

MEMS 角速度传感器在 Freehand 3D 超声扫描中的应用

翁善来, 郑 政

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】目的:用 2D 超声探头进行 Freehand 3D 扫描, 需要记录成像面的相对位置, 传统的方法是利用固定的光学或电磁传感器跟踪探头的轨迹, 这一方法既贵且不方便。新近广泛使用在移动通信设备中的 MEMS 惯性传感器可以检测物体的运动过程而无须外部固定设备的参与。本文提出了在普通的 2D 探头中内置 MEMS 角速度传感器检测其角位移的方法, 不仅可以作为完整的免轨迹传感器 3D 解决方案的一部分, 而且还可以单独使用在球形器官的徒手 3D 扫描中。**方法:**本文提出了这一方法的理论并建立了球形器官扫描的数学模型。在一个普通的 2D 机械扇扫探头中置入一个角速度传感器, 并进行了实验研究, 实现了对一个置于球壳中的线靶的三维扫描和重建。**结果:**对线靶的三维扫描和重建的实验表明, 线靶的重建误差不超过 3.5%, 且能正确得表达探头的运动轨迹。实验的重复性也较好。**结论:**内置惯性传感器的探头进行徒手 3D 扫描, 既避免了通常 3D 探头的复杂结构和控制, 又避免了使用轨迹传感器。重建实验表明, 本文提出的方法对线靶的重建精度可以达到 3.5% 以下。用角速度传感器为徒手 3D 扫描提供探头的角位移信息是一个可行的方案。

【关键词】 freehand 3D; 惯性传感器; 角速度传感器; 3D 超声重建

【DOI 编码】doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.022

【中图分类号】TP391.41

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2015)01-92-06

Application of MEMS Gyroscope in Freehand Three-dimensional Ultrasound Scanning

WENG Shan-lai, ZHENG Zheng

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: Objective When doing freehand 3D scan by 2D ultrasound probe, recording the relative position of the scanning planes is required. The conventional trajectory sensor device based on optics or electromagnetism is expensive and hard to operate. MEMS has been widely used in mobile devices these days. It can detect the motion process of the object without external sensor stations. This study is to embed the MEMS gyroscope into common 2D ultrasound probe. Thus the combined one is not only a part of the 3D location system, but also can be used independently in spherical organs scanning. **Methods** This study put forward the theory and built the mathematic model. And the experiments were done in the research. A gyroscope was embedded into a common 2D ultrasound probe to scan a phantom in spherical shell, and we performed the 3D ultrasonic reconstruction of the phantom. **Results** The 3D ultrasonic reconstruction of the phantom shows that the error of the reconstruction of the phantom is under 3.5%, and it can track the trajectory of the 2D ultrasound probe. And the repeatability of the experiments is good. **Conclusion** Embedding the MEMS into the 2D ultrasound probe to do freehand 3D ultrasonic scanning has the advantage of the structure, the control and the price. The result shows that it is feasible to use the gyroscope in freehand 3D scanning. **Key words:** Freehand 3D; trajectory sensor; gyroscope; 3D ultrasonic reconstruction

前言

传统 2D 超声所显示的是从探头扫描平面所获

取的信息, 检查者需要根据一系列 2D 图像在脑中重建组织的三维结构。这是一个费时和困难的过程, 而且容易发生错误。正因为如此, 临床对 3D 超声的需求正在快速增加^[1-2]。

对感兴趣区域(Region of Interest, ROI)进行 3D 扫描, 必须具备获取每个采样元之间相对位置的手段, 否则就不能实现正确的重建。常见的 3D 超声扫描方法由下面几种^[3-6]:

(1) 机械机构控制 2D 超声探头进行 3D 扫描, 扫

【收稿日期】2014-08-08

【作者简介】翁善来, 男, 硕士研究生, E-mail: 735699280@qq.com; Tel: 18101868557。

【通讯作者】郑政, 男, 浙江人, 博士, 研究员, 生物医学工程研究所所长, 主要研究方向为医学超声、眼科超声扫描技术。E-mail: zheng.bts@gmail.com; Tel: 021-55270818。

