



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104183013 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 03

(21) 申请号 201410399862. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 08. 14

G06T 17/00 (2006. 01)

(66) 本国优先权数据

A61B 8/10 (2006. 01)

201410298897. 0 2014. 06. 26 CN

(71) 申请人 宋和平

地址 430032 湖北省武汉市华中科技大学同济医学院学术交流中心 119 室

申请人 火立龙

(72) 发明人 宋和平 火立龙

(74) 专利代理机构 北京轻创知识产权代理有限公司 11212

代理人 杨立

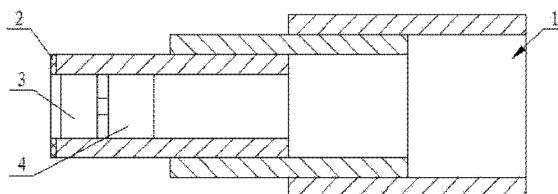
权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

一种超声探头和眼部二维超声图像的三维重建方法及系统

(57) 摘要

本发明涉及一种超声探头, 包括伸缩镜筒、压力传感器、控制器、探头和驱动所述探头转动的步进电机。一种应用所述的超声探头的眼部二维超声图像的三维重建方法为: 通过超声探头进行等角度旋转扫描, 获取眼部二维超声图像数据; 将等角度旋转扫描获取的眼部二维超声图像数据转换为球坐标系网格上的离散的标量数据; 将生成的球坐标系网格上的标量数据转换成笛卡尔坐标系的矩形网格上的数据; 对笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点通过三线性插值, 得到非整数点的强度值, 形成强度值的一组三维数据集, 完成眼部二维超声图像的三维重建。本发明的有益效果是: 本发明与现有技术相比较重建图像清晰、真实感强、成像速度快等优点, 可以应用于临床系统。



1. 一种超声探头,其特征在于:包括伸缩镜筒、压力传感器、控制器、探头和驱动所述探头转动的步进电机,所述步进电机设置于所述伸缩镜筒内,所述探头与所述步进电机的输出轴固定连接,所述压力传感器设置在所述伸缩镜筒的前端,所述控制器控制所述伸缩镜筒的伸缩和步进电机的运转。

2. 一种应用如权利要求 1 所述的超声探头的眼部二维超声图像的三维重建方法,其特征在于:包括以下步骤,

步骤 S100: 通过超声探头进行等角度旋转扫描,获取眼部二维超声图像数据;

步骤 S200: 将等角度旋转扫描获取的眼部二维超声图像数据转换为球坐标系网格上的离散的标量数据;

步骤 S300: 将生成的球坐标系网格上的标量数据转换成笛卡尔坐标系的矩形网格上的数据;

步骤 S400: 对笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点通过三线性插值,得到非整数点的强度值,形成强度值的一组三维数据集,完成眼部二维超声图像的三维重建。

3. 根据权利要求 2 所述的一种眼部二维超声图像的三维重建方法,其特征在于:在所述步骤 S400 中,通过三线性插值获取笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点的强度值的方法为:对离预设的非整数点在空间上最近的、通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值,获得非整数点的强度值。

4. 根据权利要求 3 所述的一种眼部二维超声图像的三维重建方法,其特征在于:对离预设的非整数点在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值的过程为:设离预设的非整数点 $P(\rho, \theta, \varphi)$ 在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据分别为

$Q_0(\rho_0, \theta_0, \varphi_0)$ 、 $Q_1(\rho_0, \theta_0, \varphi_1)$ 、 $Q_2(\rho_0, \theta_1, \varphi_0)$ 、 $Q_3(\rho_0, \theta_1, \varphi_1)$ 、 $Q_4(\rho_1, \theta_0, \varphi_0)$ 、 $Q_5(\rho_1, \theta_0, \varphi_1)$ 、

$Q_6(\rho_1, \theta_1, \varphi_0)$ 、 $Q_7(\rho_1, \theta_1, \varphi_1)$, 则预设的非整数点 P 点的强度值为 $P = \sum_{i=0}^7 \lambda_i Q_i$, 其中,

