

重力补偿式前列腺粒子植入机器人设计与分析^①

梁 艺^{②*} 许德章^{*} 汪步云^{*} 张永德^{**} 许 勇^{***}

(^{*} 安徽工程大学机械与汽车工程学院 芜湖 241000)

(^{**} 哈尔滨理工大学智能机械研究所 哈尔滨 150080)

(^{***} 中国人民解放军总医院泌尿外科 北京 100039)

摘 要 基于接触式方法测量前列腺会阴处操作空间与手术过程量化分析,研究了一种悬臂关节式前列腺粒子植入机器人。采用 D-H 参数法和微分法建立了该机器人运动学正、逆运动学方程,通过数值计算验证了正、反解模型的正确性,并根据速度雅克比矩阵求得了避免机器人奇异性位形的几何条件。利用极限边界搜索法求解固定姿($180^{\circ}, 0^{\circ}, 90^{\circ}$), $z=300\text{mm}$ 时 yoz 工作空间截面为 65674mm^2 能满足临床手术要求。通过求解垂直交叉弹簧式重力补偿机构力矩平衡方程,得到悬臂自重完全补偿与转角变量无关条件,并通过静态扭矩仿真实验和自重平衡性能定量实验,证明了垂直交叉弹簧式重力补偿机构能够实现悬臂在任意位置完全平衡,改善了驱动扭矩幅值波动,提高了近距离放射性治疗机器人操作稳定性。

关键词 粒子植入, 运动学建模, 重力补偿, 工作空间

0 引 言

据 2017 年癌症报告统计,中国每年新发癌症病例 429 万,占全球 20%,死亡 281 万例。其中常见恶性肿瘤依次为肺癌、乳腺癌、肝癌以及发病率逐年上升的前列腺癌^[1]。近距离放射性治疗(brachytherapy)是一种局部精确性放射治疗术,在超声、CT、MRI 影像设备引导下,借助粒子植入器和导向模板将核素 ^{125}I (^{103}Pd) 粒子布置到肿瘤靶区,持续放射 γ 射线对肿瘤细胞进行杀死^[2]。近距离放射性治疗也适用于治疗腹部肿瘤、消化系统肿瘤以及颅内肿瘤^[3,4]。

近距离放射性治疗前列腺癌临床数据显示,其 10 年生无复发率可达到 93% ~ 97%,阳痿和失禁等副作用小于 3%,明显地提高患者生活质量和寿

命^[5],在美国已成为早期前列腺癌治疗金标准。采用机器人辅助医生实施粒子植入手术,可以克服医生疲劳以及穿刺力不能持续控制而造成粒子位置误差(前列腺体积 $25 \sim 55\text{cm}^3$ 时平均误差 6.5mm)^[6] 的问题。

近些年,粒子机器人研究受到国内外学者的关注。国外有美国托马斯杰斐逊大学研制了单通道 Euclidian 机器人^[7]、多通道 MRIAB 机器人^[8],加拿大哥伦比亚大学 UBC 机器人^[9]、西安大略大学 RRI 机器人^[10]。这类机器人系统完全按照手动粒子植入过程进行机器人组成部分配置,主要体现在直角坐标式构型,导向模板定向穿刺,超声图像实时导航,刚性针穿刺,其缺点是自身体积较大,不适合狭小空间灵活操作。国内天津大学、北京理工大学分别研制了混联式粒子植入机器人,减小机器人累计误差精度、提高了运动灵活性,但只适应于乳腺和颅

① 国家自然科学基金(61741101),安徽省科技攻关计划(1604a0902125),安徽省自然科学基金项目(1608085QF154),安徽工程大学引进人才科研启动基金(2017YQQ008,2015YQQ005,2017YQQ015)和安徽省科技计划项目(1604a0902183)资助。
② 男,1985 年生,博士;研究方向:医疗机器人系统设计与理论分析;联系人,E-mail: liangyi@ahpu.edu.cn
(收稿日期:2017-01-10)

颌面肿瘤植入,控制相对复杂^[11,12]。

本研究针对人体截石位手术特点,在测量了经会阴操作空间基础上,设计和研制了适合于会阴处狭窄空间操作的悬臂关节式粒子植入机器人^[13]。考虑到机器人操控穿刺针与软组织接触时,其约束力矩与时变重力矩都会对机器人操作稳定性产生影响,我们采用系统能量守恒原理,研究重力势能和弹性势能相互转换机制,研究了垂直交叉弹簧式补偿机构。针对悬臂关节式前列腺粒子机器人的特点,采用数值法、运动学仿真和实验测试相结合的方法对机构设计可行性、自重补偿效果进行了分析和验证。

