

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905770

应用于核磁环境的双腱鞘传动分析与研究^{*}

贾小红¹, 张永德¹, 杜海艳¹, 姜金刚¹, Yan Yu²

(1. 哈尔滨理工大学 智能机械研究所 哈尔滨 150080; 2. 托马斯杰斐逊大学 西德尼金梅尔医学院 费城 19107)

摘要: 乳腺活检机器人在核磁环境下因为材料及驱动的兼容性一直难以同时获得高质量的扫描图像和精准的活检针介入。因此提出一种能够满足核磁兼容并应用于机器人上具有双折线螺纹的可以实现远距离、大行程的双腱鞘柔性传动系统。首先, 针对具有双折线螺纹的双腱鞘远程传动系统, 对其单关节进行了摩擦力分析。通过对单关节双腱鞘传动的非线性耦合特性进行分析, 建立了双腱鞘双向耦合传动模型。并搭建了单关节双向耦合传动实验平台, 且对其进行了分析及补偿实验。其次, 搭建了双腱鞘传动的多关节乳腺活检机器人实验平台, 并对双腱鞘传动的多关节乳腺活检机器人进行了双向耦合运动误差分析以及补偿实验。补偿后针尖进入组织的 X 、 Y 、 Z 3 个方向平均误差分别为 1.39、1.89 和 1.60 mm。实验结果表明, 双腱鞘传动的多关节乳腺活检机器人可以满足核磁环境下乳腺活检的精度需求。

关键词: 双腱鞘传动; 耦合传动特性; 核磁兼容; 乳腺活检机器人

中图分类号: TP242.3 TH778 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

Analysis and research of double tendon-sheath transmission under nuclear magnetic environment

Jia Xiaohong¹, Zhang Yongde¹, Du Haiyan¹, Jiang Jingang¹, Yan Yu²

(1. Intelligent Machine Institute, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China;

2. Thomas Jefferson University, Sidney Kimmel Medical College, Philadelphia 19107, U.S)

Abstract: In the magnetic resonance imaging environment, it is difficult for breast biopsy robot to obtain high-quality scanned images and precise biopsy needle interventions due to material and drive compatibility. Therefore, a double tendon-sheath flexible system with lebus grooves used on the robots, that could meet the requirements of nuclear magnetic compatibility, long-distance and large-stroke transmission is proposed in this paper. Firstly, the friction analysis of the single joint is implemented for the double tendon-sheath remote transmission system with lebus grooves. A bidirectional coupling transmission model is formulated based on the analysis of nonlinear coupling characteristics of the single-joint double tendon-sheath transmission. The experimental platform of single-joint bidirectional coupling transmission is established, and the analysis and compensation experiments of single-joint bidirectional coupling transmission are carried out. Secondly, a multi-joint breast biopsy robot experimental platform with double tendon-sheath transmission is built. In addition, the analysis of bidirectional coupled motion error and compensation experiment are performed on the multi-joint breast biopsy robot with double tendon-sheath transmission. After compensation, the average error in the X , Y , and Z directions of the needle tip entering the tissue are 1.39, 1.89, and 1.60 mm, respectively. Experimental results verify that the multi-joint breast biopsy robot with double tendon sheath transmission can meet the precision requirements of breast biopsy under nuclear magnetic environment.

Keywords: double tendon sheath transmission; coupling transmission characteristics; magnetic resonance imaging compatible; breast biopsy robot

0 引 言

根据 2018 年最新的全球癌症统计数据,目前全球估计有 1 819 万新癌症病例和 960 万癌症死亡人数。癌症对人们的健康和生命已经构成了严重威胁。其中乳腺癌是女性癌症中发病率(24.2%)最高,同时也是死亡率最高(15%)的癌症^[1]。所以对于乳腺肿瘤的检查,使用活检技术获取组织样本,及早准确地诊断以及取出病变组织至关重要^[2-3]。而成像设备中,磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)具有高清晰度、高灵敏度和无辐射等优异特性,可以检测到在 X 光片和超声波上看不见的小病变组织^[4]。然而在核磁共振引导下的活检,由于孔径限制会要求患者多次进出扫描仪,此外,呼吸和其他非故意的身体运动都能导致乳腺组织位移。因此很难在此过程中精确定位病变。因此研究与 MRI 兼容的机器人辅助活检系统被认为是一种新的辅助活检程序的方法,使医生能够更准确和有效地治疗患者^[5-8]。

与 MRI 兼容的机器人系统可以解决现有手动 MRI 引导活检程序的缺点,学者们在核磁环境下的乳腺活检机器人领域已经进行了一些相关的研究。Groenhuis 等^[9-10]开发了一种新型的具有 5 自由度带有上位机控制器的 MRI 兼容乳房活检系统,系统驱动由两个线性和两个弯曲的气动步进电机组成。Chan 等^[11]设计了一种能够在图像指导下执行高精度的临床干预平台形式的机器人,并做出相关测试,结果重复性为 0.2 mm,驱动采用的是压电制动器,在核磁设备成像时也会产生一些在可接受范围内的伪影。Navarro-Alarcon 等^[12]开发了 MRI 引导下的三自由度的乳腺活检机器人,驱动方式则采用的是压电和气动执行器相结合。Yang 等^[13]设计了在连续 MR 引导下远程操作的主从手术系统的,穿刺针可以在半小时内插入目标位置,但实验具有轻微的场均匀性失真。因为 MRI 周围有一个强大的磁场。对机器人本身和驱动系统材料的选择都有严格的要求,所以,寻找一种适合核磁环境的机器人驱动方法,使机器人能够协助医生在不影响核磁成像的情况下进行手术^[14],是一个亟待解决的问题。

腱鞘传动由于具有传输精度高,重量轻,传动平稳,占地面积小等优良特性,可以应用到机器人领域中。Palli 等^[15]提出了腱鞘驱动系统的静态和动态模型,并且提出了一种简单的控制策略来补偿这些非线性效应。Agrawal 等^[16]提出了一组 PDE 模型,该模型还可以有效地分析运动的反冲,系统的松弛现象以及两根肌腱之间的传递张力。文献[17-18]一直致力于研究用于自然孔腔内窥镜手术的机器人手臂的精确位置和力反馈的控制的腱鞘传动系统,并设计了非线性自适应控制算法和跟踪性能的实时增强。Jiang 等^[19-20]研发了一种 5 自由度

乳腺手术机器人系统。并采用了丝传动的方式来用于机构的精确位置控制。Zhang 等^[21]建立了适用于远程小角度范围转动的双腱鞘传递模型。目前,医用机器人通常使用由金属材料制成的腱鞘传动系统^[22],并且传动轮设计主要采用单槽或者单层缠绕,传输角的范围也比较小。而且,常用的具有斜螺旋槽的传动轮在缠绕时容易产生空绳和叠绳现象,会降低传动精度。

所以针对当前研究领域的局限性和挑战,研究可以满足 MRI 兼容的远距离、大行程的双腱鞘传动系统,并建立基于双腱鞘传动在核磁环境下安全工作的乳腺活检机器人是非常有必要的。

1 核磁环境下乳腺活检机器人的安全性分析

1.1 空间结构安全性及功能需求

绝大多数核磁扫描是直径在 600 mm 左右的闭孔圆柱形扫描仪内部,所以在有限的空间内对病人进行扫描和乳腺活检是具有挑战性的。因此本文设计的乳腺活检机器人外部采用俯卧式支撑架来支撑要进入核磁扫描的病人。本研究设计的乳腺活检机器人在核磁扫描仪放置位置如图 1 所示。为了满足乳腺活检机器人功能要求,在支撑架内部的机器人设计有 xyz 定位模块、穿刺模块、存储模块、乳腺压紧机构和活检模块等组成部分。患者可俯卧在支架上,由乳腺压紧机构固定组织,以减少呼吸等运动对组织流动性的影响。医生可以通过 xyz 定位模块瞄准病灶点的方位,使定位穿刺模块进针方向可以达到病灶点的准确位置并取得组织。最后取出来的组织可以放入存储模块中,以备医生做下一步检测。

