

基于光纤数据手套的血管介入手术捻转与推送操作识别的方法

周小虎, 边桂彬, 谢晓亮, 侯增广, 奉振球, 郝剑龙

中国科学院自动化研究所, 复杂系统管理与控制国家重点实验室, 北京 100190

E-mail: {zhouxiaohu2014, guibin.bian, xiaoliang.xie, zengguang.hou, zhenqiu.feng, haojianlong2012}@ia.ac.cn

摘要: 血管介入手术中, 医生手指搓捻导丝时手指关节的屈伸角度和推送导丝时手部的空间位置及方位都是影响手术成功的关键因素。本文基于光纤数据手套, 通过对人手骨骼和手指关节运动规律的分析, 提出了一种手指屈伸角度识别的方法, 建立了手指屈伸角度与数据手套输出的映射关系。根据这个方法, 解决了数据手套输出的实用性不明确的问题, 进行了屈伸角度实验并验证了方法的有效性。通过引入6-DOF电磁跟踪传感器, 对传统的数据手套进行了改进。结合电磁定位系统, 获取了医生在血管介入手术过程中手部的空间位置。通过导丝操作跟踪实验, 评估了改进数据手套的定位跟踪性能, 并对结果进行了误差分析。

关键词: 血管介入手术, 数据手套, 屈伸角度, 6-DOF电磁跟踪传感器

A Recognizing Method for Twisting and Advancing Manipulation in Vascular Intervention Using a Fiber-Optic Data Glove

ZHOU Xiaohu, BIAN Gui-Bin, XIE Xiao-Liang, HOU Zeng-Guang, FENG Zhenqiu, HAO Jianlong

State Key Laboratory of Management and Control for Complex Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, P. R. China

E-mail: {zhouxiaohu2014, guibin.bian, xiaoliang.xie, zengguang.hou, zhenqiu.feng, haojianlong2012}@ia.ac.cn

Abstract: The bending angle of the finger joints when the doctor twists a guidewire is a key factor affecting the success of vascular intervention. The position and the orientation of the doctor's hand in the process of advancing the guidewire is also important during vascular intervention. A recognition method of bending angle of the finger joints is proposed with a fiber-optic data glove in this paper through the analysis of the human phalanges and the law of finger joints. The mapping relationship between the bending angle of finger joints and the output of the data glove is established. According to this method, the problem that the output of the data glove is not clear is solved. The experiments for recognizing bending angle of finger joints was carried out to verify the effectiveness of the method. The traditional data glove was improved by introducing a 6-DOF electromagnetic tracking sensor. Combining with an electromagnetic tracking system, the position of the doctor's hand was obtained during the process of vascular intervention. The tracking performance of the improved data glove was evaluated by tracking the guidewire advancement experiments and the tracking error was analyzed in this paper.

Key Words: Vascular intervention, Data glove, Bending angle of finger, 6-DOF electromagnetic tracking sensor

1 引言

目前, 血管介入手术(VIS)已成为心脑血管疾病的主要治疗方式[1]。血管介入手术过程中, 医生的操作包括搓捻和推送导丝两种动作。搓捻导丝时, 医生用食指与拇指夹持导丝, 两手指相对滑动, 使导丝旋转并寻找到最佳的分岔血管入口。这个过程中, 手指的弯曲角度变化直接影响导丝旋转的角度。推送导丝时, 医生用同样的方式夹持导丝往前推送, 手部的空间位置及方位则是决定导丝推送距离的关键因素[2]。

数据手套可以实时地获取操作者手部运动信息, 实现抓取、控制、交流等功能, 可以为操作者提供一种非常真实自然的三维交互手段, 适用于机器人系统、操作外科手术、虚拟装配训练、手语识别系统、教育娱乐等诸多领域[3]。操作者的动作经过安装在数据手套上的传感器转换后, 变成相应传感信号输入到计算机中, 计算机将接收到的信号进行分析处理, 产生相应控制信号, 执行机构接收到计算机的控制命令并执行相应操作, 完成与环境的交互。数据手套按功能需

要可以分为虚拟现实数据手套和力反馈数据手套。

数据手套的种类很多, 国外研究起步较早, 且出现了许多产品。VPL公司设计的Data glove沿每个手指背部安装有光纤传感器, 用于检测手指和手部的运动。还集成了位置和方向传感器, 可用于检测手部的空间位置和方位信息[5]。CyberGlove是CyberGlove Systems公司研制的用于测量关节弯曲的传感器设备, 每根手指上均安装有三个弯曲传感器和一个外展肌传感器, 测量精度高。传感器的输出不依赖关节的突出, 只与关节弯曲角度有关[6]。Fakespace的PinchGlove采用合成布料, 在每个指尖上都安装有电子传感器。通过电路的闭合和断开可以确定手指之间是否发生接触[7]。

