



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104367347 B

(45)授权公告日 2016.12.07

(21)申请号 201410209785.3

(22)申请日 2014.05.16

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104367347 A

(43)申请公布日 2015.02.25

(73)专利权人 深圳大学

地址 518000 广东省深圳市南山区南海大道3688号

(72)发明人 张新宇 尹尹 刘福龙 陈昕

郑翊 梁平 汪天富 陈思平

(74)专利代理机构 深圳市科进知识产权代理事

务所(普通合伙) 44316

代理人 宋鹰武 沈祖锋

(51)Int.Cl.

A61B 8/10(2006.01)

(56)对比文件

CN 103006274 A,2013.04.03,

US 6083161 A,2000.07.04,

US 2005020896 A1,2005.01.27,

CN 101569545 A,2009.11.04,

WO 0185009 A2,2001.11.15,

CN 103445810 A,2013.12.18,

CN 101065054 A,2007.10.31,

审查员 王婷婷

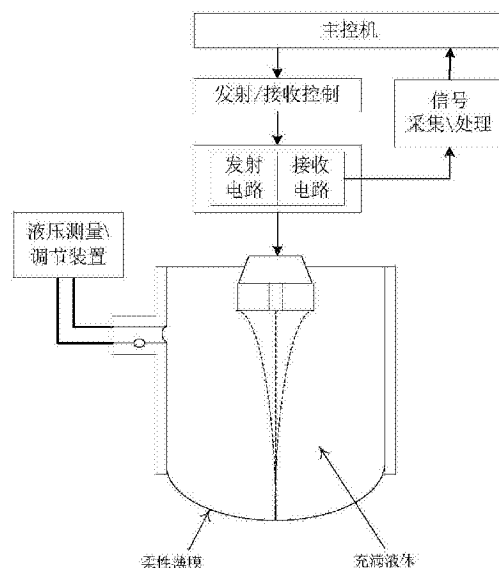
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种测量眼内压和角膜粘弹性的系统和方  
法

(57)摘要

本发明公开一种能同时测量眼内压和评估角膜生物力学特性的系统,包括:一具有开口的壳体,壳体的开口侧设置柔性薄膜,壳体与柔性薄膜形成一容置腔,容置腔内充满流体;壳体侧壁设置有压力模块,压力模块用于监测流体压力并调整容置腔内压力;壳体顶部设有超声模块。本发明提出一种可在体、无创地测量眼内压并评估角膜力学特性的方法和系统,有效地改善眼内压测量的准确性和可靠性,并提供描述角膜力学特性的指标,反映角膜力学特性的个体差异,为临床诊断和治疗提供参考,并克服角膜的力学特性的异常影响眼内压的测量,以及眼内压的差异影响角膜生物力学的定量评估。



1. 一种测量眼内压和评估角膜力学特性的系统,其特征在于,包括:一具有开口的壳体,所述壳体的开口侧设置柔性薄膜,所述壳体与柔性薄膜形成一容置腔,所述容置腔内充满流体;所述壳体侧壁设置有压力模块,所述压力模块用于监测所述流体压力并调整所述容置腔内压力,所述壳体顶部设有超声模块,所述超声模块用于发射声辐射力激励角膜振动并跟踪角膜的振动;所述系统根据所述压力模块调整所述容置腔内压力下角膜受迫振动的幅度和波形特征,所述容置腔内的流体压力可调节,使容置腔内压力按照一定的压力阶梯逐步升高或者降低,并根据流体的深度和密度参数,相对应地计算出角膜表面所承受的外部压强;所述振动的幅度最大时所对应的眼球外部压强即为眼内压IOP,并同时评估角膜的生物力学特性;所述超声模块包括主控机、发射电路、接收电路、超声探头和信号采集与处理模块;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;所述超声探头下半部置于所述流体内;

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采集与处理模块中进行处理,最终获取角膜的弹性模量和粘性系数。

2. 根据权利要求1所述的测量眼内压和评估角膜力学特性的系统,其特征在于,所述压力模块包括一导管,设置在所述导管内壁的压力传感器、设置在所述导管一端的压力监测单元及流体控制单元,所述导管另一端与所述壳体的侧壁相连;所述压力监测单元用于监测所述容置腔内的流体压力,所述流体控制单元用于调整所述容置腔内的流体压力。

