

基于 IMU 的手语识别骨骼模型构建

孙 燮¹ 陈 曦²

(广东工业大学机电工程学院 广州 510006)¹ (广东科学中心 广州 510006)²

摘 要 手语识别属于手势识别的研究范畴。传统的基于数据手套的手语识别方法不能完整捕捉手语的所有要素,无法识别手部与肢体配合的手语动作。惯性测量单元(IMU)由于体积小、成本低而被越来越多地应用到动作捕捉项目中。借鉴机器人运动学相关知识,提出了基于 IMU 的手语识别骨骼模型,该模型符合人体生物学特征。模型的构建步骤为首先进行骨骼的选取,然后进行尺寸标定。最后提出了标定模型尺寸的实验方法,使用 IMU 获得的动作集的数据可以进行求解。

关键词 骨骼模型,指数积,正向运动学,模型标定

中图法分类号 TP399 **文献标识码** A

IMU Based Construction of Sign Language Skeleton Model

SUN Xie¹ CHEN Xi²

(College of Mechanical and Electrical Engineering, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China)¹

(Guangdong Science Center, Guangzhou 510006, China)²

Abstract Sign language recognition belongs to the research category of gesture recognition. The traditional method of sign language recognition based on data glove can not capture all the elements of sign language, as it can not recognize sign language movements cooperated by hand and limbs. For IMU (Inertial Measurement Unit), due to its small size, low cost, it has been applied to the motion capture project widely. Based on the knowledge of robot kinematics, we proposed an IMU based language recognition skeleton model, which is in line with the biological characteristics of human body. The first construction procedure of the model is to make a selection of the skeleton, and then to calibrate the size of the skeleton. Finally, an experimental method was proposed to calibrate the model size, which can be solved by using the data of the action set obtained by IMU.

Keywords Skeleton model, POE, Forward kinematics, Model calibration

中国手语(以下简称手语)作为聋哑人之间以及聋哑人与健全人之间交流的语言,由中国残疾人联合会研究、推广。为推进我国的残疾事业发展,研究手语自动识别有着重要意义。对手语的自动识别研究属于手势识别研究范畴。从数据来源可将目前手势研究划分为两类:基于机器视觉的手势识别和基于携带传感器的穿戴式输入设备手势识别。其中基于穿戴式输入设备的主要有数据手套、表面肌电传感器。其中表面肌电传感器能捕捉到肢体的形状和位置等信息,关节伸屈状态以及伸屈强度^[1],但由于获取的是微弱的电生理信号,其对传感器的安放位置以及外界干扰非常敏感,并且可识别的手势动作种类有限。数据手套的主要部分为分布在手指和手掌间的传感器,通过传感器来获取手势动作变化信息,其采用的传感器主要为加速度传感器或弯曲传感器。采用数据手套作为手势识别输入设备,有精度较高、对环境变化适应性强等特点,然而仅使用数据手套对手语进行识别存在着一定问题。

手语包含了 5 个基本要素^[2]:手的形状、手的动作、手的位置、手掌朝向、面部表情以及体态语言。其中面部表情作为手语语气的主要表现手段,对人们理解手语具有重要作用^[3],通过肉眼可以较为方便地进行观察。体态语言主要是指手部与身体其他部位尤其是上肢部分配合形成的相关语言。数据手套能较好地捕获手部的 4 个基本要素,却无法捕捉到手部与肢体配合的手语动作。因此,要想更精确地识别手语动作,还需要对身体其他部位的动作进行捕捉,主要为对手臂、肩部运动的捕捉。人体骨骼模型是指在动作捕捉技术领域中对人体进行抽象处理,以极少块重要的骨骼组成标架模型对人体运动形态进行描述。手语识别骨骼模型仅针对人体的上半部分肢体进行研究,旨在通过传感器采集的运动数据对人体骨骼模型进行驱动,还原为对应的手语手势动作。

惯性测量单元(Inertial Measurement Units, IMU)是测量物体三轴姿态角(角速率)以及加速度的传感器装置,其中一

孙 燮(1992—),男,硕士,主要研究方向为运动捕捉及手势识别算法;陈 曦(1977—),男,博士生,高级工程师,主要研究方向为科技馆展项空间设计。

个 IMU 中包括一个加速度计、一个陀螺仪以及磁力计。IMU 一直以来广泛应用于空间定位追踪装置,近年来随着其尺寸和价格的降低,IMU 越来越多地应用到了运动捕捉项目中,包括临床康复、运动训练、人体追踪、电影产业^[4-6]等。本文采用 InvenSense 公司生产的 MPU9250 芯片作为采集运动数据的 IMU,该芯片的封装尺寸为 $3\text{mm} \times 3\text{mm}$,测量获取的数据为四元数。四元数由爱尔兰数学家 Hamilton^[7] 于 1843 年提出,直至二十世纪六七十年代在控制工程中得到应用。四元数由于在计算方面具有优越性,可以转化为用来确定刚体定点转动位置的欧拉角,被越来越多地应用于物体运动状态的表述中。本文提出的手语识别骨骼模型使用 IMU 测量并计算得到肢体部分运动的相对角度变化,并转化为方向转移矩阵,确定肢体运动的最终位置和相应肢体的尺寸。

