

肘腕4-DOF冗余康复外骨骼构型综合方法

单泉, 黄建聪, 张顺, 陈砚

(东北大学秦皇岛分校 控制工程学院, 河北 秦皇岛 066004)

摘要: 针对外骨骼康复机器人与人体之间轴线错位而导致的不兼容等问题, 提出了一种冗余康复外骨骼的构型综合方法. 首先, 通过全局静力条件确定冗余运动副的数目, 并利用几何分析减少冗余运动副类型组合的数目; 其次, 基于用户舒适度考虑了可能的冗余运动副轴线组合并选择了合适的组合方式; 接着, 结合工程约束考虑冗余运动副的可能位置排列并确定最优位置排列; 最后, 通过分析冗余运动副的运动, 确定外骨骼和人体的位置和姿态. 结果表明, 在不同的轴线错位情况下, 最优构型使外骨骼与人体能够实现相同的位置和姿态, 有效克服了运动学不兼容性问题.

关键词: 人机相容性; 机构合成; 人机闭链; 外骨骼机器人

中图分类号: TP 242; TP 391.9

文献标志码: A

文章编号: 1005-3026(2025)02-0064-12

Configuration Synthesis Method of Elbow & Wrist 4-DOF Redundant Rehabilitation Exoskeleton

SHAN Quan, HUANG Jian-cong, ZHANG Shun, CHEN Yan

(School of Control Engineering, Northeastern University at Qinhuangdao, Qinhuangdao 066004, China. Corresponding author: HUANG Jian-cong, E-mail: 13210193793@163.com)

Abstract: To address issues such as incompatibility caused by axis misalignment between rehabilitation robots' exoskeletons and the human body, a configuration synthesis method for redundant rehabilitation exoskeletons was proposed. Firstly, the number of redundant motion pairs was determined through global static conditions, and geometric analysis was used to reduce the number of combinations of redundant motion pair types. Secondly, based on user comfort, possible redundant motion pair axis combinations were considered and appropriate combination modes were selected. Next, the possible position arrangement of redundant motion pairs was considered to determine the optimal position arrangement based on engineering constraints. Finally, the motion of redundant motion pairs was analyzed to determine the position and posture of the exoskeleton and human body. The results indicated that the optimal configuration can achieve the same position and posture between the exoskeleton and the human body under different axes misalignment conditions, effectively overcoming the problem of kinematic incompatibility.

Key words: human-robot compatibility; mechanism synthesis; human-machine closed loop; exoskeleton robot

随着人口老龄化和慢性疾病的增加, 康复医学成为了医疗领域的重要分支^[1-3]. 外骨骼康复机器人作为一种智能化的康复辅助设备, 能够提高康复效果、减轻医护人员的负担、增强患者的主动性和自信心^[4-5]. 外骨骼康复机器人是一种

与人体骨骼结构相匹配的可穿戴式机器人, 能够模仿人体关节运动, 辅助或增强人体肢体功能^[6]. 外骨骼康复机器人在下肢瘫痪、中风、脑损伤等导致肢体功能障碍的患者的康复训练中有广泛的应用前景^[7].

由于人体骨骼结构复杂且个体差异大,传统的外骨骼康复机器人设计难以完全适应人体运动,导致外骨骼康复机器人与人体之间存在运动学不匹配和力学不协调等问题,限制了机器人的性能和康复效果^[8].为了解决这个问题,目前的研究倾向于在外骨骼康复机器人设计中引入冗余运动副,以增强机器人与人体之间的适应性和灵活性^[9].冗余外骨骼康复机器人的构型设计是一个复杂的问题,需要考虑多种因素,如冗余运动副的数目、种类、轴线方向、位置排列以及冗余运动副是否满足人体力学特性等.

文献中找到的方法各不相同.第一种方法是建立外骨骼与人体的几何模型,分析外骨骼与人体之间的错位,然后在对应位置添加冗余运动副进行错位补偿.例如, Schiele^[10]介绍了1个分析模型,可以预测和解释人机交互过程中由于人体和外骨骼机器人关节轴不对齐而产生的有害力,然后在人机接合面处添加冗余运动副.在上述工作中,仅在平面上分析了力传递,忽略了由于人体肢体平面与外骨骼平面之间不可避免的角度差异导致产生的平面外的额外力.

第二种方法是采用 Hunt 公式,让外骨骼和人体闭链的自由度数等于驱动自由度数而成恰约束系统,然后进行构型合成.例如, Yan 等^[11]根据 Hunt 公式计算了运动闭链的自由度,得出了引入冗余运动副的数量要求;然后从工程应用价值的角度,选择了 2P1P3R 和 5R1P 作为机器人广义肩关节机构的构型.这种选取方法可以得到满足工程要求的最优构型,但是计算复杂^[11].

第三种方法是根据 Jarrasse 提供的一种构造方法,可以确定不同人机闭链之间释放的自由度的所有可能分布,并给出了全局静力证明^[12-14].例如, Esmacili 等^[9]应用 Jarrasse 的全局方法来简化由人手腕和外骨骼组成的闭链并从人体运动学的角度选取构型.文献[12-14]侧重描述全局静力证明以及实验验证,对构型的分析比较少并且得到的构型并不唯一.

上述学者进行的研究具有优势和局限性. Schiele 等^[15-16]对人体和外骨骼进行几何建模,可以清晰得到冗余运动副的具体构型,但他们忽略了由于缺乏平行性而可能产生的平面之外的力.使用 Hunt 公式可以确定由外骨骼和人体组成的闭链系统中冗余运动副的数目,该数目等于驱动自由度的数目.然而,确定冗余运动副的类型和方向的过程过于复杂.利用 Jarrasse 的一般方法

可以确定满足全局静力要求的冗余运动副的数目,随后从患者受力的角度有效快速地确定运动副的轴方向.然而,该方法涉及一些无效选择,并且使用该方法确定的最佳冗余运动副构型并不唯一.

本文首先介绍了轴线错位的原因,并综合前述学者的研究,总结了冗余康复外骨骼构型合成的方法;然后确定冗余运动副的数量以及可能的运动副类型的合成情况,并确定冗余运动副的轴线方向以及运动副之间的位置排列;接着描述在 MATLAB 中进行的运动仿真实验并对结果进行详细分析;最后获得冗余康复外骨骼最优构型.

1 轴线错位原因与步骤说明

本节首先介绍外骨骼和患者之间运动学不相容的原因,即加入冗余的动机;然后总结当前文献中关于冗余运动副构型合成的约束条件;最后描述基于上述的约束条件合成冗余康复外骨骼所涉及的步骤.

1.1 轴线错位的原因

目前外骨骼的设计大多遵循文献[10]中的范式:“外骨骼是一种外部结构,其关节的轴线与人体关节的轴线一一对应.”但实际上由于人体形态复杂而不同,人体关节轴线不可视性等因素,外骨骼与人体之间总存在错位,外骨骼不可能精确遵循人体运动学,运动链的接合面存在运动不兼容性.图1展示了人体与外骨骼之间存在初始错位,如果二者都转动角度 α ,则初始错位会导致径向位移 dI 和切向位移 dW ,如图1a所示;如果外骨骼与人体之间有1个移动副,外骨骼转动角度 α ,则初始位移会导致径向位移 dI 和角度位移 γ ^[15],如图1b所示.

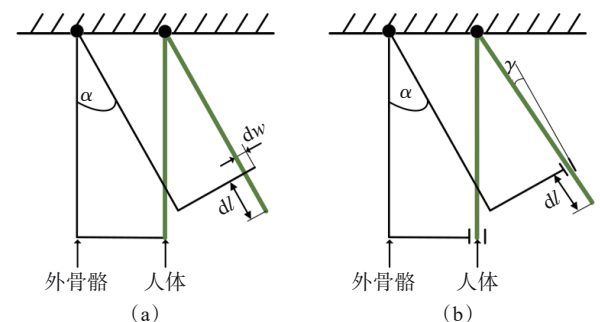


图1 1-DOF人体肢体和外骨骼的示意图
Fig. 1 Schematic of 1-DOF human limbs and exoskeleton

(a)一不存在运动副;(b)一存在运动副.

