



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110507364 A

(43)申请公布日 2019. 11. 29

(21)申请号 201910695989.5

(22)申请日 2019.07.30

(71)申请人 中国医学科学院生物医学工程研究所

地址 300192 天津市南开区白堤路236号

(72)发明人 周盛 王晓春 杨军 计建军 王延群

(74)专利代理机构 广州骏思知识产权代理有限公司 44425

代理人 龙婷

(51)Int.Cl.

A61B 8/10(2006.01)

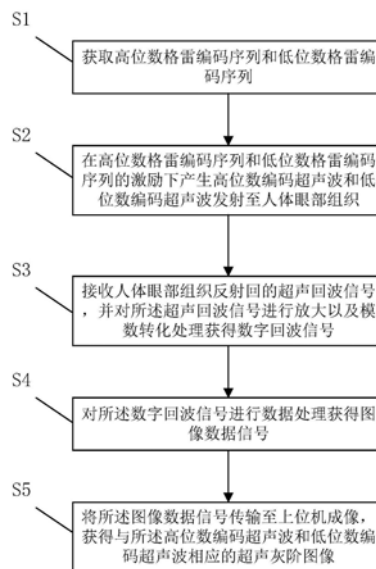
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种眼科晶状体超声成像方法及装置

(57)摘要

本发明提供一种眼科晶状体超声成像方法及装置,所述方法如下步骤:获取高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列;在高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列的激励下产生高位数编码超声波和低位数编码超声波发射至人体眼部组织;接收人体眼部组织反射回的与上述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声回波信号,并对所述超声回波信号进行放大以及模数转化处理获得数字回波信号;对所述数字回波信号进行数据处理获得图像数据信号;将所述图像数据信号成像,获得与上述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声灰阶图像。该眼科晶状体超声成像方法及装置,具有能够提高人体眼部晶状体的探测深度,从而实现晶状体的全景成像的优点。



1. 一种眼科晶状体超声成像方法,其特征在于:包括如下步骤:
获取高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列;
在高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列的激励下产生高位数编码超声波和低位数编码超声波发射至人体眼部组织;
接收人体眼部组织反射回的与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声回波信号,并对所述超声回波信号进行放大以及模数转化处理获得数字回波信号;
对所述数字回波信号进行数据处理获得图像数据信号;
将所述图像数据信号成像,获得与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声灰阶图像。
2. 根据权利要求1所述的眼科晶状体超声成像方法,其特征在于:对所述数字回波信号进行数据处理的步骤包括:对所述数字回波信号进行解码压缩运算以获得解码后的数字回波信号;对解码压缩后的数字回波信号进行动态数字滤波处理,数字检波处理,对数变换处理,以及中值滤波处理以获得图像数据信号。
3. 根据权利要求1所述的眼科晶状体超声成像方法,其特征在于:所述高位数编码超声波由16位格雷编码序列激励产生;所述低位数编码超声波由4位格雷编码序列激励产生。
4. 根据权利要求1所述的眼科晶状体超声成像方法,其特征在于:将所述高位数编码超声波和低位数编码超声波依次间隔地发射至人体眼部组织以获取多帧连续的超声灰阶图像。
5. 根据权利要求4所述的眼科晶状体超声成像方法,其特征在于:对相邻帧的超声灰阶图像进行加权相减处理以获得晶状体内部的超声灰阶图像。
6. 根据权利要求5所述的眼科晶状体超声成像方法,其特征在于:获取所述晶状体内部的超声灰阶图像的像素点数量以及每个像素点的灰阶值,并计算出所有像素点的平均灰度值。
7. 根据权利要求1所述的眼科晶状体超声成像方法,其特征在于:对所述晶状体内部的超声灰阶图像进行二值化处理,区分出图像中的高回声区域和低回声区域。
8. 根据权利要求1所述的眼科晶状体超声成像方法,其特征在于:对所述晶状体内部的超声灰阶图像分别进行x轴方向和y轴方向上的灰度值的微分处理,并绘制出拟合曲线图,实现图像的纹理分析。
9. 一种眼科晶状体全景成像装置,其特征在于:包括可编程逻辑器件和与所述可编程逻辑器件电连接的超声波换能器和信号处理模块;
所述可编程逻辑器件获取高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列,将所述高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列输出至所述超声波换能器,激励超声波换能器产生高位数编码超声波和低位数编码超声波发射至人体眼部组织;
所述超声波换能器接收人体眼部组织反射回的与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声回波信号,发送至所述信号处理模块;
所述信号处理模块接收并对所述超声回波信号进行放大及模数转换处理,获得数字回波信号,并发送至所述可编程逻辑器件;
所述可编程逻辑器件对所述数字回波信号进行数据处理获得图像数据信号,并将所述图像数据信号传输至上位机成像,获得与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应

