

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2023.01.001

人体运动力学分析方法的回顾与展望

王雨凡¹, 凌芝¹, 蒋子昂¹, 邹第洋¹, 蔡宗远^{1,2}, 戴尅戎^{2,3}

(1. 上海交通大学生物医学工程学院, 上海 200030;

2. 上海交通大学数字医学教育部工程研究中心, 上海 200030;

3. 上海交通大学医学院附属第九人民医院, 上海 200011)

【摘要】 运动力学作为生物力学重要的分支和前沿方向, 近年来在运动数据获取、力学参数测量及人体动力学模型建立等方面取得了许多重大进展, 并对运动损伤预防及康复医学等领域产生了重要的影响。人体内力环境是运动、负荷、生物学和形态学相互作用的结果, 准确测量和估计人体内力环境是运动生物力学的研究重点和难点, 而个性化的数据获取和模型建立也是获得物理与生理上有效的组织生物力学预测的关键。该文回顾了运动学和动力学的发展, 为运动力学分析方法提供系统与全面的工作框架, 并展望学科未来的应用与发展趋势, 为相关领域的研究者提供参考。

【关键词】 人体运动力学; 运动学; 人体仿真建模; 组织应变与应力

【中图分类号】 G804.6

【文献标志码】 A

文章编号: 1674-1242(2023)01-0001-26

Review and Prospect of Analysis Methods in Human Sports Biomechanics

WANG Yufan¹, LING Zhi¹, JIANG Zi'ang¹, ZOU Diyang¹, CAI Zongyuan^{1,2}, DAI Kerong^{2,3}

(1. School of Biomedical Engineering & Med-X Research Institute, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China;

2. Engineering Research Center of Digital Medicine and Clinical Translation, Ministry of Education, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China; 3. Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital,

Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China)

【Abstract】 As an important branch and frontier of biomechanics, sports biomechanics has made significant progress in acquiring motion data, measuring mechanical parameters, and establishing human dynamics models in recent years, which also impact the fields of injury prevention and rehabilitation. Accurate measurement and estimation of the human internal force environment formed by the kinematic, biological, and morphological interaction, are the focus and difficulty of sports biomechanics research. Besides, personalized data acquisition and model building are also the key to obtain physically and physiologically effective tissue biomechanical prediction. This paper reviews the research and development of human kinematics and dynamics, providing a systematic and comprehensive framework for the analysis methods of sports biomechanics, and look forward to the future application and development trend of the discipline, and provide references for researchers in related fields.

【Key words】 Sports Biomechanics; Kinematics; Human Simulation Modeling; Tissue Strain and Stress

收稿日期: 2022-12-19

作者简介: 王雨凡 (1999—), 女, 江苏省镇江人, 本科学历, 主要研究领域为医学图像处理和人体运动建模与分析。

通讯作者: 蔡宗远, 副教授, 博士生导师, E-mail: tytsai@sjtu.edu.cn; 戴尅戎, 教授, 博士生导师, E-mail: Krdai@163.com。

0 引言

运动生物力学是运用静力学、运动学和动力学的基本原理,结合解剖学、生理学等知识,对人体运动进行定量研究的学科。运动生物力学的核心任务是研究人体结构和运动功能之间的关系,实现运动技术动作的最佳化,帮助设计和改造运动器械,研究运动损伤的原因并提出预防措施。除竞技体育领域外,运动生物力学研究在身份识别、全民健身、运动康复等领域也有着重要应用。

0.1 学科启蒙与建立

虽然运动生物力学学科形成的时间并不长,但人类观察、分析和研究人类与其他生物的运动可以追溯到公元前 300 年。被称为“运动学之父”的古希腊哲学家亚里士多德(公元前 384—公元前 322)第一次分析了人类行走的全过程,并认识了人体重心的作用。15 世纪末,意大利科学家列奥纳多·达·芬奇(Leonardo Da Vinci)基于解剖学和力学研究了人体的各种姿势与运动,其中对人体步态的力学研究方法与现代运动学研究十分相似。他首先提出的“一切能够运动的生物体都遵循力学定律而运动”这一观点为运动生物力学这门学科奠定了重要的理论基础^[1]。17 世纪,法国物理学家勒内·笛卡儿(Rene Descartes)认为人体是一部受机械规律调控的机器,并建立了一个包括神经功能的复杂系统。同一时期,意大利解剖学家波雷里(Borelli)系统研究了动物和人的各种运动,发表了第一部运动生物力学著作《论动物的运动》^[2]。结合解剖和观察,人们初步尝试使用力学理论来描述或解释生物体的运动,特别是人体的运动。而运动生物力学研究正式进入测量纪元的标志是 1836 年法国生理学家韦伯兄弟(Eduard Weber 和 Wilhelm Weber)的“发条时钟”计时法。他们通过实验第一次定量了人类步态的空间、时间参数,并得到缩短支撑时间可以提高步行速度的结论^[2]。1877 年,美国摄影师埃德沃德·迈布里奇(Eadweard J. Muybridge, 1830—1904)用相机拍摄了马奔跑时的连续照片,建立了首个运动影像测量与分析方法,该方法在之后运动生物力学的发展中成为最重要的分析手段之一。20 世纪初,德国解剖学家布朗(C. W. Braune, 1831—1892)和菲舍尔(O. Fischer, 1861—1917)通过尸体解剖测定了人体各部分的惯性参数和质量分布,这在今天的运动定量研究中仍有重要的参考意义。20 世纪 30 年代,英国生

理学家希尔(A. V. Hill, 1986—1977)测量了肌肉收缩张力与速度的关系,并基于热力学第一定律建立了与实验结果一致的希尔方程,成为肌力学的经典模型。以 1972 年在美国宾夕法尼亚大学召开的第 4 届国际生物力学会议为标志,运动生物力学正式从生物力学中分离出来,成为一门独立的学科,并在体育运动的普及和计算技术的迭代下呈现动态和高速发展的趋势。

0.2 国内外发展现状

运动生物力学不仅包括对体育运动的研究,也往往包括对一般动作的力学状态的分析,因此使用关键词“Movement biomechanics”或“Sports biomechanics”在 Web of Science 核心合集数据库中进行检索,以 1950 年为起始年份,截至 2022 年 4 月 3 日,共检索到相关文献 62 619 篇,其中 2000 年后发表的文章占 82%,证明了该学科的蓬勃发展。从发表地区来看,运动生物力学研究最活跃和领先的是共发表 25 053 篇文献的美国。其次是文献发表数量为 5 934 篇的英国。中国共发表 4 597 篇文献,位居第三,充分说明了中国近年来对这一学科的关注日益增加。

在过去几十年中,运动生物力学的最大变化是由应用于研究的新设备和新技术的发展带来的,运动生物力学研究已经从简单地描述运动参数转向探索人类运动的多维成分。步行作为人类重复最多的运动,是人体运动力学研究的重要目标之一,与人体步态相关的多维参数在手术方式选择、辅助设备设计和术后效果评估等方面都有巨大的临床价值。上海交通大学医学院附属第九人民医院骨科为国内首批开展步态研究的单位之一。自 1980 年起,该科室基于电影摄影方法获取了中国人的正常步态参数,包括常速平地行走时的步态周期时间特征、步长与步周长特征,以及髌、膝、踝 3 个重要下肢关节的运动特征,并进一步探究了这些特征之间的相互关系^[3]。1986 年,在骨科科学和骨科生物力学专家戴尅戎的带领下,该科室研制出了国内第一个可供医院和研究单位使用的步态分析系统^[4],并基于该系统开展了众多与骨科相关的临床研究。该系统在传统人体运动分析的基础上,结合三维测力台同步获取足-地接触力,为人体运动力学建模及关节力矩计算提供了可靠的数据支撑,基于此建立平衡方程后计算得到髌-股关节间力、肌力和十字韧

带张力等力学参数,对义肢和人工关节设计及关节的病理力学研究有重要的参考价值^[5]。国际范围内,Chester 等^[6]也综述了测量和分析技术的进步对步态研究的贡献,这些进展包括运动捕捉设备、测力仪器、肌电采集及数据分析技术。更高采集频率的光学捕捉系统、更便携的运动传感器^[7]及能够直接对骨骼运动进行高精度定量的双平面 X 光系统^[8]的出现,相比早期的胶片摄影和手工测量,大大提升了运动学数据获取的准确性和简便性。作为一种无线传感器,惯性测量单元(IMU)使得在实验室外及一些极端环境下进行运动生物力学研究成为可能^[9]。力平台对地面反作用力的测量能够帮助研究者更准确地计算线性和角动力学,而以往大多数平台都位于实验室环境中,缺乏便携性。过去几年,力平台已经被纳入跑步机和楼梯的设计中,用于对日常动作的研究^[10]。由于计算机性能的提升,各种统计方法,如功能数据分析(Functional Data Analysis)^[11]、统计参数映射(Statistical Parameter Mapping)^[12]和主成分分析(Principal Component Analysis)^[13],已被应用于运动生物力学相关数据的分析中。日益增强的计算能力开启了运动生物力学领域对多维成分课题的探索,使研究人员能够探索生物力学、生理学和神经学的特征。

此外,肌肉骨骼建模和计算机模拟也是运动生物力学领域的热门技术研究,从最早只有 15 个环节的 Hanavan 模型^[14]发展到今天结合机能解剖学和神经控制论思想的复杂模型,并产生了众多成熟的模型分析软件,如 SIMM^[15]、OpenSim^[16]、Anybody^[17]等。在运动过程中,准确的在体内力测量与估计是运动生物力学的研究重点和难点,而多尺度建模和仿真计算能够克服实验环境和伦理的限制,为我们评估在体内力及探索人体运动规律提供了更多可能性。

本文将介绍人体基本运动器官的力学特性,梳理人体运动力学研究中生理学、运动学、动力学等参数的获取方法及分析方法,提供系统、全面的工作框架,并展望学科未来的应用与发展趋势,为相关领域的研究者提供参考。

1 运动器官系统力学

根据经典力学,力是使物体改变运动状态或发生形变的原因。在神经系统的控制下,通过肌肉骨骼系统内的骨骼、肌肉、韧带和关节之间复杂而高度协调

的机械交互作用,人体主动运动得以实现^[18]。作为唯一的主动运动单元,骨骼肌产生拉力,并使用较短的力臂在关节处施加力矩,进行精确的肢体控制,同时和韧带、关节囊等被动结构一起,提供身体在重力和其他载荷下的静态与动态稳定性。肌肉骨骼系统的任何单元的损伤都会改变机械相互作用,导致退化、不稳定或运动障碍。了解各单元的生物力学性质,有助于指导我们对机械作用进行适当的调整和控制,对提高运动表现、防止运动损伤及加速愈合和康复都有十分重要的意义。

1.1 骨的力学特性

人体的 206 块骨连接构成了人体的支架和基本外形,并具备支持软组织、作为运动杠杆和保护内脏等功能^[19]。骨作为一种复合材料,主要由具备较高抗压强度的无机物(磷酸钙、碳酸钙)和有较好弹性的有机物(骨胶原、骨粘连蛋白)组成^[20],从而同时避免了硬材料的脆性破坏和软材料的过早屈服。同时,骨按其组成、结构不同还可以分为密质骨和松质骨。密质骨分布于骨表面,松质骨分布于骨的中心。密质骨相比松质骨有更强的抗压性和抗扭曲性,断裂前能承受较大的应力,但能承受的应变较小,密质骨在体外承受超过原长 2% 的应变即会断裂,而松质骨在相同情况下发生的断裂应变大约为 50%^[21]。密质骨和松质骨均呈各向异性,在不同方向受载时会显出不同的力学性能^[22]。例如,在人体股骨干中,骨骼强度很大程度上取决于拉伸时与纵向骨轴的角度[见图 1(a)],最高极限强度平行于纵向骨轴,但随着接近垂直方向迅速降低,可以明显看到杨氏模量和屈服应力也有类似的趋势^[23]。

骨作为一种有生命的材料,它的内部结构和外部形态除了受遗传和激素的影响,还受施加于骨上的载荷控制。1892 年,德国学者沃尔夫(Wolff)提出,物理功能的改变引起骨的吸收和形成,因此改变了骨的内部结构和外部几何形状^[25, 26],系统阐述了机械应力对骨重建活动的影响和调节作用。图 1(b)展示了 Wolff 定律在股骨近端的骨小梁排列上的具体表现。根据对股骨近端正中切面的解剖影像进行观察可知,骨小梁基本沿着主要压缩力和主要拉伸力的方向分布。Carter 和 Orr^[27]发现,当在成年人的股骨近端加大载荷量或增加载荷时间时,松质骨的体积密度和皮质骨的厚度会有所增加;而当载荷量和载荷时间减少时,

将出现骨量的丢失, 同样印证了 Wolff 定律。大量研究发现, 长期卧床及太空环境下重力减少会导致骨量丢失^[28, 29], 而肌肉活动和重力是影响骨骼负载的两个

最主要因素^[30]。因此, 运动除了能够调节个体代谢水平, 其通过负载途径改变骨骼的密度和形态从而对骨骼生物力学表现产生的影响也是不可小觑的。

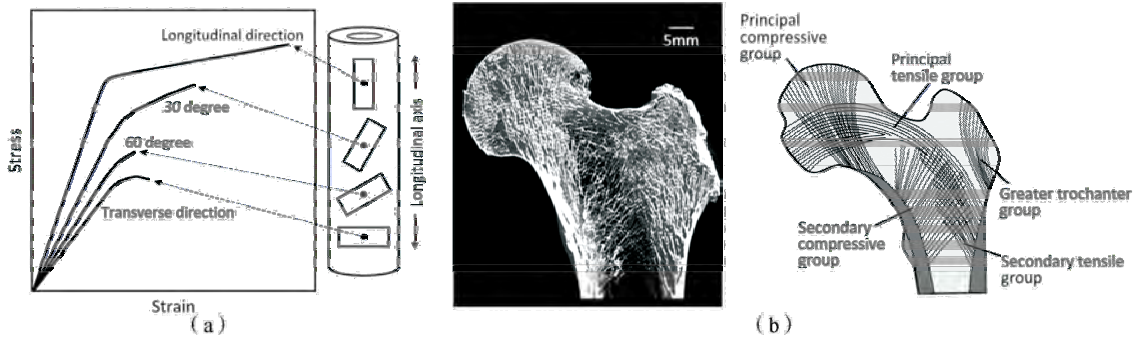


图 1 骨的结构和力学特性

Fig.1 Structural and mechanical properties of bone

(a) 长骨的各向异性^[23]; (b) 股骨近端部分典型骨小梁模式示意图^[24]

(a) Anisotropy of long bones^[23]; (b) Demonstration of typical trabecular patterns in the proximal femur^[24]

在系统性的运动力学研究中, 由于骨相对人体其他组织整体呈现的大刚度和小形变, 骨通常被视作刚体^[31], 然而在骨折创伤^[32]、口腔正畸^[33]及运动对骨的影响^[34]等相关研究中, 骨受应力时的形态和密度变化是必须考虑的影响因素。

1.2 骨骼肌的力学特性

在运动生物力学研究领域, 大多数情况下肌肉特指骨骼肌, 是人体产生主动运动的唯一原动力, 它们通常通过肌腱附着在骨骼上, 这样肌肉纤维收缩产生的力就可以驱动身体运动。人类拥有超过 430 个骨骼肌群, 占体重的 40%^[18]。骨骼肌由数百根甚至数千根肌肉纤维组成, 其厚度为 10 ~ 100 μ m, 长度为 1 ~ 30cm。

骨骼肌具有非常复杂的力学特性, 同时受到神经兴奋主动收缩和肌纤维被动拉伸的作用。多年来, 众多学者都在探索什么样的数学模型能够更好地描述肌肉的力学表现, 其中第一个经典肌肉收缩理论是希尔 (Hill) 根据热力学第一定律结合两个经验假设提出的 Hill 方程^[35]。Hill 方程表示一旦肌肉收缩的速度得以测量, 即可对肌力进行定量评价。之后, Wilkie^[36]及 Ralston 和 Polissar^[37]等都对不同的人体骨骼肌做了大量的实验观察, 证明了 Hill 方程可应用于人体骨骼肌。第二个经典肌肉收缩理论是赫胥黎 (Huxley) 基于肌肉细胞层次结构提出的横桥理论^[38], 也称“肌丝滑移理论”, 具体指肌动蛋白通过水解 ATP 在肌球蛋白微丝之上滑行, 使肌肉发生收缩。在以上两个理论的基础上, Fung^[39]以单一肌节为对象建立了三元素模型 [见