ρ 是 P 点到原点的欧式距离, θ 是天顶角, 取值范围为 0 至 π , φ 是方位角, 取值范围为 0 至 2π , λ_i 为系数,

$$\lambda_0 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

$$\lambda_1 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

$$\lambda_2 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

$$\lambda_3 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

$$\lambda_4 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

$$\lambda_5 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

$$\lambda_6 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

$$\lambda_7 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

$$\rho_0 = \lfloor \rho \rfloor, \quad \rho_1 = \rho_0 + 1,$$

$$\theta_0 = \lfloor \theta \rfloor, \quad \theta_1 = \theta_0 + 1,$$

$$\varphi_0 = \lfloor \varphi \rfloor, \quad \varphi_1 = \varphi_0 + 1。$$

5. 根据权利要求 2 至 4 任一项所述的一种眼部二维超声图像的三维重建方法,其特征在于:所述超声探头等角度旋转扫描获取二维超声图像数据包括以下步骤,

步骤 S101:通过控制器控制伸缩镜筒进行伸长,伸缩镜筒靠近探头的一端与人的眼部相抵触;

步骤 S102:压力传感器检测伸缩镜筒的前端与眼部之间的压力;

步骤 S103:当压力传感器检测到的伸缩镜筒的前端与眼部之间的压力达到预设的力度时,控制器控制伸缩镜筒停止伸长;

步骤 S104:当所述伸缩镜筒停止伸长后,所述控制器控制步进电机运转带动探头转动,所述探头每旋转一预设角度就获取一个二维超声图像数据。

6. 根据权利要求 5 所述的一种眼部二维超声图像的三维重建方法,其特征在于:所述伸缩镜筒的前端与眼部之间的压力的预设力度为 10 牛。

7. 根据权利要求 5 所述的一种眼部二维超声图像的三维重建方法,其特征在于:所述探头旋转的预设角度为 3 度。

8. 一种应用如权利要求 1 所述的超声探头的眼部二维超声图像的三维重建系统,其特征在于:包括,

二维数据获取模块,用于通过超声探头进行等角度旋转扫描,获取眼部二维超声图像数据;

第一数据转换模块,用于将等角度旋转扫描获取的眼部二维超声图像数据转换为球坐标系网格上的离散的标量数据;

第二数据转换模块,用于将生成的球坐标系网格上的标量数据转换成笛卡尔坐标系的矩形网格上的数据;

三维数据重建模块,用于对笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点通过三线性插值,得到非整数点的强度值,形成强度值的三维数据集,完成眼部二维超声图像的三维重建。

9. 根据权利要求 8 所述的一种眼部二维超声图像的三维重建系统,其特征在于:通过三线性插值获取笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点的强度值的过程为:对离预设的非整数点在空间上最近的、通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值,获得非整数点的强度值。

10. 根据权利要求 9 所述的一种眼部二维超声图像的三维重建系统,其特征在于:对离预设的非整数点在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值的过程为:设离预设的非整数点 $P(\rho, \theta, \phi)$ 在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据分别为

$$Q_0(\rho_0, \theta_0, \varphi_0), Q_1(\rho_0, \theta_0, \varphi_1), Q_2(\rho_0, \theta_1, \varphi_0), Q_3(\rho_0, \theta_1, \varphi_1), Q_4(\rho_1, \theta_0, \varphi_0), Q_5(\rho_1, \theta_0, \varphi_1),$$

$$Q_6(\rho_1, \theta_1, \varphi_0), Q_7(\rho_1, \theta_1, \varphi_1), \text{ 则预设的非整数点 } P \text{ 点的强度值为 } P = \sum_{i=0}^7 \lambda_i Q_i, \text{ 其中,}$$

ρ 是 P 点到原点的欧式距离, θ 是天顶角, 取值范围为 0 至 π , ϕ 是方位角, 取值范围为

0 至 2π , λ_i 为系数,

$$\lambda_0 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

$$\lambda_1 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

$$\lambda_2 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

$$\lambda_3 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

$$\lambda_4 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

$$\lambda_5 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

$$\lambda_6 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

$$\lambda_7 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

$$\rho_0 = [\rho], \quad \rho_1 = \rho_0 + 1,$$

$$\theta_0 = [\theta], \quad \theta_1 = \theta_0 + 1,$$

$$\varphi_0 = [\varphi], \quad \varphi_1 = \varphi_0 + 1。$$

一种超声探头和眼部二维超声图像的三维重建方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声探头和眼部二维超声图像的三维重建方法及系统。