的超声灰阶图像。

10. 根据权利要求9所述的眼科晶状体全景成像装置,其特征在于:所述可编程逻辑器件设置有依次连接的解码压缩工具、动态数字滤波器、数字检波器、对数变换器和中值滤波器;

所述解码压缩工具对所述数字回波信号进行解码压缩运算以获得解码后的数字回波信号;

所述动态数字滤波器对解码压缩后的数字回波信号进行动态数字滤波处理;

所述数字检波器对所述动态数字滤波器滤波后的数字回波信号进行数字检波处理;

所述对数变换器对所述数字检波器检波处理后的数字回波信号进行对数变换处理;

所述中值滤波器对所述对数变换器处理后的数字回波信号进行中值滤波处理获得所述图像数据信号。

一种眼科晶状体超声成像方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及眼科成像技术领域，特别是涉及一种眼科晶状体超声成像方法及装置。

背景技术

[0002] 白内障是我国中老年人群致盲的首要因素，是否能够准确判断其类型和硬度级别，对于白内障的治疗如超声乳化人工晶体植入术的成功率具有重要的临床意义。而白内障的硬度级别及类型的判断则依赖于人体眼部晶状体性状的判断，因此，人体眼部晶状体的探测尤为重要。早期的眼科临床上普遍使用光学检测设备来观察晶状体的形态，但由于光学检查容易受到屈光介质混浊程度和瞳孔大小的影响，且白内障患者的晶状体蛋白质变性而引起透明性下降会干扰甚至阻断光线的正常传播，因此，光学检测无法很好的探测眼部组织全貌，在医学发展过程中，超声检测逐渐替代了早期的光学检测。

[0003] 目前，用于眼科临床的超声检测设备主要是超声生物显微镜，其通过单脉冲激励信号激励超声换能器发出超声波发射至人体眼部组织，获取人体眼部组织反射回的超声回波并形成超声图像以进行眼部晶状体性状的分析与判断。但由于通过单脉冲信号激励超声波的检测方法所能探测到的人体眼部组织的深度较浅，无法实现晶状体的全景成像。

发明内容

[0004] 为克服相关技术中存在的问题，本发明实施例提供了一种眼科晶状体超声成像方法，具有能够提高人体眼部晶状体的探测深度从而实现晶状体的全景成像的优点。

[0005] 一种眼科晶状体超声成像方法，包括如下步骤：

[0006] 获取高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列；

[0007] 在高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列的激励下产生高位数编码超声波和低位数编码超声波发射至人体眼部组织；

[0008] 接收人体眼部组织反射回的与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声回波信号，并对所述超声回波信号进行放大以及模数转化处理获得数字回波信号；

[0009] 对所述数字回波信号进行数据处理获得图像数据信号；

[0010] 将所述图像数据信号成像，获得与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声灰阶图像。

[0011] 本实施例所述的眼科晶状体超声成像方法，通过采用高位数编码与低位数编码联合成像可以对人体眼部晶状体实现较为深度的探测，从而实现晶状体的全景成像。

[0012] 进一步地，对所述数字回波信号进行数据处理的步骤包括：对所述数字回波信号进行解码压缩运算以获得解码后的数字回波信号；对解码压缩后的数字回波信号进行动态数字滤波处理，数字检波处理，对数变换处理，以及中值滤波处理以获得图像数据信号。

[0013] 进一步地，所述高位数编码超声波由16位格雷编码序列激励产生；所述低位数编码超声波由4位格雷编码序列激励产生。

[0014] 进一步地,将所述高位数编码超声波和低位数编码超声波依次间隔地发射至人体眼部组织以获取多帧连续的超声灰阶图像。

[0015] 进一步地,获取所述晶状体内部的超声灰阶图像的像素点数量以及每个像素点的灰阶值,并计算出所有像素点的平均灰度值,根据所述平均灰度值判断晶状体的浑浊程度。

[0016] 进一步地,对所述晶状体内部的超声灰阶图像进行二值化处理,区分出图像中的高回声区域和低回声区域,以对白内障的类型进行判断。

[0017] 进一步地,对所述晶状体内部的超声灰阶图像分别进行x轴方向和y轴方向上的灰度值的微分处理,并绘制出拟合曲线图,实现图像的纹理分析。

[0018] 本发明实施例还提供了一种眼科晶状体全景成像装置,包括可编程逻辑器件和与所述可编程逻辑器件电连接的超声波换能器和信号处理模块;

