

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1904657

基于电磁跟踪与超声图像的 介入机器人穿刺导航方法及实验研究*

毕津滔, 张永德, 孙波涛

(哈尔滨理工大学 智能机械研究所 哈尔滨 150080)

摘要:在超声引导的微创介入手术应用中,仅凭超声图像难以实现对手术针实时、准确的跟踪。利用电磁定位系统结合超声图像实现微创介入机器人的穿刺导航任务。超声图像用于确定局部病变的位置,电磁定位系统用于对手术针进行实时定位和跟踪。为使二者有机结合,提出了一种基于伯恩斯坦多项式的误差补偿方法,对跟踪误差进行补偿;采用N线模型法对超声图像进行标定,并以此为基础完成手术针与图像空间的配准,进而提出了虚拟进针路径的概念,实现了电磁定位数据与图像数据的融合。为验证所提方法的有效性和可行性,对超声系统与电磁定位系统的结合性进行了实验研究;搭建了前列腺微创介入机器人平台,进行了多种角度下的靶向穿刺定位实验。实验结果表明:在使用尼龙作为机器人本体材料、钛合金材质手术针的前提下,所提方法对假体穿刺的平均精密密度为1.14 mm,平均准确度为1.62 mm,能够满足前列腺介入手术的临床精度要求。

关键词:电磁定位;超声图像;穿刺导航;前列腺介入机器人

中图分类号: TP242.3 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

Puncture navigation method and experiment study of interventional robot based on electromagnetic tracking and ultrasound image

Bi Jintao, Zhang Yongde, Sun Botao

(Intelligent Machine Institute, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China)

Abstract: In the application of ultrasound-guided minimally invasive interventional surgery, it is difficult to track the surgical needle in real time and accurately only using ultrasound images. In this paper, the electromagnetic positioning system combined with ultrasound image is used to realize the task of puncture navigation for minimally invasive interventional robot. The ultrasound image is used to determine the position of the local suspicious lesion area, while the electromagnetic positioning system is used to perform the real time positioning and tracking of the surgical needle. In order to combine them organically, an error compensation method based on Bernstein polynomial is proposed to compensate the tracking error. The N-line model method is used to calibrate the ultrasound image. On this basis, the registration of the surgical needle and the image space is completed, the concept of virtual needle insertion path is proposed, and then the fusion of electromagnetic positioning data and image data is realized. In order to verify the effectiveness and feasibility of the proposed method, the experimental study on the combination of ultrasonic system and electromagnetic positioning system was carried out. A prostate minimally invasive interventional robot platform was built, and the targeted puncture positioning experiments were carried out from various angles. The experiment results show that under the premise of using nylon as robot body material and titanium alloy surgical needle, using this method, the average precision of prosthesis puncture is 1.14 mm and the average accuracy is 1.62 mm, which can meet the clinical accuracy requirement of prostate interventional surgery.

Keywords: electromagnetic positioning; ultrasound image; puncture navigation; prostate interventional robot

0 引言

在世界范围内,前列腺癌是男性生殖系统最常见的恶性肿瘤之一^[1]。前列腺癌的流行病学特点是在发达国家、高龄人群中发病率较高。随着我国人口老龄化不断加剧,前列腺癌对我国男性生活质量影响及其造成的疾病负担将会进一步扩大^[2-3]。

随着图像引导微创手术技术和计算机辅助剂量学的发展,许多新方法逐渐被用于前列腺癌的治疗,例如,近距离放射治疗术,高聚焦超声以及激光热消融术等^[4]。这些治疗方法包括活检术在内都属于前列腺微创介入手术范畴,要提高手术成功率都必须对前列腺癌局部病变位置准确定位,而医学图像的引入也正是为了解决这一关键性问题。对于前列腺的介入诊疗而言,超声成像价格低,无辐射,实时性好,已经成为了前列腺介入治疗的标准成像模式之一。本文所研究的前列腺微创介入机器人导航方案也将采用超声图像作为进针的原始参考信息。

另一方面,在利用实时超声图像引导穿刺手术时,也存在一定的技术局限性^[5-6]。例如,超声对手术针尖显示效果不佳;由于针和超声图像的相对位置未知,医生需要依靠经验来把握穿刺的方向和深度;对手术针跟踪完全要靠医生变换探头位置来实现。这些问题仅靠医生的经验和超声设备难以克服。因此,亟需一种能在手术过程中对手术针进行单独跟踪和定位的方法,此方法要求能够穿透人身体,对人无伤害,并能和超声图像有效结合弥补其对手术针跟踪效果不佳的缺陷。根据空间定位原理不同,可将导航系统分为机械定位导航系统、光学定位导航系统和电磁定位导航系统,这3类系统各有优缺点,而电磁定位技术刚好满足上述要求。另外,电磁定位技术在国外也被较早的应用于各项手术治疗当中,包括肝肿瘤射频消融术^[7]、椎体成形术^[8]和经支气管活检^[9]等手术中都使用了电磁定位系统。在国内,该技术在各种疾病的诊疗当中也被广泛应用。通过电磁定位技术可以获得微创导管机器人的路径数据^[10];应用电磁导航系统辅助CT引导肝肿瘤热消融过程^[11];运用电磁导航系统引导支气管镜对肺外周结节进行诊断^[12];使用电磁导航系统辅助经皮肾穿刺手术^[13]。陈晓波等^[14]人进行了电磁超声导航系统同传统超声引导技术之间的对比实验研究,该项研究主要从电磁超声导航系统对有无经验的操作者的影响、调针次数及针体显示率等角度进行研究,研究结果表明该类系统有利于提高操作者的信心及操作的安全性。

本文将电磁定位系统与超声图像引导穿刺手术相结合,旨在提出一种可用于前列腺介入手术的精确导航方法。为解决传统超声对穿刺针尖跟踪困难的问题,

本文着重研究了电磁定位系统对手术针尖的跟踪及误差补偿方法;手术针与图像空间的配准方法;超声系统及机器人本体材料、手术器械对电磁定位系统精度的影响。在此基础上搭建了前列腺介入手术机器人实验系统,并验证了系统精密度及准确度。

1 系统构成

在本文中,超声图像用于确定病变位置,电磁定位系统对手术针的位姿进行跟踪。为建立二者联系,需对手术针和超声图像进行空间配准,使其统一在同一坐标系下。以此为基础,医生对手术的进针路径进行规划,并实现基于电磁定位和超声图像引导下的前列腺介入靶向穿刺。

