



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101999910 A

(43) 申请公布日 2011.04.06

(21) 申请号 201010581077.4

(22) 申请日 2010.12.09

(71) 申请人 天津迈达医学科技有限公司  
地址 300384 天津市南开区华苑产业区鑫茂科技园 C2-2-C

(72) 发明人 王延群 张渝生 王洪义 计建军  
杨军 李跃杰 宋学东 李穗

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代  
理事务所 12201

代理人 杜文茹

(51) Int. Cl.

A61B 8/10 (2006.01)

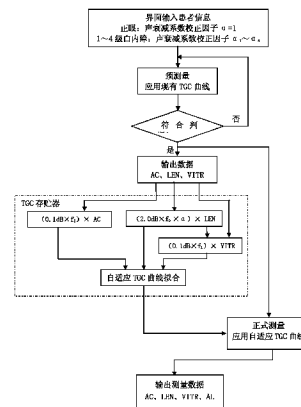
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

眼科超声测量设备中应用的自适应时间-增益补偿方法

(57) 摘要

一种眼科超声测量设备中应用的自适应时间-增益补偿方法：分别建立眼轴长度测量中需要测量的前房、晶体、玻璃体的标准时间-增益补偿曲线，存贮 TGC 存储器中；依临床检查，在 A 型超声测量设备的人机对话界面输入患者信息；进行预测量；TGC 存储器依获得的数据，自动进行自适应 TGC 曲线拟合，完成符合受检者个体情况的“时间-增益补偿”曲线；进行正式测量，预测量完成之后，在完成“自适应 TGC 曲线”拟合的同时，自动开始使用适应受检者具体情况“时间-增益补偿”曲线进行正式测量，获得眼轴长度 AL 及其前房深度 AC、晶体厚度 LEN 和玻璃体长度 VITR 各段的数据并进行显示。本发明提高了眼轴长度 AL 的测量精度，为诊断和人工晶体植入提供更准确的数据。



1. 一种眼科超声测量设备中应用的自适应时间 - 增益补偿方法,其特征在于,包括如下阶段:

1) 分别建立眼轴长度测量中需要测量的前房、晶体、玻璃体三种组织的标准时间 - 增益补偿曲线,存贮 TGC 存贮器中;

2) 依据临床检查结果,在眼科 A 型超声测量设备的人机对话界面输入患者相关信息;

3) 进行预测量;

4) TGC 存贮器依据获得的数据,自动进行自适应 TGC 曲线拟合,完成符合受检者个体情况的“时间 - 增益补偿”曲线,用于正式测量;

5) 进行正式测量,预测量完成之后,在完成“自适应 TGC 曲线”拟合的同时,自动开始使用上述适应受检者具体情况的“时间 - 增益补偿”曲线进行正式测量,获得眼轴长度 AL 及其前房深度 AC、晶体厚度 LEN 和玻璃体长度 VITR 各段的数据并进行显示,作为测量的结果输出。

2. 根据权利要求 1 所述的眼科超声测量设备中应用的自适应时间 - 增益补偿方法,其特征在于,所述的阶段 1 包括如下步骤:

a) 前房、晶体、玻璃体的声衰减系数斜率数据如下:

前房、玻璃体的声衰减系数斜率取  $0.10\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ ;

晶体的声衰减系数斜率:正常眼取  $2.0\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ ;对于患有白内障的眼,按常规公知的临床诊断晶体混浊程度 4 级分类法,分 4 级对上述声衰减系数斜率进行校正;

求出不同混浊程度白内障眼的声衰减系数斜率的平均值;与正常眼的声衰减系数斜率相比较,求出校正因子  $\alpha_1 \sim \alpha_4$ 。

b) 对眼组织各部分的超声频率修正:

前房部分由于声衰减系数斜率极低,不需要校正,该超声频率取自超声探头的标称工作频率  $f_0$ 。

晶体部分由于衰减系数斜率较大,需要对超声频率进行修正,校正方法为:

以“脉冲 - 回波法”测量多个超声换能器的反射波频谱,取其中反射波频谱的中心频率等于换能器标称中心频率 ( $f_0$ ) 作为典型频谱;

从典型频谱中读出不同频率对应的回波幅值 (dB),将连续的频谱简化为一组“频率 - 幅值”数据;

