

運動開始時の初期重心位置の違いが先行随伴性姿勢調節と運動成果に及ぼす影響について

東 隆 史

本研究は、意図した素早い運動を開始する前に発現する先行随伴性姿勢調節 (anticipatory postural adjustments : APA) に関するヒトの運動制御機構を探ることである。本研究では、運動開始時の重心位置とAPAとの関係に着目し、APAの見越し時間 (運動開始前のAPAの活動時間) と平均振幅 (運動開始前のAPAの平均活動量) が種々の初期重心位置から一歩踏み出し動作を行った際の運動成果にどのように関わっているのかを検討した。

運動脚位および右斜め後傾位からの一歩踏み出し動作では、運動脚への初期の荷重情報がAPAに影響を及ぼし、そのAPAの放電時間の増大によって、見越し前方推力の力積が増大し、その結果、動作時間が短縮するという新たな知見を得た。

本研究の結果より、歩行時の転倒を防止するためのトレーニングや脳血管障害による歩行障害を改善するためのリハビリテーション手段の1つとして、歩行開始前の立位時の初期重心位置を安静位から運動脚位および右斜め後傾位に変えた (運動脚の足底を少し加圧する程度に体重をかける) 状態から歩きだすことを導入していくことも検討すべきである。

目次

第1章 序論

第2章 運動開始時の水平方向の初期重心位置の違いが先行随伴性姿勢調節と運動成果に及ぼす影響について

第3章 運動開始時の水平方向および矢状方向の初期重心位置の違いが先行随伴性姿勢調節と運動成果に及ぼす影響について

謝辞

キーワード：先行随伴性姿勢調節、APA、初期重心位置、動作時間

第1章 序論

身体は、足底から頭頂まで240個あまりの関節をもつ「多回軸構造」であるため、複雑で多種類の運動を可能にしている反面、不安定ゆえに立位あるいは、運動遂行に際して動揺を引き起こす。ヒトは、立位状態が保たれていても、完全に静止しているわけではない。平衡機能計上 (gravicorder) で立位姿勢をとった際の動揺 (disturbance) の軌跡をみると、身体は、絶えず微小に動揺しながら、時々刻々、姿勢 (posture) を調節して平衡 (equilibrium) を保っている [山下2007]。つまり、動揺が消滅するのではなく、適度に動揺量を軽減することによって静止が保たれている。また、この立位状態から運動を遂行する場合にも、様々な動揺を引き

起こす。このように運動を行うには、その意図した運動によって発生する重心動揺を抑制し、平衡を維持するための姿勢調節（postural adjustment）が必要である。

姿勢調節には、静的姿勢調節と動的姿勢調節がある。静的姿勢調節は、片足閉眼立ちのような支持基底面（base of support）が変化しない静止した姿勢を保持する場合に働き、支持基底面内の微弱な重心動揺を抑制する。一方、動的姿勢調節とは、安静立位からの急速な上肢挙上動作のような支持基底面内に身体重心（center of body mass：CoM）を保持する場合や歩行開始動作のような支持基底面内から重心が放出されるような支持基底面が変化する動作を行った場合に働き、その意図した運動によって生じた重心動揺を抑制する。

例えば片足閉眼立ちを行った場合などの姿勢調節の仕組みとして、筋の伸張に反応する筋紡錘（muscle spindle）から検出された情報は、求心性の感覚神経線維であるIa線維（Ia fiber）やII群線維（II fiber）を経由して中枢へ送られる。そして、中枢からの情報は、脊髄腹根に存在する骨格筋線維（錘外筋線維 extrafusal muscle fiber）を支配するアルファ運動ニューロン（ α -motor neuron）と錘内筋線維（intrafusal muscle fiber）を支配するガンマー運動ニューロン（gamma motor neuron）を経由して筋へ指令信号を伝える。このように静的姿勢調節のメカニズムは、外乱に対して、筋紡錘やゴルジ腱器官（tendon organ of Golgi）の固有受容器（proprioceptor）からの情報が中枢に伝達され、そこから姿勢を調節するための情報がフィードバックされ、姿勢調節が行われる。

一方、動的姿勢調節のメカニズムは、上位中枢から運動遂行のための指令と姿勢調節のための指令が出される。その際、姿勢調節のための指令は、運動を遂行するための指令よりも前に出される。もしこの指令の順序が逆であったならば、ヒトは姿勢を調節するための時間を確保できないために、スムーズな運動を行うことができない。したがって、素早い随意運動には、事前（フィードフォワード）に姿勢を調節する必要がある。

日常生活においてフィードフォワード性姿勢調節を行っている素早い随意運動の例として、歩行者が信号待ちをしているとき、歩行者用信号機の灯火が赤色から緑色に変わるや否や最初の一步を素早く踏み出している人をよく見かける。一見、何気なく一步を踏み出しているようであるが、身体内部では、素早くスムーズに一步を踏み出すために大脳からの指令を受けて筋肉が活動している。つまり、本来なら一步を踏み出すために太腿を前方に持ち上げ、下腿を内転するために主動的に働く縫工筋（前腸骨棘から起こり脛骨粗面に付着）が活動するはずであるが、実際は、その筋活動よりも先に膝から下の脛骨の外側面にある前脛骨筋（脛骨外側面から起こり第1中足骨底に付着）という筋肉が活動する。このように素早い運動を行った場合には、意図した運動を開始する前に主動筋よりも先に両脚の前脛骨筋に放電が認められる。これらの筋活動は、いわゆる先行随伴性姿勢調節（anticipatory postural adjustments：APA）と呼ばれている。APAは、生得的な反射によるのではなく、意図した運動を開始する前に上位中枢機構（central nervous system：CNS）からの指令により発現していると考えられている [Massion 1992]。

APAに関する最初の研究論文を発表したBelen'kii et al. [1967] は、安静立位状態から片方の上肢をできるだけ素早く水平位前方へ挙上させた際に主動筋である上肢筋の三角筋前部の放電

開始に先行して、同側の下肢筋の大腿二頭筋と対側の軀幹筋の脊柱起立筋に筋放電が出現することを発見した。そして、運動を開始する前に活動するこれらの大腿二頭筋と脊柱起立筋の働きの、主運動によって生じる重心動揺を事前に調整するためのものであると解釈した。この主運動開始よりも前に発現するAPAの活動は、上肢挙上動作、つま先立ち動作、歩行開始動作、一歩踏み出し動作、垂直跳びなどの運動を行わせた際に認められており、APAが上肢だけでなく、下肢を随意で急速に挙上した場合にも発現することが報告されている。

第2章：運動開始時の水平方向の初期重心位置の違いが先行随伴性姿勢調節と運動成果に及ぼす影響について

1. 緒言

安静立位から最大努力で素早く一歩踏み出し動作を行った場合には、主動筋である縫工筋の放電開始に先行して前脛骨筋などに放電が認められる [Brenière et al. 1987]。この主運動開始よりも前に出現する筋活動は、先行随伴性姿勢調節 (APA) と呼ばれている。今までAPAに影響を及ぼす要因としては、1) 主運動のパフォーマンス、2) 運動開始時の重心位置、3) 主運動の種類、4) 姿勢平衡の不安定性などが報告されている。また先行研究において、APAの機能的意義は姿勢の不安定さを補償するだけでなく、主運動のパフォーマンス (運動速度) も増大させるということが報告されている [Lee et al. 1987; Yamashita and Moritani 1989; Yamashita et al. 1990; Brenière et al. 1991; Crenna and Frigo 1991; Yamashita et al. 1995; 東1998; Slijper and Latash 2000; Le Pellec and Maton 2000, 2002; 東ら 2002; Ito et al. 2003; Ito et al. 2004; 伊東2006; Azuma et al. 2007a; 東2007b; 東2007c; 東ら2008]。

一歩を踏み出すという歩行開始動作の運動脚と支持脚の役割に関して、Michel and Do [2002] は、前方推力が支持脚ではなく、運動脚によって生み出されていると報告し、Brunt et al. [1991] は、運動脚が支持脚側へ体重を移す働きがあり、支持脚は、モーメントを生み出す元となると報告した。このように、運動脚と支持脚は、異なった機能があることが報告されている。

Ito et al. [2003] は、運動開始時の初期重心位置を安静位とし、かつステップ幅を厳密に規定にして運動速度 (全力と通常速度の2種類) を変えて一歩踏み出し動作を行わせた。その結果、前脛骨筋の放電時間に差異が認められなかったと報告した。しかし、もし前脛骨筋の放電時間が水平 (左右) 方向に初期重心位置を変えた3種の条件間で有意な差が認められたならば、前脛骨筋の放電時間は、支持脚方向への重心移動に関与することが考えられる。

ステップ動作に関するAPAの先行研究において、運動開始時の重心位置を変えた実験条件のうち、水平 (左右) 方向は矢状 (前後) 方向のものより少なく、さらに主運動の種類を一歩踏み出し動作とした先行研究は、見当たらない。運動開始時の重心位置を水平 (左右) 方向に変化させた際のAPAに関する先行研究には、光刺激に反応してできるだけ素早い横方向への片大腿挙上動作 [Mille and Mouchnino 1998]、音刺激に反応したgait initiation (歩行開始動作) [Patchay and Gahéry 2003] がある。Mille and Mouchnino [1998] は、3種 (運動脚位、安静位、支持脚位) の運動開始時のCoPから光刺激に反応してできるだけ素早く横方向に45度まで右脚を上げる動

作を行わせた結果、重心の移動距離が大きくなるほど横方向の力のピーク面積は大きくなり、重心の移動量が増加するとAPAの時間も増大すると報告した。また、Patchay and Gahéry [2003] は、2 台の床反力計（フォースプレート）上に被験者を立たせ、右脚にかかる荷重量を変えて（最大荷重から最大抜重まで10%の幅で定義）音刺激に反応して歩行開始動作を行わせた。その結果、右脚にかかった体重とステップ開始前の垂直方向への力の増大との間に高い相関が認められ、垂直方向の力の最大値とステップ動作時間との間に有意な負の相関が認められたことから、水平（左右）方向の初期重心位置の違いが、ステップ動作時間に影響を及ぼすことを報告した。しかし、運動開始時の水平（左右）方向の初期重心位置に関する先行研究において、矢状（前後）方向のAPAとステップ動作時間との関係については、まだ実証されていない。さらに、APAの見越し時間（運動開始前のAPAの活動時間：duration）と平均振幅（運動開始前のAPAの平均活動量：amplitude）がどのようにステップ動作時間に関係しているかということは、明らかにされていない。初期の重心位置は、重心の移動距離 [Mille and Mouchnino 1998] と足底からの感覚メッセージ [Meyer et al. 2004] に影響を及ぼすことが報告されている。本研究において、運動成果（task performance）は、ステップ動作時間（step time）である。もし運動開始時の重心位置を運動脚位に置いた状態から一歩踏み出し動作を行わせた際のステップ動作時間が支持脚位よりも短かったならば、運動脚位からの一歩踏み出し動作に関連するAPAの機能的役割は、支持脚方向への推力の増大だけでなく、前方推力の増大にも関与しているものと考えられる。

本研究は、運動開始時の重心位置を水平（左右）方向に変化させ、運動遂行中の身体重心の移動距離を一定にするためにステップ幅を厳密に規定した状態から一歩踏み出し動作を行わせ、その際に、APAのどのパラメーターが運動成果にどのような影響を及ぼしているのかを明らかにしようとした。

2. 方法

2.1 被験者および実験条件

被験者は、健康な成人男性10名である（平均年齢 23.8 ± 5.6 歳、平均身長 171.3 ± 4.1 cm、平均体重 65.8 ± 9.8 kg、平均足長 26.6 ± 0.5 cm）。被験者は、3 種の初期の重心位置（center of body mass：CoM）からできるだけ素早く右脚から一定の歩幅（各被験者の身長 40% ）で一歩踏み出し動作（右脚を一歩踏み出し、その踏み出した右脚に左脚を揃えるまで）を行った。運動開始時の初期重心位置は、フォースプレートにより計測された足圧中心位置（center of foot pressure：CoP）によって次のように厳密に規定された。運動脚位（Sw）：躯幹を曲げることなく、運動脚側への最大荷重時のCoPの値に対する 50% となる位置、安静位（N）：CoPが各被験者の踵から足長の 45% 位置となる安静立位、支持脚位（St）：躯幹を曲げることなく、支持脚側への最大荷重時のCoPの値に対する 50% となる位置。被験者は、これら3 種の運動開始時での姿勢について体軸をまっすぐに保つように指示された。被験者は、すべて右利きのものとし、一歩を踏み出す足は、右足とした。