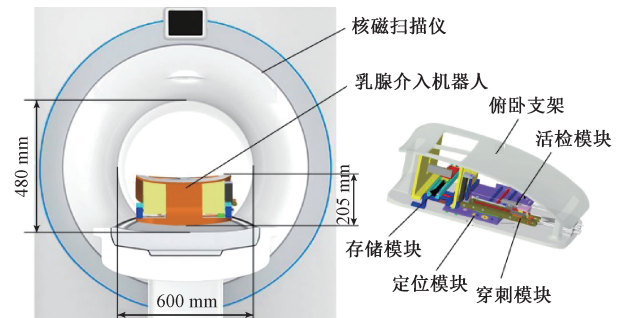


图 1 乳腺活检机器人核磁环境下结构兼容设计
Fig.1 Structural compatibility design of breast biopsy robot in nuclear magnetic environment

1.2 机器人材料安全性

在核磁扫描仪工作的过程中,设备周围会有很强的磁场(1~3 T)。含有铁磁性的金属材料在强磁场环境中会被磁化,产生不可预测的运动,可使机器人不可控,并对病人造成威胁。而非铁磁性金属,如铝、黄铜、钛、高强

度塑料和复合材料等是兼容磁共振环境兼容的材料。然而,在扫描仪等中心附近的任何能够导电的材料也必须限制使用,因为它会产生涡流,使磁场均匀化,从而给MR图像带来噪音和伪影。所以本研究内容的机器人都采用非金属等核磁安全的材料(穿刺针材料是条件安全性材料)。机器人本体采用机械性能较好的尼龙材料,俯卧支撑架采用有机玻璃制作。

1.3 传动方式安全性

在MRI环境下设计机器人时,如何选择合适的驱动器和驱动系统是一个主要挑战。除了磁共振成像的兼容性外,这一选择在很大程度上取决于任务、所需的输出功率、最大力、速度和加速度。在MRI环境下可以使用的执行器主要有5种:机械作动器和变速器,气动作动器,液压作动器,电动致动器(包括压电/超声波致动器、静电致动器等),电磁式执行器。然而,机械作动器和变速器不符合本文的设计要求。气动执行器虽然在材料和能量方面都优于其他执行器,减少了磁场的均匀性,但是精确的位置控制是气动的主要的一个难点。液压驱动可以提供大功率输出,但气蚀、液体泄漏的可能性,以及需要永久安装封闭系统或在安装时清洗液压管路,使其不太适合医疗应用。利用商用电机驱动器的压电电机已被证明在同步机器人运动期间产生的磁共振成像噪声是不可以接受的(高达40%~80%的信号损失)。而电磁式执行器则是完全不可以用在核磁环境下的。

最近,在医疗外科手术机器人领域,应用肌腱这种传动方式逐渐流行,因为这种驱动方式容易实现小型机械结构的设计并且与MRI兼容。通过在MRI扫描圆孔转中安装机器人,执行器可以设计使用在非常狭小的MRI成像圆孔中。在本研究中,可以满足MRI安全、腱鞘传递方式和电机等驱动设备放置在主控制室的安装方式。机器人设计理念如图2所示,肌腱在张紧的外鞘中传输,肌腱一端固定在电机输入端的传动关节中,护套的另一端固定在机器人末端执行效应器支架中。两条肌腱分别通过外鞘缠绕在主动端的电机轴和末端效应器的关节中。在不影响成像的情况下,电机可以被放置在控制室,并且功率可以通过腱鞘系统传送到核磁共振装置上的机器人中。本文提出的具有双折线螺纹的双腱鞘远距离、大行程传动系统,不仅可以解决驱动器在核磁下不兼容问题,同时还可以解决因为传动轮转动圈数过多,出现肌腱乱缠、空圈等现象而导致的传动精度不佳的问题。

2 单关节双腱鞘传动设计及摩擦力分析

2.1 单关节双腱鞘传动设计

本文设计新型双腱鞘传动机构中的肌腱采用PE材

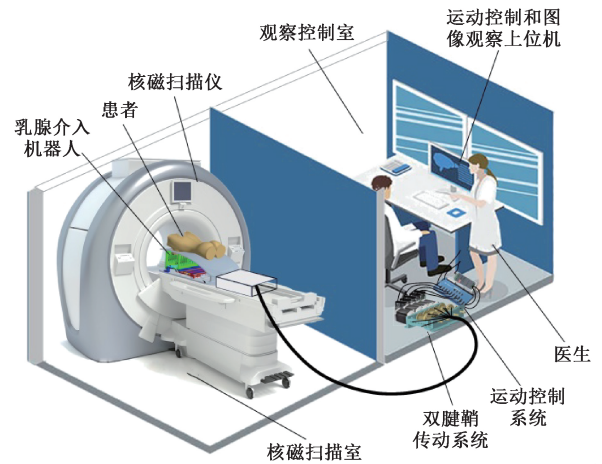


图2 核磁环境下双腱鞘传动的乳腺活检机器人工作示意图
Fig.2 Schematic diagram of breast interventional robot driven by double tendon-sheath under MRI

料,每根都是由8股细小肌腱组成的,但是为了简化计算得到宏观的受力分析数据,将肌腱简化为圆柱体。新型双腱鞘机构传动关节的设计参数及缠绕方式如图3所示,主动端全部为左旋螺纹,而从动端全部为右旋螺纹,这样可以保证两个传动轮的传动方向一致性。肌腱在缠绕传动轮的过程中,肌腱的轴线会从偏角 γ (肌腱中心线与传动轮轴线垂直的平面之间的夹角)变换到传动轮螺旋角 ϕ 。为了方便计算双折线多层缠绕过程中肌腱的折弯角度与摩擦力的变化规律,本文定义肌腱从偏角 γ 转换到传动轮螺旋角 ϕ 过程的变换角度为 β 。由双折线多层缠绕轨迹可知,肌腱在换层缠绕后,缠绕旋向与折线角 ϕ 方向总是同时发生改变,在传动轮前半层,肌腱偏角 γ 与传动轮螺旋角 ϕ 总是同向,在缠绕后半层,肌腱偏角 γ 与传动轮螺旋角 ϕ 总是反向。而随着肌腱缠绕在传动轮上角度的改变,肌腱所受的摩擦力也会随着改变。为了方便计算,本文只考虑多层肌腱缠绕过程中正常的肌腱相互接触部分而产生的摩擦力。

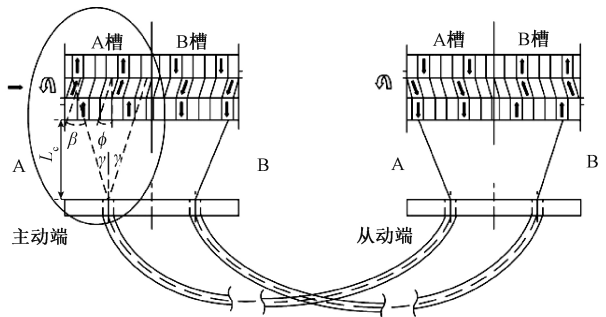


图3 带有双折线螺纹的双腱鞘耦合系统的传动示意图
Fig.3 Schematic diagram of the transmission of the double tendon-sheath coupling system with lebus grooves

对于肌腱多层缠绕的摩擦力,先以主动轮右侧的轮槽为例进行分析。如图 4 所示,建立传动轮在相对静止状态下空间直角坐标系 $O-XYZ$,坐标系原点 O 位于传动轮左右轮的中心, XOY 平面垂直于传动轮的轴线, Z 轴正方向指向卷筒右侧。为了能够准确的描述传动轮肌腱上的位置,以及摩擦力的计算,在传动轮直角坐标系 $O-XYZ$ 的基础上建立相应的圆柱坐标系。 x, y, z 表示肌腱上的点在空间坐标系里的坐标值, (r, φ, z_p) 表示肌腱上的点在圆柱坐标系里的坐标值。设第一层肌腱在传动轮空间任意一点 P 的圆柱坐标为 (r, φ, z_p) ,从图 4 中可以看到,肌腱在传动轮中的任一点在空间直角坐标系和圆柱坐标之间的关系式如下:

$$\begin{cases} x = r\cos\varphi \\ y = r\sin\varphi \\ z = z_p \end{cases} \quad (1)$$

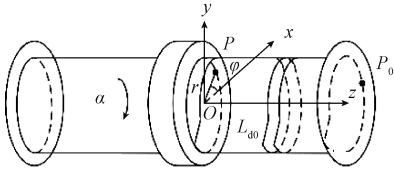


图 4 传动轮空间直角坐标和圆柱坐标系原理

Fig.4 Schematic diagram of space rectangular coordinate system and cylindrical coordinate system in the transmission wheel