如果外骨骼与人体之间的物理连接是完全刚性的,由于轴线错位,那么康复运动将受到限制.实际上,当外骨骼轴线与人体关节轴线未对齐时,人体会发生变形,而这种变形存在于能够承受大变形的软组织中.尽管在没有任何驱动的情况下,外骨骼和皮肤之间仍会产生无关的力和力矩^[16],这可能会引起不适、疼痛,甚至导致长期受伤、关节脱臼等问题.查阅文献可知,通过添加冗余运动副,可以在一定程度上解决这些问题^[17].

1.2 步骤来源及步骤说明

在康复外骨骼中增加冗余运动副的本质是为了补偿人机接合面在康复过程中出现的偏差.通过冗余运动副的运动,可以消除康复过程中产生无关的力和力矩,使得外骨骼只能传递与驱动人体康复相关的力和力矩.除了确保外骨骼只传递与人体运动相关的力和力矩之外,还需要考虑冗余运动副的类型、数量、轴线方向和位置排列.综合既有文献中对康复机器人的技术要求,以设计出有效的冗余康复机器人.目前冗余康复外骨骼的技术要求主要涵盖以下 4 个方面:

1) 满足运动学兼容性. 满足运动学兼容性是指外骨骼系统的自由度要大于人体关节的自由度^[17]. 当外骨骼关节仅由具有 1-DOF 的简单运动副组成时,无法准确复制人体关节的运动学特性. 对于 3-DOF 的关节,需要存在 3 个相互垂直的转动副,分别用于屈/伸、外展/内收和旋内/旋外运动. 由于外骨骼旋转关节无法与人体旋转轴完全对齐,因此需要额外的元件来补偿与人体关节错位的影响.

2) 满足全局静力条件. 满足全局静力条件要求当 2 个相似运动链通过多个冗余运动副连接时,整个系统的自由度等于外骨骼主动关节自由度之和^[13]. 满足全局静力条件可确保系统处于静力状态,即不存在不可控制的内部力或应力. 这对于设计外骨骼与人体物理连接的装置至关重要,可避免对人体造成不必要的伤害或不适. 同时,满足全局静力条件还可以提高系统的透明度,即减少系统对人体运动的阻力或干扰,进而提高外骨骼等装置的舒适性和效率.

3) 满足用户舒适性. 满足用户舒适性意味着外骨骼仅传递对人体运动有益的力和力矩^[11-13]. 外骨骼通过连接装置向人体传递力,为提高舒适性,连接装置与人体接触面积必须足够大;同时外骨骼可以传递垂直人体轴线的力、尽量避免沿人体轴线的力、避免施加绕人体轴线的力矩、谨

慎施加绕垂直人体轴线的力矩.

4) 满足工程条件. 满足工程条件要求外骨骼具备轻巧、体积小、足够强度和刚度、易于加工等特点^[18-19]. 为实现轻量化,应尽量采用空间运动副. 同时,考虑到移动副需要导轨,而导轨基座较大且重,应尽量减少移动副的使用. 若需要移动副,应将其放置在靠近外骨骼的一侧,并将移动副的导轨整合到外骨骼结构中,以满足易于加工的要求. 为满足强度和刚度的需求,可使用球面副和十字铰链等替代多自由度运动副,以缩短链长、减小体积和提高刚度. 对于具有特殊强度和刚度要求的部分,还可引入虚约束.

根据上述技术要求,冗余康复外骨骼构型的合成可以归纳为 4 个主要步骤:

1) 进行运动学兼容性约束. 通过分析人体的广义运动学模型,确定康复部位所涉及的自由度,并确立外骨骼主动关节与人体关节之间的一一对应关系,以确保运动学兼容性.

2) 进行全局静力约束. 为确保系统处于静力状态,避免不可控制的内部力和应力,对运动闭链实施全局静力约束. 确定满足全局静力约束的冗余自由度数量,并分析可能的冗余运动副类型的合成情况. 若可能的合成情况较多,则进行几何分析,确定必须存在的冗余运动副,从而减少合成情况的可能性,便于后续确定轴线方向和运动副位置.

3) 进行用户舒适性约束. 分析冗余运动副轴线的合成情况,根据用户舒适性约束条件,以获取满足约束条件的运动副轴线方向.

4) 进行工程条件约束. 分析冗余运动副位置的合成情况,并考虑工程条件的约束,确定满足条件的运动副位置,即获得最优构型.

通过以上 4 个步骤的合成过程,可以得到满足运动学兼容性、全局静力约束、用户舒适性和工程条件的冗余外骨骼最优构型.

2 运动学兼容性和全局静力条件对冗余运动副的约束

首先,基于解剖学知识对人体肘腕关节的运动特性进行分析,建立了人体肘腕的广义运动学模型,以确保运动学兼容性. 其次,利用全局静力约束条件确定冗余运动副的数量,并初步筛选运动副的类型,得到了 49 种潜在的冗余运动副方案. 然而,这样大量的潜在方案不利于后续的冗余运动副轴线方向和位置的确定. 最后,通过建

立满足平行度要求的外骨骼与人体的几何模型,对需要引入的冗余运动副进行分析,并将这些引入的冗余运动副称为确定运动副,以此减少满足条件的冗余运动副种类合成的数量.这一步骤有助于进一步确定冗余运动副的轴线方向和位置.

2.1 人体关节运动学分析

根据人体解剖学,前臂是由肘关节和腕关节 2 个主要关节组成的重要部位,在人体运动中扮演着关键的角色,其运动学特性由这 2 个部分共同决定.

人体肘关节复合体的解剖结构如图 2a 所示.肘关节由肱骨下端、尺骨和桡骨上端组成,形成了 3 个关节(肱尺关节、肱桡关节和桡尺近侧关节),这些关节共同包含在 1 个关节囊内,构成 1 个复合关节.肱尺关节是由肱骨滑车与尺骨滑车切迹构成的滑车关节.肱桡关节是由肱骨小头与桡骨头关节凹构成的球窝关节,本应有 3 个方位的运动,但由于受尺骨的限制,不能作内收/外展运动.桡尺近侧关节是由桡骨的环状关节面与尺骨的桡骨构成的圆柱关节.从肘关节整体运动来说有 2 个运动轴,即绕额状轴作屈伸运动,这一运动轴为肱尺关节和肱桡关节所共有,绕垂直轴可作旋内和旋外运动,这一运动轴为肱桡关节和桡尺近侧关节所共有.

人体腕关节的解剖结构如图 2b 所示.腕关节由桡骨下端的腕关节面和关节盘的下面形成关节窝,与舟、月、三角骨的近侧关节面联合组成的关节头共同构成,属于椭圆关节.舟骨、月骨、三角骨之间被坚韧的骨间韧带连接在一起,几乎没有活动,可将它们看成 1 块骨.尺骨由于被关节盘隔开,不参与桡腕关节组成,所以从结构上看桡腕关节是 1 个单关节.腕关节囊前后松弛,关节周围有一系列韧带加固,在外侧有桡侧副韧带,内侧有尺侧副韧带,背面有桡腕背侧韧带,前面有桡腕掌侧韧带.桡腕关节是典型的椭圆关节,可绕 2 个轴进行运动.绕额状轴可作屈伸运动,绕矢状轴可作内收外展运动.

