

DOI: 10.13973/j.cnki.robot.2017.0627

基于人机偏差模型的自对齐髋关节外骨骼解耦设计与计算

李怀仙, 程文明, 张铭奎

(西南交通大学, 四川 成都 610031)

摘要: 针对辅助外骨骼, 分析了单自由度人机交互中的人机偏差因素, 建立人机偏差变量模型, 运用自对齐机构设计理论设计外骨骼机构, 以提升人机耦合性能. 首先, 深入分析了单自由度人体生物关节, 建立了人体简化模型 + 人机偏差变量模型的外骨骼设计模型参考. 然后, 运用自对齐机构设计理论和多自由度关节解耦方法, 提出了自对齐人体运动的外骨骼机构设计思路与方法. 最后, 以下肢髋关节为对象, 将髋关节外骨骼解耦为 3 个单自由度关节, 设计了髋关节助力外骨骼的运动形式, 并进行了人机耦合下的外骨骼动态静力驱动计算. 结果显示, 该运动设计使人机偏差交互力变得可控, 从理论上证明了髋关节外骨骼机构能够跟随下肢运动并提供自适应人体的驱动助力.

关键词: 人机交互; 髋关节; 人机偏差; 解耦设计; 自适应

中图分类号: TH122

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2017)-05-0627-11

Decoupled Design and Calculation of the Self-aligned Hip Joint Exoskeletons Based on the Human-Robot Misalignment Model

LI Huaixian, CHENG Wenming, ZHANG Mingkui

(Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China)

Abstract: With regard to assistive exoskeletons, the human-robot misalignment factors in 1-DOF (degree of freedom) human-robot interactions are analyzed, and a model of human-robot misalignment variables is set up. By applying the self-aligned mechanism design methods, an exoskeleton is designed to improve the performance of the human-robot couplings. Firstly, a single DOF biological joint of human body is deeply analyzed. Based on the simplified human being model and the human-robot misalignment variable model, an exoskeleton model is developed as design references. Then, with the self-aligned mechanism design theory and the multi-DOF joint decoupling methods, the fundamental design ideas and methods of an exoskeleton mechanism which is self-aligned to the human body are provided. Finally, the hip joint is taken as the case study. The hip joint is decoupled into three 1-DOF joints, the hip exoskeleton kinematics is designed, and the coupled human-robot kinetostatic actuation forces are calculated. The calculation results show that the human-robot misalignment interaction forces is controllable with the proposed design scheme. It is theoretically verified that the hip exoskeletons can follow the movements of the human lower limbs and provide the self-adaptive actuation forces for the human body.

Keywords: human-robot interaction; hip joint; human-robot misalignment; decoupled design; adaptability

1 引言 (Introduction)

可穿戴辅助外骨骼的研究始于 20 世纪 60 年代, 最初的目的是增强人的力量尤其是帮助人负重. 近 20 年来, 可穿戴辅助外骨骼机器人迅速发展, 其应用领域已经扩展到外太空探索、国防工业、高端制造和医疗康复训练等领域^[1-5].

可穿戴外骨骼机构有 2 种设计方法, 一种是仿生学方法, 在人体运动学结构模型的基础上模仿肢体关节运动的机构设计^[6]. 另一种是非仿生学方

法, 以达到运动学上与肢体运动相仿的功能为目的^[7]. 其中, 仿生法得到普遍应用, 因为它具有结构简单、运动范围与肢体运动范围相似的特点, 并且避免了运动奇点. 本文重点讨论仿人体运动结构的外骨骼设计类型.

仿生外骨骼机器人, 其结构设计通常参照一个简洁的人体运动模型, 人体运动关节被简化为 1 自由度的铰接关节、2 自由度的万向节关节或 3 自由度的球关节. 例如, 助力外骨骼 BLEEX 选择了第 90 百分位的男性对应的肢体统计学参数, 关节运动

范围参照人体诊所步态分析 (clinical gait analysis, 简称 CGA) 的运动参数范围, 依据简化的人体结构模型进行设计^[6]。然而, 按照这种简化的方式所设计的辅助外骨骼机器人, 由于人际测量尺度的不同、肌肉骨骼生物几何参数的变化以及肢体关节的复杂运动, 要完全模仿人体结构设计可穿戴外骨骼机构及其运动几乎是不可能的。在设计中通常做了如下假设: 1) 人机穿戴后, 外骨骼与人构成了 2 条平行的运动链, 外骨骼尺寸完全匹配于穿戴者的尺寸, 能完全复制人体的运动并协同人体运动完成助力任务; 2) 外骨骼机器人能够按需提供人体所需能量的助力需求。这 2 个假设前提忽略了人机偏差, 包含了人机之间的尺寸偏差、关节运动偏差和人机控制偏差。本文主要讨论尺寸和运动偏差, 以下简称为人机位姿偏差^[7]。人机位姿偏差由 2 部分组成: 人机几何尺寸偏差和人机关节运动轴线偏差^[8]。

人机位姿偏差所产生的不可控交互力, 不仅影响人机兼容运动, 也影响着外骨骼向人体提供有效的助力, 给外骨骼的驱动控制造成了困难, 从而妨碍了人机协同任务的有效完成, 严重时甚至危及人的操作安全^[9], 是人机交互性能的主要影响因素。

为了减小人机位姿偏差所带来的负面影响, 过去几年里所采用的方法有: 1) 设计可手动调节的外骨骼尺度以适应人体肢体的尺度, 进行非精确调节, 弥补了较大范围内的人机尺寸偏差, 满足了较大范围的使用人群^[6,10]; 但是, 这种方法存在较大的局限性。首先, 尺寸调节依靠估计, 人机之间调节后仍然有比较大的尺寸偏差, 人机助力控制不准确, 影响助力效果; 其次, 调节所耗费的时间较长, 在康复外骨骼机器人 Lokomat 的康复训练中, 一个熟练的训练人员需要花费 3 min ~ 5 min 的时间进行尺寸调节, 这缩短了康复训练的有效时间, 进而影响康复训练的效果^[10]。2) 对于人体运动轴线和外骨骼运动轴线之间的偏差, 文献中主要是在外骨骼杆和肢体之间引入柔性连接来进行弥补以增加外骨骼的跟随性能, 主要有柔性绷带、柔性卡套, 例如下肢外骨骼机器人 BLEEX、HAL、Lokomat 和 ALEX 均采用柔性绷带连接的方法。人机之间的柔性绷带连接简单易行, 但只是补偿了广义上的人机轴线偏差。上述 2 种人机位姿偏差补偿只能改善外骨骼大范围内的人机尺寸和运动兼容性能, 对于助力外骨骼要求在关节层级实现对肢体的精确助力和控制几乎无能为力, 而实现精确的助力控制不仅是康复外骨骼的必然需求, 也是助力外骨骼和负重外骨骼增强其人机跟随性能的必然需求^[11-13]。3) 辅

助被动自由度的引入在解决人机位姿偏差所造成的人机兼容性问题取得了显著的进步。Schiele、李剑峰等研究者尝试在 2 个主活动关节之间采用增补的被动自由度来连接人体肢体与外骨骼机构, 在一定程度上实现了外骨骼机构在运动中与人体的自动对齐^[8-9], 并且增强了人机交互中能量的传递效率和可控性。Stienen 深入研究了单自由度外骨骼助力装置自动对齐人体关节自由度的增补方法, 同时提出了将多自由度外骨骼助力装置解耦为单自由度助力装置的方法, 使采用增补自由度实现多自由度自动对齐外骨骼机构设计成为可能^[14]。然而, 要实现关节层级的精确人机交互控制却仍然是难题。Cempini 对辅助外骨骼机器人的人机位姿偏差进行了详细的调查, 从运动空间的角度分析了不同来源的人机位姿偏差因素, 建立了人机位姿偏差自由度模型, 第一次使得来源多样、运动复杂的人机位姿偏差在理论上具有了可操作性^[15], 同时使得实现关节层级的精确人机交互控制成为可能。