1.1 超声诊断仪

医学超声成像是将超声波发射到人体内,接收从人体组织反射或投射的超声波,获得反映组织信息声像图的技术。利用超声诊断设备获得的患者前列腺局部病变图像是本文导航方案的基础。本系统采用的超声成像设备是加拿大的优胜 Sonix OP 超声诊断仪,对于不同深度的靶点目标,操作过程中可根据需要使用 C5-2 型 60 MHz 超宽频带凸阵探头和 L14-5 型 38 MHz 超宽频带线阵探头。

1.2 电磁定位系统

电磁定位系统不仅要实现对手术针的实时定位,同时要建立超声图像和手术针的关系。具体来说,手术器械的位置和方向可以直接通过跟踪系统自带的传感器测量得到,但超声图像是由超声探头测得的二维超声平面,其坐标空间的位置随着探头的移动而改变,因此要建立手术针和图像间的关系需要先对超声探头的空间位置进行标定,这可以通过在超声探头上固定传感器并结合相应的标定方法来实现。

本研究中采用了 NDI 公司的 Aurora 电磁定位系统,该系统可在遮挡的情况下进行精确实时的空间三维测量。系统采用微小传感器线圈跟踪测量医用级别金属部件的技术,完全符合各项医疗器械的相关标准。支持 5 自由度和 6 自由度两种传感器线圈,5 自由度传感器线圈的尺寸为直径 0.5 mm,长度 8 mm;6 自由度的传感器线圈的尺寸为直径 0.8 mm,长度 9 mm。可同时跟踪 8 个医用器械。具有应用程序编程接口,易于把 Aurora 系统集成到用户系统中。测量范围大于 500 mm³;定位测量精度有效值 0.3 mm,95% 置信区间为 0.7 mm;取向测量精度有效值 0.2 mm,95% 置信区间为 0.4 mm。

1.3 导航软件

导航软件是整个导航系统的核心,其功能主要包括:对电磁定位传感器线圈采回的手术器械信息进行存储并

分析;对超声探头采集的图像信息进行预处理、分割及配准等操作;将手术器械和超声图像统一在同一坐标系下,并将手术器械的位置和方向信息融合到超声图像中,进而弥补超声对手术针跟踪困难的缺陷;辅助医生确定手术靶点并进行可视化手术路径规划;根据规划结果生成机器人控制命令,在医生的监控下,完成介入手术过程。

在导航系统工作过程中,超声诊断仪用于采集患者前列腺的图像帧,每一帧图像都需要导航软件的去噪和分割等图像处理操作。超声图像是自成坐标空间的,需要通过导航软件实现电磁空间和超声图像空间的配准,进而将手术针的位置和方向信息融合到超声图像中。医生在融合后的图像空间中,根据针和前列腺病灶的相对位置确定靶点并规划相应的手术路径。导航软件根据手术路径和靶点位置自动产生控制机器人的动作命令组,医生根据经验和实际情况进行术前的核查和确认,并向机器人发送进针命令。导航系统整体方案如图 1 所示。

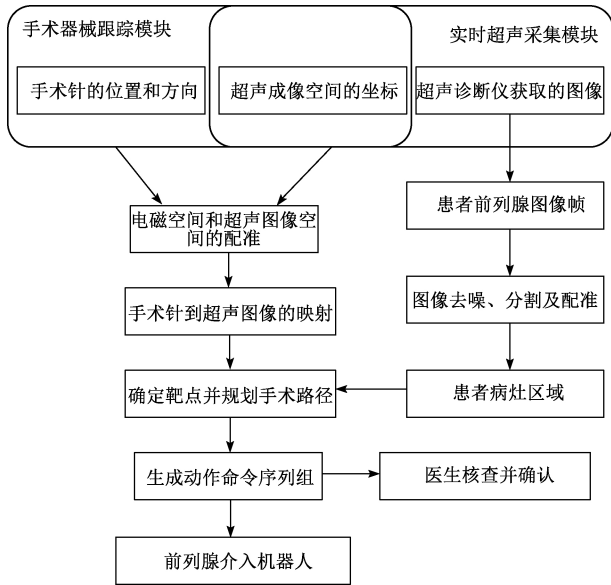


图 1 导航系统整体方案

Fig.1 Overall scheme of the navigation system

2 超声探头的标定

由于超声图像坐标空间和电磁定位系统的坐标空间是相对独立的两个坐标系,如果想在电磁定位系统中“看得见”超声图像,就需要确定超声图像坐标系和探头坐标系之间的转换关系,而这一过程通常被称为超声探头的空间标定^[15-16]。首先,假设患者病灶坐标空间为 L ,通过基于 N 线模型的超声探头标定方法,求得工作空间内选定一点在患者病灶中的坐标为 z_L 。再通过坐标空间的变换,就可以完成超声探头的标定工作。假设 E 为电磁

空间, P 为超声探头空间, I 为超声图像空间, L 为患者病灶空间,各空间关系如图 2 所示。

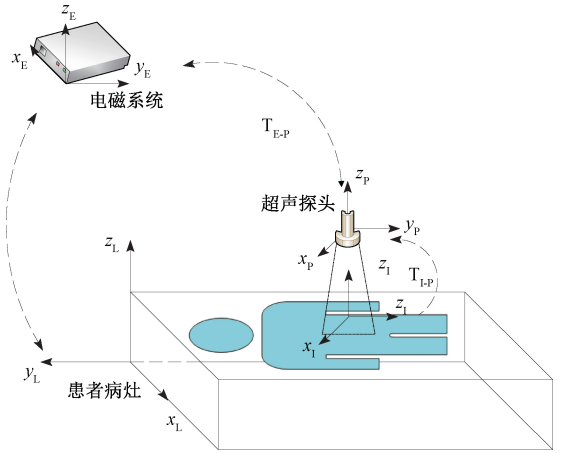


图 2 系统空间变换关系

Fig.2 System space transform relation

最终的目的是把图像空间中一点 z 变换到超声探头空间,即求得坐标变换关系 $M_{I,P}$ 。另外,在进行具体的坐标变换运算过程中要把空间中的每一点当作六维向量看待,除了基本的位置三坐标外,还应考虑方向信息,即与各个坐标轴的夹角。由此可以得到 $M_{I,P}$ 表示图像空间 $\{I\}$ 到探头空间 $\{P\}$ 的变换, $M_{E,P}$ 表示电磁空间 $\{E\}$ 到探头空间 $\{P\}$ 的变换, $M_{L,E}$ 表示患者病灶空间 $\{L\}$ 到电磁空间 $\{E\}$ 的变换,于是有:

$$z_P = M_{I,P} \times z_I \tag{1}$$

$$z_P = M_{E,P} \times M_{L,E} \times z_L$$

式中: $M_{E,P}$ 可通过电磁定位系统直接测量并带入参数获得。 $M_{L,E}$ 可以在患者假体模型上选择标识点,然后通过跟踪系统探针对标识点进行测量,从而获得标识点在 E 空间的坐标,并与标识点在 L 空间中的点进行匹配运算,进而获得变换关系。根据文献[15]中的标定方法,对每个满足要求的 N 线组,采用目标点重建算法,计算得到标志点在患者病灶空间下的坐标 z_L ,使用式(1)求得 z_P 。假设:

$$K = (M_{I,P} \times z_1^{(i)} - z_P^{(i)})^2 \tag{2}$$

建立目标函数如下:

$$\min(K^T \times K) = \min(\|K\|^2) \tag{3}$$

之后,使用多个 $(z_L - z_P)$ 坐标对,通过 Dog-Leg 最小二乘法优化可求得 $M_{I,P}$ 。

3 手术针的电磁定位及误差补偿

专为医疗应用设计的电磁定位设备,可实现在遮挡的情况下进行实时的三维空间测量,并能对医疗器械进行实时的电磁定位。方案中的手术针采用一个口针和一

个18 g外套管组成,一个6自由度传感器线圈集成到口针的尖端处,当插入组织时可跟踪针尖。

在对手术器械进行定位跟踪前,需要为每一个手术工具建立各自的配置文件,配置文件的第1行表示使用传感器线圈的数量。后面几行表示当前传感器和手术器械坐标系原点的相对位置和方向。其中每一行的第1列表示对应的传感器编号,第2~4列表示传感器的位置坐标 (x, y, z) ,后4列表示传感器的方向信息,用四元数 (q_0, q_x, q_y, q_z) 表示。

电磁定位系统在不同的环境下会产生不同的误差,表1所示为比较了本文采用的电磁定位系统在不同环境下测量误差的统计数据。

表1 不同环境下跟踪系统测量误差统计

Table 1 Measurement error statistics of the tracking system in different environment

测量环境	位置误差/mm			方向误差(deg.)		
	均值	标准差	均方根	均值	标准差	均方根
理想	0.661	0.533	0.877	0.176	0.236	0.035
中度失真	2.136	2.069	3.136	1.573	1.516	2.145
严重失真	7.997	6.269	9.487	1.534	1.502	2.163
存在不锈钢	3.621	3.087	4.671	1.516	1.357	2.043
手术环境下	8.654	10.132	13.112	2.254	3.442	4.160

其中前3行是NDI公司产品说明中提供的测试结果数据,测试结果被分成了理想情况,一般合理干扰情况和严重干扰情况。后两行分别为在系统工作空间中患者假体附近放置不锈钢附件(模拟患者体内有植入不锈钢的情况)和在真实介入手术环境中测得的误差数据。由表1可以明显看到,电磁定位系统在不同的环境中测得的结果和理想状态下结果有一定差距。这就需要采用一定的方法对测量误差进行补偿。

因此本文提出了一种基于伯恩斯坦多项式的误差补偿方法,并将其集成于导航软件中,用于对跟踪误差进行补偿。该方法主要利用伯恩斯坦多项式对磁场的畸变进行建模,从而将系统的全局误差表示出来,并通过修改多项式的阶数以实现调整误差变化的敏感度。伯恩斯坦多项式的一般定义为:

$$P_j^m(x) = c_m^j x^j (1-x)^{m-j} \quad (4)$$

其中二项式系数为:

$$c_m^j = \begin{cases} \frac{m!}{j!(m-j)!}, & 0 \leq j \leq m \\ 0 & \text{其他} \end{cases}$$

利用伯恩斯坦多项式以一维的形式对误差建模可得:

$$E(x) = \sum_{j=0}^m a_j P_j^m(x) \quad (5)$$

式中: $E(x)$ 是 x 处的误差, x 归一化 $0 \sim 1$ 之间, a_j 是多项式的 j 阶多项式系数, $P_j^m(x)$ 是 m 阶多项式的 j 阶基本项。

当我们选用二阶多项式,即 $m=2$ 时,误差可表示为:

$$E(x) = a_0(1-x)^2 + 2a_1(1-x)x + a_2x^2 \quad (6)$$

通过观察可以发现,要求的二项式系数至少需要 $m+1$ 个数据点。同理,我们可以将问题扩展到二维的情形,得到如下二维误差公式:

$$E(x, y) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^m a_{i,j} P_i^m(x) P_j^m(y) \quad (7)$$

当 $m=1$ 时,由式(4)可得:

$$E(x, y) = \sum_{i=0}^1 \sum_{j=0}^1 a_{i,j} P_i^1(x) P_j^1(y) = a_{0,0}(1-x)(1-y) + a_{0,1}(1-x)y + a_{1,0}(1-y)x + a_{1,1}xy \quad (8)$$

可以解得: $E(0,0) = a_{0,0}, E(0,1) = a_{0,1},$

$$E(1,0) = a_{1,0}, E(1,1) = a_{1,1}$$

对于式(7),可以得到一个一般情形,即需要通过 $(m+1)^n$ 个点来确定其中的二项系数,其中 m 为二项式的阶数, n 为误差自身的维度。这也是能够解出二项系数的最少点数。因此对于二维的情形,我们可以获得任意一点的误差公式为:

$$E(x, y) = E(0,0)(1-x)(1-y) + E(0,1)(1-x)y + E(1,0)(1-y)x + E(1,1)xy \quad (9)$$

可以将式(7)写成矩阵相乘的形式:

$$\begin{bmatrix} E(x, y) \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \end{bmatrix}_{j,1} = \begin{bmatrix} P_0^m(x)P_0^m(y) & \cdots & P_m^m(x)P_m^m(y) \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ \vdots & \cdots & \vdots \end{bmatrix}_{j,(m+1)^2} \cdot \begin{bmatrix} a_{0,0} \\ \vdots \\ a_{m,m} \end{bmatrix}_{(m+1)^2,1} \quad (10)$$

