

減力に伴う足関節底屈動作時の

前脛骨筋律動活動


所属学科目 体力学

著者名 細川 泰

論文指導教員 米田 継武

合格年月日 平成 年 月 日

論文審査委員

教授 南谷和利 

教授 岩井秀明

助教授 形体静夫

# 目次

	頁
<u>第 1 章 緒言</u>	1
<u>第 2 章 関連文献の考証</u>	4
第 1 節 筋電図について	4
第 2 節 振戦の概要	7
第 3 節 随意筋活動時の振るえについて	11
第 4 節 生理的振戦の起因について	15
第 5 節 筋の固有受容器活動について	21
第 6 節 振戦および筋活動に対する 疲労影響について	22
<u>第 3 章 実験方法</u>	25
第 1 節 被験者	25
第 2 節 実験手順	25
第 3 節 足関節運動の記録	27
第 4 節 筋電図の記録	28
第 5 節 解析方法	29

<u>第 4 章</u>	<u>結果</u>	<u>32</u>
第 1 節	足関節減力的底屈運動時の律動性運動	32
第 2 節	足関節底屈運動時の筋放電について	33
第 3 節	律動性運動と筋活動の関係について	36
第 4 節	律動性運動の活動性に対する 筋作業の影響について	37
<u>第 5 章</u>	<u>考察</u>	<u>41</u>
第 1 節	足関節底屈運動と前脛骨筋の活動	41
第 2 節	律動性筋活動のメカニズムの検討	43
第 3 節	前脛骨筋律動活動に対する 筋作業の影響について	46
<u>第 6 章</u>	<u>結論</u>	<u>50</u>
<u>第 7 章</u>	<u>要約</u>	<u>51</u>
	謝辞	53
	引用文献	54
	欧文要約	59
	Fig. 1～13	
	Table 1, 2	

## 第 1 章 緒言

人間の四肢には、運動制御系が関与した振戦（tremor）が観察できる。振戦は健常者の生理的振戦と障害による病的振戦に大別できる<sup>56)</sup>。

健常者の生理的振戦は微小な振動現象であり、からだの様々な部位で観察されている<sup>42)</sup>。生理的振戦は、特に手や指での一定の姿勢を保持する際、あるいはアイソメトリックの力発揮時の研究が中心に行われ、約10Hzの振動周波数を持つことが知られている<sup>22) 34) 35) 36) 42) 51) 64)</sup>。その起因として筋の構造に依存した機械的要因<sup>19) 57)</sup>、伸張反射を代表とする反射性要因<sup>15) 22) 35) 64)</sup>、および上位中枢によるとする中枢神経性の要因<sup>39)</sup>が考えられてきた。振戦の研究の歴史は長く、数十年にわたるが特性の多様さ、複雑さのため生理学的発生機構に関しては未知な点が多い。

一方の病的振戦は、パーキンソン病がよく知られている<sup>25) 53)</sup>。病的振戦は疾病ごとに固有の振動周波数が存在し、その振戦は粗大で日常動作の妨げになる<sup>26)</sup>。これらの生理的、病的振戦の筋放電には活動期と休止期を繰り返す群化放電がみられる<sup>23) 35) 37)</sup>。

Marshall & Walsh<sup>42)</sup> および Young & Hagbarth<sup>64)</sup> らは、関節運動を伴う随意運動中にも振戦が出現すると報告したが、系統的な解析が十分

に行われていなかった。

最近、比較的速度の遅い関節運動は滑らかに行うことができない、つまり振るえが伴うことが報告された<sup>5) 9) 62)</sup>。これらの報告では、振るえを振戦であると述べていない。指の随意運動については、主動筋と拮抗筋が間欠的に交互に活動していることが運動を滑らかに行うことを妨げる要因であると考えられている。

これまでの振戦や運動中の振るえの研究は筋が短縮する場合、あるいは筋長が変化しない場合を扱ってきた。しかしながら、筋活動の減弱に伴う筋伸長時の律動現象のメカニズムを検討した報告はみられない。伸長性収縮は日常動作にも深く関わる筋活動様式であることが考えられる。歩行動作を要素的にみると足関節の背屈によって足先を持ち上げて踏みだし、接地時には底屈に伴い足底を地面に近づける動作がある。この底屈動作は重力方向に行われ、負荷としての足部の重さを背屈の主動筋（前脛骨筋）で支えながら変位させていく。このとき、健常者であっても比較的速度で行う場合に律動的な収縮、言い換えると振るえが生じる。この運動方向は減力の際の運動単位の脱動員という問題の他に運動学的には接地動作に関わることが考えられ、この筋活動の特性を検討する意義は大きいと考える。その上、足関節運動時の律動性収縮のメカニズムそのものが手指のそれと同一のものかも解っていない。

本研究では、上記のような足関節底屈時の律動現象について生理学的、運動学的解析を基にメカニズムを検討した。

## 第2章 関連文献の考証

本研究では、随意運動中の律動的な筋活動について調べるが、本章ではその手がかりになると考えられる振戦、比較的速度の遅い随意運動時の筋活動様式および筋疲労の影響を中心に考証する。

### 第1節 筋電図について

#### (1) 筋電図の概要

筋はその収縮によって機械的な仕事を行う。その際、神経の活動電位が筋線維膜に活動電位を引き起こし、筋収縮が起こる。このときに発生した活動電位（action potential）を導出し記録したものを筋電図（electromyogram : EMG）という。その導出法は、電極の種類により表面電極法と針電極法に分類される。

初めてEMGを記録したのはPiperである<sup>49)</sup>。彼は、表面電極を用いて筋収縮時に皮膚表面で起こる電気的変化を記録した。随意的な筋収縮時に約50Hzの規則的な波が観察され、彼はこれをPiperリズムと呼んだ。

時実<sup>58)</sup>は、表面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 $\alpha$ 運動ニューロン（ $\alpha$ MN）の活動を反映したものだとして述べている。この $\alpha$ MNは末梢および中枢性の入力を受け入れ、その

興奮によって効果器である骨格筋の収縮を引き起こす。表面筋電図は、末梢および中枢性の入力を受け複雑な活動様式を呈する  $\alpha$  M N の活動を反映したものである。

Sherrington<sup>54)</sup> は、脊髄前角に存在する 1 個の神経細胞体とそれから伸びる 1 本の運動神経、およびそれに支配される筋線維群を含めて運動単位 ( motor unit : MU ) と定義した。筋に針電極を刺入すると単一運動単位の記録ができる<sup>1) 2) 4) 13)</sup>。

## ( 2 ) 筋収縮力と筋放電量との関係

E M G において筋の放電量を測定する方法の 1 つとして積分法があり、この方法によって E M G を定量的に解析することが可能となる。この方法を用いて力と筋放電との関係を検討した報告は多い。一般に、発揮する力が大きければ筋放電量も大きいという事実が受け入れられているが、その関係は直線的<sup>29) 33)</sup>、あるいは指数関数的<sup>44) 65)</sup> という 2 つの傾向に大別される。Lippold<sup>33)</sup> は、下腿伸筋群の随意収縮力と表面電極から得られた積分筋電図 ( iEMG ) には高い相関で直線関係を得た。しかし、両者の関係を示す回帰直線は被験者間で必ずしも一致せず、力と放電量との関係には個人差が存在することが示唆された。

また、個人においても表面電極の位置や電極間距離が筋電図に影



響を与えるという報告がある。Vigreux ら<sup>60)</sup>は、筋の走行に沿って電極を貼付すると筋放電が大きくなると報告している。Morimoto ら<sup>47)</sup>は、モーターポイントと電極位置との距離が大きくなると筋電図の振幅は小さくなると報告している。

以上のような点から、放電量を被験者間および個々の筋間での比較する意義は小さい。しかし、1つの筋で電極位置を変えない場合の積分筋電図は、筋の活動性を検討する上で有効な手段であろう。

### (3) 筋電図の時間的解析の利用法

筋電図の測定方法はいくつもあるが、本節(2)では筋電図の量の測定の意味について簡単にふれた。ここでは、筋電図の時間的パラメータがどのように利用されているかを、反応時間を例を基に考える<sup>48)</sup>。生体は1つの情報処理機構としてとらえることが可能である。受容器(receptor)により検知された生体内外の刺激(stimulus)は入力情報(input information)として求心神経系を経て中枢神経系に伝達され、分析・統合され、遠心神経系を経て効果器(effector)により応答(response)、出力情報(output information)となる。この刺激-応答(S-R)は複雑な神経回路網に依存し、時間的・空間的パターン特性を持っている。そのため、刺激から応答開始までの潜伏時の測定は、中枢神経機構の解析によく用いられている。このうち、

反応時間（reaction time）は一般に「ある与えられた刺激によって、決定される1つの意識的応答の最小の時間遅れ」と定義され、随意運動機能の解析に用いられるものである。特に、筋に活動電位が現れるまでの潜時（electromyographic latency:EMG-RT）は生理学の立場でよく用いられる。

つまり、EMGは中枢神経系からの運動指令が到達していることを意味し、さらに、潜時の測定は中枢神経機構について考える一手法として用いることができる。

このようなことから、EMGは生理学の分野での研究はもちろん臨床の分野でも広く利用され、神経系の疾病の診断にも役立っている。

## 第2節 振戦の概要

一般に、四肢、特に手や指には振動現象が観測され、正常時の微小振動から病的な粗大な振るえまで、種々のものがみられる。これらは力学的な振動の場合もあるが、四肢の運動制御系が関与しているのが普通で、その意味から力学的振動を含めて振戦（tremor）と呼ばれる。一方、振るえと呼ぶ場合は物理的な表現であり、言葉の持つ意味は振戦より大きい。Stein & Lee<sup>5,6)</sup>の総説を基に振戦の概要

を取り上げる。彼らは、振戦を健常者にみられる生理的振戦（physiological tremor）と障害者にみられる病的振戦（pathological tremor）とに大別し、さらに、病的振戦を静止時振戦（resting tremor）、体位性振戦（postural tremor）および企図振戦（intention tremor）に分類している。

#### （１）生理的振戦（physiological tremor）について

生理的振戦は、健常者にみられる非常に小さな振動現象である。振戦の研究は手、指を扱ったものが多いが、体の様々な部位において存在することが知られている<sup>41) 42)</sup>。振動周波数は8～12Hzである。この現象は完全に弛緩した筋ではみられず、重力や外から与えられた力に対してある固定した姿勢をとろうとしたときに現れる。起因として、3つの機構が考えられている。筋のメカニズムに依存した機械的振戦、伸張反射を代表とする反射性振戦、そして脊髄および上位中枢によるとする中枢神経性振戦がある。振戦の研究の歴史は長く、数十年にわたるが、その特性の多様さ、複雑さのため生理的な発生機構に関しては未知の点が多い。これらの生理的振戦の起因については、第4節で詳しく取り上げる。

## (2) 病的振戦 ( pathological tremor ) について

Stein & Lee<sup>5,6)</sup> は、病的振戦を分類する方法はいくつかあるが、学術用語として一貫しておらず普遍的な分類までには至っていないと述べている。その中で、姿勢や随意活動の様式に基づいた臨床的分類が広く受け入れられているとしている。彼らはこの基準に沿って病的振戦を静止時振戦、体位性振戦、企図振戦の3つに分類している。

### イ、静止時振戦 ( resting tremor )

この振戦は、パーキンソン病の症状としてよく知られている。この場合の振戦は小脳損傷に伴うものとは異なり、静止時にみられることが特徴的である。振戦は指先から手首にかけての小刻みな振るえとして認められ、頭部がこれに加わることがある<sup>2,4)</sup>。振動周波数は生理的振戦よりも低い4~7Hzである。病気の初期においては、随意的な筋活動時に振戦は消失するが、悪化すると意図する運動が阻害される。また、睡眠によって振戦は消失する。そして、パーキンソン病患者の振戦の筋電図では活動期と休止期を反復する群化放電が観察され、このとき主動筋と拮抗筋は交互に活動する<sup>2,3) 5,3)</sup>。この病気の病変部位としてよく知られているのがドーパミン作動性ニューロンからなる大脳基底核の黒質-線条体系であり、尾状核お

よび被殻のドーパミン含有量が正常の約50%に減少している<sup>17) 25)</sup>。  
症状を軽減させる薬として L-dopa がよく用いられている。

#### ロ、体位性振戦 ( postural tremor )

体位性振戦のなかで最も一般的なのが本態性振戦である。この振戦は、肢を安静にしている状態では現れず、ある固定した姿勢を維持するときに現れる。指、手首で最も顕著に現れるが、頭部、顔、さらに発声時にも現れる。振動周波数は、青年では8~10Hzである。Marshall<sup>41)</sup>は、本態性振戦と生理的振戦振動周波数が同様な値であることは、本態性振戦は生理的振戦が強調されたものにすぎないことの示唆であると指摘している。そして、本態性振戦の原因は分かっておらず、多くの患者において特定の中樞神経系の損傷や他の神経系の異常は見つかっていない。Baxter<sup>3)</sup>は、姿勢の異常や斜傾した頸での痙性の動きなどの運動失調が増大すると報告している。

#### ハ、企図振戦 ( intention tremor )

この振戦は、意図した随意運動を遂行するときに発現する。手が目的物に達する前に止まったり、行き過ぎたりするような推尺異常が認められる<sup>24)</sup>。振動周波数は3~7Hzであり、目的物に近づくとつれて振るえの振幅は増大する。企図振戦は小脳性振戦の典型であ

るが、これらには一定の姿勢を維持する際に胴、頭部を含めからだ全体にリズムカルな振るえが観察される。ヒトでは小脳皮質下核、とくに歯状核や上小脳脚の損傷との関係が指摘されている。動物実験は、赤核の破壊<sup>50)</sup>や小脳皮質下核の冷却<sup>61)</sup>が行われている。これらの処置によって、ヒトの企図振戦と同じような振るえや推尺異常のような動きが発現すると報告されている。

### 第3節 随意筋活動時の振るえについて

関節運動を伴う随意運動中には、生理的振戦と同様な周期性を持つ不連続な動きが存在することが報告されている。本節では、それらについて考証する。

Marshall & Walsh<sup>42)</sup>は、手関節、肘関節、肩関節、膝関節および臀部の関節での随意運動で7~12Hzの振戦がみられたが、それらと筋電図には一定の対応関係は確認できなかったを報告している。

Lippoldら<sup>37)</sup>は、立位における腓腹筋の筋電図には、約9Hzでの群化がみられたことを報告している。群化した筋電図は、全身の様々な筋で観察されたが、比較的小さい力発揮時にこの傾向が顕著になると述べている。また、短拇指外転筋において負荷に対する短縮性収縮時よりも伸長性収縮時の方が、放電の群化が顕著であったとも述べている。

Young & Hagbarth<sup>64)</sup>は、指、手首の振戦の研究を行った。その中で、指の遅い滑らかな屈曲、伸展運動時には振戦と不規則な動きが亢進すると報告している。そして、指に荷重物を加えることで、それらの動きが増大することを観察した。これらの研究は、振るえの加速度の記録が主な結果であり、系統的な解析が行われていなかった。そして、肢の一定位置保持中の振戦と彼らが振戦と呼ぶ関節運動中の不連続な動きが同じメカニズムであるという主張の十分な説明がなされていなかった。

また、近位の関節での運動は遠位の関節に比べ滑らかであるという報告もある。Soeching<sup>55)</sup>は、腕運動によって人差し指でターゲットを指させる課題を行わせた。この中で、肩及び肘関節の動きは手首、指に比べて滑らかなのは慣性の大きさの差によると述べられている。

Vallbo & Wessberg<sup>59)</sup>は、指の遅い屈曲、伸展運動の筋電図、運動学的解析を行った。この運動は、滑らかな運動ではなく100~125 msecの周期で繰り返される切れ目のある動き、つまり8~10Hzの周期をもつ速度、加速度の変化によって特徴づけられた。彼らは、1回の微小な動きを tremor (振戦) ではなく discontinuity (不連続な動き、切れ目のある動き) と呼んでいる。この動きは、トレーニングによって滑らかな動きにならないと述べている。さらに、指のラン

プ運動の速度を変えても速度、加速度変化の周期は8~10Hzであり、速度が高ければ大きなステップ運動が存在し、運動速度が低ければ小さなステップ運動が存在すると述べている。また、指の屈筋、伸筋の筋電図には交互の活動がみられたことを報告している。つまり、主動筋が運動方向へ推進させ、拮抗筋が制動をかけることが連続的に行われていると考えている。これにより、指の運動は不連続になると結論づけた。

