

リカンベント・ステッピング中の上・下肢間の神経連結

Helen J. Huang[1]、Daniel P. Ferris [1,2]

ミシガン大学 [1]医用生体工学および[2]運動科学科(Ann Arbor, Michigan 48109-2214)

2003年12月18日提出；2004年5月28日最終形態の受理

再版請求・その他の連絡先：H. J. Huang, Human Neuromechanics Laboratory, 1206A CCRB, 401 Washtenaw Ave., Univ. of Michigan, Ann Arbor, MI 48109-2214 [Eメール：hjuang@umich.edu]。

本稿の発表にかかった経費の一部はページ料金の支払いにより賄われた。したがって、ひとえにこの事実を示す目的で、本稿はここに 18 U.S.C. Section 1734 に準拠し「広告」の表明をしなければならない。

<http://www.jap.org>

8750-7587/04 \$5.00 著作権©2004 米国生理学会

<要約>

Huang, Helen J., Daniel P. Ferris。

リカンベント・ステッピング中の上・下肢間の神経連結。

J Appl Physiol 97:1299-1308, 2004。初回発表 2004年6月4日；
10.1152/jappphysiol.01350.2003。

歩行リハビリテーション中にはステッピングの支援のために、セラピストやロボット状の器具によって患者の下肢に物理的補助が加えられることが多い。こうした療法には高価な機器や大変な肉体労働が必要となるため、患者の利用が制限される。これに代わる対策は、患者自身が下肢への物理的補助を加えるために自分の上肢を利用できる(すなわち、自己補助)器具を考案することである。そこで、上肢と下肢を連結する神経作用の可能性を探るため、我々は自己駆動型および外部駆動型の下肢運動中における神経筋動員について調べた。健常な被験者を対象として、上肢運動と下肢運動のさまざまな組み合わせによるリカンベント・ステッパー運動について試験した。リカンベント・ステッパーは機械的に上肢と下肢を連結するものであるため、ユーザーは上肢および/または下肢を用いてステッピング・モーションを駆動することが可能である。我々は被験者に次のようなステッピングを指示した：1) 抵抗レベル「弱」で能動的に上肢および下肢を駆動する(能動的上肢&下肢型)；2) 抵抗レベル「弱」、「中」、および「強」で能動的に上肢を駆動し、下肢は弛緩させる(自己駆動型)；3) 他者がステッピング・モーションを駆動し、被験者は上肢および下肢を弛緩させる(外部駆動型)。下肢の6種類の筋肉で表面の筋電図(EMG)を記録した。自己駆動型のEMG振幅は外部駆動型のEMG振幅よりも常に高かった($P < 0.05$)。抵抗ならびに上肢運動量が増大するにつれて自己駆動型のEMG振幅も増大し、

自己駆動型と能動的上肢&下肢型のステップング中のEMGバーストは同等のタイミングで起こった。これらの結果は、能動的な上肢運動はサイクル・ステップング運動中の下肢の神経筋活性化を増大することを示している。神経損傷のある患者が歩行リハビリテーション中に上肢を能動的に動かすことによって、神経筋の活性化が増大し、活性依存的な可塑性が高まるものと思われる。

<キーワード>

歩行；移動/歩行/運動(locomotion)；リハビリテーション；肢間協調；筋電図。

脳卒中または脊髄損傷の患者に対して現在行われている中で最も期待されている歩行リハビリテーション療法は、用手的に補助を加える歩行トレーニングである[4,24,51]。この療法は、ハーネスで患者の体重を支持し、患者がトレッドミル上でステップングを実践できるように他者が手で補助をする；複数のセラピストが患者の下肢に手を添えて、正常なステップング運動を促す；動作に特異的な運動を実践することで歩行コントロールならびに機能的能力を向上させる、というものである。ごく最近では、多くの研究グループによって、歩行トレーニング中に物理的補助を加えるためのロボット状器具が開発され、試験が開始されている[11,25,38]。

用手的補助による歩行トレーニングやロボットによる歩行トレーニングはいずれも、患者の力学的動作の大半を外部補助で実施してしまうため、トレーニング中の能動性が低いという欠点がある。運動学習および回復を惹起するには、活性依存的な可塑性の増進のために十分な努力を患者自身がする必要がある[34,53]。活性依存的な可塑性を最大限に上げるには、治療中できる限り患者自身が能動的でなければならない。治療中に能動的であるように患者を促すことで、神経筋の動員が増大し、それによって運動回復が促進されるはずである。理想的には、物理的補助の量およびタイミングが、被験者自身の運動を支配ではなく支援することによって補完するものとなるべきである。外部補助に頼る物理療法は、患者が補助に対して格闘する、あるいは能動性が低下するということになりかねない。いずれにしても望ましいことではない。

不適切なタイミングの補助を最小限に抑え、および/または患者の活性を上げる1つの方法は、患者が物理的補助の主導権を握る状態にすることである。これによって患者の能動性が促され、常にセラピストが介入する必要もなくステップングを実践することができる。歩行リハビリテーションでは、患者が自分の上肢で下肢を補助することが可能となる。

固有の肢間神経連結があることから、歩行リハビリテーション中には自己補助(すなわち、下肢の補助のために上肢を用いる)が有用であると考えられる[14,56]。ネコの脊髄には前・後肢間の筋肉活性を協調する神経連結がある[30,31]。ヒトにおける同様の機能的連結は明白に証明されていないが、ヒトは歩行、跛行、および水泳

など多くの移動動作中に上肢と下肢の間の位相同期協調パターンを用いている[48]。ヒトではまた、歩行中の上肢と下肢の間に反射反応時の神経連結も認められている[15,20,23,55]。最新の所見では、不完全脊髄損傷の被験者でステッピング中の相反する腕の振りが下肢の筋肉活性化を惹起する可能性が示唆された[5]。サイクル・ステッピング動作中には上肢の神経筋活性化が下肢の神経筋活性化に影響を与えるとの仮定が、この所見によって裏付けられた。

本試験の目的は、単純化されたステッピング動作を行なう健常な被験者において、上肢と下肢の間の神経連結の証拠が認められるかどうか判定すること、とした。動きの動力学的側面を制約するため、上肢と下肢の動きを機械的に連結したりカンベント・ステッパーによって運動する被験者で試験を行ない、自己駆動型と外部駆動型のステッピング・モーション中の筋肉活性化を比較した。自己駆動型は、ステッピング・モーション中、被験者の上肢のみを用いて被験者の弛緩した下肢を駆動するものである。外部駆動型は、ステッピング・モーション中、他者が被験者の弛緩した上肢および下肢を駆動するものである。自己駆動型ステッピング・モーションでは外部駆動型ステッピング・モーションよりも下肢の筋肉活性化が増大する、と我々は仮定した。この仮定は、歩行動作中にヒトの上肢と下肢の神経が連結されることを示す証拠に基づいている[5,14,15,20,23,48,55,56]。



