

doi: 10.7690/bgzd.2026.05.017

一种新型步行训练机器人及步态评估方法

陈小磊, 陶卫军

(南京理工大学机械工程学院, 南京 210094)

摘要: 针对由老龄化和疾病引起的下肢运动功能障碍患者对下肢康复设备的迫切需求和康复设备不足问题, 设计一种步行训练机器人用以辅助患者实现康复训练。根据机器人的功能需求和主要性能指标, 设计机器人整体结构、控制系统构成和机器人辅助步行训练流程; 对患者的步态评估从下肢运动感知、步态参数提取和步态评价 3 方面展开。实验结果表明: 患者训练过程中, 该机器人能实时感知患者下肢运动, 提取患者步态参数并能依据步态参数反映出患者的步态异常情况。

关键词: 步行训练机器人; 下肢运动感知; 步态参数提取; 步态评估

中图分类号: TP242.6 **文献标志码:** A

A New Walking Training Robot and Gait Evaluation Method

Chen Xiaolei, Tao Weijun

(School of Mechanical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China)

Abstract: A walking training robot is designed to assist the rehabilitation training of patients with lower limb motor dysfunction caused by aging and disease. According to the functional requirements and main performance indicators of the robot, the overall structure of the robot, the composition of the control system and the robot-assisted walking training process are designed; Gait assessment was carried out from three aspects: lower limb motion perception, gait parameter extraction and gait evaluation. The experimental results show that the robot can sense the patient's lower limb movement in real time, extract the patient's gait parameters and reflect the patient's abnormal gait according to the gait parameters.

Keywords: walking training robot; lower limb motion perception; gait parameter extraction; gait evaluation

0 引言

人口老龄化问题以及各种疾病造成的下肢运动功能障碍群体人数与日俱增, 该类群体的康复训练成为急需重视和解决的问题^[1]。据康复医学研究表明, 对于由脑卒中疾病造成的下肢运动功能障碍患者, 通过不同程度的康复训练可以重塑正常步态^[2]。

国内外关于此类机器人的研究与开发, 已取得了许多研究成果, 具有代表性的有瑞士 Swortec 步行康复训练机器人, 德国的 Lokohelp 机器人^[3-4]等, 但该类设备价格高昂、结构复杂以及体积庞大, 而且此类机器人大多需要固定在场地上^[5], 不能随着患者一起移动。由于训练场地有所限制, 患者无法体验真实的行走过程, 在训练过程中患者容易产生枯燥心理, 进而对康复训练出现抵触。

此外, 步行训练机器人对患者训练过程中的步态评估需要通过定性分析或定量分析来实现。定性分析主要由康复医师观察患者步态并根据多种运动功能评定量表做出主观判断; 定量分析主要采用步态分析仪完成患者步态参数的采集与分析。这种步

态分析仪在使用前通常需要患者穿戴传感器, 由此给患者带来困扰, 从而导致步态评估方式易受限制。

针对患者下肢康复训练这一需求, 笔者提出一种能够帮助患者进行下肢康复的新型步行训练机器人, 并通过基于 3 维人体姿态信息分析与处理实现对患者在训练过程中的步态评估, 对患者训练期间的步态异常情况进行分析, 为患者实现更好的步态训练效果打下基础。

1 新型步行训练机器人设计及实现

为满足患者的康复训练需求, 在设计新型步行训练机器人前, 需要明确机器人的功能性需求和主要性能指标, 如表 1 和 2 所示。

表 1 步行训练机器人功能性需求分析

需求内容	备注说明
训练模式选择	患者能够选择主动训练或被动训练
电池电量的监测	监测机器人使用过程中的电量
移动底盘的控制	实现机器人辅助患者移动
减重调节	减小患者下肢所受的自身重力
下肢运动感知	明确患者下肢动、静变化
步态参数提取	用于进行步态评估
步态评估	明确患者的步态异常情况

收稿日期: 2024-12-03; 修回日期: 2025-01-21

第一作者: 陈小磊(1998—), 男, 安徽人, 硕士。

表 2 步行训练机器人主要性能指标

性能参数	指标	性能参数	指标
结构尺寸/cm	120*75*215	续航时间/h	≥2
运行速度/(m/s)	0.02~1.50	工作电压/V	24
最大减重比例/%	80		