图 2 (a)], 三元素包括: 收缩单元, 由肌球蛋白丝和肌动蛋白丝组成, 兴奋时可产生张力; 串联弹性元, 代表肌微丝、横桥等的固有弹性; 并联弹性元, 代表肌束膜及肌纤维膜等结缔组织。采用三元素模型, 根据快速释放实验和等长-等张过渡实验, 可建立骨骼肌的本构方程^[40]。

骨骼肌产生的力与长度、速度都相关。由于肌纤维同时具有主动收缩性和被动承载性, 因此收缩总张力为主动张力和被动张力之和 [见图 2 (b)]。图中实线为肌纤维收缩时长度变化与主动张力变化之间的关系, 由此时收缩结构的横桥数目决定; 虚线为肌纤维被动承载的长度变化与被动张力变化之间的关系, 两者共同构成骨骼肌的长度-张力曲线。骨骼肌的速度-力曲线为 Hill 方程的图形化描述 [见图 2 (c)], 肌肉收缩速度随负荷增大而呈现双曲式下降, 张力越大, 缩短速度越慢。肌肉离心收缩时, 肌肉张力随拉伸速度的增加而增加, 达到临界速度时, 其大小保持在最适肌肉长度时最大等长收缩力的 1.5 ~ 2.0 倍。

1.3 韧带和肌腱的力学特性

韧带和肌腱在结构、组成和力学属性方面都十分相似, 在此一并讨论。韧带是运动关节重要的稳定结构, 主要由成纤维细胞和细胞外基质组成^[43], 胶原纤维的平行排列使它们能够承受高拉伸负荷。肌腱的功能主要是将骨骼肌连接到骨骼结构, 是肌肉-肌腱-骨骼单元中最强的组成部分, 横截面积为 1cm² 的肌腱可承受 500 ~ 1 000kg 的质量^[44]。

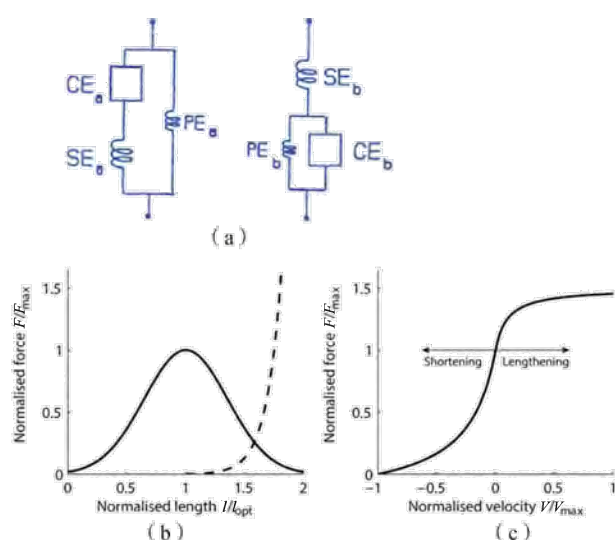


图 2 骨骼肌的力学模型

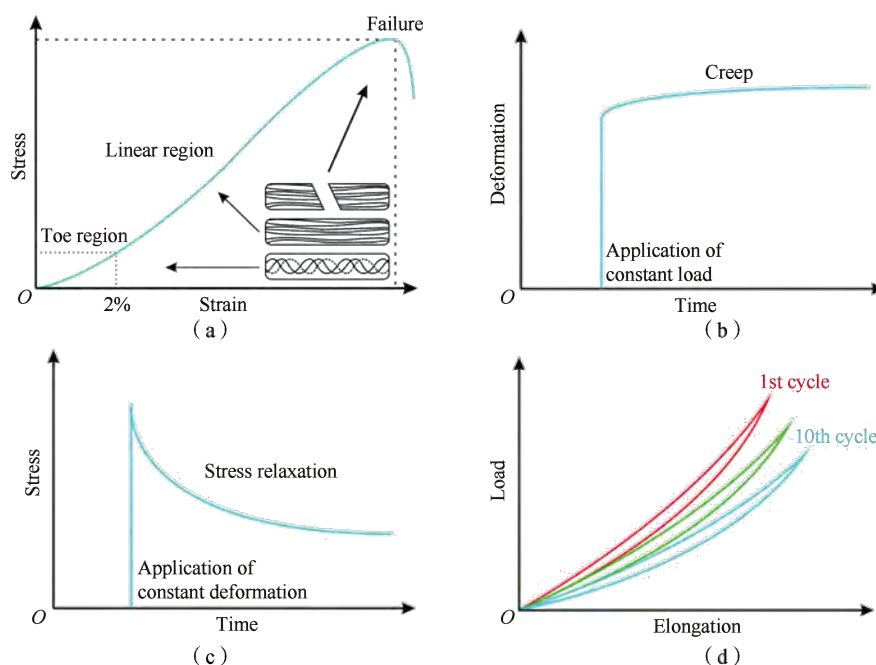
Fig.2 Mechanical model of skeletal muscle

(a) 常见的三元素模型^[41]; (b) 长度-张力曲线^[42]; (c) 速度-力曲线^[42]
 (a) Common three-element model^[41]; (b) Length-tension curve^[42];
 (c) Velocity-force curve^[42]

描述肌腱/韧带力学性能的典型参数是应变、应力、刚度及模量。应变用于描述肌腱/韧带长度变化相对于初始长度的形变量，应力为横截面积与力的比值，刚度表示力的变化与长度变化的比值，模量代表与横截面积无关的材料应力和应变之间的关系。韧带的生

物力学特性可以使用骨-韧带-骨复合体的整体特性或韧带中间物质本身的材料特性来描述。骨-韧带-骨复合体的整体特性取决于韧带的大小和形状，可以通过将韧带加载到失效而获得负载-伸长曲线，而材料本身的特性可以用应力-应变曲线表示^[45]。

肌腱/韧带同时具有非线性弹性和粘弹性性质。非线性弹性可由具有 3 个不同区域的应力-应变曲线描述 [见图 3 (a)]，分别为趾部区域、线性区域、屈服和失效区域。在正常的生理活动中，大多数肌腱/韧带处于趾部区域，部分位于线性区域。趾部区域代表胶原纤维的未完全卷曲，由于此时处于卷曲的胶原纤维更容易被拉伸，因此与线性部分相比，这部分应力-应变曲线显示出相对较低的刚度。当所有纤维都伸直时，趾部区域以约 2% 的应变结束，组织将以线性方式变形。如果应变小于 4%，则肌腱在卸载时会恢复到原来的长度，因此这部分是弹性的和可逆的，曲线的斜率代表弹性模量。当肌腱/韧带拉伸超出生理极限时，一些胶原纤维开始失效，刚度开始降低，当胶原纤维之间的分子内交联失败时，肌腱会发生不可逆的塑性变形。当肌腱/韧带拉伸到其原始长度的 10% 以上时，将出现宏观失效^[46]。

图 3 肌腱/韧带的力学特性^[43]Fig.3 Mechanical properties of tendons/ligaments^[43]

(a) 非线性弹性材料的应力-应变曲线; (b) 粘弹性材料的蠕变; (c) 粘弹性材料的应力松弛; (d) 粘弹性材料的滞后
 (a) Stress-strain curves of nonlinear elastic materials; (b) Creep of viscoelastic materials; (c) Stress relaxation of viscoelastic materials; (d) Hysteresis of viscoelastic materials

此外,肌腱/韧带的粘弹性性质表现为其力学性质是与时间相关的,即应力和应变之间的关系取决于受到载荷的时间。肌腱/韧带的粘弹性材料具有 3 个主要特征:蠕变、应力松弛和滞后^[45]。蠕变表明在恒定载荷下变形增加[见图 3(b)]。应力松弛意味着作用在肌腱/韧带上的应力最终会在恒定变形下减少[见图 3(c)]。加载和卸载粘弹性材料时,卸载曲线与加载曲线不同,这种现象称为“滞后”。两条曲线之间的差异表示加载过程中耗散或损失的能量,如果重复加载和卸载,则得到不同的曲线。在大约 10 个循环后,加载和卸载曲线虽然不同,但变化较小[见图 3(d)]。这说明在循环加载下,滞后量将减少,应力-应变曲线变得可重现,一定程度上可以代表肌腱/韧带的非线性弹性行为。

1.4 软骨的力学特性

软骨是一种致密的结缔组织,覆盖在关节中相互作用的骨表面上,主要由水、胶原蛋白和蛋白聚糖组

成^[47],可为关节提供润滑的表面,从而减少关节之间的摩擦及振动损耗。正常的滑膜关节摩擦系数低至 0.001,约为冰与冰作用面的 1/3^[48]。得益于软骨的耐磨、减震功能,关节能够抵抗数倍于体重的载荷^[49]。例如,关节可承受步态过程中大小为 2~4 倍体重及侧跨步时最大为 8 倍体重的膝关节接触力^[50]。

软骨由固、液两相组成,软骨细胞间质内 65%~85% 的水是液相部分的主要组成部分,固相部分则主要是由胶原蛋白和蛋白聚糖构成的细胞外基质。作为一种可渗透的粘弹性材料,软骨的力学性质在受到恒定载荷或变形时是时间的函数,因为流体不能在瞬间从基质中逸出^[51],最初位移相对较快,它表示此时有大量流体流出软骨。随着时间的增加,位移速率减慢并且接近恒定值,此时载荷完全由固体基质承担[见图 4(a)]。去除压缩载荷后,间质液会从关节腔回流到基质中^[52]。

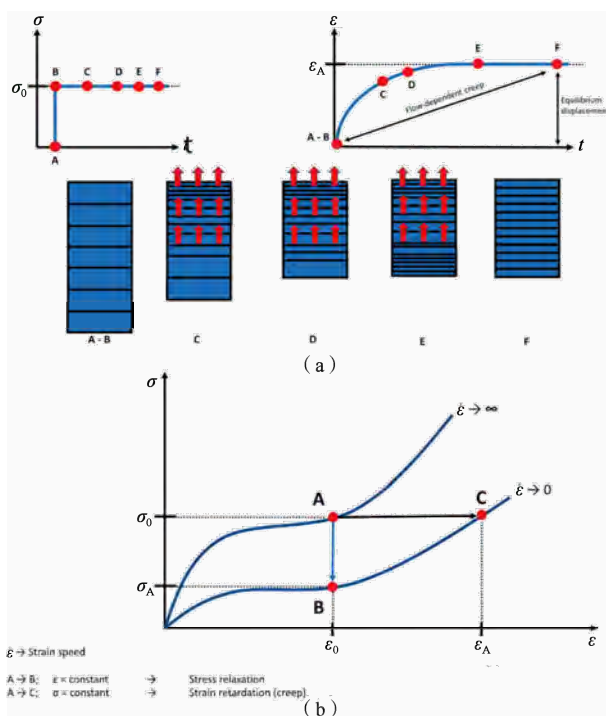


图 4 软骨的力学特性^[53]

Fig. 4 Mechanical properties of cartilage^[53]

(a) 软骨样品在恒定施加应力 σ 下的应变响应 ε ; (b) 无限高和无限低应变率下的理论拉伸载荷曲线 (A→B: 应力松弛, A→C: 蠕变)

(a) Strain response ε of cartilage samples under constant applied stress σ ;

(b) Theoretical tensile load curves at infinitely high and infinitely low strain rates (A→B: stress relaxation, A→C: creep)

图 4(b) 展示了理想情况下粘弹性软组织的应力-应变行为。从 A 到 B 的过程中,对组织施加恒定位移,并测量保持位移所需的力,变形导致的应力增加将促

进流体置换,随后发生应力松弛。在此性质下,局部的组织张力不会长时间维持,而是将负载分布到更广泛的范围。从 A 到 C 的过程中,对软骨施加恒定载荷,

并测量组织的位移, 软骨并不像弹簧等线弹性材料那样发生瞬时形变, 这个现象称为“蠕变”。

迄今为止, 描述软骨压缩粘弹性行为时应用最广泛的理论是 Mow 等^[54]开发的双相多孔弹性理论。该理论将软骨描述为由固相(软骨细胞、蛋白多糖、胶原蛋白)和液相(可自由移动的间质液)组成的复合材料矩阵, 多孔固体基质是弹性的且对流体是可渗透的。在双相介质中, 组织负载主要由 3 种力构成: ①变形固体基质内产生的应力; ②液相内部压力; ③液相渗透固相时产生的固相之间的摩擦阻力。3 种内力共同作用以平衡施加的外力, 从而产生粘弹性效应^[55]。此外, Lai 等^[56]通过结合离子相扩展了广义双相模型, 从而提出了三相软骨建模框架。Klika 等^[57]总结了更多描述软骨生物力学特性的复杂模型。

2 人体基本参数测量

在运动过程中, 局部环节将在神经系统的控制下协调、有序地运动。由于人体的复杂性, 在研究宏观运动的本质时, 可以将人体简化和抽象成一个多体联动系统。在进行人体运动的生物力学分析之前, 人体各环节的一些基本参数, 如质量、质心位置矢量、主要惯性矩和主要轴的方向等是必须确定的, 并作为分析问题的基本条件^[58]。

2.1 尸体解剖方法

18 世纪之前, 局限的技术工具只允许测量整个身体, Borelli 被认为是最早使用单个支点上的木板来评估站立在木板上的人的质心位置的人^[59]。第一个独立环节的参数测试是由 Harless^[60]提出的基于尸体解剖的技术, 他通过关节将身体解剖成若干段并用平衡方法测量质量和质心。Harless 的研究代表了量化环节参数的第一个全面记录的尝试, 但样本较少, 缺少代表性。Dempster^[61]、Reynolds 和 Lovett^[62]及 Chandler 等^[63]通过尸体解剖研究建立了环节参数直接测量中最全面的数据库, 这些研究结果是以样本平均数及身体质量和身高的归一化函数来表示的, 可以通过回归方程映射到活体中。此外, Mori 和 Yamamoto^[64]及 Fujikawa^[65]的尸体研究提供了关于东方人群的人体环节参数, 希望弥补之前研究中由于人群差异导致的估计误差。

2.2 在体测量方法

Harless^[60]将身体和四肢简化为密度均匀的球形物体和圆柱形物体, 利用溢出的水的体积等于浸入物体

的体积这一特性开发了水浸法, 后来被用于活体环节的体积测定^[66]。结合人体全部浸入水时求得的平均密度, 可得到对应环节的质量参数。但由于先浸入环节的组织容易受到水的浸入而使体积增加, 因此对于后浸入环节很容易产生测量误差。

作为 Harless^[60]工作的延伸, 人们分别设计了由不同数量环节组成的人体模型用于在体的参数估计。Hanavan Jr^[14]提出的第一个数学模型将 15 个身体部分表示为圆柱体和球体, 需要 25 次基于解剖标志点的几何学测量, 包括头围、坐高、身高等。Hatze^[67]和 Yeadon^[68]提出了更详细的模型, 分别需要总共 95 次和 242 次测量, 这使得这些方法对于大样本的研究效率非常低下, 同时受试者在获得所有需要的测量值时需要花费大量时间并保持令人不适的姿势。

随着影像技术的发展, 更多非侵入式在体测量方法被应用到环节参数的确定中, 如立体测量方法、二维或三维放射影像和核磁共振影像等。这些技术可以提供比水浸法更高的测量分辨率, 并且能够避免使用尸体数据时由于人群、性别等因素导致的不准确估计。立体测量方法最早由 Jensen^[69]提出, 原理为根据不同位置拍摄的 2D 图像重建 3D 对象的表面。随着影像分辨率和计算性能的提升, 各环节可以得到更快速的分割与重建^[70]。但由于此方法只能获取体积而密度未知, 因此在参数估计上仍存在误差。Casper 等^[71]及 Brooks 和 Jacobs^[72]证明了 γ 射线扫描用于测量四肢质心和惯性矩的可行性, Zatsiorsky^[73]后来将此方法应用于测定 100 名苏联人的活体环节参数。计算断层扫描法(Computed Tomography, CT)由 Huang 和 Suarez^[74]最先应用于测量人体组织密度及计算环节参数, 可以直接测量一个特定部位的组织密度及环节的体积。作为一种基本没有辐射的影像手段, 核磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)也被用于测量人体环节参数^[75]。MRI 并不对组织密度本身进行量化, 而是对身体内不同组织的氢原子相对浓度和结合状态进行成像。