2.2 実験手順

まず実験前に各被験者は、フォースプレート（AMTI,OR6-5）上で手を腰にあて、特製シューズを履いて両足を閉じて立ち（両足間の幅5cm）、運動脚への最傾重心位置の50%位置（Sw）、安静立位時の重心位置（N）、支持脚への最傾重心位置の50%位置（St）が験者により測定され、その3種の位置がXYプロッター上にプロットされた。次に被験者は、フォースプレート上で手を腰にあて両足を閉じて立ち（両足間の幅5cm）、2m前方に設置したXYプロッターのモニターにプロットされた3種の初期重心位置に自身の身体重心位置を合わせ、その位置を3秒間保持した状態から自発的にできるだけ素早く右脚から一定の歩幅（各被験者の身長40%）で一歩踏み出し動作を行った（図1参照）。一歩を踏み出す先には、各被験者の身長に対する40%の長さから求めた一歩を踏み出す歩幅の位置に幅10cm、長さ100cmのテープを貼り、被験者は、この部分を超えるように指示された。被験者が履くシューズの左右つま先、踵部分にはアルミテープを装着し、またフォースプレートおよび一歩を踏み出す歩行路にもアルミテープを貼り、フットコンタクト回路をつくった。これにより、左右のつま先、踵の接地、離地を記録した。すべての被験者は、各条件で10試行ずつ計30試行とし、各条件間で5分間の休憩をとった。実験中、下肢筋群の筋活動、股関節のゴニオグラム、フットコンタクトスイッチ、フォースプレートからの力とモーメントは、同時記録された。



2.3 データ解析

筋電図は、双極の表面筋電図を用い、被験筋は、運動脚側の縫工筋（sartorius）、運動脚側と支持脚側の前脛骨筋（tibialis anterior）、運動脚側の中殿筋（gluteus medius）とした。フットコンタクトスイッチにより、右脚の踵離地（HO）、右脚のつま先離地（TO1）、右脚の接地（FC1）、左脚のつま先離地（TO2）、左脚の接地（FC2）の局面を計測した。前方や支持脚方向への重心移動速度は、地面反力から求めた。

測定項目（図2参照）は、フットコンタクトスイッチにより得られたHOの時点を見越し局面（anticipation phase）と主運動局面（execution phase）の2つの局面に分けた。筋電図およびメカニカルなデータの分析は、次のように行った（表1参照）。HOからFC1までの動作時

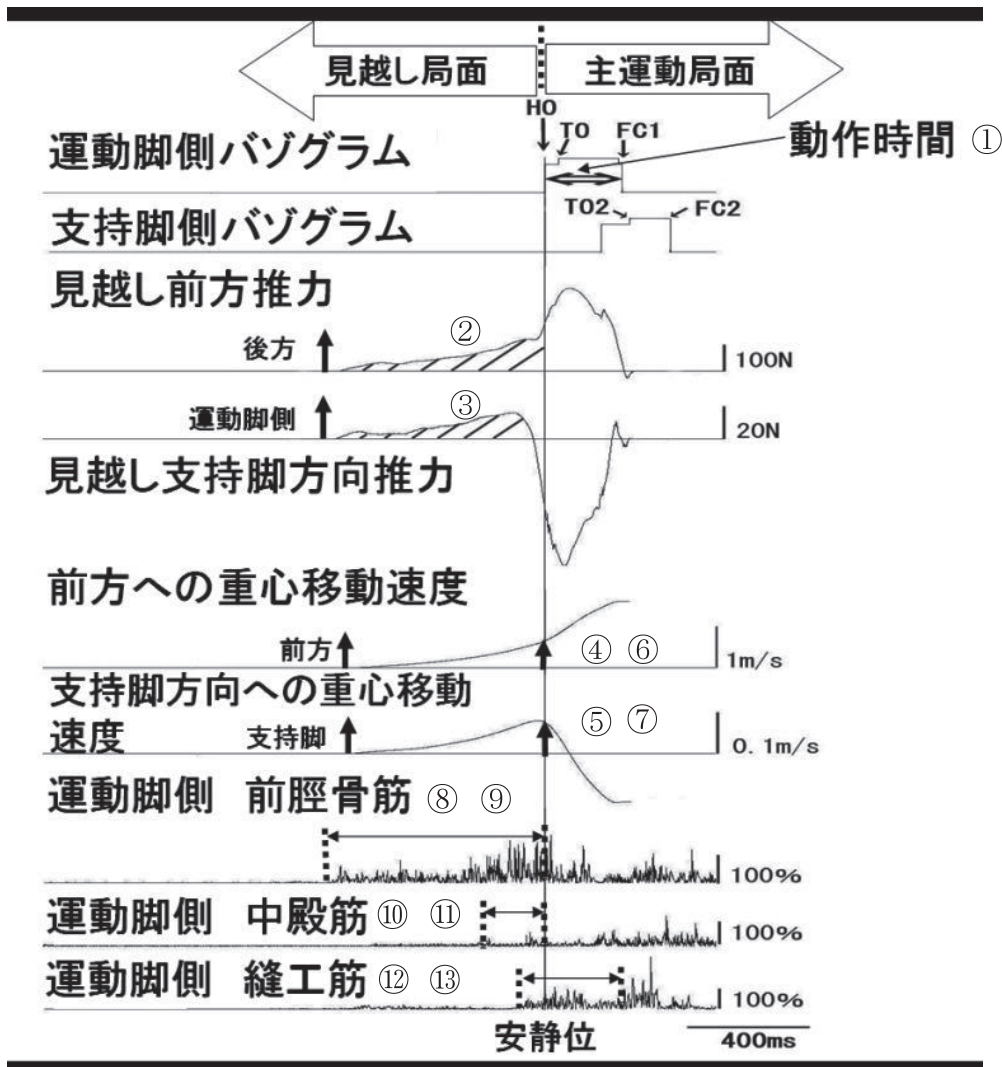


図 2. 測定項目

間、床反力の水平後方成分の変化開始から運動脚の踵離地までの力積（見越し前方推力）と床反力の水平左右成分の変化開始から運動脚の踵離地までの力積（見越し支持脚方向推力）、HO時の前方への重心移動速度、HO時の支持脚方向への重心移動速度、HOまでの前方への重心移動距離、HOまでの支持脚への重心移動距離、見越し局面における放電開始からHOまでの運動脚側の前脛骨筋の放電時間、放電開始からHOまでの運動脚側の前脛骨筋の平均放電量、見越し局面における放電開始からHOまでの運動脚側の中殿筋の放電時間、放電開始からHOまでの運動脚側の中殿筋の平均放電量、股関節屈曲開始から股関節屈曲ピークまでの縫工筋の放電時間、縫工筋の放電開始から股関節屈曲ピークまでの運動脚側の縫工筋の平均放電量、見越し局面における放電開始からHOまでの支持脚側の前脛骨筋の放電時間、放電開始からHOまでの支

表 1. 測定項目および測定局面

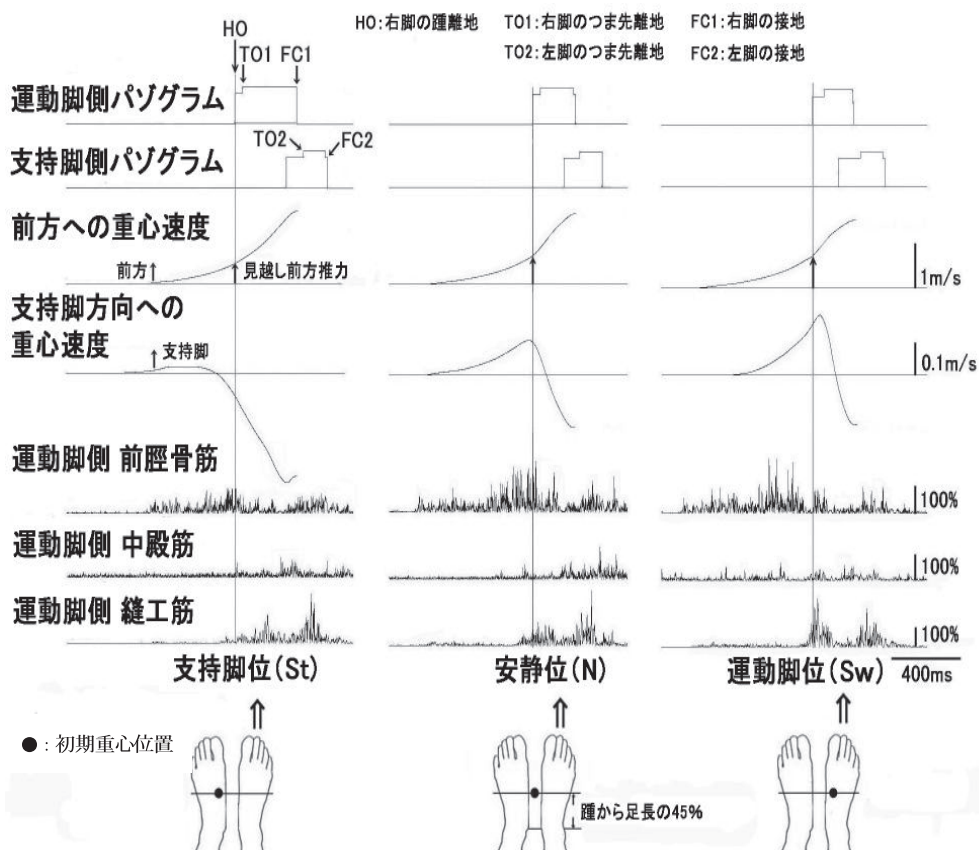
左図 番号	測 定 項 目	測 定 局 面
①	動作時間 (ms)	運動脚 (右脚) の踵離地 (HO) から運動脚 (右脚) の接地 (FC1) までの時間
②	見越し前方推力 (N)	見越し局面における床反力の水平後方成分の変化開始から運動脚の踵離地 (HO) までの力積
③	見越し支持脚方向推力 (N)	見越し局面における床反力の水平左右成分の変化開始から運動脚の踵離地 (HO) までの力積
④	踵離地時の前方への重心移動速度 (m/s)	運動脚の踵離地 (HO) の地点における前方への重心移動曲線の値
⑤	踵離地時の支持脚方向への重心移動速度 (m/s)	運動脚の踵離地 (HO) の地点における支持脚方向への重心移動曲線の値
⑥	踵離地までの前方への重心移動距離 (m)	④で測定された踵離地時の前方への重心移動速度の値を 2 回積分することにより算出
⑦	踵離地までの支持脚への重心移動距離 (m)	⑤で測定された踵離地時の支持脚方向への重心移動速度の値を 2 回積分することにより算出
⑧	運動脚の前脛骨筋の放電時間 (ms)	見越し局面における運動脚の前脛骨筋の放電開始から運動脚の踵離地 (HO) までの放電時間
⑨	運動脚の前脛骨筋の放電量 (%MVC)	見越し局面における運動脚側の前脛骨筋の放電開始から運動脚の踵離地 (HO) までの平均放電量
⑩	運動脚の中殿筋の放電時間 (ms)	見越し局面における運動脚の中殿筋の放電開始から運動脚の踵離地 (HO) までの放電時間
⑪	運動脚の中殿筋の放電量 (%MVC)	見越し局面における運動脚の中殿筋の放電開始から運動脚の踵離地 (HO) までの平均放電量
⑫	運動脚の縫工筋の放電時間 (ms)	股関節屈曲開始から股関節屈曲ピークまでの時間
⑬	運動脚の縫工筋の放電量 (%MVC)	運動脚の縫工筋の放電開始から股関節屈曲ピークまでの平均放電量
	支持脚の前脛骨筋の放電時間 (ms)	見越し局面における支持脚の前脛骨筋の放電開始から運動脚の踵離地 (HO) までの放電時間
	支持脚の前脛骨筋の放電量 (%MVC)	見越し局面における支持脚の前脛骨筋の放電開始から運動脚の踵離地 (HO) までの平均放電量

持脚側の前脛骨筋の平均放電量。ゴニオグラムは、股関節の最大屈曲を測定するために使用された。重心の速度は、フォースプレートにより算出された。前方や支持脚方向への重心移動速度は、前後方向と支持脚方向の力曲線からのデータを積分することにより算出された。また、前方と支持脚方向への重心移動距離は、前後方向や支持脚方向の力曲線からのデータを 2 回積分することにより求められた。筋電図データは、1KHzでサンプリングし、バンドパスフィルター (10 - 500Hz) をかけた後、全波整流した。被験筋である 4 筋は、各被験者の等尺性最大随意筋

収縮（maximum voluntary contraction：MVC）を測定し、正規化した。筋電図および力学データの各項目は、解析ソフト（KISSEI COMTEC社製 BIMUTAS II）を用いて分析した。CoPの開始は、最初の20ms間で1mm以上の増大を示した時点とした。筋活動の開始は、筋放電が開始したと見られる地点から約300ms前までの50ms間（250ms前から300ms前まで）の平均放電量が1.5倍以上となった時点とした。10名の被験者データの平均値の差は、one - way ANOVAで統計処理し、事後検定は、post - hoc Tukey testを用いた。有意差検定の危険水準は、5 %以内とした。

3. 結果

図3は、被験者が3種の初期の足圧中心位置（CoP）から一歩踏み出し動作を行った際の1試行の筋電図と力学データである（図3参照）。安静位であるN条件にみられる筋電図および