1 骨骼模型的建立

在正向运动学中^[8],通过骨骼长度和骨骼连接处关节旋转角度计算得到人体任意关节的位置。人体若干环节借助关节使之按一定顺序衔接起来,称为运动链。其中肢体近端固定而远端关节活动的运动称为开链运动。人体的手臂运动属于开链运动,借助指数积(Product Of Exponentials, POE)方法^[9]能很好地构建它的正向运动学的开链机制。对于表达旋转运动不同的坐标系,有着不同的 POE 表达类型。身体某一关节弯曲的局部 POE 公式^[10]表达如图 1 所示。

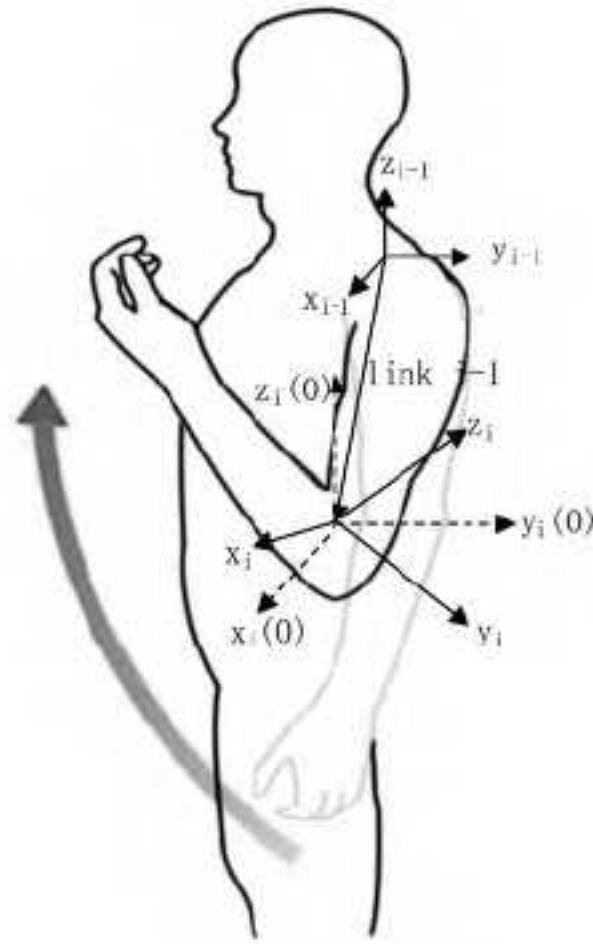


图 1 局部 POE, 手肘关节

规定肢体 $i-1$ 和肢体 i 相邻且由关节 i 相连接。使用肢体 i 上的标架 i 表达身体标架,标架 i 关于标架 $i-1$ 的相对姿态为节点位移 q_i ,可以由 4×4 的齐次矩阵表示:

$$T_{(i-1),i}(q_i) = T_{(i-1),i}(0) e^{\xi_i q_i} \quad (1)$$

$T_{(i-1),i}(0)$ 代表初始姿态时,标架 i 在标架 $i-1$ 上的表示,取决于该姿态时肢体 i 与 $i-1$ 的连接参数,该参数为常数,由方向转移矩阵表示。 $e^{\xi_i q_i}$ 代表关节运动变化,可以由运动捕捉中的传感单元测量获得。

为了方便计算,在初始姿势中,令所有的测量单元所在的坐标系平行,如图 2 所示。这样在模型中,标架 i 于标架 $i-1$ 的相对初始姿态 $T_{(i-1),i}(0)$ 为一个只含骨骼尺寸 $l_{(i-1),i}$ 的纯平移矩阵的位移。骨骼尺寸 $l_{(i-1),i}$ 由 X, Y, Z 3 个方向的向量确定,表示为 $l_{(i-1),i} = [x_{(i-1),i}, y_{(i-1),i}, z_{(i-1),i}]^T$,实际中通过模型标定取合适值。