背景技术

[0002] B 超在医院的临床诊断中已经被广泛地应用, B 超也可用于眼科的眼病诊断。B 超的回声以光点表示, 每一回声在显示屏上形成一个光点, 光点亮度表示回声强度, 回声愈强, 光点愈亮, 把光点连接起来就成为一幅二维图像。当屈光间质不透明时, B 型超声探测是了解眼内情况的方法之一, 可检查白瞳孔症、屈光间质不清、视网膜和脉络膜脱离、眼底隆起物、眼球萎缩、原因不明的视力减退和高眼压、可疑眼内寄生虫和后巩膜炎、术后浅前房、玻璃体混浊或积血; 各种原因引起的眼球突出, 如肿瘤、炎症、血管病及假性眼球突出; 可疑眼球筋膜炎、原因不明的视力减退及眼球运动障碍; 泪囊区、眼睑和眶缘肿物及眼肌及视神经的测量; 眼球穿孔伤及后部破裂伤、异物定性和磁性试验、可疑眶内血肿或气肿; 可疑炎症、肿瘤、囊肿、血管畸形、动静脉直接交通等。介入性超声是指用超声引导针穿刺活检、眼球非磁性异物取出的手术导引及眼肿瘤手术的台上探查。较先进的 B 超, 具有玻璃体增强功能, 可探测到细小的玻璃体混浊及后脱离, 对玻璃体视网膜手术意义较大。目前三维立体眼科超声已研制成功, 它可对数百幅二维 B 超进行三维重建, 合成三维立体断层影像, 并可多层面及轴向上进行旋转、剖切, 可精确定位定量肿瘤、玻璃体及网膜等病变的范围和结构, 为诊断及手术计划提供科学的、精确的、直观的三维立体影像, 对病理学研究同样有重要意义。

[0003] 现有技术的眼科 B 超探头因为其结构设置不合理使用不便, 同时精度较低容易使使用者做出错误判断, 影响患者疾病恢复。

发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题是提供一种超声探头和眼部二维超声图像的三维重建方法及系统, 解决现有技术的不足。

[0005] 本发明解决上述技术问题的技术方案如下: 一种超声探头, 包括伸缩镜筒、压力传感器、控制器、探头和驱动所述探头转动的步进电机, 所述步进电机设置于所述伸缩镜筒内, 所述探头与所述步进电机的输出轴固定连接, 所述压力传感器设置在所述伸缩镜筒的前端, 所述控制器控制所述伸缩镜筒的伸缩和步进电机的运转。

[0006] 一种应用如上所述的超声探头的眼部二维超声图像的三维重建方法, 包括以下步骤, 步骤 S100: 通过超声探头等角度旋转扫描获取眼部二维超声图像数据; 步骤 S200: 将等角度旋转扫描获取的眼部二维超声图像数据转换为球坐标系网格上的离散的标量数据; 步骤 S300: 将生成的球坐标系网格上的标量数据转换成笛卡尔坐标系的矩形网格上的数据; 步骤 S400: 对笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点通过三线性插值, 得到非整数点的强度值, 形成强度值的一组三维数据集, 完成眼部二维超声图像的三维重建。

[0007] 本发明的有益效果是: 旋转扫描获取的超声二维图像数据, 并将二维超声图像数

据进行处理生成球坐标系网格上的离散的标量数据;采用三线性插值方法算出笛卡尔坐标系的矩形网格上的任一数据点的强度值,得到一幅三维数据集,完成眼部二维超声图像的三维重建,本发明与现有技术相比较重建图像清晰、真实感强、成像速度快等优点,可以应用于临床系统。

[0008] 在上述技术方案的基础上,本发明还可以做如下改进。

[0009] 进一步,在所述步骤 S400 中,通过三线性插值获取笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点的强度值的方法为:对离预设的非整数点在空间上最近的、通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值,获得非整数点的强度值。

[0010] 进一步,对离预设的非整数点在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值的过程为:设离预设的非整数点 $P(\rho, \theta, \varphi)$ 在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的强度值分别为

$Q_0(\rho_0, \theta_0, \varphi_0)$ 、 $Q_1(\rho_0, \theta_0, \varphi_1)$ 、 $Q_2(\rho_0, \theta_1, \varphi_0)$ 、 $Q_3(\rho_0, \theta_1, \varphi_1)$ 、 $Q_4(\rho_1, \theta_0, \varphi_0)$ 、 $Q_5(\rho_1, \theta_0, \varphi_1)$ 、 $Q_6(\rho_1, \theta_1, \varphi_0)$ 、 $Q_7(\rho_1, \theta_1, \varphi_1)$, 则预设的非整数点 P 点的强度值为 $P = \sum_{i=0}^7 \lambda_i Q_i$, 其中, ρ 是