1 近距离放射治疗机器人机构设计

1.1 总体结构设计

粒子植入过程中,患者采用膀胱截石位。图 1 是膀胱截石位下机器人布局 and 可操作空间。图中,前列腺截面参数、下缘至会阴部皮肤表面距离参照文献[14]。患者体位参数参照成人标准,两腿之间距离为 a , a 大约为 450 ~ 600mm;靠近脚底端布置定位机构,范围为 b , b 大约为 420 ~ 500mm;定位机构末端装配有粒子植入器,粒子植入器正前方还设有导向模板,完全覆盖前列腺范围(约 100 ~ 120mm);合理操作尺寸为 60mm × 60mm × 60mm。

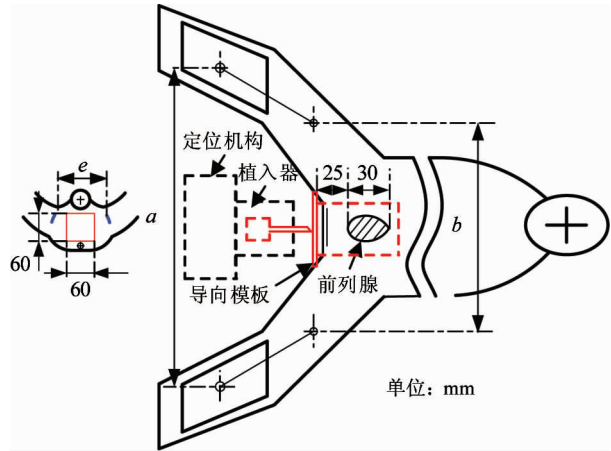


图 1 机器人布置和可操作空间(单位:mm)

对手术过程进行量化分析,初定位机构将末端植入器调整到目标高度,接近导向模板正前方 20mm 处,起到调节高度用和配合手术床使用作用。

为了将放射性粒子沿导向模板网格孔精准地送入目标靶点(粒距分别为 3.75mm,4.0mm,5.0mm,5.5mm,6.0mm),机器人末端单独设计了 2 自由度放射性粒子植入器。

如图 2 所示,该机器人主要由位置调整机构、粒子植入机构、垂直交叉弹簧式补偿机构及直肠内超声(TRUS)图像导航驱动机构组成,其中位置调整机构将穿刺针沿针轴线调整到目标高度(快速初定位),接近会阴正前方 5cm 导向模板处。垂直交叉弹簧式补偿机构是一个完整的子系统,弹簧力随机构位形变化,可以自动调节悬臂补偿力矩。粒子植入机构,通过控制外、内针驱动电机,实现穿刺针由粗定位精确运行到靶点。

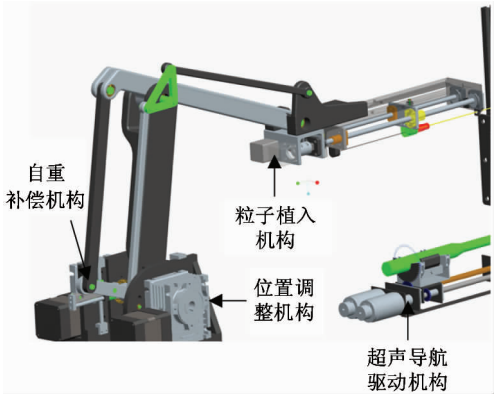


图 2 前列腺粒子植入机器人

1.2 位置调整机构设计

位置调整机构主要由滑台、大臂、小臂、小臂曲柄、平行保持架及末端平台等组成,如图 3 所示。大

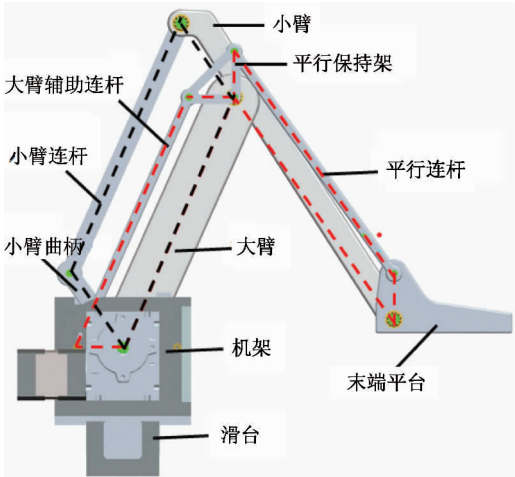


图 3 位置调整机构示意图

臂、小臂、小臂连杆和小臂曲柄通过铰链连接,构成一个平行四边形机构(黑色虚线),这个平行四边形机构可以将小臂驱动电机的动力及运动传递给小臂,以实现对小臂的驱动。大臂、大臂辅助连杆、平行保持架、平行连杆、末端平台构成2个串联的平行四边形机构(红色虚线),保持末端平台始终处于水平姿态,而联动控制大臂、小臂,可以实现穿刺针两个方向定位。