1.1 机器人结构设计及运动学分析

1) 机器人整体结构。患者在使用机器人进行康复训练时，为了能够让其体验真实行走过程，不受训练场地的限制，步行训练机器人采用移动式底盘。此外，由于患者下肢肌肉力量薄弱，无法负担自身的重量，机器人需要具备减轻患者下肢所受压力的减重功能。机器人整体结构如图 1 所示，悬吊方式能减轻患者下肢受到的重力作用，通过 2 个驱动轮和 2 个万向轮实现机器人运动。

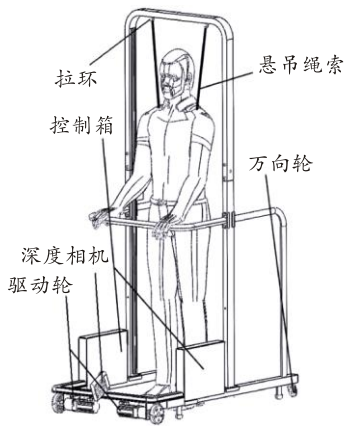


图 1 机器人整体结构

2) 底盘运动学分析。机器人底盘采用 2 轮差速模式^[6]，对其构建运动学模型如图 2 所示。

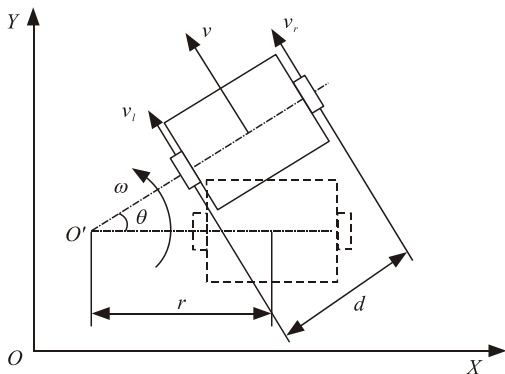


图 2 机器人运动学模型

在坐标系 XOY 中，机器人位姿为 (x, y, θ) ， θ 是机器人运动过程中的航向角。 v_r 与 v_l 分别为机器人左驱动轮与右驱动轮线速度， d 为驱动轮的轮间距， r 为机器人绕旋转中心 O' 点运动的旋转半径， ω 为机器人绕 O' 点的角速度， v 为机器人中心的线速度。对机器人的运动进行分析得到其运动学模型^[7]为：

$$\begin{bmatrix} v \\ \omega \\ r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (v_r + v_l)/2 \\ (v_r - v_l)/d \\ d(v_r + v_l)/2(v_r - v_l) \end{bmatrix}; \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} v_r \\ v_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/2 & 1/2 \\ 1/d & -1/d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix}; \quad (2)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 \\ \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix}. \quad (3)$$

机器人的运动形式可由 2 个驱动轮的线速度决定。2 个驱动轮速度 $v_r=v_l$ 时，机器人的旋转半径 r 趋向于无穷大，机器人作直线运动；当 $v_r=-v_l$ 时，机器人旋转半径 $r=0$ ，即机器人绕 2 个驱动轮连线的中点旋转，机器人能够实现原地转向；当 $v_r \neq v_l$ 时，机器人的旋转半径 r 可由式(1)计算得出。在机器人的运动过程中，通过电机编码器获取机器人 2 个驱动轮速度 v_r 与 v_l ，计算出机器人中心速度 v 、角速度 ω 和旋转半径 r 。在此基础上，式(3)经过积分得机器人位姿。同理，当机器人需要达到某个给定速度 v 和角速度 ω 时，式(2)可求解出机器人 2 个驱动轮速度 v_r 与 v_l 。

1.2 控制系统构成

机器人控制系统硬件构成包括工控机、电机驱动器、电机、深度相机、电池、电量检测传感器、急停开关和自锁按钮组，如图 3 所示。

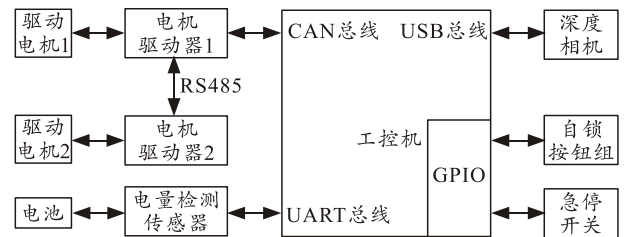


图 3 机器人控制系统硬件构成

机器人使用的深度相机型号为 Azure Kinect，其主要性能参数如表 3 所示。

表 3 Azure Kinect 深度相机主要性能参数

配置参数	指标
RGB 相机分辨率($H \times V$)/px	1 920×1 080
视场角($H \times V$)/(°)	90×59
工作范围/m	0.25~5.46
帧速率/fps	30
深度模式	WFOV 2×2 装箱