2.2 冗余运动副的数目确定

2.1 节的分析结果表明,在肘腕关节的广义模型中,肘关节具有 2 个自由度,腕关节也具有 2 个自由度.为了确保运动学兼容性,外骨骼的肘关节需要具备 2 个自由度,而腕关节也需要具备 2 个自由度.将文献[9]中提出的方法应用于该运动闭链中,具体示意图如图 3 所示.

要添加的冗余自由度满足以下约束条件:

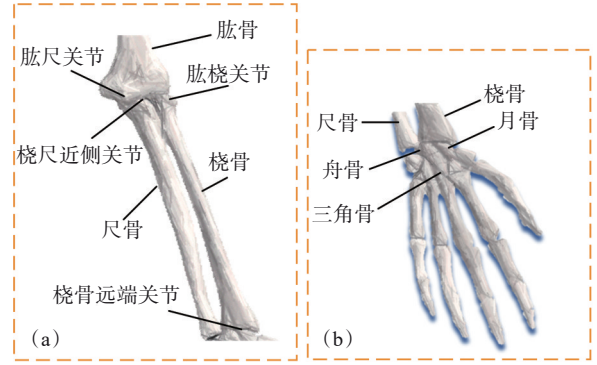


图 2 肘关节和腕关节的解剖图

Fig. 2 Anatomical diagram of the elbow and wrist joints (a)—人体肘关节;(b)—人体腕关节.

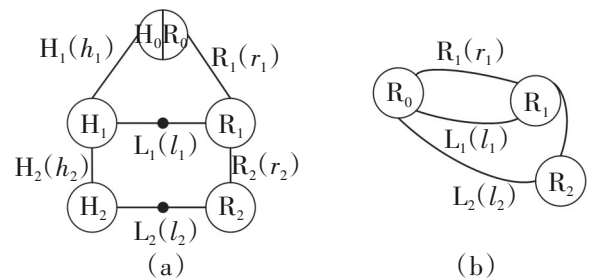


图 3 运动闭链示意图

Fig. 3 Schematic diagram of the closed loop of motion (a)—关节运动;(b)—关节静止.

$$\sum_{j=1}^i (l_j + r_j) \geq 6i, \forall i \in \{1, \dots, n\}, \quad (1)$$

$$\sum_{j=1}^{i-1} (l_j + r_j) + r_i \leq 6i, \forall i \in \{1, \dots, n\}, \quad (2)$$

$$\sum_{j=1}^n (l_j + r_j) = 6n. \quad (3)$$

其中: l_i 表示冗余运动链 L_i 的冗余自由度(且 $i \in \{1, \dots, n\}, 0 \leq l_i \leq 5$); r_i 表示机器人关节 R_i 的自由度.图 3 中的 h_i 表示人体关节 H_i 的自由度.人体前臂与固定在地面上的机器人主体进行刚性连接($h_0=0, r_0=0$).

要添加的冗余自由度总数根据式(3)可得:

$$\sum_{j=1}^2 (l_j + r_j) = 12 \Rightarrow l_1 + l_2 = 8. \quad (4)$$

对于第一条运动链 L_1 ,由式(1)~(2)得

$$4 \leq l_1 \leq 5. \quad (5)$$

由于冗余自由度的总数已确定为 8,并且 l_1 只能选择 4 或 5,因此可能的解决方案仅限于 $(l_1, l_2) = (4, 4)$ 或 $(5, 3)$ 这两种情况.在这一阶段,已确定了解决轴线错位所需的冗余自由度数目,然后进行冗余运动副种类的选择.

2.3 冗余运动副的种类合成

物体在空间中具有 6 个自由度,包括 3 个移动自由度和 3 个转动自由度.因此,仅考虑移动副和转动副的情况,通过组合这些运动副,形成满足条件的构型.

表 1~2 给出了肘部运动链 L_1 和腕部运动链 L_2 满足全局静力条件的冗余运动副种类合成.这些种类合成不考虑由于运动副轴线和位置差异所产生的变化.此外,为了全面分析,还考虑了特殊情况 $\underline{2R4P0R}$ 、 $\underline{2R4R0P}$ 、 $\underline{2R5P0R}$ 和 $\underline{2R5R0P}$.其中,R 和 P 分别表示上肢与外骨骼连接的冗余转动和移动关节; \underline{R} 代表上肢与外骨骼连接的主动转动运动副; l_1 表示肘部运动链 L_1 具有的自由度, l_2 表示腕部运动链 L_2 具有的自由度.

表 1 肘、腕冗余运动副种类合成 ($l_1=4, l_2=4$)
Table 1 Synthesis of redundant motion pair types for elbows and wrists ($l_1=4, l_2=4$)

运动链	主动转动运动副数目	冗余运动副数目	种类合成
L_1	2	4	$\underline{2R4P}, \underline{2R3P1R}, \underline{2R2P2R}$ $\underline{2R1P3R}, \underline{2R4R}$
L_2	2	4	$\underline{2R4P}, \underline{2R3P1R}, \underline{2R2P2R}$ $\underline{2R1P3R}, \underline{2R4R}$

在表 1~2 中,前臂外骨骼的种类合成由肘部运动链 L_1 的种类合成和腕部运动链 L_2 的种类合成组成.当 ($l_1=4, l_2=4$) 时,总共有 25 种组合方式.当 ($l_1=5, l_2=3$) 时,总共有 24 种组合方式.因

此,运动链的种类合成共计 49 种.

表 2 肘、腕冗余运动副种类合成 ($l_1=5, l_2=3$)
Table 2 Synthesis of redundant motion pair types for elbows and wrists ($l_1=5, l_2=3$)

运动链	主动转动运动副数目	冗余运动副数目	种类合成
L_1	2	5	$\underline{2R5P}, \underline{2R4P1R}, \underline{2R3P2R}$ $\underline{2R2P3R}, \underline{2R1P4R}, \underline{2R5R}$
L_2	2	3	$\underline{2R3P}, \underline{2R2P1R}, \underline{2R1P2R}$ $\underline{2R3R}$

由于运动链的种类合成达到了 49 种,后续的运动副轴线和位置的确定需要在这些种类合成的基础上进行,这给后续的工作带来一定的困难.因此,下一步将建立几何模型,分析并确定运动副,以降低后续分析的复杂度.

2.4 简化冗余运动副的种类合成

当外骨骼与患者轴线满足平行度要求时,外骨骼可通过带动患者的肘关节或腕关节进行屈伸运动.肘关节或腕关节运动链示意图如图 4 所示.其中: A 表示机器人与人体肘关节或腕关节轴线之间的水平误差, B 表示垂直误差.这些误差可能源自外骨骼与前臂的初始调节或穿戴过程等因素,它们是难以避免的.同时, f 表示人体肘关节或腕关节轴线与外骨骼与人体前臂连接点之间的初始距离; Q 表示机器人关节的转动角度; U 表示人体肘关节或腕关节的转动角度; T 表示机器人与人体之间的角度偏差; H 表示在运动过程中,外骨骼的实际长度; S 与 V 为计算过程量.

