

筋の硬さ測定に関する  
基礎的研究

所属学科目      スポーツ医学  
著者              村山 光義  
論文指導教員    南谷 和利

合格年月日 平成3年 3月 / 日

論文審査教員 山口正弘

小宮喜久

青木純一郎

## 目次

第 1 章	緒言	1
第 2 章	関連文献の考証	4
第 1 節	筋の硬さの定義及び測定の方法	4
( 1 )	硬さとその定量	4
( 2 )	「筋の硬さ」の測定意義	6
第 2 節	筋の硬さの測定方法	8
( 1 )	硬さ測定の原理	8
( 2 )	筋の硬さの測定方法及び測定装置	9
a )	測定方法の分類	9
b )	静的測定法	10
c )	動的測定法	13
d )	衝撃試験法	15
第 3 節	筋の硬さ研究におけるその他の問題点	17
第 3 章	方法	21
第 1 節	実験装置	21
( 1 )	変位検出器	21
( 2 )	機械刺激装置	22
第 2 節	被験者及び測定部位	22

第 3 節	実験内容	2 3
( 1 )	静的荷重負荷による筋腹変位の測定	2 3
( 2 )	一定変位下の動的荷重負荷の筋の反力と その微分値の測定	2 5
( 3 )	作業負荷による筋疲労時の変化	2 7
( 4 )	周径囲の計測及びMRIの撮影による内 部組織構成と筋の硬さ測定値の関係	2 8
第 4 章	結果	3 0
第 1 節	静的荷重に対する筋腹の変位の大きさ	3 0
第 2 節	一定変位下の動的荷重負荷時の筋の反力と その微分値	3 1
第 3 節	筋の硬さの日内変動及び作業前後の変化	3 4
( 1 )	一定変位下の動的荷重負荷による筋の反 力とその微分値の日内変動	3 4
( 2 )	作業前後の筋の硬さ	3 5
第 5 章	考察	3 7
第 1 節	静的荷重に対する筋腹の変位の大きさ	3 7
第 2 節	一定変位下の動的荷重負荷時の筋の反力と その微分値	3 9
第 3 節	筋の硬さの日内変動及び作業前後の変化	4 2

(1) 日内変動	42
(2) 作業前後の変化	43
第6章 要約	46
謝辞	47
引用文献	48
欧文要約	57
図表	
付録	

## 第1章 緒言

日常継続的にトレーニングを行っているとき、主観的に張りや凝りといった筋の変化を感じることもある。そうした場合、マッサージ等によって、局所的な疲労を改善し、その軽減をはかる。このような張りあるいは凝りといった筋の変調は一般にその部分に触れることにより感知され、硬さの変化として捉えることが出来る。古くから、凝り、張りなどを硬さとして認識できるヒトの硬さ感覚を客観的に捉えたいといった願いがあった。既に今世紀当初、Exner and Tandler<sup>14)</sup>、Gildemeister<sup>19)</sup>、輝峻と江田<sup>66)</sup>が筋の硬さを客観的に捉えることを試みている。そして、現在まで、様々な測定方法によって多くの筋の硬さ研究が行われてきた。しかし、未だ一般化された方法はない。

測定方法が一般化しない理由として、主に以下のような問題点が挙げられる。これまでの筋の硬さ測定は、工業材料試験法の応用を中心とした静的な測定方法が多く<sup>10)24)27)40)</sup>、この測定法は、ヒトが硬さ認識を行う過程に最も近い方法である<sup>31)</sup>とされる。しかし、筋は力学的特性として粘弾性的性質を示すため、静的測定法では筋の粘弾性を評価するのに不十分という欠点がある<sup>31)53)</sup>。この粘弾性の評価を考慮するために、原理的に力と変位のフックの法則

に時間的因子を加えることが必要である<sup>42)44)</sup>。一方、強制振動による動的測定方法<sup>58)67)</sup>は、粘弾性の評価が可能である<sup>17)</sup>。しかし、振動の周波数を数10Hzに保つため、ヒトの硬さ認識とはかけ離れた方法であり、また測定装置を小型化するため荷重の大きさに制限がある等の問題がある<sup>31)</sup>。

また、筋に与える荷重または変位の大きさはこれまで、測定器ごとに様々であったが、荷重または変位が小さい場合、測定の精度が問題となることが指摘されている。尾股<sup>51)</sup>は、振動法では荷重が小さく振動の伝播範囲も不明確で、得られた測定値が筋のどの深さまでを対象としているかという問題に常に直面すると指摘している。また、土居と小林<sup>9)</sup>は、ゴム硬度計の改良による皮膚圧入計による筋の硬さ測定を行い、皮下脂肪の量によっては十分硬さを感知できない部位もあることを述べている。すなわち、測定の一般化のために筋の硬さはどの程度の変形を与えれば十分評価出来るのか、その根拠は明かでない。また、個人及び測定部位ごとに異なる皮下組織等の影響を評価するために、内部組織の構成を実際に測定し、比較した研究もない。このように、筋の硬さ測定を、幅の広い対象に適用可能な一般化されたものにするために、測定方法の基礎条件を検討することが十分なされていない現状がある。

以上のように、これまでの測定法はまだ問題点が多い。将来的に

筋の硬さと張りあるいは凝り、疲労を結びつけるために、まずその測定方法を一般化するための研究が必要と考えられる。そこで、本研究は、ヒトの硬さ認識と相関が示されている静的な押し込み法<sup>13)31)</sup>において、押し込み速度を動的に変化させ、ヒトの硬さ認識とかけ離れない範囲で筋の硬さの応答を動的に測定することを検討した。

## 第2章 関連文献の考証

本章では、筋の硬さの測定方法に関して、測定の意義及び将来的な発展、測定方法の原理等に関して現状の問題点を文献考証する。

### 第1節 筋の硬さの定義及び測定の意味

#### (1) 硬さとその定量

硬さは手で触れたときの感覚によって定性的に評価することが出来る。しかし、その感覚を物理的に一定の量として表わすことは非常に困難である。

一般に硬さを定義するならば、「ある物体の硬さとは、それが他の物体によって変形を与えられようとするときに呈する抵抗の大小を示す尺度」<sup>65)</sup>というのが最も妥当だと考えられている。

これまで、硬さを尺度として、その客観的な評価を確立してきたのは工学の分野であった。金属や高分子材料を中心とした、工業材料試験のなかの「硬さ試験」には、brinell、vickers、rockwell試験等の押し込み硬さや mohs 硬さのような引っかき硬さ<sup>13)</sup>、shore 硬さのような反発硬さ<sup>41)</sup>、など様々な試験方法がある。即ち、対象への「変形」の与え方によって硬さの評価が異なり、それぞれ単位をもって硬度<sup>6)</sup>として定量化がなされている。このように硬さの概



念は範囲の広いものであり、試験機の種類に応じて各種の硬さが定義される<sup>30)</sup> と言われている。単に硬さと言った場合には、例えば、押し込みに対する抵抗、引っかきに対する抵抗、摩擦に対する抵抗といった、いくつかの性質を全体として含むものと考えられる。高谷と赤塚<sup>61)</sup> も、物体の硬さの定量をする上で、工学上の絶対的硬度標準といったものは存在しないと言っている。従って、どの様な変形を与え、どの様な抵抗をどう検出するかによって、硬さは異なったものになると考えられる。

一方、硬さの概念を生体の筋にも適用する場合、ヒトの硬さの認識方法が重要な関わりを持つと考えられる。硬さの主観的な評価手段としての、ヒトの感覚の評価対象は、工業材料の金属や高分子材料よりやわらかいものである<sup>38)</sup> と言われる。筋も工業材料に比べれば非常にやわらかいため、ヒトの感覚ではその硬さをよく認識できるが、工業材料試験の適用では硬さの評価が困難である。そして、こうしたよりやわらかい物質の硬さ測定方法は現在、十分に一般化されていない現状がある。加藤ら<sup>25)</sup> も生体の硬さ測定の問題点として確固たる試験法がないことを挙げている。従って、測定的一般化のためヒトの硬さの認識が重要になると考えられる。そのため、筋の硬さの定量にはヒトの硬さ認識を考慮した変形の与え方と抵抗の検出をする必要があると考えられる。

## (2) 「筋の硬さ」を測定する意義

筋の硬さ測定法が未確立なことも原因し、筋の硬さを客観的な量として測定できればどのようなことが明らかになるか、その測定の意味は何であるのか、という点について現状では不明確といえる。

しかし、筋や生体の硬さを測定する試みは、ヒトの硬さ感覚を客観化したいと言う点から出発していると考えられる。医学の触診、打診といった直接生体表面に情報を求める際にはその判断を主観的な評価にたよってきた。この感覚として得られる硬さを客観的な尺度にする方法は診断上重要であると考えられる。また、運動やトレーニングの継続による筋の張り<sup>10)</sup>や日常的な肩凝り<sup>21)</sup>の程度や様子を明らかにしようとする試みもある。つまり、筋の疲労や病変の尺度として筋の硬さを捉えようとするものである<sup>19)23)</sup>。沖野ら<sup>50)</sup>及び高木ら<sup>59)</sup>は肩の筋の硬さを肩凝りの自覚症状の主観的強度と比較し、筋の硬さが自覚症状によく一致することを報告している。

また、内藤<sup>40)</sup>は筋硬度がフリッカー値と平行に変動をし、筋硬度によって疲労判定が出来る可能性を示した。土居と小林<sup>9)</sup>は5000m走のレース前後の前脛骨筋の硬さと筋力を測定し、レース後の疲労時に筋の硬さが増加することを報告した。このように、筋の硬さを疲労の尺度に出来る可能性も報告されている。しかし、疲労にも一過性のもの慢性的なもの等の統一できない問題もあり、疲労テスト

として筋の硬さが用いられた測定方法は未だない。やはり、筋の硬さの測定法の確立が順序的には先であると思われる。

また、筋の硬さ測定の意義は他にいくつかの捉え方が出来る。筋は収縮弛緩をし、収縮時と弛緩時では筋の硬さが異なる事は経験的にもよく認識され、筋収縮時の筋の硬さの増加は、筋の長さと同張力でも示されるスティフネス<sup>4)</sup>の増加でも示される。紺野<sup>28)29)</sup>は筋の収縮時と弛緩時の硬度差を問題にして研究を進め、収縮時と弛緩時の筋硬度の差が大きいほど運動能力が高いことを報告した。また、筋に質量負荷を与えアイソメトリックな収縮時の筋の硬さを調べたものもあり<sup>25)36)</sup>、質量負荷の増加にともない筋の硬さも増加することが報告されている。加藤<sup>24)</sup>、七川と荒井<sup>43)</sup>は筋トーンスの研究に筋の硬度測定を取り入れた報告をし、トーンスの程度を硬度として表すことが可能で、調圧神経等の切断でトーンスの増加と硬度の増加を報告した。このように、筋の収縮状態の評価としても意義はあると考えられる。さらに、収縮に関連し、筋の硬さを分子レベルで考えた場合、次のような事が挙げられる。筋線維の弾性は、ミオシンフィラメント上の突起状結合要素のクロスブリッジの結合の状態に左右される<sup>57)</sup>といわれ、アクチンとの重なり合いに関与する。それは、筋の弛緩の程度とも関係し<sup>60)</sup> ATPの合成能力も影響をする可能性がある<sup>39)</sup>。またアクチンフィラメントを固定する

スプリング状の弾性タンパク質コネクチン<sup>33)</sup>も運動トレーニングによってその構造的性質を変化させることが報告されている<sup>69)</sup>。従って、筋の硬さはトレーニングによって分子レベルの質的变化によって変化する事も考えられ、トレーニング効果との関わりで指標になる可能性もある。

以上筋の硬さに関する様々な研究意義を示したが、現状ではまず測定的一般化が課題であり、そこから系統的な研究による発展が期待されるものとする。

## 第2節 筋の硬さの測定方法

### (1) 硬さ測定の原理

硬さの定義が「変形を与えた際の抵抗」<sup>65)</sup>であるので、変形を与え方でどのような硬さを評価するかが決定される。ヒトの硬さ感覚に相関を持つ物理量は一定の力に対する対象の変形量<sup>63)</sup>であるとされる。永沼<sup>38)</sup>もヒトの硬さの識別は対象からの反発力とたわみの大きさによって検出されるとしている。つまり、フックの法則に基づく力-変位関係の評価が基本であることがうかがえる。しかし、筋は一般の物質と比べ、よりやわらかいものであり、さらに生体組織としての力学的性質は粘性要素と弾性要素とを合わせ持った粘弾性体である<sup>42)44)</sup>。生体組織の機械的・力学的特性は硬さの観点の

みならずレオロジー理論に基づいた研究がなされている<sup>3)61)</sup>。工藤<sup>31)</sup>は、ヒトが繊細な硬さ認識を行う際には、一般の工業用材料と比較するとはるかに軟らかい物体を対象とし、このような軟物体は一般にフックの法則から大きなずれを示し、応力が歪と変形速度の両方に依存する粘弾性体であるといっている。また、佐藤<sup>53)</sup>も生体組織材料の場合、フックの法則が成立するのはまれで、通常、応力と歪の関係は非線形となるとしている。これらのことから、筋の硬さの測定原理は力（応力）と変位（歪）の関係に、粘弾性を考慮して力または変位の時間的変化を加えて評価する必要があると考えられる。

## (2) 筋の硬さの測定方法及び測定装置

a) 測定方法の分類：硬さ測定はその対象によって様々であるが、筋及び生体の場合は非侵襲であることが前提となり、一般に生体表面からの押しつけた力に対する変位の関係から測定をするものがほとんどである。松本<sup>35)</sup>は粘弾性測定方法の分類をしている。その中で筋に用いられたものは大別して2つあり、静的測定法の押し込みもしくは圧入法と言われるもの及び動的測定法の強制振動法である。いずれも測定原理は応力-変位関係の評価であるとしている。しかし、静的測定法では、粘弾性の測定としては不十分であること、動的測定法では、ヒトの硬さ認識とかけ離れ、また測定装置