[0019] 所述可编程逻辑器件获取高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列,将所述高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列输出至所述超声波换能器,激励超声波换能器产生高位数编码超声波和低位数编码超声波发射至人体眼部组织;

[0020] 所述超声波换能器接收人体眼部组织反射回的与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声回波信号,发送至所述信号处理模块;

[0021] 所述信号处理模块接收并对所述超声回波信号进行放大及模数转换处理,获得数字回波信号,并发送至所述可编程逻辑器件;

[0022] 所述可编程逻辑器件对所述数字回波信号进行数据处理获得图像数据信号,并将所述图像数据信号传输至上位机成像,获得与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声灰阶图像。

[0023] 进一步地,所述可编程逻辑器件设置有依次连接的解码压缩工具、动态数字滤波器、数字检波器、对数变换器和中值滤波器;

[0024] 所述解码压缩工具对所述数字回波信号进行解码压缩运算以获得解码后的数字回波信号;

[0025] 所述动态数字滤波器对解码压缩后的数字回波信号进行动态数字滤波处理;

[0026] 所述数字检波器对所述动态数字滤波器滤波后的数字回波信号进行数字检波处理;

[0027] 所述对数变换器对所述数字检波器检波处理后的数字回波信号进行对数变换处理;

[0028] 所述中值滤波器对所述对数变换器处理后的数字回波信号进行中值滤波处理。

[0029] 本发明实施例所述的眼科晶状体全景成像装置,能够实现眼部晶状体的深度探测,获得晶状体的全景成像,以便于医生对白内障患者的晶状体硬度级别及白内障类型的判断。

[0030] 应当理解的是,以上的一般描述和后文的细节描述仅是示例性和解释性的,并不能限制本发明。

[0031] 为了更好地理解和实施,下面结合附图详细说明本发明。

附图说明

[0032] 图1为本发明实施例所述眼科晶状体超声成像方法的流程图;

[0033] 图2为本发明实施例所述数字回波信号的数据处理流程图；

[0034] 图3为本发明实施例所述眼科晶状体超声成像装置的结构示意图。

具体实施方式

[0035] 这里将详细地对示例性实施例进行说明,其示例表示在附图中。下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描述的实施方式并不代表与本发明相一致的所有实施方式。相反,它们仅是与如所附权利要求书中所详述的、本发明的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0036] 在本发明使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的,而非旨在限制本发明。在本发明和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。还应当理解,本文中使用的术语“和/或”是指并包含一个或多个相关联的列出项目的任何或所有可能组合。

[0037] 本眼科晶状体超声成像方法的运行环境包括可编程逻辑器件和与所述可编程逻辑器件电连接的超声波换能器、信号处理模块和上位机。

[0038] 请参阅图1,其为本发明实施例所述眼科晶状体超声成像方法的流程图。

[0039] 本实施例中,所述眼科晶状体超声成像方法,包括如下步骤:

[0040] S1:获取高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列;

[0041] S2:在高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列的激励下产生高位数编码超声波和低位数编码超声波发射至人体眼部组织;

[0042] S3:接收人体眼部组织反射回的与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声回波信号,并对所述超声回波信号进行放大以及模数转化处理获得数字回波信号;

[0043] S4:对所述数字回波信号进行数据处理获得图像数据信号;

[0044] S5:将所述图像数据信号成像,获得与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声灰阶图像。

[0045] 以下对格雷编码进行说明:在一组数的编码中,若任意两个相邻的代码只有一位二进制数不同,则称这种编码为格雷码(Gray Code),另外由于最大数与最小数之间也仅一位数不同,即“首尾相连”,因此又称循环码或反射码。格雷编码属于可靠性编码,是一种错误最小化的编码方式。因为,虽然自然二进制码可以直接由数/模转换器转换成模拟信号,但在某些情况,例如从十进制的3转换为4时二进制码的每一位都要变,能使数字电路产生很大的尖峰电流脉冲。而格雷编码则没有这一缺点,它在相邻位间转换时,只有一位产生变化,大大地减少了由一个状态到下一个状态时逻辑的混淆。由于这种编码相邻的两个码组之间只有一位不同,因而在用于方向的转角位移量—数字量的转换中,当方向的转角位移量发生微小变化,而可能引起数字量发生变化时,格雷编码仅改变一位,这样与其它编码同时改变两位或多位的情况相比更为可靠,即可减少出错的可能性。