運動の開始となる右脚の踵離地を示す HO を基点にして、それ以前を見越し局面とし、以後を主運動局面とした。上図の運動脚位 (Sw) と支持脚位 (St) を比較すると、運動脚位 (Sw) では、見越し局面において前方や支持脚方向への重心移動速度が速く、運動脚の前脛骨筋の顕著な活動が認められる。

図3. 3種の初期重心位置から一歩踏み出し動作を行った際の力学データ
および筋電図データの代表例

力学データのパターンは、既に先行研究において報告されている [Ito et al. 2003]。安静位 (N) のCoPから見た3種の左右方向のCoPの位置は、それぞれ有意な差が認められた ($3.7 \text{ cm} \pm 1.4$ left at St, $0.1 \text{ cm} \pm 0.3 \text{ cm}$ right at N, and $3.5 \text{ cm} \pm 1.1$ right at Sw, respectively; $F_{2,291} = 1159.49$, $P < 0.001$; cf. Fig. 1)。安静位 (N) のCoPから見た3種の前後方向のCoPの位置は、有意な差が認められなかった ($0.2 \text{ cm} \pm 0.4$ back at St, $0.1 \text{ cm} \pm 0.5$ back at N, and $0.2 \text{ cm} \pm 0.4$ back at Sw, respectively; $F_{2,288} = 0.036$; no significance, NS)。以上の統計結果より、3種の初期のCoPは、左右方向のみ異なった位置に設定されていたことが実証された。

3.1 3種の初期重心位置における各測定項目の平均値

安静立位時の足圧中心位置 (CoP) は、初期重心位置 (CoM) と同じ位置にある。したがって、3種の初期の足圧中心 (CoP) を初期重心位置 (CoM) と呼ぶこともできる。表2は、3種の初期重心位置における各測定項目の平均値および有意差検定の結果を示したものである (表2参照)。まず、メカニカルな測定項目の分析結果として、運動脚位 (Sw) 条件での動作時間は、他の2条件よりも有意に短かった ($F_{2,291} = 48.38$, $P < 0.001$)。右脚の踵離地 (HO) 時の前方への重心移動速度は、運動脚位 (Sw) が最も速く、支持脚位 (St) が最も遅かった ($F_{2,291} = 49.57$, $P < 0.001$)。床反力の水平後方成分の変化開始から運動脚の踵離地までの力積 (見越し前方推力) は、運動脚位 (Sw) が最も大きな値を示し、次いで安静位 (N)、支持脚位 (St) の順に有意な差が認められた ($F_{2,291} = 49.32$, $P < 0.001$)。また、床反力の水平左右成分の変化開始から運動脚の踵離地までの力積 (見越し支持脚方向推力) も見越し前方推力と同様の結果を示した ($F_{2,291} = 459.91$, $P < 0.001$)。右脚の踵離地 (HO) 時の支持脚方向への重心移動速度は、表2に示したように運動脚位 (Sw) が最も大きな値を示し、次いで安静位 (N)、支持脚位 (St) の順に有意な差が認められた。

前方と支持脚方向への重心の移動距離についてみると、右脚の踵離地 (HO) までの前方への重心移動距離および支持脚方向への重心移動距離は、運動脚位 (Sw) が最も長く、次いで安静位 (N)、支持脚位 (St) の順で有意な差が認められた。

筋電図の測定項目の分析結果についてみると、右脚を一步踏み出す際の主動筋である運動脚の縫工筋の放電時間は、3条件の初期重心位置において有意な差が認められたが ($F_{2,288} = 23.22$, $P < 0.001$)、運動脚の縫工筋の放電量には、有意な差が認められなかった ($F_{2,288} = 1.20$; NS)。運動脚および支持脚の前脛骨筋の放電時間は、3種の実験条件の間で有意な差が認められた ($F_{2,288} = 49.11$, $P < 0.001$, $F_{2,288} = 27.87$, $P < 0.001$)。支持脚の前脛骨筋の放電量は、3種の実験条件において有意な差が認められたが ($F_{2,288} = 5.77$, $P < 0.01$)、運動脚の前脛骨筋の放電量には有意な差が認められなかった ($F_{2,288} = 2.93$; NS)。運動脚の中殿筋の放電時間および放電量は、3条件で各々有意な差が認められた ($F_{2,288} = 48.79$, $P < 0.001$, $F_{2,288} = 16.43$, $P < 0.001$)。

運動脚位 (Sw) から一步踏み出し動作を行わせた際の運動脚側の前脛骨筋と支持脚側の前脛骨筋を比較すると、運動脚の前脛骨筋の放電量は、支持脚のそれよりも有意に大きな値を示し、運動脚の前脛骨筋の放電時間は、支持脚のそれよりも有意に長かった。一方、支持脚位 (St) からの一步踏み出し動作では、逆の結果を示した。

表 2. 3 種の初期重心位置からの一歩踏み出し動作における各測定項目の平均値
($\pm$ 標準偏差 SD) および分散分析の有意差検定結果

項 目	平均値 $\pm$ SD			ANOVA	Probability
	支持脚位 (St)	安静位 (N)	運動脚位 (Sw)	F 値	
動作時間 (ms)	341 $\pm$ 61	286 $\pm$ 54	264 $\pm$ 53	48.38	$P < 0.001$
見越し前方推力 (N)	403.3 $\pm$ 110.1	470.6 $\pm$ 94.5	550.7 $\pm$ 105.6	49.32	$P < 0.001$
見越し支持脚方向推力 (N)	35.7 $\pm$ 18.6	92.1 $\pm$ 23.1	142.8 $\pm$ 27.2	459.91	$P < 0.001$
踵離地時の前方への重心移動速度 (m/s)	0.40 $\pm$ 0.11	0.47 $\pm$ 0.09	0.55 $\pm$ 0.11	49.57	$P < 0.001$
踵離地時の支持脚方向への重心移動速度 (m/s)	0.01 $\pm$ 0.03	0.07 $\pm$ 0.03	0.13 $\pm$ 0.03	375.72	$P < 0.001$
踵離地までの前方への重心移動距離 (m)	0.076 $\pm$ 0.032	0.089 $\pm$ 0.029	0.114 $\pm$ 0.038	33.10	$P < 0.001$
踵離地までの支持脚への重心移動距離 (m)	0.009 $\pm$ 0.006	0.022 $\pm$ 0.007	0.036 $\pm$ 0.008	288.57	$P < 0.001$
運動脚の縫工筋の放電時間 (ms)	420 $\pm$ 106	342 $\pm$ 73	340 $\pm$ 99	23.22	$P < 0.001$
運動脚の縫工筋の放電量 (%MVC)	66.2 $\pm$ 108.9	96.4 $\pm$ 190.6	97.8 $\pm$ 169.3	1.20	$P = 0.303$ NS
運動脚の前脛骨筋の放電時間 (ms)	462 $\pm$ 147	546 $\pm$ 110	645 $\pm$ 123	49.11	$P < 0.001$
運動脚の前脛骨筋の放電量 (%MVC)	61.5 $\pm$ 56.9	81.6 $\pm$ 68	83.6 $\pm$ 82.5	2.93	$P = 0.055$ NS
支持脚の前脛骨筋の放電時間 (ms)	497 $\pm$ 123	511 $\pm$ 102	604 $\pm$ 95	27.87	$P < 0.001$
支持脚の前脛骨筋の放電量 (%MVC)	83.1 $\pm$ 61.8	92.1 $\pm$ 59.1	65.6 $\pm$ 41.6	5.77	$P < 0.01$
運動脚の中殿筋の放電時間 (ms)	429 $\pm$ 148	528 $\pm$ 163	654 $\pm$ 161	48.79	$P < 0.001$
運動脚の中殿筋の放電量 (%MVC)	16.7 $\pm$ 9.5	22.1 $\pm$ 10.8	26.4 $\pm$ 14.3	16.43	$P < 0.001$

3.2 見越し局面における前脛骨筋および中殿筋と運動成果との関係

表 3 は、3 種の初期重心位置から一歩踏み出し動作を行った際の測定項目の中から 2 項目の相関関係の結果を示したものである (表 3 参照)。ここでは、特に見越し局面における前脛骨筋および中殿筋と重心の移動速度、推力、動作時間との相関結果を示す。

前脛骨筋の放電時間と踵離地時の前方への重心移動速度との間には、有意な正の相関が認められた ($P < 0.001$)。一方、前脛骨筋の放電量と踵離地時の前方への重心移動速度との間には、正の相関関係が認められなかった。これらの相関結果は、3 条件で認められた。運動脚位 (Sw) 条件における前脛骨筋の放電時間と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度との間には、有意な正の相関関係が認められた ($P < 0.001$)。3 条件すべてにおいて、運動脚の中殿筋の放電量と踵離地時の前方への重心移動速度との間には、有意な負の相関が認められた ($P < 0.001$)。一方、安静位 (N) 条件における運動脚の中殿筋の放電量と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度との間には、有意な正の相関が認められた ($P < 0.001$)。運動脚位 (Sw) 条件のみ運動脚の中殿筋の放電時間と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度との間には、有意な正の相関が認

運動開始時の初期重心位置の違いが先行随伴性姿勢調節と運動成果に及ぼす影響について

表 3. 3 種の初期重心位置から一歩踏み出し動作を行わせた際の項目間の相関関係

項 目	運動脚位 (Sw)		安静位 (N)		支持脚位 (St)	
運動脚の前脛骨筋の放電時間と踵離地時の前方への重心移動速度	0.685	**	0.402	**	0.548	**
支持脚の前脛骨筋の放電時間と踵離地時の前方への重心移動速度	0.300	**	0.445	**	0.672	**
運動脚の前脛骨筋の放電時間と見越し前方推力	0.686	**	0.402	**	0.545	**
支持脚の前脛骨筋の放電時間と見越し前方推力	0.299	**	0.446	**	0.673	**
運動脚の前脛骨筋の放電時間と踵離地までの前方への重心移動距離	0.610	**	0.437	**	0.419	**
支持脚の前脛骨筋の放電時間と踵離地までの前方への重心移動距離	0.244	*	0.445	**	0.606	**
運動脚の前脛骨筋の放電量と踵離地時の前方への重心移動速度	0.029		0.055		0.022	
支持脚の前脛骨筋の放電量と踵離地時の前方への重心移動速度	-0.084		-0.105		-0.446	**
運動脚の前脛骨筋の放電量と見越し前方推力	0.028		0.055		0.020	
支持脚の前脛骨筋の放電量と見越し前方推力	-0.084		-0.106		-0.446	**
運動脚の前脛骨筋の放電時間と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度	0.367	**	-0.040		-0.499	**
支持脚の前脛骨筋の放電時間と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度	0.300	**	-0.093		-0.504	**
運動脚の前脛骨筋の放電時間と見越し支持脚方向推力	0.352	**	0.001		-0.380	**
支持脚の前脛骨筋の放電時間と見越し支持脚方向推力	0.296	**	-0.004		-0.336	**
運動脚の前脛骨筋の放電時間と踵離地までの支持脚への重心移動距離	0.258	*	0.081		-0.284	**
支持脚の前脛骨筋の放電時間と踵離地までの支持脚への重心移動距離	0.293	**	-0.030		-0.163	
運動脚の前脛骨筋の放電量と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度	-0.062		0.114		-0.019	
支持脚の前脛骨筋の放電量と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度	-0.051		0.053		0.237	*
運動脚の前脛骨筋の放電量と見越し支持脚方向推力	-0.077		0.102		-0.156	
支持脚の前脛骨筋の放電量と見越し支持脚方向推力	-0.098		-0.004		-0.076	
運動脚の前脛骨筋の放電時間と動作時間	-0.313	**	0.034		-0.414	**
支持脚の前脛骨筋の放電時間と動作時間	-0.225	*	-0.106		-0.449	**
運動脚の前脛骨筋の放電量と動作時間	-0.301	**	-0.121		-0.298	*
支持脚の前脛骨筋の放電量と動作時間	-0.326	**	-0.147		0.065	
運動脚の中殿筋の放電時間と踵離地時の前方への重心移動速度	0.065		-0.129		0.439	**
運動脚の中殿筋の放電時間と見越し前方推力	0.065		-0.129		0.437	**
運動脚の中殿筋の放電量と踵離地時の前方への重心移動速度	-0.439	**	-0.376	**	-0.348	**
運動脚の中殿筋の放電量と見越し前方推力	-0.440	**	-0.374	**	-0.349	**
運動脚の中殿筋の放電時間と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度	0.220	*	0.168		-0.187	
運動脚の中殿筋の放電時間と見越し支持脚方向推力	0.250	*	0.270	*	0.010	
運動脚の中殿筋の放電量と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度	-0.023		0.276	**	0.192	
運動脚の中殿筋の放電量と見越し支持脚方向推力	0.006		0.313	**	0.026	
運動脚の中殿筋の放電時間と動作時間	0.053		0.230	*	-0.278	**
運動脚の中殿筋の放電量と動作時間	0.238		0.220	*	0.168	
運動脚の縫工筋の放電時間と動作時間	0.236	*	0.398	**	0.289	**
運動脚の縫工筋の放電量と動作時間	-0.298	**	-0.0003		0.386	**
見越し前方推力と動作時間	-0.684	**	-0.637	**	-0.765	**
見越し支持脚方向推力と動作時間	0.051		0.105		0.248	*