国内数据手套主要有中科院自动化研究所研制开发的CAS-Glove型数据手套, 它由15个传感器组成, 用于测量手指各关节角度。手套由柔性材料制成, 方便佩戴, 手指运动灵活[8]。WONSTAR公司研制开发的WiseGlove数据手套由弯曲传感器、柔性电路板、力敏元件、弹性封装材料组成, 操作舒适, 驱动范围广, 可捕捉手部动作, 应用于动画制作领域[9]。解放军理工大学将光学行程传感器和光纤弯曲传感器应用在数

*此项工作得到国家自然科学基金(61225017, 61533016, 61421004)、中国科学院先导科技专项(XDB02080000)资助。

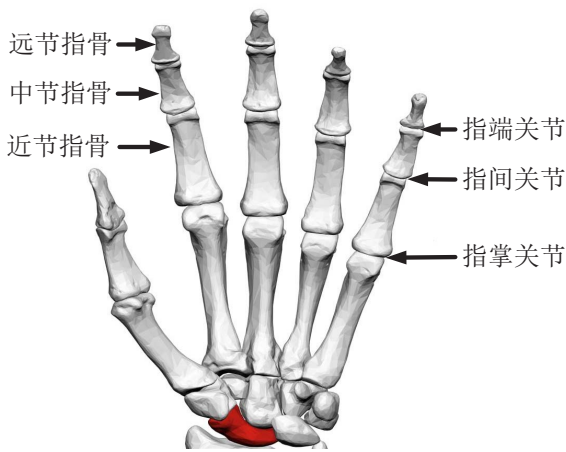


图 1: 手指指骨及关节示意图

据手套上,可用于检测手指关节的弯曲和外展。该手套测量精度高,佩戴舒适。传感器体积较小,布置紧凑[10]。

上述数据手套的输出大多都不是手指关节弯曲的角度,而且数据手套的输出与关节弯曲角度之间的映射关系不确定。此外,它们大多没有集成位置跟踪设备,不能获取医生手部在手术过程中的空间位置和方位信息。本文针对上述问题,通过分析人手骨骼和手指关节运动规律,提出一种基于光纤数据手套(5DT 数据手套)的手指屈伸角度识别方法。通过引入6-DOF电磁跟踪传感器,对数据手套进行了改进,改进后的数据手套能获取医生手部的的位置信息。本文结构为:第二部分介绍手指弯曲角度的识别方法;第三部分介绍基于电磁定位系统的手部位置定位跟踪方法;第四部分介绍实验设计及结果分析,验证了改进方法的有效性,最后得出了本文结论。

2 血管介入手术操作的手指屈伸角度识别

在血管介入手术中,医生用拇指和食指搓捻导丝,使导丝旋转,从而寻找到正确的支路血管入口。通过手指屈伸角度,医生可以判断导丝旋转的角度,实时调整搓捻力度和速度。所以手指弯曲数据对于医生是非常重要的参考依据。

2.1 人手运动规律

人手由4个相邻手指、拇指和手掌组成,是一个由27块骨骼构成的多肢节系统。如图1所示,每个手指(拇指除外)包含近节指骨、中节指骨、远节指骨,还包括指掌关节、指间关节、指端关节三个运动关节。相邻指骨由关节连接并随着关节运动。人手的关节运动有如下形式:

- 屈和伸。两相邻指骨绕关节互相靠拢,夹角逐渐变小的运动为屈,反之,两指骨夹角逐渐变大的运动为伸。
- 内收和外展。指体向中指中轴靠拢的运动为内收,而指体远离中指中轴时称之为外展。

此外,还有一个以屈、展、伸、收依次连续的环转运动,其运动轨迹为一个圆锥面。手指在进行屈伸运动时,近节指骨绕指掌关节,中节指骨绕指间关节以及远节指骨绕指端关节旋转[11]。



图 2: 5DT 光纤数据手套 (5 Ultra)

2.2 5DT 光纤数据手套

5DT 数据手套(5 Ultra)是5DT公司开发的第二代高端数据手套,能够测量手指的屈伸(Flexure)和收展(Abduction)度,可用于动作捕捉和动画制作领域。其材质为弹性纤维材料,方便不同大小的手操作(见图2)。其测量精度为8位A/D采样,漂移扰动小,最高采样频率可达200 Hz。由于其数据质量高、交叉关联低、采集频率高,使该数据手套成为动作捕捉的理想工具[12]。

