

博士論文

立ち上がり動作における
二関節筋の機構特性

2020年度

大阪電気通信大学大学院
医療福祉工学研究科 医療福祉工学専攻

小出 卓哉

目次

第1章 緒論	1
1.1 緒言	2
1.2 ヒトの立ち上がり動作における下肢の筋活動	3
1.3 研究背景	5
1.3.1 二関節筋の出力特性	5
1.3.2 二関節筋の剛性制御	6
1.3.3 二関節筋の自由度抑制制御	7
1.3.4 二関節筋の必要性	7
1.4 研究目的	8
1.5 本論文の構成	8
第2章 リンクモデルによる立ち上がり動作の機能	11
2.1 緒言	12
2.2 2関節リンクモデル(立ち上がりモデル)による出力方向	12
2.2.1 構築した2関節リンクモデル	12
2.2.2 二関節筋を考慮した出力および方向制御	14
2.2.3 二関節筋を考慮した出力分布	20
2.3 2関節リンクモデル(立ち上がりモデル)による剛性制御	23
2.3.1 リンク先端部の弾性楕円と軌道	23
2.3.2 リンク先端の変位と発生する力の関係	27
2.4 3関節リンクモデルによる平行リンク機能	29
2.4.1 腓腹筋の平行リンク化による機能	29
2.4.2 大腿直筋の平行リンク化による機能	33
2.5 結言	35
第3章 立ち上がり動作における動作筋電図学的解析	37
3.1 緒言	38
3.2 立ち上がり動作における動作筋電図学的解析	38
3.2.1 被験者と実験条件	38
3.2.2 筋活動の記録と被験筋	39

3.2.3	姿勢計測の記録と計測箇所	40
3.2.4	計測機器	40
3.3	立ち上がり動作における動作筋電図学的解析の結果	41
3.4	立ち上がり動作の主働筋による収縮力の出力特性	53
3.5	ヒトの立ち上がり動作を再現する実機モデルによる実験的解析	54
3.5.1	ヒトの立ち上がり動作を再現する実機モデルの構成	54
3.5.2	実験的解析の実験条件と計測機器	55
3.5.3	実機モデルによる立ち上がり動作	57
3.6	結言	60
第4章	静的姿勢における動作筋電図学的解析	61
4.1	緒言	62
4.2	静的姿勢における動作筋電図学的解析	62
4.2.1	被験者と実験条件	62
4.2.2	筋活動の記録と被験筋	63
4.2.3	姿勢計測の記録と計測箇所	64
4.2.4	計測機器	64
4.3	静的姿勢における動作筋電図学的解析の結果	65
4.4	静的姿勢の主働筋による収縮力の出力特性	76
4.5	3Dスケルトンモデルをもちいた解析	79
4.6	結言	79
第5章	結論	80
5.1	緒言	81
5.2	本研究の各論	81
5.2.1	立ち上がり動作における下肢の機構特性	81
5.2.2	静的姿勢における下肢の機構特性	82
5.3	本研究の総論	82
	謝辞	84
	参考文献	85
	業績	89

記号

【筋名の記号】

- Bs : 大腿二頭筋短頭
- Gm : 大臀筋
- li : 腸骨筋
- Lg : 腓腹筋外側頭
- Lh : 外側ハムストリングス
- Mg : 腓腹筋内側頭
- Mh : 内側ハムストリングス
- Rf : 大腿直筋
- Vi : 中間広筋
- Vl : 外側広筋
- Vm : 内側広筋

【変数および定数と設定した名称】

- A : 足関節
- A_e : 先端に発生する弾性楕円の長軸長
- B_e : 先端に発生する弾性楕円の短軸長
- b : 筋の粘性要素
- bu : 筋の粘性係数
- e_1 : 股関節の一関節屈筋（前面の一関節筋）
- e_2 : 膝関節の一関節伸筋（前面の一関節筋）
- e_3 : 股関節と膝関節に同時に関与する大腿部前面の二関節筋
- e_4 : 足関節の一関節屈筋（前面の一関節筋）
- E_p : 先端に発生するポテンシャルエネルギー
- F : 先端に発生する力の大きさ（床反力）
- F_{AK} : 足関節から膝関節に伝達されるロッドの張力
- F_{e1} : 股関節の一関節伸筋 e_1 の筋力によって足関節に発生する力の大きさ
- F_{e2} : 膝関節の一関節伸筋 e_2 の筋力によって足関節に発生する力の大きさ

- F_{e3} : 大腿部前面の二関節筋 e_3 の筋力によって足関節に発生する力の大きさ
 F_{f1} : 股関節の一関節屈筋 f_1 の筋力によって足関節に発生する力の大きさ
 F_{f2} : 膝関節の一関節屈筋 f_2 の筋力によって足関節に発生する力の大きさ
 F_{f3} : 大腿部後面の二関節筋 f_3 の筋力によって足関節に発生する力の大きさ
 F_{KA} : 膝関節から足関節に伝達されるロッドの張力
 F_x : 先端に発生する x 軸上の力の大きさ
 F_y : 先端に発生する y 軸上の力の大きさ
 f_1 : 股関節の一関節伸筋 (後面の一関節筋)
 f_2 : 膝関節の一関節屈筋 (後面の一関節筋)
 f_3 : 股関節と膝関節に同時に関与する大腿部後面の二関節筋
 f_4 : 足関節の一関節伸筋 (後面の一関節筋)
 f_5 : 膝関節と足関節に同時に関与する下腿部後面の二関節筋
 G : 重心
 H : 股関節
 h_A : 足先と重心を結ぶ直線から足関節までの垂直距離
 h_K : 足先と重心を結ぶ直線から膝関節までの垂直距離
 K : 膝関節
 k : 筋の弾性要素
 k_e : 先端に発生する弾性楕円の弾性係数
 ku : 筋の弾性係数
 k_1 : 股関節の一関節筋の弾性係数
 k_2 : 膝関節の一関節筋の弾性係数
 k_3 : 二関節筋の弾性係数
 l : モデルを単純化した場合のリンク長
 l_H : 足関節と重心を結ぶ直線から股関節までの垂直距離
 l_K : 足関節と重心を結ぶ直線から膝関節までの垂直距離
 l_1 : 股関節と膝関節間の第 1 リンク長
 l_2 : 膝関節と足関節間の第 2 リンク長
 n : 足趾と重心を結ぶ直線

- P : 任意の点
 r : 各関節のモーメントアーム
 r_1 : 股関節の拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) の股関節に対するモーメントアーム
 r_2 : 膝関節の拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) の膝関節に対するモーメントアーム
 r_3 : 拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) の股関節と膝関節に対するモーメントアーム
 S : 体幹長の先端 (肩部)
 s : 筋の収縮変位量
 s_{e1} : 股関節の一関節伸筋 e_1 の収縮変位
 s_{e2} : 膝関節の一関節伸筋 e_2 の収縮変位
 s_{e3} : 大腿部前面の二関節筋 e_3 の収縮変位
 s_{f1} : 股関節の一関節屈筋 f_1 の収縮変位
 s_{f2} : 膝関節の一関節屈筋 f_2 の収縮変位
 s_{f3} : 大腿部後面の二関節筋 f_3 の収縮変位
 T : 足趾
 T : 体幹に発生する力のモーメント
 T_A : 足関節に発生するトルク
 T_{AK} : 足関節から膝関節に伝達されるトルク
 T_{GA} : アクチュエータから足関節に伝達されるトルク
 T_{GK} : アクチュエータから膝関節に伝達されるトルク
 T_H : 股関節に発生するトルク
 T_{HK} : 股関節から膝関節に伝達されるトルク
 T_K : 膝関節に発生するトルク
 T_{KA} : 膝関節から足関節に伝達されるトルク
 T_{KH} : 膝関節から股関節に伝達されるトルク
 U : 筋力
 u : 筋の収縮力
 U_{e1} : 股関節の一関節伸筋 e_1 の収縮によって発生する筋力
 U_{e2} : 膝関節の一関節伸筋 e_2 の収縮によって発生する筋力
 U_{e3} : 大腿部前面の二関節筋 e_3 の収縮によって発生する筋力

- U_{f1} : 股関節の一関節屈筋 f_1 の収縮によって発生する筋力
 U_{f2} : 膝関節の一関節屈筋 f_2 の収縮によって発生する筋力
 U_{f3} : 大腿部後面の二関節筋 f_3 の収縮によって発生する筋力
 α : 2 関節リンクモデルの重心の方向に床反力を向ける関係
 ΔF : 先端に発生する力の微小変化
 $\Delta F'$: 先端に発生する微小力
 $\Delta L'$: 先端に発生する微小変位
 ΔT_H : 股関節に発生するトルクの微小変化
 ΔT_K : 膝関節に発生するトルクの微小変化
 Δx : 先端の x 軸上の微小変位
 Δy : 先端の y 軸上の微小変位
 $\Delta \theta_H$: 股関節における関節角度の微小変化
 $\Delta \theta_K$: 膝関節における関節角度の微小変化
 ε : 3 関節リンクモデルの重心の方向に床反力を向ける関係
 θ_A : 足関節の角度
 θ_e : 先端に発生する弾性楕円の傾き
 θ_{e1} : 股関節の一関節伸筋 e_1 の筋力によって足関節に発生する力の方向
 θ_{e2} : 膝関節の一関節伸筋 e_2 の筋力によって足関節に発生する力の方向
 θ_{e3} : 大腿部前面の二関節筋 e_3 の筋力によって足関節に発生する力の方向
 θ_F : 先端に発生する力の方向
 $\theta_{F'}$: 先端に発生する微小力の方向
 θ_{f1} : 股関節の一関節屈筋 f_1 の筋力によって足関節に発生する力の方向
 θ_{f2} : 膝関節の一関節屈筋 f_2 の筋力によって足関節に発生する力の方向
 θ_{f3} : 大腿部後面の二関節筋 f_3 の筋力によって足関節に発生する力の方向
 θ_H : 股関節の角度
 θ_K : 膝関節の角度
 θ_t' : 先端に発生する微小変位の方向

第1章

緒論

1.1 緒言

椅子やベッドからの離床である立ち上がり動作は日常生活をおくる上で起点となる動作であり、立ち上がり動作の維持は生活の質（QOL）を保つために非常に重要といえる^{[1], [2]}。また、超高齢社会の現代において、高齢者が自立した生活をおくることは非常に重要であり、歩行をはじめとする日常動作を可能とする運動能力の維持が必要不可欠となる。

そのような中で、我が国の平均寿命は、戦後、生活環境の改善や医学の進歩により急速に延び、2015(平成27)年では、男性80.79年、女性87.05年と世界トップクラスの長寿国であり、「健康上の問題で日常生活が制限されることなく生活できる期間」である健康寿命についても、2013(平成25)年時点で、男性71.19年、女性74.21年と世界トップクラスである。一方で、我が国の平均寿命と健康寿命の推移について見てみると、平均寿命、健康寿命ともに延びているが、平均寿命と健康寿命との差、すなわち、日常生活に制限のある「不健康な期間」は、2001(平成13)年から2013(平成25)年にかけて、男性で8.67年から9.02年、女性で12.28年から12.40年へと若干広がり殆ど変わっていない(図1-1)。国立社会保障・人口問題研究所の日本の将来推計人口(2012(平成24)年1月推計)によれば、今後も我が国の平均寿命はさらに延びることが予測されており、平均寿命の延び以上に健康寿命を延ばす(不健康な期

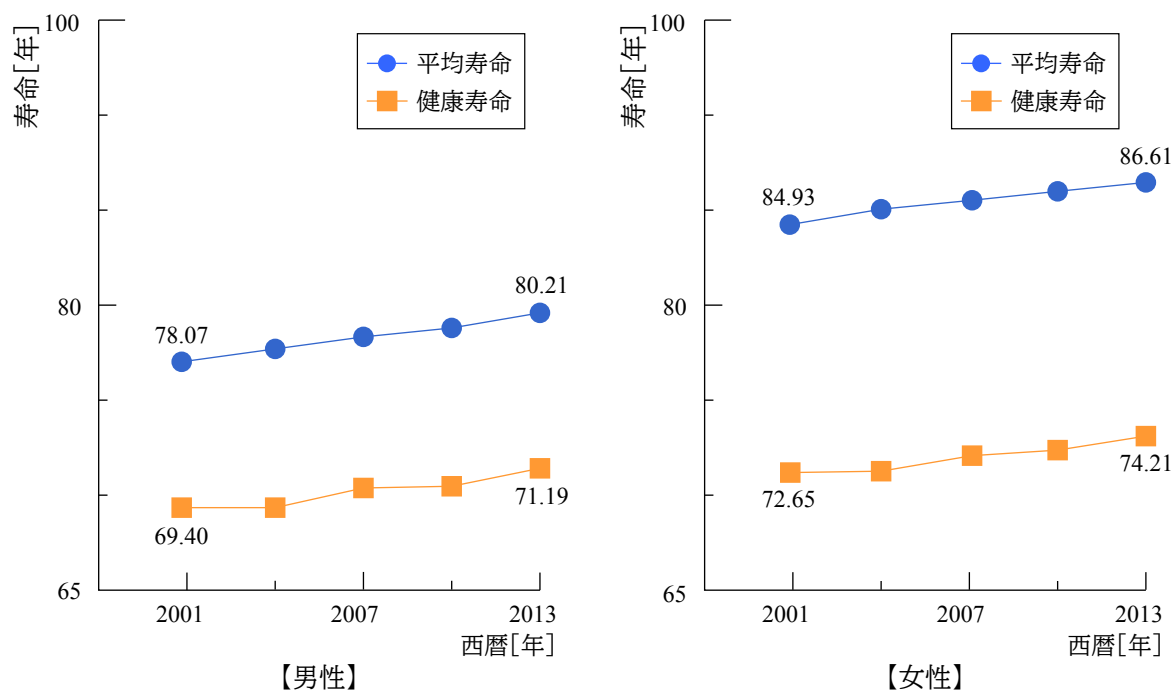


図1-1 平均寿命と健康寿命の推移

間を短縮する)ことが重要となる^[3]。

このように高齢者率の増加が見込まれている状況において、生活の質(QOL)を維持し、健康寿命を延伸させることが重要となる。高齢者の日頃心がけている健康活動の内閣府の調査では散歩やスポーツをすること、外出の頻度はほとんど毎日であることなどが主観的な健康状態に良いとされている^[4]。このような散歩などの外出が可能となるには日常動作の維持が不可欠であることが容易にわかる。その日常動作の中で、このような生活の質(QOL)を維持させる起点は立ち上がり動作であり、全ての動作の起点となる。そのため、立ち上がり動作獲得の要因を明らかにすることが非常に重要であることがわかる。

1.2 ヒトの立ち上がり動作における下肢の筋活動

ヒトの立ち上がり動作にもちいられる解析手法の一つに各関節トルクをもちいた解析手法がある。ヒトの立ち上がり動作のような下肢の運動を評価する場合、下肢の可動関節は股関節と膝関節および足関節となる。立ち上がり動作を矢状面内の運動とすると、膝関節が蝶番関節の1自由度より、膝関節を中心とした運動平面における股関節トルクと膝関節トルクおよび足関節トルクの3つによる運動が基準となる。また、接地点や固定点によって、それぞれの関節トルクで運動を評価することができる。この下肢の各関節に生じる関節トルクを生体内力(筋力)、すなわち、発揮できる筋力の総和として数値化することが一般的となっており、リハビリテーションにおける筋力評価やスポーツなどの運動評価にもこの関節トルクの数値がもちいられている。そのため、足底面で接地したヒトの立ち上がり動作の場合、図1-2のように体幹を持ち上げるためには股関節の伸展運動と膝関節の伸展運動が必要となるため、それに相当する関節トルクである股関節の伸展トルクと膝関節の伸展トルクが必要となる^{[5], [6]}。しかし、臨床の現場では、股関節の伸展トルクが十分ではなくても立ち上がり動作ができる事例や膝関節の伸展トルクが十分にあって立ち上がり動作ができない事例などが存在し、単純な理論と異なる事例がある。実際のヒトの立ち上がり動作では股関節の伸展トルクを発生させる股関節の一関節伸筋である大殿筋と膝関節の伸展トルクを発生させる膝関節の一関節伸筋の中間広筋や内側広筋、外側広筋だけではなく、股関節と膝関節に同時に作用する大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の活動も必要と

されている^[7]。しかし、大腿直筋の活動は膝関節の一関節伸筋による伸展トルクには協働的（プラス）に働くが、股関節の一関節伸筋による伸展トルクには拮抗的（マイナス）に働く機能を有している（図1-2）。このような大腿部前面の二関節筋である大腿直筋をはじめ、ヒトおよび生物が普遍的に持つとされる二関節筋は1つの関節に協働的に作用すると同時に、もう1つの関節に拮抗的に作用する特徴を持つため、冗長的な機構とみなされていることが多い^[8]。しかし、下肢の二関節筋群は非常に大きな筋であり、下肢の筋群の生理学的筋断面積を示す図1-3より、大腿部前面の二関節筋である大腿直筋だけでなく、大腿部後面の二関節筋であるハムストリングス、下腿部後面の二関節筋である腓腹筋の数値が非常に大きく、日常動作で常に活動していることが容易に推察できる。この二関節筋が発生する筋力やその収縮力によって生じる機能を明確にしなければ、関節トルクをもちいた定量化における齟齬が今後も生じる可能性が十分窺える。

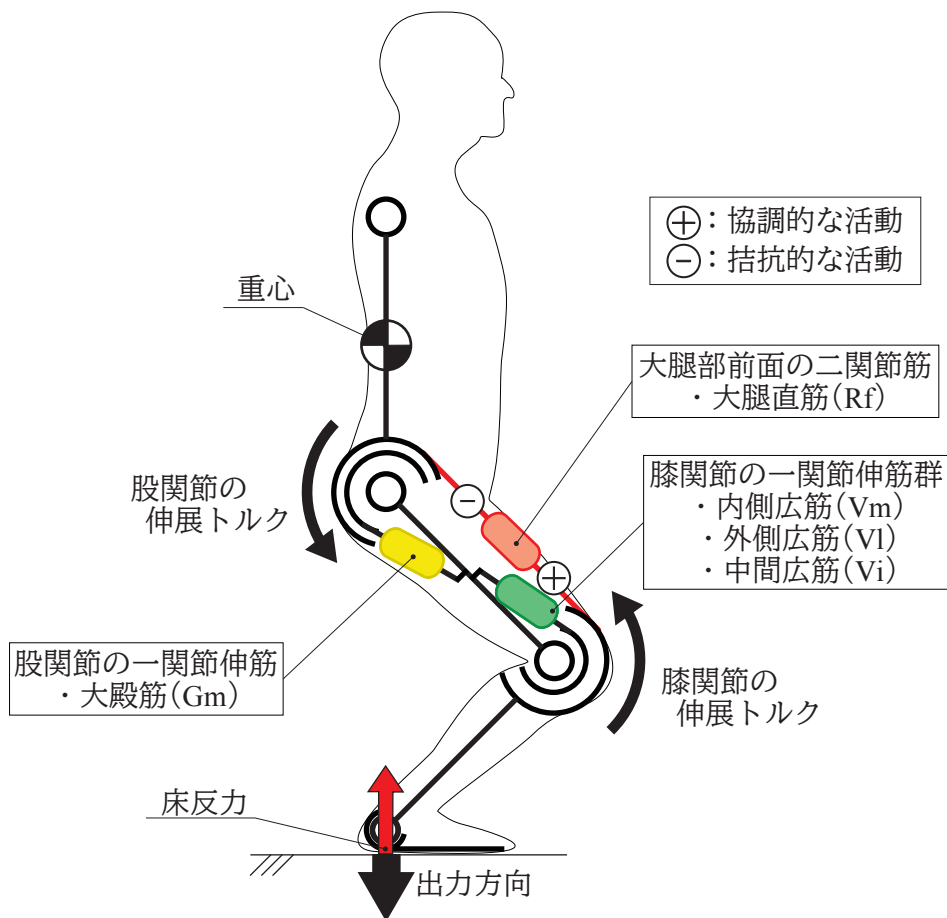


図1-2 立ち上がり動作におけるヒトの下肢の筋

1.3 研究背景

1.3.1 二関節筋の出力特性

下肢の二関節筋の筋活動と出力特性の関係において、熊本らはヒトの歩行・走行運動における一関節筋群および二関節筋群の筋活動について動作筋電図学的解析の観点から、体幹の着地時の微小な変化により、大腿部前面の二関節筋である大腿直筋と大腿部後面の二関節筋であるハムストリングスの活動に変化が生じることを明らかにし、体幹保持に対する二関節筋の特異性^{[9], [10]}を報告している。また、藤川らはヒト上肢の主要筋群を二関節筋と一関節筋の機能的に大別し、上肢上腕に存在する筋群を三対6筋（肩関節の拮抗一関節筋ペア，肘関節の拮抗一関節筋ペア，上肢上腕の拮抗二関節筋ペアの構成）と定義し、その三対6筋の活動交替により、肘関節を中心とした2次元平面内の全方向の出力方向を制御している^{[11], [12]}と報告している。そこで、藤川らは上肢先端に発生する力の方向制御をおこなう筋の協調制御パターン（Muscle Coordinate System）を提唱している。さらに、この協調制御パターン（Muscle Coordinate System）は大腿部の三対6筋においても出力方向制御を可能にしている

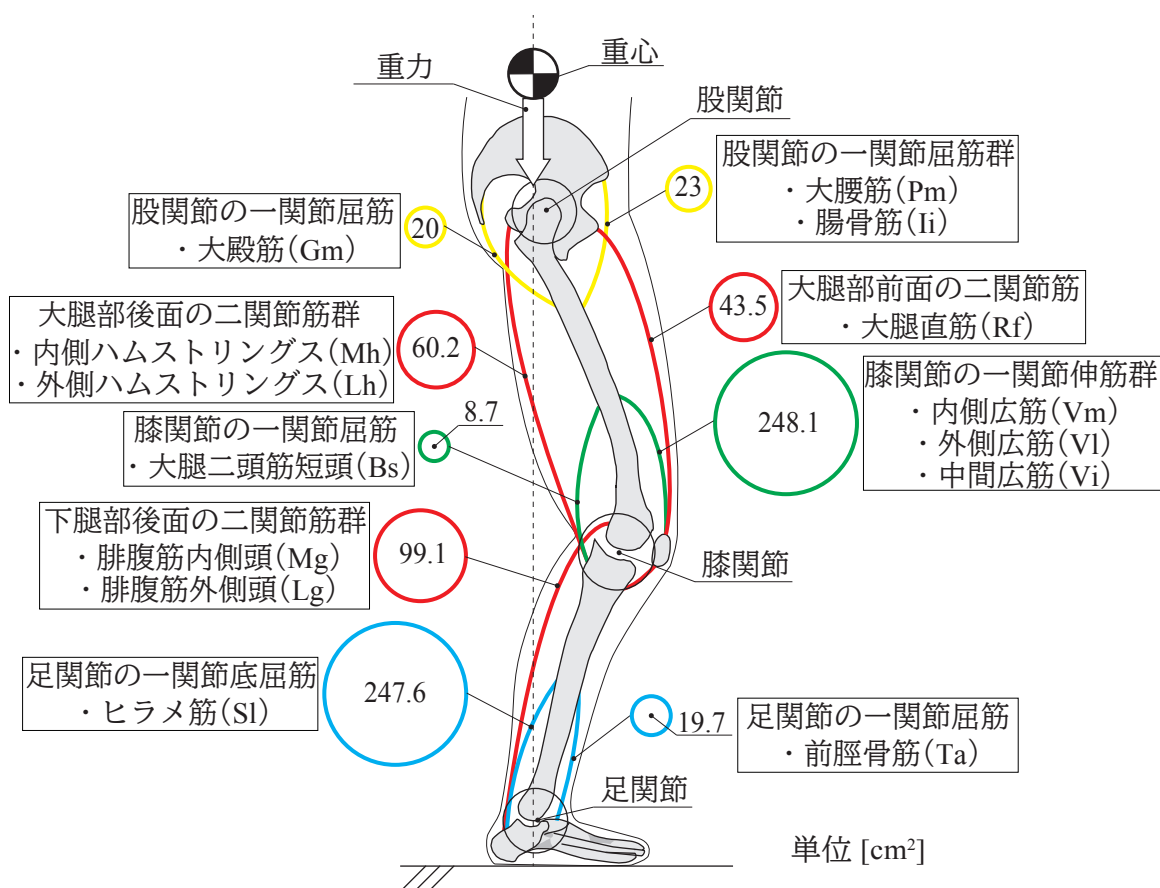


図1-3 下肢の筋群の生理学的筋断面積

こと^[13]も明らかにし、歩行動作においても、この協調制御パターンを利用した歩行軌道が生成できることを提案している^[14]。

運動評価や筋力評価における二関節筋を含めた評価方法として、大島らは機能別実効筋力 (Functional Evaluation of Effective Muscle Strength) を提案している^[15]。この手法は藤川らが提案した協調制御パターン (Muscle Coordinate System) を基本とした筋力計測手法であり、特定の先端出力の4点より、各関節の拮抗一関節筋ペアと拮抗二関節筋ペアの先端に発揮する筋力を数値化するものである。この手法は従来の関節トルクをもちいた手法と異なり、各関節を独立に扱い、生体特有の二つの関節に同時に作用する二関節筋の機能、すなわち、一方の関節に協働的に働くとき、もう一方の関節には拮抗的に働く作用を考慮できていると推察できる。また、この機能別実効筋力の手法をもちいて、従来の関節トルクによる評価方法を比較検証し、二関節筋の収縮力を考慮しない場合は最大出力方向に差異が生じることを明らかにした^[16]。

1.3.2 二関節筋の剛性制御

二関節筋の剛性特性について、F. A. Mussa-Ivaldi らは、四肢のようなリンクモデルにおいて、二つの関節に同時に作用する二関節筋を拮抗筋ペアとして装備させると、リンク先端の作業領域と各関節の移動領域の関係、さらに、その関節の移動領域と拮抗二関節筋ペアを含む筋群の収縮変位領域系との関係を明確にし、姿勢によるスティフネスの変化^[17]を示した。N. Hogan らは二関節筋をもちいたモデルにより四肢末端の変位と力の関係を等ポテンシャル楕円体あるいはモビリティ楕円体によって解析し、手先インピーダンスの制御に二関節筋とそれぞれの関節の自由度が大きく関与していることを示した^{[18], [19], [20]}。これより、Bizzi や Hogan らのグループは拮抗筋のスティフネス制御機能について Equilibrium-Point Control Model を提唱し、拮抗筋ごとの出力関係 (拮抗筋の力のつり合い) により先端の位置を制御できると述べている^[21]。藤川らは三対6筋 (肩関節の拮抗一関節筋ペア、肘関節の拮抗一関節筋ペア、上肢上腕の拮抗二関節筋ペアの構成) を装備した2関節リンクモデルでは先端に発生する接触負荷に対して、フィードバック情報なしに対応可能であること^{[22], [23]}を明らかにした。また、三対6筋 (肩関節の拮抗一関節筋ペア、肘関節の拮抗一関節筋ペア、上肢上腕の拮抗二関節筋ペアの構成) の機能を判別し、肘関節の一関節筋と膝関節の一

関節筋は先端に発生する出力に直接関与し、先端の軌道には関与しないこと、先端の軌道には肩関節の一関節筋と股関節の一関節筋、および、二関節筋が関与することを明らかにした。また、細田らは二関節筋を含む運動制御系では二つの関節を自動的に連動させるため、運動制御のアルゴリズムの単純化が可能となり、安定した動作が再現できることを明らかにしている^[24]。また、万野らはヒトの踵着地時の体幹の安定性には大腿部の拮抗二関節筋ペアである大腿直筋とハムストリングスが同時放電し、踵の着地点に生じる出力と剛性を同時に制御していることを明らかにした^[25]。

1.3.3 二関節筋の自由度抑制制御

二関節筋の自由度抑制制御について、G. J. van Ingen Schenau らはジャンピングジャックと呼ばれる跳躍モデルを作り、ジャンピングジャックの下腿部の腓腹筋に相当するワイヤを装備した場合のジャンプの高さは、装備していない場合の 90% 増に達することを示し、二関節筋の動力伝達^{[26], [27]}を証明した。このように、G. J. van Ingen Schenau のグループは二関節筋は動力源であると同時に、躯幹の筋群により発生したエネルギーを四肢先端へ効果的に伝達する作用があることを明らかにした。鳥海らは下腿部後面の二関節筋である腓腹筋のワイヤの存在により、跳躍中の姿勢が安定することを理論解析および実機による解析により明らかにした^{[28], [29]}。さらに、藤川らは跳躍着床モデルを製作し、下腿部後面の二関節筋である腓腹筋をロッドとする平行リンクを装備させ、膝関節の関節変位と足関節の関節変位が同じとなるようにした。このことより、跳躍着地モデルは体幹重心方向にモデル全体を伸展させ、真っ直ぐに跳躍可能であることを明らかにした^[30]。また、万野らはヒトの足趾着地時の体幹の安定性には大腿部の拮抗二関節筋ペアである大腿直筋とハムストリングスが活動の交替をおこない、この拮抗二関節筋ペアのどちらかがワイヤとなる平行リンク化により、動的な連続運動における体幹支持を可能にしていることを明らかにした^[31]。

1.3.4 二関節筋の必要性

1.3.2 より、静的あるいは準静的の運動に対して二関節筋と一関節筋の協調による四肢先端での力制御、剛性制御などが明らかにされ、四肢の運動制御に二関節筋の存在の重要性が示唆された。また、1.3.3 より動的な運動である跳躍や歩行に対して、

膝関節の伸展トルクを足関節の底屈動作に伝える二関節筋である腓腹筋のエネルギー伝達機能，二関節筋による膝関節と足関節の関節角度の自動調整機能が明らかになっている。そのため，本研究の立ち上がり動作においても二関節筋の機能を明らかにするために動的な立ち上がり動作と静的姿勢における解析をおこなう。

1.4 研究目的

本研究は立ち上がり動作における運動特性と筋活動のメカニズムの関係を明らかにすることを試みる。特に，従来の運動評価の基準である関節トルクではなく，二つの関節に同時に関与する二関節筋の活動に着目し，その二関節筋の活動による機構特性を明らかにすることを試みる。

本研究は立ち上がり動作における身体運動解析において，ヒトの生体データを動作筋電図学的解析により，定量化する。この動作筋電図学的解析で得るデータは筋電図（筋活動変化），床反力（外力の出力変化），姿勢変化（角度変化）である。これらの生体データをもちいて，ヒトの運動を定量的に評価することは従来から論じられてる^{[32], [33]}。ヒトの運動の定量的評価には被験者間が異なっても同様な運動が可能となる運動を対象にする必要があり，生体データは筋活動と先端の出力および関節の角度変化を同時に計測する必要がある。そこで，本研究の立ち上がり動作も被験者間の差異および運動効果の差異を少なくする動作とし，体幹の前後揺動を抑えた立ち上がり動作，すなわち，体幹を鉛直上向きにゆっくり移動させる立ち上がり動作とした。なお，動作筋電図学的解析に対応するモデル解析には下肢の筋配列を最も単純化した二関節筋と一関節筋によるモデルとした（図 1-4）。この動作筋電図学的解析とリンクモデルによる解析を併用し，立ち上がり動作における二関節筋の筋活動を明らかにすることにより，その機能と運動効果を明らかにする。

1.5 本論文の構成

第1章ではヒトの運動における立ち上がり動作の解析の必要性とその重要性を提示し，さらに，ヒトの筋配列を考慮したモデル，すなわち，生体特有の二つの関節に跨って存在する二関節筋を考慮したモデルをもちいる必要性，さらに，二関節筋を考慮したヒトの運動解析の重要性を述べている。また，ヒトの筋配列を考慮したヒトの運動

解析により立ち上がり動作を解明することが可能であることを記述している。

第2章ではヒトの立ち上がり動作時の下肢の拮抗二関節筋の機構特性を明らかにするため、リンクモデルをもちいた解析の結果を述べている。ヒト下肢の筋配列を基準に2関節リンクモデルと3関節リンクモデルを構築し、リンク先端に発生する出力方向制御と剛性制御の機能、自由度抑制による重心制御の機能を提示している。2関節リンクモデルの解析では二関節筋を含めたモデルを構築し、そのモデルにおける先端に発生する出力と筋力の関係を明らかにしている。さらに、先端に発生する剛性特性も二関節筋を含めた2関節リンクモデルにより、二関節筋の有効性を提示している。また、3関節リンクモデルでは二関節筋の機能の一つである平行リンク化の機能について明示している。これらの二関節筋を考慮したリンクモデルの機能により、立ち上がり動作に関与する下肢の機構特性を提示している。

第3章では体幹の前後揺動を抑えた立ち上がり動作時の動作筋電図学的解析の結果を述べている。ここでは、体幹を鉛直上向きにゆっくり移動させる立ち上がり動作中の筋活動と同時に立ち上がり動作時の姿勢変化と床反力を計測している。このときに計測する筋群は下肢の二関節筋である大腿直筋、ハムストリングス、腓腹筋を含む主要な筋としている。この結果と第2章のリンクモデルの機能より、体幹の前後揺動を

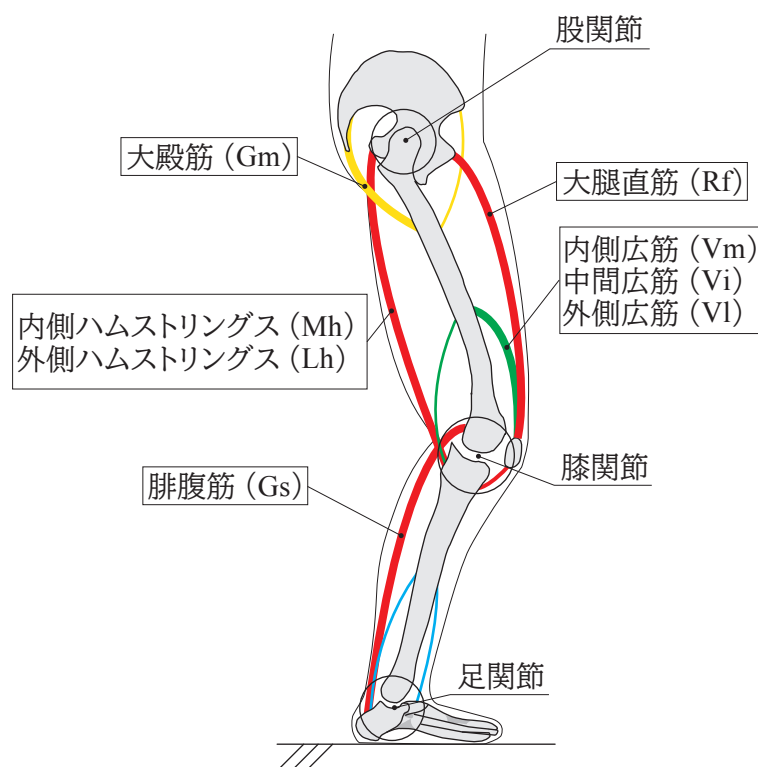


図1-4 下肢の筋群の単純化モデル

抑えた立ち上がり動作時に活動する筋群の機能を提示している。また、その機能を明らかにするため、ヒト下肢の筋配列を基準に3関節リンクの実機モデルを製作し、実験的解析をおこなった結果も述べている。

第4章では立ち上がり動作中の静的姿勢における動作筋電図学的解析の結果を述べている。ここでは、静的姿勢中の筋活動と同時に姿勢変化と床反力を計測している。このときに計測する筋群は下肢の二関節筋である大腿直筋、ハムストリングス、腓腹筋を含む主要な筋としている。この結果と第2章のリンクモデルの機能より、静的姿勢時に活動する筋群の機能を提示している。

第5章では本研究の総論として、各章の結論をまとめ、立ち上がり動作時の筋活動と下肢の機構特性の結論から得られた考察について述べている。

第2章

リンクモデルによる立ち上がり動作の機能

2.1 緒言

生体の運動解析では身体各節の寸法と質量分布，それらを結合する軟部組織と関節，駆動のための筋とそれを結合する脳神経，さらにエネルギーの供給機能と視覚，触覚などの感覚機能が必要となる．生体の機械力学ではこれらの要因の中で生体内のメカニクスである骨格と関節のリンクメカニズムおよび筋力などの力学的な解析をおこなっている．生体においては運動の観察は容易であるが，生体内力，すなわち，筋出力などの測定は不可能に近いので，モデル解析による生体内力の推定は重要な要因の一つとなっている．運動のモデル化はその運動の特徴と解析項目を考慮し，二次元平面内の運動や，筋長，筋断面積が変化しない静的および準静的化などの単純化した条件でおこなうことが多い．特に，生体内力を考慮する場合はリンク系のみならず，筋骨格系の単純化もおこなう．これは生体個々の特性，すなわち，骨格，関節，筋などの身体的特性の相違の影響を少なくし，個々の運動の一律化をおこない，その運動の評価をするためである．本研究では大腿部の筋群の筋配列から個々の関節に参与する拮抗一関節筋ペアと拮抗二関節筋ペアを基に最も単純化したモデルを構築し，ヒトの立ち上がり動作と筋活動（収縮力）の関係を明らかにすることを試みた．

2.2 2関節リンクモデル（立ち上がりモデル）による出力方向

2.2.1 構築した2関節リンクモデル

二関節筋を含めた筋配列によって構成する2関節リンクモデルを図2-1，解析にもちいた筋の収縮モデルを図2-2に示す．この2関節リンクモデルは立ち上がりモデルであり，体幹部の重心を基底部とした．また，足関節（A）を支持部とした．この2関節リンクモデルの駆動源は股関節（H）の一関節伸筋（ f_1 ）と一関節屈筋（ e_1 ）の拮抗一関節筋ペア，膝関節（K）の一関節屈筋（ f_2 ）と一関節伸筋（ e_2 ）の拮抗一関節筋ペア，股関節（H）を伸展させると同時に膝関節（K）を屈曲させる二関節筋（ f_3 ）と股関節（H）を屈曲させると同時に膝関節（K）を伸展させる二関節筋（ e_3 ）の拮抗二関節筋ペアの三対6筋とした．ヒト下肢の筋配列に対応すると，筋 f_1 は股関節（H）の一関節伸筋の大殿筋（Gm），筋 e_1 は股関節（H）の一関節屈筋の腸骨筋（Ii），筋 f_2 は膝関節（K）の一関節屈筋の大腿二頭筋短頭（Bs），筋 e_2 は膝関節（K）の一関節伸筋の内側広筋（Vm），中間広筋（Vi），外側広筋（Vl），筋 f_3 は大腿部後面の二関節筋である内側ハム

ストリングス (Mh), 外側ハムストリングス (Lh), 筋 e_3 は大腿部前面の二関節筋である大腿直筋 (Rf) となる。股関節 (H) および膝関節 (K) に発生するトルクをそれぞれ

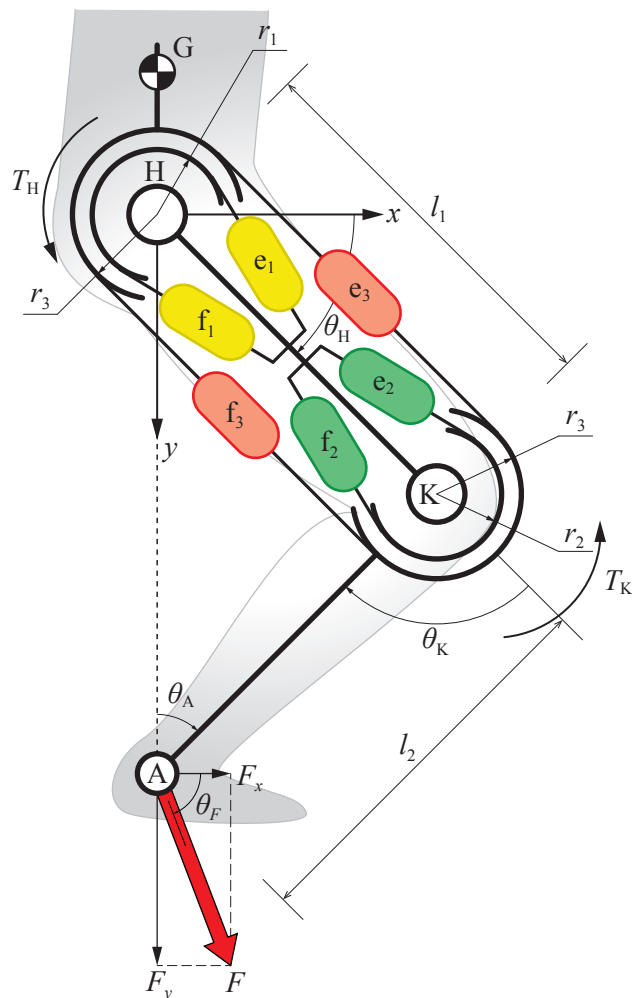


図 2-1 構築した 2 関節リンクモデル

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, G: 重心, f_1, e_1 : 関節 H の拮抗一関節筋ペア, f_2, e_2 : 関節 K の拮抗一関節筋ペア, f_3, e_3 : 大腿部の拮抗二関節筋ペア, r_1 : 関節 H の一関節筋 f_1, e_1 のモーメントアーム, r_2 : 関節 K の一関節筋 f_2, e_2 のモーメントアーム, r_3 : 大腿部の二関節筋 f_3, e_3 のモーメントアーム, l_1 : 大腿部のリンク長, l_2 : 下腿部のリンク長, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, θ_F : リンク先端 A に発生する力方向, T_H : 関節 H に発生する関節トルク, T_K : 関節 K に発生する関節トルク, F : 床反力, F_x : x 軸上の力の大きさ, F_y : y 軸上の力の大きさ.

