

前腕の前伸張による弾性エネルギー
および伸張反射が肘の屈曲運動のパ
フォーマンスに及ぼす影響

所属学科目：体 力 学

著 者：玉木 啓一

論文指導教員：青木純一郎

昭和59年3月5日

論文審査委員

石河利貞

千葉祐典

太田昌秀

目 次		頁
第 1 章	緒言	1
第 2 章	関連文献の考証	3
	1. 前伸張後の筋収縮	3
	2. 前伸張と弾性エネルギー	6
	3. 前伸張と伸張反射	12
第 3 章	実験方法	14
	1. 被験者	14
	2. エルゴメーターの開発	14
	3. 運動様式	15
	4. 筋電図の記録	18
	5. 実験時期および環境	18
	6. データ処理	19
	1) 角変位	19
	2) 力	21
	3) 筋電図	21
	4) 統計的処理	23
第 4 章	実験結果	24
	1. 前伸張時の振幅の大きさ	24

2.	前伸張時の力積	24
3.	前伸張時の伸展速度	25
4.	屈曲速度	25
1)	屈曲速度	25
2)	前伸張の振幅と屈曲速度	26
3)	前伸張負荷と屈曲速度	26
4)	伸展速度と屈曲速度	26
5.	パワー	27
1)	パワー	27
2)	前伸張の振幅とパワー	27
3)	前伸張負荷とパワー	27
4)	伸展速度とパワー	28
6.	力	28
1)	力	28
2)	前伸張の振幅と力	29
3)	前伸張負荷と力	29
4)	伸展速度と力	29
7.	積分筋電図	29
8.	筋電図の周波数成分	30
第5章	考察	31

第1章 緒言

筋が収縮する時、収縮に先行して伸張された場合には、発揮された筋力、収縮速度、あるいはパワーが大きくなることが知られている。そして、これらの値の増大は、筋に貯えられた弾性エネルギーの効果的な利用^{2), 3), 21)}と伸張反射によるもの^{5), 6)}と考えられる。

Bosco⁷⁾は、5名の男子体育学生の下腿三頭筋を対象に、伸張後の筋力の増加を、弾性エネルギーによるもの(72%)と、筋放電の増加によるもの(28%)とに分離して報告している。

しかし、腕での前伸張がその後の筋収縮に及ぼす影響の研究は少ない。永見²⁷⁾は、肘関節の伸展屈曲運動で、伸張中の負荷を変化させてその影響を調べている。しかし、屈曲運動中の負荷も伸張中の負荷につれて変化し、条件が一定していない。Leemputte²³⁾も、前伸張中の負荷が屈曲運動中の負荷と同一のものを using しているため、前者の変化につれて後者も

変化してしまっている。

発揮されるパワーは、その時の負荷によって影響を受けることが知られている¹⁸⁾。前伸張中の負荷の変化によって、屈曲運動中の負荷も変わってしまったのは、前伸張時の条件の変化がパワーに影響したのか、屈曲運動時の条件の変化がパワーに影響したのか判然としない。

そこで、本研究では、屈曲時の負荷が一定になるように工夫し、前伸張の負荷および振幅の大きさの変化が、肘の屈曲運動の収縮速度、パワーおよび筋力にどのような影響を与えるかを検討した。

第2章 関連文献の考証

前伸張の後に筋が収縮した時に観察される変化と、それらの原因と考えられる弾性エネルギーおよび伸張反射について考証したい。

1. 前伸張後の筋収縮

MareyとDemeny²⁴⁾は、垂直跳を連続して行わせた場合、1回目よりも2回目の方がより高く跳べることを観察し、筋は収縮に先立って前伸張があるとパーフォースコスが増加することを報告した。

筋の収縮に先行する前伸張は、"counter-movement"^{12), 17), 22), 27)}(反動動作)や"wind-up"^{11), 23)}と呼ばれて、数多くの研究がなされている。

前伸張が、その後の筋収縮に与える影響を研究する方法として、垂直跳がよく用いられてきた。垂直跳は、各自の体重がその運動の負荷で一定であり、前伸張の負荷もさまざまな高さから跳び降りることによって容易に変えられるといった利点を持っている。AsmussenとBonde-

Petersen²⁾は、反動動作を使わない跳躍、直立の姿勢からの反動動作を使った跳躍、および3つの高さの異なる台上から跳び降りた直後の跳躍を行わせて、跳び降りる台の高さが40.4 cmの時に、跳躍の高さが最高に達したことを報告し、活動筋に弾性エネルギーが貯えられたことを示唆した。

垂直跳を用いる方法は、KomiとBosco²¹⁾によりより詳細に調べられている。彼らは、女子体育大学生(n=25)、男子体育大学生(n=16)および男子バレーボール選手(n=16)に、反動動作のない跳躍(SJ: squatting jump)、反動動作のある跳躍(CMJ: counter-movement jump)および20 cmから100 cmの高さから跳び降りた直後の跳躍(DJ: drop-jump)を行わせた。その結果、女子は男子より前伸張の条件を次の収縮でうまく利用できることを示唆した。

BoscoとKomi⁷⁾は、SJとCMJを用いて、反動動作の振幅の大きさと、短縮性筋収縮中に発揮された平均の力と平均のパワーの関係を調べ

ている。その結果、前伸張の振幅の大きさと伸張速度の間に負の相関関係 ($r = -0.69$) を見出し、伸張速度と、短縮性収縮中の力とパワーに正の相関関係 (共に $r = 0.64$) があつたことを報告している。

前伸張時に筋が行つた仕事 (negative work) がある程度まで増加した時、その後の収縮で筋が行つた仕事 (positive work) も増加するか、それ以降は、前者が増加しても後者は増加しない。^{2), 21)} したがつて、前伸張時の負荷には至適な量があるものと思われる。

腕の動作を用いた前伸張後の筋収縮に関しては、Cavagna¹¹⁾の研究がある。彼らは、前伸張の振幅と伸張速度とを大きくすることによつて、前伸張のない収縮に比較し仕事量を1.8倍に増加させることができたことを報告している。さらに、Leemputte²³⁾も、前伸張ありの肘の屈曲運動で、仕事量が1.4倍に増加したことを報告している。

2. 前伸張と弾性エネルギー

前伸張後の筋収縮でパフォーマンスが増加する理由として、前伸張中に筋の弾性要素に貯えられた弾性エネルギーの利用が考えられている。

弾性要素については、1924年にGasserとHill⁽⁴⁾によってその存在が示唆され、1938年にHill⁽⁶⁾によって筋は弾性要素と収縮要素が直列にある二要素系として示された。

弾性要素にエネルギーが貯えられていない状態から筋力を発揮する場合、先ず収縮要素が収縮を開始し、次に弾性要素が伸展され、弾性エネルギーが貯えられるので、内部的力が発揮されてから外部的力量となって発現するまでに弾性要素によって緩衝されてしまい、時間的なずれが生じてしまう⁽⁴⁾。KomiとCavanagh⁽⁹⁾は、肘の伸展と屈曲の運動で、筋放電の開始を内部的力の発揮開始と考え、筋放電の開始から筋力発現までの時間を、electromechanical delay (EMD) と呼び、直列弾性要素が伸展され

る時間と考えた。

筋の弾性要素が、内部的力と外部的力の間に与える影響は、時間的ずれだけではない。

Cavagna¹²⁾は、前伸張の有無による垂直跳の研究を行い、前伸張がある場合には仕事量で55%、平均パワーで70%の増加を、被験者の最も行いやすい前伸張の振幅の時に観察し、その理由として、前伸張がない場合に弾性要素にエネルギーが吸収されてしまうことを挙げている。

Thys³⁰⁾は、膝の屈伸運動で、膝の屈曲(脚の伸筋の伸張)の直後に伸展させた時と、その間に1.5秒の間隔をおいた時とでは、前者の方が、膝の最大伸展スピードが高く、仕事に要した時間も短く、平均パワーと機械的効率が大きかったことを報告し、筋の伸張中に貯えられた弾性エネルギーが、その後の収縮に用いられたと解釈している。

弾性要素は、ばねのような性質を持っているが、ばねのようにフックの法則には従がわ

ずには非直線性の弾性を持っている。²⁵⁾ すなわち、弾性要素はばねのようなものではあるが、その重要な性質である張力-伸展曲線は、それを調べる時点より前の張力変化の経過によって変ってしまう。¹⁷⁾ したがって、弾性エネルギーの一の短縮性収縮への影響を調べるには、前伸張中の振幅の大きさや伸展速度、および伸張負荷が重要となってくる。

Cavagna ¹¹⁾ は、肘の屈曲運動において、前伸張時の手頸部の速度を10から200 cm/secに変化させ、前伸張の振幅と速度が大きいほどパフォーマンスが増加したことを報告している。

Leemputte ²³⁾ は、肘角度が70度までの動作範囲の屈曲運動において、前伸張中に腕の屈筋が負の仕事を行うのに要した時間が短いほど屈曲運動中の力が大きくなることを観察し、大きな伸展速度で大きなパフォーマンスが得られた知見¹¹⁾を支持している。また、Coutts¹³⁾ は、バレーボール選手のスパイクジャンプの研究を行い、脚の伸筋が速やかに大きな負の

仕事を行った時、弾性エネルギーの貯蔵と利用による、より高い筋力を観察している。

Thys³¹⁾は、小さな動作振幅での連続した垂直跳を行わせた研究で、大きな動作振幅での報告³⁰⁾よりも高い機械的効率を得られたことを報告している。

前伸張時の負荷とパフォーマンスの関係では、前伸張の負荷があるところまで増加した時にパフォーマンスも増加するが、それ以上に負荷が増加してもパフォーマンスは増加しないことが知られている。^{2), 21)} すなわち、AsmussenとBonde-Petersen²⁾は、様々な高さの台から跳び降りた直後の垂直跳を用いて、台の高さによって前伸張の負荷を変化させた時、最も高い跳躍が行われたのは、40.4 cmの台からの時で、最も高い台(69 cm)の時ではなかった。また、KomiとBosco²¹⁾も、様々な高さの台から跳び降りた直後の垂直跳を用いて、前伸張の負荷と垂直跳を行うエネルギーを調べ、エネルギーが最大となったのは、女子体育大学生で

