

博士后文库

中国博士后科学基金资助出版

基于多源信息融合的 人体滑倒生物力学研究

李世明 著



科学出版社



博士后文库

中国博士后科学基金资助出版

基于多源信息融合的人体 滑倒生物力学研究

李世明 著

科学出版社

北京

内 容 简 介

本书基于多源信息融合理论与方法探索了人体滑倒的生物力学特征及预判准确率,并进一步探索了人体滑倒多源信息预警系统的初步设计和人体平衡多维动态测训设备的研制及在实践中的应用。全书共分10章,包括绪论、人体滑倒的多源信息获取技术、人体滑倒的多源信息融合方法、人体滑倒的运动信息特征分析、人体滑倒的动力信息特征分析、人体滑倒的肌电信息特征分析、人体滑倒的多源信息融合计算、人体滑倒的多源信息预警系统、人体平衡的多维动态测训设备,以及总结与展望。

本书可作为体育专业和理工科专业高年级本科生、研究生的教学用书,也可作为体育专业或具有理工科背景的教师、科研人员的参考用书。

图书在版编目(CIP)数据

基于多源信息融合的人体滑倒生物力学研究/李世明著. —北京:科学出版社, 2017.6

(博士后文库)

ISBN 978-7-03-052951-0

I.①基… II.①李… III.①人体运动—运动生物力学 IV.①G804.66

中国版本图书馆CIP数据核字(2017)第116016号

责任编辑:李悦 刘晶 / 责任校对:郑金红

责任印制:张伟 / 封面设计:刘新新

科学出版社出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

北京京华虎彩印刷有限公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2017年6月第一版 开本:B5(720×1000)

2017年6月第一次印刷 印张:10 3/4

字数:24 300

定价:80.00元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

《博士后文库》编委会名单

主 任 陈宜瑜

副主任 詹文龙 李 扬

秘书长 邱春雷

编 委(按姓氏汉语拼音排序)

付小兵 傅伯杰 郭坤宇 胡 滨 贾国柱 刘 伟

卢秉恒 毛大立 权良柱 任南琪 万国华 王光谦

吴硕贤 杨宝峰 印遇龙 喻树迅 张文栋 赵 路

赵晓哲 钟登华 周宪梁

《博士后文库》序言

1985年，在李政道先生的倡议和邓小平同志的亲自关怀下，我国建立了博士后制度，同时设立了博士后科学基金。30多年来，在党和国家的高度重视下，在社会各方面的关心和支持下，博士后制度为我国培养了一大批青年高层次创新人才。在这一过程中，博士后科学基金发挥了不可替代的独特作用。

博士后科学基金是中国特色博士后制度的重要组成部分，专门用于资助博士后研究人员开展创新探索。博士后科学基金的资助，对正处于独立科研生涯起步阶段的博士后研究人员来说，适逢其时，有利于培养他们独立的科研人格、在选题方面的竞争意识以及负责的精神，是他们独立从事科研工作的“第一桶金”。尽管博士后科学基金资助金额不大，但对博士后青年创新人才的培养和激励作用不可估量。四两拨千斤，博士后科学基金有效地推动了博士后研究人员迅速成长为高水平的研究人才，“小基金发挥了大作用”。

在博士后科学基金的资助下，博士后研究人员的优秀学术成果不断涌现。2013年，为提高博士后科学基金的资助效益，中国博士后科学基金会联合科学出版社开展了博士后优秀学术专著出版资助工作，通过专家评审遴选出优秀的博士后学术著作，收入《博士后文库》，由博士后科学基金资助、科学出版社出版。我们希望，借此打造专属于博士后学术创新的旗舰图书品牌，激励博士后研究人员潜心科研，扎实治学，提升博士后优秀学术成果的社会影响力。

2015年，国务院办公厅印发了《关于改革完善博士后制度的意见》（国办发〔2015〕87号），将“实施自然科学、人文社会科学优秀博士后论著出版支持计划”作为“十三五”期间博士后工作的重要内容和提升博士后研究人员培养质量的重要手段，这更加凸显了出版资助工作的意义。我相信，我们提供的这个出版资助平台将对博士后研究人员激发创新智慧、凝聚创新力量发挥独特的作用，促使博士后研究人员的创新成果更好地服务于创新驱动发展战略和创新型国家的建设。

