



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101229068 B

(45) 授权公告日 2010.06.02

(21) 申请号 200810020605.1

US 6949071 B1, 2005.09.27, 说明书第3栏

(22) 申请日 2008.02.06

第4段至第5栏第8段、附图1-6.

(73) 专利权人 温州医学院眼视光研究院

JP 平1-256939 A, 1989.10.13, 全文.

地址 325000 浙江省温州市学院西路270号

审查员 李燕

(72) 发明人 瞿佳 胡敏 陈浩

(74) 专利代理机构 温州瓯越专利代理有限公司

33211

代理人 李友福

(51) Int. Cl.

A61B 8/10 (2006.01)

(56) 对比文件

US 7048690 B2, 2006.05.23, 全文.

CN 1257698 C, 2006.05.31, 全文.

JP 特开平6-339464 A, 1994.12.13, 说明书
第18-26段、附图1, 3.

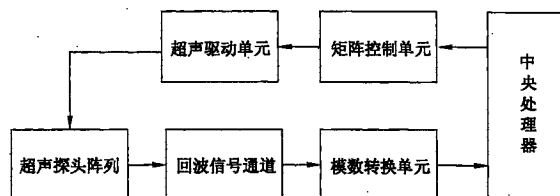
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

晶状体三维成像超声扫描方法

(57) 摘要

本发明涉及一种人眼晶状体三维成像超声扫描方法。通过数据处理单元对由多个超声探头规则地设置在探头支架上组成的超声探头阵列进行扫描控制,逐个进行发射信号扫描,并对超声探头阵列中其余的超声探头上的回波信号进行处理得到晶状体的三维图像。本晶状体三维成像超声扫描方法不仅在于能得到三维立体图像,最大优点还在于:由于超声探头阵列对人眼进行超声扫描时,无需对受检者眼球进行麻醉,利用人眼在正常视物时,两眼的晶状体是同时做相同调节的原理,进行实时、全范围、直接地观测晶状体前后曲面屈光度调节变化,观测睫状肌如何调节晶状体的功能,从而为研究眼睛的调节机理提供了有效的技术手段。



1. 一种晶状体三维成像超声扫描方法,其特征在于通过由多个规则排列的超声探头组成的超声探头阵列对晶状体的扫描并由数据处理单元对数据后续处理得到晶状体三维成像,所述扫描包括如下步骤:

1) 由一个超声探头发射信号,其余探头同时接收回波信号;

2) 数据处理单元读取其余探头的回波信号,确定其中最强的两个回波信号,时间靠前的定为前表面反射波,靠后的定为后表面反射波,根据两个回波信号的时间,确定晶状体附近反射界面的一对前后表面距离探头的距离 ΔX , $\Delta X'$,从而确定出晶状体附近的表面一对反射点;

3) 更换一个超声探头发射信号,重复步骤 1) 和 2),直至超声探头阵列上所有的超声探头依次轮流发射信号一次;

4) 数据处理单元根据得到的点的集合,得出晶状体的整个三维轮廓。

2. 根据权利要求 1 所述晶状体三维成像超声扫描方法,其特征在于:所述数据处理单元包括超声驱动单元、矩阵控制单元、回波信号通道、模数转换单元及中央处理单元,回波信号经回波信号通道和模数转换单元连接至中央处理单元数据输入端,中央处理单元数据输出端与矩阵控制单元连接,矩阵控制单元输出与超声驱动单元连接,超声驱动单元驱动超声探头阵列。

3. 一种晶状体三维成像超声扫描方法,其特征在于通过由多个规则排列的超声探头组成的超声探头阵列对晶状体的扫描并由数据处理单元对数据后续处理得到晶状体三维成像,所述扫描包括如下步骤:

1) 由超声探头阵列上的一个超声探头发射信号,由超声探头阵列上其余的超声探头中的一个接收信号;

2) 数据处理单元读取该超声探头的回波信号;

3) 由超声探头阵列上其余的超声探头中的另一个超声探头接收信号,重复步骤 1) 和 2),直至超声探头阵列上其余所有的超声探头均接收信号一次;