台の高さが50cmの時、男子体育大学生と男子バレーボール選手では、ともに62cmであり、これよりも前伸張の負荷が増加しても、パフォーマンスは増加しなかったことを報告している。

弾性エネルギーの利用についての男女差を見ると、KomiとBosco²¹⁾は、反動動作後の垂直跳で、反動動作なしの垂直跳に比較した時の正の仕事量の増加は、絶対値では女子よりも男子被験者の値が大きかったが、負の仕事量に対する正の仕事量の増加の割合では、女子体育大学生で92%であったのに対して、男子では、49%(体育大学生)と50%(バレーボール選手)にすぎず、女子の方が男子よりも筋に貯えられた弾性エネルギーを有効に利用できることを示した。

また、KomiとBosco²⁰⁾は、34名の男子体育大学生に外側広筋からの筋バイオプシーを行い、遅筋繊維の多い被験者ほど台上から跳び降りた直後の垂直跳において、前伸張時の負荷を

有効に利用することができるとを示した。

Viitasalo と Bosco³²⁾も、6名の男子学生について右脚の外側広筋のバイオプシーを行い、遅筋線維の多い(遅筋線維60%以上)被験者3名と、少ない(遅筋線維30%以下)被験者3名とに分け、前伸張後の垂直跳で、筋放電量に違いが認められないにもかかわらず、前者の方が後者よりも相対的な重心の上昇が大きかったことを示し、遅筋線維の多いものほど弾性エネルギーをうまく利用できることを示した。

さらに、Bosco¹⁰⁾は、男女14名の被験者を外側広筋に遅筋線維の多いもの7名と、そうでないもの7名に分けて、高いスピードと小さな振幅の反動動作の垂直跳と、ゆっくりした大きな振幅の反動動作の垂直跳を行わせたところ、小さな振幅の垂直跳では、遅筋線維の少ないものが、大きな弾性エネルギーを貯えられたが、大きな振幅の垂直跳では、両者の貯蔵された弾性エネルギーの量に差はなく、弾性エネルギーの再利用では、遅筋線維の多

11被験者が24%で、少い被験者の17%よりも有意に大きかったことを報告している。

3. 前伸張と伸張反射

前伸張後の筋作業のパフォーマンスの増加の原因として、弾性エネルギーのほかに、伸張反射が示唆されている。^{5),6)}

筋には、伸張されると反射的に収縮し、それ以上引き伸ばされないようにする働きがある。この働きは伸張反射 (stretch reflex) と呼ばれている。³³⁾ 伸張反射は、筋紡錘からの求心性インパルスが、グループ Ia 線維を介してアルファ運動神経線維に伝わり筋の収縮を促すものである。¹⁵⁾

伸張反射は、筋電図に影響を与えると考えられる。山崎³⁴⁾は、男子4名の被験者に膝を伸ばしたままの連続的な跳躍を行わせ、ヒラキ筋より導出した表面筋電図に、同期性の大きな振幅の波形を観察した。そこで、電気刺激を用いて誘発したH波とその波形とを比較

し、形と潜時について検討した結果、伸張時に伸張反射活動があったことを報告している。

Bosco⁸⁾は、前伸張後の垂直跳において短縮性収縮中の筋放電量が、前伸張がない場合に比べ増加していたことを観察し、パフォーマンスの増大が、弾性エネルギーと反射の相乗作用であることを示唆した。さらに、Bosco⁹⁾は、膝を伸展させたままの足関節による跳躍を、反動動作ありとなしで5名の体育学生に行わせた。その結果、腓腹筋とヒラキ筋から導出した表面筋電図の短縮性収縮中の筋放電量が、反動動作がある跳躍の時に有意に増加していたことを観察した。また同時に、筋放電量の増加と筋力の増加との間には有意な直線関係($r=0.41$)が見い出され、反動動作による筋力の増加を、弾性エネルギーの利用による部分(72%)と筋放電量の増加による部分(28%)に分けて報告している。

第3章 実験方法

1. 被験者

被験者は順天堂大学体育学部に所属する男子学部生、大学院生および研究生8名であった。表1に示したように、彼らの平均年齢は 24 ± 3 歳、右前腕の長さは 31.5 ± 1.3 cm、肘角度90度での等尺性最大随意筋力(MVC: maximum voluntary contraction)は 194 ± 27 Nであった。

なお、被験者は全員右利きで日常腕を使うスポーツ活動を行ってはいなかった。

2. エルゴメーターの開発

今回使用した腕エルゴメーターは、前伸張時の負荷を変化させても、屈曲運動時の負荷は常に一定に保てるように意図して製作された。

上腕に対する負荷は、軸に固定された歯車にチェーンを介して重量を下げることにより与えるように製作された(図1)。負荷用の歯車は前伸張用と屈曲運動用と2つあり、

表1

図1

前伸張時の負荷用の重量は、任意の肘角度で、機械的に開放可能な機構を持っている。屈曲運動時の負荷用の重量は、腕が屈曲運動を行っていない（伸展や静止）時には、他の歯車により支えられており、屈曲運動中のみ腕に負荷がかかるように製作された。

この腕エルゴメーターを使用することにより、前伸張負荷と前伸張振幅の大きさを変化させた条件設定が可能で、屈曲運動時の負荷を一定に統一することが可能である。

腕エルゴメーターには、回転軸にポテンシオメーターが、アームにはストロークゲージが取り付けられており、角変位および力を検出できる装置が備えられていた。

3. 運動様式

被験者は椅座位で、両肩の直線上に右土腕を水平に支持し（図2）、前腕の屈曲運動および前伸張後の屈曲運動を行った。表1に示したMVCは、実験に先立って実験と同じ姿勢

図2

で、肘角度90度で図2のように手掌部に作用点をおいて等尺性最大随意筋力を測定した。

運動は、3種類の前伸張なしの屈曲運動(肘角度110度, 130度および150度からの屈曲運動)と、肘角度90度を運動開始位置として、前記の3種類の肘角度まで腕を伸展させ、直後に屈曲運動を行う前伸張ありの屈曲運動であった。前伸張は、肘角度90度から20, 40および60度の3種類の前伸張振幅の大ききまでであった。前伸張ありの運動では、前伸張中に、MVCの0, 10, 30および50%に相当する4種類の負荷をそれぞれ3種類の前伸張の振幅にかけた。つまり、前伸張なしの屈曲運動として3種類、前伸張ありの屈曲運動として12種類、合計15種類の運動条件で行った。以下、本論文の中では15種類の運動条件を、肘角度110度からの前伸張なしの屈曲運動を"110"、前伸張の負荷が0%MVCで前伸張の振幅が20度のものを"0%20"といったように呼ぶ(表2)。

実験中に被験者に、右腕の肘角度の変化を

表2

被験者正面に置いたシンク羅斯コープ(岩通電子社製:SS-5215,周波数特性DC~15MHz)に写し、屈曲運動を開始すべき肘角度に相当する位置にもう一本の輝線を示した。前伸張ありの屈曲運動において、被験者には、屈曲運動の開始位置を合わせる(シンク羅斯コープの二本の輝線を一致させる)練習を行わせた。各条件で、それぞれの屈曲運動開始角度("0%20"ならば110度)に10度以内の範囲で合ったものをそれぞれ5回測定し、その平均値をその被験者のその条件の値とした。したがって、各被験者は少なくとも75回の試行を行った。

各試行間には、被験者が疲労感を訴えない程度の休息を与え、各条件の試行順は被験者によりランダムに行った。なお、被験者Hについては、彼の50% MVCの負荷が、エルゴメーターの開放機構の限界を越えていたため、"50%20"、"50%40"および"50%60"の3条件の試行を行わなかった。

屈曲運動は全て最大努力で行うように指示した。伸展速度は、被験者の行いやすい速度で自由に行わせ、特別な指示は与えなかった。

屈曲運動中の負荷は、全ての条件で、最大の筋パワーが発揮できる^(18),27)30% MVCで行った。

4. 筋電図の記録

筋電図の記録は、上腕二頭筋中腹より、直径4 mmの銀塩化銀の表面電極を用い、電極間距離2 cmで筋腹に沿って電極を装着し、アース電極は右肩峰に置き双極導出した。電極間抵抗は5 k Ω 以下にし、生体用前置増幅器(日本光電社製:RB-5, SN比60 dB以上)の時定数を0.1秒、高周波のフィルターと交流障害除去用のフィルターをともにオフにし、エリカセットデータレコーダー(リニー社製:FE-3907, SN比50 dB以上, 周波数特性DC~2.5 kHz)に記録した。

5. 実験時期および環境

実験は昭和58年11月15日から11月30日にわたり、順天堂大学体育学部運動生理学研究室において行った。実験中の室温は 22.6 ± 0.6 度、相対湿度は $47 \pm 5\%$ であった。

6. データ処理

1) 角変位

角変位は、前置増幅器の直流増幅部（日本光電社製：RB-5, SN比40dB以上、周波数特性DC~10kHz）で増幅し、前出のデータレコーダーに記録した。

データレコーダーに記録された角変位は、A/D変換器（日本マイクログコンピュータ社製：PSB-82, 分解能12ビット、入力レンジ ± 2.5 V, 精度 ± 2 LSB）を用いて500Hzのサンプリング周波数でA/D変換し、パーソナルコンピュータPC-8800シリーズを用いてミニフロロッピーディスクにデータを書き込んだ。ミニフロロッピーディスクのデータは、パーソナルコンピュータPC-8000シリーズで処理し