これに続き、Wessberg & Vallbo<sup>6,2)</sup>は、指の運動中の筋電図、運動学的パラメータに加え筋紡錘、腱器官の活動も記録した。神経活動は橈骨神経より総指伸筋と示指伸筋の一次終末、腱器官、二次終末の応答を記録した。一次終末、腱器官ともに運動中の加速ピークと関連した応答がみられた。一次終末は、筋伸長中は筋が急速に伸長されたとき、筋の短縮中は運動速度が最低の時に発火する傾向であった。一方、腱器官は筋伸長中は速度が最低の時、短縮中は速度が最高の時に発火していた。しかしながら、筋紡錘の応答は加速度変化からの遅れが大きく、時間的に分散も大きいため不連続な動きの原因を伸張反射とは考えられないとした。これらの固有受容器の情報は、末梢の事象を確かめるだけでなく、目的とする運動を組み立てるために主動筋と拮抗筋のバランスをとる役割を持つと述べている。そして、周期性を持つ不連続な動きは間欠的な下降性運動指



令によって生じると考察した。

さらに、Wessberg & Vallbo<sup>6,3)</sup>は、指の随意運動中に外乱を与えることによって伸張反射の関与を検討した。外乱は、指の屈曲、伸展運動中に伸筋に対して急速な機械的伸展を加えた。この機械的刺激を加えると13msec後に筋紡錘が発火し、最大の反射応答（EMGのピーク）は屈曲運動時は53msecで伸展運動時は63msecであった。彼らの先行研究<sup>6,2)</sup>では、指の運動中の加速のピーク後40~60msec以内に減速ピークを迎えると報告している。機械的刺激から最大反射応答までの53msecに、先行研究から求めた筋放電ピークから加速ピークまでの遅延19msecを合計すると72msecとなる。ここから、伸筋の伸張反射による加速度変化にこれだけの時間を要することから、伸張反射は運動中の減速活動には間に合わないと推定している。一方、自発的な運動中の1回の不連続な動きにおける伸筋の伸長についても調べた。この場合、加速度ピークに対して筋紡錘発火と筋電図の増大が顕著に現れず、さらに機械的刺激を加えたときのような時間関係もみられなかった。つまり、自発的運動中の筋伸長に対する筋紡錘応答は小さく、不連続な動きを引き起こす原因としては考えにくいとしている。結論として、指の随意運動を8~10Hzの周期で変調しているのは、脊髄上位の中樞神経系であると結論づけた。

以上のように、随意運動中の振るえは、著者によって振戦（tre-

mor)、振るえ (oscillation)、不連続な動き (discontinuity) などと呼ばれ、認識の違いがみられる。また、近年、指の振るえについての詳しい報告がなされたが、運動様式が主動筋短縮であること、拮抗筋の活動が減速効果をもたらすととらえていること、観察部位が指であることが特徴である。さらに、動きに対する固有受容器活動、つまり求心性情報については細かく分析されている。しかしながら遠心性情報としてとらえられる筋電図については十分な分析がなされておらず、実験対象も指に限定されている。よって、以上の点についての研究課題が残されていると考えられる。

#### 第4節 生理的振戦の起因について

随意運動中の振るえを調べるにあたり、生理的振戦メカニズムに関する研究を考証することは不可欠であると考えられる。第2節で挙げたとおり、生理的振戦の起因は筋のメカニズムに依存した機械的振戦、伸張反射を代表とする反射性振戦、そして脊髄及び上位中枢によるとする中枢神経性振戦の3つの機構が考えられている。本節では、それらについて考証する。

##### (1) 機械的振戦

ここでは、筋のメカニズムが生理的振戦の起因とする考えを挙げ

る。

Marshall & Walsh<sup>42)</sup>は、腕の一定位置保持の際の手首の加速度周波数と手首の伸筋の表面筋電図とが同期していなかったことを報告した。そして、motor unit 活動も同期していなかったとしている。また彼らは、運動神経線維や運動点に対する5Hzでの電気刺激によって振るえが観察され、10Hz以上になると強縮融合の開始を確認した。しかし、随意収縮開始時はmotor unitは7Hzで発火し、やがて50Hzまで増加するとしている。つまり、筋はlow-pass filterのような活動を行っていると述べている。

Stiles & Randall<sup>57)</sup>は、手と指の振戦の加速度の周波数について調べた。手の振戦の加速度周波数スペクトルでは9Hzがピークであり、指は9Hzと25Hzとの2つのピークがみられた。指に負荷物を装着すると、25Hzのスペクトルピークは減少したが、9Hzのピークは変化しなかった。そして、25Hzでの振るえは筋の弾性や慣性モーメントの計算によって説明できることを示した。

Fox & Randall<sup>19)</sup>は、前腕へ負荷を加えての一定位置保持の課題を行わせ、前腕の加速度および上腕二頭筋の筋電図を比較した。整流平滑筋電図の周波数スペクトルのピークは10Hz付近のみであるのに対し、加速度のスペクトルには約10Hzまでに2つのピークが存在した。高周波数側のピークは振戦、低周波数側のピークは力学的

振動であり、この力学的振動は固有振動と解釈された。

## (2) 反射性振戦

ここでは、脊髄伸張反射が生理的振戦の起因とする考えを挙げる。

Lippold<sup>34) 35)</sup>は、指で伸展方向への一定の力発揮をする際の振戦と、指を機械的に突くことによる振るえを比較した。外乱として温度変化、止血、電気刺激、視覚の有無を与えた。それによって、生理的振戦の振動周波数と指を突くことによる振るえの振動周波数が同様であることが示された。また、両者の周波数が冷却により減少し、加温によって増加した。また、止血によっても振幅は共に減少し、周波数は増加した。これらより、機械的入力によって発生する振るえと生理的振戦の振るえが同一の過程によって発現すると示唆した。また、振戦の位相が指を突くことによるリセット効果がみられたことは末梢入力に対して敏感であることを示すものであるとしている。そして、これらの振るえは総指伸筋での群化した筋放電と同期しており、振戦は単純に機械的に発生していないことを示した。

また、彼は下肢の冷却の影響についても調べた<sup>36)</sup>。立位で片足をタンクに入れ、実験開始10分後に0°Cの水を大腿中央部付近まで満たし、26分後に空にした。冷却によって群化放電周期が長くなったことはループのディレイを原因と考え、振幅の変化はシステムの

感度の変調を示唆した。

Hagbarth & Young<sup>22)</sup>は手、指の振戦を調べた。手首の屈筋、伸筋、回内筋、および長拇指伸筋の筋紡錘活動を正中神経から、同時に motor unit 活動も記録しながら負荷、疲労、機械的刺激の影響をみた。手や指の0.1°に満たない振戦の振るえにおいても筋紡錘の応答がみられた。筋の短縮相よりもむしろ伸展相で主に発火していた。そして、筋紡錘の発火から20msec遅れてEMG活動が観察され、この時間は脊髓単シナプス反射に合致すると結論づけた。

Young & Hagbarth<sup>64)</sup>は、振戦の亢進が伸張反射サーボの効果増大によることを、いくつかの手法を用いて確かめた。手の振戦について扱い、正中神経から前腕の筋の筋紡錘の記録と単極針電極でEMGの記録を行った。筋疲労、交感神経興奮性 $\beta$ -受容器刺激薬であるイソプロテレノールの注入、バイブレーションの付加、ジェンドラシック効果、遅い屈曲、伸展運動によって振戦の振幅が増大した。

Burneら<sup>15)</sup>は、手の振戦に対する止血、固定されたバーに対するアイソメトリックの力発揮の影響を調べた。ここでは、手首の伸筋の整流平滑筋電図と加速度信号のフーリエ解析を行い、それぞれの周波数スペクトルのピークは8~12Hzであった。止血2分後までに加速度スペクトルのピーク値は38~90%減少し、整流平滑筋電図のピーク値は63%まで減少した。ここから、固有受容器からの求心性

伝導は止血による影響を受けやすく、反射ループが阻害された可能性を考えた。また、固定されたバーに対するアイソメトリックの力が増大するにつれて、加速度スペクトルのピーク値は低頻度域に推移しながら減少した。このことから、筋の粘弾性も振戦の周期の決定因子であることを示唆している。加速度と整流平滑筋電図の8～12Hzのピークには高い相関がみられた。

Sanes<sup>51)</sup>は、生理的振戦における体性感覚入力の影響を検討した。健常者と感覚神経線維I a、I b障害者の腕の一定位置保持による疲労影響を調べた。疲労後の振戦の振幅は両者とも増大したが、健常者の加速度周波数スペクトルのピーク値は8Hz付近であったのに対し、患者には特異的に高い値は存在しなかった。よって、末梢の感覚情報が振戦に対して何らかの役割を持つことを示唆した。

### (3) 中枢神経性振戦

ここでは、生理的振戦が脊髄のメカニズム、あるいは脊髄上位のメカニズムを起因とする考えを挙げる。

代表的なものとして、オリブ-小脳系を挙げている報告があるが、まずこの径路についての概略を説明する。脳幹の小脳前核の1つである下オリブ核が、小脳への間接的な上行路である脊髄オリブ路から感覚情報入力を受ける。また、運動性皮質の出力路の主

要部位であるV層からオリブ核線維、赤核を介した赤核下オリブ線維を通じて入力を受ける。そして、下オリブからの登上線維が小脳のプルキンエ細胞に達し、強力な興奮作用を与える。小脳皮質の唯一の出力線維であるプルキンエ細胞の軸索は、小脳全体の出力を行う小脳核細胞に抑制性作用を与える。このように、下オリブ核は大腦、脊髄、脳幹からの信号を受けて小脳へ送り、大腦-小脳連関、あるいは脊髄-小脳連関の中継核として重要な役割を果たす<sup>24)</sup>。Bower & Llinas<sup>10) 11)</sup>、Sasaki & Llinas<sup>52)</sup>は、ラットのプルキンエ細胞は10impulses/sec、つまり100msecの周期で発火することを報告した。さらに、除脳ネコにおいて中枢神経刺激薬であるハルマリン投与によって、鮮明にプルキンエ細胞の発火が8~12impulses/sec<sup>16)</sup>、8~10impulses/sec<sup>40)</sup>で観察されたことを報告した。これらの結果からLlinas<sup>39)</sup>は、生理的振戦はオリブ-小脳系によって生じ、また、登上線維が筋運動開始を変調するペースメーカーとして働いていると述べた。

以上のように、様々な手法によって生理的振戦の研究が行われているが、明確な起因の特定には至っていない。しかし、複数の要因が相互に作用しながら発現している可能性もあり、1つの要因に特定することは難しいともいわれている<sup>56)</sup>。

## 第5節 筋の固有受容器の活動について

本節では、運動や筋長変化に対する筋紡錘、腱器官の応答について取り上げる。

Matthews & Stein<sup>43)</sup>は、動物実験において微小な筋長変化に対する筋紡錘の応答について調べた。除脳ネコのヒラメ筋に対して0.03~300c/sの周期で機械的伸長を加えた。1c/sでの筋伸長量(mm)と筋紡錘発火数(impulses/sec)との関係を求めると一次終末は0.1mmまで、二次終末は1mm以上でも直線的な正の相関がみられた。一次終末は特に微小な筋長変化に対して敏感であることが強調された。

Burkeら<sup>14)</sup>は、筋の活動様式の違いが筋紡錘応答に与える影響について報告した。ここでは、試行として前脛骨筋に随意的に短縮性、伸長性収縮を行わせた。短縮性収縮時よりも伸長性収縮時の方が発火頻度が高く、負荷の増大によっても発火頻度が高くなると報告している。また、受動的な足関節運動時の筋紡錘発火頻度は自発的な収縮時よりも低かった。また、短縮運動の速度が高ければ発火頻度は低くなるとしている。そして自発的な短縮、伸長性収縮には意図とは関係なく不規則な動きが生じると述べている。短縮性収縮時の運動方向への加速は筋紡錘発火を休止させる。反対に、伸長性収縮時の伸展方向への加速は筋紡錘発火を起こす。これらの錘内運動は、不規則な動きの検知と反射を適切に修正する役割を持つと示唆して



いる。

Hulliger ら<sup>28)</sup>は、筋紡錘の静的応答について調べた。手の拇指以外の指の中手指関節を正確な一定位置で保持させた際の一次終末、二次終末の活動を記録した。保持位置が20°異なっても、それぞれの放電頻度に有意な差は現れなかった。また、25% M V C の負荷によっても発火頻度に変化はみられなかった。錐内筋運動は、関節角度位置よりも筋長変化によって変調されることを強調している。

以上の報告から、筋の固有受容器は、常に微小な筋長変化の情報を脊髄に送っていると考えられる。そして本研究では、遠心性情報としての筋電図と運動学的事象との比較によって、固有受容器の情報が運動中の微小な振るえに反映されているかを推測する。

## 第6節 振戦および筋活動に対する筋疲労の影響について

Lippold ら<sup>37)</sup>は、随意的な筋活動時には約9Hzでの群化した放電パターンがみられたことを報告している。その中で、体を傾斜させた立位による腓腹筋の疲労によって、放電の出現頻度が約15Hzに増加したこと、および、上腕三頭筋の75% M V C 力発揮維持によって motor unit の発火頻度が増加したと報告している。

Hagbarth & Young<sup>22)</sup>は手、指の振戦について調べた。筋疲労影響によって振戦の振幅が増大したことを報告している。その際、筋紡錘

の発火と筋放電には、鮮明な群化の傾向がみられたと述べている。

Bigland-Ritchie ら<sup>8)</sup>は、M V C 力発揮持続時の M 波の変化について調べた。拇指内転筋、第一背側骨間筋の 60 秒の M V C 持続によって発揮力が 30~50% 低下したが、その際の M 波の振幅は減少しなかった。また、1 回の M 波の持続時間が延長したことは筋の収縮速度の低下によるとしている。ここで、力の低下は神経-筋伝達の阻害によるものではないと述べた。

Bigland-Ritchie ら<sup>7)</sup>は、M V C 力発揮持続による疲労によって M N の放電頻度が低下することを報告した。拇指内転筋で力発揮をさせ、その際の single motor unit の活動を記録した。60 秒の力発揮で放電頻度が 27Hz から 15Hz に低下した。

Bigland-Ritchie & Woods<sup>9)</sup>は、M V C 力発揮持続による疲労において、発揮力の低下は中枢神経系ドライブの減少や神経-筋伝達の衰えによるのではなく、筋の収縮能力の低下によると述べている。iEMG、single motor unit 発火頻度の低下が強縮融合頻度の低下と平行して生じたことは、M N が筋の収縮特性に合わせて最適な放電頻度を用いていると考えた。

Sanes<sup>5)</sup>は、健常者と神経線維 (I a, I b) の障害者の振戦を比較した。筋疲労によって健常者の振戦は亢進したが、そのときの加速度周波数スペクトルには 8Hz 付近のピークが顕著にみられた。

Bigland-Ritchie ら<sup>5)</sup> および Bigland-Ritchie ら<sup>6)</sup> は、筋疲労時の MN 発火頻度の低下について調べた。課題は、上腕二頭筋に 20、10 秒間アイソメトリックの力発揮を行わせ、single motor unit の活動を記録した。筋疲労によって MN 発火頻度は低下した。疲労した筋を 3 分間止血状態で安静にしても発火頻度は回復せず、血液供給再開 3 分後には回復した。彼らは中枢の興奮性の変化、また MN 発火頻度は筋疲労による末梢性反射によって調節されたと述べている。

Garland and McComas<sup>20)</sup> は、筋疲労による反射の抑制について調べた。大腿部を圧迫し電気刺激でヒラメ筋に収縮を引き起こした。筋疲労による被検者 10 名の平均値の低下率は、MVC が 39%、MVC 発揮時の筋放電量は 52%、H 反射振幅 48%、H / M 比 47%、M 波 9% であった。原因として、中枢神経系の下降性モータードライブ、神経筋接合部、筋線維膜の興奮性の変化は考えられないとしている。これらの結果は、 $\alpha$  MN の反射抑制を示すものであると述べている。

