

第 1 部分

# 基础科学

## 第1章

# 正常髋关节的生物力学

Drew N. Stal · Stephen Ferguson · Stephen J. Incavo · Philip C. Noble

(周广全 魏秋实 译 钦逸仙 审校)

### 关键点

- 髋关节的生理关节活动度 (ROM) 受许多形态学和软组织因素的影响, 但这些因素尚不十分清楚。很显然的是, 全身因素如年龄和关节退行性变等会影响运动, 但种族、性别和文化因素也同样重要, 因为随着时间的推移, 骨质会发生重构, 以适应日常生活活动 (ADL) 的需求。
- 髋臼唇在髋关节功能和润滑中发挥重要作用。因为髋臼唇起到机械密封的作用, 所以在髋关节负载时它限制了关节液的溢出。虽然目前髋臼唇切除再修复术的临床效果优于单纯髋臼唇切除术, 但是否可以恢复正常的生理机制尚不清楚。
- 股骨近端和髋臼缘的畸形对髋关节的关节活动度有很大的影响, 且与碰撞后继发的骨性关节炎有关。许多不同的病变可以引起外展功能丧失和屈曲中内旋活动度明显下降。这些病变包括骨骺滑脱, 股骨和髋臼前倾角减小, 髋臼覆盖率和股骨头非球面度增加。在正常个体中, 这会引起髋臼唇和软骨联结的病理改变和关节退行性变。但骨形态异常与骨性关节炎之间是否存有关系仍有争议。
- 机械假体和三维计算机模型在测量髋关节反作用力, 尤其是在步态和爬楼梯分析中, 发挥重要作用。日常活动中, 关节作用力峰值平均为自身体重的2.1~5.5倍, 但在意外跌倒时, 其值可超过自身体重的8倍。
- 在正常髋关节中, 接触的压力几乎均匀地分布在整个关节表面; 而发育异常的髋关节, 压力则集中在髋臼前外侧边缘上。髋关节发育不良和无症状髋关节能承受的接触压力峰值范围是3~10 MPa。

其在运动方面及作为躯干负重关节传递重量至骨盆的各个区域方面<sup>[1-2]</sup>。为改善髋关节各种病理及结构异常的诊断及治疗, 了解髋关节生物力学的基本原理是至关重要的, 包括髋关节解剖学, 正常关节活动度 (range of motion, ROM), 以及臀部肌肉在步态中的功能。

这一领域的研究进展包括: 更多有效评估关节功能和了解病理状况的方法, 髋关节重建替代手术入路的科学评估, 以及测量体内作用力和力矩方法的发展。此外, 应用生物力学原理有助于对畸形状况如何影响正常髋关节活动进行新的阐述, 无论是获得性畸形 [如创伤后畸形、股骨头缺血性坏死、股骨头骨骺滑脱 (SCFE)]、发育异常 [例如先天性髋关节脱位 (CDH)、发育性髋关节脱位 (DDH)], 还是不明原因的畸形 (如股骨头颈交界的凸轮型畸形及髋臼缘夹击畸形)。正在进行的关节囊及关节唇和股骨髋臼撞击症 (FAI) 的生物力学研究为揭示“特发性”髋关节炎的潜在机制带来了希望。

### 正常和病变髋关节运动学

所有关于髋关节生物力学的综述都应包括正常髋关节功能的运动学和动力学两个方面。髋关节运动学是研究髋关节对作用力做出的角向运动或平移运动。髋关节动力学是研究在站立、走步或功能活动状态下, 关节的作用力及力矩。通常这些力是由于身体在维持地心引力和骨骼的空间肌肉收缩力之间的平衡而产生的。这种平衡依赖于骨骼空间结构的力学传递, 如在肌腱、韧带、关节囊和关节组织中的传递。

髋关节生物力学的研究可以从以下几个方面进行阐述。运动分析可以用于量化关节运动, 尤其是联合肌肉骨骼系统分析模型一同分析的情况下。因

### 引言

髋关节在人体骨关节系统中发挥重要作用, 尤

此，关节力的计算可以利用步态和力学测试平台得出数据并结合肌肉组织收缩力和作用线分析模型。

髋关节属于杵臼关节，是连接身体和下肢之间的多轴性关节。2/3 的股骨头球体深嵌于相同直径的半球形髋臼中。股骨和髋臼之间的软骨表面并不完全吻合，该股骨头比正常球体多一个贝壳状外壳<sup>[3]</sup>。这使得髋关节可进行各种运动，如屈-伸、外展-内收和内外-旋转。尽管髋关节有强健的关节囊及稳定的韧带，但股骨移动性相对于骨盆而言还是很大的。髋关节在矢状面的活动度最大，它通过股骨围绕左右轴做屈曲和伸展运动<sup>[4]</sup>。膝盖弯曲时，髋关节可以在关节囊限制下自主屈曲 120°；在膝关节完全伸直时，由于腘绳肌张力限制，髋关节只能屈曲 90°<sup>[2,4-5]</sup>。当膝关节弯曲时，髋关节可以被动屈曲 140°。总之，现有数据表明髋关节最大 ROM 包括：前屈 120°，后伸 20°，外展 45°，内收 30°，以及内旋和外旋各 40°<sup>[6-7]</sup>。

性别、种族差异

在研究正常髋关节运动时，注意由于年龄、性别、种族和地域等因素引起的 ROM 的差异十分重要。一个特定人群具有个体主观性，因而很难建立一个统一的髋关节 ROM 值。总的来说，研究表明，

在舒适的步行速率相似的情况下，女性走路的频率比男性高，步幅也更小<sup>[8-9]</sup>。Kerrigan 等人证实了这些研究结果，他们还发现和男性受试者相比，女性受试者的髋关节屈曲度峰值显著增加，而髋关节伸展则减少，但总体来说不同性别之间的关节运动学和动力学形式是基本相似的<sup>[10]</sup>。Roach 等人发表的首次国家卫生和营养调查中，将 1683 例受试者根据年龄（25 ~ 39 岁、40 ~ 59 岁和 60 ~ 74 岁）、性别和种族（白种人和非洲裔）进行分组，分别对他们进行了髋关节 ROM 测量<sup>[11]</sup>。髋关节的前屈、后伸、外展和内外旋转均随着年龄的增长而下降，但无显著性差异。附加的测量及结果见表 1-1。

正常髋关节 ROM 调查研究的受试者中，大多数来自于西半球。这些 ROM 结果虽可被接受，但是这并不一定与非西方受试人群有直接的相关性，因为西方人群有着不同的日常生活活动（ADL）。在许多中东和亚洲国家，人们在 ADL 中会涉及更大幅度的髋关节、膝关节及脚踝的弯曲<sup>[12]</sup>。例如，在用餐时盘腿而坐的姿势盛行于亚洲，而在中东和日本祈祷时下跪并保持相对较长时间对他们来说是很容易的。其他一些活动，如伸展、跪和园艺活动，多见于北美洲<sup>[12]</sup>。Ahlberg 等人做了如下试验<sup>[13]</sup>，测量 50 名沙特阿拉伯男性髋关节 ROM，结果显示，与标准数

表 1-1 不同性别、种族的人群在 25 ~ 39 岁及 60 ~ 74 岁时的平均髋关节活动度比较

| 髋关节活动     | 混合组 | 白人男性 | 白人女性 | 黑人男性 | 黑人女性 |
|-----------|-----|------|------|------|------|
| 屈髋        |     |      |      |      |      |
| 25 ~ 39 岁 | 122 | 123  | 123  | 115  | 116  |
| 60 ~ 74 岁 | 118 | 118  | 119  | 118  | 106  |
| 伸髋        |     |      |      |      |      |
| 25 ~ 39 岁 | 22  | 22   | 22   | 19   | 17   |
| 60 ~ 74 岁 | 17  | 17   | 16   | 16   | 12   |
| 外展髋       |     |      |      |      |      |
| 25 ~ 39 岁 | 44  | 46   | 44   | 41   | 38   |
| 60 ~ 74 岁 | 39  | 39   | 40   | 38   | 37   |
| 内旋髋       |     |      |      |      |      |
| 25 ~ 39 岁 | 33  | 34   | 33   | 32   | 27   |
| 60 ~ 74 岁 | 30  | 31   | 29   | 27   | 25   |
| 外旋髋       |     |      |      |      |      |
| 25 ~ 39 岁 | 34  | 33   | 36   | 32   | 32   |
| 60 ~ 74 岁 | 29  | 27   | 32   | 27   | 28   |

单位为角度（°）  
From Roach KM: Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age. Phys Ther 71: 656-664, 1991.

据相比, 沙特阿拉伯男性表现出较大幅度的髋关节屈曲、外展和外旋 (分别为  $130.8^{\circ}$ 、 $50.8^{\circ}$  和  $72.9^{\circ}$ ) 和较小幅度的髋关节伸展、内收和内旋 (分别为  $13.9^{\circ}$ 、 $30.1^{\circ}$  和  $36.7^{\circ}$ )<sup>[13]</sup>。与西方文化相比, 这些地区的髋关节 ROM 值的差异体现了反复蹲跪的习惯性活动所带来的差异性。Hoaglund 等人在中国香港研究时也发现中国人与白种人受试者之间也存在类似的差异。

由于在日常生活活动中如蹲、跪、盘腿而坐等习惯存在地域性差异, 为了完善正常髋关节 ROM 值, 许多研究已经测量了非西方国家的髋关节 ROM。Mulholland 等人研究了来自非西方国家受试者的关节活动度, 发现髋关节的屈曲度在全蹲时达到  $130^{\circ}$ , 而盘腿坐时在  $90^{\circ} \sim 100^{\circ}$ ; 髋关节外旋在全蹲时可达  $5^{\circ} \sim 36^{\circ}$ , 而盘腿坐时则在  $35^{\circ} \sim 60^{\circ}$ ; 髋关节外展在全蹲时为  $10^{\circ} \sim 30^{\circ}$ , 而盘腿坐时为  $40^{\circ} \sim 45^{\circ}$ <sup>[15]</sup>。表 1-2 为来自印度的受试者在以上活动中的髋关节 ROM 值<sup>[12]</sup>。

## 结构控制髋关节的活动

为了解有关髋关节的基本运动学, 我们有必要进一步详细地了解髋关节被动稳定所涉及的基本解剖学结构, 包括关节囊韧带、髋臼唇和圆韧带。

### 关节囊和韧带

髋关节外展和内收时, 下肢在冠状面绕前后轴运动。此时, 平均髋部外展幅度约为  $50^{\circ}$ <sup>[4]</sup>。关节囊 (囊韧带) 对关节的稳定性起到了至关重要的作用, 主要用于防止运动达到极限时关节错位<sup>[16-17]</sup>。