将上述不同频率对应的回波幅值用声衰减系数斜率  $2.0\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$  校正,得到超声波通过单位晶体厚度后的一组新的“幅值 - 频率”关系数据,从该组数据中可获得超声波传播单位路径衰减后的中心频率值;

重复上述步骤,直至覆盖晶体厚度可能的最大值,得到中心频率的偏移与晶体厚度的关系曲线,从该曲线得出超声波通过一定厚度的晶体后修正的中心频率  $f_1$ 。

玻璃体部分由于声衰减系数斜率极低,不需要校正,该超声频率取自超声波通过晶体后修正的中心频率  $f_1$ 。

c) 将上述求出的声衰减随距离变化的时间 - 增益补偿曲线存入 TGC 存贮器中。

3. 根据权利要求 1 所述的眼科超声测量设备中应用的自适应时间 - 增益补偿方法,其特征在于,所述的阶段 2 包括如下步骤:

a) 选择“正常眼”:声衰减系数校正因子  $\alpha$  自动选择  $\alpha = 1$ ,即不需校正;

b) 如果患者属于白内障眼,按临床诊断的晶体混浊程度选择1、2、3或4,自动调用已存入TGC存贮器中的声衰减系数斜率校正因子 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、 $\alpha_3$ 或 $\alpha_4$ 。

4. 根据权利要求1所述的眼科超声测量设备中应用的自适应时间-增益补偿方法,其特征在于,所述的阶段3包括如下步骤:

a) 完成患者信息输入后,眼科A型超声测量设备自动按常规方法、使用现有时间-增益补偿技术对眼轴长度进行一组含有多次发射的预测量,获得受检者前房深度AC、晶体厚度LEN和玻璃体长度VITR的一组数据,通过对该组数据的统计学处理,求出该组数据的平均值和标准差;

b) 将该组数据的平均值和标准差与依据临床经验设定的判据进行比较,如果该组数据的重复性不符合判据要求,给出提示并自动进行下一次预测量;如果预测量数据的重复性符合判据要求,将该组数据的平均值AC、LEN、VITR输出至TGC存贮器,作为TGC存贮器中声衰减随距离变化函数曲线的距离值。

## 眼科超声测量设备中应用的自适应时间 - 增益补偿方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种眼科 A 型眼轴长度超声测量技术。特别是涉及一种能够提高眼轴长度测量精度的眼科超声测量设备中应用的自适应时间 - 增益补偿方法。

### 背景技术

[0002] 目前医学超声诊断、测量设备普遍采用的技术是“脉冲 - 回波”探测法,即超声换能器在电脉冲的激励下辐射超声波进入人体,再接受人体组织的反射波转换成电信号进行显示,形成“声像图”。由于不同人体组织对超声波的反射特性不同,正常组织和病变组织的反射波存在差异,医生即可依据“声像图”反映的组织结构特性为临床诊断提供依据。

[0003] “时间 - 增益补偿 (TGC)”是超声诊断设备中普遍应用的技术。由于人体组织对超声波的衰减特性,超声波在人体内的传播随深度的增加而衰减,因此对反射波的放大器增益需要随之提升,对衰减进行补偿。

[0004] 目前在超声诊断设备中普遍应用的“时间 - 增益补偿 (TGC)”技术,是依据超声波在软组织中的平均衰减系数斜率 (0.6 ~ 0.7) dB/(cm • MHz),以线性或其他曲线方式对增益进行补偿,并附之手动分段调节。

[0005] A 型超声是以反射波的脉冲幅度表示界面反射波的强度,其最主要的临床应用领域是眼科用于眼轴长度 AL 的测量,为人工晶体植入术的实施提供数据。依据大量临床实践的相关文献报道,在人工晶体植入术中,每 1mm 眼轴长度的测量误差将产生屈光度约 300 度的偏差,因此提高眼轴长度 AL 的测量精度具有重要意义。

[0006] 现有 A 型超声眼轴长度 AL 的测量技术是:通过对眼球前房深度 ACD、晶体厚度 LENS、玻璃体长度 VITR 的测量,计算出眼轴长度 AL,即:

$$[0007] \quad AL = ACD + LENS + VITR = v_1 t_1 + v_2 t_2 + v_3 t_3$$

[0008] 式中  $v_1$ 、 $v_2$ 、 $v_3$  分别为声波在前房、晶体、玻璃体中传播的速度,均为已知量。

[0009] A 型超声眼轴长度测量即依据该三种不同组织的界面反射,测量出  $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$ ,计算出各段距离及眼轴长度 AL。