描面之间的相对位置由机械机构确定。

(2)能够同时提供采样元的 3D 位置信息的扫描探头,又称为 3D 探头。如将上述控制机构置入探头内部,即构成 3D 探头,使用时探头本身不需要移动,内部机构自动完成 3D 扫描。使用面阵换能器可以设计出避免机械扫描机构的 3D 探头,其采样元的相对位置信息由波束形成系统所决定。

(3) Freehand 3D 扫描。手持 2D 探头徒手扫过 ROI,由一个事先校准的轨迹传感器跟踪探头在三维空间的位移和转动,从而获取扫描面之间的相对位置信息。轨迹传感器分成两部分,置于探头的运动部分和安装在固定位置的固定部分。轨迹传感器有基于电磁原理工作的,也有基于光学的。利用这样的传感器不仅能跟踪扫描面,还能确定每个采样元在世界坐标系中位置。

在上述几种 3D 扫描方式中,Freehand 方法可以使用现成的 2D 探头,扫描范围大,和另外两种方法相比,在成本和使用方便性上比较折中,所以获得了广泛的欢迎。但是当希望 Freehand 扫描的成本进一步降低或者使用更加方便的时候,跟踪传感器是最大的障碍。

在大多数的实际应用中,对采样元在世界坐标系中的位置并不关心,在这样的情形下是否可以实现免轨迹传感器的 Freehand 3D 扫描是一个令人感兴趣的问题。

MEMS (Micro Electro-Mechanical System) 惯性传感器 (Inertial Sensor)为解决上述问题带来了可能。惯性传感器利用惯性作用获取运动信息,所以只要将传感器和探头固定在一起,即可检测其运动信息而不需要复杂的跟踪设备^[7]。

本文研究 MEMS 角速度传感器在 Freehand 3D 扫描中的应用。在一个 2D 探头中置入一个 3 轴角速度传感器用以检测其旋转角位移,该方法既可作为完整的 Freehand 3D 扫描方案的一部分,也可单独使用在像眼球这样的球体器官的三维扫描中。

1 原理

1.1 角位移检测

MEMS 角速度传感器基于科里奥利效应 (Coriolis Effect),又被称为陀螺仪 (Gyroscope),是惯性传感器的一种。

如图 1 所示为本文所选用的 ST 公司生产的 (ST Semiconductor, Inc.) 角速度传感器的内部结构图 [2011, TA0343 Technical Article]。驱动质量 (Driving Mass) M1, M2, M3, M4 在同一平面上以某个特定的频率同时作内外向运动。当一个角速度作用在 X 轴上时, M1, M3 会受到相反的科里奥利力的作用。同理当角速度作用在 Y, Z 轴上时,驱动质量也将受到科里奥利力的作用。当科氏力被感知时,连续运动中的驱动质量将引起正比于角速度的电容变化,传感器又

将此电容变化转换成电压量,并编码输出,外部处理器通过串行接口接收该信号,即可获知传感器的三轴旋转角速度。

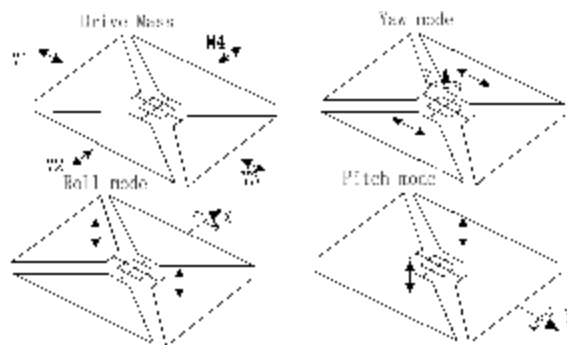


图 1 角速度传感器内部结构图

Fig.1 The Inter Construction of Gyroscope

以任何一个参考位置为基准,传感器在空间所转过的角位移是角速度的积分:

$$\begin{aligned}\alpha &= \sum_{i=0}^n \omega_{ai} T \\ \beta &= \sum_{i=0}^n \omega_{bi} T \\ \gamma &= \sum_{i=0}^n \omega_{gi} T\end{aligned}\quad (1)$$