図1 NuStep TRS 4000 リカンベント・ステッパー (NuStep、Ann Arbor、MI)。

方法

被験者

健常な被験者24例(男性14例および女性10例；年齢範囲19～29歳)が本試験に参加した。本試験計画についてミシガン大学医学部倫理委員会の承認を受け、全被験者から文書によるインフォームド・コンセントを取得した。

リカンベント・ステッパー

NuStepリカンベント・ステッパー(TRS 4000、NuStep、Ann Arbor、MI)は、市販のエクササイズ・マシンであり、リカンベント・バイシクルとステア・ステッパーを混合した機能を持っている。ユーザーが上肢および/または下肢を用いた運動を行なうことができるように、各々が互いに連結した2つのハンドルと2つのペダルが取り付けられている(図1)。右ハンドルと左フットペダルは一緒に動き、左ハンドルと右フットペダルも一緒に動く。右上肢と左下肢を完全に伸展したときには左上肢と右下肢が完全に屈曲するように、反対側のハンドルとペダルの一対が互いに180°逆位相となる。このような機械的連結によって、正常な歩行時の肢間位相関係を保ったまま、単純化された1自由度のステップング・モーションが得られる。またリカンベント・ステッパーは、渦電流ディスクブレーキにより10無単位レベルの抵抗を機能として備えており、ユーザーが操作レバーで磁気アレイを回転伝導ディスクから近位または遠位に動かして抵抗力をそれぞれ増大または低減することができる。

基本手順

膝が完全に伸展しないように、ステッパーのハンドルとシートの位置を被験者自身が調整した。ベルクロ・ストラップを用いて、被験者の足をステッパーのペダルに、胴体をステッパーのシートに固定した。一定のステップング頻度を維持するためデジタル・メトロノームを周波数1.25 Hz (75拍/分)に設定した。各下肢の6種類の筋肉の筋電図(EMG)を記録した(Konigsberg Instruments、Pasadena、CA)。一軸圧縮ロードセル(LCWD-1000、Omegadyne、Sunbury、OH)を用いてステップング中の各下肢のペダル踏力を測定した。さらに、エレクトロゴニオメーター(Biometrics、Ladysmith、VA)を用いて関節角度の測定も行なった。すべての被験者に、上・下肢の各組合せ動作によるステップングを練習する時間を設けた。トライアルごとに、試験条件が快適であったと被験者に口頭で確認した後10秒間にデータを採取した。各試験条件につき2回のトライアルを記録し、起こり得る学習効果を最小限に抑えるため各被験者の試験の順番を順不同にした。各トライアルの間には約20秒間の休息をとり、それ以上長い休息の機会も設けた。

試験デザイン

試験は間隔を空けて2回実施した。最初の試験では、ステッパーのデザインどおり上肢と下肢の動きを機械的に連結して実施した。2回目の試験では、2台のリカンベント・ステッパーを用い、上肢と下肢の運動が連結しない状態で同様のプロトコル

の試験を行なった。この2回目の試験では、1台のリカンベント・ステッパーをもう1台の後ろに置き、前方のステッパーを延長ハンドルに改良した(図2)。これによって被験者は後方のステッパーに座った状態で、上肢で前方のステッパーを駆動することができる。この方法で上肢と下肢の運動を分離することにより、被験者が上肢の運動量を減らすために下肢で押すことを予防した。

試験1 被験者(n=20)が、上・下肢運動の4種類の組合せによりステッピングを実施した。被験者の意識の観点からこれらの運動を「能動的」と「受動的」に分類した。被験者が上肢と下肢の双方を用いるステッピングを条件1とした(能動的上肢&下肢)。この条件では、能動のリカンベント・ステッピング中の下肢筋肉活性化の正常なタイミングに関する情報が得られた。他に、被験者が下肢を完全に弛緩させる3つの条件を設けた(すなわち、受動的下肢)。最もシンプルな受動的条件は、被験者が両手を両膝の上で休ませ、ステッピング・モーション中をとおして他者が被験者の下肢を駆動するものである(外部駆動)。2つ目の受動的条件は、被験者の手と足を、それぞれベルクロ製のミットとストラップでハンドルとペダルに固定し、被験者の弛緩した上肢と下肢をステッピング・モーション中をとおして他者が駆動するものである(外部駆動上肢&下肢)。この条件は、上肢を受動的に動かすことによって結果に違いが出るかどうか判定するために設けた。3つ目の受動的条件は、ステッピング・モーション中をとおして被験者自身が上肢を能動的に用いて弛緩した下肢を駆動するものである(自己駆動)。

自己駆動型の受動的条件では「弱」、「中」、「強」の3種類の抵抗レベルで試験を行なった。これらの抵抗レベルは、被験者ごとに試験前に決定した。各被験者の抵抗レベル「強」は、上肢運動だけを用いて最低20秒間にわたり指定の頻度で維持することができる最大抵抗レベルとした。抵抗レベル「中」は、各被験者の抵抗レベル「強」の約60%とした。抵抗レベル「弱」は、リカンベント・ステッパーの最低の抵抗設定とした。外部駆動条件では抵抗レベルは重要でなかったため、外部駆動型のトライアルではすべて抵抗を「弱」に設定した。

試験2 この試験と最初の試験との主な違いは、ペダルとハンドルの運動を連結しないように2つ目のリカンベント・ステッパーを用いた点である(図2)。健常な男性被験者4例を対象として、次の3つの条件で試験を実施した：1)外部駆動、2)上肢運動(弱)、3)上肢運動(強)。外部駆動条件では、他者が被験者の上肢と下肢を指定の頻度で可動域全体にわたり駆動するため、被験者には上肢と下肢を完全に弛緩させるよう指示した。上肢運動条件では、他者が被験者の下肢を可動域全体にわたり駆動するため、下肢を弛緩させた状態で、上肢を能動的に用いて指定の頻度で前方のステッパーを駆動するよう被験者に指示した。被験者の下肢を駆動するスタッフには、被験者の上肢の動きに合わせるよう指示した。また上肢運動条件では、「弱」と「強」の2種類の抵抗レベルで試験を行なった。これらの抵抗レベルは、被験者ごとに試験前に決定した。各被験者の抵抗レベル「強」は、上肢運動だけを用いて最低20秒間にわたり指定の頻度で維持することができる最大抵抗レベルとした。