の大型化による弊害が等が問題とされている<sup>31)</sup>。また松本の分類に含まれず、筋の硬さ測定に用いられたものとして、衝撃試験法が挙げられるが、基本的には動的測定法に含まれるものと考えられる。

b) 静的測定法：比較的単純でフックの法則に準じた方法であり、工業材料試験から様々に応用がなされている。重りを押し込んだり一定の変位量を圧入することで筋の応答をみるものである。この方法の利点はヒトの硬さ認識に近い測定法であること<sup>31)</sup>、動的な測定法と比較して、荷重する力または変位の大きさの制限が小さいことである。欠点としては、荷重の与え方が静的なため筋からの応答も静的になり、粘弾性の評価として応答の過程を十分に測定できないこと<sup>53)</sup>である。

1909年 Exner and Tandler の SKLEROMETER<sup>14)</sup> が測定装置としては初期のものである。これは、単純なバネ定数の測定で、圧力と変位を装置中央の測定軸がスプリングによって別の目盛り針を押し上げ表示するものであった。Noyons and Uexkull は GEWICHTSKLEROMETER (1911) という装置を考案した<sup>47)</sup>。これは、質量を荷重し、沈降時間と変位を測定するもので、筋の粘性要素の影響を考慮しようとしたものであるが、測定の時間が長いことに加え十分な粘弾性の評価は出来なかった。1934年、加藤<sup>24)</sup> は Mangold の MYOTONOMETER (1922)<sup>32)</sup> に準じ、圧入型の筋硬度計を作成し、筋トーンズの程度を筋の

硬さとして測定した。その結果、この装置でトーマスの程度を客観的な量として表すことが出来たが、筋の持つ粘弾性的な性状を知ることとは出来なかった。

1949年、七川と荒井<sup>43)</sup>は圧入型のS. A. 式筋硬度計を考案した。これは、ダイヤルゲージを利用し、先端に圧子を取り付け、筋を圧入する。筋からの反発力が圧子を押し上げ、ゲージの目盛りが硬度を示すものである。この装置は完全剛体に対し、128g/8mmの圧入範囲であった。また圧入の圧力と圧入速度を一定にする工夫がなされている。七川と荒井はこの装置によって筋トーマスが調圧神経切断によって抗進し、筋の硬度も増加することを示した。その後、内藤<sup>40)</sup>が1958年、S. A. 式筋硬度計の改良により運動選手の筋の硬さとして上腕二頭筋について検討をした。その結果、局部的運動及び全身的運動で筋硬度は増加し、病的な場合減少すること、各種疲労判定試験と筋硬度による疲労判定がよく一致すること等を報告している。しかし、測定の概念として、筋の粘弾性を考慮し筋硬度を測定するものではなかった。1952年、紺野<sup>28) 29)</sup>は収縮時と弛緩時の硬度の差をもって特に競技力の差を見いだそうとした。測定法をより簡便にしようと試み、ダイヤルゲージによる硬度計(1951)を作製した<sup>27)</sup>。S. A. 式筋硬度計と比べ、力の範囲が1000gと大きい、装置自体は小さく簡便である。しかし、圧入の程度やダ

イヤルの目盛りは“独自の単位”として、この研究においても、筋の粘弾性的性質は考慮されていない。

土居と小林<sup>9)</sup>は工業材料試験に用いられるゴム硬度計<sup>88)</sup>を改良した皮膚圧入計を試作し、筋の硬さ測定に関する研究を行なった。この装置はゴム硬度計の針先に直径 8mmの円柱を取り付けたもので、押し込みの接触面積を広げることで測定の感度を向上させている。しかしながら、筋の部位によっては尚測定感度が小さく、硬さを表示出来ないという測定精度の問題点があるとしている。また測定の方法はゴムの硬度測定に準じ、装置が皮膚面に密着する程度押し当ててもので、方法の客観性にも問題があった。土居と小林の場合は、筋の粘弾性を考慮するため、後述の衝撃試験法を用いた。その結果、筋の硬さと疲労に関係があり、筋の粘性が疲労に関与するという興味深い知見を示した。

以上のように、これまでの静的測定方法においては筋の粘弾性的性質を十分評価できていないと考えられる。また、静的な測定法である押し込み式の筋の硬さ測定器においては、押し込みによって生じる筋の反力によって、押し込んだ圧子等が押し戻される量のあるバネ定数をもったスプリングの利用で目盛り表示するものと、単純に質量を負荷し、変位を計測するものに分けられた。スプリングによる目盛り方式では、既存の工業試験機などは比較的押し込み変位



量が小さい。そのため、測定部位によっては、土居と小林<sup>9)</sup>の指摘通りそのまま適用しても硬さが表示できないものもある。また、その他の自作装置においても、バネ定数ごとの単位評価が装置ごとに異なり、その測定範囲は実際の測定対象となる筋の量を考慮して決定されてはいない。即ち、どの程度の量押し込むとどの程度の反力が得られ、また一定の力に対して筋はどこまで変位可能であるか、その範囲は具体的に示されていない。またそれは身体の中の種々の筋において、筋の硬さは実際の筋の量とどのように関係しているか、測定方法は筋によって変えるべきであるか等、測定器製作上の基礎条件が不明確である事を示している。この点は全ての測定装置にほぼ共通である。

c) 動的測定法：動的測定法は、機械インピーダンス法<sup>58)</sup> や接触コンプライアンス法<sup>67)</sup> などの対象に強制振動を与えて、粘弾性測定をするものである。その原理は対象に振動を与え、その共振現象をとらえるものである。生体に正弦波振動を与えると、生体のバネ作用によって共振がおきる<sup>51)</sup>。共振とは、振動振幅が外力と正弦波の周波数によって変化し、対象の持つ抵抗係数や弾力係数によってある周波数で最大となるもので<sup>42)</sup>、この周波数は共振周波数と言われる。一方対象に加えられた力をそこに発生した速度で除すと機械インピーダンスが定義され<sup>58)</sup>、これは対象によって固有

値を示す。即ち、発生した速度は変位と時間の関係で求められ、共振現象の振幅（変位）と周波数（時間）がそれぞれに同じと考えれば、対象によって共振周波数が固有値を示すことに等しいからである。生体も共振周波数が固有値を示し、それは、生体の抵抗・弾力係数に由来する。

1950年、Franke<sup>15)</sup>は前腕における機械インピーダンスを測定し、後述の衝撃試験法との比較を行った。Frankeは機械インピーダンス測定の運動方程式より、力と変位の計測で弾力係数が計算できることを示し、インピーダンス測定によって、衝撃試験をシュミレート出来ることも示した。この他、機械インピーダンス法は生体表面からの粘弾性測定法として、筋以外の生体組織においても多くの研究がなされている<sup>5) 8) 18) 48)</sup>。また、動的測定においては、先の弾力係数を特にスティフネス、その逆数をコンプライアンスと言い<sup>42)</sup>、塚原<sup>67)</sup>も筋コンプライアンス計を考案した。これは、筋の長さで発生張力で求められるスティフネスの増減が、共振周波数曲線を変化させることに注目し、接触のコンプライアンスを共振法によって測定することが筋の硬さを測定することであるとしたものである。加藤ら<sup>25)</sup>は前脛骨筋の収縮時の硬さ測定を筋コンプライアンス計に準じて測定し、筋のスティフネスは筋張力の増加につれ増大するが、その増加は曲線的であったことを報告した。

しかし、ヒトの硬さの認識が、硬さ測定の評価の動機となっているものと考えられ、これに近い測定方法の検討も必要であると考えられる。動的測定法としての強制振動法は、原理的には皮膚の上から押しつけた力とそこに生じる変位の関係で評価できる。さらに時間的な因子を加味しているために粘弾性測定として優れていることが最大の利点であるが、その振動は50Hzから数百Hzまで必要であり、実際の変位量も非常に小さなものとなる。そのためヒトの硬さ認識の方法とは異なると考えられる。工藤<sup>31)</sup> は動的測定法の荷重は、測定器の接触固定に困難が伴い、ヒトの硬さ感覚の測定としては静的荷重よりも劣るとしている。また、尾股<sup>51)</sup> は振動法では、生体側のどの深さまでを対象としているかが問題となり、周波数確保のためには測定装置が一般に大型化するため、荷重の大きさも測定装置の質量、大きさによって制限を受けることを述べている。そのため、対象を変形させる大きさが小さすぎるとは十分筋の情報を得ていないかわからない。

従って、筋の粘弾性を考慮し、かつまた、ヒトの硬さ認識を考慮すれば、静的な測定法と動的な測定法の両者の利点を合わせ持った測定方法が理想的であると考えられる。

d) 衝撃試験法：工業材料試験の硬さ測定の反発硬さ・衝撃試験法<sup>41)</sup> の応用で、ハンマー等を落下させた場合のハンマーの跳ね

上がりの高さまたは対象との接触時間及び対象の変形量を検討するものである。

Gildmeister<sup>19)</sup> は1914年ELASTOMETERという測定装置によって筋の硬さを測定した。これは、ハンマーを皮膚に一定速度で打ち当てた際の皮膚接触時間からの抵抗測定法である。接触時間はハンマーを金属小片に打ち当て、接触時の電流発生を測定するものであった。Gildmeisterは、安静状態の上腕の筋の硬さについては疲労及び拮抗筋への刺激に対して接触時間が延長即ち筋の抵抗の減少を報告した。1932年館野<sup>64)</sup>も筋の硬さの変化による疲労測定の目的でELASTOMETERを用いた。筋に質量保持の負荷を与える条件で運動前後の比較をすると、疲労によって運動後に筋の硬さが減少すると報告した。1948年にSimonsonら<sup>55)</sup>はハンマーの落下の高さを変化させることで反発係数を計算し、物理的尺度の検討を行ったが、基本的にハンマーが接触する時間だけでは結果的な変形の情報しか得られず、変形の過程を知らなくては十分な粘弾性の解析は望めない。

1978年、沖野ら<sup>50)</sup>は肩凝りを硬度によって定量し、客観的尺度にしようと試みた。沖野等の装置は一定の質量を持った検出棒の先端を球状の圧子にし、検出棒の落下で筋にステップ荷重を加え、変位を検出するものであるが、荷重の速度は100msec以内であり、分類すれば衝撃試験に近いものと考えられる。この方法は、変位の動

動的な応答をとらえることが可能であり、変形変位の振動周期から動的な係数計算により粘弾性を考慮した解析となっている。また、土居と小林<sup>9)</sup>は筋衝撃試験機によって、物理的な尺度として筋肉の硬さを調べた。この装置も、ハンマーを筋に衝突させるが、その際衝撃荷重を荷重センサで測定し、加速度センサで測定した衝撃加速度から、筋の変形変位を算出するものである。ヒトの硬さ認識が対象からの変形抵抗による反発力が第一であり、第二に対象のたわみの大きさである<sup>38)</sup>ことから、さらに粘弾性の考慮のためには反発力及び、たわみの時間的変化を検討することが必要であると考えられる。そこで、静的な測定法と動的な測定法の利点を併せて考えると、沖野ら<sup>50)</sup>及び土居と小林<sup>9)</sup>の衝撃試験法による測定が参考となる。つまり、押し込み法によって反発力の時間的変化を解析しやすい方法を考えると、押し込みの変位を一定にし、筋の反力として反発力をとらえ、沖野らのように押し込みの速度を動的に変えることが考えられる。さらに、土居と小林に準じ、発生する反力の時間的変化を反力を微分する事で知ることが出来る可能性があると考えられる。

### 第3節 筋の硬さ研究におけるその他の問題点

筋の硬さ測定の一般化がされない現状には、測定装置自身の問題以外にも課題があると考えられる。例えば、筋の硬さを捉える際、

非侵襲が測定的前提となるため、皮膚の上から筋の硬さを測定することになる。この方法は、触ることによる感覚に近い情報としては問題がないが、筋の性状としては直接筋だけを評価できず、常に皮膚、皮下組織等様々な影響を考慮しなくてはならない。加藤ら<sup>25)</sup>はネコの筋において、振動法による筋の硬さ測定を行い、同一の皮膚上と筋膜における振動振幅の差は小さいことを示し、皮膚の影響は小さいことを示した。しかし、皮下脂肪の影響は明らかにされていない。これまでの研究は、比較的皮下脂肪の少ないスポーツ選手や部位を選択することによってその影響を小さなものに出来ると考えられた<sup>24)40)</sup>。しかし、実際の皮下脂肪の量の大小が硬さの測定値に及ぼす影響を示したものではない。また、皮下組織等は、基本的には一過性にその性状を変化させない<sup>9)66)</sup>として、運動や作業負荷の前後の検討においては、得られた絶対値の大きさではなく相対的に比較することによって、その影響を無視できるとしたものもある。しかし、このままでは運動等を行わなければ、異なる個人間の比較は出来ないことになる。皮下組織等の実際の量またはある大きさを測定し、筋の硬さ測定値との関係を検討したり、硬さ値を補正するといった個人差の考慮が必要である。

また、これまで肩<sup>21)50)</sup>、上腕<sup>24)40)59)</sup>、前腕<sup>15)34)</sup>、下腿<sup>25)55)</sup>の筋・筋群が主に測定されてきた。部位別による測定方法の特

別な違いはなく、上腕も下腿も同じに考えられている。しかし、これら、各部位によって筋の量や大きさが異なり、対象に合わせた測定の方法の適正化も考慮する必要がある。さらに、各筋においてもどこに測定点を設定するかによって、測定点の筋の量や組織の量が影響をする。測定点の設定に関しては、筋腹部とするもの<sup>28)40)</sup>、解剖学的に定めた一定距離の中に複数設定したもの<sup>50)</sup>があるが、明確にされていないものも多い。即ち、各筋の筋の硬さをどこで捉えるのか、ある筋の硬さを代表する測定点の決定について充分検討されていない。