祝愿广大博士后研究人员在博士后科学基金的资助下早日成长为栋梁之才，为实现中华民族伟大复兴的中国梦做出更大的贡献。



中国博士后科学基金会理事长

致 谢

中国海洋大学一流大学建设专项经费资助

前 言

跌倒是威胁人类健康的重要危险因素之一，对老年人、病人（如脑卒中、脑瘫、截肢等患者）以及一些特殊环境（如湿滑环境）下工作的人群危害更大。据报道，世界上每年有 81%~98% 的髌关节骨折缘于跌倒，25% 与跌倒有关的髌关节骨折缘于滑倒，并且 66% 与跌倒有关的髌关节骨折发生在湿滑地面上。据世界卫生组织（WHO）报告，中国于 2000 年已成为世界上因跌倒所致疾病负担最重的国家。防跌倒问题已成为了需要全社会广泛关注且亟待解决的问题。

本书分析了人体滑倒的生物力学特征，并基于多源信息融合的方法探索了人体滑倒的预判准确率，在此基础上进一步探索了人体滑倒多源信息预警系统的初步设计、人体平衡多维动态测训设备的研制及在实践中的应用。全书共分 10 章，包括绪论、人体滑倒的多源信息获取技术、人体滑倒的多源信息融合方法、人体滑倒的运动信息特征分析、人体滑倒的动力信息特征分析、人体滑倒的肌电信息特征分析、人体滑倒的多源信息融合计算、人体滑倒的多源信息预警系统、人体平衡的多维动态测训设备，以及总结与展望。

本书在撰写过程中参考、引用了国内外许多专家学者的独到论断，在此对编著者和出版者表示诚挚的谢意！同时，本书也凝聚了我本人多年来取得的研究成果，并参考了我前期撰写的著作和教材：《运动技术诊断概论》（科学出版社，2014）、《运动生物力学英汉双语教程》（人民体育出版社，2008）、《实用体育多元分析方法》（人民体育出版社，2007）、《运动生物力学理论与方法》（科学出版社，2006）、《人体运动环节重量参数测量新思路》（北京体育大学出版社，2004）。

衷心感谢我的博士后合作导师——中国科学院合肥物质科学研究院孙怡宁研究员，博士生导师——原国际体育科学与教育理事会执委、中国体育科学学会副理事长、北京体育大学校长金季春教授，硕士生导师——原中国体育科学学会运动生物力学分会副主任委员、北京体育大学运动人体科学学院刘学贞教授，访问学者合作导师——美国伊利诺伊大学芝加哥分校应用健康科学学院 Yi-chung Pai 教授、加拿大莱斯布里奇大学运动科学与体育系 Gong-bing Shan 教授，感谢他（她）们对我的赏识与指导，他（她）们的学术思想将启迪我一生的学术追求！同时，也要感谢我指导的研究生——部义峰、韩静、熊安竹、曹志飞、高金栋、刘镇铭、周世孝、杨蕊菡、孟超、杨林林、隋连香、于云飞、车海明、杨涛、姜丽、周博、唐丽萍、矫杰、康平、宋蕾蕾、高雅楠、赵玥、宫炜男、刘纯敬对我的理解与信

任，他（她）们在我的指导下做了许多有价值的科学探索和技术实践，为本书的撰写提供了大量素材、奠定了坚实基础。

中国海洋大学为本书的研究与撰写提供了良好的科研平台和工作条件，中国科学院合肥物质科学研究院为我从事博士后研究给予了大力支持，其间我荣获了中国科学院合肥物质科学研究院优秀博士后称号。同时，本书得到了中国博士后科学基金的出版资助、中国海洋大学一流大学建设专项经费资助，以及中国博士后科学基金面上资助项目（2012M511427）、特别资助项目（2013T60630）、教育部人文社会科学研究规划基金项目（14YJA890007）、山东省自然科学基金资助项目（ZR2013AL010）、山东省研究生教育创新计划项目（SDYY13092）、烟台市科学技术发展计划项目（2013HZ077）、中国海洋大学科研启动基金等的资助。另外，本书还得到了 Simi Reality Motion Systems GmbH、Delsys Incorporated、世纪天鸿国际集团有限公司、爱尔思康科技（北京）有限公司、深圳创感科技有限公司等的鼎力支持，在此一并表示诚挚的谢意！