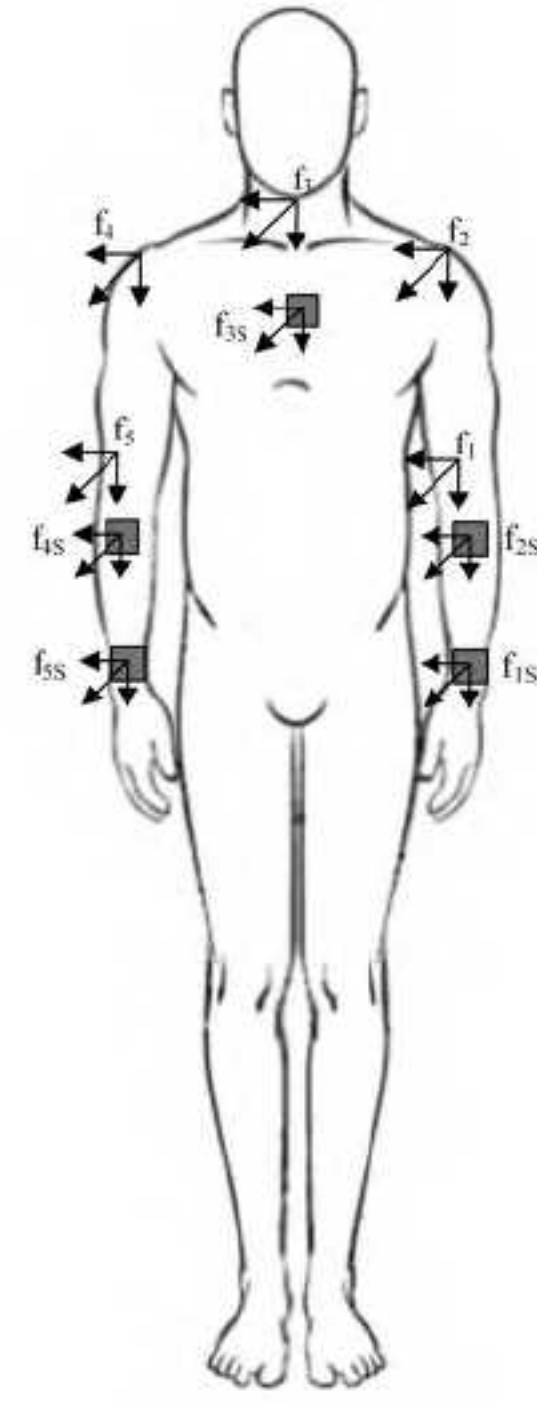


图 2 身体标架定义

在忽略轻微关节平移运动后,代表标架 i 原标架到现标架的关节运动变化系数 $e^{\xi_i q_i}$ 可以由一个特殊欧氏群 $SE(3)$ 的 4×4 矩阵表示:

$$T_i = e^{\xi_i q_i} = \begin{bmatrix} R_{(i-1),i} & 0 \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

在对手臂运动进行研究时,设定基础标架作为参考标架来表示整个开链末端标架的运动姿态。基础标架与末端的之间的运动姿态由运动链确定。本文的手语骨骼模型构建如图 3 所示,黑色粗实线标记的部分为定义的手语骨骼模型选取的肢体。左前臂作为参考标架,右前臂作为末端标架。

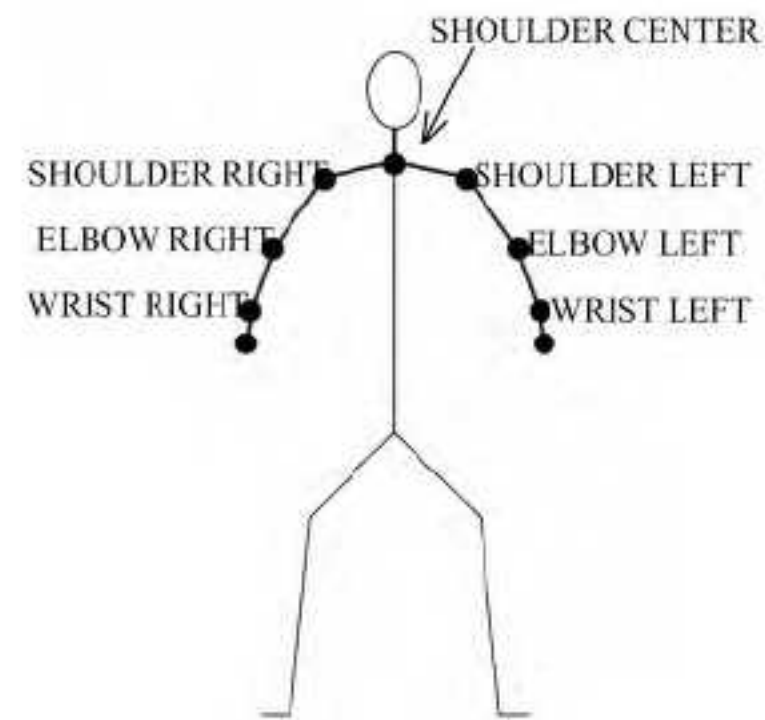


图 3 以线条表示的手语骨骼模型

运动链的 POE 方程取决于标架 $T_{(i-1),i}(0)$ 与关节运动变化 $e^{\xi_i q_i}$,表示如式(3)所示:

$$\begin{aligned} T_{0n}(q_1, q_2, \dots, q_n) &= T_{0,1}(q_1) T_{1,2}(q_2) \dots T_{(n-1),n}(q_n) \\ &= T_{0,1}(0) e^{\xi_1 q_1} T_{1,2}(0) e^{\xi_2 q_2} \dots T_{(n-1),n}(0) e^{\xi_n q_n} \end{aligned} \quad (3)$$

将 $T_{(i-1),i}(0)$ 与式(2)代入式(3),记 $\prod_{i=1}^k R_{i-1,i} = R_{0,k}$,有

$$T_{0n}(q_1, q_2, \dots, q_n) = \begin{bmatrix} R_{0,n} & P_n \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$p_n = R_{0,1} l_{1,2} + R_{0,1} R_{1,2} l_{2,3} + \dots + \prod_{i=1}^n R_{i-1,i} l_{n-1,n} \quad (5)$$

