

短 時 間 自 転 車 エ ル ゴ メ ー タ 運 動 に お け る  
 力 - 速 度 関 係 と 下 肢 の 筋 放 電 パ タ ー ン に  
 つ い て

所 属 学 科 目 体 力 学

著 者 名 京 極 浩

論 文 指 導 教 員 青 木 純 一 郎

合 格 年 月 日 平 成 3 年 3 月 / 日

論 文 審 査 委 員

米田 継武  
星野 仁夫  
南谷 和利

目 次									
									頁
第 一 章	緒 言								1
第 二 章	関 連 文 献 の 考 証								4
第 一 節	筋 パ ワ ー 測 定 法 に つ い て								5
第 二 節	力 - 速 度 関 係 と 筋 パ ワ ー								11
	に つ い て								
第 三 節	最 大 筋 パ ワ ー 発 揮 時 の 力 型 群								
	と ス ピ ー ド 型 群 の 分 類								14
第 四 節	自 転 車 エ ル ゴ メ ー タ								
	運 動 中 の 筋 放 電 パ タ ー ン								
	に つ い て								16
第 三 章	研 究 方 法								21
第 一 節	被 験 者 の 選 別								21
第 二 節	自 転 車 エ ル ゴ メ ー タ を								
	用 いた 筋 パ ワ ー の 測 定								22
第 三 節	表 面 筋 電 図 の 記 録								24

第 四 節	表 面 筋 電 図 の 分 析 方 法	2 5
第 五 節	統 計 処 理	2 6
第 四 章	研 究 結 果	2 8
第 五 章	考 察	3 2
第 六 章	要 約	3 8
謝 辞		4 0
引 用 文 献		4 1
欧 文 要 約		4 5
表 .	1 ~ 3	
図 .	1 ~ 9	
付 表 .	1	

第 一 章 結 言

自 転 車 エ ル ゴ メ ー タ 運 動 に お け る 筋 パ ワ ー  
 は 負 荷 と ペ ダ リ ン グ 速 度 と の 積 と し て 算 出 さ  
 れ る。 し た が っ て、 発 揮 さ れ た 最 大 筋 パ ワ ー  
 の 水 準 が 同 一 で も、 力 に 依 存 す る 場 合 と、 ス  
 ピ ー ド に 依 存 す る 場 合 と が 考 え ら れ る。

高 松<sup>4 3 )</sup> は 最 大 筋 パ ワ ー が 大 き な 負 荷 で 発 揮  
 さ れ た 場 合 に は、 力 に 依 存 す る 力 型 群 と し、  
 逆 に 小 さ な 負 荷 で 発 揮 さ れ た 場 合 に は ス ピ ー  
 ド 型 群 と し て 区 別 し た。 さ ら に、 両 群 の 負 荷  
 - 筋 パ ワ ー 関 係 を 比 較 し て、 ス ピ ー ド 型 群 の  
 筋 パ ワ ー は、 小 さ い 負 荷 に お い て 力 型 群 よ り  
 高 い が、 大 き な 負 荷 で は 低 く な る こ と を 指 摘  
 し て い る。 こ の こ と は、 小 さ い 負 荷 に 対 し て  
 ス ピ ー ド 型 群 が 力 型 群 に 比 べ て、 よ り 高 い 速  
 度 で ペ ダ リ ン グ を 行 え る こ と を 意 味 す る。

一 方、 自 転 車 の ペ ダ リ ン グ 運 動 時 の 下 肢 筋  
 群 の 活 動 が、 筋 電<sup>6 ) 8 ) 1 0 ) 1 2 ) 1 3 ) 1 4 ) 3 9 ) 4 0 ) 4 1 )</sup> 図 の 記 録 を も と に 数 多 く 研  
 究 さ れ て い る。 鈴 木<sup>4 0 )</sup> お よ び S u z u k i<sup>4 1 )</sup> は、 膝

関節と股関節にまたがる二関節筋である大腿直筋の活動様式が、ペダリング速度の変化に対して、単関節筋とは異なることを報告している。大腿直筋はペダリング速度の低いときには上死点付近から放電を開始する。さらにペダリング速度の増大にともなって、大腿直筋はペダルを引き上げる局面から放電を開始するようになる。しかし、内側広筋においては、ペダリング速度が変化しても、放電の開始時点が変ることはない。

また、大腿直筋はペダリング動作の主働筋ではあるが、ペダルが上死点を過ぎて膝関節と股関節の伸展によって踏力を発揮する時、大腿直筋は膝関節に対してはプラスのトルク、股関節に対してはマイナスのトルクをそれぞれ発揮していることになる。小さい負荷において、スピード型群のペダリング速度が力型群よりも高いのは、スピード型群の大腿直筋の筋活動が力型群に比べて、低下しているためであると推察される。

そこで、最大筋パワーが同一水準にあるが、力に依存するタイプとスピードに依存するタイプの被験者を対象に、短時間の自転車エルゴメータ運動において、筋パワー発揮時の両群の下肢筋群の筋放電パターンの差異をもとに、両群の力-速度関係および筋パワー発揮特性を説明することを目的とした。

## 第二章 関連文献の考証

一般に筋力と言われる内容には、1)筋力 (muscular strength)、2)筋パワー (muscular power) および 3)筋持久力 (muscular endurance) がある。この内、筋パワーとは「最大努力のもとで (筋活動により) 爆発的に発揮される機械的パワーないし短時間内に多くの機械的エネルギーを発揮する能力である。」と定義<sup>27)</sup>され、物理的には力とスピードの2つの変数の積として表される。

一般に、筋パワーを測定する時には、一方の変数を設定し他方の変数が記録される。したがって、測定方法の違い (設定される変数や運動の差異) によって異なる筋パワーが得られることになる。さらに、筋パワーが同一水準であって、それが主として力に依存する場合と、逆にスピードに依存する場合とが考えられる。

そこで、本章では筋パワーの測定方法、筋

パワーと力-速度関係との関係、自転車エルゴメータ運動による筋パワー発揮時の筋放電パターン等について関連文献を考証したい。

### 第一節 筋パワーの測定法について

小林<sup>30)</sup>は、被験者を仰臥位にして、0から120 kgのおもりを天井から吊した慣性負荷を脚の伸展によって水平方向に蹴る運動を行わせている。おもりの質量と筋パワーの関係をみると、筋パワーは上に凸の曲線となり極大値の存在が認められ、さらに負荷を蹴り出す時の脚の膝関節角度にも最大筋パワーが発揮されるための至適な角度が存在することを確認した。このことは筋パワーを測定する際にはある一定の条件を満足しないと最大値が得られないことを示唆している。

筋の1回収縮によるこのような筋パワーの測定の外に、最大努力で反復した筋収縮によるパワーの測定が数多く報告されている。たとえば、Margaria<sup>34)</sup>による階段の<sup>2)</sup>かけ<sup>1) 9)</sup>上が<sup>3) 1)</sup>り<sup>3) 2)</sup>や

自 転 車 エ ル ゴ メ ー タ 運 動 が そ れ で あ る 。  
 階 段 の か け 上 が り に よ る 方 法 は 、 1 段 の 高  
 さ が 17cm 前 後 の 15 段 以 上 あ る 階 段 を 2m の 水 平  
 面 で 助 走 を 行 い 1 段 お き に 全 力 で か け 上 が る  
 も の で あ る 。 こ の と き に 4 ス テ ッ プ ° 目 ( 8 段 目 )  
 か ら 6 ス テ ッ プ ° 目 ( 12 段 目 ) ま で の 所 要 時 間 を 計  
 測 す る 。 行 わ れ た 仕 事 は 、 所 要 時 間 を 計 測 し  
 た 区 間 の 垂 直 高 と 体 重 と の 積 で あ る 。 し た が  
 っ て 、 仕 事 と 所 要 時 間 か ら 筋 パ ワ ー が 算 出 さ  
 れ る 。 し か し 、 階 段 の 一 段 ず つ の 高 さ が 一 定  
 で あ り 、 測 定 が 各 被 験 者 の 体 格 を 考 慮 し て い  
 な い 問 題 を 含 ん で い る 。 そ こ で 、 青 木 <sup>2)</sup> ら は 、  
 体 育 学 部 学 生 86 名 に 、 1 ス テ ッ プ ° を 2 段 の 他 に 3  
 段 で か け 上 が ら せ た と こ ろ 、 筋 パ ワ ー の 値 が  
 3 段 で は  $62.1 \pm 5.96 \text{ kcal/kg} \cdot \text{hr}$  と な り 、 2 段  
 の  $53.4 \pm 3.76 \text{ kcal/kg} \cdot \text{hr}$  よ り 有 意 に 高 い 値 を  
 示 し た 。

い ず れ に し ろ 、 こ れ ら の 方 法 で は 負 荷 が 体  
 重 だ け で あ り 、 必 ず し も 最 大 筋 パ ワ ー を 測 定  
 し て い る こ と に は な ら な い 。 そ こ で 、 Kyle と

Caio<sup>31)32)</sup>は、被験者におもり(10.1、19.2、  
 24.2、29.2または34.2 kg)を装着できるベス  
 トを着用させ、階段のかけ上がりを行わせた。  
 その結果、ベストを着用しない場合の筋パワ  
 ーは、体重1 kg当り16.6 wattsであったが、  
 29.2 kgのおもりの場合には、18.9 watts/kgに  
 なった。さらに、階段の一段ずつの高さが一  
 定であるため、その高さに歩幅をあわせる技  
 術が必要となり、測定が各被験者の最適な疾  
 走フォームで行えないという問題もある。そ  
 こで、KyleとCaio<sup>31)32)</sup>は前述と同じ条件で階段  
 と同じ勾配(水平面から30°)の坂道を最大  
 努力でかけ上がらせて筋パワーの測定を行っ  
 た。その結果、いかなるおもり条件でも、階  
 段より坂道で測定した筋パワーの方が高い値  
 が示された。なお、坂道で19.2 kgのおもりを  
 背負った場合に、体重1 kg当りの筋パワーが  
 20.5 wattsと最も高い値を示した。

また、Huskey<sup>19)</sup>らは大学生(男性43名、女性  
 53名)を被験者として、Margariaの方法を修

正した Margarita-Kalamen test (助走距離を 6 m、1 ステップ°を 3 段にした) に、坂道の条件を加え、さらに助走距離を 2、6 および 10 m とし て筋パワー測定を行った。その結果、傾斜の条件が階段と坂道のいずれにおいても、助走距離が長くなるにつれて筋パワーの値が大き くなつた。さらにどの助走距離でも階段より 坂道の方が筋パワーの値が大きかった。この ときの増加率の平均は女性が 11.0%、男性が 8.4% であり、Margarita-Kalamen test は傾斜 を坂道にして行くと最も大きな筋パワーの値 が得られ、特に、女性に効果的であることを 示した。

しかし、いずれにしろ小林<sup>30)</sup>が述べているよ うに、筋パワーの最大値が得られる力とスピ ードの変数の組合せは一つだけであり、階段 のかけ上りは全ての被験者に対して、最大筋 パワーを発揮するための最適な条件を与える ことはできないと考えられる。

一方、自転車エルゴメータ運動による測定

は、負荷の荷重方法や運動時間の違いによりいくつもの方法が報告されている。しかし、多くの場合、あらかじめ設定したいくつかの負荷のそれぞれについて約8秒間の運動を行わせ、得られたいくつかの筋パワーの中で最も大きな値を最大筋パワーとしている。

生田<sup>20)</sup>らはヒトの無氣的作業能力の経年変化を明かにすることを目的として、自転車エルゴメータを用いた筋パワーの測定法を開発した。その再現性の高さが確認された後、幼児から成人までの男女367名を対象に、1kpから9kpまでの9種類の負荷を設定できる自転車エルゴメータを用いて、1kpから順次駆動できなくなるまで1kpずつ負荷を増し、それぞれ約8秒間の運動を行わせた。その結果、どの年齢でも、いずれの負荷においても、運動開始から3～6秒で筋パワーの最高値が記録されたが、小さな負荷では踏力が小さいために、また大きな負荷ではペダルが回らなくなり、いずれもその値が低くなっていた。最