式中 α, β, γ 分别为传感器绕 x, y, z 三轴的角位移, $\omega_{ai}, \omega_{bi}, \omega_{gi}$ 为采样周期内的平均角速度, T 为采样周期。

1.2 像素坐标转换

将上述角位移传感器置入探头,如图 2 所示。3D 扫描过程中第一帧 2D 图像的成像平面被定义为参考坐标系 R 的 ZOY 平面,图像原点和坐标系原点重合,那么后续 2D 图像中的每一个像素在该坐标系中的位置可由下式导出:

$$\mathbf{p}^R = \mathbf{p}^I \mathbf{T}_{S-I} \mathbf{T}_{R-S} \quad (2)$$

其中, $\mathbf{p}^I = (x', y', 0, 1)$, 表示任一 2D 成像平面中某一像素点的坐标, $\mathbf{p}^R = (x, y, z, 1)$ 表示该像素点在参考坐标系 R 中的坐标。 \mathbf{T}_{S-I} 代表 2D 成像平面坐标对传感器坐标系的转换矩阵, \mathbf{T}_{R-S} 则代表位移传感器坐标对参考坐标系的转换矩阵。

在我们的设计中,传感器位于探头成像平面上,其与图像原点的距离固定为 L, 所以

$$\mathbf{T}_{S-I} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & -L & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

探头的运动可看作是旋转和平移的合成,所以 \mathbf{T}_{R-S} 可分为两个部分,即旋转矩阵和平移矩阵^[8-9]。

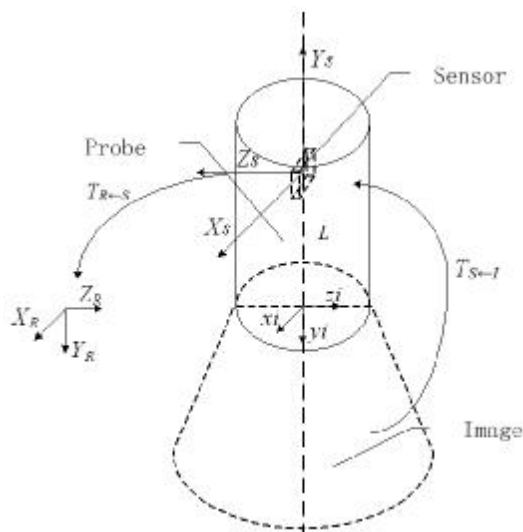


图2 探头结构图

Fig.2 Probe Construction

如图3所示,假设坐标系O绕x轴逆时针旋转了 α 后形成新的坐标系O',则新坐标系中的一点P'(x',y',z')在O中的坐标可以表示为:

$$\begin{aligned} y &= y' \cos \alpha - z' \sin \alpha \\ z &= y' \sin \alpha + z' \cos \alpha \\ x &= x' \end{aligned} \quad (4)$$

写成矩阵形式:

$$(x \ y \ z \ 1) = (x' \ y' \ z' \ 1) \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

同理,绕y轴和z轴旋转都有其相应的转换矩阵:

$$\Omega_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

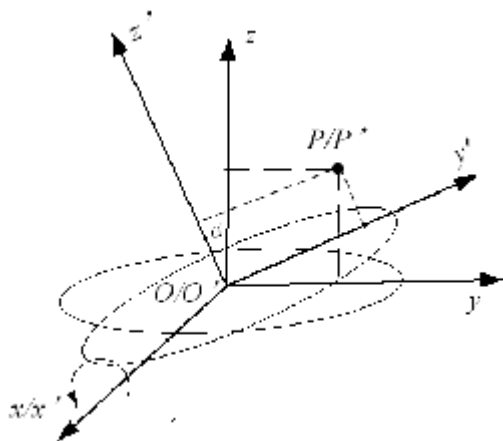


图3 坐标系转换图

Fig.3 Coordinate Transformation

$$\Omega_y = \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

$$\Omega_z = \begin{pmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma & 0 & 0 \\ -\sin \gamma & \cos \gamma & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (8)$$

