

活動中の股関節に作用する力の解析

Analysis of the Forces on the Hip during Activity

CHAPTER CONTENTS

片脚立位時の運動学	740
動的条件下での力の解析	746
力解析の実際的な応用	748
要約	748

前 2章では、股の骨と関節の構造的詳細と股関節の単関節筋群の機能的分析を与えた。また、これら2章では股関節の病態力学についても記した。股関節が支持する負荷の大きさと方向および持続時間は、構造と機能および病理学の間の、股関節の活動に影響する関連を与える。本章では、静的および動的活動時に生じる股関節への負荷について検討する。本章の目的を以下に記す。

- 片脚立位時に股関節が支持する力の2次元解析を提示すること
- 股関節に作用する力の大きさに影響する因子を調べること
- 動的活動時に股関節に作用する負荷を調べること
- 活動時に大腿骨頭に作用する負荷について議論すること
- 股関節における力の解析の臨床との関連性について考察すること

片脚立位時の運動学 KINETICS OF SINGLE-LIMB STANCE

BOX 40.1に片脚立位時に生じる力についての単純化した数学解析を示した。片脚立位に影響する因子を理解することは、歩行や走行といった動的活動の股関節に与える影響を理解するための前提である。片脚立位に要求される課題は、頭部-腕-体幹および対側下肢の重量（HAT-L重量）を立脚下肢上でバランスをとることである。第1章で述べたが、ある物体が直立位を維持するには、その物体の重心を通る鉛直線がその物体の支持基底面内に入っていなければならない。これは、直立姿勢をとる人の場合には、HAT-Lの重心が支持脚の鉛直線上に位置する必要があることを意

味する。したがって、その人は骨盤を支持脚側に移動させて重心を支持基底面内におき、支持脚の股関節を内転位にする（図40.1）。HAT-L重量は立脚下肢に内転モーメントを生み、骨盤を遊脚側へ下げる。そして、外転筋群は内転モーメントに拮抗するために骨盤を引っ張り続ける。臨床家が片脚立位という課題を理解するには、(a)骨盤を支えるための外転筋群の筋力はどのようなものか、(b)片脚立位時に骨頭にかかる関節反力はどのようなものか、という2つの疑問に答えられないといけない。

BOX 40.1にある大腿骨の2次元自由体図はこの課題に関係する主要な力を示している。ここで各々の力が引き起こす回転力を見分けておくことは有用であ



EXAMINING THE FORCES BOX 40.1

片脚立位時の2次元解析

問題：

- 片脚立位で支持した際に必要な外転筋力はいくらか？
- 片脚立位の時に大腿骨頭へかかる力はいくらか？

これらの問題を解くためには、以下の静的な平衡状態が必要となる。

$$\Sigma M = 0$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$\Sigma F_y = 0$$

変数については以下のように定義される。

d_1 ≡ 回転中心（股関節中心）から外転筋作用線までの垂線の距離

d_2 ≡ 回転中心（股関節中心）から下肢質量による作用線までの垂線の距離

d_3 ≡ 回転中心（股関節中心）から床反力（GRF）作用線までの垂線の距離

W_L ≡ 下肢の質量は体重（ W ）の約1/7

GRF ≡ 立脚側の足から生じる床反力は体重（ W ）に相当

F ≡ 外転筋力

F_x, F_y ≡ 外転筋力のx成分, y成分

J ≡ 大腿骨頭に作用する関節反力

J_x, J_y ≡ 関節反力のx成分, y成分

これらの数量はX線像から計測することができるため、既知の数量とみなすことができる。体重もまた既知の数量である。したがって不明な数量は、外転筋と関節反力である。これらの数量を使用して、片脚立位時の静的平衡方程式を記すことができる。モーメントの方程式は外転筋力を決定するのに利用される：

$$\Sigma M : (GRF \times d_3) - (W_L \times d_2) - (F \times d_1) = 0$$

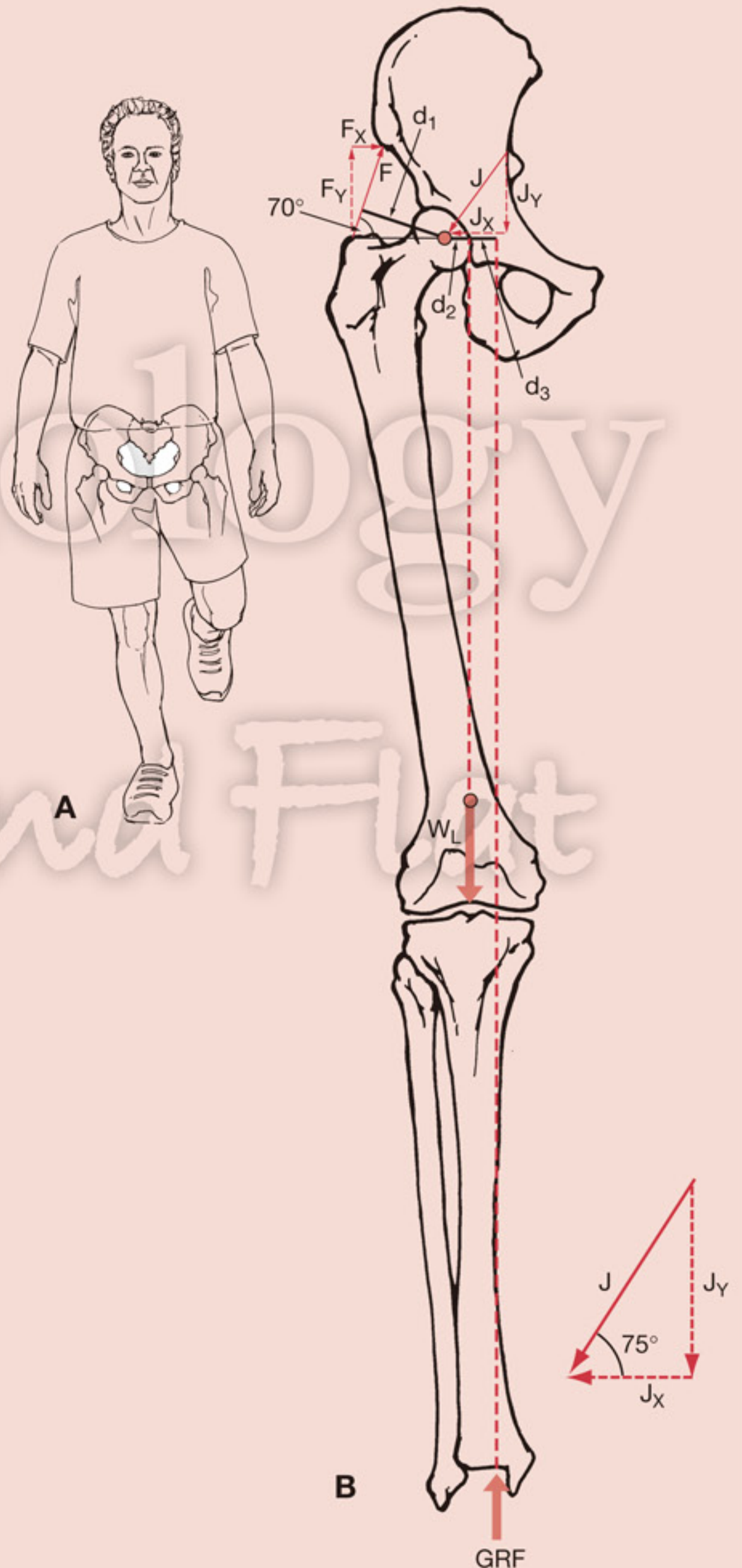
GRFと L に既知の数量を代入すると：

$$(W \times d_3) - (1/7 \times W \times d_2) - (F \times d_1) = 0$$

$$6/7 \times W \times (d_3 - d_2) = F \times d_1$$

$$W \times (d_3 - 1/7 d_2) \times 1/d_1 = F$$

d_2 は非常に短く、 d_3 は d_1 の約2倍である。これらの数量はX線像から入手できるが、体格によって異なる。しかし d_1 と d_3 は約1～3インチである。したがって F の大きさは、体重の約1.5～2倍となり、片脚立位に必要な外転筋力は体重の1.5～2.0倍となる。