[0010] 由于 A 型超声眼轴长度测量仅需要获得超声脉冲在前房、晶体、玻璃体和视网膜之间 3 个声学界面的反射波,而该三种组织由于声学特性的较大差异导致界面反射较强,因此在仪器设计中设定一个适当的“阈值”,幅度超过该阈值的脉冲被识别并被作为时间计算的依据,如图 1 所示。

[0011] 由于界面反射波上升的前沿具有一定的斜率,到达触发阈值的时间存在延迟,反射波的幅度越低、延迟时间越长;因此界面反射波的幅度差异引起的延迟时间差异是造成测量系统误差的重要原因。

[0012] 为此,眼科超声测量设备一般也采用现有的“时间 - 增益补偿”技术,以图减小测量误差。

[0013] 现有的“时间 - 增益补偿”技术用于眼科的不足之处及其原因是:

[0014] 1) 眼球组织结构声学特性的特殊性

[0015] 在眼轴长度测量中需要测量的前房、晶体、玻璃体三种组织的声衰减系数斜率存在很大差异,前房和玻璃体的声衰减系数斜率极低,仅为  $0.10\text{dB}/(\text{cm}\cdot\text{MHz})$ ,而晶体的声衰减系数斜率达到  $2.0\text{dB}/(\text{cm}\cdot\text{MHz})$ ,与前者差异达 20 倍。现有的“时间-增益补偿”技术所采用的补偿曲线对前房和玻璃体会造成过补偿、而对晶体则会有较严重的欠补偿,造成界面反射波幅度的很大差异而加大了测量误差。

[0016] 2) 眼球组织结构的个体差异

[0017] 据“眼科影像诊断学”等资料报导,对于正常人群,眼球前房深度的典型值为  $2.27\pm 0.541\text{mm}$ ,晶体厚度的典型值为  $4.07\pm 0.5\text{mm}$ ,玻璃体长度的典型值为  $15.7\pm 1.1\text{mm}$ ,具有较大的离散型;近视眼的眼轴长度比正常人长,而远视眼的眼轴长度则偏短;何况患有白内障的患者晶体混浊程度不同所造成的声衰减系数斜率的变化。现有的“时间-增益补偿”技术无论采用那种近似眼球声学特性的补偿曲线,也不可能对每个患者个体都达到最佳的补偿效果。

[0018] 所以,现有的“时间-增益补偿”技术不能准确地适应眼球结构的生理特性和个体差异。

[0019] 按目前该类产品普遍采用的探头频率为  $10\text{MHz}$  计算,其上升时间约为  $25\text{ns}$ ;现有的“时间-增益补偿”技术,由于界面反射波幅度差异而达到触发阈值的时间差可达  $20\text{ns}$ (如图 1 所示),按超声波在眼组织的平均声速  $1600\text{m/s}$  计算,产生的测量系统误差可达  $0.032\text{mm}$ 。

[0020] 我国现行有效的医药行业标准 YY0107-2005《眼科 A 型超声测量仪》对眼轴长度 AL 的测量误差要求为不大于  $\pm 0.1\text{mm}$ ,现有的“时间-增益补偿”技术引起的测量系统误差,已成为影响测量精度的重要因素。

## 发明内容

[0021] 本发明所要解决的技术问题是,提供一种能够针对受检者眼球生理结构的具体情况,简便的自动调用符合其眼球结构特性的“时间-增益补偿”曲线,大大降低现有技术的测量系统误差,提高眼轴长度测量的精度,为临床诊断和人工晶体植入术的实施提供更准确数据的眼科超声测量的自适应时间-增益补偿方法。

[0022] 本发明所采用的技术方案是:一种眼科超声测量设备中应用的自适应时间-增益补偿方法,包括如下阶段:

[0023] 1) 分别建立眼轴长度测量中需要测量的前房、晶体、玻璃体三种组织的标准时间-增益补偿曲线,存贮 TGC 存贮器中;

[0024] 2) 依据临床检查结果,在眼科 A 型超声测量设备的人机对话界面输入患者相关信息;

[0025] 3) 进行预测量;

[0026] 4) TGC 存贮器依据获得的数据,自动进行自适应 TGC 曲线拟合,完成符合受检者个体情况的“时间-增益补偿”曲线,用于正式测量;