鉴于作者水平有限，书中不当之处在所难免，诚望读者批评指正。

李世明

2017年5月

目 录

《博士后文库》序言

致谢

前言

| | |
|---------------------|----|
| 第 1 章 绪论 | 1 |
| 1.1 人体步态的基本概念 | 1 |
| 1.1.1 步态周期划分 | 1 |
| 1.1.2 步态基本描述 | 3 |
| 1.2 人体步行的稳定理论 | 4 |
| 1.2.1 静态稳定理论 | 5 |
| 1.2.2 动态稳定理论 | 7 |
| 1.3 人体滑倒的原因探析 | 13 |
| 1.3.1 人体滑倒的人为因素 | 13 |
| 1.3.2 人体滑倒的鞋底因素 | 15 |
| 1.3.3 人体滑倒的预测模型 | 16 |
| 1.3.4 人体滑倒的反应控制 | 19 |
| 1.4 研究目的与意义 | 22 |
| 1.4.1 研究目的 | 22 |
| 1.4.2 研究意义 | 22 |
| 1.5 研究思路与内容 | 23 |
| 1.5.1 研究思路 | 23 |
| 1.5.2 研究内容 | 23 |
| 第 2 章 人体滑倒的多源信息获取技术 | 27 |
| 2.1 运动信息获取技术 | 27 |
| 2.1.1 三维录像拍摄 | 27 |
| 2.1.2 三维录像解析 | 29 |
| 2.1.3 运动参数计算 | 34 |
| 2.2 动力信息获取技术 | 37 |

| | | |
|------------|----------------------|-----------|
| 2.2.1 | 足底测力技术 | 37 |
| 2.2.2 | 动力参数计算 | 40 |
| 2.2.3 | 关节力矩计算 | 43 |
| 2.3 | 肌电信息获取技术 | 45 |
| 2.3.1 | 肌电信号产生 | 45 |
| 2.3.2 | 肌电信号测量 | 46 |
| 2.3.3 | 肌电信号处理 | 48 |
| 2.4 | 多源信息获取的同步技术 | 51 |
| 2.5 | 小结 | 51 |
| 第3章 | 人体滑倒的多源信息融合方法 | 53 |
| 3.1 | 多源信息融合概述 | 53 |
| 3.1.1 | 多源信息融合的概念 | 53 |
| 3.1.2 | 多源信息融合的分类 | 54 |
| 3.2 | 多源信息融合算法 | 55 |
| 3.2.1 | 算法概论 | 55 |
| 3.2.2 | 神经网络 | 56 |
| 3.2.3 | 支持向量机 | 58 |
| 3.3 | 小结 | 66 |
| 第4章 | 人体滑倒的运动信息特征分析 | 67 |
| 4.1 | 人体滑倒的时相划分 | 67 |
| 4.2 | 人体滑倒的位移特征 | 69 |
| 4.2.1 | 前后方向位移特征 | 69 |
| 4.2.2 | 垂直方向位移特征 | 73 |
| 4.3 | 人体滑倒的速度特征 | 75 |
| 4.4 | 小结 | 78 |
| 第5章 | 人体滑倒的动力信息特征分析 | 79 |
| 5.1 | 人体滑倒的动力曲线特征 | 79 |
| 5.1.1 | 垂直方向动力曲线 | 79 |
| 5.1.2 | 前后方向动力曲线 | 80 |
| 5.1.3 | 左右方向动力曲线 | 81 |
| 5.2 | 人体滑倒的动力参数特征 | 82 |
| 5.2.1 | 力值变化特征 | 82 |
| 5.2.2 | 冲量变化特征 | 84 |
| 5.3 | 人体滑倒的关节力矩特征 | 84 |

| | | |
|--------------|----------------------|------------|
| 5.3.1 | 髋关节力矩 | 84 |
| 5.3.2 | 膝关节力矩 | 86 |
| 5.3.3 | 踝关节力矩 | 88 |
| 5.4 | 小结 | 90 |
| 第 6 章 | 人体滑倒的肌电信息特征分析 | 93 |
| 6.1 | 肌电信号的时域分析 | 93 |
| 6.1.1 | 原始肌电信号分析 | 93 |
| 6.1.2 | 双支撑期时域分析 | 95 |
| 6.1.3 | 单支撑期时域分析 | 97 |
| 6.2 | 肌电信号的频域分析 | 99 |
| 6.2.1 | 双支撑期频域分析 | 99 |
| 6.2.2 | 单支撑期频域分析 | 102 |
| 6.3 | 肌肉激活的顺序分析 | 104 |
| 6.4 | 小结 | 106 |
| 第 7 章 | 人体滑倒的多源信息融合计算 | 107 |
| 7.1 | 运动信息的融合计算 | 107 |
| 7.2 | 运动与动力信息的融合计算 | 110 |
| 7.3 | 运动、动力与肌电信息的融合计算 | 112 |
| 7.4 | 小结 | 112 |
| 第 8 章 | 人体滑倒的多源信息预警系统 | 113 |
| 8.1 | 人体滑倒预警系统原理 | 113 |
| 8.1.1 | 预警系统思路提出 | 113 |
| 8.1.2 | 预警系统原理分析 | 114 |
| 8.2 | 人体滑倒预警系统设计 | 117 |
| 8.2.1 | 预警系统设计流程 | 117 |
| 8.2.2 | 预警系统功能实现 | 117 |
| 8.3 | 小结 | 121 |
| 第 9 章 | 人体平衡的多维动态测训设备 | 123 |
| 9.1 | 人体平衡多维动态测训设备研制 | 123 |
| 9.1.1 | 研制思路 | 123 |
| 9.1.2 | 总体构成 | 125 |
| 9.1.3 | 机械结构 | 126 |
| 9.1.4 | 电路组成 | 128 |
| 9.1.5 | 软件设计 | 129 |