机器人控制系统软件部分根据机器人功能需求进行开发，包括训练模式选择、电池电量监测、底盘运动控制、减重调节、传感器数据采集、下肢运动感知、步态参数获取和步态评估等功能模块。机

机器人的软件功能模块如图 4 所示。

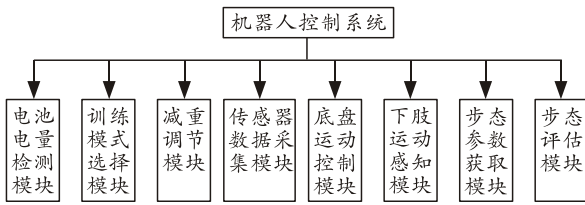


图 4 软件功能模块

训练模式选择用来让患者根据自身需求选择机器人的训练模式，分为主动训练和被动训练。

底盘运动控制和减重调节通过对电机的驱动，实现机器人移动和减重系统控制。

下肢运动感知、步态参数获取和步态评估依据深度相机传感器采集到的人体下肢运动数据，反映患者训练过程中存在的步态异常情况。

1.3 步行训练流程

患者在使用步行训练机器人进行康复训练时，系统上电，机器人通过电池电量监测接口上传的数据时刻监测电池在整个训练过程中的电量信息，当监测到电池电量低于设定值时，机器人会提示患者对设备进行充电，并让患者选择是否结束训练，断开系统供电；当电量足够时，机器人可以用于患者康复训练，患者根据自身需求选择训练模式，减重调节由陪护人员或患者自主实施。机器人在患者康复训练期间使用深度相机采集人体下肢运动数据，一方面产生机器人移动指令，控制底盘保持与患者同步移动；另一方面完成患者下肢运动感知、步态参数提取和步态评估。机器人控制流程如图 5 所示。

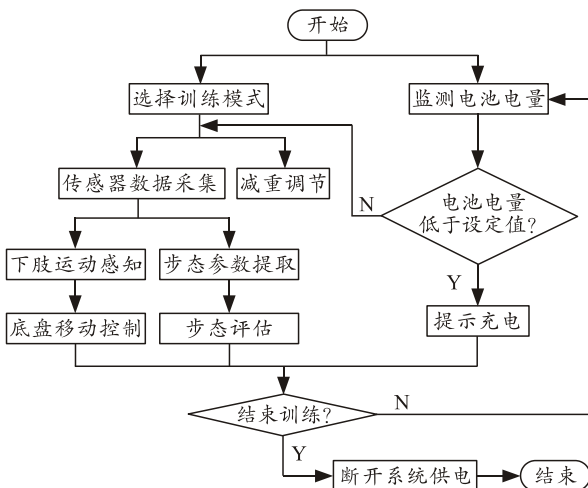


图 5 机器人控制流程

2 步态评估方法

患者在使用步行训练机器人进行康复训练重塑正常步态期间，提取步态参数并进行步态评估，帮

助患者明确步态异常情况，及时调整训练方法来实现更有效果的步态康复。

2.1 基于深度相机的下肢运动感知

步行训练机器人搭载的深度相机实时拍摄训练期间的人体图像，通过对图像中的人体进行姿态估计，获得下肢关键点运动数据，并对运动数据处理分析，实现对人体下肢的运动感知。

1) 建立下肢关键点模型。患者康复训练时，关注点在于患者的下肢运动。在这里，使用图 6 所示的下肢关键点进行分析。

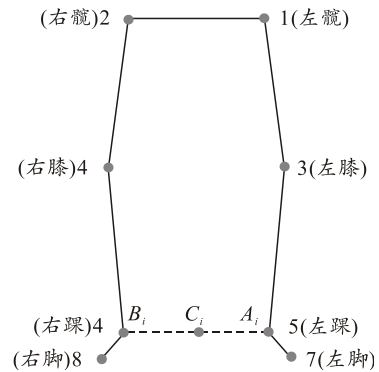


图 6 下肢关键点模型

图 6 中， A_i 、 B_i 与 C_i 分别表示第 i 帧人体关键点图像中左踝关节关键点、右踝关节关键点以及 2 踝关节关键点连线中点。患者进行训练时，脚部的运动状态是否发生改变，可由踝关节处关键点的运动状态进行表征，即踝关节关键点空间位置变化表示脚部发生移动。患者脚部发生移动时，计算 2 个踝关节关键点的坐标变化较为繁琐。为简化模型，方便计算，可直接取 2 个踝关节关键点间的连线中点 C_i 处坐标进行处理。