[0027] 5) 进行正式测量,预测量完成之后,在完成“自适应 TGC 曲线”拟合的同时,自动开始使用上述适应受检者具体情况“时间-增益补偿”曲线进行正式测量,获得眼轴长度 AL 及其前房深度 AC、晶体厚度 LEN 和玻璃体长度 VITR 各段的数据并进行显示,作为测量的结

果输出。

[0028] 所述的阶段 1 包括如下步骤：

[0029] a) 前房、晶体、玻璃体的声衰减系数斜率数据如下：

[0030] 前房、玻璃体的声衰减系数斜率取  $0.10\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ ；

[0031] 晶体的声衰减系数斜率：正常眼取  $2.0\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ ；对于患有白内障的眼，按常规公知的临床诊断晶体混浊程度 4 级分类法，分 4 级对上述声衰减系数斜率进行校正；

[0032] 求出不同混浊程度白内障眼的声衰减系数斜率的平均值；与正常眼的声衰减系数斜率相比较，求出校正因子  $\alpha_1 \sim \alpha_4$ 。

[0033] b) 对眼组织各部分的超声频率修正：

[0034] 前房部分由于声衰减系数斜率极低，不需要校正，该超声频率取自超声探头的标称工作频率  $f_0$ 。

[0035] 晶体部分由于衰减系数斜率较大，需要对超声频率进行修正，校正方法为：

[0036] 以“脉冲 - 回波法”测量多个超声换能器的反射波频谱，取其中反射波频谱的中心频率等于换能器标称中心频率  $f_0$  作为典型频谱；

[0037] 从典型频谱中读出不同频率对应的回波幅值 dB，将连续的频谱简化为一组“频率 - 幅值”数据；

[0038] 将上述不同频率对应的回波幅值用声衰减系数斜率  $2.0\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$  校正，得到超声波通过单位晶体厚度后的一组新的“幅值 - 频率”关系数据，从该组数据中可获得超声波传播单位路径衰减后的中心频率值；

[0039] 重复上述步骤，直至覆盖晶体厚度可能的最大值，得到中心频率的偏移与晶体厚度的关系曲线，从该曲线得出超声波通过一定厚度的晶体后修正的中心频率  $f_1$ 。

[0040] 玻璃体部分由于声衰减系数斜率极低，不需要校正，该超声频率取自超声波通过晶体后修正的中心频率  $f_1$ 。

[0041] c) 将上述求出的声衰减随距离变化的时间 - 增益补偿曲线存入 TGC 存储器中。

[0042] 所述的阶段 2 包括如下步骤：

[0043] a) 选择“正常眼”：声衰减系数校正因子  $\alpha$  自动选择  $\alpha = 1$ ，即不需校正；

[0044] b) 如果患者属于白内障眼，按临床诊断的晶体混浊程度选择 1、2、3 或 4，自动调用已存入 TGC 存储器中的声衰减系数斜率校正因子  $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、 $\alpha_3$  或  $\alpha_4$ 。

[0045] 所述的阶段 3 包括如下步骤：

[0046] a) 完成患者信息输入后，眼科 A 型超声测量设备自动按常规方法、使用现有时间 - 增益补偿技术对眼轴长度进行一组含有多次发射的预测量，获得受检者前房深度 AC、晶体厚度 LEN 和玻璃体长度 VITR 的一组数据，通过对该组数据的统计学处理，求出该组数据的平均值和标准差；

[0047] b) 将该组数据的平均值和标准差与依据临床经验设定的判据进行比较，如果该组数据的重复性不符合判据要求，给出提示并自动进行下一次预测量；如果预测量数据的重复性符合判据要求，将该组数据的平均值 AC、LEN、VITR 输出至 TGC 存储器，作为 TGC 存储器中声衰减随距离变化函数曲线的距离值。

[0048] 本发明的眼科超声测量的自适应时间 - 增益补偿方法，具有如下特点：

[0049] 1、对 A 型超声眼轴长度测量中应用的“时间 - 增益补偿”曲线的变量“频率”，进行

通过晶体后的偏移校正。

[0050] 2、对 A 型超声眼轴长度测量中应用的“时间 - 增益补偿”曲线的变量“距离”，自动调用对受检者预测量获得的实际数据。

[0051] 本发明与现有的、由生产厂商预置的“时间 - 增益补偿”曲线相比，可以方便的依据受检者个体的实际情况，自动采用适应受检者自身特点的“时间 - 增益补偿”曲线，有效降低了界面反射波的幅度差异引起的延迟时间差异，提高了眼轴长度 AL 的测量精度，为临床诊断和人工晶体植入术的实施提供更准确的数据。