对于 3 自由度的髋关节辅助外骨骼, 关节自由度解耦设计是常用的方法^[6,16], 在实际的试验和测试过程中, 仍然需要花费较多的时间进行对齐调整。因此, 对于助力精度要求高的辅助外骨骼装置和康复外骨骼装置, 需要从自对齐机构理论和人机位姿偏差模型的角度, 对髋关节外骨骼进行进一步的研究计算, 提出新的髋关节外骨骼运动设计方法。

本文基于 Stienen 自对齐机构设计理论、多自由度关节自对齐解耦方法和 Cempini 所提出的人机位姿偏差补偿方法, 建立基于简化的人体模型 + 人机偏差变量模型的外骨骼人机交互运动设计方法, 利用 D-H 变换和雅可比矩阵, 对髋关节人机耦合局部闭链的偏差及包含偏差的运动提出了完整的偏差补偿分析及计算方法, 对髋关节外骨骼进行了解耦设计及运动学设计, 为髋关节自适应外骨骼助力机构的运动设计提出了翔实的运动设计理论与方法。

2 人机自对齐运动交互模型及理论 (The model and theory of human-robot self-aligned kinematic interactions)

辅助外骨骼的设计, 均始于一个简单有效的人体简化模型, 图 1 是对人体下肢关节的简化, 将具有复杂几何形态的髋关节和踝关节简化为 3 自由度的球关节, 膝关节简化为 1 自由度铰接关节, 以此作为下肢外骨骼设计的参照模型。参照的简化模型与实际人体肢体关节之间具有偏差, 表现为确定的

模型运动轴线和变化的人体生物关节运动轴线位置之间的偏差。

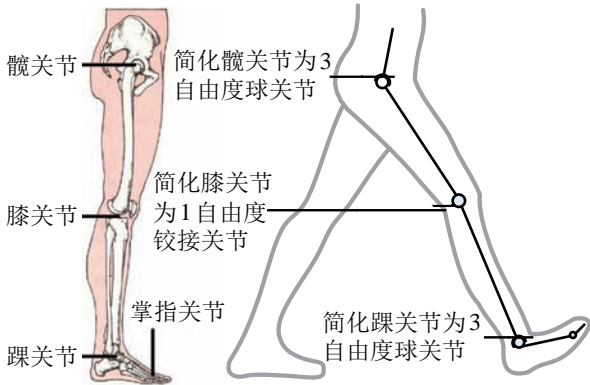
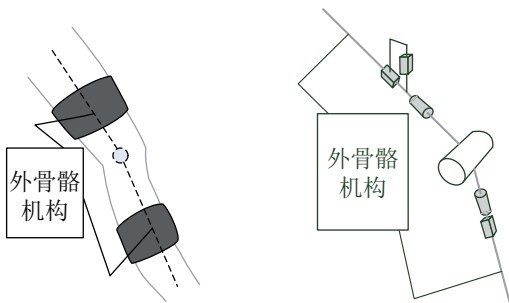


图 1 人体下肢关节的简化模型

Fig.1 The simplified model of the human lower limb joints

穿戴外骨骼后, 人机之间形成了一个闭合的人机协作运动链, 如图 2(a) 所示. 用 H 来表示人体肢体运动链, 称为人体自然运动工作空间, 它具有以下特点: 1) 由于肌肉软组织覆盖, H 链中关节运动轴线位置不能确切地定位; 2) 人体“生物关节”并不是理想的机械学上的“自由度关节”, 具有非常复杂的关节表面几何结构. 这些特征导致关节轴线在运动中的偏移. 这些变化具有几何参数不确定性, 包含人体测量学的人际尺寸偏差、肌肉软组织变形偏差、运动轴线中心移动偏差等. 依据 Cempini 所提出的人体偏差自由度理论, 上述所有的微偏差变量, 在人机交互系统中, 均可以用图 2(b) 所示模型表达, 其中白色自由度为简化的 1 自由度人体关节模型, 灰色的 5 个偏差自由度可以涵盖所有上述偏差类型, 方块表示微偏差移动自由度, 圆柱表示微偏差旋转自由度.



(a) 人机闭合运动链 (b) 人体简化模型+偏差自由度模型

图 2 人机闭合运动链及人机偏差变量模型

Fig.2 The human-robot closed kinematic links and the model of human-robot misalignment variables

用 R 来表示外骨骼链, 称为外骨骼机械运动空间. 设计外骨骼运动链的机械运动空间以覆盖人机

偏差变量, 可以为人机交互提供合理的驱动策略, 实现关节层级的助力和控制.

在人体生物力学研究中有多种人体运动描述模型, 本文从有利于人机交互控制的角度出发, 将人体自然运动链描述为人体简化运动模型 + 人机偏差模型, 如图 2(b) 所示. 对外骨骼运动链 R 的设计要求是: 1) 可以覆盖 H 运动链, 其中包括人机偏差运动; 2) 可以用 D-H 4×4 齐次坐标变换来描述人机耦合链的位形. 理论上, 使 R 链的位姿空间描述和 H 链的位姿空间描述相等, 就可以实现人机协同运动. 图 3 为单自由度关节的人机交互偏差和人机闭链坐标变换示意图. 单自由度模型可以借助于关节解耦方法向多自由度模型推广.

图 3 中, F 是参考坐标系, 坐标原点为 O_F ; O_H 为人体关节坐标原点; O_R 为外骨骼关节坐标原点; O_C 为人机近端连接点; E 为人机远端连接坐标系, O_E 为其坐标原点. θ_H 表示人体关节角位移; δ 表示人体偏差位移, θ_R 表示外骨骼关节角位移, S 表示人体尺寸集. 对于人体自然运动空间 H 链而言, 其 D-H 变化顺序为 $O_F-O_H-E-O_E$; 对于外骨骼 R 链, 变换顺序为 $O_F-O_C-O_R-O_E$. 为了达到外骨骼运动能自适应人体运动链的目的, 外骨骼链 R 的设计应当满足:

$${}^F_E T^R(\theta_R) = {}^F_E T^H(\theta_H) \quad (1)$$

式 (1) 左边代表外骨骼链的 D-H 变换, 右边为人体运动的 D-H 变换. 参看图 3, 可以进一步详细描述为

$$\begin{aligned} & {}^F_{O_C} T(S) {}^{O_C}_{O_R} T(\theta_R) {}^{O_R}_{O_E} T(\theta_R) \\ &= {}^F_{O_H} T(S, \delta) {}^{O_H}_{E} T(\theta_H, \delta) {}^E_{O_E} T(S) \\ \Rightarrow & {}^F_{O_C} T(S) {}^{O_C}_{O_E} T(\theta_R) = {}^F_{O_H} T(S, \delta) {}^E_{E} T(\theta_H, \delta) {}^E_{O_E} T(S) \end{aligned} \quad (2)$$

式中, ${}^F_{O_C} T(S)$ 为人机连接点 O_C 相对于参考坐标系 F 的位姿变换, ${}^{O_C}_{O_E} T(\theta_R)$ 为外骨骼 R 的位姿变换, ${}^F_{O_H} T(S, \delta)$ 表示人体 H 链相对于 F 参考坐标系的初始位姿, ${}^{O_H}_{E} T(\theta_H, \delta)$ 表示 H 链的末端位姿, ${}^E_{O_E} T(S)$ 表示 H 链人机连接末端点位姿.