[0046] 在步骤S2中,所述高位数编码超声波由16位格雷编码序列激励产生;所述低位数编码超声波由4位格雷编码序列激励产生,并将所述高位数编码超声波和低位数编码超声波依次间隔地发射至人体眼部组织以获取多帧连续的超声灰阶图像。在具体实施过程中,先发射16位格雷编码序列激励产生的高位数超声波,获取一帧图像;接着再发射4位格雷编

码序列激励产生的低位数超声波,获得第二帧图像,这样依次间隔的发射高位数编码超声波和低位数编码超声波就可以获得与其对应的多帧连续超声灰阶图像。

[0047] 本发明的眼科晶状体超声成像方法采用数字编码激励替代传统的单脉冲激励,使系统声输出参数在满足相关检测标准的前提下,保持发射电压和图像分辨率的同时,提高超声波的平均发射功率,实现超声探测深度的有效提升,获得眼科晶状体的全景成像。

[0048] 请参阅图2,其为本发明实施例所述数字回波信号的数据处理流程图。

[0049] 在步骤S4中,对所述数字回波信号进行数据处理的步骤包括:S41:对所述数字回波信号进行解码压缩运算以获得解码后的数字回波信号;S42:对解码压缩后的数字回波信号进行动态数字滤波处理;S43:对动态数字滤波后的数字回波信号进行数字检波处理;S44:对数字检波处理后的数字回波信号进行对数变换处理;S45:对对数变换处理后的数字回波信号进行中值滤波处理,获得图像数据信号。

[0050] 最后将所述图像数据信号转换为USB可识别的数据流,通过USB接口传输至上位机成像,获得与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声灰阶图像。

[0051] 本实施例所述的眼科晶状体超声成像方法,通过采用高位数编码与低位数编码联合成像可以对人体眼部晶状体实现较为深度的探测,从而实现晶状体的全景成像。

[0052] 进一步地,还对相邻帧的超声灰阶图像进行加权相减处理,以获得小信号信息较为丰富的晶状体内部的超声灰阶图像。其中,小信号指的是超声换能器接收到的人体回波信息中的弱信号,高低位数编码激励超声波成像的方法可以使得超声灰阶图像中的小信号信息明显增强;与小信号相对应的为大信号,指的是超声换能器接收到的人体回波信息中的强信号。

[0053] 由于所述高位数编码超声波和低位数编码超声波是依次间隔地发射至人体眼部组织,则相应地,所述超声波换能器可以依次间隔接收到与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相对应的超声回波信号,成像时获得多帧连续的超声灰阶图像,其中的相邻帧图像则分别与高位数编码超声波和低位数编码超声波相对应。将相邻帧的两幅超声灰阶图像进行加权相减处理,以去除边界等强反射超声信息,突出晶状体内白内障部分的小信号信息,消除大信号的干扰,最后进行区域选择则可以获得晶状体内部的超声灰阶图像。

[0054] 由于超声成像的平均灰度值是白内障浑浊程度的判断标准之一,值越大,浑浊程度越严重。为判断白内障患者的晶状体的浑浊度,还可以对所述晶状体内部的超声灰阶图像的像素点的平均灰度值进行计算,如果平均灰度值越高,则白内障晶状体的浑浊度就越高,患者的视力越差。其计算方式为:获取所述晶状体内部的超声灰阶图像的像素点数量以及每个像素点的灰阶值;计算出所有像素点的平均灰度值;根据所述平均灰度值判断晶状体的浑浊程度。

[0055] 白内障的性质可以分为皮质性、核性和后囊膜下性。为便于对白内障性质进行判断,还需对所述晶状体内部的超声灰阶图像进行二值化处理,以获取高回声区和低回声区的位置分布图,即区分出图像中的高回声区域和低回声区域,并根据高回声区的分布位置定性分析白内障的性质,以对白内障的类型进行判断。

[0056] 为实现图像的纹理分析,还需对所述晶状体内部的超声灰阶图像分别进行x轴方向和y轴方向上的灰度值的微分处理,并绘制出拟合曲线图,从而获得两个方向上灰阶数值的曲线斜率变化的二维分布,以判断白内障硬度级别。灰阶值斜率变化相对平缓的,判定硬

度较低;斜率出现明显突变的,判定硬度较高。

[0057] 本实施例所述的眼科晶状体超声成像方法,通过采用高位数编码与低位数编码联合成像,以提高超声波的平均发射功率,能够对人体眼部晶状体实现较为深度的探测,不但能探测到晶状体的上沿部分,还能探测到晶状体的后沿部分,从而实现眼部晶状体的整体探测,获得晶状体的全景成像。同时,便于实现角膜厚度、前房深度、晶体厚度、信号幅值衰减、频率偏移、平均亮度等参数的自动测量;另外,还可以通过超声图像纹理分析算法以实现晶状体白内障类型的自动检测及硬度分级。