このように、筋作業は脊髄反射機能の変調や motor unit の活動様式を変えることが考えられる。

## 第3章 実験方法

### 第1節 被験者

本実験における被験者は、本大学スポーツ健康科学部ならびに大学院体育学研究科に所属する健康な学生（男性、年齢19～27歳）11名であった。実験は、被験者に対して趣旨と方法を十分に説明し、承諾を得てから行った。

### 第2節 実験手順

本研究では、前脛骨筋の減力時の律動活動を調べるために、被験者にできるだけ滑らかな足関節底屈動作を行わせた。本研究で底屈と呼ぶ動作は、主動筋群（腓腹筋、ヒラメ筋）の収縮による完全に能動的なものでなく、拮抗筋であると考えられる前脛骨筋に対して負荷となっている足部重量の負荷解放がこの動作の基本である。ここでは動作の方向性の観点で特に底屈と呼ぶことにした。

被験者をシールドルーム内で、椅子の背もたれに寄り掛かる楽な姿勢で座らせた。膝関節は90°自然屈曲位をとらせた。足部は常に宙に浮いた状態で、底屈を行っても床に接することはなかった。実験動作課題としての底屈動作は、被験者に視覚的追従目標を与えて行われた。つまり、足関節を背屈位で2秒間保持した後、足関節に取り

付けた角度計で検出した信号掃引を被験者の眼前約1mに位置したオシロスコープの画面に示し追隨目標（target）としてこれに合致させながら行わせた。このため、パーソナルコンピュータによって専用プログラムでデジタルパルスを発生させ、D/A変換した後オシロスコープに入力した。つまり、コンピュータをパルス発生器として利用した方法であった。角度計信号（後述）と追隨目標はオシロスコープの画面上に水平の掃引線ラインで示し、目標速度別に滑らかに上方から下方へ移動させる方式を採った（Fig. 1）。

実験課題は、以下の2種類であった。第1課題は、底屈動作時の律動的な筋活動に対する速度と負荷の大きさの影響を調べる手順（protocol）で構成された課題であり、第2課題はそれらに対する筋作業の影響を調べる手順の課題である。詳細を以下に示す。

第1課題：被験者は4名で行った。速度段階は任意の3段階を設定した。つまり背屈から底屈完了までの時間を2秒、1秒、0.5秒と差を設けた。本課題での平均的足関節可動範囲は $36^\circ$ なので、この目標時間での角速度はそれぞれ18、36、72deg/secであった。負荷も無負荷（足部重量のみ）を含め200g、400gの3段階を採用した。負荷する場合は重力方向（足部の底屈を助長；Downwardと称する）と抗重力方向（底屈に抵抗；Upwardと称する）の相反する2方向に別々に与えた（Fig. 1）。3通りの速度と5通りの負荷を組み合わせ合計

15の条件で各10回ずつ課題試行を行った。

第2課題：被験者は7名で行った。律動的な筋活動に対する末梢性入力の影響を検討するため、本研究では、その一手法として筋作業後の測定を行った<sup>37)</sup>。前脛骨筋の筋疲労を引き起こす運動は、下記の手順である。筋作業負荷実験に先立ち実験の最初にロードセル（LU-200KE：共和電業）で等尺性のアイソメトリックの最大随意背屈力を測定し、その値の30%の重りをプーリーを介して2秒に1回の頻度で、底屈位から背屈位まで1秒の背屈動作によって持ち上げさせた。動作中の背屈位が疲労前の30%以下で数回継続するか、あるいは一定のリズムで数回継続して反復できなくなった時点で疲労とした。その直後、試行としての底屈運動を行わせた。第2課題での試行数は疲労前後各20回行った。最大背屈力は実験開始時、疲労動作を終えた直後、そして疲労後の底屈課題を20回行った直後の3回測定された。筋作業後の課題底屈動作は全て45deg/secのターゲットに合致させるように行わせた。この速度は予備実験から得た歩行時の遊脚相最大背屈位から踵接地までの速度である。

### 第3節 足関節運動の記録

底屈動作の運動学的要素は、関節角度変化と重力方向加速度の記録から測定した（Fig. 1）。関節角度は可変抵抗器（ポテンシオメ

ーター)によって検出した。角度変位に伴う抵抗値の変化はブリッジ回路で平衡電位点との対照で信号化されるが、その際、変化量はブリッジ回路に負荷された搬送波にのせて出力されるため、この搬送波から信号のみを取り出す検波回路が必要である。使用した動歪測定器 (DPM-611A : 共和電業) はこのための発信回路 (搬送波発生用)、検波回路のほかに増幅回路を1つの筐体に組み込んだ装置である。角度計は回転軸を右足関節の回転軸に合致させて装着した。角度変位と出力電圧には極めて高い直線性を確認した。加速度は、足部の微細な運動の妨げにならないように特に選定した重量1.3グラムの圧電型加速度計 (yamco-110B : 山一電気) と増幅器 (yamco-4101 : 山一電気) を使用して記録した。この加速度計は足背部の舟状骨上に両面テープとテーピング用テープで動かぬよう装着され、ローパスフィルターは300Hzで記録した。

#### 第4節 筋電図の記録

本研究では、表面筋電図の解析によって中枢神経系である脊髄  $\alpha$  MNからの神経指令を検討した。底屈の拮抗筋と考えられる前脛骨筋、ならびに底屈の主動筋の腓腹筋、ヒラメ筋の活動電位を表面筋電図法で記録した (Fig. 1)。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、電極用ペーストを電極直径範囲に塗布した。皿型表面電極（8mmAgCl<sub>2</sub>）を電極間距離 30mm で各筋筋腹皮膚上に双極導出用に貼付した。抵抗値は10k Ω以下で行った。また、基準電極は電位変動がきわめて少ないと思われる膝蓋骨上に貼付した。筋放電信号1mVが1V出力になるよう生体用電気増幅器（AB621G：日本光電）の増幅感度を調節して時定数0.003msecで記録した。この筋活動電位は前述の関節角度、加速度信号とともにデータレコーダ（RD-200T：TEAC）によって磁気テープに収録した。

## 第5節 解析方法

全てのデータは、サンプリングレート2kHzでA/D変換した後、パーソナルコンピュータ（IBM：PS/V）でオフライン解析を行った。解析には生体電気現象解析ソフト（Brain Wave：DataWave Technologies）を使用した。Fig. 2は1試行分の原波形である。上段は足関節角度変位、中段は加速度、下段は前脛骨筋のEMGである。

### （1）筋電図上の測定パラメータ

底屈動作における前脛骨筋の活動性を調べるために群化放電の反復性、放電期間、放電量について測定した。反復性は、各群化放電の出現時点の間隔を測定し、それらを周波数に換算した。放電期間は、1群化放電の出現時点から収束までの時間を測定した。放電量



は、1 群化放電の出現時点から収束までを積分して求めた ( Fig. 3 ) 。

## ( 2 ) 関節角度曲線の測定

記録された動作曲線 ( Fig. 2a ) から、一連の底屈動作を構成する個々の微小な変位を振動変位という 1 単位として扱った ( Fig. 4a ) 。

1 回の振動変位は、足関節角度変位を加速度変化 1 周期の時間を主として算出した。そして、1 振動変位当たりの角度変位量、期間、角速度と加速度を求めた。

## ( 3 ) 筋電図と運動学的要素との関連性の視点

本研究では、 Fig. 4c で示したように時間関係で 1 振動変位に先行して現れる 1 群化放電を pre-PF ( pre-Plantar Flexion )、変位開始の後に位置する放電を post-PF ( post-Plantar Flexion ) と呼び、群化放電と 1 振動変位との関係について調べた。

## ( 4 ) 筋作業影響の評価

背屈運動後の底屈課題において、足関節を作業前の背屈角度まで引き上げられない者がいた。このような被験者の場合には、疲労後の試行における平均の背屈位を基準として、疲労前の試行で基準の角度域を越えたときの群化放電および振動変位は棄却し、筋作業前後で比較する運動の範囲を揃えた。さらに、各 20 試行のうち 10 試行未満にしか出現しなかった放電および振動変位についても棄却した。そして、各放電および振動変位のパラメータは底屈動作開始からの

出現順位ごとに平均値を求め、これらを筋作業前後で比較した。一連の群化放電および振動変位の平均値が最低1つステューデントのt検定で有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた場合に本文中で増大又は減少と表現した。

## 第4章 結果

### 第1節 足関節の減力的底屈運動時の律動性運動

足関節は背屈位から底屈位まで一般的に約 $65^\circ$ の可動域を有する<sup>27)</sup>。本研究においては、平均 $32^\circ$ の可動域で底屈課題動作が行われた。背屈位をとらせてからこの範囲を等速度で随意運動調節する際には微小な律動性運動がみられる。本研究では、まずこの微小運動の特性を運動学的に調べた。

Fig. 2は、ある1名の被験者が $45\text{deg/sec}$ で底屈動作を行った際の1試行分の原波形である。(a)は角度計で記録した足関節の運動曲線、(b)は加速度計で記録した重力方向への加速度である。

(a)の角度曲線に注目する。この被験者の背屈位から底屈位までの関節可動域は約 $30^\circ$ であり、 $45\text{deg/sec}$ で底屈動作を行わせると約0.7秒で1試行を完了した例である。動作課題は追従目標を与えながら出来るだけ滑らかに行うよう教示を与えたが、動作曲線を見る限り滑らかな運動と判断することができなかった。この底屈動作は、微視的に見ると階段状の動きから構成されていることが観察された。

(b)の加速度曲線は、底屈方向つまり重力方向加速度を記録したものである。底屈動作中の加速度変化は周期性が観察された。加速度の個々の波形の周期を測定したところ、 $8\sim 10\text{Hz}$ という値が得

られた。この現象は7名全ての被験者に存在していた。課題の底屈動作は、100~125msec置きに繰り返しのある微小な運動の反復で構成されていた。本研究では、このような個々の微小な変位を振動変位と呼ぶ。また、加速度変化1周期の時間に対応させた1振動変位あたりの角度変位量は、全体的に3~6°であった。

## 第2節 足関節底屈運動時の筋放電について

減力に伴う底屈動作中の前脛骨筋において活動期と休止期を繰り返す群化放電が現れた ( Fig. 2c )。つまり、被験者が滑らかな運動を行うことを意図しても、筋は断続的にしか活動していなかった。課題1では、4名の被験者において、減力側の主動筋である前脛骨筋の放電特性に底屈速度や負荷量が影響するかを検討した。

まず、群化放電の周期性を検討するため、各放電の開始時間間隔を調べた。 Fig. 5に、4名の被験者の負荷なしで底屈動作を行う際の群化放電周期性を速度別に示した。縦軸は各群化放電の出現時点の間隔を周波数に換算したものであり、横軸は各群化放電が出現した順序を表している。どの速度で行っても、約10Hzで安定して推移していた。この傾向は、他の3名においても同様な傾向がみられた。第1放電がそれ以降の放電より高値となっている。これは群化放電の出現間隔ではなく背屈位保持中の持続放電終了から第1放電

出現までの時間を換算しており、他の放電とは測定方法が異なるからである。

この群化放電の周期性に対し負荷の大きさが影響するかを検討し Fig. 6に示した。被験者4名分で、軸は Fig. 5と同一である。被験者 A、B、C、Dの関節可動域は各37、30、37、43°であった。ここでも負荷による出現頻度の差はみえず、どの被験者も10Hz付近で推移していた。全体的に運動の速度や負荷の大小、また個人別でも差異がみえず、いずれの条件においても10Hz付近で推移していた。

微細な筋活動を生じさせる神経指令の時間的特性を検討する手がかりを得るために各群化放電の持続時間を求めた。Fig. 7は、1名の被験者の2秒で底屈動作を行った際の各群化放電の持続時間を示したものである。縦軸は各群化放電の持続時間、横軸は出現順位、シンボルマークの違いは負荷の違いを示す。第1放電は持続放電終了後の最初に出現したものである。全体的に、第1放電の持続時間は80~100msecあたりの持続時間であり、形としては右下がり、つまり一連の群化放電終了に近づくにつれ減少傾向を示した。この傾向は他の3名の被験者についても共通していた。負荷の方向の観点からみると重力方向に重い負荷、つまり前脛骨筋に負荷が加わる Downwardの400gでの各放電の持続時間が他の負荷の試行より長い傾向にあった。

微小運動中の筋の活動性の変化を検討するために各群化放電の放電量を求めた。Fig. 8は1名の被験者についてのもので、縦軸は放電量、横軸は各群化放電の出現順序、シンボルマークの違いは負荷の違いである。このグラフも全体的に右下がり、つまり一連の群化放電の終了に近づくと減少傾向がみられた。Downwardの400gが他の負荷の試行より放電量が大きくなっている。

筋電図積分値変動には時間の要素と単位時間要素が影響する。そこで、この積分値の減少傾向は持続時間の減少によるものなのか、あるいは放電の活動性そのものの低下によるものなのかを調べるために単位時間当たりの放電量を求めた。Fig. 9の縦軸は先程の放電量を放電期間で除した単位時間当たりの放電量、横軸は出現順序、シンボルマークの違いは負荷の違いを表す。全体的に右下がり、つまり一連の群化放電の終了に向かい減少傾向を示す結果が得られた。単位時間あたりの放電量では、負荷別に特定の傾向は認められなかった。この結果は、各放電の総放電量の減少が放電時間の減少より、単位時間の放電量減少に依存する傾向であった。

以上の結果をまとめると、各群化放電の出現の周期性は約10Hzでの安定性が確かめられ、放電時間、放電量、単位時間あたりの放電量は減少傾向を示した。また、足部への負荷が大きい場合に、放電期間と放電量が大きくなる傾向がみられた。

### 第3節 律動性運動と筋活動の関係について

減力を伴う足関節の等速度底屈動作には、約10Hzでの一定の周期性をもった加速度変化を伴うことを確認した（第1節）。さらに、足関節背屈の機能を有する前脛骨筋も同様の周期性を持って活動していることを確認した（第2節）。この随意運動中にみられる不随意性の律動運動は前脛骨筋のどんな神経制御で行われていたかを検討するために、両者の関係を分析した。本節では課題2のデータを扱い、各被験者の1試行あたりに群化放電、振動変位は3～5個出現した。

ある振動変位がその事前の放電（pre-PF）と関連性が強いのか、それともその変位の事後の放電（post-PF）に関連があるかを調べるために、まず、Fig. 4で示したように個々の振動的な変位を基準として変位開始とpre-PFに着目し、1振動変位の角度変位量とpre-PFの放電量（pre-PF iEMG）、および単位時間当たりの放電量（pre-PF iEMG/time）との関係を調べた。被験者7名のうち、4名に1振動変位の角度変位量とpre-PF iEMG、pre-PF iEMG/timeとに有意な負の相関（ $p < 0.05$ ）がみられた。4名のうち1名のデータをFig. 10a（1振動変位の角度変位量とpre-PF iEMG）、Fig. 10b（1振動変位の角度変位量とpre-PF iEMG/time）に示した。具体的にこれらは、1群化放電の放電量が大きい場合、その直後に生じる角度変位量が小

さく、反対に 1 群化放電の放電量が小さい場合、その直後の角度変位量は大きいという関係が成立していることになる。

解析のための 2 つめの観点は、1 振動変位開始とその変位後に出現する群化放電 ( post-PF ) との関係である。 Fig. 11には被験者別に振動変位の加速度ピークから post-PF の出現までの時間を示した。全体的に約 70msec の値が得られた。

#### 第 4 節 律動性運動の活動性に対する筋作業の影響について

本研究では、律動的な筋活動に対する末梢性入力の影響を検討するため、筋作業をその一手法として用いた。筋作業がその後の試行に影響を及ぼしていたことを示す指標として、Table1では実験開始時を 100%として、筋作業を終えた直後、そしてその後の底屈動作を 20回終えた直後の最大背屈力の低下率を被験者別に示した。また、疲労と判定した時点から試行としての疲労後の底屈動作終了直後の最大背屈力測定まで要した時間も示した。

底屈動作課題での振動変位の特徴を述べる。筋作業後の加速度周期が作業前に比べ 7 名中 6 名において増大した。6 名のうち 1 名分のデータを Fig. 12b に示した。言い換えると、1 振動周期に要した時間が減少したことになる。一方、1 振動変位あたりの角度変位量は作業前に比べ 7 名中 4 名で減少した。課題 2 全体では、1 振動変