在人体自然运动 3 维描述中, 末端点自由度 $N = 6$, 即 $\dim(\theta_H) + \dim(\delta) = 6$, 令 $\dim(\theta_H) = \tilde{n}$, $\tilde{n} < N$, 则 $\dim(\delta) = N - \tilde{n}$. 对于人体单自由度关节 (如膝关节), $\dim(\theta_H) = 1$, 则 $\dim(\delta) = 5$. 在实际的设计过程中, δ 有多种可列的组合方式. 而在人体运动 2 维描述中, $N = 3$, 即 $\dim(\theta_H) + \dim(\delta) = 3$. 要使 R 能自适应 H 的运动, 在外骨骼链 R 设计中, 进一步将外骨骼机构角位移区分为可控位

移 θ_{RC} 和自适应位移 θ_{RA} , 即 $\theta_R \triangleq [\theta_{RA} \ \theta_{RC}]^T$, 定义 $\dim(\theta_R) = n$, $\dim(\theta_{RC}) = r$, 则 $\dim(\theta_{RA}) = n - r$, $n \geq N$.

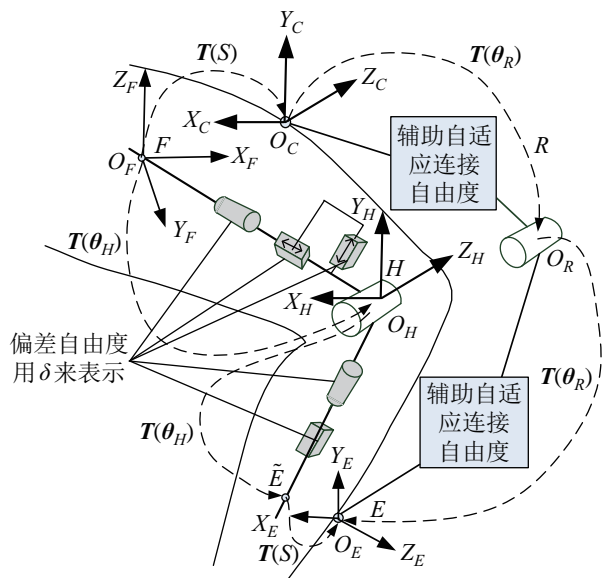


图3 人机偏差变量描述和人机闭链 D-H 变换

Fig.3 The illustration of the human-robot misalignment variables and the D-H transformation of the human-robot closed chains

当实现特定的人机穿戴关系后, 人体肢体尺寸 S 便为确定因素. 因此, 要实现人机耦合协同运动, 有如下方程:

$$(\theta_H, \delta) = f(\theta_R) \quad (3)$$

为了保证式 (3) 的连续性, R 链的机构设计必须避免运动奇点的产生, 当 f 不可逆时会产生运动奇点. 例如, 当 R 机构为了满足特殊波形需求而设计为冗余机构, 即 $n > N$ 时, 交互运动中便会产生奇点.

无论偏差位移 δ 为何种组合形式, 外骨骼机构的驱动关节变量应当与人体关节角位移 θ_H 一一对应. 因此, Cempini 从理论上将人体关节角位移 θ_H 与偏差位移 δ 区分开来, 将式 (3) 中的方程 f 划分为 g 方程和 h 方程^[14], 表达为

$$\begin{cases} \theta_H = g(\theta_R) \\ \delta = h(\theta_R) \end{cases} \quad (4)$$

由于外骨骼机构角位移区分为可控位移 θ_{RC} 和自适应位移 θ_{RA} , 可进一步将式 (4) 写为

$$\begin{cases} \theta_H = g(\theta_{RA}, \theta_{RC}) \\ \delta = h(\theta_{RA}, \theta_{RC}) \end{cases} \quad (5)$$

在实际的人机交互运动中, 人机之间的运动和动力交互关系复杂且非线性. 尤其是外骨骼向人体肢体提供的助力动力与人体自身动力之间的关系, 是实时非线性变化的. 为了简化问题的复杂性, 采用动态静力分析的方法来计算人机耦合动力交互. 动态静力分析方法, 是将惯性力计入静力平衡方程, 求出为了平衡静载荷和动载荷而需要在驱动构件上施加的输入力或输入力偶矩, 表现为在人机连接末端点 O_E , 在 H 链和 R 链的速度 V_E 达到一致的情况下, 驱动助力外骨骼所需的输入力偶矩. 对式 (5) 进行微分可得人机末端连接点人机速度关系为

$$\begin{cases} \dot{\theta}_H = [G_1(\theta_R) \ G_2(\theta_R)][\dot{\theta}_{RA} \ \dot{\theta}_{RC}]^T \\ \dot{\delta} = [H_1(\theta_R) \ H_2(\theta_R)][\dot{\theta}_{RA} \ \dot{\theta}_{RC}]^T \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} \dot{\theta}_H = G_1(\theta_R)\dot{\theta}_{RA} + G_2(\theta_R)\dot{\theta}_{RC} \\ \dot{\delta} = H_1(\theta_R)\dot{\theta}_{RA} + H_2(\theta_R)\dot{\theta}_{RC} \end{cases} \quad (6)$$

用 \mathbb{R} 表示运动空间, 则式 (6) 中,

$$\begin{aligned} G_1 &\triangleq \frac{\partial g}{\partial \theta_{RA}} \in \mathbb{R}^{\tilde{n} \times (n-r)}, \quad G_2 \triangleq \frac{\partial g}{\partial \theta_{RC}} \in \mathbb{R}^{\tilde{n} \times r}, \\ H_1 &\triangleq \frac{\partial h}{\partial \theta_{RA}} \in \mathbb{R}^{(N-\tilde{n}) \times (n-r)}, \quad H_2 \triangleq \frac{\partial h}{\partial \theta_{RC}} \in \mathbb{R}^{(N-\tilde{n}) \times r} \end{aligned} \quad (7)$$

在外骨骼机构 R 的运动空间中, 矩阵 G_2 的最大奇异值为 $\|G_2\|_2 = \max\{\lambda_i(G_2 G_2^T)\}^{\frac{1}{2}}$, 其中 $i = 1, 2, \dots, \min(\tilde{n}, r)$. G_1 的最大奇异值为 $\|G_1\|_2 = \max\{\lambda_i(G_1 G_1^T)\}^{\frac{1}{2}}$, 其中 $i = 1, 2, \dots, \min(\tilde{n}, n-r)$.

由于矩阵 G_1 最大奇异值远远小于 G_2 的最大奇异值, 因此 G_1 可以忽略不计. 则式 (6) 可以表达为

$$\begin{cases} \dot{\theta}_H = G_2(\theta_R)\dot{\theta}_{RC} \\ \dot{\delta} = H_1(\theta_R)\dot{\theta}_{RA} + H_2(\theta_R)\dot{\theta}_{RC} \end{cases} \quad (8)$$

在人机闭链中, 矩阵 G_2 、 H_1 和 H_2 可视为人机交互运动雅可比矩阵. 人体 H 链和外骨骼机构 R 链末端连接点 O_E 的速度可以分别表达为

$$\begin{aligned} V_E &= J_H(\theta_H, \delta)[\dot{\theta}_H \ \dot{\delta}]^T = [J_{1H} \ J_{2H}] \begin{bmatrix} \dot{\theta}_H \\ \dot{\delta} \end{bmatrix} \\ V_E &= J_R(\theta_R)[\dot{\theta}_{RA} \ \dot{\theta}_{RC}]^T = J_R \begin{bmatrix} \dot{\theta}_{RA} \\ \dot{\theta}_{RC} \end{bmatrix} \end{aligned} \Rightarrow \begin{cases} J_H(\theta_H, \delta)[\dot{\theta}_H \ \dot{\delta}]^T = J_R(\theta_R)[\dot{\theta}_{RA} \ \dot{\theta}_{RC}]^T \\ J_R \dot{\theta}_R = J_{1H} \dot{\theta}_H + J_{2H} \dot{\delta} \end{cases} \quad (9)$$