式中, α, β, γ 分别为坐标系绕x,y,z三轴逆时针转过的角位移。

如图4,如果原坐标系O通过平移 $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ 后得到新坐标系O',则新坐标系中的一点P'(x',y',z')在O中的坐标可以表示为

$$\begin{aligned} x &= x' + \Delta x \\ y &= y' + \Delta y \\ z &= z' + \Delta z \end{aligned} \quad (9)$$

写为矩阵形式:

$$Td = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \Delta x & \Delta y & \Delta z & 1 \end{pmatrix} \quad (10)$$

如上所述, T_{R-S} 写为:

$$T_{R-S} = Td \cdot \Omega_x \cdot \Omega_y \cdot \Omega_z \quad (11)$$

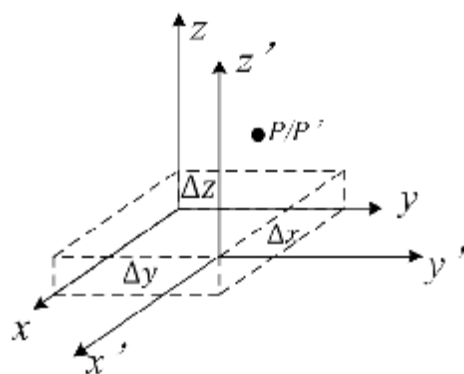


图4 坐标系平移

Fig.4 Coordinate Translation

1.3 球体器官扫描

考虑类似于眼球这样的表面近似为球体的物体的扫描。如果操作者将探头声窗紧贴球面滚动,并且滚动引起成像平面绕Z轴的旋转,这样探头就可以实现组织的3D扫描。为了简化模型并减少重建的计算量,假设滚动引起的旋转只有绕Z轴的分量,如图5所示。

当探头顺时针滚过弧长 lx 时,探头与其初始位置形成 γ 度的夹角,此时二维图像坐标系中心I转换到I',其x轴方向和y轴方向的偏移量分别为:

$$\tau_{yx} = R \cdot \sin\gamma - \gamma \cdot R \cdot \cos\gamma \quad (12)$$

$$\tau_{yy} = \gamma \cdot R \cdot \sin\gamma - (1 - \cos\gamma) \cdot R \quad (13)$$

式中 R 为球体器官半径。 Z 轴方向平移量为 0。

在这种情况下平移转换矩阵 T_d 可写为:

$$T_d = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\tau_{yx} & \tau_{yy} + L & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

我们将平移矩阵 T_d 和 T_{s-1} 先进行相乘,得:

$$T_s = T_{s-1} \cdot T_d = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ -\tau_{yx} & \tau_{yy} & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

所以:

$$p^R = p^I \cdot T_s \cdot \Omega z \quad (16)$$

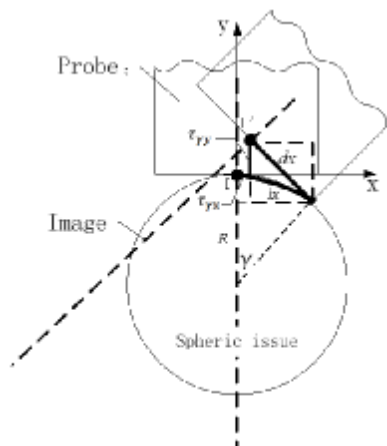


图5 滚动扫描几何模型

Fig.5 Scanning Geometry Model

2 实验方法和结果

2.1 体模

体模由一个球形塑料壳和一个尼龙线靶构成,如图6所示,塑料壳用以模拟球状器官的外形,直径是

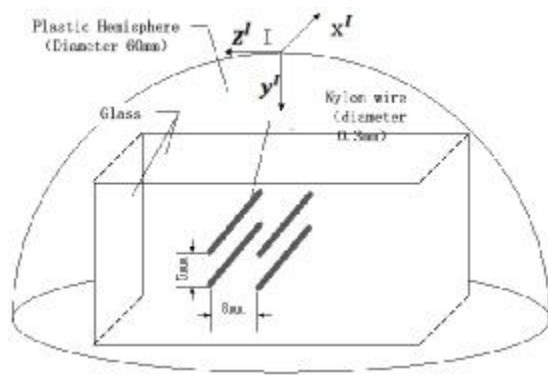


图6 尼龙线靶

Fig.6 The Phantom

60 mm,厚度 0.8 mm。线靶是在有机玻璃板之间的 4 根尼龙线,线径 0.3 mm,间距 5 mm·8 mm,用以模拟器官内的组织结构并检验三维成像的准确性。实验时体模浸没在脱气蒸馏水中。

2.2 实验系统

我们对一个商用 2D 超声扇扫设备 Rymtek RU-1020CG 进行改进,使其具备 3D 扫描功能,以检验上述理论。RU-1020CG 是一个眼科专用 A/B 型扫描仪,各配备一个 10 MHz 和 20 MHz 的机械扇扫探头,扫描角均为 52 度,帧率 10 帧/s。我们在其 10 MHz 探头中置入 ST 公司(STMicroelectronics)的传感器 L3G4200D 检测探头的三维角位移,位置经过仔细调整,使得其 ZOY 平面和探头成像平面重合,其坐标系原点和成像平面原点在 y 轴方向相距 86.25 mm。利用 PC 总线和传感器建立数据联系。每隔 10 ms 采集一次角速度值,将 2 帧图像间隔内采集到的 10 个数据平均,然后通过(1)式计算图像的角位移。每次扫描采集 50 帧 2D 图像,同时记录每帧图像的角位移值。图像数据连同角位移值上传至 PC 显示并记录。

扫描开始前将探头声窗贴紧球壳,保持静止,系统不断读取传感器的零速度水平 (Zero-rate Level, ZRL),扫描开始后,系统在测到的角速度数值中减去扫描开始前的最后一次 ZRL 值作为误差补偿。由于 ZRL 的温度稳定性为 0.03 d/s,而一次扫描的时间只持续 5s,所以在这个时间内的温漂可以忽略不计。

探头紧贴体模球面,扫描开始后,超声换能器在电机的带动下作 2D 机械扇扫,手握探头作绕 Z 轴的滚动,如此持续 5 s,连续采集 50 帧 2D 图像后结束扫描。

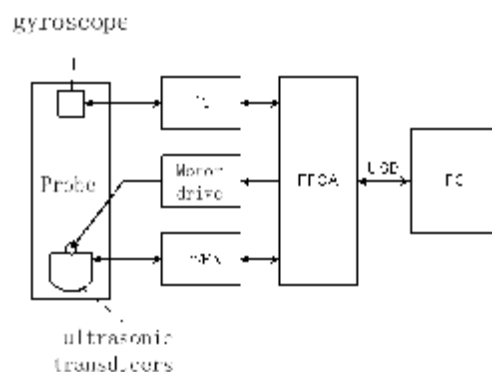


图7 3D 超声系统

Fig.7 The 3D Ultrasound System

2.3 实验结果和数据处理

图8表示了一次实验的结果。图8(a)是扫描过程中记录的探头角速度曲线,8(b)表示计算所得的角位移曲线,8(c)是计算所得平移曲线。8(d)(e)(f)(g)为扫描过程中的 B 超图像,FPGA 将图像转化为 512·512 尺寸,像素点间距为 0.103 mm。