位あたりの角度変位量は3~6°であったが、前述の4名はこの範囲内で減少した。4名のうち1名分のデータを Fig. 12a に示した。

群化放電の放電傾向についてである。第2節と同様に放電の周期性、期間、放電量、そして単位時間あたりの放電量を求めた。Fig. 13では、ある1名の被験者の筋電図の測定結果を示した。まず、各群化放電の出現頻度である ( Fig. 13a )。第1放電は背屈位保持中の持続放電終了からの出現時間を測定したため、他の放電より特異的に高値となった。全被験者とも先行研究の生理的振戦や運動中の振るえで述べられる8~12Hzの範囲内で一定に推移した。筋作業前・後で比較したところ、7名中4名で筋作業後に群化放電出現頻度の有意な増大が認められた。4名については、群化放電の出現間隔が短縮したことになる。つぎに、筋が活動を続けた時間、つまり、筋に神経指令が到達していた時間と考えられる各群化放電の出現から収束までの持続時間を測定した ( Fig. 13b )。第1放電は60~80 msec であり、全被験者とも一連の群化放電の終了に近づくにつれ減少傾向を示した。第1放電は持続放電後に出現した最初の放電である。作業後には7名中6名において1群化放電あたりの持続時間が有意に増大した。さらに、筋の活動性の変化をみるために各群化放電の出現から収束までの放電量を求めた ( Fig. 13c )。全ての被験者において、第1放電から一連の群化放電の終了に近づくにつれ

減少傾向を示した。作業後には、7名中4名において放電量が有意に増大した。他の3名は筋作業前後で有意差はなかった。また、各群化放電の出現から収束までの放電量を放電期間で除し、単位時間当たりの放電量に換算した（Fig. 13d）。これも全ての被験者において、第1放電から一連の群化放電の終了に近づくにつれ減少傾向を示した。筋作業後には、7名中4名において単位時間あたりの放電量が有意に増大した。ほかの3名のうち2名は差がなく、1名は減少傾向を示した。結局、筋作業によって放電頻度が増大し、個々の放電時間、放電量、単位時間あたりの放電量は増加する傾向がみられた。1試行あたりの群化放電出現個数の増減は、一定傾向がみられなかった。

微小な運動に対する筋の活動性の変化を調べるために、1振動変位の角度変位量と変位開始前に出現する pre-PF の放電量（pre-PF iEMG）、および単位時間当たりの放電量（pre-PF iEMG/time）との関係を調べた。第3節で述べたように被験者7名のうち、筋作業前では4名に1振動変位の角度変位量と pre-PF iEMG、pre-PF iEMG/time とに有意な負の相関がみられ、そして、作業後には7名中5名に有意な負の相関がみられた。筋作業前・後ともに相関がみられたのは3名であった。3名のうち1名分のデータを Fig. 10に示した。3名に共通していたのは、作業後の角度変位量と放電量との回帰直線の

傾きと y 切片が作業前に比べ大きくなったことである ( Fig. 10a と c ) 。  
また、単位時間あたりの放電量についても同様の傾向がみられた  
( Fig. 10b と d ) 。 Table2には、被験者 7 名の振動変位の角度変位量  
と pre-PF 放電量との関係を示した。

## 第 5 章 考察

### 第 1 節 足関節底屈運動と前脛骨筋の活動

歩行時の着地の場合のように、足関節背屈位から減力して底屈方向への運動を我々は日常的に無意識に行っている。この動作を随意的に比較的遅い等速運動によって行わせると、運動は滑らかではなく微小な運動が含まれていることを観察できた。Fig. 2の足関節の運動曲線で見られるような階段状、言い換えると底屈運動が進行していた相と静止していた相が見られた。重力方向の加速度記録からも微小な運動が存在していたことが確かめられ、加速度周期は約 10 Hz ( Fig. 12b ) であった。この値は、運動の速度が異なってもその中で生じる加速度変化の周期性は変わらないという報告<sup>5,9)</sup>と一致した。つまり、100msec 単位の微小な運動によって足関節底屈動作が構成されていた。

底屈の主動筋群である腓腹筋、ヒラメ筋の筋活動を観察したところ定常的な活動は存在しなかった。つまり、これらの筋群によって底屈運動が行われていなかった。背屈の主動筋である前脛骨筋の活動に着目すると、底屈運動中に活動期と休止期を反復する群化放電がみられた。これら群化放電の出現頻度も 10Hz の一定の周期で筋活動が生じていた。微小な運動と筋活動は同様の周期性を持っている

たことになる。また、全体的に加速度ピークから次の時点に出現する E M G ( post-PF ) まで約 70msec の値が得られたこと ( Fig. 11 ) は、一定の時間関係が存在する可能性もある。関節運動は筋活動によって生じるため、底屈運動が滑らかに行えなかった起因は前脛骨筋の間欠的な筋活動であると推測できる。前脛骨筋は背屈の主動筋であり底屈には貢献せず、底屈の主動筋群には定常的な活動が現れなかった。微小な運動は底屈が進行する相と静止している相が観察できたが、底屈が進行する相は重力に従い、一方の静止の相は底屈の拮抗筋である前脛骨筋が減速作用を及ぼす運動様式であったと思われる。これは、Vallbo & Wessberg<sup>59)</sup> の指の遅い随意運動では、運動方向に対する拮抗筋が間欠的に減速作用を引き起こすという報告からも考えられる。

Fig. 10では、底屈運動中の 1 振動変位の角度変位量とその事前の放電 pre-PF の放電量の関係を調べた。ここでは 1 群化放電の放電量が大きい場合、その直後に生じる角度変位は小さく、反対に 1 群化放電の放電量が小さい場合、その直後の角度変位量は大きいという傾向が見られた。つまり、前脛骨筋が重力に従って落下していく足部を間欠的に支えて、かつ、その変位量を決定していたことが示唆された。

課題 1 では、底屈速度と足部への負荷を変えて実験を行った。筋

活動の周期性は速度、負荷の条件によって特定の変化はみられなかった。群化放電が底屈運動中にはほぼ一定の周期で出現することを確認したうえで、個々の放電の持続時間、放電量を測定した。放電時間では、筋が活動を続けた時間、つまり、中枢神経系から命令が到達していた時間が推定できる<sup>48) 58)</sup>。個々の放電量では筋の活動性を検討し、さらに時間的要素を除くため単位時間あたりの放電量も算出した。前脛骨筋に対する負荷が大きくなった場合に持続時間や放電量が増大する傾向がみられた。前脛骨筋はそれ自体にかかる負荷を検知しながら活動していることを示すものである。

以上のことから、減力に伴う底屈運動運動中、前脛骨筋には一定の周期性を持った神経指令が脊髄  $\alpha$  MN から送られていたことが確認された。

## 第2節 律動性筋活動のメカニズムの検討

底屈動作中に前脛骨筋には、活動期と休止期を繰り返す群化放電が現れた。出現頻度は約10Hz、つまり100msec周期で筋活動が生じていたことになる。同様な周期性を持った筋活動についていくつか報告されている。

Hagbarth<sup>21)</sup> および Kugelberg ら<sup>30)</sup> は、足底皮膚に一過性の侵害刺激が加えられると前脛骨筋に反復的な放電が出現することを見いだ

し、反復的な屈曲反射であると考えた。屈曲反射は、四肢を危険から遠ざける働きを持つ<sup>24)</sup>。その反射活動のリズムは8~10Hz<sup>18)</sup>で、本研究の結果はこの値と近似していた。しかし、本研究課題の底屈動作中の律動活動は屈曲反射と同様のメカニズムによるとは考えられない。なぜなら、屈曲反射の必要条件である皮膚刺激に相当するものが存在しないからである。しかし、筋放電パターンの画一性から考えると前脛骨筋は底屈運動中に反射性の筋活動を行っていた可能性は残される。

さらに、今回採用された底屈動作は前脛骨筋の負荷開放も伴っている。この際前脛骨筋の伸長が見られるので伸長に関する反射、つまり伸張反射<sup>32)</sup>の反復という機序も考えられる。課題2では、45 deg/secの底屈運動中の連続的な重力方向への加速度ピーク（前脛骨筋が伸長される方向）から、その次の時点に出現する群化放電までの潜時を測定したところ、全体的に70msec前後という値が得られた（Fig. 11）。この値は単シナプス性伸張反射の潜時20~25msec<sup>12)</sup>に当てはまらないことから、前脛骨筋の伸張反射関与の可能性は小さい。長潜時反射についての先行研究において、70msec前後の潜時で出現するEMGは大脳皮質、一部は小脳を經由している時間帯と考えられている<sup>12)</sup>。時間的に考えると、固有受容器からの張力や伸展速度の情報が脊髄上位までフィードバックされ、それを基に構築

された運動指令が筋に送られるのに十分な時間である。この推測が  
適当であるなら、前脛骨筋の間欠的な筋活動は末梢情報を反映しな  
がら、脊髄上位の関与を受けていたことになる。Wessberg & Vallbo<sup>63)</sup>  
は、指の随意運動中に外乱を与えることで伸張反射の関与を検討し  
た。運動中に機械的伸展を加えてもそれに対する反射応答が小さい  
ことや時間的遅れが大きいことから、周期性を持つ運動の起因につ  
いて伸張反射の可能性を否定し上位中枢依存であると述べている。

振動性の観点から考えられることとして、生理的振戦が挙げられ  
る。振戦は、手指や下腿での肢の一定位置保持時の研究が多くの知  
見を提供してきた<sup>22) 34) 35) 36) 42) 64)</sup>。筋活動様式は振戦の研究、  
本研究ともに随意的である。持続的な肢の保持中には群化した筋放  
電パターンがみられたことや微小な角度変位の周期が約10Hzであ  
ることが報告されている<sup>22) 34) 64)</sup>。生理的振戦の関節角度変位量は  
目で見えないくらいのものであり、筋長変化に伴う関節運動とは  
変位量の程度に差がある。筋の固有受容器や関節受容器からの求心  
性情報の質、量が異なっても $\alpha$ 運動ニューロンから送られてくる命  
令が一定の周期性をもつことは注目すべき点である。

最近の報告<sup>59)</sup>は、指の屈曲・伸展運動時の筋活動について調べて  
いる。ここでも、運動中の加速度変化の周期は約10Hzと述べられ  
ているが、主動筋と拮抗筋の間欠的な交互の活動を主張しているの



が特徴である。そして、この活動様式によって滑らかな運動ができないと述べている。本研究がこの報告と異なる点は、主動筋が活動していなかったことである。しかしながら、拮抗筋が運動速度調節に寄与していたことは共通である。これらの結果から、比較的速度の遅い運動において拮抗筋が重要な役割を果たしていることが推測できる。また、手と足、および主動筋と拮抗筋の活動が同様の周期性を持つことは、上位中枢に起因となるメカニズムが存在するのではなかろうか。小脳の活動について、プルキンエ細胞が10Hzのリズムで発火し<sup>16) 40)</sup>、オリブ-小脳系が振戦の起因であり筋活動のペースメーカーである<sup>38) 39)</sup>という報告もある。

以上のことから、前脛骨筋律動活動のメカニズムは脊髓反射機構よりも上位中枢に依存していることが考えられ、さらに、周期性の観点から底屈運動に生理的振戦が関与していた可能性が十分にある。しかしながら、本研究の実験手法によって大脳皮質や小脳の活動は把握できない。

### 第3節 前脛骨筋律動活動に対する筋作業の影響について

本研究の課題2では、筋作業として負荷を与えながら反復的な背屈運動を行わせ、設けた基準に達することで疲労と判定した。その後、底屈動作課題を行わせ、この課題終了後に指標として最大随意

背屈力を測定した。この値を実験開始時の随意最大背屈力（コントロールとする）と比較し、その低下率を Table1に示した。筋作業後の底屈動作課題後の最大随意背屈力がコントロール値まで回復していた者はいなかった。筋作業後の課題が、個人差は大きかったが筋作業が影響していた、つまり筋疲労の条件下で行われていたことが考えられる。

本研究では、筋作業後の1群化放電あたりの放電量、単位時間あたりの放電量が増大する傾向であった。Garland & McComas<sup>20)</sup>は、筋疲労によって $\alpha$  MNの反射抑制が生じることをH反射の振幅の減少を用いて証明した。前脛骨筋の律動活動が主に脊髄反射機構で生じているならば、筋作業後には群化放電の単位時間あたりの放電量の減少がみられたのではなかろうか。しかしながら、本研究ではこのような傾向はみられなかった。

1 振動変位あたりの角度変位量と pre-PF（変位開始の事前に出現する放電）の放電量、単位時間あたりの放電量との関係を調べ、本章第1節では pre-PFは振動変位の角度変位量を決定していると考察した。Fig. 10では放電量（aとc）、単位時間あたりの放電量（bとd）ともに振動変位の角度変位量との回帰直線の傾きが筋作業後には大きくなっており、角度変位量に対する放電量が増大したことを示すものである。筋作業後で1群化放電あたりの持続時間が増大

する傾向であったことは放電量に寄与する要因であるが、単位時間あたりの放電量も筋作業によって増大した。単位時間あたりの放電量の増大は筋の活動性の増大、つまり、運動単位の活動が増大したことが考えられる。運動単位の活動様式については recruitment（動員）と rate coding（頻度調節）が知られている<sup>3) 4) 5) 6)</sup>。Bigland-Ritchie<sup>7)</sup>および Bigland-Ritchie & Woods<sup>9)</sup>は、筋疲労によって single motor unit の発火頻度が減少することを報告している。本研究において、筋作業後の motor unit の発火頻度が低下していたならば、単位時間あたりの放電量を増大させた要因は motor unit の動員の数が増えていたことになる。この仮説が正しければ、同じ運動を行う際にも筋の状態に応じて  $\alpha$  MN が選択的に活動したことになる。

筋作業によって群化放電出現頻度と加速度変化の周期は上昇傾向を示した（Fig. 13a、Fig. 12b）。これは先行研究を支持する結果であった Lippold<sup>3) 7)</sup>。1 振動変位あたりの角度変位量も減少する傾向であった（Fig. 12a）。本研究からそのようなメカニズムを推測することは、実験手法から困難と思われる。機能的立場から考えると、筋作業後には群化放電の出現頻度が増大し、さらに個々の放電の持続時間が増大したことは活動休止期、つまり筋が活動していない時間が減少したことになる。また、1 振動変位あたりの角度変位量が減少する傾向であった（Fig. 13a）。筋疲労によって筋が弛緩して

いる時間が短縮し、伸展される量も減少させたことが考えられる。

## 第 6 章 結論

減力に伴う足関節底屈運動中、前脛骨筋は約 10Hz の周期性をもった  $\alpha$  MN からの間欠的な神経指令によって制御されていたことが確認された。周期性の観点から、運動中に生理的振戦が出現していたことが考えられる。

律動性筋活動のメカニズムは、脊髄反射機構よりも上位中枢に依存することが示唆された。

## 第7章 要約

本研究では、減力に伴う足関節底屈運動時の前脛骨筋律動活動を検討するため、群化パターンを呈した前脛骨筋の筋電図と底屈運動を構成する微小な運動について調べた。

(1) 足関節底屈運動は約10Hzの周期性を持った微小な運動で構成されていた。前脛骨筋には群化放電がみられ、その出現頻度も約10Hzであった。出現頻度に対する速度、負荷の影響は確認できなかった。一連の群化放電終了に近づくにつれて、各群化放電の持続時間、放電量および単位時間あたりの放電量は減少した。負荷が加えられることによって各群化放電の持続時間と放電量が増大傾向を示した。

(2) 1振動変位とその変位開始前に出現する pre-PF iEMG、iEMG/timeには7名中4名に有意な負の相関が認められた。前脛骨筋が重力に従って落下していく足部を間欠的に支えて、かつ、その変位量を決定していたことが示唆された。比較的速度の遅い随意運動では、拮抗筋の活動が重要な役割を果たしていることが考えられる。

(3) 前脛骨筋が伸展される振動変位の重力方向への加速度ピークから post-PF の出現までは約70msecの値が得られた。この時間から、単シナプス性伸張反射の関与は否定された。

(4) 筋作業によって群化放電の出現頻度が増大し、さらに個々の放電の持続時間、放電量および単位時間あたりの放電量が増大した。

1 振動変位あたりの角度変位量は減少傾向、加速度変化の周期は上昇する傾向が認められた。角度変位量に対する放電量、単位時間あたりの放電量は増大する傾向を示した。

(5) 以上のことから、足関節底屈運動は脊髄  $\alpha$  MN からの周期性を持った間欠的な神経指令を受ける前脛骨筋の活動によって制御されていたことが確認された。前脛骨筋律動活動のメカニズムは生理的振戦の関与が考えられ、そして、脊髄反射機構よりも大脳皮質、小脳など上位中枢に依存していることが示唆された。