将式 (8) 代入式 (9), 经计算可得外骨骼人机交互雅可比矩阵为

$$J_R(\theta_R) = \begin{bmatrix} J_{2H}H_1(\theta_R) & J_{1H}G_2(\theta_R) + J_{2H}H_2(\theta_R) \end{bmatrix} \quad (10)$$

给定末端点力 f_e , 根据虚功原理, 则人体力矩和外骨骼驱动力矩表达为

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} \tau_H \\ \tau_\delta \end{bmatrix} = J_H^T f_e \\ \tau = \begin{bmatrix} \tau_{RA} \\ \tau_{RC} \end{bmatrix} = J_R^T f_e \end{cases} \quad (11)$$

联合式 (10) 解矩阵方程 (11), 经过变换, 可得

$$\begin{cases} \tau_{RA} = H_1^T \tau_\delta \\ \tau_{RC} = G_2^T \tau_H + H_2^T \tau_\delta \end{cases} \quad (12)$$

G_2^T 、 H_1^T 、 H_2^T 为人机闭链中外骨骼的动态静力驱动雅可比矩阵。

3 人体下肢运动特征及髋关节偏差解耦 (The lower limbs kinematic features and the decoupling of the hip joint misalignment)

髋关节是人体躯干和下肢的重要连接关节, 承受着躯干和上肢的重力, 在运动中调整人体重心位置及保持平衡, 人体髋关节障碍不仅降低了对躯干及上肢的承载能力, 还严重影响着行走中保持身体平衡的能力。人体髋关节辅助装置, 无论是用于负重承载、辅助康复, 还是辅助日常行走, 对设计都具有非常严格的要求, 主要原因是人体髋关节是一个球关节, 在肌腱辅助下实现 3 个转动自由度的运动, 完全从仿生学的角度设计髋关节辅助装置, 目前仍然存在着诸多困难。文献中所涉及的髋关节设计方法主要有 2 种, 一种只在矢状面上进行设计, 仅辅助屈/伸运动, 另一种是进行髋关节解耦设计来实现 3 个方向的转动, 进而辅助髋关节实现 3 个自由度方向的助力辅助。

3.1 髋关节 3 个方向的运动特点

髋关节运动包括矢状面上的屈/伸运动、冠状面上的外展/内收运动和水平横断面上的外旋/内旋运动, 如图 4(a)~(c) 所示。(a) 矢状面上的屈/伸运动主要作用是带动人体向前移动, 从脚后跟着地到下一次脚后跟着地的一个步态周期中, 其运动特征包括 2 个过程: (1) 当脚后跟着地, 膝关节立即开

始屈向运动, 同时腿吸收来自地面的冲击, 处于屈向夹角大约 30° 的髋关节开始伸向运动以支撑身体, 直到脚尖离开地面。在脚后跟着地的同时, 踝关节立即开始伸向运动以将脚底压力重心从脚后跟移到脚尖。(2) 当脚尖离开地面, 髋关节立刻开始屈向运动以将身体重心向前移, 膝关节也开始屈向运动以缩短腿的长度从而使脚可以避开地面障碍。(b) 冠状面上的运动主要是用于平衡身体重力。为了保证身体的平衡, 人体重心的投影应当保持在人的脚印内部, 在脚还未着地时, 绕髋关节的外展/内收运动扩展了脚印位置, 为身体重心平衡作准备。绕踝关节的运动为崎岖不平的站立位置提供适应性修正。(c) 关节在水平横断面上的运动保证身体向前做直线运动。由于摆动腿在矢状面上绕髋关节转动, 站立脚具有在水平横断面绕压力中心点转动的倾向, 脚掌绕压力中心的转动使人体的重心在一个步态周期中呈正弦曲线, 髋关节和踝关节在水平横断面上的转动则保证了人体重心向前的直线运动。

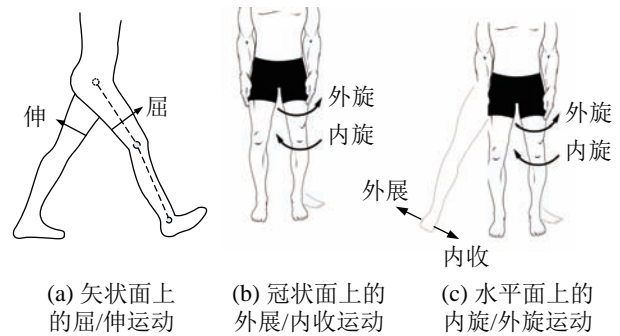


图 4 人体下肢运动类型

Fig.4 The kinematic style of the human lower limbs

3.2 髋关节人机偏差的组成

为了设计基于人体简化模型 + 人机偏差模型的髋关节辅助外骨骼, 需进一步分析髋关节人机偏差的组成。髋关节主要有 3 个旋转自由度, 如图 5 所示, 在静止站立状态下, 3 根旋转轴垂直正交于 O_H 点, 旋转轴线为 Z_1 、 X_1 、 Y_1 。当大腿发生运动, 处于某个特定姿态时 (如图中黑色粗实线所在的位置), 髋关节的轴线运动分解为绕 Z_1 轴旋转角度 θ_1 , 此时 Y_1 轴旋转至图中 Z_2 轴的位置; 绕 Z_2 轴旋转角度 θ_2 , 此时 X_1 轴旋转至 Z_3 轴的位置; 再绕 Z_3 轴旋转角度 θ_3 , 至大腿黑色粗实线位置。大腿骨的位姿角为 $\theta_H = [\theta_1 \ \theta_2 \ \theta_3]^T$ 。在人机交互运动中, 要满足人机末端连接点的一致性, 式 (1) 只有在 $N = 6$ 时有解, 髋关节空间位姿人机偏差自由度最大值为 $N - 3$, 即 $\dim(\delta) = 3$ 。造成人机偏差 δ 的因素多种多样, 如 3 条运动轴线的轴线偏差、

连接点的位移偏差以及连接处肌肉软组织的变形偏差,因此必须对人机偏差建模以满足 $\dim(\delta) = 3$. 在本次设计计算中,取图5中3个轴线偏差自由度, $\delta = [\delta_{p1} \ \delta_{p2} \ \delta_{p3}]^T$, 原因是,在可穿戴外骨骼中,关节轴线偏差常常发生,对驱动任务执行的方式有极大的影响,从而影响人机交互性能和驱动助力效果^[17-18].