该5DT 数据手套每个手指上安装有一个光纤传感器,光纤传感器随着指体屈伸而弯曲,同时处理单元接收到的光强会随着传感器的屈伸而发生改变,经过处理单元处理,数据手套最终输出手指屈伸时各关节弯曲曲率的平均值。由于弯曲曲率与屈伸角度之间的函数关系确定比较复杂,根据关节弯曲曲率求解屈伸角度必须利用其它的识别方法。

2.3 识别方法

由于手部覆盖了诸多软组织,导致人手与机械手大为不同,不能将人手视作普通刚性杆铰链,从而加大了问题求解的复杂性。手部某一关节的运动,不仅会引起对应手指传感器的示数变化。由于指体间软组织的相互作用,还会使其它传感器的示数也发生变化。各手指之间的耦合作用,使关节屈伸角度求解更为复杂。为简化问题,本文只对指体的屈伸运动进行研究。针对手指屈伸特点,提出如下假设:

- 在手指屈伸运动中,指间关节弯曲幅度最大,故可忽略其它关节屈伸对数据手套的输出曲率变化的影响;
- 手指屈伸过程中,近节指骨静止,不产生绕指掌关节的旋转运动;
- 近似认为远节指骨不会绕指端关节旋转,指间关节至食指末端的中节指骨和远节指骨为连接在一起的直线刚体。

简化模型如图3所示。

由于手套材质具有极其强的柔韧性,导致手套每次穿戴时光纤传感器的位置会略微不同。而数据手套的输出范围与光纤传感器的位置有关,所以很难保证两次不同实验中数据手套具有相同的输出范围。

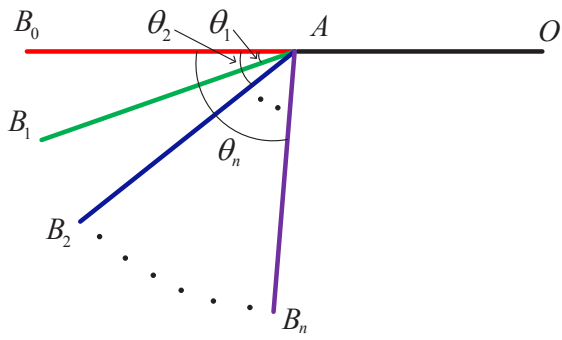


图 3: 手指屈伸运动简化模型。其中, OAB_0 是屈伸前的手指, OAB_1 、 OAB_2 OAB_n 是屈伸后的手指, θ_1 、 θ_2 θ_n 是指间关节相应屈伸的角度。

经过多次实验后,发现数据手套由某一相同初始位置弯曲某一相同角度后,其输出的变化值几乎是一恒定值。据此则可认为,在手指屈伸过程中,手指屈伸角度变化量 $\Delta\theta$ 与数据手套输出变化量 Δk_θ 满足一定的函数关系(公式(1))。

$$\Delta\theta = f(\Delta k_\theta) \quad (1)$$

将手指处于某一初始位置时的屈伸角度定义为 θ_0 , 此时数据手套的输出为 k_0 , 当手指指间关节由初始位置弯曲至另一角度 θ 后, 数据手套的输出变为 k_θ 。在此过程中, 屈伸角度变化量 $\Delta\theta$ 和数据手套输出变化量 Δk 可分别表示为公式(2)和公式(3)。

$$\Delta\theta = \theta - \theta_0 \quad (2)$$

$$\Delta k_\theta = k_\theta - k_0 \quad (3)$$

将采集的实验数据进行拟合, 为了能够根据数据手套的输出准确地衡量手指屈伸角度, 重复 N 次实验, 以去除实验数据的偶然误差。设第 i 次实验中, 手指屈伸角度由 $\theta_{1,i}$ 缓慢变化到 $\theta_{n,i}$, $\theta_i = \{\theta_{1,i}, \theta_{2,i}, \dots, \theta_{n,i}\}$ 。根据公式(2), 屈伸角度变化量 $\Delta\theta_i = \{\Delta\theta_{1,i}, \Delta\theta_{2,i}, \dots, \Delta\theta_{n,i}\}$ 。此过程中, 数据手套输出由 $k_{\theta_{1,i}}$ 变化到 $k_{\theta_{n,i}}$, $k_i = \{k_{\theta_{1,i}}, k_{\theta_{2,i}}, \dots, k_{\theta_{n,i}}\}$ 。根据公式(3), 则 $\Delta k_{\theta_i} = \{\Delta k_{\theta_{1,i}}, \Delta k_{\theta_{2,i}}, \dots, \Delta k_{\theta_{n,i}}\}$ 。