た。

各被験者の15種類の条件毎に、前伸張なしの運動では屈曲運動中に肘角度が90度になった時点、前伸張ありの運動では前伸張の最大伸展位に達した時点で、それぞれ5つの試行を加算平均した(図3の上段のトレース)。また、A/D変換した時に発生した誤差が、次に行う処理で誇張されるのを防ぐために、移動平均を用いたデジタルフィルターにて前処理を行った。前処理の済んだ角変位は、中心差分法²⁸⁾によって微分し、角速度を求めた(図3の中段のトレース)。この角変位と角速度のデータを基に、前伸張の開始、屈曲運動の開始および終了時点を決定した。運動範囲は、Leemputees²³⁾と同様に肘角度70度までとした。

前伸張および屈曲運動中の角変位と、その時要した時間から、表1に示した前腕の長さを用いて、手首における伸展速度と屈曲速度を算出した。

屈曲運動中の角速度は、台形公式²⁵⁾を用いて

図3

積分し、腕がエルゴメーターにつるされたおもりに対して行った仕事量を計算し、それに要した時間(図3のT)で除して平均パワーを計算した。

2) 力

エルゴメーターのアームから取り出した力は、500Hzのサンプリング周波数でA/D変換し、角変位の時と同様に、各被験者の各条件毎に加算平均された(図3の下段のトレース)。そのデータを、前伸張時と屈曲運動時とを別別に台形公式によって積分して、それぞれの力積を求めた。屈曲運動時の力積は、その時要した時間(図3のT)で除して平均の力を求めた。

3) 筋電図

記録された筋電図は、2500Hzのサンプリング周波数でA/D変換された。筋電図の波形と基線で囲まれた面積を台形公式を用いた積分

法で積分筋電図を求めた。これは、アナログの積分計での全波整流の積分筋電図に相当する。

また、筋電図の周波数成分を調べるため、南²⁶⁾のプログラムを用いて、FFT (高速フーリエ変換) を行った。

時間 t の関数 $f(t)$ とこれをフーリエ変換したパワースペクトル $F(\omega)$ は次の式によって示される。

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad (j = \sqrt{-1})$$

しかし、この式は連続した t の関数である $f(t)$ に対するパワースペクトルを与えるものであり、 $f(t)$ の値は、実際に有限個しか測定できない。そこで、 $f(t)$ が時間間隔 Δt ごとに測定された値であり、 n 個目のサンプリング値が $f_n = f(n\Delta t)$ で表わせるとすると、フーリエスペクトル $F_m = F(m\Delta\omega)$ は、データの個数が N 個の時、

$$F_m = \sum_{n=0}^{N-1} f_n W_N^{m \cdot n} \Delta t \quad (m = 0, 1, \dots, N-1)$$

ただし $W_N^{m \cdot n} = e^{-j m \Delta\omega n \Delta t}$

の式で計算できる。このパワースペクトルから各周波数成分のパワースペクトル密度を計算し、Kwatny²²⁾に従い、mean power frequency (MPF) を計算した。

FFT を行う際に用いた筋電図のデータは、筋放電開始から、0.4096 秒間で、データ点数は 1024 点であった。筋電図の高周波成分は有意ではないので、mean power frequency²⁹⁾ の計算には 500Hz までの成分を用い、それ以上の周波数成分は無視した。

4) 統計的处理

条件間の差は、対応のある t 検定を用い、 $P < 0.05$ の時を有意とした。

第4章 実験結果

1. 前伸張時の振幅の大きさ

表3

表3に、前伸張の振幅の大きさを示した。前伸張の振幅の大きさが20度の条件では、24.5度から26.6度を示し、40度および60度の条件では、それぞれ42.8度から44.8度および59.4度から62.6度であった。

2. 前伸張時の力積

表4

表4に、前伸張時に屈筋によってなされた力積を示した。力は、肘が屈曲される時の方向を正とし、伸展される時の値を負としたので、前伸張時の負荷が0%MVCの時は前伸張時に屈筋が負荷に対して筋力を発揮できないので負の値を示した。前伸張時の力積と振幅の大きさの間には、高い相関はなく($r=0.13$)、同一の前伸張負荷での振幅の変化による差は、"30%20"と"30%40"の間および"50%20"と"50%60"の間に5%水準で有意な差が認められたにすぎなかった。

3. 前伸張時の伸展速度

表5

屈曲運動に先立つ、手部の伸展速度を表5に示した。伸展速度は、同じ大きさの振幅で比較すると、0%MVCの前伸張負荷の 때가、他の全ての前伸張負荷の時に比べて、有意に高い値を示した。しかし、同じ振幅内の他の条件間を見ると、“10%20”と“50%20”($P < 0.05$)および“10%40”と“50%40”($P < 0.01$)の間で有意な差が見られただけであった。

図4

図4に、前伸張の振幅に対して、12種類の条件での伸展速度の平均値をプロットした。両者の間には、 $r = 0.80$ で有意($P < 0.01$)な相関関係が認められ、前伸張の振幅が大きいかほど伸展速度も大きかった。

4. 屈曲速度

1) 屈曲速度

表6

表6に、15種類の条件での、被験者の手部の屈曲運動時の平均速度を示した。前伸張のない“110”、“130”および“150”の条件と、

それらに対応する振幅での前伸張のない条件とを比較した時、全ての前伸張のある条件で有意な速度の増加があった。しかし、同じ振幅での前伸張の負荷の変化では、有意な差は認められなかった。

2) 前伸張の振幅と屈曲速度

図5は、前伸張の振幅に対し、前伸張なしの屈曲運動に対する屈曲速度の増加をプロットした。両者の間には、 $t=0.83$ の有意($P<0.01$)な相関関係があり、前伸張の振幅が大きいほど屈曲速度の増加も大きかった。

3) 前伸張負荷と屈曲速度

表4に示した前伸張時の力積と、屈曲速度との間の相関係数は低く($t=0.24$)、前伸張時の負荷と屈曲速度の間には、一定の関係は認められなかった。

4) 伸展速度と屈曲速度

伸展速度と屈曲速度の増加分を、図6に示した。両者の間には、 $t=0.81$ の高い相関があり($P<0.01$)、伸展速度が大きいほど屈曲速

図5

図6

度も大きくなる傾向があった。

5. パワー

1) パワー

表7に、屈曲運動時の平均のパワーを示した。前伸張なしの条件と比べた時、“50% 20”の条件を除いた11の条件で有意なパワーの増加が見られた。同一振幅内での、前伸張負荷の変化による差では、“0%60”と“10%60”の間に有意な差 ($P < 0.05$) があっただけで、その他の条件間に有意な差はなかった。

2) 前伸張の振幅とパワー

図7は、前伸張振幅に対して、屈曲運動時の平均パワーの増加分をプロットした。両者の間には、 $r = 0.79$ の有意な相関関係 ($P < 0.01$) が認められ、前伸張の振幅が大きいかほど、パワーの増加も大きかった。

3) 前伸張負荷とパワー

表3の前伸張時の力積と、パワーの増加分との間に、有意な関係はなかった ($r = 0.14$)。

表7

図7

4) 伸展速度とパワー

図 8

図 8 は、伸展速度に対して、屈曲運動時の平均パワーの増加をプロットした。両者の間には、 $r=0.81$ で有意 ($P<0.01$) な関係があり、伸展速度が大きいかほど、屈曲運動時のパワーも大きい傾向があった。

6. 力

1) 力

表 8

表 8 に、屈曲運動中に発揮された、平均の力を示した。前伸張なしの条件と比べた時、12種類の全ての条件で増加傾向を示したが、有意な増加を示したのは、“30%40”、“50%40”、および“50%60”の3条件だけであった ($P<0.05$)。また、同一振幅での、前伸張の負荷により有意差があったのは、“0%40”と“30%40” ($P<0.001$)、“0%40”と“50%40” ($P<0.01$)、“0%60”と“50%60” ($P<0.05$)、および“10%60”と“50%60” ($P<0.05$) の4組であった。

2) 前伸張の振幅と力

表2に示した、前伸張時の振幅と屈曲運動中の平均の力の、前伸張なしの条件からの増加量の間には、有意な関係は見られなかった ($r = -0.18$)。

3) 前伸張負荷と力

図9に、前伸張時の力積に対して、屈曲運動中の平均の力の増加分をプロットした。両者の間には、 $r = 0.86$ ($P < 0.01$) の有意な関係があり、前伸張中の負荷が大きいほど、屈曲運動中に発揮された力が大きかったことを示した。

4) 伸展速度と力

表4に示した伸展速度と、屈曲運動中の平均の力との間には、有意な相関は見られなかった ($r = -0.42$)。

7. 積分筋電図

表9に、屈曲運動中の、上腕二頭筋から導出した積分筋電図の値を示した。前伸張なし

図9

表9

の条件と比較して、有意な差が認められたのは、“30% 20”の時だけであり、その他の条件では、筋放電量が増加したものもあれば減少したものもあり一定の傾向はなかった。

8、筋電図の周波数成分

表10に、屈曲運動中に上腕二頭筋より導出した筋電図の、周波数成分の代表値の一つである mean power frequency を示した。前伸張なしの条件と比較した時、12種類の条件全てで減少傾向を示していたが、統計的に有意差が示されたものは、“10% 40” ($P < 0.05$) の条件だけであった。

第5章 考察

1. 筋作業のパフォーマンスに影響する
前伸張時の条件

Leemputte²³⁾らは、高低2種類の負荷で肘の屈曲運動に対する前伸張の効果を調べ、前伸張がない時に比較した相対的仕事量の増加は、それぞれ12.9%および10.7%で、高い負荷で前伸張された時の方が大きい値を示すことを報告した。しかし、彼らの研究では、前伸張中の負荷がそのまま屈曲運動中の負荷であり屈曲運動時の条件が違ってしまっている。そこで、本研究では、屈曲運動中の負荷を一定に固定しながら前伸張時の負荷を変化させることが可能なエルゴメーターを製作した。そして、屈曲運動中の負荷を30%MVCに統一して前伸張の負荷の影響を調べたところ、図9に示したように前伸張の負荷が増すことによって、屈曲運動中の筋力が増加することが観察された。