P 点到原点的欧式距离, θ 是天顶角, 取值范围为 0 至 π , φ 是方位角, 取值范围为 0 至 2π , λ_i 为系数,

[0011]

$$\lambda_0 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0012]

$$\lambda_1 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

[0013]

$$\lambda_2 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0014]

$$\lambda_3 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

[0015]

$$\lambda_4 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0016]

$$\lambda_5 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

[0017]

$$\lambda_6 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0018]

$$\lambda_7 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

[0019]

$$\rho_0 = \lfloor \rho \rfloor, \quad \rho_1 = \rho_0 + 1,$$

[0020]

$$\theta_0 = [\theta], \quad \theta_1 = \theta_0 + 1,$$

[0021]

$$\varphi_0 = [\varphi], \quad \varphi_1 = \varphi_0 + 1。$$

[0022] 进一步,所述超声探头包括伸缩镜筒、压力传感器、控制器、探头和驱动所述探头转动的步进电机,所述步进电机设置于所述伸缩镜筒内,所述探头与所述步进电机的输出轴固定连接,所述压力传感器设置在所述伸缩镜筒的前端,所述控制器控制所述伸缩镜筒的伸缩和步进电机的运转。

[0023] 进一步,所述超声探头等角度旋转扫描获取二维超声图像数据包括以下步骤,步骤 S101:通过控制器控制伸缩镜筒进行伸长,伸缩镜筒靠近探头的一端与人的眼部相抵触;步骤 S102:压力传感器检测伸缩镜筒的前端与眼部之间的压力;步骤 S103:当压力传感器检测到的伸缩镜筒的前端与眼部之间的压力达到预设的力度时,控制器控制伸缩镜筒停止伸长;步骤 S104:当所述伸缩镜筒停止伸长后,所述控制器控制步进电机运转带动探头转动,所述探头每旋转一预设角度就获取一个二维超声图像数据。

[0024] 进一步,所述伸缩镜筒的前端与眼部之间的压力的预设力度为 10 牛。

[0025] 进一步,所述探头旋转的预设角度为 3 度。

[0026] 本发明还包括一种应用如所述的超声探头的眼部二维超声图像的三维重建系统,其包括,

[0027] 二维数据获取模块,用于通过超声探头进行等角度旋转扫描,获取眼部二维超声图像数据;

[0028] 第一数据转换模块,用于将等角度旋转扫描获取的眼部二维超声图像数据转换为球坐标系网格上的离散的标量数据;

[0029] 第二数据转换模块,用于将生成的球坐标系网格上的标量数据转换成笛卡尔坐标系的矩形网格上的数据;

[0030] 三维数据重建模块,用于对笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点通过三线性插值,得到非整数点的强度值,形成强度值的三维数据集,完成眼部二维超声图像的三维重建。

[0031] 进一步,通过三线性插值获取笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点的强度值的过程为:对离预设的非整数点在空间上最近的、通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值,获得非整数点的强度值。

[0032] 进一步,对离预设的非整数点在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值的过程为:设离预设的非整数点 $P(\rho, \theta, \varphi)$ 在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据分别为

$$Q_0(\rho_0, \theta_0, \varphi_0), Q_1(\rho_0, \theta_0, \varphi_1), Q_2(\rho_0, \theta_1, \varphi_0), Q_3(\rho_0, \theta_1, \varphi_1), Q_4(\rho_1, \theta_0, \varphi_0), Q_5(\rho_1, \theta_0, \varphi_1), Q_6(\rho_1, \theta_1, \varphi_0), Q_7(\rho_1, \theta_1, \varphi_1),$$

则预设的非整数点 P 点的强度值为 $P = \sum_{i=0}^7 \lambda_i Q_i$, 其中, ρ 是 P 点到原点的欧式距离, θ 是天顶角, 取值范围为 0 至 π , φ 是方位角, 取值范围为 0 至 2π , λ_i 为系数,

[0033]

$$\lambda_0 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0034]

$$\lambda_1 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

[0035]

$$\lambda_2 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0036]

$$\lambda_3 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

[0037]

$$\lambda_4 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0038]

$$\lambda_5 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

[0039]

$$\lambda_6 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0040]

$$\lambda_7 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

[0041]

$$\rho_0 = \lfloor \rho \rfloor, \quad \rho_1 = \rho_0 + 1,$$

[0042]

$$\theta_0 = \lfloor \theta \rfloor, \quad \theta_1 = \theta_0 + 1,$$

[0043]