4) 数据处理单元读取其余探头的回波信号,确定其中最强的两个回波信号,时间靠前的定为前表面反射波,靠后的定为后表面反射波,根据两个回波信号的时间,确定晶状体附近反射界面的一对前后表面距离探头的距离 ΔX , $\Delta X'$,从而确定出晶状体附近的表面一对反射点;

5) 更换另一个超声探头发射信号,重复步骤 1) 至 4),直至超声探头阵列上所有的超声探头依次轮流发射信号一次;

6) 数据处理单元根据得到的点的集合,得出晶状体的整个三维轮廓。

4. 根据权利要求 3 所述晶状体三维成像超声扫描方法,其特征在于:所述数据处理单元包括超声驱动单元、矩阵控制单元、回波信号通道、模数转换单元及中央处理单元,回波信号经回波信号通道和模数转换单元连接至中央处理单元数据输入端,中央处理单元数据输出端与矩阵控制单元连接,矩阵控制单元输出与超声驱动单元连接,超声驱动单元驱动超声探头阵列。

晶状体三维成像超声扫描方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种人眼晶状体三维成像超声扫描方法。

背景技术

[0002] 人眼是人身体中最重要的感觉器官,非常完善、精巧和不可思议,是生命长期进化到高级形式的必然产物。人眼的构造相当于一架摄像机或照相机。前面由角膜、晶状体、前房、后房、玻璃体所共同组成的具备镜头功能的组合,把物体发出的光线聚焦到后面的用于检测光线的视网膜上。在人感觉的外界信息中,有 85% 以上是通过眼睛获得的。晶状体是眼球中重要的屈光介质之一。它呈双凸透镜状,前面的曲率半径约 10mm,后面的约 6mm,富有弹性。晶状体的直径约 9mm,厚约 4 ~ 5mm,对光线有屈光作用,同时也能滤去一部分紫外线,保护视网膜,但它最重要的作用是通过睫状肌的收缩或松弛改变屈光度,使看远或看近时眼球聚光的焦点都能准确地落在视网膜上。眼睛的调节是指人眼在看近距离物体时晶状体的屈光力增强,使近处的发散光线能聚焦在视网膜上,从而看清近处物体。眼睛的调节功能需要靠角膜、晶状体与睫状体共同完成,而晶状体和睫状体的协调作用是最主要的,不过调节的关键细节至今并未完全弄清。有关调节机制的研究可以追溯到 19 世纪中后叶。几百年来人们进行了大量研究,提出了不同的假说和理论。影响较大的主要有经典的 Helmholtz 松弛理论,即调节时晶状体悬韧带处于松弛状态,晶状体依赖自身的弹性使前后极变凸,但该理论和实际观察到的许多调节时的晶状体改变不相符;Tscherning 紧张理论则认为调节时晶状体悬韧带至少一部分是处于紧张状态;近年来 Schachar 也提出了自己的调节理论。调节机制之所以一直是研究争论的热点,主要是因为睫状体区位于虹膜后,是常规眼科检查的盲区,无法直接观察其在活体眼调节中的变化。目前,应用于眼科晶状体研究的测量手段,主要有:A 型超声生物测量、B 型超声生物测量、超声生物显微镜 (ultrasound biomicroscopy, UBM) 测量、相干光断层成像技术 (optical coherence tomography, OCT)、眼前节图像分析系统、Orbscan II 系统等影像技术。其中 A 型超声是时间振幅扫描。它的特点是:超声探头以固定位置和方向对人体扫查,显示器的纵坐标代表反射回声的强度,以波幅的高低表示,回声强者波峰高、回声弱者波峰低;横坐标代表回声声源的距离和深度。波峰的形状代表界面状况。该技术目前广泛用于眼球的角膜厚度、前房深度、晶状体厚度、玻璃体腔长度、眼轴长度测量,以及预测人工晶状体的屈光度。但是缺点也很明显,获得是一维图像,仅显示波峰,直观性差。B 型超声是超声声速的扇形扫描或电子开关线性扫描形成的二维切面图像,能显示器官和病变的大小、形态,以及与周围组织的关系,根据回声高低可间接判断组织性质。但测量的精确度稍差,分辨率也不够理想。UBM 使用 30-50M 的高频率探头,其分辨率可达到 50 μ m 左右,但组织穿透力低,仅为 4 ~ 5mm,因此仅适用于眼前节结构的放大显示和测量。OCT 作为一种新型的成像技术,能对活体组织内部微小结构进行实时、在体、高分辨力的断层成像。但是和 UBM 相似,两者均使用人工方法测量前房直径、辨别房角隐窝的位置,会引起主观误差。