大筋パワーは各負荷で発揮された最も高い値としたが、その経年変化をみると、幼児から年齢が増すにしたがって高くなり、男性は18歳頃、女性は14歳頃にそれぞれ最大値  $69.6 \text{ kg m / sec}$  および  $40.8 \text{ kg m / sec}$  を示している。この最大値は運動時間からみてエネルギー供給が燐原質であり、無気的なエネルギー供給機構の能力を示す指標であることを示唆している。さらに、トレーニングを積んだ被験者(97.2 および  $91.5 \text{ kg m / sec}$ ) は一般人よりも最大筋パワーの値が高く、しかもトレーニング効果の判定にも利用できることを示している。

このように生田らの方法にしたがって筋パワーを測定すると、設定した隣合う負荷の間で最大値が得られることも予想されるので、各負荷で得られる筋パワーに二次<sup>7)</sup> 回帰<sup>3) 8)</sup> を適用してピークの値を推定する方法もとられている。

## 第二節 筋パワーと力-速度関係

について

筋の短縮性収縮における力学的現象の中で、筋パワーに直接関係するのが力と速度である。筋パワーの限界は筋収縮速度の限界によるものと考えられる。その原因として Hill<sup>(16)</sup> は出力エネルギーが一定であるとき、負荷の増大に伴って収縮速度が増加すると筋の粘性に対するエネルギー消費が多くなる、という粘性理論を提唱した。一方、FennとMarsh<sup>(17)</sup> は1935年に力の総量と短縮速度との関係が指数関数をなし、筋の粘性による張力の低下は無視できるといふほど小さいものであることを明らかにした。さらに、温度による影響を調べ、より低温であるほど等しい張力を発揮したときの収縮速度が低くなることを報告した。この結果から、Hillの粘性理論を否定し、速度の増大に伴う張力の低下の原因が筋内での化学的エネルギーの反応速度にあることを強調した。

1938年に Hill<sup>17)</sup>は Fennと Marsh<sup>18)</sup>の研究を受け入れ、蛙の縫工筋を用いて熱力学的研究成果を報告した。ここで Hillは、力-速度関係が原点に対して湾曲した傾向の直角双曲線で近似できるとし、次のような特性方程式を發表した。この関係は、広く筋の力学的分析において様々な方法で利用されている。

一般に、筋活動の力と速度の関係を調べるときには、等張性収縮で速度を測定する、または等速性収縮で力を測定する方法がとられて<sup>28)</sup>いる。前者は荷重負荷法であり、後者は粘性抵抗などによる負荷法である。Wilkieは Hillの特性方程式が人体筋に適用出来ることを証明した。Wilkieは後荷重法(after load method)を用いて被験者に肘関節の屈曲運動を行わせた。ここでは筋の一回収縮による運動が筋自体の能力に加えて前腕の長さの差異による力の作用距離を反映していること、さらに、荷重だけでなく前腕の慣性も負荷として加わっていることに注目した。そこで、身

体の形態的差異などの要因を消去し、より一層筋自体の機能的特性に焦点をあてるために被験者が発揮する力と荷重との比が常に一定となり等張力状態を得る為の重要な条件を備えるように、実験装置に工夫を加えた。

一方、力と速度との関係から得られる情報は筋パワートレーニングにおける負荷条件を決定する決め手になる。また、筋パワートレーニングの効果には目的とするスポーツの動作様式に依存した特異性が存在する。このような観点のもとに、力-速度関係にもとづく自転車エルゴメータ運動を用いた筋パワートレーニング法の基礎資料を得るために、青木<sup>2)</sup>らはトレーニング実験を行っている。対象は実業団チームに所属する自転車競技選手10名であった。全力で10秒間駆動する運動を1日3~5回、週3日、7週間にわたって行わせた。各選手は負荷が軽くペダリング速度の速い高速群(3.8kp)と重い低速群(5.9kp)の2群に分けられた。トレーニング前後に行った

自 転 車 エ ル ゴ メ ー タ 運 動 に よ る 筋 パ ワ ー 測 定  
 の 結 果、 両 群 と も 軽 い 負 荷 ( 3、4 k p ) で 筋 パ ワ  
 ー の 増 加 傾 向 を 示 し た。 種 々 の 負 荷 に 対 す る  
 最 高 速 度、 お よ び 運 動 開 始 時 の 推 進 力 に ト レ  
 ー ニ ン グ 前 後 で 変 化 が 認 め ら れ な か っ た こ と  
 か ら、 下 肢 筋 群 の 効 率 的 な ペ ダ リ ン グ が 行 わ  
 れ た の で あ る う。 全 身 運 動 で は 多 く の 筋 群 が  
 協 調 的 に 動 員 さ れ る 必 要 が あ り、 そ れ は 中 枢  
 神 經 系 の コ ン ト ロ ー ル に よ る も の で あ る と 考  
 え ら れ る。 以 上 の こ と か ら、 最 大 努 力 の ペ ダ  
 リ ン グ 運 動 に お い て、 中 枢 神 經 系 の 下 肢 筋 群  
 に 対 す る コ ン ト ロ ー ル は、 筋 パ ワ ー 発 揮 に 大  
 き く 影 響 し て い る こ と が 考 え ら れ る。

### 第 三 節 最 大 筋 パ ワ ー 発 揮 時 の 力 型 群 と ス ピ ー ド 型 群 の 分 類

自 転 車 エ ル ゴ メ ー タ 運 動 に よ っ て 測 定 さ れ  
 る 筋 パ ワ ー は、 踏 力 ( 力 ) と ペ ダ リ ン グ 速 度  
 ( ス ピ ー ド ) の 積 と し て 計 算 さ れ る。 従 っ て、

発揮された筋パワーは力、またはスピードの  
 要因に大きく依存する場合がある。  
 高松<sup>43)</sup>らはラグビー選手（バックスおよびフォー  
 トのレギュラーおよび非レギュラー選手，4群）と陸  
 上競技選手（投てきおよび短距離，2群）の  
 筋パワー出力特性を明らかにすることを目的  
 として、自転車エルゴメータ運動による筋パ  
 ワー測定を行った。測定にはクランク軸に対  
 して電氣的にブレーキのかかる自転車エルゴ  
 メータを用いて、3.0、4.5、6.0、7.5および  
 9.0 kgmの5種類の負荷（トルク）に対して7  
 秒間の全力ペダリングを行わせた。発揮され  
 た筋パワーの負荷とペダリング速度が直線関  
 係にあることから、直線の傾きを最高ペダリ  
 ング速度で除した値を求めて、この値の大き  
 い場合は、負荷が大きくなってもペダリング  
 速度が低下しないとして力に依存する力型タ  
 イプ、逆の場合をスピードに依存するスピー  
 ドタイプとした。その結果、ラグビーのフォ  
 ワード選手はバックス選手に比較して、力に

依存する筋パワーを発揮していた。ボックス選手では、レギュラー選手が非レギュラー選手に比較して力に依存する筋パワーに優れていることを報告した。発揮された筋パワーが同一水準でも内容が異なる場合のあることを指摘した。そして、発揮される筋パワーが力とスピードの要因のどちらに優れているかについて評価することも重要であると述べている。しかし、この分類方法によると、最大筋パワーの差をスピードの要因だけで消去しているため、最高ペダリング速度が異なっても最大踏力が等しければ同じタイプとして評価してしまうことになる。

#### 第四節 自転車エルゴメータ運動中の筋放電パターンについて

ペダリング運動を行っているときの下肢筋群の活動がいくつかの視点から研究されている。

白井<sup>39)</sup>は、最大努力で自転車のペダルを回転  
 させることによる推進力が、どの筋によって  
 主に得られるかということを究明するため  
 下肢筋群から表面電極による筋電図を双極導  
 出し検討を加えた。東京オリンピック候補選  
 手10名を被験者として全力の自転車走行を行  
 わせたところ、ペダルを回転する際の主働筋  
 と考えられる大腿四頭筋(外側広筋および内  
 側広筋)は、どの被験者においても上死点の  
 手前90度から放電を開始し、上死点の後90度  
 まで著しく活動することを示した。さらに、  
 大腿二頭筋については活動の開始時点が被験  
 者によってかなり異なることを特徴として報  
 告している。すなわち、開始時点が早い場合  
 は上死点の手前90度から、遅い場合は上死点  
 の後90度から放電が始まり、下死点を過ぎた  
 時点で放電が終了した。ところで、大腿二頭  
 筋は起始が異なる二頭筋であり長頭は股関節  
 と膝関節にまたがる二関節筋であるが、白井  
 の実験では大腿二頭筋の長頭または短頭のい

ずれの活動を記録したかが不明である。もし、  
 両者の活動が混同して記録されていたならば、  
 大腿二頭筋の活動開始時点が広範囲にわたっ  
 ていた理由の一つとして考えられるだろう。  
 Gregor<sup>4)</sup>らは下肢筋群の二関節筋に注目し、  
 自転車エルゴメータ運動中(60rpm, 160W)に膝  
 関節および股関節にまたがる大腿直筋および  
 大腿二頭筋長頭、さらに膝関節の単関節筋で  
 ある外側広筋および半膜様筋から筋放電パタ  
 ーンを記録し、同時に関節が発揮するトルク  
 を測定した。この二つの測定値からは、クラ  
 ンクが上死点を通過し有効な推進力が得られ  
 る局面において、膝関節伸筋群の貢献度は股  
 関節よりも高いことを示している。Gregor<sup>4)</sup>  
 は、自転車エルゴメータ運動における有効な  
 推進力が関節で発揮されるトルクによるもの  
 であり、そのトルクはそれぞれの関節におけ  
 る伸筋群と屈筋群との張力の差に関連してい  
 るとした。例えば、ペダルが上死点から90度  
 の位置にあるときに、膝関節は大腿四頭筋の

収縮によって伸展し、同時に股関節は大殿筋を  
含む伸筋群の活動によって伸展している。

この時に、大腿直筋の活動は股関節の伸展を妨げる事になる。同様に大腿二頭筋長頭は膝関節の伸展に対してマイナスのトルクを發揮していることになる。

Suzuki<sup>41)</sup>は自転車エルゴメータ運動を6名の陸上競技の短距離走鍛錬者に行わせ、下肢筋群の表面筋電図を記録している。遅いペダ

リング速度(12rpm)では膝関節の最も屈曲した時点またはその直後に大腿直筋の筋放電が開始されていたが、ペダリング速度の増加に伴って放電の開始が早まり、さらに最大努力では膝関節の最も伸展した時点(下死点)から放電を開始したことを報告している。しか

しながら、内側広筋はペダリング速度の増加に伴って放電の開始時点が変化しないことを示している。これは大腿直筋が膝関節と股関節にまたがる二関節筋であり、ペダリング速度の増加に伴って膝関節伸展から股関節屈曲

へ大腿直筋の機能が移行したことを示唆して  
いる。同様な現象が短距離疾走のスタートか  
ら最高速度に達するまでの下肢の筋放電パタ  
ーンで観察<sup>2)</sup>されている。大腿直筋において、  
スタート直後には接地期前半の膝関節伸展と  
離地後の股関節屈曲に同期して筋放電がみら  
れたが、歩数が進んで走速度が増加するに  
したがって、接地期の膝関節伸展に伴う筋放電が  
消失する。また、垂直跳びにおいても重心が  
最下位に沈んだ位置で、内側広筋には極めて  
強い筋放電が現れるが、大腿直筋の活動は比  
較的弱いことが観察<sup>4)</sup>されている。このように  
股関節の伸展と膝関節の伸展とが同時に働く  
場合には大腿直筋が抑制を受けることが考え  
られる。