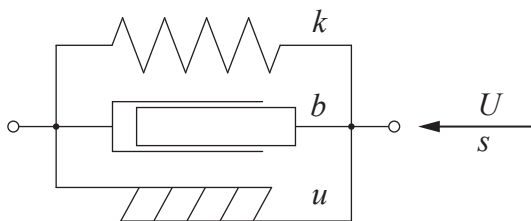


図 2-2 筋の粘弾性モデル

u : 筋の収縮力, k : 筋の弾性要素, b : 筋の粘性要素, U : 筋力, s : 収縮変位.

T_H および T_K とし、股関節 (H) および膝関節 (K) の角度をそれぞれ θ_H および θ_K とした。また、拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) が収縮した際の股関節 (H) に対するモーメントアームを r_1 、拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) が収縮した際の膝関節 (K) に対するモーメントアームを r_2 、拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) が収縮した際の股関節 (H) と膝関節 (K) の2つの関節に対するモーメントアームを r_3 とし、大腿部に相当する股関節 (H) と膝関節 (K) 間の第1リンク長を l_1 、下腿部に相当する膝関節 (K) と足関節 (A) 間の第2リンク長を l_2 とした。なお、このリンクモデルの駆動源である筋は一般的な筋の粘弾性モデル (図 2-2) とし、筋の収縮力 (u) に並列となる弾性要素 (k) と粘性要素 (b) が存在するモデルとした。このモデルは筋の収縮力 (u) に対する弾性係数は ku 、粘性係数は bu となり、この時の収縮変位量を s とすると筋力 (U) は、

$$U = u - kus - bu \frac{ds}{dt} \quad \text{----(2.1)}$$

となる。式 (2.1) より、この筋モデルは筋の収縮力 (u) によって、筋の弾性係数と筋の粘性係数が変化し、収縮力 (u) に対して並列に粘性と弾性が存在するため、弾性による抵抗力 (kus) と粘性による抵抗力 ($bu \cdot ds/dt$) が生じ、その2つの抵抗力によって、収縮力 (u) が減少した力が筋力 (U) となることがわかる。本解析は安定した姿勢 (静止姿勢) または、準静的なゆっくりな動作に着目するため、筋収縮速度が零 ($ds/dt = 0$) となる弾性要素のみとした。よって、筋力 (U) は、

$$U = u - kus \quad \text{----(2.2)}$$

となり、この筋の収縮力 (u) によってリンク先端である足関節 (A) に発生する出力の特性について解析をおこなった。

2.2.2 二関節筋を考慮した出力および方向制御

前項 2.2.1 で構成した2関節リンクモデルの立ち上がりモデルをもちい、大腿部の三対6筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ の筋力 $U_{f_i}, U_{e_i} (i = 1, 2, 3)$ からリンク先端である足関節 (A) に発生する出力 $F(F_x, F_y)$ を求めた。図 2-1 のモデルの筋 f_1 、筋 e_1 、筋 f_2 、筋 e_2 、筋 f_3 、筋 e_3 の筋力 $U_{f_1}, U_{e_1}, U_{f_2}, U_{e_2}, U_{f_3}, U_{e_3}$ と股関節 (H) に発生する関節トルク T_H 、膝関節 (K) に発生する関節トルク T_K の関係は、筋力とモーメントアームの積より、

$$\begin{aligned} T_H &= (U_{f_1} - U_{e_1}) r_1 + (U_{f_3} - U_{e_3}) r_3, \\ T_K &= (U_{f_2} - U_{e_2}) r_2 + (U_{f_3} - U_{e_3}) r_3 \end{aligned} \quad \text{----(2.3)}$$

となり，行列で表すと，

$$\begin{bmatrix} T_H \\ T_K \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_1 & 0 & r_3 \\ 0 & r_2 & r_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U_{f1} - U_{e1} \\ U_{f2} - U_{e2} \\ U_{f3} - U_{e3} \end{bmatrix} \quad \text{----(2.4)}$$

となる．リンク要素に着目し，第1リンク長 l_1 ，第2リンク長 l_2 と股関節角度 θ_H ，膝関節角度 θ_K より，リンク先端 (A) の位置 (x, y) を求めると，

$$\begin{aligned} x &= l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_H + \theta_K), \\ y &= l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_H + \theta_K) \end{aligned} \quad \text{----(2.5)}$$

となる．よって，各関節トルク T_H ， T_K と系先端の出力 $F(F_x, F_y)$ との関係は，

$$\begin{bmatrix} T_H \\ T_K \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin \theta_H - l_2 \sin(\theta_H + \theta_K) & l_1 \cos \theta_H + l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) \\ -l_2 \sin(\theta_H + \theta_K) & l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} \quad \text{----(2.6)}$$

となる．式 (2.6) より，各関節トルク T_H ， T_K を入力として，出力を $F(F_x, F_y)$ とすると，

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin \theta_H - l_2 \sin(\theta_H + \theta_K) & l_1 \cos \theta_H + l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) \\ -l_2 \sin(\theta_H + \theta_K) & l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} T_H \\ T_K \end{bmatrix} \quad \text{----(2.7)}$$

これに式 (2.4) を代入すると，

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin \theta_H - l_2 \sin(\theta_H + \theta_K) & l_1 \cos \theta_H + l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) \\ -l_2 \sin(\theta_H + \theta_K) & l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} r_1 & 0 & r_3 \\ 0 & r_2 & r_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U_{f1} - U_{e1} \\ U_{f2} - U_{e2} \\ U_{f3} - U_{e3} \end{bmatrix} \quad \text{----(2.8)}$$

となり，逆行列を求めると，

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{l_1 l_2 \sin \theta_K} \begin{bmatrix} l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) & -l_1 \cos \theta_H - l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) \\ l_2 \sin(\theta_H + \theta_K) & -l_1 \sin \theta_H - l_2 \sin(\theta_H + \theta_K) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_1 & 0 & r_3 \\ 0 & r_2 & r_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U_{f1} - U_{e1} \\ U_{f2} - U_{e2} \\ U_{f3} - U_{e3} \end{bmatrix} \quad \text{----(2.9)}$$

となる．姿勢変化と先端出力の変化をわかりやすくするために，大腿部の第1リンク長 l_1 と下腿部の第2リンク長 l_2 を等しい l とし，各関節を $\angle KAH = \theta_A$ とするとすると，

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A} \begin{bmatrix} -\sin \theta_A & 0 \\ \cos \theta_A & -2 \cos \theta_A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_1 & 0 & r_3 \\ 0 & r_2 & r_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U_{f1} - U_{e1} \\ U_{f2} - U_{e2} \\ U_{f3} - U_{e3} \end{bmatrix} \quad \text{----(2.10)}$$

となる．式 (2.10) より，三対6筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ のうちの1筋のみが収縮したときに発生する出力 $F_{fi}, F_{ei} (i = 1, 2, 3)$ とその出力方向 $\theta_{fi}, \theta_{ei} (i = 1, 2, 3)$ を求めると，

筋 f_1 のみが収縮する場合（筋力 U_{f1} 以外が零の場合）は，

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A} \begin{bmatrix} -\sin \theta_A & 0 \\ \cos \theta_A & -2 \cos \theta_A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_1 U_{f1} \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{----(2.11)}$$

となり，式(2.11)より出力 $F(F_x, F_y)$ が求まる．

また， $F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2}$ と $\tan \theta_F = \frac{F_y}{F_x}$ より，出力 F_{f1} とその方向 θ_{f1} を求めると，

$$F_{f1} = \frac{r_1 U_{f1}}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A},$$

$$\theta_{f1} = \frac{\pi}{2} + \theta_A \quad \text{----(2.12)}$$

となる．

筋 e_1 のみが収縮する場合（筋力 U_{e1} 以外が零の場合）は，

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A} \begin{bmatrix} -\sin \theta_A & 0 \\ \cos \theta_A & -2 \cos \theta_A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -r_1 U_{e1} \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{----(2.13)}$$

となり，筋 f_1 のみが収縮したときと同様に，式(2.13)より出力 F_{e1} とその方向 θ_{e1} を求めると，

$$F_{e1} = \frac{r_1 U_{e1}}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A},$$

$$\theta_{e1} = \theta_A - \frac{\pi}{2} \quad \text{----(2.14)}$$

となる．

筋 f_2 のみが収縮する場合（筋力 U_{f2} 以外が零の場合）は，

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A} \begin{bmatrix} -\sin \theta_A & 0 \\ \cos \theta_A & -2 \cos \theta_A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ r_2 U_{f2} \end{bmatrix} \quad \text{----(2.15)}$$

となり，式(2.15)より，出力 F_{f2} とその方向 θ_{f2} を求めると，

$$F_{f2} = \frac{r_2 U_{f2}}{l \sin \theta_A},$$

$$\theta_{f2} = -\frac{\pi}{2} \quad \text{----(2.16)}$$

となる．

筋 e_2 のみが収縮する場合（筋力 U_{e2} 以外が零の場合）は，

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A} \begin{bmatrix} -\sin \theta_A & 0 \\ \cos \theta_A & -2 \cos \theta_A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ -r_2 U_{e2} \end{bmatrix} \quad \text{----(2.17)}$$

となり，式(2.17)より，出力 F_{e2} とその方向 θ_{e2} を求めると，

$$F_{e2} = \frac{r_2 U_{e2}}{l \sin \theta_A},$$

$$\theta_{e2} = \frac{\pi}{2} \quad \text{-----(2.18)}$$

となる.

筋 f_3 のみが収縮する場合 (筋力 U_{f3} 以外が零の場合) は,

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A} \begin{bmatrix} -\sin \theta_A & 0 \\ \cos \theta_A & -2 \cos \theta_A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_3 U_{f3} \\ r_3 U_{f3} \end{bmatrix} \quad \text{-----(2.19)}$$

となり, 式 (2.19) より, 出力 F_{f3} とその方向 θ_{f3} を求めると,

$$F_{f3} = \frac{r_3 U_{f3}}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A},$$

$$\theta_{f3} = \frac{3\pi}{2} - \theta_A \quad \text{-----(2.20)}$$

となる.

筋 e_3 のみが収縮する場合 (筋力 U_{e3} 以外が零の場合) は,

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A} \begin{bmatrix} -\sin \theta_A & 0 \\ \cos \theta_A & -2 \cos \theta_A \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -r_3 U_{e3} \\ -r_3 U_{e3} \end{bmatrix} \quad \text{-----(2.21)}$$

となり, 式 (2.21) より, 出力 F_{e3} とその方向 θ_{e3} を求めると,

$$F_{e3} = \frac{r_3 U_{e3}}{2l \sin \theta_A \cos \theta_A},$$

$$\theta_{e3} = \frac{\pi}{2} - \theta_A \quad \text{-----(2.22)}$$

となる.

これらの結果より, 三対6筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ の収縮によって, リンク先端の足関節 (A) に発生する力の方向 $\theta_{fi}, \theta_{ei} (i = 1, 2, 3)$ がわかり, これを図のリンク先端の足関節 (A) 上に作図して示したものが図 2-3 である. この図より, 姿勢を $\theta_H = 45^\circ, \theta_K = 90^\circ$ とした場合, 対となる拮抗筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ の収縮力の差 $u_{fi} - u_{ei} (i = 1, 2, 3)$ によって発生する拮抗筋ペアの筋出力からリンク先端の足関節 (A) に発生する力の方向を求めると図 2-4 となる. 各拮抗筋ペア $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ による出力方向は姿勢条件で定められた方向, すなわち, 股関節 (H) の拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) の収縮力の差 ($u_{f1} - u_{e1}$) によるリンク先端の足関節 (A) の出力 $F_{e1} - F_{f1}$ の方向は膝関節 (K) と足関節 (A) を結ぶ方向, 膝関節 (K) の拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) の収縮力の差 ($u_{f2} - u_{e2}$) によるリンク先端の足関節 (A) の出力 $F_{e2} - F_{f2}$ の方向は股関節 (H) と足関節 (A) を結ぶ方向, 股関節 (H)

と膝関節 (K) のに同時に関与する拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) の収縮力の差 ($u_{f_3}-u_{e_3}$) によるリンク先端の足関節 (A) の出力 $F_{e_3}-F_{f_3}$ の方向は股関節 (H) と膝関節 (K) を結ぶ方向と平行な方向となる。対となる拮抗筋ペアの収縮力 (活動) の差によって生じるリンク先端の足関節 (A) の3つのベクトルの和が体幹を支えるためには、拮抗筋ペア間で筋 f_1, e_2, e_3 の収縮力 (活動) が大きくなければならない。また、股関節 (H) の拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) の収縮力の差 ($u_{f_1}-u_{e_1}$) によって生じる出力 $F_{e_1}-F_{f_1}$ と股関節 (H) と膝関節 (K) に同時に関与する拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) の収縮力の差 ($u_{f_3}-u_{e_3}$)

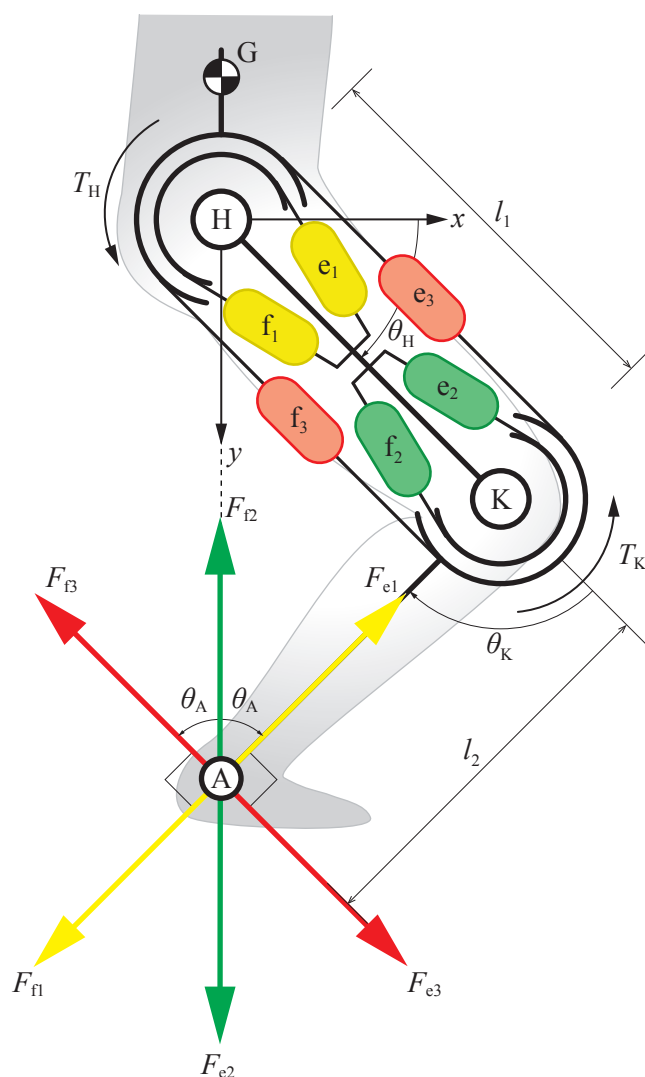


図 2-3 各筋の収縮による出力方向

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, G: 重心, f_1, e_1 : 関節 H の拮抗一関節筋ペア, f_2, e_2 : 関節 K の拮抗一関節筋ペア, f_3, e_3 : 大腿部の拮抗二関節筋ペア, l_1 : 大腿部のリンク長, l_2 : 下腿部のリンク長, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, θ_A : 関節 A の角度, T_H : 関節 H に発生する関節トルク, T_K : 関節 K に発生する関節トルク, F_{f_1}, F_{e_1} : 筋 f_1, e_1 の先端 A に発生する出力方向, F_{f_2}, F_{e_2} : 筋 f_2, e_2 の先端 A に発生する出力方向, F_{f_3}, F_{e_3} : 筋 f_3, e_3 の先端 A に発生する出力方向。

によって生じる出力 $F_{e3}-F_{f3}$ は膝関節 (K) の拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) の収縮力の差 ($u_{f2}-u_{e2}$) によって生じる出力 $F_{e2}-F_{f2}$ の出力方向に対して線対称となっていることがわかる。これより、足関節 (A) に発生する力が鉛直下向き、すなわち、股関節 (H) を通る体幹方向になるには股関節 (H) の拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) の収縮力の差 ($u_{f1}-u_{e1}$) によって生じる出力 $F_{e1}-F_{f1}$ と、股関節 (H) と膝関節 (K) に同時に関与する拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) の収縮力の差 ($u_{f3}-u_{e3}$) によって生じる出力 $F_{e3}-F_{f3}$ の大きさが等しい必要があることがわかる。

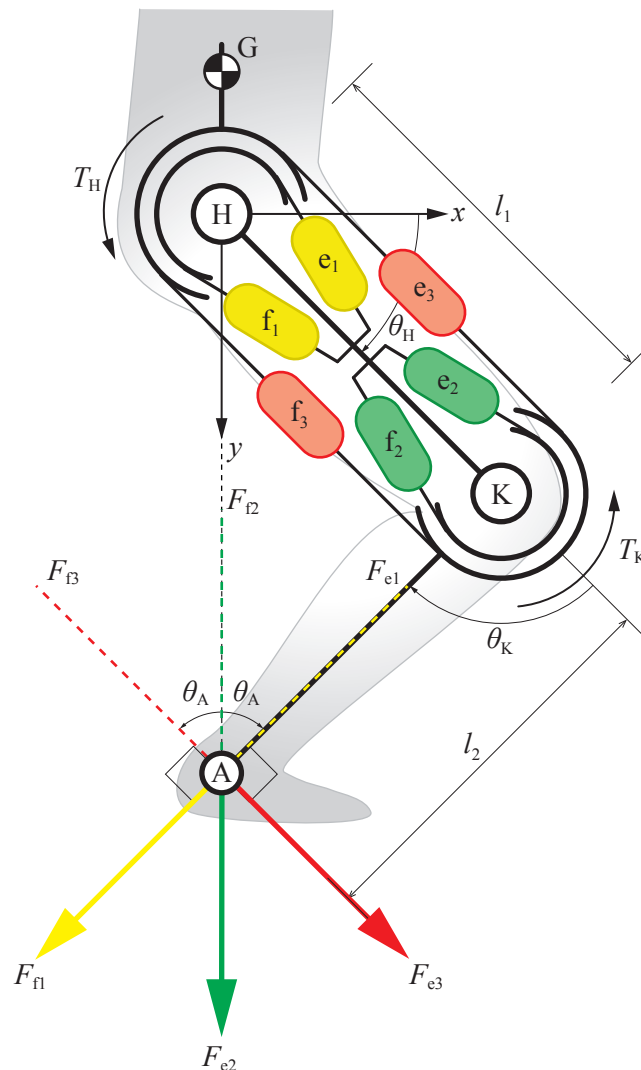


図 2-4 鉛直下方向に出力する場合の主働筋

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, G: 重心, f_1, e_1 : 関節 H の拮抗一関節筋ペア, f_2, e_2 : 関節 K の拮抗一関節筋ペア, f_3, e_3 : 大腿部の拮抗二関節筋ペア, l_1 : 大腿部のリンク長, l_2 : 下腿部のリンク長, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, θ_A : 関節 A の角度, T_H : 関節 H に発生する関節トルク, T_K : 関節 K に発生する関節トルク, F_{f1}, F_{e1} : 筋 f_1, e_1 の先端 A に発生する出力方向, F_{f2}, F_{e2} : 筋 f_2, e_2 の先端 A に発生する出力方向, F_{f3}, F_{e3} : 筋 f_3, e_3 の先端 A に発生する出力方向.

2.2.3 二関節筋を考慮した出力分布

前項 2.2.2 のリンク先端の出力方向より，6 筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ の筋力を $U_{f1}=U_{e1}=U_{f2}=U_{e2}=U_{f3}=U_{e3}$ ，モーメントアームを $r_1=r_2=r_3$ ，リンク長を $l_1=l_2$ とした際の足関節 (A) に発生する 6 筋の出力 $F_{fi}, F_{ei} (i = 1, 2, 3)$ の合力からリンク先端の足関節 (A) に発揮できる出力分布を 6 角形 $D_i (i = 1, 2, 3, 4, 5, 6)$ で表すことができる (図 2-5)．この 6 角形 $D_i (i = 1, 2, 3, 4, 5, 6)$ の辺 D_1-D_6 ，辺 D_3-D_4 はリンク K-A と平行で出力 $F_{f1}+F_{e1}$ と同じ長さとなり，辺 D_2-D_3 ，辺 D_5-D_6 はリンク H-A と平行で出力 $F_{f2}+F_{e2}$ と同じ長さとなり，辺 D_1-D_2 ，辺 D_4-D_5 はリンク H-K と平行で出力 $F_{f3}+F_{e3}$ と同じ長さとなる．さらに，1 対の拮抗筋ペアの先端出力の比が求めれば，各筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ ごとの先端出力 $F_{fi}, F_{ei} (i = 1, 2, 3)$ を求めることができる．つまり，この 6 角形の出力分布を測定することができれば，6 筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ が足関節 (A) に発揮することのできる出力を求めることができ，一関節筋と二関節筋の生体内力 (筋力) を個別に推定することが可能となる．次に，下肢全体の姿勢を変化させた場合の出力分布を図 2-6 に示す．図 2-6 は各筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ の筋力 ($U_{fi}, U_{ei} (i = 1, 2, 3)$) が全て等しい場合の関節角度 (θ_H, θ_K) が $(22.5^\circ, 135^\circ)$ ， $(30^\circ, 120^\circ)$ ， $(45^\circ, 90^\circ)$ ， $(60^\circ, 60^\circ)$ となる 4 姿勢における出力分布となっている．この結果から，下肢全体が伸展する姿勢では x 軸方向には出力が小さくなり， y 軸方向には出力が大きくなることがわかる．各筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ の筋力 $U_{fi}, U_{ei} (i = 1, 2, 3)$ が全て等しい場合，6 角形の各頂点はリンクの姿勢で決まる方向と一致していることがわかる．これより，6 角形の形状はリンクの姿勢で変わることがわかる．しかし，実際のヒトの生体内力 (筋力) が全て同じになることはありえない．そこで，二関節リンクモデルのモーメントアームを $r_1=r_2=r_3$ ，リンク長を $l_1=l_2$ とし，各筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ の筋力 $U_{fi}, U_{ei} (i = 1, 2, 3)$ の筋力比が $U_{f1} : U_{e1} : U_{f2} : U_{e2} : U_{f3} : U_{e3} = 1 : 1 : 1 : 5 : 2 : 2$ となる場合の足関節 (A) に発生する出力 $F_{fi}, F_{ei} (i = 1, 2, 3)$ を求め，6 角形の出力分布を算出した (図 2-7)．この結果より，大腿部における各筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ の筋力 $U_{fi}, U_{ei} (i = 1, 2, 3)$ が異なる場合でも図 2-7 のように出力分布を 6 角形で表すことができ，各先端出力和 $F_{fi}+F_{ei} (i = 1, 2, 3)$ から二関節筋を含めた生体内力 (筋力) を推定することができる．

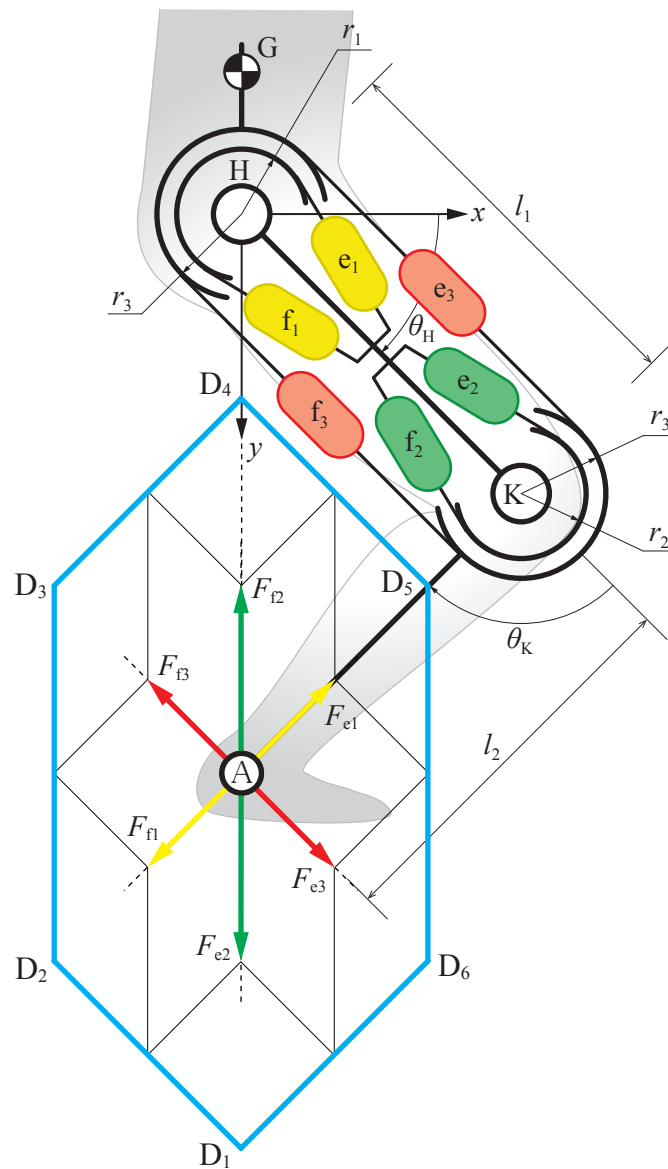


図 2-5 二関節リンクモデルによる上肢先端出力特性

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, G: 重心, f_1, e_1 : 関節 H の拮抗一関節筋ペア, f_2, e_2 : 関節 K の拮抗一関節筋ペア, f_3, e_3 : 大腿部の拮抗二関節筋ペア, r_1 : 関節 H の一関節筋 f_1, e_1 のモーメントアーム, r_2 : 関節 K の一関節筋 f_2, e_2 のモーメントアーム, r_3 : 大腿部の二関節筋 f_3, e_3 のモーメントアーム, l_1 : 大腿部のリンク長, l_2 : 下腿部のリンク長, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, T_H : 関節 H に発生する関節トルク, T_K : 関節 K に発生する関節トルク, F_{f1}, F_{e1} : 筋 f_1, e_1 の先端 A に発生する出力方向, F_{f2}, F_{e2} : 筋 f_2, e_2 の先端 A に発生する出力方向, F_{f3}, F_{e3} : 筋 f_3, e_3 の先端 A に発生する出力方向, D_1 : F_{f1}, F_{e2}, F_{e3} の合成出力, D_2 : F_{f1}, F_{f3}, F_{e2} の合成出力, D_3 : F_{f1}, F_{f2}, F_{f3} の合成出力, D_4 : F_{f2}, F_{f3}, F_{e1} の合成出力, D_5 : F_{f2}, F_{e1}, F_{e3} の合成出力, D_6 : F_{e1}, F_{e2}, F_{e3} の合成出力.

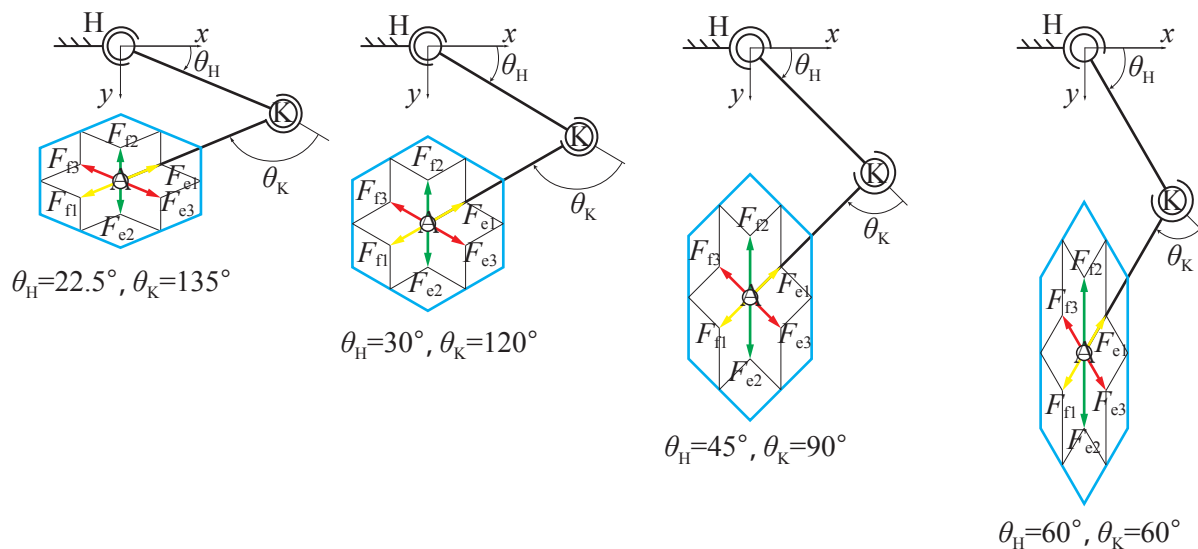


図2-6 筋力が等しい場合の各姿勢における出力分布

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, F_{f1}, F_{e1} : 筋 f_1, e_1 の先端 A に発生する出力方向, F_{f2}, F_{e2} : 筋 f_2, e_2 の先端 A に発生する出力方向, F_{f3}, F_{e3} : 筋 f_3, e_3 の先端 A に発生する出力方向.

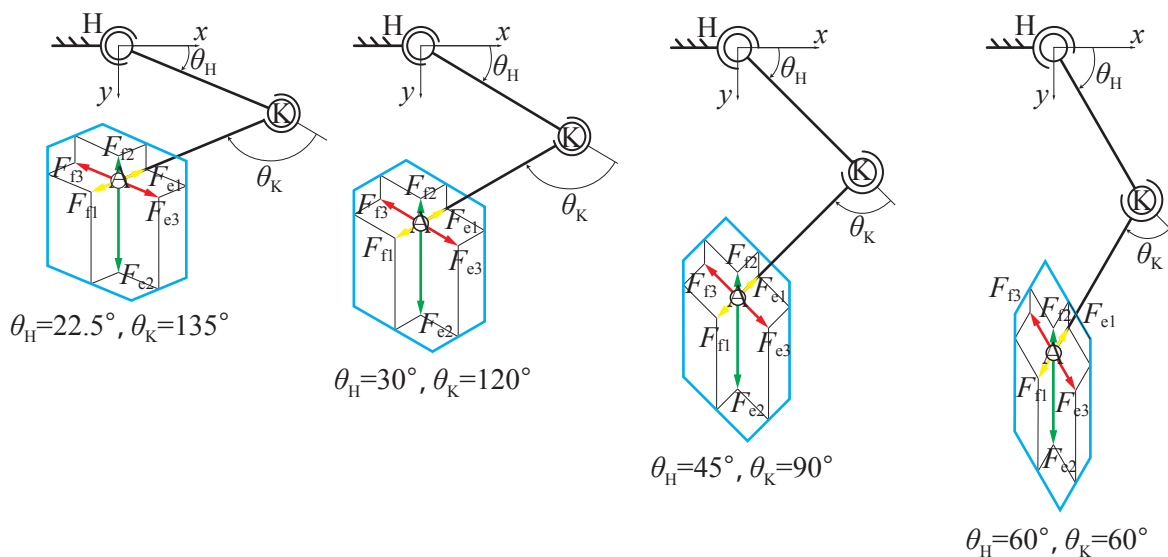


図2-7 筋力が異なる場合の各姿勢における出力分布

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, F_{f1}, F_{e1} : 筋 f_1, e_1 の先端 A に発生する出力方向, F_{f2}, F_{e2} : 筋 f_2, e_2 の先端 A に発生する出力方向, F_{f3}, F_{e3} : 筋 f_3, e_3 の先端 A に発生する出力方向.