此外, 还有两种基于机械原理的对环节惯性矩进行测量的方法。一种方法是 Bouisset 和 Pertuzon^[76]对手、前臂, Cavanagh 和 Gregor^[77]对腿、脚分别使用了快速释放方法, 直接测量释放前的扭矩 M 和释放后的角加速度 α , 可以计算出肢体的惯性矩 I :

$$I = M/\alpha \quad (1)$$

另一种方法是阻尼振荡法, 通过测量一个节段的振荡周期, 可以得出惯性矩 I :

$$I = T^2 mgh / 4\pi^2 \quad (2)$$

式中, T 是振荡周期, m 是质量, g 是重力加速度, h 是位移高度。Hatze^[78]在腿部和脚的环节测定中使用了这个方法。

以上方法允许更直接地估计四肢的惯性特性, 然而它们进行计算的前提是假定关节之间的摩擦力及拮抗性肌肉参与可以忽略不计, 这样就可能给测量结果带来误差。

3 人体运动学参数测量与分析

对人体运动信息的捕捉是量化人体运动的手段, 为力学分析提供了全身质心运动及相邻环节之间的相对运动等关键信息。为了描述这些运动学参数, 一个简化方式是将人体视作以关节连接多个刚体环节的运动链系^[79], 为每个刚体环节添加约定好的局部坐标系, 基于各种运动捕捉方法, 就可以知道环节在空间中的位置与姿态变化基于此执行环节间相对运动(关节的位移与旋转参数)的计算^[80]。

3.1 人体运动学模型

运动学的主要目的是收集数字信息, 以便在执行运动过程的每个采样时刻重建各环节的位置。为此, 需要两个信息, 一个是与形态有关的信息, 另一个是与运动有关的信息。一个环节的形态学可以通过把它视为点的集合, 并提供每个点相对于一组正交轴(局部坐标系)的位置矢量来描述, 使用的点越多, 环节的形态就可以描述得越详细[见图 5(a)]。其中点 P 相对于全局坐标系(${}^s x, {}^s y, {}^s z$)和局部坐标系(${}^l x, {}^l y, {}^l z$)的位置向量分别为 ${}^s \mathbf{p}$ 和 ${}^l \mathbf{p}$ 。若被描述的主体是可变形的, 则每个点在每个采样时刻的位置向量 ${}^l \mathbf{p}$ 都必须给定, 正如大部分运动生物力学分析的那样, 即对环节变形不感兴趣, 而只对其在空间中的位置感兴趣, 则环节可以表示为一个刚体。点在局部坐标系下的位置向量是保持不变的, 因此只需要在最佳条件下进行一次测量和记录即可。在三维空间中, 刚体的姿态和位置通常是同时确定的, 变换矩阵提供了足够的信息来确定一个参照坐标系相对于另一个参照坐标系的位置和方向。当给定一个局部坐标系和一个全局坐标系时, ${}^s \mathbf{p}$ 可以用 ${}^l \mathbf{p}$ 来表示:

$${}^s \mathbf{p} = {}^s \mathbf{R}_l {}^l \mathbf{p} + {}^s \mathbf{o} \quad (3)$$

式中, ${}^s \mathbf{R}_l$ 为局部坐标相对于全局坐标的旋转矩阵, ${}^s \mathbf{o}$ 为局部坐标原点相对于全局坐标的位置向量。事实上, 在这个经典的坐标变换关系中, ${}^s \mathbf{R}_l$ 和 ${}^s \mathbf{o}$ 只有 6 个独立变量, 分别是沿 3 个正交轴方向的平移和旋转, 一旦确定每个采样时间下的这些独立变量, 就可以通过式(3)求得环节上每个点 P 在空间中的位置, 从而还原出整个环节的位置和方向。由于将环节定义为刚体, 局部坐标系可以设置在刚体上的任何地方, 如光学捕捉系统中常使用的解剖坐标系和标记点坐标系[见图 5(b)]。由于运动学获取的方法不同, 可能无法直接得到关节计算所需的坐标系, 根据坐标转换关系同样也可以根据对应的技术坐标系得到解剖坐标系的方位, 从而进行关节运动的计算。

根据以上方法, 我们得到了每个环节在全局坐标系下的位置和方向, 而关节间, 即环节和环节间相对位置关系的计算原理与此十分类似。我们已知近端和远端两个相邻环节的旋转矩阵 ${}^s \mathbf{R}_d$ 和 ${}^s \mathbf{R}_p$ 以及它们各自局部坐标系原点对应的全局位置向量 ${}^s \mathbf{o}_p$ 与 ${}^s \mathbf{o}_d$, 则它们之间的相对位置关系可表示为:

$$\mathbf{R}_j = {}^s \mathbf{R}_p {}^s \mathbf{R}_d, \quad \mathbf{t}_j = {}^s \mathbf{R}_p ({}^s \mathbf{o}_d - {}^s \mathbf{o}_p) \quad (4)$$

式中, \mathbf{R}_j 为关节的旋转矩阵, \mathbf{t}_j 为关节的位置矢量, 它们分别描述了关节中远端环节相对于近端环节的方向和位置。定义了每个环节的局部坐标系后, 人体相邻环节的关节运动学都可以用式(4)来描述。由于受到韧带、肌肉、关节囊等的约束, 部分关节只允许在一些方向上有较多的运动和旋转, 在具体分析时可以简化成铰链关节、球窝关节、鞍形关节等模型^[80][见图 5(c)]。

如果从二维角度研究关节运动, 关节角可以定义为代表近端环节和远端环节的两条线之间的夹角^[81]。而在三维空间中, 这个过程会更加复杂。Craig^[82]为描述两个铰接刚体的相对方向, 确定了 24 种不同的角度约定。这些角度约定都有奇异点, 在这些奇异点上, 角度是没有定义的, 或者对应不唯一的值, 如肩关节的科德曼反常运动^[83]。通过使用欧拉参数^[84]或 Woltring 设计的角度系统^[85]可以避免奇异点。使用欧拉角描述膝关节运动的方法如图 5(d)所示。当关节固定端分别绕自己的局部坐标系逆时针旋转(ϕ, ψ, θ)时, 与关节固定端的局部坐标系平行, 此时旋转矩阵

可以表示为:

$$\begin{aligned} \mathbf{R}(\phi, \psi, \theta) &= \mathbf{R}_\theta \cdot \mathbf{R}_\psi \cdot \mathbf{R}_\phi \\ &= \begin{pmatrix} c\psi c\phi & c\psi s\phi & -s\psi \\ s\theta s\psi c\phi - c\theta s\phi & s\theta s\psi s\phi + c\theta c\phi & s\theta c\psi \\ c\theta s\psi c\phi + s\theta s\phi & c\theta s\psi s\phi - s\theta c\phi & c\theta c\psi \end{pmatrix} \quad (5) \end{aligned}$$

式中, s 代表正弦, c 代表余弦。

无论如何定义角度, 环节局部坐标系的选择都会影响所确定的角度值^[90]。先前, 各个研究缺乏一致的惯例, 使得研究结果难以相互比较。为了不同研究结

果之间具备可比性, 国际生物力学学会 (International Society of Biomechanics, ISB) 基于骨骼解剖位置, 规定了人体部分关节的关节坐标系定义^[91], 同时规定了各关节旋转的方向和顺序, 使得旋转计算的结果可对应解剖平面的运动, 具有明确的临床意义。图 5 (d) 和图 5 (e) 分别为 Grood 和 Suntay^[88]定义的膝关节, 以及 Chao 等^[89]定义的肘关节旋转运动方向, 作为 ISB 定义关节运动坐标系的参考, 为后续的运动分析奠定了重要基础。

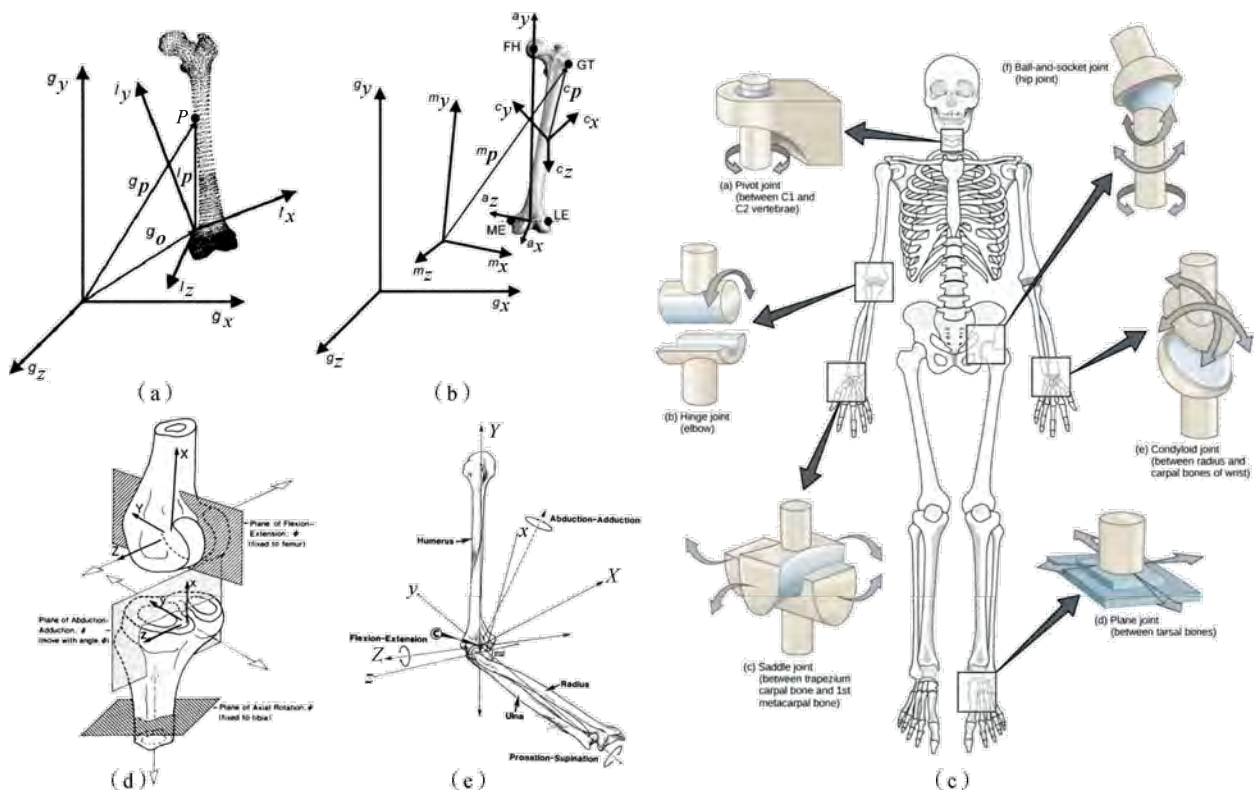


图 5 人体关节运动学模型

Fig.5 Kinematics model of human joint

(a) 环节局部坐标系与全局坐标系的转换^[86]; (b) 光学捕捉系统中标记点坐标系和解剖坐标系的转换^[86];
(c) 滑膜关节的分类^[87]; (d) 膝关节旋转运动的欧拉角描述^[88]; (e) 肘关节旋转运动的欧拉角描述^[89]

(a) The transformation of link local coordinate system to global coordinate system^[86]; (b) The transformation of marker point coordinate system and Anatomical coordinate system in optical capture system^[86]; (c) Classification of synovial joint^[87];
(d) Knee joint motion described with Euler angles^[88]; (e) elbow joint motion described with Euler angles^[89]

3.2 运动捕捉系统

有许多方法能够测量人体运动学, 根据工作原理可以将运动捕捉系统分为声学捕捉系统、电磁学捕捉系统、光学捕捉系统和机械系统^[92]。声学捕捉系统和电磁学捕捉系统由于受精度和采样速度的限制, 无法测量高速

运动, 如奔跑、跳跃等; 外骨骼式机械传感器虽然有较高的测量精度, 但较为笨重, 从而会限制运动。而光学捕捉系统^[93]、惯性测量单元^[94]及双平面 X 光追踪系统^[95]等运动捕捉方式, 由于其精度较佳或使用便捷等优点, 被较多地应用在实验室或日常环境的运动学研究中。

3.2.1 光学捕捉系统

光学捕捉系统通常由红外相机和反光标志点组成。在人体表面皮肤贴上反光标志点，相机发出红外光并接收标志点的反射光，通过多部相机在实验室空间射线的交叉来估计标志点的位置^[96] [见图 6 (a)]。根据立体摄影原理，至少需要两个视角才能重建标志点的三维位置，因此需要多个相机（通常为 6 个以上）同时对目标进行采集。光学捕捉系统能实现较高的采样率，可以满足多目标的高速运动的测量^[97]。然而，由于标志点贴在皮肤表面，人体运动时软组织发生形变，使得标志点与骨骼产生相对位移，在下肢运动测量中会引起厘米级别的误差^[98]，这也极大地限制了本方法应用于估计韧带等体内被动结构的形变。

3.2.2 惯性测量单元

惯性测量单元 (Inertial Measurement Unit, IMU)

基于微型惯性传感器技术，组合了陀螺仪、磁力计和加速度计。其中，磁力计定义方向作为参考^[99]，加速度计测量线加速度，陀螺仪测量角加速度^[100] [见图 6 (b)]。由于 IMU 具有体积小、成本低等优点，越来越多地集成于可穿戴设备中^[101]，运用于各种环境下的运动学捕获，包括实验室研究及环境更为复杂的户外运动^[102]。IMU 提供了更多的可能性，让人们能够在日常生活及更丰富的室内外运动过程中使用估计的组织负荷对训练和康复产生影响。结合人工智能模型及许多已经商业化的可穿戴传感设备 IMU，以及压力传感器等，可以实现利用低保真度输入数据也能很好地预测神经肌肉骨骼建模输出。已经有研究证明了这一路径的可行性，Dorschky 等^[103]和 Johnson 等^[104]都利用机器学习估计了 IMU 测量下的运动学、关节力矩及地反力等。

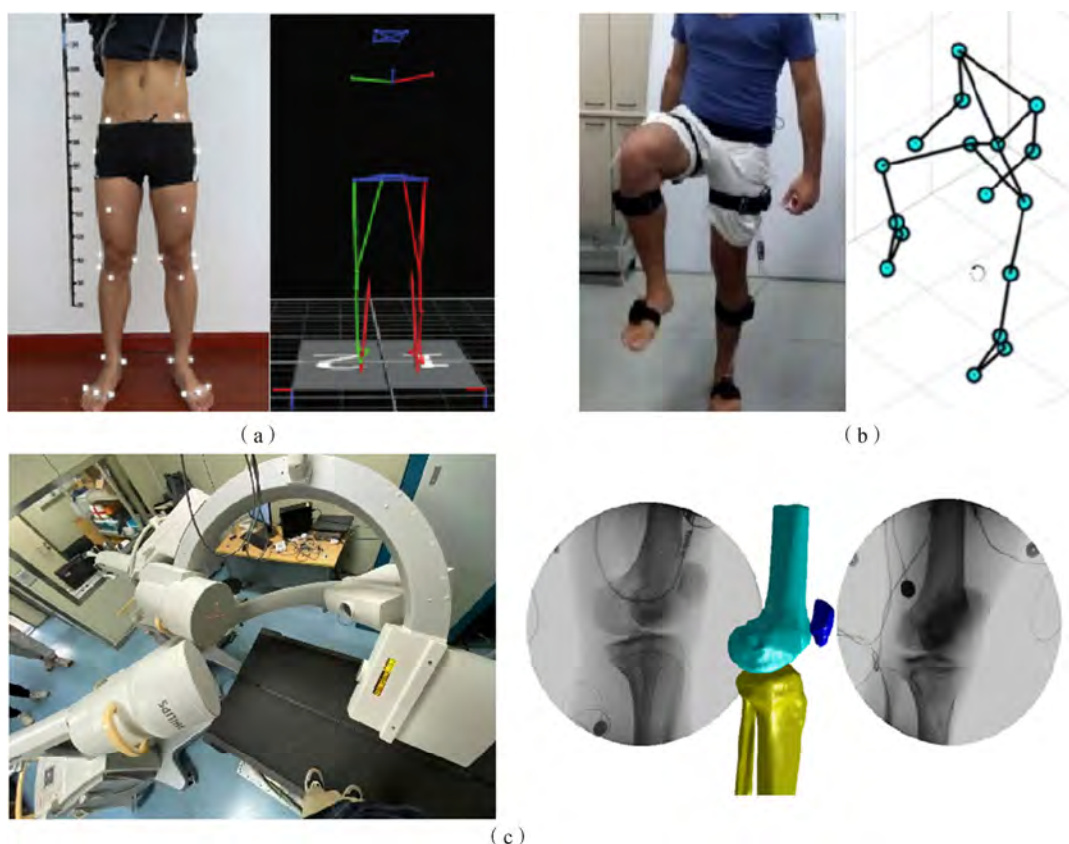


图 6 常用的运动捕捉系统

Fig. 6 Commonly used motion capture systems

(a) 光学捕捉系统; (b) 惯性测量单元; (c) 双平面 X 光追踪系统

(a) Optical capture system; (b) Inertial measurement unit; (c) Dual-Fluoroscopy Imaging System