其中, p_a 表示运动链中初始端指向末端的向量。

2 标定模型方法

2.1 获取骨骼尺寸参数

IMU 测量获得数据为肢体的绝对角度。在 $\prod_{i=1}^k R_{i-1,i} = R_{0,k}$ 中, $R_{0,k}$ 表示标架 k 相对于参考标架的变化, 由此 p_a 可以表示为:

$$p_a = R_{0,1}l_{1,2} + R_{0,2}l_{2,3} + \dots + R_{0,n}l_{n-1,n} \quad (6)$$

式(6)可以表示为:

$$y = Ax \quad (7)$$

其中

$$\begin{aligned} y &= p_a \in \mathbb{R}^{3 \times 1} \\ A &= [R_{0,1}, R_{0,2}, \dots, R_{0,n}] \in \mathbb{R}^{3n \times 3n} \\ x &= [l_{0,1}, l_{1,2}, l_{2,3}, \dots, l_{n-1,n}] \in \mathbb{R}^{3n \times 1} \end{aligned} \quad (8)$$

在标定模型中, $l_{0,1}, l_{1,2}, l_{2,3}, \dots, l_{n-1,n}$ 为需要计算得到的人体骨骼尺寸。在末端位置 p_a 已知的姿态下, 可以得到线性方程组 $Y = \tilde{A}x$ 。

$$Y = [y_1, y_2, \dots, y_m]; \tilde{A} = [A_1, A_2, \dots, A_m] \quad (9)$$

如果 $\tilde{A}$ 的列线性无关, 则骨骼尺寸参数可由最小二乘法^[11]获得。

$$x = (\tilde{A}^T \tilde{A})^{-1} \tilde{A}^T Y \quad (10)$$

如果 $\tilde{A}$ 中有某一列于其他列线性相关, $\tilde{A}^T \tilde{A}$ 为奇异矩阵, 不能由式(10)计算得到 x 。此时需要讨论运动链的可识别条件。

2.2 参数的可识别性

上文提及, 为了标定尺寸模型, $\tilde{A}^T \tilde{A}$ 需要是可逆矩阵。对于两个相邻肢体标架的变化为:

$$R_{0,i} = R_{0,i-1} R_{i-1,i} = R_{0,i-1} e^{\hat{\omega}_{i-1} \theta_i} \quad (11)$$

其中, $e^{\hat{\omega}_{i-1} \theta_i}$ 表示关节 i 的弯曲参数。为了确定参数, 式(8)参数 $[R_{0,1}, R_{0,2}, \dots, R_{0,n}]$ 中的任一列不能与其他列线性相关。 $R = [x, y, z]$, 其中 x, y, z 表示整体坐标中的 $X-Y-Z$ 轴, 线性无关即要求这些标架的轴与其他列线性无关^[11]。模型中所有关节的自由度都超过 2 表示每个标架的轴可以随着关节角度改变发生变化。当标架中的轴发生变化时, 各列可能处于线性无关状态。取一系列姿势集合进行标定, 当姿势数目足够多时, 总会使 $\tilde{A}^T \tilde{A}$ 可逆。取姿态数目 $m > n$ 时, 矩阵 $\tilde{A}$ 的行数将大于列数。此时, 在所有给定的姿势集合中骨骼模型的标定将满足最小误差, 如式(12)所示, 其中 x^* 为标定的参数。

$$\{ \forall x \in \mathbb{R}^{3n \times 1} \mid \sum_{i=1}^m (y_i - Ax^*)^2 < \sum_{i=1}^m (y_i - A_{xi})^2 \} \quad (12)$$

在构建的骨骼模型中, 不包含单自由度的关节。然而在肘关节和腕关节处存在自由度为 2 的铰链关节。如果不添加更多信息, 模型将无法标定。为了标定模型, 需要增加条件约束。

2.3 对称模型的标定

由上文可知设计的手语识别骨架模型为对称模型。对称模型中, 取图 2 的姿势为初始姿势, 左、右前臂的骨骼尺寸向量在 Z 轴旋转 180° , 公式表达如式(13)所示:

$$l_{n-i-1,n-i} = Sl_{i,i+1}, S = \text{diag}(-1, 1, -1) \in SO(3) \quad (13)$$

其中, $SO(3)$ 表示物体转动空间。对于对称模型, $k+1$ 为对称模型的中间肢体编号。取决于肢体 n 是否在运动链中, 式(5)

中 p_a 表达如下:

$$p_a = \begin{cases} (R_{0,1} + R_{0,n-1}S)l_{1,2} + (R_{0,2} + R_{0,n-2}S)l_{2,3} + \dots + (R_{0,k} + R_{0,k+1}S)l_{k,k+1}, & n=2k \\ (R_{0,1} + R_{0,n-1}S)l_{1,2} + (R_{0,2} + R_{0,n-2}S)l_{2,3} + \dots + (R_{0,k} + R_{0,k+2}S)l_{k,k+1} + R_{0,k+1}l_{k+1,k+2}, & n=2k+1 \end{cases} \quad (14)$$

对于式(7)有 $y' = A'x'$, 其中

$$A' = \begin{cases} [(R_{0,1} + R_{0,n-1}S), (R_{0,2} + R_{0,n-2}S), \dots, (R_{0,k} + R_{0,k+1}S)], & n=2k \\ [(R_{0,1} + R_{0,n-1}S), (R_{0,2} + R_{0,n-2}S), \dots, (R_{0,k} + R_{0,k+2}S), R_{0,k+1}], & n=2k+1 \end{cases} \quad (15)$$