(続く)

EXAMINING THE FORCES BOX 40.1 (続き)

$F = 1.5W$ と仮定すると、静的平衡方程式は大腿骨頭に作用する力を算出するのに利用される：

$$\begin{aligned}\Sigma F_x : F_x + J_x &= 0 \\ J_x &= -F_x\end{aligned}$$

$F_x = F (\cos 70^\circ)$ なので、 F を $F = 1.5W$ に置き換えると：

$$\begin{aligned}J_x &= -1.5W (\cos 70^\circ) \\ J_x &= -0.5W \\ \Sigma F_y : F_y - W_L + GRF + J_y &= 0\end{aligned}$$

$F_y = F (\sin 70^\circ)$ なので、 F を $F = 1.5W$ 、さらにその他の変数も既知の値に置き換えると：

$$\begin{aligned}J_y &= -(1.5W (\sin 70^\circ)) + 1/7W - W \\ J_y &\approx -2.4W\end{aligned}$$

ピタゴラスの定理より：

$$\begin{aligned}J^2 &= J_x^2 + J_y^2 \\ J &\approx 2.5W\end{aligned}$$

三角関数を用いて J をあらわすと：

$$\begin{aligned}\cos &= J_x/J \\ &\approx \text{水平軸から } 75^\circ\end{aligned}$$

る。床反力は、体重と同じ大きさであるが、立脚下肢を鉛直上向きに押し上げて股関節に内転モーメントを加える。そして立脚下肢を股関節のまわりの反時計回りに回転させる、あるいは、股関節を内転させようとする。支持脚の重量は、脚の重心に鉛直下向きに作用

し、股関節の外転モーメントを産生する。そして股関節を時計回りに回転させようとする。大転子に作用する外転筋群は股関節に外転モーメントを加える。関節反力は関節軸に直接作用するので、モーメントアームはゼロで、モーメントは生じない。HAT-L重量は個別には自由体図に入れていないが、それは関節反力の一部である。実際、関節反力はHAT-L重量だけでなく筋の張力による影響も受けている。静的平衡条件を加えると、静止片脚立位を維持するのに必要な外転筋力の計算が可能となる。

この問題の解は、片脚支持期にHAT-L重量を支えるのに外転筋は体重の約2倍の張力を発揮し、そして、大腿骨頭への関節反力は体重の約2.5倍になることを明らかにした。似通った値の負荷が片脚支持期で報告されている[2,13,25]。これらの負荷の大きさが大腿骨頭の関節軟骨が生体内で最も厚い理由を臨床家に説明している。

これら負荷が大きいことの説明は床反力と外転筋群のそれぞれのモーメントアームの比較のなかに見つかる。HAT-L重量の重心を足部上に維持するために、被験者がつかう外側偏移は回転中心である股関節を外側へと移動させ床反力から遠ざける役目もするので、床反力のモーメントアームは増加する。対照的に、股関節の外転筋群のモーメントアームはほとんど一定で、床反力のモーメントアームのそれと比べて非常に小さく、外転筋群を力学的不利にする。それゆえ、床反力の効果と均衡を保つには、外転筋群に大きな収縮力を求めなければならない。

同様の解析から、杖を対側の手にもつことで股関節

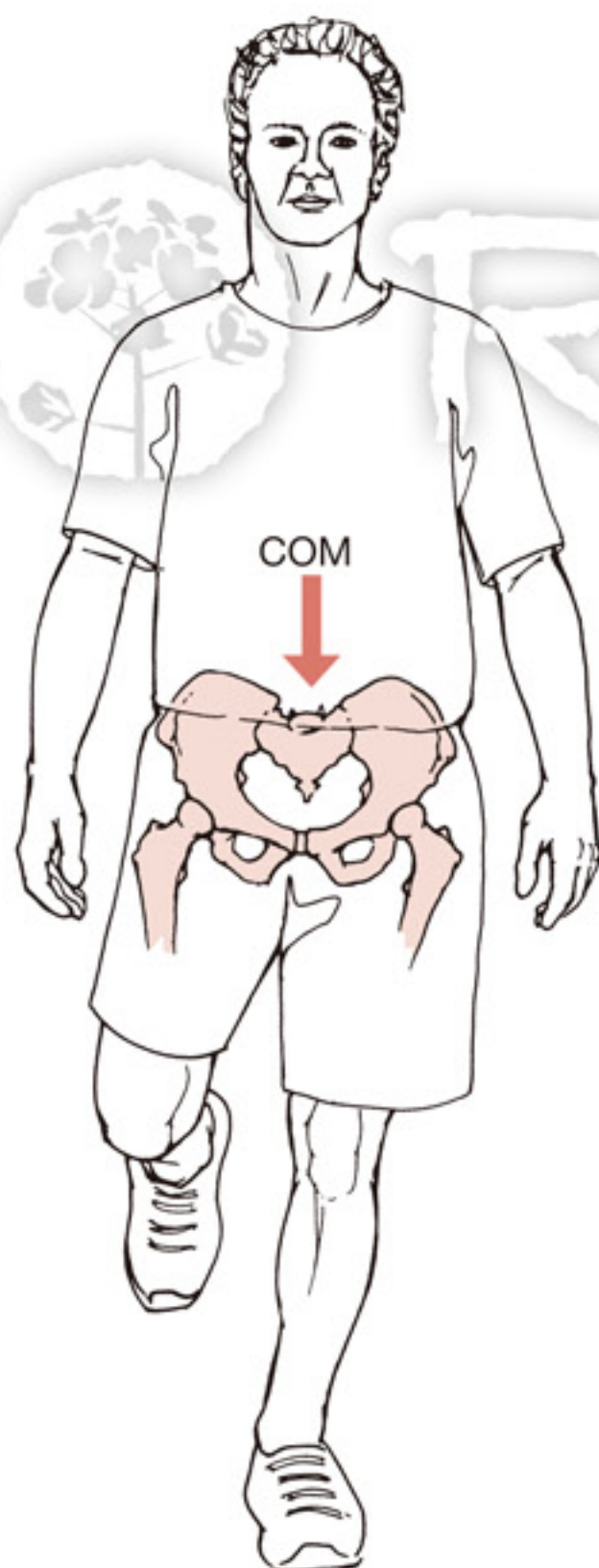


図40.1：片脚立位時には、質量中心（COM）を支持基底面内に保持するために骨盤を外側へ移動させる。



EXAMINING THE FORCES BOX 40.2

健側上肢で杖を使用した際の片脚立位時の
2次元解析

問題：

- 健側上肢で杖を使用した際、片脚立位を支持するのに必要な外転筋力はいくらか？
- 健側上肢で杖を使用した際、大腿骨頭へかかる力はいくらか？

これらの問題を解くのに必要な静的平衡状態は図38.1と同様である。

$$\Sigma M = 0$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$\Sigma F_y = 0$$