2) 获取关键点的世界坐标。将相机坐标系中的关键点转换到世界坐标系中，设 A_0 和 B_0 分别表示基准帧中的 2 个踝关节关键点， C_0 是 A_0 与 B_0 连线中点，根据深度相机采集到的深度信息可知关键点 A_0 、 B_0 和 C_0 在相机坐标系 $O_c-X_cY_cZ_c$ 中的坐标分别为：

$$\left. \begin{aligned} A_0 &= (x_c^{A_0}, y_c^{A_0}, z_c^{A_0}) \\ B_0 &= (x_c^{B_0}, y_c^{B_0}, z_c^{B_0}) \\ C_0 &= (x_c^{C_0}, y_c^{C_0}, z_c^{C_0}) \\ x_c^{C_0} &= (x_c^{A_0} + x_c^{B_0}) / 2 \\ y_c^{C_0} &= (y_c^{A_0} + y_c^{B_0}) / 2 \\ z_c^{C_0} &= (z_c^{A_0} + z_c^{B_0}) / 2 \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

同理, A_n 和 B_n 分别为继基准帧后的第 n 帧人体关键点图像中 2 踝关节关键点, 二者连线中点以 C_n 表示。关键点 A_n 、 B_n 和 C_n 在相机坐标系 $O_c-X_cY_cZ_c$ 中的坐标为:

$$\left. \begin{aligned} A_n &= (x_c^{A_n}, y_c^{A_n}, z_c^{A_n}) \\ B_n &= (x_c^{B_n}, y_c^{B_n}, z_c^{B_n}) \\ C_n &= (x_c^{C_n}, y_c^{C_n}, z_c^{C_n}) \\ x_c^{C_n} &= (x_c^{A_n} + x_c^{B_n})/2 \\ y_c^{C_n} &= (y_c^{A_n} + y_c^{B_n})/2 \\ z_c^{C_n} &= (z_c^{A_n} + z_c^{B_n})/2 \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

由于深度相机安装在机器人上, 机器人将跟随患者的行走进行同步运动, 因此需要建立系统的绝对坐标系来分析患者的运动。

取机器人所在的初始位置为世界坐标系原点 O_w , 相机坐标系原点为 O_c , 机器人坐标系原点为 O_r , 建立世界坐标系 $O_w-X_wY_wZ_w$ 、相机坐标系 $O_c-X_cY_cZ_c$ 和机器人坐标系 $O_r-X_rY_rZ_r$ 。

相机固定安装在机器人上, 相机安装好后, 相机坐标系相对于机器人坐标系的位姿不变, 即相机坐标系到机器人坐标系的旋转矩阵 R_c 和平移向量 P_c 为固定值。机器人在运动过程中, 机器人坐标系与世界坐标系相对运动, 机器人坐标系到世界坐标系的旋转矩阵和平移向量与机器人的实际运动相关, 可通过编码器或 IMU 传感器结合机器人的运动学模型计算获得。

相机坐标系中的任意点 $P_c=(x_c, y_c, z_c)$ 经坐标变换到世界坐标系中的对应点 $P_w=(x_w, y_w, z_w)$:

$$\begin{bmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_r & P_r \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_c & P_c \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

式中 R_r 、 P_r 为机器人坐标系到世界坐标系的旋转矩阵和平移向量。

现将基准帧中的 2 踝关节关键点连线中点 C_0 和继基准帧后得到的第 n 帧人体关键点图像中的点 C_n 从相机坐标系变换到世界坐标系中得到点 C_0^w 和 C_n^w , 两点构成向量 m , 如图 7 所示。向量 m 投影到患者行走平面, 即机器人移动平面, 并将投影后得到的向量 m' 的模作为患者脚部移动的变化量 Δh :

$$\Delta h = \sqrt{(y_w^{C_n} - y_w^{C_0})^2 + (z_w^{C_n} - z_w^{C_0})^2} \quad (7)$$

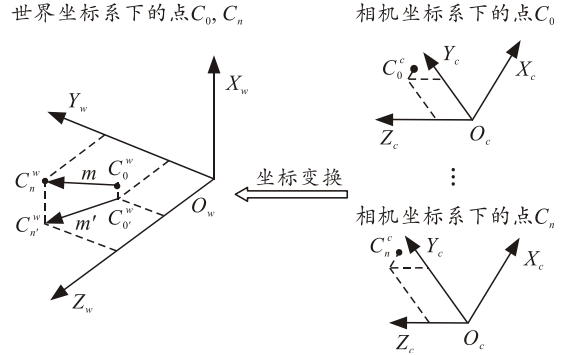


图 7 人体关键点坐标变换

为了反映患者脚部运动变化, 设脚部运动阈值为 threshold , 当 $\Delta h > \text{threshold}$, 即脚部移动变化量超过预先设置的脚部运动阈值时, 视为患者发生行走, 同时迭代基准帧图像; 反之, 当 $\Delta h \leq \text{threshold}$ 时, 视为患者未行走, 基准帧图像不迭代。