第三章 研究方法

第一節 被験者の選別

順天堂大学体育学部および同大学院の健康な男子学生39名を対象にして、短時間自転車エルゴメータ運動による筋パワー測定を行った。その結果から、最大筋パワーが同一水準（平均90kgm/sec）にあり、かつその時のペダリング速度が平均（2.35m/sec）から0.29m/sec（1SD）以上速い場合をスピードに依存するスピード型群（n=6）、平均から0.29m/secより遅い場合を力に依存する力型群（n=6）として、12名を選別した。

被験者の身体特性を表1に示した。身長と体重は同年齢の日本人男性の標準値<sup>3,6)</sup>にほぼ等しかった。なお、全ての被験者には、あらかじめ本実験の目的と危惧される測定時の問題点を説明した後、参加に対する承諾書を得た（付表1）。

表1

付表1

第	二	節	自	転	車	エ	ル	ゴ	メ	ー	タ	を	用	い	た	筋	パ											
			ワ	ー	の	測	定																					
			十	分	な	ウ	オ	ー	ミ	ン	グ	ア	ッ	プ	を	行	わ	せ	た	後	に							
		<sup>20)</sup>	生	田	ら	の	方	法	に	従	い	、	被	験	者	に	6	種	類	の	負	荷						
			(	3	、	4	、	5	、	6	、	7	お	よ	び	8	k	p	)	で	全	力	自	転	車	エ	ル	ゴ
			メ	ー	タ	運	動	を	行	わ	せ	た	。	そ	れ	ぞ	れ	1	回	の	試	行						
			は	8	秒	間	で	あ	り	、	各	負	荷	に	よ	る	試	行	順	序	は	、						
			ハ	・	ソ	ナ	ル	コ	ン	ピ	ュ	ー	タ	を	用	い	て	無	作	為	に	発	生	さ	せ	た		
			3	か	ら	8	ま	で	の	数	字	に	し	た	が	っ	た	。	8	秒	間	の						
			運	動	の	大	部	分	が	非	乳	酸	性	の	エ	ネ	ル	ギ	ー	供	給	に						
			よ	っ	て	行	わ	れ	、	運	動	終	了	後	3	～	4	分	間	で	非	乳	酸					
			性	の	酸	素	負	債	が	ほ	ぼ	償	却	さ	れ	る	こ	と	か	ら	、	試						
			行	間	隔	は	疲	労	感	が	な	く	な	る	約	5	分	間	に	し	た	。						
			自	転	車	エ	ル	ゴ	メ	ー	タ	(	モ	ナ	ー	ク	社	製	)	は	、							
			被	験	者	が	運	動	し	や	す	い	よ	う	に	ハ	ン	ド	ル	部	、	サ						
			ド	ル	部	、	チ	ェ	ー	ン	ス	ブ	ロ	ケ	ッ	ト	部	お	よ	び	ク	ラ						
			ン	ク	部	を	レ	ー	サ	ー	タイ	プ	に	改	作	し	た	も	の	を	用							
			い	た	。																							
			サ	ド	ル	の	高	さ	は	、	H	a	m	l	e	y	ら	の	方	法	に	し	た	が				
			っ	て	調	節	し	た	。																			

ペダルには一般的なトゥークリップを装着した。

被験者にはドロップハンドルのアンダーバーを保持させ、サドルから腰を上げないよう  
に、さらにどの負荷においても最大努力で自転車エルゴメータを駆動するように指示した。

筋パワーは、生田<sup>20)</sup>らにしたがい、自転車エルゴメータを最大努力で駆動したときの動輪の回転数から求めた。すなわち、動輪の半周

毎に乱反射板を取り付け、その部分がフレームに固定した光電スイッチを通過するとき

に電圧変化としてスパイク状のパルスを発生させた。この電気信号を一旦データレコーダに記録し、A-D変換後パルス数を測定した。筋パワーはこのパルス数から次式を用いて算出した。

$$P = L \times 6 \times 14 / 52 \times 1 / 2 \times N$$

ただし、P: 筋パワー (kgm/sec)



広筋および大殿筋から表面筋電図を双極導出した。各電極は4cmの距離をおいて筋腹<sup>2,4)</sup>上に筋線維走行と平行に貼付した。

表面筋電図の積分を開始するためのトリガーには、右クランクが上死点を通過するときフレームに取り付けた光電スイッチから発生させたパルスを用いた。

各被験筋からの電気信号は生体電気用アンプ(AB-621G, : 日本光電社製)により増幅し同時に右クランクの上死点のパルスと動輪の回転に伴って発生させたパルスとをエルカセットデータレコーダ(FE-3907W: ソニー社製)にテープスピード $9.5\text{ cm/sec}$ (DC $\sim$ 2.5kHz, 50dB)で収録した。なお、生体電気用アンプのタイムコンスタントは0.03秒、ハイカットフィルターはoffにした。

#### 第四節 表面筋電図の分析方法

データレコーダに記録した被験筋からの生体電気信号および上死点のパルスはサンプリ

ング周波数 2 kHz で A-D変換 (ANALOG-PRO: カノーブス電子社製) した。単位時間当たりの筋の放電量は、筋電図波形と基線との間の面積を台形公式を用いて積分しそれから換算した。積分は 1 秒毎に算出した筋パワーにおいて、最も高い値が発揮された 1 秒間に含まれるペダリング 2 ~ 3 サイクルについて行った。最も高い筋パワーの値が数秒間続いた場合には最初の 1 秒間だけを積分の対象にした。各サイクル (上死点から 360 度) は上死点を基準にして 10 等分<sup>1)</sup>し、各区間 (36 度) について単位時間当たりの筋の放電量 (mV・sec/sec) を算出した。以下、短時間当たりの筋の放電量を単に放電量と呼ぶことにする。さらに、それぞれのサイクルにおいて対応する区間の値を平均した (図 1)。

### 第五節 統計処理

力型群およびスピード型群による各負荷で発揮された筋パワーの値は、Student の T -

テストを用いて有意性を検定した。

危険率は5%水準を採用した。

#### 第 四 章 研 究 結 果

本研究で測定された12名の最大筋パワーは  $90.34 \pm 0.85 \text{ kgm/sec}$ であった。本研究の被験者の年齢に相当する被験者を対象にして、同様の方法で測定された、これまでの報告をみると、一般学生は  $72.4$  および  $69.6 \text{ kgm/sec}$ 、日常規則的なトレーニングを行っている被験者は  $89.6 \text{ kgm/sec}$ 、陸上競技の短距離走者は  $96.4$  および  $104.1 \text{ kgm/sec}$  が示されている。本研究に参加した被験者は、体育学部学生および大学院生ではあるが、特別なプログラムに従った激しい筋力トレーニングを行っていないことを考慮すると、本研究で測定された最大筋パワーの値は先行研究で報告された値と同様であったと考えられる。

力型群およびスピード型群における各負荷のバダリング速度は、小さな負荷ではスピード型群が有意に高く、したがってスピード型群の筋パワーは力型群より有意に高い値を示

した ( 図 2 ) 。 しかし、7 k p の負荷では有意  
差がなくなり、さらに8 k p では逆に力型群が  
有意に高い値を示した。

図2

力型群およびスピード型群の大腿直筋、外  
側広筋および大殿筋の放電量を表2および表  
3に示した。被験者12名の最大値の範囲は、  
それぞれ0.196~1.159、0.225~0.693および  
0.163~0.751 ( m V · s e c / s e c ) であった。さらに、  
放電量はそれぞれの被験筋における最大値に  
対する相対的な割合 ( % ) で表し、図3~図  
8に示した。

表2,3

図3~8

なお、放電の開始時点は筋活動が15%を越  
えた区間の角度で示した。

力型群における筋放電パターン：

大腿直筋は、ペダリング速度の上昇 ( 負荷  
が8 k p から3 k p へ変化 ) に伴って筋放電の開始  
時点が288°から216°へと早まり、活動位  
相の移動が認められた。筋放電量のピークは  
上死点の前後36°において、どの負荷でも80

% 以上を示した。

外側広筋は、大腿直筋と同様に筋放電量のピークが上死点付近で認められたが、活動位相の移動は認められなかった。大殿筋の筋活動の開始時点はどの負荷においても上死点から  $324^\circ$  であった。ペダルが上死点を通過後  $72^\circ$  から  $108^\circ$  の間で活動のピークを迎え、そのピークの値は  $75\%$  以上を示した。

スピード型群における筋放電パターン：

大腿直筋には、ペダリング速度の上昇に伴って活動の開始時点が  $288^\circ$  から  $216^\circ$  へと早まり、活動位相の移動が認められた。さらに、各負荷における筋放電量のピークは  $8\text{kp}$  の  $90.3\%$  が上死点付近で観察されたが、負荷が小さくなりペダリング速度が高くなるにつれてピークが低くなり、 $3\text{kp}$  の  $40.9\%$  は  $288^\circ$  で観察された。外側広筋は、どの負荷においても筋活動の開始時点が  $324^\circ$  であった。しかし、各負荷における筋放電量のピークは上死点の

直後において95.1%から44.8%へ低下した。

大殿筋は、どの負荷においても筋活動の開始

時点が324°であった。さらに、ペダリング

速度の上昇に伴って筋放電量のピークが52.8

%から89.4%へと上昇した。

## 第五章 考察

自転車エルゴメータを用いた最大努力の運動による筋パワーは、負荷（力）とペダルの回転速度（速度）の積として求めることが出来る。しかし、負荷を変えると、得られる筋パワーの大きさも変わり、最大筋パワーが得られる負荷は個人によってかならずしも一定ではない。

磯部<sup>2,5)</sup>および高松<sup>4,3)</sup>は、最大筋パワーの異なる被験者を対象にして、発揮される最大筋パワーが力またはスピードのどちらに依存するのかを検討している。磯部らおよび高松らは、発揮された筋パワーの負荷とペダリング速度が直線関係にあることから、直線の傾きを最高ペダリング速度で除した値を求めている。この値の大きい場合は、負荷が大きくなってもペダリング速度が低下しないとして力に依存するタイプ、逆の場合をスピードに依存するタイプとしている。しかし、最大踏力

が等しく最高ペダリング速度が異なる場合を  
同じタイプとして評価してしまっている。

そこで、本研究では、最大筋パワー（平均  
90 kgm/sec）は同一水準であるが、そのとき  
のペダリング速度が1.94 m/secより遅い場合  
を力型群、2.74 m/secより速い被験者をスピー  
ード型群とした。

大腿直筋は膝関節と股関節にまたがる二関  
節筋であり、ペダリング速度の増加に対して  
単関節筋とは異なる活動様式<sup>40)</sup><sup>41)</sup>を示す。しかし、  
その活動様式の個人差が、力型群とスピード  
型群における、小さい負荷でのペダリング速  
度の差異につながっていると考えられる。そ  
こで、本研究では大腿直筋の活動パターンに  
注目し、さらに膝関節伸筋である外側広筋、  
股関節伸筋である大殿筋の活動パターンを観  
察した。

小さい負荷では両群のスピードが異なっ  
ていたが、両群の筋放電パターンは負荷が小  
くなりペダリング速度が増大するに従い、大

腿直筋の放電開始時点が早まる、いわゆる活動位相の移動が認められた。つまり、放電の開始が8KPではペダルが下死点通過後72°からみられたが、3KPでは下死点通過直後から観察された。

鈴木<sup>40)</sup>も大腿直筋の単一運動単位の発射を記録し、大腿直筋における運動単位の活動開始時点が、ペダリング速度の増大に伴って、ペダル踏み込み時の膝関節伸展相から徐々に早まり、ペダルを引き上げる股関節屈曲相に移動することを観察している。彼らは、これらの原因として、大腿直筋そのものがペダルの下死点通過後、膝関節の屈曲動作に移るときに伸展され、その伸展情報が反射入力として、大腿直筋の $\alpha$ 運動ニューロンを興奮させると考察している。さらに、ペダリング速度が増大されることにより、大腿直筋のより急激な伸展が反射活動をさらに高め、そのことが大腿直筋の活動位相の移動を早めていると考察している。また、股関節の単関節屈曲筋（