[0058] 本发明还提供了一种眼科晶状体超声成像装置,其具体的结构请参阅图3,其是本发明实施所述的眼科晶状体超声成像装置的结构示意图。

[0059] 所述眼科晶状体超声成像装置包括可编程逻辑器件10和与所述可编程逻辑器件10电连接的超声波换能器20和信号处理模块30。为实现超声灰阶图像的成像,将所述眼科晶状体超声成像装置通过数据线与上位机40连接,上位机40安装有图像处理软件,在图像处理软件上可以观察到所获得超声灰阶图像,并可通过图像处理软件对超声灰阶图像进行分析与处理。需要说明的是,上位机40可以是笔记本电脑,台式电脑,以及其他的带有显示屏、存储器、处理器的电子设备。

[0060] 所述可编程逻辑器件10获取高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列,将所述高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列输出至所述超声波换能器20。具体的,格雷编码序列可以预先写在可编程逻辑器件10的存储器中,当可编程逻辑器件10接收到上位机40的发射触发信号后,通过特定的I/O接口输出编码脉冲信号至超声波换能器20激励超声波换能器20产生编码超声波发射。

[0061] 所述超声波换能器20在高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列的激励下依次产生高位数编码超声波和低位数编码超声波发射至人体眼部组织,其中所述高位数编码超声波由16位格雷编码序列激励产生;所述低位数编码超声波由4位格雷编码序列激励产生。

[0062] 当人体眼部组织将超声波反射时,所述超声波换能器20接收人体眼部组织反射回的与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声回波信号,发送至所述信号处理模块30。具体地,所述超声波换能器20为单晶振宽频带超声换能器,其中心频率为50Hz,带宽为70%。

[0063] 所述可编程逻辑器件10的信号输出端还连接有甚高频超声发射模块,甚高频超声发射模块在所述格雷编码脉冲信号作用下产生高压脉冲输出至所述超声波换能器20。所述超声波换能器20接收所述高压脉冲,在所述高压脉冲的激励下产生编码超声波发射至人体眼部组织,即依次间隔产生高位数编码超声波和低位数编码超声波发射至人体眼部组织。

[0064] 所述信号处理模块30接收并对所述超声回波信号进行放大及模数转换处理,获得数字回波信号,并发送至所述可编程逻辑器件10。

[0065] 本实施例中,所述信号处理模块30包括依次连接于所述超声波换能器20信号输出端的前置接收放大电路和高速数据模数转换模块。所述前置接收放大电路接收所述编码回波信号,并将编码回波信号进行放大,输出至所述高速数据模数转换模块。所述高速数据模数转换模块将放大后的编码回波信号进行模数转化获得数字编码回波信号,发送至所述可编程逻辑器件10的存储器中。其中,高速数据模数转换模块的的采样频率为240MHz,14位。

[0066] 具体的,所述前置放大电路的总增益为80dB,可调增益范围为40dB。所述前置放大电路包括一组低噪声、高速的运算放大器芯片,采用单电源供电的负反馈模式,结合无源滤波网络,实现了与超声波换能器的匹配与耦合,获得更好的信号处理效率。其对超声波换能器接收到的超声回波信号进行初级放大,其放大增益在15~20dB之间,并可通过上位机40实现前置放大电路的增益调节,可调增益范围为40dB,以获得更好的图像数据。

[0067] 所述高速数据模数转换模块以高速模数变换器芯片为核心,实现模拟信号到数字信号的变换,其采样频率为240MHz,位数为14bits。

[0068] 所述可编程逻辑器件10对所述数字回波信号进行数据处理获得与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的图像数据信号,并将所述图像数据信号转换为USB可识别的数据流传输至所述上位机40成像,获得与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的多帧连续的超声灰阶图像,从而实现晶状体内部的全景成像。

[0069] 所述可编程逻辑器件10内部设置有相互连接的解码压缩工具、动态数字滤波器、数字检波器、对数变换器和中值滤波器;其中,数据处理的过程由解码压缩工具、动态数字滤波器、数字检波器、对数变换器以及中值滤波器依次完成。对所述数字回波信号进行数据处理中具体的步骤包括:通过解码压缩工具对所述数字回波信号进行解码压缩运算以获得解码后的数字回波信号;通过动态数字滤波器对解码压缩后的数字回波信号进行动态数字滤波处理;通过数字检波器对动态数字滤波后的数字回波信号进行数字检波处理;通过对数变换器对数字检波处理后的数字回波信号进行对数变换处理;最后通过中值滤波器对对数变换处理后的数字回波信号进行中值滤波处理,获得图像数据信号。