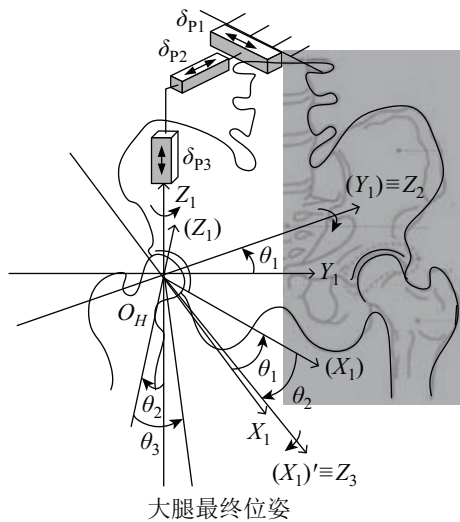


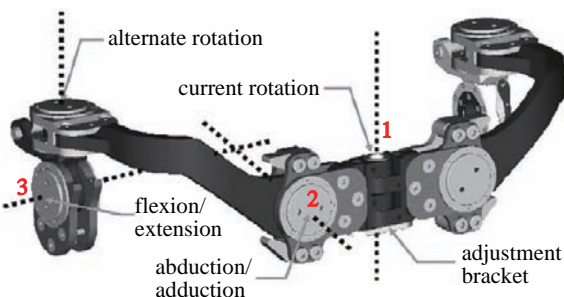
图5 髋关节运动轴线偏差变量模型

Fig.5 The model of hip axes misalignment variables

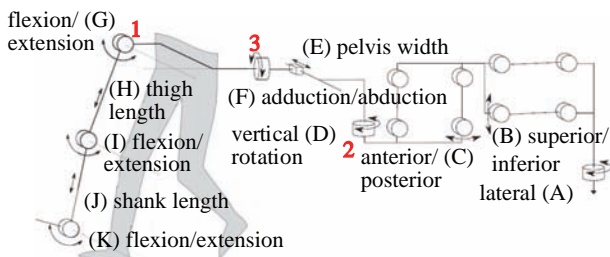
动轴线的绝对对齐^[2,6-7,10]. 例如, BLEEX 的髋关节工程解耦方式如图6(a)所示,图6(b)是 ALEX II 的髋关节工程解耦方法. 解耦后的关节旋转轴线位置分别为1、2、3,考虑人体肌肉的厚度,人机轴线已经发生了超过10 cm的轴线偏移. 关节层级的人机交互控制必须补偿人机轴线偏差. 因此,将髋关节轴线偏差建模为3个轴线位移偏差 $\delta_{p1}, \delta_{p2}, \delta_{p3}$, 对轴线偏差分别进行平面解耦. 平面解耦不仅可以解决球关节设计中的运动奇点及关节自锁的问题,还能使得偏差补偿和控制变得容易.

3.3 髋关节人机交互轴线偏差平面解耦分析

在图7中,人机交互空间轴线偏差为 δ , 解耦到矢状面 δ_S 、冠状面 δ_C 和水平面 δ_T . 进一步将 δ_S, δ_C 和 δ_T 解耦为矢状轴上的 δ_{C3} 和 δ_{S3} , 冠状轴上的 δ_{C1} 和 δ_{T1} , 和水平轴上的 δ_{T1} 和 δ_{S2} . 结合髋关节外骨骼3个主要运动轴线的解耦,使关节轴线偏差在一定范围内取值,并能保证人机偏差在可控范围内自适应调节,不产生不可控交互力,即应当满足如下数学表达式: $\delta \leq \varepsilon \Rightarrow [\delta_{p1} \ \delta_{p2} \ \delta_{p3}]^T \leq \varepsilon$, 而解耦后矢量矩阵为 $[\delta_S \ \delta_C \ \delta_T]^T$, 定义了一个更加严格的空取值,是自适应设计的一个充分不必要的条件.



(a) BLEEX的髋关节解耦,外旋/内旋、外展/内收和屈/伸自由度分别解耦至图中红色标识1、2、3位置



(b) ALEX II的髋关节解耦,屈/伸运动关节位置在外骨骼机构与人体屈/伸运动平行位置1,而外旋/内旋、外展/内收解耦至支承机构2、3

图6 2个髋关节解耦案例(图片来自文[6,16])

Fig.6 Two hip decoupling cases from the literatures [6,16]

在实际的髋关节外骨骼工程设计中,虽然有不同的髋关节解耦方式,但都假设人与外骨骼之间运

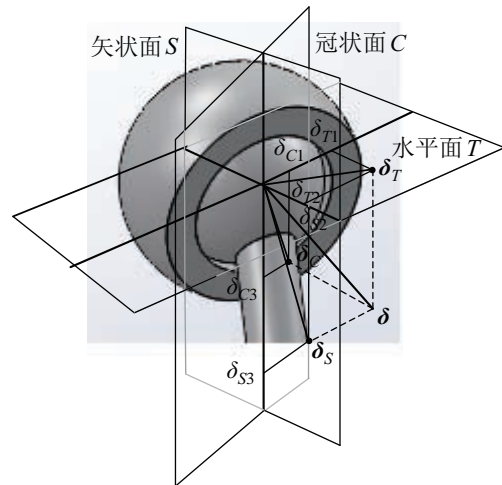


图7 髋关节的人机偏差平面解耦

Fig.7 The planar decoupling of the human-robot misalignment of hip joint

4 髋关节外骨骼解耦设计及计算 (The calculation and decoupled design of hip exoskeletons)

4.1 髋关节运动解耦及偏差补偿解耦设计

实际工程设计中髋关节外骨骼机构采用不同的折中解耦方案,而本文基于人体简化模型+人机偏差模型,设计具有精确偏差补偿能力的髋关节外骨

髋机构的运动方式和人机交互方式, 重点在于机构解耦后的人机交互运算, 为自适应外骨骼机构的人机交互建立交互运动方程, 计算人机交互运动雅可比矩阵和人机驱动雅可比矩阵. 因此, 将自对齐髋关节辅助外骨骼解耦运动和人机交互运动设计为图 8 所示的形式, 其中球关节表示人体髋关节机构, 在腰部和大腿部位进行了近端(腰部)和远端(大腿)连接, 由于偏差模型中已经考虑了肌体柔性变形的因素, 故可以将腰部连接和大腿部位连接假定为刚性连接. 外旋/内旋运动四杆机构使外骨骼的运动中心通过自对齐模式对齐人体髋关节运动中心^[19], 选择驱动旋转关节 R_1 , 关节 R_0 、 R_2 和 R_p 是被动自适应关节. R_p 是内旋/外旋 R_1 与外展/内收 R_3 的辅助连接关节. 被动辅助关节 P_4 不仅实现了与人体关节外展/内收运动轴的平行对齐, 还实现了与人体屈/伸运动轴的平行对齐, 因此, P_4 同时连接外展/内收运动关节 R_3 和屈/伸运动关节 R_5 . 假设关节 R_5 为驱动关节, 关节 R_6 为被动自适应关节. 3 个主要解耦关节通过串联的形式连接, 因此外展/内收运动关节 R_3 和屈/伸运动关节 R_5 与人体在矢状轴上的自动对齐均是通过对齐做外旋/内旋运动的四杆机构的远程运动中心来实现的.

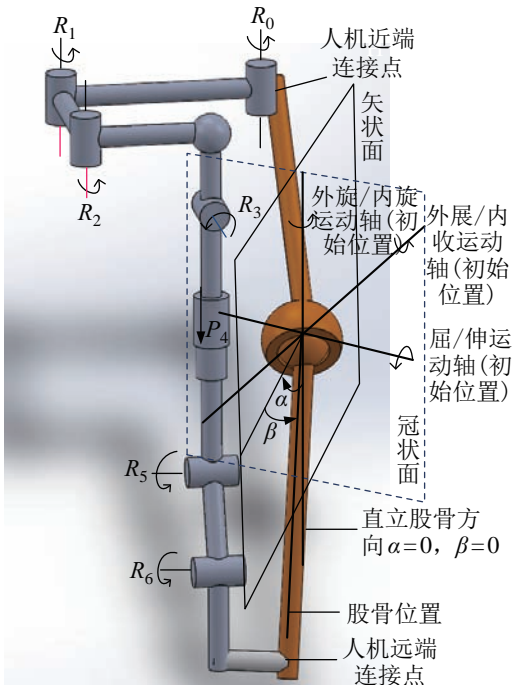


图 8 髋关节外骨骼解耦设计及人机交互运动设计
Fig.8 The decoupled hip exoskeletons design and the human-robot interaction kinematic design

4.2 自适应人机交互运动计算和驱动计算

髋关节外骨骼解耦方案均为简化的 1 自由度关节和偏差自由度的组合, 因此, 可以采用第 2 节的

偏差自由度模型和人机交互运动方程和动态静力分析的方法, 计算人机交互运动雅可比矩阵和人机交互驱动雅可比矩阵. 矢状面上的屈/伸运动是最主要的运动形式, 首先建立矢状面的人机交互运动方程, 计算其人机交互运动雅可比矩阵和人机驱动雅可比矩阵.