一方、垂直跳を用いた脚筋での研究^{2),21)}による

と、前伸張時の負荷とパフォーマンスの関係では、パフォーマンス増加のために至適な負荷があることがわかる。本研究では、図9に明らかかなように、前伸張の負荷の増加に伴い屈曲運動中に発揮された平均の力も増加している。前伸張負荷の増加によるパフォーマンスの減少が見られなかったのは、脚筋での研究^{2),21)}に比べて、前伸張の負荷が小さかったことに起因するのかもしれない。

前伸張の振幅の変化が、屈曲運動中の屈曲速度、平均パワーおよび平均の力に及ぼす影響を調べた時、屈曲速度と平均パワーが、前伸張の振幅の増加に伴って増加する傾向を示した(図5, 図7)。しかし、より小さな振幅でもパフォーマンスが改善されるという報告^{7),31)}もある。このことは、パフォーマンスの改善に対して、前伸張の振幅よりもっと重要な因子の存在を示唆するものである。

BoscoとKomi⁷⁾は、前伸張の振幅と伸展速度の間に、負の相関($r = -0.69$)を示しており、本

研究の正の相関(図4)とは逆の結果とな、
ている。このことは、両研究で前伸張の速度
を被験者に自由に行わせたためであると思わ
れる。BoscoとKomii⁷⁾は、反動動作をつけた垂直
跳を調べているが、その結果反動動作の振幅
が大きいかほど重心の移動が大きくなり、脚の伸筋
にかかる負荷も大きくなっている。重心の上
昇を開始するためには、脚の伸筋が前伸張時
の負荷に打ち勝たなければならぬので、前
伸張の振幅が大きくなるほど脚の伸展開始が
遅れ、前伸張の速度が小さくなると考えられ
る。

一方、本研究では前伸張の負荷が、前伸張
の振幅とは無関係に規定されたので、彼らの
結果とは一致しなかったと思われる。しかし、
伸展速度とパフォーマンスの関係を見ると
本研究でも(図6, 図8)、彼らの結果でも、
伸展速度の増加に伴い、パフォーマンスは
増加している。

伸展速度が大きくなると、パフォーマンス

10), 11), 13), 20), 23), 30)

スの増加が大きくなることを示す研究は数多くあるが、その逆の結果を示す例は見当たらない。このことから、前伸張後のパフォーマンスの改善には前伸張の振幅の大きさよりも、前伸張の速度がより重要であるものと思われる。

2. 前伸張が筋電図に及ぼす影響

1) 積分筋電図

Bosco⁹⁾は、前伸張後の短縮性収縮中に、下腿三頭筋の積分筋電図に有意な放電量の増加を観察した。そして、筋放電の増加は發揮する筋力を増加させるという知見⁴⁾に基づき、増加した筋力への積分筋電図と弾性エネルギーの貢献度を、それぞれ28%および72%と推測した。

本研究では、表9に示したように、前伸張が屈曲運動中の筋放電量に有意な影響を与えてはいなかった。しかし、そのときのパフォーマンスには有意な増加が見られた(表6,

表7, 表8)。このことから、Bosco³³⁾の考えに従って、肘の屈曲運動における前伸張後の筋力の増加における弾性エネルギーと筋放電の貢献度を推定してみると、増加のほとんど(≒100%)が弾性エネルギーの効果的な利用に依存していたことが示唆される。したがって、肘の屈曲運動では、下腿三頭筋での運動に比較して、前伸張後のパフォーマンスの増加は、いかに弾性エネルギーが利用できるかによって大きく影響されるものと推察される。

2) 周波数成分

本研究では、積分筋電図から前伸張中の伸張反射の影響が下腿三頭筋ほど強くないものと推察された。しかし、伸張反射の影響が全くなかったとは断言できないようである。なぜなら、表10で示したように、前伸張ありでの屈曲運動の筋電図のmean power frequencyが、前伸張なしでの結果に比較して、減少傾向を示していたためである。山崎³⁴⁾は、ヒラキ筋

が伸張された時、伸張反射による同期性の筋放電を観察している。また、永見²⁷⁾は上腕二頭筋の筋電図で、屈曲運動前に比較的振幅の大きい放電があったことを報告している。したがって、本研究で前伸張により mean power frequency が減少する傾向にあったことは、伸張反射による同期性の筋放電があったのかもしれないわけで、今後の研究課題として残される。

第6章 結論

主運動に先行する筋の前伸張は、前腕屈曲運動においてもパフォーマンスを高めた。

しかし、上腕二頭筋では、下肢の筋群に比べて前伸張による筋放電量の増加が少ないので、パフォーマンスの向上は伸張反射への依存が低く、弾性エネルギーへの依存度が下肢の筋群に比べて著しく高いと結論された。

第7章 要約

1. 本研究の目的は、肘の屈曲運動に先行する前伸張の、負荷と振幅の大きさを変化させ、弾性エネルギーおよび伸張反射が、屈曲速度、パワーおよび筋力にどのような変化を与えるかを明らかにすることであった。
2. 成人男子8名が12種類の前伸張条件で肘の屈曲運動を行った。
3. 上腕二頭筋から表面筋電図を記録し、積分値およびmean power frequencyについて分析した。そして、各条件について屈曲運動中の屈曲速度、パワーおよび筋力を測定した。
4. 前伸張の振幅と伸展速度との間には、正の相関関係があった。より高い伸展速度でより高い屈曲速度とパワーが得られた。また、より大きな前伸張負荷で、より大きな筋力が得られた。
5. 前伸張によりmean power frequencyには減少傾向が見られたが、積分筋電図には有意な変化は認められなかった。したがって、本条

件では前伸張にともなう伸張反射の効果は大きくなかったものと推察された。

6. 以上のことから、肘の屈曲運動においては、主働筋に前伸張があると主に弾性エネルギーに依存してより大きなパフォーマンスが得られると結論された。

謝辞

稿を終えるにあたって、エルゴメーターの製作に貴重な時間を割いて下さった三菱金属東京製作所の方、A/D変換処理に貴重な助言を戴いた数学研究室の西村英俊先生、および本実験に被験者として協力して下さいった方に、心から感謝の意を表わします。

- 1) Asmussen, E. and N. Sørensen: The "wind-up" movement in athletics. Travail Human 34:147-155 (1971)
- 2) Asmussen, E. and F. Bonde-Petersen: Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. Acta physiol. scand. 91:385-392 (1974)
- 3) Asmussen, E. and F. Bonde-Petersen: Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. Acta physiol. scand. 92:537-545 (1974)
- 4) Bigland, B. and O. C. J. Lippold: The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. J. Physiol. 123:214-224 (1954)
- 5) Bosco, C. and P. V. Komi: Potentiation of the mechanical behaviour of the human skeletal muscle through prestretching. Acta physiol. scand. 106:467-472 (1979)
- 6) Bosco, C., P. V. Komi and A. Ito: Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. Acta physiol. scand. 111:135-140 (1981)
- 7) Bosco, C. and P. V. Komi: Influence of countermovement amplitude in potentiation of muscular performance. In Biomechanics VIII-A, ed. by Morecki, A., K. Fidelus, K. Kędzior and A. Wit, pp.129-135, University Park Press: Baltimore (1981)
- 8) Bosco, C., J. T. Viitasalo, P. V. Komi and P. Luhtanen: Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. Acta physiol. scand. 114:557-565 (1982)
- 9) Bosco, C., I. Tarkka and P. V. Komi: Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. Int. J. Sports Med. 3:137-140 (1982)
- 10) Bosco, C., J. Tihanyi and P. V. Komi: Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. Acta physiol. scand. 116:343-349 (1982)

- 11) Cavagna, G.A., B. Dusman and R. Margaria: Positive work done by a previously stretched muscle. J. Appl. Physiol. 24:21-32 (1968)
- 12) Cavagna, G.A., L. Komarek, G. Citterio and R. Margaria: Power output of the previously stretched muscle. In Medicine and sport, vol.6 Bimomechanics II. ed. by Verdenbregt, J. and J. Wartenweiler, pp.157-167, Karger: New York (1971)
- 13) Coutts K.D.: Kinetic differences of two volleyball jumping techniques. Med. Sci. Sports 14:57-59 (1982)
- 14) Gasser, H.S. and A.V. Hill: The dynamics of muscular contraction. Proc. Roy. Soc. B 96:398-347 (1924)
- 15) Hammond, P.H., P.A. Merton and G.G. Sutton: Nervous gradation of muscular contraction. Brit. med. Bull. 12:214-218 (1956)
- 16) Hill, A.V.: The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proc. Roy. Soc. B 126:136-195 (1938)
- 17) Hill, A.V.: First and last experiments in muscle mechanics. 若林勲, 真島英信 訳: 筋収縮力学の実験. 第1版. p. 77, 医学書院: 東京 (1972)
- 18) 金子公着: 瞬発的パワーからみた人体筋のダイナミクス. 第1版. pp. 73-92, 杏林書院: 東京 (1977)
- 19) Komi, P.V. and P.R. Cavanagh: Electromechanical delay in human skeletal muscle. Med. Sci. Sports 9:49 (1977)
- 20) Komi, P.V. and C. Bosco: Utilization of elastic energy in jumping and its relation to skeletal muscle fiber composition in man. In Biomechanics VI-A. ed. by Asmussen, E. and K. Jortensen, pp.79-85, University Park Press: Baltimore (1978)
- 21) Komi, P.V. and C. Bosco: Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. Med. Sci. Sports 10:261-265 (1978)
- 22) Kwatny, E., D.H. Thomas and H.G. Kwatny: An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. IEEE Trans. Bio-Med. Eng. 17:303-312 (1970)