进一步可以将问题从二维扩展到 n 维的情形:

$$\begin{bmatrix} E(x_1, \cdots, x_n) \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \end{bmatrix}_{j,1} = \begin{bmatrix} P_0^m(x_1) \cdots P_0^m(x_n) & \cdots & P_m^m(x_1) \cdots P_m^m(x_n) \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ \vdots & \cdots & \vdots \end{bmatrix}_{j,(m+1)^n}$$

$$\begin{bmatrix} a_{0,0} \\ \vdots \\ a_{m,m} \end{bmatrix}_{(m+1)^n, 1} \quad (11)$$

但是应注意到目前得到的插值公式仍然是对于标量的, 式(12)进一步把公式扩展到适合包含 d 个测量值的情况, 即测量值的维度是 d :

$$\begin{bmatrix} E_1(x_1, \dots, x_n) \cdots E_d(x_1, \dots, x_n) \\ \vdots \\ \vdots \end{bmatrix}_{j,d} = \begin{bmatrix} P_0^m(x_1) \cdots P_0^m(x_n) & \cdots & P_m^m(x_1) \cdots P_m^m(x_n) \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ \vdots & \cdots & \vdots \end{bmatrix}_{j,(m+1)^n} \cdot \begin{bmatrix} a_{0,\dots,0}^1 & a_{0,\dots,0}^d \\ \vdots & \vdots \\ a_{m,\dots,m}^1 & a_{m,\dots,m}^d \end{bmatrix}_{(m+1)^n, d} \quad (12)$$

通过式(12)就可以使用 m 阶多项式来对 d 维的误差向量进行插值, 每个测量值内部是个 n 维空间。从而对电磁定位系统中的 6 自由度 ($d=6$) 的传感器测量误差进行表征并插值。式(13)是在三维空间中对 6 个参数进行插值的方程:

$$\begin{bmatrix} E_x^1 & E_y^1 & E_z^1 & E_{Rx}^1 & E_{Ry}^1 & E_{Rz}^1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ E_x^j & E_y^j & E_z^j & E_{Rx}^j & E_{Ry}^j & E_{Rz}^j \end{bmatrix}_{j,6} = \begin{bmatrix} P_0^m(x_1)P_0^m(y_1)P_0^m(z_1) & \cdots & P_m^m(x_1)P_m^m(y_1)P_m^m(z_1) \\ \vdots & \cdots & \vdots \\ P_0^m(x_i)P_0^m(y_i)P_0^m(z_i) & \cdots & P_m^m(x_i)P_m^m(y_i)P_m^m(z_i) \\ \vdots & \cdots & \vdots \end{bmatrix}_{j,(m+1)^3} * \begin{bmatrix} a_{x_{0,0,0}} & a_{y_{0,0,0}} & a_{z_{0,0,0}} & a_{R_{x_{0,0,0}}} & a_{R_{y_{0,0,0}}} & a_{R_{z_{0,0,0}}} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{x_{m,m,m}} & a_{y_{m,m,m}} & a_{z_{m,m,m}} & a_{R_{x_{m,m,m}}} & a_{R_{y_{m,m,m}}} & a_{R_{z_{m,m,m}}} \end{bmatrix}_{(m+1)^3, 6} \quad (13)$$

为解出 $6 * (m+1)^3$ 个系数, 至少需要 $(m+1)^3$ 个点的代入。这些系数的求解问题可以被简单的分解为 6 个最小二乘问题, 只要满足条件: $j \geq (m+1)^3$ 最终即可解出多项式的相应系数。

4 手术针和图像空间配准及虚拟进针路径

在进行前列腺穿刺介入手术过程中, 需要把手术针空间 $\{T\}$ 、超声图像空间 $\{I\}$ 、电磁定位空间 $\{E\}$ 以及探头空间 $\{P\}$ 统一在同一个坐标空间中。如图 3 所示为建立的各个坐标空间的关系。其中, 手术针和探头上分别安装有 6 自由度电磁定位传感器线圈, 通过前面超声探头标定和手术针的跟踪过程可以获得手术针空间 $\{T\}$, 探头空间 $\{P\}$ 与电磁定位空间 $\{E\}$ 的坐标变换关系。

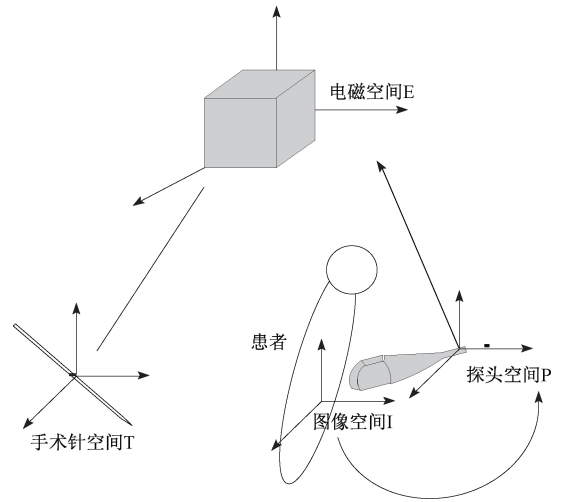


图 3 系统坐标空间关系

Fig.3 Relationship of system coordinate space

通过坐标矩阵变换理论, 可以得到下面的一系列变换关系公式。首先, 将电磁空间 $\{E\}$ 中的一点 ${}^E Q$ 变换到手术针坐标空间 $\{T\}$ 中的变换可以表示为:

$${}^T Q = M_{E-T} \cdot {}^E Q \quad (14)$$

其中, M_{E-T} 表示将坐标空间 $\{E\}$ 中的一点变换到坐标空间 $\{T\}$ 的变换矩阵, 这个关系可以通过电磁定位手术针的过程确定。

将探头空间 $\{P\}$ 中的点 ${}^P Q$ 变换到电磁空间 $\{E\}$ 中的 ${}^E Q$ 可以用式(15)表示:

$${}^E Q = M_{P-E} \cdot {}^P Q \quad (15)$$

其中, M_{P-E} 空间 $\{P\}$ 到 $\{E\}$ 的变换矩阵, 这个变换可以通过对超声探头的电磁定位过程中获得。

将超声空间 $\{I\}$ 中的点 ${}^I Q$ 变换成探头空间 $\{P\}$ 中的点 ${}^P Q$ 可以表示为:

$${}^P Q = M_{I-P} \cdot {}^I Q \quad (16)$$

式中: M_{I-P} 为图像空间 $\{I\}$ 到探头空间 $\{P\}$ 的变换矩阵, 也是我们在对超声探头的标定过程中求出的变换矩阵。

由式(16)代入式(15)中, 可以得到超声图像空间 $\{I\}$ 中的点 ${}^I Q$ 在电磁空间 $\{E\}$ 中的坐标 ${}^E Q$, 其变换关系如下:

$${}^E Q = M_{P-E} \cdot {}^P Q = M_{P-E} M_{I-P} \cdot {}^I Q \quad (17)$$

通过上面一系列的坐标空间配准, 就可以得到手术针空间与超声图像空间的匹配关系, 即实现了将超声图像和手术针统一在一个坐标空间下。由此就可以获得手术针相对于图像中患者局部病变区域的位置信息, 即实现了电磁定位数据与图像数据相融合的目的。这种相对关系数据对于介入手术的术前路径规划, 以及术中实时引导进针过程都是必不可少的。例如, 建立了如图 4 所示的手术针和超声图像平面之间的投影关系图, 据此可以预先规划进针路径, 并将针的实际进针路径投影到靶

点所在的超声扫描平面上,并获得虚拟的进针路径。或者首先通过确定好的靶点位置坐标得到虚拟的最短进针路径,并由此反向设计和规划实际的预进针路径,并根据实际的手术环境参数(如患者本身的手术条件,进针路径长度)选取最优的进针路径,这种投影关系的确立可以有效减少空间坐标的运算量和复杂度,也为路径规划提供了更直观的方法。在实时进针过程中,可以实时显示当前针和实际靶点之间的虚拟进针路径,进针过程中,一旦发生进针路径与规划路径偏差较大,以至于虚拟进针路径不可到达靶点位置,这种直观的显示也可以让医生第一时间发现问题并及时调整进针路径。

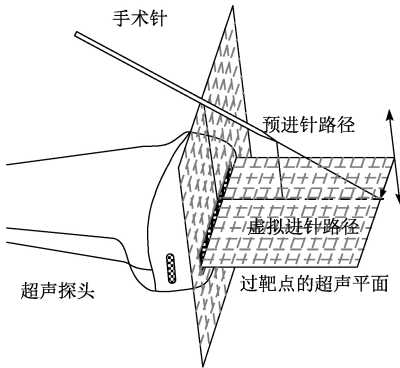


图4 建立虚拟进针路径

Fig.4 Establishment of virtual needle insertion path

5 实验与结果

5.1 验证超声设备与导航系统的结合性

在本文的导航方法中,超声图像是导航功能的基础,因此非常有必要探讨超声设备在正常工作状态下是否会对导航系统的精度及工作性能有所影响。

为衡量超声系统对电磁定位造成的影响,进行如下实验过程。启动超声诊断系统,并将超声探头放置于电磁定位系统的工作空间内,在超声探头的附近设定8个固定的标识点。使用跟踪系统的自带的探针分别触碰并采集这8个标识点的位置和方向信息,位置信息用坐标 (X, Y, Z) 表示,方向信息用四元数 Q_0, Q_x, Q_y, Q_z 表示。本实验所用探针为5自由度感应线圈,所以四元数中的 Q_z 始终是0。对每个标识点进行多次测量并取平均值。关闭超声诊断系统,并重新启动电磁定位系统,使用相同的探针重新采集上面8个标识点的位置和方向信息。前后两次测量结果可在定位系统配套软件中获得,其中每组数据包括8个标识点的位置坐标及方向四元数。为衡量超声系统在运行过程中是否对电磁定位的结果造成干扰,对上面的两组测量结果求取了误差及均方根,如表2所示。

表2 超声系统对电磁定位数据的影响

Table 2 Influence of ultrasound system on electromagnetic positioning data

标识点	位置信息/mm			方向信息		
	X	Y	Z	Q_0	Q_x	Q_y
1	0.003	0.011	0.006	0.000 06	0.000 03	0.000 11
2	0.006	0.007	-0.001	0.000 20	0.000 08	0.000 03
3	0.002	0.030	0.035	0.000 06	-0.000 12	-0.000 07
4	0.020	-0.007	0.048	0.000 02	0.000 05	-0.000 04
5	0.013	0.03	-0.004	-0.000 05	-0.000 07	0.000 30
6	-0.017	0.025	-0.006	0.000 6	-0.000 03	0.000 01
7	0.008	0.004	-0.016	0.000 06	-0.000 04	0.000 2
8	0.004	-0.010	0.0	-0.000 05	0.0	0.000 19
均方根 误差	0.011 1	0.018 6	0.022 0	0.000 23	0.000 06	0.000 15

通过观察表中8个标识点的误差数据可知,超声系统对电磁定位系统的干扰几乎可以忽略不计,因为电磁定位系统本身的位置精度和取向精度的有效值分别是0.3 mm和0.2°。而表中8个点的误差,无论是位置误差还是取向误差的各个分量都在小数点第2位以后。因此我们可以认为,超声系统对电磁定位系统的工作精度没有影响,这也说明了本文方法中超声系统和电磁定位系统相结合的可行性。

5.2 前列腺介入手术机器人导航实验

1) 前列腺介入手术机器人实验平台

前列腺介入手术机器人实验平台可分成上层导航层、中间控制层和底层执行机构层3个层次,如图5所示。最上层的导航软件安装在一台较高性能的计算机上,负责接收手术针、超声探头的位置及方向信息,并自动对误差进行补偿;完成手术针与超声图像的配准,并据此计算得到手术针与图像中局部病变的相对位置关系。

医生根据此图像关系及临床经验作出适当调整,并向机器人系统发送决策性运动控制指令。运动控制模块包括上位机控制软件和机器人控制箱,具体的控制箱内部硬件布局如图6所示。主要由运动控制器、驱动器、电源、端子板、信号线等组成,负责根据导航软件的指令完成对机器人进针机构的运动控制,从而实现将手术针准确的刺入靶点。