$$\varphi_0 = \lfloor \varphi \rfloor, \quad \varphi_1 = \varphi_0 + 1.$$

附图说明

[0044] 图 1 为本发明一种超声探头的结构示意图；

[0045] 图 2 为本发明一种眼部二维超声图像的三维重建方法的流程图；

[0046] 图 3 为本发明一种眼部二维超声图像的三维重建方法中的球坐标和笛卡尔坐标转换示意图；

[0047] 图 4 为本发明一种眼部二维超声图像的三维重建方法中的球坐标系中的三线性插值示意图。

[0048] 附图中，各标号所代表的部件列表如下：

[0049] 1、伸缩镜筒，2、压力传感器，3、探头，4、步进电机。

具体实施方式

[0050] 以下结合附图对本发明的原理和特征进行描述，所举实例只用于解释本发明，并非用于限定本发明的范围。

[0051] 如图 1 所示,一种超声探头,包括伸缩镜筒 1、压力传感器 2、控制器、探头 3 和驱动所述探头 3 转动的步进电机 4,所述步进电机 4 设置于所述伸缩镜筒 1((类似单反照相机的伸缩镜筒)内,所述探头 3 与所述步进电机 4 的输出轴固定连接,所述压力传感器 2 设置在所述伸缩镜筒 1 的前端,所述控制器控制所述伸缩镜筒 1 的伸缩和步进电机 4 的运转。压力传感器 3 用于检查超声探头与眼部的压力,因为在获取眼部的二维图像时,需要将超声探头的前端抵住人体的眼部,防止眼部与超声探头内部的探头 3 相对移动,这样才能够获取更清晰的二维图像。

[0052] 如图 2 所示,一种应用如上所述的超声探头的眼部二维超声图像的三维重建方法,包括以下步骤,步骤 S100:通过超声动探头等角度旋转扫描获取眼部二维超声图像数据,本发明采取旋转扫描方式(常见的扫描方式分为扇形扫描、旋转扫描和平行扫描三种),因为探头在眼部的可移动的范围比较小,采用扇形扫描和平行扫描,所得到的二维超声图像重组后不够精确,通过计算机控制步进马达带动探头做 360 度旋转,探头每旋转 3 度获取一张二维图像;步骤 S200:将等角度旋转扫描获取的眼部二维超声图像数据进行处理生成球坐标系网格上的离散的标量数据;步骤 S300:将生成的球坐标系网格上的标量数据转换成笛卡尔坐标系的矩形网格上的数据;步骤 S400:对笛卡尔坐标系的矩形网格上的预设点通过三线性插值,得到预设点的强度值,形成强度值的一组三维数据集,完成眼部二维超声图像的三维重建。

[0053] 如图 3 所示,在所述步骤 S300 中,设球坐标系网格上的规则体的数据为点 $P(\rho, \theta, \varphi)$, ρ 是该点到原点的欧式距离, θ 是天顶角(取值范围 0 至 π), φ 是方位角(0 至 2π),数据点的物理分布精度,取决于探头的分辨能力,若分别以探头的距离和角度分辨率作为单位,则点的坐标都是离散的整数,探头获得的数据不包括非整数坐标点的强度值,点 P 在笛卡尔坐标系的矩形网格上的数据 $P(x, y, z)$ 的对应关系为 $x = \rho \sin \theta \cos \varphi$, $y = \rho \sin \theta \sin \varphi$, $z = \rho \cos \theta$, 那么 P 点的球坐标表达为

$$\rho = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}, \theta = \arccos \frac{z}{\rho}, \varphi = \arctan \frac{y}{x}, \text{其中, } (x, y, z) \text{ 是离散的整数坐标,}$$

(ρ, θ, φ) 却不总是整数坐标,即探头没有获得 P 的值,探头实际获得了 P 点周围多个点的强度值,因此可以利用这些点的值,通过三线性插值,计算 P 点的值。

[0054] 在所述步骤 S400 中,通过三线性插值获取笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点的强度值的方法为:对离预设的非整数点在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值。

[0055] 如图 4 所示,对离预设的非整数点在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值的过程为:设离预设的非整数点 $P(\rho, \theta, \varphi)$ 在空间上最近的、通过超声探头实际获得的八个整数点的数据分别为

$$Q_0(\rho_0, \theta_0, \varphi_0), Q_1(\rho_0, \theta_0, \varphi_1), Q_2(\rho_0, \theta_1, \varphi_0), Q_3(\rho_0, \theta_1, \varphi_1), Q_4(\rho_1, \theta_0, \varphi_0), Q_5(\rho_1, \theta_0, \varphi_1), \\ Q_6(\rho_1, \theta_1, \varphi_0), Q_7(\rho_1, \theta_1, \varphi_1), \text{则 P 点的强度值为 } P = \sum_{i=0}^7 \lambda_i Q_i, \text{其中, } \lambda_i \text{ 为系数,}$$