| | |
|--------------------------|------------|
| 9.1.6 可靠性检验..... | 130 |
| 9.2 人体动态平衡能力测试实验..... | 130 |
| 9.2.1 测试对象..... | 130 |
| 9.2.2 测试方法..... | 131 |
| 9.2.3 测试结果..... | 132 |
| 9.3 人体动态平衡能力训练实验..... | 133 |
| 9.3.1 训练对象..... | 133 |
| 9.3.2 训练方案..... | 133 |
| 9.3.3 训练结果..... | 134 |
| 9.4 小结..... | 134 |
| 第 10 章 总结与展望..... | 135 |
| 10.1 总结..... | 135 |
| 10.2 创新点..... | 138 |
| 10.3 展望..... | 138 |
| 附录..... | 141 |
| 参考文献..... | 147 |
| 编后记..... | 157 |
| 彩图 | |

第1章 绪论

1.1 人体步态的基本概念

一般地，步态（gait）是指人或动物在地面上的移动模式，即行走的方式（manner）和风格（style）。对于人类而言，步态包括爬、走、跑、跳等，本书中的步态专指人体的步行、行走。尽管人的行走一般不需要思考，但对人体步态的控制却十分复杂，包括中枢命令、身体平衡和协调控制，涉及足、踝、膝、髋、躯干、颈、肩、臂的肌肉和关节协同运动。正常步态具有稳定性、周期性、节律性、方向性、协调性及个体差异性，而当人体存在疾病或遇到干扰，以上的步态特征将有明显的改变，导致步态异常。因此，步态可以在一定程度上反映人体的病变特征以及所处的运动状态。

1.1.1 步态周期划分

步态周期是指行走过程中一侧足跟着地至该侧足跟再次着地时所经过的时间，即一个复步 [stride, 包括两个相邻的单步 (step)] 所用的时间。一般成人的正常步态周期为 1~1.32 s, 可分为支撑时相 [或称为站立时相 (stance phase)] 和摆动时相 (swing phase), 如图 1.1 所示。常速行走时, 支撑时相为足底与地面接触的时期, 约占步态周期的 60%, 又可细分为单支撑期和双支撑期 (在单支撑的前、后有两次双支撑期, 约占支撑时相的 44.8%), 双支撑期的存在是走与跑相区别的典型特征。

在步态分析中, 传统的周期划分方法包括 8 个动作或阶段 (期), 支撑时相含 5 个、摆动时相含 3 个, 每个动作或阶段 (期) 的命名均是基于足的运动, 描述如下:

“足跟着地”开始了一个完整的步态周期, 身体重心处于最低位置。

“足底平行”表示足底与地面平行, 全足接触地面。

“站立中期”是指当对侧足向前摆动经过站立足的姿态, 此时身体重心在最高位置。

“足跟离地”是指足跟抬起不与地面接触, 此时小腿三头肌收缩发力使踝关节产生跖屈。

“足趾离地”结束站立时相 (Cochran, 1982)。

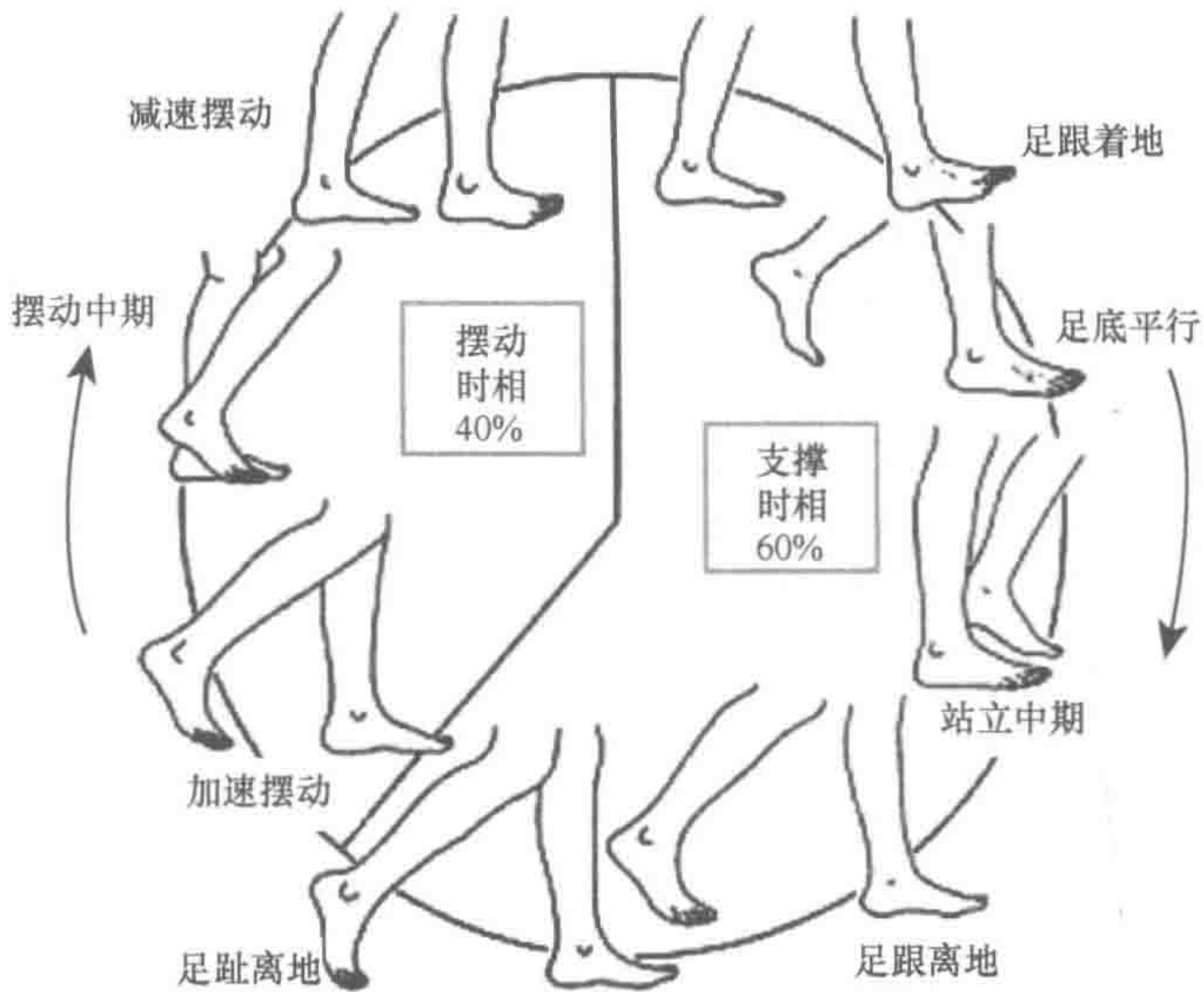


图 1.1 步态周期的支撑时相与摆动时相

“加速摆动”是指当足趾离地后屈髋肌群激活加速腿的前摆。

“摆动中期”是指同侧足向前摆动经过身体的正下方，与对侧足在“站立中期”的位置类似。

“减速摆动”描述了由于肌肉的活动使足减速向前摆动，并使足稳定为下一次“足跟着地”做准备。

尽管这种传统的命名法适合描述正常人的步态，然而，却不适宜对大量病理性步态（如痉挛性脑瘫步态）进行描述，为了使步态周期的划分更具普适性，美国加利福尼亚州 Rancho Los Amigos 医院的步态分析实验室提出了 RLA 法对步态周期进行划分（Cochran, 1982）。该方法认为行走时有三个基本任务：承受体重、单足站立和迈步向前，见图 1.2，整个步态周期分为 7 个独立的（阶段）期：