1.3 粒子植入机构设计

粒子植入机构设计2自由度结构,如图4所示。内、外针采用双丝杆螺母驱动,这种布局减少了整体结构轴线尺寸。为了避免放射性粒子对手术环境核辐射,采用封闭式粒子库接收装置,粒子弹匣可快速插入到粒子库接收装置插孔中。粒子库接收装置上还固接弹簧式外针夹持器,弹簧式外针夹持器上设有按钮,通过按钮可以装、卸外针。针穿刺软组织时,由于组织对针抵抗力而产生偏转,所以在外针前端安装有外针支撑套。另外,前列腺两侧有耻骨,对于前列腺肿瘤较大患者,容易扎到耻骨。因此,在外针前支撑端安装 Nano17 力矩传感器,用于力矩反馈的位置控制,以此防止出现过度穿刺等医疗事故。

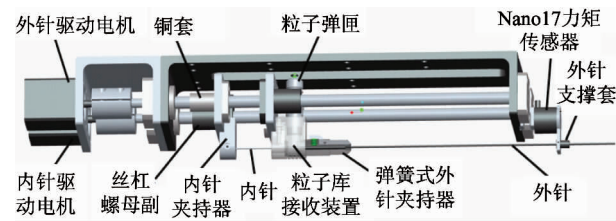


图4 粒子植入装置结构示意图

1.4 自重补偿机构设计

应用拉格朗日法建立此机器人悬臂动力学平衡方程矩阵形式^[15]:

$$T_i = \sum_{j=1}^n D_{ij} \ddot{q}_j + J_{ai} \ddot{q}_i + \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n D_{ijk} \dot{q}_j \dot{q}_k + D_i \quad (1)$$

式中 D_{ij} 为耦合惯量系数, D_{ii} 为有效惯量系数, D_{iik} 为哥式加速度和离心加速度系数, D_i 为重力项系数, J_{ai} 为传动结构惯量。

一般地,机器人操控穿刺针与软组织接触时,约

束力矩以及悬臂重力矩、惯性力矩、阻力矩会造成驱动力矩幅值波动较大,从而恶化整机操作性能。简化分析,只考虑时变重力项和约束力矩,采用系统能量守恒原理,研究重力势能和弹性势能相互转换机制,研究了垂直交叉弹簧式补偿机构如图5所示。

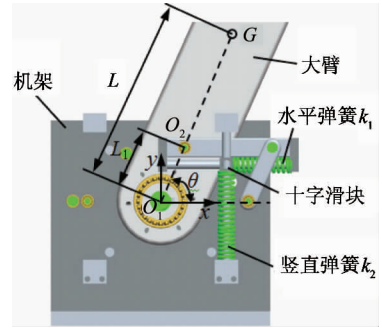


图5 大臂垂直交叉弹簧式补偿机构

假设小臂曲柄固定,大臂在绕回转中心 O_1 转动 θ 时,等效悬臂产生的重力矩 T_G 为

$$T_G = MgL \cos\theta \quad (2)$$

若平衡悬臂重力矩,需要加载按余弦规律变化的反向力矩。通过安装竖直弹簧 k_2 对大臂产生力矩 T_2 为

$$T_2 = k_2 (L_1 \sin\theta + y_0) L_1 \cos\theta \quad (3)$$

进一步安装水平弹簧 k_1 产生的力矩 T_1 为

$$T_1 = k_1 [(L_1 (1 - \cos\theta) + x_0) L_1 \sin\theta \quad (4)$$

上述式中, L 为悬臂重力相对支点 O_1 的力臂, L_1 为弹簧力作用点到 O_1 的距离, M 为大臂、小臂大臂辅助连杆、平行连杆及末端平台等效质量, k_1 、 k_2 为水平、竖直弹簧刚度系数, x_0 为大臂转角 $\theta = 0^\circ$ 时水平弹簧初始形变, y_0 为大臂转角 $\theta = 0^\circ$ 时竖直弹簧初始形变。

由式(2)、(3)、(4)可知,复合弹簧平衡下悬臂重力矩平衡方程为

$$MgL \cos\theta = k_1 [(L_1 (1 - \cos\theta) + x_0) L_1 \sin\theta + k_2 (L_1 \sin\theta + y_0) L_1 \cos\theta \quad (5)$$

令 $k_1 = k_2 = k$, 且满足 $x_0 = -L_1$ 时,通过式(5)求解

$$MgL/L_1 = ky_0 \quad (6)$$

由上述求解过程可知,若要实现悬臂自重完全平衡与转角 θ 无关,需满足以下条件:(1)水平弹簧和竖直弹簧刚度系数相等;(2)竖直弹簧初始安装

时($\theta=0^\circ$)的预紧力为 MgL/L_1 , 方向与悬臂重力矩相反;(3)水平弹簧初始安装时($\theta=0^\circ$), 水平弹簧初始形变 $x_0=-L_1$ 。