$R_{0,k+1}$ 表示中间肢体标架相对于参考标架的变化。对于手语识别骨骼模型, 取颈椎关节为中间肢体。由于颈椎关节属于万向节, 自由度为 3, $R_{0,k+1}$ 的列线性无关不取决于其他列, 因此模型参数是可识别的。

用 e^{ξ_a} 与 e^{ξ_b} 表示左右两边关节 $n-(i-1)$ 与关节 i 的运动变化。有

$$R_{0,i} = R_{0,i-1} e^{\xi_a}; R_{0,n-(i-1)} = R_{0,n-i} e^{\xi_b} \quad (16)$$

$$R_{0,i} + R_{0,i-1}S = R_{0,i-1} e^{\xi_a} + R_{0,n-(i-1)} e^{-\xi_b} S \quad (17)$$

由于 $S^{-1}S = I$ 且 $S^{-1}e^{-\xi_b}S = e^{S^{-1}\xi_b}$ 有

$$\begin{aligned} R_{0,i} + R_{0,n-i}S &= R_{0,i-1} e^{\xi_a} + R_{0,n-(i-1)} S e^{-S^{-1}\xi_b} \\ &= [R_{0,i-1} + R_{0,n-(i-1)} S (e^{-S^{-1}\xi_b} e^{-\xi_a})] e^{\xi_a} \end{aligned} \quad (18)$$

其中, e^{ξ_a} 与 e^{ξ_b} 为相互独立的变量, 因此矩阵 $(R_{0,i} + R_{0,n-i}S)$ 与 $(R_{0,i-1} + R_{0,n-(i-1)}S)$ 不是在所有动作下都相互影响。自此, 在增加了对称模型的约束后, 骨骼尺寸将可以标定。

3 使用 IMU 标定模型

3.1 IMU 标定方法

如图 2 所示, 初始状态下人体为站立姿势, 双臂自然下垂。用 F_w 表示模型的整体坐标标架, 定义 F_w 的 X 轴指向为初始状态下纸面由内向外, Y 轴指向纸面左侧, Z 轴指向纸面下方。为了方便表示, 在初始站立姿势时, 令手语骨骼模型中所有肢体标架处于平行状态, 其中带编号的标记为 IMU 安放位置。IMU 将安装在肢体皮肤表面离骨骼较近的区域, 与皮肤贴合。尽可能使各 IMU 的方向与对应编号的肢体标架方向一致, 减少计算量(实际测量时由于肢体表面非平面有所偏差)。具体的骨骼尺寸标定方法如下。

使用 R_{iR} 表示编号为 i 的 IMU 传感器测得的方向矩阵 T_i 关于参考标架 F_R 处 IMU 传感器测得方向矩阵 T_R 的转移矩阵。有:

$$R_{iR} = T_R^T T_i \quad (19)$$

参考标架 F_R 在整体坐标标架的转移矩阵为 R_{RW} , 此处为某一常数。 R_{iM} 代表编号为 i 的传感器在相对应的肢体标架 F_i 的转移矩阵。 $R_{0,i}$ 表示代表某个肢体框架在整体坐标框架 F_w 的转移矩阵, 于是有:

$$R_{0,i} R_{iM} = R_{RW} R_{iR} \quad (20)$$

R_{iM} 与 R_{RW} 可以通过映射标定^[6]的方法确定。由于 IMU 方向布置与对应编号的肢体标架方向一致, R_{iM} 为单位矩阵, 可以得到 $R_{0,i}$ 如下:

$$R_{0,i} = R_{RW} R_{iR} \quad (21)$$

由式(15)与式(21),取一定数量的动作集。 p_s 为参考标架左前臂指向末端标架右前臂的向量,测量可得。将IMU获取的四元数转化为方向矩阵,通过计算可以得到 $R_{0,i}$ 。由此进行多元一次方程组计算求出骨骼尺寸 $l_{0,1}, l_{1,2}, \dots, l_{i-1,i}$,从而完成对模型的标定。下面介绍具体的实验方案。

3.2 实验方案

使用IMU模块对骨骼模型进行标定。图4中右上方的模块为IMU模块。实验将标定两手前臂、大臂以及肩宽的尺寸。由于人体骨骼的对称性,取左右两臂的骨骼尺寸相等,即 $|l_{0,1}|=|l_{4,5}|$ (前臂尺寸), $|l_{1,2}|=|l_{3,4}|$ (大臂尺寸)。又由于肩部与Y轴平行,肩部的骨骼尺寸为 $l_{2,3}=[0, y_{2,3}, 0]^T$ 。由式(7)与式(15),有

$$\begin{aligned} A' &= [(R_{0,1} + R_{0,5}S), (R_{0,2} + R_{0,4}S), R_{0,3}] \\ x &= [x_{0,1}, y_{0,1}, z_{0,1}, x_{1,2}, y_{1,2}, z_{1,2}, y_{2,3}]^T \\ l_{0,1} &= [x_{0,1}, y_{0,1}, z_{0,1}]^T \\ l_{1,2} &= [x_{1,2}, y_{1,2}, z_{1,2}]^T \\ l_{2,3} &= [0, y_{2,3}, 0]^T \end{aligned} \quad (22)$$