[0003] 这些技术,比如 A 超测量,虽然可以实现无创、无痛,但是分辨率不高,且只有一维

的图像信息;有些具有较高分辨率和实时性的,如UBM,则需要借助麻醉剂,可能会影响眼睛的神经系统,且人眼在麻醉情况下,无法进行正常的调节,并不能为解决晶状体调节机制的争论提供有效的技术支持,另外,无法三维立体成像也是其存在的不足之处。而OCT、眼前节图像分析系统、Orbscan II 系统等技术能得到晶状体的一些参数,但是无法实时地观测到晶状体的调节情况。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于为克服现有的眼科晶状体研究的测量手段存在着的虽然可以测量、观察晶状体,但无法进行实时、全范围、直接观察,也无法绘制晶状体在调节过程中的三维图像,只能依靠有限的数据进行图像重建的缺陷而提供一种晶状体三维成像超声扫描方法,实现人眼正常视物的情况下,无创、无痛地多方位实时观测晶状体前后曲面屈光度调节变化,观测睫状肌如何调节晶状体的功能。

[0005] 为实现上述目的,本发明公开了一种晶状体三维成像超声扫描方法,通过数据处理单元对由多个超声探头规则地设置在探头支架上组成的超声探头阵列进行扫描控制,由超声探头阵列中的超声探头逐个进行发射信号扫描,并对超声探头阵列中其余的超声探头上的回波信号进行处理得到晶状体的三维图像。

[0006] 扫描方式可以有多种,其中之一可以是包括如下步骤:

[0007] 1) 由一个超声探头发射信号,其余探头同时接收回波信号;

[0008] 2) 数据处理单元读取其余探头的回波信号,确定其中较强的两个回波信号,时间靠前的定为距离发射探头较近处的前表面界面的反射波,靠后的定为距离发射探头较远处的后表面界面的反射波,根据两个回波信号的时间,确定晶状体附近反射界面的一对前后表面距离探头的距离 ΔX , $\Delta X'$,从而确定出晶状体前后表面附近的反射点一对点;

[0009] 3) 更换一个超声探头发射信号,重复步骤1)和2),直至超声探头阵列上所有的超声探头依次轮流发射信号一次;

[0010] 4) 数据处理单元根据得到的点的集合,得出晶状体的整个三维轮廓。

[0011] 除了上述方式,还可以采取如下扫描方式,具体包括如下步骤:

[0012] 1) 由超声探头阵列上的一个超声探头发射信号,由超声探头阵列上其余的超声探头中的一个接收信号;

[0013] 2) 数据处理单元读取该超声探头的回波信号;

[0014] 3) 由超声探头阵列上其余的超声探头中的另一个超声探头接收信号,重复步骤1)和2),直至超声探头阵列上其余所有的超声探头均接收信号一次;

[0015] 4) 数据处理单元读取其余探头的回波信号,确定其中最强的两个回波信号,时间靠前的定为前表面反射波,靠后的定为后表面反射波,根据两个回波信号的时间,确定晶状体附近反射界面的一对前后表面距离探头的距离 ΔX , $\Delta X'$,从而确定出晶状体附近的表面一对反射点;

[0016] 5) 更换另一个超声探头发射信号,重复步骤1)至4),直至超声探头阵列上所有的超声探头依次轮流发射信号一次;

[0017] 6) 数据处理单元根据得到的点的集合,得出晶状体的整个三维轮廓。

[0018] 扫描专用超声探头阵列包括探头支架及规则地设置在探头支架上的多个超声探

头,支架为平板状,所述超声探头方向一致,以均匀间隔设置在支架上,所有超声探头处在同一平面上;也可以将支架设置成为球面弧形状,所述超声探头均朝向球面中心以均匀间隔设置在支架上,所有超声探头处在同一球面上。