3.2.3 双平面 X 光追踪系统

来自哈佛大学的 Li 等^[8]提出了双平面 X 光追踪系统 (Dual-Fluoroscopy Imaging System, DFIS), 将两台高速 X 线机交叉呈 90° 摆放后同步拍摄垂直视角下运动关节二维 X 光影像, 并通过 2D-3D 配准算法, 将通过 CT 或 MRI 重建得到的骨骼三维模型配准到二维动态 X 光影像上, 实现动态功能活动下的在体关节运动追踪 [见图 6(c)]。DFIS 几乎实现了对骨骼位置的直接测量, 精准性可以微观至关节面的相互关系。Tsai 等^[105]、Wang 等^[106]和 Lin 等^[107]的研究都证明了 DFIS 获取的关节运动学可达到亚毫米精度, 因此该技术是非侵入式精准测量在体动态关节运动的最佳手段之一, 被公认为在体追踪关节运动的“金标准”。基于更高精度的骨骼运动学, 软组织的在体评估也能够得到更准确的结果。Kernkamp 等^[108]使用 DFIS 评估了动态、负重运动期间韧带的体内长度变化。Pedersen 等^[109]开发了一个基于 DFIS 和四自由度机械臂的韧带松弛度测试系统, 并将其用于韧带材料参数的非侵入式在体估计^[110], 为膝关节个性化韧带模型的建立提供了一个有潜力的手段。Charles 等^[111]使用 DFIS 获取的膝关节运动学来修正光学捕捉系统的误差, 通过受试者个性化的骨肌模型估计了步态周期中的前交叉韧带 (Anterior Cruciate Ligament, ACL) 内力。但 X 光成像范围有限, 只能同时捕捉局部关节的运动, 在更大范围 (如全脊柱或全下肢) 的系统分析中存在一定的局限性。

4 人体动力学参数测量与分析

通过人体在空间和时间上的特征可以了解运动本身, 但要认识引起运动的原因, 必须进行动力学分析。随着电子技术的发展, 人体所受到的外力, 包括与环境及器械之间的作用力, 可以通过各式力学传感器实现量化^[112, 113]。而人体内部的力学表现, 包括关节的力和力矩、肌肉和软组织的受力情况等, 一直是运动生物力学领域研究和关注的重点, 对于运动训练、损伤预防和制定治疗方案有十分重要的意义。此外, 人体力学的直接测量和间接估计也能够为组织工程等提供合理和准确的生理负荷条件。

4.1 三维测力台与其他外力传感器

根据测量原理可将三维测力台分为压电式 (如瑞士 KISTLER 测力台) 和应变式 (如美国 BERTEC 测

力台) 两种, 分别基于石英晶体的压电效应和应变片的形变敏感特性。虽然传感原理不同, 但两者在三维测力台上的分布及力的计算原理基本类似, 测力台的四角上都放置了传感器。图 7(a) 展示了其中一个传感器所测量的力与其分量, 将四角的三维力进行向量合成, 可以计算总的三维力大小和方向, 以及其在各方向上的分量, 其平衡力则可视作人体受到的地面反作用力 (Ground Reaction Force, GRF), 同时根据力矩平衡可以得到沿 3 个轴向的转矩及压力中心 (Center of Pressure, CoP) 的位置。然而, 在传统的步态分析实验室中, 固定测力台可测试的运动种类非常有限, 因此通过集成小型三轴力传感器和三维惯性传感器, 开发了可穿戴测力台系统作为在非实验室环境中人体测量 CoP 和三轴 GRF 的解决方案^[114, 115] [见图 7(b)]。此外, 为了量化更多体育运动中人体与器材之间的作用力, 也需要测力台以外的对应的力学测量仪器。Robertson 等^[116]使用负载传感器对许多体操器械进行了测量, Ruby 等^[117]使用踏板测力计来测量骑车时的正常和切向踏板力。

CoP 及重心 (Center of Mass, CoM) 移动轨迹已被普遍用作评估站立时姿势稳定性的指标, 戴尅戎和顾嘉瑜^[118]于 1988 年基于测力台开发了微机化人体平衡功能测定系统, 通过测力台测定的垂直力与力矩计算了健康人的 CoM 移动轨迹, 直接反映了不同年龄、不同性别人群之间平衡功能的差异。研究发现, 老年组相对青年组有更为显著的中心摆动。此外, 他们还将该系统应用于小脑共济失调患者的平衡功能评定。上述研究证明了测力台在老年科疾病及精神科疾病诊断和评估方面的潜力。GRF 参数可以在不同的参与者组或试验条件之间进行比较, 以得出有关生物力学评估的直观结论。例如, Keller 等^[119]评估了不同性别人群在步行、慢跑和快跑下的垂直 GRF 特征; Zadpoor 和 Nikooyan^[120]系统地回顾了 GRF 的特征与下肢应力性骨折之间的关联; Chockalingam 等^[121]评估了脊柱侧弯患者步态的 GRF, 并提示了动力学参数在脊柱侧弯的发病机制研究中的价值。

人的运动是由外力和内力共同作用的结果, 测量人体运动中与环境相互作用的力, 结合运动学数据, 在仿真动力学计算下, 可以估计难以测量的人体内力

[见图 7(c)]。Purevsuren 等^[122]使用可穿戴运动分析的鞋底压力传感器数据作为一个 16 环节人体仿真模型的输入,估计了短道速滑期间的关节力与力矩。

Urbanczyk 等^[123]使用手柄、座椅和脚踏板上的力传感器数据,基于肩部计算模型输出得到了关节力和肌肉力。

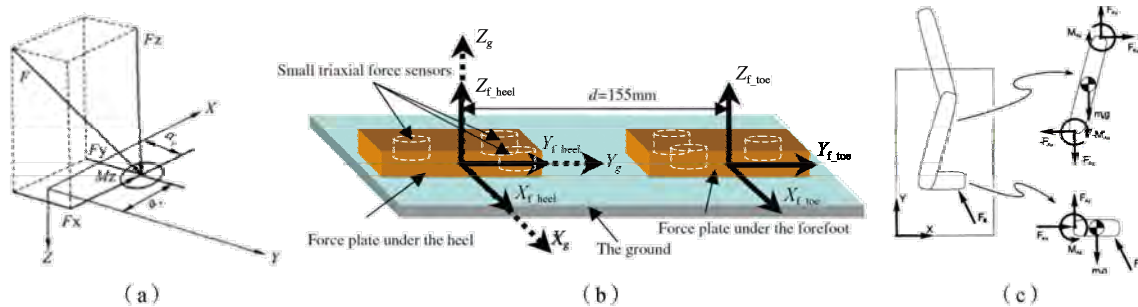


图 7 三维测力台示意图

Fig. 7 Demonstration of 3D force table

(a) 测力台信号计算原理^[124]; (b) 可穿戴测力台系统^[115]; (c) 含外力作用的下肢力学模型^[125]

(a) Signal calculation principle of force table^[124]; (b) Wearable force table system^[115]; (c) Lower limb mechanical model with external force^[125]

4.2 植入式力学传感器

植入式力学传感器为运动生物力学分析提供了直观的证据。利用组织受到的机械负载或变形而引起的电信号(电压、电阻或电容)的变化,植入式力学传感器可直接测量得到在动态活动中人体内肌肉、肌腱、韧带及关节间的受力情况。

在软组织测量中较为成熟的有差分可变磁阻传感器(Differential Variable Reluctance Transducer, DVRT)[见图 8(a)]、霍尔效应应变传感器(Hall Effect Strain Transducer, HEST)、卡扣传感器[见图 8(b)]等。Beynon 等^[126]在受试者局部麻醉的状态下,通过关节镜将 HEST 固定在受试者的 ACL 中,随后在一定程度的功能性动作中对 ACL 应变进行量化。Komi^[127]利用卡扣变形时产生与肌腱上的载荷成比例的电压输出,记录了受试者在行走、奔跑和跳跃时的跟腱受力。虽然这些传感器对软组织中的微小应变高度敏感,且采样频率满足动态活动中的应变测量,但是植入时的麻醉过程可能会改变肌肉的反应方式,并且高侵入性使得传感器的植入时长和空间都存在限制。

在关节置换术中植入带有传感器、通信模块及电源装置的智能人工关节假体[见图 8(c)],可以实时监测关节内力或扭矩,量化植入物的磨损情况,并评估术后关节的生物力学效应,为优化假体对线和摆放提供临床参考^[128]。以智能膝关节假体为例,Kaufman 等^[129]通过胫骨假体平台上放置的 4 个力传感器,测得

了胫骨的轴向压缩载荷。D'Lima 等^[130]在不久之后开发了第二代传感器,使用 4 组由 3 个应变仪构成的花环取代测压元件,嵌入胫骨假体内杆,可以测量膝关节屈曲和伸直状态下 3 个正交的力,以及围绕正交轴的 3 个力矩。智能骨科植入物在髋关节置换术、脊柱融合术、骨折固定等方面也具有一定的应用空间。然而,经过几十年的发展,智能植入物在系统功耗、通信范围、数据传输速率、尺寸、鲁棒性和成本方面仍面临技术挑战,因此没有被大规模投入临床研究^[131]。

4.3 测量应变的影像学方法

MRI 和超声等均可用于观察软组织的内部结构的影像方式为无创获取组织形变提供了可能。Higuchi 等^[133]通过开放性 MRI,测量了膝关节屈曲过程中内侧髌股韧带的静态长度[见图 9(a)],但动态 MRI 的时空分辨率还达不到运动生物力学分析的需求,因此一些研究选择了将超声作为动态活动中量化肌肉、肌腱和韧带变化的手段。临床上也常用超声来鉴别病理性的肌腱异常^[134]。

目前已开发了两种基于超声的追踪方法来测量动态运动过程中的软组织应变,分别为肌-腱连接追踪^[135]和弹性超声散斑追踪^[136]。在肌-腱连接追踪方法中,通过结合肌-腱连接及解剖标志点的位置变化来量化肌肉和肌腱的长度。例如,跟腱的长度变化可以通过跟踪跟骨附着点和比目鱼肌-跟腱的肌-腱连接追踪来测量。在弹性超声散斑追踪方法中,B 超或射频超声

图像中的散斑图案会随着组织结构的微小变形而发生改变,肌腱的伸长可以通过散斑位移转化得到^[136] [见图 9 (b)]。然而,在许多应用场景下,组织长度会超过超声换能器的视场,与光学捕捉结合能够弥补这一缺陷。Lichtwark 和 Wilson^[137]在超声换能器上粘贴

反光标志物并使用红外摄像机同步拍摄,将超声图像上的组织位移结合骨标志点位置进行长度变化的计算 [见图 9 (c)]。Farris 等^[138]应用这种方法发现,在使用鞋跟为 18mm 高的鞋跑步时,跟腱张力明显比赤脚跑步时小,为跟腱的康复和保护提供了参考。

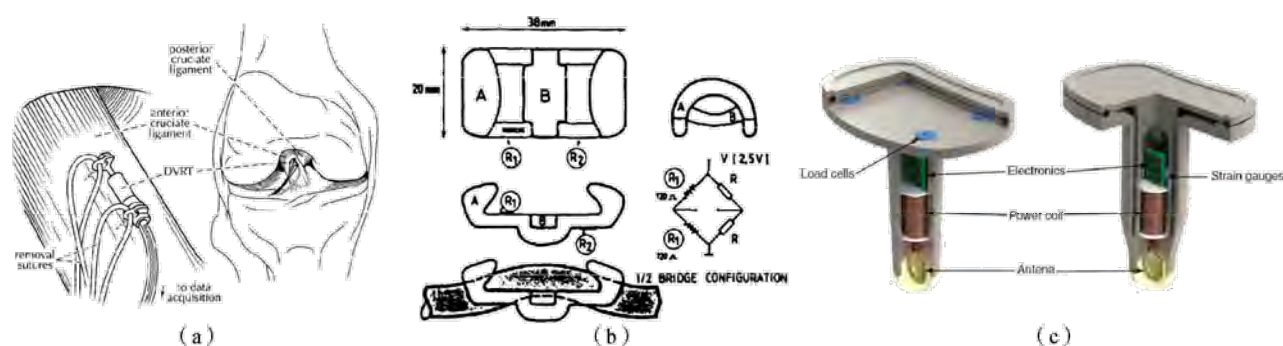


图 8 植入式应力与应变传感器

Fig. 8 Implantable stress and strain sensors

(a) 差分可变磁阻传感器^[132]; (b) 卡扣传感器^[127]; (c) 智能人工关节假体^[128]

(a) Differential variable reluctance sensor^[132]; (b) Buckle-type sensor^[127]; (c) Instrumented knee joint implants^[128]

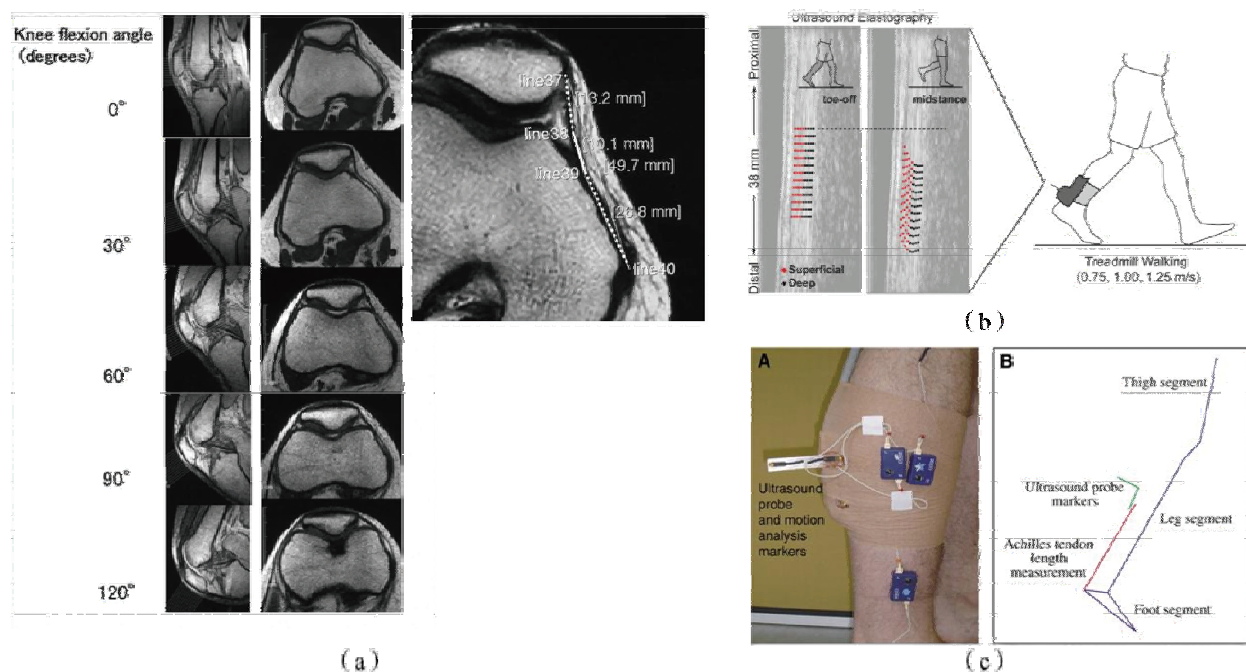


图 9 测量应变的影像学方法

Fig. 9 Imaging methods for measuring strain

(a) 基于核磁共振影像的测量^[133]; (b) 基于超声散斑的测量^[136]; (c) 超声结合光学捕捉^[137]