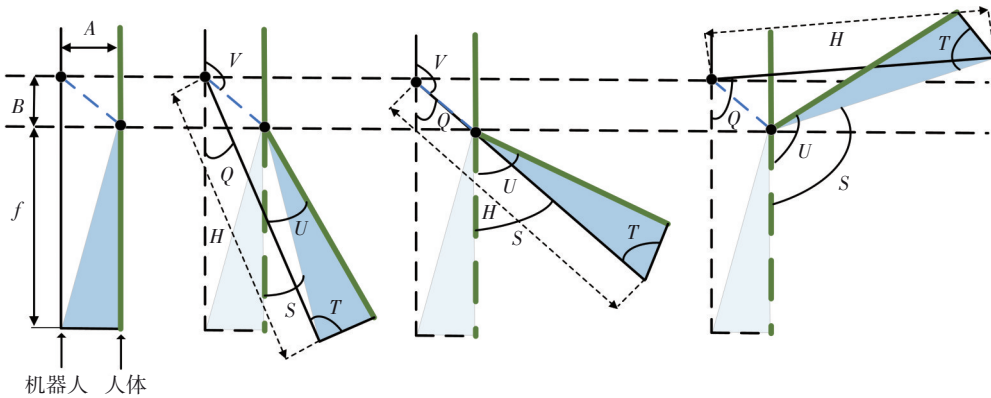


图 4 运动过程示意图

Fig. 4 Schematic diagram of the motion process

对运动闭链投影图进行几何分析后得出

$$V = \frac{\pi}{2} + \arctan\left(\frac{B}{A}\right); \quad (6)$$

$$S = U - \arctan\left(\frac{B}{f}\right); \quad (7)$$

$$H = \sqrt{B^2 + 2A^2 + f^2 - 2\sqrt{(A^2 + B^2)(A^2 + f^2)}\cos(S + V)}; \quad (8)$$

$$\Delta H = H - f; \quad (9)$$

$$T = \begin{cases} \arctan\left(\frac{f}{A}\right) + \arccos\left(\frac{f^2 + L^2 - B^2}{2H\sqrt{A^2 + f^2}}\right), S < \pi - V, \\ \arctan\left(\frac{f}{A}\right) - \arccos\left(\frac{f^2 + L^2 - B^2}{2H\sqrt{A^2 + f^2}}\right), S > \pi - V; \end{cases} \quad (10)$$

$$\Delta T = \frac{\pi}{2} - T. \quad (11)$$

在上述方程中, 当外骨骼与人体轴线满足平行度要求时, 假设 A 的长度保持不变, B 的长度可能在康复过程中发生变化. 根据式(9)和式(11), 可以观察到 ΔH 和 ΔT 会随着 U, B 的变化而变化. 在 $A=5 \text{ mm}$ 和 $f=250 \text{ mm}$ 的情况下, 当 U 从 0° 增加到 50° , B 从 0 mm 增加到 50 mm 时, 肘部或腕部的 ΔH 变化如图 5a 所示, 而肘部或腕部的 ΔT 变化如图 5b 所示.

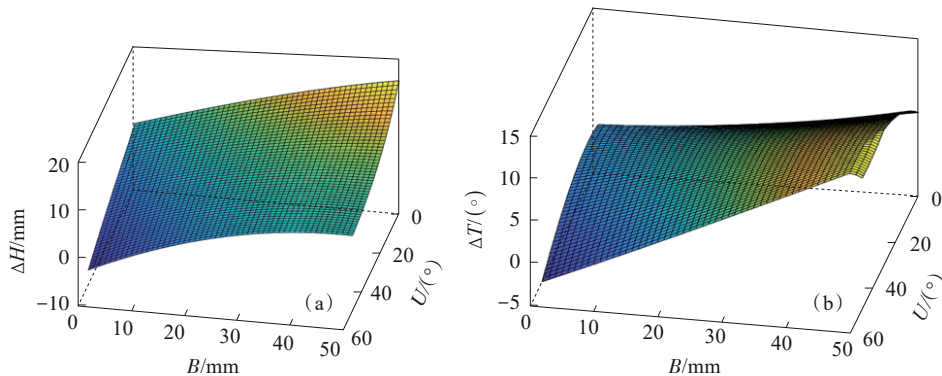


图 5 外骨骼轴线与人体轴线满足平行度要求时 ΔH 与 ΔT 的变化

Fig. 5 Variation of ΔH and ΔT when the exoskeleton axis meets the parallelism requirement with the body axis
(a)— ΔH 变化图; (b)— ΔT 变化图.

根据图 5 的结果, 可以观察到 ΔH 的变化量约为 20 mm , 而 ΔT 的变化量约为 14° . 这些变化量相当显著, 不容忽视. 因此, 外骨骼机器人需要添加 1 个移动副, 而在人机接合面处需要增加 1 个转动副, 以满足外骨骼与人体轴线之间的变化需求.

经过对运动闭链在几何上的分析, 得出了 1 种新的冗余运动副种类合成. 在此分析中, 不考虑运动副轴线和运动副位置的差异, 外骨骼与人体的连接方式可描述为: 主动转动运动副-确定冗余运动副-未确定冗余运动副-人体.

根据表 3~4 的数据分析结果, 可以得出以下结论: 当冗余自由度为 $(I_1=4, I_2=4)$ 时, 总计 9 种

组合方式; 而当冗余自由度为 $(I_1=5, I_2=3)$ 时, 总计 8 种组合方式. 因此, 运动链的种类链共计 17 种不同的组合方式.

表 4 肘、腕部的冗余运动副种类合成 $(I_1=5, I_2=3)$

Table 4 Synthesis of redundant motion pair types for elbows and wrists $(I_1=5, I_2=3)$

运动链	主动运动副数目	确定冗余运动副	未确定冗余运动副	种类合成
L_1	2	1P1R	3	$\underline{2R}4P1R$
				$\underline{2R}3P2R$
				$\underline{2R}2P3R$
				$\underline{2R}1P4R$
L_2	2	1P1R	1	$\underline{2R}2P1R$
				$\underline{2R}1P2R$

表 3 肘、腕部的冗余运动副种类合成 $(I_1=4, I_2=4)$

Table 3 Synthesis of redundant motion pair types for elbows and wrists $(I_1=4, I_2=4)$

运动链	主动转动运动副数目	确定冗余运动副	未确定冗余运动副	种类合成
L_1	2	1P1R	2	$\underline{2R}3P1R$
				$\underline{2R}2P2R$
				$\underline{2R}1P3R$
L_2	2	1P1R	2	$\underline{2R}3P1R$
				$\underline{2R}2P2R$
				$\underline{2R}1P3R$

3 用户舒适性和工程条件对冗余运动副的约束

对冗余运动副轴线方向的可能情况进行了分析, 并考虑了用户舒适性的约束条件, 以确定满足这些约束条件的运动副轴线方向. 随后, 考虑了工程条件的约束, 以确定满足这些条件的冗余运动副的位置. 这样的分析过程旨在确定冗余

运动副的合适轴线方向和位置,以满足用户舒适性和工程要求.

3.1 冗余运动副的轴线确定

考虑到添加冗余运动副的目的是解决运动闭链中有害力的问题,并希望通过使用较少的运动副来实现接合面力和力矩的释放,因此移动副与移动副的轴线需要相互垂直,转动副与转动副的轴线也需要相互垂直.

在图 6 和图 7 中,展示了当冗余自由度为($l_1=$

$4, l_2=4$)时,肘部和腕部的力与力矩情况.而在图 8 和图 9 中,展示了当冗余自由度为($l_1=5, l_2=3$)时,肘部和腕部的力与力矩情况.通过这些图,可以了解到相应冗余运动副配置下的力和力矩的分布情况.

在图 6~9 中, F 表示人机接合面可能的受力, M 表示人机接合面可能的力矩.使用 i 个移动副 P 和 i 个转动副 R 来表示不同冗余运动副的组合方式,同时不考虑它们之间的位置关系.

