

平成 16 年度 修士論文

一側の随意的 Ballistic 収縮に

付随する反対側筋活動について

所属 スポーツ健康科学研究科
スポーツ科学領域


著者 歳納 繁太

指導教員 米田 継武

合格年月日 17 年 3 月 3 日

審査委員

米田 継武

河合 祥雄 

東野 昭人

目次

第1章 緒言.....	1
第2章 関連文献の考証	3
第1節 素早い力発揮と制御機構について	3
(1) 運動の速さ分類.....	3
(2) 素早い運動の特徴	3
(3) 運動制御（フィードフォワード制御とフィードバック制御）	4
(4) 素早い力の測定.....	5
第2節 研究方法としての筋電図について	7
(1) 筋電図の意義	7
(2) 表面筋電図解析	9
1) 放電量評価研究.....	9
2) 針電極法	11
第3節 左右協調について.....	11
(1) 両側制御.....	12
(2) 一側弁別.....	12
第3章 目的.....	15
第4章 実験方法.....	16
第1節 実験概要.....	16
第2節 実験課題内容とその手順.....	17

第3節	左右課題の実行と処理対象データの選定.....	18
第4節	筋電図の記録と解析.....	18
第4章	実験結果.....	20
第1節	随伴性収縮の出現傾向について.....	20
(1)	随伴性収縮の出現率.....	21
(2)	課題側の力の大きさと随伴性収縮力の大きさ.....	22
(3)	課題側の力発揮時間と随伴性収縮力の大きさ(比)の関係.....	22
(4)	課題側力発揮速度と随伴性力収縮の大きさ(比)の関係.....	22
(5)	関節角度の観点から.....	23
第3節	筋電図から見た随伴性収縮について.....	23
(1)	筋電図による力発揮とEMGの例.....	23
(2)	15°における左右EMGの出現傾向について.....	24
(3)	30度における左右EMGの出現傾向について.....	25
第5章	考察.....	26
第1節	随伴性収縮について.....	26
第2節	EMGから見た随伴性収縮の性質.....	26
(1)	一側弁別の観点から.....	26
(2)	半球間連絡の観点から.....	27
第6章	結論.....	29
第7章	要約.....	30

謝 辞.....	32
引用文献	33
英文要約	42
附図説明文.....	43
被験者のお願い.....	49

第 1 章 緒言

一側肢を素早く目的的に動かす時に、無意識に反対側にも筋活動が起こることがある。この筋活動は随伴性収縮と呼ばれる。反対側の小さな随伴性筋活動は、例えば運動におけるスキルや、姿勢制御に見られる身体のバランスやコントロールの様に運動学習の中枢性制御の上で重要な意味を持つ。しかし、これまでの研究においては、随伴性収縮には反射性要素が混在していたことは否めず、その随伴性収縮の本体は十分には明らかではない。

「できる限り素早く」という教示のもと、瞬時の筋収縮を行うことを ballistic 収縮^{12) 16) 20) 21) 23)}と呼ぶ。

Ballistic 収縮により、素早い動作を発現させる運動中枢指令は、フィードバック制御が持つ神経指令の遅れによる、運動を振動的にさせたり不安定にさせたりする末梢に存在する感覚器の求心性情報を受けず、運動神経に到達するフィードフォワード制御によるものとされている^{17) 27) 30)}。

これまでに、多くの ballistic 収縮による力発生および筋活動様式に関する研究^{12) 20) 21) 22) 23) 24) 25)}がなされており、フィードバック制御を受けにくい ballistic 収縮を用いると、

反射性要素を含まない中枢性出力を調べることができる。

ballistics 収縮は動作前に中枢で構築された紋切り型 (stereotyped) 中枢プログラムが関与する制御といわれている^{18) 27)}。一定動作を複数回行う場合に、その試行ごとに中枢で構築されるプログラムは、画一的性質を持つと考えられる。

反対側随伴性収縮の特性を議論するためには、力の強さや時間成分などの物理的パラメータが重要である。神経指令が筋に達して筋放電を生じさせることから、中枢プログラムの特性を知るためには、主動筋の拇指内転筋例えば課題側と反対側の筋放電の力の大きさ、時間成分、出現の時期、放電量の解析が重要となる。

本研究では、ballistic 収縮 (ballistic contraction) による随伴性収縮の出現傾向を調べ、一側使用に関する中枢関与の法則性を見出すこと、課題側と反対側に同時に神経指令が伝達され、反対側の中枢が抑制されるか、あるいは最初から反対側に神経指令が伝達されずに、力発揮が見られない中枢関与の法則性を見出すこと。さらに、課題側 (目的使用側) への神経指令と随伴性収縮のための神経指令の相同性を調べ、皮質指令の起源や経路について考察した。

第 2 章 関連文献の考証

第 1 節 素早い力発揮と制御機構について

(1) 運動の速さ分類

Brooks¹¹⁾は、運動を単純運動と複合運動に分類した。単純運動は、3タイプに分類され、遅い単純運動 (slowest simple movements) とは、主動筋だけが働き拮抗筋は働かず、1秒程度かかるゆっくりした運動である。速い単純運動 (fastest or ballistic simple movements) とは、主動筋が 75~200msec の瞬間的に働く、速い運動である。終始点のある単純運動 (self-terminated simple movements) は、主動筋の発火の後、拮抗筋の発火が続き (主動筋は休止)、そのあと主動筋の緊張が続く 100~500msec の運動である。速度のピークは拮抗筋が最大筋活動をするときである。

(2) 素早い運動の特徴

運動単位の動員がサイズの原理²⁸⁾に従って、力の発生量が増すと、筋放電量が増す。筋放電量は、力発揮をゆっくり行う場合には速い場合より総放電量が増加する。しかし、力曲線のピークまでの時間が 250msec 以内の素早い力発揮の場合には、総放電量が増えない場合もある。³⁵⁾ 素早い力発揮にお

いて力発揮に参加する運動単位は力の立ち上がり時点から集団的に活動を開始するとされている⁷⁰⁾。

(3) 運動制御

(フィードフォワード制御とフィードバック制御)

大脳皮質は、随意運動の制御、感覚情報と認知、意思決定など「高次神経活動」に関連している。Brodmann¹⁰⁾ (1909)によって示された大脳皮質地図上では、随意運動に関わる領域として4野の一次運動野(M1)、6野の運動前領域に含まれる補足運動野と運動前野などがあげられる。その中でM1は、運動の随意運動の指令を皮質間に出力する部位とされる。その指令細胞は錐体路細胞で、これらの大多数は脊髄の中に軸索終末を持つ。錐体路は介在ニューロンを介さずに α 運動ニューロンの活動と筋収縮を直接制御している系⁵⁾である。特に、素早い動きは錐体路細胞— α 運動ニューロン—筋細胞からなる長経路回路の存在が考えられている^{6) 7)}。

できる限り素早く行う動作(ballistic contraction)¹⁶⁾では、ゆっくりとした動作に見られるようなフィードバック制御を受けにくいことが知られている^{26) 27)}。すなわち、運動中枢であらかじめ作られたプログラム(Preprogram)により出力されるフィードフォワード制御と考えられている。こ

の制御により筋は従属的に収縮される。ゆっくりした動作では中枢から出力された指令が種々の感覚情報からのフィードバックを受けて筋の収縮がコントロールされる。

できる限り素早く行う動作の場合は、その力の大きさや収縮時間から ballistic contraction^{12) 16) 20) 21) 23)} と呼ばれ、運動の場合は ballistic movement^{21) 22) 27)} と呼ばれる。

Desmedt と Godaux¹⁶⁾ は前脛骨筋の等尺性収縮による研究において、力の立ち上がりからピークまでの時間が 150msec 以内の筋収縮を ballistic contraction と定義 Brooks¹¹⁾ と Thach⁶⁵⁾ は動作の開始から終了までが 200msec 以内の運動を ballistic movement と定義している。

本研究では、自発的な課題側力発揮において特別な制限を設けず、できる限り素早く動作をさせ 100msec 近傍で TPF に到達させることにより、運動中枢指令情報が末梢に存在する感覚器の求心性情報の修飾を受けないまま、運動神経に到達するフィードフォワード制御による力発揮を行わせた。

(4) 素早い力の測定

Newton の運動法則は、第 1 法則「物体は力の作用を受けない限り、静止状態か一直線上の運動をそのまま続ける。」(慣性の法則)、第 2 法則「運動量が時間によって変化する割合(変

化速度)は、その物体に働く力に比例し、その力の向きに生じる。」(運動の法則)、第3法則「物体1が物体2に力を及ぼすときは、物体の2は必ず物体1に対して大きさが同じで逆向きの力を及ぼす。」(作用反作用の法則)とされ⁶⁰⁾、それらの法則によって「質量」と「運動量」が定義されてきた。

外界から何らの作用も受けない物体の全運動量は不変であるので力学用語として「力」は、「物体の運動量が変化するとき、物体は力を受けるか、物体に力が働く。」とされているとの使い方³¹⁾をされている。

多くの研究において、身体運動によって発生した力を測定し、量的に表してきた理由として、力を身体能力の指標と捉えていることや、身体運動が慣性という速度変化の直接的要素であることがあげられる⁶⁰⁾。

力を測定する手段には、ストレインゲージ、磁歪型変換器、圧電気ひずみ計を用いたものなどがあり、それらの多くは同じ測定原理に基づいている³⁷⁾。ストレインゲージの対象が外力を受けるとその物体の内部は互いに力を作用しあい、外力と力の釣り合いを保つ。それは、対象の内部で相互に内力が作用しあい応力を受けている状態である。対象は応力によって変形するので、ストレインゲージを用いた測定はその変

形量により応力を求め、さらに外力を推定する仕組みである³⁵⁾。

第2節 研究方法としての筋電図について

Piper⁵⁸⁾による初の筋電図記録は、表面電極を用いて筋収縮時に皮膚表面で起こる電位的変化記録であった。その記録から約50Hzの規則的な交流波Piperリズムが現れることを見出した。

現在、筋電図には電極の種類により表面電極法と針電極法という二つの導出法がある。表面電極法は、対象筋上の皮膚表面に貼り付けて電位変化を記録する方法である。広い範囲の筋活動を捉えるので、通常、干渉波で波形も複雑となり、個々の運動単位の活動を観察することはできないが、その当該筋全体の活動の様相や収縮程度を捉えることが可能である⁶⁷⁾。針電極法は筋に微細な同心針電極またはワイヤー電極を刺入し、表面電極より狭い範囲で1つだけの筋や、深層の筋などからの筋電位を導出する場合に用いる⁶⁹⁾。

(1) 筋電図の意義

筋電図は骨格筋の活動のみならず、その筋を支配している α 運動ニューロンの活動を反映したものである⁶⁶⁾。一つの

運動ニューロンとそれによって支配される筋線維群を運動単位 (motor unit) という。運動ニューロンのインパルスにしたがって筋は収縮する。この時、その運動によって随意的、不随意的あるいは反射的に筋に発生したニューロンの活動電位を導出し、記録したものが筋電図である³¹⁾。

正常な骨格筋は自動性を持たず、他からの刺激による従属的活動しかできないため、筋自体の活動だけを反映するものではない。他からの刺激とは、脊髄の α 運動ニューロンから発射された信号をいう。この運動ニューロンには多数の中樞神経内のニューロンが直接的間接的にシナプスに接続している⁴³⁾。すなわち、 α 運動ニューロンはすべての運動調節中枢から発せられる連動性信号の最終共通路である。 α 運動ニューロンに対する入力は、中枢から錐体路、錐体外路を通過して伝えられてきた信号^{1) 19) 32) 39) 57)}だけでない、感覚受容器からの求心性情報の影響を受けないフィードフォワード制御される素早い身体運動を解析対象と、得られた筋放電を分析することは、素早い身体運動に関する神経機構を理解することにつながる。

被検筋に対する電極の位置を種々に変えた場合に筋放電量は変化する。たとえば、筋線維に平行して貼ると、より大き

な筋放電量が記録される⁶⁷⁾。電極間距離を広げると筋電図波形の振幅が大きくなるので、二個の電極は motor point (神経が筋に入る点)を中心に 20~30mm の間隔で貼付することが推奨されている³¹⁾。また、motor point と電極との距離が大きくなることで、得られる放電の振幅は減少する⁵²⁾。従って、筋電図を定量的に扱う際は、以上のことを踏まえた上で電極を貼付することが重要とされている。

(2) 表面筋電図解析

1) 放電量評価研究

表面電極と針電極とで導出した積分筋電図の再現性を比較した報告がある³⁹⁾。上腕二頭筋を用いた等尺性収縮を行わせた実験においての test-retest (電極位置不変、10 分休止後測定) の再現性の相関係数は、表面電極導出されたものが 0.88、針電極によるものが 0.62 であった。day to day (隔日測定) の再現性の相関係数は、表面電極によって導出されたものが 0.69、針電極によるものが 0.22 であった。試行回数が多く設定された研究では、それに伴い時間を要する実験となり、時間的に再現性の高い表面電極法を用いたほうが良い。また、表面電極法を用いることにより、同一被験者に対して一定時間経過後に同様な筋電図を得た時の結果に安定性