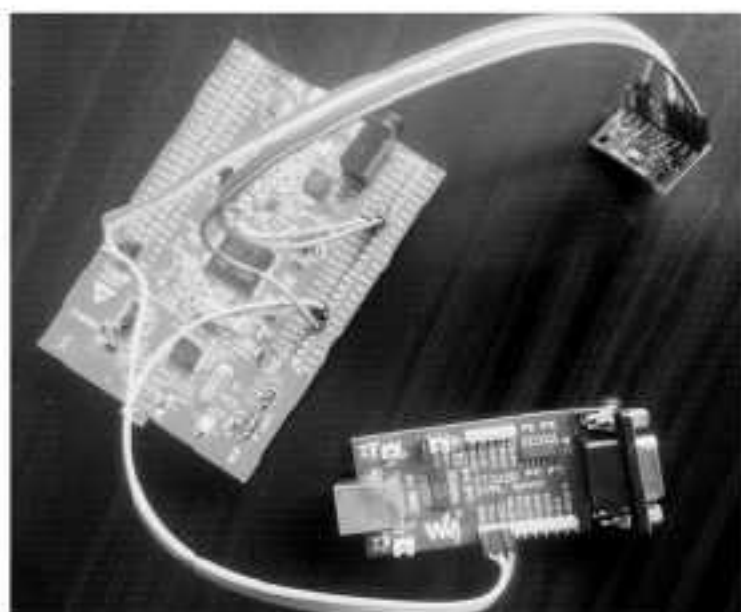


图4 测量时使用的IMU模块及单片机

由式(22)得,未知量有7个,通过3个动作确定的动作集可以进行模型标定。为了验证该模型的可行性,测量12个动作,进行4次标定。第一次标定的为模型中的骨骼尺寸。随后以第一次得到的骨骼尺寸作为参数对末端位置向量进行标定,达到检测模型可行性的目的。实验时由于左前臂为参考标架,为了使计算简便,测量时使左臂垂直于桌面,并使参考标架与整体坐标标架平行,则为单位矩阵。最终对7个节点的手语骨骼模型标定的公式为:

$$\begin{cases} y = Ax \\ y = p_s \in \mathbb{R}^{3 \times 1} \\ A = [(R_{1,1} + R_{4,1}S), (R_{2,1} + R_{3,1}S)R_{3,1}] \\ x = [l_{0,1}; l_{1,2}; l_{2,3}; l_{3,4}; l_{4,5}] \in \mathbb{R}^{3n \times 1} \\ S = \text{diag}(-1, 1, -1) \in SO(3) \end{cases} \quad (23)$$

具体的实验步骤如下:

Step1 实验者站立于桌前,设定整体坐标标架X-Y-Z。取其正前方为X轴正方向,左手方向为Y轴正方向,指向地面方向为Z轴正方向,将带编号的传感器模块固定到身体上与骨骼模型对应的位置;

Step2 将双手手背向上平置于水平桌面,使得参考标架与末端标架之间的向量 p_s 在Z轴方向分量为0。如图5所示,动作待采集时,两手手指始终指向X轴正方向。实验者左手臂保持垂直于桌面的姿势,右手手肘弯曲并在桌面上挪动右手手掌位置使其置于模板上的手部模型内。完成动作后停留10s等待标定,使用传感器模块采集数据。向量 p_s 的值为标定时右手指向左手位置的向量,如 $p_{s(R11-L1)} = (0, -15, 0)\text{cm}$,共采集12组数据。

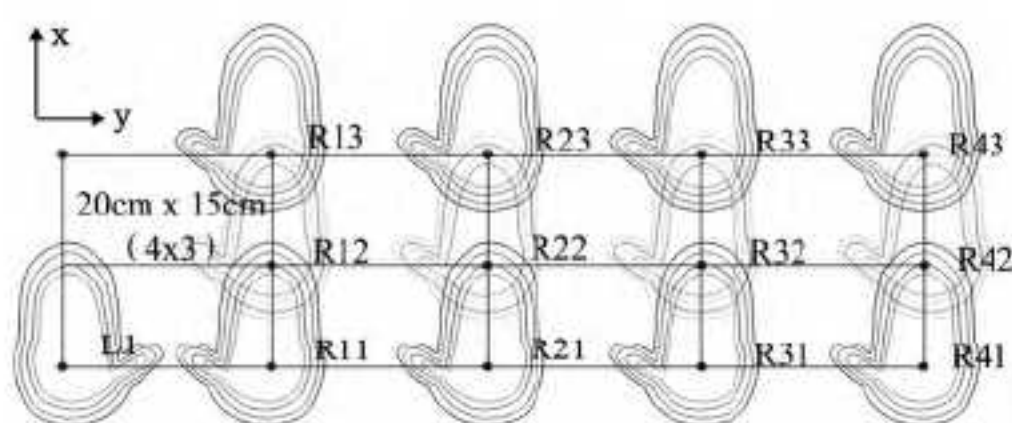


图5 模型标定实验手部布局模板

3.3 实验结果与分析

由式(23)可知,使用已经标定的骨骼尺寸对后9次测量的数据中参考标架与末端标架的矩阵向量 p_s 进行求解,以左手位置L1为参考位置标出 p_s 向量的大小,与模板中的各点进行对比。最终结果如图6所示,其中带*的点为模板中的各点位置,带+号的点为标定模型后计算得到的 p_s 向量的位置。求得后9次数据中 p_s 在X,Y方向的均方误差 $MSE(x, y) = (0.1703, 0.2052)$,X,Y方向上最大误差均小于1cm,该模型具有可行性。