1) 承重反应（0%~10%）：从同侧足跟着地起到对侧足趾离地止，为双支撑期。

2) 支撑中期（10%~30%）：从对侧足趾离地起到同侧足跟离地止，为单支撑期。

3) 支撑末期（30%~50%）：从同侧足跟离地起到对侧足跟着地止，为单支撑期。

4) 摆动预期（50%~60%）：从对侧足跟着地起到同侧足趾离地止，为双支撑期。

5) 摆动初期（60%~70%）：从同侧足趾离地起到双足相邻止。

- 6) 摆动中期 (70%~85%): 从两足相邻起到同侧胫骨垂直地面止。
 7) 摆动末期 (85%~100%): 从同侧胫骨垂直地面起到同侧足跟着地止。

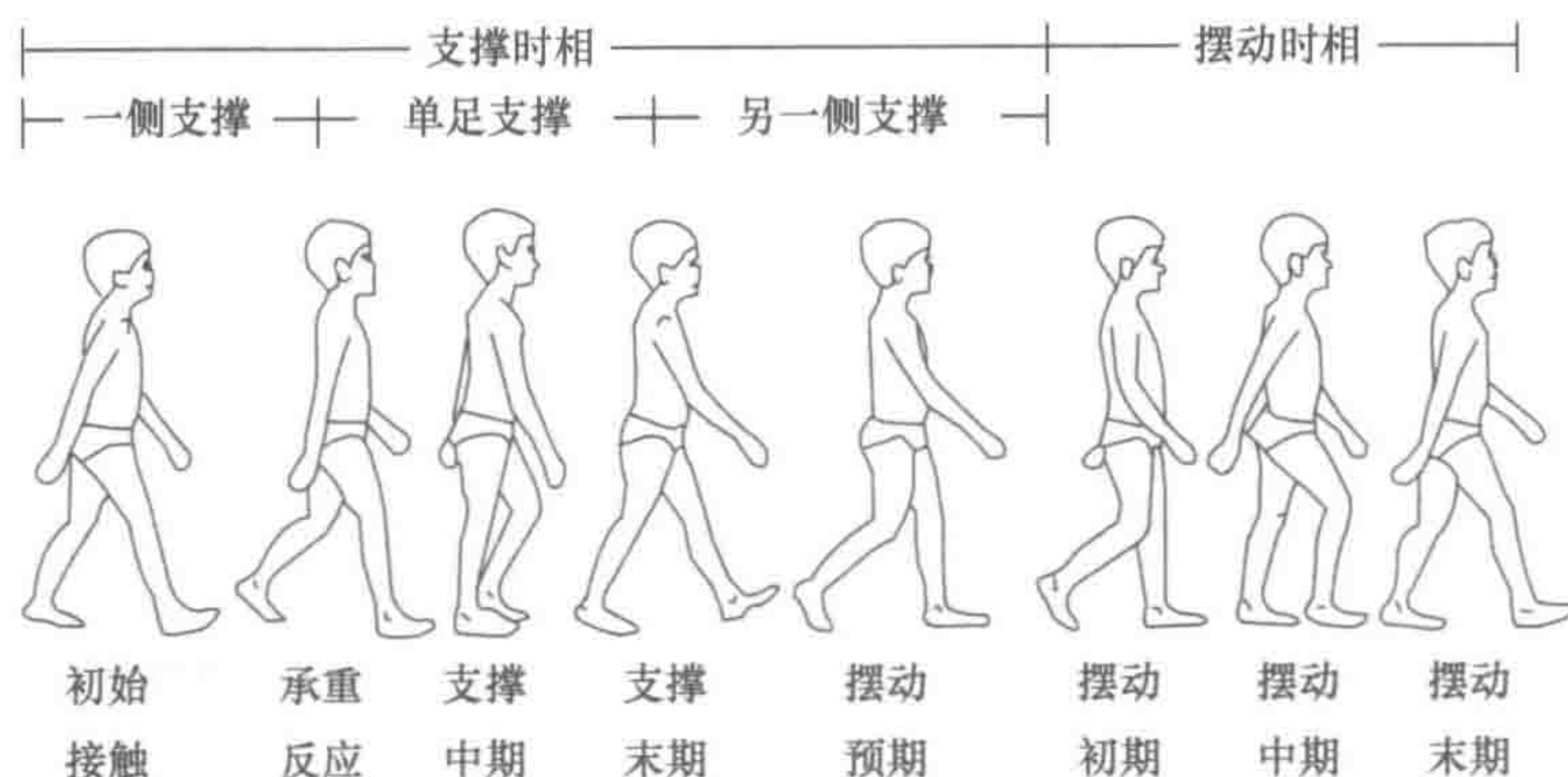


图 1.2 步态周期的阶段划分

1.1.2 步态基本描述

步态的基本时空参数包括单步长、复步长、步宽、足角 (Christopher et al., 1999) (图 1.3)、足廓清、步态周期、步频、步速。

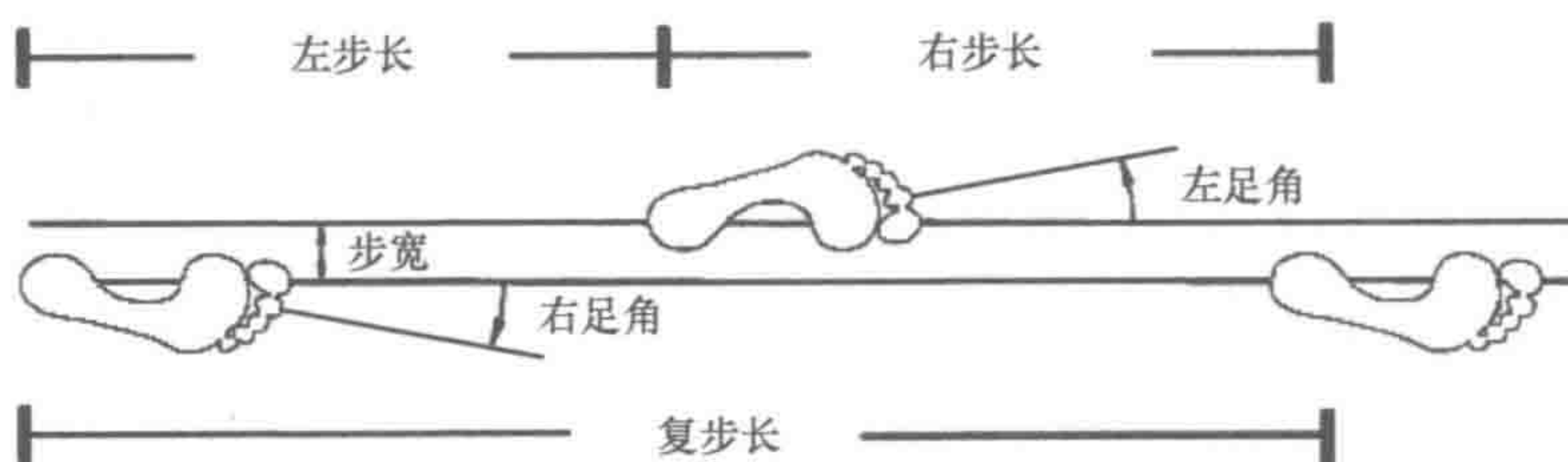


图 1.3 单步长、复步长、步宽、足角示意图

单步长 (step length): 走步时左右足跟 (或足趾) 间的距离, 单步长与身高有密切的关系。

复步长 (stride step length): 同一侧足跟 (或足趾) 两次着地间的距离, 两个相邻单步相加即为一个复步。

步宽 (step width): 两侧足内侧弓之间的横向距离, 平均为 (8.0 ± 3.5) cm。