一方、筋は生体組織であり、材料試験片と異なり、動きの伴うものであるため、硬さ測定には制約が伴う<sup>70)</sup>。加藤ら<sup>25)</sup>は、生体の動きによって測定器の0点の設定が常に不安定なことを問題としている。従って測定方法の確立のためには、対象をより安定状態に設定する必要がある。しかし、筋の硬さは、生体の活動状態に左右されることが多いと考えられ、筋の性状と硬さの関係を関連させる際には被験者のどのような生理状態を捉えるかが問題となる。最も基本的には、筋の硬さの日内変動に関する研究が行われている<sup>24)40)54)66)</sup>。しかし、筋の硬さの日常的な変動には曖昧な点もある。内藤<sup>40)</sup>は安静状態の筋の硬さの日内変動と長期的な経日的変化を調べているが、朝、昼、夕でその測定値は変動を示し、4週間の継続

測定から、各被験者において変動の幅が固定的であったと報告している。また、輝峻と江田<sup>66)</sup>は朝と夕方筋硬度を比較すると、夕方の方が硬度が減少するとしている。従って、日常的に筋の硬さに経時的な変動があるのか、変動の幅は個人によって差が大きいのか、標準的な筋の硬さが示せるか等、今後明らかにされるべき点が残されていると考えられる。



### 第3章 方法

#### 第1節 実験装置

##### (1) 変位検出器 displacement detector

筋を押し込んだ際の、力の大きさと変位の大きさの関係を測定するために、荷重を負荷しながら対象の変位を測定できる装置を作製した(図1-1)。インダクタンス式変位計(共和電業DLT-20A)の検出軸に荷重を乗せるためのステージを取り付け、一定の質量を負荷した際の変位を検出した。ステージは、ステージホルダーによって荷重があっても変位0の状態に保たれる。このホルダーを手動で解放すると、変位計の軸が移動し、変位量が検出される。変位軸先端には先端を半球状にした圧子を取り付けた。圧子には直径8mmのデルリン材を用いたので、この圧子が対象と接触する表面積は、 $4 \times \pi \times (0.4 \text{ cm})^2 \div 2$  (半分)  $\approx 1.0 \text{ cm}^2$  となった。故に、対象に加えられる力の大きさの値は、単位面積  $1 \text{ cm}^2$  に対する圧力値として近似できる。変位検出器の最大幅は40mmである。この装置によって荷重を様々に変えたときの対象の変位量を測定することが可能である。

この変位測定系は図1-2に示すように直線性が保たれ、本研究のために取り付けられた用具によってその特性は妨げられていなかった。

## (2) 機械刺激装置 mechanical stimulator

機械刺激装置（ダイヤメディカルシステム社製）は、リニアバイブレーションモーターを動力として、変位または力の機械的作用を制御できる装置である。この装置は出力制御用主増幅器と振動子の2つで構成され、サーボシステムによって振動子の加振変位または力の制御を行い、その時、力の検出または変位の検出が可能である。変位の幅は最大10mmであり、力の制御は力の量によって時間的境界があり、200gなら約15秒、500gならば約2秒といったものである。力の検出法は振動子軸に取り付けられたストレインゲージ式の力検出器によって行われる。力検出器先端には、変位検出器と同様の圧子（図1-1参照）を取り付けたので、力の検出値も単位面積1cm<sup>2</sup>当りに近似できる。振動子の外観図を図1-3に示した。

本研究ではこの装置を、特に変位制御をして一定変位で筋を押し込んだ際の筋の反力の検出に用いる。

## 第2節 被験者及び測定部位

被験者は健康な一般男性とし、後述の3節(1)、(2)ともに10名、延べ20名の測定したが、全体の被験者数は11名であった。本実験では対象の筋を、先行研究で中心となっている上腕、前腕、下腿のうち、比較的筋の量が多く、ヒトの感覚で硬さ認識がよ

く行われると考えられる部位等の理由から下腿三頭筋とし、測定点を下腿背側の中央に縦にもうけた。しかし、被験者ごとの下腿長と周径囲の差を勘案し、測定点の位置と間隔について次のように設定した(図1-4)。

- 測定点の位置. . 下腿背側の中央線において、下腿囲(下腿部最大周径囲)計測の位置を基準点に、それより大腿方向に1点、足方向に3点の合計5点を設定した。各測定点を大腿から足方向に向かい、P1からP5とそれぞれ呼ぶこととした。
- 測定点の間隔. . 脛骨外側顆直上の関節隙から腓骨外果の最外側方突出点までの距離<sup>22)</sup>を各個人の下腿長Lとして、 $L/10$ を測定点の間隔にする。

測定時の体位は図1-5に示すように伏臥位として下腿背側中央が上を向くようにした。測定中、胸郭・上体の動きの伝播を防ぐために、特に注意して工夫したことが2つある。1つは、上体をベッドに、下腿部は固定器に乗せ、腰から膝迄を中空状態にし、呼吸運動の混入を防いだ。更に2つ目は、下腿部の脛骨・腓骨の骨頭部を固定器にて固定し、水平方向の移動を抑えたことである。

### 第3節 実験内容

#### (1) 静的荷重負荷による筋腹変位の測定

筋に圧子を押し込んだ際の力と変位の関係を知るために、変位検出器（図1-1参照）を用い、荷重を筋にかけた際の筋腹の押し込まれる深さを変位として検出した。検出器は測定点直上に垂直にセットし、ステージをホルダーで固定した状態で圧子を皮膚面に接触させた。この状態を変位の0点として、必ずオシロスコープで確認した。次にステージに荷重を乗せ、ホルダーを解放して圧子を沈ませ変位軸の移動をペンレコーダーで記録させた（図2-1）。この際、変位は図2-2に示すように、ゆっくりとしたクリープ現象を示した。一般に粘弾性体に一定の応力が加えられた際の対象の変形の時間的増加をクリープといい<sup>37)42)</sup>、本実験でも圧子は時間とともに緩徐に沈み続け、変位量は時間とともに軽度な増加を続けた。従って、30秒後の変位量を計測することとした。手順として、1つの測定点で最初に荷重を与え、30秒後に一度荷重を取り去り、次に質量を増やし、荷重することを繰り返した。質量は100g/cm<sup>2</sup>からほぼ100~200g/cm<sup>2</sup>単位で増加させたが、2000g/cm<sup>2</sup>前後で被験者によって痛みを感じたことから、荷重上限は最低1350g/cm<sup>2</sup>、最高2450g/cm<sup>2</sup>までとした。

本実験は、測定点をP2, 3, 4の3点とし、10名の被験者について行った。

(2) 一定変位下の動的荷重負荷時の筋の反力とその微分値の  
測定

ヒトの硬さ認識と相関が示される静的な硬さ測定\*には、押し込みの力を一定にし、対象の変位を測定する方法と押し込みの変位を一定にし、対象の応力を測定する方法とがある<sup>31) 38)</sup>。後者の測定は一般に、一定の変位を保持するための工夫が必要であり、また筋のような粘弾性体では静的測定のみでなく、動的な負荷に対する応答をも調べる必要がある<sup>61)</sup>。このため、本実験では機械刺激装置の変位制御で一定変位の保持を可能にし、押し込み時間を変化させた場合の筋の動的特性を筋の反力とその微分値の変化として測定した。なぜなら、粘弾性の考慮のためには動的な速い荷重が必要でさらに力の時間的な変化を知る必要があり、力の発生過程の変化をその微分値で調べようと考えたからである。

機械刺激装置制御主増幅器への入力をパルス発生装置により、立ち上がり時間可変の台形波状にし、振動子が種々の速度の動きによって筋を一定量押し込むことを可能にした。本実験で使用したパルス発生装置(日本光電ELECTRIC STIMULATOR SEN-1101)は、台形波の立ち上がり速度の大きさを、値の異なる外付けコンデンサーを選択する事を変えることが可能であった。押し込みの変位は、0.5sec間8mm変位量を保持するよう制御した。押し込みの速度は、最大100m

m/sec（押し込み時間0.08sec）から順に66.7mm/sec(0.12sec)、33.3mm/sec(0.24sec)、24.2mm/sec(0.33sec)、16.7mm/sec(0.48sec)、11.3mm/sec(0.71sec)、8mm/sec(1.0sec)の7つであり、各々による筋の反力を力検出器（図1-3参照）で測定した。

筋のような粘弾性体では、力-変位の関係に加えて、時間的要因を考慮することが必要であり、押し込み速度の違いによる対象の応力の変化はヒトの硬さ認識においても重要となる。そのため、押し込み速度の違いによる筋の反力の発生過程の変化を反力を微分することによってとらえることとした。反力微分にはダイヤモンドシステム社製微分装置 \_ DRM-D10 を用いた。反力と反力微分値測定のプロック図を図2-3に示した。

測定手順は、7種類の異なる速度による押し込みを1セットとして、先に示した順に行った。また、振動子は、筋の曲面の接線に対して必ず垂直に位置を変えられるように工夫した（図1-4）。

本実験においては、測定点をP1からP5までとして、10名の被験者について行った。また、そのうち4名については後日、P2とP5について、3時間おきに3回の測定をし、日内変動も検討した。立位から伏臥位への移行の影響を検討するため、1回の各測定を伏臥位直後から10分間隔で30分間継続測定した。日内変動の測定については1つの測定点につき、押し込み速度を100mm/sec（押し込

み時間0.08sec)、33.3mm/sec(0.24sec)、24.2mm/sec(0.33sec)、  
16.7mm/sec(0.48sec)、11.3mm/sec(0.71sec)の5種類を1セットと  
して測定した。

### (3) 作業負荷による筋疲労時の変化

一定変位下の動的荷重負荷による筋の反力とその微分値の測定に  
よって、生理的に安静状態を逸脱するような条件を与えた際の検討  
をするため、足関節伸展の作業負荷による疲労テストを実施し、負  
荷前と回復期について測定を行った。

作業負荷に先立ち、足関節伸展力の Maximum Voluntary Contra-  
ction (以下MVC)を図2-4aのようにロードセル(共和電業LU  
-200KE)を用いて測定した。この測定方法は作業負荷時の体位を考  
慮したため、足関節伸展力の一般的測定方法<sup>45)</sup>と比べ、簡易的なも  
のである。しかし、事前の予備実験で8名の被験者のMVCの平均  
値は91.8Kg(SD=13.3)であり、他の方法における測定値<sup>7),46)</sup>と  
比べ大きな差はないと考え、この測定方法で統一して測定すること  
とした。得られたMVCの20%を被験者ごとの作業負荷量に決め、  
図2-4bのように作業させた。作業は1秒に1回のリズムで重り  
を足関節の伸展によって引き上げるものである。作業の過程は、足  
部と重りをつなぐ滑車の回転距離をインダクタンズ式変位計(共和  
電業DLT-20A)によって検出し、ペンレコーダーの記録紙に描記させ、

作業開始時の重りの引き上げ距離がほぼ1/4に減少するまで作業を継続させた(図2-4c)。

作業終了直後に迅速に測定を行うため、1つの測定点につき、押し込み速度を100mm/sec(押し込み時間0.08sec)、33.3mm/sec(0.24sec)、24.2mm/sec(0.33sec)、16.7mm/sec(0.48sec)、11.3mm/sec(0.71sec)の5種類にし、測定点をP2, 3, 5の3点に限定した。測定の手順は、作業前のレベルとして伏臥位で20分の安静を取った後、P2, P3, P5の順で各測定点ごとに、筋の反力とその微分値を前述の押し込み速度順に測定した。その後作業を行い、作業終了直後とそれ以後5分おきに30分間、作業前同様に測定した。この実験を5名の被験者について行った。

#### (4) 周径囲の計測及びMRIの撮影による内部組織構成と筋の硬さ測定値の関係

測定点は、P1からP5まで事前の周径囲の測定によりそれぞれ大きさが異なっていた。また被験者間の差も見られることが明らかであった。

そこで、より正確に周径と筋断面積を知るために、被験者群の中から5名を選び、MRI(磁気共鳴画像診断装置)<sup>52)</sup>による測定点直下断層写真の撮影を行った。撮影は最成病院(千葉県八千代市)にて行った。断層写真による計測値は、測定点垂直下の全組織の長



さ、測定点直下の脛骨までの組織の長さ、皮下組織の厚さ、総断面積、筋の占有断面積、皮下組織の占有断面積である（図2-5）。

周径囲、MRIよりの組織の長さ等と前述の荷重-変位関係のデータ等との相関を調べた。

## 第5章 結果

### 第1節 静的荷重に対する筋腹の変位の大きさ

静的な荷重と筋の変位の関係の1例を、同一被験者の3つの異なる測定点からの結果別に図3-1に示した。変位は荷重の大きさとともに増加したが、その関係は直線的ではなく、どの測定点でも曲線関係が認められた。測定点によって変位の大きさが異なり、測定点がP2の最大筋腹からP3、P4と遠位へ移ると曲線は下方へ展開した。この曲線は、原点を通ることを考慮するとべき乗関数で近似できた。

測定点P2、P4別に被験者10人のデータを示したものが、図3-2である。測定点が同じでも被験者によって変位の大きさに差があった。しかし、被験者間のばらつきはどの測定点でもその幅が類似していた。変位の大きさを最大周径囲であるP2についてみると、荷重が1500g/cm<sup>2</sup>までの範囲で、変位量は被験者によって最小でも約20mm、最大約30mmであった。

測定点別、被験者別で変位の大きさが異なることは、測定部それぞれの組織量や組織構成の差に依存することも考えられるため、内部的構成をも検討する必要がある。そこで、周径囲の他、MRIの断層写真より計測した実際の組織の長さや断面積との関係を調べた。

MRI を撮影した 5 名は、P 2 の荷重  $1000\text{g}/\text{cm}^2$  時の変位の大きさの上限より 2 名、下限より 2 名、中間の 1 名を選んだ。そして、5 名の 3 つの測定点全体を 1 集団として、周径囲と断層写真より計測した計 7 項目別（図 2 - 5 参照）に、次の 6 項目との相関をとった。 $200\text{g}/\text{cm}^2$ 、 $500\text{g}/\text{cm}^2$ 、 $1000\text{g}/\text{cm}^2$ 、 $1500\text{g}/\text{cm}^2$  時の各自、各測定点の変位、及び、測定点ごとの荷重と変位を  $Y = a X^b$  のべき乗関数に回帰した際、曲線の Y 軸方向への広がりに関与し、おもに測定点・被験者別の差を決定付けると考えられる係数 a と、特に X 軸方向へのグラフの曲率へ関与し、おもに荷重 - 変位の特性を決定すると考えられる係数 b、の計 6 項目との相関をとった結果を表 1 に示した。