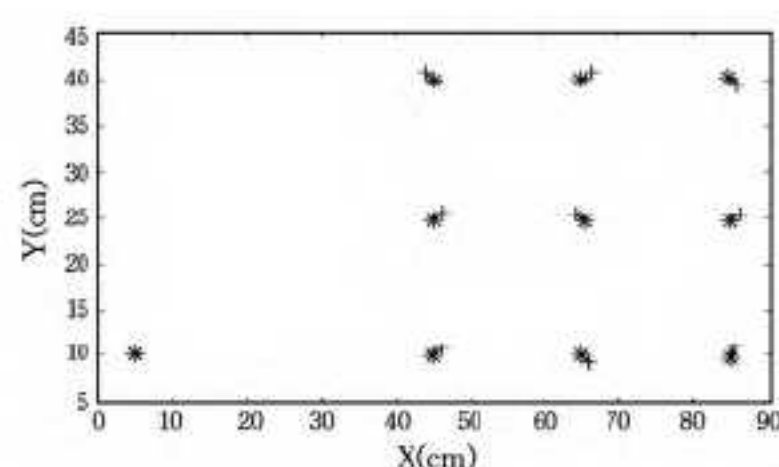


图6 使用标定后的模型进行 p_s 末端位置计算

结束语 本文就中国手语识别研究现状做了简要介绍。针对手语的特点,提出了对仅使用数据手套进行手语识别的改进方法——建立基于IMU的手语识别骨骼模型。采用正向运动学构建骨骼模型,借鉴机器人运动学中的POE方法推导出模型中骨骼尺寸标定的公式。同时确定IMU在身体的布置位置,构建手语识别模型。实验者通过该模型可以快速标定自身骨骼尺寸信息。通过实验验证该方法具有可行性。下一步的工作是通过该模型还原手臂运动轨迹并进行识别。

参考文献

- [1] 成娟. 基于表面肌电和加速度信号融合的动作识别和人体行为分析研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2013
- [2] 于松梅, 张宁生. 聋人手语的语言学研究[J]. 中国特殊教育, 2004(9): 61-64
- [3] 赵英男. 手语中面部表情信息理解的研究与实现[D]. 大连: 大连海事大学, 2012
- [4] Brodie M, Walmsley A, Page W. Fusion motion capture: a prototype system using inertial measurement units and GPS for the biomechanical analysis of ski racing[J]. Sports Technology, 2008, 1(1): 17-28
- [5] Goodvin C, Park E J, Huang K, et al. Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2006, 44(12): 1061-1075
- [6] Yuan Q, Chen I M, Lee S P. SLAC: 3D localization of human based on kinetic human movement capture[C]// 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). IEEE, 2011: 848-853

(下转第197页)

的算法。要使用它必须先包含 `mitkMarchingCubes.h` 头文件。

下面对读入的 `Volume` 数据进行表面重建,重建的结果通过 `SurfaceModel` 显示,工作步骤如下:

(1) 在 `CMITKTestDoc` 类添加 `mitkMesh*` 类型的成员变量, `mitkMesh` 代表了一个三维的几何数据对象,是用三角片来表示的物体表面模型,表面重建输出的就是该类型的数据。在使用 `mitkMesh` 的文件中要包含 `mitkMesh.h` 头文件。

(2) 在工具栏添加按钮,对读入的 `Volume` 数据进行表面重建以及重建后表面模型的 3 种显示方式(点、线、面显示)。在 `CMITKTestDoc` 类中添加代码实现功能。使用标准的 `Marching Cubes` 算法进行表面重建,该算法封装在 `mitkMarchingCubes` 类中,它是一个 `Filter`,代表算法对象。接收一个 `mitkVolume` 输入,处理后,输出一个 `mitkMesh` 对象。因此在该文件中要包含 `mitkMarchingCubes.h` 头文件。

(3) 在工具栏添加按钮,用来显示重建后的表面模型的表面信息,也在 `CMITKTestDoc` 类中添加代码实现功能。

(4) 添加一个对话框,接收用户输入的阈值作为重建算法的输入参数。

(5) 给 `CMITKTestView` 类添加一个 `mitkSurfaceModel*` 类型的成员变量。 `mitkSurfaceModel` 属于 `Data Model`,表示数据对象在三维场景中的显示模型, `mitkSurfaceModel` 即对应于 `mitkMesh` 对象的显示模型,通过三维重建得到的 `mitkMesh` 对象将由 `mitkSurfaceModel` 来负责绘制。