[0019] 本晶状体三维成像超声扫描方法与现有技术相比,其有益效果不仅在于能得到三维立体图像,最大优点还在于:由于超声探头阵列对人眼进行超声扫描时,无需对受检者眼球进行麻醉,利用人眼在正常视物时,两眼的晶状体是同时做相同调节的原理,进行实时、全范围、直接观测晶状体前后曲面屈光度调节变化,观测睫状肌如何调节晶状体的功能,从而为研究眼睛的调节机理提供了有效的技术手段。

[0020] 下面将结合附图及具体实施例对本发明作进一步说明。

附图说明

[0021] 附图 1 为平面探头阵列超声波的传播示意图。

[0022] 附图 2 为球面弧形探头阵列超声波的传播示意图。

[0023] 附图 3 为平面探头阵列结构示意图。

[0024] 附图 4 为球面弧形探头阵列结构示意图。

[0025] 附图 5 为球面弧形探头结构剖视图。

[0026] 附图 6 为数据处理单元结构框图。

具体实施方式

[0027] 本晶状体三维成像超声扫描方法的总体实质是通过数据处理单元对由多个超声探头规则地设置在探头支架上组成的超声探头阵列进行扫描控制,由超声探头阵列中的超声探头逐个进行发射信号扫描,并对超声探头阵列中其余的超声探头上的回波信号进行处理得到晶状体的三维图像。

[0028] 具体扫描方式可以有多种,其中之一可以是包括如下步骤:

[0029] 1) 由一个超声探头发射信号,其余探头同时接收回波信号;

[0030] 2) 数据处理单元读取其余探头的回波信号,确定其中最强的两个回波信号,时间靠前的定为前表面反射波,靠后的定为后表面反射波,根据两个回波信号的时间,确定晶状体附近反射界面的一对前后表面距离探头的距离 ΔX , $\Delta X'$,从而确定出晶状体附近的表面一对反射点;

[0031] 3) 更换一个超声探头发射信号,重复步骤 1) 和 2),直至超声探头阵列上所有的超声探头依次轮流发射信号一次;

[0032] 4) 数据处理单元根据得到的点的集合,得出晶状体的整个三维轮廓。

[0033] 即假如超声探头阵列中设有 n 个探头,则每一次一个探头发射,其余 $n-1$ 个探头同时接收回波信号。从该 $n-1$ 个强弱不同的回波信号中选取最强的两点,即峰值点,时间靠前的定为前表面反射波,靠后的定为后表面反射波。每一个探头发射,可以得到一组回波信号,每组信号可以确定晶状体的一对前后表面距离探头的距离 ΔX_1 , ΔX_2 ,即可以绘出一对点。整个探头阵列一轮发射完毕,得到 n 对晶状体前后表面点的集合。多轮发射过后,即可以根据得到的点的集合,准确的绘出晶状体的整个三维轮廓。

[0034] 另外还可以采取如下扫描方式,具体包括如下步骤:

[0035] 1) 由超声探头阵列上的一个超声探头发射信号,由超声探头阵列上其余的超声探头中的一个接收信号;

[0036] 2) 数据处理单元读取该超声探头的回波信号;

[0037] 3) 由超声探头阵列上其余的超声探头中的另一个超声探头接收信号,重复步骤 1) 和 2),直至超声探头阵列上其余所有的超声探头均接收信号一次;

[0038] 4) 数据处理单元读取其余探头的回波信号,确定其中最强的两个回波信号,时间靠前的定为前表面反射波,靠后的定为后表面反射波,根据两个回波信号的时间,确定晶状体附近反射界面的一对前后表面距离探头的距离 ΔX , $\Delta X'$,从而确定出晶状体附近的表面一对反射点;

[0039] 5) 更换另一个超声探头发射信号,重复步骤 1) 至 4),直至超声探头阵列上所有的超声探头依次轮流发射信号一次;