を持つことができるという点から表面電極導出法が良いといえる。

筋電図において筋の放電量を測定する方法の一つとして積分法がある。この方法は筋電図を定量的に解析することを可能にする。また、骨格筋の収縮の際に導出された表面筋電図より筋放電量を求める方法は多くの研究者によって用いられている。この力発揮と筋放電量の関係は、直線的関係を示すと報告している研究者^{15) 34) 44) 53) 54)}と関数的関係があると報告している研究者^{39) 46) 48) 74)}に分かれる。直線的関係において、ゆっくりとした運動や力を保持するような静的な運動では比較的再現性が高い^{39) 68)}。

素早い力発揮では直線的関係は見られるが、その回帰直線は変動し、再現性が低く、個人差がある⁵⁴⁾。このことは、ある一定の力発生に対する筋放電量の大きな変動を示している。大石らは、この力発生量と筋放電量の関係が変動する要因として、1) 導出用電極の位置と電極間距離、2) 筋疲労、3) 関節角度と各被験者間の随意的最大収縮力(MVC)の差、4) 電極間抵抗値などを挙げ、力発生量と筋放電量の関係を示す回帰直線の変動に対して、これらは影響要因とならないことを報告した。そのほかの要因として、同じ大きさや速度の力

発生を行った時でも、必ずしも同一の運動単位が動員されるわけではなく、様々な運動単位動員パターンが見られることから、随意運動中枢神経系から筋へのインパルス発射の変動性が回帰直線の再現性の低下に関与しているのではないかと考えられる。

2) 針電極法

針電極は、針を刺入することにより生じる疼痛を伴う⁴⁷⁾ことや筋線維の損傷および収縮に対する妨害、あるいは収縮による電極の変化といった欠点⁶⁶⁾があると報告されている。また、針電極法は筋に微細な同心針電極またはワイヤー電極の刺入によって、表面電極よりは狭い範囲で1つだけの筋や、やや深層の筋などからの筋電位を導出したい場合に用いる利点がある。針電極法は、試行回数が多く長時間に渡る実験においては被験者の協力も得にくい点がある。

第3節 左右協調について

人は左右肢を片側交互に動かしたり、両側を同時に動かしたりすることができる。左右肢の交互運動では左右の中枢処理過程における相互抑制によって運動が成り立っており、左右肢を巧みに協調させて行う動作や運動では、左右に分離された中枢神経系が左右半球間の情報のやり取りを通じて互いに

協調していることが明らかにされてきた。

(1) 両側制御

左右肢を両側同時に力発揮すると最大収縮筋力より力発揮が多少減少することは良く知られている。中でも半球間作用による筋力の両側性低下の中枢性要因の一つとして、半球間抑制機構の関与をあげることができる。

Cernacek¹⁴⁾は一側の筋力発揮が反対側肢に転移して同調的筋収縮を引き起こす確率は、一側の筋力発揮レベルの大きさに依存すると述べている。Kimら³⁸⁾は指の運動において、右利きの左半球の運動野は反対側性運動(右手の運動)と同側性運動(左手の運動)いずれも同程度の活動性を示した。右半球は反対側性運動(左手の運動)の場合だけに活動し、同側性運動(右手の場合)はほとんど活動しなかったことから、右利きのヒトの遠位筋運動において一側半球から同側筋へ運動指令が下行する同側性経路は左半球において顕著に見られることを報告した。

(2) 一側弁別

一側筋と反対側筋の間に相反抑制機構に似た神経機構が存在すると考えると、最大一側性運動において、一側肢のみが筋力発揮を行うときに反対側肢の筋力発揮を抑止するメカニ

ズムの説明ができる⁵⁶⁾。また、一側の筋力発揮が反対側肢に転移し筋収縮を引き起こすのは、一側半球から共通の運動指令 (common drive) が反対側性経路と同側性経路の二つの経路を下降して両側性に入力するものと考えられる。そのとき筋力発揮レベルがある程度大きいことが必要条件と考えられる。

Toder と Lazarus は、反対側肢の筋力発揮現象を左右肢間妨害作用と表現し、反対側肢の筋力増加現象もその一つと考察している。

Hess ら²⁹⁾は、一側を随意的筋収縮させたとき、反対側の同名筋から筋電図が記録され、一側の随意的筋収縮の力レベルが大きいほど反対側に転移して観察される筋電図振幅値が高いことを示した。ヒトが一側の筋収縮を随意的に行う場合、両側の脊髄 α 運動ニューロンを興奮させる両側性支配のメカニズムが存在する。

感覚受容器からの求心性情報の影響を受けないフィードフォワード制御される素早い動作を解析対象とすることで、得られた筋放電を分析することは、素早い動作に関する神経機構を理解することにつながる。また、左右拇指を用いた力発揮により、どのような皮質由来の中樞神経支配を受けている

のかをみることができる。

Bawa⁸⁾は、磁気刺激法を用いて右運動皮質領域刺激し、反対側僧帽筋と上腕二頭筋から誘発電位を記録し出現傾向を調べたところ、運動誘発電位を反対側と同側にそれぞれ観察した。上肢の筋は強い対側性支配を持ち、同側性支配がある場合には反対側より弱いという点で先行研究と一致したと述べている。また、同側性支配の応答経路に関して中枢神経および経脳梁制御などとの関連をあげている。経脳梁経路について随意運動中に経脳梁抑制がある。また片手動作では抑制性のプログラムが働き、両手では促進性のプログラムが働く。

第 3 章 目的

運動におけるスキルや、姿勢制御に見られる身体のバランスやコントロールの運動学習には中枢性制御の関わりが深いことが知られている。

これまでの研究において、素早く課題側を動かす時に反対側にも無意識に筋活動が出現し、随伴性収縮と呼ばれている。

しかし、反対側の随伴性収縮には反射性要素が混在していたことは否めず、随伴性収縮出現の中枢性制御については十分に明らかではない。

そこで、反射性要素を含まないフィードフォワード制御の ballistic 収縮を用いて、課題側の力の強さと筋収縮時間と筋放電量により、反対側随伴性収縮の出現傾向を調べ、ballistic 収縮による中枢性関与の神経指令の機序について検討する。

第 4 章 実験方法

第 1 節 実験概要

本実験は順天堂大学倫理委員会の承認を得た。倫理審査受付番号院 16 - 7 号をもって承認されている。

被験者は、本学スポーツ健康科学部ならびに大学院スポーツ健康科学研究科に所属する神経筋系に病歴のない男性 6 名（20～23 歳）と女子 1 名（20 歳）の 7 名であった。全員利き手は右側であった。実験は、被験者に対して趣旨と方法を十分に説明し、承諾を得てから開始した。

また、本研究では素早いアイソメトリック拇指内転動作において皮膚表面から電位導出できる主動筋すなわち拇指内転筋群（thumb flexors: TF）の筋活動を調べた。

実験手順としては、実験の模式図・図.1, 力発揮装置, 図.2 に示したように、被験者を安定した状態で椅子に座らせ、自発的に課題側の力発揮を制限なくできる限り素早く行うこととした。力を加える点はステンレス棒の先端にホルダーを固定し、そのホルダーに左右拇指をのせ交互に等尺性収縮を行わせた。

拇指と人差し指の関節角度が 15 度と 30 度の 2 タイプでき

るように装置を調整し、それにより拇指内転動作による力発揮が等尺性条件下で行われることを可能にした。

このような方法で最大筋力測定の後、筋放電記録を得るために電極を被験筋に貼付した。本実験は、単に筋の動きを観察するのではなく、筋に対する神経制御を検討する目的であり、神経伝達してきた興奮によって収縮させられた筋の動きを正確に捉えるため、電極は motor point を中心に貼付した。

被験者前方には、オシロスコープを2台設置し、左右の力と EMG を観察できるようにした。そのオシロスコープを用いながら2つの実験課題を提示し試行を行わせた。

力発揮の開始は自発的課題 (self paced task : SP task) により、試行は被験者自身の自由意志で開始し、前回の試行が影響しないように約 15~20 秒の試行間隔をとらせた。

第2節 実験課題内容とその手順

本研究では、素早い単純運動 (ballistic movement) に着目し、フィードフォワード型制御を用いた。被験者は、実験課題を左右別の 2 ch シンクロスコープ (SS 5703: 岩崎通信機) により、力発揮量と筋放電量を同時に提示した。

各被験者は力発揮目標とし、Peak Force までの時間を

100msec に目標設定した。

第 3 節 左右課題の実行と処理対象データの選定

本課題実験の被験者は 7 名で行った。すべての試行は「できる限り素早く」という教示のもとに行われた。2 ch, シンクロスコープ上の上段に筋放電 (EMG) を、下段には自らの力発揮を掃引させ、被験者は自発的に課題側の力を特に制限なく、できる限り素早く、左右各 40 回ずつ試行を行った。

第 4 節 筋電図の記録と解析

本研究の目的において、フィードフォワード制御による ballistic 動作において発現する表面筋電図の解析から、運動皮質中枢指令との関連を検討するところにある。筋電図は、拇指内転動作の主動筋である拇指内転筋群の活動電位を表面筋電図法で記録した。

皮膚を消毒用アルコールと生体信号モニター用皮膚前処理剤 (スキンプュア : 日本光電) で清浄し皮膚電気抵抗を低下させた後、皿型表面電極 (8 mm AgCl₂) を電極中心間距離 30mm で筋腹上に位置する皮膚に双極導出用に貼付した。電極内面には電極用ペーストを注入して通電性を良くし、皮膚と電極

間の抵抗値を $10\text{k}\Omega$ 以下にして実験を行った。

基準電極は、電極中心間距離 30mm と正三角形に位置する部位へ貼付した。筋放電信号は、生体用電気増幅器 (AB-621G: 日本光電) によって時定数 0.03sec , 感度 0.1mv/DV で増幅され、力曲線とともにデータレコーダ (RTP501AL: 共和電業) においてカセット式磁気テープに収録した。

測定パラメータ課題側拇指内転動作に伴う力発揮によって得られた力曲線から、力ピーク時の (Peak Force: PF) と力曲線の立ち上がりからピークまでの時間 (Time to Peak Force: TPF) を測定した。

力発揮と筋電図の解析にはパワーラボ (PowerLab/16sp, AD Instruments) を用いた。力発揮は、課題側力発揮と微小な反対側随伴性力発揮について、力の大きさ PF (Peak Force) と短縮時間 TPF (Time to Peak Force) を測定した。

筋電図は、課題側 EMG と反対側随伴性 EMG を全波整流し、角度別左右別条件に約 40 回の試行を加算平均し、さらに全被験者について加算平均して表した。次に、力曲線の Onset を基準点 0 とし、 $-100\sim+200\text{msec}$ を 10msec ごとに区間分析し、積分筋電図 (iemg) として算出した。

第 4 章 実験結果

一側の拇指で随意的に ballistic 収縮を行った際の主動筋の筋放電と力発生経過、またその際に反対側に生じた意識されない小さな力発揮とその筋放電の同時記録例を図 3 に示した。40 試行中随伴性収縮が出現した中から典型的な 3 試行分の記録である。随伴性収縮は必ずしも見られなかった。

第 1 節 随伴性収縮の出現傾向について

随伴性収縮の出現を検討する前に課題側にどのような力発揮が行われていたかをまず調べた。

関節角度別左右別条件と課題側 MVC は、関節角度別条件 15 度と 30 度において有意差は見られなかった。左右間においてもそれぞれ関節角度別条件間に課題側 MVC との有意差は見られなかった。図 4 において、関節角度別左右別条件共に有意差は見られなかった。

図 5 は、A) %MVC、 B) TPF、 C) 最大瞬間力速度、 D) 平均力速度について左右別角度別の結果を比較したものである。4 項目について関節角度別左右別条件を見たが、全て二

つの条件に対して有意差は見られなかった。

(1) 随伴性収縮の出現率

反対側に随伴性収縮を生じた率をあらわしたのが図6である。随伴性力発揮は自発的に行われる場合に、高い出現率ではないことが示された。「できる限り早く」という教示により、力の大きさと、収縮時間の関係において出現の傾向を調べた。

随伴性収縮の出現機構を検討するにあたり、まずどのような傾向で出現したのかという観点で出現率を調べた。7名の被験者が自発的に行った ballistic 収縮、約40試行の時の随伴性収縮の出現状況を表した。

このとき、被験者は課題側の力について特に制限なく、できる限り素早く行うことだけが教示された。条件は拇指関節角度の大小2段階のみで左右行われた。試行のすべてに随伴性収縮が見られたわけではなく、個人差はあるものの出現したものは平均で30%以内であった。この全体的出現率では、関節角度別左右別条件の違いという点から系統的な差は見出されなかった。

図7は、角度15度の課題側左右と、30度での課題側左右の実行結果である。4つの図で課題側の力・大きさ分布も収縮時間(TPF)分布も個人差のあることが示された。その中で、

図 7 の示す分散の範囲では、随伴性収縮の出現傾向は力の大きさにも収縮時間にも特に依存する傾向は見出せなかった。

(2) 課題側の力の大きさと随伴性収縮力の大きさ

課題側で発揮される力と出現した随伴性収縮の大きさの関係を調べ、図 8 に表した。図 8 は、課題側の力発揮は 80N 以内であった。随伴性の収縮は左右別関節角度別の二条件において依存傾向は見られなかった。プロットは被験者別に違えてある。被験者ごと条件ごとに出現率が異なるので、図中のシンボルマークやその数は必ずしも同数ではない。