2.3 2 関節リンクモデル（立ち上がりモデル）による剛性制御

2.3.1 リンク先端部の弾性楕円と軌道

図 2-1 のモデルをもちいて，三対 6 筋の拮抗筋ペアである筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ における弾性係数とトルクの関係を求める．それぞれの筋の出力 $U_{fi}, U_{ei} (i = 1, 2, 3)$ は，筋 $f_i, e_i (i = 1, 2, 3)$ の収縮方向を正とすると，

$$\begin{aligned} U_{fi} &= u_{fi} - k_i \cdot s_{fi}, \\ U_{ei} &= u_{ei} - k_i \cdot s_{ei} \end{aligned} \quad \text{----(2.23)}$$

となり， $U_{fi}, U_{ei} (i = 1, 2, 3)$ は各筋の筋力であり， $s_{fi}, s_{ei} (i = 1, 2, 3)$ は各筋の収縮変位， $k_i (i = 1, 2, 3)$ は各筋の弾性係数である．各関節のトルクは一関節筋と二関節筋の拮抗筋ペアによる筋力の差から求められるため，式 (2.4) より股関節トルク (T_H) と膝関節トルク (T_K) は，

$$\begin{aligned} T_H &= (U_{f1} - U_{e1}) r_1 + (U_{f3} - U_{e3}) r_3, \\ T_K &= (U_{f2} - U_{e2}) r_2 + (U_{f3} - U_{e3}) r_3 \end{aligned} \quad \text{----(2.24)}$$

となり， $r_i (i = 1, 2, 3)$ は各関節におけるモーメントアームを示す．各筋の収縮変位 $s_{fi}, s_{ei} (i = 1, 2, 3)$ と股関節角度 (θ_H) と膝関節角度 (θ_K) の関係は，

$$\begin{aligned} s_{f1} &= r_1 \theta_H, \\ s_{e1} &= -r_1 \theta_H, \\ s_{f2} &= r_2 \theta_K, \\ s_{e2} &= -r_2 \theta_K, \\ s_{f3} &= r_3 \theta_H + r_2 \theta_K, \\ s_{e3} &= -r_3 \theta_H - r_2 \theta_K \end{aligned} \quad \text{----(2.25)}$$

となり，式 (2.23)，式 (2.24)，式 (2.25) より，各関節トルクの微小変化 ($\Delta T_H, \Delta T_K$) と関節角度の微小変化 ($\Delta \theta_H, \Delta \theta_K$) の関係は，

$$\begin{bmatrix} \Delta T_H \\ \Delta T_K \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2k_1 r_1^2 + 2k_3 r_3^2 & 2k_3 r_3^2 \\ 2k_3 r_3^2 & 2k_2 r_2^2 + 2k_3 r_3^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta \theta_H \\ \Delta \theta_K \end{bmatrix} \quad \text{----(2.26)}$$

となる．リンク先端の足関節 (A) の座標 (x, y) とすると，各関節角度 (θ_H, θ_K) との関係は，

$$\begin{aligned} x &= -l \cos \theta_H - l \cos (\theta_H + \theta_K), \\ y &= l \sin \theta_H + l \sin (\theta_H + \theta_K) \end{aligned} \quad \text{----(2.27)}$$

となり，リンク先端の足関節 (A) の微小変化 ($\Delta x, \Delta y$) と各関節角度の微小変化

$(\Delta\theta_H, \Delta\theta_K)$ の関係は,

$$\begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha & \beta \\ \gamma & \delta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta_H \\ \Delta\theta_K \end{bmatrix}, \quad \text{----(2.28)}$$

$$\alpha = l\sin\theta_H + l\sin(\theta_H + \theta_K),$$

$$\beta = l\sin(\theta_H + \theta_K),$$

$$\gamma = l\cos\theta_H + l\cos(\theta_H + \theta_K),$$

$$\delta = l\cos(\theta_H + \theta_K)$$

となる. リンク先端の足関節 (A) に発生する力の変化 $\Delta F(\Delta F_x, \Delta F_y)$ と各関節トルクの変化 $\Delta T(\Delta T_H, \Delta T_K)$ の関係は,

$$\begin{bmatrix} \Delta T_H \\ \Delta T_K \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha & -\gamma \\ \beta & -\delta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta F_x \\ \Delta F_y \end{bmatrix}, \quad \text{----(2.29)}$$

$$\alpha = l\sin\theta_H + l\sin(\theta_H + \theta_K),$$

$$\beta = l\sin(\theta_H + \theta_K),$$

$$\gamma = l\cos\theta_H + l\cos(\theta_H + \theta_K),$$

$$\delta = l\cos(\theta_H + \theta_K)$$

となる. 式 (2.26), 式 (2.28), 式 (2.29) より, リンク先端の足関節 (A) に発生する力の変化 $\Delta F(\Delta F_x, \Delta F_y)$ と微小変位 $(\Delta x, \Delta y)$ の関係は,

$$\begin{bmatrix} \Delta F_x \\ \Delta F_y \end{bmatrix} = \mathbf{K} \cdot \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix}, \quad \text{----(2.30)}$$

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} \alpha & -\gamma \\ \beta & -\delta \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} K_1 + K_3 & K_3 \\ K_3 & K_2 + K_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha & \beta \\ \gamma & \delta \end{bmatrix}^{-1},$$

$$K_1 = 2k_1 r_1^2,$$

$$K_2 = 2k_2 r_2^2,$$

$$K_3 = 2k_3 r_3^2,$$

$$\alpha = l\sin\theta_H + l\sin(\theta_H + \theta_K),$$

$$\beta = l\sin(\theta_H + \theta_K),$$

$$\gamma = l\cos\theta_H + l\cos(\theta_H + \theta_K),$$

$$\delta = l\cos(\theta_H + \theta_K)$$

となる. ここで, $\alpha, \beta, \gamma, \delta$ は式 (2.28) 内の要素であり, リンク長と姿勢によって定まる. これより, リンク先端の足関節 (A) の微小変位 $(\Delta x, \Delta y)$ によって発生する力の大きさ

の変化 (ΔF) とその方向 (θ_F) は,

$$\begin{aligned}\Delta F &= \sqrt{\Delta F_x^2 + \Delta F_y^2}, \\ \theta_F &= \tan^{-1} \frac{F_y}{F_x}\end{aligned}\quad \text{----(2.31)}$$

となる.

図 2-8 にリンク先端の足関節 (A) に発生する任意の弾性楕円を示す. この任意の弾性楕円の長軸長は $2A_e$, 短軸長は $2B_e$, 傾きは θ_e とした. 弾性楕円の長軸長 ($2A_e$) と短軸長 ($2B_e$) は x' 軸上の弾性係数と y' 軸上の弾性係数である. リンク先端の足関節 (A) の任意の弾性係数を k_e とすると, 弾性楕円は,

$$(A_e \cos^2 \theta_e + B_e \sin^2 \theta_e) \Delta x^2 + (A_e \sin^2 \theta_e + B_e \cos^2 \theta_e) \Delta y^2 + 2 \sin \theta_e \cos \theta_e (A_e - B_e) \Delta x \Delta y = 1 \quad \text{----(2.32)}$$

となる. 式 (2.30) より, リンク先端の足関節 (A) のポテンシャルエネルギー (E_p) は,

$$E_p = \begin{bmatrix} \Delta x & \Delta y \end{bmatrix} \cdot \mathbf{K} \cdot \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} \quad \text{----(2.33)}$$

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} \alpha & -\gamma \\ \beta & -\delta \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} K_1 + K_3 & K_3 \\ K_3 & K_2 + K_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha & \beta \\ \gamma & \delta \end{bmatrix}^{-1},$$

$$K_1 = 2k_1 r_1^2,$$

$$K_2 = 2k_2 r_2^2,$$

$$K_3 = 2k_3 r_3^2,$$

$$\alpha = l \sin \theta_H + l \sin(\theta_H + \theta_K),$$

$$\beta = l \sin(\theta_H + \theta_K),$$

$$\gamma = l \cos \theta_H + l \cos(\theta_H + \theta_K),$$

$$\delta = l \cos(\theta_H + \theta_K)$$

となり, リンク先端の足関節 (A) の任意の弾性係数を k_e とポテンシャルエネルギーを E_p とすると, 弾性楕円の長軸長 ($2A_e$), 短軸長 ($2B_e$), y' 軸からの弾性楕円の傾き (θ_e) を各拮抗筋の弾性係数より求めることができる. また, 弾性楕円上の任意の点 P の方向を θ_F' とすると, 点 P の方向 (θ_F') へ微小力 $\Delta F'$ を発生させた場合のリンク先端の足関節 (A) の微小変位 $\Delta L'(\Delta x', \Delta y')$ の関係は,

$$\begin{bmatrix} \Delta x' \\ \Delta y' \end{bmatrix} = \Delta F' \cdot K \cdot \begin{bmatrix} \frac{\sin\theta_F}{2B_e} \\ \frac{\cos\theta_F}{2A_e} \end{bmatrix} \quad \text{----(2.34)}$$

$$K = \begin{bmatrix} \alpha & -\gamma \\ \beta & -\delta \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} K_1+K_3 & K_3 \\ K_3 & K_2+K_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha & \beta \\ \gamma & \delta \end{bmatrix}^{-1},$$

$$K_1 = 2k_1 r_1^2,$$

$$K_2 = 2k_2 r_2^2,$$

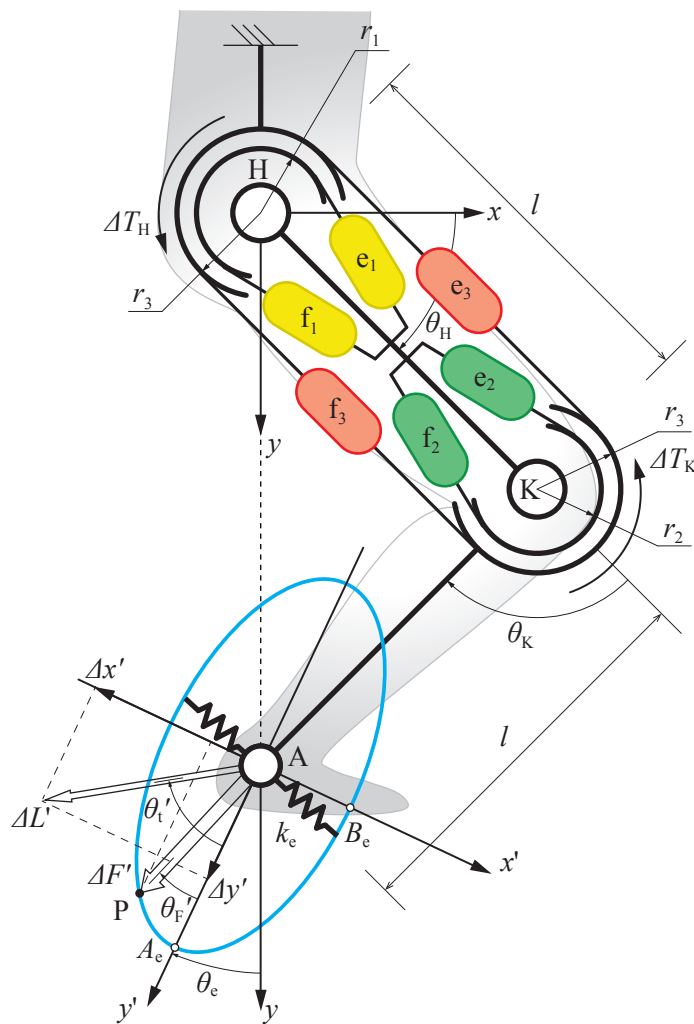


図2-8 接地点に発生する弾性楕円

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, \$f_1, e_1\$: 関節Hの拮抗一関節筋ペア, \$f_2, e_2\$: 関節Kの拮抗一関節筋ペア, \$f_3, e_3\$: 大腿部の拮抗二関節筋ペア, \$r_1\$: 関節Hの一関節筋 \$f_1, e_1\$ のモーメントアーム, \$r_2\$: 関節Kの一関節筋 \$f_2, e_2\$ のモーメントアーム, \$r_3\$: 大腿部の二関節筋 \$f_3, e_3\$ のモーメントアーム, \$l\$: 大腿部のリンク長, 下腿部のリンク長, \$\theta_H\$: 関節Hの角度, \$\theta_K\$: 関節Kの角度, P: 任意の点, \$\Delta T_H\$: 関節Hに発生する関節トルク, \$\Delta T_K\$: 関節Kに発生する関節トルク, \$\Delta F'\$: 微小力, \$\Delta L'\$: 微小変位, \$\theta_F'\$: 微小力の方向, \$\theta_L'\$: 微小変位の方向, \$\theta_e\$: 弾性楕円の傾き, \$k_e\$: 弾性係数, \$A_e\$: 弾性楕円の長軸長, \$B_e\$: 弾性楕円の短軸長.

$$\begin{aligned}
K_3 &= 2k_3r_3^2, \\
\alpha &= l\sin\theta_H + l\sin(\theta_H+\theta_K), \\
\beta &= l\sin(\theta_H+\theta_K), \\
\gamma &= l\cos\theta_H + l\cos(\theta_H+\theta_K), \\
\delta &= l\cos(\theta_H+\theta_K)
\end{aligned}$$

となり，リンク先端の足関節 (A) の微小変位 $\Delta L'$ の方向を θ_i' とすると，

$$\tan\theta_i' = \frac{\Delta x'}{\Delta y'} = \frac{A_e}{B_e} \tan\theta_F' \quad \text{----(2.35)}$$

となる．これより，リンク先端の足関節 (A) に発生する力の方向とその移動方向は，弾性楕円の傾きにより変化することがわかる．発生する力の方向とその移動方向を一致させるためには，発生する力の方向が弾性楕円の長軸上または短軸上，または，弾性楕円の形状が円とならなければならない．しかし，リンク先端の足関節 (A) に発生する弾性楕円は姿勢によって変化することにより， y 軸上のリンク先端の移動方向の場合は y 軸上に弾性楕円の軸と発生する力の方向が存在しなければ，リンク先端の変位方向と一致しないことがわかる．すなわち，リンク先端を y 軸上に変位させた場合に発生する力の方向 (θ_F) が y 軸上と異なることは発生する弾性楕円の軸の傾きがリンク先端の変位方向と一致していないと考えられる．

2.3.2 リンク先端の変位と発生する力の関係

図 2-9 のモデルをもちいて初期姿勢のリンク先端の足関節 (A) を y 軸に沿って基底部方向に受動的に変位 (d) させたときに発生する力の方向 (θ_d) を求めた．モデルの姿勢条件は拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) が収縮した際の股関節 (H) に対するモーメントアームを r_1 ，拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) が収縮した際の膝関節 (K) に対するモーメントアームを r_2 ，拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) が収縮した際の股関節 (H) と膝関節 (K) の 2 つの関節に対するモーメントアームを r_3 とし，大腿部に相当する股関節 (H) と膝関節 (K) 間の第 1 リンク長を l_1 ，下腿部に相当する膝関節 (K) と足関節 (A) 間の第 2 リンク長を l_2 とした．モデルの初期姿勢は股関節 (H) と膝関節 (K) およびリンク先端の足関節 (A) が一直線上となる姿勢 ($\theta_H = 90^\circ, \theta_K = 0^\circ$) とした．また，各関節のモーメントアームの比率 ($r_1:r_2:r_3 = 1:1:1$) と各リンク長の比率 ($l_1:l_2 = 1:1$) は同じとした．

図 2-10 に各拮抗筋の弾性係数 k_i ($i = 1, 2, 3$) のみを変化させた場合のリンク先端の

足関節(A)の変位(d)と発生する力の方向(θ_d)の関係を示す. 図2-10(a)は股関節(H)の拮抗一関節筋ペア(f_1, e_1), 図2-10(b)は膝関節(K)の拮抗一関節筋ペア(f_2, e_2), 図2-10(c)は股関節(H)と膝関節(K)に同時に関与する拮抗二関節筋ペア(f_3, e_3)の結果を示す. また, 図中の比率は各拮抗筋の弾性係数の比率($k_1:k_2:k_3$)を示す. 図2-10より, 膝関節(K)の拮抗一関節筋ペアの弾性係数(k_2)を変化させてもリンク先端の足関節(A)の変位方向と発生する力の方向(θ_F)が一致すること($\theta_F = 0^\circ$)が明らかになったが, 股関節(H)の拮抗一関節筋ペアまたは股関節(H)と膝関節(K)に同時に関与する拮抗二関節筋ペアの弾性係数(k_1, k_3)を変化させるとリンク先端の足関節(A)

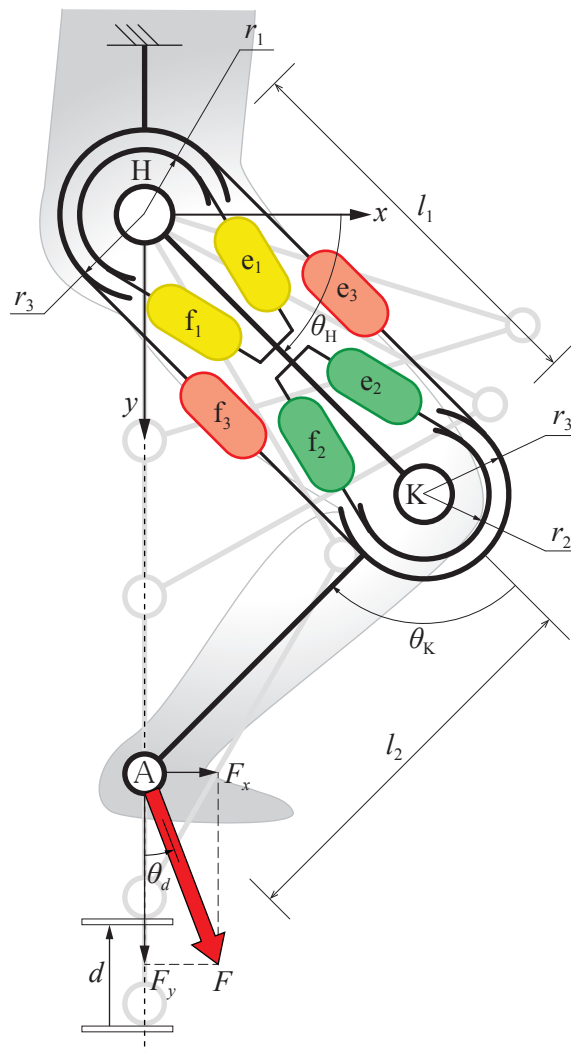


図2-9 接触負荷におけるリンク先端の軌道

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, f_1, e_1 : 関節Hの拮抗一関節筋ペア, f_2, e_2 : 関節Kの拮抗一関節筋ペア, f_3, e_3 : 大腿部の拮抗二関節筋ペア, r_1 : 関節Hの一関節筋 f_1, e_1 のモーメントアーム, r_2 : 関節Kの一関節筋 f_2, e_2 のモーメントアーム, r_3 : 大腿部の二関節筋 f_3, e_3 のモーメントアーム, l_1 : 大腿部のリンク長, l_2 : 下腿部のリンク長, θ_H : 関節Hの角度, θ_K : 関節Kの角度, θ_d : 床反力 F の角度, F : 床反力, d : リンク先端Aの変位.

の変位 (d) に伴い、発生する力の方向 (θ_d) が変化し、アーム先端の変位方向と発生する力の方向 (θ_d) が一致しないことがわかった。また、弾性係数の比率が大きくなるにしたがい、発生する力の方向 (θ_d) も大きくなり、変位方向と発生する力の方向 (θ_d) の差が大きくなることがわかった。これより、立ち上がり動作を可能にするには股関節 (H) の拮抗一関節筋ペアまたは股関節 (H) と膝関節 (K) に同時に関与する拮抗二関節筋ペアの弾性係数 (k_1, k_3) の変化を同等にする必要があることがわかる。

2.4 3 関節リンクモデルによる平行リンク機能

2.4.1 腓腹筋の平行リンク化による機能

ここでは、二関節筋の機能である二関節筋の平行リンク化の機能について検討する。腓腹筋の平行リンク機能は下腿部の下腿骨と下腿部後面の二関節筋である腓腹筋が平行となり、膝関節の角度と足底部の角度変化量が等しくなることである。図 2-11(a)

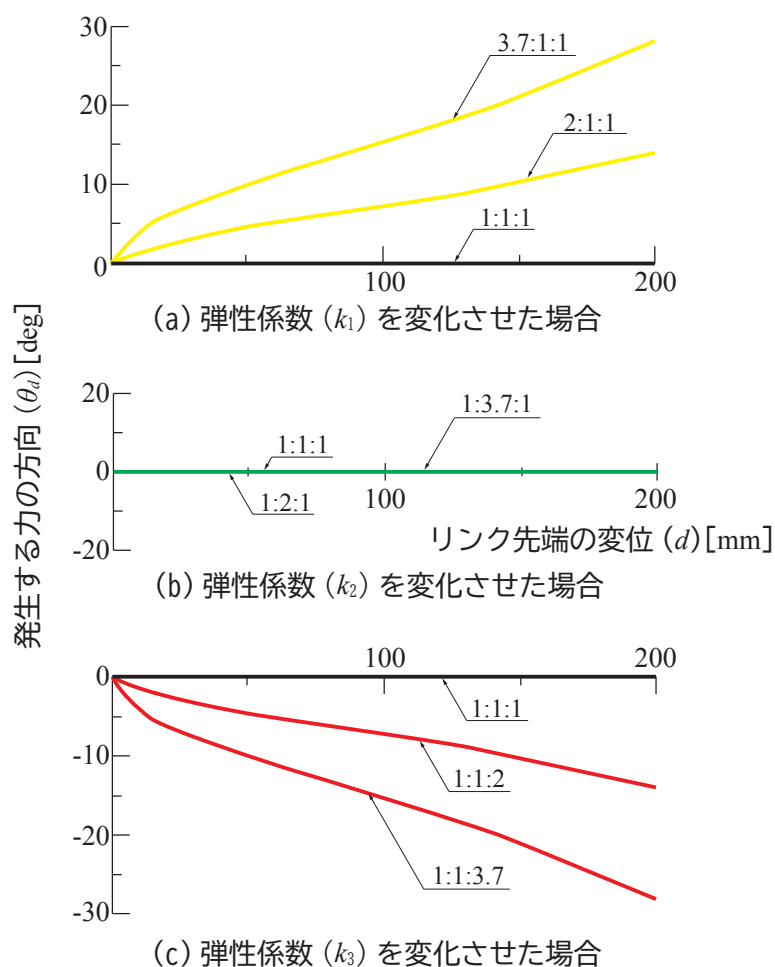


図 2-10 弾性係数を変化させた場合のリンク先端の力の方向

は二関節筋である腓腹筋の要素を持たない下肢のリンクモデルであり、重心 (G) に対する膝関節 (K) の伸展トルク (T_{GK}) および重心 (G) に対する足関節 (A) の伸展トルク (T_{GA}) がそれぞれ独立して存在する 2 自由度のモデルである。下肢のリンクモデルの足底部は足趾 (T) と足関節 (A) 間、下腿部は足関節 (A) と膝関節 (K) 間とし、大腿部に重心 (G) があるモデルである。重心 (G) に対する膝関節 (K) の伸展トルク (T_{GK}) は、直接、膝関節 (K) の伸展トルク (T_K) となり、重心 (G) に対する足関節 (A) の伸展トルク (T_{GA}) は、直接、足関節 (A) の伸展トルク (T_A) となる。

$$\begin{aligned} T_K &= T_{GK}, \\ T_A &= T_{GA} \end{aligned} \quad \text{----(2.36)}$$

ここで、床反力 (F) の方向が重心 (G) に向くためには、足趾 (T) と重心 (G) を結ぶ直線 (n) から膝関節 (K) までの距離 (h_K) および足関節 (A) までの距離 (h_A) と、膝関節 (K) の伸展トルク (T_K) および足関節 (A) の伸展トルク (T_A) の関係は以下を満たす必要がある。

$$\frac{T_K}{T_A} = \frac{h_K}{h_A} = \alpha \quad \text{----(2.37)}$$

すなわち、重心 (G) や姿勢によって変化する α に対して、常に膝関節 (K) の伸展トルク (T_K) および足関節 (A) の伸展トルク (T_A) の比が式 (2.37) を満足するように、重心 (G) に対する膝関節 (K) の伸展トルク (T_{GK}) および重心 (G) に対する足関節 (A) の伸展トルク (T_{GA}) を調節する必要がある。

図 2-11(b) は重心 (G) に対する膝関節 (K) の伸展トルク (T_{GK}) および重心 (G) に対する足関節 (A) の伸展トルク (T_{GA}) を配置し、さらに二関節筋である腓腹筋の要素を持つリンクモデルである。跳躍において、二関節筋である腓腹筋は膝関節 (K) から足関節 (A) へのエネルギー伝達要素であり、腓腹筋の筋長の変化はごくわずかであることから、膝関節 (K) と足関節 (A) を連結する機械的ロッドによって自由度が拘束される 1 自由度モデルである。このリンクモデルは重心 (G) が足先に対して直線的に運動する 1 自由度系であるため、重心 (G) や姿勢の変化にかかわらず、床反力 (F) の方向が重心 (G) を向くという機械的な特徴を有する。関節トルクについてみると、重心 (G) に対する膝関節 (K) の伸展トルク (T_{GK}) の一部は、拘束力 (ロッドの張力あるいは圧縮力) (F_{KA}) として膝関節 (K) から足関節 (A) へ伝達されるとみなすことができる。膝関節 (K) の伸展トルク (T_K) と足関節 (A) の伸展トルク (T_A) はロッドの

取り付け位置，すなわち，モーメントアームの大きさを膝関節 (K)，足関節 (A) とともにとし， r とおくと以下のように表すことができる。

$$\begin{aligned} T_K &= T_{GK} - T_{KA}, \\ T_A &= T_{GA} + T_{KA}, \\ T_{KA} &= F_{KA} \cdot r \end{aligned} \quad \text{----(2.38)}$$

重心 (G) や姿勢によって変化する α に対しても，ロッドを介した膝関節 (K) と足関節 (A) の間の相互のトルクの伝達により，床反力 (F) は常に，重心 (G) の方向を向くように調節される。図 2-11(a) のように，重心 (G) に対する膝関節 (K) の伸展トルク (T_{GK}) および足関節 (A) の一関節伸筋が足関節 (A) に与えるトルク (T_{GA}) の 2 つの運動が独立した平行リンクが存在しないリンクモデルでは，重心 (G) や姿勢の変化を検出し，それによってそれぞれのトルクを調節する制御系が必要になる。しかし，図 2-11(b) のように，膝関節 (K) の一関節伸筋が膝関節 (K) に与えるトルク (T_{GK}) および重心 (G) に対する足関節 (A) の伸展トルク (T_{GA}) の 2 つの運動が拘束を受ける平行リンクを有するパンタグラフモデルでは，重心 (G) や姿勢の変化によらず，メカニズムが自動的にトルクを調節するという特徴を有する。

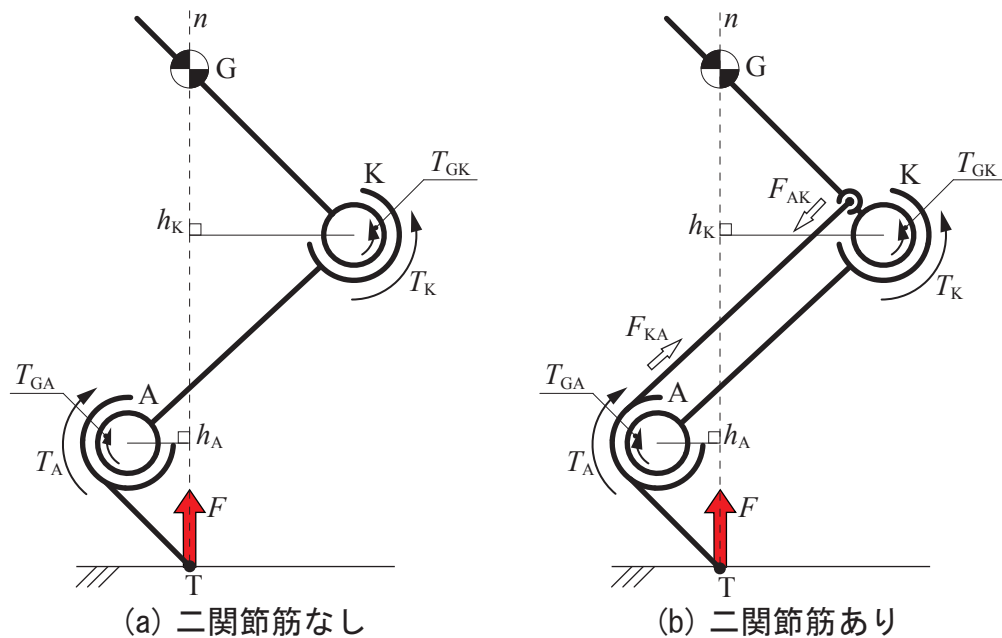


図 2-11 腓腹筋の平行リンク機能

K: 膝関節, A: 足関節, T: 足趾, G: 重心, T_K : 関節 K に発生する関節トルク, T_A : 関節 A に発生する関節トルク, T_{GK} : 関節 K に伝達されるトルク, T_{GA} : 関節 A に伝達される関節トルク, F : 床反力, F_{KA} : 関節 K から関節 A に伝達されるロッドの張力, F_{AK} : 関節 A から関節 K に伝達されるロッドの張力, h_K : 関節 K までの距離, h_A : 関節 A までの距離, n : 足趾 T と重心 G を結ぶ直線。

また、図 2-11(b) のパンタグラフモデルでは、二関節筋である腓腹筋は膝関節 (K) と足関節 (A) を連結する機械的ロッドで表しているが、筋は収縮方向にしか力を発揮できないので、機械的ロッドではなくワイヤで表現した場合を考える必要がある。ロッドによるパンタグラフモデルは完全に 1 自由度であるが、ワイヤによるパンタグラフモデルはワイヤが張っている場合、1 自由度であるが、弛んでいる場合は 2 自由度となる。すなわち、このモデルでは、ワイヤを介して張力のみが膝関節 (K)、足関節 (A) の間を伝えられることになり、 T_{KA} は負にはならない。式 (2.38) は以下のように書き換えられる。

$$\begin{aligned} T_K &= T_{GK} - T_{KA}, \\ T_A &= T_{GA} + T_{KA}, \\ T_{KA} &= F_{KA} \cdot r \geq 0 \end{aligned} \quad \text{----(2.39)}$$

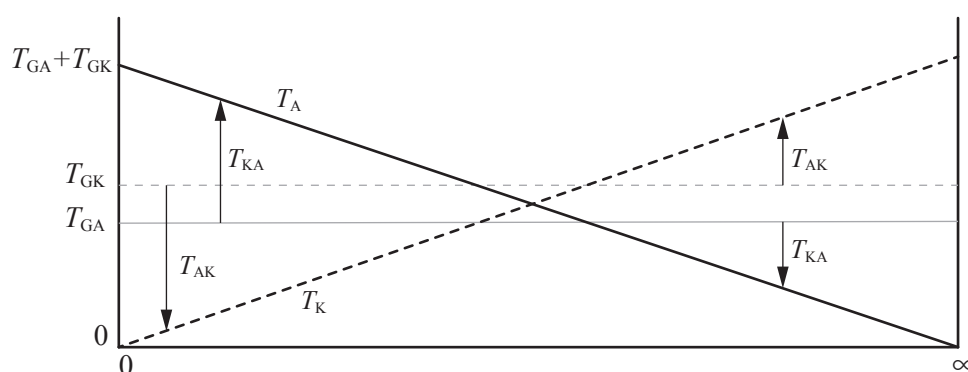
従って、ワイヤが弛む状況では、図 2-11(a) のリンクモデル同様に、重心 (G) に対する膝関節 (K) の伸展トルク (T_{GK}) および重心 (G) に対する足関節 (A) の伸展トルク (T_{GA}) を調整する必要がある。

図 2-12(a) に示すように、ロッドによるパンタグラフモデルでは、重心 (G) に対する膝関節 (K) の伸展トルク (T_{GK}) および重心 (G) に対する足関節 (A) の伸展トルク (T_{GA}) が一定であっても重心や姿勢によって変化する α に対してロッドを介した膝関節 (K) と足関節 (A) の相互のトルクの伝達により、膝関節 (K) の伸展トルク (T_K) と足関節 (A) の伸展トルク (T_A) が調節され、床反力 (F_G) の方向が常に重心 (G) を向くことが可能である。しかし、図 2-12(b) に示すように、ワイヤによるパンタグラフモデルでは、重心 (G) や姿勢によって変化する α によっては、ワイヤによって機構的に調節できない領域が存在する。これは、足関節 (A) の伸展が早く、ワイヤが弛んでしまうためであり、重心 (G) に対する足関節 (A) の伸展トルク (T_{GA}) を 0 とすること、すなわち、各関節に与えるトルクは膝関節 (K) にのみ配置し、足関節 (A) には配置しないことで解決できる。ワイヤによるパンタグラフモデルでは、床反力 (F) の方向が常に重心 (G) を向くためには、足関節 (A) にアクチュエータを持たないほうが有利であるといえる。

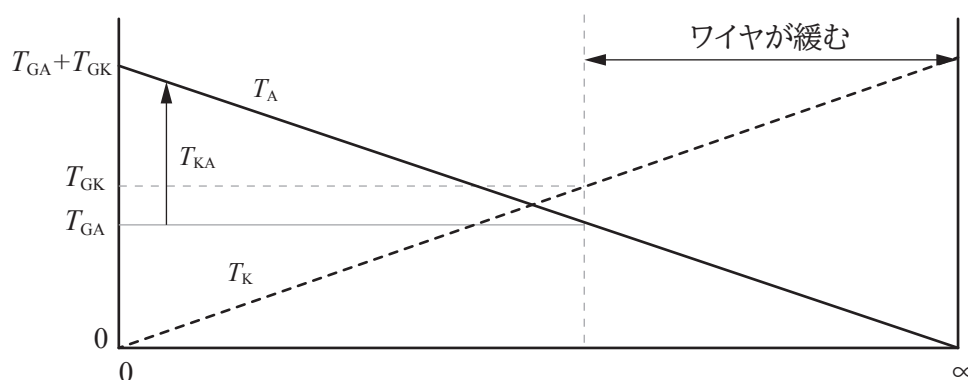
二関節筋である腓腹筋が平行リンク化することで、重心 (G) や姿勢の変化によらず、メカニズムが自動的にトルクを調整するという特徴を有する。

2.4.2 大腿直筋の平行リンク化による機能

前項の2.4.1より，二関節筋が平行リンク化することにより，各関節の自由度を抑制し，二関節筋が関与する両端の関節の角度変化量を等しくし，リンク先端に発生する出力方向を重心方向に容易に向けることができる．このことから，立ち上がり動作のような体幹の揺動がある場合は大腿部の二関節筋である大腿直筋の平行リンク化による機能が大きく貢献できると推察される．ここでは，立ち上がり動作を検討するため，2つのリンクモデルを構築した（図2-13）．図2-13(a)は立ち上がり動作に最低限必要な股関節（H）と膝関節（K）の関節トルクを発生させる股関節の一関節伸筋（ f_1 ）と膝関節の一関節伸筋（ e_2 ）が主働筋となるリンクモデル，図2-13(b)は大腿直筋を平行リンクとしたリンクモデルである．リンクモデルの体幹長は肩関節の先端（S）と股関節（H）間，大腿長は股関節（H）と膝関節（K）間，下腿長は膝関節（K）と足関節



(a) パンタグラフモデル（ロッド）



(b) パンタグラフモデル（ワイヤ）

図2-12 ロッドによるリンクとワイヤによるリンクの違い

T_K : 関節Kに発生する関節トルク， T_A : 関節Aに発生する関節トルク， T_{AK} : 関節Aから関節Kに伝達されるトルク， T_{KA} : 関節Kから関節Aに伝達されるトルク， T_{GK} : 関節Kに伝達されるトルク， T_{GA} : 関節Aに伝達される関節トルク。

(A) 間, 足底長は足関節 (A) 間と足趾 (T) 間とした. 股関節 (H) の伸展トルクを (T_H), 膝関節 (K) の伸展トルクを (T_K), 重心 (G) に対する股関節 (H) の伸展トルクを (T_{GH}), 重心 (G) に対する膝関節 (K) の伸展トルクを (T_{GK}), 足関節 (A) と重心 (G) を結ぶ直線から股関節 (H) までの距離 (h_H) および膝関節 (K) までの距離 (h_K) とし, 足関節 (A) に発生する力 (F) の方向と重心 (G) の方向が一致する条件を求めると,

$$\begin{aligned} T_H &= T_{GH}, \\ T_K &= T_{GK}, \\ T_{GH} &= F_{hk}, \\ T_{GK} &= F_{hK} \end{aligned} \quad \text{----(2.40)}$$

となり, 重心 (G) の方向に床反力を向ける関係 ε は, 股関節の一関節伸筋 (f_1) によっ

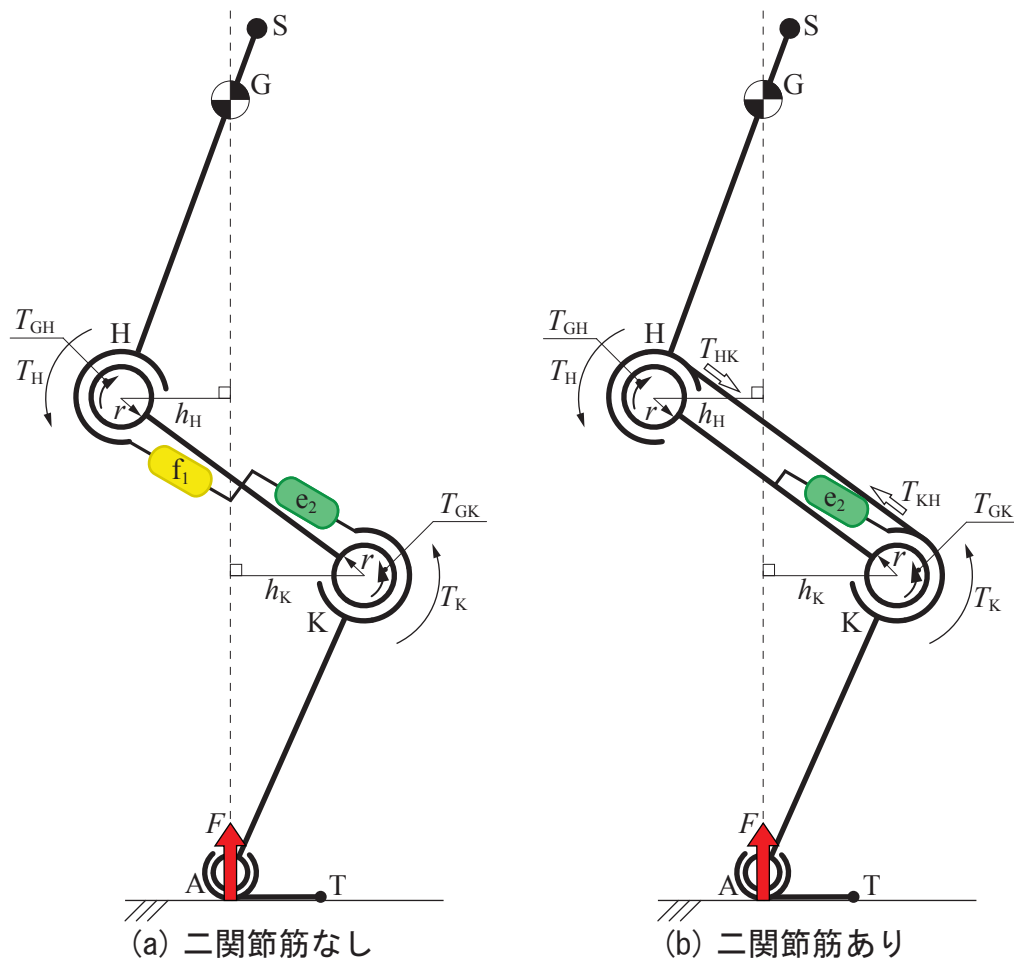


図 2-13 二関節筋の有無による立ち上がり動作の違い

S: 体幹長の先端, H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, T: 足趾, G: 重心, r : 各関節のモーメントアーム, T_H : 関節 H に発生する関節トルク, T_K : 関節 K に発生する関節トルク, T_{GK} : 関節 K に伝達されるトルク, T_{GH} : 関節 H に伝達されるトルク, T_{HK} : 関節 H から関節 K に伝達されるトルク, T_{KH} : 関節 K から関節 H に伝達されるトルク, F : 床反力, h_K : 関節 K までの距離, h_H : 関節 H までの距離.