#### 附图说明

[0052] 图 1 是 A 型超声眼轴长度测量工作原理示意图；

[0053] 图 2 是本发明方法的流程图。

[0054] 其中：

[0055] 1 :眼科 A 超探头                      2 :前房

[0056] 3 :晶体                                  4 :玻璃体

[0057] 5 :各声学界面的反射波    6 :触发阈值

[0058] 7 :触发脉冲——其脉冲间隔时间为计算眼轴长度的基准

#### 具体实施方式

[0059] 下面结合实施例和附图对本发明的眼科超声测量设备中应用的自适应时间 - 增益补偿方法做出详细说明。

[0060] 本发明需要解决的技术问题是，针对受检者眼球生理结构的具体情况，简便的自动调用符合其眼球结构特性的“时间 - 增益补偿”曲线。

[0061] “眼科超声测量设备”在临床应用中的直接目的不是获得诊断结果或健康状况，而只是从活的人体或动物体获取作为中间结果的“眼轴长度”这一生理参数；该信息本身不能够直接得出疾病的诊断结果或健康状况，属于为实施人工晶体植入术而需要测量的中间数据。

[0062] 本发明的眼科超声测量设备中应用的自适应时间 - 增益补偿方法的特点是：

[0063] 1、对 A 型超声眼轴长度测量中应用的“时间 - 增益补偿”曲线的变量“频率”，进行通过晶体后的偏移校正。

[0064] 2、对 A 型超声眼轴长度测量中应用的“时间 - 增益补偿”曲线的变量“距离”，自动调用对受检者预测量获得的实际数据。

[0065] 如图 2 所示，本发明的眼科超声测量设备中应用的自适应时间 - 增益补偿方法，具体包括如下阶段：

[0066] 1) 分别建立眼轴长度测量中需要测量的前房、晶体、玻璃体三种组织的标准时间 - 增益补偿曲线，存贮 TGC 存贮器中。包括如下步骤：

[0067] a) 前房、晶体、玻璃体的声衰减系数斜率数据取自权威文献报道的、公知公认数据，如下：

[0068] 前房、玻璃体的声衰减系数斜率取  $0.10\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ ；

[0069] 晶体的声衰减系数斜率：正常眼取  $2.0\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ ；对于患有白内障的眼，按常

规公知的临床诊断晶体混浊程度 4 级分类法,分 4 级对上述声衰减系数斜率进行校正;

[0070] 为获取不同混浊程度白内障的声衰减系数斜率的校正因子,可通过大样本临床测量超声波在不同混浊程度的晶体的前、后沿反射波幅度的差异,经过公知的统计学处理方法,求出不同混浊程度白内障的声衰减系数斜率的平均值;与正常眼的声衰减系数斜率相比较,求出校正因子  $\alpha_1 \sim \alpha_4$ 。

[0071] b) 由于声衰减与超声频率有关,超声波在组织传播过程中,超声频谱的高频成分由于衰减量较大而使频谱发生频移,因此需要对眼组织各部分的超声频率修正:

[0072] 前房部分由于声衰减系数斜率极低,不需要校正,该超声频率取自超声探头的标称工作频率  $f_0$ (中心频率):

[0073] 晶体部分由于衰减系数斜率较大,需要对超声频率进行修正,校正方法为:

[0074] 以“脉冲-回波法”测量多个超声换能器的反射波频谱,取其中反射波频谱的中心频率等于换能器标称中心频率  $f_0$  的作为典型频谱;

[0075] 从典型频谱中读出不同频率对应的回波幅值 dB,将连续的频谱简化为一组“频率-幅值”数据;

[0076] 将上述不同频率对应的回波幅值用声衰减系数斜率  $2.0\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$  校正,得到超声波通过单位晶体厚度后的一组新的幅值-频率关系数据,从该组数据中可获得超声波传播单位路径衰减后的中心频率值;

[0077] 重复上述步骤,直至覆盖晶体厚度可能的最大值,可得到中心频率的偏移与晶体厚度的关系曲线,从该曲线可以得出超声波通过一定厚度的晶体后修正的中心频率  $f_1$ 。