- 23) Leemputte, M.V., A.J. Spaepen, E.J. Willems and V.V. Stijnen: Influence of pre-stretch on arm flexion. In Biomechanics VIII-A, ed. by Matsui, H. and K. Kobayashi pp.264-270, Human Kinetics Publishers: Champaign (1982)
- 24) Marey, M. and M.G. Demeny: Locomotion humaine, mécanisme du saut. C.R. Acad. Sci. 101:489-494 (1885)
Asmussen, E. and F. Bonde-Petersen: Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. Acta physiol. scand. 91:385-392 (1974) より引用.
- 25) 真島英信: 生理学. 第17版 p. 63, 文光堂: 東京 (1978)
- 26) 南茂夫, 喜利元貞, 杉井捷海: 機器分析のためのコンピュータ入門. 第1版. pp. 233-269, 講談社: 東京 (1982)
- 27) 永見邦篤: 種々の反動動作とその交力果に関する研究. 体力科学 27: 44-55 (1978)
- 28) 大村平: 微積分のはなし下. 第1版. pp. 221-245, 日科技連出版社: 東京 (1972)
- 29) Petrofsky, J.S.: Computer analysis of the surface EMG during isometric exercise. Comput. Biol. Med. 10:83-95 (1980)
- 30) Thys, H., T. Faraggiana and R. Margaria: Utilization of muscle elasticity in exercise. J. Appl. Physiol. 32: 491-494 (1972)
- 31) Thys, H., G.A. Cavagna and R. Margaria: The role played by elasticity in an exercise involving movements of small amplitude. Pflügers Arch. 354:281-286 (1975)
- 32) Viitasalo, J.T. and C. Bosco: Electromechanical behaviour of human muscles in vertical jumps. Eur. J. Appl. Physiol. 48:253-261 (1982)
- 33) 天部京之助: 伸張反射のメカニズム. 猪飼道夫編 身体運動の生理学. 第1版. pp. 69-70, 杏林書院: 東京 (1973)
- 34) 山崎良比古, 鬼頭伸和, 三井淳蔵, 穂丸武臣: 律動的ジャンプ動作における伸張反射. 体育学研究 25: 113-118 (1980)

Effect of the elastic energy and stretch reflex on muscular performance in arm flexion with pre-stretching

Keiichi TAMAKI

1. The purpose of the present study was to investigate how the muscular performance would be modified by the pre-stretching preceding arm flexion, especially from the viewpoint of elastic energy and stretch reflex.
2. Eight male subjects performed arm flexion with twelve kinds of pre-stretching conditions.
3. Surface electromyogram from m. biceps brachii was integrated and analyzed for mean power frequency. And during flexion its speed, power and force were measured.
4. There was a positive correlation between pre-stretching amplitude and pre-stretching speed. The higher pre-stretching speed, the higher flexion speed and power were obtained. And, the heavier pre-stretching load, the stronger force was obtained.
5. There was a tendency of decrease for mean power frequency in arm flexion with pre-stretching. There was not any significant increase on integrated electromyogram. Therefore, it was suggested that the effect of stretch reflex on muscular performance would be not so great.
6. It was concluded that the increase of muscular performance occurred by arm flexion with pre-stretching would be mainly caused by the elastic energy stored in arm flexor muscles.

Table 1. Physical characteristics of subjects.

Subject	Age (Yr)	Length of arm (cm)	MVC (N) [*]
A	27	30.2	166
B	23	30.4	165
C	21	31.4	192
D	25	33.4	209
E	28	30.9	191
F	21	33.6	205
G	23	31.6	172
H	27	30.4	252
Mean	24	31.5	194
S D	3	1.3	27

* Maximum voluntary contraction.

Table 2. Experimental conditions.

Pre-stretchin Amplitude (deg)	20	40	60
Pre-stretching Load (%MVC)			
non-prestretching	110	130	150
0	0%20	0%40	0%60
10	10%20	10%40	10%60
30	30%20	30%40	30%60
50	50%20	50%40	50%60

Table 3. Range of pre-stretching movement (deg).

Pre-stretching Amplitude (deg)	20	40	60
Pre-stretching Load (%MVC)			
0	24.5 ±2.0	44.0 ±2.9	62.2 ±3.5
10	25.5 ±2.6	44.8 ±6.2	62.6 ±3.1
30	26.6 ±2.9	44.3 ±4.1	61.2 ±2.4
50	26.6 ±3.5	42.8 ±2.3	59.4 ±3.6

Values are means ±SD.

Table 4. Negative impulse (N·sec).

Pre-stretching Amplitude (deg)	20	40	60
Pre-stretching Load (%MVC)			
0	-0.137 ±0.530	-0.221 ±0.733	-0.293 ±0.961
10	1.529 ±0.815	2.307 ±0.717	1.596 ±1.247
30	3.625 ±0.856	5.865 ±1.820	5.231 ±1.762
50	5.534 ±1.613	7.402 ±2.056	8.352 ±1.741

Values are means ±SD.

Table 5. Pre-stretching speed (cm/sec).

Pre-stretching Amplitude (deg)	20	40	60
Pre-stretching Load (%MVC)			
0	123.0 ±23.5	185.5 ±11.4	218.1 ±28.2
10	83.1 ±13.3	116.0 ±15.3	161.6 ±32.6
30	92.9 ±4.9	120.8 ±13.7	160.2 ±18.3
50	97.6 ±4.5	134.5 ±20.6	163.0 ±15.5

Values are means ±SD.

Table 6. Flexion speed (cm/sec).

Pre-stretching Amplitude (deg)	20	40	60
Pre-stretching Load (%MVC)			
non-prestretching	122.6 ±14.0	133.8 ±14.6	129.3 ±13.5
0	148.4 ** ±23.2	160.8 *** ±20.0	169.7 *** ±21.0
10	139.6 ** ±15.7	152.6 * ±24.1	161.7 ** ±27.3
30	144.2 ** ±14.2	160.7 *** ±18.5	167.8 *** ±24.2
50	148.5 * ±17.3	167.4 *** ±19.4	173.9 ** ±17.3

Significant differences from each non-prestretching condition: * P<0.05, ** P<0.01, *** P<0.001. Values are means ±SD.

Table 7. Mean power (W).

Pre-stretching Amplitude (deg)	20	40	60
Pre-stretching Load (%MVC)			
non-prestretching	70.3 ±10.1	78.0 ±7.0	75.1 ±8.9
0	82.8 * ±8.6	91.2 ** ±7.1	96.6 *** ±11.8
10	78.9 ** ±10.3	86.4 * ±10.9	90.4 *** ±12.4
30	82.0 ** ±10.6	90.5 *** ±7.7	94.5 *** ±8.6
50	79.4 ±9.4	90.0 *** ±9.3	94.8 ** ±9.0

Significant differences from each non-prestretching condition: * P<0.05, ** P<0.01, *** P<0.001. Values are means ±SD.

Table 8. Mean force (N).

Pre-stretching Amplitude (deg)	20	40	60
Pre-stretching Load (%MVC)			
non-prestretching	73.8 ±8.2	73.9 ±11.3	71.5 ±11.6
0	77.3 ±11.3	75.3 ±14.5	72.7 ±11.6
10	77.9 ±11.7	77.5 ±15.3	74.2 ±12.0
30	79.4 ±12.9	81.5 * ±14.4	74.4 ±10.3
50	78.4 ±12.2	79.8 * ±11.9	77.3 * ±8.1

Significant differences from each non-prestretching condition: * P<0.05. Values are means ±SD.

Table 9. Integrated electromyogram ($\mu\text{V}\cdot\text{sec}$).

Pre-stretching Amplitude (deg)	20	40	60
Pre-stretching Load (%MVC)			
non-prestretching	1276 ± 243	1566 ± 242	1967 ± 409
0	1425 ± 178	1575 ± 288	1759 ± 349
10	1455 ± 277	1596 ± 327	1799 ± 235
30	1499 * ± 225	1562 ± 286	1855 ± 254
50	1464 ± 244	1626 ± 230	1815 ± 120

Significant differences from each non-prestretching condition: * $P < 0.05$. Values are means \pm SD.

Table 10. Mean power frequency (Hz).

Pre-stretching Amplitude (deg)	20	40	60
Pre-stretching Load (%MVC)			
non-prestretching	69.7 ±13.0	68.1 ±12.2	68.7 ±11.5
0	67.0 ±15.4	64.1 ±12.8	66.4 ±14.0
10	67.6 ±17.9	63.5 * ±12.1	67.4 ±11.5
30	67.6 ±16.0	65.5 ±13.1	67.1 ±11.7
50	65.4 ±14.9	66.0 ±12.0	65.9 ±11.5

Significant differences from each non-prestretching condition: * $P < 0.05$. Values are means \pm SD.