将 $\Delta\theta_i$ 与 Δk_{θ_i} 进行四次多项式拟合, 得到公式(4)。

$$\Delta\theta = f_i(\Delta k_\theta) \quad (4)$$

将 N 个拟合函数进行平均处理, 得到公式(5)。

$$f(\Delta k_\theta) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f_i(\Delta k_\theta) \quad (5)$$

其中, $1 \leq i \leq N$ 。

由公式(1)和公式(5), 可得:

$$\Delta\theta = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f_i(\Delta k_\theta) \quad (6)$$

所以, 手指的屈伸角度 $\Delta\theta$ 可由公式(6)计算得出。

3 血管介入手术操作的手部位置定位跟踪

血管介入手术过程中, 医生手部在空间中的位置和方位信息, 对于医生来说极其重要。医生根据手部的位置和方位, 调整手部动作和推送导丝的力度和速度, 以适应手术的要求。然而, 本文中所使用的 5DT 光纤数据手套并不具备获取医生手部的位置和方位信息的功能, 所以如果要跟踪操作者手部的位置变化, 就需要加入额外的位置跟踪单元。目前位置跟踪系统种类较多, 常用的有基于电磁的位置跟踪系统、基于超声的位置跟踪系统、基于计算机视觉的位置跟踪系统、惯性跟踪系统、机械连杆跟踪系统以及利用重力场或地球磁场的跟踪系统。目前最常用的位置跟踪系统之一是电磁跟踪系统。

3.1 电磁跟踪系统

本文基于加拿大 NDI 公司生产 Aurora 电磁跟踪系统 (Aurora, Northern Digital Inc., Canada) 实现光纤数据手套的位置定位跟踪。该电磁跟踪系统是由电磁场发射器 (EM Transmitter)、电磁传感器 (EM Sensor)、处理单元 (Processing Unit) 组成 (见图 4、图 5), 是一种应用磁性变换技术进行测量的装置。其能在电磁发射器上方 $600 \times 420 \times 480$ mm 区域内产生电磁场。电磁场发射器包含多个可生成电磁场的正交可变线圈, 这些线圈在通过电流时可发射低频、交变电磁场, 建立跟踪空间。将与发射器构成相同的传感器放入磁场时, 磁场发射器发出的交变电磁场在电磁传感器内部产生电流, 电流的强度取决于传感器所处位置的磁场, 而磁场则又取决于传感器与发射器之间的距离与角度。因此, 通过分析计算电流信号的特性可以得到定位线圈与磁场发生器之间的位置和方位[13]。

3.2 定位跟踪方法

为了使数据手套具有位置跟踪功能, 本文在原有基础上将位置传感器安装在数据手套中指指掌关节处, 对数据手套进行了改进。因为中指指掌关节大致处于手部的中心, 如果将手部看成一个质点, 就可以将中指指掌关节视为该质点。安装在该位置处的电磁传感器的运动就可视作整个手部的运动。传感器的三维位置变化就相当于手部的的位置变化。

如图 4 (a) 所示, 为了便于安装, 本文中传感器使用 NDI 公司生产的 6-DOF 导管 (Aurora 6-DOF catheter, Type 2, NDI)。该导管整体设计成细长形状, 具有灵活的工作形式, 导管直径仅为 1.2 mm, 长度 2 m, 可工作在细小狭长的空间中, 且工作距离较大。此外, 该导管可重复使用, 易于消毒, 并能承受多次弯折。改进后的数据手套如图 6 所示。

该导管依托电磁发射器和安装在导管前端的 6-DOF 电磁传感器, 可用于检测导管前端所处空间位置和方位信息。6-DOF 导管中电磁传感器测得的位置和方位数据都是以电磁场发射器确定的参考坐标系为基准的。该测量参考坐标系是如图 5 的一个右手坐标系, Z 轴正向指向发射器的底座, X 轴沿发射器短边, Y 轴沿发射器长边。所以, 6-DOF 导管与 5DT 光纤数据手套的结合, 使得经过改进的数据手套具有了定位跟踪功能。