杖によって体重の15%が支持されており、一側下肢には85%が作用している。

変数は以下のように定義される。

d_1 = 回転中心（股関節中心）から外転筋作用線までの垂線の距離

d_2 = 回転中心（股関節中心）から下肢質量による作用線までの垂線の距離

d_3 = 回転中心（股関節中心）から床反力（GRF）作用線までの垂線の距離

W_L = 下肢の質量は体重（ W ）の約1/7

GRF = 立脚側の足から生じる床反力は体重（ W ）の85%に相当

F = 外転筋力

F_x, F_y = 外転筋力のx成分, y成分

J = 大腿骨頭に作用する関節反力

J_x, J_y = 関節反力のx成分, y成分

これらの数量はX線像から計測することができるため、既知の数量とみなすことができる。体重もまた既知の数量である。したがって分からない数量は、外転筋と関節反力である。これらの数量を使用して、片脚立位時の静的平衡方程式を記すことができる。モーメントの方程式は外転筋力を決定するのに利用される：

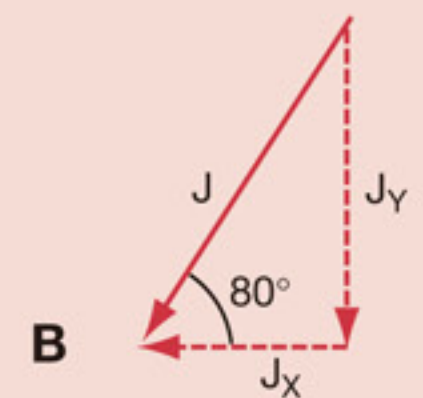
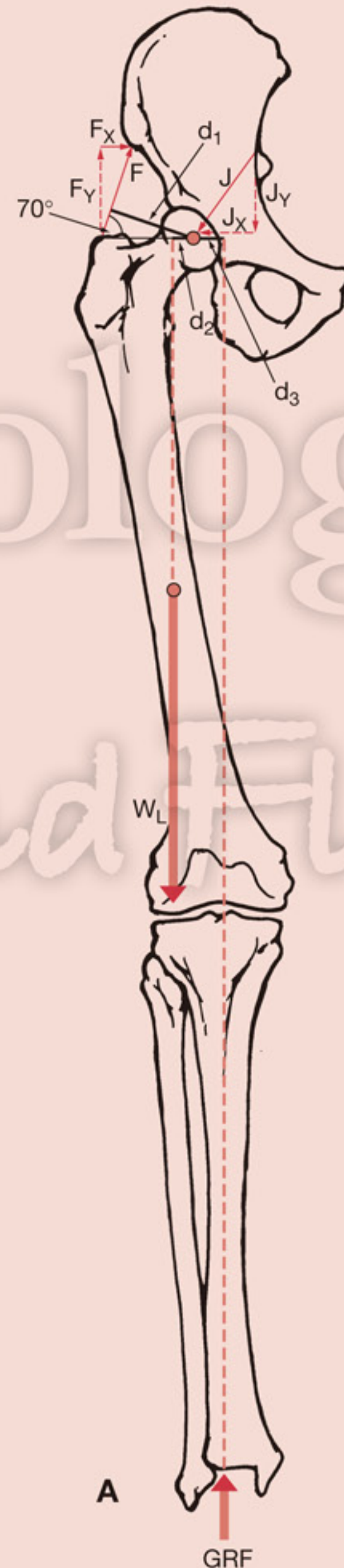
$$\Sigma M = (GRF \times d_3) - (W_L \times d_2) - (F \times d_1) = 0$$

GRFと W_L に既知の数量を代入すると：

$$(0.85 \times W \times d_3) - (1/7 \times W \times d_2) - (F \times d_1) = 0$$

$$0.99 \times W \times (d_3 + d_2) = F \times d_1$$

$$0.99W \times (d_3 + d_2) \times 1/d_1 = F$$



(続く)



EXAMINING THE FORCES BOX 40.2 (続き)

d_2 と d_3 は非常に短く、それらの合計は d_1 よりも短い。図40.1と同様、これらの数量はX線像から入手できるが、体格や杖をつく位置によって異なる。 d_1 が d_2 と d_3 の合計の2倍であればモーメントの大きさは体重の約0.5倍となり、健側の手で杖を使用したときの片脚立位に必要な外転筋力は、杖なしの場合の1/3に相当する。

$F = 0.5W$ と仮定すると、静的平衡方程式は大腿骨頭に作用する力を算出するのに利用される：

$$\begin{aligned}\Sigma F_X : F_X + J_X &= 0 \\ J_X &= -F_X\end{aligned}$$

$F_X = F (\cos 70^\circ)$ なので、 F を $F = 0.5W$ に置き換えると：

$$J_X = -0.5W (\cos 70^\circ)$$

$$J_X \approx -0.17W$$

$$\Sigma F_Y : F_Y - L + GRF + J_Y = 0$$

$F_Y = F (\sin 70^\circ)$ なので、 F を $F = 1.5W$ 、さらにその他の変数も既知の値に置き換えると：

$$J_Y = - (0.5W (\sin 70^\circ)) + 0.14W - 0.8W$$

$$J_Y \approx -1.12W$$

ピタゴラスの定理より：

$$J^2 = J_X^2 + J_Y^2$$

$$J \approx 1.13W$$

三角関数を用いて J をあらわすと：

$$\cos = J_X / J$$

$$\approx \text{水平軸から } 80^\circ$$

にかかる負荷が減少するという効果に関する考察が可能である (BOX 40.2)。杖使用の利点は、足部下からの床反力のモーメントアームへの杖の効果にある。重

心を支持基底面内に投影して立つという基本的な課題は同じである。ところが、対側についた杖が支持基底面を広くするために、より直立姿勢が保持しやすくなる (図40.2)。結果的に支持脚が同側股関節の鉛直下方のより近くに位置し、床反力のモーメントアームが杖を使わずに立っているときよりも小さくなる。静的平衡での計算から、対側での杖使用は必要とされる外転筋力を約50%減少させることや、関節反力を体重の約1.13倍にする、つまり、杖を使用しないときよりも50%減少させることが明らかになる。これらのデータは、半世紀以上前にDr.William Blountが提唱した“杖を放棄するなかれ”という訓示へのエビデンスを与えている[7]。

一般には障害のある側 (患側) の対側に杖をつくべきことを学習する。ところが杖や片松葉杖について歩行する患者を何気なく観察していると、多くの人が問題をかかえる下肢と同側にある手で杖を使っていることがわかる。このことは患側あるいは健側に杖をつくことの力学的な意味を検討する上で役に立つ。図40.3は、杖を患側につくとき杖にかかる床反力が、HAT-L重量によって生じる股関節の内転モーメントを増加させることを示している。つまり、患者が患側に杖をつくことで利益を得るためには、外転筋への要求を低下させ、それゆえ関節反力を減少させる他の機構を利用する必要がある。患側に杖をついた場合には、杖についていないときと比べて支持基底面が股関節の外側