(1) 三维重建

我们用表面重建法对采集的图像进行三维重建。首先设定阈值,将每一幅 2D B 超图像转换为二值图

像。其中亮度值为1的像素点认为是物体体素,将物体体素集代入公式(17)中的变量 p^l ,获取三维坐标系下的新体素集 p^R 。对体素集 p^R 进行三维表面重建,观察成像效果。

$$p_{kj}^R = p_{kj}^l \cdot Ts_k \cdot \Omega_k$$

$$k=1,2,3\cdots,50, j=1,2,3\cdots,g \quad (17)$$

三维成像图中坐标轴参数为像素点,像素点间距为0.103 mm。

图9所示为线靶的同角度下的三维视图,图中包括4条尼龙线和容器底面。图(a)为原视图,图(b)为斜向45度视图,图(c)为正视图,图(d)为侧视图。从不同角度观测,可见尼龙线和碗底如图6所示的空间几何关系。

成像中的尼龙线的粗细与上述二值化图像过程

中所选取的阈值相关,改变阈值进一步观测,结果如下:

图10表示不同阈值下三维重建效果的不同。图10(a)(b)(c)(d)分别是阈值25,50,75,100下对同一组图像,进行二值化图像处理,获得的三维重建获得的结果,可以看到随着阈值提高,尼龙线的像逐渐变细,甚至出现断裂。

3 精度

由于线靶的几何尺寸是已知的,所以将图像数据与其对比可以获知系统3D重建的精度。尼龙线有一定的直径,而且超声成像的分辨能力有限,虽然在实验中2D成像平面和靶线基本垂直,但靶线的2D像仍然是一个光斑而非一个点。我们认为光斑中最亮的