进针机构的构型、布局、尺寸参数都是依据临床前列腺介入手术治疗的要求而确定的^[16]。另外,在使用电磁定位系统工作的过程中,一个非常值得注意的问题是,在系统工作空间中有些材料会干扰系统的正常工作。尤其是一些金属材质的物品会严重影响电磁系统的跟踪精度。为避免机器人本体材料对导航系统的影响,采用了

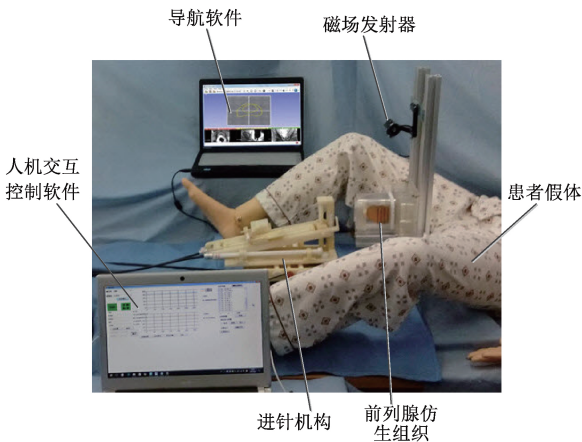


图 5 前列腺介入手术机器人实验平台
Fig.5 The experimental platform for prostate interventional surgical robot

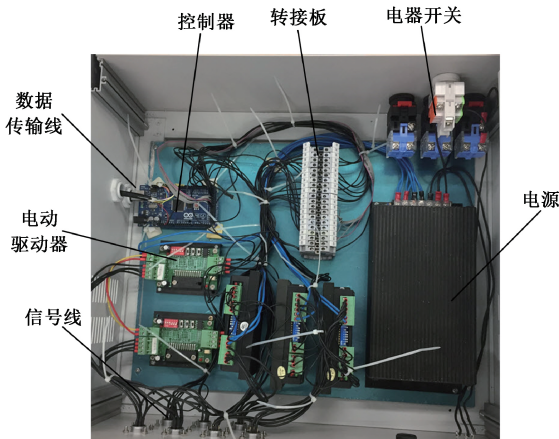


图 6 机器人控制箱
Fig.6 The robot control box

尼龙作为机器人本体的制作材料,手术针也选用了对电磁定位影响较小的钛合金材料。

2) 实验过程

本文的目的是利用文中提出的导航方法实时跟踪进针过程,并最终实现精确的靶向穿刺手术。这也是本实验要验证的目标。在进针过程中,可根据导航系统提供的数据,实时调整手术针的当前位置和方向,以便使针尖部分精确地到达局部病变位置。为了验证新方法的可行性和正确性,本文从精密度和准确度两方面对其进行实验验证。精密度是指该方法在多次实验中所得结果的一致程度;准确度则是指实验结果与真值之间的误差大小。

对于系统精密度的验证,将采用求取多次实验标准差的方式。具体公式如下:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n |p_i - \bar{p}|^2} \quad (18)$$

式中: p_i 为第 i 次进针针尖所到达的位置; \bar{p} 为 n 次进针针尖所到达位置所形成的点云的形心位置。

对于准确度的验证,将使用实际针尖到达点位置同目标靶点位置之间的均方根误差来衡量。公式如下:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n |p_{obs,i} - p_{tru,i}|^2}{n}} \quad (19)$$

式中: $p_{obs,i}$ 为第 i 次进针针尖实际到达的位置, $p_{tru,i}$ 为第 i 次进针的目标靶点的位置。

式(18)用来衡量一组数自身的离散程度,用其表示系统的精密度,式(19)用来衡量观测值同真值之间的偏差,式(18)和(19)的研究对象和研究目的不同,但是计算过程类似。

在实际的前列腺穿刺手术过程中,最常用是零度角直进针和有角度斜进针方式。因此本次实验主要对几种不同角度进针方式的执行效果分别进行验证。

首先在前列腺仿生组织中选取一个靶点,通过导航系统测得的坐标数据为: $(-74.316, 183.121, -106.721)$ 。已知传感器到针尖的距离为 100 mm,把手术针的位置调整至 $(-74.121, -37.020, -106.610)$ 处,此后根据导航系统获得的针和靶点之间的相对位置关系数据进行手术针的路径规划及进针控制。当手术针尖到达靶点位置时,利用导航系统测得的针尖的位置坐标为 $(-74.616, 83.422, -106.326)$ 。同理,共分别采用 4 种不同角度进针对假体进行穿刺实验,具体操作步骤和上面过程类似。即分别以 0° 、 5° 、 10° 和 15° 对假体实施进针操作,对于有角度进针需要首先建立虚拟进针路径,并据此规划实际进针路径。每个角度任选取一靶点分别进行 5 次重复进针过程。最后将 4 组实验结果分别代入式(18),用于计算不同角度下的精密度。

对于系统准确度的验证过程如下:应用上文提到的实验平台,采用 4 种不同角度对假体进行穿刺实验,即分别以 0° 、 5° 、 10° 和 15° 对假体实施进针操作,每个角度选取不同深度、不同位置的 5 个靶点作为假想局部病变区域。如图 7 所示,为对假体实施有角度进针的实验超声三维图,其中环状标记为选取的靶点。分别记录不同角度的 5 个靶点的实际针尖到达位置,代入式(19)用于计算准确度。

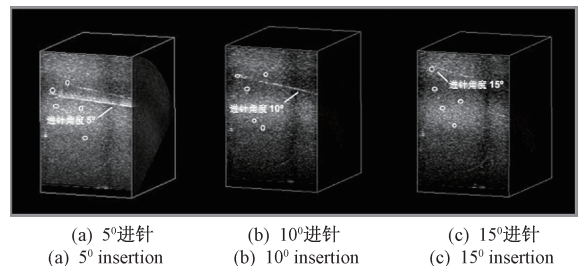


图 7 对假体实施不同角度进针实验超声三维图
Fig.7 Three-dimensional ultrasound images of the needle insertion experiment on prosthesis at different angles