3. 根据权利要求1所述的测量眼内压和评估角膜力学特性的系统,其特征在于,所述流体具有超声耦合作用。

4. 一种测量眼内压和评估角膜力学特性的方法,利用权利要求1—3中任意一项所述的测量眼内压和评估角膜力学特性的系统,其特征在于,包括步骤:

S1、所述容置腔内充满流体;

S2、所述容置腔内的流体压力可调节,使容置腔内压力按照一定的压力阶梯逐步升高或者降低,并根据流体的深度和密度参数,相对应地计算出角膜表面所承受的外部压强;

S3、当流体压力稳定在一个阶梯上,使眼球表面承受一定的外部压强,所述超声探头发射声辐射激励角膜产生振动,同时检测激励点或激励点附近一点上的振动;

S4、改变流体的压力,重复步骤S3,获得不同压强下的振动波形;

S5、所述振动波形振幅最大时所对应的眼球外部压强即为眼内压IOP;

S6、提取所述振动波形的上升时间、下降时间、振幅特征,并根据一定的数学模型,获取角膜的弹性模量或粘性系数。

5. 根据权利要求4所述的测量眼内压和评估角膜力学特性的方法,其特征在于,所述逐步升高为阶梯状上升,并在每个压力上保持一定时间至流体稳定。

6. 根据权利要求4所述的测量眼内压和评估角膜力学特性的方法,其特征在于,所述外部压强的压强值在10mmHg—30mmHg。

## 一种测量眼内压和角膜粘弹性的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声检测技术领域,尤其涉及一种测量眼内压和角膜粘弹性的系统和方法。

### 背景技术

[0002] 角膜是眼球前部的圆形透明结构,其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;角膜的形状和焦距影响全眼70%的屈光能力。正常的生物力学特性,如弹性模量和粘性系数等,是维持角膜功能的保证。然而,角膜的生物力学特性会因为角膜屈光手术、某些病变(如圆锥角膜、角膜硬化症)或外伤而改变。力学特性的异常将会增加接受角膜屈光手术的风险,也可能导致眼内压测量的偏差。

[0003] 眼内压是诊断青光眼的重要指标,而GoIdmann压平眼压计作为眼内压测量的金标准,在临床上广泛使用。然而“正常眼压性青光眼”和“正常高眼压”却对青光眼的早期诊断造成极大的困扰。最新研究表明:角膜厚度和生物力学特性的异常是显著影响眼压的测量结果的重要原因,屈光手术后GoIdmann压平眼压的测量值显著降低,其原因是角膜厚度变薄及弹性下降。临床还发现,糖尿病患者会因血糖浓度升高而导致角膜变硬,其眼内压容易被高估。眼内压的测量须兼顾角膜的厚度和力学特性,得到临床医生的广泛认同。

[0004] 目前临床上测量眼压的仪器中GoIdmann压平眼压计作为眼内压测量的金标准,此外,采用空气脉冲对角膜施压的非接触式眼压计也在临床上广泛使用。而测量角膜力学特性的方法,还处在研究阶段,目前尚未有测量角膜力学特性的系统进入临床应用。

[0005] ORA(OcuIar Response AnaIyzer)是一种新型的非接触眼压计,由美国纽约Reichert公司生产。ORA运用快速空气脉冲对角膜施压,角膜在向内变形和恢复的过程中经历两次压平状态,光电探测系统检测整个过程中角膜的变形过程,并在内外两次压平过程中产生两个独立的眼压值P1和P2,并将P1与P2的差定义为角膜迟滞(CH),从一个侧面来表征角膜的生物力学特性,并可校正角膜特性对眼压测量结果的影响。

[0006] 上述ORA是第一个在眼压测量中引入角膜的力学参数测量并据此修正眼压测量结果的技术方案。然而上述技术也存在一些缺点:首先、ORA定义了角膜迟滞(CH)参数,从一个侧面描述角膜的力学特性,但是与经典生物力学参数之间的关系难以确定,因而不利于准确和全面地描述角膜的力学特性;其次、测量造成角膜较大的位移,大于角膜的厚度(1mm),引发角膜对应力的非线性响应,不能真实反映生理状况下角膜的生物力学特性。

### 发明内容

[0007] 本发明要解决的技术问题在于提供一种测量眼内压和角膜粘弹性的系统和方法。旨在解决现有技术中角膜的力学特性差异与眼内压差异在角膜测量中的误差。

[0008] 本发明的技术方案包括一种测量眼内压和评估角膜力学特性的系统,包括:一具有开口的壳体,所述壳体的开口侧设置柔性薄膜,所述壳体与柔性薄膜形成一容置腔,所述容置腔内充满流体;所述壳体侧壁设置有压力模块,所述压力模块用于监测所述流体压力