## 謝辞

稿を終えるに臨み、留学中にも関わらず御指導を賜った本大学スポーツ健康科学部 生理学研究室 米田 継武 助教授に深く感謝の意を表します。米田 助教授の不在の間、終始御親切なる御指導、御示唆をくださった 運動生理学研究室 青木 純一郎 教授に感謝の意を表します。さらに、御親切なる御指導、御示唆をくださった生理学研究室 古川 覚 先生に感謝の意を表します。

併せて、本実験の被験者としてご協力を頂いた皆様、そして明治大学 水村 信二 先生、理化学研究所 柳原 大 先生に厚く御礼申し上げます。



## 引用文献

- (1) Adrian,E.D. and Bron,D.W. (1929) The discharge of impulses in motor nerve fibers. Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contraction. *J.Physiol.* 67: 119-151
- (2) Basmajian,J.V. (1963) Control and training of individual motor units. *Science* 141: 440-441
- (3) Baxter,D.W., Lal,S. and Rasminski,M. (1979) Essential tremor and dystonic syndromes. *Can.J.Neurol.Sci.* 6: P74
- (4) Bigland,B. and Lippold,O.C.J. (1954) Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. *J.Physiol.* 125: 322-335
- (5) Bigland-Ritchie,B.,Dawson,N.J.,Johanson,R.S. and Lippold,O.C.J. (1986) Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. *J.Physiol.* 379: 451-459
- (6) Bigland-Ritchie,B.,Furbush,F. and Woods,J.J. (1986) Neuromuscular transmission and muscle activation in human post-fatigue ischaemia. *J.Physiol.* 377: P76
- (7) Bigland-Ritchie,B.,Johansson,R.S.,Lippold,O.C.J.,Smith,S. and Woods,J.J. (1983) Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *J.Physiol.* 340: 335-346
- (8) Bigland-Ritchie,B.,Kukulka,C.G.,Lippold,O.C.J. and Woods,J.J. (1982) The absence of neuro-muscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions. *J.Physiol.* 330: 265-278
- (9) Bigland-Ritchie,B. and Woods,J.J. (1984) Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle and Nerve* 7: 691-699
- (10) Bower,J. and Llinas,R.R. (1982) Simultaneous sampling analysis of the activity of multiple, closely adjacent, cerebellar Purkinje cells. *Soc.Neurosci.Abst.* 8: P830
- (11) Bower,J. and Llinas,R.R. (1983) Simultaneous sampling of the response of multiple, closely adjacent Purkinje cells responding to climbing fiber activation. *Soc.Neurosci.Abst.* 9: P607
- (12) Brown,W.F.,Milner-Brown,H.S.,Ball,M. and Girvin,J.P. (1978) Cerebral Motor Control in Man: Long Loop Mechanisms. ed by J.E.Desmedt. *Progress in Clinical Neurophysiology.* 4: PP246-262 Karger : Basel

- (13) Buchthal,F., Guld,C. and Rosenflack,P. (1957) Multielectrode study of the territory of a motor unit. *Acta Physiol.Scand.* 39: 83-104
- (14) Burke,D.,Hagbarth,K.E. and Lofstedt,L. (1978) Muscle spindle activity in man during shortening and lengthening contractions. *J.Physiol.* 277: 131-142
- (15) Burne,J.A.,Lippold,O.C.J. and Pryor,M. (1984) Proprioceptors and normal tremor. *J.Physiol.* 348: 559-572
- (16) De Montigny,C. and Lamarre,Y. (1973) Rhythmic activity induced by harmaline in the olivo-cerebello-bulbar system of the cat. *Brain Res.* 53: 81-95
- (17) 海老原 熊雄 (1992) 医科 生理学展望 15: PP195-214 丸善：東京
- (18) Faganel,J. (1973) Electromyographic analysis of human flexion reflex components. ed by. Desmedt,J.E. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 3: PP730-733 Karger : Basel
- (19) Fox,J.R. and Randall,J.E. (1970) Relationship between forearm tremor and the biceps electromyogram. *J.Appl.Physiol.* 29: 103-108
- (20) Garland,S.J., and McComas,A.J. (1990) Reflex inhibition of human soleus muscle during fatigue. *J.Physiol.* 429: 17-27
- (21) Hagbarth,K.E. (1960) Spinal withdrawal reflexes in the human lower limbs. *J.Neurol. Neurosurg.Psychiat.* 23: 222-227
- (22) Hagbarth,K.E. and Young,R.R. (1979) Participation of the stretch reflex in human physiological tremor. *Brain* 102: 509-526
- (23) 廣瀬 和彦 (1992) 筋電図判読テキスト 1: PP74-77,199 文光堂：東京
- (24) 本郷 利憲, 廣重 力, 豊田 順一, 熊田 衛 (1993) 標準生理学 3: PP270-331 医学書院：東京
- (25) Hornykiewicz,D. (1974) The mechanisms of action of L-DOPA in Parkinson's disease. *Life Sci.* 7: 1249-1260
- (26) 星 猛, 伊藤 正男 (1988) 新生理科学体系 10: PP417-430 医学書院：東京
- (27) 細田 多穂, 柳澤 健 (1989) 理学療法ハンドブック 1: PP74-78 協同医書出版：東京

- (28) Hulliger, M., Nordh, E. and Vallbo, A.B. (1982) The absence of position response in spindle afferent units from human finger muscles during accurate position holding. *J. Physiol.* 322: 167-179
- (29) Inmann, V.T., Ralston, H.J., Saunders, J.B.C.M., Feinstein, B. and Wright, Jr. E.W. (1952) Relation of electromyogram to muscular tension. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 4: 187-194
- (30) Kugelberg, E., Eklund, K. and Grimby, L. (1960) An electromyographic study of the nociceptive reflexes of the lower limb. Mechanism of the plantar responses. *Brain* 83: 394-410
- (31) Kukulka, C.G. and Clamann, H.P. (1981) Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contraction. *Brain. Res.* 219: 45-55
- (32) Liddell, E.G.T. and Sherrington (1924) Reflexes in response to stretch (myotatic reflexes). *Proc. R. Soc. Lond.* 96: 212-242
- (33) Lippold, O.C.J. (1952) The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J. Physiol.* 117: 492-499
- (34) Lippold, O.C.J. (1969) Tremor and oscillation in the stretch reflex arc. *J. Physiol.* 202: P55-56
- (35) Lippold, O.C.J. (1970) Oscillation in the stretch reflex arc and the origin of the rhythmical, 8-12c/s component of physiological tremor. *J. Physiol.* 206: 359-382
- (36) Lippold, O.C.J. (1971) Physiological tremor. *Sci. Amer.* Mar: 65-73
- (37) Lippold, O.C.J., Redfearn, J.W.T. and Vuco, J. (1957) The rhythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscle. *J. Physiol.* 137: 473-487
- (38) Llinas, R.R. (1984) Rebound excitation as the physiological basis for tremor: a biophysical study of the oscillatory properties of mammalian central neurones in vitro. ed by Findley, L.J. and Capileto, R. *Movement disorder: Tremor.* PP165-182 MacMillan : London
- (39) Llinas, R.R. (1991) The noncontinuous nature of movement execution. ed by Humphrey, D.R. and Freund, H.-J. *Motor Control: Concepts and Issue.* PP223-242 Wiley and Sons : New York

- (40) Llinas,R.R. and Volkind,R.A. (1973) The olivocerebellar system: functional properties as revealed by harmaline-induced tremor. *Exp.Brain Res.* 18: 69-87
- (41) Marshall,J. (1970) Tremor. ed by.P.J.Vinken and G.W.Bruyn. *Handbook of Clinical Neurophysiology* 6: PP809-825 North Holland : Amsterdam
- (42) Marshall,J. and Walsh,E.G. (1956) Physiological tremor. *J.Neurol.Neurosurg.Psychiat.* 19: 260-267
- (43) Matthews,P.B.C. and Stein,R.B. (1969) The sensitivity of muscle spindle afferents to small sinusoidal changes of length. *J.Physiol.* 200: 723-743
- (44) Metral,S. and Cassar,G. (1981) Relationship between force and integrated EMG activity during voluntary isometric and isotonic contraction. *Eur.J.Appl.Physiol.* 46: 185-198
- (45) Milner-Brown,H.S.,Stein,R.B. and Yenn,R. (1973) Change in firing rate of motor units during linearly changing voluntary contraction. *J.Physiol.* 230: 371-390
- (46) Milner-Brown,H.S. and Stein,R.B. (1975) The relation between the surface electromyogram and muscular force. *J.Physiol.* 246: 549-569
- (47) Morimoto,S.,Umazume,Y. and Masuda,M. (1980) Properties of spike potentials detected by a surface electrode in intact human muscle. *Jap.J.Physiol.* 30: 71-80
- (48) 中村 隆一 , 谷口 礼二 (1976) 筋電図による反応時間の測定 *臨床生理* 6: 223-229
- (49) Piper,H. (1912) *Elektrophysiologie menshlicher muskeln.* Berlin, Springer (堀 浩 1981 筋電図の手引き 南山堂より引用)
- (50) Ranish,N.A. and Soechting,J.F. (1976) Studies on the control of some simple motor task. Effects of thalamic and red nucleileisions. *Brain res.* 102: 334-345
- (51) Sanes,J.N. (1985) Absence of enhanced physiological tremor in patients without muscle or cutaneous afferents. *J.Neurol.Neurosurg.Psychiat.* 48: 645-649
- (52) Sasaki,K. and Llinas,R.R. (1985) Dynamic electronic coupling in mammalian inferior olive as determined by simultaneous multiple Purkinje cells recording. *Biophys.J.* 47: 53
- (53) Shahani,B.T. and Young,R.R. (1978) Action tremors: a clinical neurophysiological review. ed by.J.E.Desmedt. *Progress in Clinical Neurophysiology, Physiological tremor, Pathological tremor, Pathological Tremors and Clonus*, 5: PP129-137 Karger : Basel

- (54) Sherrington,C.S. (1925) Remarks on some aspects of reflex inhibition. Proc.Roy.Soc.B. 97: 519-545
- (55) Soechting,J.F. (1984) Effect of target size on spatial and temporal characteristics of a pointing movement in man. Exp.Brain Res. 54: 121-132
- (56) Stein,R.B. and Lee,R.G. (1981) Tremor and clonus. Handbook of Physiology, the Nervous System II, Pt.1, PP325-343 Amer.Physiol.Soc.
- (57) Stiles,R.N. and Randall,J.E. (1967) Mechanical factors in human tremor frequency. J.Appl. Physiol. 23: 324-330
- (58) 時実 利彦 (1953) 姿勢、動作と筋肉の働き方 . 筋電図の kinesiology への応用 23: 135-140 科学
- (59) Vallbo,A.B. and Wessberg,J. (1993) Organization of motor output in slow finger movements in man. J.Physiol. 469: 673-691
- (60) Vigreux,B.,Cnockaert,J.C. and Pertuzon,E. (1979) Factor influencing Quantified surface EMGs. Eur.J.Appl.Physiol. 41: 119-129
- (61) Villins,J. and Hore,J. (1977) Effects of changes in mechanical state of limb on cerebellar intention tremor. J.Neurophysiol. 40: 1214-1224
- (62) Wessberg,J. and Vallbo,A.B. (1995) Coding of pulsatile motor output by human muscle afferents during slow finger movements. J.Physiol. 485: 271-282
- (63) Wessberg,J. and Vallbo,A.B. (1996) Pulsatile motor output in human finger movements is not dependent on the stretch reflex. J.Physiol. 493: 895-908
- (64) Young,R.R. and Hagbarth,K.E. (1980) Physiological temor enhanced by manoeuvres affecting the segmental stretch reflex. J.Neurol.Neurosurg.Psychiat. 43: 248-256
- (65) Zuniga,E.N. and Simons,D.G. (1969) Nonliner relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects. Arch.Phys.Med.Rehabil. 50: 613-620

## Rhythmic Muscle Activity during Unloading Plantar Flexion

Yasushi Hosokawa

### Summary

1. Unloading plantar flexion movements were analysed in normal human subjects with regard to kinematics of movement and EMG activity of m.tibialis anterior(TA).

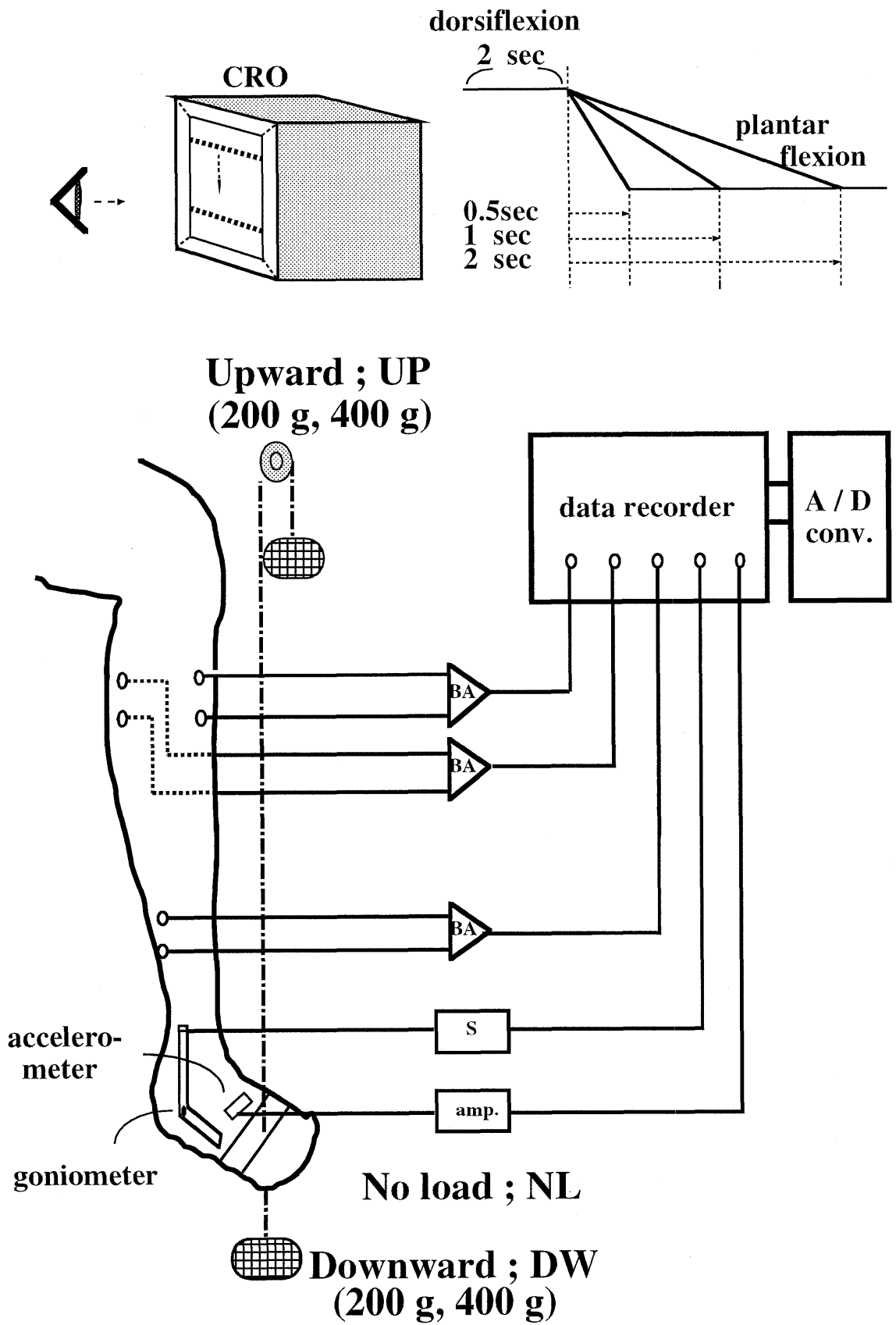
2. Movements were not smooth but characterized by small displacement, yielding acceleration profiles dominated by peaks of around 10Hz cycles. EMG activity tended to be modulated at a rate of around 10Hz, i.e. grouped discharge was seen. Duration, amount and discharge rate of grouped discharge gradually decreased. Addition of loads increased the duration and amount of each discharge.