1.5 超声导航驱动机构设计

经直肠超声图像驱动 (TRUS) 机器人需要 2 个自由度, 分别控制探头在直肠里的线性运动和回转运动, 实时采集瘤边界和穿刺针, 跟踪病灶点, 控制机器人进行送针。超声导航驱动机构, 如图 6 所示, 主要由超声探头、驱动电机、探头锁紧装置、U 型橡胶托架及探头支撑架组成。

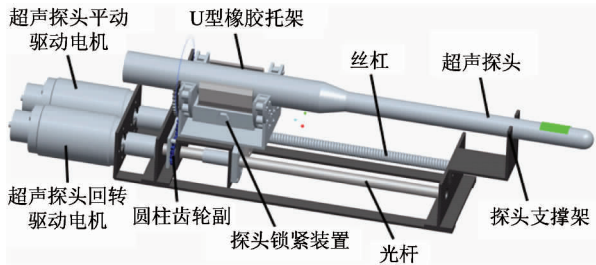


图 6 超声探头驱动机构

其中, 丝杠螺母实现探头线性插入/退回, 圆柱此齿轮副传动完成回转运动, 探头锁紧装置、U 型橡胶托架起到固定作用, 支撑架用来防止超声探头运动时产生姿态偏转。

2 机器人运动学分析

2.1 运动学正、逆解分析

根据 D-H 法建立该机器人杆件坐标系, 如图 7 所示, 连杆及关节几何参数, 如表 1 所示。

表 1 连杆及关节参数

i	θ_i	d_i	α_{i-1}	a_{i-1}	关节变量范围
1	0°	d_1	0°	0	d_1 (-25 ~ -135mm)
2	θ_2	d_2	0°	a_1	θ_2 (-6.5 ~ 50°)
3	θ_3	0	0°	a_2	θ_3 (35 ~ 115°)
4	θ_4	0	0°	a_3	$\theta_4 = \pi - \theta_2 - \theta_3$ (0 ~ 90°)
5	0°	d_5	90°	a_4	d_5 (320 ~ 557mm)

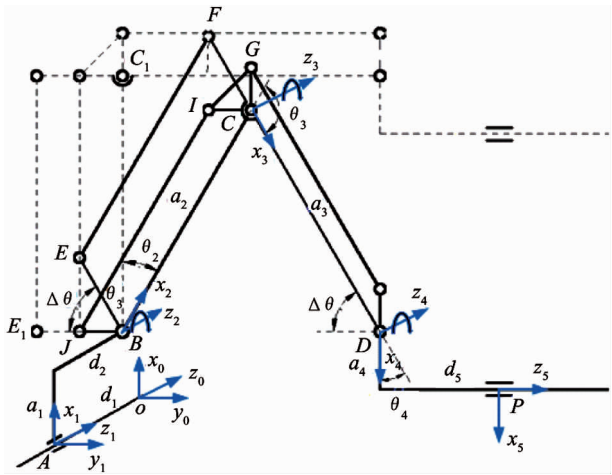


图 7 机器人连杆坐标系设定

由相邻连杆坐标变换公式顺序左乘, 得到末端点 p 到基座的齐次变换矩阵为

$$\begin{aligned} {}^0_5T &= {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T {}^4_5T \\ &= \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & a_3 \cdot \cos\theta_{23} + a_2 \cdot \cos\theta_2 + a_1 - a_4 \\ 0 & 0 & 1 & a_3 \cdot \sin\theta_{23} + a_2 \cdot \sin\theta_2 + d_5 \\ 0 & 1 & 0 & d_1 + d_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} R & P \\ 0 & I \end{bmatrix} \end{aligned} \tag{7}$$

式中, $\cos\theta_{23} = \cos(\theta_2 + \theta_3)$, $\sin\theta_{23} = \sin(\theta_2 + \theta_3)$ 。

由式(7)可知, 旋转矩阵 R 为常量确定平行连杆机构 BJIC 和 CGHD 可以保持 D 节点处安装的粒子植入器水平姿态。从运动学正解式(7)中, 关节变量 θ_2, θ_3, d_5 耦合确定末端进针方向位置, θ_2, θ_3 耦合确定末端进针轴线高度。依据此机器人几何结构, 控制关节变量“最短行程”路径规划, 假设末端关节 d_5 为给定常量 (初步设置为最小值)。因此, 简化后的运动学逆解为给定末端位姿 (p_x, p_y, p_z) , 求解关节变量 d_1, θ_2, θ_3 。根据工作空间要求, 由三角代换法, 求解得到运动学方程逆解方程如下:

$$\begin{cases} d_1 = p_z - 7.5 \\ \theta_2 = \arctan\left(\frac{p_x - 33}{d_5 - p_y}\right) \pm \\ \arctan\left[\frac{(p_x - 33)^2 + (d_5 - p_y)^2}{360000 - (p_x - 33)^2 - (d_5 - p_y)^2}\right] \\ \theta_3 = \arctan\left(\frac{p_y - 300\sin\theta_2 - d_5}{p_x - 300\cos\theta_2 - 33}\right) - \arctan\left(\frac{p_x - 33}{p_y - d_5}\right) \\ \pm \arctan\left[\frac{(p_x - 33)^2 + (p_y - d_5)^2}{360000 - (p_x - 33)^2 - (p_y - d_5)^2}\right] \end{cases} \quad (8)$$