(3) 課題側の力発揮時間と随伴性収縮力の大きさ(比)の関係

課題側の力発揮の速度は一面的には収縮時間の小ささである。そこで、この力の大きさを除いた時間の短さと、随伴性収縮力との関係を調べ図 9 に示した。この際、力の大きさは課題側発揮力に対する率であらわすことにした。つまり課題側で発揮した力に対する随伴性収縮力の割合である。これら図中のシンボルマークやその数は前項と同じ理由で必ずしも同数ではなかった。課題側力発揮時間の短さと随伴性力の大きさとの関係において力発揮時間が依存する傾向を見せた。

(4) 課題側力発揮速度と随伴性力収縮の大きさ(比)

の関係

力発揮速度は力の大きさと収縮時間の関係で決まる。図 10 は、その力発揮速度と出現した随伴性収縮力の大きさの関係をしめした。力発揮速度は、関節角度別左右別条件のいずれにおいても依存する傾向は見出せなかった。

(5) 関節角度の観点から

浅い角度 15 度と深い角度 30 度において課題側力発揮と随伴性収縮において各項目とも全体的に有意差は見られなかった。

第 3 節 筋電図から見た随伴性収縮について

(1) 筋電図による力発揮と EMG の例

典型的な左課題側と随伴性収縮の EMG と、力曲線について 1 名の被験者の全試行 (40 試行) 分を平均し図 11 に示した。例えば図では、課題側力曲線の立ち上がりを 0 点として表した。力の大きさは、40N であり、その収縮時間 (TPF) は 107msec であった。これに対して EMG は課題側および反対側共に力曲線に先行して記録された。随伴側の EMG は課題側より後から始まり先に終了している。また、0 点から + 約 5 msec に課題側 EMG のピーク時点に合致するようにそれぞれ放電が見られ

た。課題側の大きな放電 0.8m v に対して随伴側は 0.04m v と約 5.0%を示した。

(2) 15°における左右 EMG の出現傾向について

右力発揮は赤色、左力発揮は青色で表しながら、個人の ballistic 収縮を 40 回試行したものを平均し、全被験者分を加算平均し図 12 に示した。力曲線の Onset を 0 点として、関節角度 15 度の左右の EMG 放電傾向についてみると、A は全被験者の左右課題側と随伴性の平均全波整流 EMG を示した図である。左右とも放電量, PF, TPF および放電開始から終了時間において同様な傾向が見られた。

課題側と随伴側の EMG は、力のピーク以前に開始し終了する傾向が見られた。また、小さな随伴性 EMG が課題側 EMG のピーク時点に合致するように出現した。力曲線の Onset より遅れて小さな随伴性収縮と EMG の出現傾向が見られた。

B と C は、A の全体値から被験者別の分散がわかるようにした図である。

B は、左右課題側 EMG を 10msec ごと 30 区間に区切って、出現時間別に表したものである。C について同様な方法を用いて、随伴性の EMG を表したものである。

つまり、力曲線の Onset を 0 点として -100msec ~ +

200msec 間を 10msec ごと 30 区間に分けて加算し SD を加えたものである。

左課題側 EMG と随伴性 EMG の大きさの比を見るために、一番大きな値を比較したところ、15 度のときは、右 8.1%、左 8.3% であった。30 度のときは右 5.0%、左 4.0% となった。全体的にはわずかながら、15 度において、随伴性収縮 EMG が大きく現れた。

(3) 30 度における左右 EMG の出現傾向について

15 度と同様の方法で比べたものが図 13 である。放電量と PF, TPF および放電開始から終了までの時間は、ほぼ同傾向を示した。このことは A 図に類似していることから伺える。しかし、課題側 EMG と随伴性 EMG の大きさの比は、15 度のときの値の方が 3 ~ 4 % 高かった。

随伴性収縮 EMG 出現において関節角度の大小および左右差は見られなかった。

第 5 章 考察

第 1 節 随伴性収縮について

課題側の関節角度別左右別条件の力発揮において随伴性収縮の出現傾向に有意差は見られなかった。% MVC、TPF、最大瞬間力速度、平均力速度について関節角度別左右別条件を見たが、4項目ともに二つの条件に対して有意差は見られなかった。

随伴性収縮の出現について高いもので約 30% の出現率があったが、一般的な傾向は見出せなかった。

随伴性収縮の出現が課題側における素早い力発揮の力の大きさと収縮速度に依存するかどうか十分な結果が得られなかった。各被験者間において、課題側力発揮のバラツキがないよう段階別 % MVC 条件を加えることにより、力発揮の大きさと収縮速度に随伴性収縮が出現した理由が明確にできる。

第 2 節 EMG から見た随伴性収縮の性質

(1) 一側弁別の観点から

随伴性収縮では課題側の EMG 発揮時間内に収まる型の筋放電様式を示した。それは言いかえると、課題側のピークに合

わせる型を共通に示した。

一側使用の立場から左右どちらを選択するかのメカニズムは二通り考えられる。1つはどんなに素早くても一側活動のためにプログラムが一側に構成され、反対側には出力に至る神経的活動がない機序。もう一つは両側にプログラムは選択されるが片方が押さえられる機序である。今前者の機序が皮質活動として一般性を持つならば、あくまで筋電図は反対側に出現しないはずである。後者の考え方はすでに Philips⁵⁷⁾によって指摘されてきた。

本研究の EMG 出現は後者の一側抑制弁別を支持するものと考えられる。

(2) 半球間連絡の観点から

経脳梁経路の考え方で運動プログラムの半球間の受け渡しを仮定するなら、一側で作られたプログラムが反対側へ受け渡されるには必ず伝達時間を要する。そのときには出力の間も遅延し、EMG には立ち上がりとピークにおいて遅延が見られるはずである。しかしながら、本実験では随伴性収縮 EMG のピークは、課題側 EMG のピークと一致し、課題側放電時間内に含まれた。このことは、随伴性収縮は、課題側のプログラムが脳梁を経由してきたのではなく、左右半球で同等同時

に構成される機構の関与が考えられる。

第 6 章 結論

一側の随意的力発揮を ballistic 収縮させた時、随伴性収縮は、力の大きさ (MVC、%MVC) に左右されなかった。また、随伴性収縮は力発揮速度 (TPF) 力発揮時間 (時間の長さ) に対して随伴性収縮力は有意に働かなかった。力発揮成分にも、収縮時間成分にも依存傾向が低いことが確認された。

筋電図より、随伴性収縮は課題側の EMG 発揮時間内に収まる型の筋放電様式を示した。力曲線の Onset より遅れて課題側のピークに合わせ小さな随伴性収縮は出現した。

課題側の放電期間に随伴性の小さな放電時間は含まれ、反対側の筋放電 (iEMG) の合計は、課題側の筋放電の合計の 10% 以下だった。その上両手におけるピーク放電時間は一致した。反対側の無意識な収縮のための神経指令は、課題側の ballistic 収縮によってプレプログラム (preprogrammed) された皮質指令と関連することが考えられた。

第 7 章 要約

- 1、 一側の随意的 ballistic 収縮に付随する片手拇指内転動作における反対側の無意識的筋収縮の神経機序を明らかにするために、自発的に動作を開始する方法 (self paced) により、一側 ballistic 力発揮課題の元で反対側 EMG 筋収縮は記録された。
- 2、 7人の健康な被験者が椅子に座り、片手の右か左により ballistic 収縮を行った。
- 3、 課題側に随意的力発揮され、反対側に随伴して現れた無意識的な力はアイソメトリックに記録された。
- 4、 両拇指内転動作より反対側の無意識的筋収縮の際の EMG もまた記録された。
- 5、 随伴性筋収縮の出現率は、関節角度別左右別の 2 条件に対して約 30% 以下だった。
- 6、 随伴性筋収縮の出現率は、課題側力発揮の大きさによらなかった。また、time to peak force と力比間の相関関係は観察されなかった。
- 7、 無意識的な筋活動の筋放電の合計は、課題側の放電の 10% 以下で、無意識的力の放電期間は課題側筋放電期間に

含まれていた。

8、 加えて、両手 EMG のピーク放電時間は一致した。

9、 反対側の無意識的筋収縮のための神経指令は、課題側の ballistic 収縮によってプレプログラム (preprogrammed) された皮質指令と関連していることが考えられた。

謝 辞

ご指導を賜りました、本学スポーツ健康科学部生理学研究室米田継武教授に深く感謝の意を表します。

併せて、本学大学院後期博士課程木藤友規氏の多大な支援に心より厚くお礼申し上げます。また、被験者としてご協力を頂きました本学大学院生および学部生の方々に厚くお礼申し上げます。

引用文献

- 1) Agarwal, G. C. and Gottlieb, G. L.: The muscle silent period and reciprocal inhibition in man., J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 35, 72-76, (1972)
- 2) Alston, W., Angel, R. W., Fink, F. S. and Hofman, W. W. : Motor activity following the silent period in human muscle., J. Physiol., 190, 189-202,
- 3) Aoki, H., Mita, K., Mimatsu, K. and Yabe, K. : Analysis of dynamic force during aconcentric contraction in human elbow extensors., Biomechanics, VIII-A, 223-230, (1981)
- 4) 青木久、三田勝己、矢部京之助 : 肘関節伸展における動的筋力, 速度, パワーの分析. 体育学研究, 27, (1) 27-34, (1982)
- 5) Armstrong, E : A comparative review of the primate motor system., J. Motor Behav., 21, 493-517, (1989)
- 6) Asanuma, H. : The Motor Cortex., Raven Press, New York (1989)
- 7) Asanuma, H. and Rosen, I : Topographical organization of cortical efferent zones projecting to distal forelimb muscles in the monkey., Exp Brain Res., 14, 243-256, (1972)
- 8) Bawa, P., Hamm, J.D., Dhillon, P., Gross, P.A. : Bilateral responses of upper limb muscles to transcranial magnetic stimulation in human subjects., Exp. Brain Res., 158 : 385-390, (2004)

- 9) Beppu, H., Suda, N. and Tanaka, R : Analysis of cerebellar motor disorders by visuall guided elbow trackin movement., Brain., 107, Pt3, 787-809, (1984)
- 10) Brodmann., Ki Vergleichende Lokalisationslehre der Grosshirnrinde . J. A. Barth., Lepizig (1909) 解剖学. 2 p 2 7 4 より引用
- 11) Brooks, V. B.:Comment, on functions of the “cerebellar ciecuit” in movement control., Can. J. Pharmacol., 59, 7, 776-778, (1981)
- 12) Brooks, V. B.: The neural basis of motor control. Oxford university Press, New York, 129-148, (1986)
- 13) Connor, N. P. and Abbs, J. H. : Sensosrimotor contributions of the basal ganglia., 316, 97-107, (1990)
- 14) Cernacek, J. : Contralateral motor irradiation-cerebral dominance. Arch Neuro 4, 165-172, (1961)
- 15) Dejong, R. H. and Freund, F. G. : Relation between electromyogram and isometric twitch tension in human muscle., Arch. Phs. Med. Rehabil., 48, 539-542, (1967)
- 16) Desmedt, J. E. and Godaux, E. : Ballistic contractions in man; characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle., J. Physiol., 264, 673-693, (1977)
- 17) Desmedt, J. E .and Godaux, E .: Ballistic contractions in fast or slow human

- muscles; discharge patterns of single motor units., J. Physiol., 285, 185-196, (1978)
- 18)Desmedt, J. E. and Godaux, E. : Voluntary motor commands in human ballistic movements., Annals. of Neurology, 5, 415-421, (1979)
- 19)Everts, E. V.:Relation of pyramidal tract activity to force exerted during voluntary movement., J. Neurophysiol., 31, 14-27, (1968)
- 20)Freund, H. J. and Budingen, H. J. : The relationships between speed and amplitude of fastest voluntary contraction of human arm muscles., Exp. Brain Res., 31, 1-12, (1978)
- 21)Ghez, C. : Contribution of central programs to rapid limb movement in the cat. In ; Asanuma, H., and Wilson, V. (eds) Integration. In the nervous system. Igaku-Shoin, Tokyo, 305-319, (1979)
- 22)Ghez, C. and Martin, J. H.:The control of rapid limb movement in the cat., III., Agonist-antagonist coupling., Exp. Brain Res., 45, 115-125, (1982)
- 23)Gordon, J. and Ghez, C.:EMG pattern in antagonist muscles during isometric contraction in man, Relations to response dynamics., Exp. Brain Res., 55, 167-171, (1984)
- 24)Gordon, J. and Ghez, C. Trajectory control in targeted force impulses., II., Pulse height control., Exp. Brain Res., 67 241-252, (1987)
- 25)Gordon, J. and Ghez, C. Trajectory control in targeted force

- impulses., III., Compensatory adjustments for initial errors., Exp. Brain Res.,
67 253-269, (1987)
- 26) Grillner, S.: Control of locomotion in bipeds, and fish., In: Brooks, V. B. (ed)
 Handbook of physiology, Sect 1., The nervous system, Vol. 2., Motor control.,
American Physiological Society, Bethesda, 1179-1236, (1981)
- 27) Hallett, M., Shahani, B. T. and Young, R. R. : EMG analysis of stereotyped
 voluntary movements in man., J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 38,
 1154-1162, (1975)
- 28) Henneman, E., Mendell, L. M., : Function organization of motoneuron pool
 and its inputs. In : Handbook of Physiology The Nervous System sect 1 vol.
 II Brooks, V.B. (Ed) American Physiological Society, 423-507, (1981)
- 29) Hess, C. W., Mills, K. R. and Murry, N. M .F. : Responses in small hand
 muscles from magnetic stimulation of the human brain., J. Physiol., 388,
 397-419, (1987)
- 30) Howard, J. D. and Enoka .: Maximum bilateral contractions are modified
 by neurally mediated interlimb effects. Appl. Physiol., 70 (1) 306-316,
 (1981)
- 31) 堀 浩 : 筋電図の手引き. 4-24 南山堂 : 東京 (1981)
- 32) Humphrey, D. R. and Corrie, W. S. : Properties of pyramidal tract neuron
 system within a functionally defined subregion of primate motor cortex., J.