[0040] 6) 数据处理单元根据得到的点的集合,得出晶状体的整个三维轮廓。

[0041] 该方式即是由同一个探头多次发射,不同探头分时进行接收。假如超声探头阵列中设有 n 个探头,在 t_1 时刻,1 号探头发射,2 号探头接收; t_2 时刻,1 号探头发射,3 号探头接收;……发射次数与接受次数相同。在完成 n 次发射后,接收到 n 个回波信号,根据方法一所述之原理确定晶状体前后表面距离探头的距离 ΔX_1 , ΔX_2 ,即可以绘出一对点。整个探头阵列一轮发射完毕,可以得到 n^2 对晶状体前后表面点的集合。多轮发射过后,即可以根据得到的点集合,准确的绘出晶状体的整个三维轮廓。

[0042] 扫描专用超声探头阵列包括探头支架 1 及规则地设置在探头支架 1 上的多个超声探头 2,如图 3 所示,支架 1 为平板状,所述超声探头 2 方向一致,以均匀间隔设置在支架 1 上,所有超声探头 2 处在同一平面上;也可以将支架 1 设置成为规则曲面,如为球面的一部分,如图 4、5 所示,所述超声探头 2 均朝向球面中心以均匀间隔设置在支架 1 上,所有超声探头 2 处在同一球面上。探头支架 1 上超声探头 2 的个数越多,绘出的晶状体三维图像精度就越高,但对超声探头 2 及超声探头 2 阵列制作的要求更高,根据目前的实际情况,本发明最好采用支架 1 为球面状,如图 4、5 所示,曲率直径为 26mm-30mm,所得截面直径为 18mm-22mm,均采用直径为 1mm 的眼科专用 B 型超声探头 2,超声探头 2 均朝向球面中心以均匀间隔设置在支架 1 上,所有超声探头处在同一球面上,相邻超声探头 2 之间的间距为 0.3-0.6mm,探头的发射频率为:20MHz-30MHz。

[0043] 如图 6 所示,本发明中的数据处理单元包括超声驱动单元、矩阵控制单元、回波信号通道、模数转换单元及中央处理单元,回波信号经回波信号通道和模数转换单元连接至中央处理单元数据输入端,中央处理单元数据输出端与矩阵控制单元连接,矩阵控制单元输出与超声驱动单元连接,超声驱动单元驱动超声探头 2 阵列。

[0044] 晶状体前后表面到探头距离的确定:

[0045] 1. 平面探头阵列

[0046] 平面探头阵列超声波信号的发射和接收如图 1 所示,超声探头 2 垂直发射,1 号接收探头接收到晶状体前表面反射波信号,经过的时间为 t_1 ;2 号接收探头接收到晶状体后表面反射波信号,经过的时间为 t_2 。则可以得到:

[0047] 前表面回波信号: $d_1+d_2 = t_1*v$ (1)

[0048] 后表面回波信号: $l_1+l_2 = t_2*v$ (2)

[0049] 已知发射探头和接受探头之间的距离为 d_3 和 l_3 , 且探头为垂直发射, 根据勾股定理, 则有:

$$[0050] \quad d_1^2 + d_3^2 = d_2^2 \quad (3)$$

$$[0051] \quad l_1^2 + l_3^2 = l_2^2 \quad (4)$$

[0052] 2. 球面弧形探头阵列

[0053] 球面弧形探头阵列超声波信号的发射和接收如图 2 所示, 发射探头和接受探头之间的距离为 d_3 和 l_3 , 探头垂直发射, 且可以得到发射探头和 1 号接收探头之间的夹角为 θ , 与 2 号接收探头之间的夹角为 ϕ , 那么根据余弦定理有:

$$[0054] \quad d_2^2 = d_1^2 + d_3^2 - 2 * d_1 * d_3 * \cos \theta \quad (5)$$

$$[0055] \quad l_2^2 = l_1^2 + l_3^2 - 2 * l_1 * l_3 * \cos \phi \quad (6)$$

[0056] 由式 (1) 和式 (3), 可以求得平面探头阵列方式下的距离 d_1 , d_2 , 再根据已知的探头阵列坐标, 即可获得晶状体前表面的反射点坐标; 由式 (2) 和式 (4), 可以求得方式下的距离 l_1 , l_2 , 再根据已知的探头阵列坐标, 即可获得晶状体后表面的反射点坐标。