建立关节速度 $\dot{\mathbf{q}}$ 向操作空间速度 $\mathbf{V}$ 映射的雅克比矩阵 $\mathbf{J}$, 即

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_p \\ \dot{y}_p \\ \dot{z}_p \\ \omega_{px} \\ \omega_{py} \\ \omega_{pz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{J}_{l1} & \mathbf{J}_{l2} & \mathbf{J}_{l3} & \mathbf{J}_{l4} \\ \mathbf{J}_{a1} & \mathbf{J}_{a2} & \mathbf{J}_{a3} & \mathbf{J}_{a4} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{d}_5 \end{bmatrix} \quad (9)$$

式中, $\mathbf{J}_{li}$ 和 $\mathbf{J}_{ai}$ ($i=1,2,\dots,4$) 分别表示关节 i 的单位关节速度引起的末端执行器的线速度和角速度。

采用微分法构造雅克比矩阵, 得到速度正解为:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_p \\ \dot{y}_p \\ \dot{z}_p \\ \omega_{px} \\ \omega_{py} \\ \omega_{pz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & d_5 + a_3s_{23} + a_2s_2 & d_5 + a_3s_{23} & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & a_1 - a_4 + a_3c_{23} + a_2c_2 & a_3c_{23} - a_4 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{d}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{d}_5 \end{bmatrix} \quad (10)$$

2.2 奇异性分析

关节 4 构成机器人冗余关节, 采用阻尼最小二乘法求解式 (10) 奇异鲁棒性 $\mathbf{J}^T(\mathbf{J}\mathbf{J}^T + \lambda^2\mathbf{I})^{-1}$ 。根据式 $\det(\mathbf{J}\mathbf{J}^T) = 0$, 推导出机器人产生奇异位形集合

关系及条件, 伪逆计算量大使得算法难于用于实时控制。由于移动关节 1 和 4 属于独立运动关节, 即关节 1 和 4 在给定输入下都不会引起关节空间到操作空间映射的奇异位形。选定关节 2 和 3 映射到 D 节点雅克比矩阵

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_D \\ \dot{y}_D \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_3s_{23} + a_2s_2 & a_3s_{23} \\ a_3c_{23} + a_2c_2 & a_3c_{23} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (11)$$

根据 $\det(\mathbf{J}) = 0$ 计算的奇异位形条件, 以下两种情况会产生奇异位形:

Case 1: 当 $\theta_3 = n\pi + \theta_2$ 时, 大臂和小臂共线且同向。

Case 2: 当 $\theta_2 = n\pi/2, \theta_2 = 0^\circ$ 时, 大臂和小臂延长线共线且反向。

2.3 工作空间分析

利用运动学反解式 (8) 和几何约束条件, 采用极限边界搜索法^[16], 求解得到了末端平台在固定姿态 ($180^\circ, 0^\circ, 90^\circ$), $z = 300\text{mm}$ 时 yoz 工作空间截面如图 8 所示。其中, 阴影区域为机器人末端可达到的全部区域, 白色长方形区域为粒子植入时所需区域, 图中可以看出机器人末端完全可以覆盖一个高 40mm, 长 124mm 的长方形区域, 说明在工作范围这一指标上, 原设计工作空间有一定余量, 这提高了机器人对不同体型患者的适应能力。

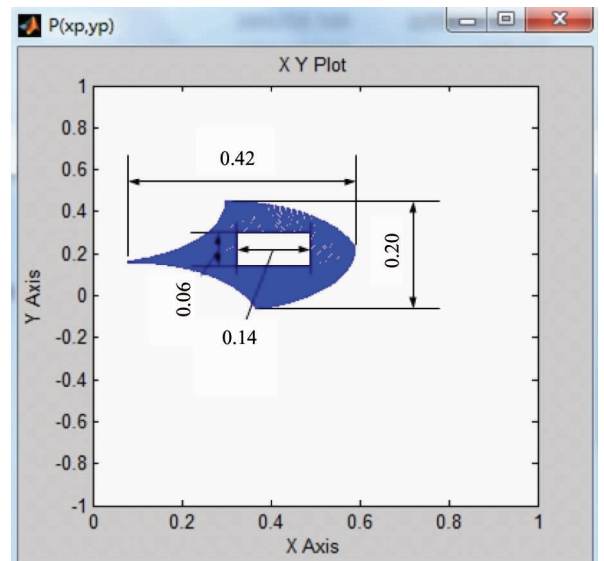


图 8 前列腺粒子植入机器人工作空间

3 仿真和实验

3.1 数值验证

以关节变量值 $d_1 = -75\text{mm}$, $\theta_2 = 30^\circ$, $\theta_3 = 120^\circ$, $d_5 = 320\text{mm}$ 为例分析, 带入正解方程式 (7), 得到 $(33, 620, -67.5, 180^\circ, 0^\circ, 90^\circ)$, 再带入反解方程组式 (8) 中。采用 Matlab 数值求解, 结果如表 2 所示。