设肌腱在传动轮上的缠绕起始点为 P_0 ,且位于传动轮右侧的 XOZ 平面内,并且肌腱在传动轮上以左旋方向缠绕。在理想状态下,当传动轮绕中心轴向图中箭头方向转动 α 角度时,肌腱可以沿着传动轮上的腱槽与传动轮旋转方向相反的方向缠绕同样的角度。传动轮容纳肌腱的宽度为 L_{d0} ,肌腱缠绕后的中心线可以默认为与传动轮中心线在同一条直线上。由于肌腱的直径尺寸相对于传动轮小很多,所以可以将传动轮上的直径作为肌腱缠绕后的直径,记为 D 。 θ 为肌腱在传动轮上所转过的角度,既相对于初始点转过的角度。由于平行折线腱槽的特殊性,肌腱在传动轮缠绕的轨迹曲线可以用图 4 中的圆柱坐标系表达公式 $r = r_p, \varphi = -\theta$ 。当传动轮每转动 360° 时,分别会经历两段直线槽和折线槽,其中,一段直线槽和折线槽相加的旋转角度为 180° 。设传动轮旋转一圈中沿着与传动轮轴线垂直的方向经过的直线槽和折线槽的长度分别为 $l_{直}$ 和 $l_{折}$,设肌腱缠绕每一直线槽的需要旋转的角度为 $\alpha_{直}$,肌腱缠绕每一折线槽的需要旋转的角度为 $\alpha_{折}$,由此可知道 z_p 的表达式如下:

$$z_p = \begin{cases} L_{d0} - nP_s & 2n \cdot 180^\circ < \alpha < 2n \cdot 180^\circ + \alpha_s \\ L_{d0} - nP_s - \frac{P_s}{2\alpha_b}(\alpha - 360^\circ \cdot n - \alpha_s) & 2n \cdot 180^\circ + \alpha_s < \alpha < 2(n+1) \cdot 180^\circ \\ L_{d0} - \frac{P_s}{2}(2n+1) & 2(n+1) \cdot 180^\circ < \alpha < 2(n+1) \cdot 180^\circ + \alpha_s \\ L_{d0} - \frac{P_s}{2}(2n+1) - \frac{P_s}{2\alpha_b}(\alpha - 360^\circ \cdot n - 180^\circ - \alpha_s) & 2(n+1) \cdot 180^\circ + \alpha_s < \alpha < 2(n+2) \cdot 180^\circ \end{cases} \quad (2)$$

式中: $\alpha_s = \frac{90}{\pi r}l_s; \alpha_b = \frac{90}{\pi r}l_b; P_s$ 为传动轮旋转一圈的螺距; $P_s = l_{折} \tan\phi; n = 0, 1, 2, \dots$ 为肌腱在传动轮上缠绕的圈数。设放置套管的挡板与传动轮上肌腱的距离为 l_c ,设肌腱在传动轮上处于理想缠绕和松紧状态下,当肌腱处于远离传动轮中心那半侧的部位时,有:

$$\gamma = \arctan \frac{z_p - \frac{L_{d0}}{2}}{L_c} \quad (3)$$

当肌腱处于接近左右传动轮中心那半侧的部位时,偏角公示分别如下:

$$\gamma = \arctan \frac{\frac{L_{d0}}{2} - z_p}{L_c} \quad (4)$$

2.2 摩擦力分析

肌腱在传动轮中的摩擦力不仅与偏角 γ 和轮螺旋角 ϕ 有关,还与传动轮直径、肌腱自身组成结构及其力学特性等相关。在过渡阶段肌腱的缠绕受力状态比较复杂,且行程较短,对整体传动过程中肌腱摩擦力影响较小。所以为了计算方便,将折线段部分的摩擦力受力分析也按照直线段的情况考虑。设 F_c 为肌腱的张力, μ 为肌腱间的滑动摩擦因数, F_q 为肌腱缠绕传动轮而产生的周向绕紧力。其中,由于肌腱在第 1 层缠绕中的轴向拉力而产生的肌腱沿着传动轮方向的周向绕紧力 F_{q1} 可以表示为: $F_{q1} = 2F_c \cos\gamma/D$ 。因为 $F_{f1} = \mu F_{q1}$,所以传动轮第 1 层肌腱的摩擦力可以表示为: $F_{f1} = 2\mu F_c \cos\gamma/D$ 。如图 5 所示,在传动上的大部分区域,肌腱第 2 层规则地缠绕在下层肌腱排列的绳槽内,且可以看作成三角形排列。这种排列形式比较稳定,且第 2 层的肌腱可以看作只由下层两个临近相互接触的肌腱圈来支撑排列。并且之间没有相互运动趋势。此时,肌腱的受力情况可以表示为: $F_{f2} = 2\mu F_p$ 。

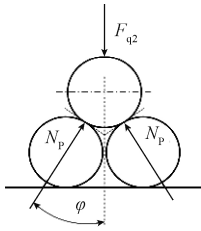


图5 传动轮第2层肌腱受力示意图

Fig.5 Schematic diagram of the tendon stress of the second layer on the transmission wheel

其中, $N_p = F_{q2}/2\cos\varphi$ 为肌腱与下一层肌腱之间的挤压力; φ 为传动轮绕紧力与肌腱接触面法线方向的夹角, 由于肌腱直线段上下层绳的几何关系可以近似的看作为正三角形, 所以 $\varphi \approx 30^\circ$ 。肌腱在第2层缠绕中的轴向拉力而产生的肌腱沿着传动轮方向的周向绕紧力 F_{q2} 可以表示为 $F_{q2} = 2F_c \cos\gamma/D_2$ 。由于肌腱的直径相对传动轮非常小, 所以可以认为 $D_2 \approx D$ 。则 $F_{p2} = 4\sqrt{3}\mu F_c \cos\gamma/3D$, 由于传动中肌腱的缠绕大部分都是三角形排列, 在缠绕多层的情况下, $2 + N^*$ (N^* 为正整数) 层的摩擦力同样可以使用此公式计算。只是需要根据实际传动轮的直径和肌腱的直径尺寸, 考虑肌腱缠绕后的传动直径即可。

3 单关节双腱鞘传动的耦合运动传动模型

3.1 单元及单向运动公式

双腱鞘在传动过程中不考虑已经缠绕在传动轮上没有相对运动的肌腱弹性伸长变形, 只考虑传动轮与肌腱之间的摩擦力, 以及肌腱与套管摩擦力之间的拉伸变形。首先分析肌腱传动中微小静态单元的受力。如图6所示, 其中 T 为肌腱拉力; N 为正压力 f 为摩擦力; μ 为摩擦系数; R 为曲率半径; $d\theta$ 为弯曲角度; dT 为拉力改变量; dl 为肌腱长度; ρ 为拉伸性能。可以得到如下关系式:

$$\begin{cases} d\theta(l, t) = dl/R(l, t) \\ N(l, t) = T(l, t) d\theta(l, t) \\ f(l, t) = dT(l, t) = \mu N(l, t) \end{cases} \quad (5)$$

如果动摩擦系数等于静摩擦系数, 由上式可得:

$$\frac{d\theta(l, t)}{T(l, t)} = \mu \frac{dl}{R(l, t)} \quad (6)$$

设 $T_0(l, t)$ 为初始量, l 为肌腱传动运动区间的总弧长, 式(6)是在假设套管只有一个整体弯曲半径 R 的情况下, 但实际工作时肌腱和外鞘的弯曲半径和弯曲个数可以是任意的。

如图6所示, 设传动中的腱鞘为 m 段圆弧, 其中任意的弯曲圆弧记为 R_i , 则实际公式中, 第 i 段的肌腱可以由式(7)表示。

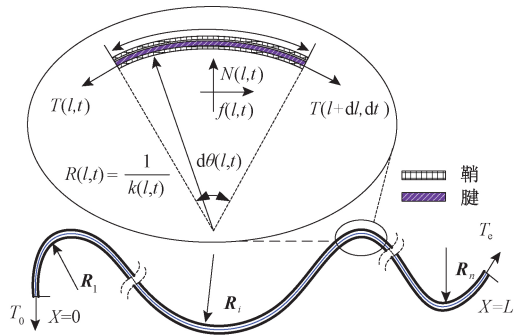


图6 腱鞘传动的力模型及任意曲率传动示意图

Fig.6 Schematic diagram of tendon-sheath transmission with arbitrary curvature and the force balance of a tiny segment of the tendon-sheath

$$T_i(l, t) = T_0(0, t) e^{(-\mu \frac{l_1}{R_1(l, t)} - \mu \frac{l_2 - l_1}{R_2(l, t)} - \dots - \mu \frac{l_n - l_{n-1}}{R_n(l, t)}) \text{sign}(\xi)} \quad (7)$$