**1%以内 *5%以内

められた ($P<0.05$)。一方、支持脚位 (St) 条件のみ運動脚の中殿筋の放電時間と踵離地時の前方への重心移動速度との間には、有意な正の相関が認められた ($P<0.001$)。運動脚の前脛骨筋の放電時間と見越し前方推力との間には、3条件において有意な正の相関が認められた (Sw, $r=0.686$, $P<0.001$; N, $r=0.402$, $P<0.001$; St, $r=0.545$, $P<0.001$, 図4参照)。また、支持脚の前脛骨筋の放電時間と見越し前方推力との間にも、有意な正の相関が認められた (Sw, $r=0.299$, $P<0.001$; N, $r=0.446$, $P<0.001$; St, $r=0.673$, $P<0.001$, 図4参照)。運動脚位 (Sw) 条件における前脛骨筋の放電時間と見越し支持脚方向推力の間には、有意な正の相関が認められた ($P<0.001$)。3条件すべてにおいて、動作時間と見越し前方推力の間には、有意な負の相関が認められた (Sw, $r=-0.684$, $P<0.001$; N, $r=-0.637$, $P<0.001$; St, $r=-0.765$, $P<0.001$, 図5参照)。一方、運動脚位 (Sw) と安静位 (N) 条件において、動作時間と見越し支持脚方向推力の間には、相関が認められなかった。運動脚位 (Sw) と支持脚位 (St) 条件における前脛骨筋の放電時間と動作時間との間には、有意な負の相関が認められた ($P<0.001-0.05$)。運動脚位 (Sw) と支持脚位 (St) 条件における運動脚の前脛骨筋の放電量と動作時間との間には、

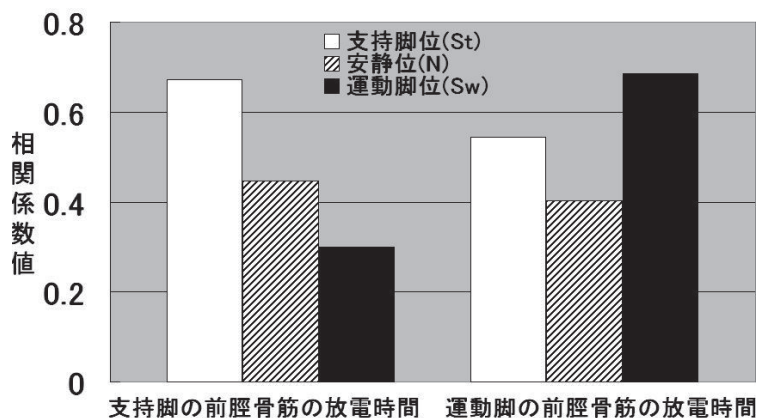


図4. 見越し前方推力と前脛骨筋の放電時間との相関係数値

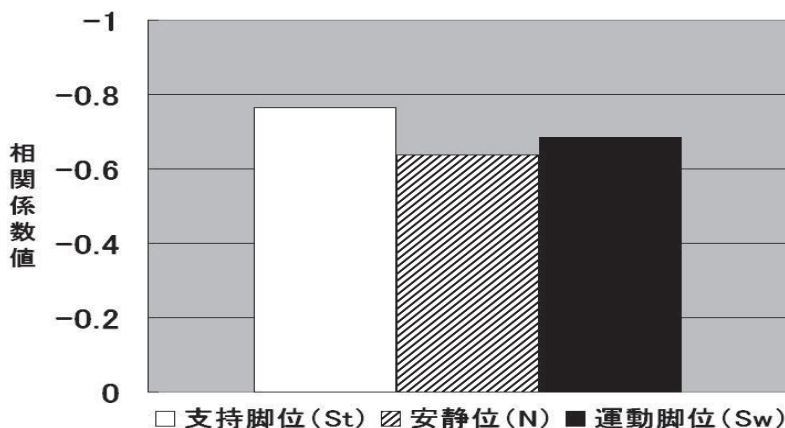


図5. 動作時間と見越し前方推力との間の相関係数値

有意な負の相関が認められた (Sw, $r = -0.301$, $P < 0.001$; St, $r = -0.298$, $P < 0.05$)。一方、運動脚位 (Sw) 条件における支持脚の前脛骨筋の放電量と動作時間との間には、有意な負の相関が認められた ($P < 0.001$)。運動脚位 (Sw) と安静位 (N) 条件において、中殿筋の放電時間および放電量と動作時間との間には、有意な負の相関が認められなかった。

3.3 縫工筋（主動筋）と運動成果との関係

主動筋である縫工筋と運動成果（動作時間）との相関関係についてみると、運動脚の縫工筋の放電時間と動作時間との間には、有意な正の相関が認められた (Sw, $r = 0.236$, $P < 0.05$; N, $r = 0.398$, $P < 0.001$; St, $r = 0.289$, $P < 0.001$)。運動脚位 (Sw) 条件における運動脚の縫工筋の放電量と動作時間との間には、有意な負の相関が認められた (Sw, $r = -0.298$, $P < 0.001$)。

4. 考察

4.1 運動開始時の初期重心位置と両足底への加圧

運動開始時の重心位置が運動脚位 (Sw) にあった場合には、実際に右脚を動かそうとして、右脚の踵が動き始める直前までの前方への推力（見越し前方推力）や支持脚への推力（見越し支持脚方向推力）が最も大きな値を示した。このことは、運動脚位 (Sw) 条件からの一歩踏み出し動作が、他の2条件よりも右脚の踵離地までに右足底へ大きな圧力がかかっており、それにより触覚や筋、腱の固有受容器（身体部位の相対的位置関係の情報を変換する受容器）からの感覚情報量が増したことが示唆された。

4.2 運動脚と支持脚の機能的な違い

Gait initiation（歩行開始動作）には、支持脚方向に体重を移すことと、前進のために必要な状況を生み出すことの2つの機能があると考えられている [Brenière et al. 1987]。本研究において、運動脚位 (Sw) 条件での動作時間は、他の2条件と比較して短かった。最も高い値を示した見越し前方推力は、運動脚位 (Sw) 条件で認められた。見越し前方推力と動作時間との間には、3条件すべてにおいて有意な負の相関関係が認められた。これらの結果は、見越し前方推力が大きくなるほど動作時間が短くなることを示唆した。先行研究において、Patchay and Gahéry [2003] は、2台のフォースプレート上に被験者を立たせ、右脚にかかる荷重量を変えて（最大荷重から最大抜重まで10%の幅で定義）歩行させた結果、右脚にかかった体重とステップ開始前の垂直方向への力の増大との間に高い相関が認められ、垂直方向の力の最大値とstep durationとの間に有意な負の相関があったと報告した。これは、運動脚位 (Sw) 条件からの一歩踏み出し動作において右脚への見越し前方推力が最も大きくなり、動作時間が短縮するという我々の実験結果と同様であった。これらの結果は、運動脚位 (Sw) 条件の一歩踏み出し動作に関係するAPAの機能的役割が支持脚方向だけでなく、前方への推力の増大にも関与していることを示唆した。特に本研究の結果は、踵離地時の前方推力が運動成果（task performance）に影響を及ぼしていることを示唆した。

一歩を踏み出すという gait initiation（歩行開始動作）における運動脚と支持脚の役割に関して、

Michel and Do [2002] は、片足が義足の被験者に立位からできるだけ素早く健常な足と義足から、それぞれ歩き出させた結果、前方推力が支持脚でなく、運動脚によって生み出されていると報告し、Brunt et al. [1991] は、力は非常に小さいけれども、運動脚が支持脚側へ体重を移す働きがあり、しかも支持脚は、モーメントを生み出すもととなると報告した。このように、運動脚と支持脚は、異なった機能があるということが報告されている。本研究において、運動脚位 (Sw) 条件における運動脚の前脛骨筋と支持脚の前脛骨筋を比較すると、運動脚の前脛骨筋の放電量は、支持脚の前脛骨筋の放電量よりも有意に大きな値を示し、運動脚の前脛骨筋の放電時間は、支持脚の前脛骨筋の放電時間よりも有意に長かった。一方、支持脚位 (St) では、上記の結果と逆であった。つまりHO (右脚の踵離地) までの見越し局面における運動脚位 (Sw) からの一歩踏み出し動作では、運動脚の前脛骨筋が支持脚の前脛骨筋よりも早期から活動し、逆に支持脚位 (St) では、支持脚の前脛骨筋が運動脚の前脛骨筋よりも早期から活動していることを示していた。さらに、運動脚位 (Sw) 条件の運動脚の前脛骨筋の放電時間は、踵離地時の前方への重心移動速度、見越し前方推力、踵離地までの前方への重心移動距離との間に各々有意な正の相関関係を示した。これらの結果は、一歩踏み出し動作に関係する矢状 (前後) 方向のパラメーターが運動脚の活動に依存していることを示唆した。以上のことから、水平 (左右) 方向に初期重心位置を変えた一歩踏み出し動作において、運動脚と支持脚の前脛骨筋の活動は、異なるということが明らかとなった。

Ito et al. [2003] は、一歩踏み出し動作の運動開始時の初期重心位置を安静位とし、かつステップ幅を規定した速度条件 (全力と通常の2種類) において、前脛骨筋の放電時間に差異が認められなかったと報告した。しかし、本研究において、水平 (左右) 方向に初期重心位置を変えた場合には、APAの放電時間 (運動脚の前脛骨筋の放電時間、支持脚の前脛骨筋の放電時間) が3条件の間で有意な差が認められた。さらに、運動脚位 (Sw) 条件の前脛骨筋の放電時間と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度との間に有意な正の相関が認められた。これらの結果は、運動脚の前脛骨筋が支持脚方向に重心を移動させる機能があることを示唆した。

主動筋である縫工筋 (sartorius) と前脛骨筋 (tibialis anterior) および中殿筋 (gluteus medius) の筋活動とメカニカル項目との相関結果から運動脚と支持脚の機能的な役割について検討した。まず運動脚位 (Sw) 条件において、運動脚の中殿筋の放電時間と踵離地時の支持脚方向への重心移動速度との間には、有意な正の相関が認められたが、運動脚の中殿筋の放電時間と踵離地時の前方への重心移動速度および動作時間との間には、相関が認められなかった。これらの相関結果から、運動脚の中殿筋の放電時間が長くなるほど、踵離地時の支持脚方向への重心移動速度は速くなるが、動作時間を短縮させるほど影響を及ぼしていないことが考えられる。運動脚位 (Sw) 条件において、運動脚の中殿筋の放電量は、踵離地時の前方への重心移動速度との間には有意な負の相関が認められたが、踵離地時の支持脚方向への重心移動速度との間には有意な相関が認められなかった。また、運動脚位 (Sw) 条件における運動脚の中殿筋の放電量は、動作時間との間に有意な正の相関が認められた。これらの相関結果から、運動脚位 (Sw) 条件における運動脚の中殿筋の放電量は、HO時の前方や支持脚方向への重心移動速度の増大に関与せず、また動作時間を短縮させることに貢献するどころかマイナス要因となっ

ているものと考えられる。主動筋である縫工筋の相関結果についてみると、運動脚の縫工筋の放電量は、3条件において有意な差が認められなかった。運動脚の縫工筋の放電時間は、運動脚位（Sw）が最も短く、次いで安静位（N）、支持脚位（St）の順で各々有意な差が認められた。3条件すべてにおいて運動脚の縫工筋の放電時間と動作時間との間には、有意な正の相関関係を示した。以上の相関結果から、運動脚の縫工筋の活動（運動脚の縫工筋の放電時間と運動脚の縫工筋の放電量は、動作時間の短縮に関与しないことが考えられる。今まで述べた縫工筋や中殿筋とメカニカル項目との相関結果に対して、運動脚の前脛骨筋の放電時間は、運動脚位（Sw）が最も長く、次いで、安静位（N）、支持脚位（St）の順で有意な差が認められた。また、運動脚位（Sw）条件における運動脚の前脛骨筋の放電時間は、動作時間との間に有意な負の相関が認められた。これらの相関結果から、運動脚の前脛骨筋の活動が、右踵離地時の支持脚方向への推力だけでなく、前方への推力の増大にも関与することが示唆された。