(a) Measurement based on magnetic resonance imaging^[133]; (b) Measurement based on ultrasound speckle^[136];

(c) Measurement based on ultrasound combined with optical capture^[137]

由于缺少零载荷长度的在体数据,以往对韧带或肌腱伸长量的研究通常使用一个参考位置下的韧带或肌腱长度作为参考长度来进行计算,这使得对韧带或肌腱受力情况的估计存在一定的不准确性^[139]。除了上述提到的植入传感器直接测量,近几年出现的横波弹性成像技术为无创评估韧带或肌腱的零载荷长度提供了机会。由于横波传播速度已被证明与组织应力有关^[140],因此当关节运动时,可以利用这一技术确定韧带或肌腱何时松弛或产生应力。该技术已被应用在跟腱^[141]和小腿三头肌零载荷长度^[142]的测量中。

然而,在平面二维超声图像中,测量三维软组织变形的复杂性是超声的一个关键限制,由组织膨胀、旋转或扭转引起的面外应变可能被忽略。此外,作为一种有源器械,超声探头往往需要连接在超声车上,因此为了避免超声车的移动,受试者的运动通常被限制在跑步机上,不能进行较大范围的运动^[143]。最后,在动态活动中,超声换能器需要一直准确固定在感兴趣的组织上,这可能会改变自然的运动模式,并且组织上的刚性运动实际也很难实现,因此测量的可靠性较有争议^[144]。

4.4 肌电图

肌电图 (Electromyography, EMG) 通过使用表面电极或留置电极测量肌肉的电活动来对肌肉活动进行分析。在过去 10 年中,表面肌电图 (surface Electromyography, sEMG) 作为一种非侵入式的方法,在体育科学中的应用越来越普遍和多样化,但在使用中需要对皮肤进行减少阻抗的处理^[145],并且原始的 sEMG 数据可能包含来自电极附近多块肌肉的混合电信号和由于运动伪影而产生的噪声信号,在获得有用的信息来解释肌肉功能之前,通常需要进行信号后处理,包括使用线性包络、整流和积分、均方根法和功率谱分析等。Basmajian 和 DeLuca^[146]对肌肉分析中的信号处理方法进行了详细的综述。

目前流行的 EMG 信号处理方法是将对短时间范围内的信号进行整流和积分。Lippold^[147]认为积分后的肌电与等长收缩时的肌力呈线性关系。而 Simons 和 Zuniga^[148]及 Vredenburg 和 Rau^[149]认为等长收缩力与整流积分肌电之间为二次关系而非线性关系。Potvin 等^[150]根据实验建立了 EMG 与肌肉力量的非线性模型,并被广泛应用于 EMG 驱动的骨肌生物力学计算中。但由于 EMG 在很大程度上受到电极位置的影响,

并且其与肌肉力量之间的关系并不完全明确,特别是对于许多体育活动中的快速、主动的运动,EMG 在运动生物力学中的作用仍将存在一定的局限性。此外,还需要对原始或整流的 sEMG 信号进行归一化操作,从而减少信号的变异性。然而,归一化通常是根据不同的参考值进行的,如最大等长收缩的最高振幅或被检查活动的最高振幅^[151],但目前为止,对如何引起最大自主收缩还没有达成共识^[152]。

5 运动生物力学建模与仿真

植入式传感器能够直接、精确地测量人体运动时的内力,然而需要外科手术才能实现传感器的植入。除了力传感器校准问题,受试者还将面临手术感染的风险,存在一定的伦理问题。而超声等影像学手段对于应变和应力测量的准确性目前还存有疑虑,并且在实现多对象的同时,在观察方面也存在一定的挑战。因此,在计算机科学技术飞速发展的今天,人体力学建模和仿真成为应用场景更广泛、更适应智慧医疗概念的解决方案。通过生物物理模型的建立,不但能实现内力、力矩的测量,还能帮助人们更深入地理解运动表现和骨与关节组织协作背后的机制。

人体生物力学系统是极其复杂的,因此有必要适当简化模型,才有可能进行高效的仿真估算,如何针对研究的问题建立一个令人满意的仿真模型也是相关研究人员一直以来讨论的话题。最简单的人体运动模型是单自由度的倒摆模型^[153],它可以很好地描述人体在行走时动能和势能的转化,然而对于更深层次的问题,如下肢肌肉如何在神经系统的调控下协调工作,此模型无法进行分析,需要更加完整和接近人体生理状态的系统力学模型。

5.1 人体神经肌肉骨骼运动模型

人体可以通过接收中枢神经系统的神经指令来完成一项任务。图 10 所示的流程展示了人体从神经控制指令到特定姿势或运动的路径,同样也存在一定的可能性进行反向推导。其中,蓝色实线箭头代表正向动力学,黑色虚线箭头代表逆向动力学,绿色箭头代表由特定姿态或运动推导出骨与关节空间位置的运动学过程。这个动力学过程可以直接由微分或积分方程表示,同时也可以通过优化约束方程来隐式地表达。例如, Lee 和 Umberger^[154]基于直接拼接法开发了骨骼肌肉模型。

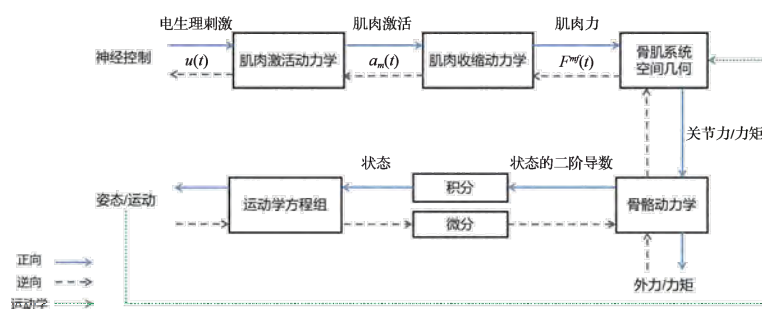


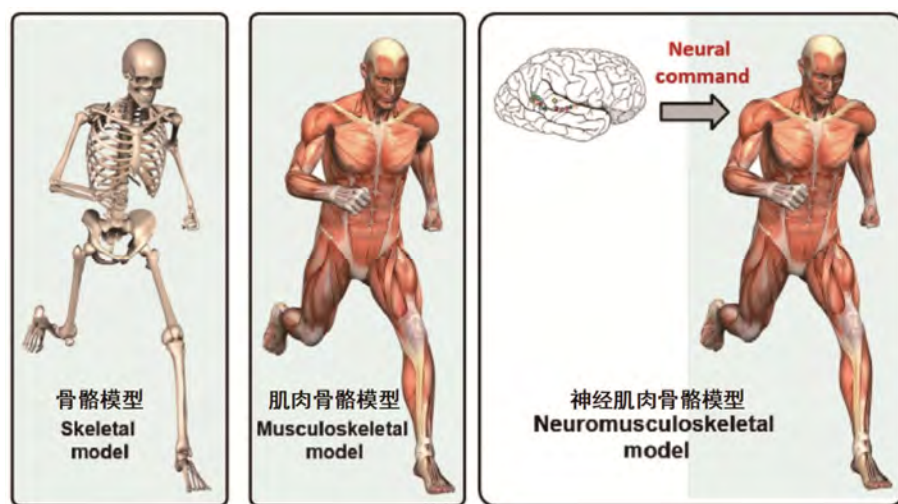
图 10 人体运动生物力学模型计算的工作框架

Fig.10 Calculation framework of biomechanical models of human motion

基于以上过程,可以将截至目前出现的多体动力学模型基本分为 3 类^[155],如图 11 所示。①骨骼模型,其中肌肉的所有影响都可以施加到关节的扭矩,可以简单地建模;②肌肉骨骼模型,其中肌肉群包含在系统动力学中;③神经肌肉骨骼模型,其中肌肉和肌肉产生的人体运动骨骼系统由中枢神经系统控制。使用肌肉骨骼模型的运动生物力学分析可以提供更多关于人类运动生理学的细节。与骨骼模型相比,肌肉骨骼模型能够预测肌肉水平的运动和力量。而神经肌肉骨骼模型关注神经驱动(如肌肉激活)、肌肉动作、关节运

动学与动力学之间非线性和动态的相互作用,以及以上因素对肌肉骨骼组织负载、应力和应变的影响^[156]。

在神经肌肉骨骼模型的应用过程中,可基本将流程分为 4 个部分,即人体实验(包括运动捕捉、外力测量和 EMG 信号收集等)、动力学模型的建立、正向/逆向动力学分析或优化计算,以及对模型的验证和对计算结果的分析。人体生理学、运动学及动力学相关实验数据的收集和分析在第 3、第 4 两节中已做了详细介绍,在此不再赘述,下面简要介绍动力学建模及分析计算方法。

图 11 人体运动建模的分类^[155]Fig.11 Classification of human motion modeling^[155]

5.1.1 动力学模型的建立

1. 骨骼动力学方程

当动力学研究的目标是解释肌肉功能时,维持关节整体稳定性的其他结构(软骨、半月板、韧带和关节囊)通常不包括在用于研究运动的多关节模型中^[157]。但当模型需要估计人体内部组织在运动状态下

的载荷时,可以利用第 2 节中描述的相关力学特性对这些部分建模并加入模型的力学方程中。韧带的功能通常以被动关节扭矩的形式出现,扭矩的大小在关节运动范围的极限附近呈指数级增长^[158, 159]。软骨和半月板不会改变关节传递的力,但会增加骨骼之间的接触区域^[160]。

平面模型通常比三维模型的模拟花费更少的计算时间。在这些模型中, 屈曲和伸展代表了大多数关节的主要运动, 已有许多人体矢状面模型被用于模拟站立、行走、跑步、跳跃等动作^[161, 162]。然而, 平面外的运动在这种模型中将被忽视, 作为在三维空间中运动的人体, 这样的简化显然是不够全面的。但无论是二维模型还是三维模型, 人体的内外力与运动之间的关系都可以用以下动力学方程来建立^[157, 163]:

$$M(q)\ddot{q} + C(q)\dot{q}^2 + G(q) + R_{lf}(q)F^{lf} + R_{mf}(q)F^{mf} + E(q, \ddot{q}) = 0 \quad (6)$$

式中, q, \dot{q}, \ddot{q} 分别为广义坐标、速度和加速度矢量; $M(q)$ 是系统质量矩阵, 可以根据第 3 节中的方法进行离体数据对照或影像学在体测量; $M(q)\ddot{q}$ 是惯性力/力矩矢量; $C(q)\dot{q}^2$ 是离心力和科里奥利力/力矩矢量; $G(q)$ 是重力/力矩矢量; $R_{lf}(q)$ 和 $R_{mf}(q)$ 分别是韧带和肌肉的力臂矩阵; F^{lf} 和 F^{mf} 分别是韧带力和肌肉-肌腱的力矢量; $R_{lf}(q)F^{lf}$ 和 $R_{mf}(q)F^{mf}$ 分别是韧带和肌肉-肌腱的扭矩矢量; $E(q, \ddot{q})$ 是环境施加的外力/力矩矢量。

2. 肌肉模型

所有多关节运动模型都假设肌肉-肌腱以单个点的方式插入骨骼, 通常将体积较大的肌肉分成多个部分^[164]。为了描述肌肉在骨骼上的包绕及与其他肌肉的相互缠绕, 目前最佳的方案是设置包绕障碍物, 允许肌肉在关节角度变化时能够在骨骼和其他肌肉上自由滑动^[165, 166]。人性化的建模与仿真需要从医学图像上读取肌肉和韧带的附着点并添加几何模型。然而, 图像的手动分割是非常费时费力的工作, 尤其是在成像质量不佳时, 软组织的边缘非常模糊, 从而不易于分割。而人工智能的发展使得这一步变得更加便捷, Modenese 和 Kohout^[167]及 Hiasa 等^[168]分别在 MRI 和 CT 影像中自动提取出了肌肉的几何模型及在骨骼上的附着点位置, 使得模型有更加个性化的几何参数。当无法使用医学图像或来自受试者自身的信息来建立个性化模型时, 使用一些通用的模型并结合光学捕捉进行成比例的环节缩放也是一种替代方案。

肌肉不能被瞬间激活或放松, 肌肉兴奋和激活之间的延迟主要是由于从肌质网中泵出的钙沿着 T 小管系统向下行进并与肌钙蛋白结合需要时间^[169]。图 10 中肌肉的激活动力学, 即兴奋-收缩耦联, 通常建模为

一阶过程^[42, 170]:

$$\begin{aligned} \dot{a}_m &= (u^2 - ua_m) / \tau_{rise} + (u - a_m) / \tau_{fall}; \\ u &= u(t), a_m = a_m(t) \end{aligned} \quad (7)$$

式中, u 代表净神经驱动, a_m 代表肌肉激活水平, 都是随时间变化的变量。式 (7) 也存在考虑招募和刺激频率的单独影响的其他表达形式^[171, 172]。 τ_{rise} 和 τ_{fall} 分别为肌肉的启动时间 (12 ~ 20ms) 和弛豫时间 (24 ~ 200ms) 常数, 是肌肉激活动力学的重要影响因素^[157]。

肌肉收缩力大小依赖肌肉的兴奋程度和肌肉收缩能力。肌肉收缩能力则取决于组成肌肉的肌纤维的力-长度和力-速度的关系, 如第 2.2 节中介绍的。因此, 肌肉执行器的收缩动力学可以由单个非线性微分方程描述^[157]:

$$\dot{F}^{mf} = f(F^{mf}, l^{mf}, v^{mf}, a_m); 0 \leq a_m \leq 1 \quad (8)$$

式中, 肌腱力量的时间变化率与肌肉-肌腱力 F^{mf} 、肌肉-肌腱长度 l^{mf} 、速度 v^{mf} 和肌肉激活水平 a_m 这 4 个因素有关。确定某一时刻的这 4 个变量, 对式 (8) 的等式两边进行积分, 就可以计算得到下一时刻的肌肉-肌腱力。

联立式 (6)、式 (7) 和式 (8), 就可以建立一个基本的神经肌肉骨骼动力学模型, 系统输入的是神经信号, 输出的是人体运动, 包括位移、速度和加速度。该模型同样也可以反向计算, 根据运动学测量中获取的环节与关节运动、动力学中测定的外力, 可以进行关节内力的反向推导及肌肉和韧带力的估计。

5.1.2 分析计算方法

1. 逆向动力学和正向动力学

Ezati 等^[173]详细地介绍了发展至今的人体运动力学模型中的分析计算方法, 作为通用的算法, 可以应用到包括文献中提到的步态在内的任何运动的分析计算中。逆向动力学和正向动力学求解的大致过程如图 10 所示, 适用于解决人体运动力学分析中不同的任务, 如内力估计和动作预测。在逆向动力学分析中, 肌肉力是最终结果; 在正向动力学分析中, 肌肉力作为一个中间变量获得。

逆向动力学使用对身体运动和外力的测量来确定每个关节处的净关节反应力和净关节力矩, 继而通过优化算法确认作用在关节上的肌肉力和韧带力。计算结果的有效性在很大程度上取决于运动分析实验中记