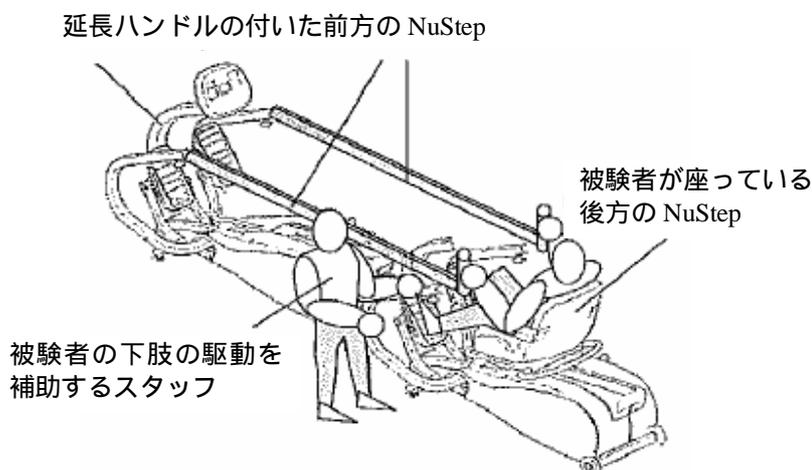


図2 試験2で用いた動力的非連結設定を示した図。被験者は延長ハンドルで前方のNuStepを駆動する。被験者は下肢を弛緩するよう指示されたため、ステッピング・モーション中は他者が被験者の下肢を駆動する必要があった。この設定では、被験者は自分の下肢を用いて上肢の動作を楽しむこと(すなわち、ごまかし)はできない。参考文献26の改良版。

データの取得および解析

最初の試験では、各トライアル中にEMG、関節角度(股関節、膝関節、足関節)、およびペダル踏力に関するデータを採取した。2回目の試験では、各トライアル中にEMGと関節角度(膝関節および肘関節)に関するデータを採取した。いずれの試験でも、パーソナルコンピュータを用いアナログ-デジタル・ボードを介して1000 Hzで各データ・チャンネルのサンプリングを行なった。

EMG 試験1および2において、各下肢の6種類の筋肉[外側広筋(VL)、内側広筋(VM)、内側ハムストリングス(MH)、内側腓腹筋(MG)、前脛骨筋(TA)、およびヒラメ筋(SO)]の筋肉活性を表面電極を用いて測定した。各電極部位を剃毛し、アルコール消毒した後、長軸に沿って筋腹中央にEMG表面電極を取り付けた(直径、1.1 cm ; 電極間距離、3.5 cm)。ただし、SOについては、腓腹筋からのクロストークの可能性を回避するため筋腹の中央ではなく外側遠位1/3の部位に電極を取り付けた。その後、各々のEMG信号にノイズやクロストークがないか視覚的に検査した[52]。機械的アーチファクトを最小限に抑えるため、すべての電極にテープを貼り、弾性ストッキングで被験者の下肢を覆った。

各試験条件での筋肉活性化を比較するため、屈曲および伸展位相の筋肉ならびに条件ごとに正規化二乗平均平方根(RMS) EMG振幅の平均値を算出した。ゼロ位相シフト(遮断周波数20 Hz)で四次高域バターワース・フィルターによりEMGを処理した後、信号を全波整流した。各位相、条件、筋肉、および被験者について、6ステップサ

イクルのRMS振幅の平均値を求めた。次に、被験者間のバラツキを低減するため被験者ごとに各条件下の各筋肉について算出された最大RMS振幅に平均RMS振幅を正規化した[54]。各条件のEMGタイミングを比較するため、相互相関分析によりR値およびラグタイムを算出した。

関節角度 試験1では、矢状面に沿って取り付けられた2軸エレクトロゴニオメーター(Biometrics)を用いて、両下肢の股関節、膝関節、および足関節の関節角度を測定した。試験2では、矢状面に沿って取り付けられた2軸エレクトロゴニオメーター(Biometrics)を用いて、両下肢の膝関節の角度と両上肢の肘関節の角度を測定した。エレクトロゴニオメーターは、被験者がニュートラルポジションで立った状態でゼロに設定した。これらのデータから、ステップサイクル開始時と終了時を特定し、ゴニオメーターのデータを用いて屈曲および伸展位相も定めた。

ペダル踏力 試験1では、1セットの3つの圧縮ロードセル(LCWD-1000、Omegadyne)を用いてステップング中に各下肢のペダル踏力を測定した。これらのロードセルを、各下肢に合わせた形状の2枚のアルミニウム・プレートの間で形成された三脚状の中に同一平面上に取り付けた。各下肢の3つのロードセルの値を総和して、下肢とペダルとの踏力の測定値とした。各データ採取の前に、既知の重量のアルミニウム・プレート内で各ロードセルの校正を行なった。各下肢のプレートごとに3ロードセルの測定値を総和した後、ゼロ位相シフト(遮断周波数6 Hz)で四次低域バターワース・フィルターによりデータをフィルタリングした。各条件下の6ステップサイクルについて下肢屈曲および伸展時の平均踏力を算出した。次に、各被験者について条件ごとに踏力を最大平均踏力に正規化した。最後に、屈曲および伸展位相における全被験の踏力の平均を出した。ペダル踏力のデータが得られたのは被験者10例についてのみであった。

統計解析

反復測定ANOVAを用いて、試験ごとに各条件で有意差があるかどうか判定した。6種類の筋肉のEMGのANOVA解析では、有意レベルを $P < 0.0083$ とした(ボンフェローニの相関)。ANOVAで有意差が示された場合は、チューキー法(THSD: Tukey's honestly significant difference)ポストホック検定を用いて、有意差($P < 0.05$)が認められた条件を判定した。

結果

試験1 : 1台のNuStepによる上・下肢の連結運動

自己駆動ステップング・モーションは、外部駆動ステップング・モーションと比較して下肢の筋肉活性化が大であった。外部駆動型のEMG生データでは6種類の筋肉すべてにEMG活性はほとんど認められなかったが、自己駆動型(強)のEMG生データでは顕著かつ律動的なEMGバーストが認められた(図3)。グループ平均EMGプロフ

イールにより、自己駆動(強)条件における下肢筋肉活性化は、能動的上肢&下肢条件の場合と同様のパターンであることが示された(図4)。自己駆動(強)および能動的上肢&下肢条件におけるEMGバーストの発生は、ステップサイクルの中のほぼ同じタイミングで起こった。自己駆動型(強)と能動的上肢&下肢型との間の最大相関のラグタイムはゼロに近かった(表1)。このことから、自己駆動型(強)と能動的上肢&下肢型のEMGバーストは同等のタイミングであったことが確認された。自己駆動型(中および弱)と能動的上肢&下肢型を比較した相互相関の結果は、筋肉活性化が同等のタイミングであったことを示している(データ提示なし)。