综上所述, 通过深度相机和人体姿态估计相结合的方法能够实时实现患者下肢运动感知, 得到患者下肢的运动, 为步行训练机器人主动训练模式的控制以及步态评价提供有效依据。

2.2 步态参数提取

步态参数可以有效反映出人体下肢步态异常情况, 步态出现异常通常会伴随着步态参数的变化^[8]。在这里, 使用步态时空参数中的膝关节角、踝关节角、支撑相与摆动相时间比值和步长作为核心步态参数, 进行患者步态分析和评估。

1) 膝关节角与踝关节角获取。深度相机通过采集到下肢关键点深度信息, 并根据坐标变换求得相应关键点的空间坐标, 完成对患者膝关节角和踝关节角参数提取。图 8 为某时刻人体下肢运动姿态。

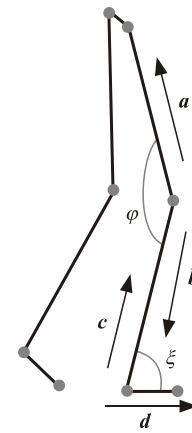


图 8 下肢姿态

设膝关节关键点与髋关节关键点、膝关节关键点与踝关节关键点、踝关节关键点与膝关节关键

点以及踝关节关键点与脚尖构成的空间向量分别为 a 、 b 、 c 和 d 。计算向量 a 与向量 b 的夹角、向量 c 与向量 d 的夹角得到膝关节角 φ 与踝关节角 ζ 分别为：

$$\varphi = \frac{180}{\pi} * \arccos\left(\frac{a \cdot b}{|a||b|}\right); \quad (8)$$

$$\zeta = \frac{180}{\pi} * \arccos\left(\frac{c \cdot d}{|c||d|}\right)。 \quad (9)$$

患者在运动过程中，机器人提取深度相机拍摄到的每一帧运动图像，经由式(6)计算出人体下肢关键点在世界坐标系中的坐标，结合式(8)与(9)可求出患者在每次训练期间膝关节角与踝关节角的变化曲线。根据该曲线可分析患者在康复训练时的膝关节角 φ 和踝关节角 ζ 的变化范围，来确定其关节活动度，进而评估患者的关节运动状态。

2) 提取支撑相时间与摆动相时间比值。患者支撑相时间与摆动相时间比值可由患者矢状面上踝关节关键点距离行走平面的高度变化曲线求解得出。当踝关节关键点距离行走平面的高度为 0 时，表明患者尚未迈步，此时为支撑相阶段，患者行走时，踝关节关键点与行走平面存在高度差，高度差持续时间即为摆动相时间，对支撑相时间和摆动相时间分别求和再取平均值，计算支撑相时间与摆动相时间比值 ε 得：

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^n \frac{T_i}{S_i}。 \quad (10)$$

式中 T_i 为第 i 个支撑相时间； S_i 为第 i 个摆动相时间。通过分析双脚各自 ε 大小，可评估患者行走过程中是否存在明显的下肢肌无力异常。

3) 提取步长。患者在训练过程中的步长可通过计算踝关节关键点在患者行走平面的轨迹变化求解。人正常行走过程是双脚周期性交替运动的过程^[9-10]，左步长和右步长的平均值 \bar{L} 与 \bar{R} 分别为：

$$\bar{L} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n L_i; \quad \bar{R} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R_i。 \quad (11)$$

式中 L_i 、 R_i 分别为第 i 个左步长与右步长。通过计算比较左步长与右步长差异，可实现对患者行走过程中是否存在偏瘫步态的评估。

2.3 步态评价

机器人完成患者训练期间膝关节角、踝关节角、支撑相时间与摆动相时间比值和步长的参数提取后，对步态的评价具体分析：

人正常行走过程中，通常需要 $0 \sim 70^\circ$ 膝关节活动度和 $0 \sim 70^\circ$ 踝关节活动度。患者膝关节异常时，常表现为膝关节无法屈伸或屈伸角度小，即膝关节活动度小。同理，踝关节异常时，通常表现为踝关节活动度小。患者行走时，膝关节活动度和踝关节活动度越大，表明患者膝关节与踝关节灵活性越高，存在关节异常可能则越小；反之，当关节活动度低下，患者关节存在异常的可能性将提高。根据患者在训练中膝关节和踝关节的平均活动度，可以评估其膝关节与踝关节是否存在异常情况。此外，若患者在康复训练初期存在关节异常，那么在经过一段时间机器人辅助康复训练后，也可通过该方法观察其关节改善情况。