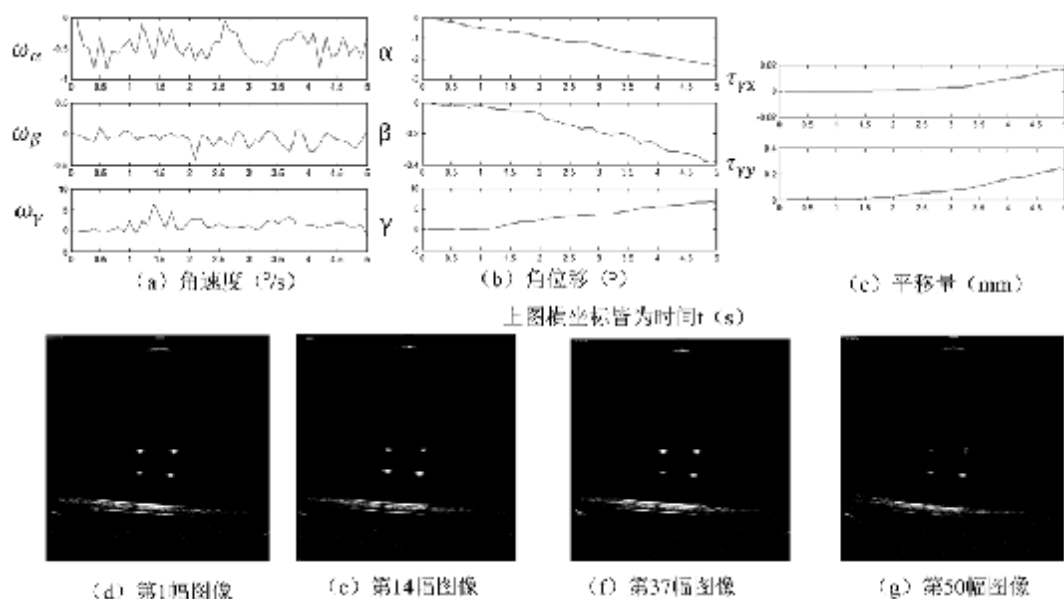


图8 实验结果

Fig.8 The Result

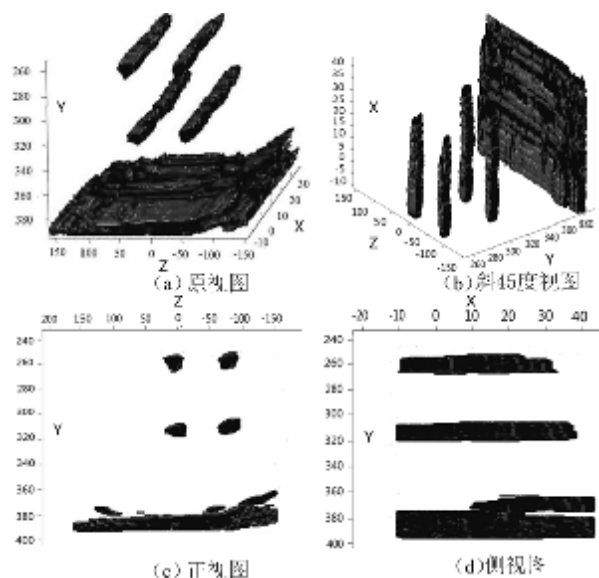


图9 3D重建视图

Fig.9 View of the 3D Construction

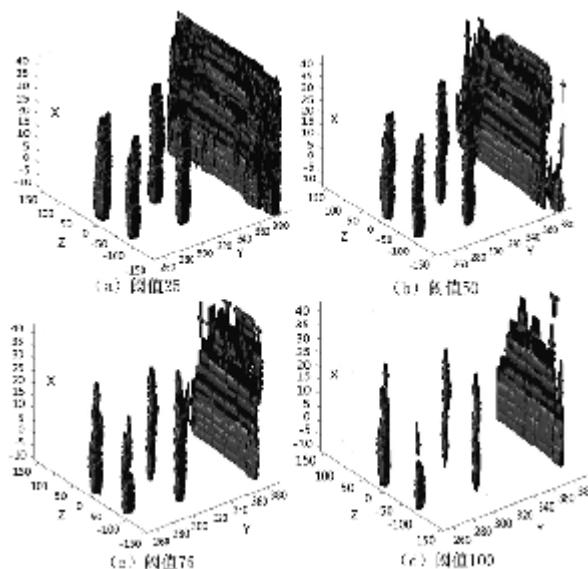


图10 阈值观测

Fig.10 Threshold Observation

点的坐标可以代表靶线的位置,所以采用不规则图形分割法^[10]进行识别,将这些点连接后在上文相同的三维坐标系中重画,得到图 11。可以看到,代表靶线的 4 条线的走向基本上都是直线。对这些线分别作最小二乘直线拟合,每个采样点对该直线的偏离看作是重建误差,求取其标准差表示这个误差。我们共进行了 5 次实验,最大的标准差不超过 0.2 mm。另外我们还在图上测量了 4 条拟合直线之间的距离,如图 11 所示:

如图 11 所示为,上述光斑中最亮点的三维空间分布图,X 轴和 Z 轴为碗底平面轴,Y 轴为纵向深度轴,三维成像图中坐标轴参数为像素点,像素点间距为 0.103 mm。

我们计算了拟合直线之间的距离和实际靶线距离的相对误差,5 次实验得到的结果,最大误差不超过 3.5%。表 1 中的数据是其中一次实验的结果。

图 11 中还可以看到在 X 轴的 0 点附近,4 条线都有一小段两线重叠,这反映了扫描开始时操作者操作探头先向一个方向滚动,又反过来向相反方向滚动的事实。

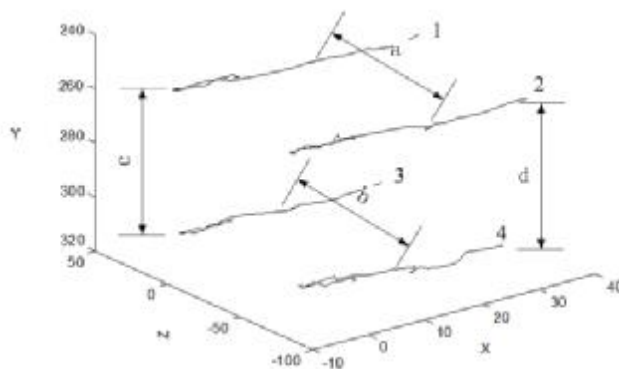


图 11 三维空间分布图

Fig.11 Line in Three Dimension

表 1 定位结果

Tab.1 The Result of Location

	Actual Distance (mm)	Reconstructive Distance (mm)	Relative Error(%)
a	8.00	8.09	1.11
b	8.01	7.92	1.01
c	5.01	4.99	0.27
d	5.00	5.07	1.31
Standard Deviation1	0	0.0684	
Standard Deviation2	0	0.0486	
Standard Deviation3	0	0.0728	
Standard Deviation4	0	0.1097	