回帰式の係数 a、 $200\text{g}/\text{cm}^2$ 、 $500\text{g}/\text{cm}^2$  の変位それぞれと皮下組織の占める面積に 1 % 水準で有意な正の相関があった。また、 $1000\text{g}/\text{cm}^2$ 、 $1500\text{g}/\text{cm}^2$  の変位では総断面積、筋の占める面積、周径囲の順で相関係数が高く、いずれも 1 % 水準で有意な正の相関関係が示された。

## 第 2 節 一定変位下の動的荷重負荷時の筋の反力とその微分値

一定変位下での動的荷重に対する筋の反力とその微分値の測定例を結果として図 4 - 1 に示した。反力が機械変位の増加とともに増大して行くが、その微分値から増大して行く速度は一定でなく、加

速的であった。押し込み速度と筋の反力の関係の1例として、同一被験者の5つの測定点の結果例を図4-2に示した。押し込み速度に対する各測定点の反力は、グラフ上いずれもわずかに右上がりの関係を示したが、その傾きは非常に小さく、押し込み速度による大きな差は認められなかった。しかし、測定点の間にレベルの差がみられた。測定点の序列はグラフの下からP2、P1、P3、P4、P5であった。

また、同一の測定点においても被験者の間に差が見られ、その差の幅はどの測定点でもほぼ100g/cm<sup>2</sup>前後の広がりを示した。図4-3はこの内、P2、P5における被験者10人のデータを示したものである。図4-2の測定点間の序列に従い、P2は反力の下限に、P5が上限にそれぞれ分布し、その他の測定点はその中間に分布をした。即ち、測定点が最大筋腹部から遠位に向かうに連れて、押し込みに対する筋の反力が増加することが認められた。しかし押し込み速度による反力の大きさの差は非常にわずかなものであった。

続いて押し込み速度と筋の反力の微分値の関係の1例を、同一被験者の5つの測定点別に図5-1に示した。押し込み速度が大きくなるにつれ、反力の微分値は大きくなり、反力の場合と異なり、著しい右上がりの傾向が示された。また、測定点間の値の差も認められ、この例では下からP2 < P1 < P3 < P4 < P5の順であった。

この序列は反力の場合と同じであった。次に測定点P 2とP 5における被験者10人のデータを示したものが図5-2である。この結果から同一の測定点であっても被験者の間に差があることが示された。また、これらの差は明らかに押し込み速度が大きいほど大であった。

このように、筋の反力の微分値は押し込み速度によって変化が大きいことが示された。しかし、図5-2において、被験者によってはその関係が直線に近い者と、わずかに押し込み速度の高い方に向かって曲線的になる者とが見られる。そのため、このままでは両者の直線・曲線関係は不明瞭である。本実験では押し込む変位を一定にしているので、押し込む時間の違いが相対的に押し込み速度差を示していると考えられるので、より単純には時間と反力の微分値でもその関係を示すことが出来る。図5-1, 2を押し込み速度でなく押し込み時間に置き換えたものが、図6-1, 2である。図6-1が示すように、押し込み時間と反力の関係はグラフ上で双曲線の一方に近い形状を示した。図6-2でも、全体として図6-1に同様の関係が示された。測定点別、被験者別の差の傾向は押し込み速度で示されたものと同じであった。

### 第3節 筋の硬さの日内変動及び作業前後の変化

(1) 一定変位下の動的荷重負荷による筋の反力とその微分値  
の日内変動

4名の被験者について、一定変位の押し込みを5種類の押し込み速度を1セットとして筋の反力、反力の微分値を継続的に測定した。

伏臥位によるベッドレストを30分間行い、その開始から10分間隔で4回の測定を行い、立位から伏臥位への移行による変化を見るものを3時間おきに3回行った。5種類の押し込み速度に対する筋の反力を便宜上 $Y = aX + b$ に回帰し、傾き $a$ が非常に小さいため $Y$ 切片 $b$ の値で代表した。切片 $b$ の値が大きいほど反力が大きいことを示す。この切片 $b$ の値と、測定の時間経過の関係を図7の下図に示した。また、反力の微分値については、押し込み時間との関係から便宜上 $Y = a/X + b$ の分数関数に回帰し、係数 $a$ で代表した。 $a$ の値が大きいほど反力の微分値は大きいことになる。この係数 $a$ の値と測定の時間経過の関係を示したものが図7上図である。

図7の両図とも、P2とP5を白抜きと黒抜きで区別した。日内変動を下図の筋の反力についてみると、被験者ごとに変動の幅があったが、4人の各値は一日の中でほぼ序列が保たれ、全体にほぼ横ばいの状態を示した。上図の反力の微分値も同様であった。またいずれも、立位から伏臥位への移行として、0分から10、20、30分と一回の測定を追うと一部を除き、全体に0分の値から徐々に

下降かもしくは、ほぼ同レベルを示した。

## (2) 作業前後の筋の硬さ

MVC 20%で作業した際の作業前と終了直後から30分について、動的荷重負荷に対する筋の反力とその微分値を測定した。筋の反力とその微分値を前項のように、反力は $Y = aX + b$ の回帰切片 $b$ 、微分値は $Y = a/X + b$ の回帰係数 $a$ で代表して示した。

2名の被験者につき測定点別の例として、作業前安静時及び作業後30分間の反力の回帰切片 $b$ の変化を図8-1下図、同様に反力の微分値の回帰係数 $a$ の変化を図8-1上図に示した。シンボルマークの違いが測定点の違いを示し、さらに被験者1を白抜き、被験者2を黒抜きのシンボルとした。反力もその微分値も全体に作業直後に安静時値より増加し、その後30分間に安静時値に近づく経過を示した。この関係において反力とその微分値との間に傾向の差はなかった。

次に測定点ごとに、作業前安静時を100%とし、作業後の増加分を%で示したものが図8-2である。やはり、この図でも反力とその微分値に於て同傾向が示された。

被験者1と被験者2を上図の反力の微分値において比較すると、被験者1は測定点の間に作業後の増加率に差が示され、 $P2 > P3 > P5$ の順で作業後に増加が大きかった。被験者2では測定点の間

に明確な差が見られず、増加率はほぼ等しかった。さらに、P 2と P 5の5名の被験者間の関係を、反力の微分値の回帰係数  $a$  について安静時値に対する増加率で示したものが図8-3である。シンボルの違いが被験者の違いを示す。P 2においては、被験者間の増加率の差が大きかったが、P 5については、ほぼ150%から100%の間に全員が収まり、差がないことが示された。



## 第6章 考察

### 第1節 静的荷重に対する筋腹の変位とMRI撮影からの内部組織構成の検討

従来、筋のような粘弾性体では、力学的特性として荷重と変位の関係は、非線形となる<sup>31),53)</sup>ことが示されている。

本実験においても、静的荷重と筋腹の変位の関係はべき乗関数に近似できる曲線関係を示し、測定点別及び被験者別でその荷重と変位の非線形特性には差があった。また、図3-2より、荷重と変位の実測値の範囲は、約1500g/cm<sup>2</sup>の荷重で20mm-30mmの変位をとるものであった。これまで、実際の計測値として各筋の力-変位関係を示したものはほとんどなく、個人や測定点別にその範囲も明かではなかった。沖野ら<sup>50)</sup>は筋肉の荷重と変位の静的な関係は直線でないことを示しているが、その曲線関係の実測値は示されていなかった。実測値が示されることによって、個人や測定部位の特徴を考慮して、変位が最もよく検出できる荷重の大きさを決定したり、測定方法を選定することが可能となり、筋の硬さ測定において重要な情報となると考える。

表1より、MRI写真からの実際の内部組織構成等の検討によって、測定点別、被験者別の差が、荷重が小さい局面では皮下組織の

占める断面積に、荷重が増加すると総断面積・筋の占める断面積・周径圏とに1%水準で有意な相関関係を持つことが示された。即ち、変位量が、荷重が小さく変位も小さいうちは、まず第1層と考えられる皮下組織の特性に影響を受け、荷重が増加すると測定部断面の大きさに影響を受けていると考えられる。このことは、筋の硬さの情報を得るためにはある程度の荷重が必要であることを示すと考えられる。

一方、断面積の大きさといった量的な性質が、すべての硬さを規定するのではなく、これ以外に測定点、被験者別の差を生じさせる因子が他にも存在する可能性もある。例えば、筋の収縮に関与するクロスブリッジ構造、筋の弾性タンパク質であるコネクチンや、結合組織に関与するタンパク質のコラーゲン等、生体を構成する組織の質的な違いが挙げられる。クロスブリッジとはミオシンフィラメントにある突起状の結合要素で、アクチンフィラメントとの結合-解離サイクルを行って収縮張力を発するものである<sup>57)</sup>。筋線維の弾性はこのクロスブリッジの数に比例的であると考えられ、また、収縮、弛緩に関してはATPの合成能力も関与するといわれ<sup>39)</sup>、クロスブリッジの結合-解離のサイクルが個人によって異なることも考えられている。さらに、コネクチンも、ミオシンフィラメントとZ線とを結ぶ第3のフィラメントとも呼ばれ、スプリングのよう

にミオシンフィラメントの位置を調節していると考えられる<sup>33)60)</sup> Yamaguchiら<sup>69)</sup>は、ラットに運動トレーニング負荷を与え、運動によってコネクチンがそのアミノ酸構成に変化を示すことを報告している。また、コラーゲンのようなタンパク質もその性質が個人や年齢によって異なり、組織や器官の構築や結合を規定していること<sup>16)</sup>が知られている。すなわち、筋の収縮に関与するタンパク質、生体を構成するタンパク質といった分子レベルの因子が弾性的性質に関与し、運動等によってその性質が個人で異なる可能性がある。しかし、こうした、生体の質的特性が、外部的に触って認識される硬さにどの様に影響するのかは現在のところ全く調べられていない。本実験からは、少なくとも量的な性質への依存が統計的に確かめられ、まず、個人ごとの皮下組織量などで荷重の大きさを補正し、個人間の統一的評価が可能になることが示されたと考える。

## 第2節 一定変位下の動的荷重による筋の反力とその微分値

ヒトの硬さ認識は、指を押し込んだ際の対象からの反力を時間経過とともに捉えている<sup>38)</sup>と考えられ、静的測定法とに相関が示されている。しかし、静的測定法は動的測定方法に比べ筋の粘弾性が考慮されない欠点がある。静的測定法の押し込み法には荷重一定で変位を捉える方法と、押し込む変位を一定にして応力を捉える方法が

ある。本研究では、後者の一定変位の押し込みによる筋の反力の測定に注目し、押し込みの速度を動的測定に近い速さで行うことにより、ヒトの硬さ認識とかけ離れない範囲で筋の粘弾性を考慮した測定法について調べた。

まず、押し込む変位を 8mm に設定をしたが、その大きさは図 3-2 より、荷重 1500g/cm<sup>2</sup> までの押し込み可能量の 1/3 から 1/2 程度の量であった。前節の MRI による内部組織構成の検討から、筋からの情報の検出には、更に大きな変位が必要となる可能性が考えられる。一般に押し込み作用の制御量を増すためには装置の大型化が伴うため、8mm の変位量は、測定に用いた機械刺激装置の制御限界に近く、現状として、最大幅に近いものと考え、測定装置の開発、工夫が現在の 1 つの課題であることは否定できない。しかし、これまでの変位を一定にして筋の反発力を測定する装置と比較し、8mm の設定は測定精度を最大限向上したものであったと考える。

次に、押し込む速度を変えることによる筋の反力とその微分値の特性について検討する。筋の反力と速度との関係は、 $Y = aX + b$  に近似してもその係数  $a$  は非常に小さく反力  $Y$  の大きさは  $Y$  切片  $b$  で殆ど代表出来る特性を示した。一方、微分値においては押し込み速度との関係は比例的であったが、その性質は押し込み時間との関係で双曲線の一方として捉えられるため、 $Y = a/X + b$  を特性と

考え、係数  $a$  が部位、個人の差を概略的に示すと思われる。硬さを示すには、一定の力に対する変位量<sup>24)</sup> や一定の変位に対する応力の大ききで表す場合<sup>27) 40)</sup> と、力と変位及び時間を変化させて、それらの関係を弾性係数や粘性係数として比較する場合<sup>9) 50)</sup> がある。前者はある条件設定に対しての硬さを示すものであり、後者は対象がもつ物質特性全体を捉えて、硬さに関与する性質を比べるものである。こうした見方をすると、本実験から、筋反力は前者のようにある1つの条件設定で見ることが出来、押し込み速度とに関係のない一定の特性で、測定 of 動的な変化に関与しない。一方、反力の微分値は後者のように押し込み速度によって変化する性質を回帰式の係数で示すことが可能であると考えられ、動的な変化に依存的である。筋の反力の微分値の測定は、押し込みに対する筋の反力の時間経過を捉えることであり、筋の粘弾性的挙動の検討を可能なものにしたと考えられる。筋の反力が押し込みに弾性的に応答すれば、反力の発生も一定速度で変化し、微分値は一定の値をとることとなる。しかし、本実験の結果から反力の応答は押し込みに対して、遅れを示し、微分値は粘性的にも変化をしたと考えられる。この微分値は反力の結果的な大ききではなく動的に認識される変化率であり、ヒトの手の感覚の微妙な硬さ認識の過程にも関連するものとも考えられる。そして、その性質は押し込み時間に対する動的な特性として

示された。また、本実験は筋の粘弾性的性質のシュミレートを目的としたものではないが、筋の弾性要素と粘性要素をモデル化し、シュミレーションする研究は、赤沢ら<sup>1)</sup>、堂野前と佐々<sup>11)</sup>、小林<sup>26)</sup>によって報告され、本実験における筋の反力微分値も更に微分することによって、運動方程式から粘弾性要素の同定の可能性があると考えられる。以上の事から、ヒトの硬さ認識に近い押し込み法から、粘弾性を考慮することが可能となったと考える。