支撑相时间和摆动相时间占比在一个步态周期中约为 60% 和 40%^[11]。患者行走时，双侧下肢各自支撑相时间与摆动相时间比值大小能够反映其是否存在肌力异常问题。当患者一侧下肢出现肌无力时，在其行走过程中可具体表现为患侧支撑相时间急剧下降，支撑相时间与摆动相时间比值小，而健侧摆动相时间急剧下降，支撑相时间与摆动相时间比值大。原因在于患侧肌肉力量薄弱，无法支撑身体重量，患者急于将患侧受到的压力转移至健侧。患者在训练中的双侧下肢支撑相时间与摆动相时间比值，可用于评估下肢是否存在肌力异常。同理，该方法也可用于观察患者经过一段时间康复训练后，其下肢肌力改善情况。

步态参数中的步长是反映步态不对称性的敏感指标。正常人在行走时，双侧下肢步长基本相等，而病理性步态，例如偏瘫步态可表现为明显的健侧步长缩短，患侧相对延长^[12]。患者行走时，若双脚步长差异明显，则表明其一侧肢体存在偏瘫；因此，比较双脚步长差异可评估患者下肢是否存在偏瘫异常。此外，该方法也能用于观察患者经过一段时间康复训练后，其下肢肢体偏瘫是否得到改善。

3 实验及结果分析

机器人通过 Azure Kinect DK 深度相机采集人体图像，利用 Mediapipe 开源工具库构建人体姿态估计网络。

图 9 所示行走实验中，机器人行走速度为 0.25 m/s，深度相机帧率为 30 fps，深度相机安装后的相机坐标系变换到机器人坐标系的旋转矩阵 R_c 和平移向量 P_c ，分别为：

$$R_c = \begin{bmatrix} -0.906307787 & 0 & 0.422618262 \\ 0 & -1 & 0 \\ 0.422618262 & 0 & 0.906307787 \end{bmatrix}; \quad (12)$$

$$P_c = \begin{bmatrix} 0.115 \\ 0 \\ -0.04 \end{bmatrix}. \quad (13)$$



图 9 步行训练机器人实际样机

正常步态与异常步态的双脚膝关节角度变化曲线如图 10 所示。

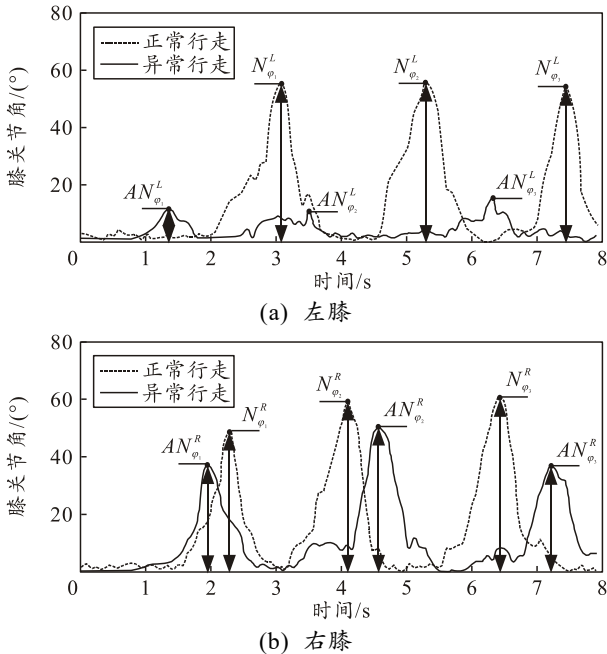


图 10 膝关节异常

N_ϕ^L 和 N_ϕ^R 分别表示正常步态中左膝关节活动度和右膝关节活动度, AN_ϕ^L 和 AN_ϕ^R 表示异常步态中左膝关节活动度和右膝关节活动度。从图中不难看出: 正常步态的双脚膝关节活动度大, 而在异常步态中, 左膝关节活动度很小, 存在明显异常。