关节囊是一个复杂的结构, 它由 3 个独立的韧带组成: 髂股韧带、股骨弓形 (耻骨股骨) 韧带和坐骨股骨韧带。位于髋关节前部的髂股韧带是最大、最结实的髋关节韧带, 它用于限制髋关节后伸和内旋。韧带本身由从髌前上棘内侧沿着粗隆间线延伸并均匀分叉插入横向两个位点的两条韧带组成。股骨弓形韧带位于髋关节前内侧并附着在耻骨分支上方; 它连接至股骨颈, 帮助限制股骨外展外旋。最

后, 坐骨股骨韧带延伸并水平穿过髋臼边缘的股骨颈后表面, 髋臼唇延伸至大转子的内表面。坐骨股骨韧带用于在髋关节弯曲时限制其内旋和内收。几项研究已经通过力学测试证明了坐骨股骨韧带是最薄弱的囊韧带<sup>[17]</sup>, 这使得关节很容易后部脱位。

### 髋臼唇

髋臼唇是贴在髋臼骨缘上的一个纤维软骨唇, 它加深了髋臼, 充分地扩大了股骨头的覆盖面积。髋臼唇的特征是有三层结构。其中, 内层在关节表面被一层细筛孔状的 II 型胶原纤维覆盖, 中层有一薄层状的胶原结构, 最外层暴露于纤维排列致密的结缔组织。在广泛的组织形态学研究中, Won 等人<sup>[19]</sup>确定了髋臼唇的几个关键特征, 其他研究报道其主要区域为髋臼唇撕裂, 包括一个高达 7 mm 的三角形下唇撕裂, 它垂直于关节面, 位于髋臼唇和髋臼缘之间的接口。髋臼唇是一种无血管组织, 只有其最外层才有来自相邻关节囊的少量有限的血液供应<sup>[20-21]</sup>。髋臼唇的机械特性是高度各向异性, 而且在圆周方向上具有更优的刚性<sup>[22]</sup>, 其机械能力与性别、解剖学位置和髋关节的退化状态有很大的相关性<sup>[23-24]</sup>。髋臼唇撕裂这个概念在 30 年前被 Altenberg 首先引用为髋关节疼痛的潜在因素<sup>[25]</sup>。髋臼唇撕裂可能是由于外伤、关节囊不松弛、发育不良或冲击引起。

虽然髋臼唇病理学和关节软骨退变之间的联系已被提出, 但直到最近髋臼唇的生物力学功能才得到较好的理解。在正常的髋关节中, 尽管髋臼唇的位置与髋臼边缘相近, 但它对关节负荷的直接力学阻力的贡献甚少<sup>[26]</sup>。然而, 具有柔性和弹性的髋臼唇在髋关节周围起到机械密封的作用, 有效地阻断滑液流入和流出关节来优化润滑作用<sup>[27-29]</sup>。这个密封性用著名的吸出作用很容易解释, 这种作用在髋关节撑开牵引或脱位手术过程中很容易被观察到, 且已被证明能增加关节的稳定性并以一个更加均衡的方式, 从而降低周围软骨的压力<sup>[30-32]</sup> (图 1-1 和图 1-2)。在一系列计算机模拟和体外试验中, 我们

表 1-2 功能性活动时髋关节的活动范围\*

|    | 足跟放下并下蹲         | 足跟抬起并下蹲         | 跪背屈             | 跪跖伸             | 盘腿坐             |
|----|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| 屈曲 | $95.4 \pm 26.2$ | $91.3 \pm 17.1$ | $73.9 \pm 29.4$ | $58.8 \pm 9.7$  | $85.4 \pm 34.2$ |
| 外展 | $28.2 \pm 13.9$ | $31.7 \pm 11.2$ | $25.3 \pm 15.3$ | $27.6 \pm 12.5$ | $36.5 \pm 15$   |
| 外旋 | $25.7 \pm 11.8$ | $33.7 \pm 12.7$ | $28.1 \pm 12.8$ | $34 \pm 14.9$   | $40.3 \pm 18.4$ |

\* 所有数值均用  $\bar{x} \pm s$  表示, 单位为角度 ( $^{\circ}$ )

From Hemmerich A, et al: Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion of activities of daily living. J Orthop Res 24: 770-781, 2006.

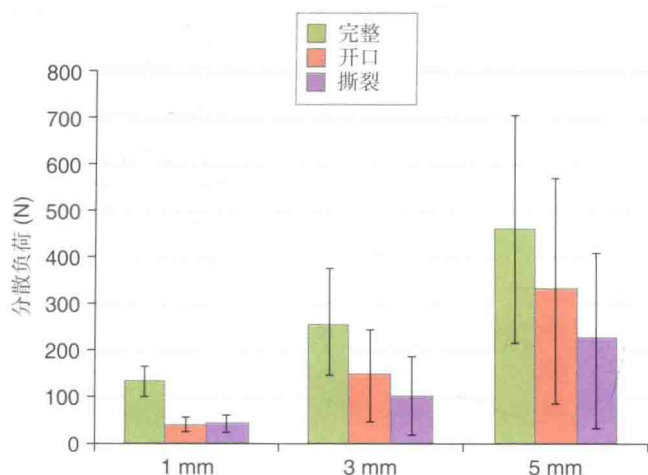


图 1-1 完整、开口（部分真空）和撕裂的（完全切割孟唇、模拟彻底撕裂）髋臼唇距离股骨 1mm、3mm 和 5mm 时所分散的平均负荷（Redrawn from Crawford MJ, et al: The 2007 Frank Stinchfield Award: the biomechanics of the hip labrum and the stability of the hip. Clin Orthop Relat Res 465: 16-22, 2007.）

证明了孟唇可以维持一层关节液存在于股骨和髋臼之间，从而防止关节面在短期负荷过程中直接接触<sup>[29,31,33]</sup>。这种密封作用使负荷的转移穿过整个关节，这主要是通过软骨层间的组织液均匀加压，而不是直接的固-固接触应力产生的。如果没有这种密封作用，软骨的固体基质就会发生很大的形变。然而，体外试验表明，两种密封机制都高度依赖于股骨头对柔性髋臼唇吻合性<sup>[31]</sup>。

即使液体膜耗尽，髋臼唇也可增强润滑剂在边界层的维护<sup>[34]</sup>。长期负荷后（即昼夜循环），间质液在关节的软骨层受力时，而髋臼唇是一个重要的间质液流失的阻力来源。若髋臼唇切除，（大体上类似于拧海绵）软骨层合并速度加快了 40%。相反，由于压力中心向髋臼边缘移动，剪切应变在软骨下的界面增加，大幅度影响软骨层内的内应力，并且可能导致软骨分层<sup>[29]</sup>。

外伤或病理损伤会影响髋臼唇的密封功能，因而导致细微但危险的髋关节不稳定（图 1-3）。这可能引起关节的旋转中心发生偏移，从而增加髋臼边缘的负荷，潜在地加快早期骨关节炎（osteoarthritis, OA）发病，以及由于持续软骨退变引起的其他关节疾病<sup>[27-28,35-36]</sup>。尽管早期研究把髋臼唇描述为一个与整个髋臼关节软骨相连的一个连续结构，但研究表明髋臼唇的前面部分比后面部分与髋臼软骨接触的面积最小<sup>[27,37]</sup>。因此，髋臼唇撕裂主要发生在其前面

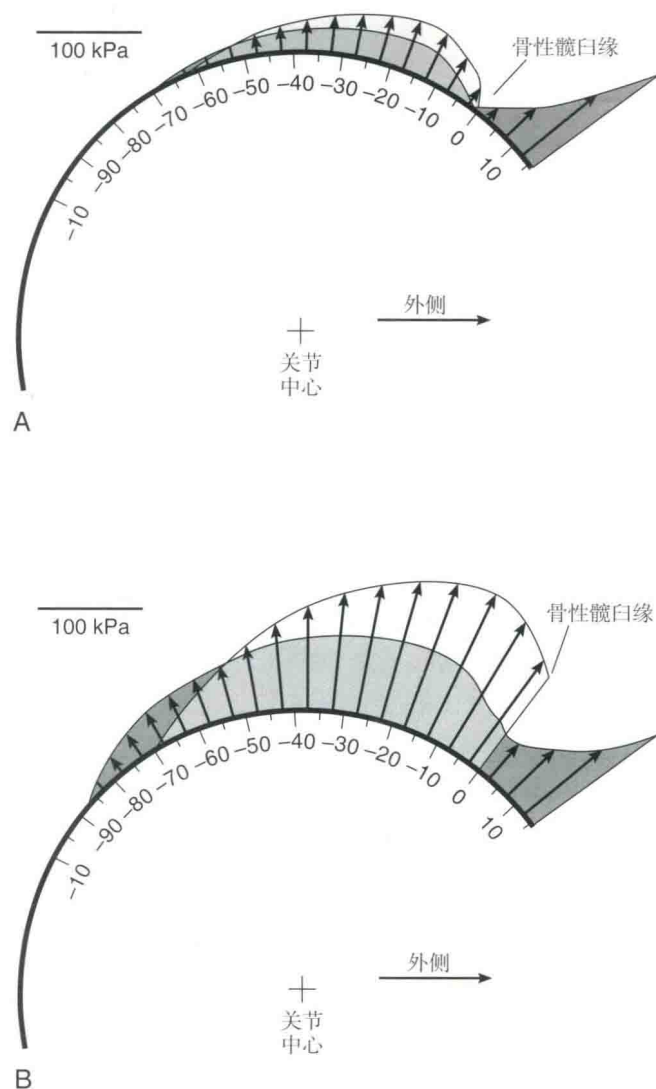


图 1-2 在无负荷 1000s (A) 和有负荷 10 000s (B) 两种条件下，孟唇对软骨接触压力的预期分散情况。深灰表示使用孟唇，浅灰表示未使用孟唇（Redrawn from Ferguson SJ, et al: The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: a poroelastic finite element model. J Biomech 33: 953-960, 2000.）

部分，这是由于孟唇下层的机械性能较差，会导致髋关节不稳定和髋臼唇损伤，最终可引起关节退行性病变<sup>[7,28,35-36]</sup>。

修复受损的髋臼唇可以部分恢复它原有的功能。此过程的目的是避免因外科清创手术对髋臼唇的生物力学功能造成的损害而导致与 OA 相关的退行性病变。虽然髋臼唇复位的长期效果仍未知<sup>[38]</sup>，但其在短期改善了临床效果以及减少了关节退化的普遍迹象<sup>[39]</sup>。一个全面髋臼唇修复需使用圆韧带，这已被提议作为进一步恢复关节正常功能的治疗方案<sup>[40]</sup>。

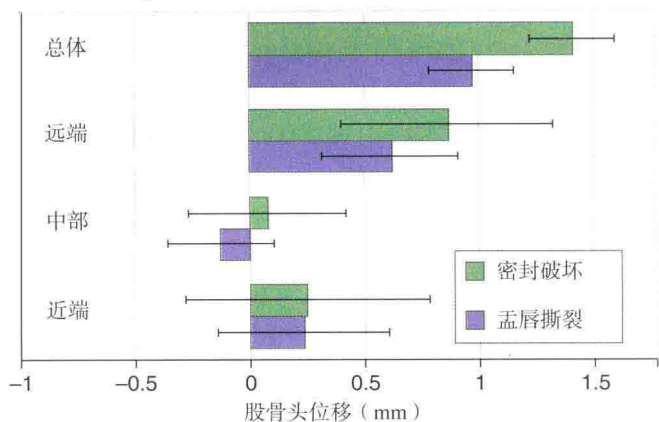


图 1-3 髋臼唇完整、裂口、撕裂时，髋关节向外旋转  $20^\circ$ ，髋臼内股骨头位移的变化 (Redrawn from Crawford MJ, Dy CJ, Alexander JW, et al. The biomechanics of the hip labrum and the stability of the hip. Clin Orthop Relat Res 465: 16-22, 2007.)