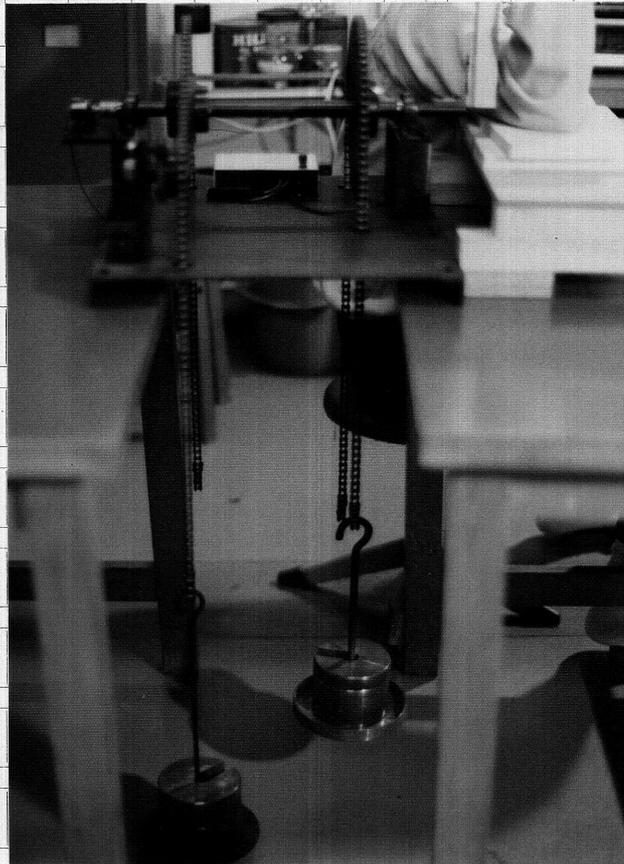
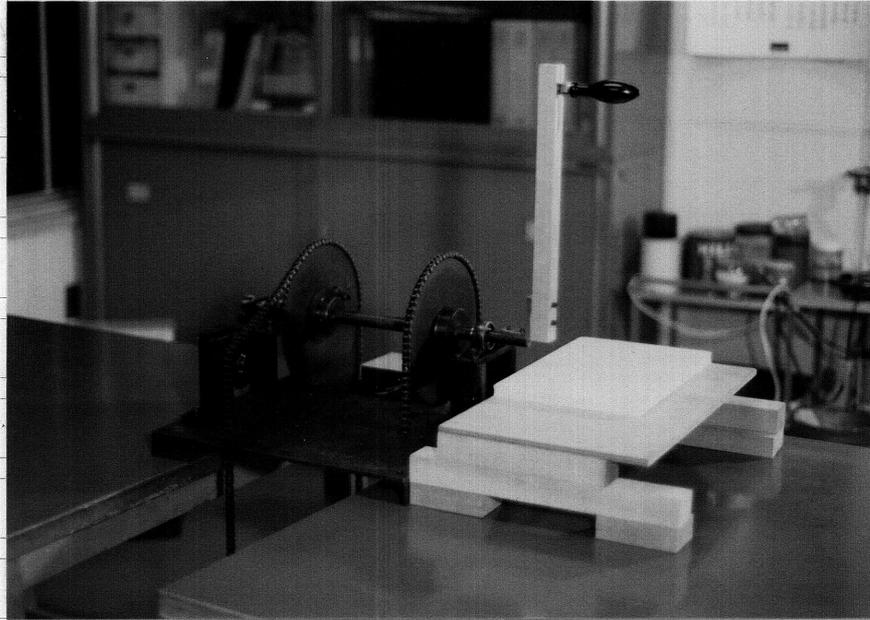


Fig. 1. New-designed arm ergometer.



Fig. 2. Experimental posture.

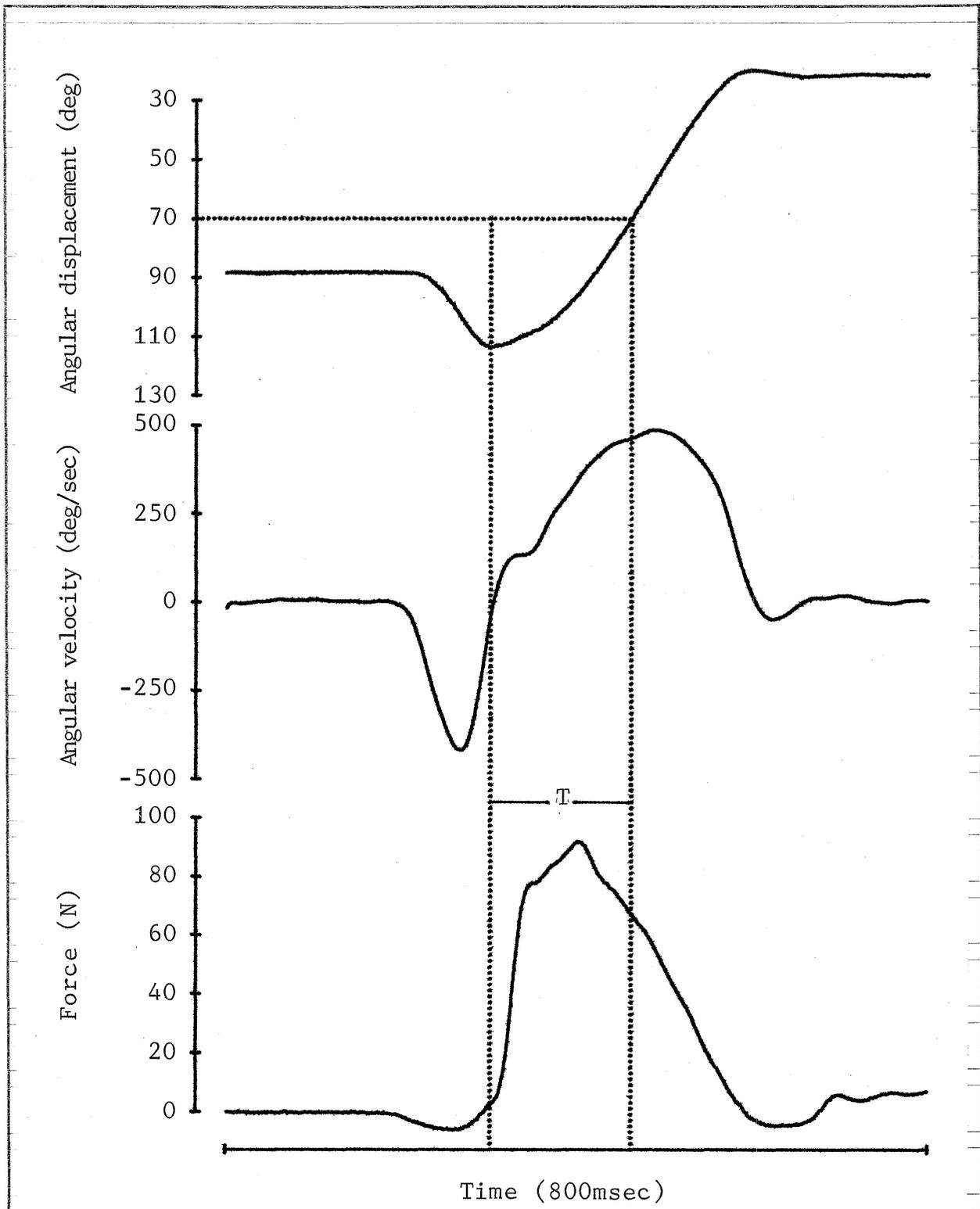


Fig. 3. Example of records of angular displacement, angular velocity and force during arm flexion with pre-stretching. T means time for arm flexion.

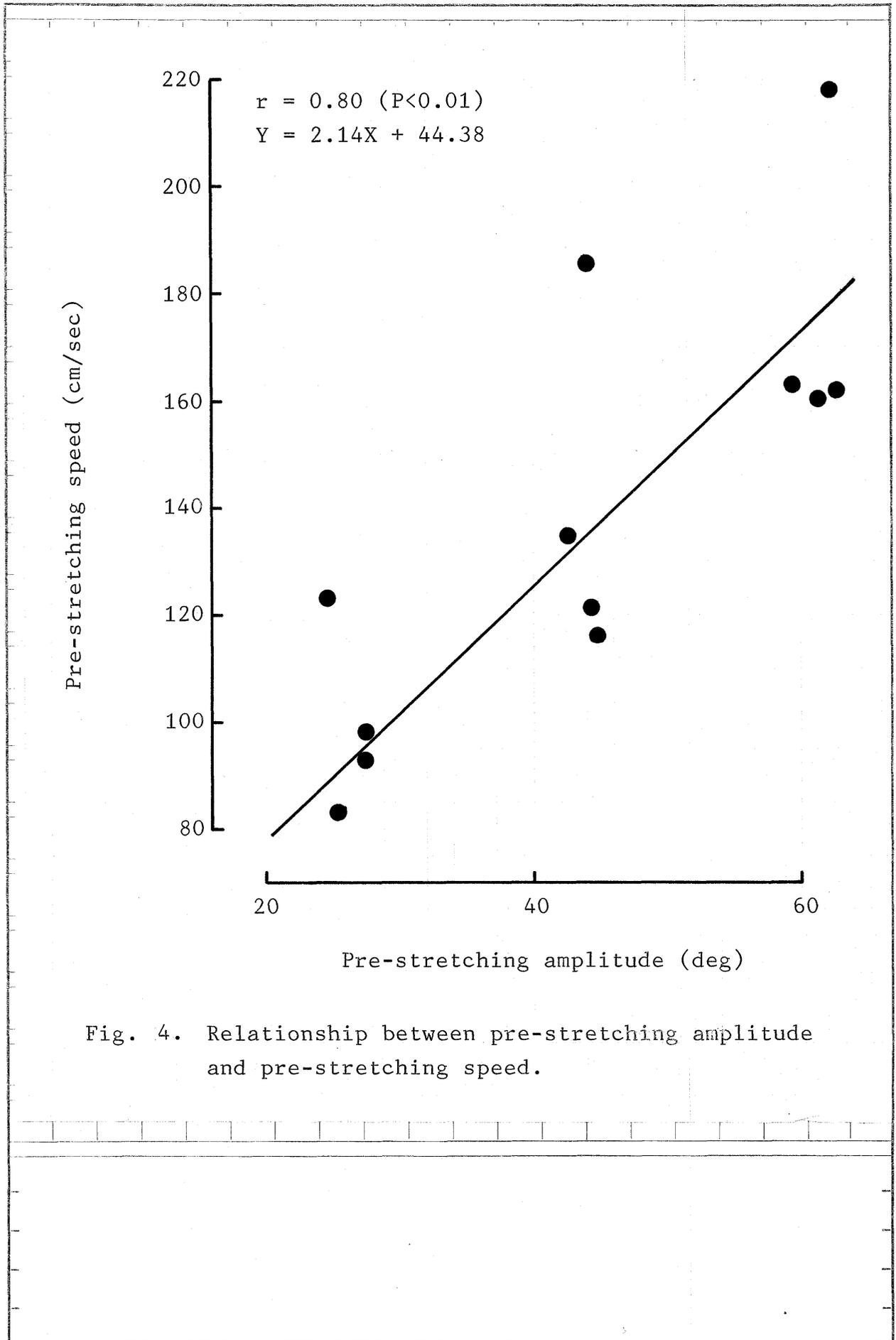


Fig. 4. Relationship between pre-stretching amplitude and pre-stretching speed.