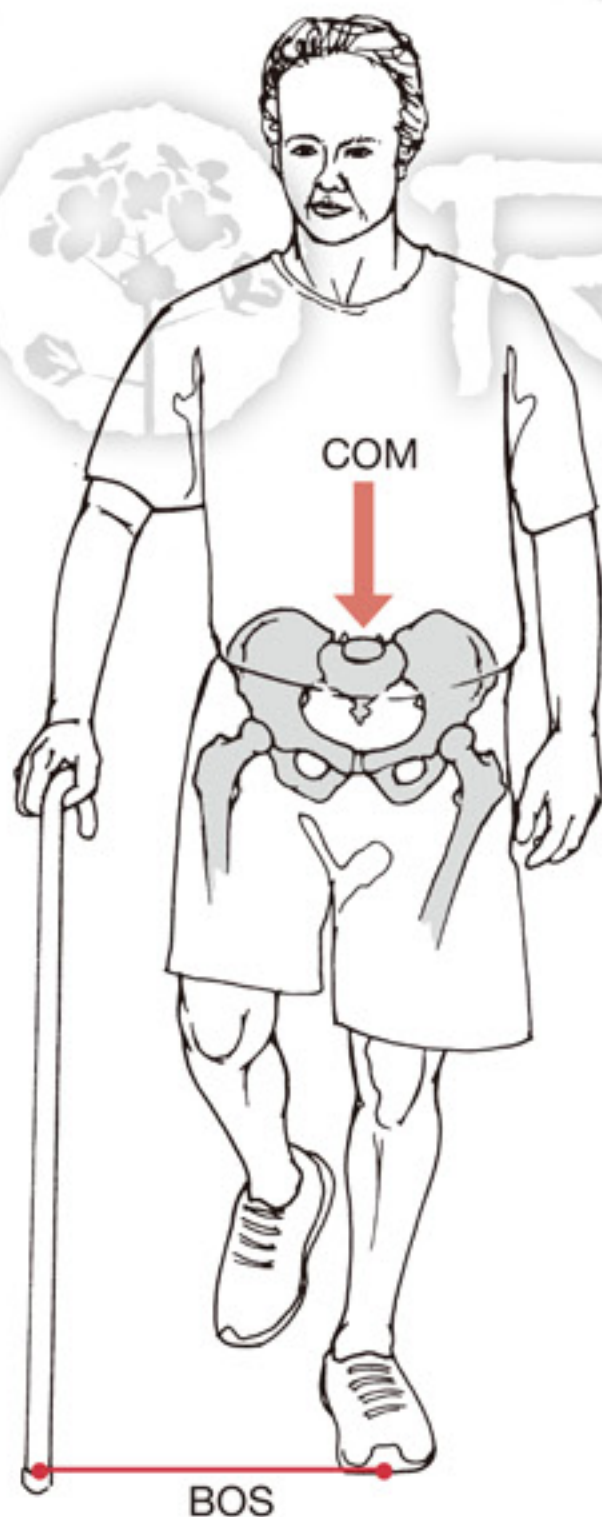


図40.2：健側の手で杖を使用した際の片脚立位では、より広くなった支持基底面 (BOS) 上に質量中心 (COM) を保持した状態でより直立姿勢をとることができる。