其中 $\text{sign}(\xi)$ 为方向函数, $\text{sign}(\xi) = \begin{cases} 1 & (\xi > 0) \\ -1 & (\xi < 0) \end{cases}$ 。

对于肌腱在任意弯曲半径下 (即使是直线的情况下), 均可由式(7)计算任意一点处的张力。该式为改良的柔性体摩擦传动的欧拉方程式。利用该式可计算肌腱在外载荷作用下传动过程中因张力变化产生弹性变形大小。其中, l_i 为传动起始点到第 i 个圆弧末端点肌腱的长度。肌腱传动末端的张力为:

$$T_c(l, t) = T_0(0, t) e^{(-\mu \frac{l_1}{R_1(l, t)} - \mu \frac{l_2 - l_1}{R_2(l, t)} - \dots - \mu \frac{l_n - l_{n-1}}{R_n(l, t)}) \text{sign}(\xi)} \quad (8)$$

$$\lambda = \mu \frac{l_1}{R_1(l, t)} + \mu \frac{l_2 - l_1}{R_2(l, t)} + \dots + \mu \frac{l_n - l_{n-1}}{R_n(l, t)} \quad (9)$$

则由处于移动状态的肌腱微元分析可以得到肌腱在传动部分的力输出关系式。

$$T_c(l, t) = T_0(l, t) e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} \quad (10)$$

对于本文所研究的腱鞘传动形变均属于弹性形变, 肌腱伸长量表示为:

$$\Delta L = \frac{T}{EA} L = \int_0^l \frac{T(l, t)}{EA} dl = \frac{T(0, t)}{EA} \int_0^l e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} dl \quad (11)$$

式中: ξ 为肌腱的运动速度; ΔL 为肌腱的伸长量; E 为肌腱的弹性模量; μ 为库伦摩擦系数; A 为肌腱的横截面积。

3.2 双腱鞘双向耦合运动传动模型

具有非线性特性的可以实现远距离大行程驱动的双腱鞘双向耦合传动模型, 既区别于原有的单腱鞘远距离传输模型, 又区别于双腱鞘远距离小行程传动模型。它需要结合单腱鞘的传递特性和双腱鞘的耦合特性, 来解决传递过程中经常出现的迟滞、传动空回、方向依赖等现象。解决这些问题的关键就在于建立合理的数学模型, 然后在此基础上找到高效稳定的求解方法。使其可以实现远距离大行程驱动的双腱鞘耦合传动。在运动过程中既需要传递关节整圈数

持续转动,同时又存在着肌腱在外鞘中还会产生变形等问题。所以肌腱驱动回程误差主要由传动过程中肌腱的非线性变形量以及传动关节受负载影响产生摩擦力等因素组成。

由图 3 可知,肌腱 a 和肌腱 b 的两端分别固定在主动输出轮的一端和从动轮的一端, θ_{in} 主动轮的输入角度, θ_{out} 为从动轮的输出角度。 S_{in} 为主动轮肌腱的转动长度, S_{out} 为从动轮肌腱的转动长度。两个肌腱都遵循相似的传动路线。默认为两根肌腱沿长度方向的曲率变化是相同的。设当主动轮顺时针转动时,肌腱 a 是运动方向的正方向,肌腱 b 是以相反的负方向运动。在这里,当肌腱在正方向运动时,定义滑动方向指数 + 1,当肌腱处于反方向的运动模式时,定义滑动方向指数为 - 1。当系统主动轮按顺时针方向驱动时,基于式 (10),力的输出关系如下:

$$\begin{aligned} T_{ae}(l,t) &= T_{a0}(0,t) e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} \quad \xi > 0 \\ T_{be}(l,t) &= T_{b0}(0,t) e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} \quad \xi < 0 \end{aligned} \quad (12)$$

其中 $T_{a0}(l,t)$, $T_{ae}(l,t)$ 分别是肌腱 a 的初始端和末端的拉力值; $T_{b0}(l,t)$, $T_{be}(l,t)$ 分别是肌腱 b 的初始端和末端的拉力值。

肌腱在缠绕在传动轮静止时的张力定义为 $T_0(0,t)$,由于初始张力对于肌腱的弹性变形量影响较小,所以可以忽略不计。由肌腱的弹性变形公式可以得到肌腱在外鞘传动中的变形量:

$$\begin{aligned} \Delta L_a^+ &= \frac{T_{ao}(l,t) - T_0(0,t)}{EA} \int_0^l e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} dl \\ \Delta L_b^+ &= \frac{T_{bo}(l,t) - T_0(0,t)}{EA} \int_0^l e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} dl \end{aligned} \quad (13)$$

但是在传动过程中主动轮还需要克服肌腱在从动轮上的摩擦力。本文设计的传动轮,缠绕两层就可以满足量程需求,所以,以传动轮缠绕两层肌腱为例,多层肌腱原理与此相同。设 S_{ain} , S_{bin} 分别为肌腱 a 和 b 在主动轮的转动长度; S_{aout} , S_{bout} 分别为肌腱 a 和 b 在从动轮的转动长度。运动中的肌腱的实际变形量为:

$$\begin{aligned} \Delta L_{aw}^+ &= \frac{T_{ao}(l,t) - T_0(0,t) - F_{f2}}{EA} \int_0^l e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} dl \\ \Delta L_{bw}^+ &= \frac{T_{bo}(l,t) - T_0(0,t) + F_{f2}}{EA} \int_0^l e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} dl \end{aligned} \quad (14)$$

因此,两根肌腱的驱动端的实际位移为:

$$\begin{aligned} S_{ain}(l,t) &= \Delta L_{aw}^+ + S_{aout}(l,t) \\ S_{bout}(l,t) &= \Delta L_{bw}^+ + S_{bin}(l,t) \end{aligned} \quad (15)$$

在输出端,肌腱 a 和肌腱 b 的位移应该是相等的,即:

$$S_{aout}(l,t) = S_{bout}(l,t) \quad (16)$$

把式 (16) 代入式 (15) 中,可以得到顺时针传动时输

入端两根肌腱的位移差。

$$\Delta S^+(l,t) = S_{ain}(l,t) - S_{bin}(l,t) = \Delta L_{aw}^+ + \Delta L_{bw}^+ \quad (17)$$

所以当方向改变时,可以得到滞后的角度,滞后角度公式。

$$\theta_b(l,t) = \Delta S^+(l,t)/r \quad (18)$$

通过根据电机驱动的旋转方向定义主动端和从动端的两根肌腱,从而可以得到主动轮和输出轮的角位移。

$$\begin{aligned} \theta_{in}^+(l,t) &= S_{ain}(l,t)/r \\ \theta_{out}^+(l,t) &= S_{bout}(l,t)/r \end{aligned} \quad (19)$$

基于上式,可以得到输出角的关系表达式:

$$\theta_{out}^+(l,t) = \frac{S_{ain}(l,t) - \Delta L_{aw}^+}{r} \quad (20)$$

由于肌腱的伸长量始终为正数,所以肌腱 a 在输出端的释放位移小于肌腱的牵引位移,而肌腱 b 在输出端的缠绕位移小于输入端的释放位移。

经过多次的实验证明,在初始时刻,即使两侧肌腱是处于张紧状态的,无论预应力有多大,当传动轮按照一个方向转动时,另一侧按相反方向运动的肌腱总是会产生松弛现象。这种现象会一直持续到改变方向以后,传动轮克服了两根肌腱的位移差值,松弛的肌腱开始绷紧后,肌腱的运动才会继续传递。这一现象可以通过实验的结果加以证明和验证。同理当主动轮正向运动后需要转换方向运动时力的输出关系如下:

$$\begin{aligned} T_{ae}(l,t) &= T_{a0}(0,t) e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} \quad \xi < 0 \\ T_{be}(l,t) &= T_{b0}(0,t) e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} \quad \xi > 0 \end{aligned} \quad (21)$$