- Neurophysiol., 41, 216-243, (1978)
- 33)今井功：物理の基礎としての力学. 38, (5) 11-17, 物理化学：東京 (2000)
- 34)Inmann, V. T., Ralston, H. J., saunders, J. B. C. M, Feinstein, B. and Wright, Jr. E. W : Ralation of electromyogram to muscular tension., Electroenceph. Clin.Neurophysiol., 4, 187-194,(1952)
- 35) 石田絢子、米田継武、大石和男 : 力発生と筋電図放電量, スポーツ・バイオメカニクスへの挑戦、日本バイオメカニクス学会編、293-300 杏林書院 : 東京 (1983)
- 36)木村瑞生、米田継武、美里栄治、石田絢子 : 速い正確な力発揮の練習効果. 順天堂大学保健体育紀要、第28号、29-38,
- 37)小林一敏 : 力の測定技術. J. J. Sports, Sci., 103-111, (1984)
- 38)Kim ,S. G., Ashe J., Hendrich, K., Ellermann, J. M., Merkle, H., Ugurbill, K., and Georgopoulos, A. P. : Functional magnetic response imaging of motor cortex.: Hemispheric asymmetry and handedness. Science 261: 615-617,
- 39)Komi, P. V. and Buskirk, E:Reproduucibility of measurement with inserted wire electrodes., Electromyography, 10, 357-367, (1970)
- 40)Komhuber, H. H. Motor function of cerebellum and basal ganglia ,the cerebello cortical saccadic (ballistic) clock, the cerebellonuclear hold regulator, and the basalganglia ramp (voluntaryspeed smoth movement

- generator) Kybernetic, 8, 157-162, (1971)
- 41) Kuyooers, H. G. J. M : The anatomical organization of the descending pathway and their contributions to motor control especially in primates, In: Deamedt, J. E.(ed) New developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology., Basal, Krger, 3, 38-68, (1973)
- 42) Latash, M. L. : Neurophysiological basis of movement., Human Kinetics Publishers, Inc. (1998)
- 43) Leonard, C. T. : The Neuroscience of Human Movement., Mosby-year Book, Inc. (1998)
- 44) Lippold, O. C. J. : The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension., J. Physiol., 117, 492-499, (1952)
- 45) 真島英信、石田絢子 : 筋収縮と筋運動. 人体生理の基礎、初版、杏林書院 : 東京 100-127, (1992)
- 46) Maton, B. : Motor unit differentiation and integrated surface EMG in voluntary isometric contraction., Eur. J. Appl. Physiol., 35, 149-159 (1976)
- 47) 松本淳 : 表面筋電図の周波数分析に関する研究. 北関東医学、第 17 号、369-387, (1967)
- 48) Metral, S. and Cassar, G. Relationship between force and integrated EMG activity during voluntary isometric anisometric contraction., Eur. J. Appl. Physiol., 46, 185-198. (1981)

- 49) Milner-Brown, H. S. and Stein, R. B. and Yenn, R.: The relations between the surface electromyogram and muscular force., J. physiol., 246, 549-569, (1975)
- 50) Milner-Brown, H. S. and Stein, R. B. and Yenn, R.: Change in firing rate of Motor units during linearly changing voluntary contraction., J. physiol., 230, 371-390, (1973)
- 51) 水村信二、米田継武、木村瑞生 : 膝関節 ballistic 伸展動作における協同筋群の制御. 日本運動生理学会雑誌、第 1 巻、55 (1994)
- 52) Morimoto, T., Umazume, Y. and Masuda, M.: Properties of spike potentials detected by a surface electrode in intact human muscle., Jpn. J. Physio., 30, 71-80, (1980)
- 53) Moritani, T. and Devries, H. A.: Reexamination of the electromyogram (iemg) and force of isometric contraction., Amer. J. Phys. Med., 57, 263-277, (1987)
- 54) 大石和男、米田継武、石田絢子 : 随意的力発生における力発生量と筋放電量関係の回帰直線の変動. 順天堂大学保健体育紀要、第 25 号、11-19, (1982)
- 55) 小川鑛一 : 人と物の動きの計測技術. 8-9 東京電機大学出版局 : 東京 (2002)
- 56) Oda, S.: Motor control for bilateral muscular contraction in man. Jpn. J. Physiol., 47, 487-498, (1997)
- 57) Philips, C. G. : Motor apparatus of the baboon's hand., Proc. R. Soc. B., 173,

- 141-174, (1969)
- 58) Piper, H. : Electrophysiologie menshlicher muskelen. Spronger, Berlin
(1981) 堀浩 : 筋電図の手引き. 南山堂 : 東京 1981 より引用
- 59) Sanes, J. N. and Jennings, V. A. : Centrally programmed patterns of muscle activity in voluntary motor behavior of human., Exp. Brain Res., 54, 23-32, (1989)
- 60) 渋谷侃二 : 力を計る、J. J. Sports Sci., 102, (1984)
- 61) Steston, R. H. and McDill, J. A. : Mechanisms of the different types of movement ., Psychol. Med, 32, 18-40, (1923)
- 62) 戸田盛和 : 『力学』、岩波書店 (1982)
- 63) 谷口有子 : 動作開始の素早さに関する研究. 国際武道大学、 武道・スポーツ科学研究所年報、 特定研究、 第6号 27-31, (1994)
- 64) Taylor, F. V. and Birmingham, H. P. : Studies of tracking behavior., II., The acceleration pattern of quick manual corrective responses., J. Exp. Psychol., 38, 783-795, (1948)
- 65) Thach, W. T. : Correlation of neural discharge with pattern and force of muscular activity, joint position, and direction of intended next movement in motor cortex and cerebellum., J. Neurophysiol., 41, 3, 654-676, (1978)
- 66) 時実利彦, 津山直一 : 筋電図とその臨床的応用—総覧—. 第59号、 62-8, 東京医誌 : 東京 (1951)

- 67)Vigoux, B., Chockaert, J. C. and Pertuzon, E. : Factor influencing quantified surface EMGs., Eur. J. Appl. Physiol., 41, 119-129, (1979)
- 68)Viitasalo, J. H. T. and Komi, P. V. : Signal characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements., Acta. Physiolo. Scand., 93, 531-539, (1975)
- 69)矢部京之助 : 人体筋出力の生理的限界と心理的限界. 初版. 25-26 , 杏林書院 : 東京 (1977)
- 70)米田継武 : ニューロン活動から力学的出力へ、バイオメカにクス研究, 6, (1) 25-33,
- 71)米田継武、木村瑞生 : 速い力発揮の目標レベル到達度と練習効果. 順天堂大学保健体育紀要、第 27 号、7-15, (1984)
- 72)米田継武、木村瑞生、石田絢子 : 2 種類の視覚的フィードバック法で行った ballistic な力発生の正確さ. 順天堂大学保健体育紀要、第 29 号、19-25, (1986)
- 73)Yoneda, T., Oishi, K., Fujikura, S. and Ishida, A. : Recruitment threshold force and its changing types of motor units during voluntary contraction at various speeds in man., Brain Res., 372, 89-94, (1986)
- 74)Zoniga, E. N. and Simons, D. G. : Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subject., Arch. Phys. Med. Rehabil., 50, 613-620, (1969)

英文要約

Contra-lateral unconscious contraction during one hand voluntary ballistic contraction.

Shigeta TOSHINO

Summary

1. To clarify neural mechanism of contra-lateral unconscious contraction of the thumb flexors during one hand voluntary ballistic contraction, EMGs contraction of the contra-lateral hand were recorded under the self paced one handed ballistic force task.
2. Seven healthy volunteers sat on a chair and performed ballistic contraction by one hand, right or left.
3. Forces exerted voluntarily by the task hand and small forces appeared unconsciously in contra-lateral hand were recorded isometrically.
4. EMGs were also recorded from both thumb flexors simultaneously.
5. The appearance rate of those unconscious small contractions was under 30% in this experiment.
6. The appearance rate of unconscious contraction did not depend on the amplitude of the task force. The correlation between time to peak force and force ratio was not observed.
7. The amounts of muscle discharges of unconscious muscle actions were under 10% of discharge amount of task hand. However, discharge terms of unconscious force were included in the term of task hand muscle discharge.
8. Furthermore, the peak discharge time of both hand e.m.g. corresponded.
9. It suggests that neural command for contra-lateral unconscious contraction should be related to the preprogrammed cortical command for ballistic contraction of task hand.

附図説明文

図 1 実験概略図

左右拇指内転動作をアイソメトリックに行わせる装置。

前方の電磁オシロスコープにより左右の筋電図と力を、モニターレコーダに記録する。

記録されたデータは、パワーラボにより解析する。

図 2 力発揮装置図

図 3 課題側力と反対側に生じた無意識に随伴した力発揮とその EMG の記録例

左拇指課題側の随意的力発揮をした時の主動筋力曲線と EMG 及び反対側の右側に生じた小さな力と EMG の同時記録例

EMG (electromyography) 筋電図の略語

Force 課題側と反対側に出現した力

task 課題の試行回数

図 4 関節角度別左右別における最大随意的力 (MVC)

関節角度別左右条件において MVC との有差はなかった。

左右間において関節角度条件では課題側と MVC との有差はなかった。2 条件において有差は見られなかった。

図 5 関節角度別左右別における課題側 MVC との関係

A) %MVC との有差

B) TPF との有差

C) 最大瞬間力速度との有意差 D) 平均力速度との有意差

いずれの条件下においても有意差は見られなかった。

%MVC 最大随意力発揮に対する比

TPF (time to peak force) 力発揮時の立ち上がりから

ピークまでの収縮時間

図 6 随伴性収縮の出現率

左右別々に課題側とした時の随伴性収縮の出現率を 15° および 30° の 2 条件下の全被験者の平均出現率を算出したものである。全ての試行に随伴性収縮は見られた訳ではないが、関節角度 30° 右課題において約 30% の出現が見られ、その他は 20% 以下の出現が見られた。 15° と 30° の関節角度の違いによる有意差は見られなかった。

%MVC 最大随意力発揮に対する比

TPF (time to peak force) 力発揮時の立ち上がりから

ピークまでの収縮時間

図 7 収縮時間 (TPF) と %MVC の関係における随伴性収縮

出現傾向

シンボルマークの違いは被験者別で全試行分載せた。

その中で随伴性収縮が見られたものだけ青色に変えた左右課

題での各 2 条件下で、課題側の力・大きさ分布・収縮時間 (TPF)

も個人差のあることが示された。随伴性収縮の出現傾向は、力の大きさにも収縮時間にも依存する傾向は見出せなかった。

%MVC 最大随意力発揮に対する比

TPF (time to peak force) 力発揮時の立ち上がりから

ピークまでの収縮時間

図 8 課題側の力の大きさと随伴性収縮力の大きさ

課題側の力発揮は 80N 以内であった。それに対して随伴性収縮力は大きくても 5 N 程度で殆どが 3 N 以内であった。関節角度別左右別において随伴性の力は課題側の力に依存傾向は見られなかった。

図 9 課題側の力発揮時間と随伴性収縮力の大きさ(比)関係

課題側力発揮の速度は収縮時間の長さ (TPF) であり、力発揮の速度の要因である。時間の長さとは随伴性収縮力の大きさを見ると、随伴性収縮に一定傾向は見られなかった。つまり課題側力発揮時間の短さは随伴性収縮力の大きさを高める要因にならなかった。

図 10 課題側力発揮速度と随伴性力収縮大きさ (比) の関係

力発揮速度は力の大きさと収縮時間の関係で決まる。図 10 は、その力発揮速度と出現した随伴性収縮力の大きさの関係をしめした。力発揮速度は、関節角度別左右別条件のいずれにおい