て発生する収縮力 (u_{f1})、膝関節の一関節伸筋 (e_2) によって発生する収縮力 (u_{e2})、股関節 (H) と膝関節 (K) のモーメントアームをともに r とすると、

$$\begin{aligned} \frac{T_H}{T_K} &= \frac{h_H}{h_K} = \varepsilon, \\ T_H &= u_{f1} \cdot r, \\ T_K &= u_{e2} \cdot r \end{aligned} \quad \text{----(2.41)}$$

となる必要がある。すなわち、重心 (G) や姿勢によって変化する ε に対して、常に股関節 (H) の伸展トルク (T_H) と膝関節 (K) の伸展トルク (T_K) が式 (2.41) を満足するように各関節トルク (T_H, T_K) を調節しなければならないことがわかる。

図 2-13(b) のリンクモデルでは平行リンク化によって自由度が拘束されるリンクモデルである。股関節 (H) の伸展トルク (T_H) と膝関節 (K) の伸展トルク (T_K) は平行リンクを介して股関節 (H) から膝関節 (K) に伝達されるトルク (T_{HK})、膝関節 (K) から股関節 (H) に伝達されるトルク (T_{KH}) とすると、

$$\begin{aligned} T_H &= T_{GH} - T_{HK}, \\ T_K &= T_{GK} + T_{KH} \end{aligned} \quad \text{----(2.42)}$$

となり、大腿直筋の平行リンク化も下腿部後面の二関節筋である腓腹筋の平行リンク化と同じ機能、すなわち、重心方向に床反力を向ける機能を持つことがわかる。これより、リンク先端に発生する力の方向を詳細な制御なしに重心方向に向けることができることが明らかとなった。

2.5 結言

本章では、立ち上がり動作における下肢の機構特性についてリンクモデルをもちいた理論解析をおこない、立ち上がり動作に貢献する大腿部の三対6筋（股関節の拮抗一関節筋ペアと膝関節の拮抗一関節筋ペア、大腿部の拮抗二関節筋ペア）による先端出力および剛性機能、さらに、下腿部の二関節筋である腓腹筋の平行リンク機能について明らかにした。これらの機構特性より、二関節筋にはリンク先端に力を発揮する外力と平行リンクとしてエネルギーを伝達する内力としての機能が備わっていることが明らかとなった。そこでヒトの立ち上がり動作時の筋活動について下記の仮説を立てた。

大腿部の二関節筋が外力として働く場合、体幹を支えるために膝関節の一関節伸筋である内側広筋、中間広筋、外側広筋の先端出力に加えて、股関節の一関節伸筋である大殿筋と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の筋放電することで立ち上がり動作がおこなえると推察される。また、大腿部の二関節筋が内力として働く場合、膝関節の一関節伸筋である内側広筋、中間広筋、外側広筋の先端出力と大腿部の二関節筋が平行リンク化することで足関節に発生する床反力を自動的に重心方向へ向けることで立ち上がり動作がおこなえると推察される。

第3章

立ち上がり動作における 動作筋電図学的解析

3.1 緒言

本章ではヒトの立ち上がり動作において、下肢の主要な筋群である拮抗一関節筋群と拮抗二関節筋群の筋活動の挙動と足関節に発生する力との関係を明らかにすることを試みた。まず、ヒトの立ち上がり動作において最も重要な主働筋を明確にするために体幹の前後揺動を抑えた立ち上がり動作、すなわち、常に体幹の重心(G)を鉛直上にゆっくり移動させる立ち上がり動作の動作筋電図学的解析をおこなった。その動作筋電図学的解析の結果を基に、第2章の2関節リンクモデル(立ち上がりモデル)による理論解析より、ヒトの立ち上がり動作時の機構特性を明らかにした。なお、本研究では体幹部の動作筋電図学的解析はヒトの立ち上がり動作時の筋活動とその姿勢変化である関節の角度変化や運動時の出力変化である床反力などを同時に計測し、解析する方法である。

3.2 立ち上がり動作における動作筋電図学的解析

3.2.1 被験者と実験条件

被験者は健常成人男性7名とし、身体的特徴は年齢 21.5 ± 0.5 [歳]、身長 169 ± 5.2 [cm]、体重 58 ± 5.5 [kg]である。また、筋活動を測定しやすい脂肪の少ない筋肉質の男性とした。立ち上がり動作の実験条件を図3-1に示す。動作条件は足底部の出力位置を厳密に体幹鉛直方向とするため、足関節(A)に支持台を設置した。なお、この台をもちいることで、足趾(T)への荷重移動の影響を取り除いた。すなわち、下腿部背面の二関節筋である腓腹筋(f_s)の筋活動による、床反力を重心方向へ向ける機能^[28]を取り除いた条件とし、支持台によって、足趾(T)を地面から浮かせた。なお、急激な重心移動をなくすため、ゆっくりな立ち上がり動作とし、「踵で床を押しように立ち上がりなさい。」と教示をおこない、動作が安定するまで十分な練習をおこなった。立ち上がり動作の姿勢変化は股関節(H)の角度 θ_H 、膝関節(K)の角度 θ_K により求め、立ち上がり動作の初期姿勢は膝関節角度 $\theta_K=30^\circ, 45^\circ, 60^\circ$ の3条件とした。なお、立ち上がり動作中の体幹は常に鉛直上となるように規定した。実験に先立ち、被験者には実験の目的および実験に伴う危険性について十分説明し、書面により実験参加の同意を得てから計測をおこなった。本研究は大阪電気通信大学の生体倫理規則を遵守しており、「ヒトの四肢における二関節筋の活動による機構特性」の研

究のタイトルで、生倫認 17-002 号の承認を得ている。そのため、この研究規則に従って、本研究を進めている。

3.2.2 筋活動の記録と被験筋

下肢筋群の筋活動電位の計測は皮膚表面双極誘導法をもちい、筋の収縮時に発生する電位変化（筋活動電位）を計測した。被験筋は筋配列の機構的な観点から、図 3-2 のような下肢の各関節における拮抗筋ペアを基準に選択し、股関節 (H) の一関節伸筋である大殿筋 (Gm)，膝関節 (K) の一関節伸筋である外側広筋 (Vl)，内側広筋 (Vm)，大腿部背面の二関節筋である外側ハムストリングス (Lh)，内側ハムストリングス (Mh) とその拮抗筋である大腿部前面の二関節筋である大腿直筋 (Rf)，下腿部背面の二関節筋である腓腹筋外側頭 (Lg)，腓腹筋内側頭 (Mg) の計 8 筋とした。なお、股関節 (H) の一関節屈筋である腸骨筋 (Ii) と膝関節 (K) の一関節屈筋である大腿二頭筋短頭 (Bs) の 2 筋は皮膚表面双極誘導法では明確に計測できないため被験筋としていない。また、

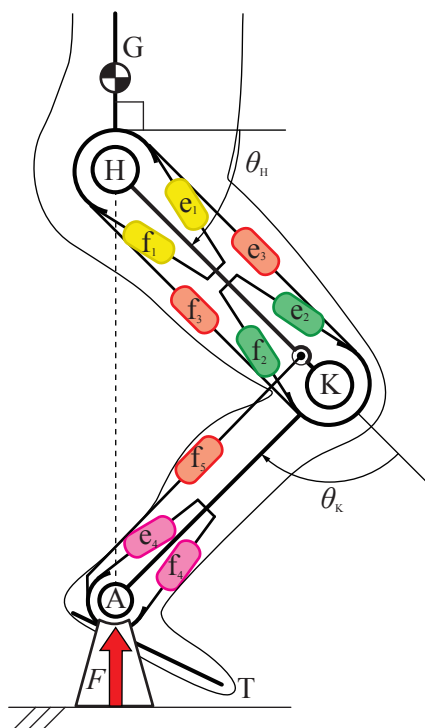


図 3-1 実験条件

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, T: 足趾, G: 重心, f_1, e_1 : 関節 H の拮抗一関節筋ペア, f_2, e_2 : 関節 K の拮抗一関節筋ペア, f_3, e_3 : 大腿部の拮抗二関節筋ペア, f_4, e_4 : 関節 A の拮抗一関節筋ペア, f_5 : 下腿部の二関節筋, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, F : 床反力.

足関節 (A) の一関節屈筋である前脛骨筋 (Ta) とその拮抗筋であるヒラメ筋 (Sl) の2筋に関しても、足関節 (A) を固定して実験をおこなうため皮膚表面双極誘導法では計測できないため被験筋としていない。各筋の筋放電量は皮下組織の厚さに影響を受ける可能性があるため、実験施行前に各筋の最大随意筋力 (MVC) を確認した。

3.2.3 姿勢計測の記録と計測箇所

姿勢計測には三次元計測カメラと電気ゴニオメータを併用した。カメラでの姿勢計測には肩関節、股関節、膝関節および足関節の関節中心にマーカを貼付し、そのマーカから各関節位置を算出した。得られた各関節位置から肩関節 - 股関節間を体幹、股関節 - 膝関節間を大腿部、膝関節 - 足関節間を下腿部の姿勢を算出した。また、カメラより得られた姿勢データと同時に計測した電気ゴニオメータの関節角度変化との差異も確認し、より正確な姿勢変化の計測をおこなった。

3.2.4 計測機器

立ち上がり動作の計測にもちいた機器の構成を図 3-3 に示す。筋活動は EMG 計測システム (K800, Biometrics 社製) をもちい、床反力の変化はフォースプレート (9286BA,

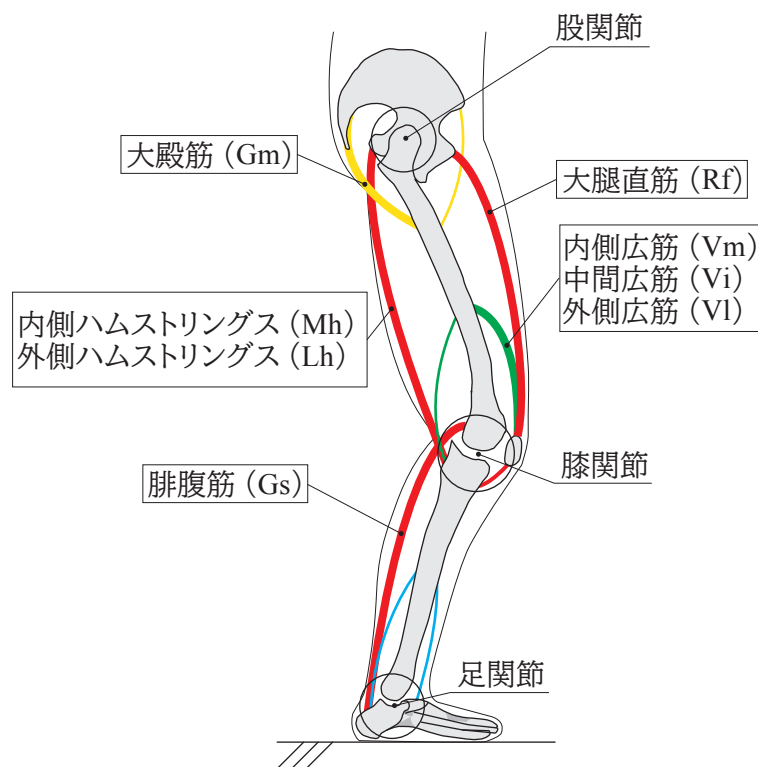


図 3-2 被験筋

Kistler 社製) をもちいた。EMG アンプは乾式能動電極 (SX230-1000, Biometrics 社製) をもちいて皮膚表面双極誘導法により筋活動を計測した。立ち上がり動作中の姿勢変化は高速度カメラシステム (Basler 社製) と電気ゴニオメータ (Biometrics 社製) をもちいた。EMG アンプによる筋活動データ, フォースプレートによる床反力データ, 電気ゴニオメータによる関節角度データは AD 変換器 (PH-780, DKH 社製) をもちいて, サンプル周波数 1[kHz] にて記録した。高速度カメラのフレームレートは 100[fps] とした。これらのすべてのデータは TRIAS システム (DKH 社製) により同期して計測をおこなった。

3.3 立ち上がり動作における動作筋電図学的解析の結果

常に体幹の重心 (G) を鉛直上にゆっくり移動させる立ち上がり動作における 7 名の被験者で同様の傾向が得られたため, その内の代表的な 5 名 (被験者 A, 被験者 B, 被験者 C, 被験者 D, 被験者 E) の被験者の生の筋電図と着地中の床反力, 実験中の姿勢変化のスティックピクチャと, このスティックピクチャ上に発生した床反力をベク

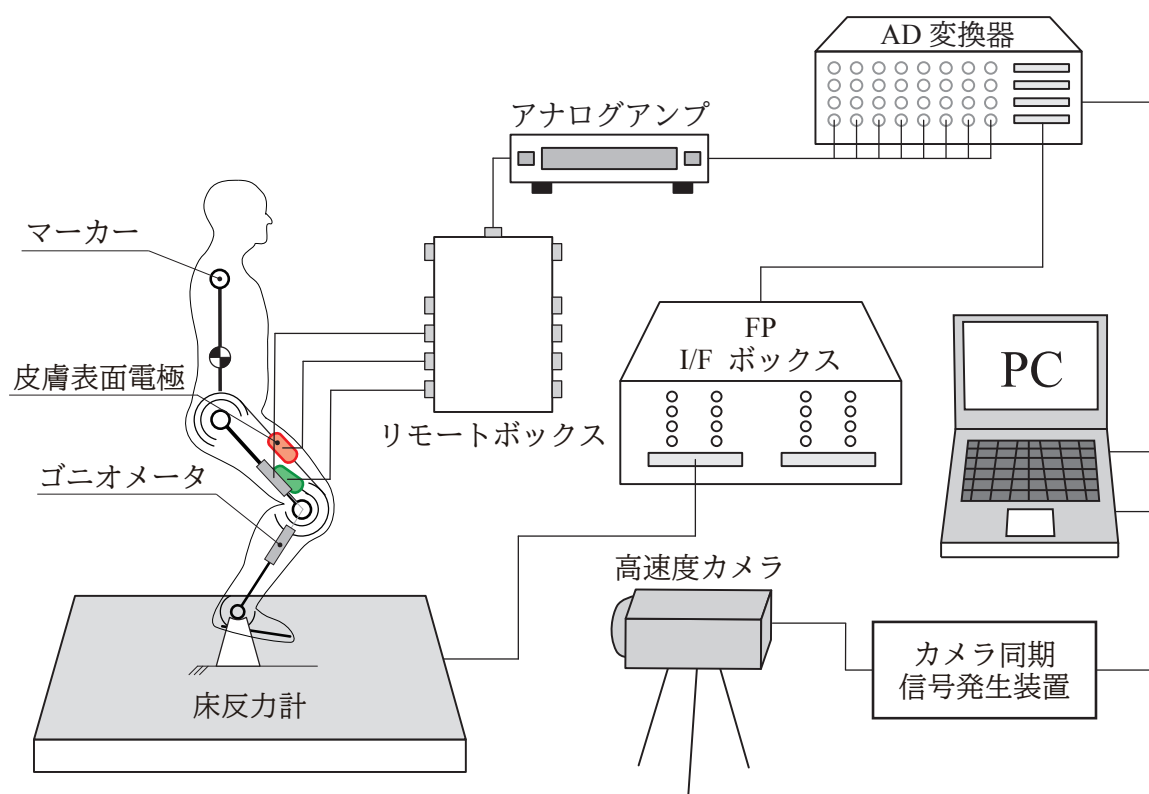


図 3-3 実験システムの構成

トル表示にしたものを図 3-4(a), 図 3-5(a), 図 3-6(a), 図 3-7(a), 図 3-8(a) に示し, これらの図 3-4(a), 図 3-5(a), 図 3-6(a), 図 3-7(a), 図 3-8(a) の生の筋電図を積分筋電図にしたものを図 3-4(b), 図 3-5(b), 図 3-6(b), 図 3-7(b), 図 3-8(b) に示す. なお, 被験者 A の生の筋電図は図 3-4(a), 被験者 A の積分筋電図は図 3-4(b), 被験者 B の生の筋電図は図 3-5(a), 被験者 B の積分筋電図は図 3-5(b), 被験者 C の生の筋電図は図 3-6(a), 被験者 C の積分筋電図は図 3-6(b), 被験者 D の生の筋電図は図 3-7(a), 被験者 D の積分筋電図は図 3-7(b), 被験者 E の生の筋電図は図 3-8(a), 被験者 E の積分筋電図は図 3-8(b) である. 立ち上がり動作中の生の筋電図と積分筋電図のそれぞれの図は統一して表示しており, 上段より, スティックピクチャ, 筋電図, 姿勢変化, 床反力である. 筋電図は上段より, 大殿筋 (Gm), 大腿直筋 (Rf), 外側広筋 (VI), 内側広筋 (Vm), 外側ハムストリングス (Lh), 内側ハムストリングス (Mh), 腓腹筋外側頭 (Lg), 腓腹筋内側頭 (Mg) である. 姿勢変化は上段が股関節角度 (θ_H) と下段が膝関節角度 (θ_K) である. 床反力は上段が前方向の x 軸方向の力 F_x と下段が鉛直上方向の y 軸方向の力 F_y である. また, これらの図中の姿勢 P1 は $\theta_K=30^\circ$ の立ち上がり動作前の姿勢, 姿勢 P2 は $\theta_K=45^\circ$ の立ち上がり動作前の姿勢, 姿勢 P3 は $\theta_K=60^\circ$ の立ち上がり動作前の姿勢である.

すべての被験者および初期姿勢条件 (姿勢 P1 ($\theta_K=30^\circ$), 姿勢 P2 ($\theta_K=45^\circ$), 姿勢 P3 ($\theta_K=60^\circ$)) において, 膝関節の一関節伸筋である外側広筋 (VI), 内側広筋 (Vm) と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋 (Rf) に顕著な筋活動が見られ, 立ち上がり動作の主働筋として常に活動していることが確認できた. また, 股関節の一関節伸筋である大殿筋 (Gm) と大腿部背面の二関節筋である外側ハムストリングス (Lh), 内側ハムストリングス (Mh) には, 殆ど活動が確認できなかった. また, 下腿背面の二関節筋である腓腹筋外側頭 (Lg), 腓腹筋内側頭 (Mg) は殆ど活動が見られず, 足関節 (A) に関与する力が, 下腿部の二関節筋である腓腹筋 (Gs) により, 大腿部の膝関節のトルクに伝達されていないことも確認できた. これらの結果より, 体幹を鉛直上向きに移動させる立ち上がり動作の主働筋は大腿部の 2 筋のみ, すなわち, 外側広筋 (VI), 内側広筋 (Vm) と大腿直筋 (Rf) であることが確認され, 一般的に主働筋とされる大殿筋 (Gm) には微弱な筋放電しかなく, 主働筋と同定できる程の筋活動は見られなかった.

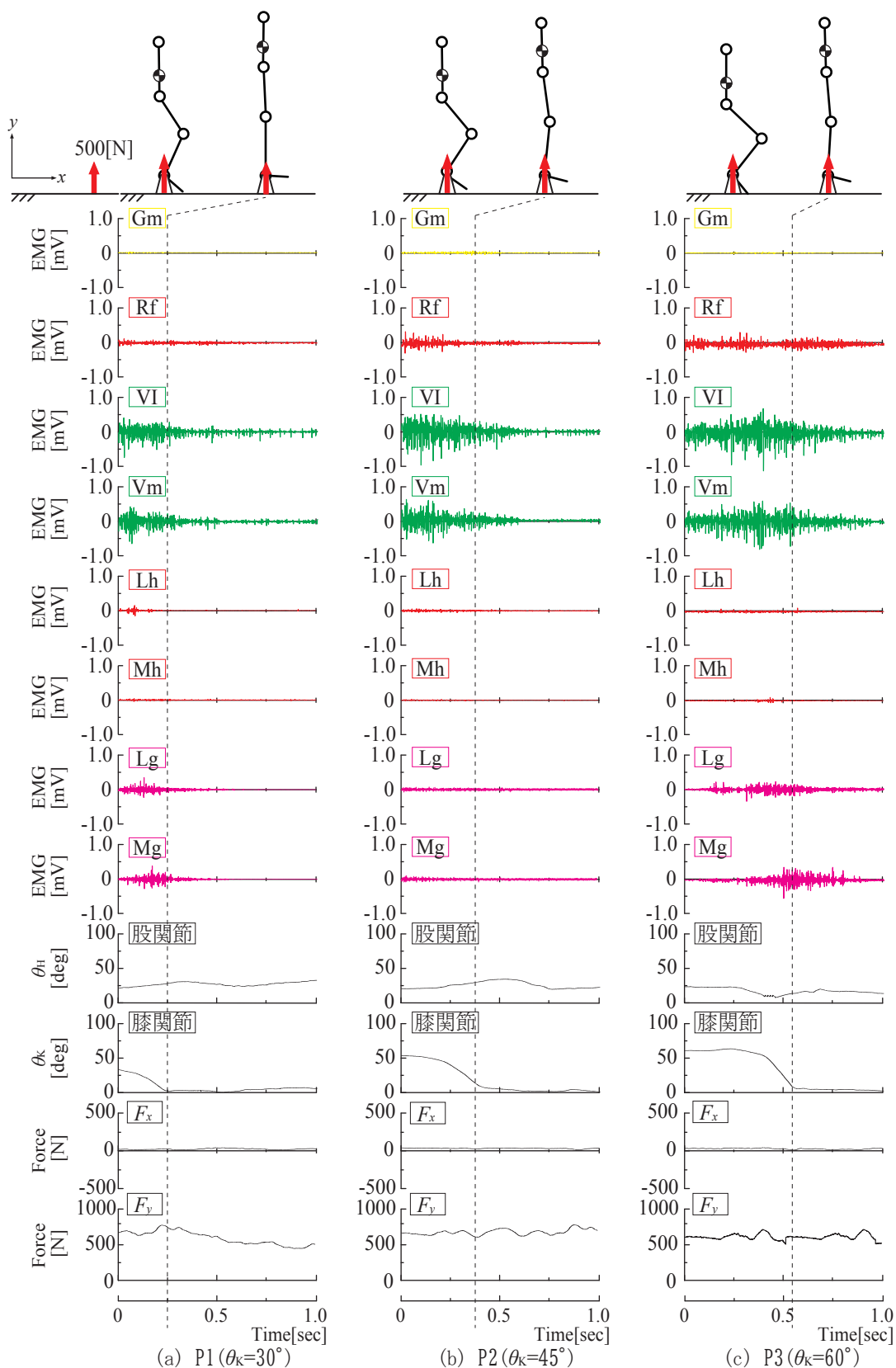


図3-4(a) 立ち上がり動作時における生筋電図と床反力と姿勢変化（被験者 A）
 Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス,
 Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力,
 F_y : y 軸方向の床反力.

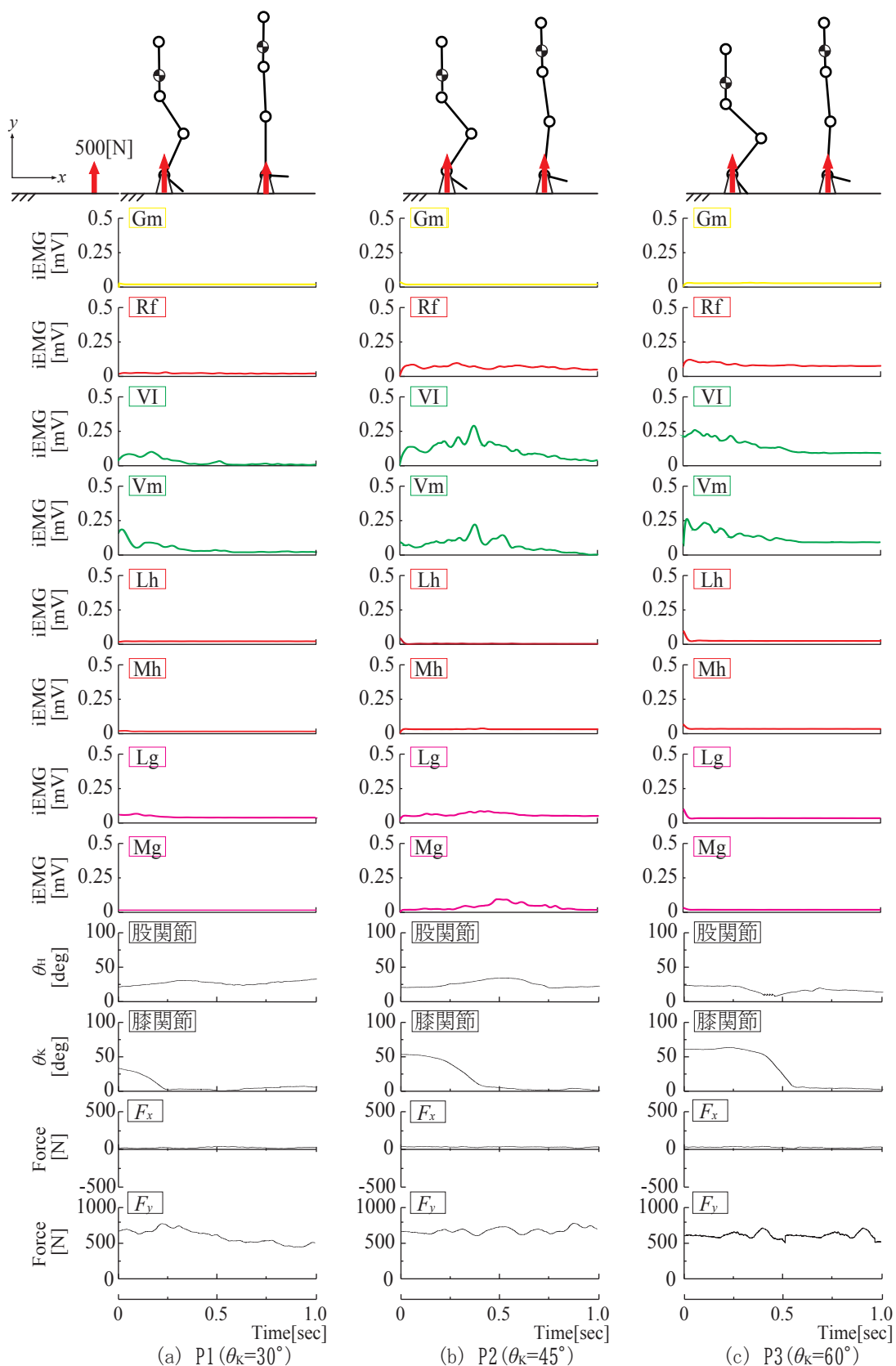


図 3-4(b) 立ち上がり動作時における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 A)
 Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス,
 Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力,
 F_y : y 軸方向の床反力.

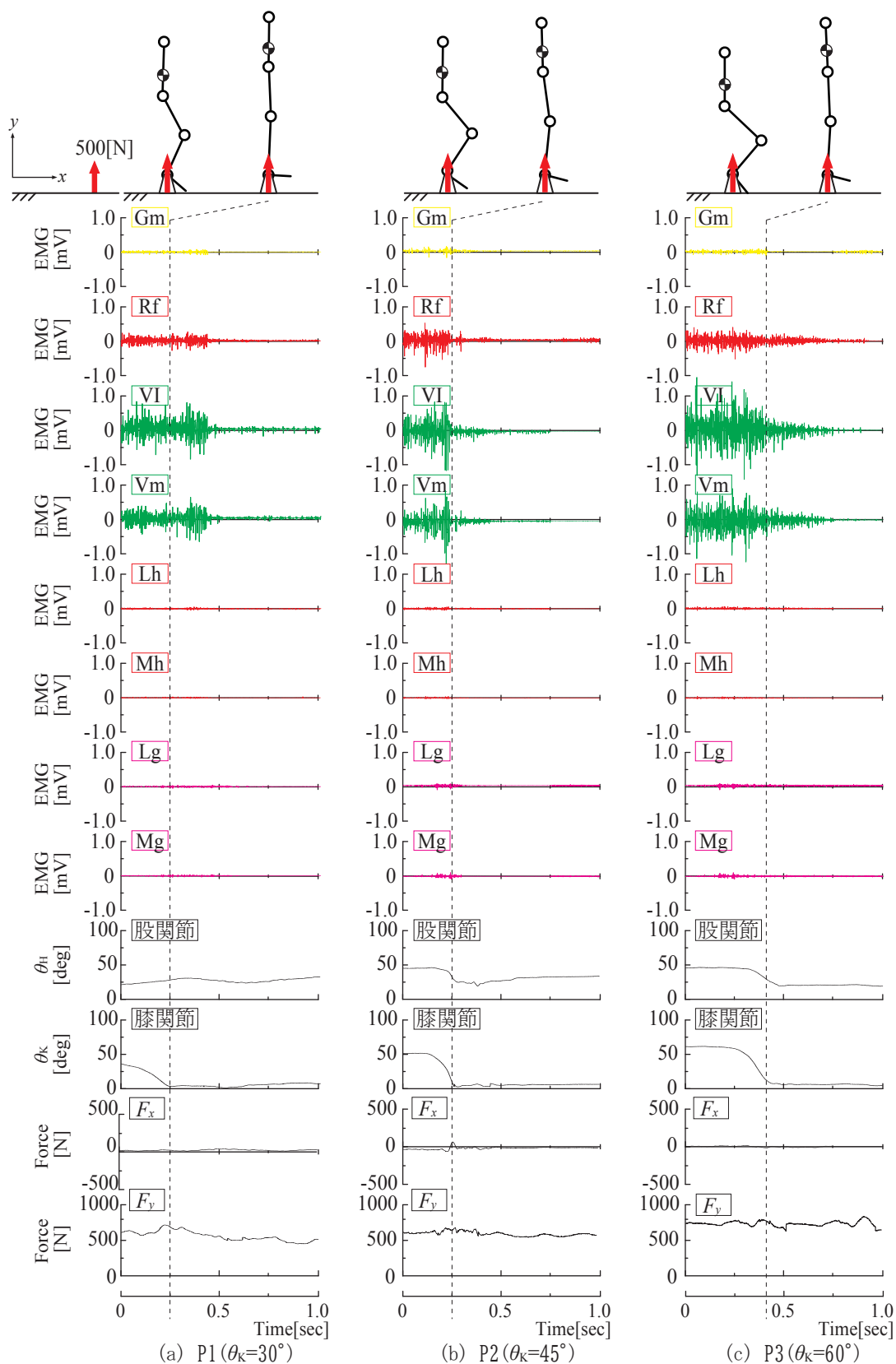


図3-5(a) 立ち上がり動作時における生筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 B)
 Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス,
 Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力,
 F_y : y 軸方向の床反力.