[0078] 玻璃体部分由于声衰减系数斜率极低,不需要校正,该超声频率取自超声波通过晶体后修正的中心频率  $f_1$ 。

[0079] c) 将上述求出的声衰减随距离变化的时间增益补偿曲线存入 TGC 存储器中。

[0080] 2) 依据临床检查结果,在眼科 A 型超声测量设备的人机对话界面输入患者相关信息。包括如下步骤:

[0081] a) 选择“正常眼”:声衰减系数校正因子  $\alpha$  自动选择  $\alpha = 1$ ,即不需校正;

[0082] b) 如果患者属于白内障,按临床诊断的晶体混浊程度选择 1、2、3 或 4,自动调用已存入 TGC 存储器中的声衰减系数斜率  $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、 $\alpha_3$  或  $\alpha_4$ 。

[0083] 3) 进行预测量。包括如下步骤:

[0084] a) 完成患者信息输入后,眼科 A 型超声测量设备自动按常规方法、使用现有时间-增益补偿技术对眼轴长度进行含有多次发射的一组预测量,约在 100ms 时间内即可获得受检者前房深度 AC、晶体厚度 LEN 和玻璃体长度 VITR 的一组数据,通过对该组数据的统计学处理,求出该组数据的平均值和标准差;

[0085] b) 将该组数据的平均值和标准差与依据临床经验设定的判据进行比较,如果该组数据的重复性不符合判据要求,给出提示并自动进行下一次预测量;如果预测量数据的重复性符合判据要求,将该组数据的平均值 AC、LEN、VITR 输出至 TGC 存储器,作为 TGC 存储器中声衰减随距离变化函数曲线的距离值。

[0086] 4) TGC 存储器依据获得的数据,自动进行自适应 TGC 曲线拟合,完成符合受检者个体情况的“时间-增益补偿”曲线,用于正式测量;

[0087] 5) 进行正式测量。预测量完成之后,在完成“自适应 TGC 曲线”拟合的同时,自动

开始使用上述适应受检者具体情况的“时间 - 增益补偿”曲线进行正式测量,获得眼轴长度 AL 及其前房深度 AC、晶体厚度 LEN 和玻璃体长度 VITR 各段的数据并进行显示,作为测量的结果输出。

[0088] 本发明的眼科超声测量设备中应用的自适应时间 - 增益补偿方法具体应用如下:

[0089] 1、预测量的符合性判据

[0090] 与当前产品应用的现有技术相同。即将测量值与预设的 AC、LEN、VITR 合理范围比较,多次重复测量数据的统计学处理等;以排除超声波束未对准眼轴、探头接触角膜压力过大等医生操作手法不当产生的错误数据。

[0091] 2、声衰减系数校正因子  $\alpha$

[0092] 正常眼晶体的声衰减系数斜率为 2.0dB/(cm·MHz),对于白内障眼,由于晶体混浊的散射会使该数值变化。眼科临床一般将晶体混浊程度分为 4 级。

[0093] 衰减系数校正因子确定的最佳方案是:

[0094] 临床医生可以通过临床 B 型图像扫描及其他光学检查手段等现有技术,对晶体混浊程度进行级别分类。

[0095] 依据临床晶体混浊程度级别分类的结果,分别对不同级别的患者采用眼轴方向的 A

[0096] 超扫描,记录晶体前、后沿反射波的幅度差异数据,生产商依据仪器内置的 TGC 曲线模式,获得其衰减数据;再通过大样本的统计数据处理,求出不同混浊程度白内障眼的声衰减系数斜率的平均值;与正常眼的声衰减系数斜率相比较,求出不同晶体混浊级别的校正因子  $\alpha_1 \sim \alpha_4$ 。

[0097] 3、中心频率校正

[0098] 由于晶体的声衰减系数斜率远高于其他眼组织,超声波通过晶体后的频谱偏移不能被忽略。

[0099] 中心频率校正的最佳实施方案是:

[0100] 1) 以“脉冲 - 回波法”测量多个超声换能器的反射波频谱,取其中反射波频谱的中心频率等于换能器标称中心频率 ( $f_0$ ) 的作为典型频谱。

[0101] 2) 以中心频率的 10% 为起点,以 1MHz 为增量,从典型频谱中读出不同频率对应的回波幅值 (dB),直至频率达到中心频率的 2 倍为止;将连续的频谱简化为一组“频率 - 幅值”数据。