[0057] 同样, 由式 (1) 和式 (5), 可以求得球面弧形探头阵列方式下的距离 d_1 , d_2 , 再根据已知的探头阵列坐标, 即可获得晶状体前表面的反射点坐标; 由式 (2) 和式 (6), 可以求得球面弧形探头阵列方式下的距离 l_1 , l_2 , 再根据已知的探头阵列坐标, 即可获得晶状体后表面的反射点坐标。

[0058] 若发射探头处于阵列边缘, 虽然无法接收到典型的回波信号, 但由于一个探头发射, 其余探头均进行接受, 在发射探头处可接收到较强的界面回波信号, 同样可以获得晶状体前后表面的反射点坐标。

[0059] 利用具有数据处理能力的设备如计算机根据上述算式, 可很方便地计算出晶状体前后表面的反射点坐标, 此处不再赘述。

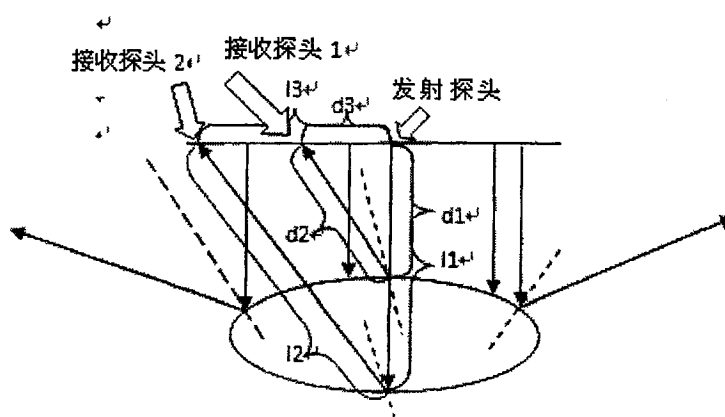


图 1

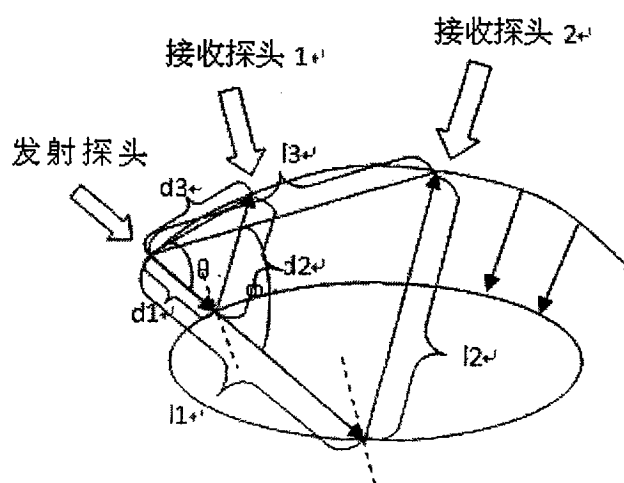