3. The relationship between amount of displacement and amount of grouped discharge preceding the displacement onset showed negative linear relationship. This relationship indicates that rhythmic TA activity controls plantar flexion movement.

4. The delay from peak acceleration in the direction of gravity to onset of grouped discharge following the displacement onset was about 70msec. This supports the idea that stretch reflex mechanisms cannot account for the modulations of EMG activity.

5. Muscle work increased frequency of acceleration and EMG activity, and also the duration, amount and discharge rate of each discharge, while it decreased amount of displacement. For any given displacement work tended to increase the amount and discharge rate of grouped discharge.

6. Rhythmic TA activity may reflect a similar organization to that of the descending motor command for unloading plantar flexion. It is proposed that rhythmic muscle activity is dependent on physiological tremors and generated by mechanisms within the central nervous system.



**Fig.1 Schematic diagram of experimental apparatus and recordings.**

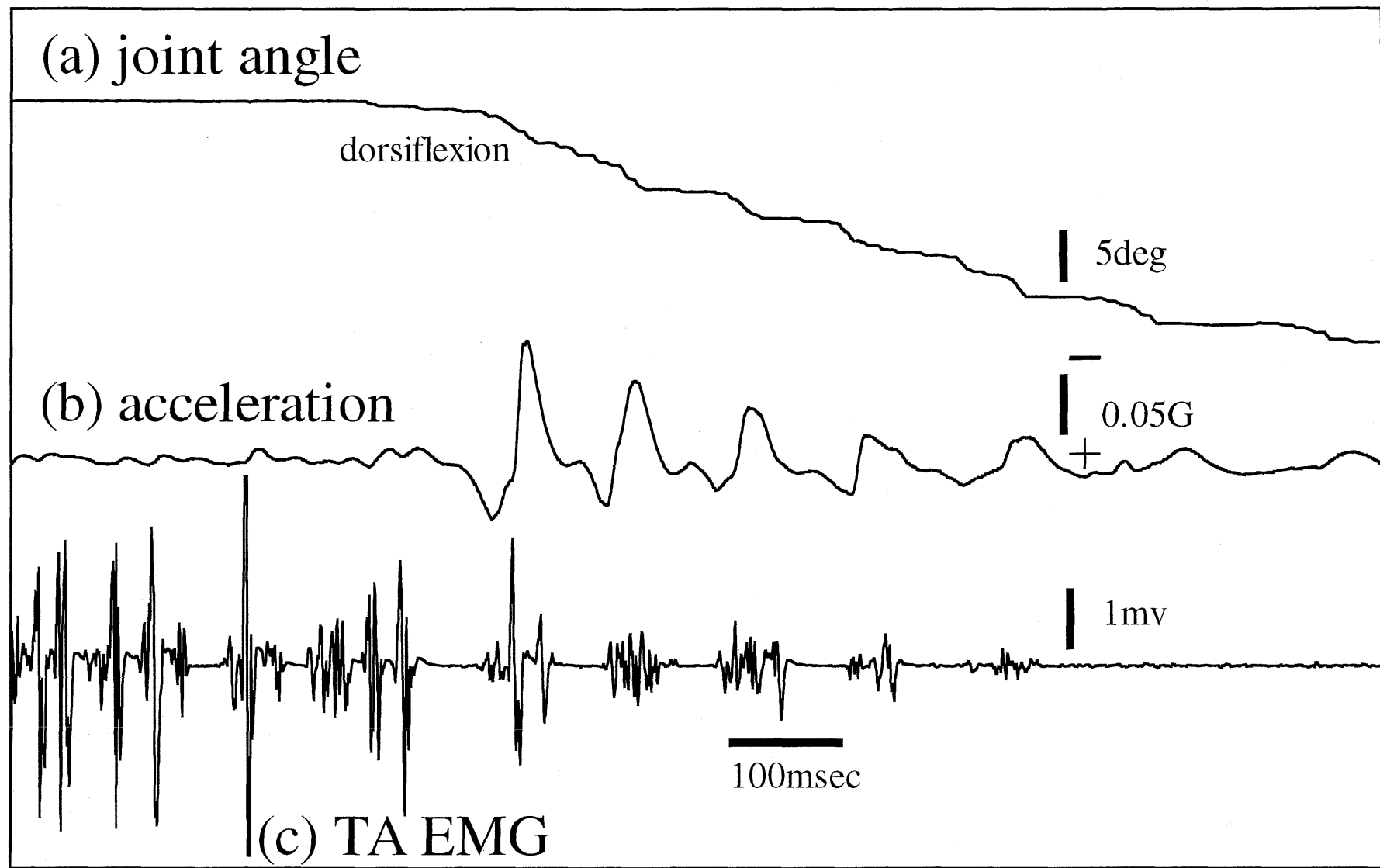


Fig.2 Typical record of raw data.



# TA EMG

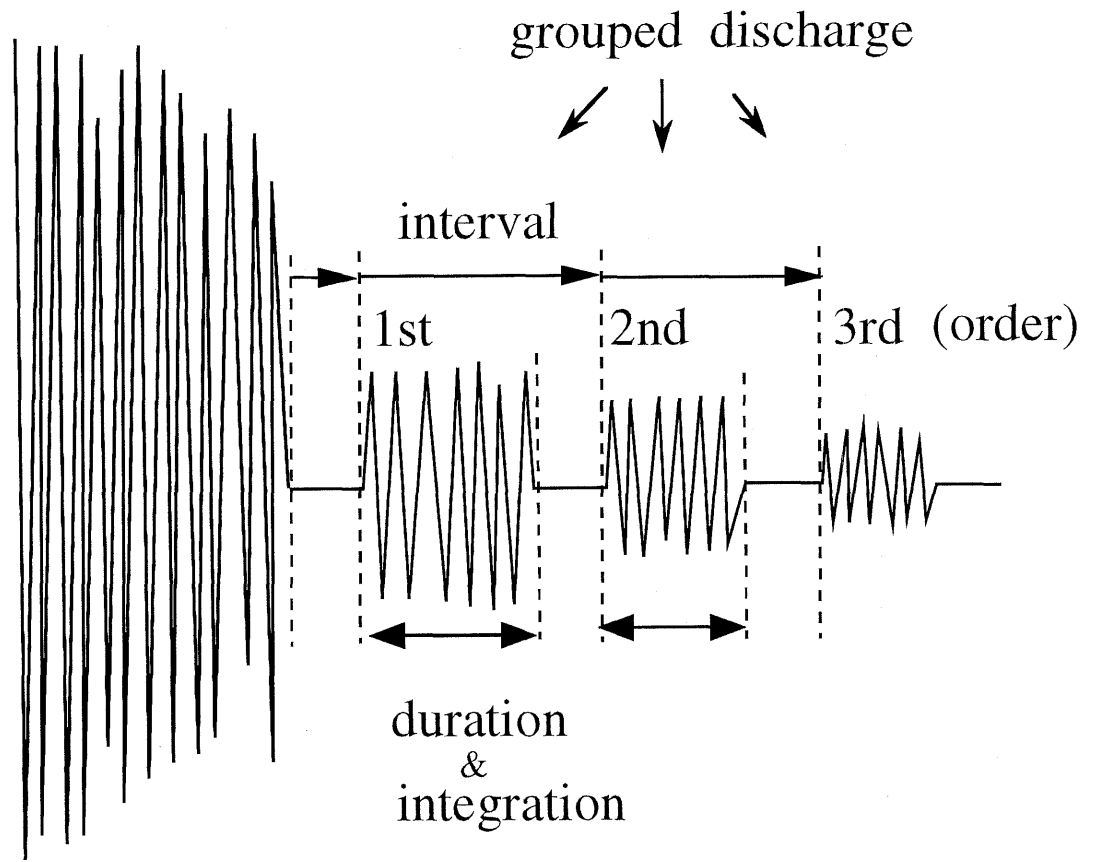


Fig.3 The measures of EMG parameters.

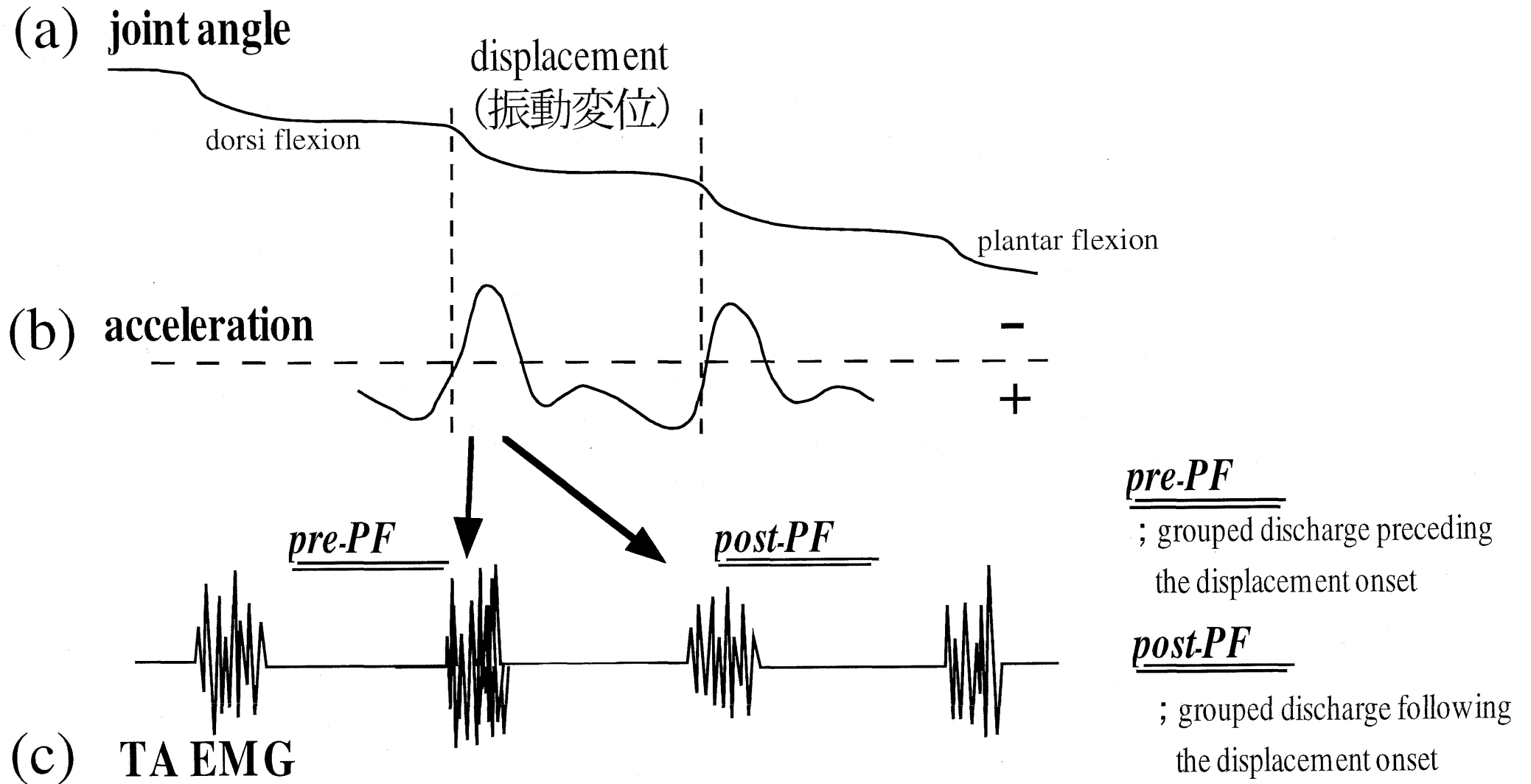


Fig.4 Investigation of the relation between the kinematic parameters and EMG.

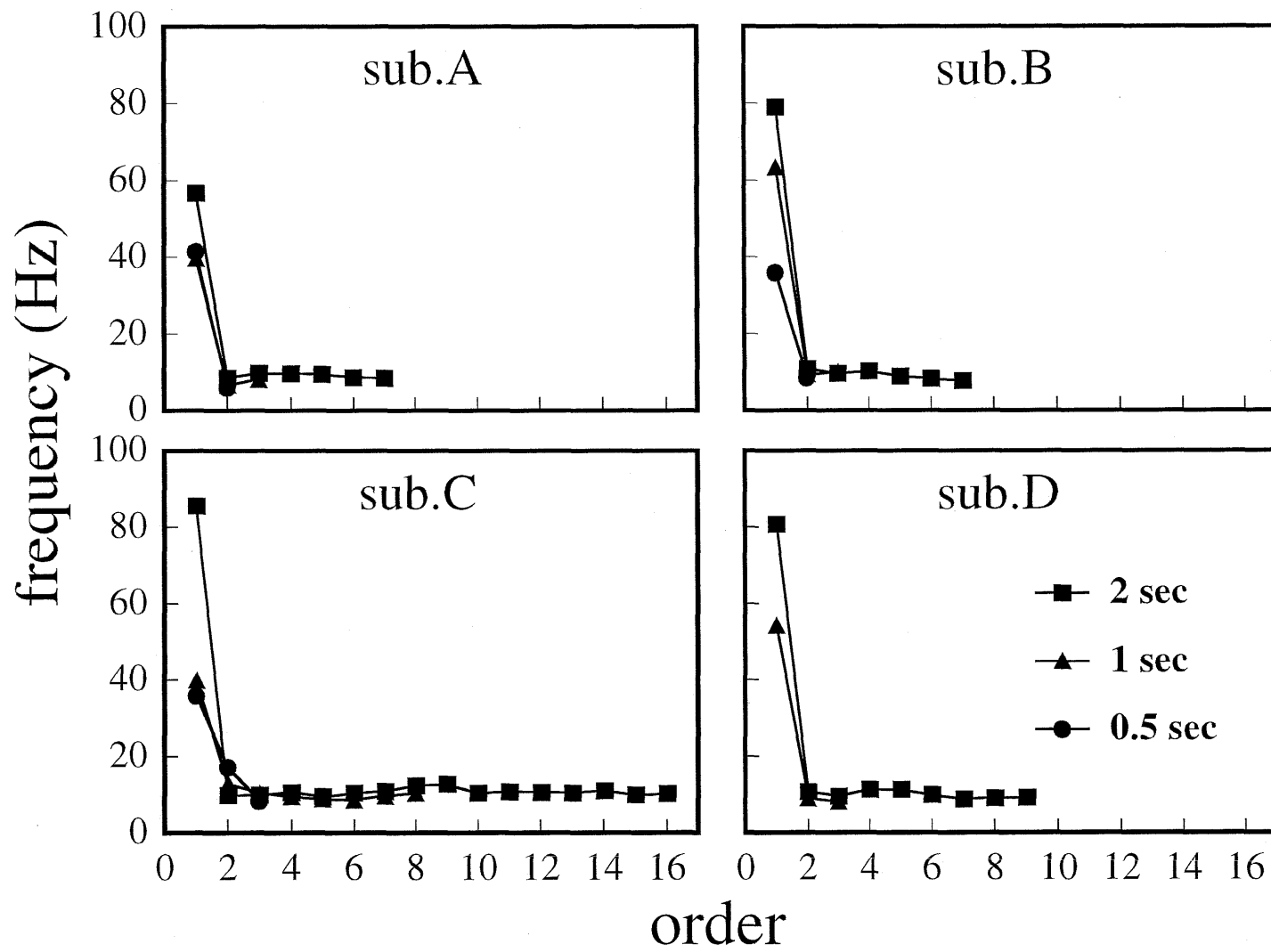


Fig.5 Interval of grouped discharge during plantar flexion.