[0102] 3) 由于反射波通过晶体的路程是晶体厚度的 2 倍,将步骤 2) 得到的不同频率对应的回波幅值以 0.4mm 为单位,用声衰减系数斜率 2.0dB/(cm·MHz) 校正,即可得到超声波通过晶体厚度为 0.2mm 后的一组“幅值 - 频率”关系数据,从该组数据中即可获得超声波传播单位路径衰减后的中心频率值;

[0103] 4) 以 0.4mm 为增量,重复步骤 3),直至覆盖 2 倍晶体厚度可能的最大值 (12mm),即可得到晶体厚度每增加 0.2mm 对应的中心频率值;

[0104] 5) 获得晶体厚度的预测量数据后,采用线性内插法即可获得超声波通过晶体后修正的中心频率  $f_1$ 。

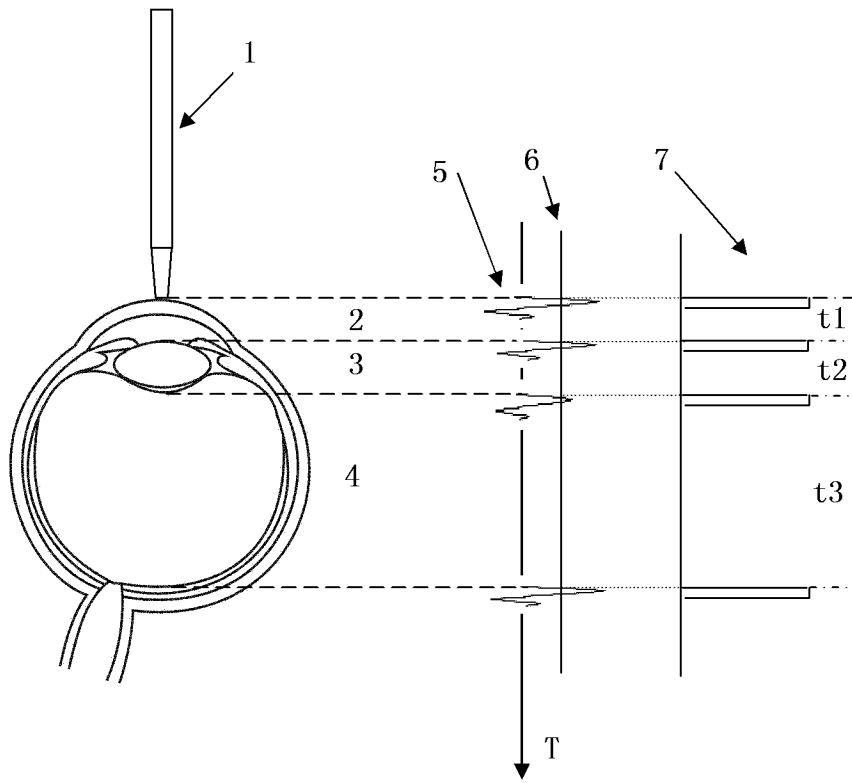


图 1

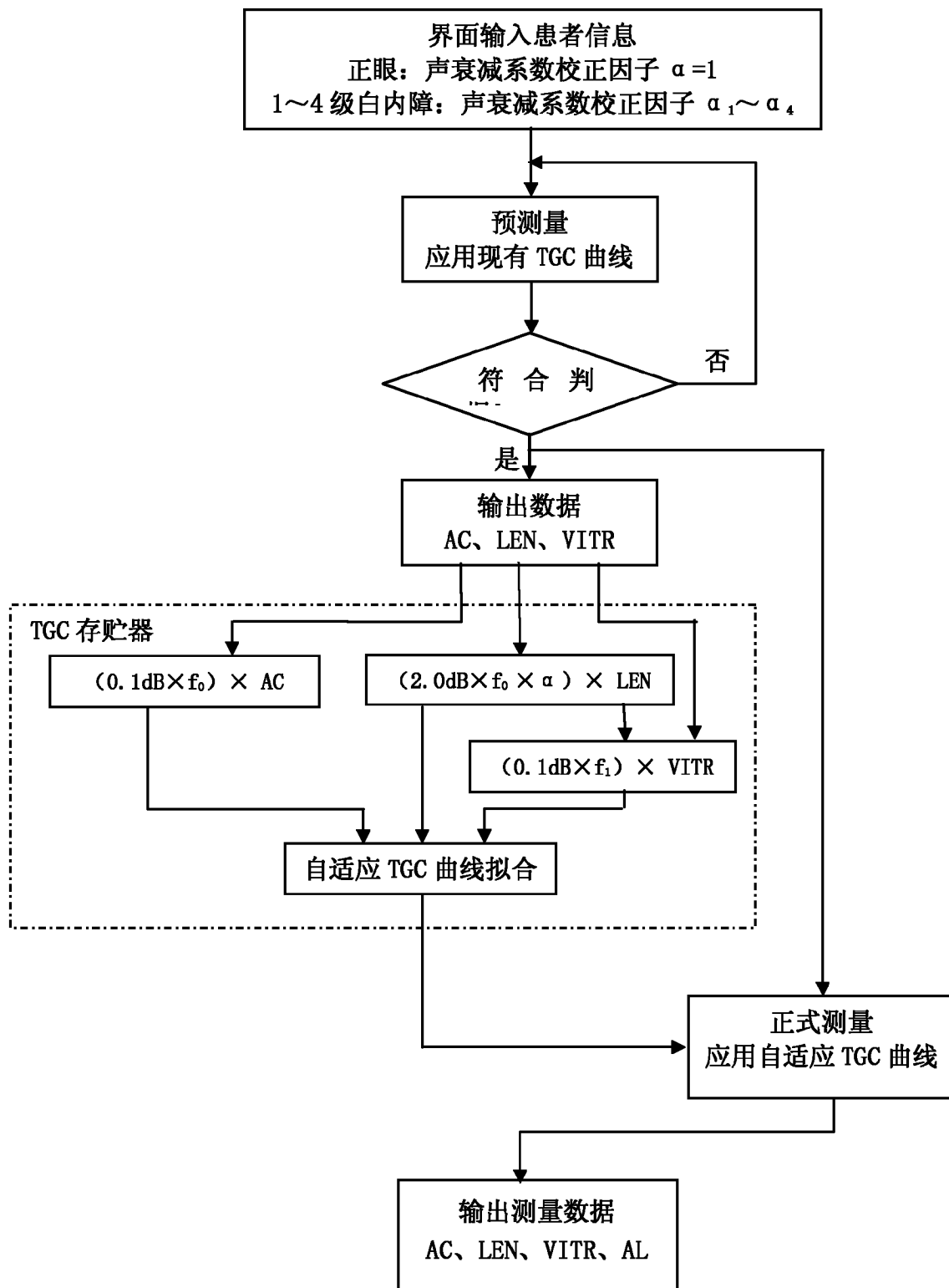


图 2

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 眼科超声测量设备中应用的自适应时间-增益补偿方法                           |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN101999910A</a>                       | 公开(公告)日 | 2011-04-06 |
| 申请号            | CN201010581077.4                                   | 申请日     | 2010-12-09 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 天津迈达医学科技有限公司                                       |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 天津迈达医学科技有限公司                                       |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 天津迈达医学科技有限公司                                       |         |            |
| [标]发明人         | 王延群<br>张渝生<br>王洪义<br>计建军<br>杨军<br>李跃杰<br>宋学东<br>李穗 |         |            |
| 发明人            | 王延群<br>张渝生<br>王洪义<br>计建军<br>杨军<br>李跃杰<br>宋学东<br>李穗 |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/10   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>     |         |            |

摘要(译)

一种眼科超声测量设备中应用的自适应时间-增益补偿方法：分别建立眼轴长度测量中需要测量的前房、晶体、玻璃体的标准时间-增益补偿曲线，存贮TGC存储器中；依临床检查，在A型超声测量设备的人机对话界面输入患者信息；进行预测量；TGC存储器依获得的数据，自动进行自适应TGC曲线拟合，完成符合受检者个体情况的“时间-增益补偿”曲线；进行正式测量，预测量完成之后，在完成“自适应TGC曲线”拟合的同时，自动开始使用适应受检者具体情况的“时间-增益补偿”曲线进行正式测量，获得眼轴长度AL及其前房深度AC、晶体厚度LEN和玻璃体长度VITR各段的数据并进行显示。本发明提高了眼轴长度AL的测量精度，为诊断和人工晶体植入提供更准确的数据。