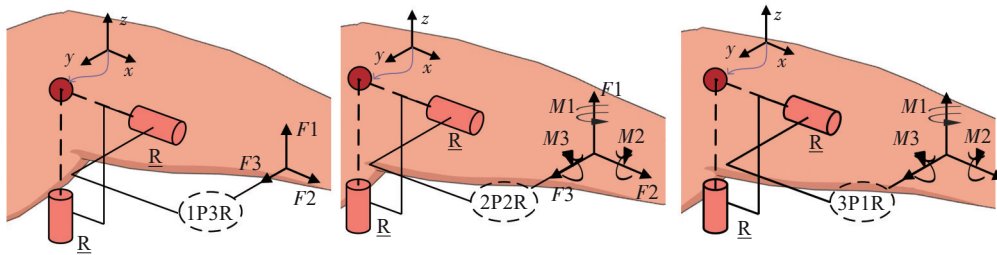


图 6 当($l_1=4, l_2=4$)时,肘关节处力和力矩分析

Fig. 6 Force and moment analysis at the elbow joint when($l_1=4, l_2=4$)

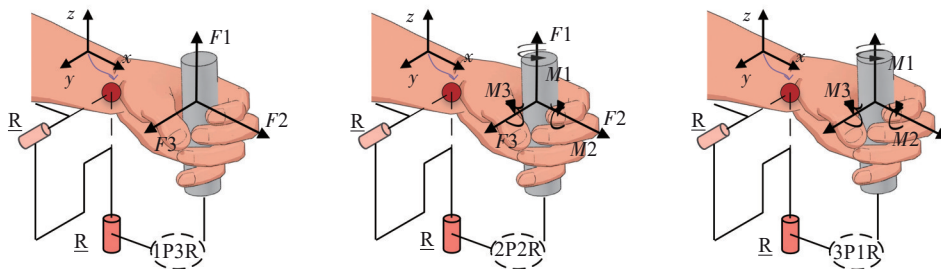


图 7 当($l_1=4, l_2=4$)时,腕关节处力和力矩分析

Fig. 7 Force and moment analysis at the wrist joint when ($l_1=4, l_2=4$)

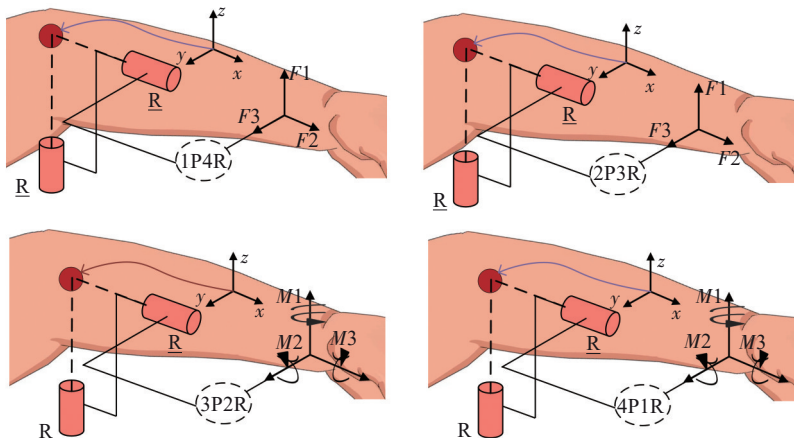


图 8 当($l_1=5, l_2=3$)时,肘关节处力和力矩分析

Fig. 8 Force and moment analysis at the elbow joint when ($l_1=5, l_2=3$)

当冗余移动副的轴线与 x 轴对齐时,可以消除外骨骼沿着 x 轴传递给人体的力.同样地,当冗余转动副的轴线与 x 轴对齐时,可以消除外骨骼

绕 x 轴传递给人体的力矩.表 5 至表 7 列出了当 ($l_1=4, l_2=4$) 和 ($l_1=5, l_2=3$) 时,肘部和腕部外骨骼能够传递到人体的力与力矩.基于表 5 和用户

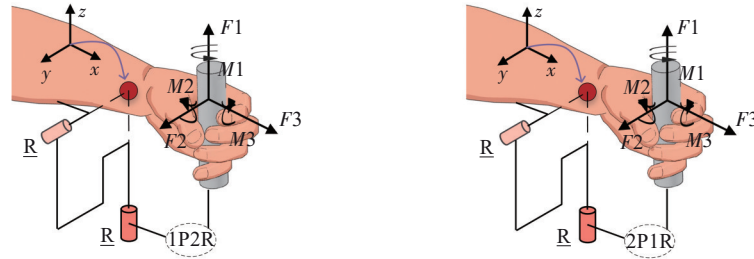


图 9 当 $(l_1=5, l_2=3)$ 时,腕关节的力和力矩分析

Fig. 9 Force and moment analysis of the wrist joint when $(l_1=5, l_2=3)$

舒适性约束条件(外骨骼可以传递垂直于人体轴线的力 F_y, F_z 、尽量避免沿人体轴线的力 F_x , 避免施加绕人体轴线的力矩 M_x , 谨慎施加绕垂直人体轴线的力矩 M_y, M_z), 可以确定在 $(l_1=4, l_2=4)$ 的情况下, 肘部和腕部链的最优轴线构型为 $1P_x1R_z-2R_{xy}$ (不考虑位置构型), 只能传递与人体轴线垂直的力 F_y 和 F_z . 因此, 在不考虑位置构型的情况下, $(l_1=4, l_2=4)$ 时的最优构型为 $2R-1P_x1R_z-2R_{xy}-2R-1P_x1R_z-2R_{xy}$, 只能传递与人体轴线垂直的力 F_y 和 F_z .

表 5 肘、腕部的力与力矩情况 $(l_1=4, l_2=4)$

Table 5 Force and torque conditions for elbows and wrists $(l_1=4, l_2=4)$

种类合成子链	轴线合成	传递力和力矩的方向
1P3R	$1P_x1R_z-2R_{xy}$	F_y, F_z
2P2R	$1P_x1R_z-1P_y1R_x$	F_z, M_y
	$1P_x1R_z-1P_y1R_y$	F_z, M_x
	$1P_x1R_z-1P_z1R_x$	F_y, M_y
	$1P_x1R_z-1P_z1R_y$	F_y, M_x
3P1R	$1P_x1R_z-2P_{yz}$	M_x, M_y

表 6 肘部的力与力矩情况 $(l_1=5, l_2=3)$

Table 6 Force and torque conditions for elbows $(l_1=5, l_2=3)$

种类合成子链	轴线合成	传递力和力矩的方向
4P1R	$1P_x1R_z-3P_{xyz}$	M_x, M_y
	$1P_x1R_z-3P_{yzz}$	M_x, M_y
	$1P_x1R_z-3P_{zzz}$	M_x, M_y
3P2R	$1P_x1R_z-2P_{yz}1R_x$	M_y
	$1P_x1R_z-2P_{yz}1R_y$	M_x
2P3R	$1P_x1R_z-1P_y2R_{xy}$	F_z
	$1P_x1R_z-1P_z2R_{xy}$	F_y
1P4R	$1P_x1R_z-3R_{xxy}$	F_y, F_z
	$1P_x1R_z-3R_{xyy}$	F_y, F_z
	$1P_x1R_z-3R_{xyx}$	F_y, F_z

表 7 腕部的力与力矩情况 $(l_1=5, l_2=3)$

Table 7 Force and torque conditions for wrists $(l_1=5, l_2=3)$

种类合成子链	轴线合成	传递力和力矩的方向
2P1R	$1P_x1R_z-1P_y$	F_z, M_x, M_y
	$1P_x1R_z-1P_z$	F_y, M_x, M_y
1P2R	$1P_x1R_z-1R_x$	F_y, F_z, M_y
	$1P_x1R_z-1R_y$	F_y, F_z, M_x

结合表 6 和用户舒适性约束条件, 可以确定在 $(l_1=5, l_2=3)$ 的情况下, 肘部链的最优轴线构型为 $1P_x1R_z-1P_y2R_{xy}$ 或 $1P_x1R_z-1P_z2R_{xy}$ (不考虑位置构型), 只能传递与人体轴线垂直的力 F_z 或 F_y . 同时, 结合表 7 和用户舒适性约束条件, 可以确定在 $(l_1=5, l_2=3)$ 的情况下, 腕部链的最优轴线构型为 $1P_x1R_z-1R_x$ (不考虑位置构型), 能够传递与人体轴线垂直的力 F_y, F_z 和与人体轴线垂直的力矩 M_y . 因此, 在不考虑位置构型的情况下, $(l_1=5, l_2=3)$ 的最优构型为 $2R-1P_x1R_z-1P_y2R_{xy}-2R-1P_x1R_z-1R_x$ 或 $2R-1P_x1R_z-1P_z2R_{xy}-2R-1P_x1R_z-1R_x$, 能够传递与人体轴线垂直的力 F_y, F_z 和与人体轴线垂直的力矩 M_y .