屈曲および伸展時の全6筋肉において、3種類の自己駆動条件の正規化EMG振幅は、外部駆動および外部駆動上肢&下肢条件の振幅より大であった(図5)。全6筋肉において、屈曲位相での自己駆動型のEMG振幅は、抵抗「弱」、「中」、および「強」の場合にそれぞれ約35、42、および55%であった。これに対して、外部駆動および外部駆動上肢&下肢条件のEMG振幅は全6筋肉において30%であった。同様に、伸展位相での自己駆動型EMG振幅の全6筋肉における平均は、抵抗「弱」、「中」、および「強」の場合にそれぞれ38、46、および55%であった。外部駆動および外部駆動上肢&下肢条件のEMG振幅の全6筋肉における平均は、それぞれ32および31%であった。統計解析の結果、屈曲および伸展位相のいずれでも、大半の筋肉で、自己駆動(強)および能動的上肢&下肢条件と外部駆動および外部駆動上肢&下肢条件との間には有意差があることが示された(THSD、 $P < 0.05$) (図5)。

自己駆動ステップング中、上肢の運動強度を上げるにつれて下肢の筋肉活性化が増大した。自己駆動型(弱)、自己駆動型(中)、および自己駆動型(強)のEMG振幅は段階的に増大した(図5)。どの筋肉でも自己駆動型(中)と自己駆動型(弱)の間に有意差はなかった(THSD、 $P > 0.05$)。屈曲時のMH、SO、およびTA筋肉ならびに伸展時のVL、VM、MH、SO、およびTA筋肉では、自己駆動型(強)と自己駆動型(弱)の間に有意差が認められた(THSD、 $P < 0.05$)。屈曲時のTAおよびSO筋肉では、自己駆動型(強)と自己駆動型(中)の間に有意差が認められた(THSD、 $P < 0.05$)。

ペダル踏力プロフィールは、自己駆動条件と能動的上肢&下肢条件のステップングで同等であった(図6A)。いずれの条件でも伸展位相時のピーク踏力は屈曲位相時よりも高く、また両条件の伸展位相開始時の踏力増大のタイミングが同等であることが認められた。これに対して、外部駆動条件のペダル踏力プロフィールはパターンが異なっていた(図6A)。全体として、外部駆動条件におけるピーク踏力は伸展位相時には屈曲位相時より低かった。下肢の速度を落とす伸展終了時ならびに屈曲開始時にはペダル踏力のわずかな上昇があった。自己駆動型の屈曲時ペダル踏力の平均値は、抵抗「弱」、「中」、および「強」の場合にそれぞれ約45、42、および40%であった(図6B)。外部駆動型の屈曲時ペダル踏力の平均値は、両条件(外部駆動条件、外部駆動上肢&下肢条件)ともに50%であった。伸展位相では、自己駆動型のペダル踏力の平均値は、抵抗「弱」、「中」、および「強」の場合にそれぞれ約39、44、および53%であった(図6C)。外部駆動および外部駆動上肢&下肢条件の伸展時ペダル踏力の平均値は、いずれも41%であった。いずれの位相でも自己駆動型と外部駆

動型の平均ペダル踏力には互いに有意差はなかった(THSD、 $P > 0.05$)。能動的上肢 & 下肢条件の平均伸展時踏力(93%)と外部駆動条件の平均伸展時踏力との間には有意差が認められた(THSD、 $P < 0.05$)。

関節角度データによると、すべての条件において各被験者の股関節、膝関節、および足関節の可動域は同等であった。リカレント・ステッピング中の股関節、膝関節、および足関節プロフィールは一定で同調性があり、三角パターンを形成していた(図3)。全被験者の股関節角度の平均変動幅は、股関節屈曲 $73 \sim 43^\circ$ (3種類の関節ともに、立位姿勢を 0° とした)であった。膝関節角度の平均変動幅は、膝関節屈曲 $75 \sim 23^\circ$ であった。足関節角度の平均変動幅は、背屈 19° から底屈 -3° の範囲であった。各条件の可動域に有意差はなかった(ANOVA、 $P > 0.05$)。

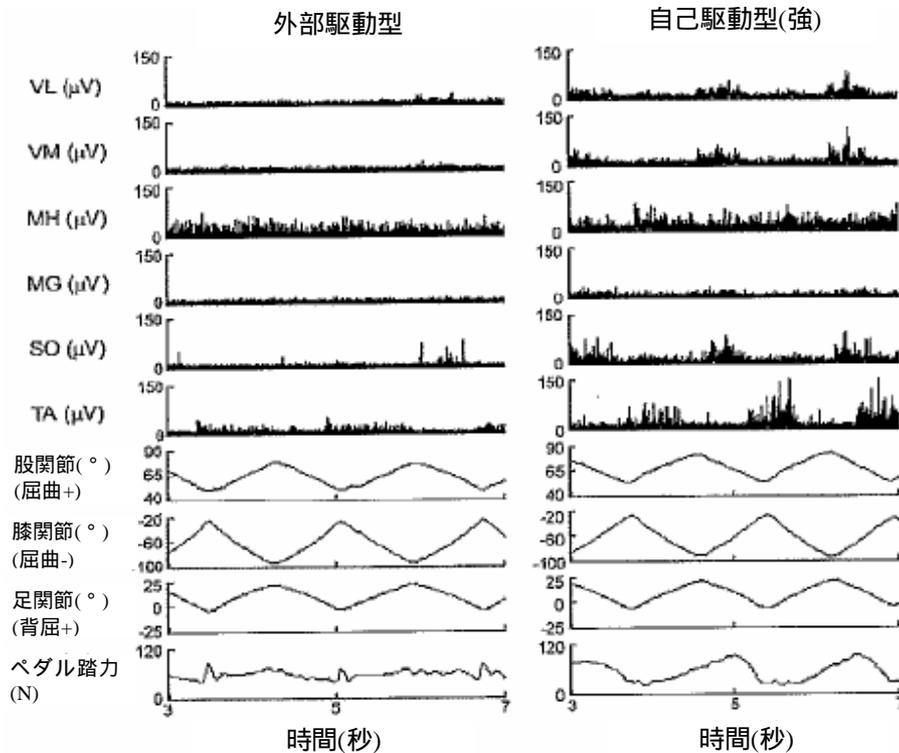


図3 外部駆動型(左)および自己駆動型(強)(右)条件の筋電図(EMG)、関節角度、およびペダル踏力に関する被験者1例の生データ。自己駆動型(強)EMGは外部駆動型EMGと比較して顕著なバーストならびに大きな筋肉活性が認められた。股関節、膝関節、および足関節の関節プロファイルで、すべての関節で三角パターンが認められ、同時に可動域の端まで到達することが示された。VL、外側広筋；VM、内側広筋；MH、内側ハムストリングス；MG、内側腓腹筋；SO、ヒラメ筋；TA、前脛骨筋。