### 第3節 筋の硬さの日内変動及び作業前後の変化

#### (1) 日内変動

輝峻と江田<sup>66)</sup>は、筋の硬さの日内変動について朝と夕方で夕方の方が硬いことを報告した。しかし、加藤<sup>24)</sup>は被験者によって朝夕の関係は一定でなく、5%以内の変化があったとしている。内藤<sup>40)</sup>朝、昼、夕方の測定をし、硬さの変化が朝昼夕で規則性がないことを示したが、さらに測定を4週間継続することで、日内の変動は一定の範囲をもって長期的にはある水準を保っていることを報告した。

本実験の結果からは、静的、動的いずれの荷重方法によっても、筋の硬さの日内変動として経時的な変化に規則性はみられないが、その変動は被験者、測定部ごと同程度の範囲におさまることが示さ

れ、加藤、内藤の報告と一致している。

安静時において、血流量が体位の変化<sup>2)</sup>や組織の代謝に影響を受ける<sup>12)</sup>ことがよく知られている。日内変動の検討について、先行研究、本研究いずれも日常生活の制限は特になく、激しい運動などが行われない普通の生活レベルと捉えている。そうした安静の条件を考慮すれば、筋の硬さの日内変動は安定していると考えられる。また、本実験において立位から伏臥位への移行し、伏臥位で安静を継続することによって筋の硬さの傾向が安定またはわずかに減少することがあったことから、測定時には体位の変化からさらに安静を保つことで筋の硬さの変動よりわずかなものとなると考えられる。従って、筋の硬さの日内変動は微少なものであり、個人の代表値は一回の測定でほぼ得られるものとする。

## (2) 作業前後の変化

作業の負荷によって、筋の硬さが安静時と筋活動によって変化した際とで、どの様に異なるか、そして、その変化が筋反力及びその微分値でどの様に捉えられるかを検討した。

運動の前後や筋に局所的な作業をさせた場合の筋の硬さの変化はこれまで、盛んに行われてきた。館野<sup>64)</sup>は5分間の持久的歩行運動後脚の筋において硬さが増加し、運動後の筋の硬さの変化は一定傾向を示さなかったとしている。松本<sup>36)</sup>は前腕の筋においてハン

ドグリップを握る運動によって疲労した時点からの筋の硬さを測定した。その結果回復過程で筋の硬さは減少したことを報告している。

本実験では、MVC 20%という被験者ごとに一定の負荷となる作業を行わせた。その結果、作業直後に安静時よりも筋の反力、反力微分値が増加し、30分の回復過程で安静時のレベルに近づくことが示され、筋の硬さの増減の過程は先行研究によく一致した。

作業直後の筋の硬さの増加原因は、生理学的な筋の血流量や、血液成分の変化等の関係、筋の収縮弛緩に関与する生化学的な問題等が考えられるが、まだ充分解明されていない。Grant<sup>20)</sup>は、筋の収縮時間が長いと運動直後の充血が高度になり、筋血流量が運動の強度に比例して運動直後に増加する事を報告している。かりに、作業直後の筋の硬さの増加が、筋の血流量増加に起因するならば、作業負荷量及び時間によって、その程度は異なると考えられる。岡安ら<sup>49)</sup>は、マスターテストによる負荷によって、筋の硬さの増加を報告しているが、被験者によって、増加率も回復過程も異なっている。また、筋の硬直状態がATPの欠如によって起こる<sup>39)57)</sup>ことから、運動による筋でのATPの介在の変化関与するという生化学的な理由も考えられるが、本実験の設定と結果のみからでは、これ以上の硬さの増加原因を論ずるのは早計であると言え、今後、実際の血流量の測定を含めた別の検討が必要と考える。しかし、本研究の静的



な測定方法に動的要素を加えた方法で、運動による筋の硬さの変化が捉えられ、特に筋の反力の微分値によっても筋の硬さの増加と回復過程を知ることが出来、本法が測定方法の一般化のために有効なものであることが示されたと考える。

## 第6章 要約

本研究の目的は、筋の硬さの測定方法の一般化のため、ヒトの硬さ認識と相関が示されている静的な押し込み法に、筋の粘弾性的性質を測定し得る動的測定法の要素を加えた測定法確立の検討であった。11名の一般男性の下腿三頭筋において、次の実験を行った。

1)静的荷重に対する、筋の変位の大きさ及び荷重と変位の関係の検討。また、測定点の内部組織構成が、筋の硬さ測定値に及ぼす影響を知るため、MRI(磁気共鳴画像診断装置)による断層写真の撮影を行った。

2)一定変位下の押し込み法において、押し込み速度を動的に変化させ、荷重に対する筋の反力とその微分値を検討。

3)筋の硬さの安静時日内変動及び、Maximum Voluntary Contraction(MVC) 20%の作業負荷による筋疲労テストの前後とその回復過程の変化の検討。

以上の実験から、以下の結果が示された。

a).1)の検討から、荷重に対する筋の変位は曲線関係を示したが、測定点によりその大きさは異なり、被験者によっても異なった。荷重1500gに対し変位量は約20-30mmの範囲に広がり、MRIからの検討で、荷重が小さいと皮下組織の占有断面積と、荷重が増加すると

測定部の断面積、筋の占有断面積、周径囲の順に変位量と1%水準で有意な正の相関関係が示された。

b).2)の検討から、動的荷重に対する筋の反力微分値は反力の時間的变化を粘弾性的に示した。動的荷重時の押し込み速度（または押し込み時間）に対し、筋の反力微分値には比例関係が示されたが筋の反力との関係は認められなかった。

c).3)の検討より、筋の硬さはわずかな日内変動を示したが、その変動には一定の水準があり、測定点と被験者全体の関係はほぼ一定していた。MVC20%の作業負荷後には安静時よりも筋の反力・微分値が増加し、回復する過程で安静時値に近づいた。

以上の結果から、押し込み速度を動的に変化させ、筋の反力微分値を測定する一定変位の押し込み法が、ヒトの硬さ認識に近く、筋の粘弾性を考慮できる測定方法となり得ることが示唆された。

## 謝辞

本稿を結ぶにあたり、実験計画当初より数々の御助言、御示唆、および御校閲を賜りました、本学生理学研究室の米田継武助教授、MRIの撮影にご配慮頂きました最成病院の数井英雄先生、丸茂博司技士、また本学大学院生の雨宮 央君に深く感謝の意を表します。

## 引用文献

- 1) 赤沢堅造, 藤井克彦, 笠井 健, 真島英信: 滑走機構に基づく筋収縮のシュミレーション. 医用電子と生体工学 8:203-211(1970)
- 2) 朝比奈一男, 中川功哉: 運動生理学 pp.67-76, 大修館書店: 東京 (1985)
- 3) 東 健彦: 生体とレオロジー. 季刊レオロジー 1:116-120(1972)
- 4) Bagshaw, C. R.: Outline studies in biology. Muscle Contraction, 3th ed. pp.11-23, Chapman and Hall: London (1982)
- 5) Bárány, E.: On the mechanical impedance of the human thorax. Acta Medica Scandinavica. CXI:252-260(1942)
- 6) Blair, G. W. S., 岡 小天, 東 健彦共訳: 入門レオロジー pp.83-84, 朝倉書店: 東京(1970)
- 7) Clake, H. H., Clake, D. H.: Developmental and Adapted Physical Education, 3rd ed. pp.75-96, Prentice-Hall: Englewood cliffs (1965)
- 8) Corliss, E. L. R., Koidan, W.: Mechanical impedance of the forehead and mastoid. J. Acous. Soc. Am. 27:1164-1172(1955)
- 9) 土居陽二郎, 小林一敏: 筋肉の硬さ測定に関する研究. 筑波大学

体育科学系紀要 第11号:265-274(1988)

- 10) 土居陽二郎,小林一敏,宮地 力,牛山幸彦:長距離走における着地動作に関する研究.筑波大学体育科学系紀要 第12号:261-268 (1989)
- 11) 堂野前維摩卿,佐々貫之:骨格筋トーンスに関する研究.東京医歯会雑誌 49:595-611(1935)
- 12) Edington, D.W., Edington, V.R. 大平充宣訳:運動生理学の基礎 pp.154-171,ベースボールマガジン社:東京(1983)
- 13) 榎本信助:材料強度要論,第5版 pp40-50,養賢堂:東京(1990)
- 14) Exner, A., Tandler, J.: Ueber die Messung des Muskeltonus und die Bedeutung des tonus. J. Mitt. a. d. Grenzgeb. d. Med. u. Chirurg. 20:458-468(1909)
- 15) Franke, E.k.: Mechanical impedance of surface of human body. J. Appi. Physiol. 3:582-590(1951)
- 16) 藤本大三郎:コラーゲンの老化と細胞の活動.現代化学 237(12):36-40(1990)
- 17) 深田栄一:最近の粘弾性測定装置.高分子 10:837-840(1960)
- 18) Gierke, H.E., Oestreicher, H.L., Franke, E.k., Parrack, H.O., Wittern, W.W.: Physics of vibration in living tissues. J. Appi. Physiol. 4:886-900(1952)

- 19) Gildmeister, M.: Über die sogenannte "Harte tierischer Gewebe und ihre Messung. Zeitschr. f. Biolog. 63:183-200 (1914)
- 20) Grant, R. T.: Observation on the blood circulation in voluntary muscle in man. Clinical science 3:157-174(1937)
- 21) 平林 洌, 井口 傑, 堀内敏夫, 笠原 哲: 筋硬度計による肩凝りの定量. 三越厚生事業団研究年報 15:81-90(1972)
- 22) 保志 宏: 生体の線計測法 pp.234-239, てらぺいあ: 東京(1989)
- 23) Hueck, H.: Muskelhärte und muskelermüdung. Zeitschrift. F. D. Gesam. Exp. medizin. 43:298-310(1924)
- 24) 加藤静市: 骨格筋「トーマス」に関する研究. 東京医学会雑誌 48:938-975(1934)
- 25) 加藤正道, 村上新治, 松本伍良: 随意収縮時におけるヒト前脛骨筋の硬さの変化について. 医用電子と生体工学 17:258-263(1979)
- 26) 小林一敏: 衝撃試験法による緩衝材および筋の非線形粘弾性特性の測定法. 筑波大学体育科学系紀要 第11号:205-211(1988)
- 27) 紺野義雄: 生徒の主要筋々硬度硬度差について. 体力科学 1: 学167(1951)
- 28) 紺野義雄: 筋硬度に関する研究 (第1報) “筋硬度差” による

- 運動能力の判定法. 体力科学 1:180-185(1952)
- 29) 紺野義雄:筋硬度に関する研究(第2報) 中学校生徒の身体主要筋々硬度. 体力科学 1:186-189(1952)
- 30) 久保亮五,長倉三郎,井口洋夫,江沢 洋:岩波理化学辞典 第4版 p.235,岩波書店:東京(1987)
- 31) 工藤恭利:粘弾性モデル.計測と制御 14:275-280(1975)
- 32) Mangold, E.: Untersuchungen über Muskelhärte I. Pfugers Arch.f.d.g.Pfysiolog 196:200-214(1922)
- 33) 丸山工作:筋弾性蛋白質 コネクチン.蛋白質 核酸 酵素 23: 2579-2584(1988)
- 34) Matsumoto, G, Furukawa, T, Tsuchiya, Y, Kato, M.: Dynamic measurements of visco-elasticity for active human muscle. Biotelemetry III, ed. by Fryer, T. B., Miller, H. A., Sandler, H. Academic Press pp.267-270(1976)
- 35) 松本伍良:生体の粘弾性特性とその計測.宇都宮敏男編 生体の制御情報システム pp.151-155,朝倉書店:東京(1975)
- 36) 松本伍良,土田義和,加藤正道:生体粘弾性計測.信学会医用電子生体工学研資 M B E 75-40:13-18(1976)
- 37) 村上謙吉:やさしいレオロジー. pp.87-127,産業図書:東京



(1986)

38) 永沼 肇:弾性モデル.計測と制御 14:263-267(1975)

39) N H K取材班:驚異の小宇宙 人体5 なめらかな連携プレー 骨・  
筋肉.p.123.日本放送出版協会:東京(1989)

40) 内藤 寛:運動選手の筋硬度に関する研究.体力科学 7:1-11

(1958)

41) 中川 元,盛中清和,遠藤達雄,光永公一:材料試験方法.第20版,  
pp.88-114,養賢堂:東京(1987)

42) 中川鶴太郎:レオロジー.第2版,pp.157-186,岩波書店:東京  
(1978)

43) 七川敏二,荒井 允:骨格筋トーンズと調圧神経.最新医学 4:  
283-285(1949)

44) 名取礼二:筋肉の粘弾性について.材料 13:298-302(1964)

45) 名取礼二,小川義雄,横堀 栄,木村邦彦:最新体力測定法.  
pp.218-221,同文書院:東京(1970)

46) 丹羽 昇:関節の角度と筋力の関係.東京学芸大学紀要 第19集:  
155-182(1967)

47) Noyons.A.,Uexkull.J.:Die Härte der Muskeln, Zeitschr.f.

- Biolog. 56:139-208(1911)
- 48) Oesteicher.H.L:Field and imperance of an oscillating  
spherein a viscoelastic medium with an application to  
biophysics.J.Acous.Soc.Am. 23:707-714(1951)
- 49) 岡安裕之,堀川宗之,海老原進一郎,北川泰久,畑 隆志,北村  
信一:筋硬度計の開発と運動による筋硬度の変化.第一回臨床ス  
ポーツ医学会抄録集:82(1990)
- 50) 沖野雅美,堀内敏夫,井口 傑,平林 洌:凝りの測定における客  
客的尺度の開発.関東整災誌 9:298-301(1978)
- 51) 尾股定夫:軟組織のコンプライアンス特性測定用圧電型トランス  
デューサの試作.医用電子と生体工学 24:38-42(1986)
- 52) 佐藤幸三:MR I (磁気共鳴画像診断装置).数理科学 321:  
76-82(1990)
- 53) 佐藤正明:生体組織の力学特性.医用電子と生体工学 24:  
213-219,(1986)
- 54) 清水源一郎,荒井 允,内藤 寛:運動選手の筋硬度に関する実験  
的研究(第5報) 日常生活における筋硬度の経日的変化につい  
て.体力科学 3:学79(1953)
- 55) Simonson,E.,Snowden,A.,Keys,A.,Brozek,J.:Measurement of  
elastic proreties of skeletal muscle in situ. J.Appl.