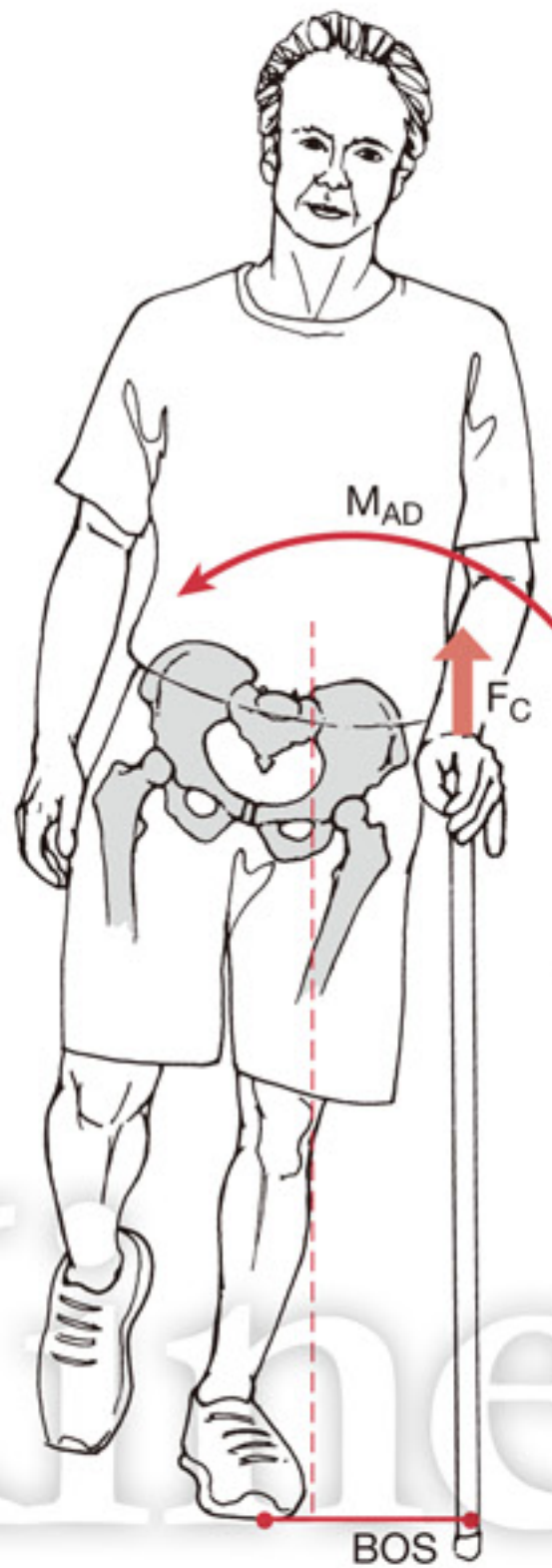


図40.3：患側の手で杖を使用した片脚立位の場合、杖による床反力が体幹に対する内転モーメント (M_{AD}) として作用する。

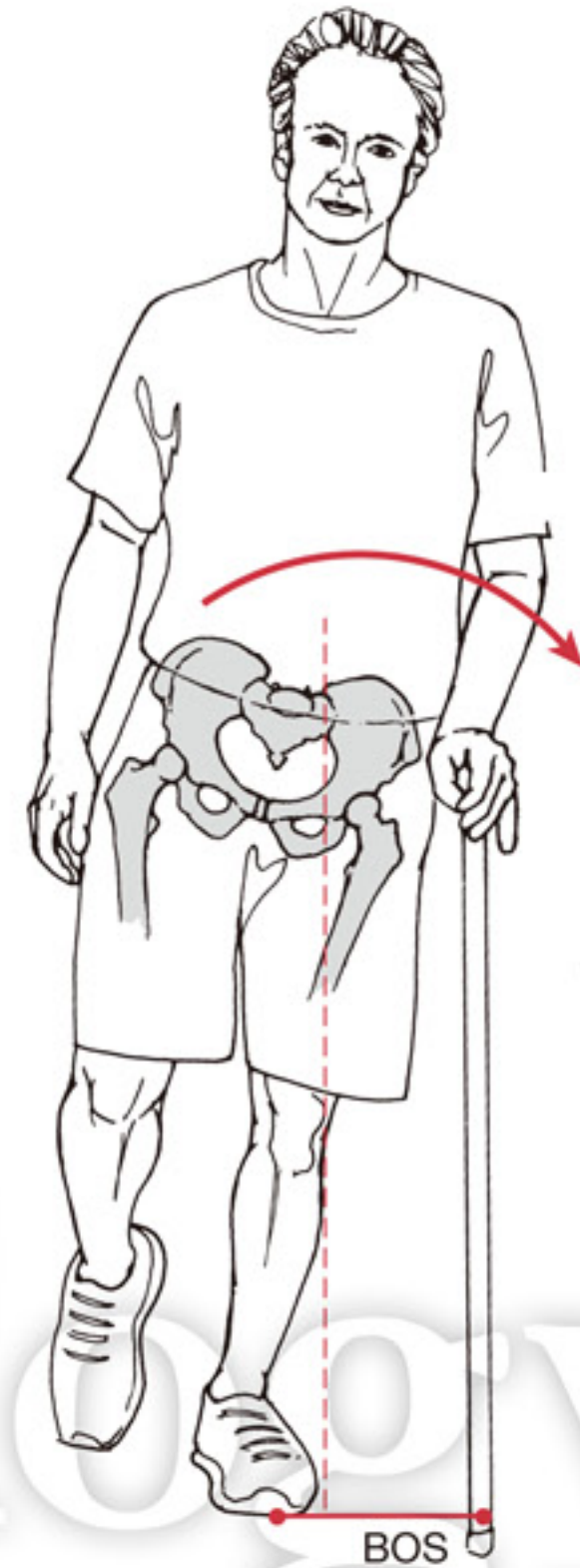


図40.4：患側で杖を使用したことで支持基底面が立脚側の股関節の外側に位置した場合、杖を使用しないときと比較してより外側へと傾斜してしまう。

に広がる。したがって、歩行時にこの広がった支持基底面上に重心を投影させるためには、患者は杖を健側についていた場合よりも患側に杖をついた場合により外側へ体幹を傾ける必要がある(図40.4)。支持脚と杖より上方の体幹の外側傾斜が増すと、内転モーメントへのHAT-L重量の寄与が減少し、それゆえ外転筋への要求が減少する[28]。しかし、傾斜の増大は体の残りの部分により多くの作業を要求することになり、腰椎や膝・足関節といった隣接する関節への負荷を増やす可能性がある。Chanらは変形性膝関節症をもつ14名の女性で、患側に杖をついた場合には、健側に杖をついた場合や全く杖を使用しなかった場合に比べて、実際により大きな股関節外転筋モーメントが生じたと報告している[8]。

外側傾斜が増加すると、患者は杖でより多くの体重を支えることを余儀なくされる。杖にかかる荷重量の増加は、手根管症候群のような上肢の過用症候群を生む危険性がある。この分析は、患側より健側に杖をつくことが股関節疾患患者にとって明確で大きな利点があることを意味している。

あることを意味している。患側の手で杖を持つのが直感的のようにみえるため、臨床家にとって、この分析は患者に最適な杖の使用についての指導をする場合に患者を納得させるだけの真のエビデンスを提供してくれる。

Clinical Relevance

臨床との関連

杖を使っでの歩行練習

歩行時の股関節にかかる負荷の力学的解析や、股関節外転筋群の筋電図の直接評価が患側とは対側で杖を使ったときの利点を示している。杖の使用方法を個々患者に十分に指導することで、手関節や手、腰部や膝関節など他の部位への二次的な障害から患者を保護するかたわら、杖が有する潜在的な効果をあげることができる。

杖使用の有無での立位の力学解析は、大腿骨頭にかかる関節反力が必要とされる筋力の働きであることを示している。筋電図(EMG)の解析から、杖なしの

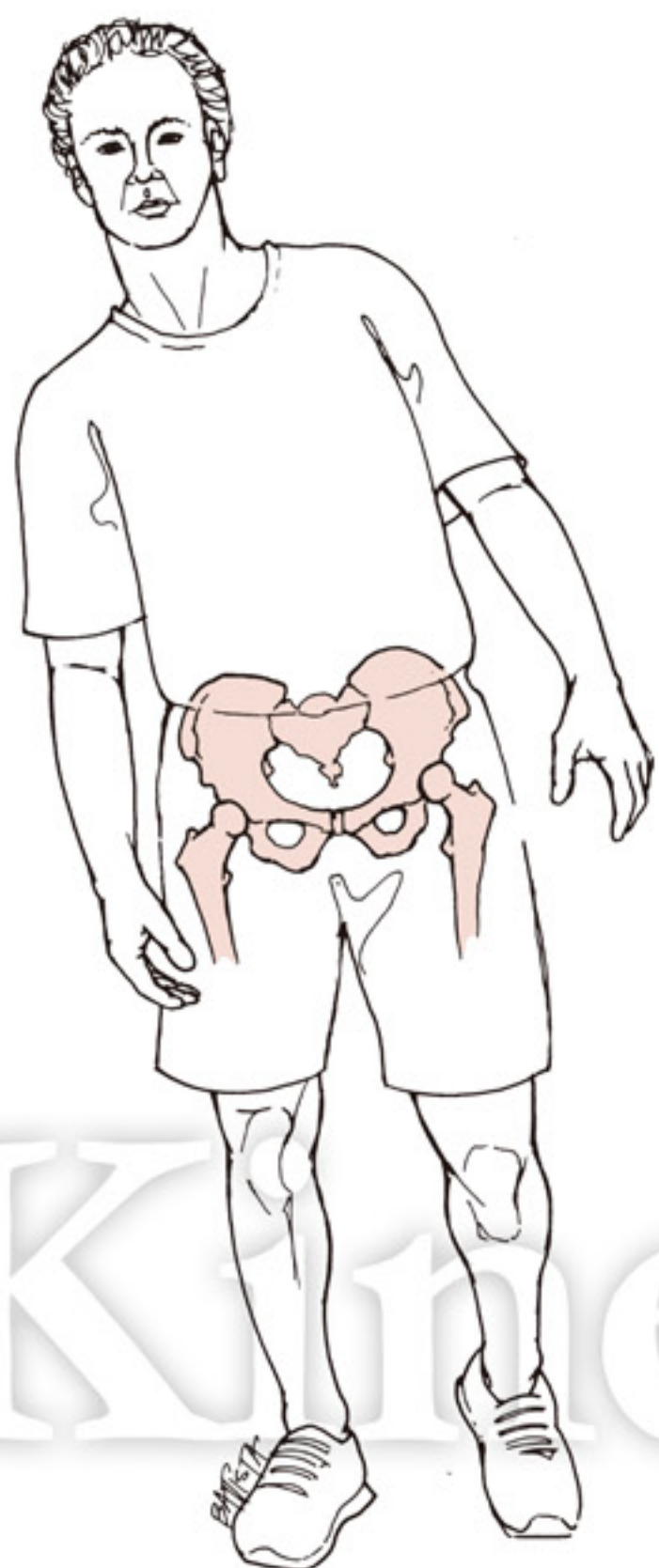


図40.5：中殿筋歩行では、患側で支持している際に外側へ傾斜させて股関節の方に質量中心を移動させ、立脚側の股関節外転モーメントを産生している。

場合と比較して、健側で杖を使用する歩行時に股関節外転筋群の筋活動が30%減少することがわかっている[27]。杖の使用は床反力による外部モーメントを減らし、それによって、股関節外転筋に必要とされる力が減少する。第39章では、股関節外転筋の筋力低下の影響について議論し、古典的な**中殿筋跛行 (gluteus medius limp)**について述べた。この跛行では、患側での片脚立位時に対象者は支持脚で外側に傾斜して重心を動かし、その結果、HAT-L重量が股関節に外転モーメントをつくって弱化した外転筋群に対する要求を取り除く(図40.5)[42]。この場合も中殿筋跛行は外部モーメントを減らす利点を示す。股関節痛をもつ患者は、これと同じ歩行パターンを使って外転筋力を少なくすることによって、疼痛のある股関節への負荷を減少させている[18,19,26]。この場合、歩行パターンは**有痛性歩行 (antalgic gait)**と呼ばれ、疼痛に起因することを示している。