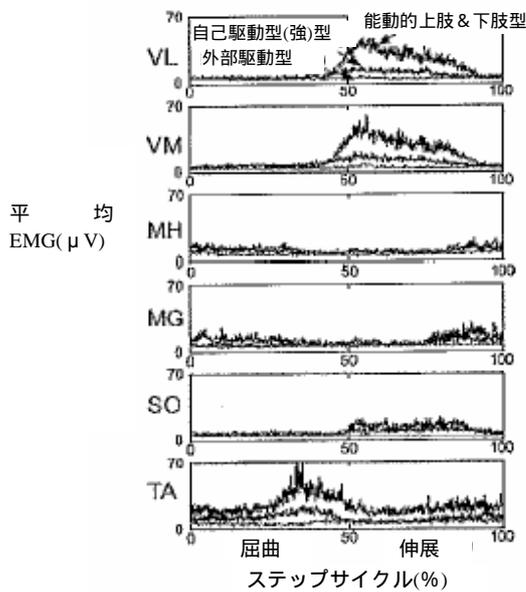


図4 試験1における能動的の上肢&下肢型、自己駆動型(強)、および外部駆動型のグループ平均EMG。自己駆動(強)条件の受動的脚部EMGパターンのタイミングは、能動的の上肢&下肢条件の能動的脚部EMGパターンのタイミングと同等である(分析について詳しくは表1を参照のこと)。

表1 自己駆動型(強) vs 能動的の上肢&下肢型EMGの相互相関分析

筋肉	R値	ラグタイム(%サイクル)
VL	0.84 ± 0.10	-1 ± 11
VM	0.84 ± 0.09	-3 ± 14
MH	0.89 ± 0.06	4 ± 12
MG	0.90 ± 0.06	1 ± 5
SO	0.90 ± 0.06	-2 ± 13
TA	0.88 ± 0.10	2 ± 14

値は平均 ± SEで示す。正のラグタイムは自己駆動型(強)が能動的の上肢&下肢型より後であったことを示している。負のラグタイムは自己駆動型(強)が能動的の上肢&下肢型より前であったことを示している。すべての筋肉の平均ラグタイムは0からのステップサイクルの4%未満であり、このことは、自己駆動型(強)と能動的の上肢&下肢型のタイミングが同等であることを示している。EMG、筋電図；VL、外側広筋；VM、内側広筋；MH、内側ハムストリングス；MG、内側腓腹筋；SO、ヒラメ筋；TA、前脛骨筋。

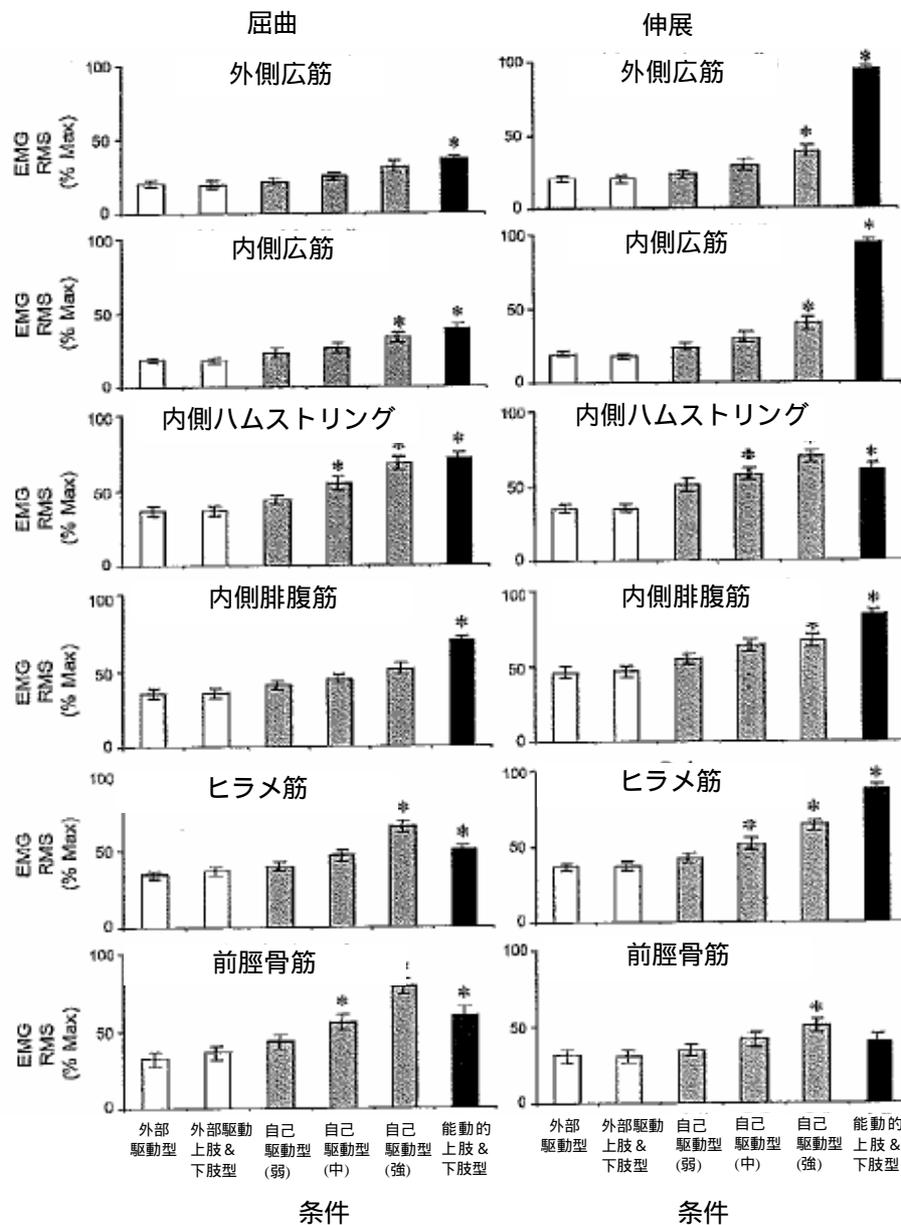


図5 試験1における屈曲および伸展位相での全被験者の正規化二乗平均平方根(RMS) EMG振幅の平均値(標準エラーバー付き)。白い棒グラフは外部駆動条件を示し、灰色の棒グラフは自己駆動条件を示す。黒い棒グラフは能動的的条件を示す。*アスタリスクが付いた棒グラフは、左端のほうの棒グラフ(外部駆動条件)と有意差があることを示している[チューキー法(THSD)、 $P < 0.05$]。屈曲および伸展のいずれでも、大半の筋肉で能動的の上肢&下肢型と自己駆動型(強)のRMS EMG振幅には有意差があった(THSD、 $P < 0.05$)。外部駆動型と外部駆動上肢&下肢型のRMS EMG振幅には、屈曲および伸展のいずれでも6種類のどの筋肉でも有意差はなかった(THSD、 $P > 0.05$)。