录的外力与运动学数据的准确性^[174]。当无法从位置测量中精确估计速度和加速度时,式(6)则无法完成对韧带和肌肉-肌腱的扭矩的准确估计。对肌肉长度和收缩速度的估计也取决于测量关节角度和关节角速度的准确性,在使用式(7)和式(8)描述的肌肉模型来预测肌肉力量时也会存在明显的误差^[175]。此时使用高精度的运动捕捉方式,如 DFIS,可以大大提高模型的估计能力。

正向动力学使用通过逆向动力学过程计算得到的净肌肉扭矩或直接使用肌肉激活作为模型方程的输入,从中预测对应的身体运动。逆向动力学中肌肉力的计算可以使用基于固定原理的优化方法来解决肌肉冗余的问题,但单一优化方法可能不适用于所有人的激活模式,也无法预测在不同任务的 EMG 信号中都被观察到的肌肉协同收缩,此时实验采集 EMG 驱动神经肌肉模型提供了一种更好的解决方案。Lloyd 和 Besier^[176]使用整流和低滤波后的 EMG 作为输入,建立肌肉激活水平为二阶离散非线性模型,在改进的 Hill 型肌肉模型中输入激活水平和肌肉肌腱长度,计算个体肌肉力量,优化后的肌肉参数对肌肉力能产生更准确的预测结果。评估模型的运动效果时,理想情况下从正向动力学中估计的运动应该与捕获的运动数据完全匹配。然而,由于在运动力学方程的建立、正向动力学的积分算法及微分代数方程的求解过程中引入的计算误差,估计运动与实际情况可能存在差异。因此,为了增加正向动力学的稳定性和鲁棒性,人们提出了 3 种不同的控制方法:欠驱动方法、全驱动方法和运动学约束方法。欠驱动方法通常在模型的关节制动器数量小于运动的自由度时使用,此时需要通过增加足部与地面的接触模型来对模型基环节(多数情况下为骨盆或躯干)相对全局坐标系的运动进行隐式表示^[177]。在全驱动方法中,所有运动的自由度都有对应的制动器。在这种情况下,设定一组非物理意义的力和力矩作为残差,用于表示估计运动和捕获运动之间的不一致,这组力与力矩由线性和旋转制动器产生并直接控制模型基环节的绝对自由度。Delp 等^[16]开发了残差缩减算法(Residual Reduction Algorithm, RRA),使得估计运动对捕获运动进行密切跟踪。运动学约束方法常用于步态研究中,此方法建立了具有运动学约束的足-地面接触模型,分别对每个阶段的

应用运动学进行稳定约束以保证步态稳定性^[178]。例如,在步态周期的单支撑阶段,一只脚被约束固定在地面上,从而产生全驱动的开链模型^[179];在双支撑阶段,两只脚都被固定在地面上,形成过驱动的闭链模型^[180]。

2. 优化计算方法

人体的运动器官是一个冗余的系统,跨过任何一个关节的肌肉和韧带的数目都多于该关节的自由度数目。因此,若按照经典力学计算,特定的动作下这些肌肉和韧带所产生的力没有唯一解。采用逆向动力学方法直接求解式(6),可以得到肌肉和韧带产生的关节的净力或净力矩。但如果要分析具体的肌肉收缩、协调模式及在软组织上的力学分布,则需要优化计算方法进行控制求解^[181]。优化计算方法可分为两种方法:静态优化方法(Static Optimization, SO)和动态优化方法(Dynamic Optimization, DO)。

SO 是一种逆向方法。因为运动采样是离散的,先通过逆向动力学约束方法计算每个关节的净力矩,然后假定一个与时间无关的成本函数,并沿着运动轨迹解决每个时间步长独立的肌肉力冗余问题。在人体运动中,可以使用不同的表达式作为成本函数^[182, 183],其中一个常用的最优准则是所有肌肉力的平方和最小化或肌肉的能量损耗最小化^[184]。Karduna 等^[185]通过在调整单个肌肉权重值的同时最小化肌肉激活的平方和,计算得到了与智能假体测量到的关节接触力和力矩十分类似的结果,从而验证了模型估计在肌肉力及内外作用力下的膝关节接触力的准确性。然而,传统静态优化方法中假定关节为无摩擦纯旋转关节且旋转中心恒定于关节坐标系原点,因此在平衡方程中没有包括关节反应力矩,这可能违反了关节的平衡条件,进而导致使用优化程序进行不切实际的肌肉力预测。Li 等^[186]首次将关节旋转中心的位置加入优化变量,并且基于关节旋转中心建立力矩平衡方程以表示更精确的力矩约束条件,同时实现了独立于关节坐标系的肌肉和关节反作用力的预测,并获得了比传统方法更小的优化目标函数收敛值。SO 计算简便快速,适用于实时模拟。但是 SO 的缺陷是不考虑肌肉的兴奋-收缩耦合,因此可能产生非生理性的结果^[173]。此外,由于在每个瞬间都要解决独立的优化问题,在估计肌肉力量时不能考虑运动的目标,如全运动过程中代谢能量最小等,因此 SO 无法运用于体育运动的训练和优化。

与 SO 不同, DO 考虑模拟的时间范围内的肌肉收缩和激活动力学^[187], 且能够利用随时间的积分来定义成本函数, 因此不会得到非生理性的结果。如果目标是预测新的运动, 如身体结构的变化如何影响运动学表现, 那么必须使用 DO。动态优化的最大局限性是其巨大的计算量, 因为在每次算法迭代中运动的控制方程都需要进行大量的积分运算。Anderson 和 Pandy^[188]利用前向 DO 来确定人类步态中的肌肉协调, 在他们的研究中, 解决半个行走周期的优化需要 10 000 小时的 CPU 时间。Ezati 等^[173]的综述中, 介绍了许多最新的混合优化方法, 用于提升模型的估计准确性, 同时降低计算成本。

5.2 有限元仿真在运动生物力学中的应用

有限元法 (Finite Element Method, FEM) 是计算力学中的一种重要的方法。作为一个具有理论基础和广泛应用效力的数值分析方法, 它可以对边界条件和结构形状都不规则的复杂问题进行求解^[189]。有限元法已经渗透到生物力学的各个分支, 在模型趋向柔性化的运动生物力学仿真计算中, 有限元法能够在微观尺度方面发挥非常关键的作用。

5.2.1 与多刚体分析模型联合应用

由于分析对象的整体性, 长期以来, 运动生物力学较广泛地采用多刚体动力学模型进行力学分析。这种方法计算成本小, 因此能够较快地实现对关节和各个人体节段的受力分析。但是, 由于这种模型忽略了各节段的组织细节, 因此无法评价组织层次上的应力分布, 这实质上是计算能力不足而造成的模型层次与细致程度的矛盾。矛盾的解决方式是在关注部位使用弹性体有限元模型, 而在非关注部位使用占用计算资源极少的刚体模型。Esrafilian 等^[190]将运动学计算得出的膝关节六自由度运动及动力学计算得到的肌肉力、外部载荷等参数作为有限元模型的输入, 得到了与文献更为接近的软骨和半月板应力, 证明了这一研究方法在局部软组织评估上的潜力。Zhang 等^[191]通过将患者特定的下肢骨肌多体动力学模型与有限元模型相结合, 开发了一种新的全膝关节置换磨损预测框架。Curreli 等^[192]发现不同骨肌模型中膝关节和肌肉模型的不同运动学定义对有限元模型预测人工关节载荷有影响, 证明了骨肌模型评估和验证的重要性。

5.2.2 以静代动的准静态分析

运动生物力学的另一个特点是研究对象是运动的, 有限元仿真在静力学分析领域发展得最为成熟。而对于动力学分析, 尤其是对于人体多关节复杂的运动, 有限元分析往往很难实现或计算精度不高。在这种情况下, 可以将一个复杂的动作分解转化为几个简单的受力状态, 通过对这几个状态的静力学分析, 推演动作中人体生物力学响应, 这就是生物力学研究中通常采用的准静态分析或准动态分析。这样的研究方法已被广泛应用于评估骨骼^[193]、假体/植入物^[194, 195]、支具^[196]等在人体运动中的受力情况。

6 总结与展望

人体复杂的运动是在神经的协调驱动下, 由外部环境和体内众多运动器官相互作用的结果。人体运动生物力学分析对于优化运动表现、评估骨科手术治疗效果、制订康复计划及降低损伤风险都有十分重要的意义。本文介绍了人体运动器官的基本力学属性, 提供了多种人体生理学、运动学及动力学测量与分析的方法, 用于直接或间接地评估运动时人体的力学表现, 最后梳理了人体运动学仿真计算模型的基本原理和工作框架。早年对于人体内力的直接测量的研究虽然高度有创, 导致应用场景局限, 但是这也为之后的计算仿真模型提供了直接的验证数据, 用于评估模型的可靠程度及指导模型参数的优化。随着神经肌肉骨骼模型的引入, 运动生物力学计算也从原本的单纯依赖机械力学分析, 发展到今天可以结合神经电生理和控制论思想进行综合的模型建立与求解, 人们对运动协调、运动康复及运动优化的认知得以更加深入。电子技术和影像学的发展使得人体生理学、运动学及动力学数据的获取更加精准化和便捷化, 也使得人体动力学建模可以进行更为复杂和接近人体情况的计算。更多可以利用的信息和更详细的运动力学计算方法使得个性化的仿真模型得以建立, 能够为个体分析提供误差更小的结果, 但个性化建模所需要的参数需要大量的信息收集和处理, 不同研究之间的工作流也存在一定的差异。随着人工智能的加入, 未来将在规范化建模流程的基础上, 建立全自动的个性化人体运动生物力学仿真模型, 从而对实际临床使用提供帮助。在实验室环境外, 对于内力环境的监测也有很大的需求, 更复杂的日常环境 (实时输出) 也对模型提出了更高的要

求。然而,人们对性能最佳的传感设备组合及人工智能神经骨肌模型,目前在相关领域仍然没有达成共识,将成为未来重点研究的方向之一。

7 致谢

国家自然科学基金面上项目(31972924,结合双平面配准技术与机械臂测试系统探讨膝关节前交叉韧带重建的生物力学机制)。

参考文献

- [1] 李建设, 王良民. 运动生物力学研究技术的发展与存在问题[J]. **中国运动医学杂志**, 2002, 21(4): 389-391.
LI Jianshe, WANG Liangmin. Development and problems of sports biomechanics research techniques [J]. **Chinese Journal of Sports Medicine**, 2002, 21(4): 389-391.
- [2] WEBER W. Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge: eine anatomisch-physiologische Untersuchung [M]. Göttingen, Germany: Dieterich, 1836.
- [3] 戴魁戎, 汤荣光. 平地常速行走时的步态观察 [J]. **中国生物医学工程学报**, 1982(1): 15-21.
DAI Kerong, TANG Rongguang. Observation of gait during constant speed walking on flat ground [J]. **Chinese Journal of Biomedical Engineering**, 1982(1): 15-21.
- [4] 戴魁戎, 徐乃明, 汤荣光. S9-1 型步态分析系统的研制和平地行走时足-地接触能力的三维分析 [J]. **生物力学**, 1986, 5(1): 24.
DAI Kerong, XU Naiming, TANG Rongguang. Development of S9-1 Gait Analysis System for Three-dimensional Analysis of Foot-to-Ground Contact Ability during Peaceful Walking [J]. **Biomechanics**, 1986, 5(1): 24.
- [5] 汤荣光, 戴魁戎. 平地行走中膝关节力的二维分析 [J]. **中国生物医学工程学报**, 1983, 2(3): 161-169.
TANG Rongguang, DAI Kerong. Observation of gait during constant speed walking on flat ground [J]. **Chinese Journal of Biomedical Engineering**, 1983, 2(3): 161-169.
- [6] CHESTER V L, BIDEN E N, TINGLEY M. Gait analysis [J]. **Biomedical Instrumentation & Technology**, 2005, 39(1): 64-74.
- [7] HL M, BOYLE E, KJAER P, *et al.* Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes [J]. **BMC Musculoskeletal Disorders**, 2017, 18(1): 124(1-9).
- [8] LI G, VELDE S K V D, BINGHAM J T. Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion [J]. **Journal of Biomechanics**, 2008, 41(7): 1616-22.
- [9] WALKER C, WARMENHOVEN J, SINCLAIR P J, *et al.* The application of inertial measurement units and functional principal component analysis to evaluate movement in the forward 3½ pike somersault springboard dive [J]. **Sports Biomechanics**, 2019, 18(2): 146-62.
- [10] DIERICK F, PENTA M, RENAUT D, *et al.* A force measuring treadmill in clinical gait analysis [J]. **Gait & Posture**, 2004, 20(3): 299-303.
- [11] HARRISON A J, RYAN W, HAYES K. Functional data analysis of joint coordination in the development of vertical jump performance [J]. **Sports Biomechanics**, 2007, 6(2): 199-214.
- [12] PATAKY T C, ROBINSON M A, VANRENTERGHEM J. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories [J]. **Journal of Biomechanics**, 2013, 46(14): 2394-401.
- [13] FEDEROLF P, REID R, GILGIEN M, *et al.* The application of principal component analysis to quantify technique in sports [J]. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, 2014, 24(3): 491-9.
- [14] HANAVAN JR E P. A mathematical model of the human body [R]: Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson AFB OH, 1964.
- [15] DELP S L, LOAN J P. A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement [J]. **Computing in Science and Engineering**, 2000, 2(5): 46-55.
- [16] DELP S L, ANDERSON F C, ARNOLD A S, *et al.* OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement [J]. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 2007, 54(11): 1940-50.
- [17] DAMSGAARD M, RASMUSSEN J, CHRISTENSEN S T, *et al.* Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System [J]. **Simulation Modelling Practice and Theory**, 2006, 14(8): 1100-11.
- [18] NORDIN M. Basic biomechanics of the musculoskeletal system [M]. 3 ed. New York, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [19] 周存敬, 李智慧. 运动生物力学 [M]. 成都: 成都科技大学出版社, 1992.
ZHOU Cunjing, LI Zhihui. Biomechanics of Sports [M]. Chengdu: Chengdu University of Science and Technology Press, 1992.
- [20] SEEMAN E. Bone quality: the material and structural basis of bone strength [J]. **Journal of Bone and Mineral Metabolism**, 2008, 26(1): 1-8.
- [21] HART N H, NIMPHIUS S, RANTALAINEN T, *et al.* Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and