腸腰筋等)の筋紡錘一次終末由来の求心性線維は、脊髄内で大腿直筋の $\alpha$ 運動ニューロンに単シナプス結合をしている<sup>9)</sup>ので、股関節屈筋の興奮情報が大腿直筋の $\alpha$ 運動ニューロンに促通作用を引き起こし、大腿直筋の活動開始時点を膝関節伸展相から股関節屈曲相へ移動させたと考えている。本研究においては、各関節の角度変位を記録していないので、ペダリング中の大腿直筋の伸展の度合や角速度の変化について論じることができないが、得られた現象から少なくともSuzuki<sup>4,1)</sup>および鈴木<sup>4,0)</sup>の考察を支持することはできるものと考えられる。

両群の大腿直筋の筋放電パターンをみると、負荷が減少し、ペダリング速度が増大するに伴って、1サイクル中の筋放電のピークに差異が観察された。すなわち、力型群では各負荷における筋放電のピークが常に上死点付近にあったが、スピード型群で徐々に低下し、股関節屈曲相へ移動した。しかも、小さい負

荷 に お い て 、 ス ピ ー ド 型 群 に お け る 大 腿 直 筋  
 の 筋 放 電 は 下 死 点 か ら 開 始 し 、 筋 活 動 を そ れ  
 ほ ど 高 め る こ と な く 、 上 死 点 通 過 時 に は 終 了  
 し て い る こ と に な る 。 し た が っ て 、 ス ピ ー ド  
 型 群 の 小 さ な 負 荷 に お け る 放 電 パ タ ー ン は 、  
 大 腿 直 筋 が ペ ダ ル 踏 み 込 み 時 に 活 動 を 低 下 さ  
 せ 、 ペ ダ リ ン グ 動 作 に 関 し て 効 果 的 に 働 き 、  
 ペ ダ リ ン グ 速 度 が 力 型 群 よ り 高 く な る こ と を  
 示 し て い る 。

大 殿 筋 は ど の 負 荷 で あ っ て も 上 死 点 ま た は  
 そ の 直 後 に 1 サ イ ク ル 中 の 筋 活 動 の ピ ー ク が  
 観 察 さ れ 、 負 荷 の 増 大 に 伴 っ て ペ ダ リ ン グ 速  
 度 が 低 く な る と 、 そ の 活 動 の ピ ー ク が 低 下 す  
 る 傾 向 が み ら れ た 。 こ れ は 、 大 き な 負 荷 に お  
 い て 、 ペ ダ ル 踏 み 込 み 時 の 上 体 の 姿 勢 維 持 の  
 た め に 、 ハ ン ド ル と 上 肢 と の 固 定 に 多 く の 筋  
 活 動 が 必 要 と な り 、 相 対 的 に 大 殿 筋 へ の 依 存  
 度 が 低 下 し た た め で あ る と 考 え ら れ る 。

ま と め る と 、 負 荷 を 減 少 さ せ る と 、 ペ ダ リ  
 ン グ 速 度 は 増 加 す る が 、 こ の と き 力 型 群 は 大

腿直筋の筋放電開始時点が膝関節伸展相から  
股関節屈曲相へ移動する。一方、スピード型  
群では、大腿直筋の活動自体が低下する。し  
たがって、スピード型群では、負荷が小さい  
ときに大腿直筋がペダリング動作に対するパ  
ワー発揮に効果的に働き、大きな負荷では、  
筋力の差がパワー発揮を左右する重要な因子  
であることを示唆するものである。

## 第 六 章 要 約

( 1 ) 本 研 究 の 目 的 は、 最 大 筋 パ ワ ー が 同  
 一 水 準 に あ る 被 検 者 を 力 型 群 (  $n = 6$  ) と ス ピ ー  
 ド 型 群 (  $n = 6$  ) と に 分 け、 短 時 間 自 転 車 エ ル ゴ  
 メ ー タ 運 動 に よ る 筋 パ ワ ー 発 揮 時 の 下 肢 の 筋  
 放 電 パ タ ー ン を も と に、 両 群 の 力 - 速 度 関 係  
 お よ び 筋 パ ワ ー 発 揮 特 性 を 明 ら か に す る こ と  
 で あ っ た。

( 2 ) 両 群 に、 3、4、5、6、7 お よ び 8 k p の 6  
 種 類 の 負 荷 で 8 秒 間 の 自 転 車 エ ル ゴ メ ー タ 運  
 動 を 行 な わ せ、 大 腿 直 筋、 外 側 広 筋 お よ び 大  
 殿 筋 か ら 表 面 筋 電 図 を 導 出 し た。 ク ラ ン ク 1  
 回 転 を 上 死 点 を 基 準 に 10 等 分 し、 各 区 間 に つ  
 い て 単 位 時 間 当 り の 筋 の 放 電 量 を 算 出 し た。

( 3 ) 力 型 群 と ス ピ ー ド 型 群 の ペ ダ リ ン グ  
 速 度 を 比 較 す る と、 ス ピ ー ド 型 群 は 小 さ な 負  
 荷 で 力 型 群 よ り 高 く、 負 荷 の 増 大 に 伴 っ て 力  
 型 群 よ り 急 激 に 低 下 し、 大 き な 負 荷 で は 力 型  
 群 が 高 く な っ た。

(4) 力型群では、負荷の大小にかかわら  
ず、3筋の筋放電量のピークは、常に上死点  
付近またはその直後に観察され、それらの値  
に変化が見られなかった。放電開始時点は、  
外側広筋と大殿筋が一定であったが、大腿直  
筋が上死点の手前方向へ移行した。

(5) 一方、スピード型群では、負荷の減  
少にともない、外側広筋および大殿筋の筋放  
電量のピークは上死点の直後に観察され、そ  
のピーク値は外側広筋および大腿直筋が減少  
傾向、大殿筋が増加傾向にあった。放電開始  
時点は、外側広筋と大殿筋に変化が見られな  
かったが、大腿直筋が上死点の手前方向へ移  
行した。

(6) 以上の結果から、両群とも大きな負  
荷では、下肢筋群の活動には差異がみられず  
筋パワーの差は下肢の筋力の差により、小さ  
い負荷では、スピード型群の大腿直筋の活動  
が円滑なため、ペダリング速度が高くなり、  
高い筋パワーが得られるものと示唆される。

謝 辞

稿を終わるにあたって、貴重な時間を裂いて助言を賜りました本学バイオメカニクス研究室菅原秀二講師には心から感謝の意を表します。また、本実験の被験者として御協力頂いた皆様に厚く御礼申し上げます。

## 引用文献

- 1)青木純一郎、形本静夫、村岡 功、矢野成敏、高岡郁夫、佐藤 佑、前嶋孝、清水達雄、米田継武、沢木啓祐、永江 競、福永広次、佐藤 栄：日・米・英・新西蘭自転車競技選手の体力および自転車エルゴメーターによる脚パワートレーニングの効果.昭和56年度日本体育協会スポーツ医・科学研究報告, No. II 競技種目別競技力向上に関する研究No.25.自転車競技, 381-394 (1981)
- 2)青木純一郎、玉木伸和：“階段かけ上がり”による無氣的パワー.新体育, 45: 544-547(1975)
- 3)Ayalon, A., O. Inbar and O. Bar-Or: Relationships among measurements of explosive strength and anaerobic power. In Nelson and Morehouse ed. Biomechanics, IV - A. 527-532, University Park Press: Baltimore (1974)
- 4)Bar-Or, O., R. Dotan and O. Inbar: A 30 second all-out ergometric test - its reliability and validity for anaerobic capacity. Israel J. Med. Sci., 13: 326-327 (1977)
- 5)Crielaard, J. M. and F. Pirnay: Anaerobic and aerobic power of top athletes. Eur. J. Appl. Physiol., 47: 295-300 (1981)
- 6)Desipres, M.: An electromyographic study of competitive road cycling condition simulated on a treadmill. In Nelson, R. C. and C. A. Morehouse eds. Biomechanics, IV - A, 349-355, University Park Press: Baltimore (1974)
- 7)Dotan, R., and O. Bar-Or: Load optimization for the Wingate Anaerobic Test. Eur. J. Appl. Physiol., 51: 409-417 (1983)
- 8)Duchateau, J., S. Le Bozec and K. Hainaut: Contributions of slow and fast muscles of triceps surae to a cyclic movement. Eur. J. Appl. Physiol., 55: 476-481 (1986)
- 9)Eccles, R. M. and A. Lundberg: Integrative pattern of Ia synaptic actions on motoneurons of hip and knee muscles. J. Physiol., 144: 271-298 (1958)

- 10) Ericson, M.O., R.Nisell, U.P. Arborelius and J.Ekholm: Muscular activity during ergometer cycling. Scand.J.Rehab.Med., 17:53-61(1985)
- 11) Fenn, W.O. and B.S.Marsh: Muscular force at different speeds of shortening. J.Physiol., 85:277-297(1935)
- 12) Goto, S., S.Toyoshima, and T.Hoshikawa: Study of the integrated EMG of leg muscles during pedaling at various loads, frequency, and equivalent power. In Paavo Komi ed. Biomechanics, V -A. 246-252, University Park Press: Baltimore(1975)
- 13) Gregor, R.J., D.Gren and J.Garhammer: An electromyographic analysis of selected muscle activity in elite competitive cyclists. In Morecki, A., K.Fidelus, K.Kedzior and A.Wit eds. Biomechanics, VII -B, 537-541, University Park Press: Baltimore(1982)
- 14) Gregor, R.J., P.R.Cavanagh, and M.La Fortune: Knee Flexor Moments during propulsion in cycling—a creative solution to lombard's paradox. J.Biomechanics, 18:307-316(1985)
- 15) Hamley, E.J and V.Thomas: Physiological and postural factors in calibration of bicycle ergometer. J.Physiol., 191:55P-57P(1967)
- 16) Hill, A.V.: Maximum work and mechanical efficiency of human muscles and their most economical speed. J.Physiol., 56:19-41(1922)
- 17) Hill, A.V.: The heat of shortening and dynamic constants of muscle. Proc.Roy.Soc.B, 126:136-195(1938)
- 18) Hinson, M. and J.Rosentswieg: Comparative electromyographic values of isometric, isotonic, and isokinetic contraction. Res.Quart., 44:71-78 (1973)
- 19) Huskey, T., J.L.Mayhew and T.E.Ball: Factors affecting anaerobic power output in the Margaris-Kalamen test. Ergonomics, 32:959-965(1989)
- 20) 生田香明、猪飼道夫: 自転車エルゴメーターによるMaximum Anaerobic Power の発達の研究. 体育学研究, 17:151-157(1972)

- 21) 生田香明、栗原崇志、中塘二三生、播本定彦:スプリント・トレーニングが疾走能力および敏捷性・筋力・パワーに与える効果. 体育学研究, 29:227-235(1984)
- 22) 生田香明, 中塘二三生, 根木哲朗, 播本定彦:スプリンターのパワー発現. 体力科学, 21:143-151(1980)
- 23) 生田香明、渡部和彦、大築立志:50m疾走におけるパワーの研究. 体育学研究, 17:61-67(1972)
- 24) 石崎忠利、波木卓夫、間藤方雄:大腿筋筋腹の位置に関する解剖学的, 計測学的研究. 体力科学. 33:27-39(1984)
- 25) 磯部隆之、横井孝志、高松 薫:自転車エルゴメーターの全力駆動パワーから見た陸上競技の各種目特性. 日本体育学会第33会大会号, p.285(1982)
- 26) 伊藤 章:跳および走における下肢筋の筋放電特性. Jap. J. Sports Sci., 9:137-142(1990)
- 27) 金子公有:瞬発的パワーからみた人体筋のダイナミクス. 杏林書院:東京, (1974)
- 28) 金子公有:筋収縮速度と力. 体育の科学, 28:837-842(1978)
- 29) 金原 勇、高松 薫、辺土名博司、阿江通良:身体資源としてのパワーのとりえ方に関する基礎的研究. 東京教育大学スポーツ研究所報, 13:27-50(1975)
- 30) 小林一敏:力学的にみた瞬発力. 体育の科学, 11:604-607(1961)
- 31) Kyle C.R. and V.J. Caiozzo: A comparison of effect of external loading upon power output in stair climbing up a ramp. Eur. J. Appl. Physiol., 54:99-103(1985)
- 32) Kyle, C.R. and V.J. Caiozzo: Experiments in human ergometry as applied to the design of human powered vehicles. Int. J. sports biomechanics, 2:6-19(1986)