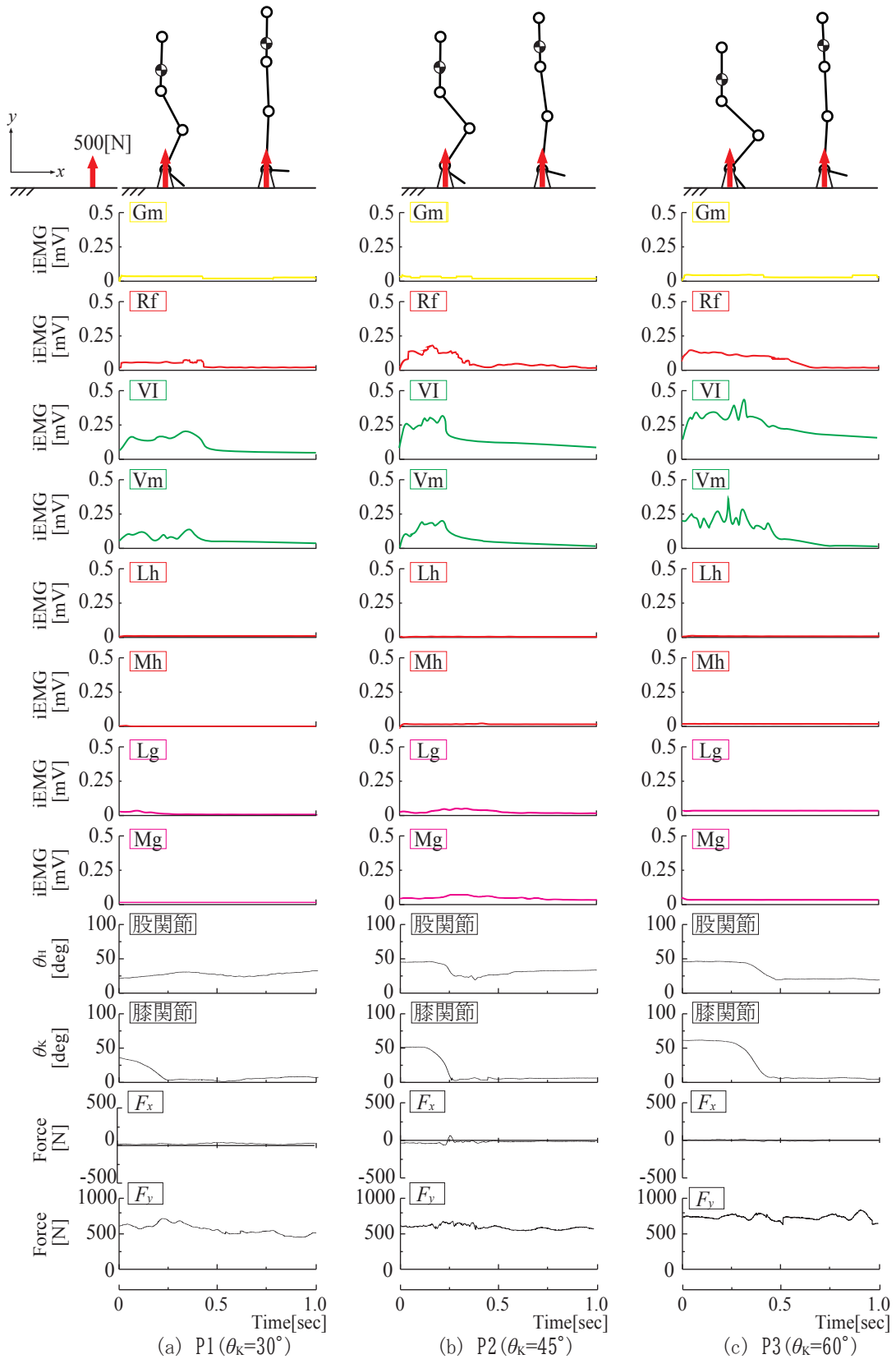


図 3-5(b) 立ち上がり動作時における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 B)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

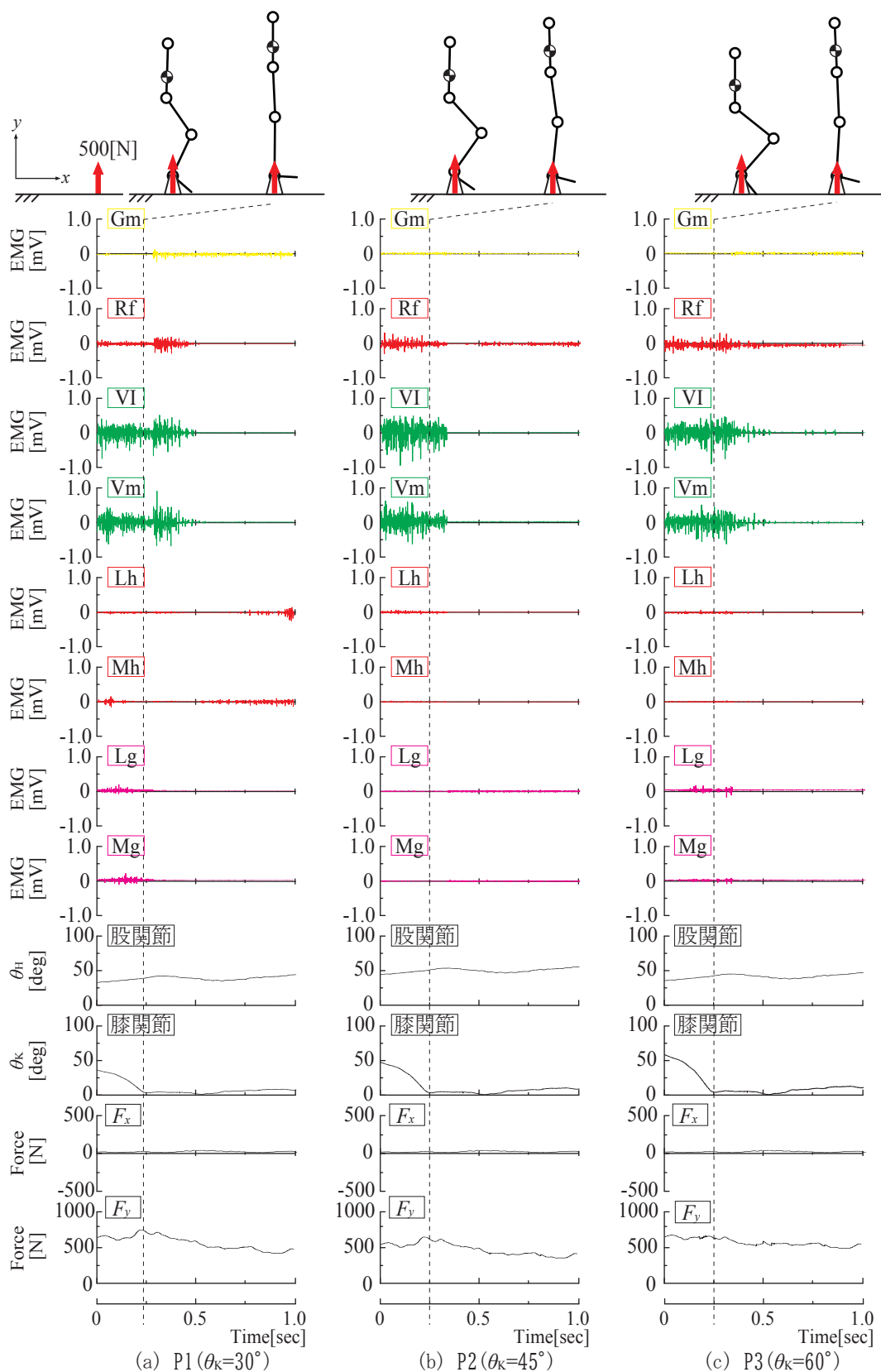


図3-6(a) 立ち上がり動作時における生筋電図と床反力と姿勢変化（被験者C）
 Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス,
 Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力,
 F_y : y 軸方向の床反力.

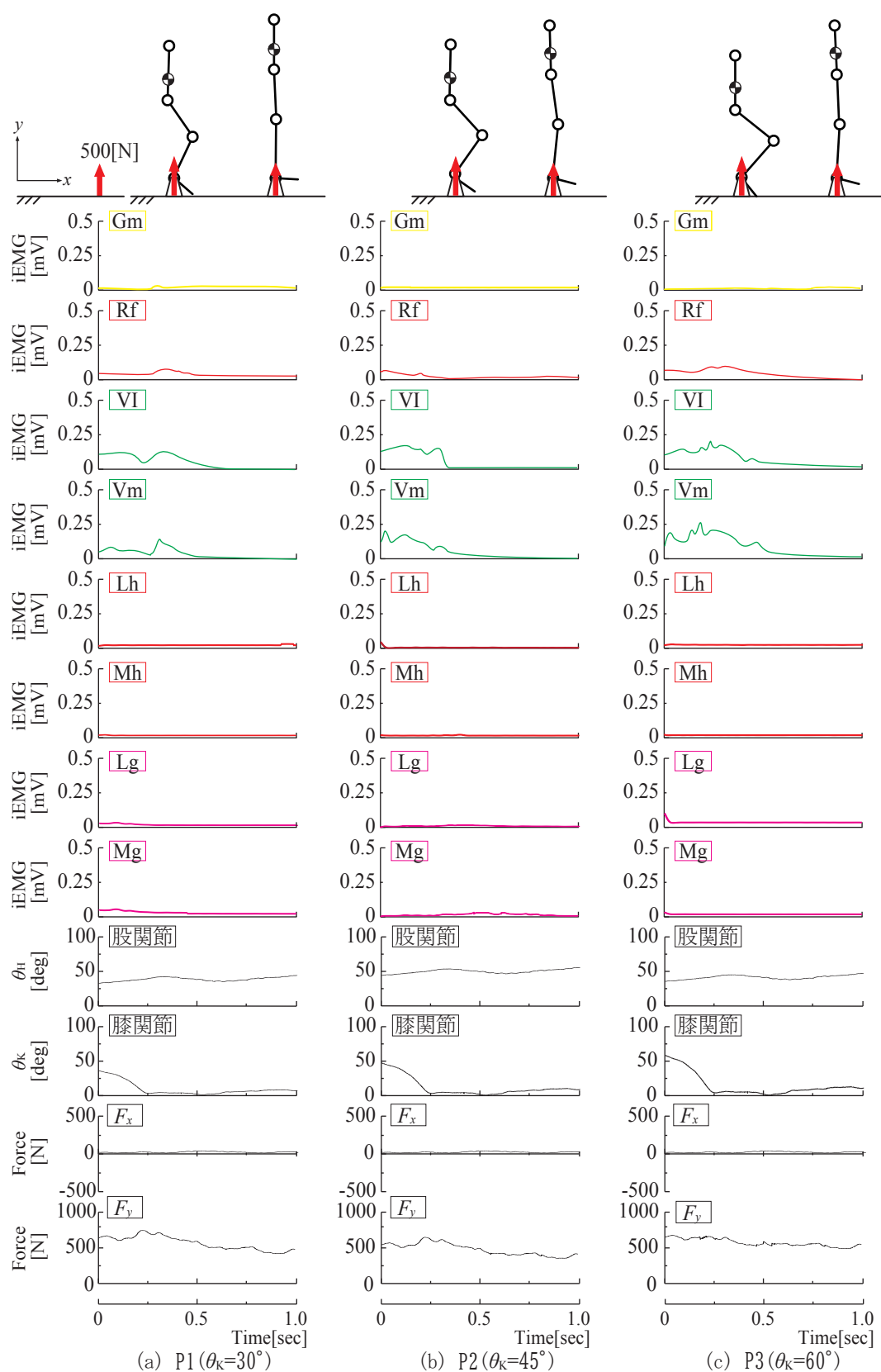


図 3-6(b) 立ち上がり動作時における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 C)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

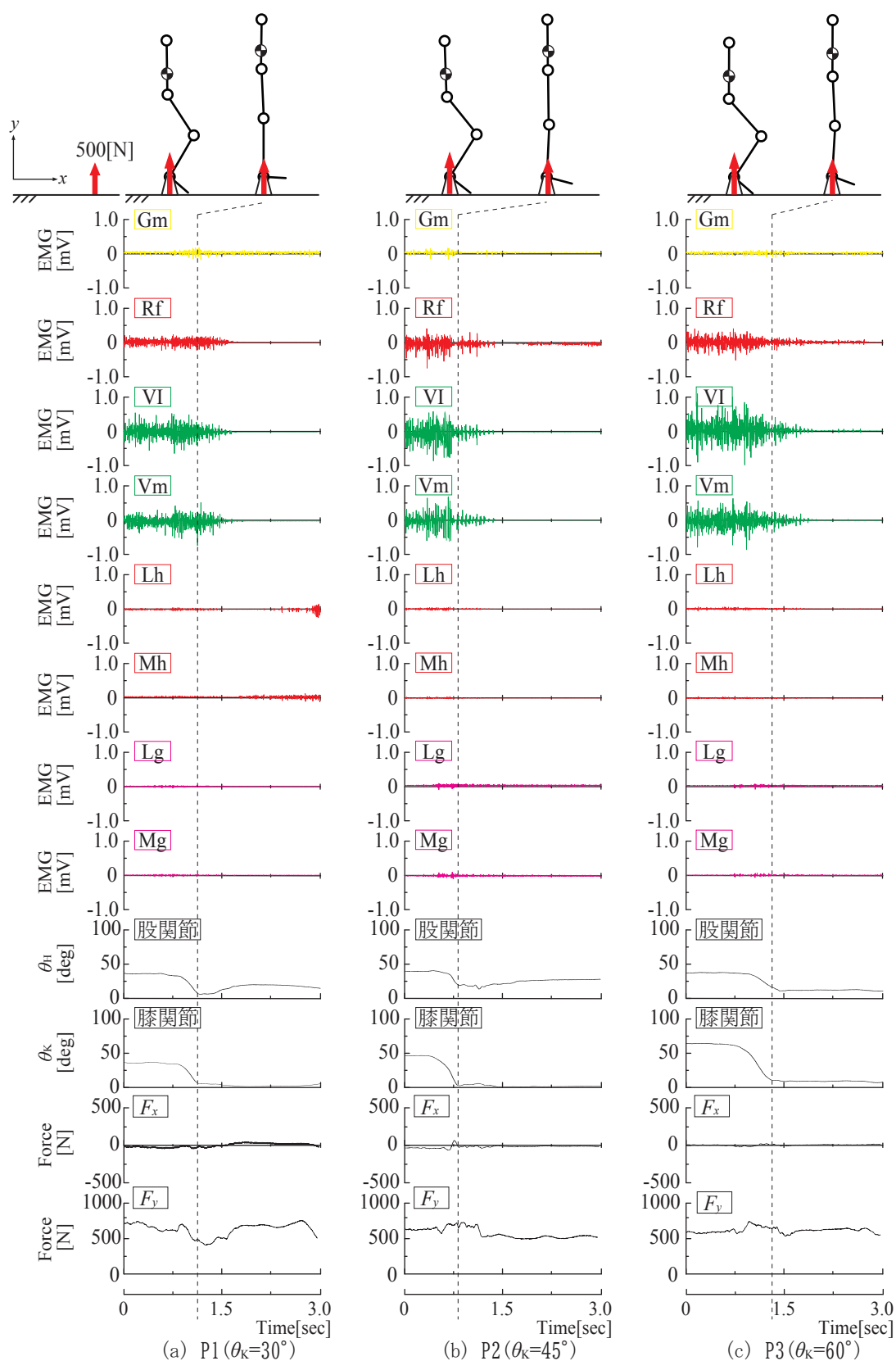


図3-7(a) 立ち上がり動作時における生筋電図と床反力と姿勢変化（被験者D）
 Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス,
 Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力,
 F_y : y 軸方向の床反力.

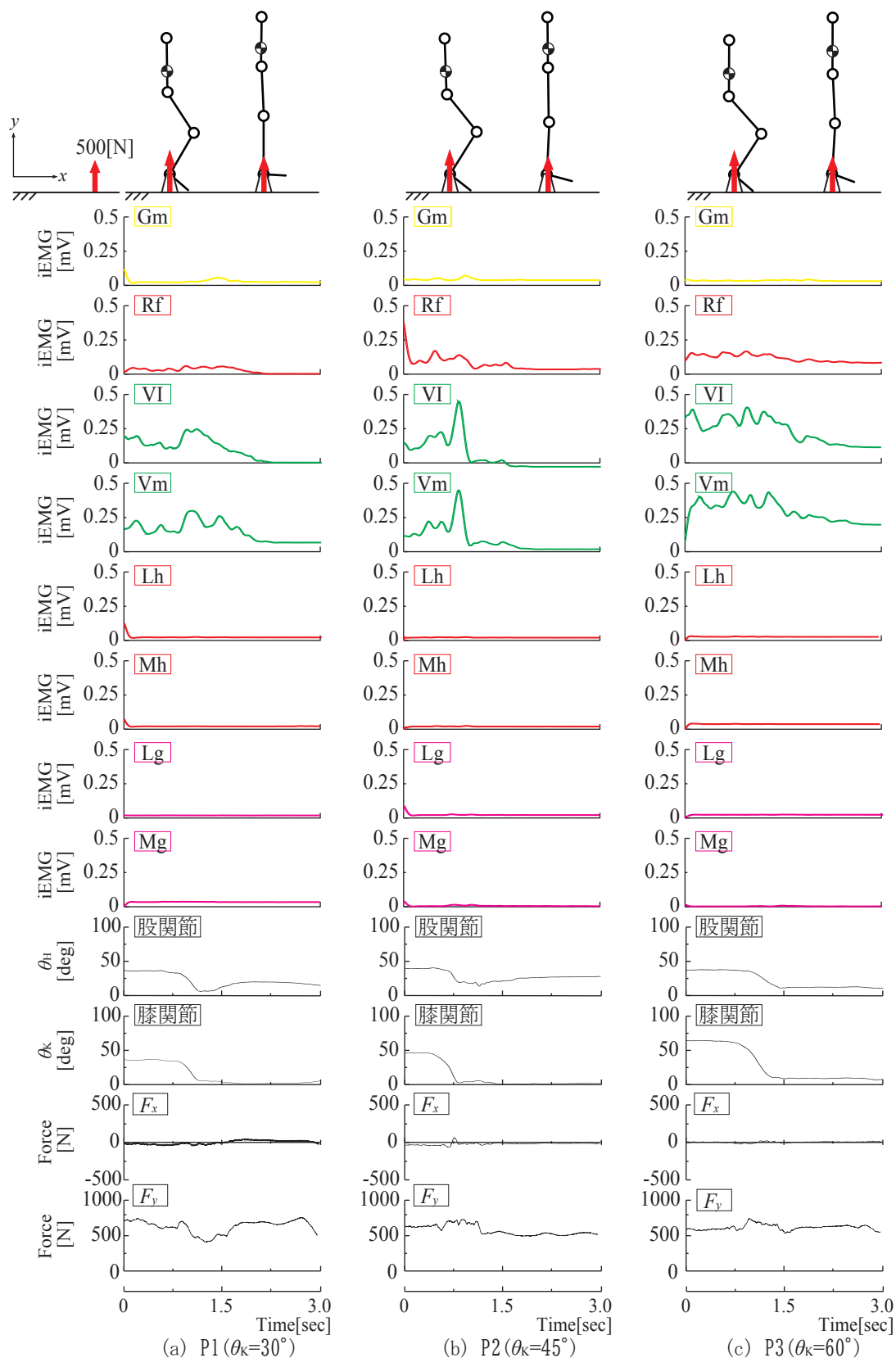


図 3-7(b) 立ち上がり動作時における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 D)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

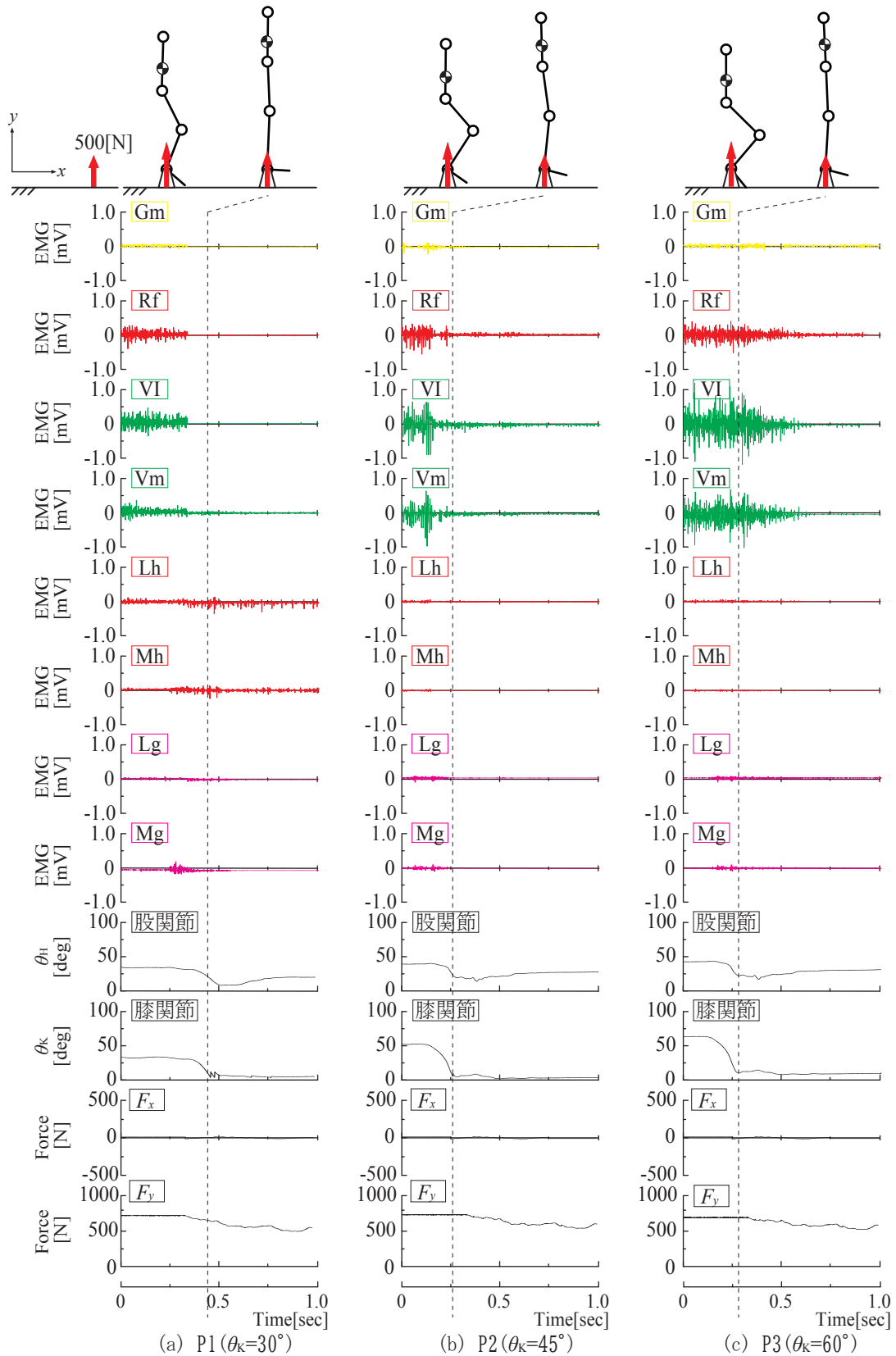


図3-8(a) 立ち上がり動作時における生筋電図と床反力と姿勢変化（被験者E）
 Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス,
 Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力,
 F_y : y 軸方向の床反力.

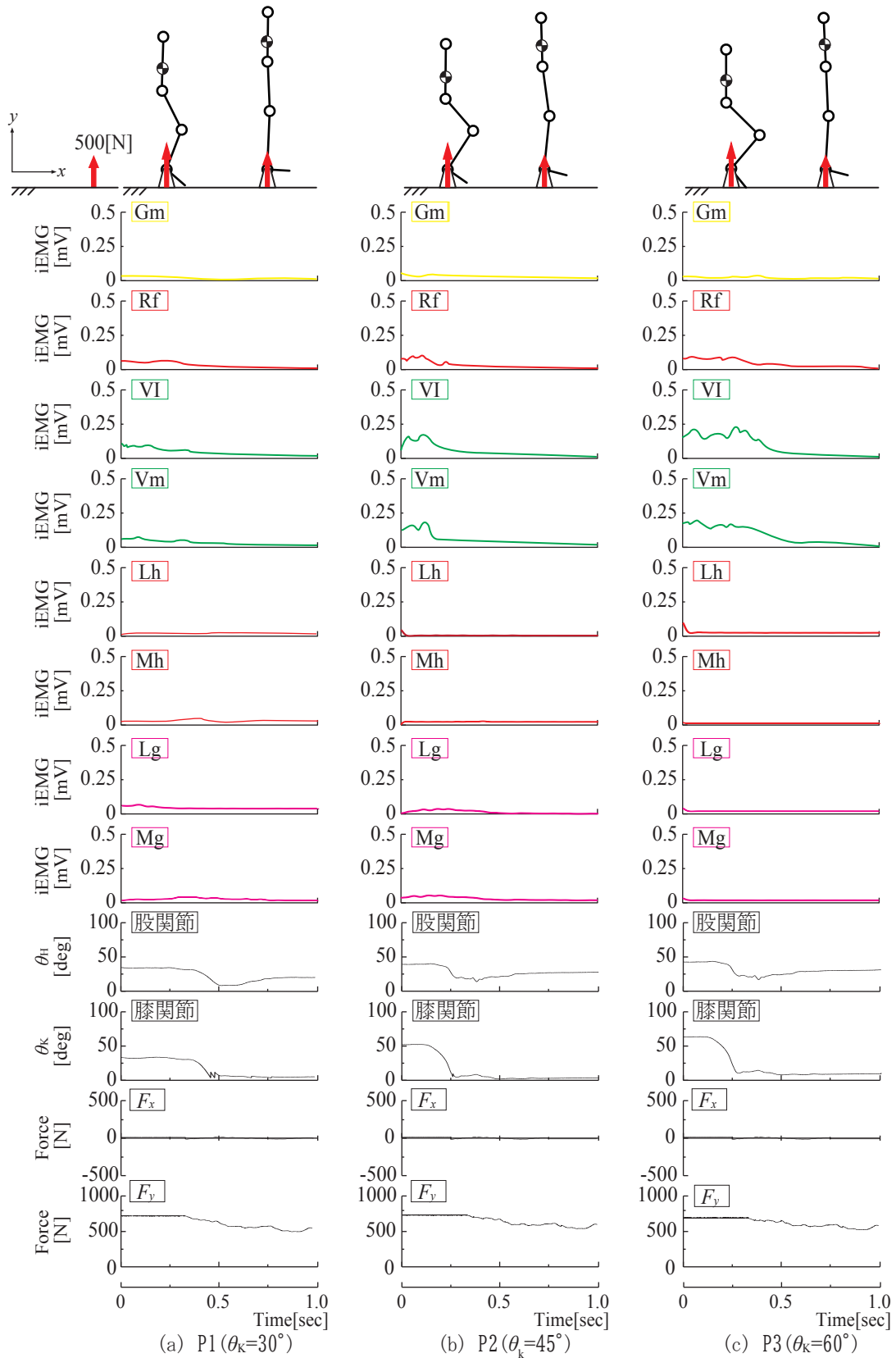


図 3-8(b) 立ち上がり動作時における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 E)
 Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, Vm: 内側広筋, VI: 外側広筋, Lh: 外側ハムストリングス,
 Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力,
 F_y : y 軸方向の床反力.

3.4 立ち上がり動作の主働筋による収縮力の出力特性

前節の常に体幹部の重心 (G) を鉛直上向きに移動させた立ち上がり動作時の動作筋電図学的解析結果より、主働筋である外側広筋 (VI), 内側広筋 (Vm) と大腿直筋 (Rf) の出力特性を第2章の2関節リンクモデルをもちいて理論解析をおこなう。ここで、リンク姿勢が $\theta_H=45^\circ$, $\theta_K=90^\circ$ の場合の立ち上がり動作中の静止姿勢の出力、すなわち、動作筋電図学的解析の主働筋である外側広筋、内側広筋の筋 e_2 と大腿直筋の筋 e_3 の収縮力によってリンク先端 A に発生する力の大きさ F_{Fe2} , F_{Fe3} とその方向 θ_{Fe2} , θ_{Fe3} を図3-9に示す。図3-9に図示された出力方向より、膝関節の一関節伸筋である外側広筋、内側広筋の筋 e_2 は体幹の重心 (G) を鉛直上に支える力であるが、膝関節と股関節に同時に関与する大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の筋 e_3 の活動は外側広筋、内側広筋の筋 e_2 の体幹を鉛直上に支える力の方向を前方に傾ける効果となり、動作筋電図

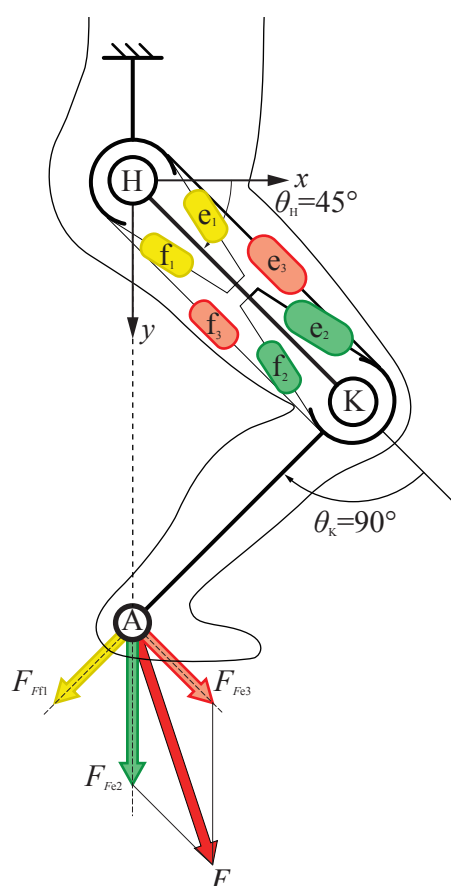


図3-9 二関節リンクモデルにおける出力特性

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, f_1, e_1 : 関節 H の拮抗一関節筋ペア, f_2, e_2 : 関節 K の拮抗一関節筋ペア, f_3, e_3 : 大腿部の拮抗二関節筋ペア, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, F_{Ff1} : 筋 f_1 の先端 A に発生する出力方向, F_{Fe2} : 筋 e_2 の先端 A に発生する出力方向, F_{Fe3} : 筋 e_3 の先端 A に発生する出力方向, F : 先端 A に発生する出力方向。

学的解析結果の立ち上がり動作時の床反力が絶えず、体幹の重心方向に向いている結果と異なることがわかる。このことから、大腿直筋の筋 e_3 の活動は立ち上がり動作の静的な体幹バランスに効果を及ぼさない、すなわち、リンク先端 A の足関節の出力に関与しないことが伺える。なお、従来の立ち上がり動作に関与するとされている大殿筋の筋 f_1 が活動する場合を考えると、筋 f_1 の収縮力によってリンク先端 A に発生する力の大きさ F_{F1} とその方向 θ_{F1} は、図 3-9 に図示された出力方向となり、大腿直筋の筋 e_3 の出力に対して、鉛直上の対となる方向に大殿筋の筋 f_1 の出力があることがわかる。すなわち、鉛直上の体幹の重心 (G) を支えるには大腿直筋の筋 e_3 と大殿筋の筋 f_1 が同時に活動しなければならないことを示している。しかし、動作筋電図学的解析の体幹を鉛直上向きに移動させる動作では、大殿筋の筋 f_1 はほとんど活動していないが、大腿直筋の筋 e_3 は大きく活動している。これらのことから、大腿直筋の筋 e_3 はリンク先端 A の足関節の出力に関与せず、生体内力として活動していることが推察できる。そこで、下腿部背面の二関節筋である腓腹筋の f_5 の平行リンク化による機能、すなわち、下腿部と平行リンク化することにより、リンクモデルの自由度を抑制し、リンク先端の出力方向を重心方向に調整し、動的な姿勢の安定性に貢献する機能^[28]に着目し、大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の e_3 にもこの平行リンクの機能があり、その機能が立ち上がり動作時の姿勢の安定性に大きく貢献していることを解析モデルにより明らかにした。

3.5 ヒトの立ち上がり動作を再現する実機モデルによる実験的解析

3.5.1 ヒトの立ち上がり動作を再現する実機モデルの構成

前節において、立ち上がり動作の体幹保持の出力は膝関節の一関節伸筋である外側広筋、内側広筋の筋 e_2 が主であり、大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の筋 e_3 はリンク先端の出力に関与しないことが明らかになった。そこで、この 2 筋のみを再現した実機モデル、すなわち、関節 K の駆動源と、関節 H と関節 K に関与する平行リンクを構成するワイヤをもちいた実機モデルにより、ヒトのような立ち上がり動作を再現する実験的検証をおこなった。

ヒトの立ち上がり動作を再現するモデルは関節 H と関節 K に同時に関与する二関節筋である大腿部前面の大腿直筋に相当するワイヤ W_{e_3} と、立ち上がり動作の駆動源

である関節 K の一関節伸筋である外側広筋，内側広筋の筋 e_2 が存在することが必要となる．これらを考慮して立ち上がり動作の実験用リンクモデルを製作した．製作した実機モデルの写真を図 3-10 に示す．立ち上がり動作を再現する実験モデルは 4 リンクモデルとし，先端 S と関節 H 間の体幹長，関節 H と関節 K 間の大腿長，関節 K と関節 A 間の下腿長はすべて等しく，関節 A と先端 T 間の足底長はその半分とした．関節 K の一関節伸筋の外側広筋，内側広筋の筋 e_2 は圧縮バネ S_{e_2} をもちい，大腿部の平行リンク機構である大腿直筋の筋 e_3 のワイヤ W_{e_3} は大腿部との平行リンクを常に維持する機構とした．なお，リンク全体が伸びきった状態を力のつり合った姿勢とし，その姿勢で関節 K の関節剛性と関節トルクを得るために，駆動源である筋 e_2 のバネ S_{e_2} だけでなく，その拮抗筋である筋 f_2 に対応する圧縮バネ S_{f_2} も配置させ，その拮抗筋ペアとなる圧縮バネ (S_{f_2} , S_{e_2}) が共に 50[%] 収縮した状態となるようにした．圧縮バネ (S_{f_2} , S_{e_2}) のバネ定数は 1.63[N/mm] とし，このバネが関与する関節 K のモーメントアームは 40[mm] とした．各リンクはアクリル製とし，全質量 722[g] のモデルとし，関節 H の角度 $\theta_k=90^\circ$ の屈曲のエネルギーでリンク全体を十分伸展できるようにした．なお，先端 S と関節 H 間の距離（体幹長），関節 H と関節 K 間の距離（大腿長），関節 K と関節 A 間の距離（下腿長）は 200[mm] とし，関節 A と先端 T 間の距離（足底長）は 100[mm] とした．この実機モデルをもちいて，関節 K の角度 θ_k の屈曲によるエネルギーのみで立ち上がり動作をおこない，その動作において，平行リンクとなるワイヤ W_{e_3} の有無による立ち上がり動作の姿勢変化を確認した．

3.5.2 実験的解析の実験条件と計測機器

実機モデルによる立ち上がり動作の計測にもちいた機器の構成を図 3-11 に示す．この実機モデルをもちいて，関節 K の角度 θ_k の屈曲によるエネルギーのみで立ち上がり動作をおこない，その動作において，平行リンクとなるワイヤ W_{e_3} の有無による立ち上がり動作の姿勢変化を確認した．なお，この動的な実験的解析において，実験モデルの姿勢変化は 100[fps] の高速度カメラ（BASLER 社製）と電気ゴニオメータ（Biometrics 社製），床反力はフォースプレート（9286BA, Kistler 社製）により計測をおこなった．なお，これらのすべてのデータは TRIAS システム（DKH 社製）により同期して計測をおこなった．