[0056]

$$\lambda_0 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0057]

$$\lambda_1 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

[0058]

$$\lambda_2 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0059]

$$\lambda_3 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

[0060]

$$\lambda_4 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0061]

$$\lambda_5 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

[0062]

$$\lambda_6 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0063]

$$\lambda_7 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

[0064]

$$\rho_0 = \lfloor \rho \rfloor, \quad \rho_1 = \rho_0 + 1,$$

[0065]

$$\theta_0 = \lfloor \theta \rfloor, \quad \theta_1 = \theta_0 + 1,$$

[0066]

$$\varphi_0 = \lfloor \varphi \rfloor, \quad \varphi_1 = \varphi_0 + 1.$$

[0067] 滤波处理 :对整个数据场像素点的灰度值进行滤波,得到去噪后的规则体数据场,通过光线投射算法进行三维图像的显示。滤波算法可以选用简单的中值滤波算法,高斯滤波算法等,同时考虑到不影响重建速度,本发明使用了 IPP 高斯滤波算法进行去噪声处理。

[0068] 所述超声探头等角度旋转扫描获取二维超声图像数据包括以下步骤,步骤 S101 :通过控制器控制伸缩镜筒进行伸长,伸缩镜筒靠近探头的一端与人的眼部相抵触 ;步骤 S102 :压力传感器检测伸缩镜筒的前端与眼部之间的压力 ;步骤 S103 :当压力传感器检测到的伸缩镜筒的前端与眼部之间的压力达到预设的力度时,控制器控制伸缩镜筒停止伸长 ;步骤 S104 :当所述伸缩镜筒停止伸长后,所述控制器控制步进电机运转带动探头转动,所述探头每旋转一预设角度就获取一个二维超声图像数据。

[0069] 所述伸缩镜筒的前端与眼部之间的压力的预设力度为 10 牛。所述探头旋转的预设角度为 3 度。

[0070] 本发明还包括一种应用如所述的超声探头的眼部二维超声图像的三维重建系统,包括,

[0071] 二维数据获取模块,用于通过超声探头进行等角度旋转扫描,获取眼部二维超声

图像数据；

[0072] 第一数据转换模块,用于将等角度旋转扫描获取的眼部二维超声图像数据转换为球坐标系网格上的离散的标量数据；

[0073] 第二数据转换模块,用于将生成的球坐标系网格上的标量数据转换成笛卡尔坐标系的矩形网格上的数据；

[0074] 三维数据重建模块,用于对笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点通过三线性插值,得到非整数点的强度值,形成强度值的三维数据集,完成眼部二维超声图像的三维重建。

[0075] 通过三线性插值获取笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点的强度值的过程为：对离预设的非整数点在空间上最近的、通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值,获得非整数点的强度值。

[0076] 对离预设的非整数点在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据进行三线性插值的过程为：设离预设的非整数点 $P(\rho, \theta, \varphi)$ 在空间上最近的通过超声探头实际获得的八个整数点的数据分别为

$Q_0(\rho_0, \theta_0, \varphi_0)$ 、 $Q_1(\rho_0, \theta_0, \varphi_1)$ 、 $Q_2(\rho_0, \theta_1, \varphi_0)$ 、 $Q_3(\rho_0, \theta_1, \varphi_1)$ 、 $Q_4(\rho_1, \theta_0, \varphi_0)$ 、 $Q_5(\rho_1, \theta_0, \varphi_1)$ 、 $Q_6(\rho_1, \theta_1, \varphi_0)$ 、 $Q_7(\rho_1, \theta_1, \varphi_1)$ ，则预设的非整数点 P 点的强度值为 $P = \sum_{i=0}^7 \lambda_i Q_i$ ，其中， λ_i 为系数，

[0077]

$$\lambda_0 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0078]

$$\lambda_1 = (\rho_1 - \rho)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

[0079]

$$\lambda_2 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0080]

$$\lambda_3 = (\rho_1 - \rho)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

[0081]

$$\lambda_4 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0082]

$$\lambda_5 = (\rho - \rho_0)(\theta_1 - \theta)(\varphi - \varphi_0),$$

[0083]

$$\lambda_6 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi_1 - \varphi),$$