- 33) Margaria, R., H.T. Edward and D.B. Dill: The possible mechanisms of contracting and paying the oxygen debt and role of lactic acid in muscular contraction. Am. J. Physiol., 106:689-715(1933)
- 34) Margaria R., P. Aghemo and E. Rovelli: Measurement of muscular power (anaerobic) in men. J. Appl. Physiol., 21:1662-1664(1966)
- 35) Margaria, R., P. Cerretelli and F. Mangili: Balance and kinetics of anaerobic energy release during strenuous exercise in man. J. Appl. Physiol., 19:623-628(1964)
- 36) 文部省体育局編:平成元年度体力・運動能力調査報告書。(1990)
- 37) 中村好男:自転車エルゴメーターによる最大パワーの評価の問題点. 早稲田大学人間科学研究, 1:105-113(1988)
- 38) 中村好男、武藤芳照、宮下充正:最大無酸素パワーの自転車エルゴメーターによる測定法. Jap. J. Sports Sci., 3:834-839(1988)
- 39) 白井伊三郎:筋電図による自転車走行動作の解析. 昭和37年度 日本体育協会スポーツ科学研究報告, 201-216(1962)
- 40) 鈴木正隆、鈴木秀次、渡辺士郎:ロコモーションスピード増大に伴う大腿直筋単一運動単位活動の機能変化. Jpn. J. Sports Sci., 3:653-661(1984)
- 41) Suzuki, S.S. Watanabe and S. Homma: EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities. Brain Res., 240:245-258(1982)
- 42) 高木公三郎、熊本水頼、伊藤一生、塚原政義:垂直跳の筋電図学的解析. 体育学研究, 5:84-88(1961)
- 43) 高松 薫, 佐藤芳弘, 宮坂雅昭, 高森秀蔵:無氣的パワーにおける”力型”と”スピード型”のタイプからみたラグビー選手の特性. 体育学研究, 34:81-88(1989)
- 44) Wilkie, D.R.: The relation between force and velocity in human muscle. J. Physiol., 110:249-280(1950)
- 45) 財団法人厚生統計協会:国民衛生の動向・厚生指標臨時増刊, 36:(1950)

Force-velocity relationships and EMG from lower extremity  
on cycle ergometer exercise for a short time

Hiroshi KYOGOKU

Summary

- (1) The purpose of the present study was to clarify the specificity of EMG activity patterns obtained for strength-type(n=6) and speed-type(n=6) groups with the same muscular power level, but different strength or speed.
- (2) Twelve male subjects rode an ergometer at six workloads from 3kp to 8kp for 8 sec, respectively. Simultaneously, EMG from m. rectus femoris(RF), vastus lateralis(VL) and m. gluteus maximus(GM) were integrated every 10 percent of each pedalling cycle.
- (3) Pedalling speed in speed-type group was higher than that in strength-type group at light loads, as load increased that in speed-type had dropped and that in strength-type was higher than speed-type at heavy load.
- (4) In strength-type group, peak values of IEMG of all muscles did not show any change during one pedalling cycle at any load. And onset of EMG activity in VL and GM was constant at any load but that in RF was advanced toward the knee flexion phase as load decreased.
- (5) On the other hand, in speed-type group, as load decreased, peak of IEMG was observed when pedall went through the top dead center at any load. And peak IEMG value of RF and VL decreased and that of GM increased during one pedalling cycle. Additionally onset of EMG activity in VL and GM was not constant at any load but that in RF was advanced toward the knee flexion phase as load decreased.
- (6) From that data, it is guessed that at heavy load, the difference in muscular power resulted from difference in muscular strength, and the smooth of RF activity in speed-type makes high pedalling speed and high muscular power at light loads.

Table 1. Characteristics of the subjects.

Subj.	Age	Stature	Weight	Leg	Pedalling	Pedalling	Muscular
				length	forces	speed	power
	yr	cm	kg	cm	kg	m/sec	kgm/sec
Strength-type group							
1	19	165.0	61.20	78	46.40	1.95	90.48
2	19	169.5	65.70	80	45.29	1.97	89.22
3	21	173.5	68.35	91	49.30	1.85	91.20
4	21	168.0	64.15	88	46.61	1.93	89.96
5	21	166.3	63.00	83	46.40	1.95	90.48
6	22	170.0	65.00	84	44.43	2.02	89.75
M	21	168.7	64.57	84	46.40	1.95	90.18
SD	1	2.7	2.23	4	1.50	0.05	0.63
Speed-type group							
7	20	166.6	65.60	80	33.10	2.77	91.68
8	20	170.7	62.75	82	33.79	2.66	89.88
9	20	173.5	68.30	85	33.42	2.74	91.58
10	21	167.5	65.00	76	34.37	2.65	91.08
11	21	165.0	57.90	83	32.49	2.74	89.02
12	26	166.5	66.20	79	31.93	2.81	89.72
M	21	168.3	64.29	81	33.18	2.73	90.49
SD	2	2.9	3.30	3	0.81	0.06	1.01

Table 2. Average IEMG in strength-type group.

m.	load	Crank angle (°)										
		0-36	-72	-108	-144	-180	-216	-252	-288	-324	-360	
		(mV•sec/sec)										
RF	3kp	0.239	0.134	0.048	0.055	0.052	0.101	0.181	0.242	0.295	0.300	
		0.078	0.087	0.042	0.054	0.037	0.056	0.091	0.112	0.116	0.106	
	4kp	0.204	0.113	0.045	0.042	0.035	0.057	0.126	0.212	0.282	0.294	
		0.075	0.057	0.041	0.049	0.019	0.026	0.056	0.122	0.128	0.121	
	5kp	0.306	0.174	0.070	0.034	0.019	0.053	0.120	0.183	0.250	0.318	
		0.150	0.066	0.058	0.014	0.008	0.030	0.074	0.127	0.140	0.135	
	6kp	0.328	0.216	0.050	0.030	0.023	0.027	0.049	0.116	0.188	0.283	
		0.164	0.081	0.030	0.029	0.012	0.009	0.021	0.042	0.075	0.138	
	7kp	0.320	0.262	0.100	0.035	0.022	0.024	0.060	0.117	0.224	0.299	
		0.126	0.116	0.055	0.035	0.011	0.004	0.048	0.078	0.139	0.131	
	8kp	0.307	0.269	0.126	0.034	0.012	0.027	0.059	0.111	0.210	0.285	
		0.165	0.147	0.092	0.027	0.010	0.011	0.042	0.064	0.115	0.123	
	VL	3kp	0.353	0.277	0.142	0.066	0.045	0.030	0.050	0.059	0.321	0.391
			0.174	0.135	0.145	0.034	0.015	0.013	0.031	0.038	0.133	0.185
		4kp	0.384	0.339	0.091	0.047	0.038	0.031	0.035	0.048	0.323	0.392
			0.213	0.223	0.051	0.023	0.009	0.022	0.011	0.018	0.140	0.195
5kp		0.370	0.364	0.129	0.042	0.040	0.022	0.028	0.045	0.272	0.352	
		0.209	0.214	0.091	0.021	0.022	0.007	0.008	0.018	0.120	0.146	
6kp		0.375	0.319	0.177	0.048	0.032	0.023	0.018	0.029	0.155	0.395	
		0.202	0.172	0.108	0.031	0.010	0.012	0.010	0.008	0.077	0.185	
7kp		0.399	0.374	0.244	0.069	0.027	0.025	0.025	0.033	0.174	0.356	
		0.216	0.228	0.204	0.060	0.010	0.008	0.007	0.013	0.069	0.187	
8kp		0.385	0.358	0.241	0.051	0.028	0.016	0.024	0.028	0.136	0.386	
		0.209	0.198	0.157	0.043	0.013	0.002	0.009	0.014	0.090	0.173	
GM		3kp	0.241	0.333	0.250	0.086	0.025	0.019	0.022	0.026	0.080	0.212
			0.096	0.151	0.155	0.082	0.018	0.016	0.021	0.028	0.026	0.110
		4kp	0.241	0.306	0.275	0.114	0.031	0.015	0.024	0.021	0.082	0.192
			0.100	0.139	0.176	0.114	0.029	0.015	0.021	0.022	0.035	0.078
	5kp	0.269	0.333	0.296	0.142	0.016	0.025	0.020	0.024	0.058	0.203	
		0.108	0.165	0.175	0.139	0.016	0.028	0.015	0.022	0.023	0.097	
	6kp	0.233	0.271	0.270	0.109	0.027	0.018	0.025	0.021	0.045	0.184	
		0.075	0.111	0.132	0.100	0.020	0.013	0.013	0.023	0.031	0.115	
	7kp	0.243	0.281	0.285	0.122	0.027	0.018	0.022	0.031	0.050	0.164	
		0.103	0.118	0.123	0.110	0.027	0.014	0.016	0.021	0.032	0.091	
	8kp	0.259	0.291	0.299	0.109	0.020	0.015	0.025	0.019	0.040	0.142	
		0.114	0.129	0.199	0.115	0.018	0.015	0.017	0.011	0.025	0.073	

RF:m.rectus femoris. VL:m.vastus lateralis. GM:m.gluteus maximus.  
 Top dead center and bottom dead center represent 0° and 180°  
 in crank angle respectively.  
 Values are mean±SD.

Table 3. Average IEMG in speed-type group.

m.	load	Crank angle (°)										
		0-36	-72	-108	-144	-180	-216	-252	-288	-324	-360	
		(mV•sec/sec)										
RF	3kp	0.114	0.074	0.034	0.046	0.069	0.157	0.284	0.307	0.266	0.199	
		0.029	0.033	0.007	0.018	0.054	0.111	0.108	0.108	0.129	0.100	
	4kp	0.152	0.105	0.035	0.041	0.056	0.108	0.255	0.345	0.356	0.240	
		0.084	0.085	0.010	0.012	0.034	0.055	0.134	0.131	0.140	0.083	
	5kp	0.378	0.260	0.036	0.035	0.054	0.071	0.168	0.429	0.483	0.473	
		0.269	0.295	0.015	0.009	0.012	0.045	0.061	0.200	0.238	0.238	
	6kp	0.346	0.201	0.041	0.032	0.047	0.071	0.122	0.326	0.497	0.587	
		0.188	0.164	0.013	0.005	0.035	0.040	0.083	0.144	0.261	0.278	
	7kp	0.606	0.442	0.144	0.028	0.038	0.061	0.117	0.261	0.529	0.631	
		0.332	0.280	0.166	0.007	0.015	0.029	0.056	0.125	0.339	0.281	
	8kp	0.666	0.485	0.180	0.020	0.030	0.056	0.070	0.172	0.544	0.686	
		0.240	0.332	0.185	0.002	0.021	0.025	0.038	0.155	0.306	0.274	
	VL	3kp	0.262	0.209	0.077	0.045	0.056	0.035	0.041	0.063	0.185	0.257
			0.064	0.048	0.010	0.012	0.027	0.014	0.025	0.030	0.032	0.038
		4kp	0.284	0.226	0.090	0.064	0.070	0.041	0.044	0.058	0.205	0.300
			0.090	0.065	0.033	0.040	0.033	0.018	0.022	0.029	0.049	0.050
5kp		0.382	0.316	0.104	0.068	0.047	0.049	0.025	0.057	0.263	0.435	
		0.047	0.095	0.029	0.012	0.013	0.023	0.016	0.030	0.063	0.068	
6kp		0.383	0.361	0.148	0.049	0.044	0.033	0.030	0.039	0.226	0.440	
		0.063	0.100	0.035	0.007	0.006	0.010	0.010	0.016	0.075	0.050	
7kp		0.553	0.496	0.194	0.051	0.048	0.039	0.029	0.043	0.231	0.492	
		0.086	0.052	0.046	0.018	0.017	0.016	0.007	0.023	0.063	0.112	
8kp		0.557	0.434	0.244	0.051	0.043	0.027	0.027	0.033	0.166	0.458	
		0.052	0.095	0.081	0.022	0.015	0.014	0.008	0.013	0.057	0.036	
GM		3kp	0.500	0.543	0.247	0.068	0.031	0.028	0.036	0.026	0.224	0.459
			0.107	0.102	0.061	0.025	0.012	0.013	0.008	0.012	0.089	0.095
		4kp	0.497	0.546	0.279	0.055	0.027	0.027	0.027	0.023	0.198	0.435
			0.096	0.075	0.078	0.016	0.002	0.002	0.002	0.008	0.070	0.125
	5kp	0.415	0.409	0.253	0.080	0.032	0.026	0.030	0.021	0.175	0.367	
		0.044	0.090	0.028	0.021	0.005	0.005	0.005	0.008	0.046	0.127	
	6kp	0.411	0.415	0.277	0.076	0.034	0.019	0.034	0.030	0.144	0.288	
		0.096	0.063	0.065	0.022	0.013	0.008	0.014	0.022	0.055	0.042	
	7kp	0.374	0.348	0.281	0.083	0.025	0.028	0.028	0.031	0.127	0.231	
		0.064	0.041	0.113	0.024	0.007	0.010	0.009	0.008	0.071	0.026	
	8kp	0.316	0.306	0.256	0.093	0.023	0.023	0.022	0.022	0.101	0.238	
		0.028	0.078	0.076	0.042	0.015	0.015	0.014	0.014	0.086	0.049	