足角 (foot angle): 足跟中点至第二趾之间连线与行进线之间的夹角, $6.7^\circ \sim 6.8^\circ$ 。足角与年龄有关, 老年人的足角大于年轻人, 增大足角可以提高侧向稳定性。速度快时, 对侧向稳定性要求小, 足角随之减小; 速度慢时, 对侧向稳定性要求大, 足角也随之增大。

足廓清 (foot clearance): 是指摆动足要适当离开地面以保证足的向前摆动。

支撑腿和摆动腿以及骨盆的活动均参与了行走的足廓清。可用摆动中期踝关节与地面的高度来表示足廓清。

步态周期 (gait cycle): 同一侧足跟 (或足趾) 两次着地之间所经历的时间。

步频 (step frequency): 单位时间内所行进的步数。

步速 (walking velocity): 单位时间内所行进的距离, 为步长和步频的乘积。

1.2 人体步行的稳定理论

针对平衡定义, 不同领域有其不同见解。例如, 在医学研究领域, 将人体在静止站立、自主运动或受到外力作用时自身能够调整身体姿势并保持身体平稳的能力定义为平衡; 然而在运动学研究领域, 将作用于物体的合力大小为零时物体所呈现的状态定义为平衡。无论在哪个研究领域, 赋予平衡的定义都能够体现为身体核心相对稳定的一种状态。影响身体平衡的因素很多, 如视觉、本体感觉、肌肉力量、前庭器官感觉、脊柱、性别, 甚至情绪。国外学者 Karatas 曾研究证实, 人体平衡能力的强弱也会随着肌力大小的改变而改变。可以说, 保持躯体平衡需要多个影响因素之间精准协调的配合。