[0070] 由于正常人眼晶状体为无色透明状,超声成像上表现为只在晶状体前后边界处有明显的回波信息,而晶状体内部无任何信号。而白内障患者的晶状体会由透明逐渐变为浑浊,并随着白内障程度的加深,其内部会越来越浑浊,透光性慢慢下降,直至患者失明,而越来越浑浊的晶状体会对超声波进行发射,即白内障患者的晶状体内部出现了不同程度的回波信息,回波信息越丰富,则表示晶状体的浑浊度越高,超声能量的衰减也越严重。

[0071] 另外,还通过上位机40对相邻帧的超声灰阶图像进行加权相减处理,以获得小信号信息较为丰富的晶状体内部的超声灰阶图像。其中,小信号指的是超声换能器接收到的人体回波信息中的弱信号,高低位数编码激励超声波成像的方法可以使得超声灰阶图像中的小信号信息明显增强;大信号指的是超声换能器接收到的人体回波信息中的强信号。

[0072] 由于所述高位数编码超声波和低位数编码超声波是依次间隔地发射至人体眼部组织,则相应地,所述超声波换能器可以依次间隔接收到与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相对应的超声回波信号,成像时获得多帧连续的超声灰阶图像,且相邻帧图像则分别与高位数编码超声波和低位数编码超声波相对应。将相邻帧的两幅超声灰阶图像进行加权相减处理去除边界等强反射超声信息,突出晶状体内白内障部分的小信号信息,消除大信号的干扰,最后进行区域选择则可以获得晶状体内部的超声灰阶图像,以便于后续的图像分析与处理。

[0073] 由于超声成像的平均灰度值是白内障浑浊程度的判断标准之一,值越大,浑浊程度越严重。为判断白内障患者的晶状体的浑浊度,还可以通过上位机40对所述晶状体内部的超声灰阶图像的像素点的平均灰度值进行计算,如果平均灰度值越高,则白内障晶状体的浑浊度就越高,患者的视力越差。具体地实施步骤为:获取所述晶状体内部的超声灰阶图

像的像素点数量以及每个像素点的灰阶值；计算出所有像素点的平均灰度值；根据所述平均灰度值判断晶状体的浑浊程度。

[0074] 白内障的性质可以分为皮质性、核性和后囊膜下性。为便于对白内障性质进行判断，还通过上位机40对所述晶状体内部的超声灰阶图像进行二值化处理，以获取高回声区和低回声区的位置分布图，即区分出图像中的高回声区域和低回声区域，并根据高回声区的分布位置定性分析白内障的性质。

[0075] 纹理分析，指对白内障患者的晶状体超声图像，除去前后界面后内部的信息进行分析与处理。为实现图像的纹理分析，还通过上位机40对所述晶状体内部的超声灰阶图像分别进行x轴方向和y轴方向上的灰度值的微分处理，并绘制出拟合曲线图，从而获得两个方向上灰阶数值的曲线斜率变化的二维分布，以判断白内障硬度级别。灰阶值斜率变化相对平缓的，判定硬度较低；斜率出现明显突变的，判定硬度较高。

[0076] 另外，还可以利用晶状体前后沿边界的回波信息的差异，判断晶状体的白内障浑浊程度及硬度。由于正常人体晶体内部为均匀介质，不会产生超声回波信息。当出现白内障疾病时，就会出现不同程度的超声回波信号，随着病变程度的提高，其信息也会逐渐丰富，这也将导致晶体前后沿边界的回波信息在频谱分布和幅值分布方面出现显著差异。因此，可以通过对白内障患者的晶状体超声二维图像前后界面边界实现自动检测，并结合换能器的带宽分布，计算边界回波信息的频率偏移与幅值衰减的均值与方差值，以对白内障的类型进行判断。

[0077] 本实施例所述的眼科晶状体超声成像装置，通过依次间隔发射高位数编码超声波和低位数编码超声波，以提高超声波的平均发射功率来提高超声波信号的能量，能够对人体眼部晶状体实现较为深度的探测，且能够显著提高超声回波信号中微小信号的获取，丰富白内障晶状体的诊断信息。同时，对获得的高位数编码回波信号和低位数编码回波信号进行相关运算处理，以获得晶状体内部的全景超声灰阶图像，最后对超声灰阶图像进行分析处理。获得全景超声灰阶图像有利于实现角膜厚度、前房深度、晶体厚度、信号幅值衰减、频率偏移、平均亮度等参数的自动测量；另外，还可通过超声图像纹理分析算法以实现晶状体白内障类型的自动检测及硬度分级。