RF:m.rectus femoris. VL:m.vastus lateralis. GM:m.gluteus maximus.  
 Top dead center and bottom dead center represent 0° and 180°  
 in crank angle respectively.  
 Values are mean±SD.

Time (1sec)

Top dead center

EMG

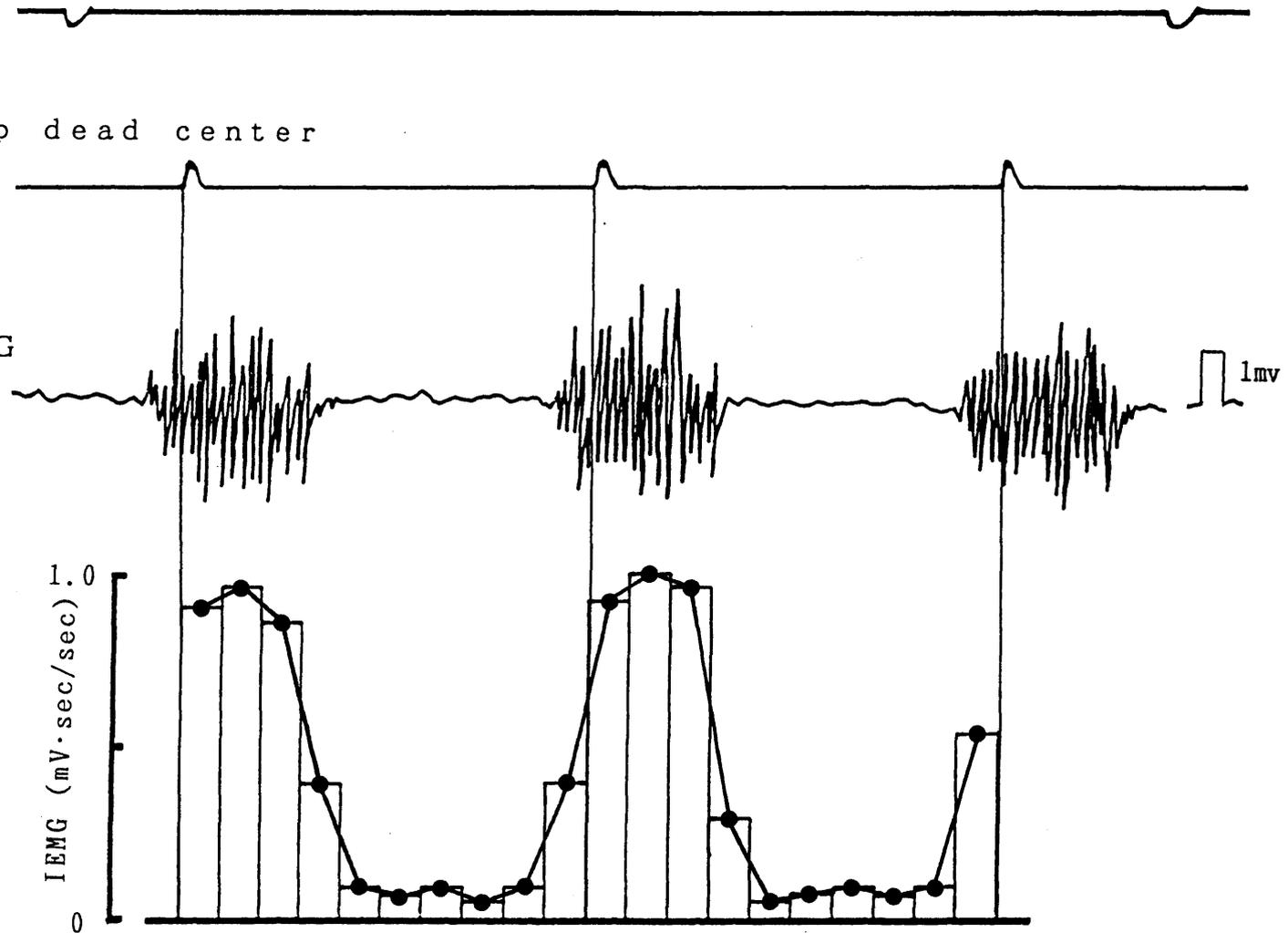


Fig.1. Integration of EMG.

EMG from muscles were integrated every ten percent of each pedalling cycle.

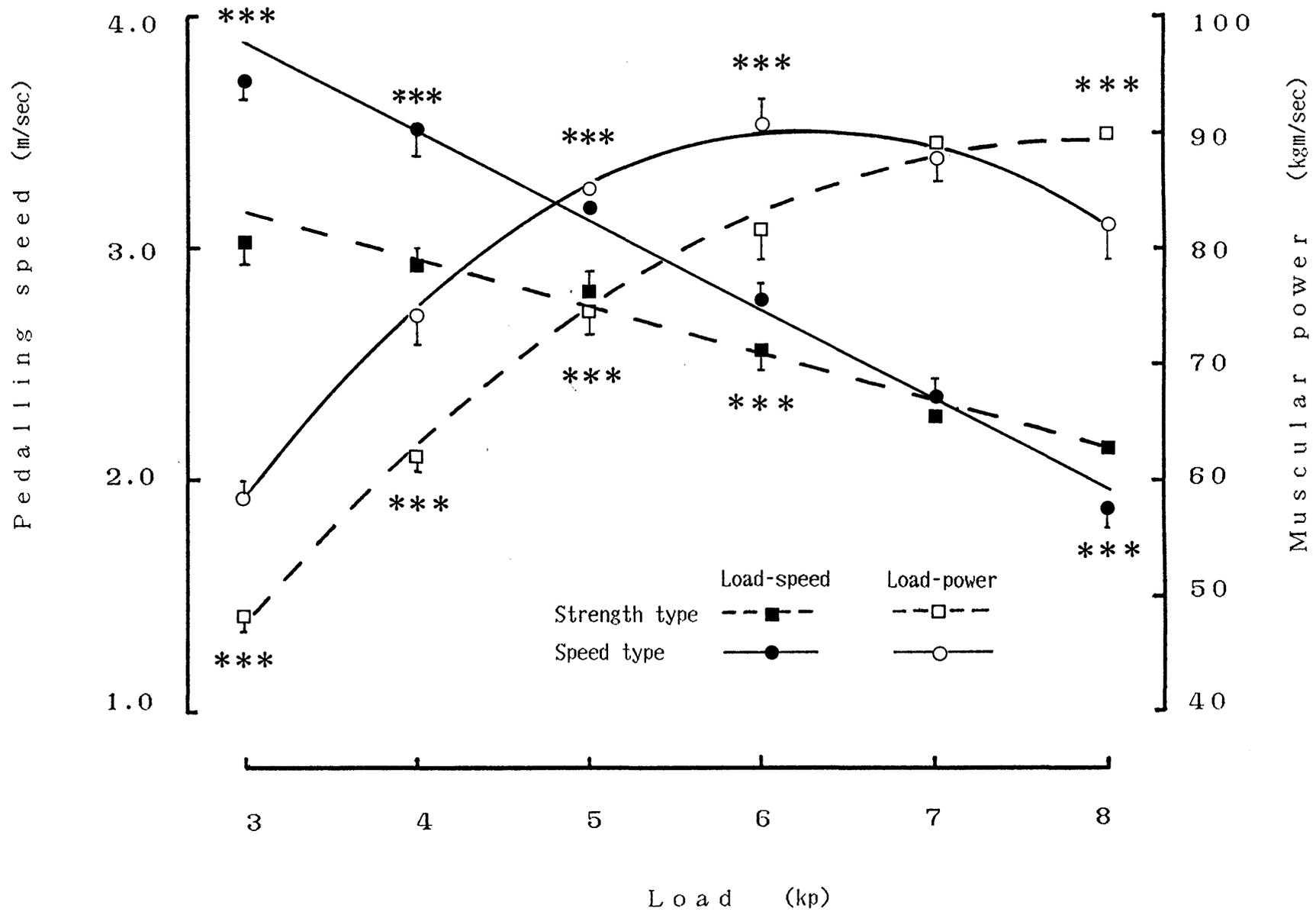


Fig.2 The relationships between speed,load and power in both groups.