- muscle action [J]. **Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions**, 2017, 17(3): 114-139.
- [22] KATZ J L, MEUNIER A. The elastic anisotropy of bone [J]. **Journal of Biomechanics**, 1987, 20(11-12): 1063-70.
- [23] FRANKEL V H, NORDIN M. Basic biomechanics of the skeletal system [M]. Philadelphia, Pa, USA: Lea & Febiger, 1980.
- [24] NAKANO T. Bone tissue and biomaterial design based on the anisotropic microstructure [M]. *Advances in Metallic Biomaterials*. Springer, 2015: 3-30.
- [25] COWIN S C. Wolff's Law of Trabecular Architecture at Remodeling Equilibrium [J]. **Journal of Biomechanical Engineering**, 1986, 108(1): 83-8.
- [26] WOLFF J. Das gesetz der transformation der knochen [J]. **DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift**, 1893, 19(47): 1222-4.
- [27] CARTER D R, ORR T E. Skeletal development and bone functional adaptation [J]. **Journal of Bone and Mineral Research**, 1992, 7(S2): S389-S95.
- [28] KRÖLNER B, TOFT B. Vertebral bone loss: an unheeded side effect of therapeutic bed rest [J]. **Clinical Science**, 1983, 64(5): 537-40.
- [29] LEBLANC A D, SPECTOR E R, EVANS H J, *et al.* Skeletal responses to space flight and the bed rest analog: a review [J]. **Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions**, 2007, 7(1): 33-47.
- [30] BECK B R. Muscle forces or gravity—what predominates mechanical loading on bone Introduction [J]. **Med Sci Sports Exerc**, 2009, 41(11): 2033-6.
- [31] FISCHLI S, SELLENS R, BEEK M, *et al.* Simulation of extension, radial and ulnar deviation of the wrist with a rigid body spring model [J]. **Journal of Biomechanics**, 2009, 42(9): 1363-6.
- [32] KRONE R, SCHUSTER P. An investigation on the importance of material anisotropy in finite-element modeling of the human femur[C]// **SAE 2006 World Congress & Exhibition**. Detroit, Michigan, USA: SAE International, 2006: 2006-01-0064.
- [33] RUBIN C, KRISHNAMURTHY N, CAPILOUTO E, *et al.* Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model [J]. **Journal of Dental Research**, 1983, 62(2): 82-6.
- [34] ANDREOLI A, MONTELEONE M, VAN LOAN M, *et al.* Effects of different sports on bone density and muscle mass in highly trained athletes [J]. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 2001, 33(4): 507-11.
- [35] HILL A V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle [J]. **Proc of Royal Society of London, Series B**, 1938, 126(843): 136-95.
- [36] WILKIE D. The relation between force and velocity in human muscle [J]. **The Journal of Physiology**, 1949, 110(3-4): 249.
- [37] RALSTON H J, POLISSAR M J. Dynamic features of human isolated voluntary muscle in isometric and free contractions [J]. **Journal of Applied Physiology**, 1949, 1(7): 526-33.
- [38] HUXLEY H E. The Mechanism of Muscular Contraction [J]. **Science**, 1969, 164(3886): 1356-66.
- [39] FUNG Y C. Mathematical Representation of the Mechanical Properties of Heart Muscle [J]. **Journal of Biomechanics**, 1970, 3(4): 381-404.
- [40] HUXLEY A F. Muscle structure and theories of contraction [J]. **Prog Biophys Biophys Chem**, 1957, 7: 255-318.
- [41] DERESHGI H A, SERBEST K, ŞAHİN S N, *et al.* Skeletal Muscle Mechanics from Hill-Based Muscle Model to Computer Applications: State of the Art Review [J]. **Journal of Smart Systems Research**, 2021, 2(1): 27-39.
- [42] ZAJAC F E. Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control [J]. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, 1989, 17(4): 359-411.
- [43] ROBI K, JAKOB N, MATEVZ K, *et al.* The physiology of sports injuries and repair processes [J]. **Current Issues in Sports and Exercise medicine**, 2013: 43-86.
- [44] MAFFULLI N, SHARMA P, LUSCOMBE K L. Achilles tendinopathy: aetiology and management [J]. **Journal of the Royal Society of Medicine**, 2004, 97(10): 472-6.
- [45] WOO S L-Y, DEBSKI R E, ZEMINSKI J, *et al.* Injury and repair of ligaments and tendons [J]. **Annual Review of Biomedical Engineering**, 2000, 2(1): 83-118.
- [46] JOHANSON N A, LACHIEWICZ P F, LIEBERMAN J R, *et al.* Prevention of symptomatic pulmonary embolism in patients undergoing total hip or knee arthroplasty [J]. **JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, 2009, 17(3): 183-96.
- [47] BUCKWALTER J A, MANKIN H J, GRODZINSKY A J. Articular cartilage and osteoarthritis [J]. **Instructional Course Lectures-American Academy of Orthopaedic Surgeons**, 2005, 54: 465-80.
- [48] LEHNEIS H. Bone and cartilage-structure and biomechanics [J]. **Orthotics and Prosthetics**, 1987, 41(1): 37-40.
- [49] COHEN N P, FOSTER R J, MOW V C. Composition and dynamics of articular cartilage: structure, function, and maintaining healthy state [J]. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, 1998, 28(4): 203-15.
- [50] SAXBY D J, MODENESE L, BRYANT A L, *et al.* Tibiofemoral contact forces during walking, running and sidestepping [J]. **Gait &**

- Posture**, 2016, 49: 78-85.
- [51] MANSOUR J M. Biomechanics of Cartilage [J]. **Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement**, 2003, 2: 66-79.
- [52] SOPHIA FOX A J, BEDI A, RODEO S A. The basic science of articular cartilage: structure, composition, and function [J]. **Sports Health**, 2009, 1(6): 461-8.
- [53] ESCHWEILER J, HORN N, RATH B, *et al.* The Biomechanics of Cartilage—An Overview [J]. **Life**, 2021, 11(4): 302(1-14).
- [54] MOW V C, KUEI S, LAI W M, *et al.* Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: theory and experiments [J]. **Journal of Biomechanical Engineering**, 1980, 102(1): 73-84.
- [55] LU X, MOW V. Biomechanics of articular cartilage and determination of material properties [J]. **Medicine Science in Sports Exercise**, 2008, 40(2): 193-9.
- [56] LAI W M, HOU J S, MOW V C. A Triphasic Theory for the Swelling and Deformation Behaviors of Articular Cartilage [J]. **Journal of Biomechanical Engineering**, 1991, 113(3): 245-58.
- [57] KLIKA V, GAFFNEY E A, CHEN Y-C, *et al.* An overview of multiphase cartilage mechanical modelling and its role in understanding function and pathology [J]. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, 2016, 62: 139-57.
- [58] PEARSALL D J, REID G. The study of human body segment parameters in biomechanics [J]. **Sports Medicine**, 1994, 18(2): 126-40.
- [59] BORELLI G A. Borelli's on the Movement of Animals-on the Force of Percussion [M]. Springer, 2014.
- [60] HARLESS E. Die statischen Momente der menschlichen Gliedmassen [M]. Abhandl Mathematische-Physikalischen Classe Konigl Bayerischen Akad Wissenschaft, 1857: 71-96, 259-294.
- [61] DEMPSTER W T. Space requirements of the seated operator, geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs [R]: Michigan State Univ. East Lansing, 1955.
- [62] REYNOLDS E, LOVETT R W. A method of determining the position of the centre of gravity in its relation to certain bony landmarks in the erect position [J]. **American Journal of Physiology-Legacy Content**, 1909, 24(2): 286-93.
- [63] CHANDLER R, CLAUSER C E, MCCONVILLE J T, *et al.* Investigation of inertial properties of the human body [R]: Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson AFB OH, 1975.
- [64] MORI M, YAMAMOTO T. Die massenanteile der einzelnen körperabschnitte der Japaner [J]. **Cells Tissues Organs**, 1959, 37(4): 385-8.
- [65] FUJIKAWA K. The center of gravity in the parts of human body [J]. **Okajimas Folia Anatomica Japonica**, 1963, 39(3): 117-25.
- [66] DURILLIS R, CONTINI R, BLUESTEIN M. Body segment parameters: A survey of measurement techniques [J]. **Artificial Limbs**, 1964, 8(1): 44-66.
- [67] HATZE H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments [J]. **Journal of Biomechanics**, 1980, 13(10): 833-43.
- [68] YEADON M R. The simulation of aerial movement—II. A mathematical inertia model of the human body [J]. **Journal of Biomechanics**, 1990, 23(1): 67-74.
- [69] JENSEN R K. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method [J]. **Journal of Biomechanics**, 1978, 11(8-9): 349-58.
- [70] PEYER K E, MORRIS M, SELLERS W I. Subject-specific body segment parameter estimation using 3D photogrammetry with multiple cameras [J]. **Peer J**, 2015, 3: e831(1-19).
- [71] CASPER R M, JACOBS A M, KENNEY E S, *et al.* On the use of gamma ray images for the determination of human body segment mass parameters[C]// Quantitative Imagery in the Biomedical Sciences I: SPIE, 1971: 49-58.
- [72] BROOKS C B, JACOBS A M. The gamma mass scanning technique for inertial anthropometric measurement [J]. **Medicine and Science in Sports**, 1975, 7(4): 290-4.
- [73] ZATSIORSKY V. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body [J]. **Biomechanics**, 1983: 1152-9.
- [74] HUANG H, SUAREZ F R. Evaluation of cross-sectional geometry and mass density distributions of humans and laboratory animals using computerized tomography [J]. **Journal of Biomechanics**, 1983, 16(10): 821-32.
- [75] MUNGIOLE M, MARTIN P E. Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods [J]. **Journal of Biomechanics**, 1990, 23(10): 1039-46.
- [76] BOUISSET S, PERTUZON E. Experimental determination of the moment of inertia of limb segments [M]. WARTENWEILER J, JOKL E, HEBBELINCK M. Biomechanics. Basel, Switzerland: Karger Publishers, 1969: 106-9.
- [77] CAVANAGH P R, GREGOR R J. The quick-release method for estimating the moment of inertia of the shank and foot [M]. NELSON R C, MOREHOUSE C A. Biomechanics IV: Proceedings of the Fourth International Seminar on Biomechanics, University Park,

- Pennsylvania. London, UK: Macmillan Education UK, 1974: 524-30.
- [78] HATZE H. A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ [J]. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, 1975, 34(1): 217-26.
- [79] 刘延柱. 运动生物力学的力学模型问题 [J]. **力学与实践**, 1983, (3): 8-11.
- LIU Yanzhu. Mechanical Model of Sports biomechanics [J]. **Mechanics in Engineering**, 1983(3): 8-11.
- [80] AN K N, CHAO E Y. Kinematic analysis of human movement [J]. **Annals of Biomedical Engineering**, 1984, 12(6): 585-97.
- [81] BARIN K. Evaluation of a generalized model of human postural dynamics and control in the sagittal plane [J]. **Biological Cybernetics**, 1989, 61(1): 37-50.
- [82] CRAIG J J. Introduction to robotics: mechanics and control [M]. London, UK: Pearson Education, 2005.
- [83] CHENG P L. Simulation of Codman's paradox reveals a general law of motion [J]. **Journal of Biomechanics**, 2006, 39(7): 1201-7.
- [84] HUSTON R L, PASSERELLO C E, HARLOW M W. Dynamics of Multirigid-Body Systems [J]. **Journal of Applied Mechanics**, 1978, 45(4): 889-94.
- [85] WOLTRING H J. Representation and calculation of 3-D joint movement [J]. **Human Movement Science**, 1991, 10(5): 603-16.
- [86] CHIARI L L. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background [J]. **Gait & Posture**, 2005, 21(2): 186-96.
- [87] IWANAGA T, SHIKICHI M, KITAMURA H, *et al.* Morphology and Functional Roles of Synoviocytes in the Joint [J]. **Archives of Histology and Cytology**, 2000, 63(1): 17-31.
- [88] GROOM E S, SUNTAY W J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee [J]. **J Biomech Eng**, 1983, 105(2): 136-44.
- [89] 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): 301-10.
- [90] BLANKEVOORT L, HUISKES R, DE LANGE A. The envelope of passive knee joint motion [J]. **Journal of Biomechanics**, 1988, 21(9): 705-20.
- [91] WU G, VAN DER HELM F C, VEEGER H D, *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand [J]. **Journal of Biomechanics**, 2005, 38(5): 981-92.
- [92] 向泽锐, 支锦亦, 徐伯初, 等. 运动捕捉技术及其应用研究综述 [J]. **计算机应用研究**, 2013, 30 (8): 2241-5.
- XIANG Zerui, ZHI Jinyi, XU Bochu, *et al.* Review of Motion Capture Technology and Its Application [J]. **Application Research of Computers**, 2013, 30(8): 2241-5.
- [93] CORAZZA S, MÜNDERMANN L, CHAUDHARI A M, *et al.* A Markerless Motion Capture System to Study Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull and Simulated Annealing Approach [J]. **Annals of Biomedical Engineering**, 2006, 34(6): 1019-29.
- [94] PRAYUDI I, KIM D. Design and implementation of IMU-based human arm motion capture system[C]// **2012 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation**. Chengdu, China: IEEE, 2012: 670-5.
- [95] ROACH K E, WANG B, KAPRON A L, *et al.* In vivo kinematics of the tibiotalar and subtalar joints in asymptomatic subjects: a high-speed dual fluoroscopy study [J]. **Journal of Biomechanical Engineering**, 2016, 138(9): 091006(1-9).
- [96] VAN DER KRUK E, REIJNE M M. Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review [J]. **European Journal of Sport Science**, 2018, 18(6): 806-19.
- [97] MERRIAUX P, DUPUIS Y, BOUTTEAU R, *et al.* A study of vicon system positioning performance [J]. **Sensors**, 2017, 17(7): 1591(1-18).
- [98] PETERS A, GALNA B, SANGEUX M, *et al.* Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review [J]. **Gait & Posture**, 2010, 31(1): 1-8.
- [99] SAKAGUCHI T, KANAMORI T, KATAYOSE H, *et al.* Human motion capture by integrating gyroscopes and accelerometers[C]// **1996 IEEE/SICE/RSJ International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems** (Cat No 96TH8242). Washington, DC, USA: IEEE, 1996: 470-5.
- [100] KOK M, HOL J D, SCHÖN T B. An optimization-based approach to human body motion capture using inertial sensors [J]. **IFAC Proceedings Volumes**, 2014, 47(3): 79-85.
- [101] SZCZĘSNA A, SKUROWSKI P, LACH E, *et al.* Inertial motion capture costume design study [J]. **Sensors**, 2017, 17(3): 612(1-21).
- [102] ZHANG Z, XU D, ZHOU Z, *et al.* IMU-based underwater sensing system for swimming stroke classification and motion analysis[C]// **2017 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS)**. Beijing, China: IEEE, 2017: 268-72.
- [103] DORSCHKY E, NITSCHKE M, MARTINDALE C F, *et al.* CNN-Based Estimation of Sagittal Plane Walking and Running Biomechanics From Measured and Simulated Inertial Sensor Data [J].

- Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, 2020, 8: 604(1-14).
- [104] JOHNSON W R, MIAN A, ROBINSON M A, *et al.* Multidimensional ground reaction forces and moments from wearable sensor accelerations via deep learning [J]. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 2020, 68(1): 289-97.
- [105] TSAI T-Y, LI J-S, WANG S, *et al.* A novel dual fluoroscopic imaging method for determination of THA kinematics: in-vitro and in-vivo study [J]. **Journal of Biomechanics**, 2013, 46(7): 1300-4.
- [106] WANG B, ROACH K E, KAPRON A L, *et al.* Accuracy and feasibility of high-speed dual fluoroscopy and model-based tracking to measure in vivo ankle arthrokinematics [J]. **Gait & Posture**, 2015, 41(4): 888-93.
- [107] LIN H, WANG S, TSAI T-Y, *et al.* In-vitro validation of a non-invasive dual fluoroscopic imaging technique for measurement of the hip kinematics [J]. **Medical Engineering & Physics**, 2013, 35(3): 411-6.
- [108] KERNKAMP W A, WANG C, LI C, *et al.* The medial patellofemoral ligament is a dynamic and anisometric structure: an in vivo study on length changes and isometry [J]. **The American Journal of Sports Medicine**, 2019, 47(7): 1645-53.
- [109] PEDERSEN D, VANHEULE V, WIRIX-SPEETJENS R, *et al.* A novel non-invasive method for measuring knee joint laxity in four dof: In vitro proof-of-concept and validation [J]. **Journal of Biomechanics**, 2019, 82: 62-9.
- [110] ANDERSEN M S, DZIALO C M, MARRA M A, *et al.* A methodology to evaluate the effects of kinematic measurement uncertainties on knee ligament properties estimated from laxity measurements [J]. **Journal of Biomechanical Engineering**, 2021, 143(6): 061003(1-7).
- [111] CHARLES J P, FU F H, ANDERST W J. Predictions of anterior cruciate ligament dynamics from subject-specific musculoskeletal models and dynamic biplane radiography [J]. **Journal of Biomechanical Engineering**, 2021, 143(3): 031006(1-11).
- [112] 石欣, 熊庆宇, 雷璐宁. 基于压力传感器的跌倒检测系统研究 [J]. **仪器仪表学报**, 2010, 31 (3): 715-720.
- SHI Xin, XIONG Qingyu, LEI Luning. Research on Fall Detection System Based on Pressure Sensor [J]. **Chinese Journal of Scientific Instrument**, 2010, 31(3): 715-720.
- [113] 杨敏, 费飞, 冷莹, 等. 基于足底压力传感器的人体步态分析系统设计 [J]. **传感器与微系统**, 2020, 39 (7): 86-91.
- YANG Min, FEI Fei, LENG Ying, *et al.* Design of Human Gait Analysis System Based on Plantar Pressure Sensor [J]. **Transducer and Microsystem Technologies**, 2020, 39(7): 86-91.
- [114] A J B, B M T. A tele-monitoring system for gait rehabilitation with an inertial measurement unit and a shoe-type ground reaction force sensor [J]. **Mechatronics**, 2013, 23(6): 646-51.
- [115] LIU T, INOUE Y, SHIBATA K. A wearable force plate system for the continuous measurement of triaxial ground reaction force in biomechanical applications [J]. **Measurement Science & Technology**, 2010, 21(8):085804(1-9).
- [116] ROBERTSON E, PAUL J, NICOL A. Investigation into the biomechanics of certain men's Olympic gymnastics [M]. STREET G. Biomechanics IX-B. Champaign, IL, USA: Human Kinetics, 1985: 377-82.
- [117] RUBY P, HULL M, KIRBY K A, *et al.* The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling [J]. **Journal of Biomechanics**, 1992, 25(10): 1195-207.
- [118] 戴冠戎, 顾嘉瑜. 人体平衡功能的定量评定及其意义 [J]. **中华医学杂志**, 1990 (8): 450-2+84.
- DAI Kerong, GU Jiayu. Quantitative evaluation of human balance function and its significance [J]. **National Medical Journal of China**, 1990 (8): 450-2+84.
- [119] KELLER T S, WEISBERGER A M, RAY J L, *et al.* Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running [J]. **Clinical Biomechanics**, 1996, 11(5): 253-9.
- [120] ZADPOOR A A, NIKOOYAN A A. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review [J]. **Clinical Biomechanics**, 2011, 26(1): 23-8.
- [121] CHOCKALINGAM N, DANGERFIELD P H, RAHMATALLA A, *et al.* Assessment of ground reaction force during scoliotic gait [J]. **European Spine Journal**, 2004, 13(8): 750-4.
- [122] PUREVSUREN T, KHUYAGBAATAR B, KIM K, *et al.* Investigation of Knee Joint Forces and Moments during Short-Track Speed Skating Using Wearable Motion Analysis System [J]. **International Journal of Precision Engineering and Manufacturing**, 2018, 19(7): 1055-60.
- [123] URBANCZYK C A, MCGREGOR A H, BULL A M. Modelling scapular biomechanics to enhance interpretation of kinematics and performance data in rowing [J]. **ISBS Proceedings Archive**, 2019, 37(1): 133-6.
- [124] 罗建新, 杨庆辞, 刘子东. 运动生物力学 [M]. 北京: 北京师范大学出版社, 2010.
- LUO Jianxin, YANG Qingci, LIU Zidong. Sports Biomechanics [M]. Beijing: Beijing Normal University Press, 2010.
- [125] MANAL K, BUCHANAN T S. Biomechanics of human movement [M]. Standard handbook of biomedical engineering & design. New York, USA: McGraw-Hill Education, 2005: 5.1-5.27.

