区包含多个中心频率为 10MHz 的贴片式超声传感器,所述贴片式超声传感器数量为偶数,且相对眼轴对称排列。超声传感器布局区约束条件:散瞳后,传感器不被虹膜遮挡直接接收晶状体超声信号。

[0041] 实施例不应视为对本发明的限制,但任何基于本发明的精神所作的改进,都应在本发明的保护范围之内。

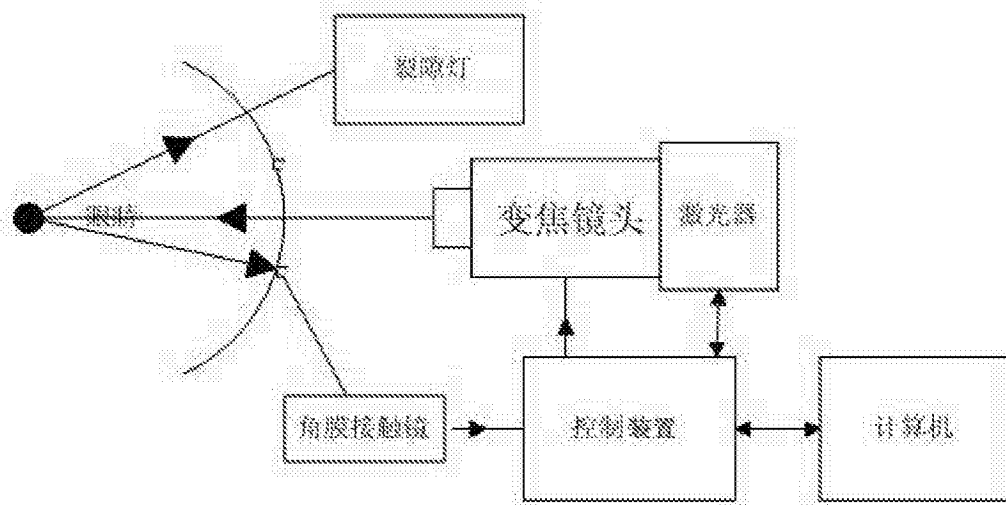


图 1

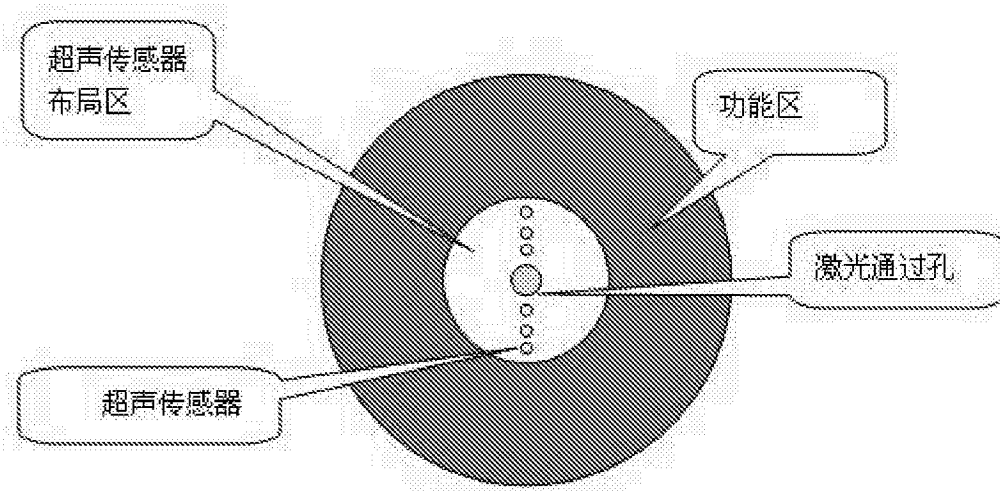


图 2

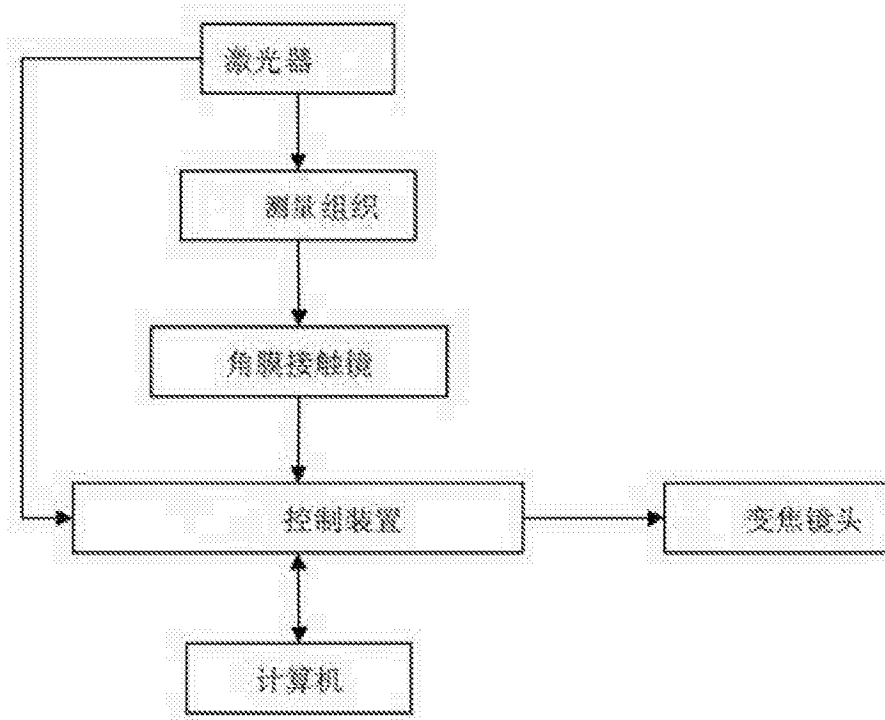


图 3

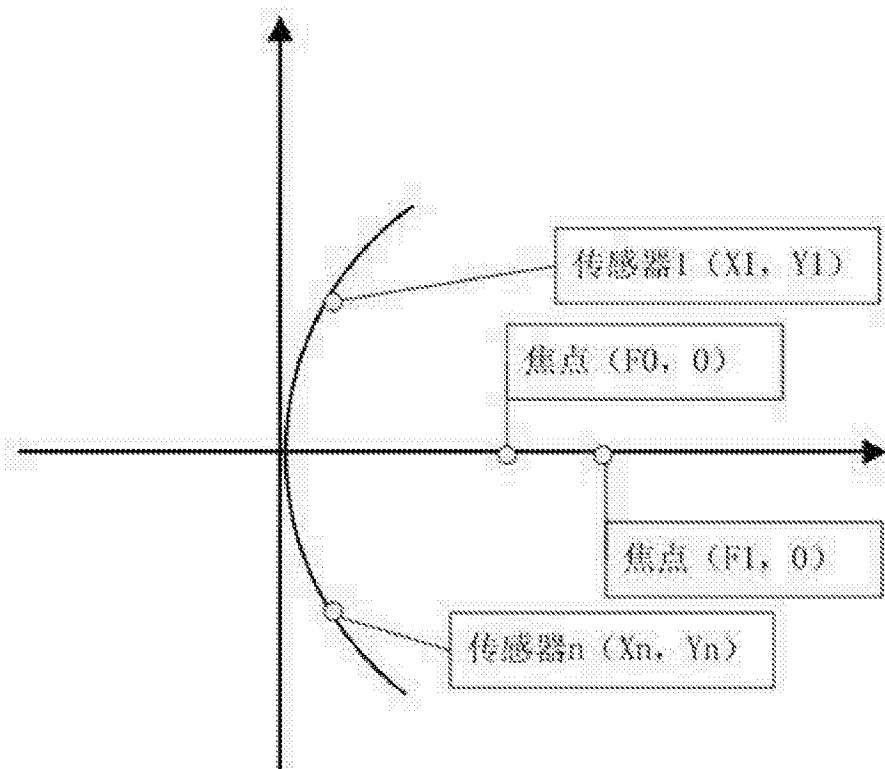


图 4

专利名称(译)	一种基于光声效应的眼轴组织声速测量方法及装置		
公开(公告)号	CN104000623B	公开(公告)日	2016-05-04
申请号	CN201410166306.4	申请日	2014-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	温州医科大学		
申请(专利权)人(译)	温州医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	温州医科大学		
[标]发明人	陈浩 朱明善		
发明人	陈浩 朱明善		
IPC分类号	A61B8/10		
代理人(译)	王坚强		
审查员(译)	王传利		
其他公开文献	CN104000623A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于光声效应的眼轴组织声速测量方法及装置，测量方法如下：一、佩戴角膜接触镜，确定测量组织；二、先将激光器的光斑定焦在测量组织的前表面；三、设定变焦距离，将激光器的光斑移动到测量组织的后表面；四、计算平均声速；装置包括角膜接触镜、具有变焦镜头的激光器、计算机及控制装置，角膜接触镜包括激光通过孔、超声传感器布局区和功能区，控制装置包括控制单元以及驱动单元，激光器发射激光到人眼轴组织部位产生光声效应，角膜接触镜接收到超声信号，并将数据传输给计算机，计算机通过上述测量方法测量平均声速，通过检测到的时间差数据，实现组织的平均声速计算，定制了个人眼轴组织声速，提供了眼科A超测量的准确性。