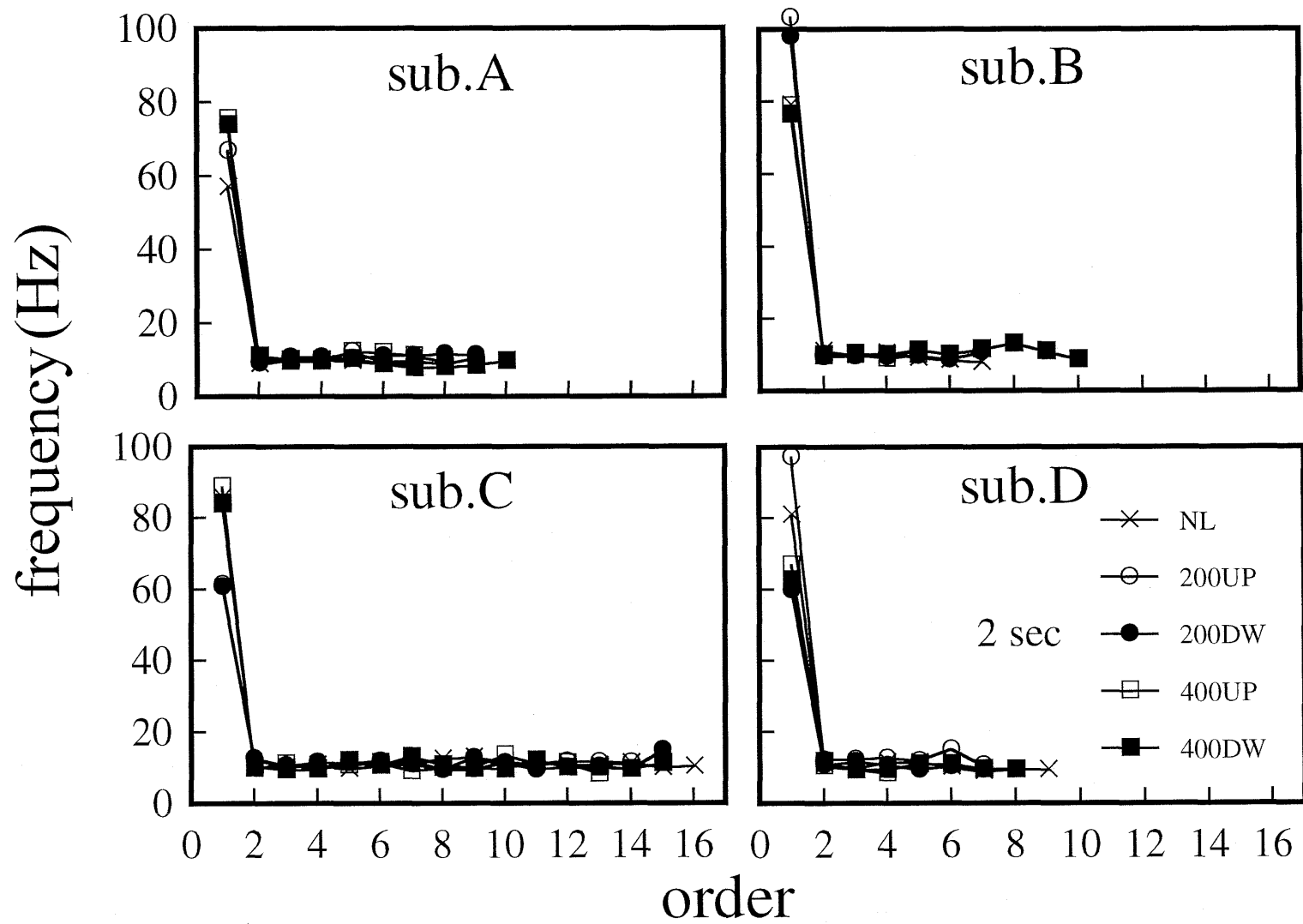


Fig.6 Interval of grouped discharge during plantar flexion.

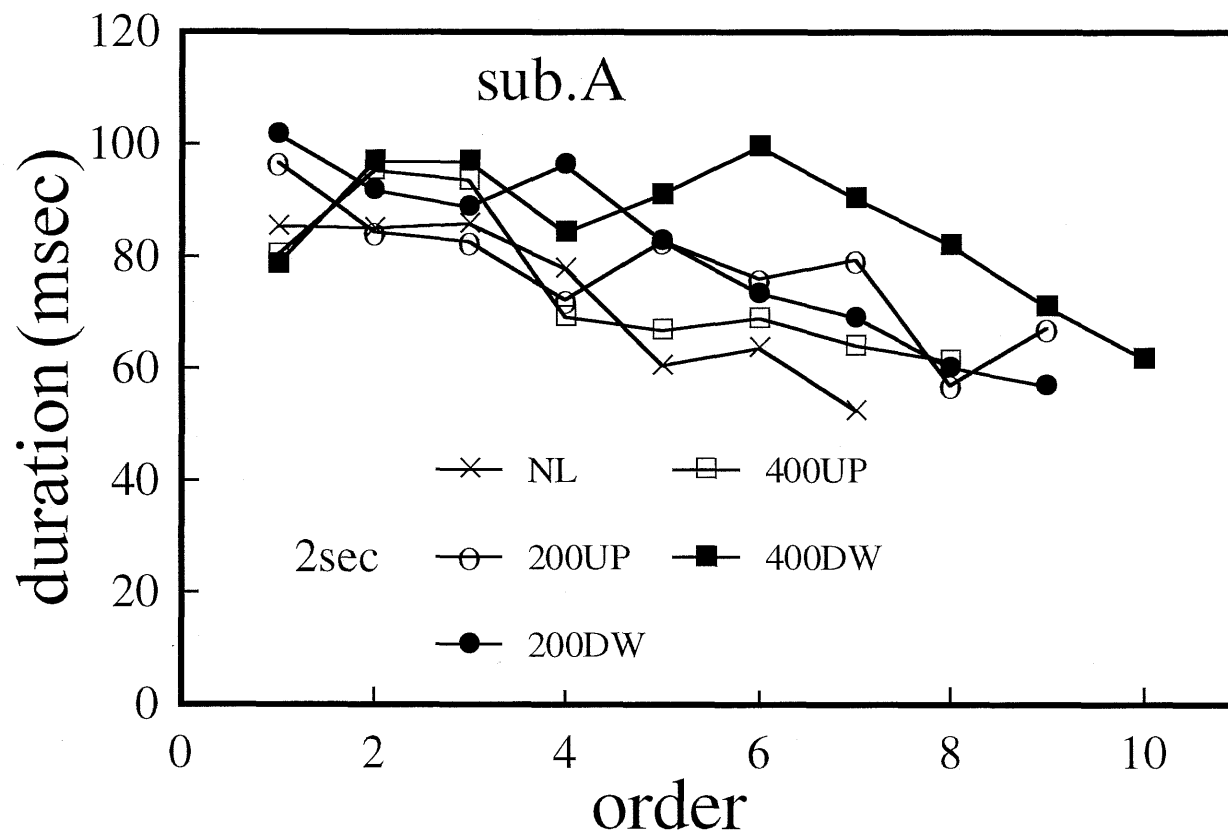


Fig.7 Duration of grouped discharge during plantar flexion.

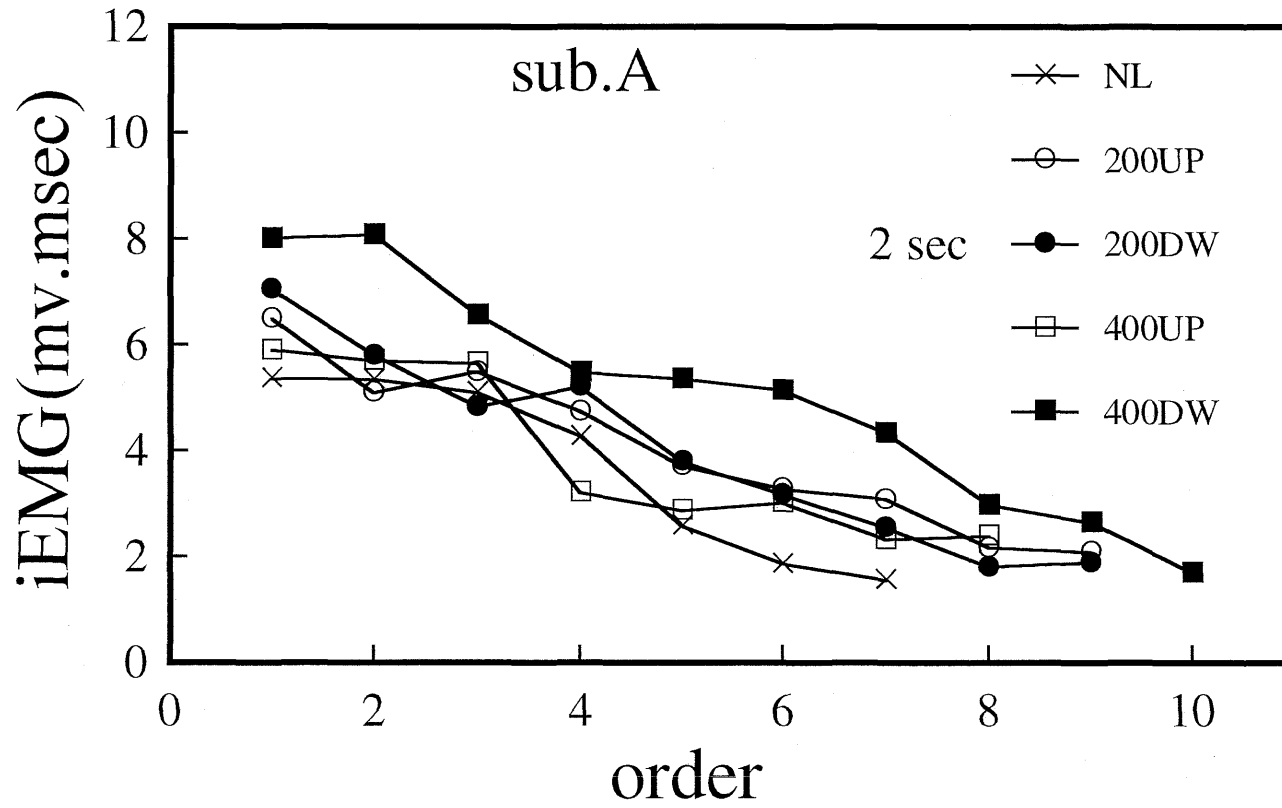


Fig.8 Amount of grouped discharge during plantar flexion.

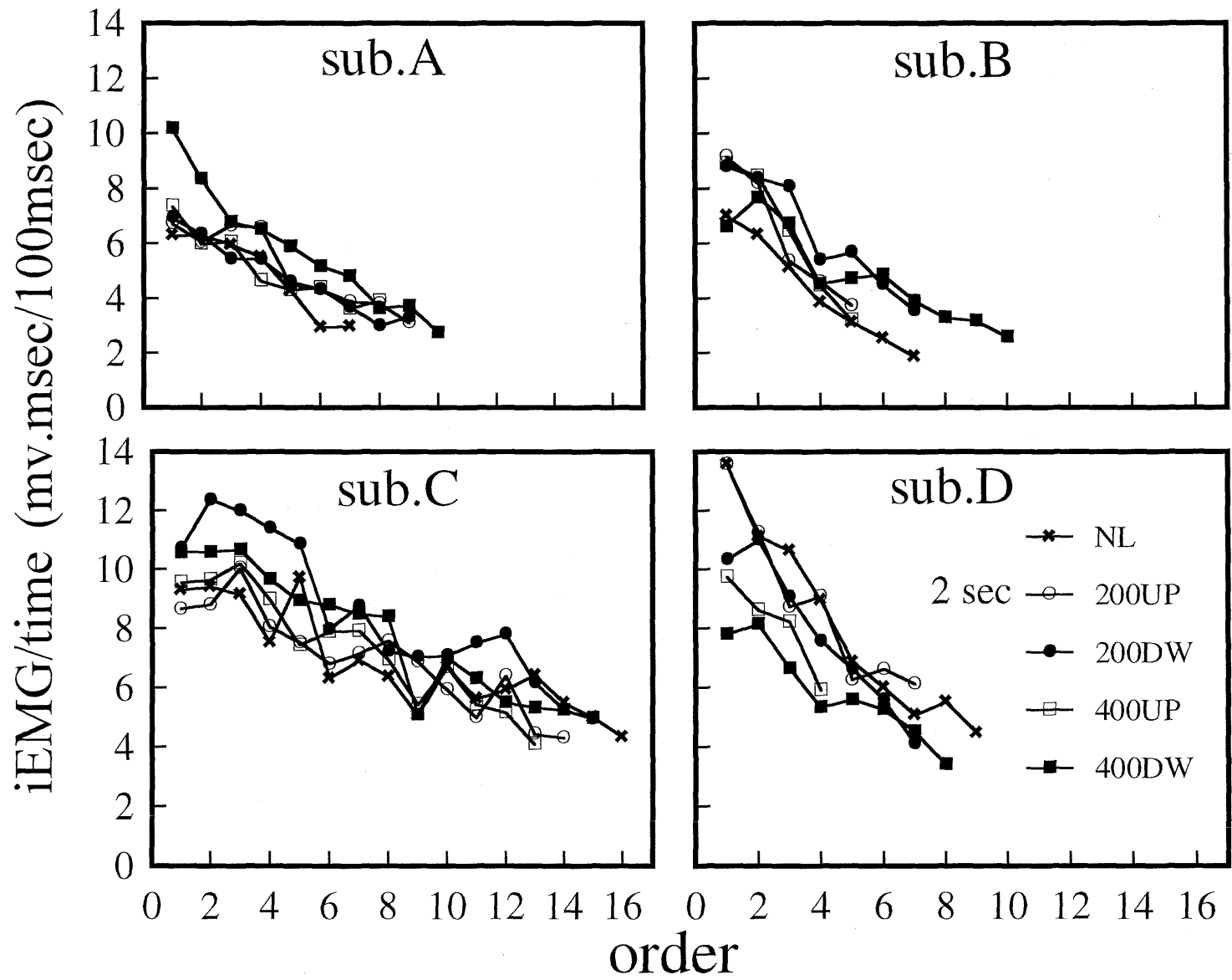


Fig.9 Discharge rate of grouped discharge during plantar flexion.

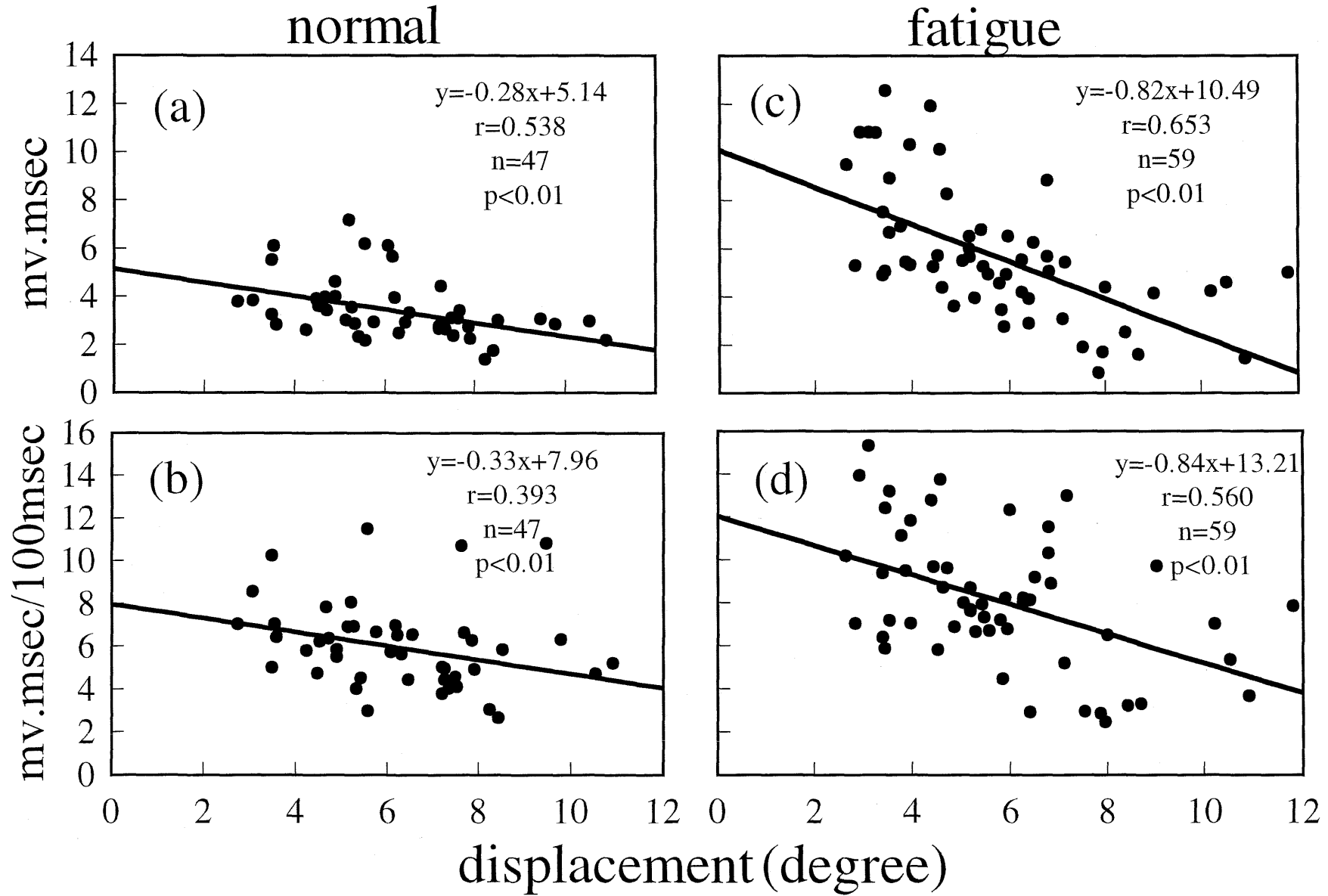


Fig.10 Relationships between displacement and pre-PF (sub.E).