图 4: (a) 6-DOF 导管 (NDI), (b) 装有5-DOF 电磁传感器 (NDI) 的导线。



图 5: Aurora 电磁跟踪系统及其位置坐标系

4 实验设计与结果分析

4.1 实验平台

由于NDI电磁定位系统电磁场覆盖区域的限制,为了使传感器工作在有效电磁场区域内,在电磁场发射器上方放置了一个 $600 \times 400 \times 200$ mm的亚克力支架。同时,为验证改进的数据手套的定位跟踪性能,设计了导丝操作跟踪实验。沿电磁定位系统Y轴在亚克力支架上固定一根 3×600 mm的中空亚克力管,用于模拟导丝在人体血管中的运动。电磁场发射器上方左半部分区域为导丝操作区域,右半部分放置亚克力支架,为导丝运动区域。为获取导丝的运动数据,在导丝头部安装了一个5-DOF电磁传感器,如图4(b)所示。该传感器的数据能很容易地转换成导丝的运动位移。导丝与5-DOF电磁传感器用一段长为20 mm的中空医用导管包裹,保证导丝与5-DOF电磁传感器能同轴运动。整体实验平台设计如图7所示。数据采集程序运行在一台Quadcore Intel Core i7-2600 PC上,采集频率为20 Hz。

4.2 血管介入手术操作的手指屈伸角度识别实验

4.2.1 手指屈伸角度拟合

因为各手指屈伸运动类似,本文只对食指进行屈伸实验。假设在初始位置时,戴上数据手套的操作者食指近节指骨与远节指骨处于同一直线,即指体未发生弯曲, $\theta_0 = 0$ 。操作者开始弯曲食指,屈伸角度变化 10° 时,测量此时的数据手套输出。让手指在该屈伸角度上继续弯曲 10° ,记录此时的数据手套输出。为了保护数据手套,仅连续测量9次,使食指最大屈伸角度 $\theta = 90^\circ$ 。则 $n = 9$, $\theta = \{10^\circ, 20^\circ, \dots, 90^\circ\}$, $\Delta\theta = \{10^\circ, 20^\circ, \dots, 90^\circ\}$, $\Delta k_\theta = \{\Delta k_{10^\circ}, \Delta k_{20^\circ}, \dots, \Delta k_{90^\circ}\}$ 。

重复上述实验5次,则 $N = 5$,根据第2节中角度识别方法,对每次实验中的 $\Delta\theta$ 和 Δk_θ 进行拟合,得



图 6: 增加6-DOF 医用导管 (NDI) 的5DT 数据手套

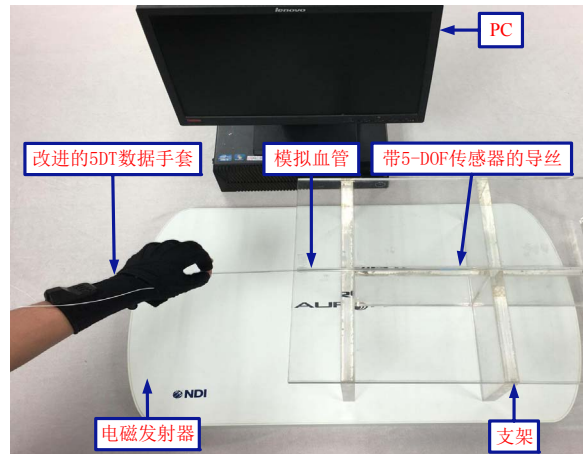


图 7: 实验平台

到 $f_i(\Delta k_\theta)$,再进行平均处理,得到 $\Delta\theta = f(\Delta k_\theta)$ 的具体表达形式。图8为5组实验数据及拟合平均后的 $\Delta\theta - \Delta k_\theta$ 曲线。得到 $\Delta\theta - \Delta k_\theta$ 之间的函数表达式为:

$$\Delta\theta = -1.81 \times 10^{-10} \Delta k_\theta^4 + 4.39 \times 10^{-7} \Delta k_\theta^3 - 3.13 \times 10^{-4} \Delta k_\theta^2 + 0.13 \Delta k_\theta + 0.83 \quad (7)$$

4.2.2 手指屈伸角度识别

实验过程中,操作者食指屈伸使数据手套输出 $\Delta k_\theta = \{100, 200, \dots, 1000\}$,测量食指指间关节相应的屈伸角度 $\Delta\theta = \{\Delta\theta_1, \Delta\theta_2, \dots, \Delta\theta_m\}$ 。重复进行 M 次实验。记第 j 次实验食指屈伸角度 $\Delta\theta = \{\Delta\theta_{1,j}, \Delta\theta_{2,j}, \dots, \Delta\theta_{m,j}\}$ 。根据公式(6),可得食指屈伸角度的理论计算值 $\Delta\theta^* = \{\Delta\theta_1^*, \Delta\theta_2^*, \dots, \Delta\theta_m^*\}$,所以食指屈伸角度的识别误差有效值为:

$$RMS_i = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M (\Delta\theta_{i,j} - \Delta\theta_i^*)^2} \quad (8)$$