Physiol. 1:512-525(1949)

- 56) Springer.R:Untersuchungen über die Resistenz (die sogenannte Härte).menschlicher Muskeln, Zeitschr.f. Biolog. 63:201-222(1914)
- 57) 杉 晴夫:滑り説の現状と問題点.新生理学体系4筋肉の生理学, 富田忠雄,杉 晴夫編.pp202-220,医学書院:東京(1986)
- 58) 鈴村宣夫,池谷和夫:生体表面からみた機械インピーダンスについて.人間工学 7:117-123(1971)
- 59) 高木 洋,笠原 哲,沖野雅美,平林 洵,富田 豊,堀内敏夫:肩凝りと筋肉の弾性率.医用電子と生体工学 22:46-52(1984)
- 60) 高橋興威:骨格筋に関する最近の研究.生物科学 40:140-147 (1988)
- 61) 高谷 治,赤塚孝雄:複合材料としての生体の力学的特性.日本機械学会誌 71:855-859(1968)
- 62) 高谷 治,赤塚孝雄:生体の硬さの臨床的測定法.計測と制御 14:281-292(1975)
- 63) 谷江和雄:硬さ認識アルゴリズム.計測と制御 14:268-274 (1975)
- 64) 館野喜一郎:作業の筋の堅さに及ぼす影響.第四回体育研究会会

誌:34-40(1932)

- 65) 寺澤正男:硬さのおはなし.pp.29-48,日本規格協会:東京(1981)
- 66) 暉峻義等,江田周三:生体に於ける筋の堅さの研究.労働科学研究  
4:291-356(1927)
- 67) 塚原 進:筋コンプライアンス計.医用電子と生体工学 1:233-  
235(1963)
- 68) 山田 弘治,株式会社島津製作所:硬度計.実用新案公報 昭61-  
36913:129-130(1986)
- 69) Yamaguti, M., Nakayama, Y. Nishikawa, J.: Studies on exercise  
and an elastic protein "Conectin" in hindlimb muscle of  
growing rat. Jap. J. Physiol. 35:21-32(1985)
- 70) 吉川純生:皮膚の力学的挙動と計測法.計測と制御 14:254-262  
(1975)

# Fundamental study of the evaluation of the stiffness in human muscle

Mitsuyoshi MURAYAMA

## Summary

The purpose of this study was to investigate the methods of evaluation of muscle stiffness. The dynamic method, which evaluates muscle visco-elasticity, was combined with the static indentation method, which correlate with human tactile determination of stiffness. Subjects were 11 healthy male adults and stiffness in triceps surae muscle was investigated. The following experiments were performed:

1) Investigation was made with regard to the displacement value and relationship between load and displacement. Tomograms utilizing Magnetic Resonance Imaging (MRI) scans were used in order to investigate the relationship between muscle stiffness values and the constitution of the internal tissues.

2) The relationship between muscle response force and differential force in dynamic loading of fixed displacement indenting and indenting speed was investigated.

3) Investigation of the changes of muscle stiffness in a single day, comparing the normal pattern of muscle condition during the day (no task condition) with the experimental condition where a fatigue task was performed at 20% Maximum Voluntary Contraction(MVC). Measurements were made in an initial resting situation and then at periodic intervals during the 30 minute recovery time after performing the task.

The experimental results were as follows:

a) The relationship between load and displacement was non-linear and displacement values were different for each measured point and subject. Displacement values with 1500g/cm<sup>2</sup> load for each subject were 20-30mm. According to the MRI scans, highly significant correlations ( $p < 0.01$ ) were obtained between small loads and cross-sectional areas (CSA) of occupied hypodermic tissue. Significant correlations were also obtained between large loads and total CSA, CSA of occupied muscle and tissue circumference for each measured point.

b) Differential force of muscle was shown to be proportional to visco-elastic changes of response force and indenting speed(or indenting time)in dynamic loading. Response force was not related to indenting speed.

c) Muscle stiffness indicated a slight change during a single day but maintained a regular level through a range of changes and the whole relation among points and subjects did not change. After a 20% MVC task, muscle stiffness immediately increased from it's initial value, then decreased to the pre-task level during the recovery time.

According to these experiments, it is suggested that the fixed displacement indentation method which measures differential force in dynamic loading can be a useful method for investigation of stiffness and visco-elasticity of muscle.

Table 1. Correlation coefficients between displacements with static loading and parameters measured by MRI scan (see Fig.2-6.).

a:coefficient of regressional equation,  $Y=aX^b$

b:constant of regressional equation,  $Y=aX^b$  (Y:displacement,X:load)

(n=15)

MRI parameter	displacement corresponded load(X)				Y = aX <sup>b</sup>	
	X= 200g/cm <sup>2</sup>	X= 500g/cm <sup>2</sup>	X=1000g/cm <sup>2</sup>	X=1500g/cm <sup>2</sup>	a	b
①	0.3493	0.4619	0.5894*	0.6723**	0.1988	0.0774
②	0.2744	0.3754	0.4957	0.5783**	0.1681	0.1363
③	0.1602	0.2706	0.4087	0.5101	0.0516	0.2582
④	-0.0397	-0.1147	-0.2068	-0.2750	0.0546	-0.1969
⑤	0.4881	0.5829*	0.6833**	0.7403**	0.3654	-0.0639
⑥	0.4171	0.5244*	0.6433**	0.7173**	0.2772	0.0244
⑦	0.6608**	0.6383**	0.5818*	0.5109	0.6776**	0.5537*

\*:p<0.05, \*\*:p<0.01

①:circumference,

②:length of tissue from measure point to end,

③:length of tissue from measure point to tibia,

④:length of hypodemic tissue,

⑤:cross-sectional area of all tissue,

⑥:cross-sectional area of occupied muscle,

⑦:cross-sectional area of occupied hypodemic tissue,

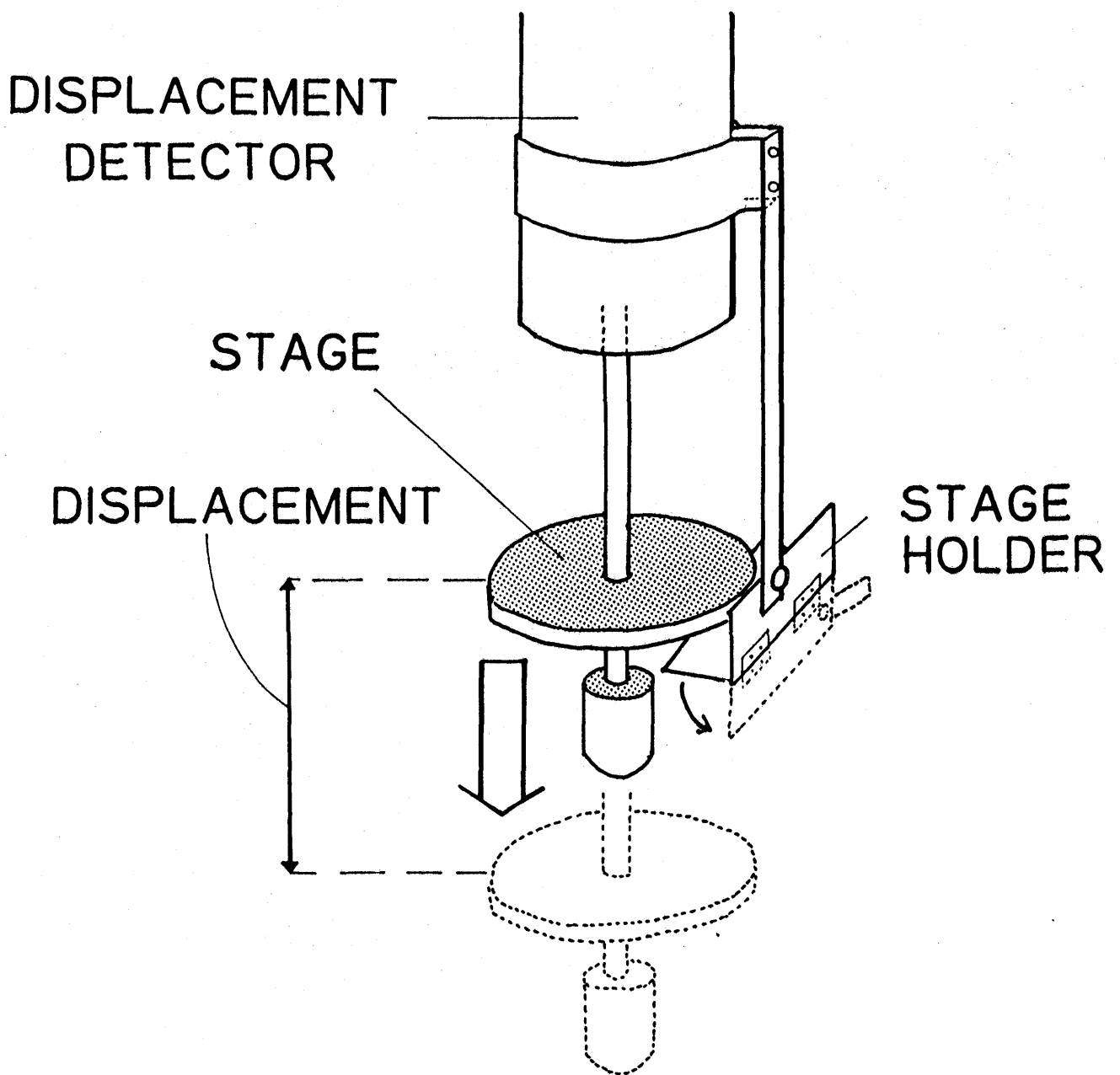


Fig.1-1. Schematic diagram of displacement detector with static loading.

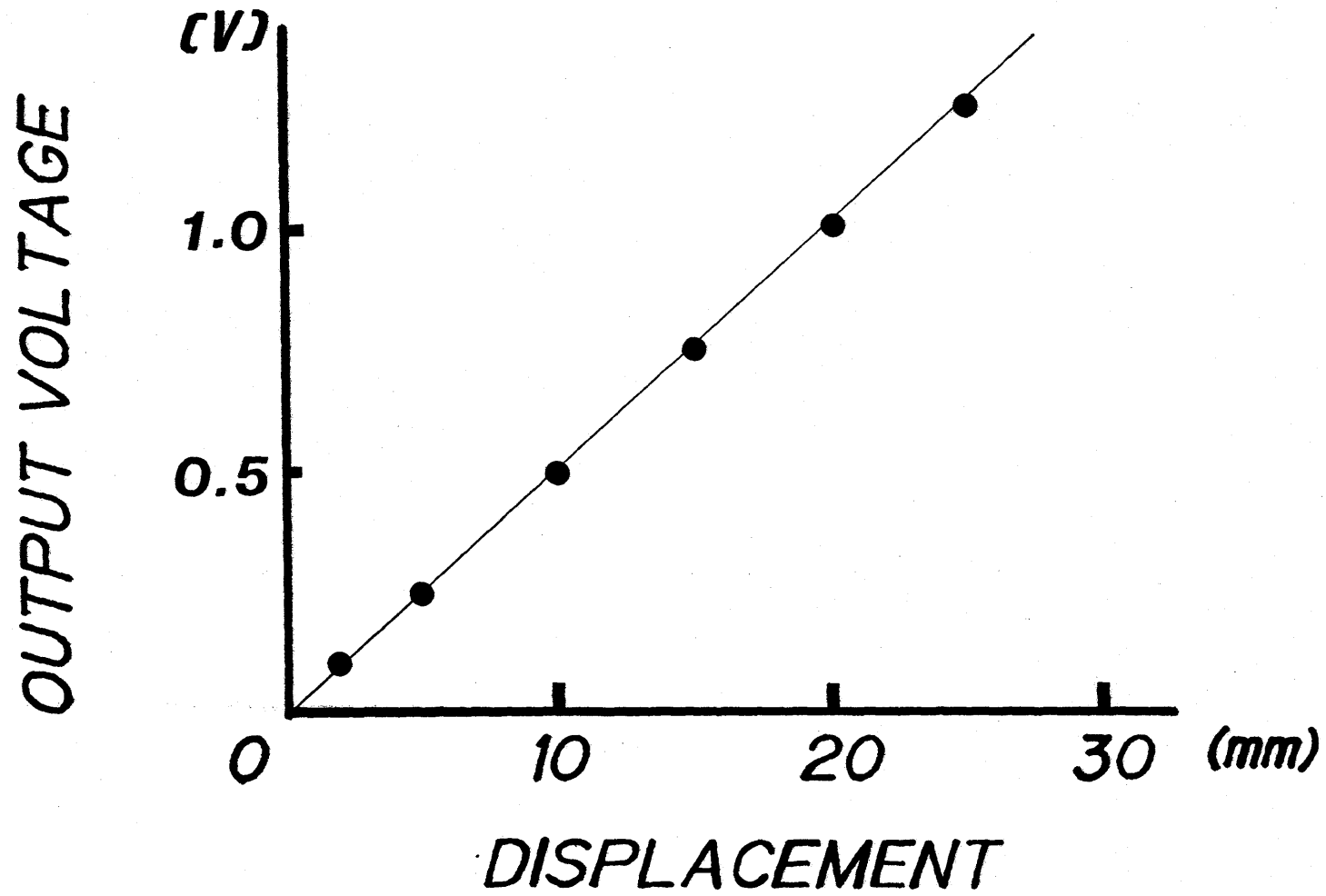


Fig.1-2. The relation between displacement and output voltage of displacement detector.