[0084]

$$\lambda_7 = (\rho - \rho_0)(\theta - \theta_0)(\varphi - \varphi_0),$$

[0085]

$$\rho_0 = [\rho], \quad \rho_1 = \rho_0 + 1,$$

[0086]

$$\theta_0 = [\theta], \quad \theta_1 = \theta_0 + 1,$$

[0087]

$$\varphi_0 = [\varphi], \quad \varphi_1 = \varphi_0 + 1。$$

[0088] 本发明使用的是基于空间体绘制的光线投射算法,核心思想是:它从图像空间的每一点像素出发,按观察者视线方向发射一条射线,这条射线穿过三维数据场,沿着这条射线选择 K 个等距的采样点,并由距离某一采样点最近的 8 个数据点的颜色值和不透明度值做三次线性插值,求出该采样点的不透明度值和颜色值,再将每条射线上各采样点的颜色值和不透明度值由射线发出的方向或射线发出的相反方向加以合成,即可得到发出该射线的像素点处的颜色值,从而可在屏幕上得到最终的三维重建图像。

[0089] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

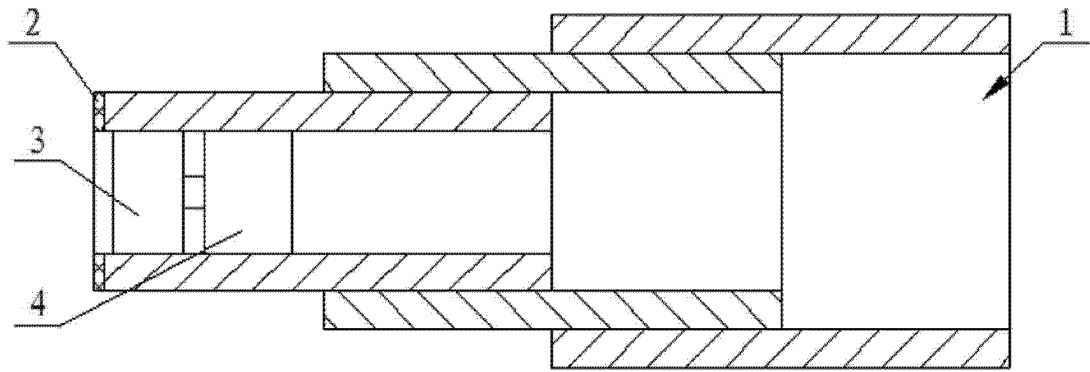


图 1

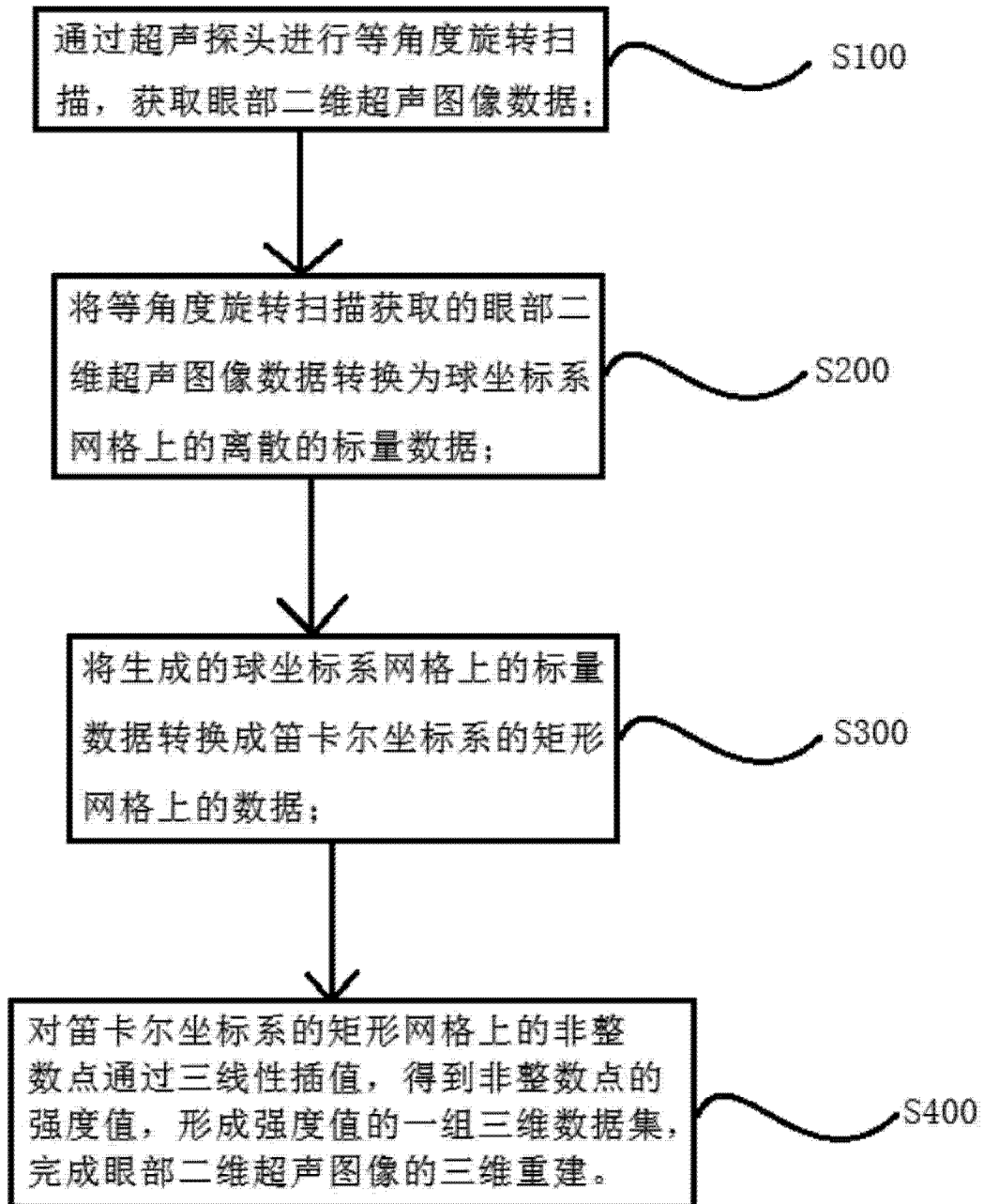


图 2

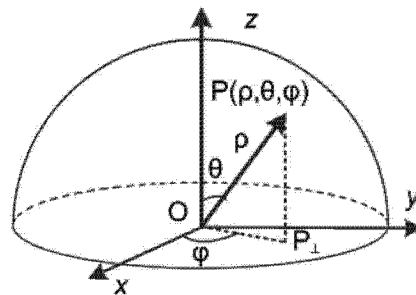