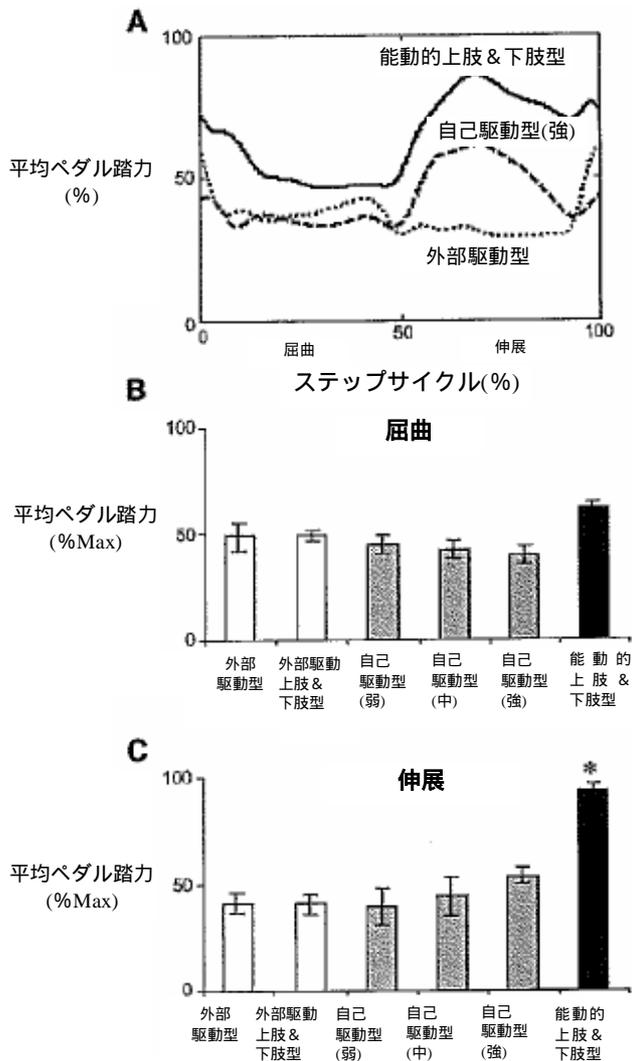


図6 A：能動的上肢&下肢型、自己駆動型(強)、および外部駆動型の低域フィルター補正後の(遮断周波数=6 Hz)ペダル踏力の平均値。自己駆動型(強)と能動的上肢&下肢型のフィルター補正後の踏力プロフィールにおいてタイミングは同等であった。ただし、外部駆動型のフィルター補正後の踏力プロフィールでは、異なるパターンが見られる。B：屈曲位相における正規化平均ペダル踏力の平均値。白い棒グラフは外部駆動条件を示し、灰色の棒グラフは自己駆動条件を示す。黒い棒グラフは能動的条件を示す。外部駆動条件とすべての自己駆動条件または能動的上肢&下肢条件の間には有意差はなかった(THSD、 $P > 0.05$)が、自己駆動型(中)および自己駆動型(強)と能動的上肢&下肢型の間には有意差があった。能動的上肢&下肢型ステップングの平均屈曲時踏力は53 Nであった。C：伸展位相における正規化平均ペダル踏力の平均値。能動的上肢&下肢条件での伸展時踏力(アスタリスクが付いたグラフ)は、外部駆動条件での伸展時踏力との間に有意差があった唯一の条件であった

(THSD、 $P < 0.05$)。3つの自己駆動条件と2つの外部駆動条件の間に有意差はなかった。能動的上肢&下肢ステッピングの平均伸展時踏力は75 Nであった。

試験2：2台のNuStepsによる上・下肢の非連結運動

上肢運動条件では外部駆動条件と比較して下肢筋肉活性化が大であった(図7および8)。グループ平均EMGから、連結プロトコルと非連結プロトコルで同様のEMGパターンが得られることが示された(図7)。外部駆動型のEMGプロフィールは、どの筋肉でも顕著なバーストもなく、かなり一定であった。上肢運動(強)のEMGプロフィールでは、VL、VM、およびTA筋肉で顕著なバーストが認められた。両上肢運動条件では、屈曲および伸展位相のいずれでも外部駆動条件と比較して正規化EMG RMS振幅が大であった(図8)。統計解析により、屈曲および伸展位相のいずれでも大半の筋肉で上肢運動(強)と外部駆動の間には有意差があった(THSD、 $P < 0.05$)。

考察

我々の主要所見は、健常な被験者が下肢を弛緩させているとき、上肢の律動的な活動によって下肢の神経筋動員が増大する、ということであった。試験1では、自己駆動条件のEMG振幅は外部駆動および外部駆動上肢&下肢条件の場合より大であった。試験2では、上肢運動条件のEMG振幅は外部駆動条件の場合より大であった。したがって、上肢および下肢の運動が連結されているか否かに関係なく、上肢の活性によって下肢の筋肉活性が増大したことになる。この所見の重要な側面は、自己駆動条件における下肢筋肉活性化が上肢の運動努力に依存する、という点である。上肢の抵抗レベルが上がるにつれ、下肢筋肉のEMG振幅も増大した。

どの抵抗レベルでも、自己駆動型における下肢のEMGバーストのタイミングは能動的ステッピングのEMGバーストのタイミングと同等であった。ステッピング・モーションの求心的位相の間、筋肉は主に能動的であった。筋肉VL、VM、およびSOの場合には、これは伸展位相であり、TAの場合には、これは屈曲位相であった。2関節筋MHおよびMGでは、屈曲および伸展位相のいずれでも、ある程度の活性化が認められた。1関節筋の求心的タイミングからすると、自己駆動型ステッピング中の筋肉活性化の増大はおそらく伸張反射の結果ではないと思われる。伸張反射によって筋肉活性化が引き起こされた場合は、遠心的位相で筋肉が伸張されている最中および/または伸張された若干の後にEMGバーストが起こると考えられる。自己駆動型ステッピング中の下肢筋肉活性化に関与している可能性のある1つの神経機構として、運動神経網内の脊髄接続が挙げられる。ヒトには、ネコと類似した様態で[18]ステッピング中に左下肢と右下肢を協調する脊髄接続がある[19]。ネコにも頸椎と腰椎の運動神経網の間に前肢と後肢の筋肉活性化パターンを協調する脊髄接続がある[27,31,41]。間接的な証拠により、ヒトも歩行中に脊髄接続を介して上肢および下肢運動を協調していることが示されている(参考文献14および56を