考虑到施加绕垂直于人体轴线的力矩 M_y 会导致人机接合面上的压力增加, 而添加相反的反向力矩比较复杂, 因此选择 $(l_1=4, l_2=4)$ 时的 $2R-1P_x3R_{xyz}-2R-1P_x3R_{xyz}$ 作为最优轴线构型.

3.2 冗余运动副的位置确定

在运动副最优轴线构型 $2R-1P_x1R_z-2R_{xy}-2R-1P_x1R_z-2R_{xy}$ 中 P_x, R_x, R_y, R_z 的位置并不确定. 此时满足上述条件的构型已经可以达到人机相容性的要求, 但满足上述要求的构型仍然很多.

为了减轻机构整体质量, 提高机构强度与刚度, 将移动副放置在外骨骼上, 将 3 个转动副设置为 1 个球副, 这里为了后续运动仿真的验证, 将球

副设置成 3 个相互垂直的转动副.符合上述要求的机构简图如图 10 所示. R_{A1} 表示主动转动关节 1, P_{R1} 表示冗余移动关节 1, R_{R1} 表示冗余转动关节 1,以此类推.

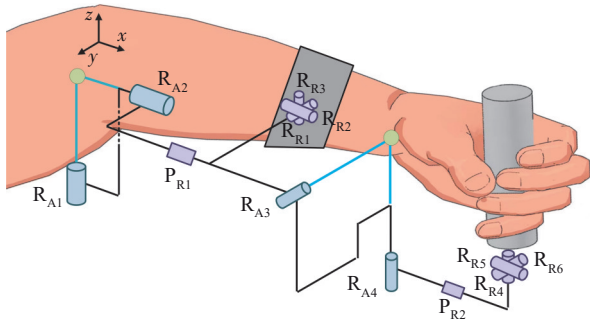


图 10 机构简图

Fig. 10 Mechanism sketch

4 运动仿真

本节首先对现有文献中关于外骨骼与人体之间可能存在的轴线错位的情况进行了分析.随后,利用 MATLAB 软件,设置了外骨骼和人体的初始位置和末端位置,并将它们简化为 1 个可调节长度的连杆 b 和 1 个固定长度的连杆 a .外骨骼与人体之间可能存在的轴线错位情况可以通过连杆 b 和连杆 a 的初始位置不重合表示,而人体的运动则可通过连杆 a 末端位置的变化来观察.通过分析冗余运动副的运动,可以实现外骨骼与人体达到相同的位置和姿态,从而消除运动学不兼容性.

4.1 轴线错位的可能情况

在人体解剖学领域,人体关节的运动可被归类为绕图 10 中的 x 轴进行的旋内/旋外运动、绕 y 轴进行的尺偏/桡偏运动以及绕 z 轴进行的屈/伸运动.值得注意的是,尺偏/桡偏运动与屈/伸运动时存在相同的错位情况,这一结论可以在第 4.2 节得到确证.本节将着重分析外骨骼与人体之间可能存在的轴线错位情况,但仅限于屈/伸运动和旋内/旋外运动的情况.

4.1.1 屈伸运动中轴线错位的可能情况

既有研究表明,导致轴线错位的情况主要可归纳为以下 3 种可能性^[4,13,18]:

1) 外骨骼轴线与人体轴线在人体旋转平面上存在偏差.造成这种情况的原因有多种,其中最主要的原因是人体轴线的不可视而导致穿戴不合适.

2) 外骨骼轴线与人体轴线在垂直于人体旋转平面的平面中存在偏差.造成这种情况的原因也有多种,其中最主要的原因是人体关节轴线在运动过程中发生转动.

3) 外骨骼轴线与人体轴线在 2 个平面内都存在偏差.这是最常见的轴线错位情况,可视为前述两种情况的结合体.

4.1.2 旋内/旋外运动中轴线错位的可能情况

一些研究结果表明,肘关节的旋内和旋外运动的轴线在不同个体之间存在一定程度的差异,不过这些差异相对较小.因此,普遍认为旋转轴应与解剖轴相一致,这个观点在 Chao 等^[20]进行肘关节和前臂旋转研究时得到了支持.在他们设计这项装置时,将前臂旋转轴与解剖轴视为重合.

为了确保在康复过程中机器人旋转轴线与人体旋转轴线保持一致,增加了机器人与人体接合面的接触面积,如图 11 所示.因此,在进行旋内/旋外运动过程中,认为旋转轴不会发生偏移.

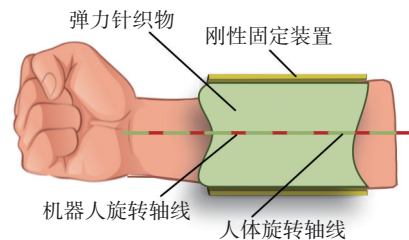


图 11 增大人机接合面

Fig. 11 Enlarged human-machine interface

4.2 基于 MATLAB 的运动仿真

本研究采用了简化模型,将外骨骼和人体分别表示为 1 个可变长度的连杆 b 和 1 个固定长度的连杆 a .连杆 b 的长度变化代表了冗余移动副的运动.根据轴线错位的 3 种可能情况,定义了连杆 a 和连杆 b 的起始固定点.同时,基于人体尺寸,定义了连杆 a 的初始终点位置.鉴于外骨骼与人体接合面通常不发生相对位移,连杆 a 的末端位置始终与连杆 b 具有相同的终点位置.使用 MATLAB 软件对这 2 个连杆的运动进行了仿真模拟,如图 12~14 所示.

当外骨骼轴线与人体轴线在人体旋转平面存在偏差时,定义连杆 a 的固定起点坐标为 $(0, 0, 0)$,连杆 a 的初始终点坐标为 $(220, 0, 0)$,连杆 b 的固定起点坐标为 $(40, 50, 0)$,连杆 b 的初始终点坐标为 $(220, 0, 0)$.外骨骼与人体的运动过程如图 12a 所示.

在外骨骼中添加冗余移动副,使得外骨骼能够始终跟随人体在其活动空间中的位置变化.冗

余移动副随着人体转动角度 ω 而产生相应的移动 L , 如图 12c 所示. 由于初始位置不重合, 外骨骼所在轴线与人体轴线之间存在一个夹角 β , 如图 12b 所示. 通过冗余转动副 R_{R2} 转动 β 角度, 使连杆 a 与连杆 b 共线, 此时外骨骼与人体达到相同的姿态, 即人机接合面不存在运动不兼容. 冗余转动副 R_{R2} 随着人体转动角度而产生相应的转动 (角度为 α), 如图 12d 所示.

当外骨骼轴线与人体轴线在垂直于人体旋转平面的平面中存在偏差时, 定义连杆 a 的固定起点坐标为 $(0, 0, 0)$, 连杆 a 的初始终点坐标为 $(220, 0, 0)$, 连杆 b 的固定起点坐标为 $(0, 0, 50)$,

连杆 b 的初始终点坐标为 $(220, 0, 0)$. 外骨骼与人体的运动过程如图 13a 所示.