4 结论

通常 3D 探头的结构和控制都比较复杂,而徒手扫描又需要昂贵的轨迹传感器,本文提出内置惯性

传感器的探头进行徒手 3D 扫描,既避免了通常 3D 探头的复杂结构和控制,又避免了使用轨迹传感器。

本文研究了角速度传感器检测探头旋转的方法,并且提出对于球状器官,角速度传感器可以独立实现探头的旋转和线性位移的检测。实验表明,我们提出的方法对线靶的重建精度可以达到 3.5% 以下。

球状器官是很特殊的成像对象,一般情况角速度传感器只能检测 3 个角位移量,而线性位移的检测需要利用另外的方法。已经有许多文献提出了利用 3 轴加速度传感器检测线性位移的方法^[11-13],最近,可以同时角速度和加速度传感器也已经问世,如 ST 公司的 LSM330[2012, iNEMO Inertial Module:3D Accelerometer and 3D Gyroscope]和 ADIS16300[2008, Analog Devices: Four Degrees of Freedom Inertial Sensor]等。利用这些惯性传感器设计功能完整的徒手 3D 探头是值得进一步研究的课题。

【参考文献】

- [1] Gregory C. Three-dimensional ultrasound imaging for the evaluation of carotid atherosclerosis [J]. Atherosclerosis, 2011, 219(2): 377-383.
- [2] Shyam N. Clinical application of a 3D ultrasound-guided prostate biopsy system [J]. Urologic Oncology: Seminars and Original Investigations, 2011, 29(3): 334-342.
- [3] Ali A, Logeswaran R. A visual probe localization and calibration system for cost effective computer-aided 3D ultrasound[J]. Comput Biol Med, 2007, 37: 1141-1147.
- [4] Aaron F. Three-dimensional ultrasound scanning [J]. Interface Focus, 2011, 1: 503-519.
- [5] Enquobahrie A, Gobbi D, Turek M, et al. Designing tracking software for image-guided surgery applications. IGSTK experience [J]. Int J CARS, 2008, 3: 395-403.
- [6] Rousseau F, Hellier P, Barillot C. Confusius: a robust and fully automatic calibration method for 3D freehand ultrasound [J]. Med Image Anal, 2005, 9: 25-38.
- [7] William J. Overview of Automotive sensors [J]. IEEE Sensors Journal, 2001, 1, (4): 296-308.
- [8] 陈阳泉. 飞行器仿真研究及靶道数据气动力学系数辨识[D]. 北京理工大学论文, 1987.
- Chen YQ. Simulation of aircraft research and target data aerodynamic coefficient identification [D]. Beijing Institute of Technology Master Thesis, 1987.
- [9] 钱杏芳, 张鸿端, 林端雄. 导弹飞行力学 [M]. 北京: 北京理工大学出版社, 1987.
- Qian XF, Zhang HD, Lin DX. Missile flight mechanics[M]. Beijing: Beijing Institute of Technology Press, 1987.
- [10] Sangwin CJ. Locating the centre of mass by mechanical means [J]. Journal of the Oughtred Society, 2006, 15(2): 23.
- [11] Rousseau F, Hellier P, Barillot C. A novel temporal calibration method for 3D ultrasound [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2006, 25(8): 1108-1112.
- [12] Prager R. Three-dimensional ultrasound imaging [J]. Proc IMechE, 2010, 224(2): 193-223.
- [13] Derek K. MEMS Inertial sensors: A tutorial overview[J]. IEEE Communications Magazine, 2013, 51(4): 100-109.