如果正向传递运动结束后,主动端肌腱的缠绕量程未达到二层,则摩擦力为 F_{f1} 。如果正向传递运动结束后,主动端肌腱的缠绕量程达到二层,则换向后,运动中的肌腱的实际变形量为:

$$\begin{aligned} \Delta L_{aw}^- &= \frac{T_{ao}(l,t) - T_{a0}(0,t) + F_{f2}}{EA} \int_0^l e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} dl \\ \Delta L_{bw}^- &= \frac{T_{bo}(l,t) - T_{be}(0,t) - F_{f2}}{EA} \int_0^l e^{-\lambda \text{sign}(\xi)} dl \end{aligned} \quad (22)$$

然而在肌腱 b 的主动端带动肌腱 b 的从动端运动之前,需要主动轮先转动由正向运动而产生的位移差。因此,两根肌腱的驱动端的实际位移为:

$$\begin{aligned} S_{aout}(l,t) &= \Delta L_{aw}^- + S_{ain}(l,t) \\ S_{bin}(l,t) &= \Delta S^-(l,t) + \Delta L_{bw}^- + S_{bout}(l,t) \end{aligned} \quad (23)$$

所以,可以得到换向后的两根肌腱的位移差:

$$\Delta S^-(l,t) = S_{bin}(l,t) - S_{ain}(l,t) = \Delta L_{aw}^- + \Delta L_{bw}^- + \Delta S^+(l,t) \quad (24)$$

从而可以得到逆时针驱动时主动轮和末端输出轮的角位移。

$$\theta_{in}^-(l,t) = S_{bin}(l,t)/r \quad (25)$$

$$\theta_{out}^-(l,t) = S_{aout}(l,t)/r$$

基于上式,可以得到输出角的关系表达式:

$$\theta_{out}^-(l,t) = \frac{S_{bin}(l,t) - \Delta L_{aw}^- - \Delta S^+(l,t)}{r} \quad (26)$$

从上式中可以看出肌腱的拉力和位移输入输出关系中的迟滞、传动空回、方向依赖性等非线性特性与肌腱接触面间摩擦因数、肌腱曲线全曲率及绳索等效弹性系数有关,与曲线挠率、传动速度等无关。针对双腱鞘传动特性的研究,对于需要非金属远距离较大程范围的双腱鞘驱动机器人精确控制具有重要指导意义。

3.3 双向耦合运动传动实验

该实验平台由上位机通过固高运动控制卡来驱动步进电机,并且系统末端通过增量旋转编码器来测量传动误差。电机端与主动轮相连,从动轮与负载相连接,主动轮与从动轮通过肌腱传递动力。而所有的传动轮以及各种固定支架均采用非金属等可在核磁环境下使用的材料制作。其中,外鞘长度为1 500 mm,累积弯曲角度分别采用180°和540°进行实验,摩擦系数为0.16。肌腱采用最大拉力值为20.8 kg 直径为0.305 mm 的高分子聚乙烯材料。肌腱强度:2.8~4 N/tex;模量:91~140 N/tex;密度:0.97~0.98 g/cm³。传动轮上肌腱缠绕两层,传动轮的直径为25 mm,肌腱的直径为0.305 mm,最大拉力值为20.8 kg 足够满足使用要求。

在实验前,首先定义初始条件,设置合适的预紧力,这样在输入端和输出端上的力就能达到平衡。由于预张力而引起的肌腱伸长量将作为初始长度的一部分。实验装置如图7所示,在肌腱预紧力适宜的基础上,将电机转速设置为0.05 m/s,对双腱鞘驱动运动的位移传递特性进行实验,并与理论数据进行对比。并对此结构的双向位移传递在对肌腱弯曲全曲率及负载等参数变化后的实验结果进行性能比较。在实验中,对于每种状态下的实验测试了多组数据。为了能在整个实验量程范围内更加准确的反映情况,本文采用如式(27)所示,将传动中的多组数据平均值来与理论数据计算的误差值相比较。在该实验中,针对每个实验状态测试了多组数据。将传输中的多组数据的平均值进行比较理论数据来计算论文中的误差值。本文传输中的偏差的绝对值被记录为标准差。标准差为:

$$e_{kj} = s_{ij} - s_{oj} \quad j = 1, 2, 3, \dots, n,$$

$$\bar{e}_j = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n e_{kj} \quad k = 1, 2, 3, \dots, n,$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n (e_{kj} - \bar{e}_j)^2}{n - 1}} \quad (27)$$

式中: s_{ij}, s_{oj} 和 e_{kj} 分别为第 k 组数据第 j 时刻测量点上的电机输入位移,编码器的测量位移和两者之间的偏差; \bar{e}_j 为 n 组实验数据第 j 时刻测量点上的均值。

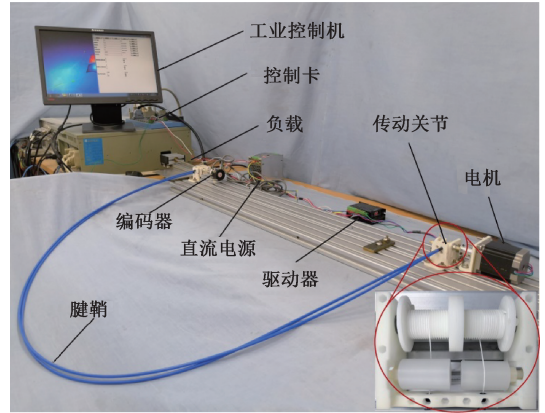


图7 单关节双腱鞘传动实验装置

Fig.7 Experimental device of single-joint double tendon-sheath transmission

实验数据与理论比较结果如图8所示,图8中采用了两种情况做多组实验取平均值后与理论值相比较。

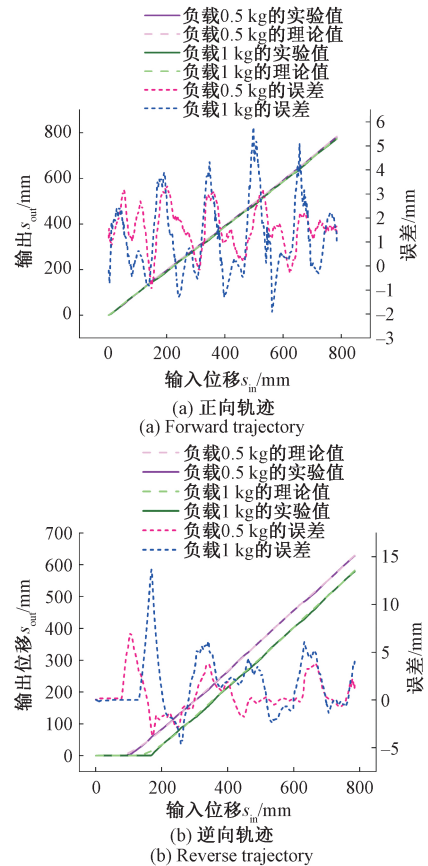


图8 实验与理论轨迹的比较

Fig.8 The comparison of trajectories between the experiments and theories

图 8(a)所示对负载为 0.5 kg 累积弯曲半径为 180° 的正向轨迹运动图像。其中,正向最大误差为 2.88 mm, 换向后的回滞阶段最大误差为 6.41 mm,反向正常运行的最大误差为 3.66 mm。图 8(b)所示为对负载为 1 000 g 累积弯曲半径为 540° 的逆向轨迹运动图像,其中,正向最大误差为 5.35 mm,换向后的回滞阶段最大误差为 13.22 mm,正常运行的最大误差为 5.35 mm。可以看到运动轨迹的理论和实验之间没有显著差异。实验轨迹接近理论轨迹,可以验证理论的正确性。

3.4 双向耦合运动误差补偿策略及实验

对于本文的双腱鞘传动系统采用步进电机驱动,肌腱的弹性拉伸和弯曲以及与外鞘、传动轮之间的摩擦力都会导致运动过程中的产生误差。在负载存在的情况下,负载越大,克服负载所需要的扭矩也就越高,转矩越高,传动中的肌腱的相应张力越大,则伸长量越大,传动误差越大。但是核磁环境下不宜直接使用编码器来测量传递精度。通过对双腱鞘系统的传动特性进行建模,可以发现两式都可以由近端的驱动输入力来计算。所以,在安装好双腱鞘传动系统后,可以用六维力传感器,采用三点测量方法,通过主动端传动关节测量并算出初始的拉动力,再通过初始拉力估计相应的肌腱伸长率和系统回滞特性。这样就可以前馈给系统,使系统可以提前对正向位移传递和换向的回滞特性进行补偿,减少系统的补偿反应时间。这样就可以计算出相应的传动误差模型。

$$\theta_{\text{ain}} = \theta_{\text{aw}}^+ + \theta_{\text{out}}^+ \quad (28)$$

$$\theta_{\text{bin}} = \theta_{\text{bw}}^- + \theta_{\text{out}}^- + \theta_b$$

$$\text{其中 } \theta_{\text{aw}}^+ = \Delta L_{\text{aw}}^+ / r, \theta_{\text{bw}}^- = \Delta L_{\text{bw}}^- / r。$$