并调整所述容置腔内压力,所述壳体顶部设有超声模块,所述超声模块用于发射声辐射力激励角膜振动并跟踪角膜的振动;所述系统根据不同外部压力的作用下角膜受迫振动的幅度和波形特征,估计眼内压,并同时评估角膜的生物力学特性。

[0009] 优选地,所述超声模块包括主控机、发射电路、接收电路、超声探头和信号采集与处理模块;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;所述超声探头下半部置于所述流体内;

[0010] 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;

[0011] 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采集与处理模块中进行处理,最终获取角膜的弹性模量和粘性系数。

[0012] 优选地,所述压力模块包括一导管,设置在所述导管内壁的压力传感器、设置在所述导管一端的压力监测单元及流体控制单元,所述导管另一端与所述壳体的侧壁相连;所述压力监测单元用于监测所述容置腔内的流体压力,所述流体控制单元用于调整所述容置腔内的流体压力。优选地,所述流体具有超声耦合作用。

[0013] 本发明的另一技术方案还提供一种测量眼内压和角膜粘弹性的方法,包括步骤:

[0014] S1、所述容置腔内充满流体;

[0015] S2、所述容置腔内的流体压力可调节,使容置腔内压力按照一定的压力阶梯逐步升高或者降低,并根据流体的深度和密度参数,相对应地计算出角膜表面所承受的外部压强;

[0016] S3、当流体压力稳定在一个阶梯上,使眼球表面承受一定的外部压强,所述超声探头发射声辐射激励角膜产生振动,同时检测激励点或激励点附近一点上的振动;

[0017] S4、改变流体的压力,重复步骤S3,获得不同压强下的振动波形;

[0018] S5、所述振动波形振幅最大时所对应的眼球外部压强即为眼内压IOP;

[0019] S6、提取所述振动波形的上升时间、下降时间、振幅特征,并根据一定的数学模型,获取角膜的弹性模量或粘性系数。

[0020] 优选地,所述逐步升高为阶梯状上升,并在每个压力上保持一定时间至流体稳定。

[0021] 优选地,所述外部压强的压强值在10mmHg—30mmHg。

[0022] 本发明的有益效果包括:可同时测量眼内压和评估角膜力学特性,全面刻画角膜的力学特性以及眼内压,避免测量眼内压与评估角膜的力学特性采用不同的系统,从而克服角膜的力学特性的异常影响眼内压的测量,以及眼内压的差异影响角膜生物力学的定量评估;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

[0023] 图1为本发明测量眼内压和评估角膜力学特性的系统的结构示意图。

[0024] 图2为本发明测量眼内压和评估角膜力学特性的方法的示意图。

[0025] 图3为本发明方法的跨膜压变化的曲线图。

## 具体实施方式

[0026] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步详细说明。

[0027] 本发明提供一种同时测量眼内压和评估角膜力学特性,全面刻画角膜的力学特性以及眼内压的方案。

[0028] 如图1所示,一种测量眼内压和评估角膜力学特性的系统,包括:一具有开口的壳体,柔性薄膜,流体,超声模块,压力模块。

[0029] 柔性薄膜设置在上述壳体的开口侧,上述壳体与柔性薄膜形成一容置腔,流体充满上述容置腔;超声模块设置在壳体的顶部,压力模块设置在壳体的侧壁。

[0030] 其中,压力模块用于监测上述流体压力并调整上述容置腔内压力,超声模块用于发射声辐射力激励角膜振动并跟踪角膜的振动;根据不同外部压力的作用下角膜受迫振动的幅度和波形特征,估计眼内压(IOP),并同时评估角膜的生物力学特性,其中,生物力学特性包括弹性模量和粘性系数。

[0031] 本发明技术方案可同时测量眼内压和评估角膜力学特性,全面刻画角膜的力学特性以及眼内压,避免测量眼内压与评估角膜的力学特性采用不同的系统,从而克服角膜的力学特性的异常影响眼内压的测量,以及眼内压的差异影响角膜生物力学的定量评估。

[0032] 使用中,上述壳体的开口朝下,即壳体的底部置于柔性薄膜的上方,柔性薄膜与人眼接触。

[0033] 上述超声模块包括主控机、发射电路、接收电路、超声探头;上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;上述超声探头设置在壳体内且置于流体内,探头朝向开口方向设置,其他部分可以设置在壳体内也可以设置在壳体外;