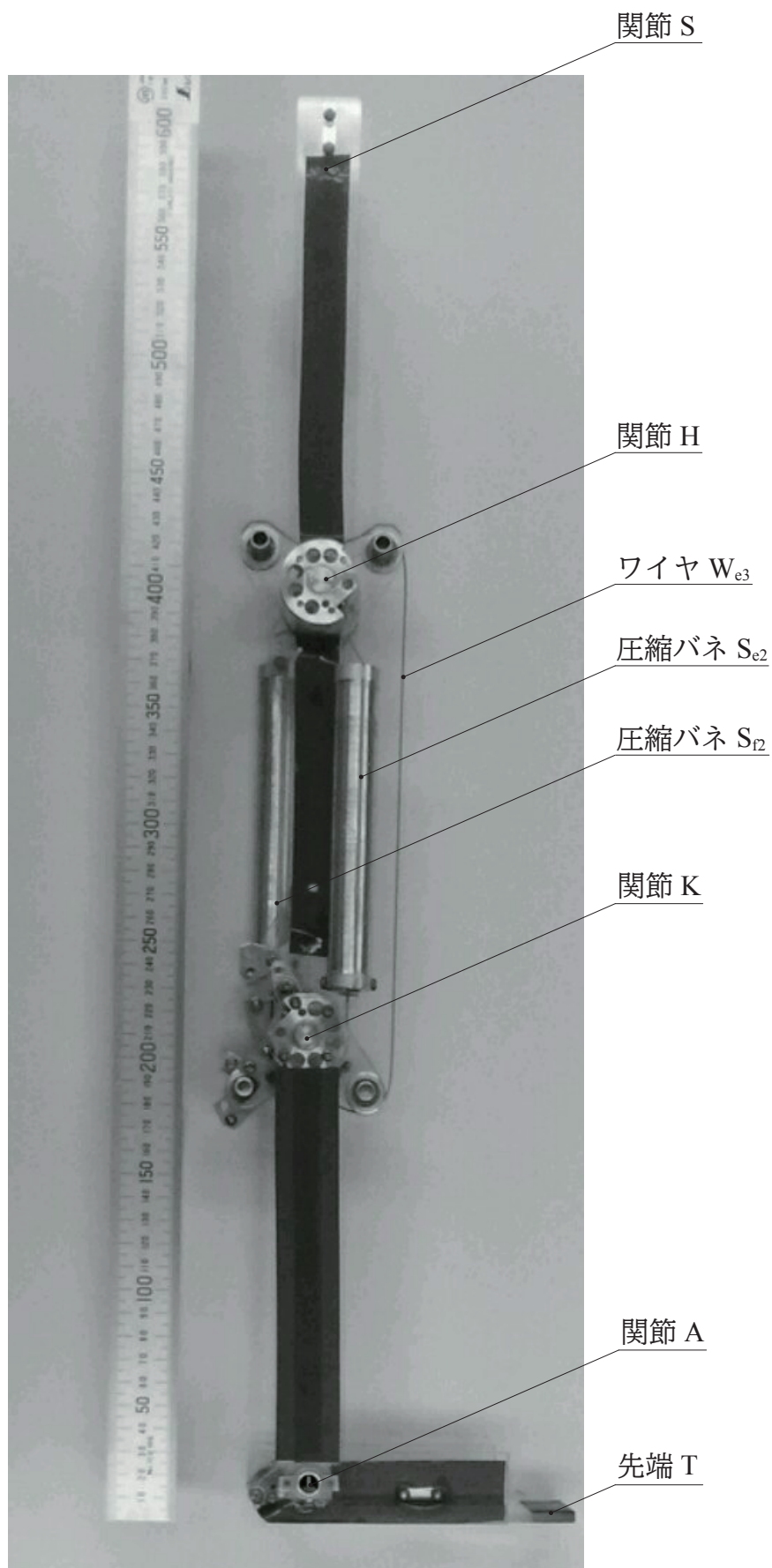


図 3-10 立ち上がりを再現する実機モデル

3.5.3 実機モデルによる立ち上がり動作

平行リンク W_{e3} をワイヤとして装備させた実機モデルをもちいて、平行リンク W_{e3} の有無による立ち上がり動作の姿勢変化を確認した。さらに、体幹であるリンク (S-H) の質量の変化、すなわち、リンク (S-H) の慣性モーメントの変化による立ち上がり動作も確認した。関節 K を屈曲させてバネにエネルギーを蓄える初期姿勢は関節 K の角度 θ_k により定め、ワイヤ W_{e3} が無い場合は鉛直上にリンク (S-H) を配置し、ワイヤ W_{e3} が有る場合はワイヤ W_{e3} の平行リンクの機能が発揮するように、リンク (S-H) とリンク (K-A) が平行となるようにした。また、リンク (A-T) は床に接しており、関節 A で発生する床反力が鉛直上向きになる姿勢を初期姿勢とた。なお、立ち上がり動作のエネルギーを同じにするため、初期姿勢の関節 K の角度 θ_k を 90° とした。この初期姿勢より、エネルギーを解放した場合の 30[ms] ごとの姿勢変化 (スティックピクチャ) を図 3-12 と図 3-13 に示す。図 3-12 は平行リンクのワイヤ W_{e3} がない場合、図 3-13 はワイヤ W_{e3} による平行リンク機能を有した場合のスティックピクチャであり、図 3-12 と図 3-13(a) は非常に軽量のワイヤ W_{e3} のみの有無による変化を示す。図 3-12 は大腿直筋に相当するワイヤ W_{e3} がないため、関節 K の伸展トルクによる回転動作に

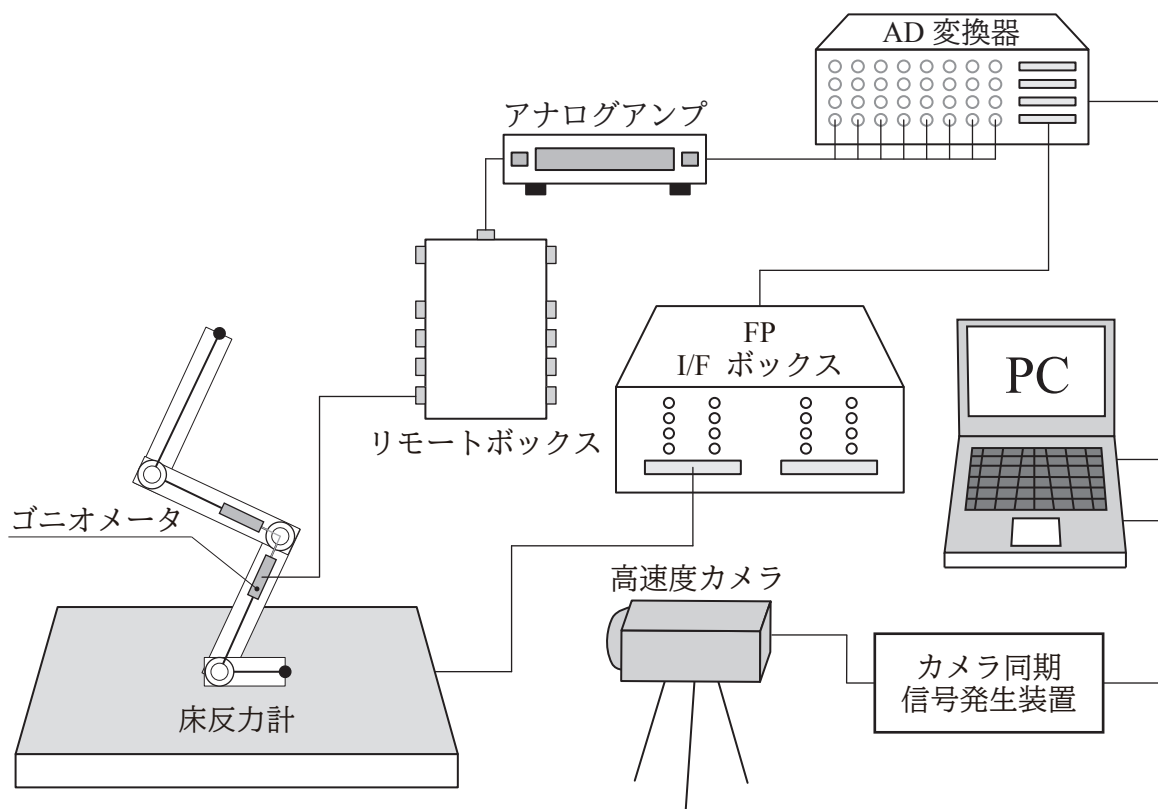


図 3-11 実験システムの構成

よって発生する慣性力により，上部リンク (S-H) は徐々に後ろに倒れることがわかった (姿勢 P3-P7 間)．それに対し，大腿直筋に相当するワイヤ W_{e3} がある図 3-13(a) は慣性力によって倒れる上部リンク (S-H) を引き止め，さらに，平行リンク化することで関節 A に発生する床反力を常に重心方向へ調整することができ，立ち上がり動作を容易にしていることが伺えた．また，この実機モデルがリンク長や質量バランスの特殊条件でなく，ワイヤ W_{e3} の張力変化による姿勢の安定性であることを確認するため，体幹であるリンク (S-H) の質量 $M=120[\text{g}]$ を 2 倍にした質量 $2M$ の立ち上がり動作を確認した (図 3-13(b))．なお，追加した質量 M の中心は先端 S にあるように配置した．図 3-13(b) のリンク (S-H) の質量 $2M$ の場合はその質量増加に伴う慣性モーメントの増加に伴い，ゆっくりな立ち上がり動作 (立ち上がりに要する時間は約 2 倍) となり，非常になめらかな立ち上がり動作となった．これより，体幹であるリンク (S-H) の質量や慣性モーメントが変化しても，大腿直筋に相当するワイヤ W_{e3} による平行リンクの機能により，足関節 (踵) である関節 A に発生する力を常に鉛直上の重心方向に制御でき，ヒトのような立ち上がり動作が可能であることがわかった．この結果，大腿

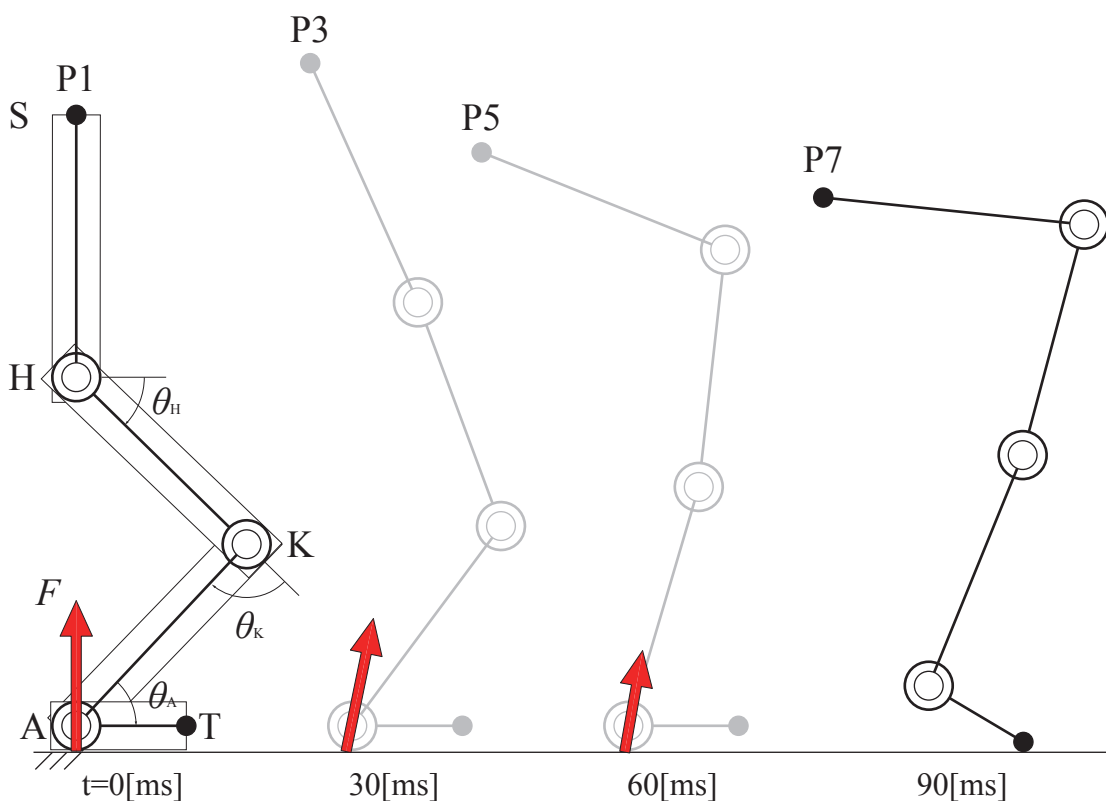


図 3-12 平行リンク機構 (W_{e3} 無し) の立ち上がり

S: 肩関節, H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, T: 足趾, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, θ_A : 関節 A の角度, F : 床反力.

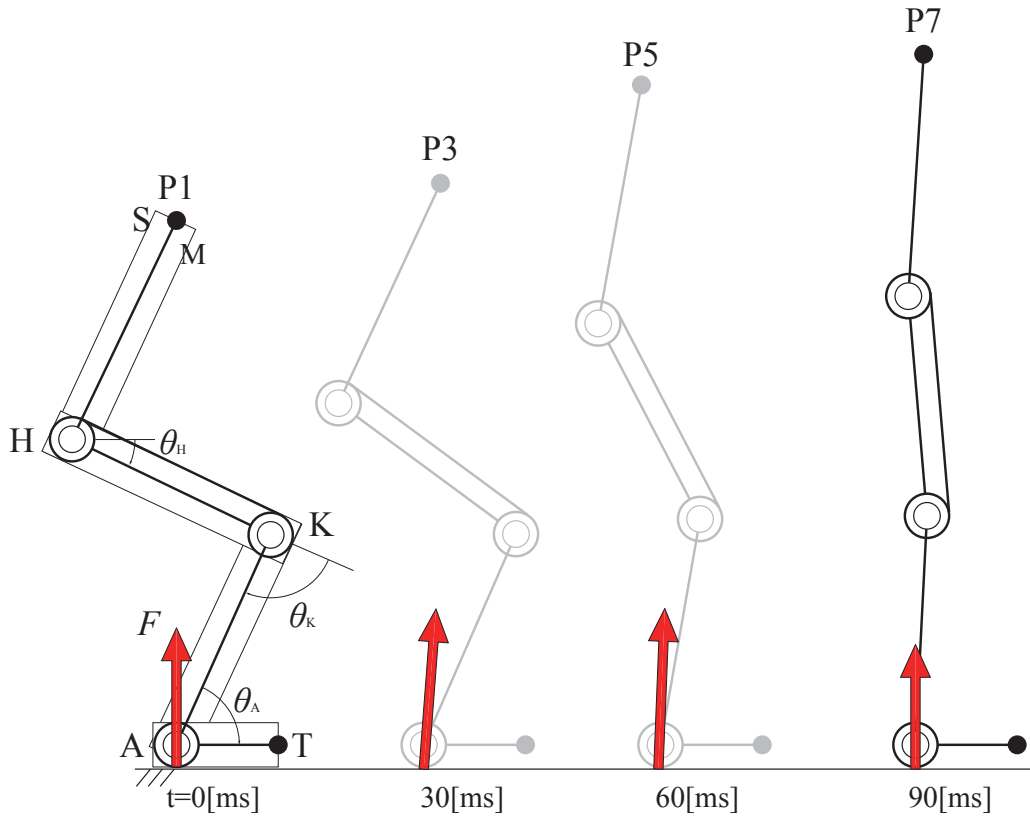


図 3-13(a) 平行リンク機構 (W_{e3}) 有りの立ち上がり
リンク (S-H) の質量 $M(120[\text{g}])$

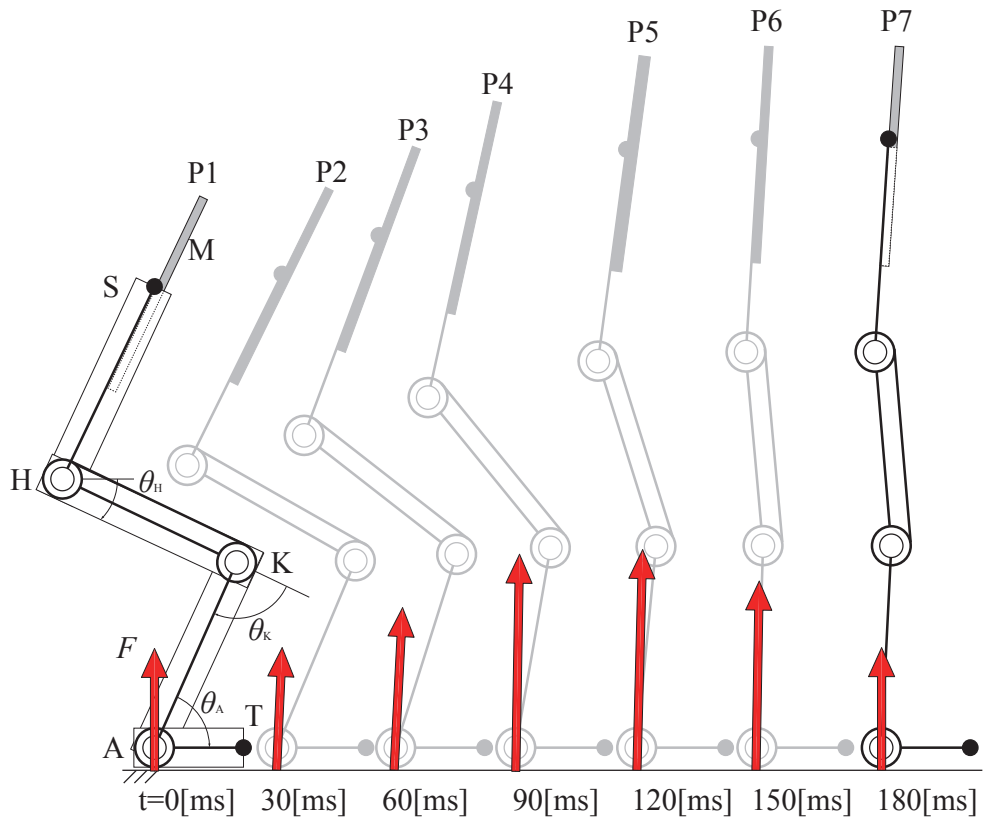


図 3-13(b) 平行リンク機構 (W_{e3}) 有りの立ち上がり
リンク (S-H) の質量 $M(240[\text{g}])$

直筋 (e_3) の平行リンク機能は膝関節である関節 K の一関節伸筋 (e_2) のみの駆動力で、立ち上がり動作を可能にし、さらに、大きな質量である体幹の慣性モーメントも有効に利用する機構特性を有していることが明らかになった。また、大腿直筋 (e_3) の筋収縮力は平行リンクとなる張力であり、足関節 (踵) に発生する出力に関与しないことがわかった。

3.6 結言

ヒトの立ち上がり動作である体幹を鉛直上向きに移動させる動作筋電図学的解析によって、この動作の主働筋が膝関節の一関節伸筋と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の2筋であることが明らかになった。また、モデルによる理論解析により、立ち上がり動作時の体幹を支えるための筋収縮力に膝関節の一関節伸筋は大きく貢献するが、大腿部前面の二関節筋である大腿直筋は関与しないことが明らかになった。そこで、重心方向に床反力を向ける二関節筋の機能である平行リンク機能に着目し、大腿直筋を平行リンクとしたモデルを試作し、立ち上がり動作時の床反力の変化と立ち上がり動作の姿勢変化を計測した。その結果、大腿直筋に相当するワイヤが慣性力によって倒れる体幹を引き止め、さらに、平行リンク化することにより、足関節に発生する床反力を常に重心方向へ調整していることがわかった。すなわち、従来から定義されているヒトの立ち上がり動作の主働筋、すなわち、膝関節の一関節伸筋と股関節の一関節伸展筋による伸展トルクではなく、膝関節の一関節伸筋による膝関節の伸展トルクと、倒れようとする体幹の慣性力を平行リンクとなった大腿直筋が保持している機能により、股関節の伸展トルクが発生したように見える作用となることが明らかになった。このため、従来から述べられている股関節の一関節伸筋の作用がなくても立ち上がり動作が可能であることが明らかになった。これより、大腿直筋の平行リンク機能は膝関節の一関節伸筋のみの駆動力で、立ち上がり動作を可能にする機構特性を有していることが提示できた。

第4章

静的姿勢における動作筋電図学的解析

4.1 緒言

第3章では、連続的な姿勢変化を伴う立ち上がり動作であったため、慣性力が働き、大腿直筋が平行リンクとして機能したが、第4章では慣性力が発生しない静的姿勢に着目し、膝関節の屈曲角度の違いが大腿部の筋群に与える影響を明らかにすることを試みた。ここでは、その動作の主働筋とその機能を動作筋電図学的解析、および、下肢の筋配列を基準にしたリンクモデルによる理論的解析をおこない、大腿部の機能的機能を明らかにすることを試みた。

4.2 静的姿勢における動作筋電図学的解析

4.2.1 被験者と実験条件

被験者は健常成人男性5名とし、身体的特徴は年齢 21.5 ± 0.5 [歳]、身長 167 ± 2.3 [cm]、体重 60 ± 5.6 [kg] である。また、筋活動を測定しやすい脂肪の少ない筋肉質の男性とした。立ち上がり動作の実験条件を図4-1に示す。動作条件は足底部の出

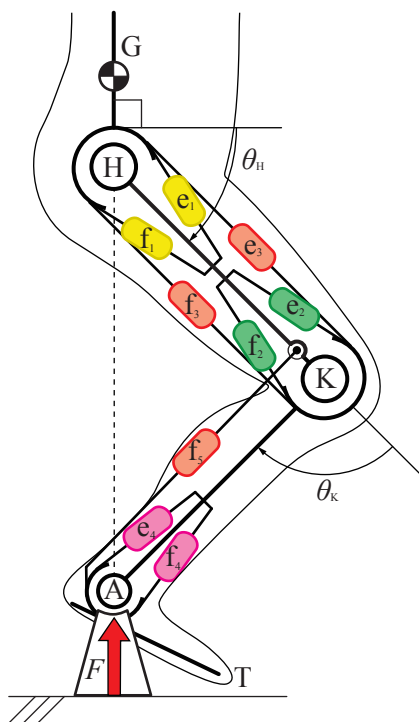


図4-1 静的姿勢の実験条件

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, T: 足趾, G: 重心, f_1, e_1 : 関節 H の拮抗一関節筋ペア, f_2, e_2 : 関節 K の拮抗一関節筋ペア, f_3, e_3 : 大腿部の拮抗二関節筋ペア, f_4, e_4 : 関節 A の拮抗一関節筋ペア, f_5 : 下腿部の二関節筋, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, F : 床反力。

力位置を厳密に体幹鉛直方向とするため、足関節(A)に支持台を設置した。なお、この台をもちいることで、足趾(T)への荷重移動の影響を取り除いた。すなわち、下腿部背面の二関節筋である腓腹筋(f_s)の筋活動による、床反力を重心方向へ向ける機能を取り除いた条件とし、支持台によって、足趾(T)を地面から浮かせた。なお、体幹を鉛直に規制した静的姿勢になるように動作が安定するまで十分な練習をおこなった。体幹を鉛直に規制した静的姿勢の姿勢変化は股関節(H)の角度 θ_H 、膝関節(K)の角度を θ_K により求め、静的姿勢は膝関節角度 $\theta_K=30^\circ, 45^\circ, 60^\circ$ の3条件とした。なお、静的姿勢中の体幹は常に鉛直上となるように規定した。実験に先立ち、被験者には実験の目的および実験に伴う危険性について十分説明し、書面により実験参加の同意を得てから計測をおこなった。本研究は大阪電気通信大学の生体倫理規則を遵守しており、「ヒトの四肢における二関節筋の活動による機構特性」の研究のタイトルで、生倫認17-002号の承認を得ている。そのため、この研究規則に従って、本研究を進めている。

4.2.2 筋活動の記録と被験筋

静的姿勢の動作筋電図学的解析も第3章の常に体幹の重心(G)を鉛直上にゆっくり移動させる立ち上がり動作と同じとし、下肢筋群の筋活動電位の計測は皮膚表面双極誘導法をもちい、筋の収縮時に発生する電位変化(筋活動電位)を計測した。被験筋は筋配列の機構的な観点から、図4-2のような下肢の各関節における拮抗筋ペアを基準に選択し、股関節(H)の一関節伸筋である大殿筋(Gm)、膝関節(K)の一関節伸筋である外側広筋(Vl)、内側広筋(Vm)、大腿部背面の二関節筋である外側ハムストリングス(Lh)、内側ハムストリングス(Mh)とその拮抗筋である大腿部前面の二関節筋である大腿直筋(Rf)、下腿部背面の二関節筋である腓腹筋外側頭(Lg)、腓腹筋内側頭(Mg)の計8筋とした。なお、股関節(H)の一関節屈筋である腸骨筋(Ii)と膝関節(K)の一関節屈筋である大腿二頭筋短頭(Bs)の2筋は皮膚表面双極誘導法では明確に計測できないため被験筋としていない。また、足関節(A)の一関節屈筋である前脛骨筋(Ta)とその拮抗筋であるヒラメ筋(Sl)の2筋に関しても、足関節(A)を固定して実験をおこなうため皮膚表面双極誘導法では計測できないため被験筋としていない。各筋の筋放電量は皮下組織の厚さに影響を受ける可能性があるため、実験施行前

に各筋の最大随意筋力 (MVC) を確認した。

4.2.3 姿勢計測の記録と計測箇所

姿勢計測には三次元計測カメラと電気ゴニオメータを併用した。カメラでの姿勢計測には肩関節，股関節，膝関節および足関節の関節中心にマーカを貼付し，そのマーカから各関節位置を算出した。得られた各関節位置から肩関節 - 股関節間を体幹，股関節 - 膝関節間を大腿部，膝関節 - 足関節間を下腿部の姿勢を算出した。また，カメラより得られた姿勢データと同時に計測した電気ゴニオメータの関節角度変化との差異も確認し，より正確な姿勢変化の計測をおこなった。

4.2.4 計測機器

静的姿勢の計測にもちいた機器の構成を図 4-3 に示す。筋活動は EMG 計測システム (K800, Biometrics 社製) をもちい，床反力の変化はフォースプレート (9286BA, Kistler 社製) をもちいた。EMG アンプは乾式能動電極 (SX230-1000, Biometrics 社製) をもちいて皮膚表面双極誘導法により筋活動を計測した。立ち上がり動作中の姿勢変化は高速度カメラシステム (Basler 社製) と電気ゴニオメータ (Biometrics 社

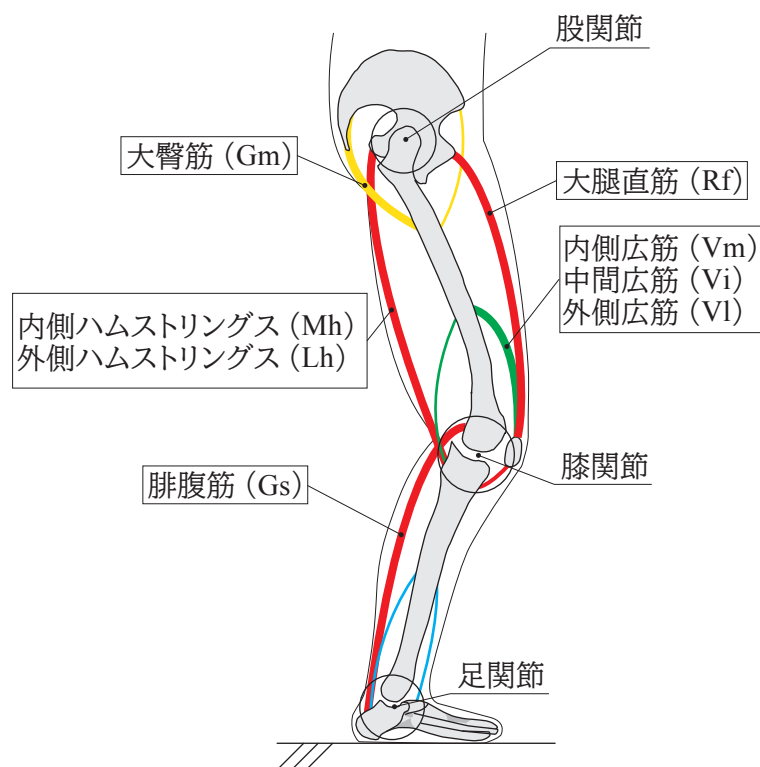


図 4-2 被験筋

製) をもちいた。EMG アンプによる筋活動データ, フォースプレートによる床反力データ, 電気ゴニオメータによる関節角度データはAD変換器 (PH-780, DKH社製) をもちいて, サンプリング周波数 1[kHz] にて記録した。高速度カメラのフレームレートは 100[fps] とした。これらのすべてのデータは TRIAS システム (DKH社製) により同期して計測をおこなった。

4.3 静的姿勢における動作筋電図学的解析の結果

体幹を鉛直に規制した静的姿勢における 5 名 (被験者 F, 被験者 G, 被験者 H, 被験者 I, 被験者 J) の被験者の生の筋電図と着地中の床反力, 実験中の姿勢変化のスティックピクチャと, このスティックピクチャ上に発生した床反力をベクトル表示にしたものを図 4-4(a), 図 4-5(a), 図 4-6(a), 図 4-7(a), 図 4-8(a) に示し, これらの図 4-4(a), 図 4-5(a), 図 4-6(a), 図 4-7(a), 図 4-8(a) の生の筋電図を積分筋電図にしたものを図 4-4(b), 図 4-5(b), 図 4-6(b), 図 4-7(b), 図 4-8(b) に示す。なお, 被験者 F の生の筋電図は図 4-4(a), 被験者 F の積分筋電図は図 4-4(b), 被験者 G の生の筋電図は図 4-5(a), 被験者 G の積分筋電図は図 4-5(b), 被験者 H の生の筋電図は

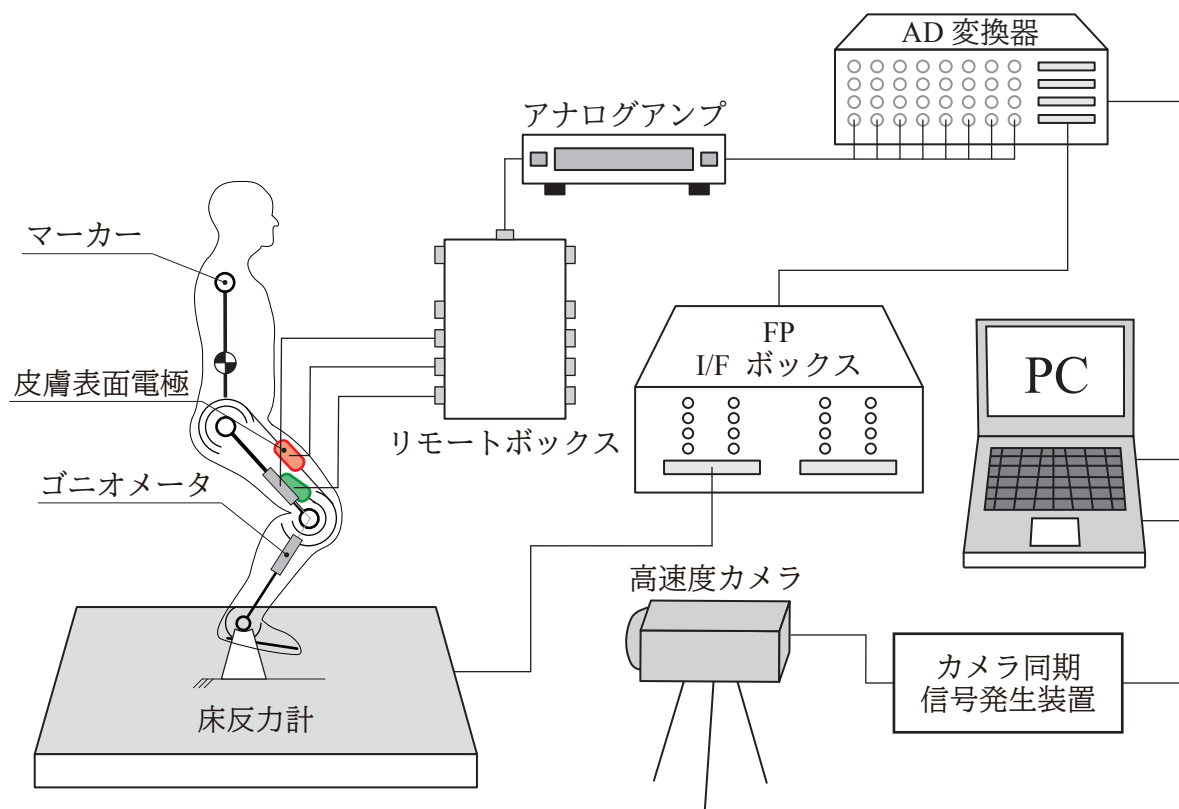


図 4-3 実験システムの構成

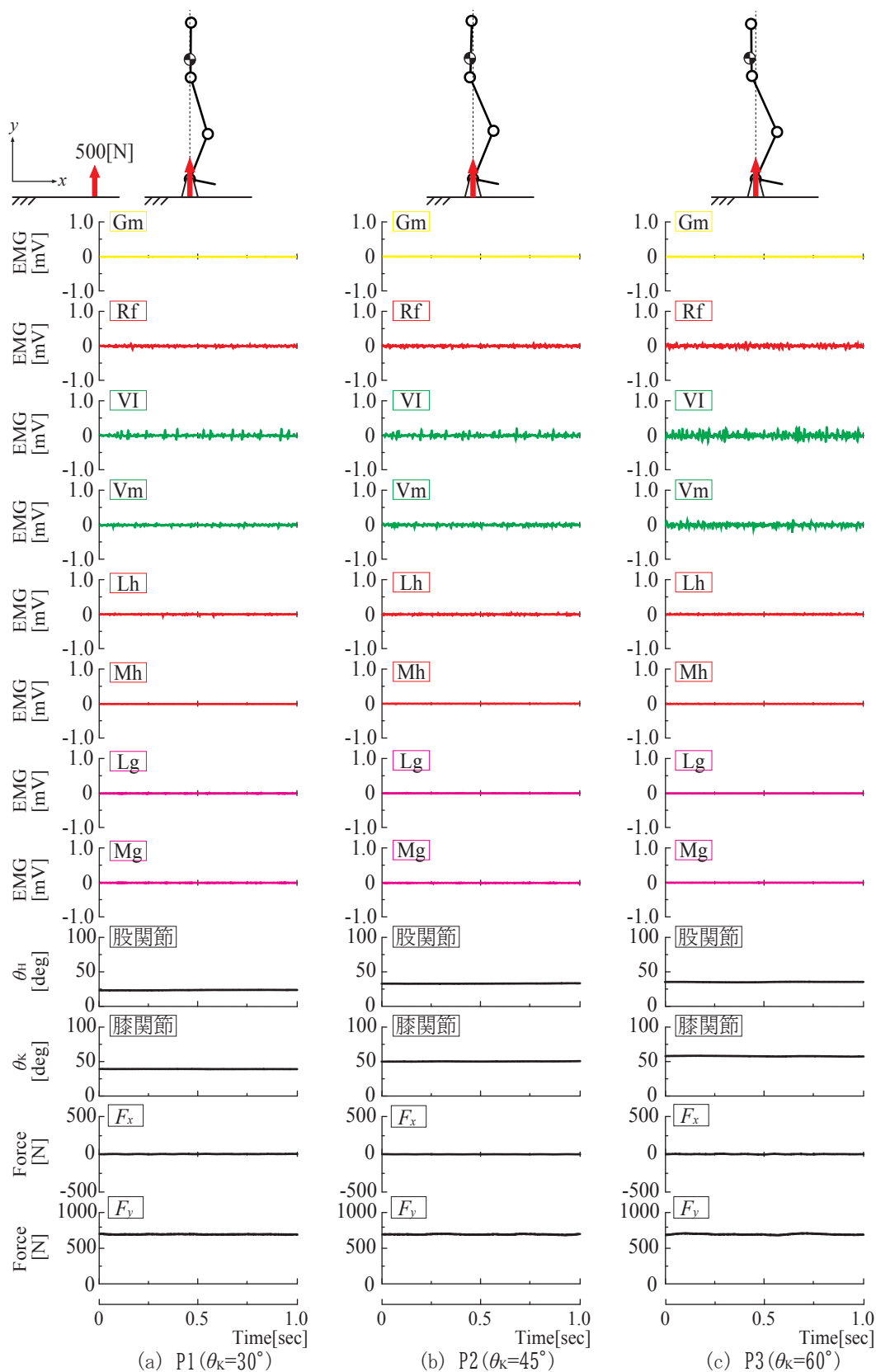


図 4-4(a) 静的姿勢における生筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 F)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