本文设计系统是肌腱多层缠绕在主动轮及从动轮上,因为肌腱材料的非线性,所以会产生粘粘摩擦,同时肌腱和套管传动也会产生摩擦。所以本文采用 LuGre 摩擦模型进行补偿来克服在传动过程中会存在的非线性滑前变形,摩擦滞后等现象。LuGre 摩擦模型的数学表达式为:

$$\begin{cases} \dot{f} = \sigma_0 z + \sigma_1 \dot{z} + \sigma_2 \dot{x} \\ \dot{z} = \dot{x} - \frac{|\dot{x}|}{g(\dot{x})} z \\ g(\dot{x}) = f_c + (f_s - f_c) \exp[-(x/v_s)^2] \end{cases} \quad (29)$$

式中:系数 σ_0 、 σ_1 、 σ_2 分别为系统的刚度系数、微观阻尼系数、粘性摩擦系数; z 为接触面鬃毛的平均变形量; \dot{x} 为两个接触面之间的相对运动速度; $g(\dot{x})$ 描述的是 stribeck 现象,是恒大于 0 的函数; f 为摩擦力; f_c 为库伦摩擦力; f_s 为静摩擦力; v_s 为系统的 stribeck 速度。通过 LuGre 模型的参数可以通过对实验数据使用最小二乘法

和遗传算法辨识出。静摩擦系数 $\mu_s = 0.16$, $\mu_k = 0.15$, 刚毛刚度为 $k = 1 \times 10^5 / (\text{N/m})$, 微观阻尼系数 $\sigma_1 = 1 \times 10^{2.5} / (\text{N} \cdot \text{s/mm})$, 粘性摩擦系数 $\sigma_2 = 4.3$, stribeck 速度 $v_s = 1 \times 10^{-5} (\text{m/s})$ 。通过 C++ 语言将补偿程序编写到固高运动控制卡上位机的控制程序里。

在负载为 0.5 kg, 累积角度为 180° 情况下补偿后的实验结果和未补偿后的实验结果如图 9 所示。从图 9(a) 中可以看到,主动端反转时,由于肌腱材料的弹性性能和套管与肌腱之间的间隙及摩擦力等原因,使得从动端的关节并没有立即因为主动端运动而产生任何转动,当没有应用补偿控制时换向回滞阶段仍然存在大的误差。然而,当补偿后正向运动和换向的回滞误差显著降低。值得注意的是,虽然补偿能够减小换向后回滞误差,但实际关系仍然是非线性。图 9(b) 显示出了双腱鞘传动系统在两种实验情况下,正向运行和回滞阶段在补偿与未补偿时的误差平均值和标准偏差。可以看到未补偿后,正向运行误差可以控制在 0.32~0.56 mm 之间,回滞误差平均值可以控制在 0.51~0.72 mm 之间。在另外一个负载和累积角度情况下,可以得到如图 9 所示的类似结果。对于远距离,大行程双腱鞘传动系统,足够满足使用需求。

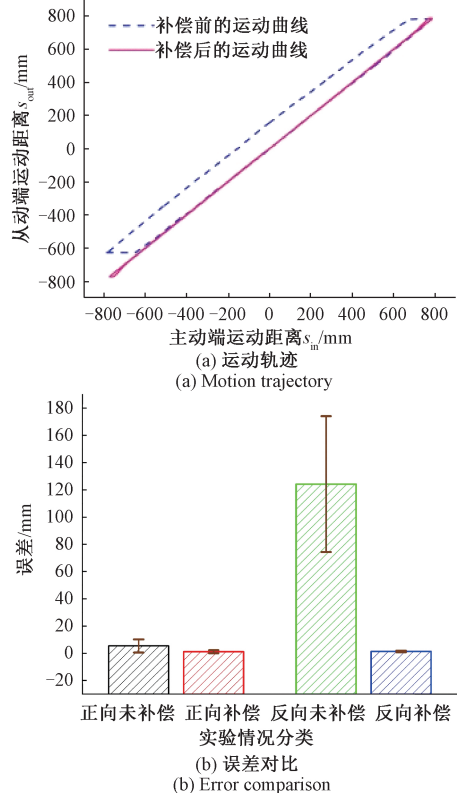


图 9 载荷为 0.5 kg 且累积角度为 180° 时补偿前后的实验运动轨迹和误差对比

Fig.9 Comparative diagrams of experimental motion trajectories and error before and after compensation of 0.5 kg load and 180° cumulative angle

4 双腱鞘传动的多关节乳腺活检机器人及其误差分析

4.1 机器人的结构组成参数

本文使用 D-H 法建立活检机器人参数定位方程,为后续机器人耦合运动分析及实验做准备。乳腺活检机器人设置为连杆模型, X 方向为乳腺活检针的进针方向, Y 方向为机器人对于乳腺的水平调整方位, Z 方向为活检针俯仰角度调整方向。乳腺活检机器人 D-H 参数表 1 所示,显然, ${}^i T$ 与 $\theta_i, d_i, \alpha_i, a_i$ 这 4 个参数有关。

表 1 乳腺介入机器人连杆 D-H 参数表

Table 1 D-H link parameters in the breast biopsy robot

连杆	θ_i	d_i	α_i	a_i	关节变量范围
1	0°	d_1	0°	0	$d_1(-142 \sim -85)$
2	-90°	d_2	-90°	29	$d_2(-187.5 \sim 157.5)$
3	0°	d_3	-90°	0	$d_3(29 \sim 114)$
4	θ_4	0	90°	0	$\theta_4 = \pi/2 + \arctan((d_3 - 29)/268)$
5	0°	d_5	90°	7	$d_5(-223 \sim -48)$
6	0°	261.5	0°	29.5	-

乳腺活检机器人 D-H 坐标系如图 10 所示,其中, $d_1, d_2, d_3, d_5, a_2, a_5, a_6$ 分别为连杆 1~6 的杆长; θ_4 为机器人末端关节的旋转变量; d_6 为活检针的进给距离。 θ_4 与 d_3 是相互耦合变化的,所以活检机器人相对于基坐标系的正运动学方程如下:

$${}^0 T = {}^0 T_1 T_2 T_3 T_5 T_6 = \begin{bmatrix} R_{06} & P_{06} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (30)$$

$$\text{其中, } n = \begin{bmatrix} \sin\theta_4 \\ \cos\theta_4 \end{bmatrix}, o = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}, a = \begin{bmatrix} -\cos\theta_4 \\ \sin\theta_4 \end{bmatrix}, P =$$

$$\begin{bmatrix} 36.5 \cdot \sin\theta_4 - (262.5 + d_5) \cdot \cos\theta_4 + 31 + d_3 \\ 16 + d_2 \\ 36.5 \cdot \cos\theta_4 + (262.5 + d_5) \cdot \sin\theta_4 + d_1 \end{bmatrix}.$$

4.2 双向耦合运动分析及实验

为了证明双腱鞘传动的多关节乳腺活检机器人的整体运动精度,搭建了如图 11 所示实验装置,机器人都是采用尼龙材料,俯卧支撑架采用的是有机玻璃。乳腺介入机器人控制柜里面放置固高控制卡外接板,直流电源以及驱动器,通过传输信号线和工控机里面的控制卡芯片连接。