表 2 10 种参数化运动学逆解组合

d_1 (mm)	θ_1 ($^\circ$)	θ_2 ($^\circ$)	d_5 (mm)
-75.0000	30.0000	120.0000	320.0000
-75.0000	150.0000	-120.0000	
-75.0000	27.8181	124.3637	340.0000
-75.0000	152.1819	-124.3637	
-75.0000	25.6793	128.6414	360.0000
-75.0000	154.3207	-128.6414	
-75.0000	23.5782	132.8463	380.0000
-75.0000	156.4218	-132.8463	
-75.0000	21.5102	136.9796	400.0000
-75.0000	158.4898	-136.9796	

由表中结果可知, 数值反解无法构成封闭解, 原因是冗余移动关节 5 和关节 2、3 在沿穿刺针进针方向存在耦合。参数化给定 d_5 在 $[320, 400]$ 按 5 等分取值, 推导出 d_1, θ_2, θ_3 包含 d_5 的解析式而构成封闭解。即每组 d_5 对应 d_1, θ_2, θ_3 都有两组解, 考虑结构几何约束条件 $\theta_2 \in [-6.5^\circ, 50^\circ], \theta_3 \in [30^\circ, 140^\circ]$, 选择合适的解。

3.2 重力补偿性能仿真和实验

利用 Pro/E 建立前列腺粒子植入机器人三维模型, 通过测量分析计算出等效悬臂重力 G 大约为 76.20N , 支点 O_1 和支点 O_2 的距离 L_1 为 92.60mm , 等效悬臂重力相对支点 O_1 的力臂 L 为 176.70mm , 通过式 (7) 可以计算得到水平和竖直方向弹簧刚度 $k_1 = k_2 = 1.57\text{N/mm}$, 初始长度选择为 84mm 。利用 Adams 的 Simulation control 模块对虚拟样机进行关节力矩仿真。设置关节运动角速度为 $5.68^\circ/\text{s}$, 设置大臂关节初始转角为 38.22° , 运动符合 $\theta = 38.22^\circ + 5.68t$ 运动规律, 仿真时间 t 为 10s 。

考虑到机器人末端加上 1kg 粒子植入器以及穿刺前列腺组织时产生的水平阻力, 本文以大臂关节输出扭矩幅值作为评估参数, 分析这两种负载下垂交叉弹簧式补偿机构的作用效果, 如图 9 所示。