前のいくつかの例は、外転モーメントを減らすこと

で外転筋群の筋力を減らすものであった。外転筋群に要求される筋力はモーメントを生成する筋の能力を向上させることでも減らせる。具体的には、モーメントアームを変えることで筋の力学的有利性を得ることができる。第38章では、内反股変形や外反股変形が外転筋群のモーメントアームに与える影響について考察した。内反股変形は外転筋群のモーメントアームを増加させることが多いが、外反変形は外転筋群のモーメントアームを減少させる。本章で示す力学解析は臨床でこれらの状況が生じたとき動作のメカニズムのより完璧な説明を与える。数学モデルは大転子の位置の外科的手術による移動が外転筋群のモーメントアーム、したがって股関節の関節反力に及ぼす結果を立証している[20]。大転子の外側移動は外転筋群のモーメントアームを増加させ、その結果、収縮で生成されるモーメントにかなりの増加をもたらす。するとこれが、片脚でHAT-L重量を支持するために必要な筋力を減少させ、さらには関節反力を減少させる。同様な理由で大転子の内側移動は関節反力をかなり増加させると思われる。

Clinical Relevance

臨床との関連

外科的手術によって筋の力学的優位性を変える

外科医は力学解析の基本的概念を応用して筋の力学的優位性を改善し、骨切り術、さらには全人工関節置換術のような股関節再建術によって患者の機能を改善する。大腿骨頸部の長さを変えることによって外転筋の力学的有利性に影響を与える関節インプラントを設計することができる。同様に、インプラントのアライメントは、埋め込まれたままの状態、関節中心から大転子までの距離を変え、その結果、外転筋群のモーメントアームを変えることができる。

動的条件下での力の解析 ANALYSIS OF FORCES UNDER DYNAMIC CONDITIONS

これまでの例では静的平衡条件での解析を利用してきた。しかし正常歩行では、移動につきものの加速度の結果として力の大きな増加が伴う。歩行に関わる力を定量するために利用される動的平衡の原理のより詳しい議論は第48章で与えられるが、その概念的な枠組みは静的平衡条件の場合に類似している。

動的平衡のための運動方程式は、

$$\Sigma \mathbf{F} = m\mathbf{a} \quad (\text{方程式 40.1})$$

$$\Sigma \mathbf{M} = I\boldsymbol{\alpha} \quad (\text{方程式 40.2})$$

というより一般的な形をとる。ここで、 $\mathbf{F}$ は外力、 $\mathbf{M}$ は外部モーメント、 m は質量、 I は慣性モーメント、 $\mathbf{a}$ と $\boldsymbol{\alpha}$ はそれぞれ加速度と角加速度をあらわす。この方法を用いて、正常歩行における大腿骨頭の負荷を計算した研究がいくつかある。これらの運動方程式に基づくと、歩行中での最大股関節反力の推定値は体重の約2.5～7倍となる[1,10,12,34,39]。また、股関節形成術をうけた患者に埋め込まれた人工骨頭を使用して関節反力を直接測定した研究も報告されている[4-6,15,16,32]。これらの測定が機能障害をもつ患者でなされていることを考えると、この直接測定の結果は数学解析が股関節力を過大評価している可能性があることを示唆している[15,16]。けれどもこの直接測定でさえ、正常歩行時に股関節は体重を上回るかなりの負荷（少なくとも体重の2～3倍）を支えることを示している。これらの関節反力は早歩きにしたがって、また走行にしたがって増加する[4,5,34]。健常な若年男女は、1日で平均10,000～12,000歩行周期を歩き、1年にすると約200万歩行周期となる[36,37]。股関節痛が運動時の機能不全や機能障害をもたらしても不思議ではない。

関節反力の理解は日々の仕事の力学的要求についての有用な全体像を与える。しかし、関節反力の概念は物理的状況の過度な単純化である。関節反力は一般に関節の1点に作用するとしている。しかし実際には、関節における接触力は異なる部位に作用している。したがって、荷重支持や筋収縮の結果として股関節に生じる負荷は、実際には関節面を分散して横断する。股関節力についての完全な議論には、活動時に股関節面が支持する荷重/単位面積、あるいは**応力 (stress)**についての議論を必要とする。比較解剖学が股関節を評価するパラメータとしての応力の重要性についての全体像を提供してくれる。全身のサイズで正規化した場合、ヒトの股関節は猿のそれと比較してかなり大きい[22]。股関節のサイズの相対的な増加は、立脚期に支える負荷をより大きな表面積に分散する改良型能力という結果につながり、このようにして、股関節への応力が減少した。サルに比べてヒトの股関節の相対的なサイズは二足歩行に耐えるヒトの能力を高める重要な構造的相違であると思われる。

股関節形成術の際に装着した大腿骨や寛骨臼へのインプラントは、研究者に種々の活動時において股関節面に作用する応力（力/単位）を直接測定する自由を与える[2,14,31,35,38,40]。遅い、速いおよび自由な速度による歩行で股関節の後上方部における寛骨臼の最大応力は約4.0～7.0MPaと報告されている[23,31]。歩行時に支える高い応力は関節軟骨が分厚い股関節の部分で生じ、関節軟骨がより薄い股関節前外側部面にはごく小さな応力しか生じない。直接的な計測は杖使用が最大応力を3.0～4.0MPaに減らすことを明らかにしている。これは、本章の冒頭に述べた静的解析と一致する所見である。同様に、椅子から立ったり座ったりする動作や昇段動作では、股関節への応力がおよそ5.0～9.0MPaまで増加する[2,40]。

股関節骨折後の急性期リハビリテーションでの積極的な運動は、歩行時に報告されている圧力と同様なピーク圧力を産生する[38]。股関節骨折により大腿骨頭置換術を施行した患者では、免荷歩行の方がタッチダウン荷重歩行よりも股関節に大きな圧力をかけるようである[14]。片足を床面からもち上げて保持するために必要な股関節周囲筋の同時収縮もまた相対する関節面を近づけ、接触力を増加させるようだ。階段昇降では歩行と比較して股関節への応力が大きくなり、降段動作での最大応力は15MPaとされている[31]。

関節応力の直接測定は少数の人や特定の疾患を有する人でなされたものではあるが、このような研究は活動時における股関節への要求に解決の光を与えた。これらのことは、負荷が表面にどう分布するか、どんな面が大きな応力をどれくらいの時間にわたって支持するのか、あるいはどんな面が負荷をほとんどあるいはまったく支持しないのかについての識見を与える。このようなエビデンスは、活動性、関節への負荷、そして関節インテグリティ間の関係を明らかにする助けとなる。関節内圧に関するこれらの研究は臨床家に対しても重要な展望を提供する。データは、長い間、股関節に対する負担が小さいと信じられていた活動が実際には大きな負担をもたらしている可能性があることを示唆している。これらのデータはまた、セラピストにとって有効なリハビリテーション実施計画や過度な負荷から関節を保護するための患者教育プログラムを開発する助けとなるような情報を提供する。