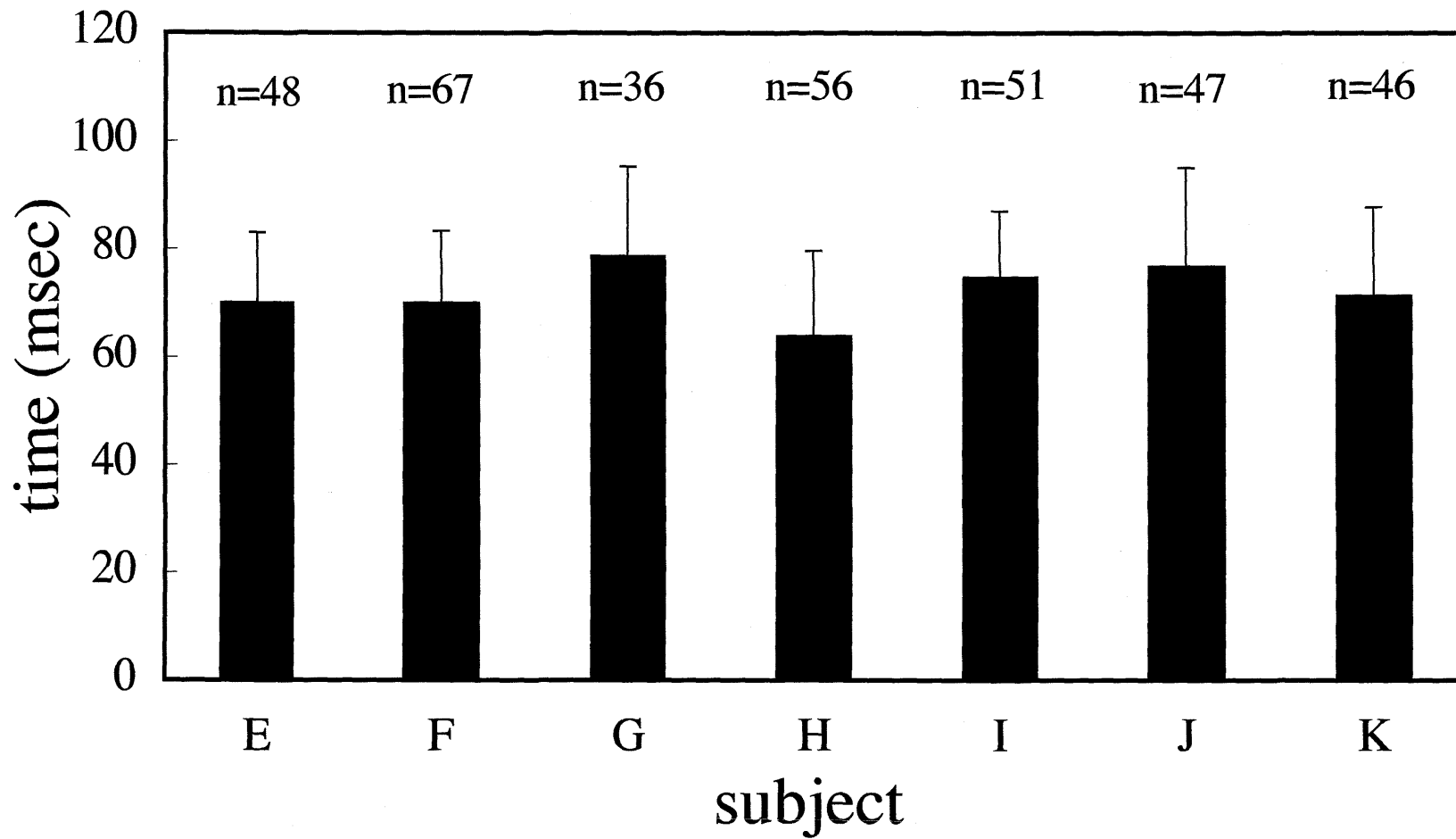


Fig.11 Time from acceleration peak to onset of post-PF.  
The bars show the mean values + 1 standard deviation.

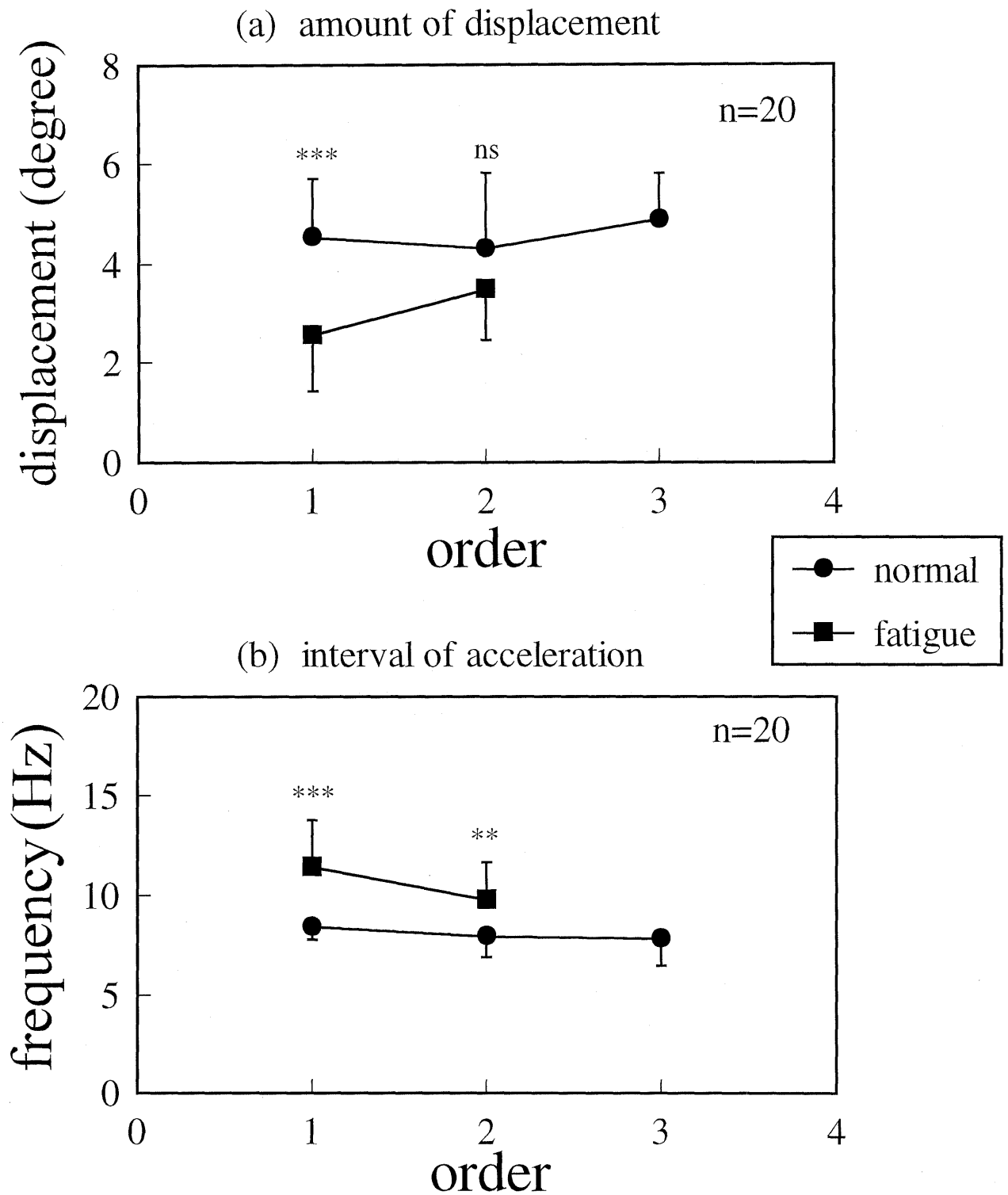


Fig.12 Comparison of normal and fatigue with respect to parameters of movement (sub.I). The values shown represent means  $\pm$  standard deviation. (\*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ )

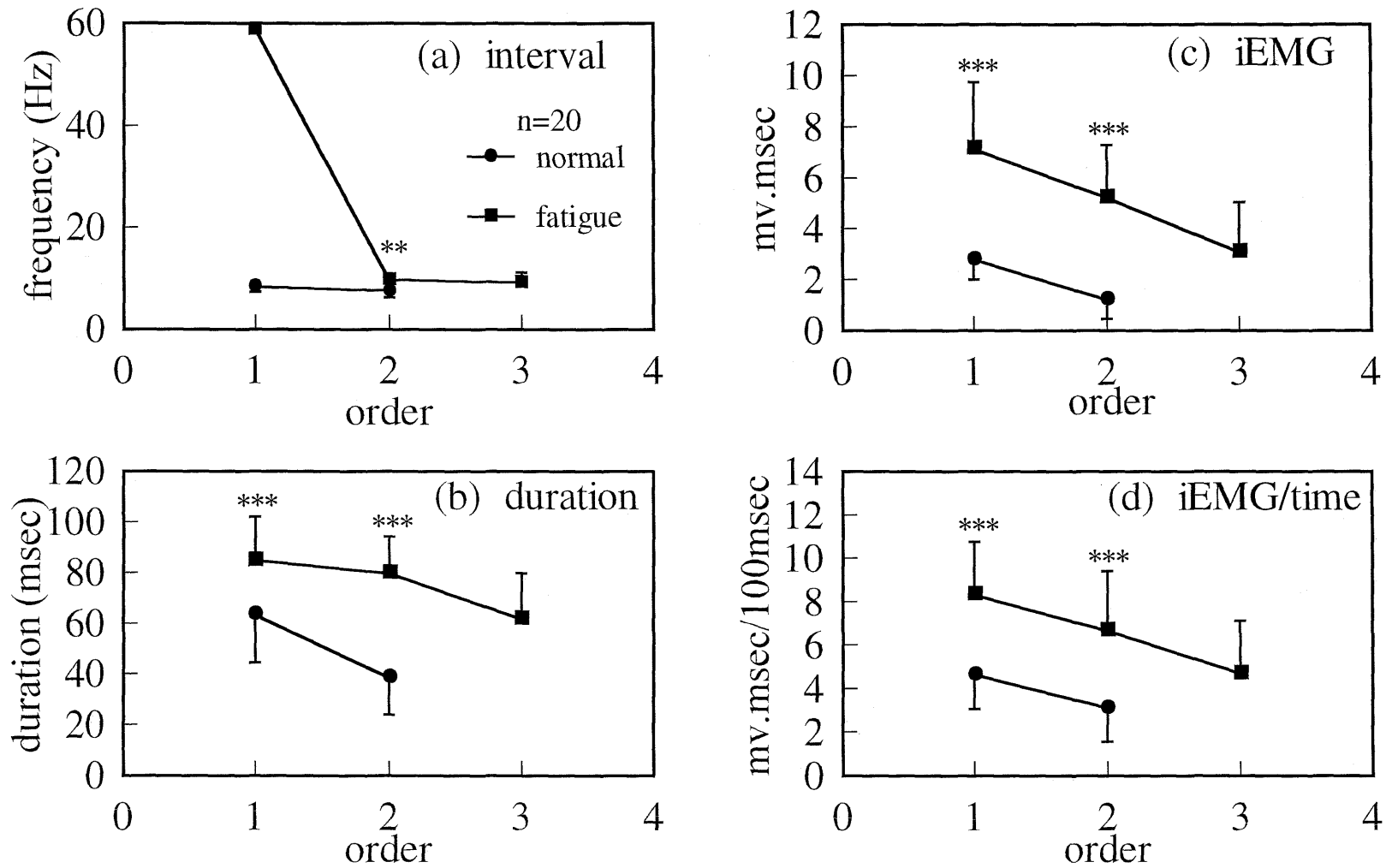


Fig.13 Comparison of normal and fatigue with respect to EMG parameters. The values shown represent means  $\pm 1$  standard deviation (sub.G). (\*\*p<0.01, \*\*\* p<0.001)

Table 1 The effect of muscle work.

	MVC (kg)	decrease of force (%)		from (A) to (B) minute
		(A) finish exercise	(B) finish task	
sub.E	30	41	36	5.25
sub.F	30	50	45	4.33
sub.G	28	20	15	4.83
sub.H	27	25	5	4.50
sub.I	41	67	33	4.83
sub.J	35	42	27	4.42
sub.K	28	57	38	4.50

MVC ; Maximal Voluntary Contraction

Table 2 Correlation coefficient, increment and y-intercept of regression equation between displacement and pre-PF.

		sub.E		sub.F		sub.G		sub.H		sub.I		sub.J		sub.K	
		N	F	N	F	N	F	N	F	N	F	N	F	N	F
r	iEMG	.538 **	.653 **	.616 **	.122 ns	.780 **	.627 **	.040 ns	.079 ns	.128 ns	.556 ns	.356 *	.373 **	.114 ns	.596 **
	iEMG/t	.393 **	.560 **	.659 **	.192 ns	.690 **	.469 **	.020 ns	.135 ns	.211 ns	.610 **	.449 *	.409 **	.129 ns	.669 **
a	iEMG	-0.28	-0.82	-0.36	-0.22	-0.34	-0.86	0.06	-0.27	-0.18	-1.29	-0.09	-0.53	-0.18	-0.81
	iEMG/t	-0.33	-0.84	-0.59	-0.39	0.45	-0.68	0.03	-0.50	-0.50	-2.35	-0.18	-0.64	-0.26	-1.23
y	iEMG	5.14	10.49	4.28	4.01	3.93	9.42	2.61	6.25	3.73	6.95	1.47	5.78	5.33	8.52
	iEMG/t	7.96	13.21	7.15	5.73	6.32	10.04	3.83	8.10	7.90	11.99	2.70	7.26	7.68	12.82
n		47	59	37	46	19	46	74	101	47	27	31	72	58	41

(\* p<0.05, \*\* p<0.01)

殿

順天堂大学大学院 2 年  
指導教員

細川 泰  
米田 継武

## 被検者のお願い

私は、修士論文作成のために下記のような内容の実験を計画いたしております。つきましては、被検者としてのご協力をお願い申し上げます。実験の趣旨と内容をご理解いただき、被検者をお願いできる場合は下欄にご署名下さい。宜しくお願いいたします。

### 【題名】

「減力に伴う足関節底屈動作時の前脛骨筋律動活動」

### 【実験の目的】

減力に伴う足関節の底屈動作を生理学的、運動学的に解析することによって、随意運動中の律動的な筋活動のメカニズムを検討する。

### 【実験の内容】

足関節底屈動作を視覚ターゲットに合致させながら行い、その際の足関節の動きと筋電図を記録する。また、筋疲労の影響についても調べる。

実験記録のため、1) 皿形表面電極 ( $\text{AgCl}_2$ ) を右脚の前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋に貼付する、2) 関節角度計を足関節に取り付ける、3) 加速度計を足背部に貼付する。

筋疲労を引き起こすため、背屈動作によって最大背屈力の30%の重りをプーリーを介して持ち上げる。背屈動作は2秒に1回行い、関節可動域が疲労前の30%以下になった時点で終了する。

## 承諾書

平成 8 年 月 日

私は、順天堂大学大学院 細川 泰 の修士論文「減力に伴う足関節底屈動作時の前脛骨筋律動活動」における実験の被検者となることを承諾いたします。

氏名 \_\_\_\_\_ 印