## 圆韧带

圆韧带是关节内韧带，连接髋臼和股骨头。具体地说，髋臼通过横向韧带连接髋臼切口处的坐骨和耻骨两侧，并插入到股骨的中央凹<sup>[41-42]</sup>。迄今为止，只有少数研究表明圆韧带的准确功能，及其在维持髋关节稳定性方面的作用。已有假设说圆韧带在稳定髋关节方面发挥作用，但缺乏确切数据。据了解，该结构在髋关节内收、屈曲、外旋时是绷紧的，此时关节是最不稳定的，这表明圆韧带对髋关节的稳定发挥潜在的作用<sup>[43]</sup>。由 Wenger 等人进行的一项幼年猪韧带的生物力学研究表明，韧带有着阶梯式的应力应变曲线<sup>[42]</sup>。他们发现韧带破坏是由于髋臼韧带断裂，然后从股骨头开始撕裂并延伸至股骨的中部或内部圆韧带<sup>[41-42]</sup>。我们需要更多关于成年人圆韧带的临床和生物力学研究数据，以最终确定其对髋关节稳定性的作用性质。

## 正常步态下的髋关节运动

髋关节的构架允许其在特定肌肉控制之下进行下肢运动。研究人员对检测自然状态下髋关节做基本运动非常感兴趣。因为运动的过程完全集中在患者髋部，所以步态分析十分方便，同时也简化了人与人之间的步态参数比较<sup>[4]</sup>。

在步态活动期间，髋关节对下肢行进起着至关重要的作用。通常情况下，当下肢的足跟与地面接触时标志着一个步态周期的开始；当此下肢的脚趾离开地面时，周期则结束（即以一侧下肢为参考，测

量其一个完整步幅长度）<sup>[2,4,44]</sup>。步态周期分为两个阶段：站立期（占步态周期的 60%）和摆动期（占步态周期的 40%）<sup>[2,4]</sup>。其中，站立期被细分成初始接触地面、受力响应、中期摆动、最终站立和前期摆动。在站立期，身体向前推进，同时以接触地面的下肢作为支撑。因为支撑身体的下肢在足跟着地时处于身体前方（即髋关节弯曲），而在脚趾离地时则处于身体后方（即髋关节舒展）。身体重心以周转轮的模式移动。摆动期被细分为初始摆动、中期摆动和最终摆动，并发生在当负重下肢离开地面并且处于身体前方，为下一个负重循环作准备的时候。此阶段为一个开链式负重模式，由于足部不受地面接触的限制，因而下肢可以自由转动。

在矢状平面的每一个正常步伐，由髋关节完成两个横轴圆弧运动：在站立期由弯曲到伸展，在摆动期由伸展到弯曲。在每个步态周期中，运动的髋关节在矢状面的平均弧度为  $40^\circ$ ；相对于正中中线（即无弯曲），髋关节运动弧度为从弯曲时的  $30^\circ$  至完全伸展时的  $10^\circ$ <sup>[2,45]</sup>。在下肢初始接触地面时，大腿已经弯曲成  $20^\circ$ ，并且相对稳定<sup>[2]</sup>。在站立阶段的后期，髋关节的内收值达到最大的  $5^\circ$ <sup>[4]</sup>。当下肢接近正中中线位置时（步态周期进行至 10% ~ 30%），髋关节逐渐伸展。继续相同的步行速率，大腿在步态周期进行至 38% 时到达初始位置<sup>[2]</sup>，然后股骨进入前期摆动（步态周期进行至 50% ~ 60%），并在髋关节伸展达到  $10^\circ$  时调整后腿位置<sup>[2,4]</sup>。髋关节内旋发生在负重反应的最后阶段，这时髋关节的外展幅度最大，达  $5^\circ \sim 7^\circ$ <sup>[4]</sup>。

在站立阶段（步态周期进行至 60%）的末期，虽然大腿仍处于一定弧度的伸展状态，但是髋关节却弯曲至中间位置<sup>[2]</sup>。髋关节向外侧旋转，这时髋关节在步态周期进行至 85% 的时候弯曲率达到最大，为  $30^\circ \sim 35^\circ$ ，之后髋关节回到步态周期的初始位置<sup>[2,4,46]</sup>。在步态周期过程中，骨盆的非负重部分在冠状面移动，因而髋关节还会有少许的内收和外展。在站立时，随着负载的增加，髋关节由最初的  $10^\circ$  内收至最终站立姿态的  $5^\circ$ 。在摆动阶段开始时，髋关节外展弧度最小，约为  $5^\circ$ <sup>[2]</sup>。在横向平面，髋关节内外旋转发生在整个步态周期中，并在负重反应结束时内旋达到峰值，且在摆动阶段开始时外旋达到峰值（前期摆动阶段结束）。大腿在横向平面的总旋转范围约为  $15^\circ$ ，而髋关节的内外旋转运动范围为  $8^\circ$ <sup>[2]</sup>。

## 肌肉在髋关节活动中的作用

### 伸展

髋关节伸肌,主要包括腘绳肌腱、大收肌和臀大肌,它们在负荷反应过程中的中期摆动阶段后期起作用。在中期摆动的最后阶段,半膜肌、半腱肌和长股二头肌会同时在早期最终摆动达到峰值之前开始逐渐收缩。在摆动阶段结束之前,这些肌肉处于半松弛状态。最终摆动末期时,大收肌开始收缩,并随着初始接触地面收缩逐渐增加;大收肌在负荷反应过程中始终保持活跃,然后收缩逐渐减少。股大肌下半部分在最终摆动末期时收缩,且通过足跟着地增加其收缩力,直至负荷反应末期结束。股大肌在最终摆动阶段的收缩像刹车一样减缓下肢的动力,并为站立阶段做准备。因为体重的作用延展到髋关节,所以人在走倾斜地面或楼梯,甚至跑跳时,股大肌起到了关键作用<sup>[47]</sup>。

### 外展

髋部外展在站立阶段的前期作用最为显著,其外展涉及臀中肌、阔筋膜张肌和上臀大肌的运动。通过内向作用,这些肌肉补偿了由身体的重力引起的对侧骨盆下沉。在最终摆动的末期(步态周期进行至95%),臀中肌和上臀大肌开始收缩;初次接触地面后,收缩力达到顶峰并在整个站立中期阶段继续保持。我们注意到阔筋膜张肌活性的变化,其肌肉后部在负荷反应时的贡献最大,而肌肉前部只在最终站立阶段才有效。

### 弯曲和内收

屈肌对正常步态的髋关节功能发挥着关键作用。髋关节可自由地从地面上抬起并保持,因而屈肌从最终站立阶段后期到中间摆动阶段早期都十分活跃。一些特定的肌肉具备这一功能,它们是长收肌、股直肌、股薄肌、耻骨肌、阔筋膜张肌、髂腰肌、缝匠肌和髂肌。最主要的屈肌是髂腰肌,它从横突的腹部侧面或腰椎的侧面连接至髂部,紧接着插入小转子的下方<sup>[47]</sup>。内收动作前方的关键肌肉包括:耻骨肌、大收肌、长肌、短肌和股薄肌;后方的肌肉包括:臀大肌、股方肌、闭孔外肌和腘绳肌腱。

### 骨盆运动

骨盆类似于一个固定的结构,通过协调肌肉来维持腰椎和髋关节之间的协调运动。髋部骨盆运动由骨盆前后倾斜、横向倾斜和旋转组成。由髂腰肌

收缩带动,通过髋部屈肌和伸肌,骨盆前倾并下倾;在此过程中,腰椎的伸肌会给骨盆一个拉力。这会引引起耻骨联合向下运动,从而增加腰椎的前凸曲线。相反,腰椎前凸曲线减弱使骨盆后倾;这使骨盆更靠近股骨的后表面,导致臀部伸肌像髋部伸肌那样与主干屈肌(直肌和斜肌)共同发挥作用<sup>[47]</sup>。脊柱的侧屈和旋转会引起侧面盆腔倾斜,导致髋关节内收或外展。

## 关节运动、步态和功能的适应性

对于对日常生活活动有更高追求的人,髋关节功能和活动范围受限会降低个人的期望值并限制其体力活动。无论是因髋关节过早磨损或撕裂还是退行性关节炎或是人工关节置换,这些病理学因素终将导致他们正常的活动习惯因适应关节痛、肌肉无力或者步态不稳被迫做出改变。例如,特伦德伦堡(Trendelenburg)步态模式发生在由肌肉强度降低或外展力矩臂长度缩短引起的外展肌功能降低之后<sup>[48]</sup>。这会导致代偿步态模式出现,即通过将躯干向受损髋部移动来降低身体外展肌的需求。股骨髁臼撞击症(FAI)可引起疼痛,并可能引起骨关节炎的发生<sup>[49-50]</sup>。行走时,股骨头在髁臼中的运动受阻,会严重影响正常髋关节的生物力学性能<sup>[51-52]</sup>。现已证明,FAI患者在行走过程中其额叶和矢状面的髋关节ROM会出现下降<sup>[52]</sup>。

正常步行、功能和关节活动度的障碍往往最终会使患者进行全髋关节置换术(total hip replacement, THR)或髋关节表面重塑来试图恢复每天正常的功能活动<sup>[53]</sup>。在手术前,由于THR患者在行走过程中接触地面时髋部屈曲度下降,以及在站立阶段末期髋部伸展时出现逆向运动,这些均导致此患者移动速度变慢、频率变低、步幅缩小<sup>[48,54-56]</sup>。这个逆向运动是由弯曲挛缩引起的,反映了腰椎前凸的增强和整体髋关节伸展的缺乏;这个逆向转动也可通过减小髋关节作用力来作为避免疼痛的一种方式<sup>[48]</sup>。髋关节在站立末期不能伸展也是引起步长变短的一个原因。关节的几何形态变化可以改变肌肉的强度和能力来产生的动量<sup>[1]</sup>。头和颈部的角度、颈长和关节中心位置在外展肌功能方面发挥显著的作用,内翻髋关节(降低头和颈部的角度)会提供更大的外展肌力,减少接触力,增加股骨头和髁臼的一致性<sup>[1,57]</sup>。股骨颈长度的增加和末端大转子位置的远移在临床上已证明可以增加外展/内收的强度<sup>[58]</sup>。