Clinical Relevance

臨床との関連

股関節の応力と大腿骨頭無腐性壊死における臨床的成果

大腿骨頭無腐性壊死は大腿骨骨頭の痛みを伴う退行性変性で、骨小柱や軟骨下骨の死滅の結果生じる。障害の進行に伴い、大腿骨骨頭の一部においては体重負荷ができなくなり、負荷がより小さな関節面にかかるようになる（応力増加）。その治療法は大腿骨骨頭形成術や大腿骨骨切り術を含むが、これらは荷重面を再建して体重支持が損傷を受けていない領域でできるようにするものである。Dolinarらは、大腿骨頭無腐性壊死により転子間で骨切り術がなされた30関節に対する研究で、術後9～26年の成功した結果をもつ患者群は大腿骨骨頭への最大応力において平均0.2MPa減少を示したが、不成功の成果を持つ患者群は応力が平均0.08MPa増加したことを報告している[11]。これらのデータは大腿骨骨頭での応力を最小化する外科的な再建術が、臨床的な成果を改善したことを示唆している。この研究は骨応力などのバイオメカニクスの計測の直接的臨床応用の可能性を示している。

力解析の実際的な応用 PRACTICAL APPLICATIONS OF FORCE ANALYSIS

変形性関節症は世界中で最もありふれたリウマチ性疾患で、65歳以上の高齢者のおよそ1/3にみられる[3, 24, 30]。股関節はその影響を最も受ける関節の1つである[17, 21]。負荷の頻度や期間と同様に、退行性の関節疾患には関節への負荷の大きさのような力学的要因が長い間、関与するとされてきた[33]。変形性股関節症における最も重要な危険因子には、肥満と繰り返しの持ち上げ作業を行う職業があり、負荷や負荷パターンを関節症に結びつけるさらなるエビデンスを提供している[3, 9, 41]。関節炎患者への伝統的治療の共通の目標は、変形した関節にかかる負荷量を減らすことである。股関節にかかる力や圧力に関する解析は、臨床家にそのような股関節保護プログラムを評価する直接的なエビデンスを与える。これまでに示した例は具体的な臨床応用として、(a)股関節に疼痛のある患者は健側の手に杖をもつのがよい、(b)他に問題がない場合に患側での杖の使用は股関節痛をもつ患者の歩行を悪化させる、(c)股関節骨折後の患者の大腿骨頭は免荷移動時でさえ、大きな圧力を支えている、などがある。

股関節への負荷を分析する能力をもつことで、臨床家は、多くの状況を評価し患者に股関節への負荷を減

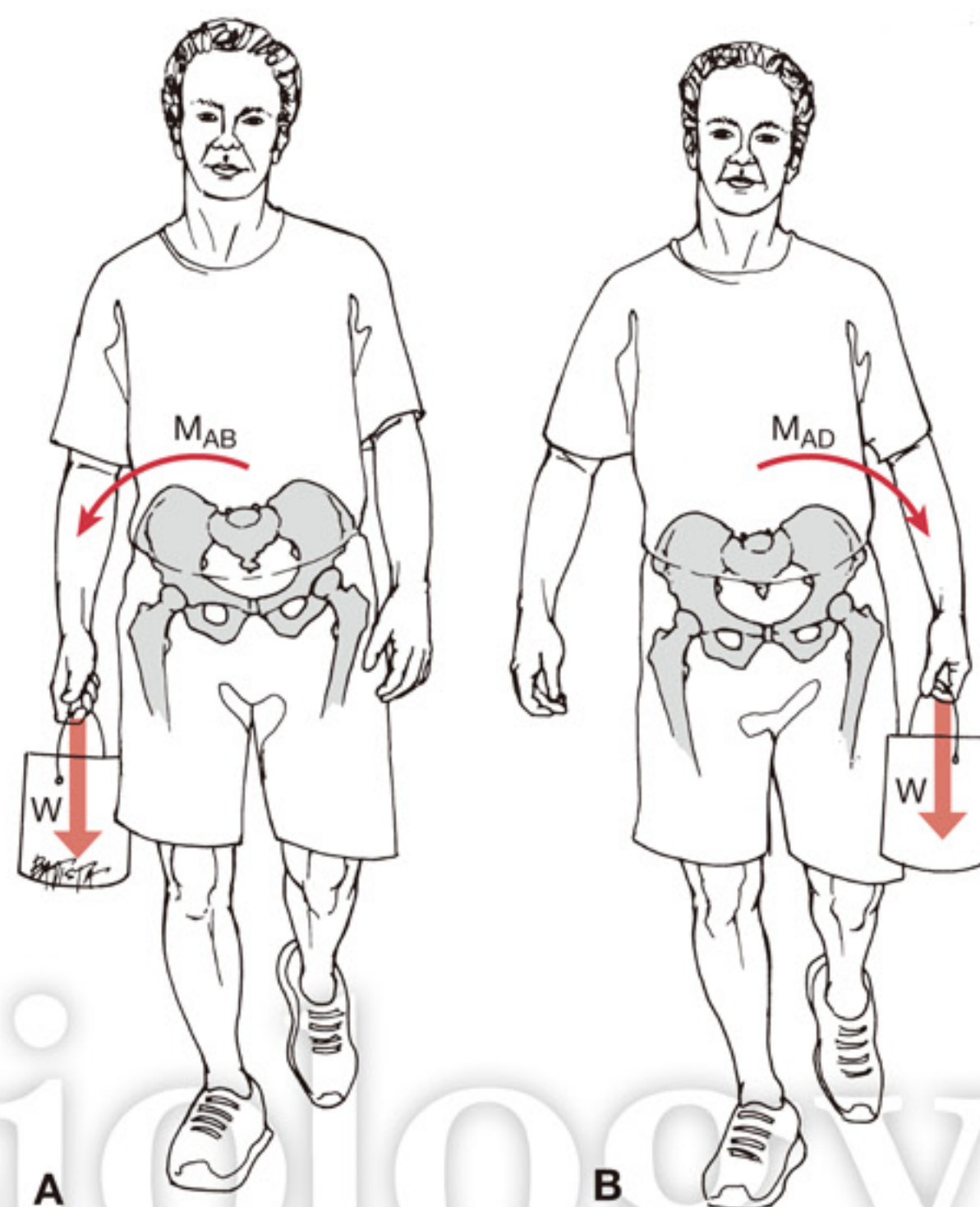


図40.6：A. 患側の手に重りをもつことで立脚側の股関節外転モーメント (M_{AB}) を産生し、股関節外転筋力の必要性が減少する。B. 健側に重りをもつことにより立脚側の股関節内転モーメント (M_{AD}) が産生され、股関節外転筋力の必要性が増加する。

らしてやるための助言を与えることができるようになる。たとえば、患側の手に錘を持つことで体幹や骨盤を安定化するのにつかう外転筋力は減少するが、健側の手に持つと逆の効果が生じる[27, 29]。状況の力学の簡潔な検討は、その結論が静的平衡原理の自然の結果であることを明らかにする。患側の手への荷重は立脚側に股関節外転モーメントを産生し、外転筋の必要性を減少させる（図40.6）。反対に健側の手に荷重することで内転モーメントが増加し、外転筋の必要性が高まる。この解析は繰り返し持ち上げたり運搬する作業が求められる産業設定で作業員たちの股関節への荷重の評価に利用できる。同様に片脚立位での解析は非対称的な支持が持続的に求められる状況で利用できる。このように活動の力学を解析し、介入を最適化するためにその解析結果を利用することが臨床家にとっての義務である。