图 2

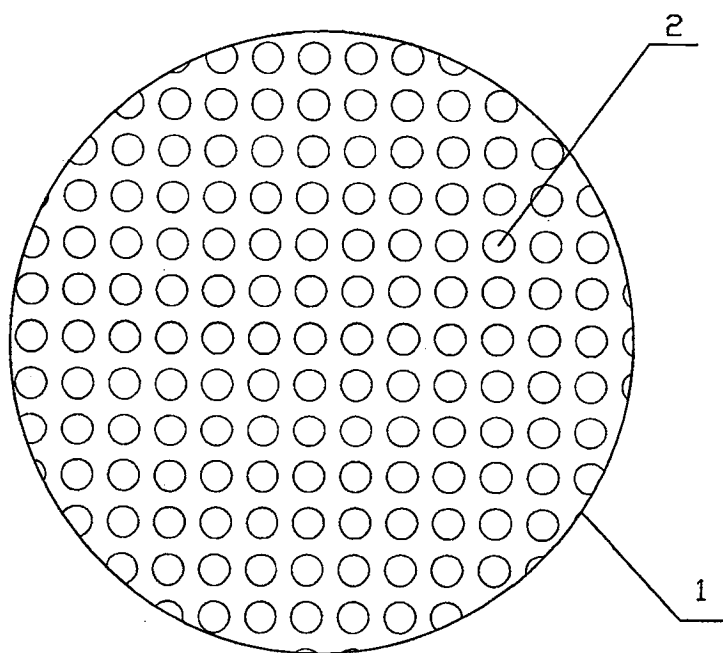


图 3

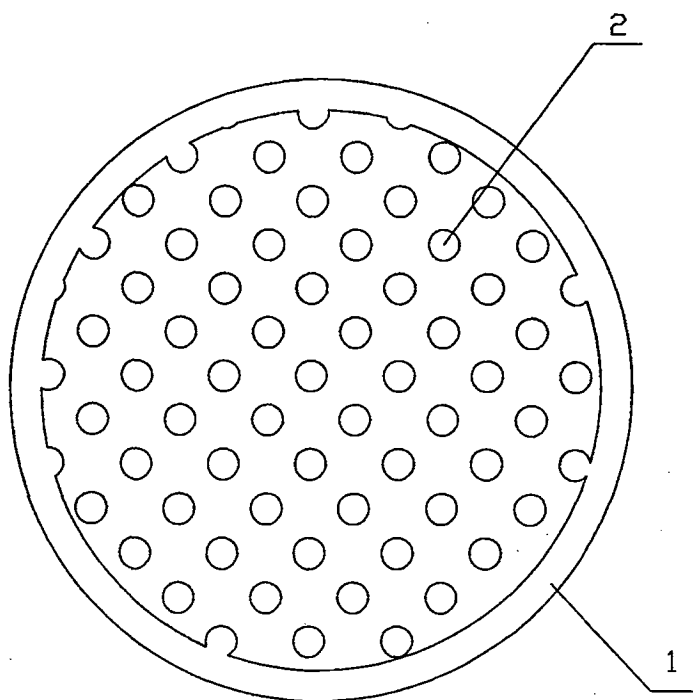


图 4

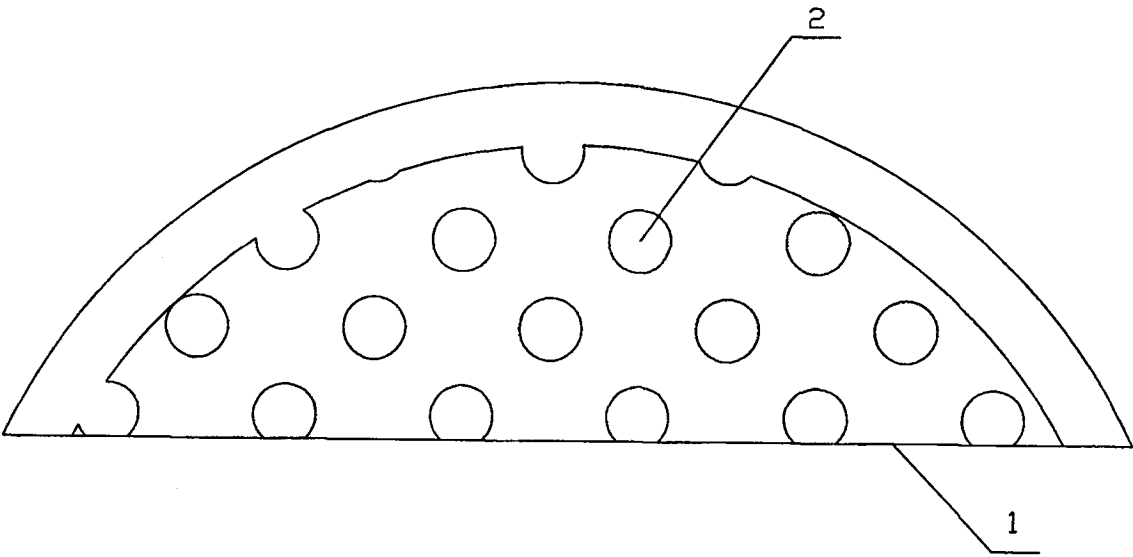


图 5

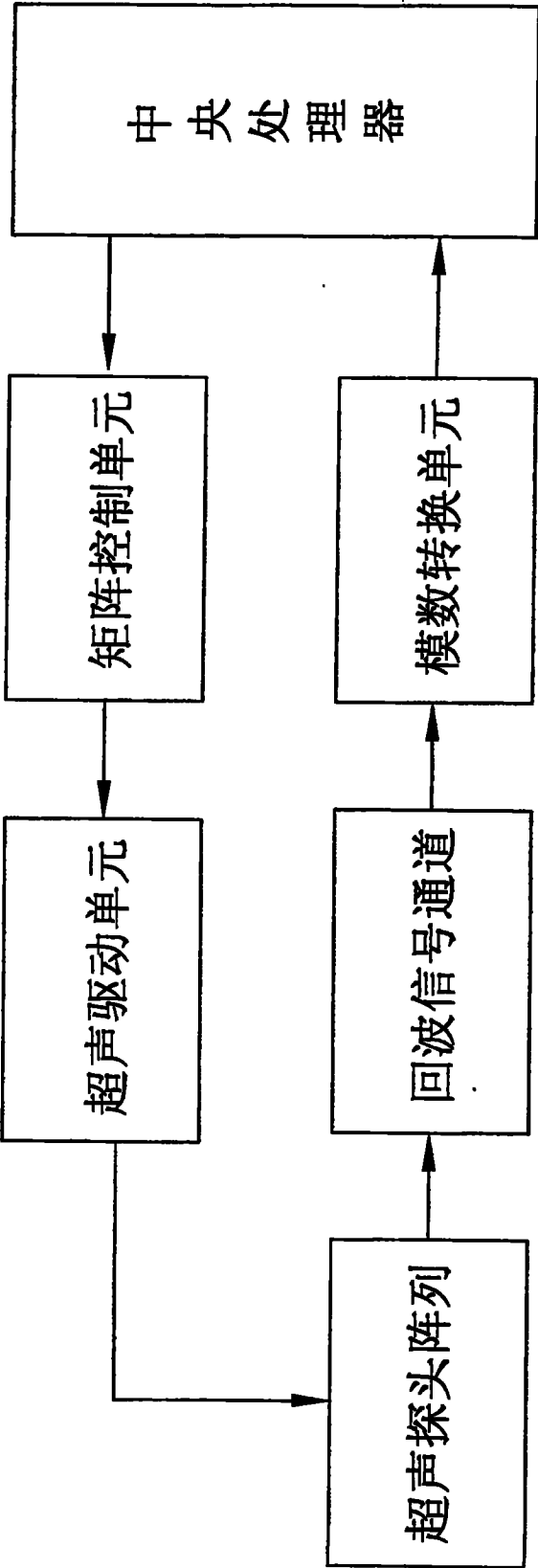


图 6

专利名称(译)	晶状体三维成像超声扫描方法		
公开(公告)号	CN101229068B	公开(公告)日	2010-06-02
申请号	CN200810020605.1	申请日	2008-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	温州医学院眼视光研究院		
申请(专利权)人(译)	温州医学院眼视光研究院		
当前申请(专利权)人(译)	温州医学院眼视光研究院		
[标]发明人	瞿佳 胡敏 陈浩		
发明人	瞿佳 胡敏 陈浩		
IPC分类号	A61B8/10		
代理人(译)	李友福		
审查员(译)	李燕		
其他公开文献	CN101229068A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种人眼晶状体三维成像超声扫描方法。通过数据处理单元对由多个超声探头规则地设置在探头支架上组成的超声探头阵列进行扫描控制，逐个进行发射信号扫描，并对超声探头阵列中其余的超声探头上的回波信号进行处理得到晶状体的三维图像。本晶状体三维成像超声扫描方法不仅在于能得到三维立体图像，最大优点还在于：由于超声探头阵列对人眼进行超声扫描时，无需对受检者眼球进行麻醉，利用人眼在正常视物时，两眼的晶状体是同时做相同调节的原理，进行实时、全范围、直接地观测晶状体前后曲面屈光度调节变化，观测睫状肌如何调节晶状体的功能，从而为研究眼睛的调节机理提供了有效的技术手段。