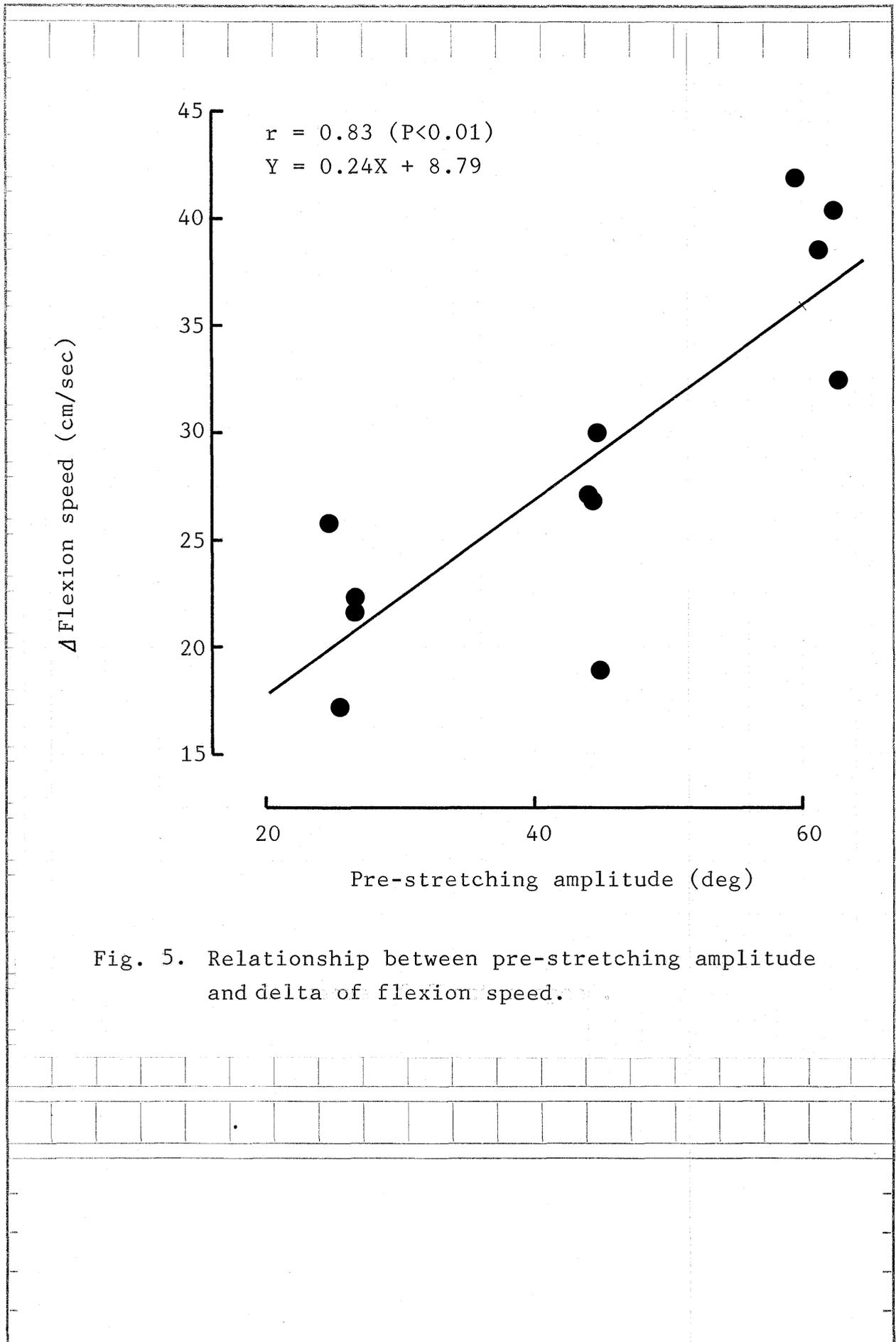


Fig. 5. Relationship between pre-stretching amplitude and delta of flexion speed.

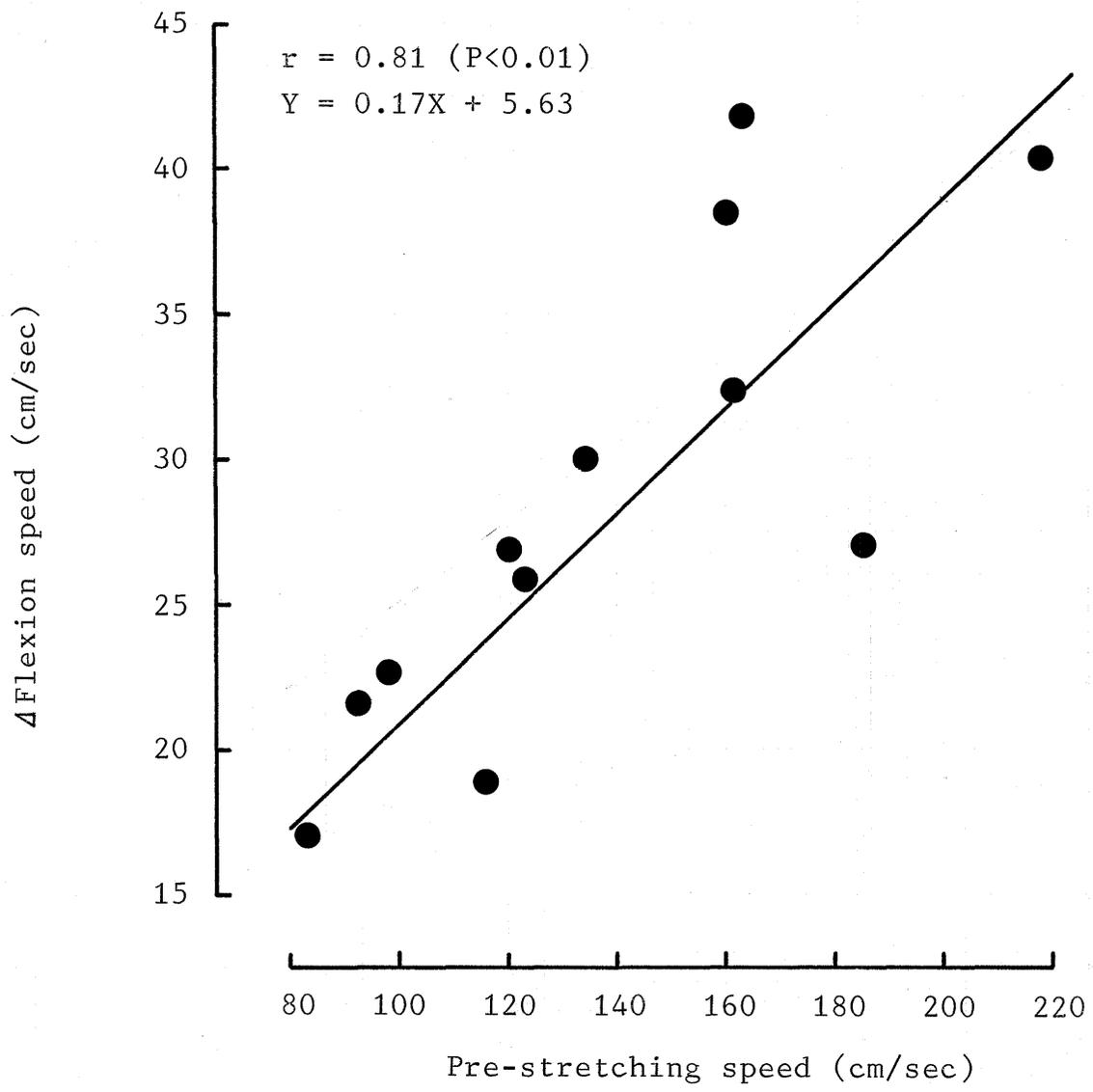


Fig. 6. Relationship between pre-stretching speed and delta of flexion speed.