3) 实验结果

上述实验过程完成后,得到实验结果如表3、4所示。表3的结果为,分别以 0° 、 5° 、 10° 和 15° 四种不同角度对选定的同一靶点重复实施5次进针,求得5次进针针尖到达位置所形成点云的形心位置,进而求得每次进针针尖到达位置 p_i 点和 \bar{p} 点的距离 $|p_i\bar{p}|$,在各角度下的5次进针所获得的 $|p_i\bar{p}|$ 数据如图8所示。根据式(18)可得不同角度下的标准差,分别为0.81、1.18、1.38和1.20 mm,平均精密为1.14 mm。

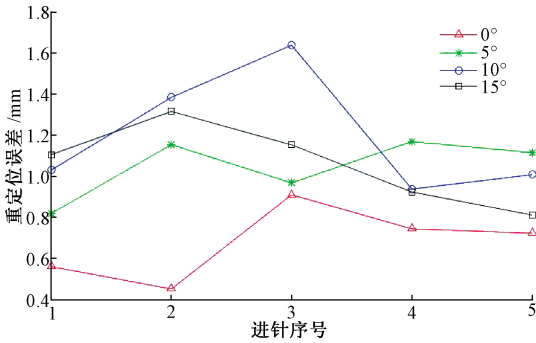


图8 不同角度进针的重定位误差

Fig.8 Relocation errors of needle insertion at different angles

表3 不同角度进针的精密度

Table 3 Precisions of needle insertion at different angles

	0°	5°	10°	15°	均值
最大值/mm	0.91	1.17	1.64	1.32	1.26
标准差/mm	0.81	1.18	1.38	1.20	1.14

表4的结果为,针对 0° 、 5° 、 10° 和 15° 4种不同进针角度,分别在假体上选取5个靶点实施进针,记录下每次进针针尖所到达的实际位置 $p_{obs,i}$ 并求得该位置与该次进针目标靶点位置 $p_{tru,i}$ 的距离 $|p_{obs,i}p_{tru,i}|$ 。在各角度下的5次进针所获得的 $|p_{obs,i}p_{tru,i}|$ 数据如图9所示。各角度下误差最大值的平均值为1.98 mm。

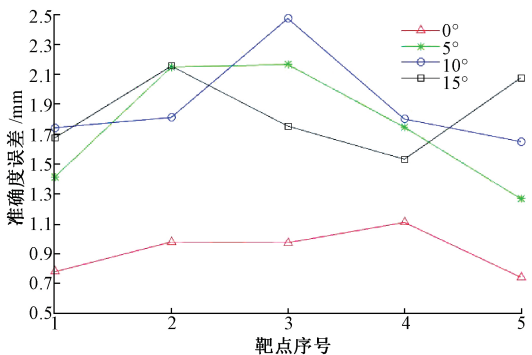


图9 不同角度进针的准确度误差

Fig.9 Accuracy errors of needle insertion at different angles

表4 不同角度进针的准确度

Table 4 Accuracies of needle insertion at different angles

	0°	5°	10°	15°	均值
最大值/mm	1.11	2.17	2.48	2.16	1.98
均方根误差/mm	0.93	1.79	1.92	1.85	1.62

根据式(19)求得不同角度下的均方根误差,分别为0.93、1.79、1.92和1.85 mm,平均准确度为1.62 mm。

实验结果表明:采用本文方法的前列腺假体穿刺,所得平均精密为1.14 mm,平均准确度为1.62 mm。此结果与临床手动进针相比,可满足其精度要求。与类似的前列腺介入机器人系统相比,Xu等^[17]设计的图像引导的前列腺活检系统的精密为1.2 mm,准确度为2.4 mm;Krieger等^[18]开发的磁共振兼容前列腺介入机器人系统准确度为2.7 mm;Jiang等^[19]设计的超声引导下的介入治疗系统的精度为0.7 mm;Tovar-Arriaga等^[20]开发的CT引导下的针介入治疗系统是一种商业系统,其精密度达到了0.4 mm,准确度为1.2 mm。与上述研究相比,本文系统的精度与商业系统有一定差距,但领先于大部分非商业系统。

6 结 论

本文提出了一种基于电磁定位及超声图像相结合的机器人介入手术导航方法。通过N线模型法实现了对超声探头的标定,从而将超声系统和电磁定位系统相结合,通过对手术针定位误差的研究提出了一种基于伯恩斯坦多项式的误差补偿方法。建立了手术针与超声图像的配准模型,提出了虚拟进针路径的概念。为验证系统的有效性和可行性,本文分别进行了超声设备与导航系统的结合性验证实验;搭建了前列腺介入机器人实验平台,进行了手术针靶点穿刺实验。实验结果表明,在使用尼龙作为机器人本体材料、钛合金材质手术针的前提下,无论是零角度直进针,还是有角度斜进针操作,基于本文提出的导航方法都可以实现较高的穿刺精度,即平均精密为1.14 mm,平均准确度1.62 mm。此结果可满足临床手动进针的精度要求,也领先于大部分同类非商业系统。因此,本文提出的导航方法可以引导前列腺微创介入手术机器人完成术前路径规划及微创介入过程。

参考文献

- [1] SIEGEL R L, MILLER K D, JEMAL A, et al. Cancer statistics, 2018[J]. CA A Cancer Journal for Clinicians, 2018, 68: 7-30.
- [2] 韩苏军,张思维,陈万青,等.中国前列腺癌发病现状和流行趋势分析[J]. 临床肿瘤学杂志,2013,18(4):