Mean±SD \*\*\*,p<0.001

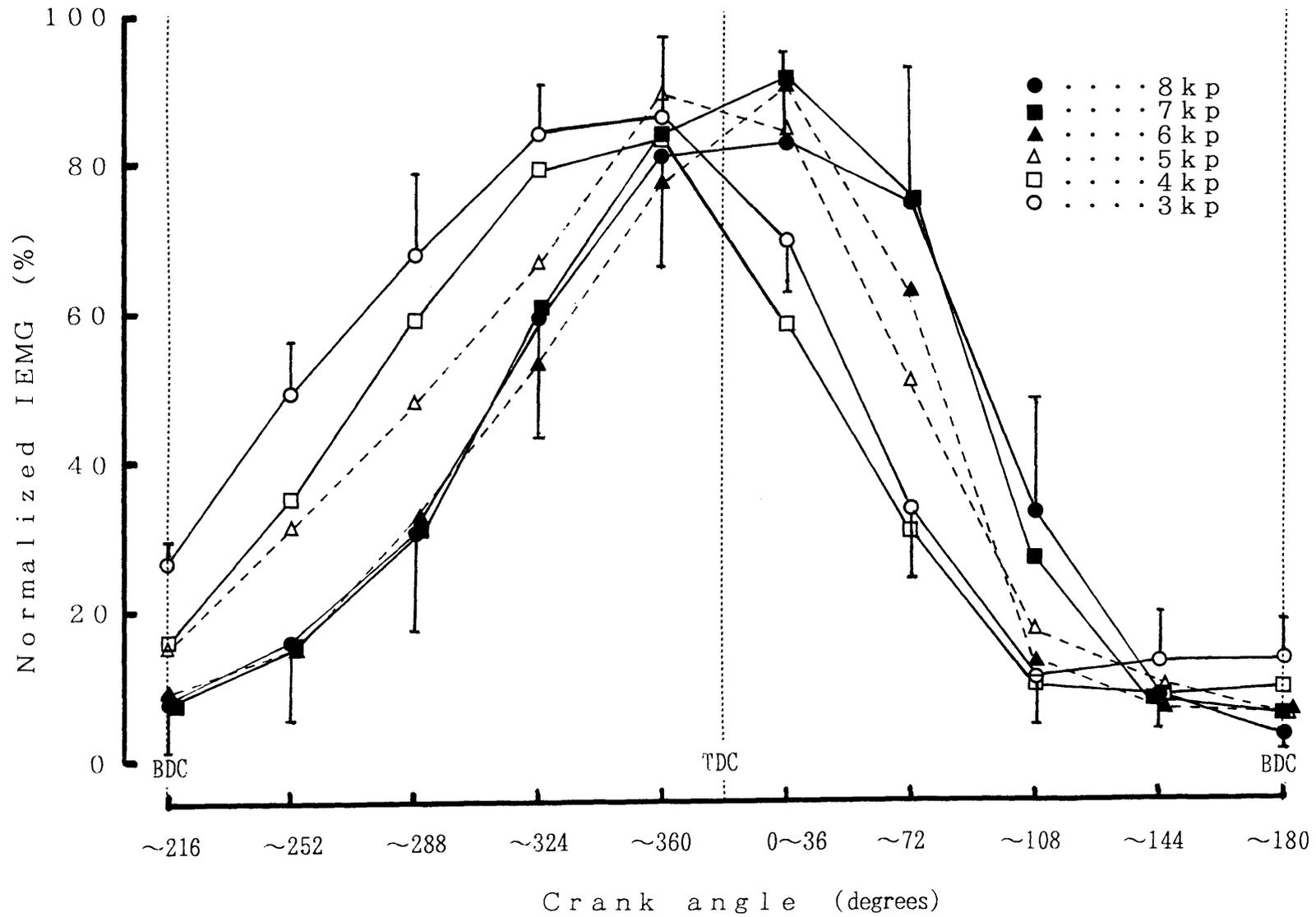


Fig.3. Normalized IEMG activity for the m. rectus femoris in strength-type group. The dashed line represents top dead center(TDC) and bottom dead center(BDC).

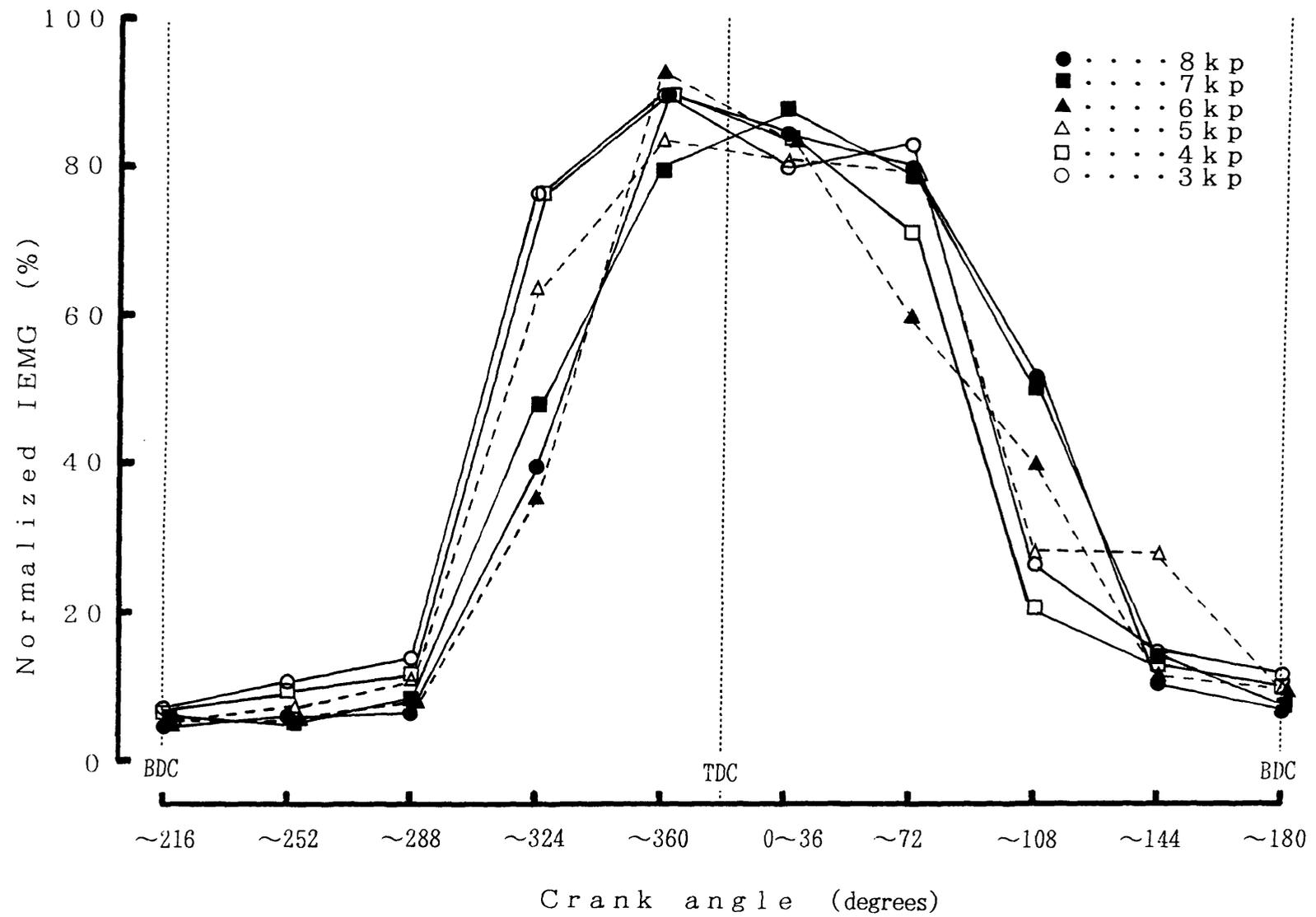


Fig.4. Normalized IEMG activity for the m.vastus lateralis in strength-type group. The dashed line represents top dead center(TDC) and bottom dead center(BDC).

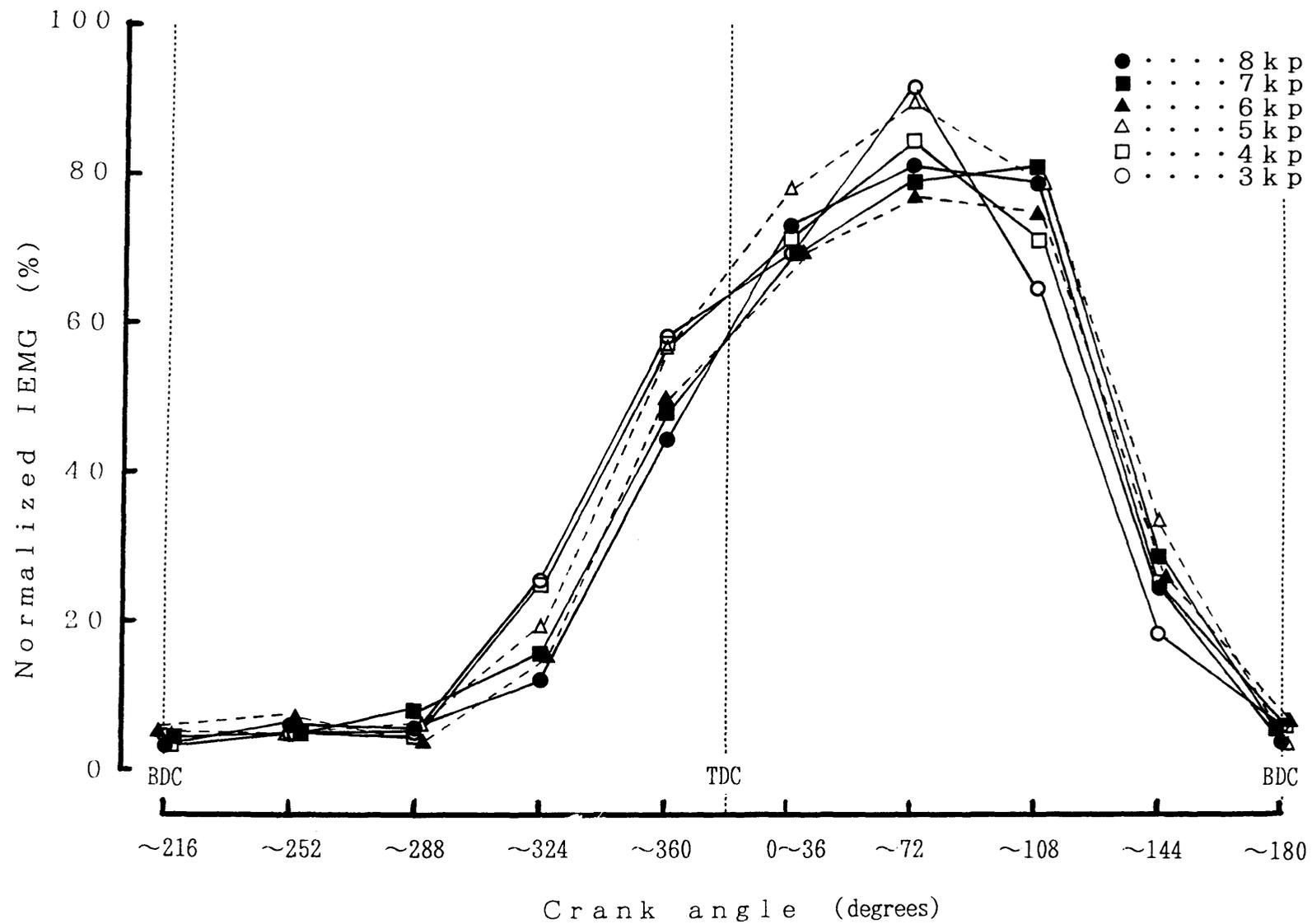


Fig.5. Normalized IEMG activity for the m.gluteus maximus in strength-type group.  
The dashed line represents top dead center(TDC) and bottom dead center(BDC).