4.3 運動成果に影響を及ぼす要因

本研究において、運動脚位（Sw）条件からの一步踏み出し動作を行った際の運動脚は、他の2条件よりも足底からのより大きな力を示した。これらの結果からは、運動脚位（Sw）条件の運動脚が触覚や筋腱固有受容器からの感覚メッセージの影響を受けるものと考えられる。個々の筋線維には、筋紡錘と呼ばれる筋の伸張（長さや速度）に反応する受容器とゴルジ腱器官という腱にかかる張力に反応する受容器がある。ゴルジ腱器官は、抗重力筋（足、背中、首）に多く存在しており、ゴルジ腱器官の機能は、運動の種類によって、異なった働きをする。例えばHiebert and Pearson [1999] は、トレッドミル上に一箇所だけ穴をあけ、左の後ろ足が支持できない実験条件を設定して猫に歩行をさせた場合、その左後ろ足の伸筋の活動が低下するが、支持面がない状態で猫の足関節の伸筋に荷重を加える（ゴルジ腱器官を刺激）と伸筋の活動が回復したと報告した。これは、猫のゴルジ腱器官を刺激すると伸筋が抑制されるのではなく、逆に興奮して緊張するということであり、移動運動では、腱反射と逆の働きをする。これと同様のことが、本実験の運動脚位（Sw）から一步踏み出し動作を行った際の右脚にもおこっていた。Dietz et al. [1992] は、支持面に対する身体への荷重に反応する荷重感覚器（ゴルジ腱器官）の存在を示し、この感覚器官は補償的な筋反応であり、回転運動では出現せず、移動運動でのみ確認されたということを報告した。

Kavounoudias et al. [1998] は、立位姿勢での閉眼状態で足底に装着した4箇所のバイブレーターから高周波で低振動の刺激を与えた結果、刺激を受けた部位とは正反対の方向に身体を移動させ、その移動量は感覚刺激の加算によると報告した。このことは、他の感覚情報に加えて、足底からの触覚情報の処理が中枢神経系にたえず身体位置の情報を伝え、その身体位置と平衡位置との間のギャップを小さくするように導いているものと考えられる。またMeyer et al. [2004] は、足底からの触覚刺激が身体バランスに影響を与えると報告した。前述した先行研究における足底からの触覚刺激（情報）が身体バランスに影響を及ぼしていることに加えて、Kavounoudias et al. [2001] は、足底と足関節屈筋からの触覚と固有受容器情報の両方が立位を維持しようとするためにベクトル加算方式による協同処理がなされると主張した。

身体のバランスや頭部、身体の位置制御に関わる器官として、前庭系がある。この前庭感覚受容器は、内耳に位置し、その抹消受容器は、半規管・卵形嚢・球形嚢に含まれている。Bent et al. [2002] は、人のステップ動作におけるAPAが前庭から大きな影響を受けないということを報告した。すなわち、見越し局面で発現するAPAでは、前庭情報からの影響に左右されないことから前庭の働きは、動作局面によって異なるようである。しかしながら、Crenna and Frigo [1991] は、異なった初期重心位置から一步を踏み出す動作を行った際のAPAが足底からの触覚情報によって調整されると報告した。

安静位置の一步踏み出しの先行研究 [Ito et al. 2003] において、APAの放電時間 (duration) は、初期重心位置と前後方向のステップ幅を厳密に規定した速度変化の際に有意な差がなかった。しかしながら、現在の結果は、APAの放電時間 (duration) が3種の初期重心位置で有意な差が認められた。初期重心位置が運動脚 (右脚) にあった場合、運動脚の前脛骨筋の放電時間は、踵離地時の支持脚方向への重心移動速度、見越し支持脚方向推力、踵離地時の支持脚方向への重心移動距離との間に有意な正の相関が認められた。逆に、初期重心位置が支持脚側にあった場合、支持脚の前脛骨筋の放電時間は、上述した水平 (左右) 方向のパラメーターとの間に有意な負の相関が認められた。これらの結果は、APAの放電時間 (duration) が重心の移動距離に密接に関係していたことを示唆した。さらに、運動脚位 (Sw) 条件における運動脚の前脛骨筋の放電時間と矢状 (水平) 方向のパラメーターとの間には有意な正の相関が認められた。これらの結果は、運動脚の前脛骨筋の放電時間 (duration) が支持脚側に重心を移動させるだけでなく、前方にも重心を移動させる役割があることを示唆している。Ito et al. [2003] は、中枢神経系がステップ開始における意図した前方速度と前方への重心の移動距離に応じてAPAの放電時間 (duration) と平均放電量 (amplitude) を決定していることを示唆した。

以上の結果から、APAの放電時間 (duration) は、ステップ開始前の初期の触覚メッセージによって見積もられた重心の移動距離に応じて準備されていることを示唆した。しかも、APAの放電時間 (duration) は、支持脚方向への推力の増大だけでなく、踵離地時の前方推力の増大にも直接関わっているものと考えられた。

第3章：運動開始時の水平方向および矢状方向の初期重心位置の違いが先行随伴性姿勢調節と運動成果に及ぼす影響について

1. 緒言

意図した運動を開始する前に主動筋よりも先に両脚の前脛骨筋に放電が認められる。これらの筋活動は、いわゆる先行随伴性姿勢調節 (APA) と呼ばれている。APAは、生得的な反射によるのではなく、意図した運動を開始する前に上位中枢機構 (central nervous system : CNS) からの指令により発現していると考えられている [Massion 1992]。

Ito et al. [2003] は、初期重心位置を安静位置とし、ステップ幅を厳密に規定して運動速度を変えて一步踏み出し動作を行わせた結果、APAの見越し時間には有意な差が認められなかったと報告した。しかし、もしAPAの見越し時間が種々の初期重心位置の間で差が認められたならば、APAの見越し時間は、前方や支持脚方向への重心移動に関与しているものと考えられる。

運動開始時の重心位置は、運動中の重心の移動距離 [Mille and Mouchnino 1998] と足底からの感覚情報 [Meyer et al. 2004] に影響を及ぼすことが報告されている。つまり、運動開始時の重心位置の違いによって、重心の移動距離および運動脚にかかる荷重が増減する。すなわち、足底にかかる荷重量の増減にともなって足底から上行する触覚情報も変化する。

ステップ開始に関連したAPAの先行研究において、水平（左右）方向に初期重心位置を置いた実験条件は、矢状（前後）方向のものより少ない。APAに影響を及ぼす要因のうち、水平方向の初期重心位置とAPAとの関係は、横方向への片大腿挙上動作 [Mille and Mouchnino 1998]、歩行開始動作 [Patchay and Gahéry 2003]、一歩踏み出し動作 [Azuma et al. 2007a] による報告がある。Patchay and Gahéry [2003] は、2 台の床反力計上に被験者を立たせ運動脚にかかる荷重量を変えて歩行させた結果、水平方向のAPAが、ステップ動作時間に影響を及ぼすことを報告している。また、Azuma et al. [2007a] は水平方向に初期重心位置を変えて一歩踏み出し動作を行わせた結果、矢状方向のAPAがステップ動作時間に関係していることを報告している。

水平方向と矢状方向の両方の成分を含む斜め方向を初期重心位置とし、そこから一歩踏み出し動作を行わせた際のAPAに関する先行研究は、見当たらない。さらに、斜め 4 方向、水平方向、矢状方向、安静位置の 9 種の初期重心位置から一歩踏み出し動作を行わせた際のAPAと運動成果の関係に着目した先行研究は、見当たらない。本研究において、運動成果は、ステップ動作時間（動作時間）である。もし運動脚側に初期重心位置を置いた運動脚位群における動作時間が支持脚位群よりも短かったならば、運動脚筋群が参画するAPAの機能的役割が支持脚方向への推力の増大だけでなく、前方推力の増大にも関与しているものと解釈することができる。

本研究の目的は、種々の初期重心位置からの一歩踏み出し動作において、APAがどのような変容を受け、運動成果にどのような影響を及ぼしているのか、検証することである。

2. 方法

2.1 被験者および実験条件

被験者は、健康な成人男性10名である（平均年齢 23.8 ± 5.6 歳、平均身長 171.3 ± 4.1 cm、平均体重 65.8 ± 9.8 kg、平均足長 26.6 ± 0.5 cm）。被験者は、9 種の初期重心位置（図 6 参照）からできるだけ素早く片脚から一定の歩幅（各被験者の身長 40% ）で一歩踏み出し動作（右脚を一歩踏み出し、その踏み出した右脚に左脚を揃えるまで）を行った。なお一歩を踏み出す片脚は、ボールをキックする利き脚とし、今回の被験者は全員右脚から一歩踏み出しを行った。

足圧中心位置（CoP）は、立位静止状態では身体重心位置の地面への投射位置と一致するため、運動開始時の初期重心位置は床反力計（フォースプレート）により測られたCoPを用い、次のように厳密に規定された。A：CoPが各被験者の踵から足長の 45% 位置（安静位）、B：前方への最大荷重時のCoPの値に対する 50% の位置（前傾位）、C：安静位から右斜め前方、約 45 度の方向への最大荷重時のCoPの値に対する 50% の位置（右斜め前傾位）、D：運動脚側への最大荷重時のCoPの値に対する 50% となる位置（運動脚位）、E：安静位から右斜め後方、約 45 度の方向への最大荷重時のCoPの値に対する 50% 位置（右斜め後傾位）、F：後方への最大荷重時のCoPの値に対する 50% 位置（後傾位）、G：安静位から左斜め後方、約 45 度の方向への最大荷重

時のCoPの値に対する50%位置（左斜め後傾位）、H：支持脚方向への最大荷重時のCoPの値に対する50%位置（支持脚位）、I：安静位から左斜め前方、約45度の方向への最大荷重時のCoPの値に対する50%の位置（左斜め前傾位）。被験者は、これら9種の運動開始時の姿勢について体軸をまっすぐに保つよう指示した。

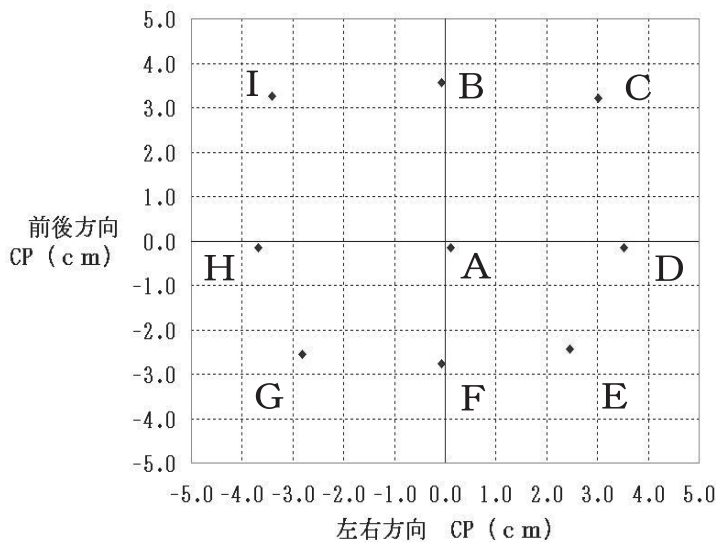


図 6. 9種の初期重心位（10名の平均値）

2.2 実験手順

実験方法および手順として、まず実験前に各被験者にフォースプレート（AMTI, OR6-5）上で手を腰にあて、独自に作製した足の離地－着床を検出できるシューズを履いて両足を平行に置いて立ってもらい（両足の踵骨内側縁と第一中足骨頭内側面とを結んだライン間の幅5cm）、9種の運動開始時の位置を測定した。次に被験者は、フォースプレート上で手を腰にあて、2m前方に設置したXYプロッターのモニターにプロットされた9種の初期重心位置に自身の身体重心位置を合わせ、その位置を3秒間保持した状態から自発的にできるだけ素早く右脚から一定の歩幅（各被験者の身長40%）で一步踏み出し動作を行った。一步を踏み出す先には、各被験者の身長に対する40%の長さから求めた一步を踏み出す歩幅の位置に幅10cm、長さ100cmのテープを貼り、被験者は、この部分を右踵部で踏むように指示された。また一直線上を踏み出すように指示した。被験者が履くシューズの左右つま先、踵部分にはアルミテープを装着し、一方、フォースプレートおよび一步を踏み出す歩行路にも足部の接地－離地信号を測定できるように、フットコンタクト回路をつくった。これにより、左右のつま先、踵の接地－離地を記録した。すべての被験者は、各条件で10試行ずつ計90試行を行い、各条件間で5分間の休憩をとった。実験中、下肢筋群の筋活動、フットコンタクトシグナル、フォースプレートからの力とモーメントが、同時に記録された。

2.3 データ解析

被験筋は、運動脚側の前脛骨筋、支持脚側の前脛骨筋、運動脚側の中殿筋とし、各筋の筋電図は、双極の表面筋電図を用い測定した。フットコンタクトスイッチにより、右脚の踵離地(HO)、右脚のつま先離地、右脚の接地(FC1)、左脚のつま先離地、左脚の接地の局面を計測した。前方や支持脚方向への身体の重心移動速度は、地面反力から求めた。