同样地, 通过在外骨骼中添加冗余移动副, 使得外骨骼能够始终跟随人体在其活动空间中的位置变化. 冗余移动副随着人体转动角度产生相应的移动 L , 如图 13c 所示. 由于初始位置不重合, 外骨骼所在轴线与人体轴线之间存在 1 个夹角 α , 如图 13b 所示. 通过冗余转动副 R_{R1} 转动 α 角度, 使连杆 a 与连杆 b 共线, 此时外骨骼与人体达到相同的姿态, 即人机接合面不存在运动不兼容. 冗余转动副 R_{R1} 随着人体转动角度而产生相应的转动, 如图 13d 所示.

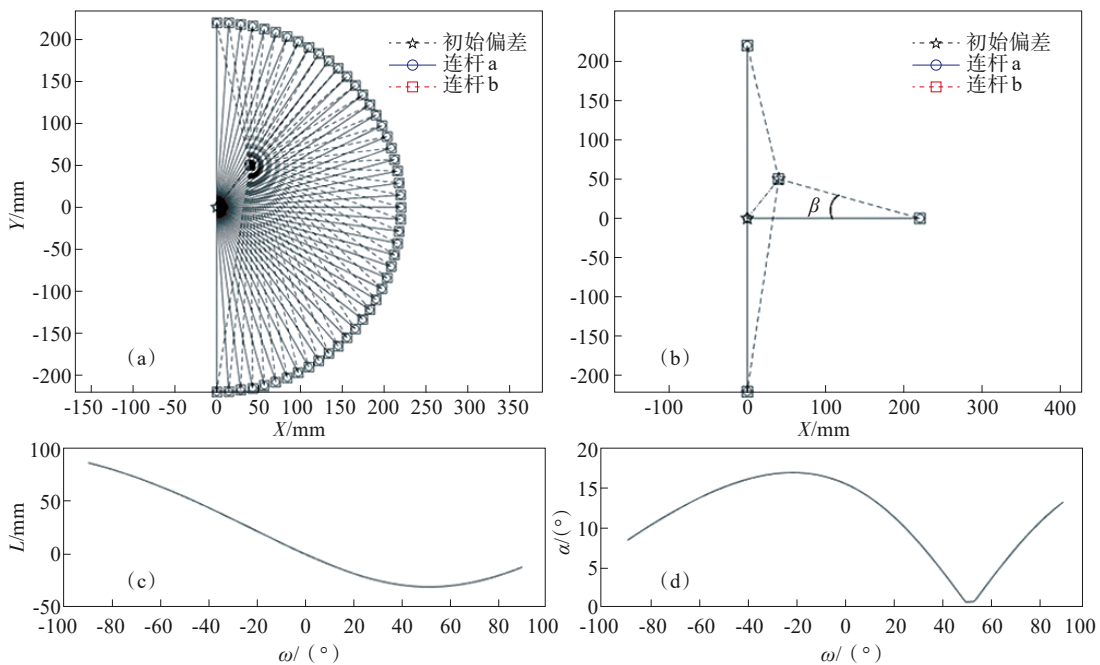


图 12 当连杆 b 起点坐标为 $(40, 50, 0)$ 时, 外骨骼与人体的运动过程

Fig. 12 Motion process of the exoskeleton and the human body when the coordinates of the starting point of the connecting rod b are $(40, 50, 0)$

(a) — 外骨骼与人体运动过程; (b) — 外骨骼与人体之间的姿态偏差; (c) — 冗余移动副的运动图; (d) — 冗余转动副的运动图.

当外骨骼轴线与人体轴线在 2 个平面内都存在偏差时, 定义连杆 a 的固定起点坐标为 $(0, 0, 0)$, 连杆 a 的初始终点坐标为 $(220, 0, 0)$, 连杆 b 的固定起点坐标为 $(40, 50, 50)$, 连杆 b 的初始终点坐标为 $(220, 0, 0)$. 外骨骼与人体的运动过程如图 14a 所示.

在外骨骼中添加冗余移动副, 使得外骨骼能够始终跟随人体在其活动空间中的位置变化. 冗余移动副随着人体转动角度 ω 而产生相应的移动 L , 如图 14c 所示. 由于初始位置不重合, 外骨骼所在轴线与人体轴线之间存在一个夹角 θ , 如

图 14b 所示. 夹角 θ 由夹角 α 和夹角 β 组合而成. 通过冗余转动副 R_{R1} 转动 α 角度, 使连杆 a 与连杆 b 共面, 然后通过冗余转动副 R_{R2} 转动 β 角度, 使连杆 a 与连杆 b 共线, 此时外骨骼与人体达到相同的姿态, 即人机接合面不存在轴线错位. 冗余转动副 R_{R1} 和 R_{R2} 随着人体转动角度而产生相应的转动, 如图 14d 所示.

由于尺偏/桡偏运动与屈/伸运动的运动轴线均是与人体的轴线垂直, 因此图 12~14 可以代表尺偏/桡偏运动或者屈/伸运动.

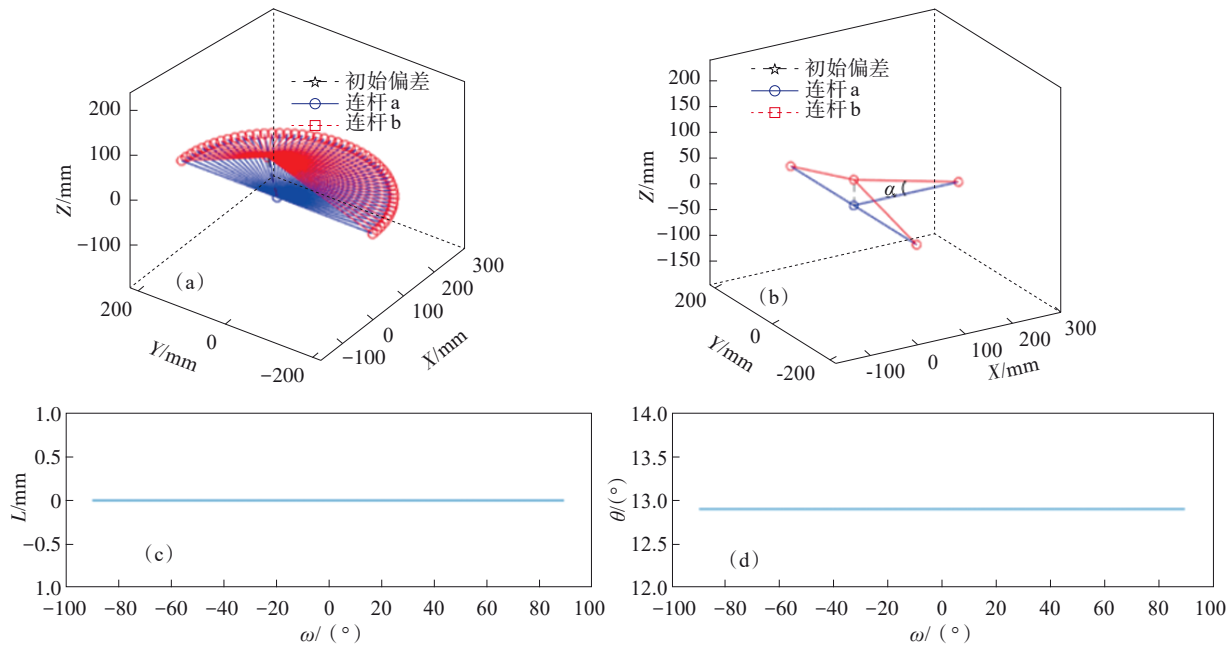


图 13 当连杆b起点坐标为(0,0,50)时,外骨骼与人的运动过程

Fig. 13 Motion process of the exoskeleton and the human body when the coordinates of the starting point of the connecting rod b are (0,0,50)

(a)一外骨骼与人的运动过程;(b)一外骨骼与人体之间的姿态偏差;(c)一冗余移动副的运动图;
(d)一冗余转动副的运动图.