除了上述适应性,疾病过程本身也可改变髋关节的特性,如关节囊肥大和髋关节液体渗出,从而导致屈曲时囊内的压力增加<sup>[59]</sup>、关节囊的牵张和关节疼痛的加剧<sup>[59-61]</sup>。此外,关节囊的持续变形增加了关节周围的软骨压力并导致骨关节炎相关的持续性疼痛。研究还表明,髋关节伸肌强度逐渐丧失导致病理生理并发症,如肌萎缩,肌肉结缔组织和脂肪细胞的形成,以及髋关节力矩-角度关系的潜在改变<sup>[61-62]</sup>。因此,骨关节炎一直都是步行时限制髋关节活动的一个因素。且已有研究清楚地表明骨关节炎通过痛感来影响机体功能,从而起到限制作用<sup>[7,61,63]</sup>。

## 病理障碍对关节活动的影响

### 股骨髋臼撞击症

髋关节的自然运动范围是由通过关节边界的软组织(即关节囊、韧带和周围肌肉)的柔韧性和骨性结构的潜在端点硬极限共同限制的。现已明确,撞击对髋关节假体运动是一个限制。为了明确在正常关节中股骨髋臼撞击症(FAI)的后果及过程,科学家付出了很多努力。早期的三维计算研究结果表明,小儿髋关节 SCFE 时,撞击或干骺的包含物会限制髋关节的运动,并伴随关节边缘损伤<sup>[64]</sup>,为其成年后髋关节因受到撞击而产生的退行性变化埋下了伏笔。

正常的髋关节发生髋臼撞击时,股骨颈紧贴髋臼唇,或非球形的股骨头被压在孟唇或相邻的软骨上,这些情况已被 Ito 等人利用磁共振成像(MRI)定量解剖学方法进行了研究(图 1-4)<sup>[51]</sup>。目前两种基于正常骨骼解剖学的解剖变异机制已确定,并被大众所知,它们是“凸形”和“凹形”撞击,即分别为头颈部交界处的非球面部分压入正常髋臼和正常股骨颈紧靠深髋臼缘(图 1-5,图 1-6)。典型的凸形 FAI 具有异常大的股骨头,这给髋臼的运动(特别是屈曲和内旋)带来干扰<sup>[49-50,65]</sup>。接口处是股骨头的非球形延伸或像“手枪握把”的畸形,这在标准的前后射线照片中不易发现,甚至经常在诊断初期被忽视<sup>[50]</sup>。凸形 FAI 的剪切力会引起髋臼软骨的磨损,以及髋臼唇和(或)软骨下骨髋臼前上缘撕裂。随着时间的推移,髋臼软骨的进一步破坏迫使股骨头移动至软骨缺乏的地方,这就是 MRI 和 X 线诊断中所谓的关节间隙狭窄<sup>[49-50]</sup>。股骨头软骨的负重部分过度使用,会对非负重软骨表面造成损伤<sup>[50]</sup>。同时

还可观察到,由凸形 FAI 引起的持续性堵塞导致患者的头部或头颈交界处长出囊肿。

以三维计算机断层扫描术(CT)为检测手段,头颈交界处的关节运动所引起的异常物理限制模型已被广泛地研究。在 Kubiak-Langer 等人的一项研究中<sup>[66]</sup>,髋部凸型畸形、凹型畸形或者混合畸形时,其屈曲、内旋和外展明显减小。此外,在髋关节受到冲击的过程中,内旋降低,而弯曲和内收显著增高。作者还做了关节手术矫正模拟试验,证明了髋关节正常 ROM 值可以得到恢复(表 1-3)。在更深入的研究中,正常髋关节的 ROM 值是从 150 例的 CT 重建患者与连续 31 例 FAI 患者的对比中通过预测得到的<sup>[67]</sup>。类似的结果在先前的研究中已经提到。然而,撞击机制还需要更多细节来验证。当利用撞击亚组(凸型、凹型和混合型)进行比较时,结果表明:与混合型相比,凸型和凹型髋关节的外展均已显著减小,其中凸型髋关节伸展较大。进一步研究还发现一个有趣的现象,目前许多骨科教科书可能高估了髋关节的正常活动范围。

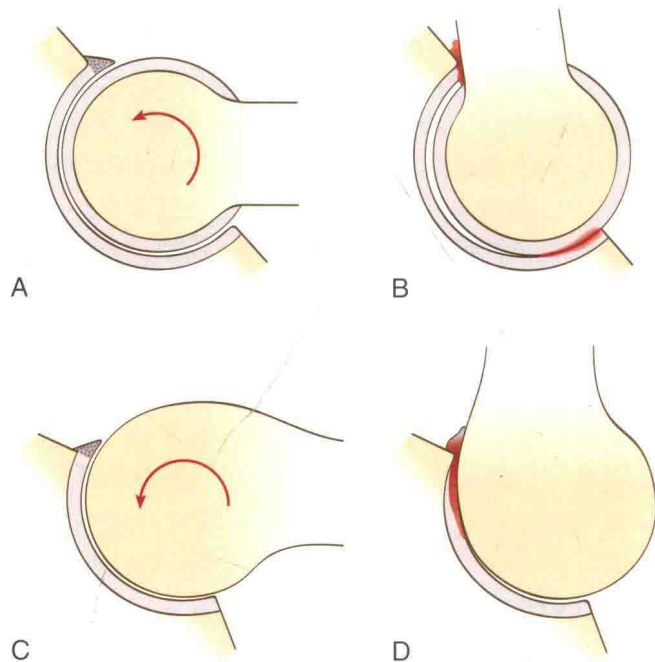


图 1-4 Ganz 等人提出的对关节损伤继发于股骨髋臼撞击的机制示意图。“夹击撞击”时(A和B),过度覆盖限制髋关节运动,引起股骨颈和髋臼唇之间直接碰撞。这可导致碰撞侧上唇的损坏和囊肿的形成以及对侧软骨表面后部损伤。在凸形撞击(C和D)的情况下,在弯曲和内旋髋臼中,头颈部交界处的增大区域经弯曲和内旋被卡髋臼口,从而导致软骨和髋臼唇的损伤(Redrawn from Ganz R, et al: The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept. Clin Orthop Relat Res 466: 264-272, 2008.)

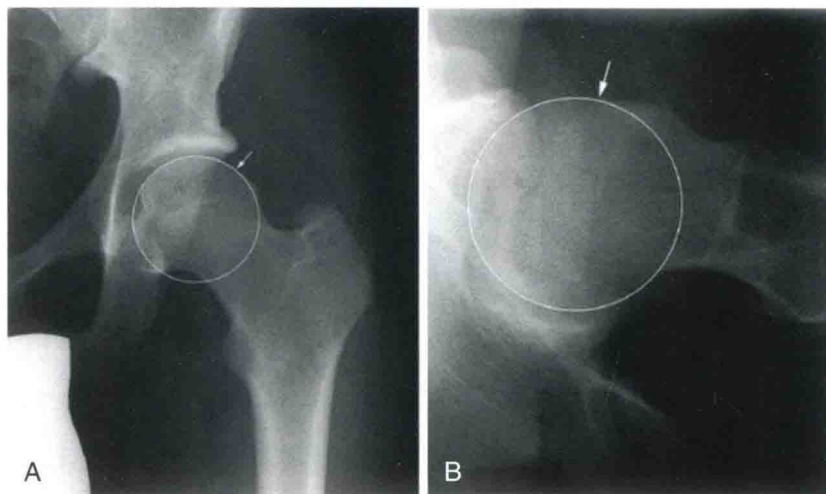


图 1-5 髋关节凸轮冲击时，“手枪式握把”畸形的X线表现。A. 前后位显示股骨头受侧面挤压犹如从球形挤成了非球形（箭头处）。B. 横向交叉视图显示股骨头犹如从球形拉长至非球形（箭头处）（From Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R: Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. J Bone Joint Surg Br 87: 1012-1018, 2005.）

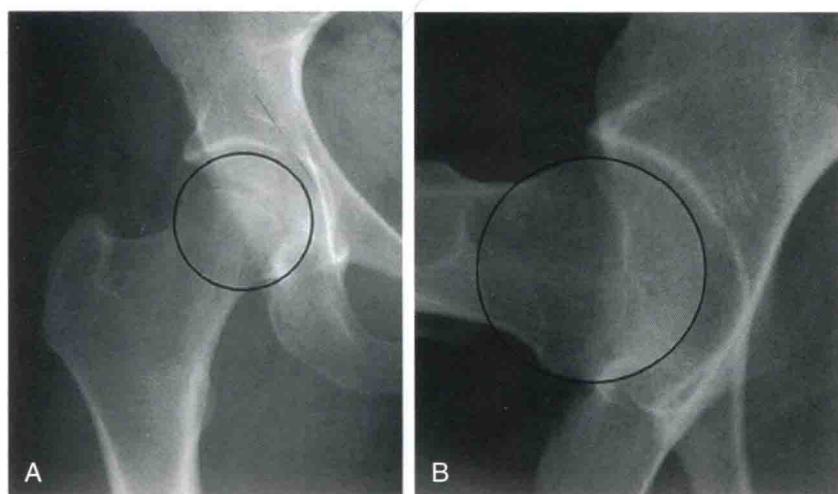


图 1-6 髋关节凹形撞击后，髋股深动脉和髋臼唇骨化的X线片。A. 正位拍摄，B. 横向拍摄（From Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R: Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. J Bone Joint Surg Br 87: 1012-1018, 2005.）

表 1-3 基于病例 CT 重建结果的髋关节运动计算机模拟预测

| 参数         | 正常髋           | 撞击髋（术前）       | 撞击髋（术后）      |
|------------|---------------|---------------|--------------|
| 屈髋         | 122.0 ± 16.3° | 105.2 ± 12.2° | 125.4 ± 9.7° |
| 伸髋         | 56.5 ± 20.1°  | 61.1 ± 31.8°  | 71.1 ± 26.4° |
| 外展         | 63.3 ± 10.9°  | 51.7 ± 12.2°  | 63.6 ± 7.5°  |
| 内收         | 32.7 ± 12.3°  | 34.6 ± 12.3°  | 35.8 ± 15.3° |
| 内旋（屈髋 90°） | 35.2 ± 6.9°   | 11.1 ± 6.9°   | 35.8 ± 15.3° |
| 外旋（屈髋 90°） | 102.5 ± 14.2° | 83.0 ± 33.7°  | 93.9 ± 32.7° |

表中的数值为正常个体与 FAI 患者在诊断或手术治疗后相比较所得  
所有数值表示为  $\bar{x} \pm s$ ；单位是度（°）

$P < 0.05$ .