- [126] BEYNNON B, POPE D M, WERTHEIMER C, *et al.* The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo [J]. **The Journal of Bone and Joint Surgery American Volume**, 1992, 74(9): 1298.
- [127] KOMI P V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics [J]. **Journal of Biomechanics**, 1990, 23: 23-34.
- [128] TORRAO J N, DOS SANTOS M P S, FERREIRA J A. Instrumented knee joint implants: innovations and promising concepts [J]. **Expert Review of Medical Devices**, 2015, 12(5): 571-84.
- [129] KAUFMAN K R, KOVACEVIC N, IRBY S E, *et al.* Instrumented implant for measuring tibiofemoral forces [J]. **Journal of Biomechanics**, 1996, 29(5): 667-71.
- [130] D'LIMA D D, TOWNSEND C P, ARMS S W, *et al.* An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces [J]. **Journal of Biomechanics**, 2005, 38(2): 299-304.
- [131] LEDET E H, LIDDLE B, KRADINOVA K, *et al.* Smart implants in orthopedic surgery, improving patient outcomes: a review [J]. **Innovation and Entrepreneurship in Health**, 2018, 5: 41-51.
- [132] FLEMING B C, BEYNNON B D, RENSTROM P A, *et al.* The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling [J]. **The American Journal of Sports Medicine**, 1998, 26(1): 109-18.
- [133] HIGUCHI T, ARAI Y, TAKAMIYA H, *et al.* An analysis of the medial patellofemoral ligament length change pattern using open-MRI [J]. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, 2010, 18(11): 1470-5.
- [134] MC AULIFFE S, MC CREESH K, PURTILL H, *et al.* A systematic review of the reliability of diagnostic ultrasound imaging in measuring tendon size: Is the error clinically acceptable? [J]. **Physical Therapy in Sport**, 2017, 26: 52-63.
- [135] KONGSGAARD M, NIELSEN C, HEGNSVAD S, *et al.* Mechanical properties of the human Achilles tendon, in vivo [J]. **Clinical Biomechanics**, 2011, 26(7): 772-7.
- [136] FRANZ J R, SLANE L C, RASSKE K, *et al.* Non-uniform in vivo deformations of the human Achilles tendon during walking [J]. **Gait & Posture**, 2015, 41(1): 192-7.
- [137] LICHTWARK G A, WILSON A. Interactions between the human gastrocnemius muscle and the Achilles tendon during incline, level and decline locomotion [J]. **Journal of Experimental Biology**, 2006, 209(21): 4379-88.
- [138] FARRIS D J, BUCKERIDGE E, TREWARTHA G, *et al.* The effects of orthotic heel lifts on Achilles tendon force and strain during running [J]. **Journal of Applied Biomechanics**, 2012, 28(5): 511-9.
- [139] BLOEMKER K H, GUESS T M, MALETSKY L, *et al.* Computational knee ligament modeling using experimentally determined zero-load lengths [J]. **The Open Biomedical Engineering Journal**, 2012, 6: 33-41.
- [140] MARTIN J A, BRANDON S C, KEULER E M, *et al.* Gauging force by tapping tendons [J]. **Nature Communications**, 2018, 9(1): 1592(1-9).
- [141] HUG F, LACOURPAILLE L, MAÏSETTI O, *et al.* Slack length of gastrocnemius medialis and Achilles tendon occurs at different ankle angles [J]. **Journal of Biomechanics**, 2013, 46(14): 2534-8.
- [142] HIRATA K, KANEHISA H, MIYAMOTO-MIKAMI E, *et al.* Evidence for intermuscle difference in slack angle in human triceps surae [J]. **Journal of Biomechanics**, 2015, 48(6): 1210-3.
- [143] ZHANG Q, ADAM N C, HOSSEINI NASAB S, *et al.* Techniques for in vivo measurement of ligament and tendon strain: a review [J]. **Annals of Biomedical Engineering**, 2021, 49(1): 7-28.
- [144] KLIMSTRA M, DOWLING J, DURKIN J L, *et al.* The effect of ultrasound probe orientation on muscle architecture measurement [J]. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2007, 17(4): 504-14.
- [145] OKAMOTO T, TSUTSUMI H, GOTO Y, *et al.* A simple procedure to attenuate artifacts in surface electrode recordings by painlessly lowering skin impedance [J]. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, 1987, 27(3): 173-6.
- [146] BASMAJIAN J V, DELUCA C J. *Muscles Alive—Their function revealed by electromyography* [M]. 4 ed. Baltimore, MD, USA: Williams & Wilkins, 1978.
- [147] LIPPOLD O. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension [J]. **The Journal of Physiology**, 1952, 117(4): 492-9.
- [148] SIMONS D G, ZUNIGA E N. Effect of wrist rotation on the XY plot of averaged biceps EMG and isometric tension [J]. **American Journal of Physical Medicine**, 1970, 49(4): 253-6.
- [149] VREDENBREGT J, RAU G. *Surface Electromyography in Relation to Force, Muscle Length and Endurance* [M]. DESMEDT J E. New developments in electromyography and clinical neurophysiology. Basel, Switzerland: Karger Publishers, 1973: 607-22.
- [150] POTVIN J R, NORMAN R W, MCGILL S M. Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting [J]. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, 1996, 74(1): 119-32.
- [151] YANG J F, WINTER D A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis [J]. **Arch Phys Med Rehabil**, 1984, 65(9): 517-21.
- [152] CLARYS J P, CABRI J. *Electromyography and the study of sports*

- movements: a review [J]. **J Sports**, 1993, 11(5): 379-448.
- [153] BLICKHAN R, FULL R J. Mechanical work in terrestrial locomotion [M]. A. BIEWENER A. Biomechanics: Structures and Systems. USA: Oxford University Press, 1993: 75-96.
- [154] LEE L F, UMBERGER B R. Generating optimal control simulations of musculoskeletal movement using OpenSim and MATLAB [J]. **Peer J**, 2016, 4(6): e1638(1-18).
- [155] ALAMDARI A, KROVI V N. A review of computational musculoskeletal analysis of human lower extremities [M]. UEDA J, KURITA Y. Human Modeling for Bio-inspired Robotics: Mechanical Engineering in Assistive Technologies. San Diego, CA, USA: Academic Press, 2017: 37-73.
- [156] SAXBY D J, KILLEN B A, PIZZOLATO C, *et al.* Machine learning methods to support personalized neuromusculoskeletal modelling [J]. **Biomechanics and Modeling in Mechanobiology**, 2020, 19(4): 1169-85.
- [157] PANDY M G. Computer modeling and simulation of human movement [J]. **Annual Review of Biomedical Engineering**, 2001, 3(1): 245-73.
- [158] ENGIN A. On the biomechanics of the shoulder complex [J]. **Journal of Biomechanics**, 1980, 13(7): 575-90.
- [159] MANSOUR J, AUDU M. The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait [J]. **Journal of Biomechanics**, 1986, 19(5): 369-73.
- [160] SHRIVE N, O'CONNOR J, GOODFELLOW J. Load-bearing in the knee joint [J]. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, 1978, (131): 279-87.
- [161] ANDERSON F C, PANDY M G. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping [J]. **Journal of Biomechanics**, 1993, 26(12): 1413-27.
- [162] KUO A D. An optimal control model for analyzing human postural balance [J]. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 1995, 42(1): 87-101.
- [163] PANDY M G, SASAKI K, KIM S. A three-dimensional musculoskeletal model of the human knee joint. Part 1: theoretical construction [J]. **Computer Methods in Biomechanics and Bio Medical Engineering**, 1997, 1(2): 87-108.
- [164] GARNER B A. A musculoskeletal model of the upper limb based on the medical image dataset of the visible human male [D]. Ann Arbor: The University of Texas at Austin, 1998.
- [165] VAN DER HELM F C, VEEGER H, PRONK G, *et al.* Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system [J]. **Journal of Biomechanics**, 1992, 25(2): 129-44.
- [166] HÖGFORS C, SIGHOLM G, HERBERTS P. Biomechanical model of the human shoulder—I. Elements [J]. **Journal of Biomechanics**, 1987, 20(2): 157-66.
- [167] MODENESE L, KOHOUT J. Automated generation of three-dimensional complex muscle geometries for use in personalised musculoskeletal models [J]. **Annals of Biomedical Engineering**, 2020, 48(6): 1793-804.
- [168] HIASA Y, OTAKE Y, TAKAO M, *et al.* Automated muscle segmentation from clinical CT using Bayesian U-net for personalized musculoskeletal modeling [J]. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, 2019, 39(4): 1030-40.
- [169] EBASHI S, ENDO M. Calcium and muscle contraction [J]. **Progress in Biophysics and Molecular biology**, 1968, 18: 123-83.
- [170] PANDY M G, ZAJAC F E, SIM E, *et al.* An optimal control model for maximum-height human jumping [J]. **Journal of Biomechanics**, 1990, 23(12): 1185-98.
- [171] HAPPEE R. Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements [J]. **Journal of Biomechanics**, 1994, 27(7): 953-60.
- [172] HATZE H. A general myocybernetic control model of skeletal muscle [J]. **Biological Cybernetics**, 1978, 28(3): 143-57.
- [173] EZATI M, GHANNADI B, MCPHEE J. A review of simulation methods for human movement dynamics with emphasis on gait [J]. **Multibody System Dynamics**, 2019, 47(3): 265-92.
- [174] HATZE H. The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications [J]. **Journal of Biomechanics**, 2002, 35(1): 109-15.
- [175] PATRIARCO A, MANN R, SIMON S, *et al.* An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait [J]. **Journal of Biomechanics**, 1981, 14(8): 513-25.
- [176] LLOYD D G, BESIER T F. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo [J]. **Journal of Biomechanics**, 2003, 36(6): 765-76.
- [177] PORSA S, LIN Y-C, PANDY M G. Direct methods for predicting movement biomechanics based upon optimal control theory with implementation in OpenSim [J]. **Annals of Biomedical Engineering**, 2016, 44(8): 2542-57.
- [178] SCHIEHLEN W. On the historical development of human walking dynamics [M]. The History of Theoretical, Material and Computational Mechanics-Mathematics Meets Mechanics and Engineering. Springer, 2014: 101-116.
- [179] TLALOLINI D, Aoustin Y, CHEVALLEREAU C. Design of a

- walking cyclic gait with single support phases and impacts for the locomotor system of a thirteen-link 3d biped using the parametric optimization [J]. **Multibody System Dynamics**, 2010, 23(1): 33-56.
- [180] LUGRÍS U, CARLÍN J, PÀMIES-VILÀ R, *et al.* Solution methods for the double-support indeterminacy in human gait [J]. **Multibody System Dynamics**, 2013, 30(3): 247-63.
- [181] ZAJAC F E, GORDON M E. Determining muscle's force and action in multi-articular movement [J]. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, 1989, 17(1): 187-230.
- [182] CROWNINSHIELD R D, BRAND R A. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion [J]. **Journal of Biomechanics**, 1981, 14(11): 793-801.
- [183] TSIRAKOS D, BALTOPOULOS V, BARTLETT R. Inverse optimization: functional and physiological considerations related to the force-sharing problem [J]. **Critical Reviews™ in Biomedical Engineering**, 1997, 25(4-5): 371-407.
- [184] FERNANDEZ J, PANDY M. Integrating modelling and experiments to assess dynamic musculoskeletal function in humans [J]. **Experimental Physiology**, 2006, 91(2): 371-82.
- [185] KARDUNA A R, MCCLURE P W, MICHENER L A. Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations [J]. **Journal of Biomechanics**, 2000, 33(9): 1063-8.
- [186] LI G, PIERCE J E, HERNDON J H. A global optimization method for prediction of muscle forces of human musculoskeletal system [J]. **Journal of Biomechanics**, 2006, 39(3): 522-9.
- [187] MORROW M M, RANKIN J W, NEPTUNE R R, *et al.* A comparison of static and dynamic optimization muscle force predictions during wheelchair propulsion [J]. **Journal of Biomechanics**, 2014, 47(14): 3459-65.
- [188] ANDERSON F C, PANDY M G. Dynamic optimization of human walking [J]. **Journal of Biomechanical Engineering**, 2001, 123(5): 381-90.
- [189] ZIENKIEWICZ O C, TAYLOR R L, ZHU J Z. The finite element method: its basis and fundamentals [M]. 7 ed. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann, 2013.
- [190] ESRAFILIAN A, STENROTH L, MONONEN M, *et al.* 12 degrees of freedom muscle force driven fibril-reinforced poroviscoelastic finite element model of the knee joint [J]. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, 2020, 29: 123-33.
- [191] ZHANG J, CHEN Z, WANG L, *et al.* A patient-specific wear prediction framework for an artificial knee joint with coupled musculoskeletal multibody-dynamics and finite element analysis [J]. **Tribology International**, 2017, 109: 382-9.
- [192] CURRELI C, DI PUCCIO F, DAVICO G, *et al.* Using Musculoskeletal Models to Estimate in vivo Total Knee Replacement Kinematics and Loads: Effect of Differences Between Models [J]. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, 2021, 9: 703058(1-10).
- [193] PALOMAR A P D, CALVO B, DOBLARÉ M. An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading [J]. **Journal of Biomechanics**, 2008, 41(3): 523-31.
- [194] GERVAIS B, VADEAN A, BROCHU M, *et al.* Influence of the load modelling during gait on the stress distribution in a femoral implant [J]. **Multibody System Dynamics**, 2018, 44(1): 93-105.
- [195] PAUL J P. Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis [J]. **Journal of Biomechanics**, 2002, 35(3): 267-75.
- [196] CHU T M, REDDY N P. Stress distribution in the ankle-foot orthosis used to correct pathological gait [J]. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, 1995, 32(4): 349-60.