正常步态与异常步态的双脚踝关节角度变化曲线如图 11 所示。

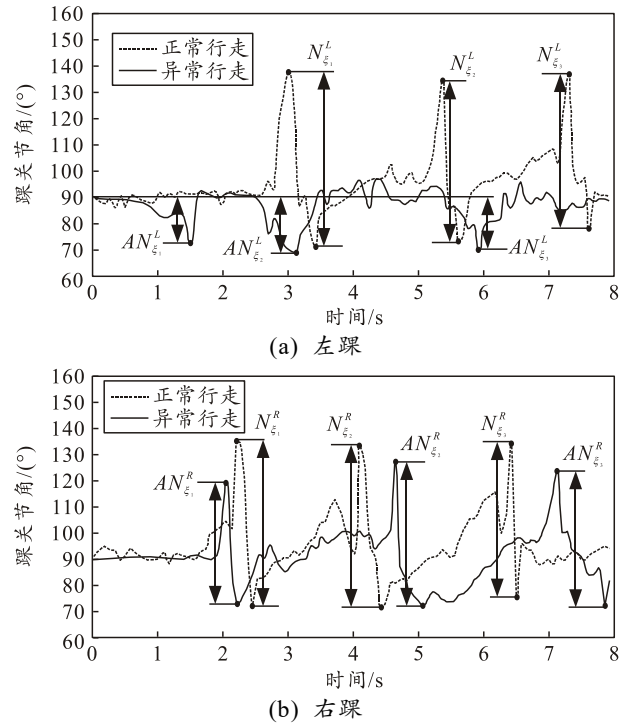


图 11 踝关节异常

N_ϵ^L 和 N_ϵ^R 分别表示正常步态中左踝关节活动度与右踝关节活动度, AN_ϵ^L 和 AN_ϵ^R 表示异常步态中左踝关节活动度和右踝关节活动度。正常步态的双脚踝关节活动度大, 异常步态的踝关节活动度小, 此处, 异常步态中的左踝关节活动度存在异常。

图 12 为人在行走过程中, 双脚踝关节关键点在矢状面上距离行走平面的高度变化曲线。

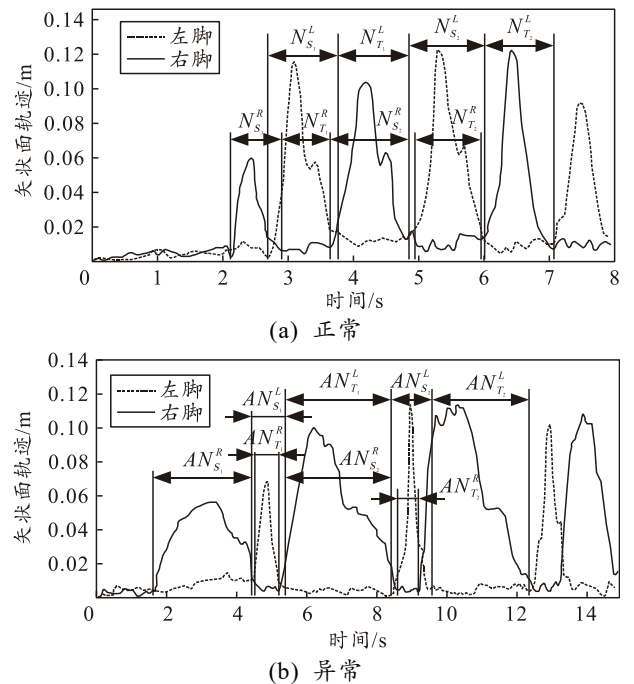


图 12 肌无力异常

N_T^L 、 N_S^L 和 N_T^R 、 N_S^R 表示正常步态中左脚与右脚的支撑相时间和摆动相时间， AN_T^L 、 AN_S^L 和 AN_T^R 、 AN_S^R 表示异常步态中左脚与右脚的支撑相时间与摆动相时间。正常步态中，双脚各自支撑相时间与摆动相时间比值近似为 1，而在异常步态中，左脚支撑相时间与摆动相时间比值大幅增加，右脚支撑相时间与摆动相时间比值则急剧减小，右脚支撑相时间短，存在肌无力异常。