[0078] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式，其描述较为具体和详细，但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是，对于本领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干变形和改进，这些都属于本发明的保护范围。

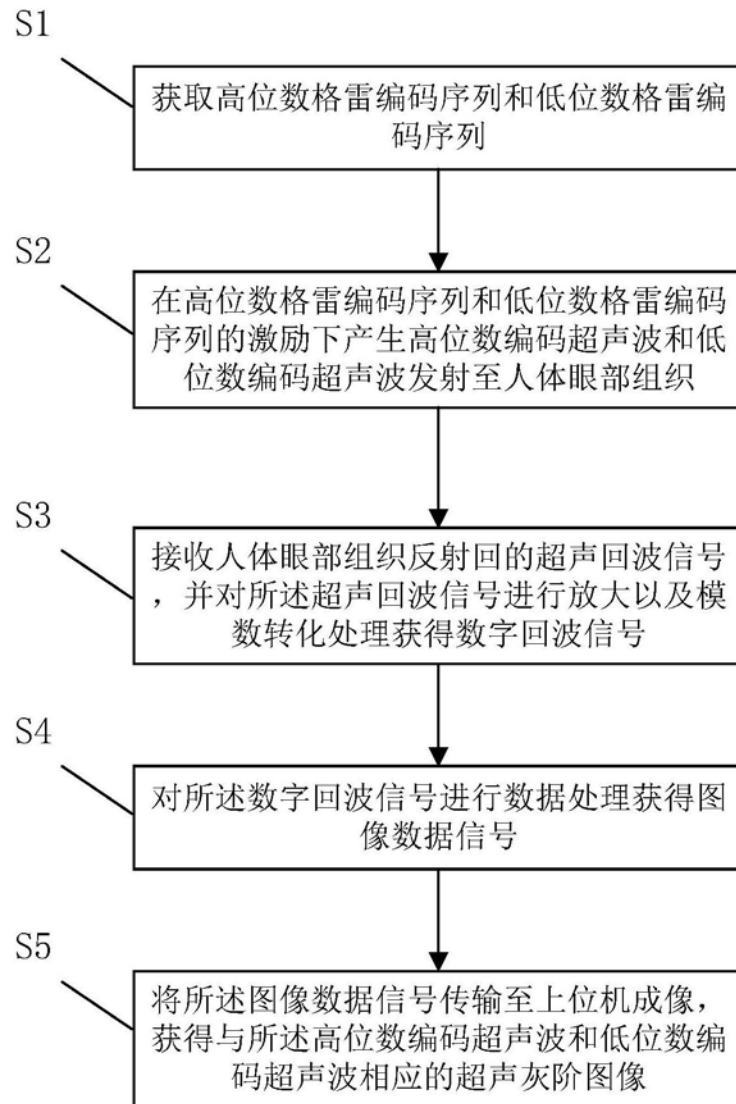


图1

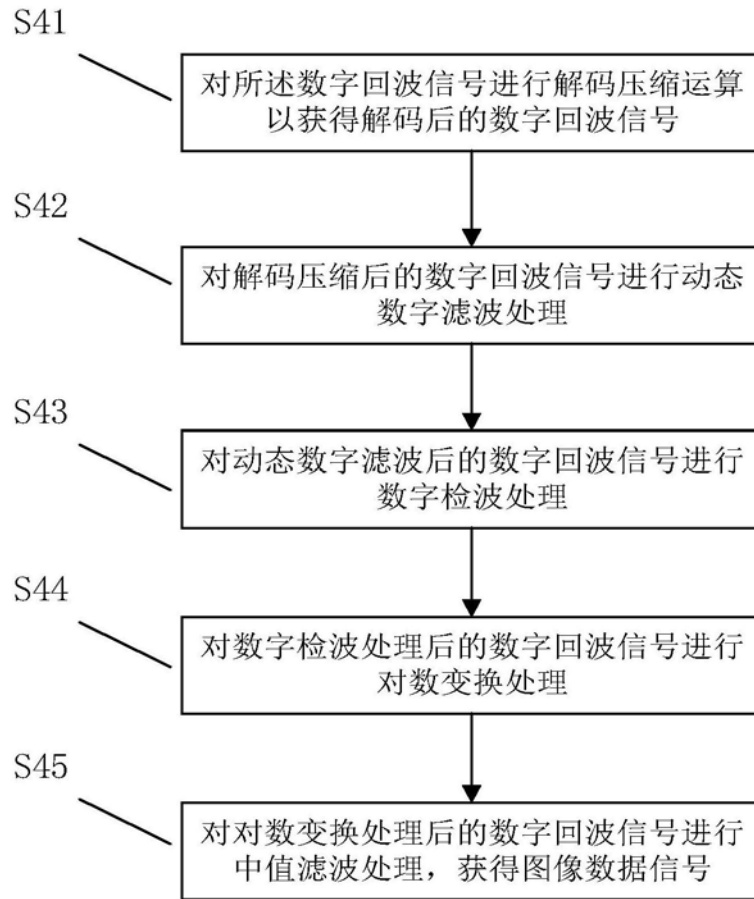


图2

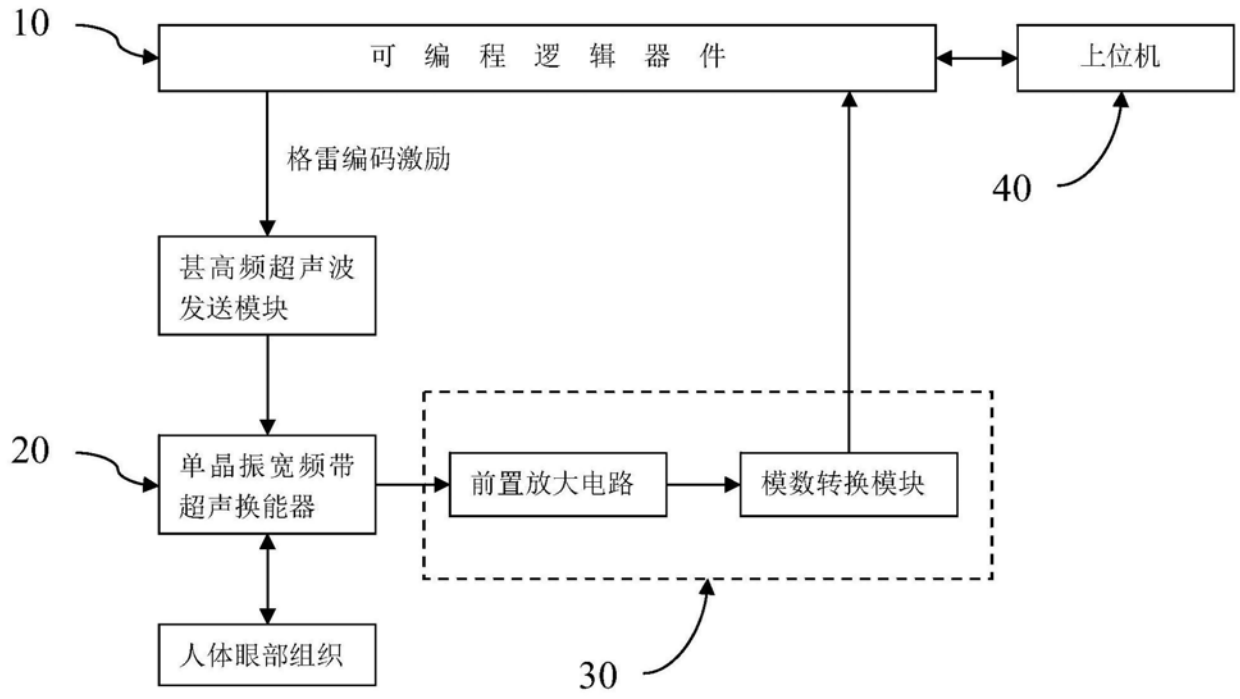


图3

专利名称(译)	一种眼科晶状体超声成像方法及装置		
公开(公告)号	CN110507364A	公开(公告)日	2019-11-29
申请号	CN201910695989.5	申请日	2019-07-30
[标]申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
[标]发明人	周盛 王晓春 杨军 计建军 王延群		
发明人	周盛 王晓春 杨军 计建军 王延群		
IPC分类号	A61B8/10		
CPC分类号	A61B8/10 A61B8/48 A61B8/52		
代理人(译)	龙婷		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种眼科晶状体超声成像方法及装置，所述方法如下步骤：获取高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列；在高位数格雷编码序列和低位数格雷编码序列的激励下产生高位数编码超声波和低位数编码超声波发射至人体眼部组织；接收人体眼部组织反射回的与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声回波信号，并对所述超声回波信号进行放大以及模数转化处理获得数字回波信号；对所述数字回波信号进行数据处理获得图像数据信号；将所述图像数据信号成像，获得与所述高位数编码超声波和低位数编码超声波相应的超声灰阶图像。该眼科晶状体超声成像方法及装置，具有能够提高人体眼部晶状体的探测深度，从而实现晶状体的全景成像的优点。