ても依存する傾向は見出せなかった。

TPF (time to peak force) 力発揮時の立ち上がりから

ピークまでの収縮時間

EMG に関する図の説明

図 11 筋電図による力発揮と EMG の例

左課題側と反対側随伴収縮平均全波整流 EMG と力曲の同時記録
例典型的な左課題側と随伴性収縮の EMG と、力曲線について 1
名の被験者の全試行 (40 試行) 分を平均した図に示した。例え
ば図では、課題側力曲線の立ち上がりを 0 点として表した。力
の大きさは、40N でありその収縮時間 (TPF) は 107msec であっ
た。これに対して EMG は課題側および反対側共に力曲線に先行
して記録された。随伴側の EMG は課題側より後から始まり先に
終了している。また、0 点から + 約 5 msec に課題側 EMG のピー
ク時点に合致するようにそれぞれ放電が見られた。課題側の大
きな筋放電 0.8 m v に対して、随伴側は 0.04m v と 5.0% 程度
を示した。

EMG (electromyography) 筋電図の略語

TPF (time to peak force) 力発揮時の立ち上がりから

ピークまでの収縮時間

図 12 15° における左右の EMG 出現傾向について

右力発揮は赤色、左力発揮は青色で表しながら、個人の ballistic 収縮を 40 回試行したものを平均し、全被験者分を加算平均した図に示した。力曲線の Onset を 0 点として、関節角度 15 度の左右の EMG 放電傾向についてみると、A は全被験者の左右課題側と随伴性の平均全波整流 EMG を示した図である。左右とも放電量、PF、TPF および放電開始から終了時間において同様な傾向が見られた。

課題側と随伴側の EMG は、力のピーク以前に開始し終了する傾向が見られた。また、小さな随伴性 EMG が課題側 EMG のピーク時に合致するように出現した。力曲線の Onset より遅れて小さな随伴性収縮と EMG の出現傾向が見られた。

B と C は、A の全体値から被験者別の分散がわかるように工夫した図である。B は、左右課題側 EMG を 10msec ごと 30 区間に区切って、出現時間別に表したものである。C について同様な方法を用いて、随伴性の EMG を表したものである。つまり、力曲線の Onset を 0 点として -100msec ~ +200msec 間を 10msec ごと 30 区間に分けて加算し SD を加えたものである。

課題側 EMG と随伴性 EMG の大きさの比を見るために、一番大きな値を比較したところ、15 度のときは、右 8.1%、左 8.3% であ

った。30度のときは右5.0%，左4.0%となった。全体的には
わずかながら、15度において、随伴性収縮EMGが大きく現れた。

EMG (electromyography) 筋電図の略語

TPF (time to peak force) 力発揮時の立ち上がりから

ピークまでの収縮時間

PF(peak force) 力の大きさ

図 13 30°における左右のEMG出現傾向について

15度と同様の方法で比べると、放電量とPF，TPFおよび
放電開始から終了までの時間は、ほぼ同傾向を示した。このこと
はA図の同様な放電様式から見ることができる。しかし、課題側
EMGと随伴性EMGの大きさの比は、15度のときの値の方が3～
4%高かった。全体として随伴性収縮EMG出現に関節角度の大小
および左右差は見られなかった。

EMG (electromyography) 筋電図の略語

TPF (time to peak force) 力発揮時の立ち上がりから

ピークまでの収縮時間

PF(peak force) 力の大きさ

被験者のお願い

順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科

スポーツ医科学領域 歳納 繁太

指導教員 米田 継武

本書は修士論文作成において、研究の趣旨内容を説明したものです。内容をご理解いただき、被験者としてご協力いただける場合は下欄にご署名ください。

よろしくお願い致します。

研究の概要

題 目：一側の随意的 Ballistic 収縮に付随する反対側筋活動について

研究目的：可能な限り素早い力発揮 ballistic 収縮により随伴性収縮の出現傾向を調べ、力発揮と EMG の出現傾向より随伴性収縮の性質について検討する。

実験内容：力発揮装置を用いて拇指内転動作を行わせ、素早い動作による力発揮による課題側と反対側の力発揮と表面電極法による筋電図記録を行う。実験は3時間以内とし、十分に休息をとりながら無理のない力発揮を行いデータを記録する。

万一実験中に、被験者が身体に何らかの異状を訴えたり、被験者より実験対象から除外して欲しいという申し出があった場合には実験を中止します。

承 諾 書

平成 年 月 日

歳納 繁太殿

私は実験内容を理解し、被験者として協力することに同意します。

氏名 _____ (印)

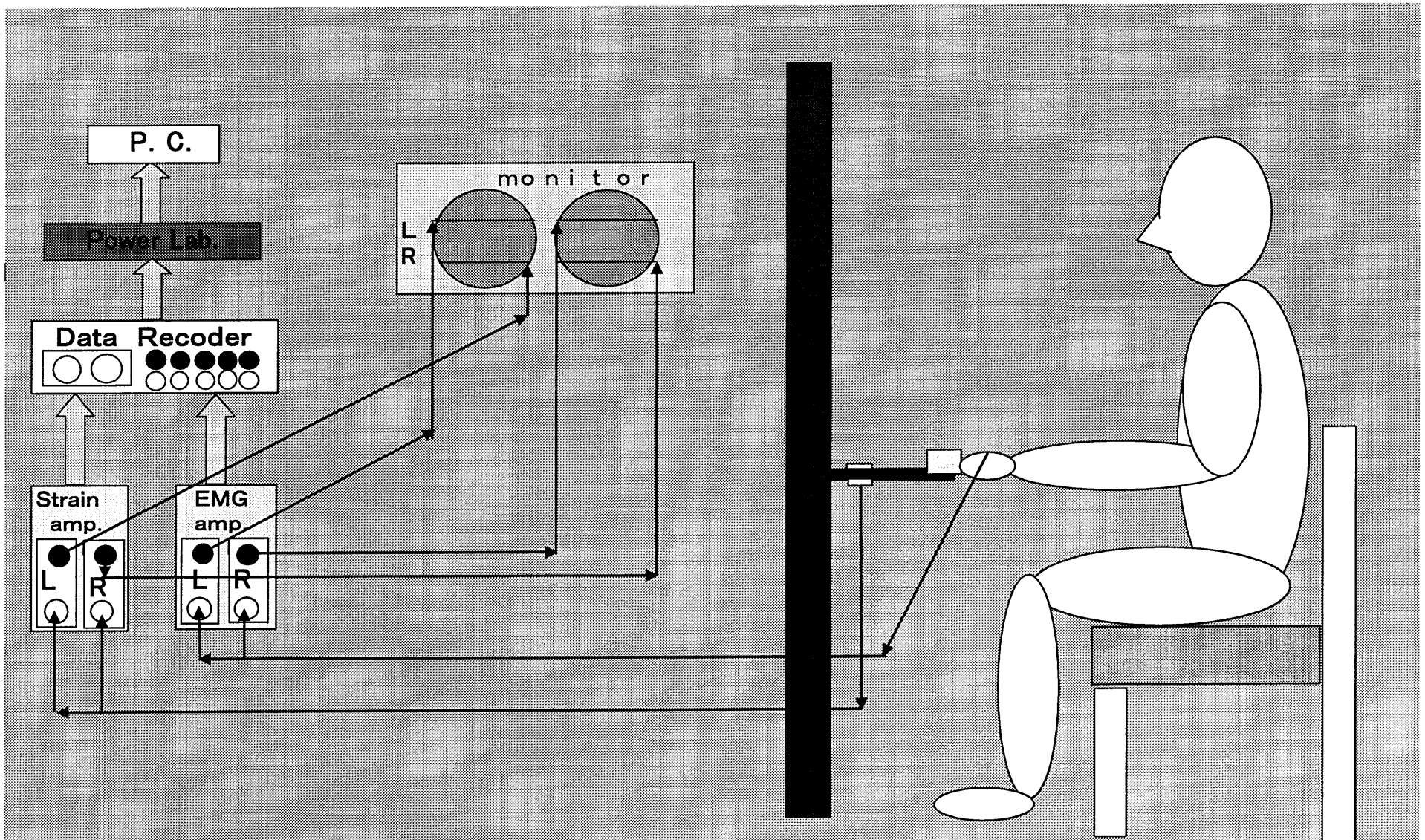


図1 実験模式図

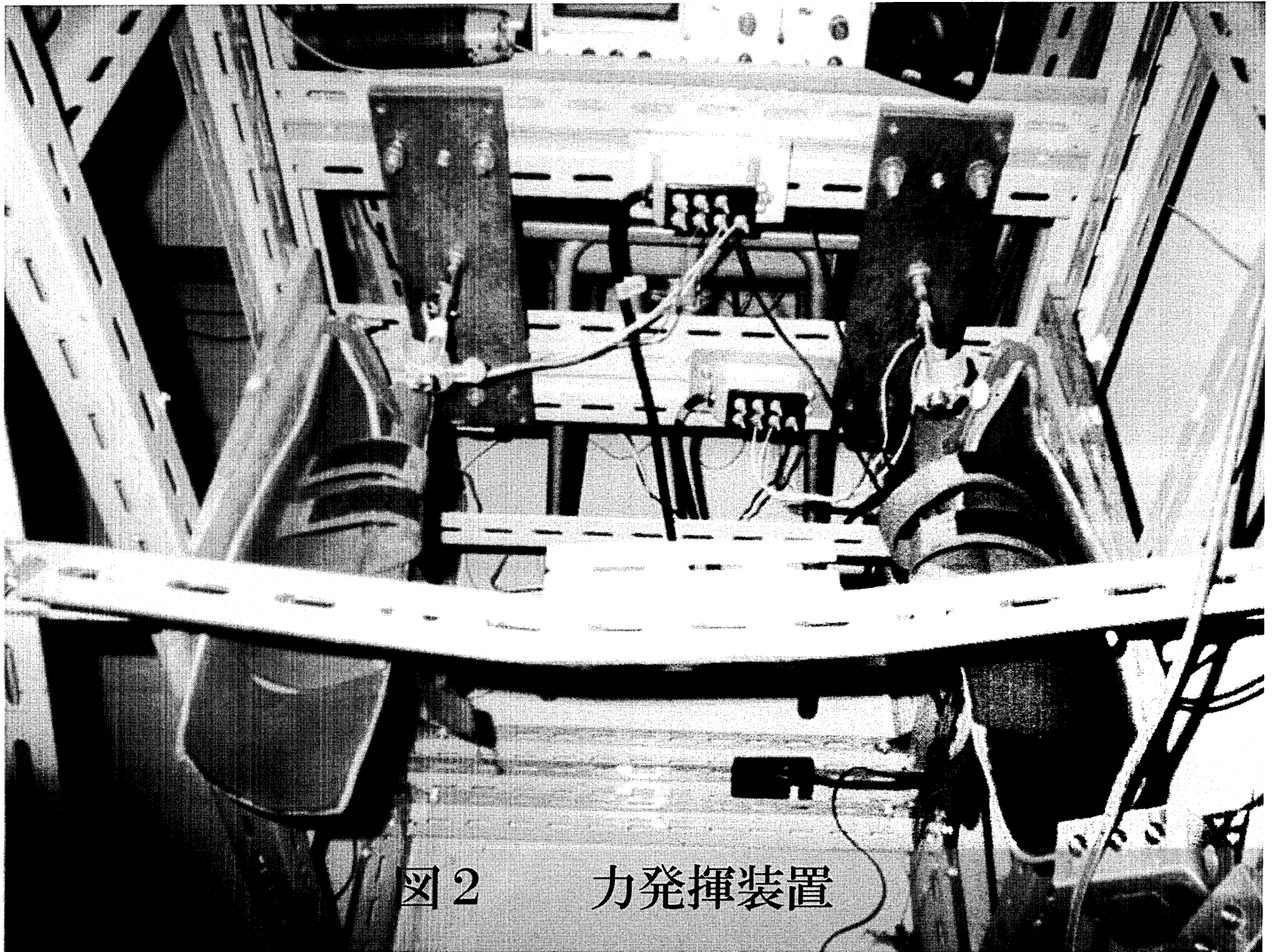
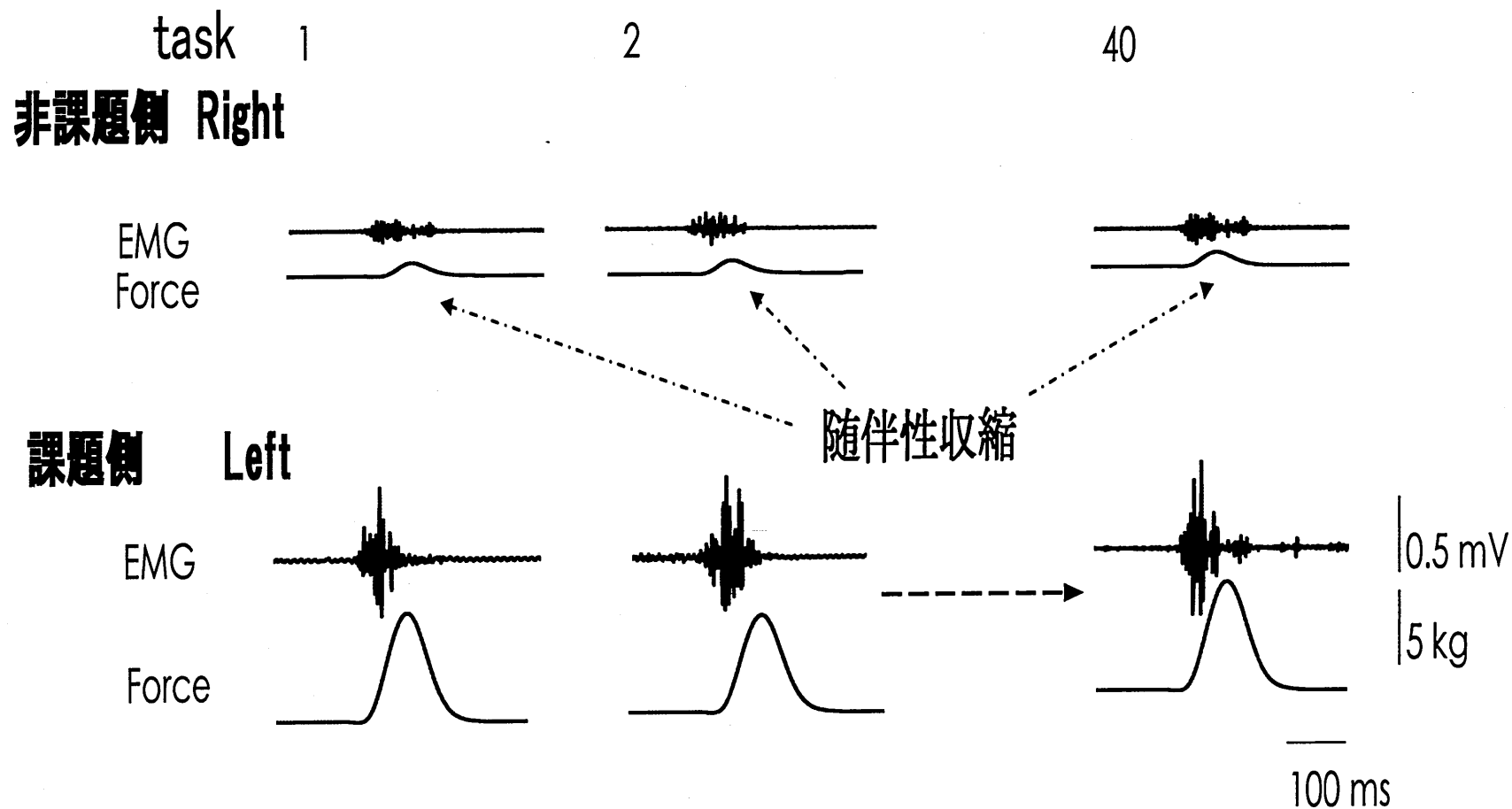