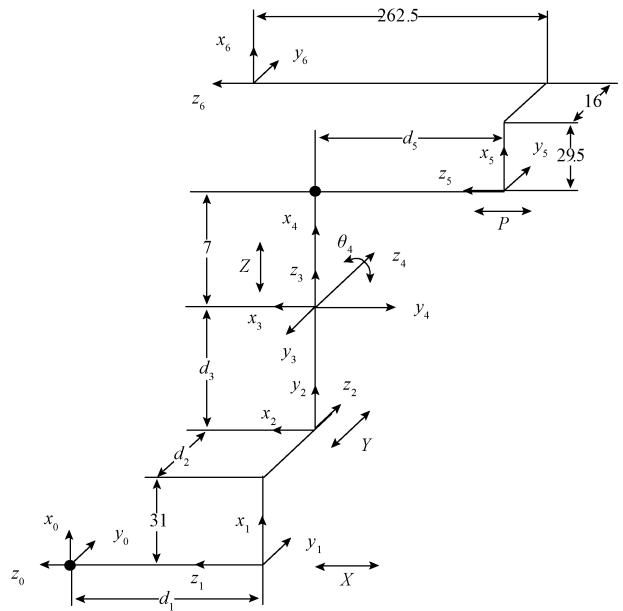


图 10 乳腺介入机器人 D-H 坐标系

Fig.10 Breast biopsy robot in D-H coordinate system

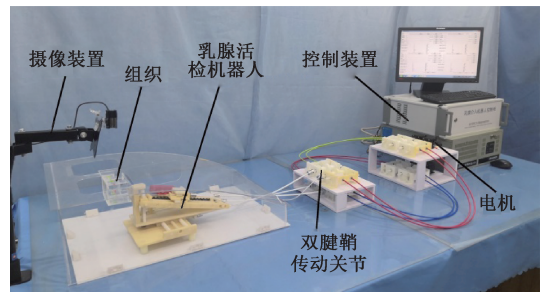


图 11 多关节双腱鞘传动的乳腺活检机器人实验

Fig.11 Experiment on breast biopsy robot driven by multi-joint double tendon-sheath transmission

上位机控制软件主要设计了横向 X 轴方向移动,俯仰 Z 轴方向转动, Y 轴方向的进针运动和同是 \bar{Y} 轴方向的活检运动控制界面。对每个关节方向分别以 10 mm 为间隔,从 10 ~ 90 mm 多次测试双腱鞘传动机器人的关节精度。并对各个轴的同等传动距离的测量结果去除无效结果,对有效结果取平均值。可以得到如图 12 所示的 X, Y, Z 的正逆运动结果实验数据图像。 X, Y, Z 正向运动的平均误差增量分别为 0.37、0.65、0.53 mm,而 X, Y, Z 轴逆向运动的平均误差增量分别为 0.55、0.81、0.66 mm。从图 12 的数据中可以看出,关节的传动误差会随着运动行程的增加而增加。 Y 轴方向关节的误差最大, X 轴方向的关节误差最小,这是因为 Y 轴方向承受着机器人其他所有关节的重力,运动所受的摩擦阻力最大,而 X 轴方向所受的关节阻力最小。因为是双腱鞘耦合传动的原因,逆向运动的传动误差相对大于同关节的正向传动误差。

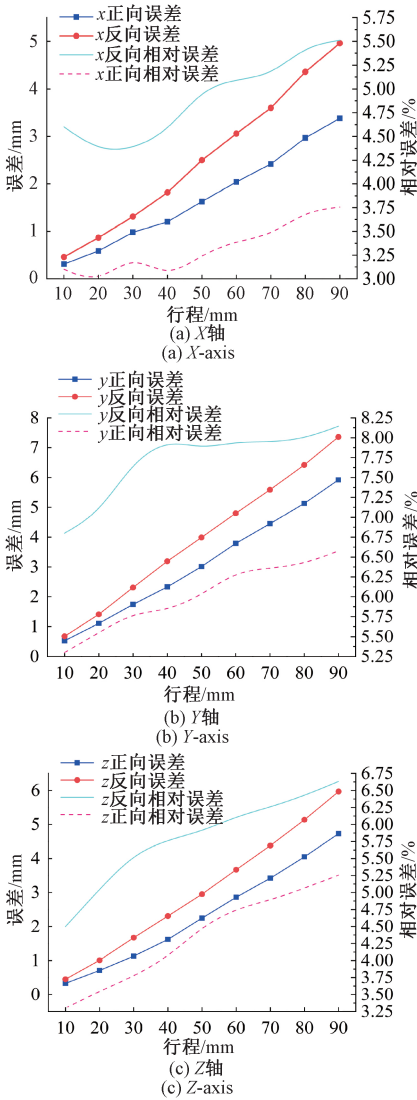


图 12 补偿前双腱鞘传动乳腺活检机器人定位关节误差曲线
Fig.12 The error curve of the un-compensated positioning joints of breast biopsy robot driven by double tendon-sheath

4.3 误差分析及补偿

根据 4.2 节的分析结果可以知道,误差的来源除了双腱鞘传动关节带来的一部分误差,还有一部分来源于乳腺活检机器人本体因为关节摩擦力而产生的误差。根据上节的实验数据,利用 MATLAB 中的 cftool 工具箱对 X、Y、Z 轴方向实际运动曲线进行拟合。根据数据拟合后的函数关系式 (31) 就可以得到上位机控制软件输入位移和活检机器人运动关节实际运动位移的关系,从而进行补偿。图 13 所示为补偿后的误差曲线,从图 13 中可以看到,X、Y、Z 正向运动的平均误差增量分别为 0.15、0.21、0.19 mm,而 X、Y、Z 轴逆向运动的平均误差增量分别为 0.18、0.25、0.23 mm。

$$\begin{aligned}
 f_{x正}(x) &= -0.0001446x^2 + 0.9759x - 0.06119 \\
 f_{y正}(x) &= -0.0001139x^2 + 0.9439x + 0.05405 \\
 f_{z正}(x) &= -0.0001887x^2 + 0.9631x + 0.09619 \\
 f_{x逆}(x) &= -0.0001746x^2 + 0.9603x - 0.01143 \\
 f_{y逆}(x) &= -2.165e-05x^2 + 0.9195x + 0.1431 \\
 f_{z逆}(x) &= -0.0001488x^2 + 0.9461x + 0.1036
 \end{aligned}
 \tag{31}$$

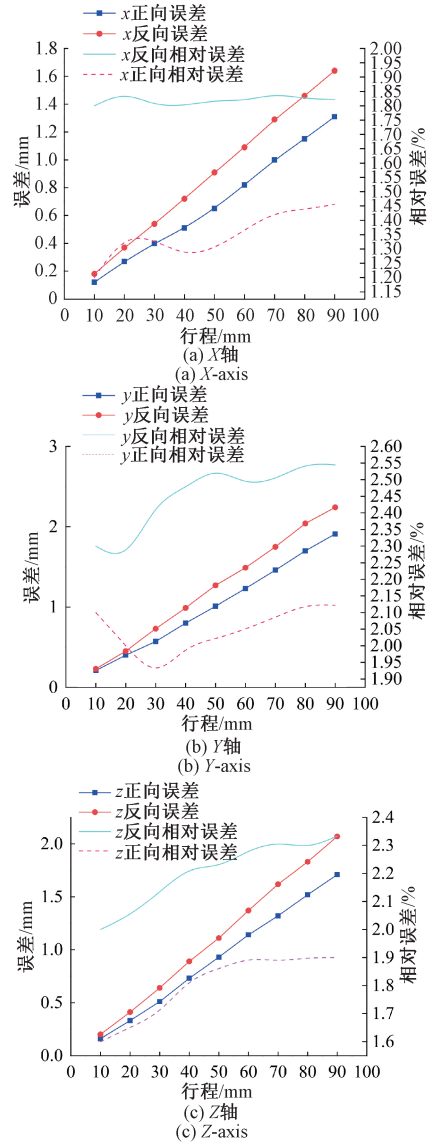


图 13 补偿后双腱鞘传动乳腺活检机器人关节运动误差曲线
Fig.13 The error curve of the compensated positioning joints of breast biopsy robot driven by double tendon-sheath

针对双腱鞘传动的乳腺活检机器人对乳腺活检的传动精度测试,对补偿后乳腺活检机器人对做穿刺针头插入乳腺假体实验。乳腺组织采用的透明硅胶制作,在组织中放入彩色胶状硅胶作为肿瘤目标。实验中,给出每

个预设肿瘤位置的坐标作为机器人的目标,对于每个肿瘤位置,首先使用逆运动学计算机器人关节配置矢量。对每个位置测量误差,定义为原始位置在机器人坐标系中的位置与重建的针位置之间的偏移。并且采用在临床实践中实际使用的穿刺针(16 G,160 mm)。设定乳腺活检机器人的初始位置,给定机器人预先计算的位置,以使机器人朝着组织中的目标点进行操作。通过摄像机来获取针尖最末端的位置信息,进行活检针穿刺实验。在此测试中,未考虑组织变形。