图 3

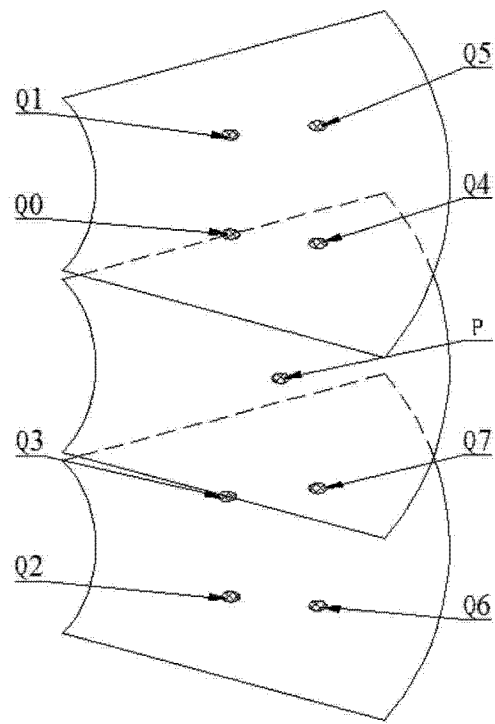


图 4

专利名称(译)	一种超声探头和眼部二维超声图像的三维重建方法及系统		
公开(公告)号	CN104183013A	公开(公告)日	2014-12-03
申请号	CN201410399862.6	申请日	2014-08-14
[标]申请(专利权)人(译)	宋和平 火立龙		
申请(专利权)人(译)	宋和平 火立龙		
当前申请(专利权)人(译)	宋和平 火立龙		
[标]发明人	宋和平 火立龙		
发明人	宋和平 火立龙		
IPC分类号	G06T17/00 A61B8/10		
代理人(译)	杨立		
优先权	201410298897.0 2014-06-26 CN		
其他公开文献	CN104183013B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声探头,包括伸缩镜筒、压力传感器、控制器、探头和驱动所述探头转动的步进电机。一种应用所述的超声探头的眼部二维超声图像的三维重建方法为:通过超声探头进行等角度旋转扫描,获取眼部二维超声图像数据;将等角度旋转扫描获取的眼部二维超声图像数据转换为球坐标系网格上的离散的标量数据;将生成的球坐标系网格上的标量数据转换成笛卡尔坐标系的矩形网格上的数据;对笛卡尔坐标系的矩形网格上的非整数点通过三线性插值,得到非整数点的强度值,形成强度值的一组三维数据集,完成眼部二维超声图像的三维重建。本发明的有益效果是:本发明与现有技术相比较重建图像清晰、真实感强、成像速度快等优点,可以应用于临床系统。