図2 力発揮装置

課題側に力発揮した時に反対側に生じた随伴性力発揮とそのEMGの記録



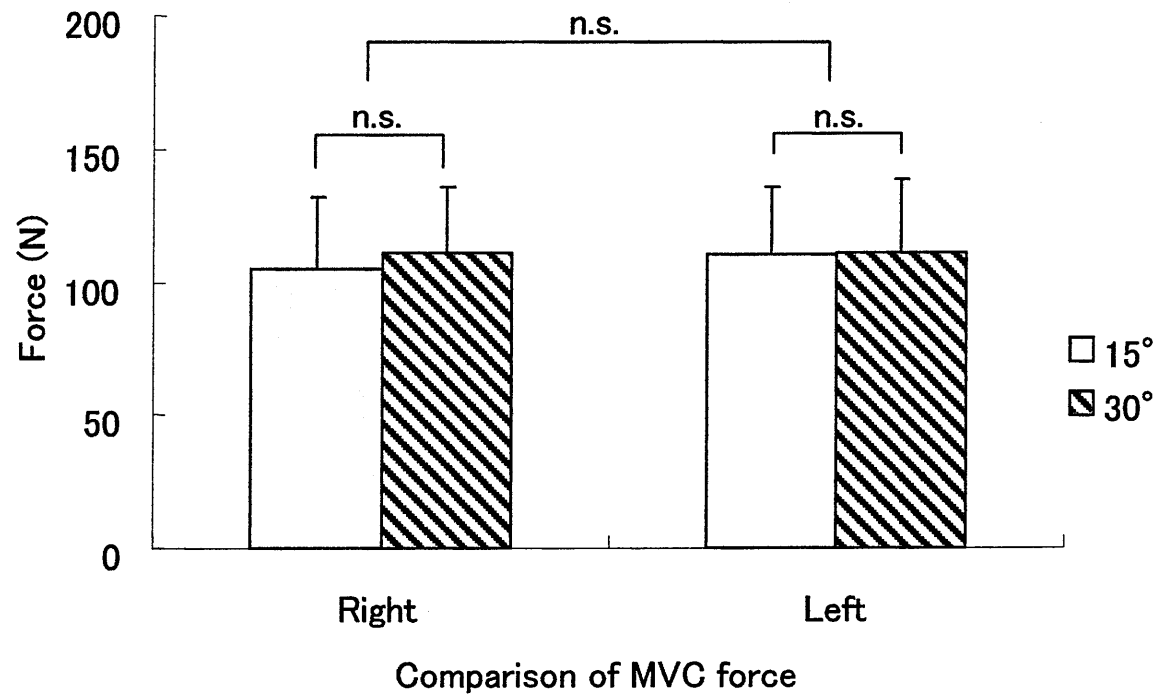


図4 関節角度別左右別における課題側MVCとの関係

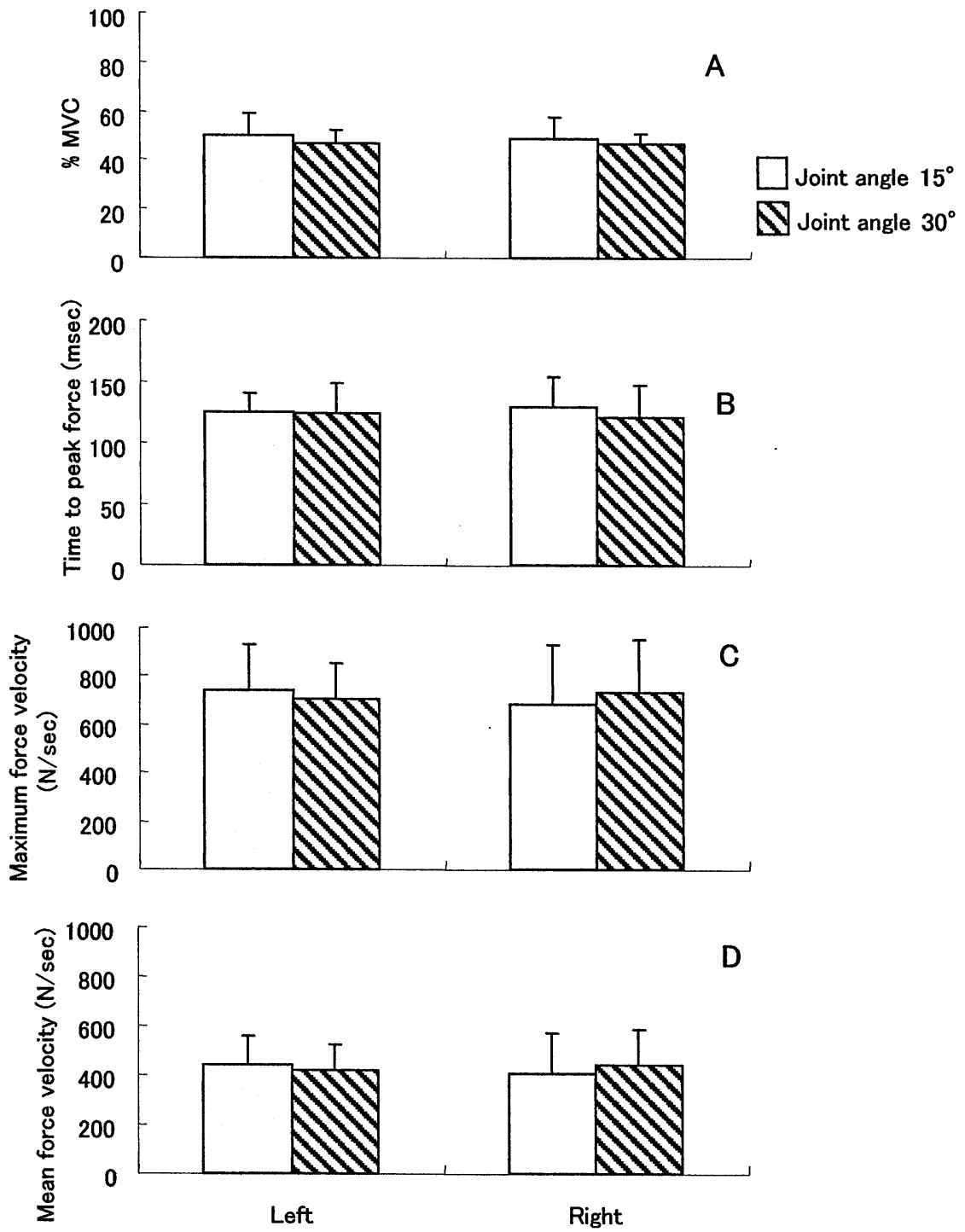


図5 関節角度別左右別における課題側MVCとの関係

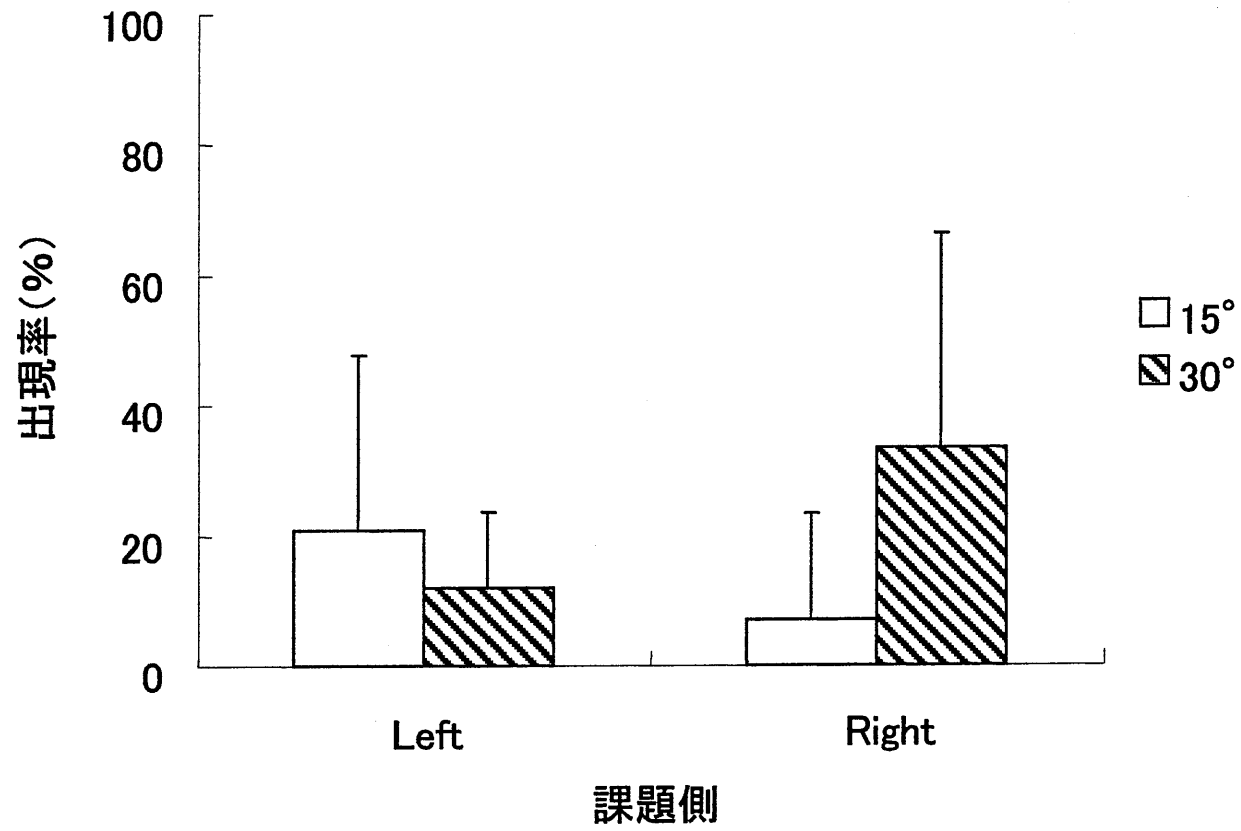


図6 随伴性収縮の出現率