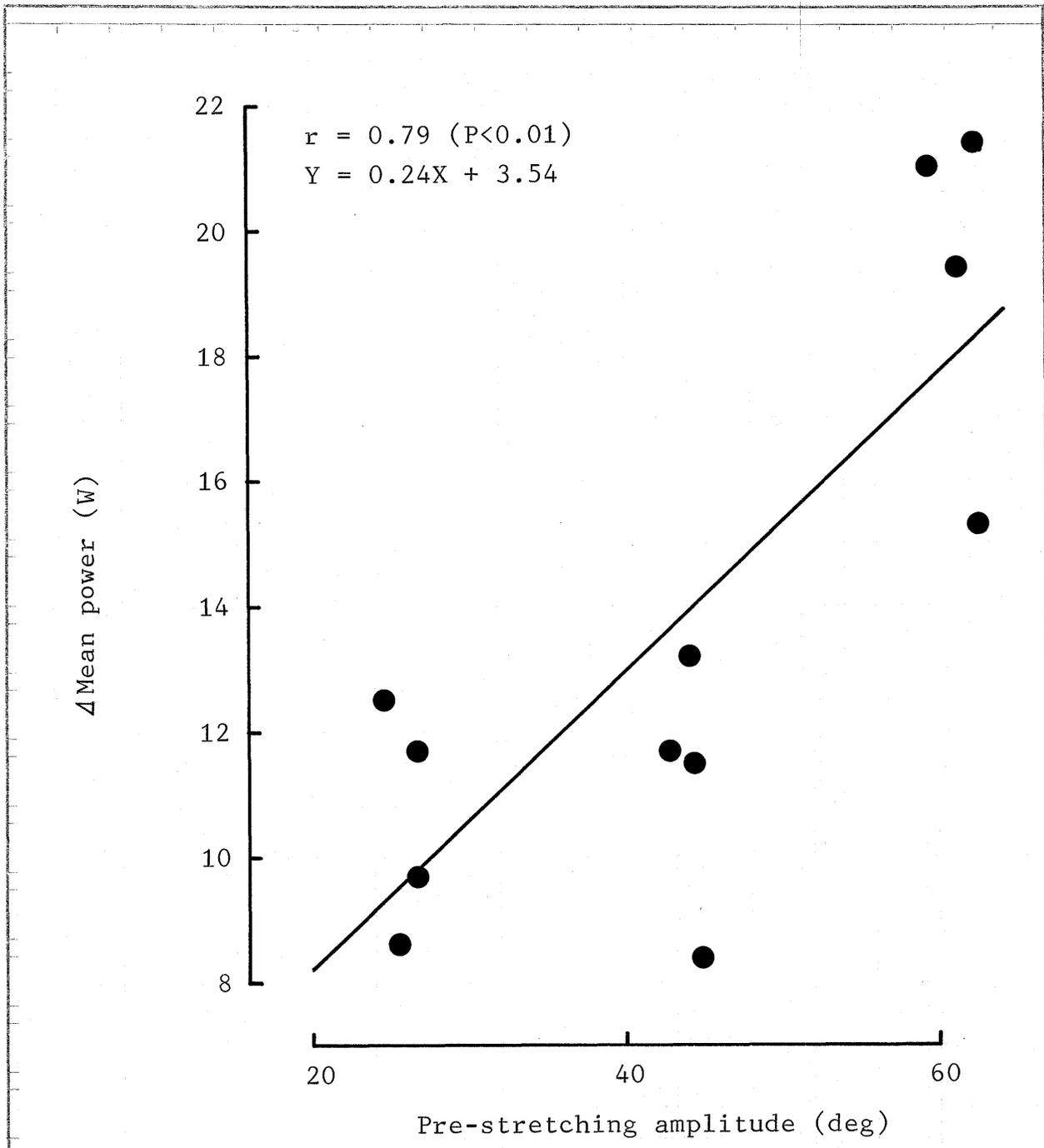


Fig. 7. Relationship between pre-stretching amplitude and delta mean power.

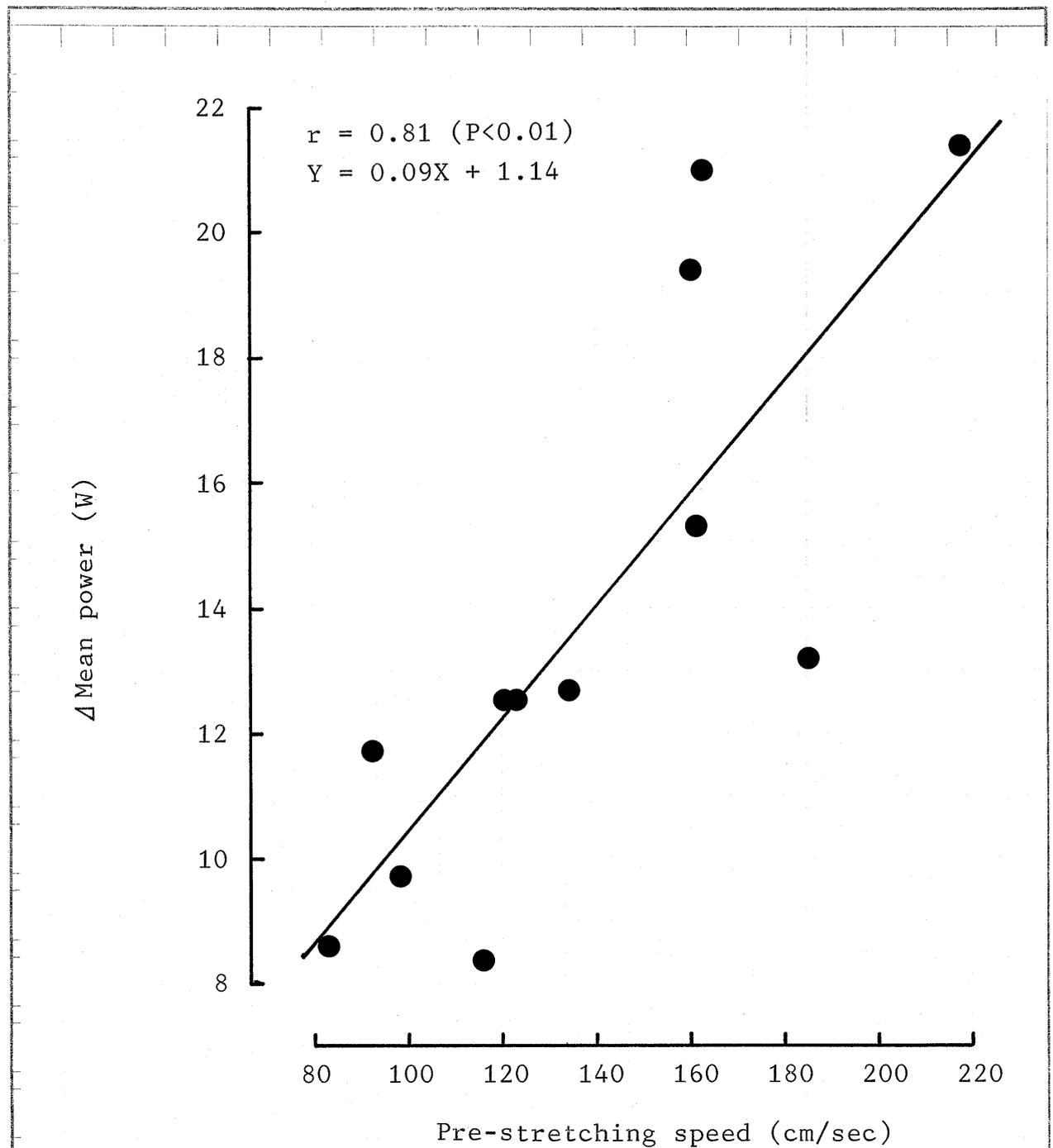


Fig. 8 . Relationship between pre-stretching speed and delta of mean power.

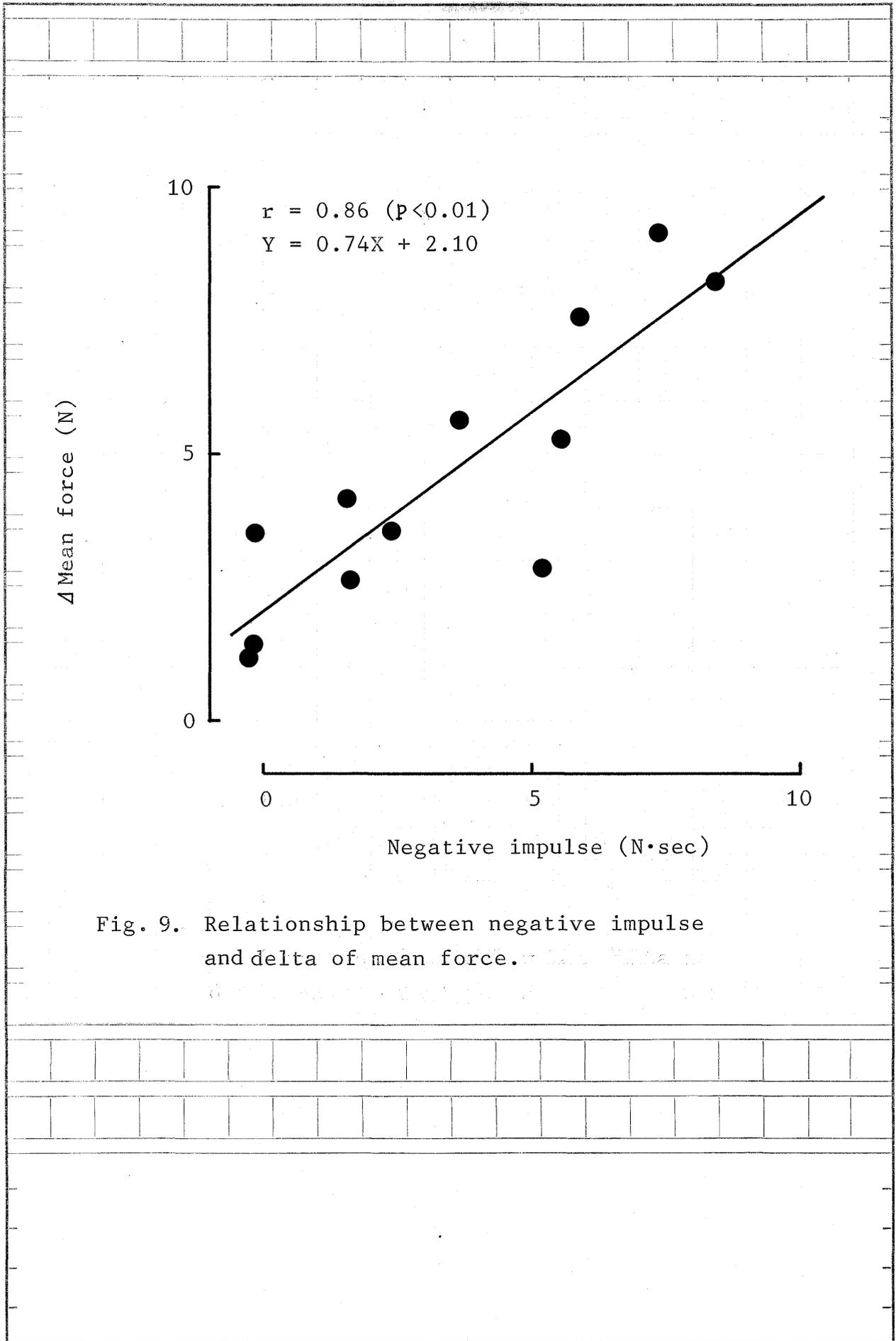


Fig. 9. Relationship between negative impulse and delta of mean force.