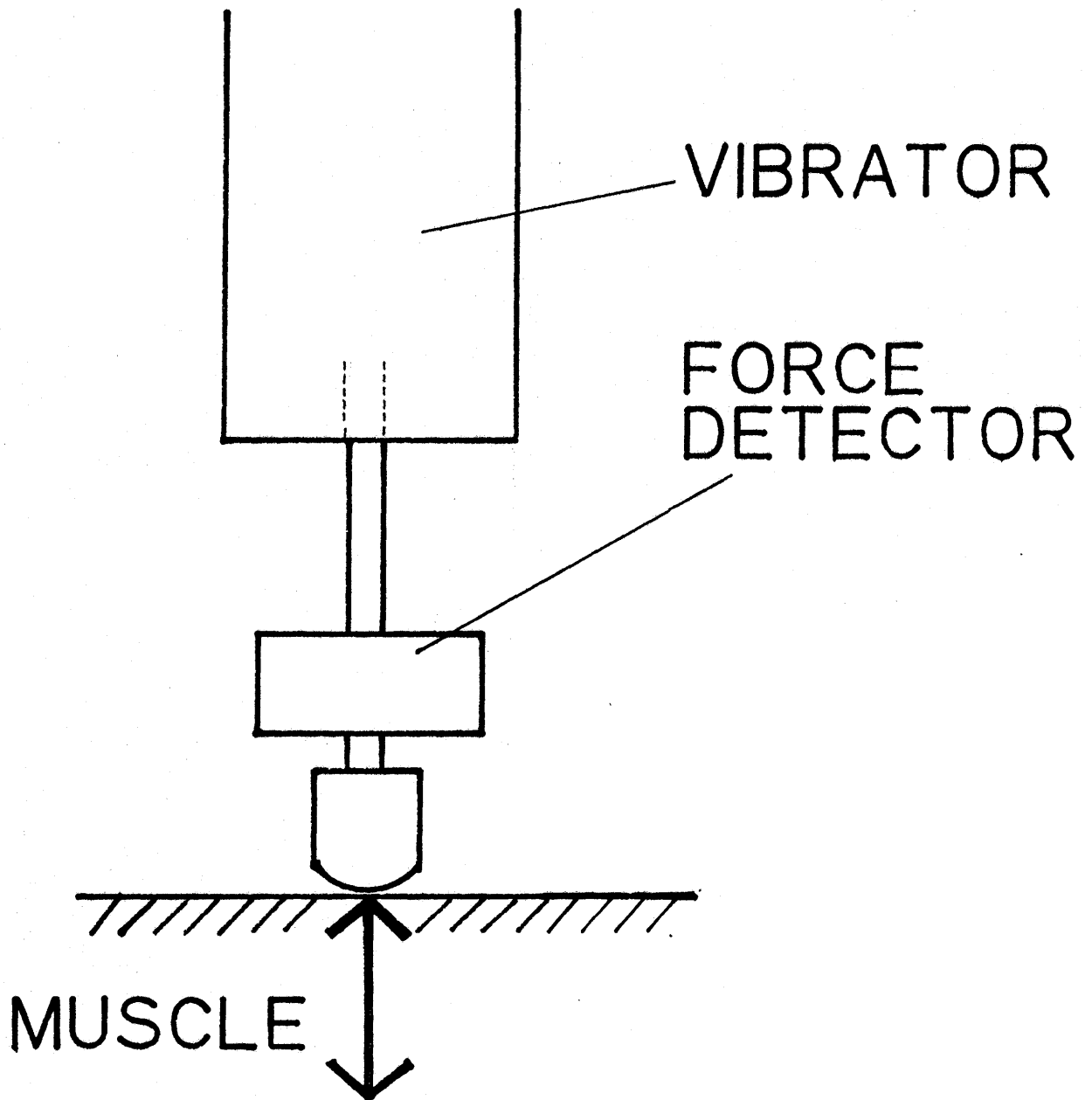


Fig.1-3. Schematic diagram of vibrator and force detector of mechanical stimulator.

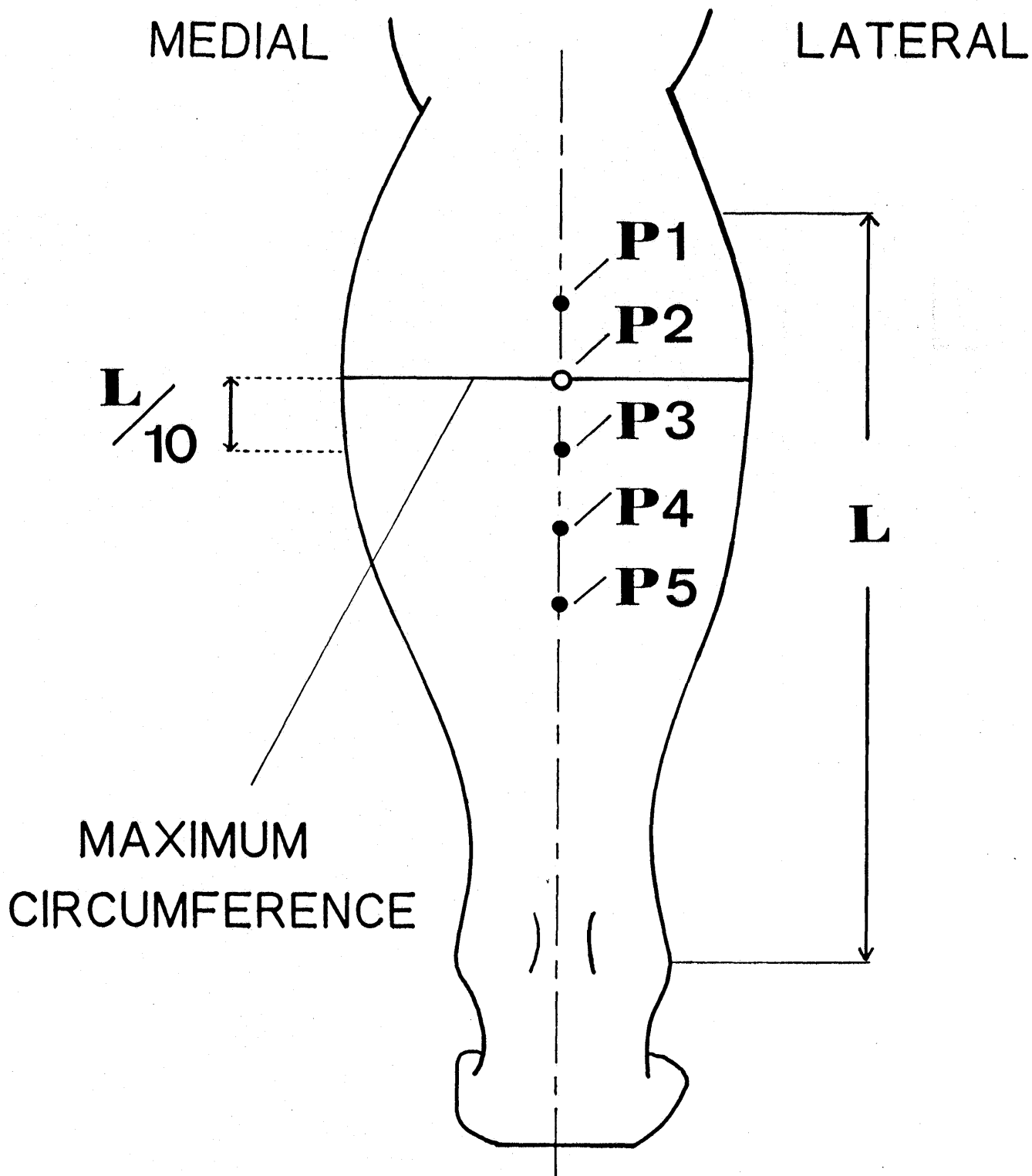


Fig.1-4. Schematic diagram of measured point in triceps surae muscle.

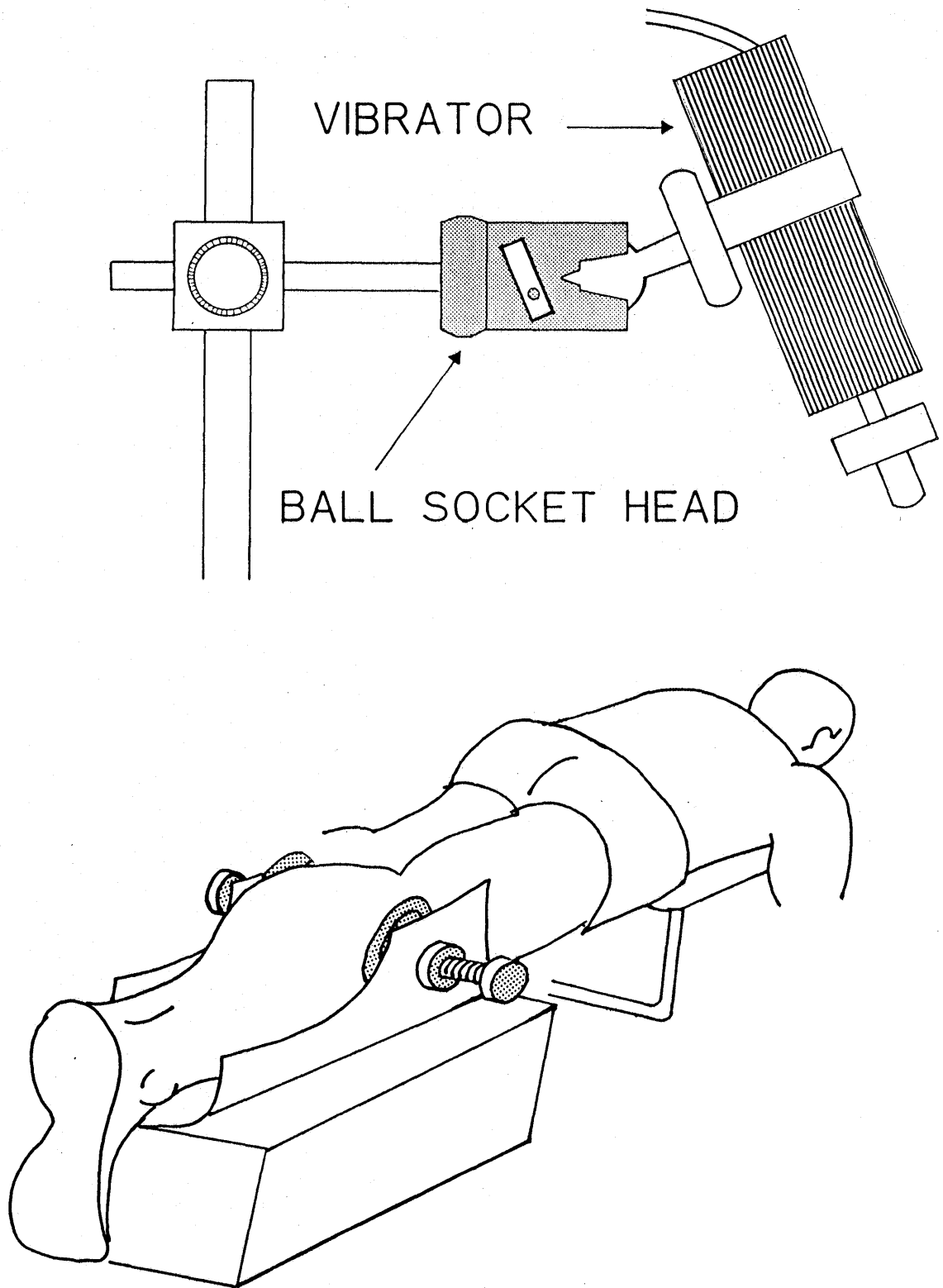


Fig.1-5. Schema showing the posture of subjects and vibrator attached on the ball socket head.

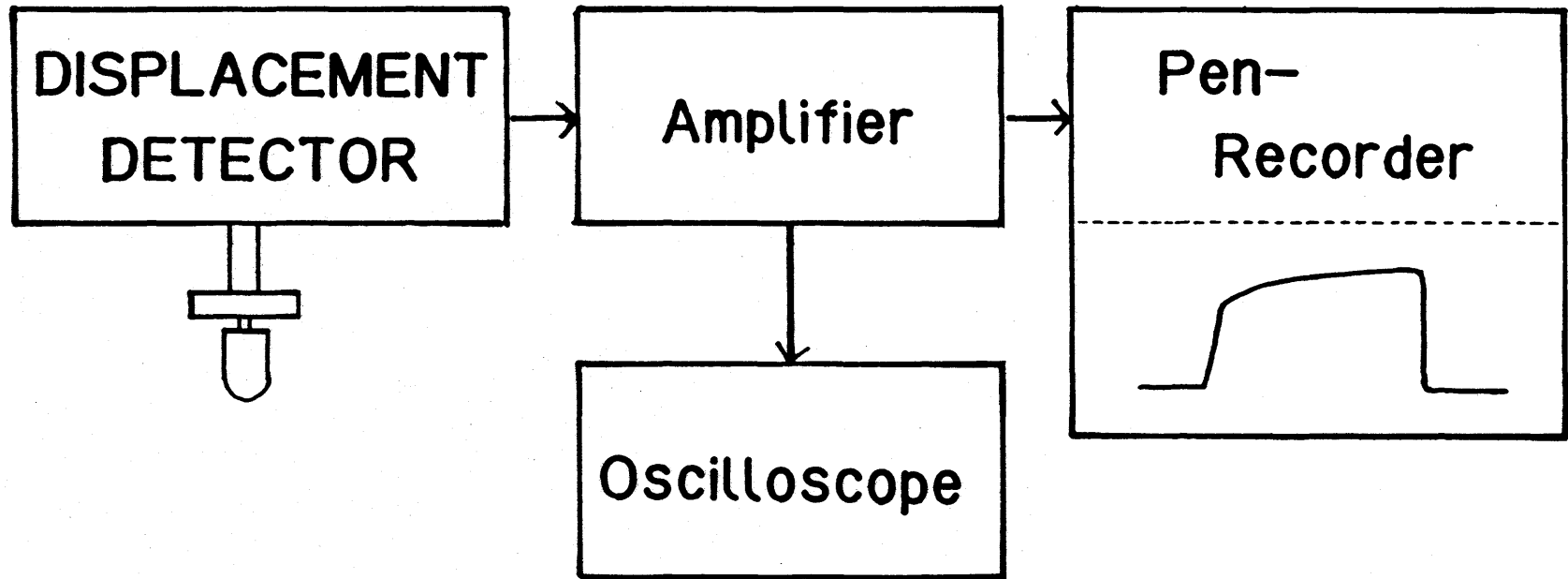


Fig.2-1. Block diagram of measurement system of static loading.