(1) 矢状面人机交互运动雅可比矩阵及动态静力人机驱动规则. 如图 8 所示, 矢状面上, 外骨骼自适应人体屈/伸运动形式为 PRR, P_4 为平移关节, R_5 和 R_6 为旋转关节. 人机几何偏差及人机交互如图 9 所示, 外骨骼人体髋关节运动中心人机轴线偏差为 V 和 H , 是人机偏差模型中 S 的具体表达, 在实现特定穿戴关系后为常数. 用 α 表示人机矢状面角位移, 其中人体角位移为 α , 外骨骼角位移为 α_5 和 α_6 , 人体偏差变量表示为 δ_1 和 δ_2 , 按图 10 的几何关系, 人机交互运动方程表达为

$$\begin{cases} \alpha = \alpha_5 + \alpha_6 - \frac{\pi}{2} \\ \delta_1 = L_5 \sin \alpha_5 + L_6 \sin(\alpha_5 + \alpha_6) + L \cos(\alpha_5 + \alpha_6) - H \\ \delta_2 = L_5 \cos \alpha_5 + L_6 \cos(\alpha_5 + \alpha_6) - L \sin(\alpha_5 + \alpha_6) - V + p_4 - L_4 \end{cases} \quad (13)$$

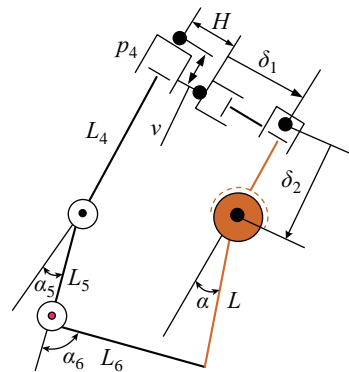


图 9 髋关节屈/伸运动人机交互偏差几何分析
Fig.9 Geometric analysis on the human-robot misalignment in the flexion/extension movement of hip joint

由于人体髋关节的屈/伸角 α 只与 α_5 和 α_6 有关, 依据第 2 节的理论, 人体运动角位移为 $\theta_H = [\alpha]$, 人机偏差位移 $\delta = [\delta_1 \ \delta_2]$. $\theta_{RC} = [\alpha_5 \ \alpha_6]^T$, $\theta_{RA} = [p_4]$. 由式 (7) 可得人机交互运动雅可比矩阵 G_2, H_1, H_2 :

$$G_2 = \frac{\partial \theta_H}{\partial \theta_{RC}} = [1 \ 1], \quad H_1 = \frac{\partial \delta}{\partial \theta_{RA}} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \mu}{\partial p_4} \\ 1 \end{bmatrix},$$

$$H_2 = \frac{\partial \delta}{\partial \theta_{RC}} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \delta_1}{\partial \alpha_5} & \frac{\partial \delta_1}{\partial \alpha_6} \\ \frac{\partial \delta_2}{\partial \alpha_5} & \frac{\partial \delta_2}{\partial \alpha_6} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_5 C_5 + L_6 C_{56} - L S_{56} & L_6 C_{56} - L S_{56} \\ -L_5 S_5 - L_6 S_{56} - L C_{56} & -L_6 S_{56} - L C_{56} \end{bmatrix} \quad (14)$$

由于 G_2 、 H_1 都不是方阵，因此

$$\begin{bmatrix} \tau_{RC} \\ \tau_{RA} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G_2^T & H_2^T \\ 0 & H_1^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_H \\ \tau_\delta \end{bmatrix} \Rightarrow \begin{bmatrix} \tau_5 \\ \tau_6 \\ F_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & L_5 C_5 + L_6 C_{56} - L S_{56} & -L_5 S_5 - L_6 S_{56} - L C_{56} \\ 1 & L_6 C_{56} - L S_{56} & -L_6 S_{56} - L C_{56} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_\alpha \\ F_{\delta_1} \\ F_{\delta_2} \end{bmatrix} \quad (15)$$

人体髋关节轴线中心可以自由移动，则

$$F_{\delta_1} = F_{\delta_2} = 0 \Rightarrow F_4 = 0, \tau_5 = \tau_6 = \tau_\alpha \quad (16)$$

因此，在设计中需同时驱动关节 R_5 和 R_6 实现人机髋关节的协同屈/伸运动。

(2) 冠状面人机交互雅可比矩阵及动态静力驱动规则。如图 8 所示，移动导轨 P_4 既垂直于髋关节矢状轴也垂直于髋关节冠状轴，因此采用 2 个被动自由度导轨基座，它允许 R_5 和 R_6 能够自适应髋关节屈/伸运动轴线偏差 δ_1 和 δ_2 ，同时也允许 R_5 和 R_6 跟随冠状面的外展/内收运动自适应其轴线偏差，该偏差表示为 δ_3 ，用 β 表示人机矢状面角位移，其中人体角位移为 β ，外骨骼角位移为 β_3 。图 10 所示为外展/内收关节 R_3 驱动位移 β_3 和偏差变量 δ_3 的几何平面表达示意图。

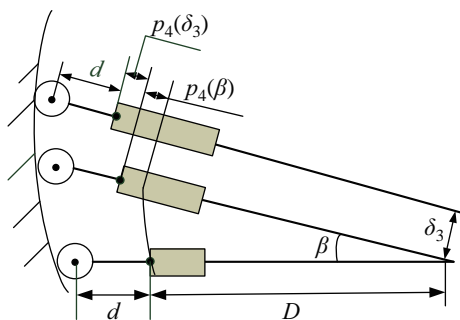


图 10 髋关节外展/内收运动人机交互偏差几何分析
Fig.10 Geometric analysis on the human-robot misalignment in the abduction/adduction of hip joint

人机交互运动及偏差变量方程可表示为

$$\begin{cases} \beta = \beta_3 \\ \delta_3 = l \cos \beta - (d + D) \sin \beta \end{cases} \quad (17)$$

由于 P_4 与外旋/内旋自适应机构通过 R_p 动态相连，若取 p_4 的值为 $p_4 - p_4(\beta) - p_4(\delta_3)$ ，则式 (13) 仍然成立。在本运动设计中 r_p 是较小的弧度，如图 10 中的平面弯曲弧度，为了计算方便，将弧长 r_p 简化为直线，则被动平移关节自适应变量可表达为

$$\begin{cases} p_4(\beta) = (d + D) \frac{1 - \cos \beta}{\cos \beta} p_4(\delta_3) = \delta_3 \tan \beta \\ p_4 = \beta R_p = \frac{\delta_3}{\cos \beta} + (d + D) \tan \beta \end{cases} \quad (18)$$

联合式 (13)、(17) 和 (18)，可建立一个由 5 个方程构成的方程组：

$$\begin{cases} \alpha = \alpha_5 + \alpha_6 \\ \beta = \beta_3 \\ \delta_1 = L_5 \sin \alpha_5 + L_6 \sin(\alpha_5 + \alpha_6) + L \cos(\alpha_5 + \alpha_6) - H \\ \delta_2 = L_5 \cos \alpha_5 + L_6 \cos(\alpha_5 + \alpha_6) - L \sin(\alpha_5 + \alpha_6) - V + p_4 - L_4 \\ \delta_3 = l \cos \beta - (d + D) \sin \beta \end{cases} \quad (19)$$