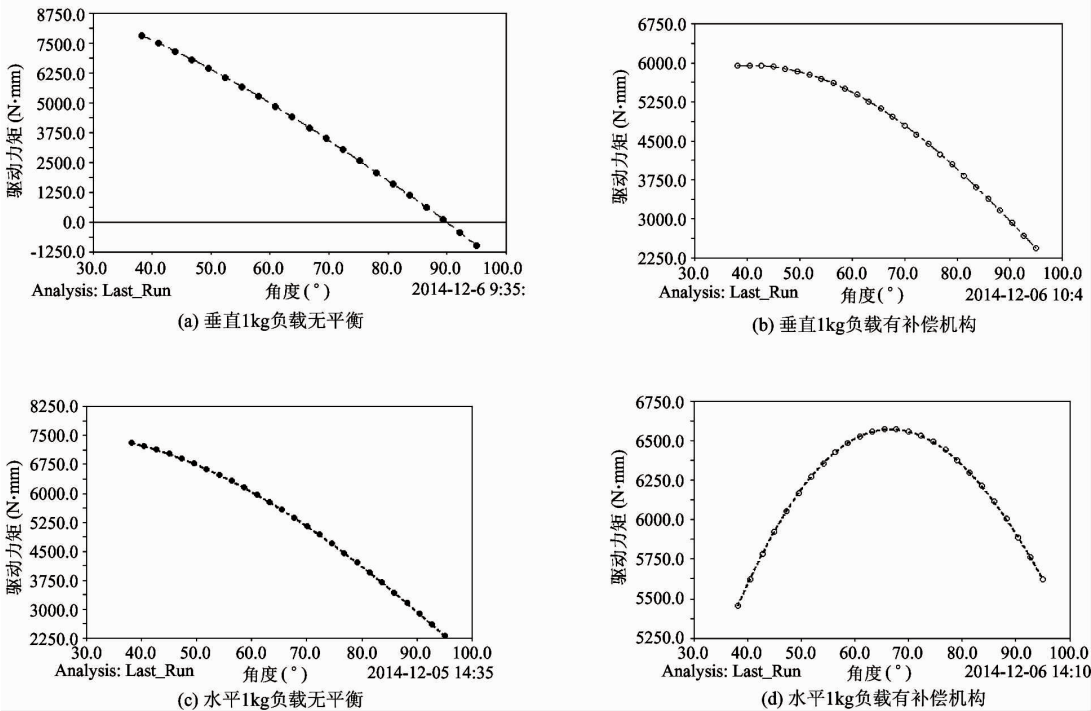


图 9 大臂关节力矩仿真

由图9(a)、图9(b)可知,在垂直1kg负载下,当 θ 由 $40^\circ \sim 95^\circ$ 增大时,大臂关节驱动扭矩逐渐减小。安装垂直交叉弹簧式补偿机构时,驱动扭矩平均值减少14.21%,扭矩波动减少43.84%。由图9(c)、(d)得到,在水平1kg负载下,驱动扭矩平均值相对无补偿机构减少12.27%,扭矩波动减少78.42%,对比两种负载下关节力矩仿真实验,垂直交叉弹簧式补偿机构对水平负载下扭矩波动减少的更为明显。

为验证垂直交叉弹簧式补偿机构的效果,搭建了悬臂关节式粒子植入机器人实验测试平台,如图10所示。

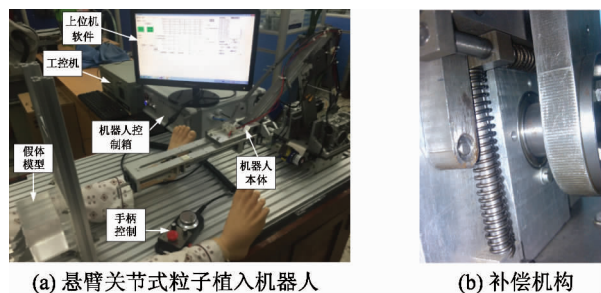


图10 粒子植入机器人实验测试平台

采用定量实验来分析悬臂驱动扭矩变化情况,使用分度测力计 CFG + 200N 记录加载力,采用角度分度器来记录大臂转角位置。测量大臂转角 θ 由 45° 至 95° 缓慢增大,每隔 5° 记录一次实验数据,通过测力计 CFG + 200N 的 RS232 串口输出数据,并分析实验数据得到三种负载下的悬臂关节力矩平衡对比分析结果,如图11所示。

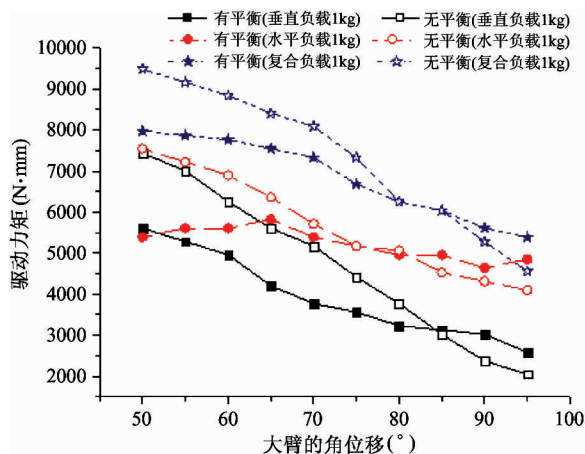


图11 三种负载下悬臂关节力矩平衡对比分析

在安装垂直交叉弹簧式补偿机构后,大臂转角由 45° 至 95° 过程中,所需加载力矩幅值均降低了 $1.80\text{N} \cdot \text{m}$ 。竖直负载下加载平均扭矩减少了 $0.86\text{N} \cdot \text{m}$,扭矩波动减少了 $0.85\text{N} \cdot \text{m}$;水平负载下加载平均扭矩减少 $0.64\text{N} \cdot \text{m}$,扭矩波动减少 $0.98\text{N} \cdot \text{m}$;复合负载下加载平均扭矩减少 $0.91\text{N} \cdot \text{m}$,扭矩波动减少了 $0.80\text{N} \cdot \text{m}$ 。加载力矩幅值降低、波动减小,说明关节力矩平衡系统提高了前列腺粒子植入机器人驱动平稳性。

4 结 论

基于接触式方法测量的前列腺会阴处操作空间和手术过程量化分析,研究了一种悬臂关节式前列腺粒子植入机器人,采用数值法、运动学仿真和实验测试相结合的方法对该机器人设计的合理性进行了分析和验证,得到如下结论:

- (1) 采用 D-H 参数法和微分法建立该机器人运动学正、逆运动学方程,通过数值计算验证了正、反解模型的正确性,并根据速度雅克比矩阵求得了避免机器人奇异性位形的几何条件。
- (2) 利用极限边界搜索法求解得到该机器人在固定姿态下工作空间,其结果能完全满足临床前列腺近距离放射性治疗手术工作范围的要求。
- (3) 通过静态扭矩仿真实验和自重平衡性能定量实验,证明了垂直交叉弹簧式补偿机构能够实现悬臂在任意位置的完全平衡,改善了驱动扭矩幅值的波动。