From Kubiak-Langer M, et al: Range of motion in anterior femoroacetabular impingement. Clin Orthop Relat Res 458:117-124, 2007.

虽然成像的方法可以为实验提供关节运动的细节和准确的预测，但其在常规临床使用时并不总是准确的。的确，一个标准的前撞击试验，腿部弯曲和内部旋转能够提供与运动受限和关节状态相关的有价值的信息。在类似的受限运动（比如 97° 屈曲和 9° 内部旋转<sup>[68]</sup>）中，大部分撞击会引起髋关节疼痛。最近，Leunig 等人提出了一个髋关节屈曲内旋的标准化测试建议<sup>[69]</sup>。Lamontagne 等人建议把深蹲作为一个潜在的诊断分析，并证实了 FAI 患者在进行深蹲时，其矢状面盆腔的 ROM 和髋关节的运动表现出明显差别<sup>[70]</sup>。Kennedy 等人最近报告了人体在步行期间有几个运动学参数存在显著差异。他们提出，这可能是随着时间的推移而产生的代偿机制，而不是步行期间被撞击后直接产生的<sup>[52]</sup>。

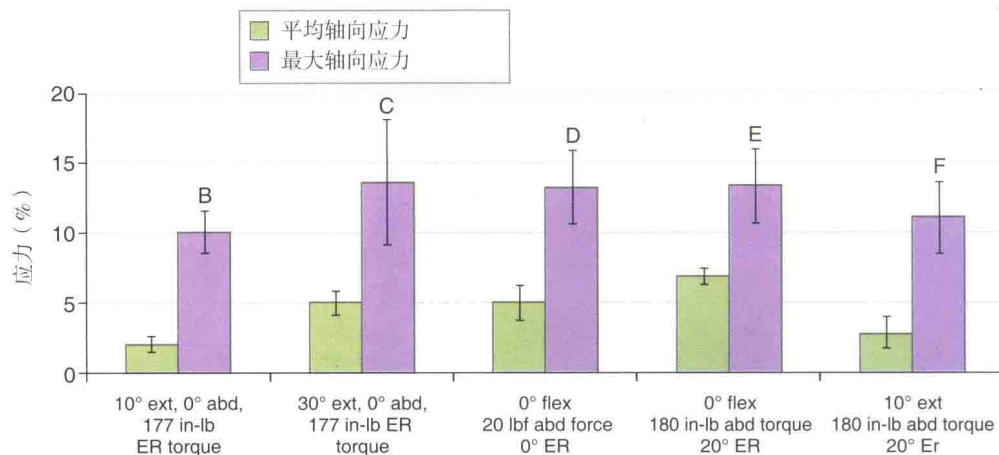


图 1-7 在一系列负荷操作下 (B ~ F), 髋臼唇通过外展髋关节 (伸展和轻微弯曲髋关节) 时的最大和平均轴向 (内侧 - 外侧) 条形图。图中, ext, 伸髋; abd, 外展; ER, 外旋; in-lb, (单位) 英寸 - 磅; torque, 力矩; Force, 力 (Redrawn from Dy CJ, Thompson MT, Crawford MJ, et al. Tensile strain in the anterior part of the acetabular labrum during provocative maneuvering of the normal hip. J Bone Joint Surg Am 90: 1464-1472, 2008.)

FAI、髋臼唇损伤和髋臼缘软骨退变三者之间假设的病理力学联系已经通过临床、解剖和生物力学等方面研究的综合性选择而得到了加强。大多数髋臼唇的损伤与软骨磨损有关<sup>[35-36]</sup>, 主要是在髋臼缘上部<sup>[71]</sup>。在手术时, 可清晰地观察到撞击一侧的软骨损伤区域<sup>[72]</sup>。多数情况下, 因撞击而减少髋部运动的患者都会出现股骨头、头颈部交界处或髋臼处存在骨性畸形或空间定向障碍。然而, 就算没有撞击这个因素存在, 超生理范围的运动或高冲击运动也会造成髋臼唇损伤。例如, Dy 等人<sup>[73]</sup>证明了孟唇前部的外旋和伸展或适度的屈曲可在没有撞击的情况下产生大量的拉伸应变 (图 1-7)。这支持了反复扭曲或旋转 (而不是直接撞击髋关节) 可损伤孟唇前部的结论。

我们对 FAI 生物力学结果进行了计算研究, 包括在日常活动中髋部形态学变化和关节的软组织内相应力之间的关系<sup>[74]</sup>。我们基于股骨头 ( $\alpha$  角) 和髋臼 [中央边缘 (CE) 角] 形态参数的变化发明了正常关节与病理关节的三维计算模型。我们把在所有关节构造中的各种活动的动态负重和运动参数列入计算。对于受撞击的髋关节来说, 从站到坐这个运动是很危险的, 因为髋关节在屈曲和内旋时的负荷很大, 会引起组织 - 骨界面的过度扭曲甚至撕裂 (图 1-8)。然而, 行走模拟试验所得的压力和那些真实行走时关节受到的正常压力相近, 根本上来说撞击是一个动态的、与运动有关的问题, 而不是一个静态过度负载的问题<sup>[74]</sup>。模拟试验结果可以很好地

帮助临床观察高  $\alpha$  角和髋臼边缘的软骨缺陷, 以及与髋臼软骨连接处的孟唇脱离之间的联系<sup>[75]</sup>。

早期诊断、行为矫正和 (或) 关节保存手术可以降低因 FAI 引起的骨关节炎发病率<sup>[76]</sup>。手术是首选的治疗方案, 以开放式或利用关节镜进行骨切除手术, 通过髋臼唇损伤切除或再修复来改善股骨头颈部之间的间隙。股骨头颈部结合处和髋臼缘可能都需要进行骨切除手术。这种手术能使症状得到很好的缓解, 但限制性退行性变化的长期疗效仍然是一个未解决的问题<sup>[77-78]</sup>。生物力学预测的最佳  $\alpha$  角  $\leq 50^\circ$ <sup>[74]</sup>, 因此有人建议通过校正  $\alpha$  角来将内旋角恢复至  $20^\circ \sim 25^\circ$  ( $90^\circ$  屈曲)<sup>[79]</sup>。然而, Mardones 等人<sup>[80]</sup>拿出了有利证据来说明股骨头颈部结合处的切除手术上限, 即在不显著改变股骨近侧的承重能力的情况下, 最多只能切除 30% 的股骨。

## 髋臼后倾

从历史观点上看, 髋臼发育不良主要发生在浅髋臼处; 但最近更多人将研究的注意力都集中在了与其相关的异常错位上, 认为髋臼后倾和髋关节后部的 OA 之间存在联系<sup>[81-83]</sup>。在后倾的髋关节中, 当从矢状面观察髋臼缘近端和髋臼开口时, 发现其与正常髋关节的前旋相比总是存在一个角度。和正常关节不同, 髋臼前缘横向移动, 髋臼后缘内侧移动, 这表明后倾是由髋关节整个方向的改变引起的, 而不仅仅是上方边缘<sup>[84]</sup>。随着这种情况的持续, 在髋臼边缘、髋臼前上缘和股骨头颈结合处的前表面之

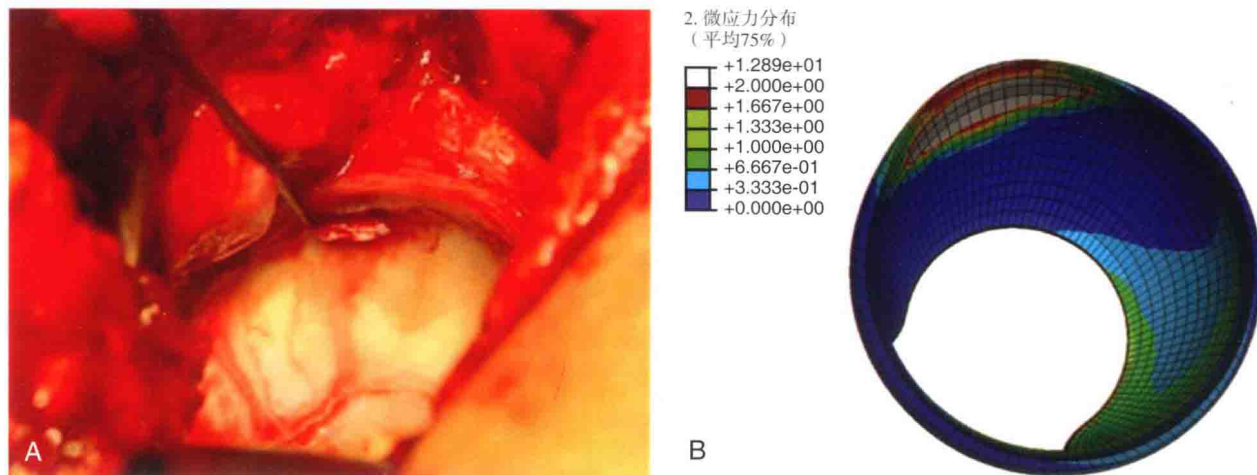


图 1-8 损坏模式: A. 手术中观察到的典型凸轮冲击前上髌臼缘; B. 在站-坐运动中深度弯曲的典型凸轮形 ( $\alpha=80^\circ$ ) 关节上 von-Mises 压力的分布 (前=左) (From Chegini S, Beck M, Ferguson SJ: The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: a finite element analysis. J Orthop Res 27: 195-201, 2009.)