測定項目は、フットコンタクトスイッチにより得られたHOの時点を経に見越し局面(anticipation phase)と主運動局面(execution phase)の2つの局面に分けた。筋電図およびメカニカルなデータの分析は、次のように行った。HOからFC1までの動作時間、見越し局面における床反力の前方推力の平均振幅(見越し前方推力)、見越し局面における床反力の支持脚方向への推力の平均振幅(見越し支持脚方向推力)、HO時の前方への重心移動速度、HO時の支持脚方向への重心移動速度、HOまでの前方への重心移動距離、HOまでの支持脚方向への重心移動距離、見越し局面における運動脚側の前脛骨筋の放電開始からHOまでの放電時間(見越し放電時間)および平均放電量(見越し放電量)、見越し局面における支持脚側の前脛骨筋の放電開始からHOまでの放電時間および平均放電量、見越し局面における運動脚側の中殿筋の放電開始からHOまでの放電時間および平均放電量。矢状および水平方向への重心移動速度は、フォースプレートより得られたそれぞれの力曲線を積分することにより算出した。また、矢状および水平方向への重心移動距離は、それぞれの力曲線データを2回積分することにより求めた。筋電図データは、1KHzでサンプリングし、バンドパスフィルター(10 - 500Hz)をかけた後、全波整流した。被験筋である3筋は、各被験者の等尺性最大随意筋収縮(maximum voluntary contraction : MVC)を測定し、放電量を正規化した。左右前頸骨筋のMVCにおいて、被験者には長座位姿勢をとらせ、力量計を介したケーブルを片方ずつ90°の背屈位を保ち全力で引っ張ることによって計測した。筋電図および力学データの各項目は、解析ソフト(KISSEI COMTEC社製 BIMUTAS II)を用いて分析した。CoPの開始は、最初の20ms間で1mm以上の増大を示した時点とした。筋活動の開始は、筋放電が開始したと見られる地点から約300ms前までの50ms間(250ms前から300ms前まで)の平均放電量が1.5倍以上となった時点とした。10名の被験者データの平均値の差の検定は、one - way ANOVAを用い、事後検定は、post - hoc Tukey testを用いた。有意差検定の危険水準は、5 %以内とした(表4参照)。

3. 結果

3.1 運動開始前の初期重心位置に応じた見越し筋活動の様相

全条件全試行において、運動脚離地前、すなわち主運動が開始する前に運動脚および支持脚の前脛骨筋ならびに運動脚側の中殿筋の筋活動が出現した。しかし運動開始前の初期重心位置を種々変化させることによって、見越し筋活動の様相は変化した。

運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間は、右斜め後傾位であるE条件が最も長く、次いで、後傾位(F)、運動脚位(D)の順であった(図7参照)。中殿筋の見越し放電時間は、右斜め後傾位(E)条件が最も長く、次いで、D、Fの順であった(図8参照)。一方、これら2筋の見越し放電時間が最も短かったのは、左斜め前傾位(I)条件であった。支持脚の前脛骨筋の

表 4. 運動脚位群と支持脚位群における各測定項目の平均値 (± 標準偏差)
および分散分析の有意差検定結果

項 目	運動脚位群			支持脚位群		
	右斜め前傾位 (C)	運動脚位 (D)	右斜め後傾位 (E)	左斜め後傾位 (G)	支持脚位 (H)	左斜め前傾位 (I)
動作時間 (ms)	267 ± 48 ^a	265 ± 52 ^a	266 ± 48 ^a	331 ± 60	341 ± 61	353 ± 58
見越し前方推力 (N)	518.7 ± 88.3 ^a	550.7 ± 105.6 ^a	548.9 ± 97 ^a	447.3 ± 110.1	403.3 ± 110.1	358.8 ± 109.2
見越し支持脚方向推力 (N)	140.5 ± 30.5 ^a	142.8 ± 27.3 ^a	125.8 ± 25.1 ^a	39.5 ± 17.7	35.7 ± 18.6	40.1 ± 22.0
踵離地時の前方への重心移動速度 (m/s)	0.52 ± 0.09 ^a	0.55 ± 0.11 ^a	0.55 ± 0.10 ^a	0.45 ± 0.11	0.40 ± 0.11	0.36 ± 0.11
踵離地時の支持脚方向への重心移動速度 (m/s)	0.13 ± 0.03 ^a	0.13 ± 0.03 ^a	0.11 ± 0.03 ^a	0.02 ± 0.03	0.01 ± 0.03	0.02 ± 0.03
踵離地までの前方への重心移動距離 (m)	0.097 ± 0.025 ^b	0.114 ± 0.038 ^a	0.122 ± 0.031 ^a	0.097 ± 0.033	0.076 ± 0.032	0.057 ± 0.029
踵離地までの支持脚方向への重心移動距離 (m)	0.031 ± 0.009 ^a	0.036 ± 0.008 ^a	0.034 ± 0.009 ^a	0.010 ± 0.005	0.009 ± 0.006	0.009 ± 0.006
運動脚の前脛骨筋の放電時間 (ms)	522 ± 102 ^b	645 ± 123 ^b	726 ± 142 ^b	636 ± 142	462 ± 147	355 ± 112
運動脚の前脛骨筋の放電量 (%MVC)	85.0 ± 82.5	83.6 ± 82.5	85.8 ± 77.1	66.9 ± 52.2	61.5 ± 56.9	64.8 ± 62.3
支持脚の前脛骨筋の放電時間 (ms)	488 ± 94	604 ± 96 ^b	711 ± 156 ^b	669 ± 163	497 ± 123	383 ± 107
支持脚の前脛骨筋の放電量 (%MVC)	69.8 ± 46.4	65.6 ± 41.6	70.7 ± 39.6	83.9 ± 57.8	83.1 ± 61.8	87.3 ± 70.0
運動脚の中殿筋の放電時間 (ms)	567 ± 121 ^b	654 ± 161 ^b	717 ± 114 ^b	611 ± 133	429 ± 148	337 ± 116
運動脚の中殿筋の放電量 (%MVC)	24.7 ± 13.6 ^b	26.4 ± 14.3 ^a	24.8 ± 14.0 ^b	18.1 ± 10.1	16.7 ± 9.5	19.0 ± 18.5

a - 条件 C,D,E は、G,H,I との間に各々有意な差が認められた (P<0.01)

b - 条件 C,D,E は、H,I との間に各々有意な差が認められた (P<0.01)

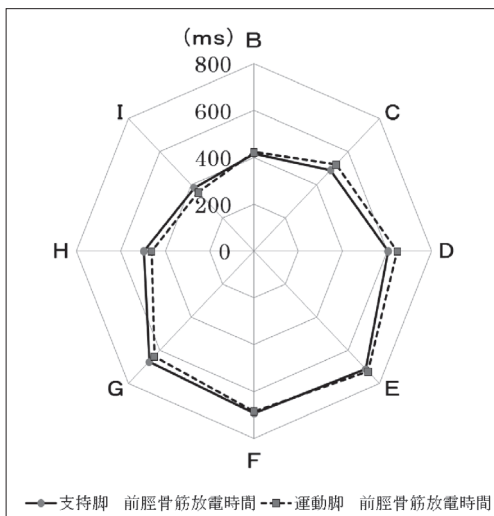


図 7. 見越し局面における運動脚と支持脚の前脛骨筋の放電時間

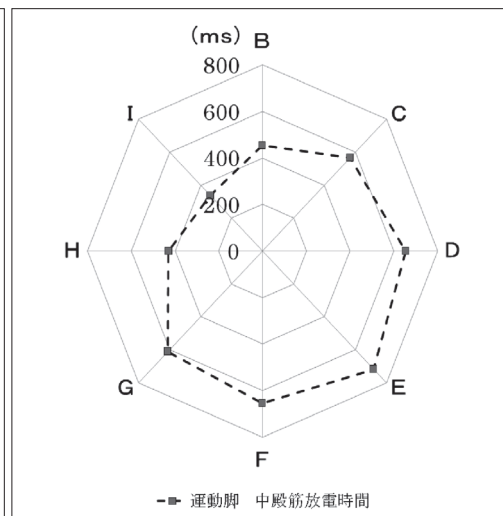


図 8. 見越し局面における運動脚の中殿筋の放電時間

見越し放電時間は、E条件が最も長く、次いで、F、Gの順であり、I条件が最も短かった。運動脚の前脛骨筋と中殿筋の見越し放電時間は、C、DおよびE条件の運動脚位群がH、I条件に比して有意に長かった ($P < 0.01$)。

運動脚側の前脛骨筋の放電量は、運動脚位群の方が支持脚位群よりも大きい傾向を示し、支持脚側の前脛骨筋の放電量は、逆に支持脚位群の方が運動脚位群よりも大きい傾向を示した(図9参照)。運動脚側および支持脚側の前脛骨筋の見越し放電量は、各条件間で有意な差が認められなかった。中殿筋の見越し放電量は、D条件が最も大きく、次いでE、Cの順であり、H条件が最も小さかった(図10参照)。また、中殿筋の見越し放電量は、C、DおよびE条件の運動脚位群がG、H条件と比較して有意に多かった ($P < 0.01$)。

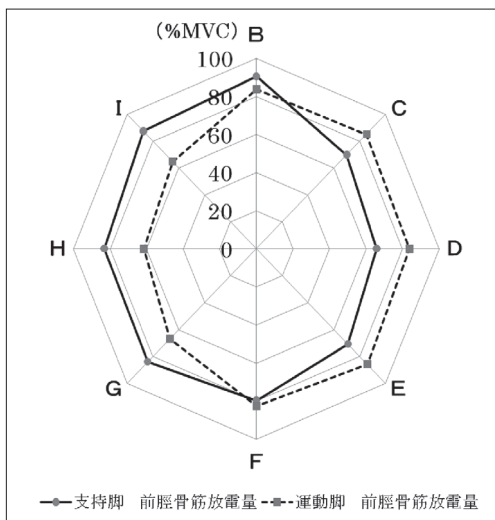


図 9. 見越し局面における運動脚と支持脚の前脛骨筋の放電量

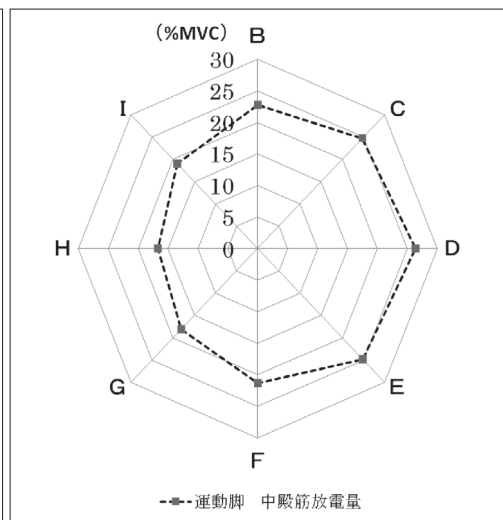


図 10. 見越し局面における運動脚の中殿筋の放電量

3.2 初期重心位置に応じた見越し局面における矢状および水平方向の床反力データの変化

全条件全試行において、主運動が開始する運動脚踵離地に先行して、身体重心を前方および支持脚側へそれぞれ移動させる後方および運動脚側への力曲線が出現した(それぞれ見越し前方推力および見越し支持脚方向推力)。見越し推力も見越し筋活動同様、運動開始前の初期重心位置を種々変化させることによって様相が変化した。

見越し前方推力は、運動脚位(D)条件が最も大きく、次いで右斜め後傾位(E)、右斜め前傾位(C)の順であった(図11参照)。踵離地時の前方への重心移動速度は、D、E条件が最も速く、次いでC条件の順であった(図12参照)。一方、これら2項目において最も低い値を示したものは、ともにI条件であった。見越し前方推力および前方への重心移動速度は、運動脚位群(C、D、E)が支持脚位群(G、H、I)と比較して有意に高い値を示した ($P < 0.01$)。

運動脚の踵が離地する直前までの支持脚への推力(見越し支持脚方向推力)は、D条件が最も大きく、次いでC、Eの順であった。また、踵離地時の支持脚方向への重心移動速度は、C、

D条件が最も速く、次いで、Eの順となっていた。一方、これら2項目について、最も低い値を示したものは、H条件であった。見越し支持脚方向推力および支持脚方向への重心移動速度は、C、DおよびE条件の運動脚位群が他の6条件より有意に高い値を示した ($P < 0.01$)。

踵離地時までの前方への重心移動距離は、E条件が最も長く、次いでD、Fの順となっており、支持脚方向への重心移動距離は、D条件が最も長く、次いでE、Cの順であった。一方、前方および支持脚方向への重心移動距離は、I条件が最も短く、次いでH条件であった(図13参照)。このように前方および支持脚方向への重心移動距離は、D、E条件がH、I条件より有意に長かった ($P < 0.01$)。