根据第 2 节所提出的人机运动方程模型， $\theta_H = [\alpha \ \beta]^T$ ， $\delta = [\delta_1 \ \delta_2 \ \delta_3]^T$ ， $\theta_{RA} = [p_4 \ r_p]^T$ ， $\theta_{RC} = [\alpha_5 \ \alpha_6 \ \beta_3]^T$ ，可依照式 (14) ~ (16) 的方式对其进行雅可比矩阵计算和动态静力驱动规则计算。

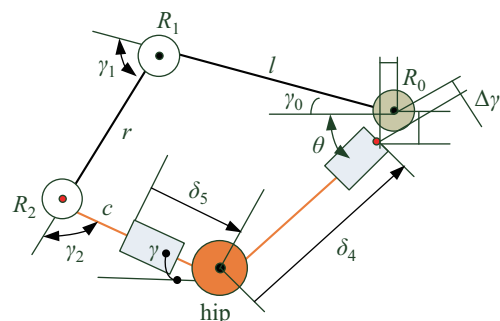


图 11 髋关节外旋/内旋运动人机交互偏差几何分析
Fig.11 Geometric analysis on the human-robot misalignment in the external/internal rotation of hip joint

(3) 外旋/内旋运动人机耦合雅可比矩阵及动态静力驱动规则。下肢关节绕铅垂轴的外旋/内旋运动是保证人做直线运动的关键，在本设计中将髋关节外旋/内旋运动解耦为运动链的第 1 级，采用四杆机构远程运动中心对齐的方式^[19]，使外骨骼的外旋/内旋运动中心通过自对齐模式对齐人体髋关节运动中心，自对齐髋关节铅垂轴线并补偿人机运动偏差。在水平面上的人机交互运动及静态几何分析如图 11 所示，为人机交互运动连接俯视图，是

四杆远程运动中心对齐方式的特殊例子, 虽然图中人体髋关节和连杆部分与外骨骼连杆部分并不在一个平面内, 但是它满足四杆机构远程中心对齐的全部规则. 选择 R_1 为外旋/内旋运动驱动关节, R_0 是人机连接关节, 与 R_2 一起作为四杆机构辅助被动关节, 用 γ 表示人机水平面角位移, 其中人体角位移为 γ , 外骨骼角位移分别为 $\gamma_0, \gamma_1, \gamma_2, \delta_4$ 和 δ_5 为人体水平面偏差变量, 则人机交互运动及偏差方程可表示为

$$\begin{cases} \gamma = -(\gamma_0 + \gamma_1 + \gamma_2) \\ \delta_4 \sin(\theta - \gamma) = l \sin(\gamma_1 + \gamma_2) + r \sin \gamma_2 - \Delta\gamma \\ (c + \delta_5) \sin(\theta - \gamma) = l \sin(\gamma_0 + \theta) + r \sin(\gamma_0 + \theta + \gamma_1) \end{cases} \quad (20)$$

$\theta_H = [\gamma], \delta = [\delta_4, \delta_5]^T, \theta_{RA} = 0, \theta_{RC} = [\gamma_0, \gamma_1, \gamma_2]^T$. 同样可依照式 (14) ~ (16) 的方式对其进行雅可比矩阵计算和动态静力驱动规则计算.

5 讨论 (Discussion)

辅助外骨骼的人机偏差主要来自于人际尺度的多样性和人体肌肉骨骼系统的复杂性, 这种偏差变量来源广泛, 难以完全调查清楚, 导致了人机交互中人与外骨骼几乎不可能完全对齐. 因此, 外骨骼机构必须具有处理这些不可预测偏差变量的能力. 文献中外骨骼人机交互偏差处理的办法有手动调节外骨骼长度, 外骨骼和人肢体之间使用柔性绷带连接等初级处理方法. 这种处理方法使得外骨骼的运动空间受到极大的限制, 在人机交互中远不能满足人体主动运动空间的需求. 图 12 是 Lokomat 人机偏差交互测试中所得人机矢状面上髋关节运动空间的比较, 细实线的人体左髋关节空间区域, 远大于外骨骼粗实线空间区域^[10].

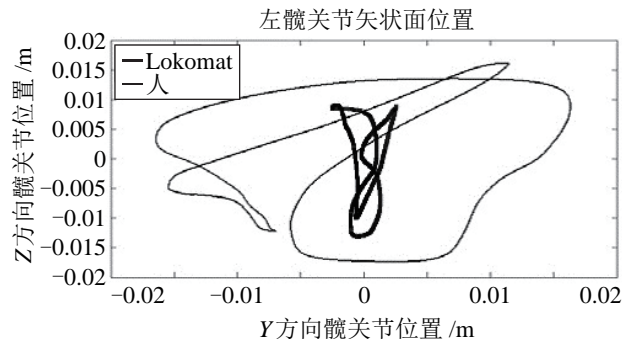


图 12 Lokomat 髋关节矢状面上人机交互运动空间比较^[14]
 Fig.12 The area comparison of the human-robot interactions of hip joint in the sagittal plane by Lokomat system^[14]

最新的处理人机偏差的方法, 是增加自由度连接, 从而增加外骨骼自适应肢体的能力, 在一定程

度上补偿了人机交互中较大的位姿偏差^[20-21]. 例如, AEX II 进行了髋关节解耦, 用辅助被动自由度来提升外骨骼自适应人体肢体的能力, 实验结果证明, 当锁住辅助被动自由度的时候, 关节空间的归一化偏差要远大于未锁住辅助被动自由度时的关节空间归一化偏差, 如图 13 所示^[16].

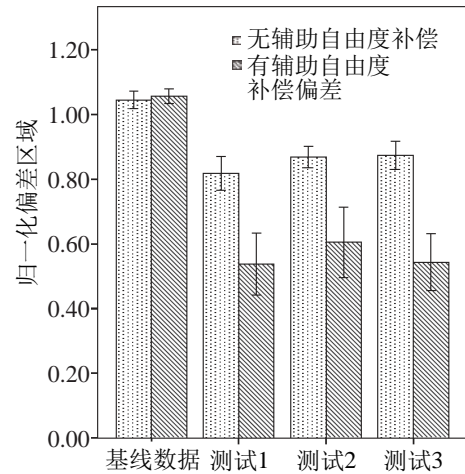


图 13 ALEX II 关节空间自适应归一化面积偏差
 Fig.13 Adaptively normalized area error of the joint space of ALEX II

另一种方法是在外骨骼上使用高敏传感器, 检测来自人和环境的各种不可控外力, 包括偏差交互力, 作为外骨骼控制的自变量, 通过设计控制策略来增强外骨骼自适应能力, 例如 BLEEX. 但是该方式不能在关节层级对人体进行助力, 其设计目标是 minimized 人机之间的交互力, 因此适应范围限于负重机械外骨骼. 同时实验研究结果表明, 这种处理方式使得 BLEEX 平衡能力较差, 迫使 BLEEX 在负重情况下不得不在更大范围内去适应人的各种运动, 进一步降低了其平衡能力^[22-23], 在同样的负重情形下, 使用外骨骼辅助负重, 与不使用外骨骼同等程度负重, 在步态中双脚支撑时间明显降低, 这种加快交换脚步的步态是人体自身为了平衡整个系统作出的调整.