如图14所示,实验中测试了10次活检机器人在了X、Y和Z3个不同方向针尖末端位置与插入预定组织位置之间误差。从图14中可以看出,针尖末端进入组织后的X、Y、Z3个方向的平均误差分别为1.39、1.89和1.60 mm。对于针尖末端位置X方向和Z方向的位置误差和机器人单关节移动测试的差别不大,但是Y方向上的针尖误差要大于单关节移动测量误差,这是因为其他两个方向的移动都在空气中进行的,但是Y方向是针尖要进入组织的方向,会遇到组织给予机器人的阻力,所以误差会比空气中测量的偏大。但是针尖进入组织后的总误差在可以接受的范围内,可以满足核磁环境下乳腺活检机器人的穿刺精度要求。

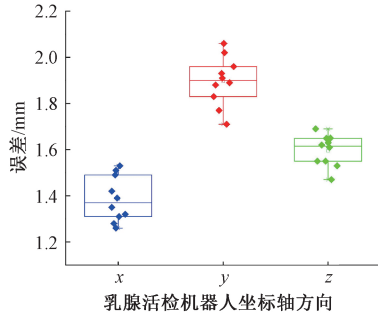


图14 机器人针尖末端位移的实验数据

Fig.14 Experimental data on the displacement of the needle tip of the robot

5 结论

本文通过对核磁环境下乳腺机器人的空间结构安全性及功能需求、机器人材料安全性、传动方式安全性的分析,设计了一种与MRI兼容具有双折线螺纹的可以实现远距离、大行程的新型双腱鞘柔性传动系统。并对其单关节进行了摩擦力分析,单关节双腱鞘传动的非线性耦合特性进行分析,建立了单关节双腱鞘双向耦合运动模型。并搭建了单关节双向耦合运动传动实验平台,通过实验验证了双向耦合运动模型的正确性。对摩擦和滞后现象进行了有效补偿,可以实现对

其进行了精确位置控制。其次,搭建了双腱鞘传动的多关节乳腺活检机器人实验平台,对双腱鞘传动的多关节乳腺活检机器人系统双向耦合运动实验结果进行了误差分析及补偿,并做了活检机器人系统穿刺目标组织的实验。实验证明补偿后的实验结果可以满足使用要求。采用这种双腱鞘传动的核磁环境下乳腺活检机器人,可以使控制端放置在远离核磁扫描仪且不影响核磁成像的位置,不仅保证了核磁环境下机器人驱动的兼容性和安全性,而且还能够进一步保证和提高活检机器人系统远距离的传动精度。

参考文献

- [1] BRAY F, FERLAY J, SOERJOMATARAM I, et al. Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries [J]. CA Cancer J Clin, 2018, 68(6): 394-424.
- [2] 王刚, 范子义, 朱见, 等. 达芬奇机器人乳腺皮下腺体切除术10例临床分析[J]. 中华乳腺病杂志, 2018, 12(1): 17-21.
WANG G, FAN Z Y, ZHU J, et al. Robotic subcutaneous mastectomy: clinical analysis of 10 cases [J]. Chin J Breast Dis, 2018, 12(1): 17-21.
- [3] LAI H W, CHEN S T, LIN S L, et al. Robotic nipple-sparing mastectomy and immediate breast reconstruction with Gel implant: Technique, preliminary results and patient-reported cosmetic outcome[J]. Annals of surgical oncology, 2019, 26(1): 42-52.
- [4] CHEN Y, GODAGE I, SU H, et al. Stereotactic systems for MRI-guided neurosurgeries: A state-of-the-art review[J]. Ann Biomed Eng, 2019, 47(2): 335-353.
- [5] MONFAREDI R, CLEARY K, SHARMA K. MRI robots for needle-based interventions: Systems and technology [J]. Ann Biomed Eng, 2018, 46(10): 1479-1497.
- [6] ZHANG Y D, JIA X H, JIANG J J, et al. Recent advances on breast intervention surgery robot[J]. Recent Patents on Engineering, 2016, 10(3): 187-195.
- [7] ZHANG Y D, LU M Y, DU H Y. Kinematics analysis and trajectory planning for a breast intervention robot under MRI environment [C]. proceedings of the 2017 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS), 2017:237-242.
- [8] 毕津滔, 张永德, 孙波涛. 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 [J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(7): 253-262.

- BI J T, ZHANG Y D, SUN B T. Puncture navigation method and experiment study of interventional [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(7): 253-262.
- [9] GROENHUIS V, VELTMAN J, SIEPEL F J, et al. Stormram 3: A magnetic resonance imaging-compatible robotic system for breast biopsy [J]. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2017, 24(2): 34-41.
- [10] GROENHUIS V, SIEPEL F J, VELTMAN J, et al. Stormram 4: An MR safe robotic system for breast biopsy [J]. Ann Biomed Eng, 2018, 46 (10): 1686-1696.
- [11] CHAN K G, FIELDING T, ANVARI M. An image-guided automated robot for MRI breast biopsy [J]. Int J Med Robot, 2016, 12(3): 461-477.
- [12] NAVARRO-ALARCON D, SINGH S, ZHANG T, et al. Developing a compact robotic needle driver for MRI-guided breast biopsy in tight environments [J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2017, 2 (3): 1648-1655.
- [13] YANG B, ROYS S, TAN U X, et al. Design, development, and evaluation of a master-slave surgical system for breast biopsy under continuous MRI [J]. Int J Rob Res, 2014, 33(4): 616-630.
- [14] SU H, LI G, FISCHER G S. Sensors, Actuators, and Robots for MRI-guided Surgery and Interventions [M]. Image-guided Surgical Procedures and Interventions, 2018.
- [15] PALLI G, BORGHESEAN G, MELCHIORRI C. Modeling, identification, and control of tendon-based actuation systems [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2012, 28(2): 277-290.
- [16] AGRAWAL V, YAO B, PEINE W J. Modeling of viscoelastic cable-conduit actuation for MRI compatible systems [J]. Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 2013, 135(5): 051004.
- [17] NGUYEN T L, ALLEN S J, PHEE S J. Direct torque control for cable conduit mechanisms for the robotic foot for footwear testing [J]. Mechatronics, 2018, 51: 137-149.
- [18] LI X G, CAO L, TIONG A M H, et al. Distal-end force prediction of tendon-sheath mechanisms for flexible endoscopic surgical robots using deep learning [J]. Mechanism and Machine Theory, 2019, 134:323-337.
- [19] JIANG S, LOU J H, YANG Z Y, et al. Design, analysis and control of a novel tendon-driven magnetic resonance-guided robotic system for minimally invasive breast surgery [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2015, 229 (9): 652-669.
- [20] 袁小航, 杨志永, 姚贵英. 乳腺穿刺活检手术机器人研究 [J]. 生物医学工程研究, 2018, 37(3): 341-345. YUAN X H, YANG Z Y, YAO G Y. Study on robot for breast biopsy [J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2018, 37(3): 341-345.
- [21] ZHANG Q, WANG X, TIAN M, et al. Modeling of novel compound tendon-sheath artificial muscle inspired by hill muscle model [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2018, 65(8): 6372-6381.
- [22] 刘策, 刘小峰. 助老服务机器人多模式友好交互系统设计 with 实现 [J]. 电子测量与仪器学报, 2019, 33(1): 177-182.
- LIU C, LIU X F. Design and implementation of multi-mode friendly interactive system for elderly assistance robot [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2019, 33(1): 177-182.

作者简介



贾小红, 2013 年于哈尔滨理工大学获得学士学位, 现为哈尔滨理工大学博士研究生, 主要研究方向为医疗机器人。

E-mail: xhjia6699@163.com

Jia Xiaohong received her B. Sc. degree from Harbin University of Science and Technology in 2013. She is currently a Ph. D. candidate at Harbin University of Science and Technology. Her main research interests include medical robots.



张永德 (通信作者), 分别在 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, 主要研究方向为微创介入机器人和口腔机器人。

E-mail: zhangyd@hrbust.edu.cn

Zhang Yongde (Corresponding author) received B. Sc., M. Sc. and Ph. D. degree all from Harbin Institute of Technology in 1988, 1993 and 1999, respectively. He is currently a professor and a Ph. D. advisor at Harbin University of Science and Technology. His main research interests include minimally invasive intervention robots and oral robots.