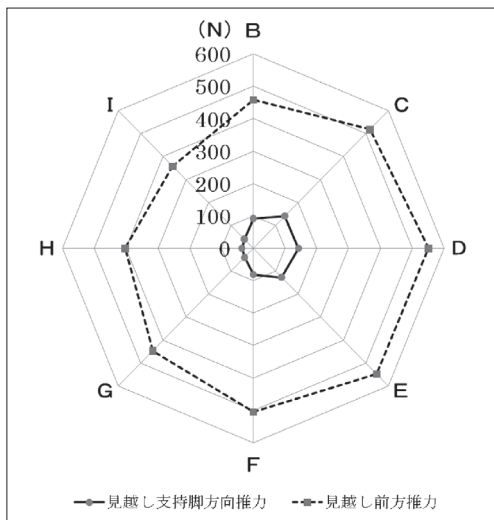


図 11. 見越し前方推力と見越し支持脚方向推力

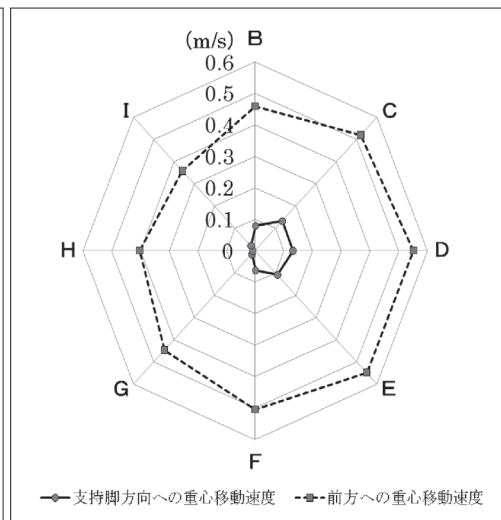


図 12. 右踵離地時の前方および支持脚方向への重心移動速度

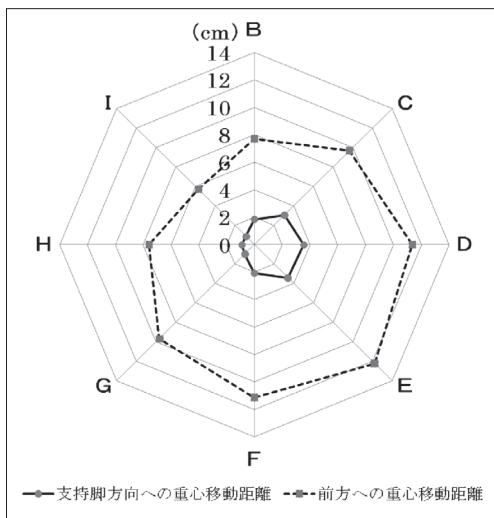


図 13. 右踵離地までの前方および支持脚方向への重心移動距離

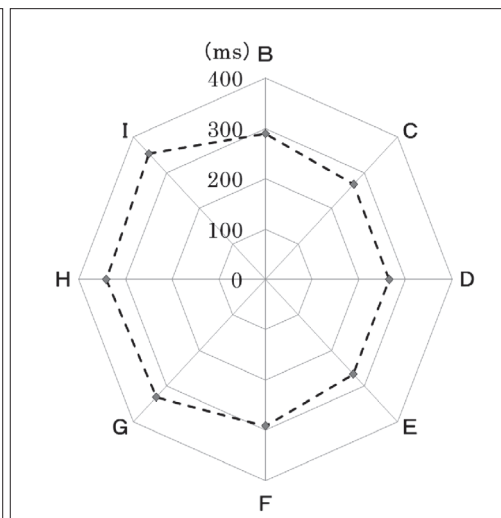


図 14. 動作時間

3.3 初期重心位置変化が動作時間に及ぼす影響

運動脚の踵が離地し、一歩踏み出して接床するまでの動作時間は、運動脚位（D）条件が最も短く、次いで右斜め後傾位（E）、右斜め前傾位（C）の順であった。一方、左斜め前傾位（I）条件は、動作時間が最も長かった（図14参照）。動作時間は、C、DおよびE条件の運動脚位群がG、HおよびI条件の支持脚位群より有意に短かった（ $P < 0.01$ ）。

3.4 見越し筋活動、床反力データおよび動作時間との相互関係

F条件を除く8条件において、運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間は、見越し前方推力、踵離地時の前方への重心移動速度、踵離地時までの前方への重心移動距離との間に各々有意な正の相関関係が認められた（ $r=0.228 - 0.686, P < 0.001 - 0.01, n=97 - 100$ ）（表5参照）。9条件のうちD条件のみ、運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間は、見越し支持脚方向推力、踵離地時の支持脚方向への重心移動速度、踵離地時までの支持脚方向への重心移動距離との間に各々有意な正の相関関係が認められた（ $r=0.258 - 0.367, P < 0.001 - 0.05, n=97 - 100$ ）。C条件を除く8条件において、支持脚の前脛骨筋の見越し放電時間は、見越し前方推力、踵離地時の前方への重心移動速度、踵離地時までの前方への重心移動距離との間に各々有意な正の相関関係が認められた（ $r=0.240 - 0.673, P < 0.001 - 0.05, n=97 - 100$ ）。一方、9条件すべてにおいて、運動脚の前脛骨筋の見越し放電量は、見越し前方推力、踵離地時の前方への重心移動速度、踵離地時までの前方への重心移動距離および見越し支持脚方向推力、踵離地時の支持脚方向への重心移動速度との間に各々有意な相関関係が認められなかった。9条件すべてにおいて、見越し前方推力は動作時間との間に有意な負の相関関係が認められた（ $r=-0.624 - -0.847, P < 0.001, n=97 - 100$ ）。C、D、E条件および水平方向へ偏らないA、BおよびF条件において、中殿筋の見越し放電時間および見越し放電量は、動作時間との間に有意な負の相関関係が認められなかった。

4. 考察

4.1 一歩踏み出し動作における見越し活動の意義

歩行開始動作（gait initiation）には、2つの機能がある [Brenière et al. 1987]。ひとつは支持脚方向に身体を移すことであり、もうひとつは前進に対して必要な状況を生み出すことである。安静立位状態からの歩行開始動作 [Brenière and Do 1991]、一歩踏み出し動作 [Ito et al. 2003] において、平衡を維持しながら主運動を遂行するためには、重心が一旦、支持脚方向へ移動しなければならない。特に安静立位時から平衡を崩さずに、正中線方向に真っ直ぐ一歩を踏み出す場合は、水平方向のAPAに参画する筋活動によって重心を支持脚方向へ移動させる必要性が示唆されている [Lyon and Day 1997]。このような特性を有する一歩踏み出し動作を主運動として、初期重心位置を変えて一歩踏み出し動作を行わせた結果、運動脚位群は、支持脚位群と比較して、前脛骨筋の見越し放電時間が長いこと、見越し前方推力および見越し支持脚方向推力が大きいこと、前方や支持脚方向への重心移動距離が長いことが明らかとなった。また特に支持脚位で前傾位であるI条件は、全条件の中で最も前方や支持脚方向への重心移動距離が短かった。

表 5. 9 種の初期重心位置から一歩踏み出し動作を行わせた際の項目間の相関係数

項 目	安静位 (A)	前傾位 (B)	右斜め 前傾位 (C)	運動脚 位 (D)	右斜め 後傾位 (E)	後傾位 (F)	左斜め 後傾位 (G)	支持脚 位 (H)	左斜め 前傾位 (I)
運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間と距離地時の前方への重心移動速度	0.402	0.556	0.427	0.885	0.302	0.172	0.553	0.548	0.490
支持脚の前脛骨筋の見越し放電時間と距離地時の前方への重心移動速度	0.446	0.569	0.098	0.300	0.380	0.259	0.422	0.672	0.540
運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間と見越し前方推力	0.402	0.556	0.427	0.886	0.302	0.171	0.533	0.546	0.490
支持脚の前脛骨筋の見越し放電時間と見越し前方推力	0.446	0.568	0.098	0.299	0.380	0.259	0.422	0.673	0.540
運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間と距離地時までの前方への重心移動距離	0.437	0.586	0.519	0.610	0.288	0.198	0.488	0.419	0.392
支持脚の前脛骨筋の見越し放電時間と距離地時までの前方への重心移動距離	0.446	0.563	0.032	0.244	0.321	0.240	0.375	0.606	0.482
運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間と距離地時の支持脚方向への重心移動速度	-0.040	-0.179	-0.255	0.367	-0.070	-0.144	-0.213	-0.489	-0.309
支持脚の前脛骨筋の見越し放電時間と距離地時の支持脚方向への重心移動速度	-0.093	-0.069	0.007	0.300	-0.073	-0.247	-0.166	-0.504	-0.162
運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間と見越し支持脚方向推力	0.001	-0.211	-0.244	0.352	-0.166	-0.124	0.068	-0.380	-0.214
支持脚の前脛骨筋の見越し放電時間と見越し支持脚方向推力	-0.004	-0.078	0.083	0.296	-0.156	-0.255	-0.089	-0.336	-0.073
運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間と距離地時までの支持脚方向への重心移動距離	0.081	-0.036	-0.134	0.258	-0.187	-0.045	0.090	-0.284	-0.013
支持脚の前脛骨筋の見越し放電時間と距離地時までの支持脚方向への重心移動距離	-0.030	0.080	0.255	0.293	-0.147	-0.065	-0.048	-0.163	0.194
運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間と動作時間	0.034	-0.213	-0.114	-0.313	-0.099	0.021	-0.396	-0.414	-0.363
支持脚の前脛骨筋の見越し放電時間と動作時間	-0.106	-0.241	-0.043	-0.225	-0.230	-0.110	-0.401	-0.449	-0.294
運動脚の中脛筋の見越し放電時間と動作時間	0.230	-0.142	0.170	0.053	-0.172	-0.046	-0.365	-0.278	-0.468
運動脚の中脛筋の見越し放電時間と動作時間	0.220	0.071	0.097	0.238	0.495	0.387	0.329	0.168	0.335
見越し前方推力と動作時間	-0.637	-0.624	-0.724	-0.684	-0.700	-0.798	-0.847	-0.765	-0.740
見越し支持脚方向推力と動作時間	0.106	0.184	-0.041	0.051	0.166	0.318	0.228	0.248	0.061

** 1%以内 * 5%以内

Lipshits et al. [1981] は、矢状方向の初期重心位置を変えた立位姿勢（前傾位、安静位、後傾位）から音刺激に反応して、できるだけ素早くつま先立ち動作を行わせた。その結果、運動開始時の重心位置が前方に位置する、前傾姿勢からのつま先立ち動作では、安静位よりも主動筋に先行して発現する前脛骨筋の見越し放電時間が短縮すると報告した。また、Crenna and Frigo[1991] は、矢状方向に初期重心位置を変えて歩行開始動作を行わせた結果、初期重心位置と前脛骨筋の放電量積分値との間に有意な相関関係が認められたことから、どの度合いの前傾姿勢（前後方向の初期重心位置の違い）において前脛骨筋の放電が消失するかという境界線を回帰直線から推定した。このような前傾した状態からのつま先立ちや歩行開始動作における見越し筋活動の減少は、移動距離の短縮による姿勢調節必要量の減少によるものと考えられる。

今回の結果は前述したとおり、矢状方向では前傾よりも後傾、水平方向では、支持脚側よりも運動脚側から一步を踏み出した方が重心の移動距離が長かった。

運動脚位群でしかも後傾位であるE条件では、重心の移動距離が長くなるため、姿勢調節の必要量が増大し、その必要量を見積もって運動脚の前脛骨筋と中殿筋の見越し放電時間が増加したのと考えられる。以上、見越し活動の変化は、姿勢調節の必要量に変化した結果であることと同時に、見越し活動が主運動開始に先行して主運動を遂行できる状況をととのえる先行随伴性姿勢調節（APA）に参画することを明確に示している。

4.2 先行随伴性姿勢調節とパフォーマンス増大との関連

Azuma et al. [2007a] は水平方向に初期重心位置（運動脚、安静位、支持脚位）を変えて一步踏み出し動作を行わせた結果、矢状方向のAPAが大きいほどステップ動作時間が短縮することを報告した。本研究においては、運動脚位群における運動脚の前脛骨筋の見越し放電時間は、見越し前方推力および踵離地時の前方への重心移動速度との間に各々有意な正の相関が認められた。一方、見越し前方推力と動作時間との間には、有意な負の相関関係が認められた。これは、APAの見越し時間が増大することで、見越し前方推力の力積値が増大し、動作時間も短縮することを示している。

Patchay and Gahéry [2003] は、2 台の床反力計上に被験者を立たせ、右脚にかかる荷重量を変えて音刺激に反応して歩行開始動作を行わせた結果、垂直方向の力の最大値とステップ動作時間（step duration）との間に有意な負の相関関係が認められたことから、左右方向の初期重心位置の違いがstep durationに影響を及ぼすことを報告した。これは、初期重心位置が運動脚位にあるほど、動作時間が短縮するというわれわれの結果と同様であった。特に本研究では、踵離地以前の前方推力の力積値、すなわちAPAが大きいほど運動成果が増大するという新たな知見を得た。

Ito et al. [2003] は、一步踏み出し動作の運動開始時の初期重心位置を安静位とし、かつ前後方向のステップ幅を厳密に規定した速度条件（全力と通常の2種類）において、前脛骨筋の見越し放電時間に差異が認められなかったが、見越し放電量は動作速度が増加するほど増大することを報告した。しかしながら、本研究の結果は、前脛骨筋の見越し放電時間は初期重心位置によって有意な差が認められたが、一方、前脛骨筋の見越し放電量（平均振幅）はどの初期