文献中对外骨骼人机偏差的具体处理方法虽然各不相同, 但是研究方向却高度一致, 为了实现更为精确的人机偏差补偿方法, 必须对各种各样的偏差变量建立偏差变量模型, 限定偏差范围, 结合自对齐机构设计方法, 使人机偏差在外骨骼机构运动的可控制补偿范围内, 从而使辅助自由度的使用不仅仅只是经验的和补充的, 而是精确可控的. 本文中对于人机闭合运动空间的分析, 结合辅助被动自由度的使用方法, 给出了外骨骼最大范围内满足人体肢体自由度运动空间需求的设计指导, 同时, 文

中对于外骨骼自由度进行的驱动自由度和自适应自由度的区分与计算方法,使外骨骼自适应人体的驱动策略和精确控制成为可能,这种理论方法是一种真正意义上以人为中心的设计,将有极大可能降低外骨骼对人的使用要求,而增加助力的可用性、舒适度和安全性。

文中以髋关节外骨骼为研究对象,从人和技术双重角度出发分析了人机交互中的偏差补偿和自适应驱动策略问题。从最为基础的人体生物学及生物力学出发,详细分析了人体髋关节的作用及运动特征;从自对齐解耦设计的角度,在对3自由度球关节解耦的基础上,对人体偏差自由度模型进行解耦。根据在实际状况下可能的人机耦合位姿,提出了具有自对齐能力及自适应驱动策略的髋关节外骨骼运动设计方案,在人机耦合交互的状态下求解了自对齐雅可比矩阵和自适应驱动策略。由于髋关节外骨骼的复杂性,出于人机耦合位置的考虑,在分析中使用了3种自对齐的方法。值得注意的是,基于人机耦合分析解耦设计后的外骨骼必须与人体相连接之后才能起作用。

本文潜在的不足之处是,在分析人机交互的过程中,对于人机动力交互考虑不足,只是从动态静力及几何学角度为解耦设计的精确驱动提供了静力学理论分析,即只考虑了人机耦合连接中末端执行器的位置和速度以及单独的速度/位置前向策略,而并没有考虑外骨骼人机交互中的惯性、摩擦和重力。实际上,这些因素在外骨骼人机交互中是不可忽略的,尤其是对于要承受重力的下肢外骨骼。通常处理外骨骼惯性行为的方式是使用一种更简单的动力学覆盖外骨骼的实际动力学,因为不存在物理上可实现的策略可以去除外骨骼惯性的影响。因此,对于惯性的考虑只能在完整的自适应外骨骼机构设计之后进行。

6 结论与展望 (Conclusions and the future work)

本文从人与技术的角度出发,提出了以人为中心的人机工程学外骨骼设计分析方法。分析了人机偏差成因并对人机偏差建立了偏差变量模型,以简化的人体生物力学参考模型+人体偏差变量模型为基础,提出了完全补偿人机位姿偏差的外骨骼运动设计方法,对所使用的被动自由度进行自适应划分,进行了动态静力分析,为实现人机偏差补偿和外骨骼机构的自适应驱动提供了理论基础。对人机连接的髋关节外骨骼进行了解耦及偏差解耦运动

学设计与计算。下一步的工作是,仍然以髋关节为例,仿真设计运动偏差补偿以及动力偏差补偿和自适应控制的髋关节助力外骨骼机构。

参考文献 (References)

- [1] Pons J L. Wearable robots: Biomechanical exoskeletons[M]. Hoboken, USA: John Wiley & Sons, 2008.
- [2] Zanutto D, Akiyama Y, Stegall P, et al. Knee joint misalignment in exoskeletons for the lower extremities: Effects on user's gait[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(4): 978-987.
- [3] 李剑锋, 邓楚慧, 张自强, 等. 用于检测下肢关节运动信息的外骨骼机构设计及运动学分析 [J]. 北京工业大学学报, 2013, 39(8): 1127-1133.
Li J F, Deng C H, Zhang Z Q, et al. Design and kinematics analysis of the exoskeleton mechanism for detecting motion information of lower-limb arthrosis[J]. Journal of Beijing University of Technology, 2013, 39(8): 1127-1133.
- [4] 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.
- [5] Dollar A M, Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2008, 24(1): 144-158.
- [6] Zoss A B, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2): 128-138.
- [7] Sergi, F, Accoto D, Tagliamonte N L, et al. A systematic graph-based method for the kinematic synthesis of non-anthropomorphic wearable robots for the lower limbs[J]. Frontiers of Mechanical Engineering, 2011, 6(1): 61-70.
- [8] 李剑锋, 吴希瑶, 邓楚慧, 等. 人一机运动相容型下肢康复训练外骨骼机构的构型设计与分析 [J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(5): 720-728.
Li J F, Wu X Y, Deng C H, et al. Configuration design and analysis of the human-machine kinematically compatible type exoskeleton mechanism for lower limb rehabilitation training[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2012, 31(5): 720-728.
- [9] Schiele A. Fundamentals of ergonomic exoskeleton robots[D]. Delft, Netherlands: Delft University of Technology, 2008.
- [10] Onen U, Botsali F M, Kalyoncu M, et al. Design and actuator selection of a lower extremity exoskeleton[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2014, 19(2): 623-632.
- [11] Gregorczyk K N, Hasselquist L, Schiffman J M, et al. Effects of a lower-body exoskeleton device on metabolic cost and gait biomechanics during load carriage[J]. Ergonomics, 2010, 53(10): 1263-1275.
- [12] Aguirre-Ollinger G, Colgate J E, Peshkin M A, et al. Inertia compensation control of a one-degree-of-freedom exoskeleton for lower-limb assistance: Initial experiments[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2012, 20(1): 68-77.
- [13] Jarrasse N, Morel G. Connecting a human limb to an exoskeleton[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2012, 28(3): 697-709.
- [14] Stienen A H A, Hekman E E G, van der Helm F C T, et al. Self-aligning exoskeleton axes through decoupling of joint rotations and translations[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2009, 25(3): 628-633.

- [15] Cempini M, de Rossi S M M, Lenzi T, et al. Self-alignment mechanisms for assistive wearable robots: A kinetostatic compatibility method[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2013, 29(1): 236-250.
- [16] Stegall P, Winfree K, Zanotto D, et al. Rehabilitation exoskeleton design: Exploring the effect of the anterior lunge degree of freedom[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2013, 29(4): 838-846.
- [17] Bottlang M, Madey S M, Steyers C M, et al. Assessment of elbow joint kinematics in passive motion by electromagnetic motion tracking[J]. Journal of Orthopaedic Research, 2000, 18(2): 195-202.
- [18] Duck T R, Dunning C E, King G J W, et al. Variability and repeatability of the flexion axis at the ulnohumeral joint[J]. Journal of Orthopaedic Research, 2003, 21(3): 399-404.
- [19] Pei X, Yu J J, Bi S S, et al. Type synthesis for one-dimensional remote-center-of-motion mechanisms[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2009, 45(2): 144-148.
- [20] Otten A, Voort C, Stienen A, et al. LIMPACT: A hydraulically powered self-aligning upper limb exoskeleton[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2015, 20(5): 2285-2298.
- [21] Schulze C, Lindner T, Woitge S, et al. Effects of wearing different personal equipment on force distribution at the plantar surface of the foot[J]. Scientific World Journal, 2013, 2013: No.827671.
- [22] Kazerooni H, Steger R. The Berkeley lower extremity exoskeleton[J]. Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, 2006, 128(1): 14-25.
- [23] Gregorczyk K N, Obusek J P, Hasselquist L, et al. The effects of a lower body exoskeleton load carriage assistive device on oxygen consumption and kinematics during walking with loads[R]. Natick, USA: U.S. Army Natick Soldier Center, 2006.

作者简介:

李怀仙 (1980-), 女, 博士生, 讲师. 研究领域: 外骨骼助力机器人, 人一机一环境工程学, 工业设计.

程文明 (1962-), 男, 博士, 教授. 研究领域: 起重运输机械, 人因工程学, 机器人, 工业工程.