(6) 添加一个显示重建进度的对话框,并添加代码实现。

(7) 在 `MITKTestView.cpp` 添加“`#include "mitkSurfaceModel.h"`”,修改 `OnCreate()` 函数,添加 `mitkSurfaceModel` 的初始化代码。

(8) 修改 `OnDraw()` 函数,保证在绘制之前 `mitkMesh` 数据的有效性。

4 测试结果

图 10 为一个医学图像序列文件的 3 个方向上的断面图像,每个方向有 16 张切片。

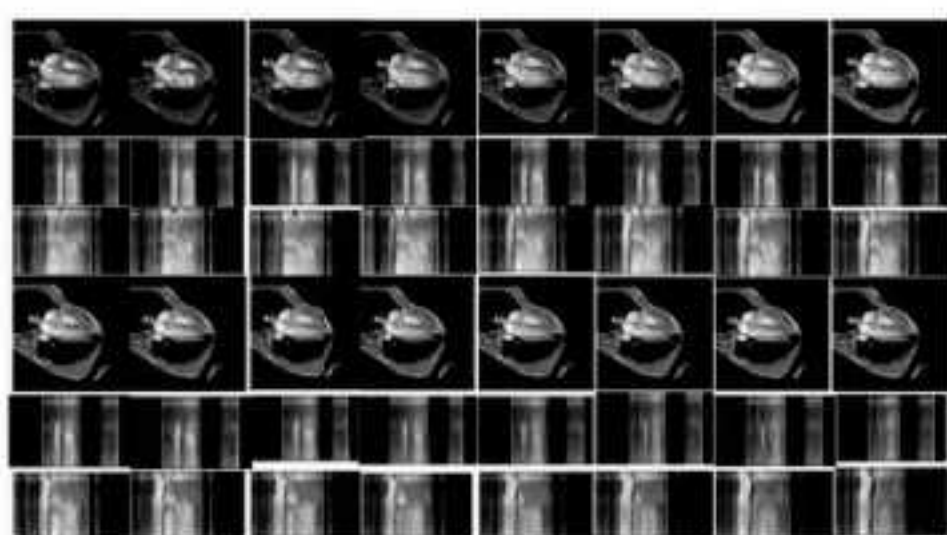


图 10 每一断面都有 16 张三维切片

表面绘制后的模型,按住鼠标左键可以进行拖动,按住鼠标右键可以进行缩放。在工具栏上对应不同的按钮有 3 种显示方式:点显示、线框显示、面显示,如图 11 所示。图 12 是改

变阈值以及表面显示特性,进行表面绘制后相应的 3 种显示方式。



图 11 表面模型的 3 种显示方式



图 12 改变参数后的表面模型的 3 种显示方式

结束语 本文对 MITK 算法平台作了细致的研究,同时对三维重建算法 `Marching Cubes` 的模型和原理进行了研究,之后将二者相结合,利用现有的 MITK 算法平台对应的类和数据模型,实现了医学图像序列的三维重建功能。在该重建系统中可以实时地显示出重建组织的三维几何表面,并可以实现点显示、面显示和线框显示 3 种显示方式,以及进行旋转、缩放、平移等交互操作。本文的工作是对 MITK 算法平台实用性的一个成功尝试,并可以在未来进一步拓展其功能并进行不同算法的探索研究。

参考文献

- [1] 程争峰,蒲立新,等. 基于 GPU 的医学图像三维重建体绘制技术综述[J]. 中国数字医学,2015(4):11-13
- [2] 吴焕焕,汪友生,等. 基于 MITK 的血管三维重建[J]. 微型机与应用,2013(4):39-41
- [3] Masala G L, Golosio GL, Oliva P. An improved Marching Cube algorithm for 3D data segmentation[J]. Computer Physics Communications,2013,184(3):777-782
- [4] Gregory M, Nielson. On marching cubes[J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics,2003,9(3):283-297
- [5] Marz K, Franz A M. MITK-US: real-time ultrasound support within MITK[J]. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery,2014,9(3):411-420
- [6] 沈海戈,柯有安. 医学体数据三维可视化方法的分类与评价[J]. 中国图像图形学报,2000,5(7):545-550
- [7] 朱恒军. 医学图像三维可视化技术[D]. 哈尔滨:哈尔滨工程大学,2007
- [8] 何江平,瞿中. 计算机断层扫描图像的剖切研究[J]. 计算机科学,2006(1):267-277
- [9] 孙一鸣. PACS 系统中三维图像重构及可视化技术[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2007

(上接第 190 页)

- [7] 马艳红,胡军. 姿态四元数相关问题[J]. 空间控制技术与应用,2008,3(3):55-60
- [8] 刘博. 基于 MEMS 传感器的动作捕捉系统开发设计[D]. 北京:北京理工大学,2011
- [9] 高文斌,王洪光,姜勇. 一种基于指数积的串联机器人标定方法

[J]. 机器人,2013,35(2):156-161

- [10] Chen I M, Yang G, Tan C T, et al. Local POE model for robot kinematic calibration[J]. Mechanism & Machine Theory,2001,36(11):1215-1239
- [11] He R, Zhao Y, Yang S, et al. Kinematic-Parameter Identification for Serial-Robot Calibration Based on POE Formula[J]. IEEE Transactions on Robotics,2010,26(3):411-423