其中, $1 \leq i \leq m$, $1 \leq j \leq M$, $m = 10$, $M = 5$ 。

图9是在相同数据手套输出变化基础上,测量的5组屈伸角度数据与理论值的对比图。由公式(8),得到各曲率变化时的屈伸角度识别误差有效值。其中,最大误差有效值为 $RMS_8 = 2.95^\circ$ 。最小误差有效值

表 1: 5DT 光纤数据手套定位跟踪导丝运动实验不同运动阶段数据

过程	\bar{a} (mm/s ²)	Δs (mm)	Δt (s)	\bar{v} (mm/s)	δ_{max} (mm)	$t_{\delta_{max}}$ (s)	μ (mm)	σ (mm)
加速阶段	41.82	31.29	1.66	48.85	3.72	0.87	2.58	1.81
恒速阶段	0	131.91	1.90	69.42	2.46	3.45	1.44	1.03
减速阶段	-55.10	38.78	1.26	30.78	4.61	3.88	2.97	2.56

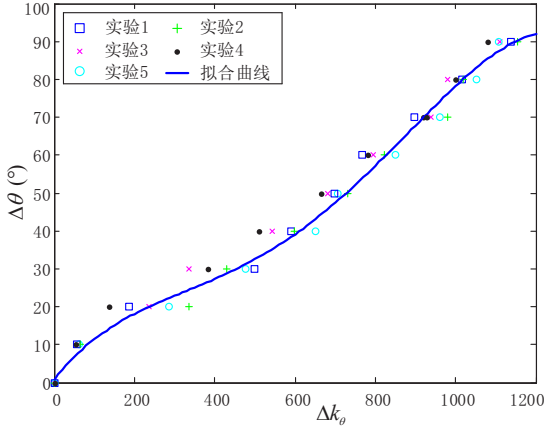


图 8: 血管介入手术操作食指屈伸角度拟合实验

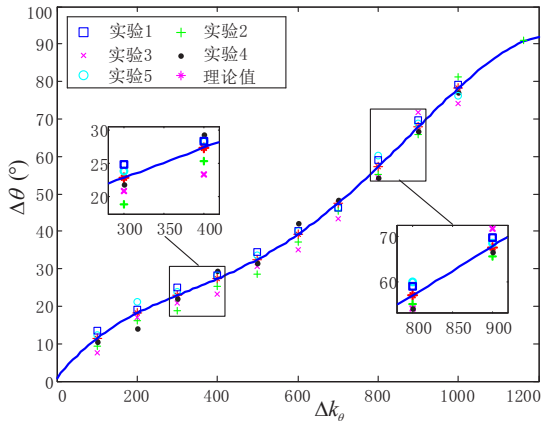


图 9: 血管介入手术操作食指屈伸角度识别实验

为 $RMS_7 = 2.14^\circ$ 。误差主要来自模型简化产生的误差及屈伸角度测量时的误差。此外，拟合函数不够精确也对实验结果有一定的影响。

4.3 导丝操作跟踪实验

当操作者在推送导丝时，食指和拇指夹持导丝往前推送或往后回撤。数据手套上的6-DOF导管检测到手部在推送过程中的位置变化 s_{hand} 。同时地，导丝头部安装的5-DOF电磁传感器可以测量导丝头部的的位置变化 $s_{guidewire}$ 。导丝操作跟踪实验中，6-DOF导管采集到的手部位移 s_{hand} 能够被用于跟踪导丝头部位移 $s_{guidewire}$ ，从而近似代替导丝的运动变化。理论上，手部位移 s_{hand} 与导丝位移 $s_{guidewire}$ 应该近似相等，但考虑到手指与导丝之间的滑动以及手腕弯曲导致导丝的移动，加入推送系数 ν ($\nu > 0$) 和补偿系数 \hat{s} ，则导丝推进位移 $s_{guidewire}$ 可表示为：

$$s_{guidewire} = \nu s_{hand} + \hat{s} \quad (9)$$

经过20次导丝推送实验，获得手部及导丝运动数据，再对数据进行拟合，得到 $\nu = 1.028$, $\hat{s} = 0.035$ mm。

推送过程中，6-DOF导管采集操作者手部的运动数据，记为 $s_{hand} = \{s_{h,1}, s_{h,2}, s_{h,3}, \dots, s_{h,N}\}$ ，根据公式 (9)，可以计算出导丝运动位移的理论值 $s_{guidewire}^* = \{s_{g,1}^*, s_{g,2}^*, s_{g,3}^*, \dots, s_{g,N}^*\}$ 。其中， $s_{g,1}^*$ 是计算出的导丝头部初始点位移理论值， $s_{g,N}^*$ 是导丝头部终点位移理论值， N 是采集数据的个数。5-DOF电磁传感器采集导丝头部的实际运动数据，记为 $s_{guidewire} = \{s_{g,1}, s_{g,2}, s_{g,3}, \dots, s_{g,N}\}$ 。其中， $s_{g,1}$ 是导丝头部的初始点位移实际值， $s_{g,N}$ 是导丝头部的终点位移实际值。由此，可以求出导丝推送过程中每一点的误差 (公式 (10))，误差的平均值 (公式 (11)) 和标准差 (公式 (12))。