- 330-334.
- HAN S J, ZHANG S W, CHEN W Q, et al. Analysis of the status and trends of prostate cancer incidence in China [J]. *Chinese Clinical Oncology*, 2013, 18(4): 330-334.
- [3] 齐金蕾,王黎君,周脉耕,等. 1990-2013年中国男性前列腺癌疾病负担分析[J]. *中华流行病学杂志*, 2016, 37(6): 778-782.
- QI J L, WANG L J, ZHOU M G, et al. Disease burden of prostate cancer among men in China, from 1990 to 2013 [J]. *Chinese Journal of Epidemiology*, 2016, 37(6): 778-782.
- [4] LINARE-ESPINÓS E, CARNEIRO A, MARTÍNEZ-SALAMANCA J I, et al. New technologies and techniques for prostate cancer focal therapy: a review of the current literature [J]. *Minerva Urologica e Nefrologica*, 2018, 70(3): 252-263.
- [5] 姜金刚,黄致远,郭晓伟,等. 经直肠超声探头位姿调整远心机构设计及实验研究[J]. *仪器仪表学报*, 2019, 40(2): 164-173.
- JIANG J G, HUANG ZH Y, GUO X W, et al. Study on the design and experiment of RCM for transrectal ultrasound probe position and posture adjustment [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019, 40(2): 164-173.
- [6] 张永德,张为玺,梁艺,等. 前列腺高精度穿刺机理及策略研究[J]. *仪器仪表学报*, 2017, 38(6): 1405-1412.
- ZHANG Y D, ZHANG W X, LIANG Y, et al. Research on mechanism and strategy of high accuracy puncture of prostate [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2017, 38(6): 1405-1412.
- [7] BANOVA F, TANG J, XU S, et al. Precision targeting of liver lesions using a novel electromagnetic navigation device in physiologic phantom and swine [J]. *Medical Physics*, 2005, 32(8): 2698-2705.
- [8] DING J N, KHAN N, CHENG P, et al. Accuracy analysis of an image-guided system for vertebroplasty spinal therapy based on electromagnetic tracking of instruments [C]. *Proc.SPIE*, 2008: 6918.
- [9] CHOI J, GRUIONU L, POPA T, et al. Transbronchial biopsy based on electromagnetic tracked biopsy forceps [J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2007, 2: S143-S145.
- [10] 郑莉芳,万元宇,关少亚,等.一种电磁定位系统工作空间拓展方法[J/OL]. *北京航空航天大学学报*, 2019. <https://kns.cnki.net/KCMS/detail/11.2625.v.20190610.0914.003.html>
- ZHENG L F, WAN Y Y, GUAN SH Y, et al. A method of expanding the workspace of electromagnetic tracking system [J/OL]. *Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics*, 2019. <https://kns.cnki.net/KCMS/detail/11.2625.v.20190610.0914.003.html>
- [11] 章浙伟,刘璐璐,邵国良,等. 四维电磁导航系统辅助CT引导下肝肿瘤热消融的临床应用[J]. *介入放射学杂志*, 2018, 27(8): 750-754.
- ZHANG ZH W, LIU L L, SHAO G L, et al. Clinical application of four-dimensional electromagnetic navigation system in assisting CT-guided thermal ablation therapy of liver tumors [J]. *Journal of Interventional Radiology*, 2018, 27(8): 750-754.
- [12] 于宝华,赵林,郑岩,等. 电磁导航支气管镜在肺外周结节诊断中的应用[J]. *中国医疗器械信息*, 2018, 24(2): 66-67.
- YU B H, ZHAO L, ZHENG Y, et al. Electromagnetic navigation bronchoscopy in the diagnosis of peripheral lung nodules: the first study [J]. *China Medical Device Information*, 2018, 24(2): 66-67.
- [13] 李翔. *European Urology*: 新型电磁导航系统应用于输尿管软镜辅助经皮肾穿刺 [J]. *现代泌尿外科杂志*, 2017, 22(7): 554.
- LI X. *European Urology*: application of new electromagnetic navigation system in soft ureteroscopy-assisted percutaneous nephropuncture [J]. *Journal of Modern Urology*, 2017, 22(7): 554.
- [14] 陈晓波,梁金蕾,陈飞,等. 电磁导航超声系统在穿刺定位中的实验研究[J]. *中国超声医学杂志*, 2018, 34(2): 178-181.
- CHENG X B, LIANG J L, CHEN F, et al. Experimental study of electromagnetic navigational ultrasonography system during the puncture procedure [J]. *Chinese Journal of Ultrasound Medicine*, 2018, 34(2): 178-181.
- [15] 么娆,陆文华,胡盛斌,等. 珠线式模板在Freehand超声图像快速标定中的应用[J]. *机械工程学报*, 2016, 52(22): 24-30.
- YAO R, LU W H, HU SH B, et al. Application of string-beads phantom on rapid 3-d calibration method for freehand ultrasound image [J]. *Journal of Mechanical*

Engineering, 2016, 52(22): 24-30.

- [16] 张永德, 梁艺, 毕津滔, 等. 前列腺癌粒子植入机器人运动学建模和仿真[J]. 北京航空航天大学学报, 2016, 42(4): 662-668.
ZHANG Y D, LIANG Y, BI J T, et al. Kinematics modeling and simulation of seed implantation robot for prostate tumors [J]. Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics, 2016, 42(4): 662-668.
- [17] XU SH, KRUECKER J, TURKBEBY B, et al. Real-time MRI-TRUS fusion for guidance of targeted prostate biopsies[J]. Computer Aided Surgery, 2008, 13(5): 255-264.
- [18] KRIEGER A, IORDACHITA I I, GUION P, et al. An MRI-compatible robotic system with hybrid tracking for MRI-guided prostate intervention[J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 2011, 58(11): 3049.
- [19] JIANG SH, YANG Y P, YANG ZH Y, et al. Design and experiments of ultrasound image-guided multi-DOF robot system for brachytherapy [J]. Transactions of Tianjin University, 2017, 23: 479-487.
- [20] TOVAR-ARRIAGA S, TITA R, PEDRAZA-ORTEGA J C, et al. Development of a robotic FD-CT-guided navigation system for needle placement-preliminary accuracy tests [J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2011, 7(2): 225-236.

作者简介



E-mail: jt_bjyj@sina.com

Bi Jintao received his B. Sc. degree from Hebei University of Engineering in 2004 and received M. Sc. degree from Harbin University of Science and Technology in 2009. Now, he is a Ph. D. candidate in Harbin University of Science and Technology. His main research interest includes minimally invasive interventional robot and education robot.



E-mail: zhangyd_hrbust@126.com

Zhang Yongde (Corresponding author) received B. Sc. , M. Sc. , and Ph. D. degrees all from Harbin Institute of Technology in 1988, 1993 and 1999, respectively. Now, he is a professor and Ph. D. supervisor in Harbin University of Science and Technology. His main research interest includes medical robot, education robot and biomimetic robot.

毕津滔, 2004年于河北工程大学获得学士学位, 2009年于哈尔滨理工大学获得硕士学位, 现为哈尔滨理工大学博士研究生, 主要研究方向为微创介入机器人、教育机器人。

张永德(通信作者), 分别于1988、1993和1999年于哈尔滨工业大学获得学士、硕士和博士学位, 现为哈尔滨理工大学教授、博士生导师, 主要研究方向为医疗机器人、教育机器人和仿生机器人。