参考文献

- [1] Siegel R L, Miller K D, Jemal A. Cancer statistics, 2017 [J]. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 2017, 67 (1): 7-30
- [2] Wernicke G, Taube S, Smith A W. Central nervous system brachytherapy [M]. *Handbook of Image-guided Brachytherapy*, Berlin: Springer-Verlag, 2017. 539-556
- [3] Deng X N, Wu H J, Gao F, et al. Brachytherapy in the treatment of breast cancer [J]. *International Journal of Clinical Oncology*, 2017, 22(4): 641-650
- [4] 李小东,王荣福. 多模态影像引导 ^{125}I 粒子植入治疗恶性肿瘤的现状与进展[J]. *中国医药装备*, 2017, 14(4): 21-24

- [5] 张峰波,杜源,邵强,等. 低剂量率近距离放射治疗局限低/中危前列腺癌 133 例报告[J]. 北京大学学报,2015,47(4):611-614
- [6] Niki Abolhassani. Trajectory Planning and Control of Needle Insertion in Robotics-Assisted Prostate Brachytherapy [D]. The University of Western Ontario, 2008
- [7] Yu Y, Podder T, Zhang Y D, et al. Robotic system for prostate brachytherapy [J]. *Computer Aided Surgery*, 2007, 12(6):366-370
- [8] Podder T K, Buzurovic I, Huang K, et al. Multichannel robotic system for surgical procedures[C]. In: Proceedings of the Imaging and Signal Processing in Healthcare and Technology Symposium, Washington, DC, 2011. 737
- [9] Salcudean S E, Prananta T D, Morris W J, et al. A robotic needle guide for prostate brachytherapy [C]. In: Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Pasadena, 2008. 2975-2981
- [10] Wei Z, Gardi L, Edirisinghe C, et al. Three-dimensional ultrasound guidance and robot assistance for prostate brachytherapy[M]. *Engineering Image-Guided Interventions*, Berlin: Springer-verlag, 2008. 429-460
- [11] Jiang S, Guo J, Liu S, et al. Kinematic analysis of a 5-DOF hybrid-driven MR compatible robot for minimally invasive prostatic interventions [J]. *Robotica*, 2012, 30(7):1147-1156
- [12] 段星光,陈宁宁,王永贵,等. 颅颌面肿瘤放射性粒子植入手术机器人设计与实现[J]. 机械科学与技术, 2017,36(3):341-346
- [13] 梁艺. 前列腺放射性粒子植入机器人关键技术研究: [博士学位论文][D]. 哈尔滨: 哈尔滨理工大学机械动力工程学院, 2017:17-27
- [14] 杨亚汝,姜露莹,许小云,等. 实时三维超声测量模拟前列腺体积的实验研究[J]. 临床超声医学, 2008,10(1):5-6
- [15] Lin P Y, Shieh W B, Chen D Z. A theoretical study of weight-balanced mechanisms for design of spring assistive mobile arm support (MAS) [J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2013, 61(1):156-167
- [16] 李浩,张玉茹,王党校. 6-RSS 并联机构工作空间优化算法对比分析[J]. 机械工程学报,2010,46(13):61-67

Design and analysis of prostate brachytherapy robots with gravity compensation devices

Liang Yi*, Xu Dezhang*, Wang Buyun*, Zhang Yongde**, Xu Yong**

(* School of Mechanical and Automotive Engineering, Anhui Polytechnic University, Wuhu 24100)

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

(*** Urinary Surgery, The General Hospital of Chinese People's Liberation Army, Beijing 100039)

Abstract

A cantilever articulated robot for prostate brachytherapy is developed based on measurement workspace in the perineum of prostate and quantitative analysis for the surgery procedure. The forward and inverse kinematics equations of this robot is established by the Denavit-Hartenberg Matrix and the differential method, and the correctness of the positive and inverse solution model is verified by numeric calculation. Further, the geometrical conditions of avoiding the robot's singularity configuration is obtained according to the velocity Jacobian matrix. Through the limit boundary searching method to solve the workspace of the mechanisms under the posture ($180^\circ, 0^\circ, 90^\circ$), the workspace with xoy section is 65674mm^2 under $z=300\text{mm}$, thus, the requirements of clinical surgery are satisfied. By solving the torque equilibrium equation of the vertically crossed spring gravity compensation devices, the full balance of cantilever torque conditions and the conditions independent of the angle variable are obtained. The static drive torque simulation and the quantitative experiment are conducted, and the results verify that the vertically crossed spring gravity compensation devices can realize the full balance of cantilever torque at an arbitrary position, so the fluctuation amplitude value of driving torque can be improved and the operation stationary of a prostate brachytherapy robot system can be increased.

Key words: seed implantation, kinematics modeling, gravity compensation, workspace