$$\delta_i = |s_{g,i}^* - s_{g,i}| \quad (10)$$

$$\mu = \sum_{i=1}^N (|s_{g,i}^* - s_{g,i}|) \quad (11)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (s_{g,i}^* - s_{g,i})^2} \quad (12)$$

由于电磁跟踪系统的磁场辐射区域限制，平移位移设定为200 mm。因为操作过程为操作者手动控制，所以实际推送过程并不能精准地于200 mm位移处停止。

如图10，显示了导丝头部位置的跟踪曲线。从图中可看出，跟踪曲线分为三个阶段：加速阶段、恒速阶段、减速阶段。第一阶段是加速过程，如果导丝的速度突变过快，将会导致跟踪误差过大，位置跟踪性能评价将失去意义。在1.66 s内，手部从零加速，平均加速度为 $\bar{a} = 41.82$ mm/s²，此阶段位移变化为 $\Delta s = 31.29$ mm。最大跟踪误差为 $\delta_{max} = 3.72$ mm，最大误差发生时间是 $t_{\delta_{max}} = 0.87$ s。第二阶段是恒速过程，在1.90 s内，推送距离为 $\Delta s = 131.91$ mm，推送速度基本恒定在 $v = 69.42$ mm/s，此阶段在 $t_{\delta_{max}} = 3.45$ s 时，跟踪误差最大 $\delta_{max} = 2.46$ mm。第三阶段是减速过程，该过程中速度由69.42 mm/s 减速到0，推送时间 $\Delta t = 1.26$ s，平均加速度为 $\bar{a} = -55.10$ mm/s²，最大跟踪误差出现在 $t_{\delta_{max}} = 3.88$ s 时， $\delta_{max} = 4.61$ mm。具体数据见表 1。

导丝运动定位跟踪实验统计显著性用Kruskal-Wallis检验算法进行了评估，手部运动曲线和导丝头部运动曲线的统计分布如图 11 (左) 所示。根据盒图可知，在手部定位跟踪曲线和导丝实际运动曲线之间无统计显著性 ($p = 0.8277$)。图 11 (右) 给出了三个定位跟踪阶段的误差均值和误差标准差，减速阶段具有最大跟踪误差，而且其误差均值和误差标准差也较大。而在匀速过程中，跟踪误差均值和误差标准差均较小，

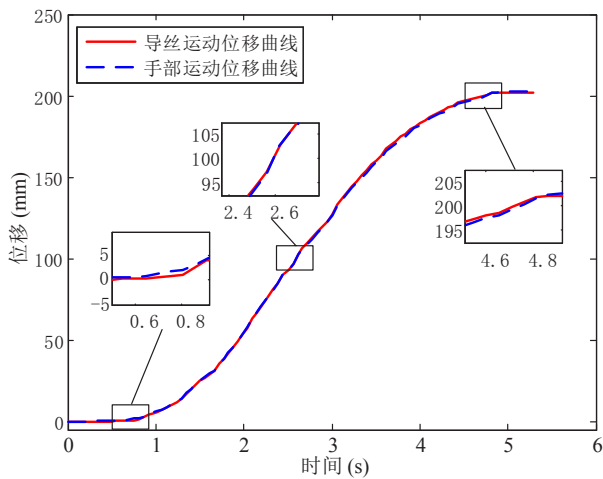


图 10: 导丝操作跟踪实验

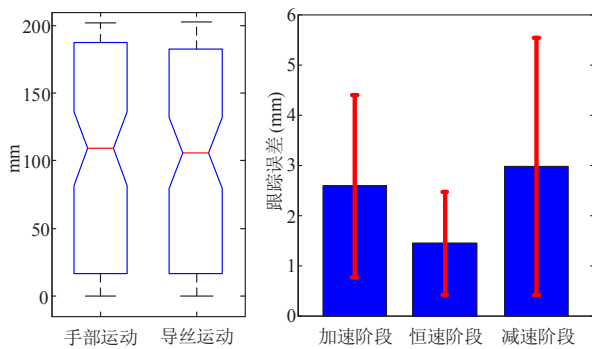


图 11: 左图: 导丝操作跟踪实验中手部运动与导丝运动位移数据分布; 右图: 导丝操作跟踪实验中各阶段的平均误差及标准差。

说明当推送稳定时, 定位跟踪性能较好。相对于匀速阶段, 加速和减速阶段推送时跟踪效果较差, 主要原因是手部和导丝运动状态的转换, 导致电磁定位系统的测量产生了扰动。此外, 由于加速度的存在和速度急剧变化, 手部抖动现象比速度恒定时更为严重。