参照のこと)。ヒトには歩行、跛行、および水泳中に上肢の動きと下肢の動きを同期する生来の周期度数が認められている[48]。下肢への機械的および電氣的摂動によって、(立位や座位のときではなく)歩行中の上肢に短潜時反射反応が起こる[15,23]。また、近赤外線分光トポグラフィにより、ヒトの歩行中には一次感覚運動皮質の推定腕領域に脳の活性化がほとんどないことが判明した[32]。これとは逆に、立位のときの能動的な腕振りによって、歩行中に活性化されない皮質領域(一次感覚運動皮質の外側および頭側部分)が活性化された[32]。こうした所見は、ヒトがネコや他の四肢脊椎動物と同様の脊髄肢間接続を有することを示唆するものである。我々の所見を説明できる可能性のあるもう1つの神経機構は、脊髄レベルの上の神経混線である。ヒトがある一定の力の閾値よりも大きい筋収縮を起こすとき、他の対側および同側筋肉で予期せぬ筋肉活性が起こることはよくある[1,2,10,17,21,57]。対側の同種筋肉で予期せぬ筋肉活性が起こるとき、それは鏡像運動あるいは対側照射と呼ばれている。いくつかの観察によって予期せぬ活性化の皮質起源が示唆されており、おそらく脳梁に沿った抑制の低下と関連性があると考えられる[29,42]。他の試験[3,9,28,44]では、ヒトが律動的な上肢運動と律動的な同側下肢運動と組み合わせるときに起こる別の種類の神経混線の証拠が認められている(参考文献 43 を参照のこと)。これらの試験は、神経系には逆位相の動きよりも同側肢の同位相の動きを好む生来の傾向があることを示している。

しかしながら、こうした脊椎上部の神経混線の観察が我々の所見と関連性があるとは思われない。自己駆動ステップング中の下肢筋肉活性化のタイミングのパターンは、能動的ステップングと同等であった(同側の逆位相)。よって、予期せぬ下肢筋肉活性は、同側上肢筋肉活性と同時に起こったのではない。上記の神経混線形態はいずれも、上肢および下肢筋肉の同時活性化と関連していると思われる。下肢筋肉活性のタイミングから考えると、下肢運動ニューロンの活性化に關与する神経信号が能動的ステップングに關与する神経網によってフィルタリングされていた可能性が高いと思われる。

筋肉 TA では、自己駆動条件において全筋肉の中で最も大きな EMG 振幅が認められた。自己駆動(強)中の平均 TA EMG は能動的ステップング条件の場合よりもさらに高かった。被験者の下肢筋肉活性化を抑制しようという強い意志が、底屈からの相反抑制によって TA 運動ニューロンに対する抑制を低減させた可能性がある[12,13,35,36]。ただし、これは単なる推測であり、今後の電気生理学的研究によってさらなる洞察が得られるに違いない。

本試験の限界は、自己駆動条件では自分の下肢を使わないという被験者の意志に頼る必要があった点である。被験者は試験の目的または仮説について事前に知らされていなかった。我々は全被験者に各トライアルのデータ採取前に下肢を完全に弛緩させるよう要請した。被験者がこの指示を理解したことを口頭で確認したため、意図的に下肢を用いてペダルを押すことはなかった。被験者が疲労した場合にごまかそうとした可能性もあるが、我々のプロトコルではデータ採取時間が短く、頻繁に休息を設けたため、その可能性は限られる。平均的に、15 秒間の各トライアルの間

には約 20 秒間の休息時間をとった。被験者が時間を延長して積極的に作業をする可能性を抑えるため、すべてのトライアルは順不同とした。さらに、データ採取時間の中程(被験者が疲労していない可能性が最も高いとき)のステップサイクルを解析の対象とした。試験2の結果として、ペダルとハンドルを動力学的に連結していないときでも下肢動員の増大が上肢の運動によって起こると示された点が最も重要である。試験2ではごまかしがあったとしても、上肢により行われる運動量を低減することはできない。我々は、自己駆動条件におけるどの筋肉活性も実際に故意ではなかったと結論づける。

メカニズムとは関係なく、循環ステップ動作中の上肢と下肢の間の明らかな神経連結はリハビリテーションの際に有用であると思われる。我々は1種類の運動器具(すなわち、リカンベント・ステッパー)のみを用いた被験者で試験を行なったが、神経連結の効果が、別の種類の律動的な上肢および下肢動作(例えば、上肢および下肢サイクリング)中にも起こることはありうるであろう。神経損傷のある被験者が同様の神経連結を示すなら、上肢と下肢の反復運動動作が下肢運動動作単独よりも筋肉の協調性を上げるのに役立つかもしれない。動作特異性運動の学習という前提[40]は、上肢および下肢の運動動作を正常なウォーキングにできる限り近づければ地上での移動に最大の機能効果が得られるに違いないということを含意しているが、運動神経網はサイクリングなどの他の循環的下肢運動動作のときに活性化するものと思われる[8,37,45-47]。脊髄切断ネコに関する最近の試験[6]で、用手的補助トレッドミル・ステップングと機械的補助サイクリングの効果について比較が行なわれている。同試験では、運動機能の回復の上でサイクリングはトレッドミル・ステップングと同等ないしそれ以上であることが認められた[6]。また、Wernerら[49]は、楕円形のトレーニング器具を立てた状態で使用することによって、用手的補助トレッドミル・ステップングによる改善と同等の地上ウォーキング能力の改善が得られることを立証した。このような所見から、ウォーキングと同じ運動動態を正確になぞらずとも、律動的ステップング動作は歩行リハビリテーションに貢献する可能性があると考えられる。

リカンベント・ステッパーをウォーキングと比較すると、2つの運動動作の動態にはいくつか明白な違いがある。第1に、リカンベント・ステップング中にはウォーキング中と同様、伸展位相終了時に股関節が過度に伸びることがない。第2に、ウォーキング時の下肢屈曲の場合と異なり、リカンベント・ステップング中には下肢屈曲時に足底がペダルと連続的に接触している。第3に、リカンベント・ステップングの完全なサイクル中には足関節と膝関節の屈曲および伸展が1回だけであるが、ウォーキングの各サイクル中には屈曲および伸展が2回となる。第4に、リカンベント・ステップングはウォーキングに特徴的な鉛直姿勢の代わりにリクライニング姿勢をとる。リカンベント・ステップングとウォーキングのこの4つの違いは明らかに、感覚フィードバックの相違を生み出す。特に、下肢伸展終了時に股関節の屈曲筋のストレッチが行われないこと、また下肢屈曲中に皮膚圧があることが、歩行リハビリテーションには危機的な意味を持つ可能性がある

[7,16,19,22,33,34,39,41,50]。このような相違が神経リハビリテーションに対してどのように危機的であるか判定するには、さらなる研究が必要である。