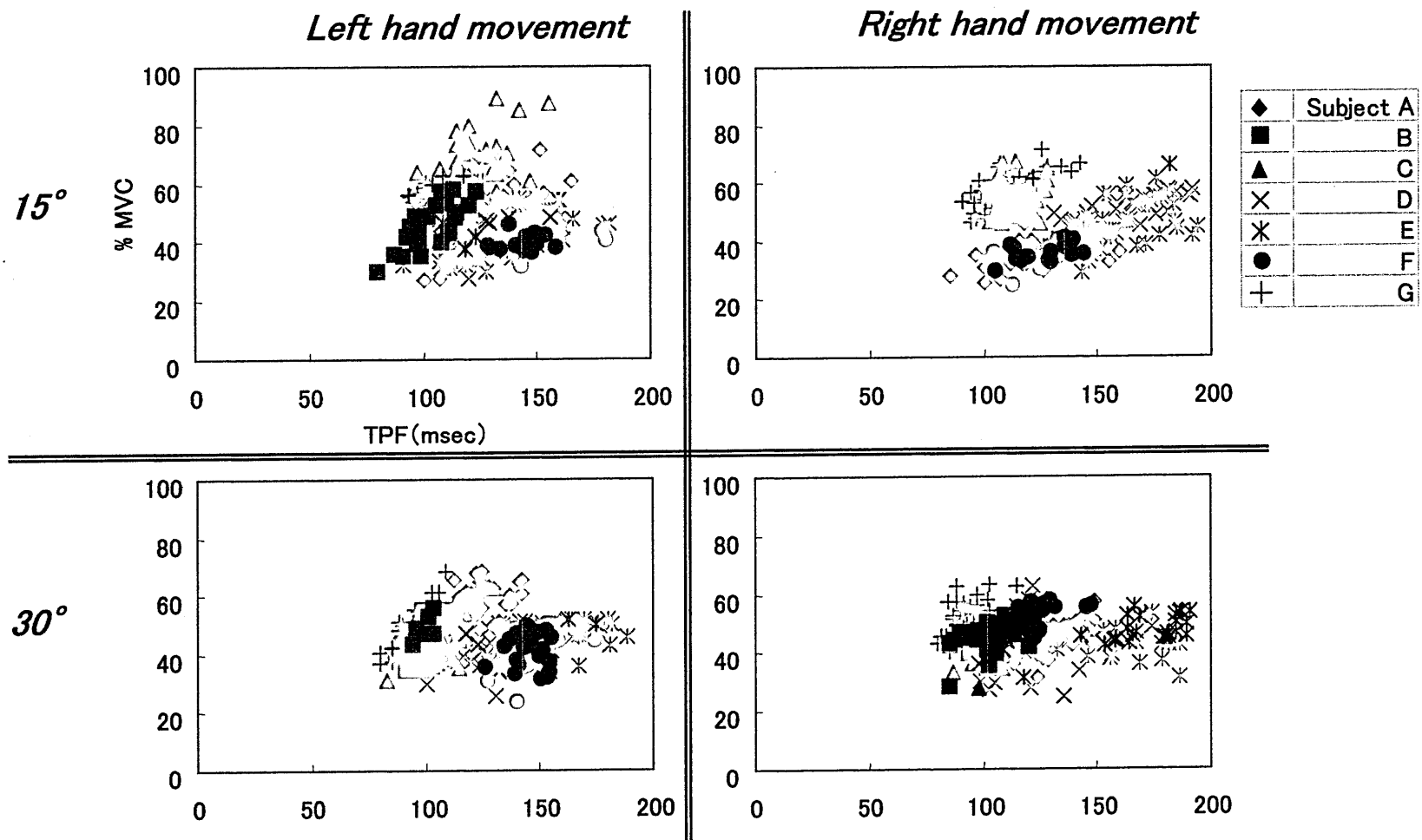


図7 収縮時間(TPF)と%MVCの関係における随伴性収縮出現傾向

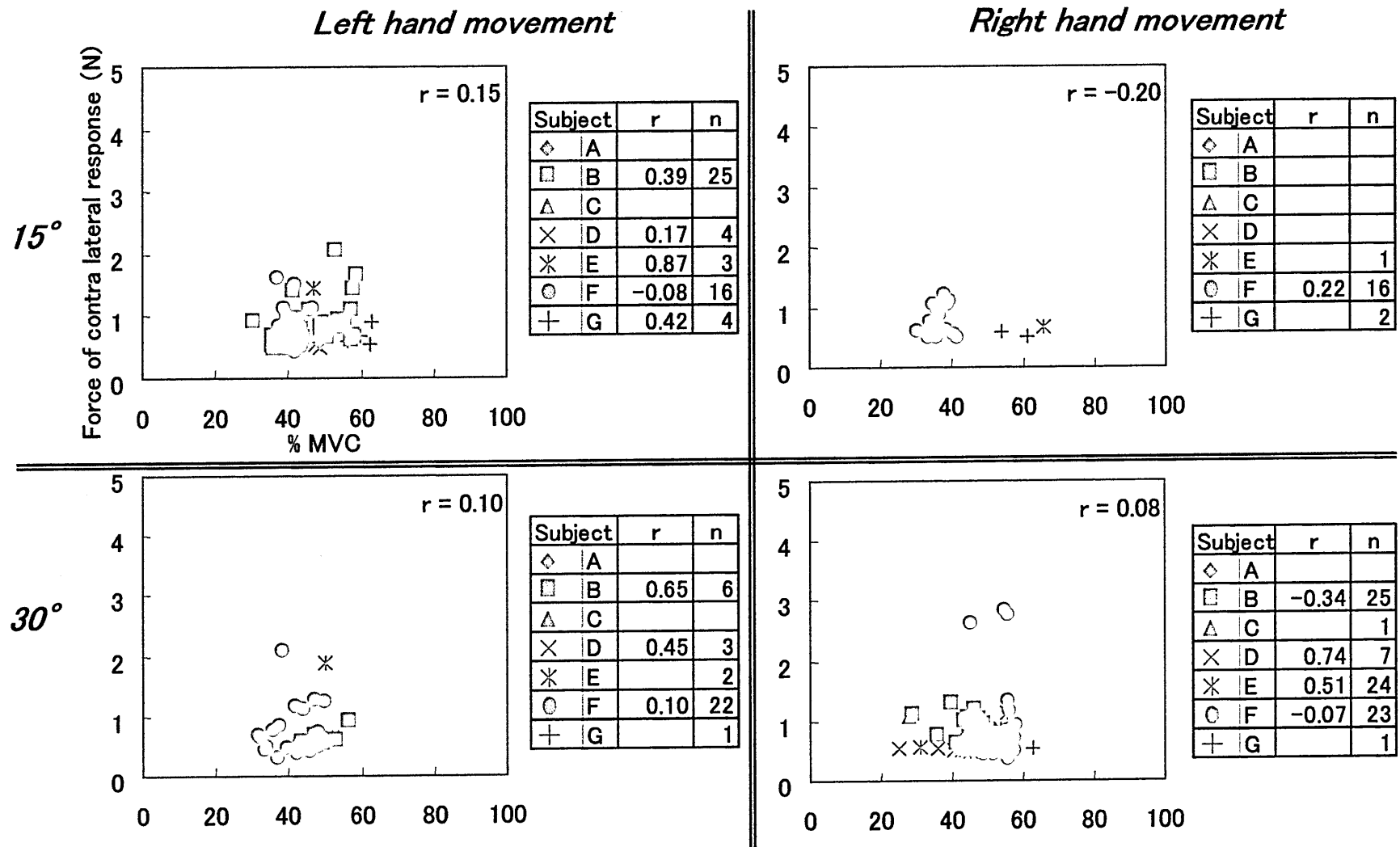


図8 課題側の力の大きさと随伴性収縮力の大きさ

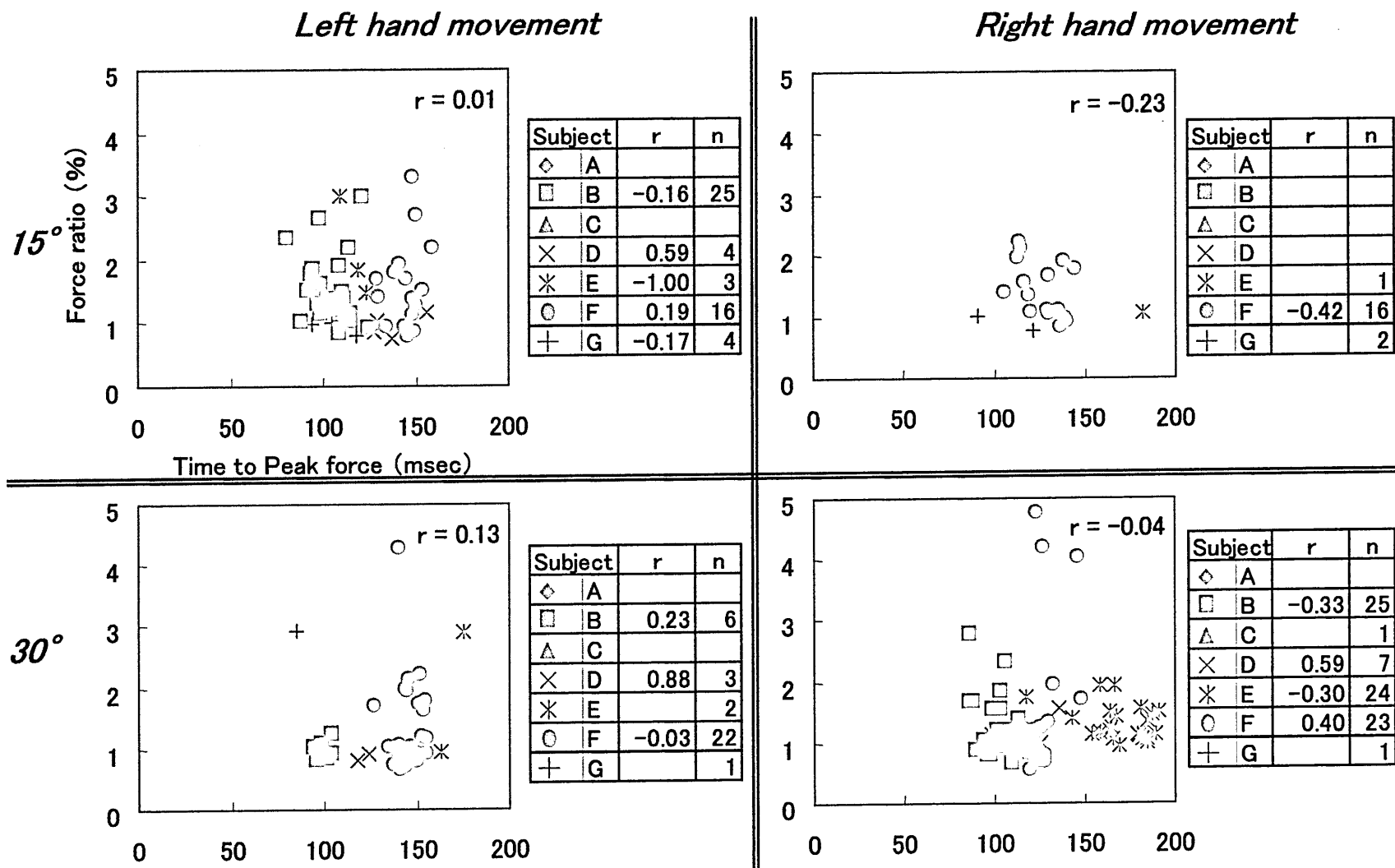


図9 課題側の力発揮時間と随伴性収縮の力の大きさ(比)関係

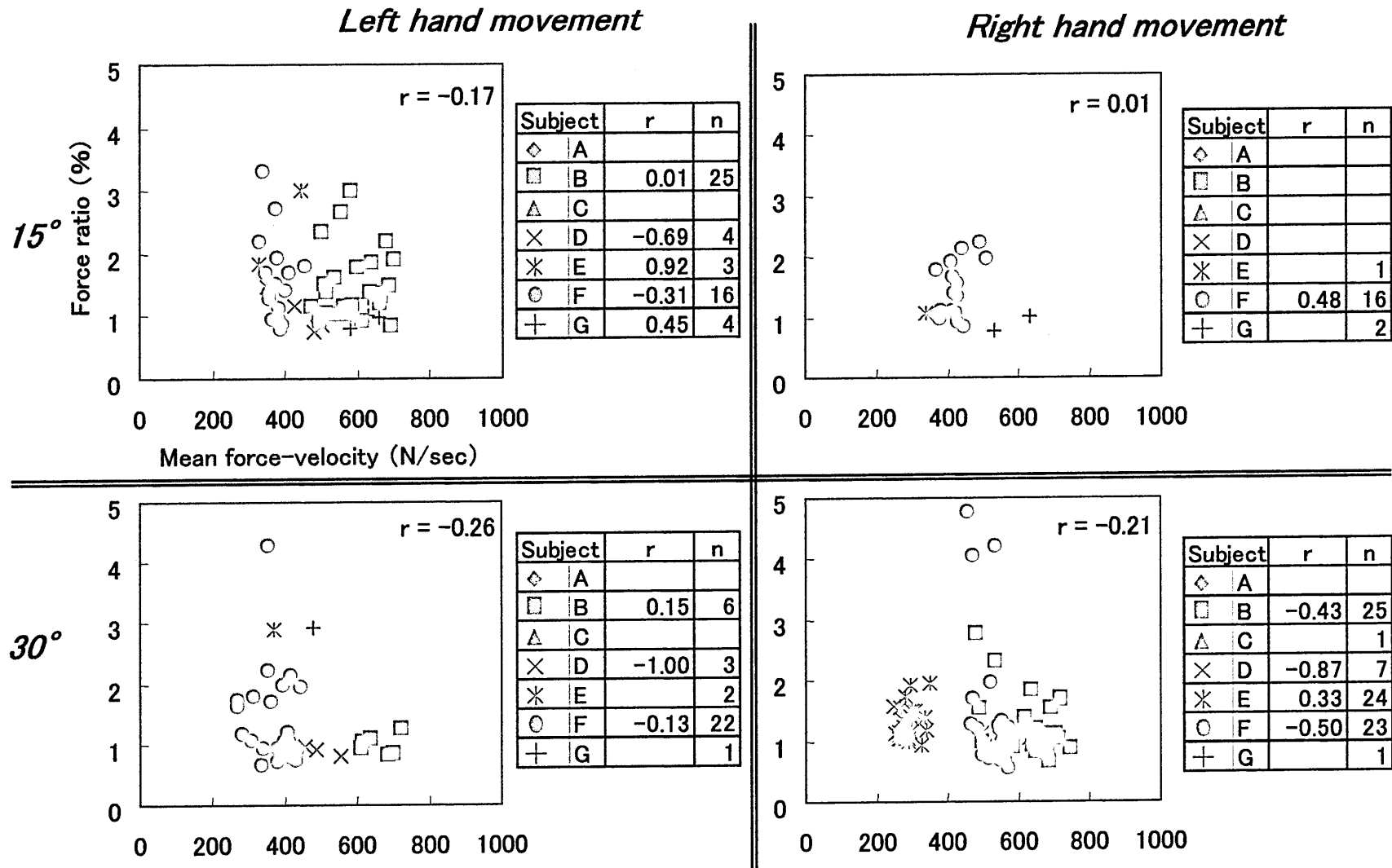