人在直线行走时的双脚步长差异可以从图 13 中获取。

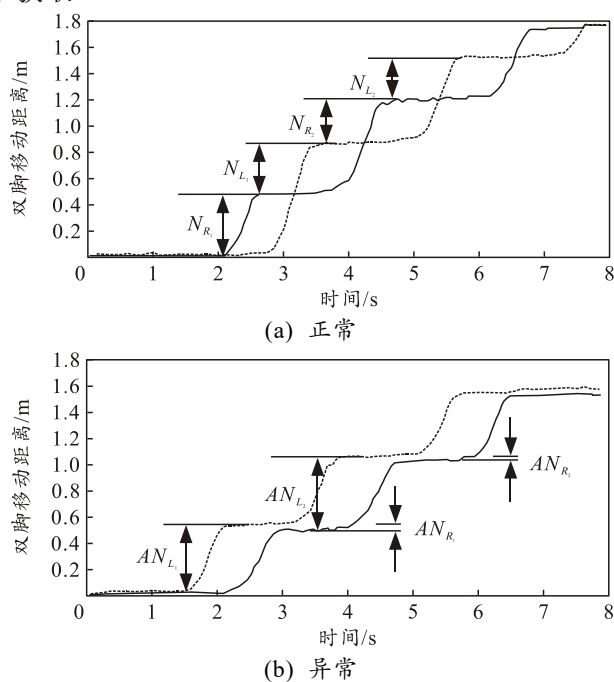


图 13 偏瘫步态异常

图 13 中纵轴表示人沿着机器人移动方向的双脚行走距离， N_L 和 N_R 表示正常步态中左步长与右步长， AN_L 和 AN_R 表示异常步态中左步长与右步长。通常情况下，人行走过程中，左步长和右步长相等，但由于个体差异和习惯等因素，正常步态也会表现为双脚步长存在细微差异，只有当步长差异显著才会出现明显的异常步态。正常步态中，左步长与右步长近似相等，步长差异小；在异常步态中，左脚向前迈步，右脚在向前跟进时基本保持与左脚平行或者落后于左脚，对于这种没有越过左脚的情况，此时视作右步长为零或负值，左步长和右步长存在明显差异，右侧下肢存在明显偏瘫异常。

4 结束语

笔者依据机器人在辅助患者康复训练中的功能

需求和性能指标，从机器人整体结构、机器人控制系统构成和步行训练流程出发，设计了一种新型步行训练机器人。机器人采用深度相机和人体姿态估计相结合的方式实现患者下肢运动感知、步态参数提取和步态评价，以达到对患者康复训练期间的步态评估目的。通过采集患者训练时的步态时空参数，进行患者步态评估实验，证实机器人能有效地对患者训练过程中出现的步态做出评估。该机器人和步态评估方法有助于患者重塑正常步态过程中的步态康复分析，对现代智能康复设备的研发工作有着较为重要的参考价值和应用价值。

参考文献：

- [1] 郝亮超, 高学山, 赵鹏, 等. 基于人体工学的康复机器人设计及稳定性研究[J]. 兵工自动化, 2022, 41(7): 86-91, 96.
- [2] 曹红十. 基于减重步行训练集束化方案对脊髓损伤患者运动功能康复影响的研究[D]. 长春: 吉林大学, 2019.
- [3] FREIVOGEL S, MEHRHOLZ J, HUSAK-SOTOMAYOR T, et al. Gait training with the newly developed 'LokoHelp'-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study[J]. Brain Injury, 2008, 22(7-8): 625-632.
- [4] 牛军道, 高学山, 赵鹏, 等. 下肢康复训练机器人本体设计与控制系统[J]. 兵工自动化, 2022, 41(6): 14-19.
- [5] MIAO M D, GAO X S, ZHU W. A Construction Method of Lower Limb Rehabilitation Robot with Remote Control System[J]. Applied Sciences, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, 2021, 11(2): 867.
- [6] 张建云. 步行康复训练机器人及步态评价方法研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2016.
- [7] 袁千贺, 田昕, 沈斯杰. 基于多传感器融合的移动机器人定位[J]. 计算机系统应用, 2022, 31(3): 136-142.
- [8] KERRIGAN D C, TODD M K, DELLA CROCE U, et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments[J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 1998, 79(3): 317-322.
- [9] 杨芳. 基于视角归一化的步态识别研究[D]. 西安: 西安科技大学, 2017.
- [10] 邵杰. 基于人体运动捕捉数据的仿人机器人步态规划和控制[D]. 北京: 北京工业大学, 2017.
- [11] 张玉叶, 张原园, 毛少坤, 等. 基于牛顿-欧拉法的人体下肢动力学分析与建模[J]. 咸阳师范学院学报, 2018, 33(4): 51-55.
- [12] 胡瑶. 基于 IDEEA 的老年人步态平衡及跌倒风险评估[D]. 天津: 天津科技大学, 2019.