5 结论

本文提出了一种基于光纤数据手套识别手指屈伸角度的方法, 建立了数据手套输出与手指屈伸角度的映射关系, 进行相关实验, 并验证了方法的有效性。本方法解决了数据手套输出实用性不明确的问题。血管介入手术中, 医生根据手指弯曲时关节屈伸角度可以判断导丝旋转的角度。所以该方法可将手指关节屈伸角度数据有效地利用。本文还对光纤数据手套进行了改进, 基于电磁定位系统, 在数据手套中指指掌关节处安装了一个电磁传感器。该传感器能有效地定位医生手部在血管介入手术过程中的位置。通过导丝操作跟踪实验, 改进的光纤数据手套能准确地定位跟踪导丝运动。此外, 本文对定位跟踪方法的有效性进行了评估。下一步将运用更为精细的数据手套, 建立手指屈伸角度识别模型, 研究手指屈伸运动。接下来将电磁传感器安装到数据手套的其它位置, 并对比各个位置定位跟踪效果的优劣性。利用本文的方法, 并结合医学影像对血管介入手术操作进行实时导航。

参考文献

- [1] Z. Q. Feng, G. B. Bian, X. L. Xie, Z. G. Hou, and J. L. Hao, Design and evaluation of a bio-inspired robotic hand for percutaneous coronary intervention, in *Proceedings of 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2015: 5338-5343.
- [2] G. B. Bian, X. L. Xie, Z. Q. Feng, Z. G. Hou, P. Wei, L. Cheng, and M. Tan, An enhanced dual-finger robotic hand for catheter manipulating in vascular intervention: A preliminary study, in *Proceedings of 2013 IEEE International Conference on Information and Automation*, 2013: 356-361.
- [3] S. Prasad, P. Kumar, and K. P. Sinha, A wireless dynamic gesture user interface for HCI using hand data glove, in *Proceedings of 2014 Seventh International Conference on Contemporary Computing*, 2014: 62-67.
- [4] N. H. Adnan, K. Wan, A. Shahrman, et al., The development of a low cost data glove by using flexible bend sensor for resistive interfaces, in *Proceedings of The 2nd International Malaysia-Ireland Joint Symposium on Engineering, Science and Business*, 2012: 579-587.
- [5] M. Borghetti, E. Sardini, and M. Serpelloni, Sensorized glove for measuring hand finger flexion for rehabilitation purposes, *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, 62(12): 3308-3314, 2013.
- [6] M. A. Mohandes, Recognition of two-handed Arabic signs using the CyberGlove, *Arabian Journal for Science and Engineering*, 38(3): 669-677, 2013.
- [7] T. N. Hoang, R. T. Smith, and B. H. Thomas, Passive deformable haptic glove to support 3D interactions in mobile augmented reality environments, in *Proceedings of 2013 IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, 2013: 257-258.
- [8] Y. Zhang, X. Li and Y. Luo, The Implemented of Information Accessibility Human-Robot Interaction System Based on Data-Glove, *Applied Mechanics and Materials*, 103: 431-437, 2012.
- [9] 崔庆春, 李星新, 郝建平. 基于WiseGlove数据手套的维修手势仿真研究与实现, *计算机测量与控制*, 22(2): 594-597, 2014.
- [10] 文武, 王鹏, 梁德新. 面向虚拟现实的数据手套设计, *系统仿真技术及其应用学术论文集(第四卷)*, 2002: 239-243.
- [11] N. Tsunashima and S. Katsura, Spatiotemporal coupler: storage and reproduction of human finger motions, *IEEE Trans. on Industrial Electronics*, 59(2): 1074-1085, 2012.
- [12] N. K. Shaik and L. Veerapalli, Sign language recognition through fusion of 5DT data glove and camera based information, in *Proceedings of 2015 IEEE International Advance Computing Conference*, 2015: 639-643.
- [13] B. J. Kroger, M. Pouplier, and M. K. Tiede, An evaluation of the Aurora system as a flesh-point tracking tool for speech production research, *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 51(4): 914-921, 2008.