[0034] 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;

[0035] 其中,上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,最终获取角膜的弹性模量和粘性系数。

[0036] 本发明的一实施中,压力模块包括一导管,设置在导管内壁的压力传感器、设置在导管一端的压力监测单元及流体控制单元,导管另一端与壳体的侧壁相连;压力监测单元用于监测容置腔内的流体压力,流体控制单元用于调整容置腔内的流体压力。

[0037] 其中,流体为有超声耦合作用的流体。

[0038] 如图2所示,一种测量眼内压和评估角膜力学特性方法,包括步骤:

[0039] S1、所述容置腔内充满流体;

[0040] S2、所述容置腔内的流体压力可调节,使容置腔内压力按照一定的压力阶梯逐步升高或者降低,并根据流体的深度和密度参数,相对应地计算出角膜表面所承受的外部压强;

[0041] S3、当流体压力稳定在一个阶梯上,使眼球表面承受一定的外部压强,压强值一般在10mmHg—30mmHg,所述超声探头发射声辐射激励角膜产生振动,同时检测激励点或激励点附近一点上的振动;

[0042] S4、改变流体的压力,重复步骤S3,获得不同压强下的振动波形;

[0043] S5、所述振动波形振幅最大时所对应的眼球外部压强即为眼内压IOP;

[0044] S6、提取所述振动波形的上升时间、下降时间、振幅特征,并根据一定的数学模型,获取角膜的弹性模量或粘性系数。

[0045] 上述逐步升高为阶梯状上升,并在每个压力上保持一定时间至流体稳定。

[0046] 具体地:

[0047] 首先,确定眼内压(IOP)的值,眼内压的值等于振动幅度最大时所对应的容置腔内的流体压力,记做 $P_{in}$ ;

[0048] 其次,计算当容置腔内的压力 $P_{out}$ 改变时跨膜压 $P_T$ 和振动波形的振幅。其中,跨膜压 $P_T$ 数值上等于 $P_{out}-P_{in}$ ,振动波形的振幅记做 $A$ ,如图3所示,得到振幅 $A$ 随跨膜压变化的曲线。

[0049] 再次,已知角膜的厚度,眼球的直径,根据已建立的数学模型,估计角膜的弹性模量;

[0050] 最后,从振动波形上计算时间常数,根据已建立的数学模型,估计角膜的粘性系数。

[0051] 上述数学模型,具体如下:

[0052] 设角膜的半径为 $r$ ,角膜壁的厚度为 $h$ ,则角膜周向的特性模量 $E$ 可表示为:

$$[0053] \quad E = \frac{r^2}{h} \cdot \frac{dp}{dr}$$

[0054] 式中, $dr$ 是角膜半径的变化,表现为角膜振动产生的振幅; $dp$ 取决于声辐射力产生的压力和角膜两侧的跨膜压;跨膜压等于容置腔内压力减去眼内压,数据处理中,先估计出眼内压的值,然后与已知的容置腔内压相减,得到每次激励时跨膜压的值;在激励角膜振动时,激励信号的各参数保持不变,则由此产生的声辐射力动态压力变化也保持一致;跨膜压变化已知而声辐射力不变的情况下进行多次测量,根据振幅的变化趋势,可估计出角膜的弹性模量 $E$ ;

[0055] 角膜的生物力学特性选用Voigt模型来描述,Voigt模型由弹簧(其弹性模量记做 $E$ )和阻尼器(其粘性系数记做 $\eta$ )并联组成,由此 $E$ 和 $\eta$ 分别表示角膜的弹性模量和粘性系数;在声辐射力作用下,角膜的力学行为可由微分方程描述如下:

$$[0056] \quad F(t) = Ex(t) + E\tau \frac{dx(t)}{dt}$$

[0057] 其中, $E$ 为弹性模量, $\tau$ 为延迟时间常数, $F(t)$ 为施加的声辐射力,即角膜所受应力, $x(t)$ 为角膜的轴向位移,即角膜的振动位移。