要約 SUMMARY

本章では、静的平衡原理をつかって片脚支持の場合

に関わる力の解析を行った。片脚立位時に必要とされる外転筋力は体重の約2倍となり、関節反力は体重の約2.5倍となる。歩行中の大腿部への股関節反力の推定値は変化するが、体重の約2～3倍になる。力学解析は健側での杖使用が大腿骨頭への関節反力を減らすうえできわめて効果的なことを証明した。関節反力はおおむね外転筋力の働きなので、筋の力学的有利を改善する手続きあるいは股関節の外部モーメントを減らす戦略は股関節への負荷を減らすうえで効果的である。

本章ではまた股関節にかかる応力の検討を行い、歩行中はもちろん免荷歩行時でさえ大腿骨頭は大きな応力（4～6 MPa）を支持することを示した。降段動作はより大きな応力を産生する。本章ではまた応力は関節面を横断して非一様に生じ、関節軟骨が最も厚い部分で最大になっていることを示した。股関節が日常的にしたがう力や応力について理解することで、臨床家は構築学的異常性や筋機能障害の影響を定量化することができるようになる。これらの概念から、臨床家は、より方向性をもち、効果的で、うまくゆく介入を開発できるはずである。

文献

- Anderson D, Hillberry B, Teegarden D, et al.: Biomechanical analysis of an exercise program for forces and stresses in the hip joint and femoral neck. *J Appl Biomech* 1996; 12: 292-312.
- Bachtar F, Chen X, Hisada T: Finite element contact analysis of the hip joint. *Med Bio Eng Comput* 2006; 44: 643-651.
- Berenbaum F: Osteoarthritis A. Epidemiology, pathology, and pathogenesis. In: Klippel JH, ed. *Primer on the Rheumatic Diseases*. Atlanta: Arthritis Foundation, 2001; 285-289.
- Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 2001; 34: 859-871.
- Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 1993; 26: 969-990.
- Bergmann G, Kniggenndorf H, Graichen F, Rohlmann A: Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *J Biomech* 1995; 28: 817-827.
- Blount W: "Don't throw away the cane." *J Bone Joint Surg* 1956; 38: 695.
- Chan GNY, Smith AW, Kirtley C, Tsang WWN: Changes in knee moments with contralateral versus ipsilateral cane usage in females with knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 2005; 20: 396-404.
- Cooper C, Campbell L, Byng P, et al.: Occupational activity and the risk of hip osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 1996; 55: 680-682.
- Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JG, Brand RA: A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech* 1978; 11: 75-85.
- Dolinar D, Antolic V, Herman S, et al.: Influence of contact hip stress on the outcome of surgical treatment of hips affected by avascular necrosis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2003; 123: 509-513.
- Duda GN, Schneider E, Chao EYS: Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech* 1997; 30: 933-941.
- Genda E, Iwasaki N, Li G, et al.: Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing—effect of gender and anatomic parameters. *J Biomech* 2001; 34: 895-905.
- Givens-Heiss DL, Krebs DE, Riley PO, et al.: In vivo acetabular contact pressures during rehabilitation, Part II: Postacute phase. *Phys Ther* 1992; 72: 700-710.
- Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, et al.: Musculoskeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech* 2001; 34: 883-893.
- Heller MO, Bergmann G, Kassi JP, et al.: Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. *J Biomech* 2005; 38: 1155-1163.
- Hochberg MC: Osteoarthritis. B. Clinical features. In: Klippel JH, ed. *Primer of the Rheumatic Diseases*. Atlanta: Arthritis Foundation, 2001; 289-293.
- Hurwitz DE, Foucher K, Sumner DR, et al.: Hip motion and moments during gait relate directly to proximal femoral bone mineral density in patients with hip osteoarthritis. *J Biomech* 1998; 31: 919-925.
- Hurwitz DE, Hulet C, Andriacchi T, et al.: Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *J Orthop Res* 1997; 15: 629-635.
- Iglie A, Antolic V, Srakar F, et al.: Biomechanical study of various greater trochanter positions. *Arch Orthop Trauma Surg* 1995; 114: 76-78.
- Ivan D: *Pathology for the Health-Related Professions*. Philadelphia: WB Saunders, 1996.
- Jungers W: Relative joint size and hominoid locomotor adaptations. *J Hum Evol* 1988; 17: 247.
- Krebs DE, Robbins CE, Lavine L, Mann RW: Hip biomechanics during gait. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 28: 51-59.
- Martin DF: Pathomechanics of knee osteoarthritis. *Med Sci Sports Exerc* 1994; 26: 1429-1433.
- McLeish R, Charndey J: Abduction forces in the one-legged stance. *J Biomech* 1970; 3: 191-209.
- Murray MP, Gore DR, Clarkson BH: Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteo-arthritis and avascular necrosis. *J Bone Joint Surg* 1971; 53A: 259-274.
- Neumann D: An electromyographic study of the hip abductor muscles as subjects with a hip prosthesis walked with different methods of using a cane and carrying a load. *Phys Ther* 1999; 79: 1163-1173.
- Neumann DA: Hip abductor muscle activity as subjects with hip prostheses walk with different methods of using a cane. *Phys Ther* 1998; 78: 490-501.
- Neumann DA, Cook TM: Effect of load and carrying position on the electromyographic activity of the gluteus medius muscle during walking. *Phys Ther* 1985; 65: 305-311.
- O'Sullivan S, Schmitz T: *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*. Philadelphia: FA Davis, 1988.
- Park S, Krebs DE, Mann RW: Hip muscle co-contraction: evidence from concurrent in vivo pressure measurement and force estimation. *Gait Posture* 1999; 10: 211-222.
- Pedersen D, Brand R, Davy D: Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *J Biomech* 1997; 30: 959-965.

33. Radin EL, Orr RB, Kelman JL, et al.: Effects of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. *J Biomech* 1982; 15: 487-492.
34. Röhrle H, Scholten R, Sigolotto C, Sollbach W: Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J Biomech* 1984; 17: 409-424.
35. Rydell N: Intravital measurements of forces acting on the hip-joint. *Biomech Related Eng Top* 1965; 351-357.
36. Schmalzried TP, Szuszczewicz ES, Northfield MR, et al.: Quantitative assessment of walking activity after total hip or knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1998; 80: 54-59.
37. Sequeira MM, Rickenbach M, Wietlisbach V, et al.: Physical activity assessment using a pedometer and its comparison with a questionnaire in a large population survey. *Am J Epidemiol* 1995; 142: 989-999.
38. Strickland EM, Fares M, Krebs D, et al.: In vivo acetabular contact pressures during rehabilitation, Part I: Acute phase. *Phys Ther* 1992; 72: 691-699.
39. Witte H, Eckstein F, Recknagel S: A calculation of the forces acting on the human acetabulum during walking. *Acta Anat* 1997; 160: 269-280.
40. Yoshida H, Faust A, Wilckens J, et al.: Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living. *J Biomech* 2006; 39: 1996-2004.
41. Yoshimura N, Sasaki S, Iwasaki K, et al.: Occupational lifting is associated with hip osteoarthritis: a Japanese case-control study. *J Rheumatol* 2000; 27: 434-440.
42. Zijlstra W, Bisseling R: Estimation of hip abduction moment based on body fixed sensors. *Clin Biomech* 2004; 19: 819-827.



Round Flat