リカンベント・ステッピングにはいくつか利点があり、動作特異性の限界を部分的に補い、代替および/または補完的な歩行リハビリテーション療法として魅力的なものにすることができる。自己補助リカンベント・ステッピングは、ステッピングを実践するときに物理的補助の量およびタイミングを患者自身がコントロールすることが可能である。ただ、神経損傷患者における歩行リハビリテーションのための歩行トレーニングは、ステッピングを引き起こす際にセラピストまたはロボットによる外部補助に頼っているのが現状である[4,11,24,25,38,51]。自己補助による歩行リハビリテーション器具は、そうした肉体労働にかかる大変なコストを削減することができ、その上、自己補助器具は、より適切なタイミングおよびスケールの物理的補助をステッピングに加えることができると思われる。リカンベント・ステッパーや他の将来の自己補助型歩行リハビリテーション器具が秘めているもうひとつの利点は、神経損傷患者にとって自宅でステッピングを実践する手段が得られることである。好きなときにいつでも実践できるため、クリニックでしか利用できないセラピストの場合と比べて多くの機会にトレーニングを達成することができる。毎日のウォーキングのわずか50%程度のステッピング動作の実践でも、週に1回のウォーキングの95%程度のステッピング動作の実践よりも歩行リハビリテーションにとって利益が大きいであろう。さらに全般的に見れば、一部のデザインの自己補助型ステッピング器具は律動的な歩行状動作中に上肢と下肢の神経連結を利用することが可能であると考えられる。

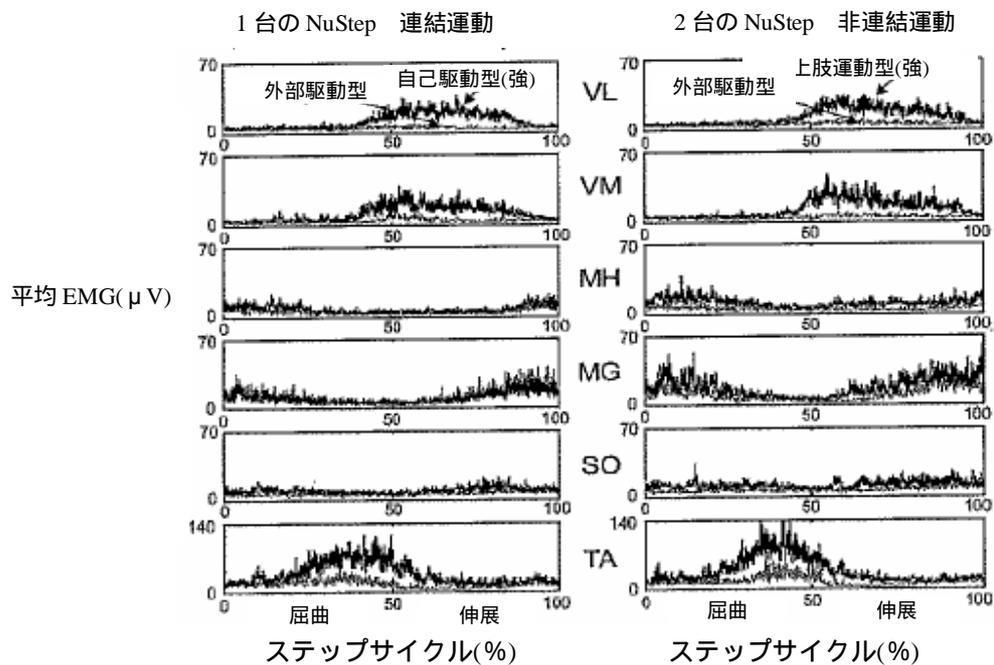


図7 動学的に連結した設定(左)における自己駆動型(強)および外部駆動型のグループ平均EMGバーストと、動学的非連結設定(右)における上肢運動型(強)および外部駆動型のグループ平均EMGバースト。自己駆動型(強)および上肢運動型(強)条件では外部駆動型条件よりEMG活性が大であった。

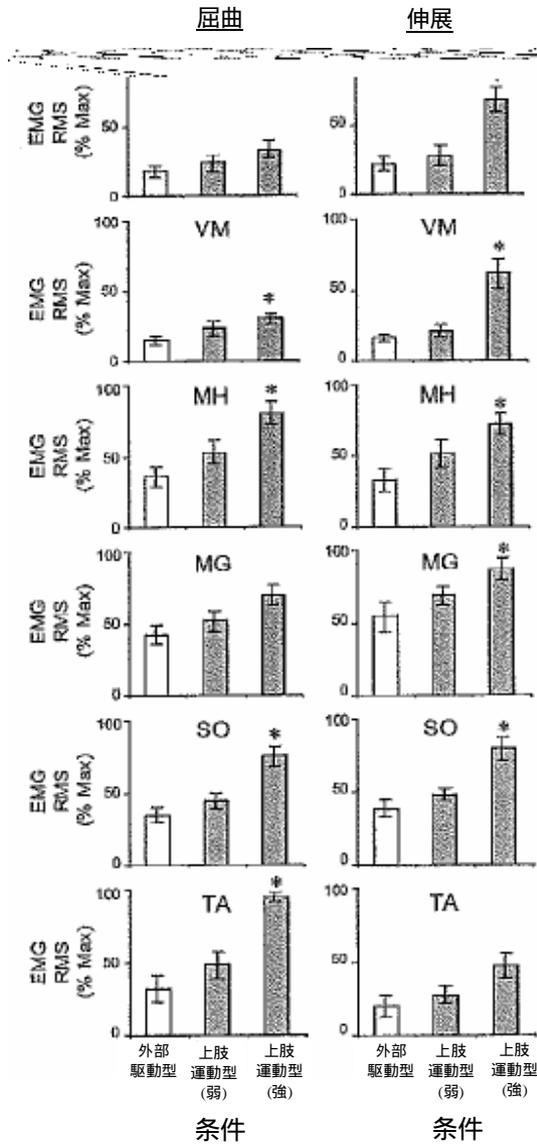


図8 屈曲および伸展位相における2台のNuStepを用いた動力的非連結設定における全被験者の正規化RMS EMGの平均値(標準エラーバー付き)。*アスタリスクが付いた棒グラフは、左端のほうの棒グラフ(外部駆動条件)と有意差があることを示している(THSD、 $P < 0.05$)。上肢運動型(強)と外部駆動型のRMS EMG振幅は屈曲および伸展のいずれの位相でも大半の筋肉で有意差が認められた(THSD、 $P < 0.05$)。

謝辞

本著者らは、本研究のためのリカンベント・ステッパーの貸出に関して NuStep に、また原稿の草稿に対する有用なコメントに関してミシガン大学ヒト神経機構研究室のメンバーに、謝意を表すものである。また本著者らは、データ収集時の支援に関して Pei-Chun Kao 氏にも謝意を表す。

学研究補助金

本研究は、クリストファー・リーブ麻痺財団から(D. P. Ferris に対する)学研究補助金として一部支援を受けた。