重心位置条件でも一定であった。このことから、見越し活動において見越し放電量あるいは見越し放電時間のどちらかの要素がパフォーマンス増加に関与していると決まっているわけではなく、一方の要素が増大することが見越し前方推力の力積値を高める要因になるものと考えられる。

本研究において、運動脚位群の運動脚には、運動脚の踵離地までに右足底に大きな圧力がかかっていると考えられる。これにより、運動脚位群の運動脚は足底触覚や筋腱固有受容器からの上行する感覚情報信号が賦活したことが予測される。Kavounoudias et al. [1998] は、立位姿勢で閉眼の状態において、足裏に装着した4箇所のバイブレータから高周波で低振動の刺激を与えた結果、刺激を受けた部位とは正反対側に身体を移動させ、その移動量は、感覚刺激の加算によると報告した。これは、他の感覚情報に加えて、足底からの触覚情報の処理が中枢神経系にたえず身体位置の情報を伝え、その身体位置と平衡位置との間のギャップを小さくするように導いているものと解釈されている。Meyer et al. [2004] は、足底からの触覚刺激が身体バランスに影響を与えると報告し、Crenna and Frigo [1991] は、異なった初期重心位置から一步を踏み出す動作を行った際のAPAが足底からの触覚情報によって調整されると報告した。さらに、Kavounoudias et al. [2001] は、足底からの触覚情報と足関節屈筋からの固有受容器情報の両方が協同で姿勢制御に関与していることを報告した。

以上のことから、運動開始時の初期重心位置を変えて一步踏み出し動作を行わせた場合には、各初期重心位置に対して水平方向と矢状方向の姿勢要求量が上位中枢機構によって見積られ、それに応じて水平方向および矢状方向のAPAの先行時間がそれぞれ調節されるものと考えられる。しかも、APAの見越し放電時間が増大するほど、右踵が離地する直前までの矢状方向の力積（一定の見越し放電量×見越し放電時間）を増大させ、その結果、動作時間が短縮することが示唆された。

5. まとめ

9種の初期重心位置のうち、運動脚位群である運動脚位（D）および右斜め後傾位（E）からの一步踏み出し動作では、運動脚側への初期の荷重情報（足底からの触覚や筋、腱固有受容器）が前脛骨筋（APA）に影響を及ぼし、その前脛骨筋が活動して、動作時間を短縮させていることが示唆された。我が国の65歳以上の人口（平成21年9月15日現在 総務省発表）は2898万人で、総人口に占める割合は、22.7%となっており、今後もこの割合は、上昇すると考えられる。このような高齢化社会において、健康な毎日を過ごすためにも適度な運動は、欠かすことのできないものである。また、歩くという動作は、心肺機能を無理なく適度に使った全身運動であり、毎日の生活において必要不可欠なものである。高齢者を取り巻く社会問題の1つとして、老人の歩行時の転倒問題が挙げられる [伊東2007]。若い頃ならつまずいて転んでも、すり傷ぐらいで大事に至らないが、高齢者の場合は、そうはいかない。転倒することによって、頭を打ったり、骨折したり、転倒が原因で命に関わる問題となることもある。この転倒の原因は、加齢に伴ってさまざまな機能が低下していくことが考えられるが、その中の1つに一步を踏み出す速度が遅いためにバランスを崩して転倒することが考えられる。高齢者の歩行に關す

る研究によると、高齢者は、若年者と比較して歩行速度が遅いことが指摘されている [呉ら 2005]。高齢者の一步を踏み出す速度が低下する原因には、下肢の筋力の低下 [淵本ら 1999；金ら 2000；田中ら 1999]、バランス機能 [木村ら 1998；奈良ら 2004] および神経系 [奈良ら 2004] の低下などが挙げられる。したがって一步を踏み出す速度をアップさせるには、下肢の筋力トレーニングによって筋力の低下を防ぐことが有効な手段のひとつである。しかし、例えば高血圧の高齢者が無理な筋力トレーニングをおこない、そのことが原因で病気になってしまったら元も子もない。そこで、一步を踏み出す速度を上げる有効な方法は、歩行を開始するときの初期重心位置を運動脚側に置くことである。つまり、通常歩き出す前の状態というのは、安静立位であり、その時には、初期重心位置が両脚の間に位置する。この初期重心位置を右脚から一步を踏み出すのであれば、右脚側に体重をかけることにより右脚の方に初期重心位置を移すことができ、その状態から一步を踏み出すと安静立位からよりも素早く一步を踏み出すことができる。それでは、どれくらい安静位から運動脚位（D）および運動脚側でしかも後傾位（E：右斜め後傾位）に初期重心位置を移せばよいのかという点に関して、本実験では、躯幹を曲げずに身体をまっすぐに保った状態で各被験者の運動脚側への最大荷重時の重心位置が測定され、その50%となる位置を運動脚位（D）とした。また、右斜め後傾位（E）では、安静位から右斜め後方、約45度の方向への最大荷重時の重心位置が測定され、その50%となる位置とした。したがって被験者は、バランスが崩れるほど運動脚側や右斜め後方へ体重をかけたのではなく、バランスを保った状態で運動脚側の足底を少し加圧する程度に体重をかけた状態で一步を踏み出していた。以上のことから、歩行時の転倒を防止するためのトレーニングや脳血管障害による歩行障害を改善するためのリハビリテーション手段の1つとして、歩行開始前の立位時の初期重心位置を安静位から運動脚位および右斜め後傾位に変えた（運動脚の足底を少し加圧する程度に体重をかける）状態から歩きだすことを導入していくことも検討すべきである。

本稿では、運動開始時の水平方向や矢状方向の重心位置と先行随伴性姿勢調節（APA）の関係について検討した。今後は、さまざまな感覚種や運動のパフォーマンスにAPAが及ぼす影響について研究を行うことにより、APAの機能的意義やAPAのメカニズムが解明されるものと考えられる。これらの研究結果をもとに、高齢者の転倒防止や脳血管障害による歩行障害の改善などに応用し、役立てていきたい。

（本論文の内容は、京都工芸繊維大学大学院 工芸科学研究科における著者の博士学位論文「運動開始時の初期重心位置の違いが先行随伴性姿勢調節と運動成果に及ぼす影響について」[京都工芸繊維大学 博士論文 学位記甲第476号：平成19年9月25日授与]の一部を抜粋し、加筆したものである。）

謝 辞

山下謙智先生（前京都工芸繊維大学大学院 教授）には、前々所属先の京都大学から本論文の礎となる学位論文をご指導頂き、謹んで心より御礼申し上げます。

伊東太郎先生（大阪青山大学健康科学部 教授）には、本論文の礎となる学位論文をご指導頂き、謹んで心より御礼申し上げます。

引用文献

- 東 隆史（1998）一步踏み出し動作における動作開始時の重心位置、動作速度、および動作開始前に現れる見越し活動の相互関係、英知大学人文科学研究室紀要「人間文化」第1号:113-125
- 東 隆史、伊東太郎、山下謙智（2002）一步踏み出し動作における運動開始時の重心位置、動作時間および運動開始前に出現する先行随伴性活動の相互関係、体力科学、第51巻6号:552
- Azuma T, Ito T, Yamashita N. (2007a) Effects of changing the initial horizontal location of the center of mass on the anticipatory postural adjustments and task performance associated with step initiation. *Gait Posture* 26-4:526-531
- 東 隆史（2007b）先行随伴性姿勢調節について、山下謙智（編）多関節運動学入門第7章、ナッブ、東京、pp.101-117
- 東 隆史（2007c）先行随伴性姿勢調節の基礎的研究、四天王寺国際仏教大学紀要 第44号: 357-366
- 東 隆史、伊東太郎、山下謙智（2008）運動開始前の初期重心位置の変化が先行随伴性姿勢調節と運動成果に及ぼす影響について、大阪体育学研究 第46巻: 01-11
- Bent LR, Inglis JT, McFadyen BJ (2002) Vestibular contributions across the execution of a voluntary forward step. *Exp Brain Res* 143:100-105
- Belenkii VY, Gurfinkel VS, Paltsev YI (1967) Elements of control of voluntary movement. *Biofizika* 12:135-141
- Brenière Y, Do MC, Bouisset S (1987) Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking. *J Motor Behav* 19-1:62-76
- Brenière Y, Do MC (1991) Control of gait initiation. *J Motor Behav* 23:235-240
- Brunt D, Lafferty MJ, McKeon A, Goode B, Mulhausen C, Polk P (1991) Invariant characteristics of gait initiation. *Am J phys Med Rehabil* 70:206-211
- Crenna P, Frigo C (1991) A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol* 437:635-653
- Dietz V, Gollhofer A, Kleiber M, Trippel M (1992) Regulation of bipedal stance: dependency on “load” receptors. *Exp Brain Res* 89:229-231
- 淵本隆文、加藤浩人、金子公有（1999）高齢者の歩行能力に関する体力的・動作学的研究（第2報）－膝伸展、足底屈、足背屈の筋力と歩行能力との関係－*体育科学* 28:108-115
- 呉 婷琦、渡部和彦（2005）高齢女性における各種の強調歩行が歩行動作に及ぼす影響 歩行速度、足底圧力、－足部動作の変化に着目して－ *体育学研究* 50:651-661
- Hiebert G W, Pearson K G (1999) Contribution of sensory feedback to the generation of extensor activity during walking in the decerebrate cat. *J Neurophysiol* 81:758-770
- Ito T, Azuma T, Yamashita N (2003) Anticipatory control in the initiation of a single step under biomechanical constraints in humans. *Neurosci Lett* 352:207-210
- Ito T, Azuma T, Yamashita N (2004) Anticipatory control related to the upward propulsive force during the rising on tiptoe from an upright standing position. *Eur J Appl Physiol* 92:186-195

- 伊東太郎 (2006) 先行随伴性姿勢調節の機能的意義、英知大学人文科学研究室紀要「人間文化」第9号:1-57
- 伊東太郎 (2007) 高齢者の転倒と先行随伴性姿勢調節との関連、山下謙智 (編) 多関節運動学入門第9章、ナッパ、東京、pp.151-171
- Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (1998) The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport* 9:3247-3252
- Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (2001) Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol* 532:869-878
- 木村みさか、岡山寧子、小松光代、奥野 直、永井由香、佐藤勇輝 (1998) 平衡性指標と歩行能の関連からみた高齢者の立位姿勢保持能、*体力科学*27:83-93
- 金 俊東、久野譜也、相場りか、増田和実、足立和隆、西嶋尚彦、石津政雄、岡田守彦 (2000) 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響、*体力科学*49:589-596
- Le Pellec A, Maton B (2000) Anticipatory postural adjustments depend on final equilibrium and task complexity in vertical high jump movements. *J Electromyogr Kinesiol* 10:171-178
- Le Pellec A, Maton B (2002) Initiation of a vertical jump: the human body's upward propulsion depends on control of forward equilibrium. *Neurosci Lett* 323:183-186
- Lee WA, Buchanan TS, Rogers MW (1987) Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Exp Brain Res* 66:257-270
- Lipshits MI, Mauritz K, Popov KE (1981) Quantitative analysis of anticipatory components of a complex voluntary movement. *Hum Physiol* 7:165-173
- Lyon IN, Day BL (1997) Control of frontal plane body motion in human stepping. *Exp. Brain. Res.* 115:345-356
- Massion J (1992) Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol* 38:35-56
- Meyer PF, Oddsson LIE, De Luca CJ (2004) The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res* 156:505-512
- Michel V, Do MC (2002) Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? *Neurosci Lett* 325:139-143
- Mille ML, Mouchino L (1998) Are human anticipatory postural adjustments affected by a modification of the initial position of the center of gravity. *Neurosci Lett* 242:61-64
- 奈良 勲、内山 靖 編 (2004) 姿勢調節障害の理学療法、医歯薬出版 6:256-282
- Patchay S, Gahéry Y (2003) Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy adults. *Gait Posture* 18:85-94
- Slijper H, Latash M (2000) The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. *Exp Brain Res* 135:81-93
- 田中繁、高橋 明監訳 (1999) モーターコントロール - 運動制御の理論と臨床応用 - 医歯薬出版9:235-263
- Yamashita N, Moritani T (1989) Anticipatory changes of soleus H-reflex amplitude during execution process for heel raise from standing position. *Brain Res* 490:148-151
- Yamashita N, Nakabayashi T, Moritani T (1990) Inter-relationships among anticipatory EMG activity, Hoffmann reflex amplitude and EMG reaction time during voluntary standing movement. *Eur J Appl Physiol* 60:98-103
- Yamashita N, Ito T, Azuma T (1995) The process of initiating rapid voluntary movement from a standing position; interrelationship between anticipation and execution components. The 4th IBRO World Congress of Neuroscience; Satellite Symposium:pp.25
- 山下謙智 (2007) 随意・多関節運動の制御、山下謙智 (編) 多関節運動学入門第5章、ナッパ、東京、pp.69-84