[0058] 应力撤销后,角膜的蠕变位移随时间变化可由下式描述:

$$[0059] \quad x(t) = \frac{A}{E}(1 - e^{-t/\tau})$$

[0060] 因此,可通过对角膜振动的下降沿波形进行拟合,估计延迟时间常数 $\tau$ 。

[0061] 对于Voigt模型,有 $\tau = \frac{\eta}{E}$ ,即松弛时间常数 $\tau$ 数值上等于粘性系数弹性模量之比。

[0062] 由已经估计出的 $\tau$ 和弹性模量 $E$ ,可以计算出粘性系数 $\eta$ 。

[0063] 此外,从振动波形中测量出的上升时间或下降时间等参数也能从某个侧面反映角膜的生物力学特性,也可以为角膜力学特性的一个评价指标。

[0064] 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:S1、上述容置腔内充满流体;S2、调整上述容置腔内的流体压力,使容置腔内压力逐步升高;S3、流体稳定后,上述超声探头产生声辐射激励角膜产生振动,同时检测激励点或激励点附近组织的振动;S4、获得不同压力下的振动波形;S5、上述振动波形振幅最大时所对应的容置腔内的流体压力即为眼内压IOP;S6、提取上述振动波形的上升时间、下降时间、振幅特征,并根据一定的数学模型,获取角膜的弹性模量或粘性系数。

[0065] 其可同时测量眼内压和评估角膜力学特性方法,全面刻画角膜的力学特性以及眼内压,避免测量眼内压与评估角膜的力学特性采用不同的系统,从而克服角膜的力学特性的异常影响眼内压的测量,以及眼内压的差异影响角膜生物力学的定量评估;同时,上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。

[0066] 以上本发明的具体实施方式,并不构成对本发明保护范围的限定。任何根据本发明的技术构思所作出的各种其他相应的改变与变形,均应包含在本发明权利要求的保护范围内。