间会发生撞击并产生明显的碎片,造成股骨头的外侧过度覆盖<sup>[84-85]</sup>,这会导致髋关节在弯曲、内旋、内收或外展时,髌臼和股骨头之间的接触间隙减小<sup>[51,86]</sup>,后壁缺乏或前端覆盖过量会增加髌臼的负载,导致髌臼功能的退化<sup>[83]</sup>。研究已证明了FAI和髌臼后倾的关系,但还有其他解释认为这是由骨盆和脊柱之间的关系决定的。在腰骶处的盆骨延伸髌关节,像腰椎前凸一样,产生髌臼后倾的概率更大<sup>[84]</sup>。

近期的研究焦点是量化髌臼异位 (acetabular version, AV); 在过去开展这项工程十分困难,因为当时标准化诊断技术不成熟,通常只是使用前后位骨盆X线平片和CT扫描<sup>[86]</sup>。因为AV患者易患FAI,所以AV的早期评估是FAI治疗的关键。评估的一部分包括交叉迹象 (crossover sign, COS) 的测量,当用X线测量骨盆前后位时,我们可以得到髌臼缘的前侧最近端的图像。从图像上可看到COS的位置在髌臼后缘的侧面并形成“8”形,这通常是髌臼向后倾的标志<sup>[84]</sup>。在Dandachli等人的研究中<sup>[87]</sup>,CT扫描显示患者的FAI迹象可被用于研究COS与髌臼后倾的相关性。他们得出的结论是,虽然92%的病例显示有COS,但是只有55%的病例髌臼是后倾的,还有其余的37%被错误地标记为前倾<sup>[87]</sup>。Jamali等人的研究结果与此结论不同<sup>[86]</sup>。他们发现90%的FAI患者存在COS,其中有95%表现出后倾<sup>[86]</sup>。但是,由于骨盆倾斜的可变性,仅通过后倾的存在来判断COS的可靠性值得怀疑,还需要进一步调查。目前定量评价也很困难,因为异位

经常会随着近端-远端的观察水平的变化而改变。但多数研究人员达成一致的观点是:发生COS的位置越靠近髌臼远端,髌臼后倾的幅度就越大。

## 正常髋关节的动力学

任何关于髋关节生物力学的综述都应包括正常髋关节功能的运动学和动力学两个方面。动力学涉及站立、步行,以及功能性活动过程中作用于关节的力和力矩。通常这些力是由身体在维持地面的重力和骨骼在空中的各个肌肉收缩力之间的平衡而产生的。这种平衡依赖于中间结构的力学传递,如在肌腱、韧带、关节囊和关节组织之间的传递。

## 横跨髋关节的作用力

在功能性活动中,股骨头和髌臼作用力的方向和大小严重影响人体正常髋关节的持久性。因为目前还没有测量力在完整髋关节中传递的标准方法,最有价值的数据来自于髋关节假体内部传感器设备发送到外部记录装置的信号。在过去的40年里,很多研究者使用了这种方法测量并记录了力或压力 (表1-4)。Bergmann和他的研究团队进行了详尽的调查并且已经证明:髋关节的作用力在步行期间的变化范围为2.1~4.3 BW<sup>[88-89]</sup>,爬楼梯时在2.3~5.5 BW<sup>[88-89]</sup>,意外摔倒时达到8 BW以上 (图1-9和图1-10)<sup>[88,91]</sup>。

表 1-4 不同研究中髌关节假体内置设备所示关节作用峰值总览

| 行动           | 典型峰值力 (BW) | 病例总数 | 术后时间 (个月) | 参考研究文献         |
|--------------|------------|------|-----------|----------------|
| 慢速行走         | 1.6 ~ 4.1  | 9    | 1 ~ 30    | 10, 11, 12     |
| 正常速行走        | 2.1 ~ 3.3  | 6    | 1 ~ 31    | 10             |
| 快速行走         | 1.8 ~ 4.3  | 7    | 2 ~ 30    | 10, 11, 12, 70 |
| 小跑 / 奔跑      | 4.3 ~ 5.0  | 2    | 6 ~ 30    | 11, 12         |
| 上楼梯          | 1.5 ~ 5.5  | 8    | 6 ~ 33    | 10, 12, 70     |
| 下楼梯          | 1.6 ~ 5.1  | 7    | 6 ~ 30    | 10, 12, 70     |
| 起立           | 1.8 ~ 2.2  | 4    | 11 ~ 31   | 10             |
| 坐下           | 1.5 ~ 2.0  | 4    | 11 ~ 31   | 10             |
| 站立 / 双单腿交替站立 | 2.2 ~ 3.7  | 3    | 11 ~ 14   | 10             |
| 跪立           | 1.2 ~ 1.8  | 3    | 11 ~ 14   | 10             |
| 意外跌倒         | 7.2 ~ 8.7  | 2    | 4 ~ 18    | 11, 13         |

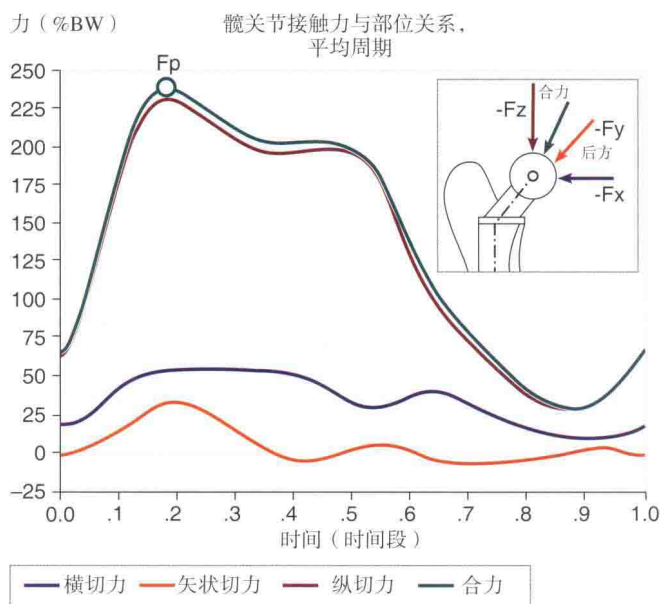


图 1-9 在正常行走时, 典型的髌关节接触力 (F) 以及力的分量的变化

在整个步行周期的站立阶段, 作用在股骨头的力朝横向和下方传导, 同时方向由脚后跟着地时的向后变为前脚趾离地时的向前。步行期间, 内外、前后、上下关节反作用力的上下峰值变化范围较大, 分别为 0.4 ~ 1.7 BW、0.2 ~ 1.0 BW 和 1.4 ~ 4.1 BW。这个变化是由于年龄、性别、身高和个体的步行速度, 以及恢复期的仪表假体植入后的长度差异不同而引起的。

髌关节假体设备的记录证实, 在常见的功能性活动中, 关节面的瞬时压力可能会超过静态压力的 5 倍。例如, 步态周期早期 (前 15%), 股骨头关节上

下表面和半球状髌臼关节之间的压力峰值为 5.6 MPa<sup>[92]</sup>。从一个椅子站起时, 关节压力约是股骨头和前-后侧髌臼接触力峰值 (9 ~ 15 MPa) 的 3 倍以上, 这个部位是解剖样本中退行性变化的常见部位<sup>[93]</sup>。功能性活动同样会在股骨近端产生很大的旋转力和剪切力<sup>[88-90,92,94]</sup>。爬楼梯时, 髌关节前-后反作用力达到额面负荷力的 20% ~ 25%。峰值扭转力矩和接触力的第一个峰值分别比正常值低 18% 和 14%<sup>[95]</sup>。相反, 下楼梯和行走过程中的扭转力矩也有类似的情况<sup>[88-89,95]</sup>。

使用假体设备进行研究时, 设备的成本和复杂性限制了研究对象的数量; 因此, 这些研究得出的结论会受到个别患者特质的影响而缺乏普遍性。THR 后记录的数据显示假体限制了整个髌关节的正常使用。由于这些限制, 在生物力学模型建力后进行步行研究的过程中, 已经通过收集的运动学和动力学数据估算更大数量人群的髌关节力。作用于人体的外力, 可以利用力学平台进行测量; 而节段性运动产生的惯性, 可以很容易地从肢体的各个部分的运动信息中得到。这可以更深入地了解步态周期的每个阶段以及运动极端情况下的髌关节产生的力。然而, 这只能测量髌关节之间的联合作用力, 而无法得知髌关节每一块肌肉的贡献。

### 髌关节肌肉的贡献

假体设备记录了髌臼和股骨头之间的接触力, 但整个关节各节段之间的联合作用力包括穿梭于髌关节所有肌肉的合力、股骨与骨盆相对位置迫使软

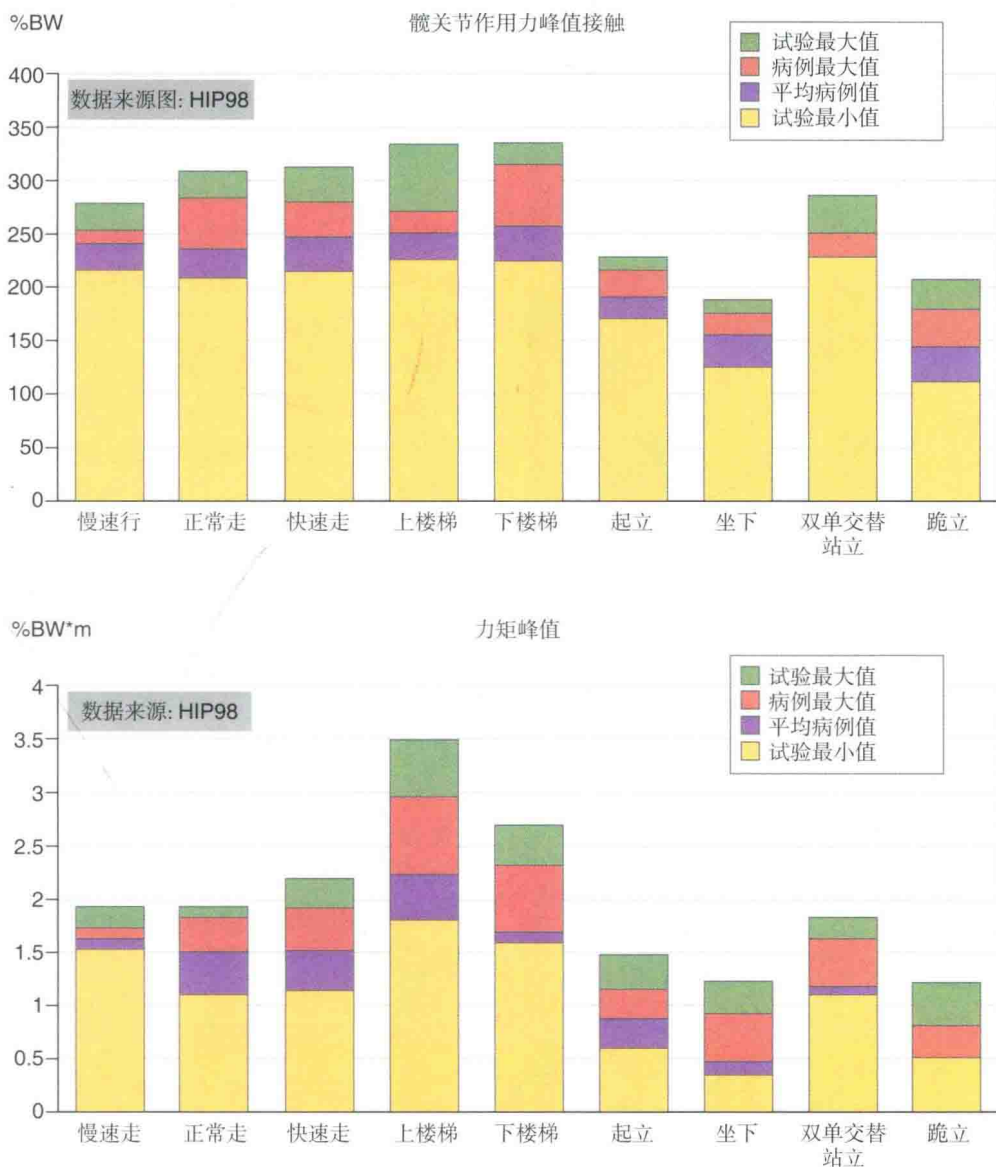


图 1-10 (上图) 髋关节的接触力 [以体重百分比为单位 (% BW)] 和 (下图) 髋关节的力矩 [单位体重 (%) × 身高 (m), 用 % BW.m 表示] 平均值、最小值和最大值。数据显示 9 种活动 (Redrawn from Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. J Biomech 34: 859-871, 2001.)