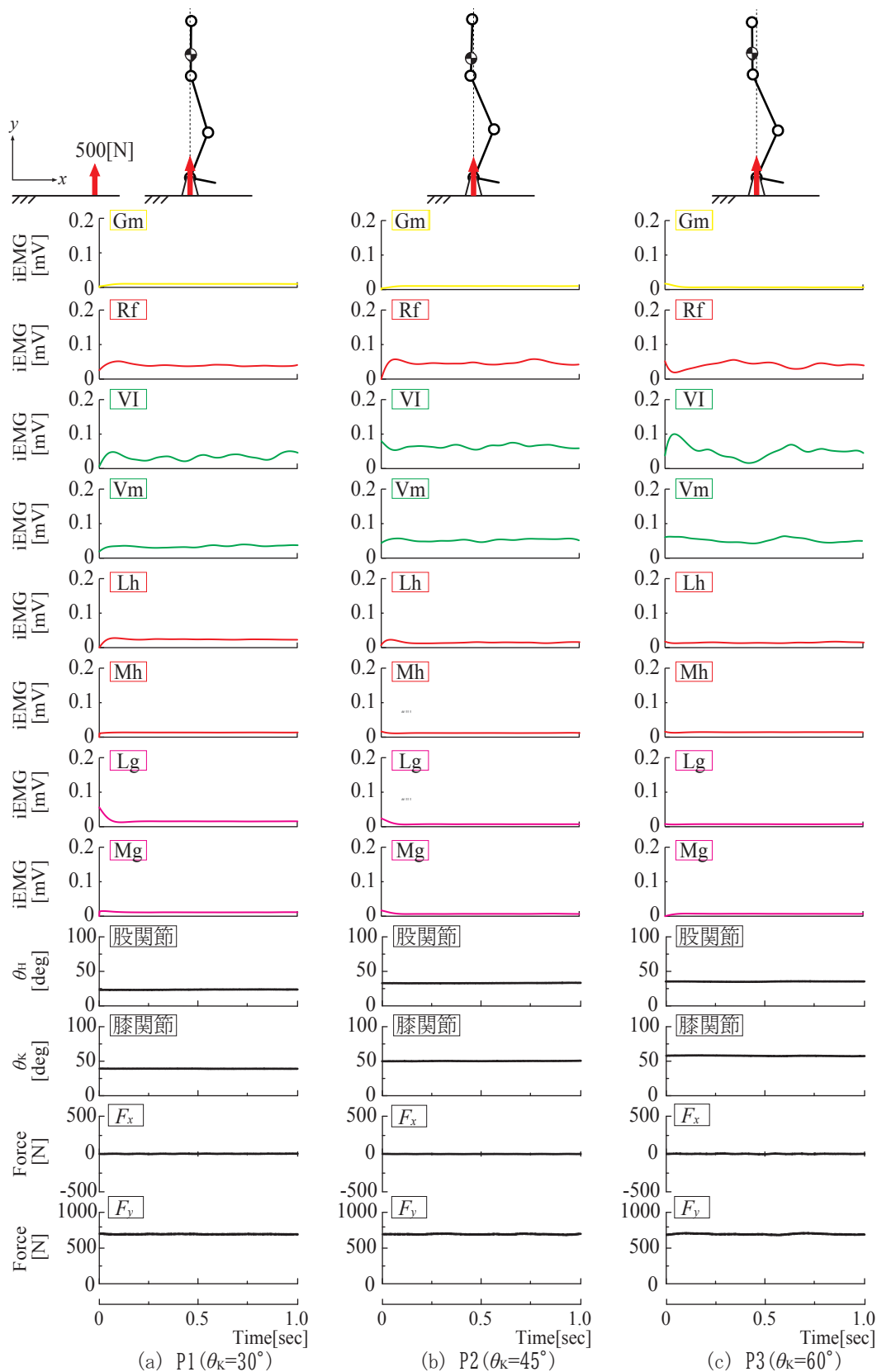


図 4-4(b) 静的姿勢における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 F)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

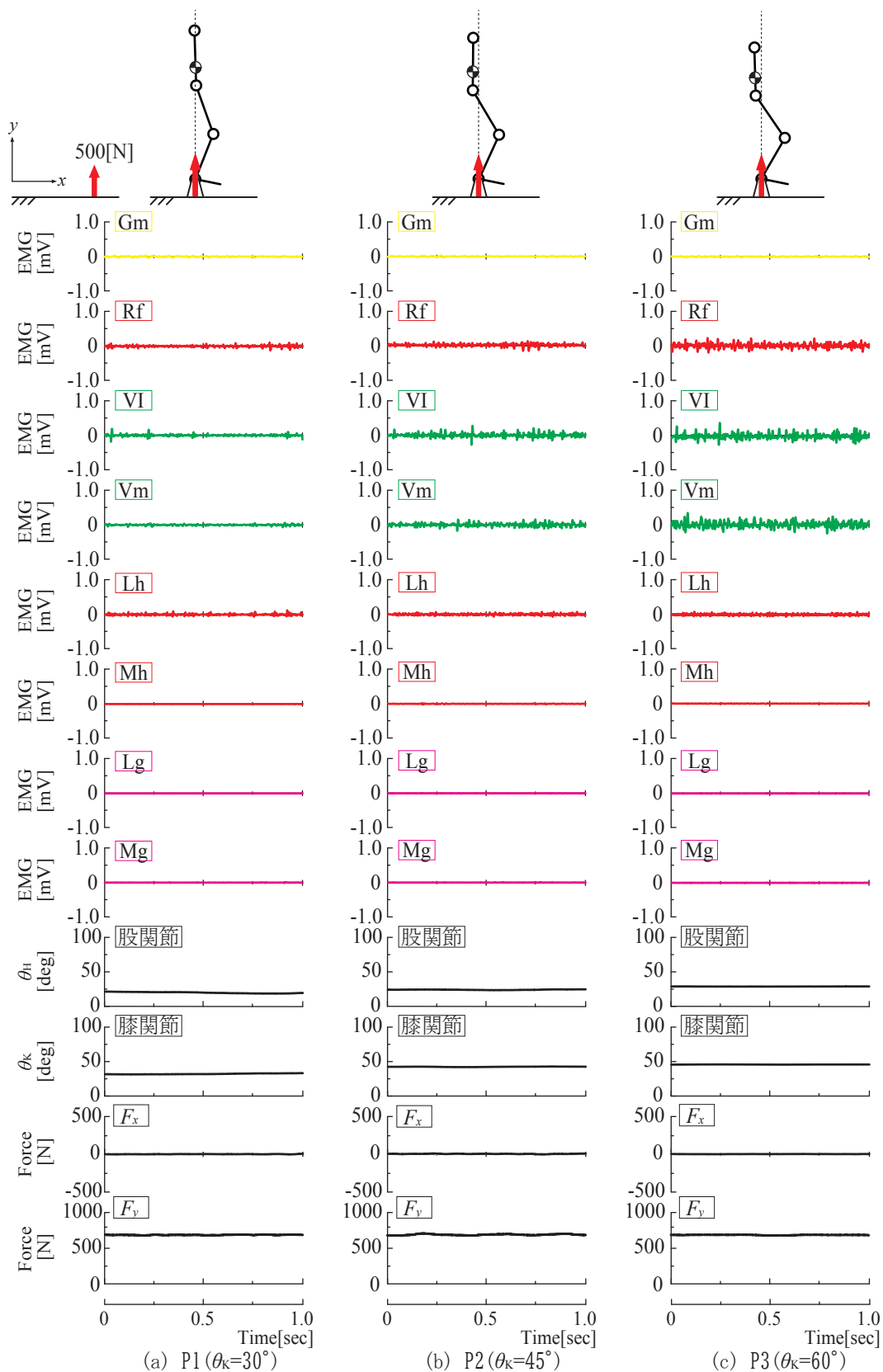


図 4-5(a) 静的姿勢における生筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 G)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

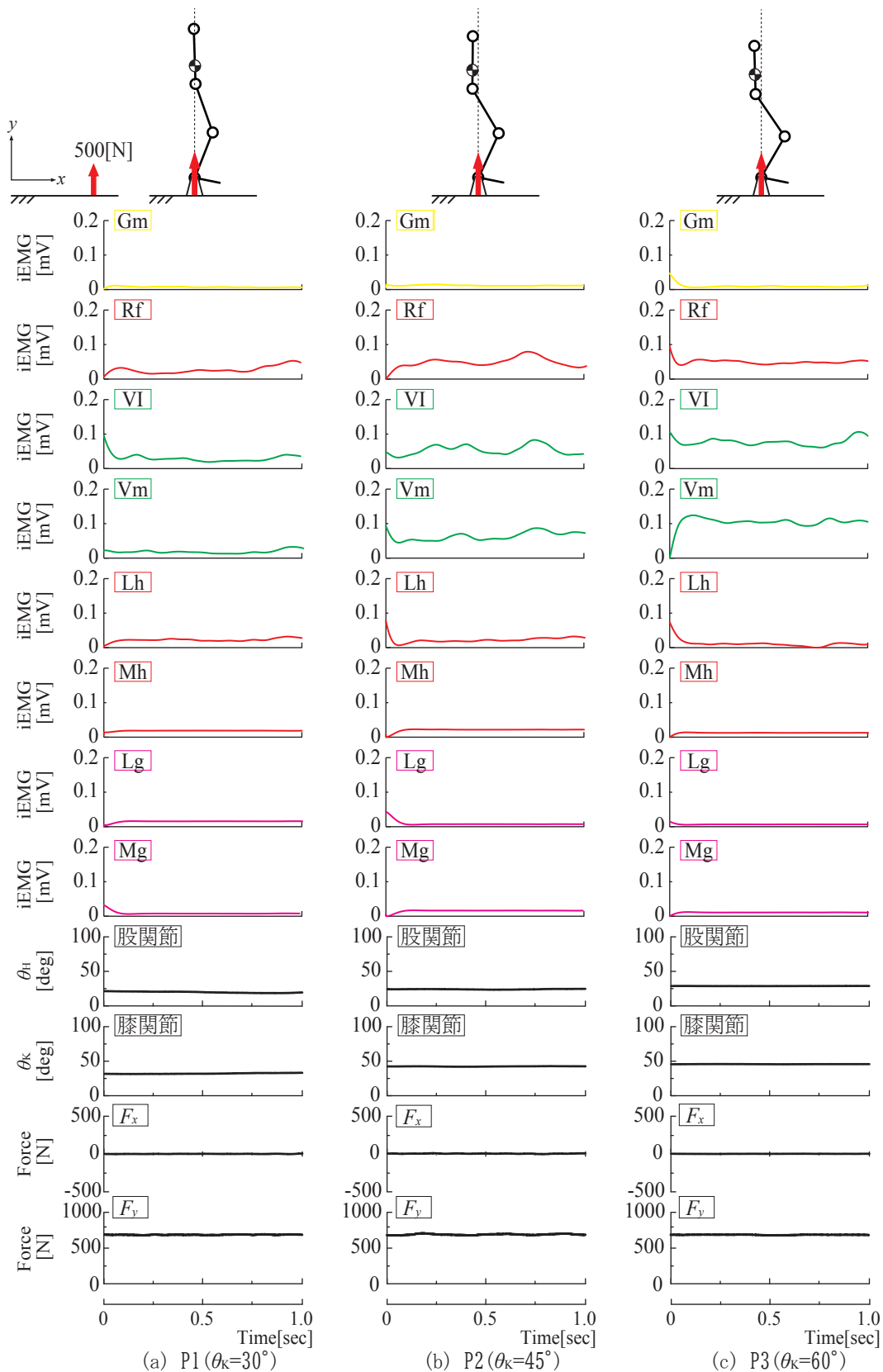


図 4-5(b) 静的姿勢における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 G)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

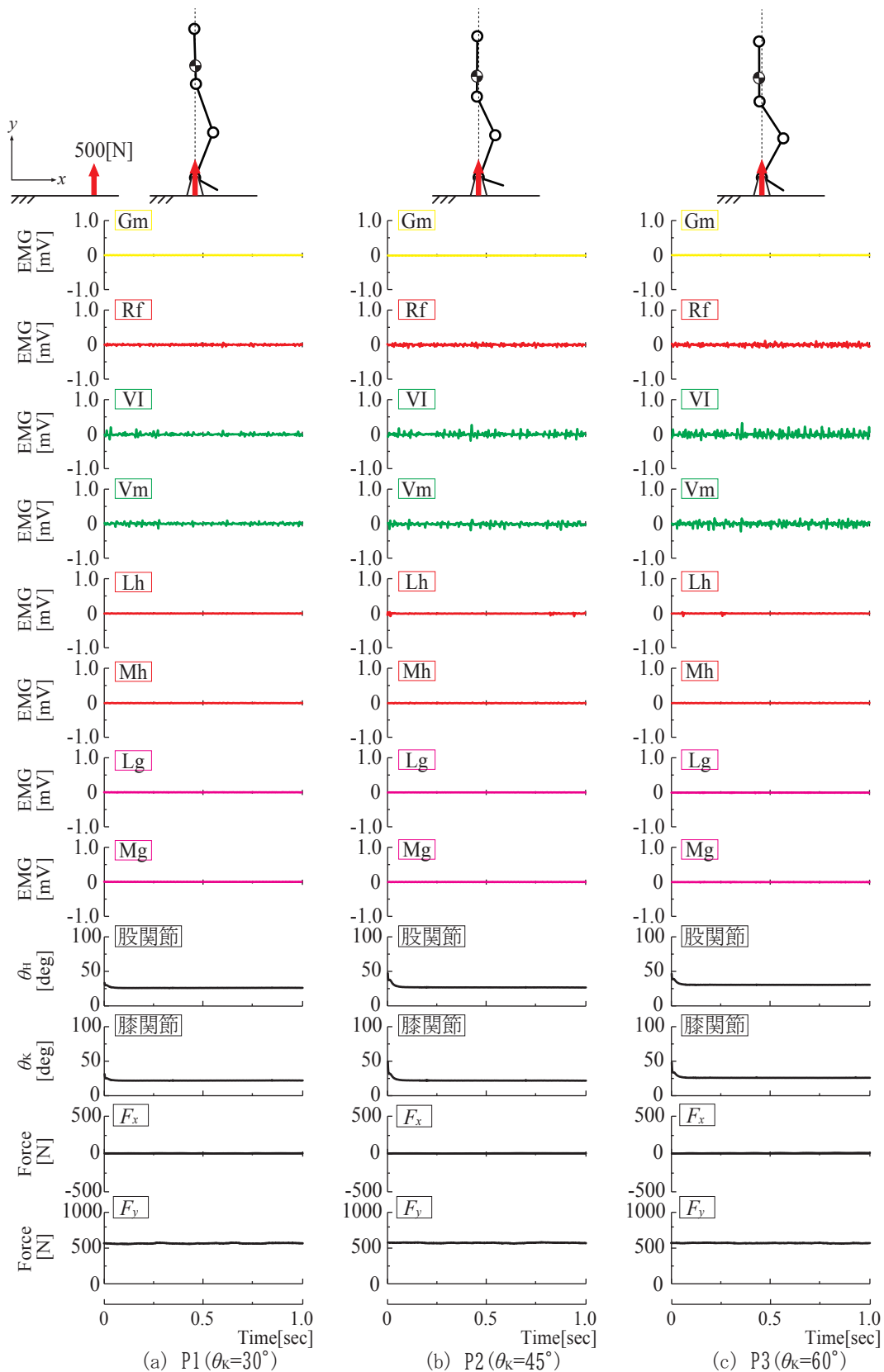


図 4-6(a) 静的姿勢における生筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 H)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

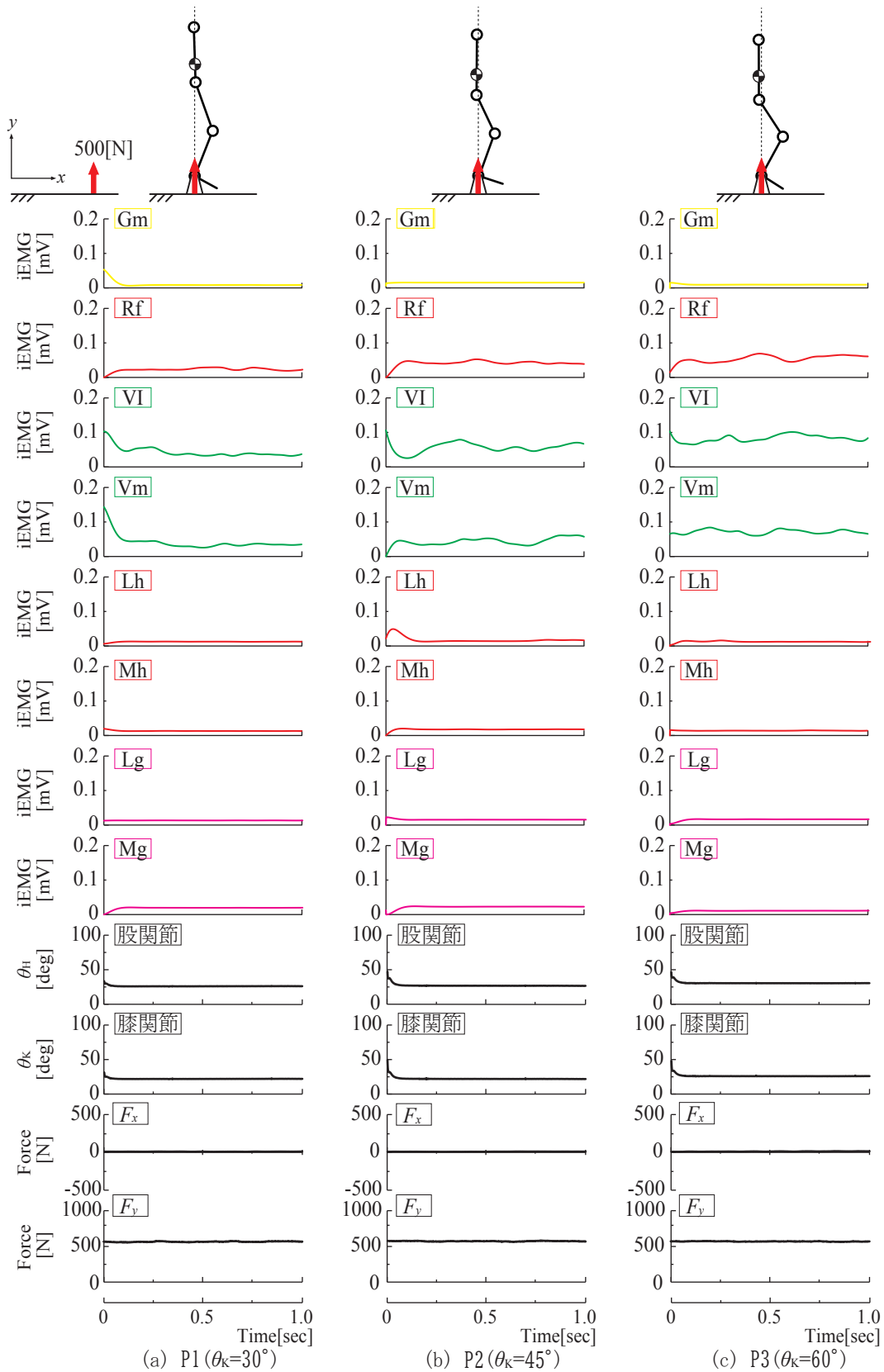


図 4-6(b) 静的姿勢における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 H)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

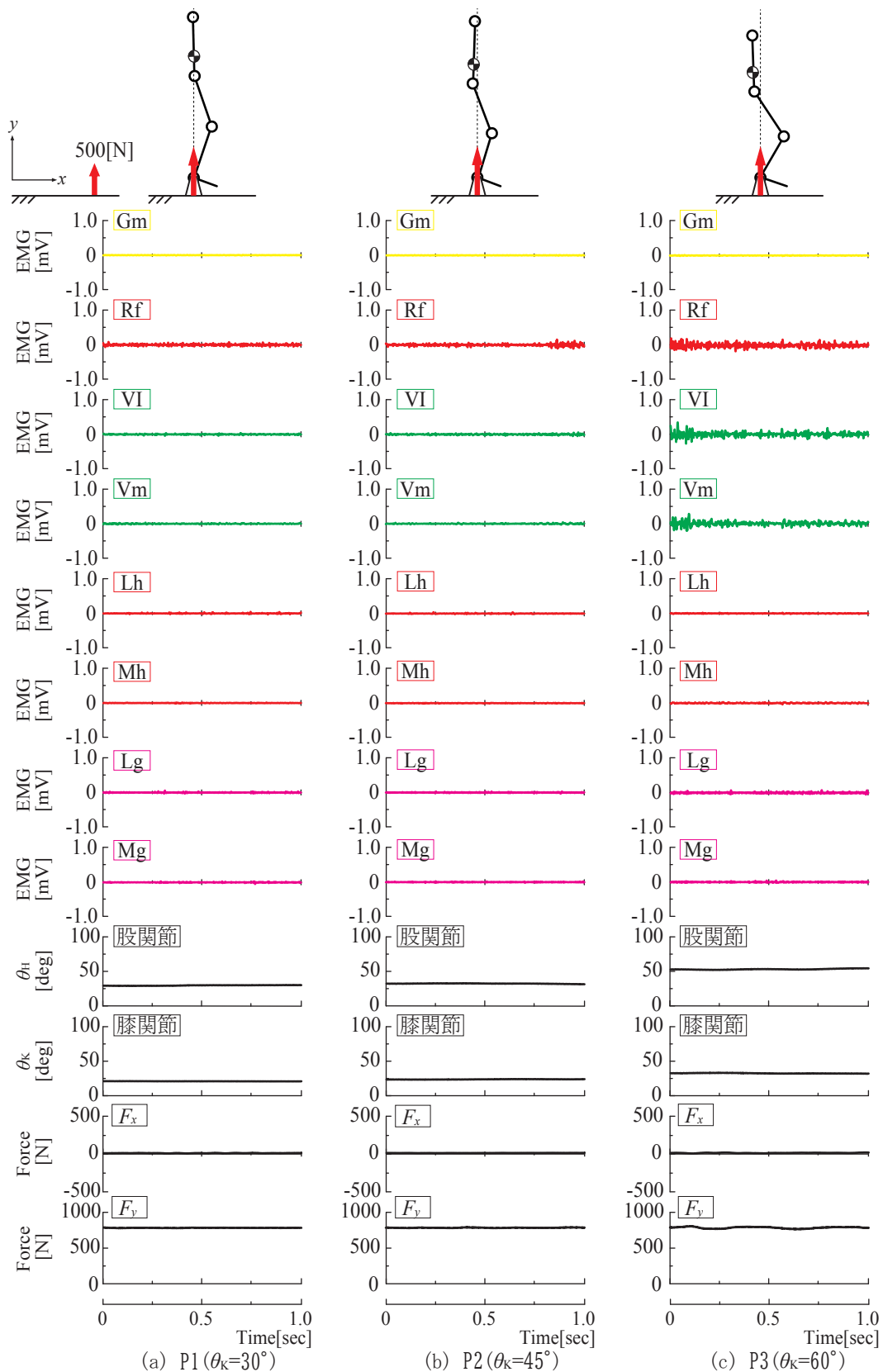


図 4-7(a) 静的姿勢における生筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 I)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

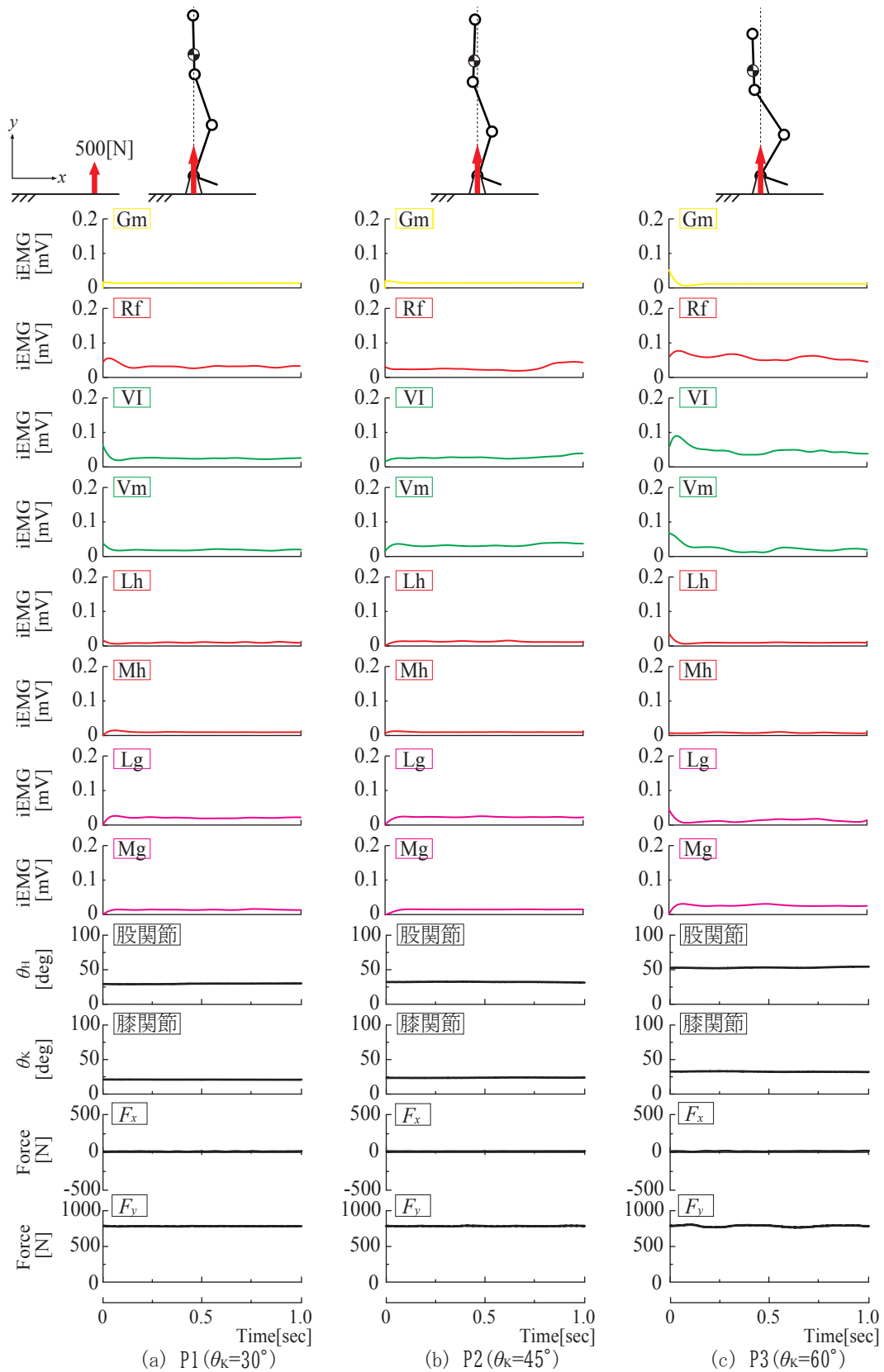


図 4-7(b) 静的姿勢における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 I)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

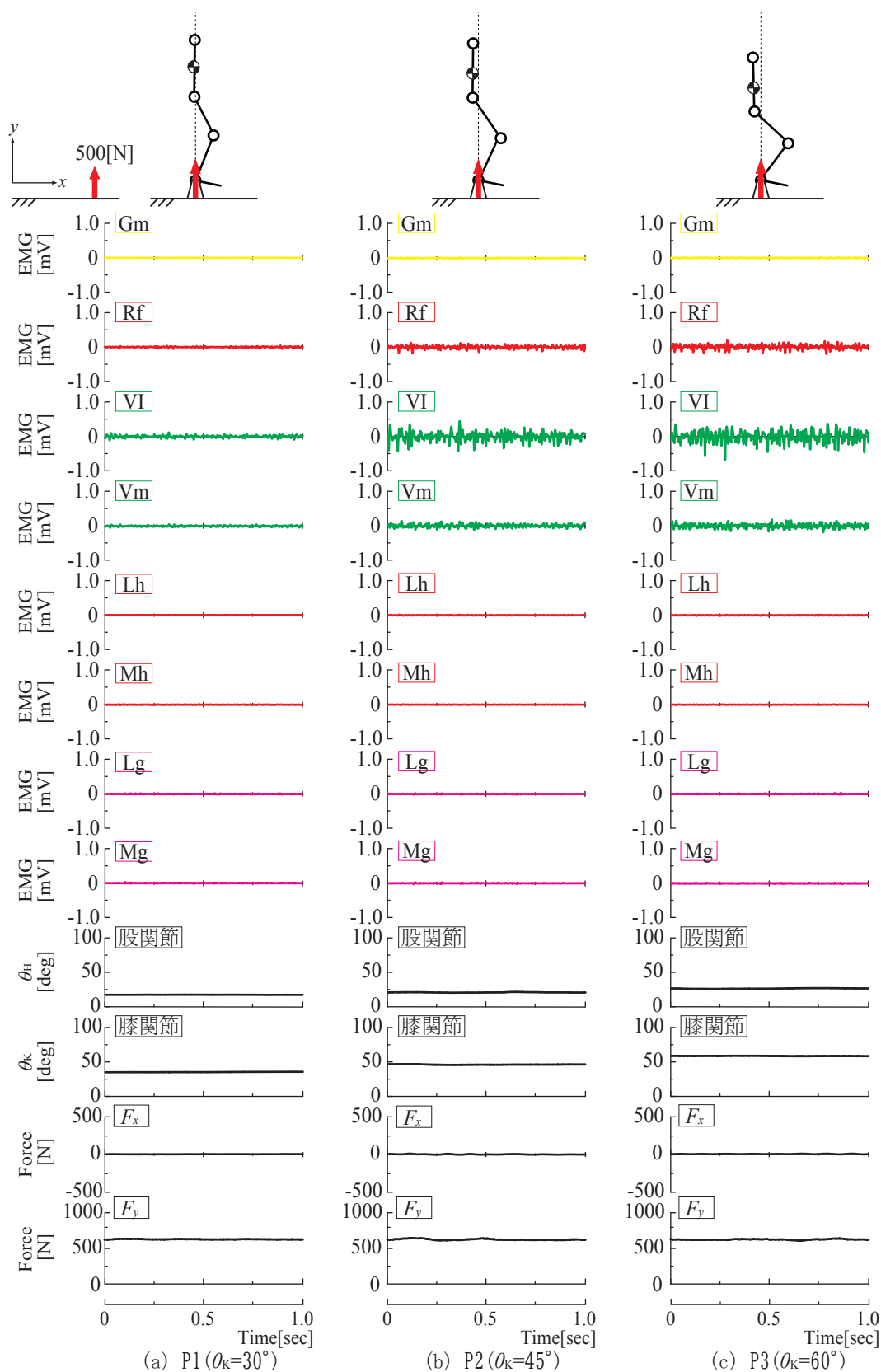


図4-8(a) 静的姿勢における生筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 J)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

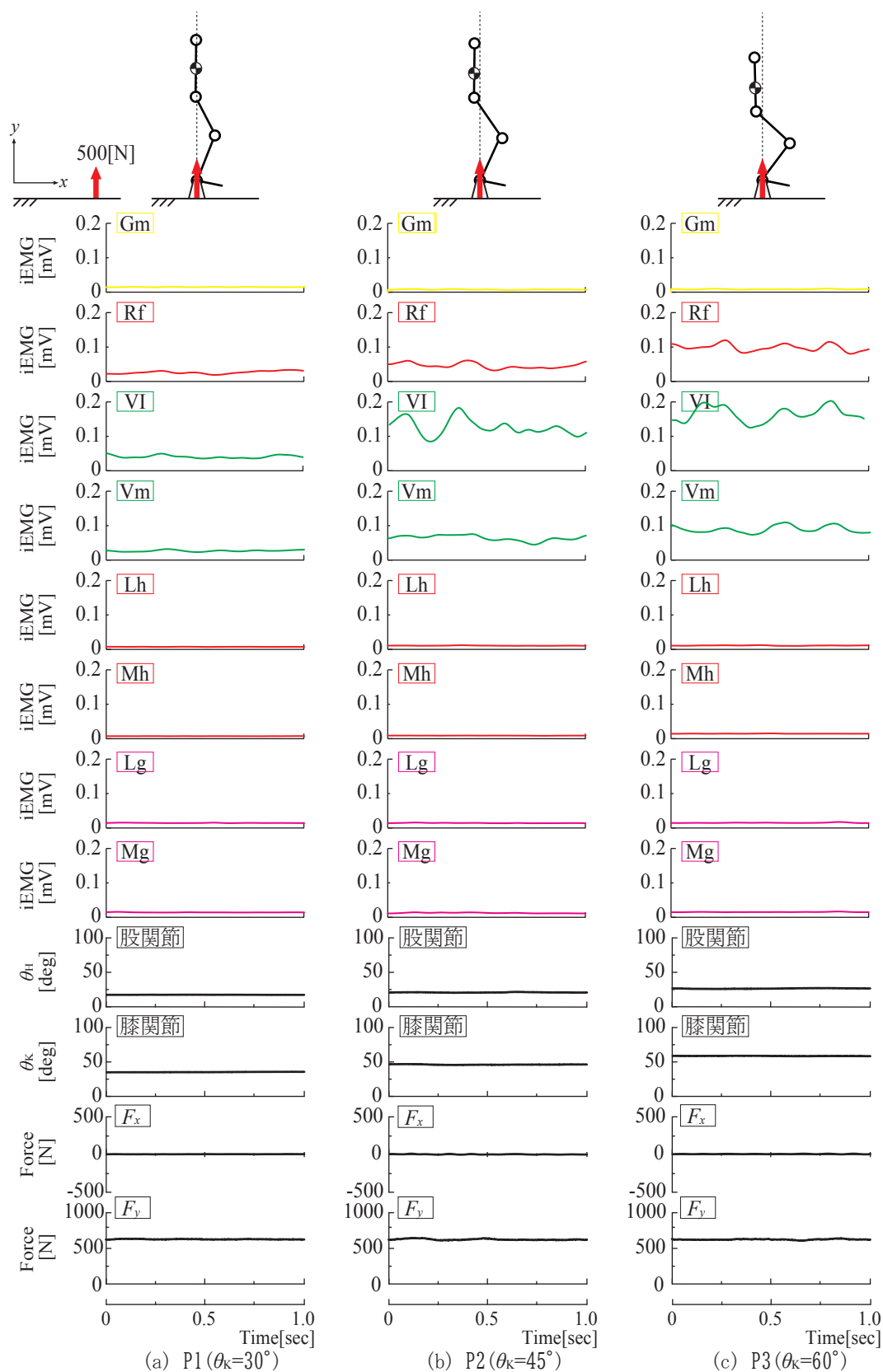


図 4-8(b) 静的姿勢における積分筋電図と床反力と姿勢変化 (被験者 J)

Gm: 大殿筋, Rf: 大腿直筋, VI: 外側広筋, Vm: 内側広筋, Lh: 外側ハムストリングス, Mh: 内側ハムストリングス, Lg: 腓腹筋外側頭, Mg: 腓腹筋内側頭, F_x : x 軸方向の床反力, F_y : y 軸方向の床反力.

図 4-6(a), 被験者 H の積分筋電図は図 4-6(b), 被験者 I の生の筋電図は図 4-7(a), 被験者 I の積分筋電図は図 4-7(b), 被験者 J の生の筋電図は図 4-8(a), 被験者 J の積分筋電図は図 4-8(b) である. 立ち上がり動作中の筋電図は統一して表示しており, 上段より, スティックピクチャ, 筋電図, 姿勢変化, 床反力である. 筋電図は上段より, 大殿筋 (Gm), 大腿直筋 (Rf), 外側広筋 (VI), 内側広筋 (Vm), 外側ハムストリングス (Lh), 内側ハムストリングス (Mh), 腓腹筋外側頭 (Lg), 腓腹筋内側頭 (Mg) である. 姿勢変化は上段が股関節角度 (θ_H) と下段が膝関節角度 (θ_K) である. 床反力は上段が前方向の x 軸方向の力 F_x と下段が鉛直上方向の y 軸方向の力 F_y である. また, これらの図中の姿勢 P1 は $\theta_K=30^\circ$ の静的姿勢, 姿勢 P2 は $\theta_K=45^\circ$ の静的姿勢, 姿勢 P3 は $\theta_K=60^\circ$ の静的姿勢である.