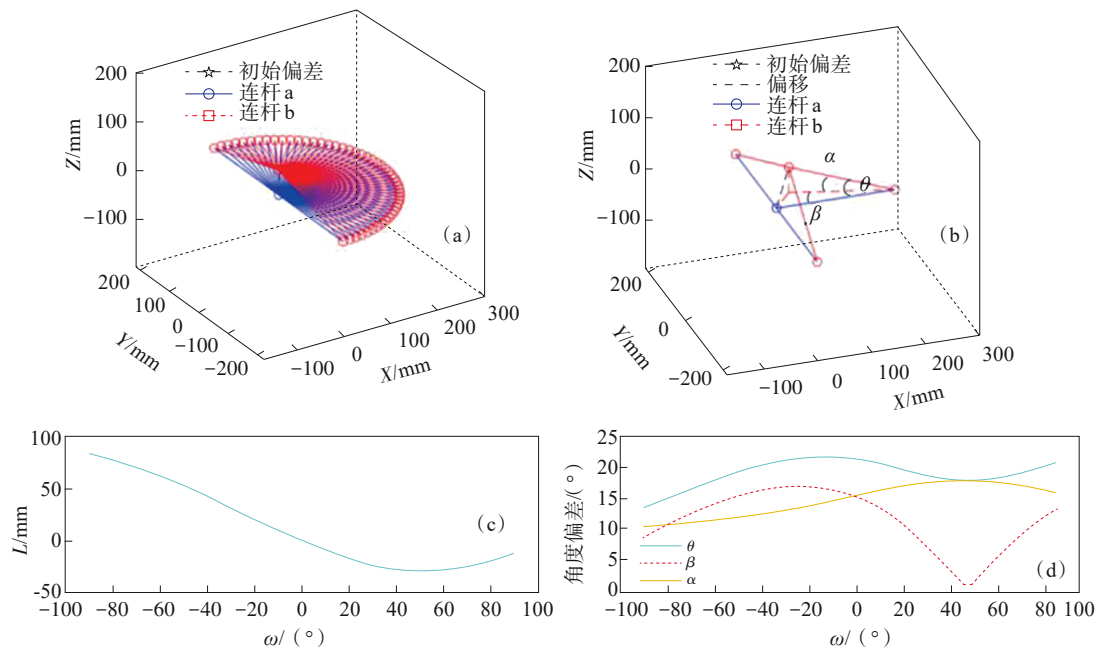


图 14 当连杆b起点坐标为(40,50,50)时,外骨骼与人的运动过程

Fig. 14 Motion process of the exoskeleton and the human body when the coordinates of the starting point of the connecting rod b are (40,50,50)

(a)一外骨骼与人的运动过程;(b)一外骨骼与人体之间的姿态偏差;(c)一冗余移动副的运动图;(d)一冗余转动副的运动图.

不论外骨骼与人体之间存在何种轴线错位,通过添加的冗余移动副与冗余转动副的运动,外骨骼与人体能够始终具有相同的位置和姿态.

5 结 语

本文基于3种主流方法配置肘、腕冗余康复外骨骼的最优构型,以解决外骨骼与人体肘/腕关

节之间轴线错位引起的运动不兼容问题.首先,由全局静力条件确定冗余运动副的数量.然后,获取可能的冗余运动副类型组合,并在必要时进行几何分析以减少可能的冗余运动副类型组合的数量.随后,考虑可能的冗余运动副轴向组合,并根据用户舒适度限制选择合适的冗余运动副轴向组合.最后,考虑冗余运动副的可能位置排列,并根据工程约束选择合适的冗余运动副位置排列,以获得冗余外骨骼的最优构型.通过数值模拟,测试了新设计的康复机器人的有效性.结果表明,在轴线错位的情况下,通过冗余运动副的运动,外骨骼末端可以始终保持与人体相同的位置和姿态.

参考文献:

- [1] Hwang S H, Sun D I, Han J, et al. Gait pattern generation algorithm for lower-extremity rehabilitation - exoskeleton robot considering wearer's condition[J]. *Intelligent Service Robotics*, 2021, 14(3): 345-355.
- [2] Valdez S I, Gutierrez-Carmona I, Keshtkar S, et al. Kinematic and dynamic design and optimization of a parallel rehabilitation robot [J]. *Intelligent Service Robotics*, 2020, 13(3): 365-378.
- [3] Xu P P, Xia D, Li J C, et al. Execution and perception of upper limb exoskeleton for stroke patients: a systematic review[J]. *Intelligent Service Robotics*, 2022, 15(4): 557-578.
- [4] Shi D, Zhang W X, Zhang W, et al. A review on lower limb rehabilitation exoskeleton robots[J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2019, 32(1): 74-84.
- [5] Hu M W, Wang H G, Pan X N. Optimal configuration selection for stiffness identification of 7-DOF collaborative robots[J]. *Intelligent Service Robotics*, 2020, 13(3): 379-391.
- [6] Ruiz-Olaya A F, Lopez-Delis A, da Rocha A F. Upper and lower extremity exoskeletons [M]//Handbook of Biomechatronics. Amsterdam: Elsevier, 2019: 283-317.
- [7] Louie D R, Eng J J. Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: a scoping review[J]. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2016, 13(1): 53-57.
- [8] Wang X, Song Q Z, Wang X G, et al. Kinematics and dynamics analysis of a 3-DOF upper-limb exoskeleton with an internally rotated elbow joint [J]. *Applied Sciences*, 2018, 8(3): 464.
- [9] Esmaeili M, Jarrassé N, Dailey W, et al. Hyperstaticity for ergonomic design of a wrist exoskeleton [C]// IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Seattle, WA: IEEE, 2013: 1-6.
- [10] Schiele A. An explicit model to predict and interpret constraint force creation in pHRI with exoskeletons [C]// 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Pasadena: IEEE, 2008: 1324-1330.
- [11] Yan H, Wang H B, Chen P, et al. Configuration design of an upper limb rehabilitation robot with a generalized shoulder joint[J]. *Applied Sciences*, 2021, 11(5): 2080.
- [12] Jarrasse N, Morel G. Connecting a human limb to an exoskeleton[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2011, 28(3): 697-709.
- [13] Fang Y F, Tsai L W. Enumeration of a class of overconstrained mechanisms using the theory of reciprocal screws [J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2004, 39(11): 1175-1187.
- [14] Perry J C, Rosen J, Burns S. Upper-limb powered exoskeleton design [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2007, 12(4): 408-417.
- [15] Schiele A, van der Helm F C T. Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2006, 14(4): 456-469.
- [16] Schiele A, van der Helm F C T. Influence of attachment pressure and kinematic configuration on pHRI with wearable robots [J]. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2009, 6(2): 157-173.
- [17] Jamwal P K, Hussain S, Ghayesh M H, et al. Impedance control of an intrinsically compliant parallel ankle rehabilitation robot [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2016, 63(6): 3638-3647.
- [18] Näf M B, Junius K, Rossini M, et al. Misalignment compensation for full human-exoskeleton kinematic compatibility: state of the art and evaluation [J]. *Applied Mechanics Reviews*, 2018, 70(5): 050802.
- [19] 李剑锋, 黄相强, 陶春静, 等. 膝关节康复外骨骼构型综合与结构设计[J]. *哈尔滨工程大学学报*, 2017, 38(4): 625-632.
(Li Jian-feng, Huang Xiang-qiang, Tao Chun-jing, et al. Configuration synthesis and structure design of knee rehabilitation exoskeleton[J]. *Journal of Harbin Engineering University*, 2017, 38(4): 625-632.)
- [20] Chao E Y, An K N, Askew L J, et al. Electrogoniometer for the measurement of human elbow joint rotation [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1980, 102(4): 301-310.