组织 (如囊韧带) 拉长的阻力, 以及关节自身反作用力的合力。因此, 即使韧带拉力维持最小, 个别肌肉的收缩力也不能直接根据关节反作用力的合力计算。为此, 肌肉力的估算通常是基于定量肌电图 (EMG) 分析, 并且归一化为每块肌肉的最大自主收缩力 (MVC) 所产生的信号。

另一种常用的方法是将活跃肌肉的合力以最优化的方式分散, 如使每块肌肉的单位横断面积的力最小, 或积蓄能量用于肌肉收缩。这些都是基于外部测量的作用力并被用来估算步行、爬楼梯和从椅子上站起来时的肌力和接触力<sup>[96-100]</sup>。由于这些方法

分散了肌肉收缩时产生的合力或力矩, 因此未考虑同步收缩的拮抗肌的潜在影响, 而这些潜在影响可能在关节极限运动时变得十分重要。关节囊对关节稳定性很重要, 但关节囊的硬度因素也经常被忽略, 这会导致对运动时关节力的错误估算。估算分析与体内负重测量的联合研究具有很广阔的前景, 主要从以下两个研究中体现: Heller 等人报告了在行走时 12% 的力和爬楼梯时 14% 的力之间有平均峰值差异<sup>[101]</sup>; Stansfield 等人展示了不同运动之间, 如走路和坐-站动作相比, 约有 16% 的负荷差异<sup>[102]</sup>。

## 影响髋关节反作用力的因素

髋关节反作用力体现在关节表面和关节内部的压力,在关节负重时产生。它主要受平衡髋部支点时的有效力矩、关节间的主要肌肉和支撑身体的重心的影响。因此,关节解剖学结构的改变,无论是因外科手术干预还是由疾病引起,都会显著地影响髋部负重和髋关节组织的健康。股骨头颈夹角的减小(髋内翻)增加了外展肌的扭矩范围,从而减少了在特定时刻肌肉产生的力。这意味着,对于一个给定的股骨颈长度,关节接触力下降的同时,股骨颈变得更加水平且股骨头内侧的补偿也增加了<sup>[57]</sup>。当股骨颈水平倾斜度增加时,也会通过股骨头髋臼覆盖面积的增加来增强关节的稳定性。外展肌的力学优势也可通过大转子的横向位移,或者通过髋臼的加深而增加。这些预测已在临床研究中得到证实,颈部长度以及关节中心与大转子末端距离的增加可扩大髋外展和内收肌的力矩范围<sup>[58,103]</sup>。

股骨颈的长度和倾斜度也影响股骨近端产生的弯曲力矩。更长和更加水平倾斜的股骨颈有更大的弯曲力矩。相反,当股骨颈较短或呈垂直倾斜时,弯曲力矩减小,尽管需要较大的外展力来平衡身体的重力,但还是会引起关节反作用力的增加。

数学模型被用来计算髋关节中心解剖位置的变化对髋关节肌肉组织平衡与每块髋部肌力产能有影响<sup>[57,104-107]</sup>。这些计算显示关节反作用力的最小值与关节中心的向内、向下和向前的平移相对应。在这个位置,关节中心更加靠近脚和地面的反作用力作用线,以减小外部必须靠髋关节肌力平衡的额外动量<sup>[57,104-105]</sup>。相反,上方髋关节中心的位移通过改变静息肌肉的长度,来减少外展肌、内收肌、屈肌和伸肌的力矩生成范围<sup>[105-106]</sup>。髋关节中心向上外侧位移后髋关节作用力的升高已经通过加载模拟实验证实,实验中模拟单脚站立和爬楼梯时的髋关节展肌、收肌和伸肌引导的髋部负重。使用这种模拟,单独的关节中心上移位并没有大幅增加髋关节应力<sup>[108]</sup>。这些理论和模拟实验都是建立在不会改变他们在执行活动中关节力应和肌肉变化的假设之上。模拟实验还假设了拮抗肌的收缩贡献是可以忽略的。

## 髋关节炎的病理力学

髋关节炎的典型表现是扁平的股骨头前外侧表面和其相应的髋臼支撑表面。因为股骨和髋臼之间

的正常接触被破坏,所以所述关节表面上的同心或偏心负载增加;随着时间的推移,这会导致局部软骨出现退化<sup>[49,71]</sup>。相比人造关节,正常髋关节受到更大约束,使之更难避免接触力与剪切力带来的破坏,导致活动性下降、髋部连接等问题<sup>[49]</sup>。这通常是髋关节发育不良的一个因素,也是最终导致骨关节炎的因素。但是,最近有确凿证据指出FAI和髋关节炎有关,尤其是在年轻患者中,虽然他们看似拥有正常的关节ROM、关节结构和内部关节压力<sup>[50]</sup>。

髋关节炎的起源一直(尤其在近十年)是一个让人极为感兴趣的研究课题。研究焦点不仅转向治疗髋关节的骨关节炎,而且还转移至髋关节强化结构的异常变化,如软组织、肌腱和关节周围组织的变化,它们可以作为关节稳定性损失和正常生物力学变化引起的退行性变化的前兆<sup>[35]</sup>。一个由Ganz等人提出的假设证明了先前很多诊断为先天性骨关节炎的病例实际上是由“轻微发育畸形”引起的继发性骨关节炎,其在当时因仅使用常规诊断和射线诊断标准而没有得到重视<sup>[49]</sup>。一些研究也开始支持这一假设。最值得注意的是,这轻微发育畸形对后来由FAI引起的关节炎的发展起了至关重要的作用。其他研究还表明了髋臼唇损伤和髋臼后倾与关节炎之间的相关性<sup>[35-36,82-83]</sup>。

## 畸形对关节力的影响

动关节依靠关节力在整个关节面广泛均匀地分布压力来最大限度地减少软骨的内应力。关节的外围结构(例如,髋臼唇)倾向于使关节变深,从而使关节与周围的接触均匀地分布而不是集中分布。这种适度的不一致性对软骨压力和应力有一个显著效果,从受力角度分析,这种效果是有益的。然而,正常关节形态的巨大偏差与内部压力变化和应力的分布相关,也与骨关节炎的发展相联系<sup>[109]</sup>。发育不全的髋关节生物力学特性是一个关注焦点,这很符合逻辑,因为客观上来说浅窄且纵向的髋臼对于达成广泛的负荷分布是不利的。

髋臼发育不良对接触压力的影响,目前已通过各种计算机模拟和实验方法进行了研究。在Genda等人的早期工作中,他们在实验过程中使用三维刚性弹簧模型,计算并比较了大量的正常发育和不良发育的髋关节接触压力<sup>[110]</sup>。刚性弹簧模型具有高效预测局部接触压力的优点,但是稍过度简化了软骨真正的力学反应。正常的髋关节,接触压力基本平

均分布在接合表面；而在发育不良的髋关节，压力则集中在髋臼的外侧边缘。他们预测接触压力与髋臼的前端和侧向的覆盖有着强烈的负相关性。之后，Tsumura 等人根据患者具体的 CT 数据，提供了进一步的刚性弹簧优化模型<sup>[111]</sup>。这些模型分别预测正常髋关节和发育不良髋臼缘的最高压力为 2.5 MPa 和 5.3 MPa。这时要提醒读者，正常大气压力约 0.1 MPa。同样，计算机辅助规划髋关节手术已发展至具有功能预测的特性。Hipp 等人显示发育不良的髋关节接触压力可比正常关节高 25%<sup>[112]</sup>。他们还强调了三维髋臼构象对关节压力的复杂影响（例如，尽量减少行走时的应力，重新定向可能会提高爬楼梯时的应力）。

最近，三维有限元模型的开发使得表面接触压力和内部软骨应力的预测更准确。利用患者模型，Rissell 等人完成了一项深入的研究<sup>[113]</sup>。他们研究了在一个完整步态周期中的积累接触压力。发育不良和无症状髋关节接触压力峰值为 3 ~ 10 MPa（图 1-11）。这项研究的独特之处在于模拟预测了终生积累的负荷压力。在髋关节发育不良的情况下，积累压力的大小有着实质性差异，为长期过载和退行性 OA 的假设提供了一个潜在的病理机制的联系。这项研究还强调，除了总的形态差异，小骨骼的不规则形态也可引起局部压力升高<sup>[113]</sup>。随后的计算模型还对关节形态、日常负重与软骨接触压力和应力之间的关系提供了更深入了解。

发育不良的髋关节应力升高的潜在因素——升至 100% 甚至更高——包括股骨头外侧覆盖率的降低、关节中心在水平方向上更加分散、骨盆更宽以及内侧位置的股骨大转子。Daniel 等人研究了在水平步行和下楼梯时髋关节侧向覆盖和前倾对其压力的影响，并证明了与水平行走相比，在下楼梯时接触应力在正常髋关节和发育不良关节中分别显著增加了 70% 和 115%<sup>[114]</sup>。这提醒我们要充分了解髋关节日常各种负荷的情况才能完全明白髋关节内部负重情况。有兴趣的读者可以去搜索关于体内关节负荷数据的公共访问数据库，这个数据库具有海量数据，都是过去的 20 年中，由柏林自由大学研究人员在 Oskar-Helene-Hein 原生物力学实验室（现在叫 Julius Wolff 研究所）收集的（<http://www.orthoload.com>）。

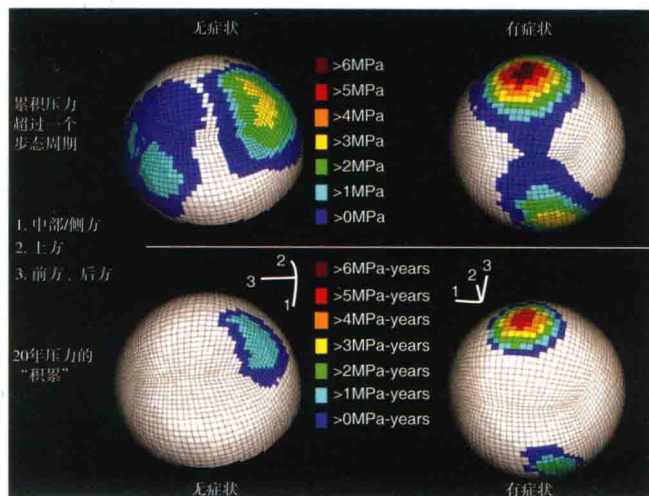


图 1-11 预测累积接触压力症和正常髋关节的内部空间分布。观察 1 个步态周期内的计算值（上图）；20 年压力的“积累”（损伤阈值 = 2MPa）（下图）（From Russell ME, Shivanna KH, Grosland NM, Pedersen DR: Cartilage contact pressure elevations in dysplastic hips: a chronic overload model. J Orthop Surg Res 1: 6, 2006.）