人体在从事各项身体活动时大多都需要在身体姿势保持稳定的状态下进行, 人的平衡状态可以分为静态平衡和动态平衡两种。但是, 无论是动态平衡还是静态平衡都是由人体控制平衡的各个器官加以控制而实现的, 目的都是为了保持身体姿势的稳定, 进而更加有利于使身体完成各种活动。例如, 人体在静止坐或是直立站的时候, 没有任何外力作用仍然可以保持姿势稳定, 这体现的就是人体的静态平衡能力; 人体在从事走、跑、跳等行为时, 跟随自己的意识将身体由一种姿势调整到另一种姿势, 跟着身体重心的变化能迅速发出指令调整身体状态来维持身体姿势的稳定性, 这体现的就是动态平衡能力。

稳定性是人体活动的基本要求之一, 尤其对老年人、病人 (如脑卒中、脑瘫、截肢等患者) 以及一些特殊环境 (如湿滑环境) 下工作的人群, 稳定性具有特别重要的意义, 因为这些特殊人群在最基本的生活都存在严重失去身体稳定性的危险。例如, 他 (她) 们在步行过程中不能保持身体平衡, 尤其遇到路滑等外界环境突然变化或外界干扰的情况时容易发生跌倒, 经常可见由此导致伤残甚至死亡的现象。

为了有效地预防跌倒事故的发生, 探索人体稳定性的神经力学机制就显得尤为重要。长期以来, 人们对传统的静态稳定理论了解得较多, 这对于人体处于静态姿势 (如站立) 时如何保持身体的稳定性提供了理论支持。而现实中多数情况下人体处于运动状态, 如步行是人体的一种基本活动形式, 利用静态的稳定理论很难解释清楚人体处于运动状态时如何才能保持身体稳定性的问题。为此, 近些

年来人们以步态为载体在动态稳定理论方面进行了大量的有益的探索，并取得了非常有价值的进展。

1.2.1 静态稳定理论

稳定的概念与平衡紧密相连。定义人体稳定性与定义平衡的方法类似，即人体对线加速度和角加速度的抵抗能力，或者在受到干扰后人体回到平衡或原来位置的能力（李世明，2008）。根据牛顿力学，如果作用于人体的合力和合力矩是零，那么人体的线加速度和角加速度就是零，从而人体的线速度和角速度保持恒值或为零，此时人体处于平衡状态，或者说人体处于稳定状态。

影响人体平衡能力的因素有很多，人体平衡主要受自身前庭器官、本体感觉系统、神经中枢系统的影响，也受自身素质的影响，如受肌肉力量、骨骼、协调、柔韧等因素，以及自身的情绪、年龄、性别等因素的影响。平衡能力的优劣是身体多个组织进行整合、协调配合的整体表现，任何一个部位出现问题，都可能导致人体平衡能力受到影响。总结起来，人体平衡的保持涉及外部的力学因素和内部的生理调节。外部力学有三个主要影响因素，即重心高度、支撑面的面积、支撑面的稳定性。重心降低或者增加受力支撑面面积能够使人体更容易保持平衡状态；反之，提高重心或减少受力支撑面面积就容易使人体失去平衡。内部生理调节是决定人体平衡能力的关键，主要与人体的视觉、前庭和本体感觉能力，以及性别、年龄、身高、体重等生理条件有关。图 1.4 反映了外部力学因素和内部生理调节对人体平衡控制的影响。

国内外针对影响人体平衡能力的因素进行了各种各样的探讨。例如，在进行静态平衡能力测试过程中，使实验者注视 3m 或 3m 以上的静止事物均可以得到正确结果，但是使实验者注视 1m 以下的事物可能会导致结果出现偏差，平衡功能下降（徐本华等，1997）。噪声也可能会影响到身体平衡能力，噪声的强弱、振幅、持续时间等都可能引起人体保持平衡的能力产生变化；从事体力劳动或运动中的人，运动负荷的大小也会影响到平衡能力的强弱，有研究以心率作为生理负荷的评价指标，得出生理负荷过重对人体保持平衡的能力有极其显著的影响（李文彬等，2000）；性别、年龄也会对静态平衡产生影响：男性平衡能力比女性平衡能力弱，老年人平衡能力较青年人平衡能力弱（张盘德等，2004）。

稳定性包括静态稳定性和动态稳定性。生物力学的创始人 Borelli 于 1680 年提出的稳定性评价方法奠定了静态稳定性研究的理论基础。根据该稳定性评价方法，要判定一个物体是否处于稳定状态，主要看这个物体的质心（COM）或重心（COG）与它的支撑面之间的关系。这里的支撑面是指连接每个边缘支撑点的线所包围的内部区域。从静态的角度来看，当人体质心的投影落在支撑面