すべての被験者, 静的姿勢条件 (姿勢 P1 ($\theta_K=30^\circ$), 姿勢 P2 ($\theta_K=45^\circ$), 姿勢 P3 ($\theta_K=60^\circ$)) において体幹の揺動がなく, 床反力 (F) は足関節 (A) で力を発生していることが確認できた. さらに, 床反力の出力方向は常に鉛直上向きであることも確認できた. これらの結果より, 体幹を鉛直上に規制した静的姿勢の主働筋は大腿部の 2 筋のみ, すなわち, 膝関節の一関節伸筋である外側広筋 (VI), 内側広筋 (Vm) と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋 (Rf) であることが確認され, 一般的に主働筋とされる大殿筋 (Gm) には微弱な筋放電しかなく, 主働筋と同定できる程の筋活動は見られなかった. また, 被験者によって多少の差異はあるが膝関節角度 (θ_K) が大きくなるにつれて体幹が床反力より後方にずれていることが確認できた.

4.4 静的姿勢の主働筋による収縮力の出力特性

前節の体幹を鉛直上に規制した静的姿勢の動作筋電図学的解析結果より, 主働筋である膝関節の一関節伸筋である外側広筋 (VI), 内側広筋 (Vm) と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋 (Rf) の出力特性を第 2 章の二関節リンクモデルをもちいて理論解析をおこなう. ここでは, リンク姿勢が $\theta_H=45^\circ$, $\theta_K=90^\circ$ の場合の出力, すなわち, 動作筋電図学的解析の主働筋である外側広筋, 内側広筋の筋 e_2 と大腿直筋の筋 e_3 の収縮力によってリンク先端 A に発生する力の大きさ F_{Fe2} , F_{Fe3} とその方向 θ_{Fe2} , θ_{Fe3} を図 4-9 に示す. 図 4-9 に図示された出力方向より, 膝関節の一関節伸筋である内側広筋, 外側広筋の筋 e_2 は体幹を鉛直に支える力であるが, 膝関節と股関節に同時に関与

する大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の筋 e_3 の活動は筋 e_2 の体幹を鉛直に支える力の方向を前方に傾ける効果となり、動作筋電図学的解析から得られた立ち上がり動作時の床反力が絶えず、鉛直方向に向いている結果と異なることがわかる。このことから、大腿直筋の筋 e_3 の活動は立ち上がり動作の静的な体幹バランスに効果を及ぼさない、すなわち、リンク先端 A の足関節の出力に関与しないことが伺え、膝関節角度 (θ_k) によって筋放電量が変化しても静的姿勢を維持することが可能であることがわかった。なお、従来の立ち上がり動作に関与するとされている大殿筋の筋 f_1 が活動する場合を考えると、筋 f_1 の収縮力によってリンク先端 A に発生する力の大きさ (F_{Ff1}) とその方向 (θ_{Ff1}) は図 4-9 となり、大腿直筋の筋 e_3 の出力に対して、鉛直上の対となる方向に大殿筋の筋 f_1 の出力があることがわかる。すなわち、鉛直上の体幹の重心を

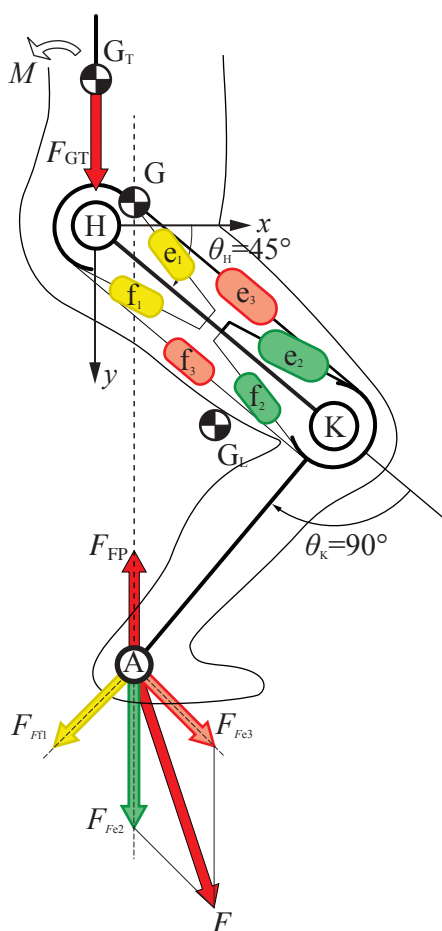


図 4-9 二関節リンクモデルにおける出力特性

H: 股関節, K: 膝関節, A: 足関節, G: 重心, G_T : 体幹重心, G_L : 下肢重心, M : モーメント, f_1, e_1 : 関節 H の拮抗一関節筋ペア, f_2, e_2 : 関節 K の拮抗一関節筋ペア, f_3, e_3 : 大腿部の拮抗二関節筋ペア, θ_H : 関節 H の角度, θ_K : 関節 K の角度, F_{Ff1} : 筋 f_1 の先端 A に発生する出力方向, F_{Fe2} : 筋 e_2 の先端 A に発生する出力方向, F_{Fe3} : 筋 e_3 の先端 A に発生する出力方向, F : 先端 A に発生する出力方向, F_{GT} : 体幹重心の出力方向, F_{FP} : 床反力。

支えるには大腿直筋の筋 e_3 と大殿筋の筋 f_1 が同時に活動しなければならないことを示している。しかし、動作筋電図学的解析において、大殿筋の筋 f_1 はほとんど活動していないが、大腿直筋の筋 e_3 は大きく活動している。これらのことから、体幹を鉛直に規制した静的姿勢であっても大腿直筋の筋 e_3 はリンク先端 A の足関節や出力に関与せず、生体内力として活動していることが推察できる。また、第3章の体幹を鉛直上向きに移動させる立ち上がり動作では大腿直筋が慣性力によって倒れる体幹を引き止め、さらに、平行リンク化することにより、足関節に発生する床反力を常に重心方向へ調整していた。しかし、体幹を鉛直に規制した静的姿勢であるため慣性力は発生しない。そのため、図4-9に示すように、体幹の重心 (G_T) を足関節より後方にずらすことで、体幹の自重によって体幹に力のモーメントが発生し、体幹の力のモーメントと釣り合うように大腿直筋の筋 e_3 が放電している。すなわち、体幹を鉛直に規制した静的姿勢であっても、大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の筋 e_3 にもこの平行リンクの機能があり、その機能が立ち上がり動作時の姿勢の安定性に大きく貢献していることを二関節リンクモデルにより明らかにした。

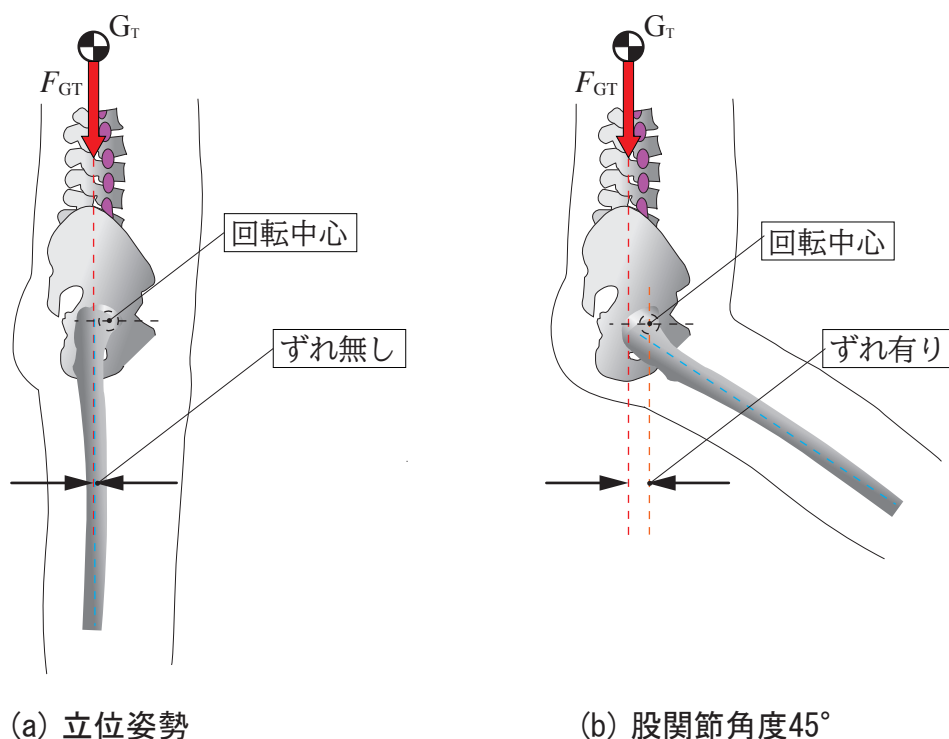


図4-10 3Dスケルトンモデル

G_T : 体幹重心, F_{GT} : 体幹重心の出力方向。

4.5 3D スケルトンモデルをもちいた解析

膝関節角度 (θ_k) が増加するに伴い、体幹が後方に移動する要因として、股関節 (H) の回転中心と体幹重心 (G_T) の位置のずれが影響しているのではないかと考え、3D スケルトンモデルをもちいて明らかにすることを試みた。骨盤と大腿骨の形状を図 4-10 に示す。図 4-10(a) は立位姿勢であり、図 4-10(b) は大腿骨を 45° 屈曲させた姿勢である。図 4-10(a) の立位姿勢時は大腿骨と体幹重心 (G_T) がほぼ鉛直線上にあることがわかった。このため、体幹をしっかりと支えることが可能であることが伺える。しかし、図 4-10(b) の大腿骨を 45° 屈曲させた姿勢時は股関節の回転中心と体幹重心 (G_T) の位置がずれるため静的姿勢においても体幹が後傾する方向へモーメントが発生していると考えられる。すなわち、膝関節角度 (θ_k) の増加に伴い、下肢の重心が前方に移動するため鉛直上に保持した体幹は後方に移動することで下肢と体幹のバランスをとり、その時に大腿直筋の平行リンクが大きく貢献していることが伺えた。

4.6 結言

体幹を鉛直に規制した静的姿勢における動作筋電図学的解析によって、膝関節屈曲角度の増加に伴い、膝関節の一関節伸筋と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の2筋の筋放電量も大きくなることが確認された。このことより、この動作の主働筋が膝関節の一関節伸筋と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の2筋であることが明らかになった。さらに、体幹の重心 (G_T) が足関節に発生する床反力より後方にあるため体幹の自重によって体幹に力のモーメントが発生し、体幹の力のモーメントと釣り合うように大腿直筋が放電し、足関節 (踵部) に発生している床反力方向を常に合成重心 (G) に向けていることが明らかとなった。

これより、大腿直筋の平行リンク化は膝関節の一関節伸筋のみの駆動力で体幹を維持する機構特性を有していることが明らかとなった。

第5章

結論

5.1 緒言

本研究の目的は生活の質(QOL)を保つために非常に重要な動作である立ち上がり動作に着目し、二関節筋を含めた下肢の筋活動によって生じる立ち上がり動作中の機構特性を明らかにすることである。そのため、本研究は2関節リンクモデルをもちいた理論解析、および、立ち上がり動作の動作筋電図学的解析、さらに、実機モデルをもちいた実験的解析をおこない、立ち上がり動作における下肢の筋活動によって生じる機構特性を明らかにした。

5.2 本研究の各論

5.2.1 立ち上がり動作における下肢の機構特性

ヒトの立ち上がり動作である体幹を鉛直上向きに移動させる動作筋電図学的解析によって、この動作における最低限必要な主働筋が膝関節の一関節伸筋と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の2筋であることが明らかになった。また、膝関節の一関節伸筋と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の2つの機能を装備したモデルによる理論解析により、立ち上がり動作時の体幹を支えるための筋収縮力に膝関節の一関節伸筋は大きく貢献するが、大腿部前面の二関節筋である大腿直筋は関与しないことが明らかになった。そこで、重心方向に床反力を向ける二関節筋の機能である平行リンク機能に着目し、大腿直筋を平行リンクとしたモデルを試作し、立ち上がり動作時の床反力の変化と立ち上がり動作時の姿勢変化を計測した。その結果、大腿直筋に相当するワイヤが慣性力によって倒れる体幹を引き止め、さらに、大腿直筋が大腿骨と平行リンク化することにより、足関節に発生する床反力を常に重心方向へ調整していることがわかった。すなわち、従来から定義されているヒトの立ち上がり動作の主働筋、すなわち、膝関節の一関節伸筋と股関節の一関節筋による伸展トルクではなく、膝関節の一関節伸筋による膝関節伸筋の伸展トルクと、倒れようとする体幹の慣性力を平行リンクとなった大腿直筋が保持している機能により、股関節の伸展トルクが発生したように見える作用となることが明らかになった。このため、従来から述べられている股関節の一関節伸筋の作用がなくても立ち上がり動作が可能であることが明らかになり、大腿直筋の平行リンク化によって生じる機能は膝関節の一関節伸筋のみの駆動力で、立ち上がり動作を可能にする機構特性を有していることが提示できた。

5.2.2 静的姿勢における下肢の機構特性

体幹を鉛直に規制した立ち上がり動作中の姿勢における静的な体感保持の動作筋電図学的解析によって、体幹保持の静的姿勢の膝関節屈曲角度の増加に伴い、膝関節の一関節伸筋と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の2筋の筋放電量も大きくなることが確認され他の筋群の活動はほとんど生じていないことが確認された。このことより、立ち上がり動作中の体幹保持におけるの主働筋も膝関節の一関節伸筋と大腿部前面の二関節筋である大腿直筋の2筋であることが明らかになった。さらに、体幹の重心 (G_T) が足関節に発生する床反力より後方にあるため体幹の自重によって体幹に力のモーメントが発生し、体幹の力のモーメントと釣り合うように大腿直筋が放電し、足関節（踵部）に発生している床反力方向を常に合成重心 (G) に向けていることが明らかとなった。

これより、大腿直筋の平行リンク化は膝関節の一関節伸筋のみの駆動力で体幹を維持する機構特性を有していることが提示できた。

5.3 本研究の総論

本研究は生活の質 (QOL) を保つためにヒトの運動機構である二関節筋の機構特性を解明し、その二関節筋の機能を応用した機械メカニズムによる運動制御を臨床現場やリハビリテーション工学分野に応用する研究である。

ここでは、日常生活の質に最も影響を与えるヒトの立ち上がり動作の二関節筋である大腿直筋の特異な筋活動に着目し、その特異な筋活動によって生じる運動機能をヒト下肢の筋配列から構築した機械モデルによる理論的解析と実験的解析からヒトの立ち上がり動作時における大腿直筋の機構特性を明らかにした。

ヒトの立ち上がり動作において、大腿直筋の筋収縮は慣性力によって倒れる体幹を引き止め、さらに、大腿直筋が大腿部と平行リンク化することにより立ち上がり動作を可能にしていることを明らかにした。また、平行リンク化した大腿直筋と膝関節の一関節伸筋群の収縮による関節トルクの2要素のみを装備した実機モデルをもちいて、大腿直筋の平行リンクの有無による立ち上がり動作の差異を確認した。この結果、大腿直筋の収縮力は床反力には関与せずに、体幹の慣性力を引き止める平行リンク機能となる内力として貢献していることが明らかになった。この平行リンク化は自由度を

抑制し、重心方向に床反力を向ける機能も有しているため、動的な運動においても非常に有効であることが伺えた。

本研究の二関節筋の機構特性は健康寿命の延伸のみでなく、生活支援分野、リハビリテーション分野、福祉分野などの多くの分野において、応用することが可能であると考えている。

謝辞

本研究のおわりに臨み、終始変わらぬ御指導を賜った大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻 藤川智彦教授に深い敬意と感謝の意を表します。

本論文の作成にあたり、本学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻 赤滝久美教授、小柳磨毅教授、新川拓也教授、富山県立大学工学部 大島徹教授には多くの貴重かつ有益なご助言を頂きました。心より御礼申し上げます。

また、本研究の貴重な研究データに貢献していただいた被験者の皆さんや同研究室の学生の方々、共同研究者の万野真伸氏、阿部友和氏、松井淳氏、清原一輝氏、仲川亘氏、高濱拓氏、松尾貴之氏、永瀬彬登氏、堀本ひかる氏に心から感謝しています。

最後に、私を応援してくれた両親、また、私の研究活動を理解し、励まし続けてくれた妻、娘たちに心から感謝いたします。

参考文献

- [1] 細田多穂, 植松光俊, 江西一成, 中江誠: 中枢神経障害理学療法学テキスト, 南江堂, (2000).
- [2] 上田敏: 廃用・過用・誤用症候群の基礎と臨床, PT ジャーナル, vol.27, pp.76-86, (1993).
- [3] 厚生労働省: 令和2年版厚生労働白書, (2020年11月下記 URL 閲覧).
<https://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/19/dl/all.pdf>
- [4] 厚生労働省: 平成28年版厚生労働白書, (2020年11月下記 URL 閲覧).
<https://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/16/dl/all.pdf>
- [5] 佐藤智矢 他: ZMPを規範とした2足歩行ロボットの胴体軌道生成法, 理学療法科学, vol.129, no.7, pp.738-747, (2009).
- [6] 阿部友和 他: 三対6筋の機構特性を考慮した立ち上がり動作時の生体内力の推定, ライフサポート学会, vol.21, no.3, p.7, (2009).
- [7] Millington PJ: Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Motion in Elderly Persons, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol.73, no.7, pp.609-617, (1992).
- [8] N.Hogan: Impedance Control (An Approach to Manipulation), Transactions ASME, J of Dynamic Systems. Measurement and Control, vol.107, pp.1-24, (1985).
- [9] 熊本水頼 他: 二関節筋機能の機械モデルによる研究, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 15, pp.293-296, (1994).
- [10] M. Kumamoto, et al. : Control properties induced by the existence of antagonistic pairs of bi-articular muscles (Mechanical model analyses), Human Movement Science, 13, pp.611-634, (1994).
- [11] 藤川智彦, 大島徹, 熊本水頼, 横井信安: 拮抗筋群による協調制御機能, 日本機械学会論文集C編, vol.63, no.607, pp.769-776, (1997).
- [12] 藤川智彦, 大島徹, 熊本水頼, 横井信安: ヒト上肢における系先端の出力と拮抗筋群の協調活動, 日本機械学会論文集C編, vol.65, no.632, pp.1557-1564,

- (1999).
- [13] 藤川智彦, 百生登, 鳥海清司, 大島徹: 下肢の筋配列を考慮したリンクモデルの機構特性, バイオメカニズム学会, 第22回バイオメカニズム・シンポジウム予稿集, pp.11-20, (2011).
- [14] 藤川智彦, 百生登, 大島徹: 下肢大腿部における三対6筋の協調制御パターンからみた歩行動作の分析, バイオメカニズム学会 バイオメカニズム 20, pp.197-206, (2010).
- [15] 大島徹, 鳥海清司, 藤川智彦: 一関節筋と二関節筋の協調による四肢の力出力分布特性 - 関節トルクを利用した力出力分布の計測手法 -, 精密工学会誌, vol.78, no.1, pp.62-66, (2012).
- [16] 大島徹, 藤川智彦, 熊本水頼: 一関節筋と二関節筋の協調による四肢の力出力分布特性 - 関節トルクによる力出力分布との相違 -, 精密工学会誌, vol.73, no.4, pp.492-497, (2007).
- [17] F. A. Mussa Ivaldi, et al. : Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans, *Journal of Neuroscience*, Vol.5, No.10, pp.2732-2734, (1985).
- [18] N. Hogan: The mechanics of multi joint posture and movement control, *Biological Cybernetics*, 52, pp.315-331, (1985).
- [19] N. Hogan: Impedance Control (An Approach to Manipulation), *Transactions ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 107, pp.1-24, (1985).
- [20] N. Hogan: On the stability of manipulators performing contact tasks, *IEEE, Journal of Robotics and Automation*, Vol.4, No.6, pp.677-686, (1988).
- [21] J. McIntyre, et al. : Servo hypotheses for the biological control of movement, *Journal of Motor Behavior*, Vol.25, No.3, pp.193-202, (1993).
- [22] 藤川智彦, 大島徹, 熊本水頼: 四肢のコンタクトタスクへの適応における筋座標系と作業座標系の関係, バイオメカニズム学会誌, vol.26, no.4, pp.200-208, (2002).
- [23] 藤川智彦, 大島徹, 百生登, 鳥海清司, 熊本水頼: コンタクトタスクに適応で

- きる三対6筋を有するロボットアームのメカニズム, 精密工学会誌, vol.75, no.8, pp.1015-1018, (2009).
- [24] 細田耕: 発見的バイオロボティクスアプローチと適応的2足歩行, 日本ロボット学会誌, vol.28, no.4, pp.479-484, (2010).
- [25] 万野真伸, 小出卓哉, 阿部友和, 新川拓也, 藤川智彦: 踵着床における大腿部の拮抗二関節筋ペアの機能, バイオメカニズム学会, vol.41, no.4, pp.195-203, (2017).
- [26] G. J. van Ingen Scheunau, et al. : The unique action of bi-articular muscles in complex movement, *Journal of Anatomy*, 155, pp.1-5, (1987).
- [27] A. J. van Soest, et al. : The influence of the bi-articularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement, *Journal of Biomechanics*, 26, pp.1-8, (1993).
- [28] 鳥海清司, 大島徹, 藤川智彦, 熊本水頼, 百生登: ヒトの腓腹筋である二関節筋の装備が跳躍運動に及ぼす影響, 日本機会学会論文集C編, vol.69, no.688, pp.3263-3268, (2003).
- [29] 鳥海清司, 大島徹, 藤川智彦, 熊本水頼: 筋の協調制御による運動方向の制御, 日本運動器リハビリテーション学会, 運動療法と物理療法 (J. Physical Medicine), vol.14, no.4, pp.270-278, (2003).
- [30] 藤川智彦, 百生登, 鳥海清司, 大島徹: 下肢の筋配列を考慮したリンクモデルの機構的特性, バイオメカニズム学会 バイオメカニズム 21, pp.167-177, (2012).
- [31] 万野真伸, 小出卓哉, 高濱拓, 藤川智彦: 足趾着地における二関節筋の機能, バイオメカニズム学会 バイオメカニズム 25, pp.167-177, (2020).
- [32] 熊本水頼: 日本人の歩行・走行運動における標準的下肢活動様相に関する研究, 昭和60年度科学研究費補助金研究成果報告書, (1986).
- [33] Patrick W. Tank, Thomas R. Gest: あたらしい人体解剖学アトラス, メディカル・サイエンス・インターナショナル, (2009).
- [34] 熊本水頼 他: 二関節筋 運動制御とリハビリテーション, 医学書院, (2008).
- [35] 内山靖 他: 計測法入門 計り方 計る意味. 協同医書出版, (2007).
- [36] I. A. KAPANDJI: カパンディ 関節の生理学 I 上肢, 医歯薬出版株式会社, (1986).

- [37] I. A. KAPANDJI:カパンディ 関節の生理学Ⅱ下肢, 医歯薬出版株式会社, (1986).
- [38] 熊本水頼 編著:ヒューマノイド工学 - 生物進化から学ぶ2 関節筋ロボット機構 -, 東京電機大学出版局, (2006).

業績

【論文】

- [1] 小出卓哉, 万野真伸, 高濱拓, 越野八重美, 藤川智彦: 二関節リンクモデルを用いた立ち上がり動作のシミュレーション解析, 日本基礎理学療法学会誌, (2021/3).
- [2] 阿部友和, 小出卓哉, 古川公宣, 越智亮, 大島徹, 藤川智彦, 立ち上がり動作時における大腿直筋の平行リンク機能, 日本ロボット学会誌, 32, 2, pp.100-107, (2014/3).

【学会発表 / 国際会議】

- [1] Takuya KOIDE, Masanobu MANNO, Hiroshi TAKAHAMA, Toru OSHIMA, Tomohiko FUJIKAWA, Evaluation of a Portable System for Measuring Functional Effective Muscle Strength, 8th World Congress of Biomechanics WCB2018, P4180, (2018).
- [2] Masanobu MANNO, Takuya KOIDE, Tomohiko FUJIKAWA, Function of the Antagonistic Pair of Bi-articular Muscles of the Lower Limb During Toe, 8th World Congress of Biomechanics WCB2018, P3206, (2018).
- [3] Takuya KOIDE, Masanobu MANNO, Tomokazu ABE, Tomohiko FUJIKAWA, Parallel Linkage Mechanism of the Rectus Femoris during Standing up, The XXVI Congress of the International Society of Biomechanics ISB2017, P181, (2017).
- [4] Masanobu MANNO, Takuya KOIDE, Tomokazu ABE, Tomohiko FUJIKAWA, Function of antagonistic pair of the bi-articular muscles in the femoral region during heel contact, The XXVI Congress of the International Society of Biomechanics ISB2017, P183, (2017).
- [5] Tomokazu ABE, Takuya KOIDE, Kiminobu FURUKAWA, Akira OCHI, Tomohiko FUJIKAWA, Toru OSHIMA, Parallel Linkage Function of the Rectus Femoris during Standing up, Proceedings of the 7th Asian Pacific Conference on

Biomechanics APCB2013, USB メモリ POS13-003, (2013).

- [6] Tomokazu ABE, Takuya KOIDE, Akira OCHI, Kiminobu FURUKAWA, Tomohiko FUJIKAWA, Function of the Rectus Femoris in Standing, XIXth Congress of the International Society of Electrophysiology & Kinesiology BRISBANE, p.466, (2012).

【学会発表 / 国内発表】

- [1] 永瀬彬登, 堀本ひかる, 小出卓哉, 万野真伸, 藤川智彦: 下肢二関節筋の平行リンク化による跳躍・着地動作, バイオメカニズム学会, 第40回バイオメカニズム学術講演会, 2A1-2, pp.104-105, (2019).
- [2] 堀本ひかる, 渡邊亘規, 永瀬彬登, 小出卓哉, 万野真伸, 藤川智彦: 歩行器を用いた歩行動作における二関節筋の活動とその機能, LIFE2019 第35回ライフサポート学会大会, 3-5-3-4, pp.493-494, (2019).
- [3] 万野真伸, 小出卓哉, 高濱拓, 藤川智彦: 足趾着地における二関節筋の機能, 第26回バイオメカニズム・シンポジウム, 講演番号22, pp.179-186, (2019).
- [4] 小出卓哉, 万野真伸, 藤川智彦: 立ち上がり動作における大腿部二関節筋の平行リンク機能, 第39回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 2C-1-4, p.190, (2018).
- [5] 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, 足指着地における下肢の拮抗二関節筋の機構特性, LIFE2018 第34回ライフサポート学会大会講演, P2-11, (2018).
- [6] 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, スノーボードの滑走姿勢と筋活動の関係, 第25回日本バイオメカニクス学会, 2-4-3-1, (2018).
- [7] 永瀬彬登, 堀本ひかる, 万野真伸, 小出卓哉, 高濱拓, 平松幹雄, 藤川智彦, 臨床工学技士教育におけるロボット制御実習-マイコンボード変更に伴う教育的検討-, 第28回日本臨床工学会, 0-018, p.158, (2018).
- [8] 堀本ひかる, 高濱拓, 小出卓哉, 万野真伸, 松尾貴之, 平松幹雄, 藤川智彦, 臨床工学技士教育におけるロボット制御実習-LED点灯回路の変更に伴う教育的検討-, 第28回日本臨床工学会, 0-017, p.158, (2018).
- [9] 高濱拓, 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, 可搬薄型計測システムによる機能

- 別実効筋力の評価, 第 27 回ライフサポート学会 フロンティア講演会, E4-3, (2018).
- [10] 小出卓哉, 高濱拓, 万野真伸, 藤川智彦, 可搬可能な機能別実効筋力計測器をもちいた計測条件の検討, 日本機械学会 中国四国支部 第 56 期総会講演会, K115, (2018).
- [11] 万野真伸, 小出卓哉, 高濱拓, 松尾貴之, 藤川智彦, 着地動作時における体感姿勢と筋放電の関係, 第 38 回バイオメカニズム学術講演会, 1A-4-4, pp.97-98, (2017).
- [12] 万野真伸, 小出卓哉, 高濱拓, 松尾貴之, 藤川智彦, 跳躍・着地動作における体幹姿勢と筋活動の関係, JSEK2017 第 18 回日本電気生理運動学会大会, P-15, (2017).
- [13] 小出卓哉, 永瀬彬登, 万野真伸, 藤川智彦, 立ち上がり動作における大腿部の筋活動の変化, JSEK2017 第 18 回日本電気生理運動学会大会, P-4, (2017).
- [14] 高濱拓, 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, 上腕部における拮抗二関節筋ペアの実効筋力比の推定, LIFE2017 第 33 回ライフサポート学会大会講演, 1C-3-6, (2017).
- [15] 高濱拓, 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, 一関節筋と二関節筋を基準にした上肢上腕部の機能別実効筋の推定方法, 日本機械学会 2017 年度年次大会, CD-ROM G0200205, (2017).
- [16] 松尾貴之, 堀本ひかる, 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, 筋の協調制御パターンによる歩行軌道の生成, 第 2 回基礎理学療法学 夏の学校, C-9, (2017).
- [17] 万野真伸, 高濱拓, 小出卓哉, 藤川智彦, 一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価 - 可搬可能な計測機器を用いた機能別実効筋力推定システムの開発 -, 第 2 回基礎理学療法学 夏の学校, C-8, (2017).
- [18] 高濱拓, 雁金勇氣, 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, 一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価 - 上肢出力分布からの機能別実効筋力の推定方法 -, 第 2 回基礎理学療法学 夏の学校, C-7, (2017).
- [19] 小出卓哉, 永瀬彬登, 万野真伸, 藤川智彦, 立ち上がり動作における大腿部の筋活動, 第 2 回基礎理学療法学 夏の学校, B-8, (2017).

- [20] 高濱拓, 万野真伸, 小出卓哉, 大島徹, 藤川智彦, 可搬可能な生体内力計測器を用いた計測方法とその評価, 第37回バイオメカニズム学術講演会, pp.315-316, USBメモリ 2B-4-4, (2016).
- [21] 万野真伸, 小出卓哉, 大島徹, 藤川智彦, 歩行時における腓腹筋の平行リンク機能, 第37回バイオメカニズム学術講演会, pp.53-54, USBメモリ 1A-1-1, (2016).
- [22] 高濱拓, 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, 可搬可能な計測器を用いた機能別実効筋力の計測方法, LIFE2016 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会2016, pp.166-167, USBメモリ 2A2-B03, (2016).
- [23] 万野真伸, 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 着地点の相違による筋活動の機構特性, JPTF 日本基礎理学療法学会第21回学術大会 P-07, (2016).
- [24] 高濱拓, 万野真伸, 小出卓哉, 白井秀宙, 藤川智彦, 一関節筋と二関節筋による生体内力による機能別実効筋力の算出方法, JPTF 日本基礎理学療法学会第21回学術大会 P-02, (2016).
- [25] 万野真伸, 仲川亘, 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 足趾着地における二関節筋の筋活動, 第36回バイオメカニズム学術講演会 2B-4-3, (2015).
- [26] 万野真伸, 小出卓哉, 大島徹, 藤川智彦, 一関節筋と二関節筋による生体内力の機能別実効筋の算出方法 - 簡易測定器による算出方法における誤差の検討 -, 第2回日本基礎理学療法学会学術集会・日本基礎理学療法学会第20回学術大会合同学会 P-1-26, (2015).
- [27] 小出卓哉, 万野真伸, 阿部友和, 藤川智彦, 立ち上がり動作における大腿部二関節筋の筋活動, 第2回日本基礎理学療法学会学術集会・日本基礎理学療法学会第20回学術大会合同学会 P-2-18, (2015).
- [28] 万野真伸, 小出卓哉, 大島徹, 藤川智彦, 一関節筋と二関節筋を基準にした上肢上腕部の機能別実効筋力の計測方法, 日本機械学会 2015年度年次大会 USBメモリ G0200301, (2015).
- [29] 仲川亘, 万野真伸, 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 着地動作時における下肢二関節筋の筋活動による機構特性, LIFE2015 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会2015 CD-ROM GS4-5, (2015).

- [30] 藤川智彦, 小出卓哉, 万野真伸, 跳躍着地モデルの機構特性を考慮したヒト下肢の筋活動, 平成 27 年電気学会産業応用部門大会 CD-R 2-S12-4, (2015).
- [31] 清原一輝, 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, 一関節筋と二関節筋の協調による出力分布の計測システム, 日本機械学会 東海支部 第 64 期総会・講演会, USB メモリ No.233, (2015).
- [32] 清原一輝, 万野真伸, 小出卓哉, 大島徹, 藤川智彦, 一関節筋と二関節筋による生体内力の機能別実効筋の算出方法, 第 24 回ライフサポート学会フロンティア講演会, 2C3-2, (2015).
- [33] 清原一輝, 万野真伸, 小出卓哉, 大島徹, 藤川智彦, 一関節筋と二関節筋の協調による出力分布の計測方法, 日本機械学会 北陸信越支部 第 52 期総会・講演会, USB メモリ No.814, (2015).
- [34] 清原一輝, 万野真伸, 小出卓哉, 藤川智彦, 筋配列を考慮した四肢先端の出力評価とその計測方法の検討, 第 1 回日本基礎理学療法学会学術集会・日本基礎理学療法学会第 4 回学術大会合同学会 P-28, (2014).
- [35] 小出卓哉, 万野真伸, 阿部友和, 藤川智彦, 立ち上がり動作における大腿直筋の活動, 第 1 回日本基礎理学療法学会学術集会・日本基礎理学療法学会第 4 回学術大会合同学会 P-35, (2014).
- [36] 仲川亘, 万野真伸, 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 踵着床における大腿部の拮抗二関節筋ペアの機構的效果, LIFE2014 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2014 CD-ROM GS4-5, (2014).
- [37] 小出卓哉, 万野真伸, 阿部友和, 藤川智彦, 立ち上がり動作における大腿部の二関節筋の活動, LIFE2014 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2014 CD-ROM GS5-2, (2014).
- [38] 阿部友和, 戸松麻依, 大古拓史, 越智亮, 金井章, 小出卓哉, 小柳健一, 本吉達郎, 藤川智彦, 大島徹, 機能別実効筋モデルを用いた起立動作時の姿勢安定性の検証, 第 32 回日本ロボット学会学術講演会 CD-ROM 301-03, (2014).
- [39] 万野真伸, 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 踵着床における拮抗二関節筋ペアの同時放電による機能, 第 32 回日本ロボット学会学術講演会 CD-ROM 2D1-08, (2014).

- [40] 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 立ち上がり動作時における大腿直筋の平行リンク機能, 第22回ライフサポート学会フロンティア講演会, p.42, (2013).
- [41] 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 下肢の二関節筋における平行リンク機構と立ち上がり動作の関係, 第33回バイオメカニズム学術講演会, pp.133-134, (2012).
- [42] 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 立ち上がり動作における二関節筋の平行リンク機構, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2012 LIFE2012 CD-ROM GS3-3-4, (2012).
- [43] 阿部友和, 小出卓哉, 越智亮, 藤川智彦, 通常の立ち上がり動作における内側広筋および大腿直筋の機能的役割, 第30回日本ロボット学会学術講演会 CD-ROM RSJ2012AC2C3-5, (2012).
- [44] 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 立ち上がり動作における二関節筋の平行リンク機能, 第30回日本ロボット学会学術講演会 CD-ROM RSJ2012AC2C3-4, (2012).
- [45] 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 立ち上がり動作における大腿直筋の機能, 日本機械学会 北陸信越支部 第49期総会・講演会, USB メモリ No.1215, (2012).
- [46] 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 立ち上がり動作における大腿直筋の機能(その2) - 大腿直筋によって構成される平行リンクの機構的效果 -, 第32回バイオメカニズム学術講演会, pp.133-134, (2011).
- [47] 阿部友和, 小出卓哉, 越智亮, 古川公宣, 金井章, 藤川智彦, 立ち上がり動作における大腿直筋の機能(その1) - 動作筋電図学的解析における先端出力と筋収縮の関係 -, 第32回バイオメカニズム学術講演会, pp.133-134, (2011).
- [48] 小出卓哉, 阿部友和, 藤川智彦, 立ち上がり動作における大腿直筋の平行リンク機能, 第29回日本ロボット学会学術講演会 CD-ROM RSJ2011AC3P1-7, (2011).