软组织损伤与变性是髋臼边缘发育不良和与之相关的焦点过载所产生的不可避免的结果。在髋关节撞击时，髋臼唇因反复嵌塞和挤压而损伤，而发育不良的髋臼唇则必须承受较高的剪切力和拉伸应力。髋臼唇往往是关节的“最后一道防线”，并提供给侧向半脱位一些残留的阻力。其结果是，虽然从没有髋臼覆盖和盂唇肥大有直接关系的报道，但我们通常会在发育不良的髋关节中观察到髋臼唇肥大<sup>[115]</sup>。在发育不良的髋关节中，髋臼边缘上前侧区的髋臼唇损伤比较容易被观察到；这非常符合计算机对关节焦点负荷过载的预测<sup>[74]</sup>。临床观察提供了强有力的证据，表明髋臼缘超负荷直接导致软骨变性和髋臼唇破裂<sup>[85,117]</sup>。在 80% 的发育不良患者中可以观察到髋臼前端软骨变薄，这对股骨头向前和向上的移动能力有着生物力学相关后果<sup>[118]</sup>。最终，髋臼具有由很好的侧向覆盖一致性所提供的稳定性，这也是关节的周围软组织不足以替代的原因；因此，进行髋臼重新定位手术一直是符合生物力学的治疗髋关节发育不良的合理方案。

（参考文献参见书内所附光盘）

# 人工髋关节生物力学

Georg N. Duda · Christian König · Georg Bergmann · Stephan Tohtz ·

Carsten Perka · Markus O.W. Heller

(周广全 魏秋实 译 钦逸仙 审校)

### 关键点

- 肌力在关节负荷中具有不可或缺的作用。如果在生物力学分析中忽略了主要肌肉的机械作用,则关节接触力往往会被低估,股骨的拉伸和压缩应变经常被高估,而扭转的作用却更容易被忽略。
- 恢复髋关节中心到它的解剖位置,特别是内外侧的位置,使髋关节具有最小的接触应力,避免对其产生不利影响。
- 股骨柄的定位对假体在体内长期的使用是非常重要的。在确定覆盖的骨水泥应力时,股骨前倾角的作用大于假体的偏心距,因此它被认为是影响初次全髋关节置换术长期临床疗效的重要参数。如果股骨假体的定位和设计发生改变,那么就能够引起骨水泥应力的大幅增加,尤其在股骨距等关键区域是非常明显的。
- 股骨柄前倾角和偏心距均增加使骨水泥出现严重的应力集中,尤其是爬楼梯活动时更加明显。因此,应仔细操作避免股骨前倾角过大,特别是在使用大偏心距或大股骨前倾角的骨水泥柄时应更加注意。
- 使用短柄假体可能有利于微创手术操作,尽管它具有固定股骨近端的作用,但应力屏障仍然可能出现。
- 非骨水泥短柄假体移位使股骨近端内部应力发生微小的变化,引起股骨柄的前倾角或有效偏心距发生适度的改变。假体植入可引起皮质骨应变力产生更大的变化。
- 在伴有股骨颈病理性前倾角的发育不良合并髋关节骨关节炎的病例中,从生物力学的角度来看,使用短柄假体来重建解剖前倾角的能力是有限的,可能引起髋关节接触力增高以及股骨载荷过大。

### 引言

人工髋关节的长期使用受到很多因素影响,包括假体的设计<sup>[1-2]</sup>、周围骨密度<sup>[3]</sup>、患者的活动程度<sup>[4]</sup>,以及假体定位等手术方面的因素<sup>[5]</sup>。此外,广泛认为因关节几何形状改变而进行的髋关节置换术对关节功能<sup>[6]</sup>、初始稳定性<sup>[7]</sup>及骨重建<sup>[8]</sup>会有一定的影响。

为了改善关节置换术的长期生存率、尽量缩短康复时间,对关节的生物力学有基本的了解是很有必要的。在翻修的病例中更能说明这个问题。如果人工髋关节假体的几何形状与病变关节术前的形态不同,可能导致关节力学边界条件发生明显的改变。在全髋关节置换术中,外科医生的目标通常是将肌肉骨骼结构调整到特定几何形态,使关节具有最佳的功能和载荷。然而,如果对体内肌肉骨骼载荷没有详细的了解,很难对这些术中所做的改变进行短期或长期效果预测。

本章的目的是提供人工髋关节生物力学的基本知识以及评估关节几何形态发生改变后可能出现的后果。尽管本章所介绍的复杂的生物力学分析可能在日常临床实践中难以实施,但对肌肉骨骼的力学特点有基本的了解可能帮助临床医生结合生物力学原理对患者进行个性化治疗。本章还旨在提高临床医生对关节置换术前计划重要性的认识。尽管关节几何形态的重建方法、计划手术用的工具,甚至导航系统的应用是术前要考虑的常见问题,但人工关节生物力学还未被纳入全髋关节置换术临床实践中的常规考虑要点。

充分理解关节几何形状改变后的生物力学效果,必须评估关节的内部载荷状态。关节和长骨中载荷的传递状况长期以来被认为对临床疗效评价和生物力学分析非常重要<sup>[9]</sup>。然而,股骨的载荷条件的说

明通常被过度简化为只作用在股骨头上的髋关节接触力。这容易留下一种印象,即力在骨中传导并留在骨的远端末梢。这个概念极大地影响了疲劳试验<sup>[10]</sup>、假体初始稳定性评估<sup>[11]</sup>以及重建分析<sup>[12]</sup>中所使用的实验参数的设计。如下面进一步详述的内容,肌肉骨骼载荷在体内的测量和数据分析显示通过肌肉的连续性运动,整个长骨中的载荷传递发生了改变。因此,要了解股骨载荷的状态,则要修正原有误解,全面反映关节接触应力和肌肉运动的密切关系。

## 髋关节的基础科学

### 髋关节肌肉骨骼的载荷条件

#### 背景

了解人体外部载荷及其所对应的内部载荷对获取人工髋关节所承受载荷的详细信息是至关重要的。因为这些内部和外部的载荷定义了关节中的力学边界条件,这些知识为观察和了解骨愈合和骨重建过程中所发生的生物学反应提供了基础<sup>[13-14]</sup>。

1870年,Julius Wolff第一次描述了解剖结构中关于载荷、应力和应变之间存在的相互关系;他后来证明了这个描述,形成了所谓的Wolff定律<sup>[15]</sup>。根据Wolff的研究,Koch出版了第一部分分析测定长骨载荷条件的著作<sup>[16]</sup>。之后,Pauwels首次描述了肌肉在长骨负载情况下具有显著的作用<sup>[17]</sup>。Pauwels利用外展肌和髂胫束,阐明了肌肉力量可以降低骨中的内部载荷。在许多例子中,Pauwels也阐明了通过检测长骨横截面中拉伸和压缩应变的面积,解释肌肉和肌腱如何抵消因体重的作用在髋部产生的弯矩力矩<sup>[18]</sup>。

尽管肌肉在骨力学载荷中有巨大贡献,但对体内产生的实际力量却难以估量。直接测量体内所有肌肉力量的协同作用是不可能的,因为伦理学因素不鼓励对人体使用有创的检测方法。因此,使用计算机分析是评估肌肉力量复杂分布的唯一方法。

在各种不同的研究中,最优化的算法被用于解决髋关节分布问题和模拟载荷状态<sup>[19-30]</sup>。一种常用的验证这些模型的方法是将利用模型计算的肌肉活动方式与肌电图测量的肌肉活动方式进行对比。然而,这种方法不允许对肌肉骨骼载荷状态进行定量验证。仪器植入可以测量个别患者在不同运动状态

下的髋关节接触应力<sup>[31-37]</sup>。预测肌肉骨骼载荷状态的另一个验证方法是将计算的髋关节接触应力与体内测量的力量进行对比。Heller<sup>[38]</sup>及Brand<sup>[34]</sup>分别和他们的同事对髋关节置换术后髋关节的接触力进行测量,并与相同患者的计算机模型进行对比。后者研究测量了术后58天的髋关节接触力,并对术后90天进行步态分析。因此,对测量和计算的髋关节接触应力进行一个循环周期的对比是不可能的。而Heller和他的同事<sup>[38]</sup>使用测量和计算的髋关节接触力进行一个循环周期的对比,因而对人工髋关节生物力学有了基本的认识。

#### 内部载荷状态测定

要解析体内肌肉骨骼的载荷状态,必须对四肢运动和外部载荷有所了解。可以通过步态分析来获取相关信息,通过下肢运动可计算地面对足的反作用力,甚至可以针对大型患者人群获得数据<sup>[39]</sup>。基于对个体运动和外部载荷的测量结果,可以采用逆运动学方法计算关节反作用力<sup>[40]</sup>。在这里,关节载荷代表因肌肉运动导致关节承受的所有力量和运动的总和。随着最优化算法的使用,找到了一个相对合理的、解决力量和运动平衡的肌肉运动模式<sup>[19,41]</sup>。然而,对这些数据分析结果进行体内验证以证实结果的合理性是非常必要的<sup>[34]</sup>。针对这点,Bergmann和他的同事开发了一种植入式遥感探测器,用于获取体内数据<sup>[42]</sup>。

Heller和他的同事随后在他们的研究中采用这种方法将遥感探测器植入到髋部以测量髋关节接触力,并验证了通过肌肉骨骼模型计算的结果<sup>[38]</sup>。关于下肢肌肉骨骼模型<sup>[33]</sup>、计算肌肉和关节接触应力<sup>[43]</sup>及步态分析数据搜集<sup>[42]</sup>的详细内容在相关文献中已有明确报道,在这里仅简单介绍。研究选用了甲、乙、丙、丁4个THA患者,于术后(11~31个月)将遥感探测器植入髋部。对于所有4名患者,根据CT扫描和影像学表现(骨盆宽度和深度,股骨、胫骨和足的长度)进行个体解剖学测量。另外,记录股骨颈长、颈干、颈干角和前倾角。对步行和爬楼梯进行步态分析(如地面反作用力、肢体节段的位置、速度和加速度),同时测定体内髋关节接触力<sup>[42]</sup>。一个包含骨表面和肌肉的人体下肢的计算机模型(CT数据,可视化人体计划,国家医学图书馆)已发明(图2-1)。在合适的部位,肌肉覆盖在骨的周围。然后,将模型按照比例进行缩小以匹配4位患者的个