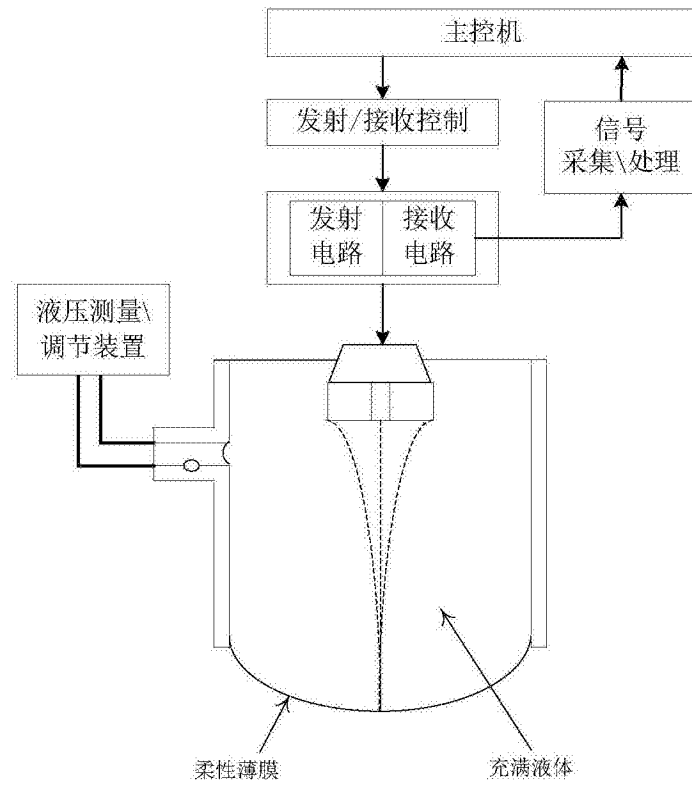


图1

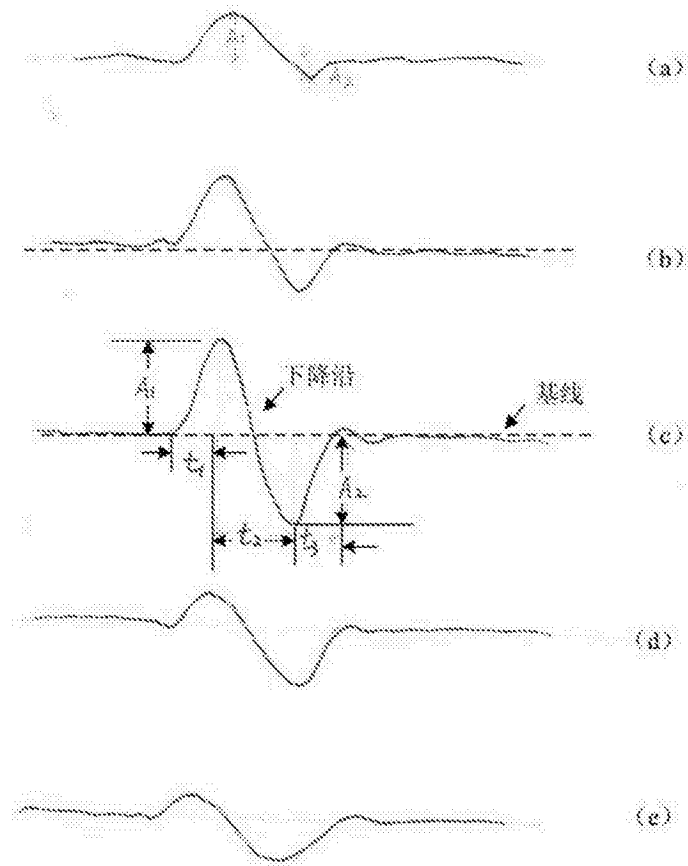


图2

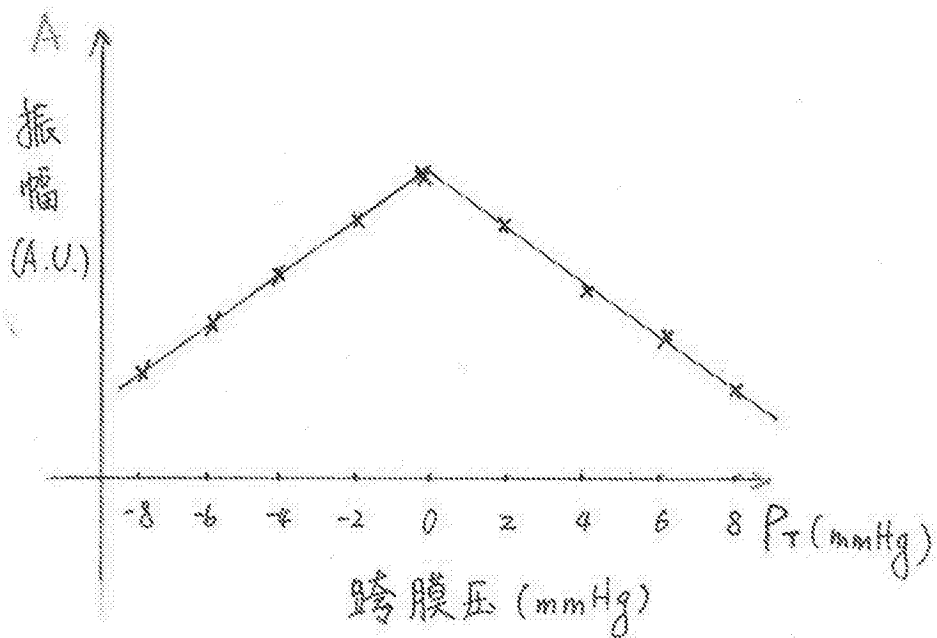


图3

|                |                                                  |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种测量眼内压和角膜粘弹性的系统和方法                              |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN104367347B</a>                     | 公开(公告)日 | 2016-12-07 |
| 申请号            | CN201410209785.3                                 | 申请日     | 2014-05-16 |
| [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<br>尹尹<br>刘福龙<br>陈昕<br>郑翊<br>梁平<br>汪天富<br>陈思平 |         |            |
| 发明人            | 张新宇<br>尹尹<br>刘福龙<br>陈昕<br>郑翊<br>梁平<br>汪天富<br>陈思平 |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/10                                         |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/10 A61B8/4411 A61B8/4444                   |         |            |
| 审查员(译)         | 王婷婷                                              |         |            |
| 其他公开文献         | CN104367347A                                     |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>   |         |            |

#### 摘要(译)

本发明公开一种能同时测量眼内压和评估角膜生物力学特性的系统，包括：一具有开口的壳体，壳体的开口侧设置柔性薄膜，壳体与柔性薄膜形成一容置腔，容置腔内充满流体；壳体侧壁设置有压力模块，压力模块用于监测流体压力并调整容置腔内压力；壳体顶部设有超声模块。本发明提出一种可在体、无创地测量眼内压并评估角膜力学特性的方法和系统，有效地改善眼内压测量的准确性和可靠性，并提供描述角膜力学特性的指标，反映角膜力学特性的个体差异，为临床诊断和治疗提供参考，并克服角膜的力学特性的异常影响眼内压的测量，以及眼内压的差异影响角膜生物力学的定量评估。