図10 課題側力発揮速度と随伴性力収縮大きさ(比)関係

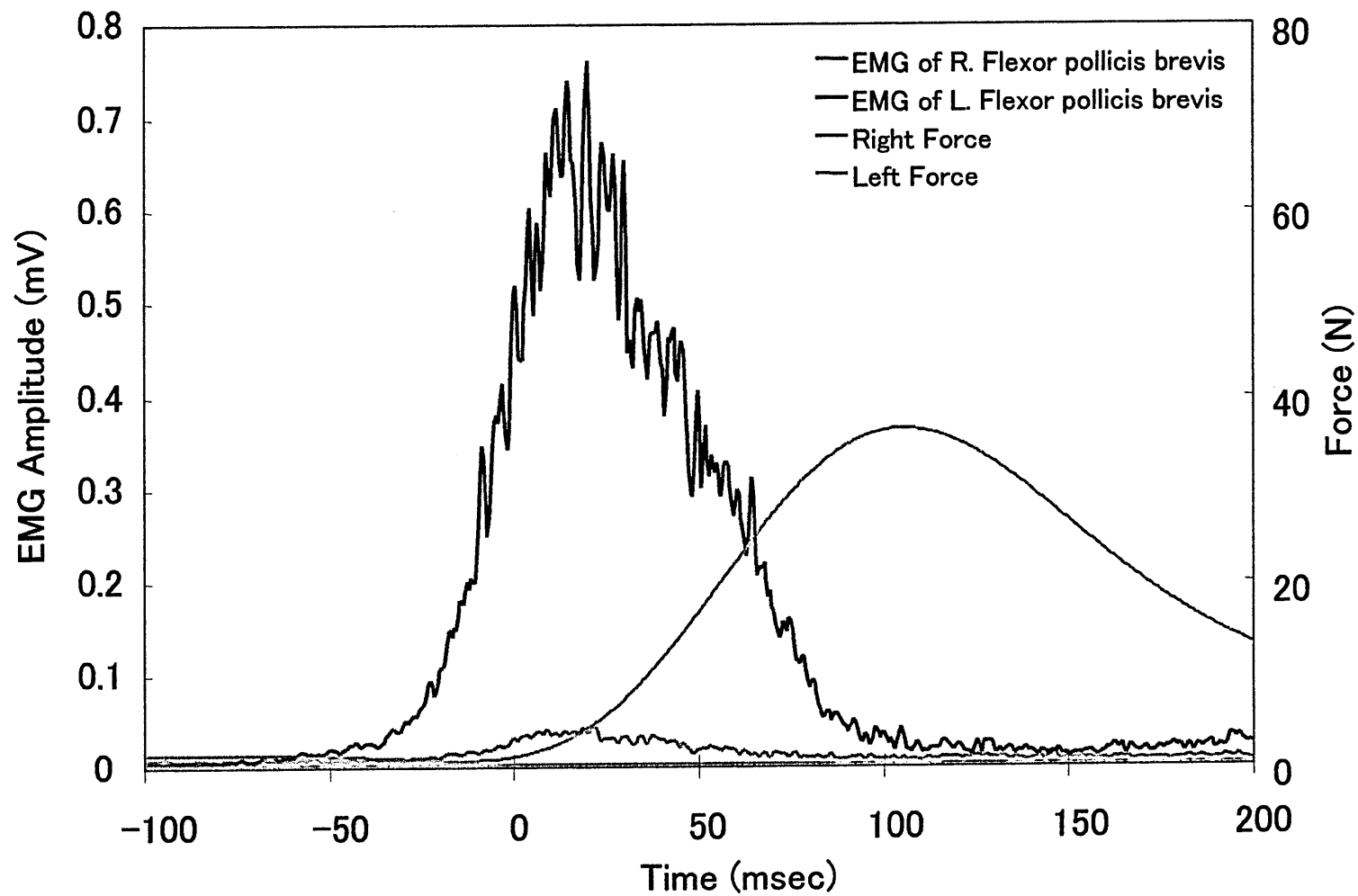


図11 筋電図による力発揮とEMGの例

Joint angle 15°

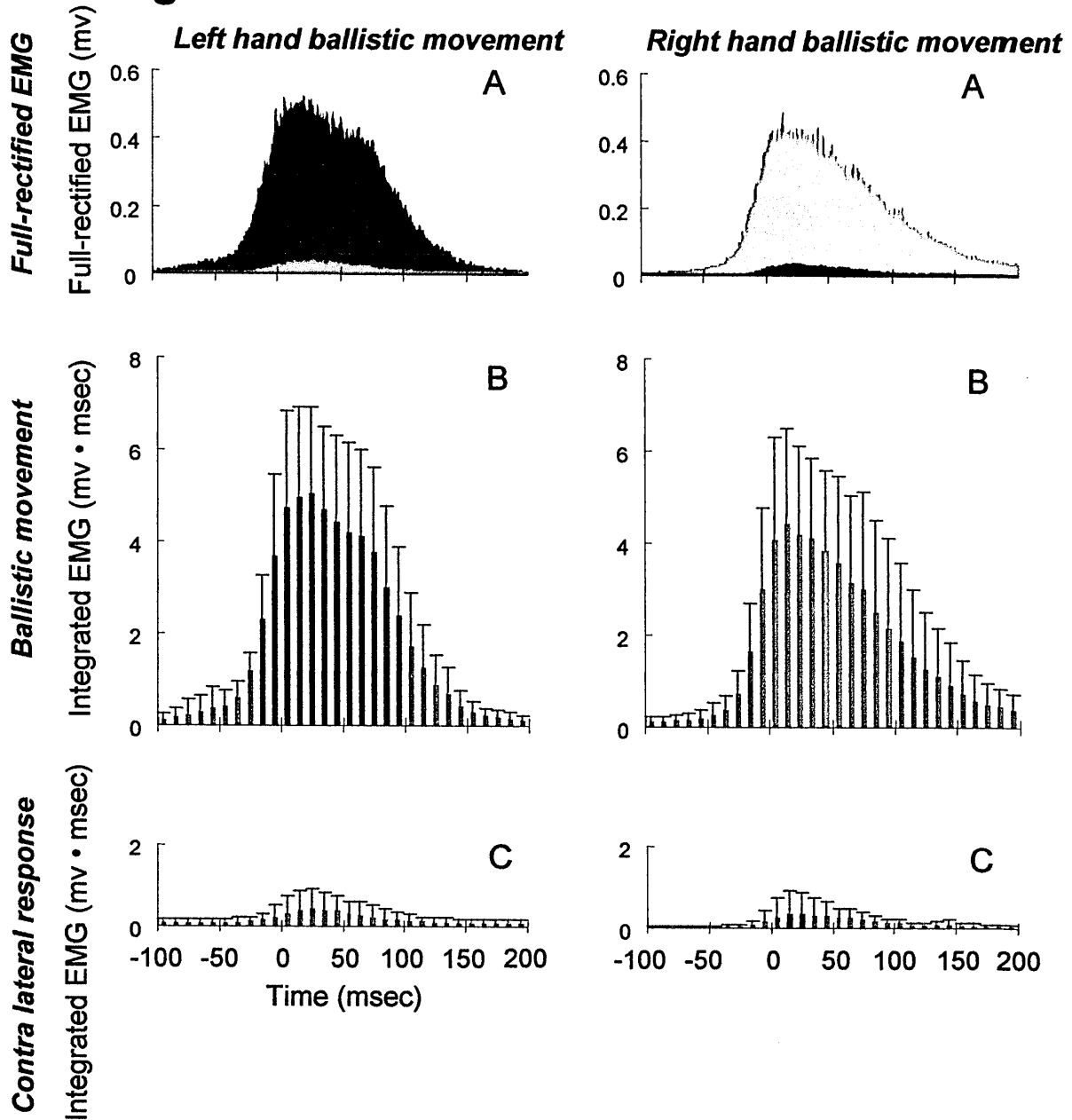


図12 15° における左右のEMG出現傾向について

Joint angle 30°

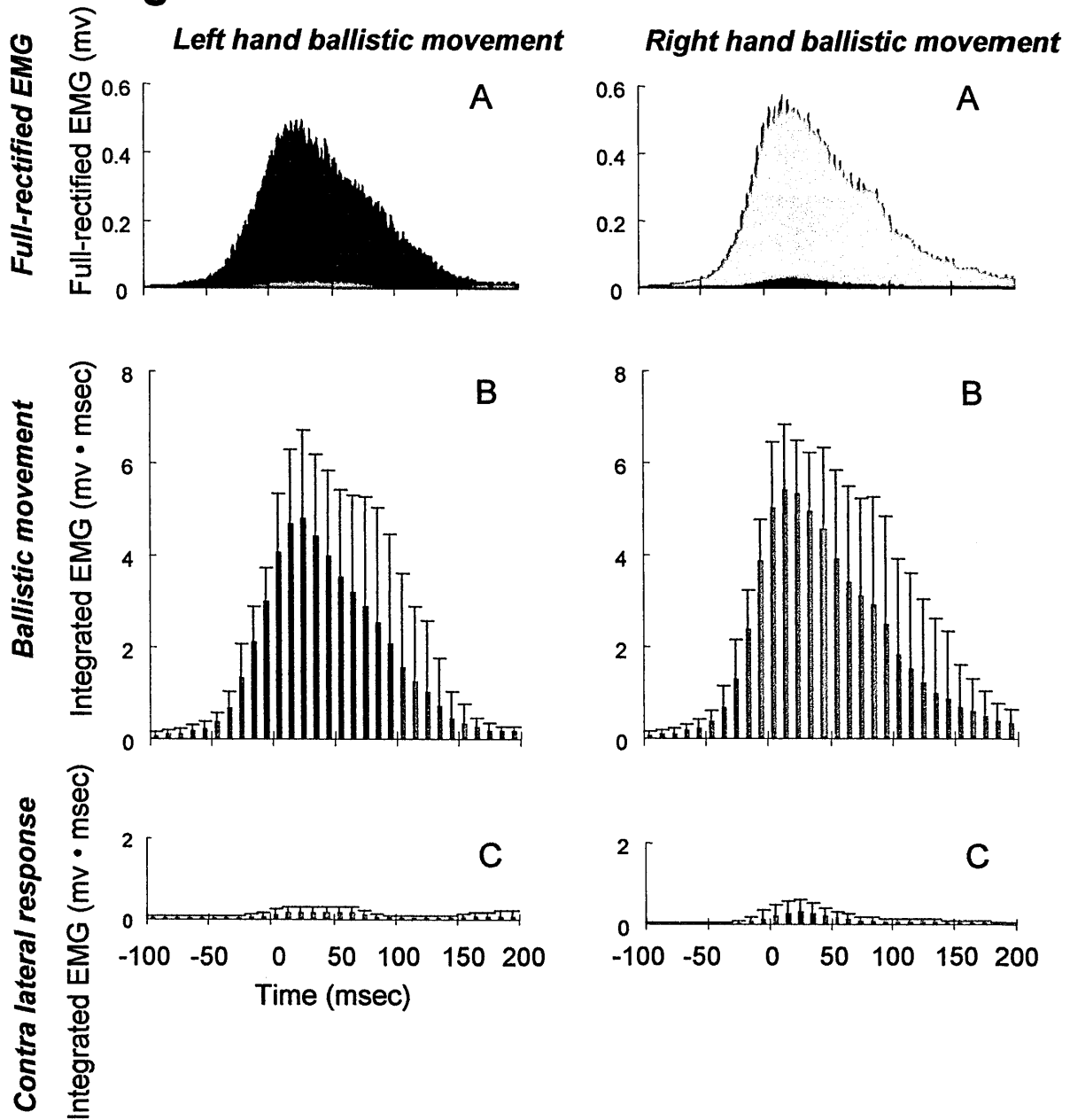


図13 30° における左右のEMG出現傾向について