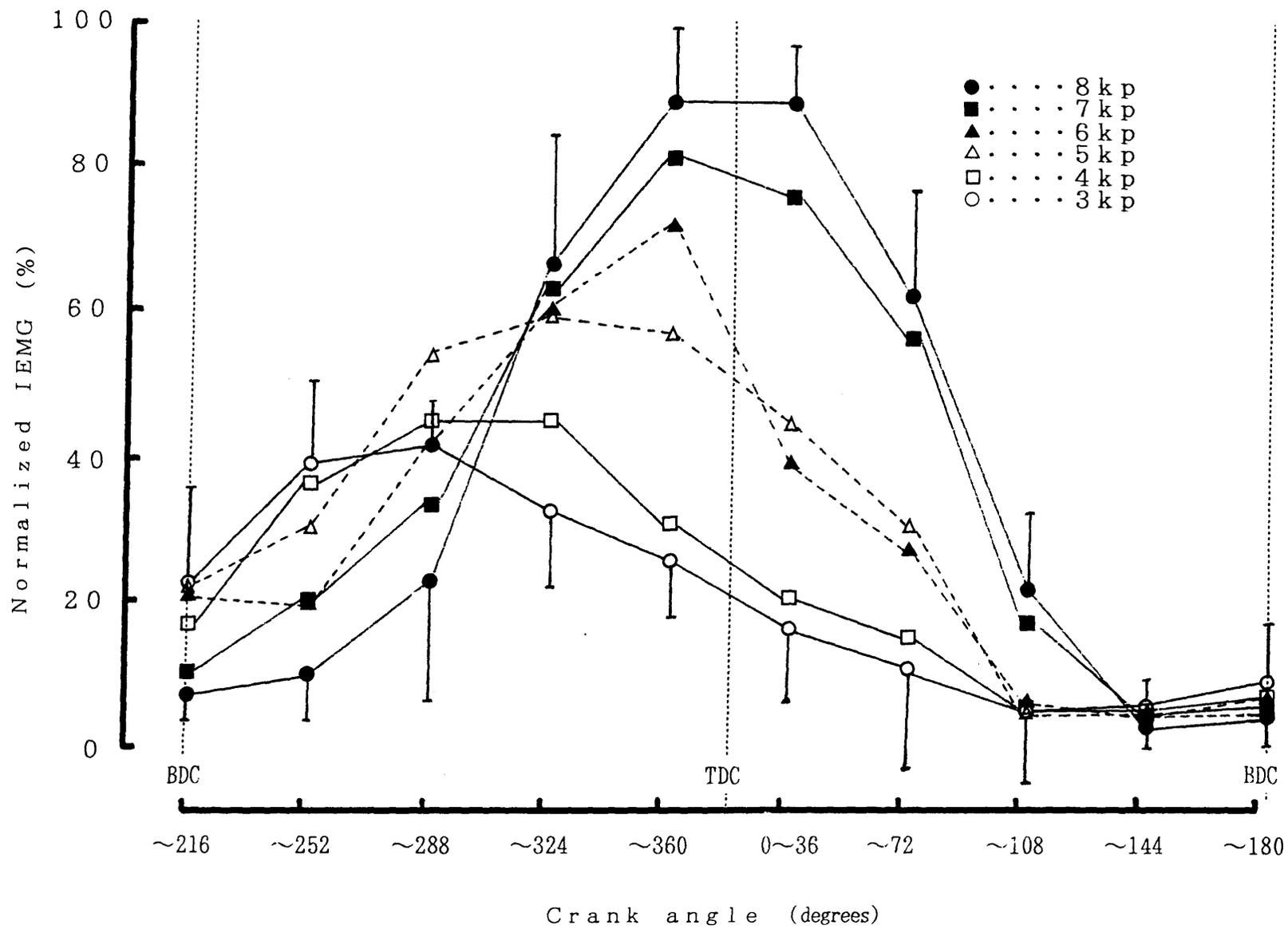


Fig.6. Normalized IEMG activity for the m.rectus femoris in speed-type group. The dashed line represents top dead center(TDC) and bottom dead center(BDC).

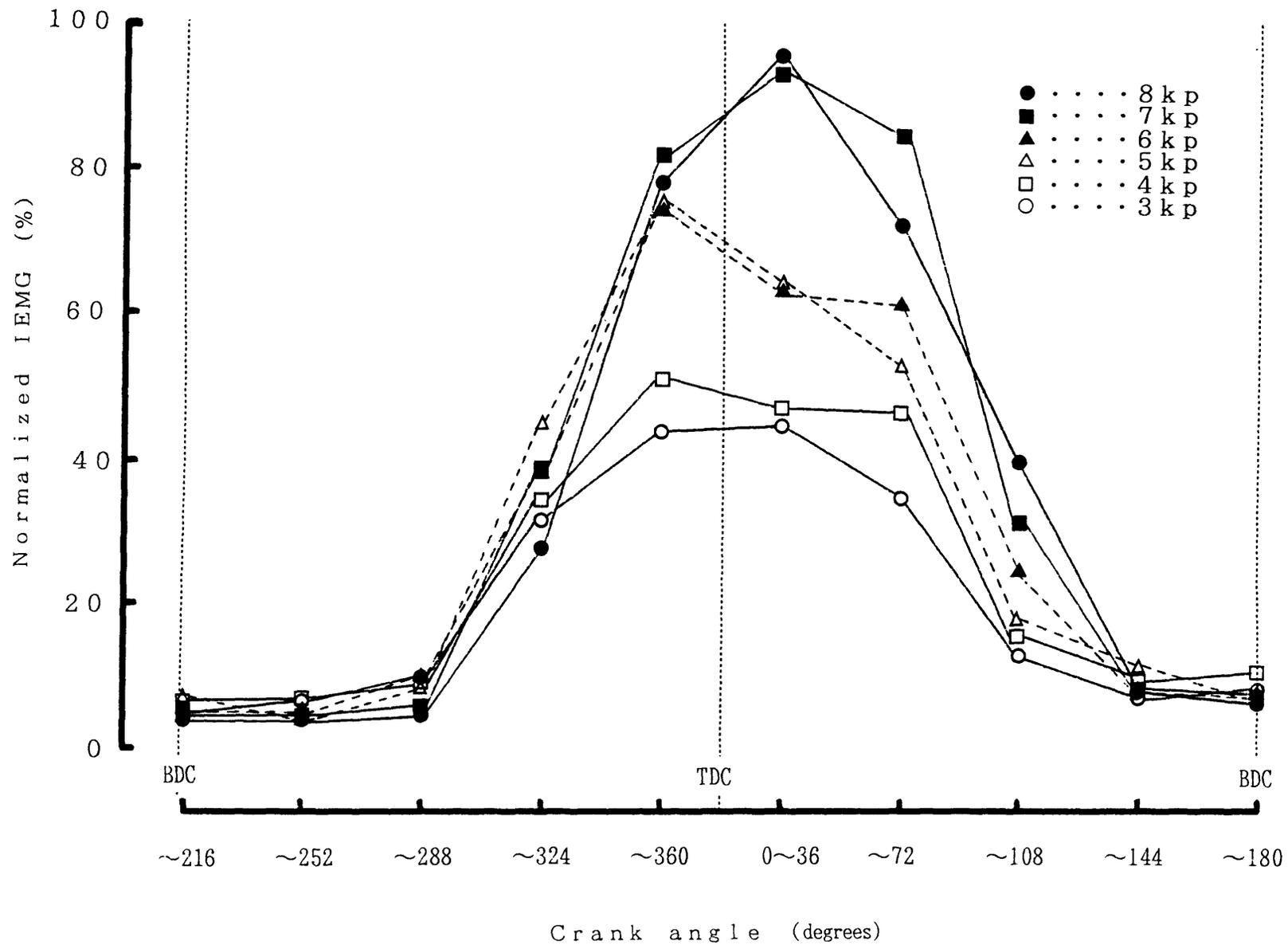


Fig.7. Normalized IEMG activity for the m.vastus lateralis in speed-type group.  
The dashed line represents top dead center(TDC) and bottom dead center(BDC).

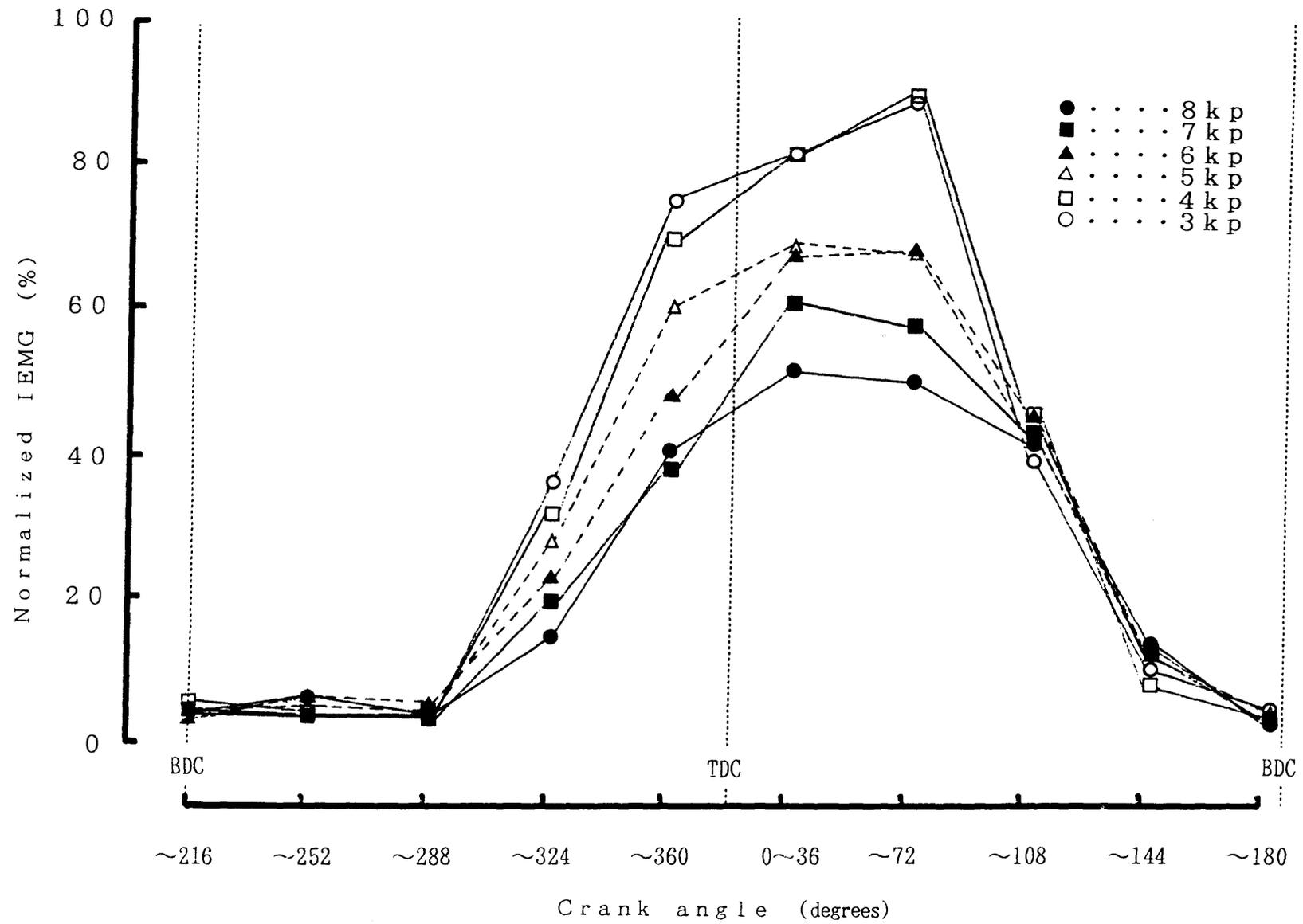


Fig.8. Normarized IEMG activity for the m.gluteus maximus in speed-type group.  
The dashed line represents top dead center(TDC) and bottom dead center(BDC).

付表 1 . 被検者への実験内容の説明と承諾書の書式

1990年 月 日

殿

大学院 2年 京極 浩  
指導教員 青木純一郎

被験者の依頼について

私は修士論文作成のために下記のような実験を計画しております。つきましては、実験の主旨を十分理解して頂いた上で被験者になって下さいますようお願い致します。

記

<実験の目的>

自転車エルゴメータ運動中の筋パワー発揮特性を、力と速度の関係および下肢筋群の筋放電パターンとの関わりから明らかにすることです。

<実験の方法>

形態の計測、ウォーミングアップに引き続いて、自転車エルゴメータを用いた6種類の摩擦抵抗(3、4、5、6、7及び8kp)による全力運動を行って頂きます。運動時間は1回の試行につき8秒間です。4分間の休息をおいて行ないますので、実験に費やされる時間は40分間程度です。

日を変えて、同様の運動を行って頂きます。2回目の実験では、同時に下肢の筋より表面電極による筋電図を記録します。導出する筋は大腿直筋、外側広筋及び大殿筋です。従って、電極を装着するために1回目の測定よりも30分間ほど時間が長くかかります。

実験中には一時的に強い負荷が加わります。そのために足の痛みや運動後に気分が悪くなることが考えられます。これらの対策としては、自転車エルゴメータのペダリングに慣れていただき、十分なウォーミングアップとクーリングダウンを行い、運動中の負担を最小限にするよう努めます。

この実験に被験者として参加するのはあなたの任意です。もし、参加したくなければ拒否することもできます。また、実験中に足の痛みなどのために運動継続が不可能だと思ったときには、自らの判断で中止してもかまいません。

実験に関して不明な点あるいは疑問な点が残る方は、さらに詳しい説明をいたしますのでお尋ねください。

実験に被験者として参加し、ご協力頂ける場合には承諾書に御署名・捺印をお願い致します。

承諾書

1990年 月 日

京極 浩 殿

私はあなたの実験の主旨を十分に理解し、被験者となることを承諾します。

氏名 \_\_\_\_\_ 印