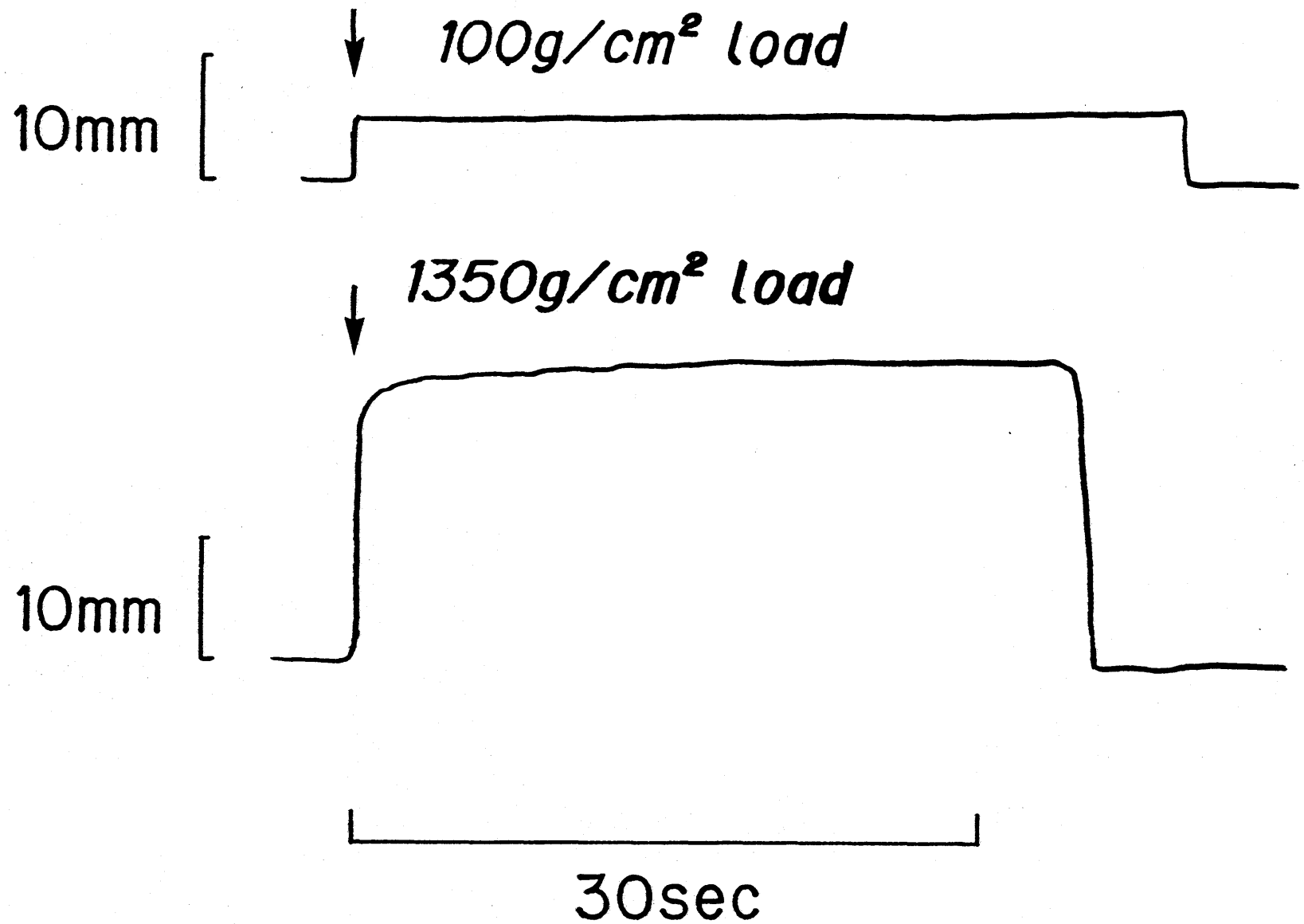


Fig.2-2. Typical example of a recording of displacement with static loading.  
Upper drawing:100g/cm<sup>2</sup> load,Lower drawing:1350g/cm<sup>2</sup> load.

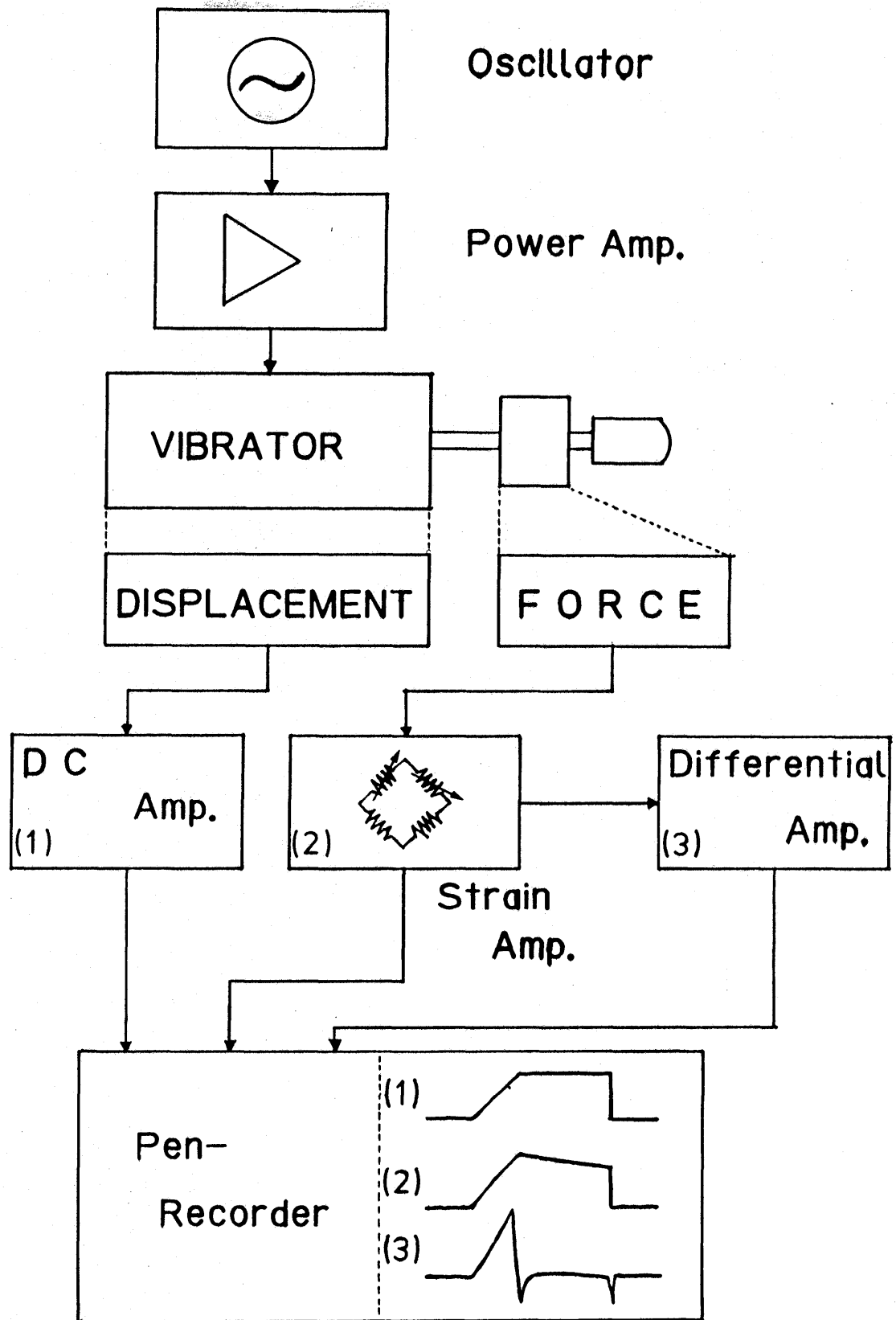


Fig.2-3. Block diagram of measurement system of dynamic loading.

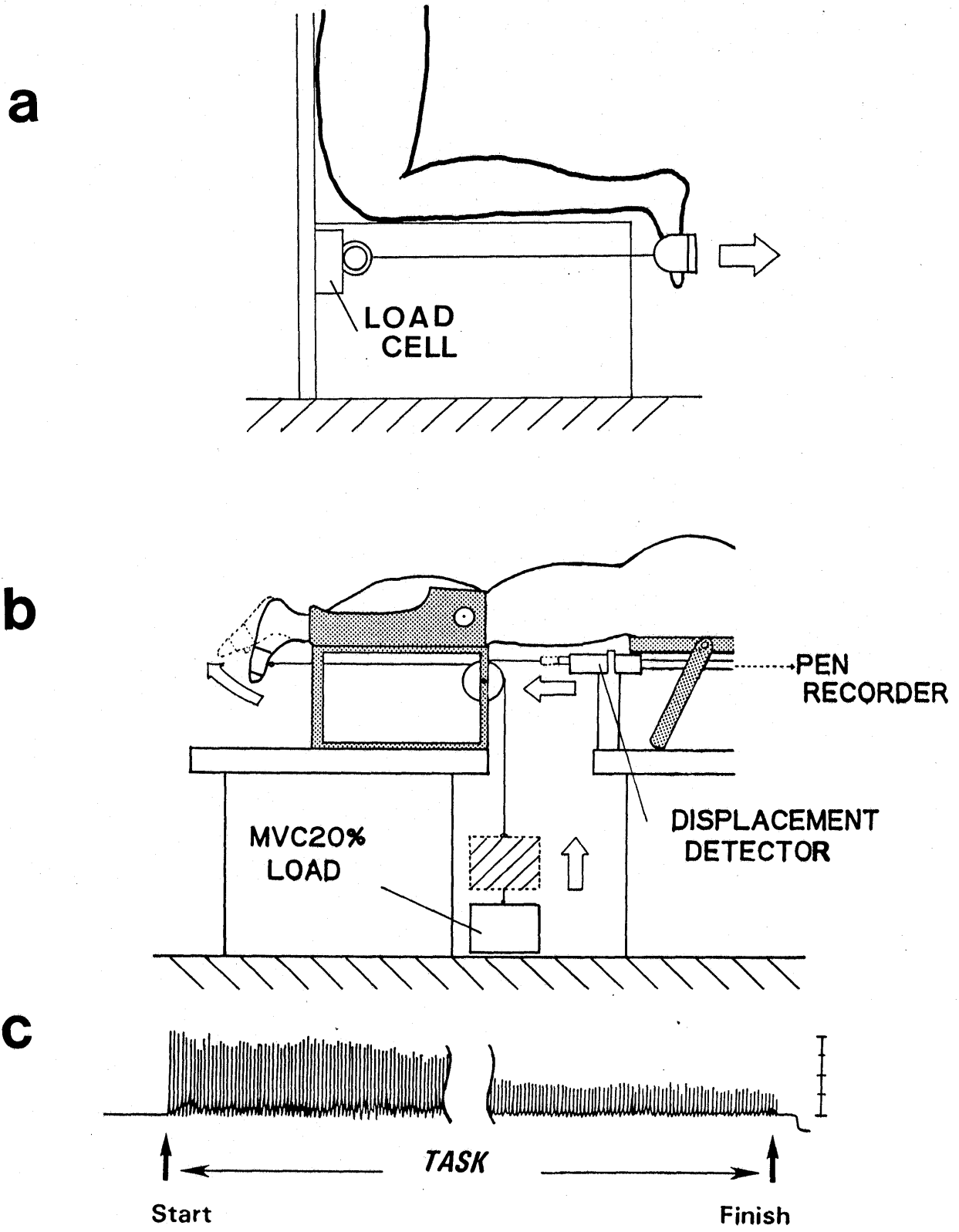
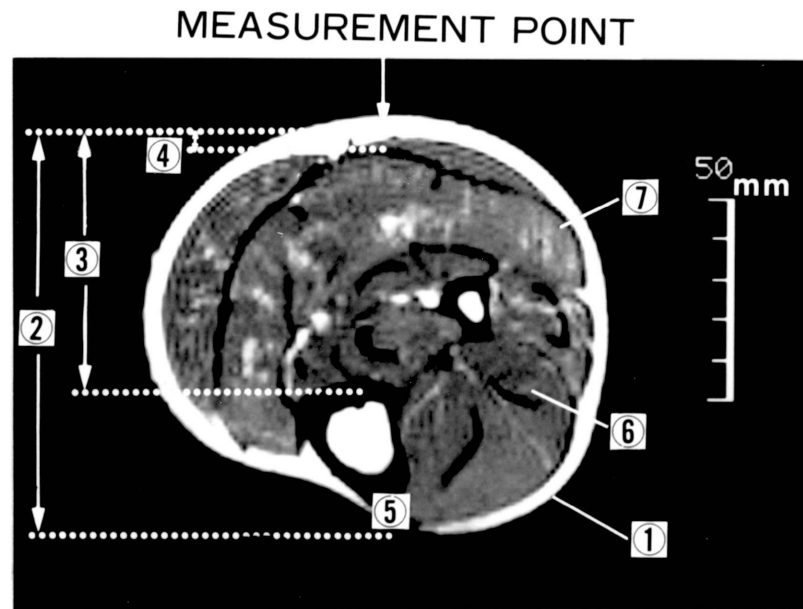


Fig.2-4. Diagram of the arrangement of experiment fatigue task.  
 a:Method of measurement of maximum voluntary contraction (MVC) of triceps surae muscle.  
 b:Schematic diagram of experiment fatigue task with 20%MVC.  
 c:Typical example of a recording in displacement detector of fatigue level.



- ① : circumference,
- ② : length of tissue from measure point to end,
- ③ : length of tissue from measure point to tibia,
- ④ : length of hypodermic tissue,
- ⑤ : cross-sectional area of all tissue,
- ⑥ : cross-sectional area of occupied muscle,
- ⑦ : cross-sectional area of occupied hypodermic tissue,

Fig.2-5. Photograph of transverse section at lower leg girth and parameter measured by MRI scan.



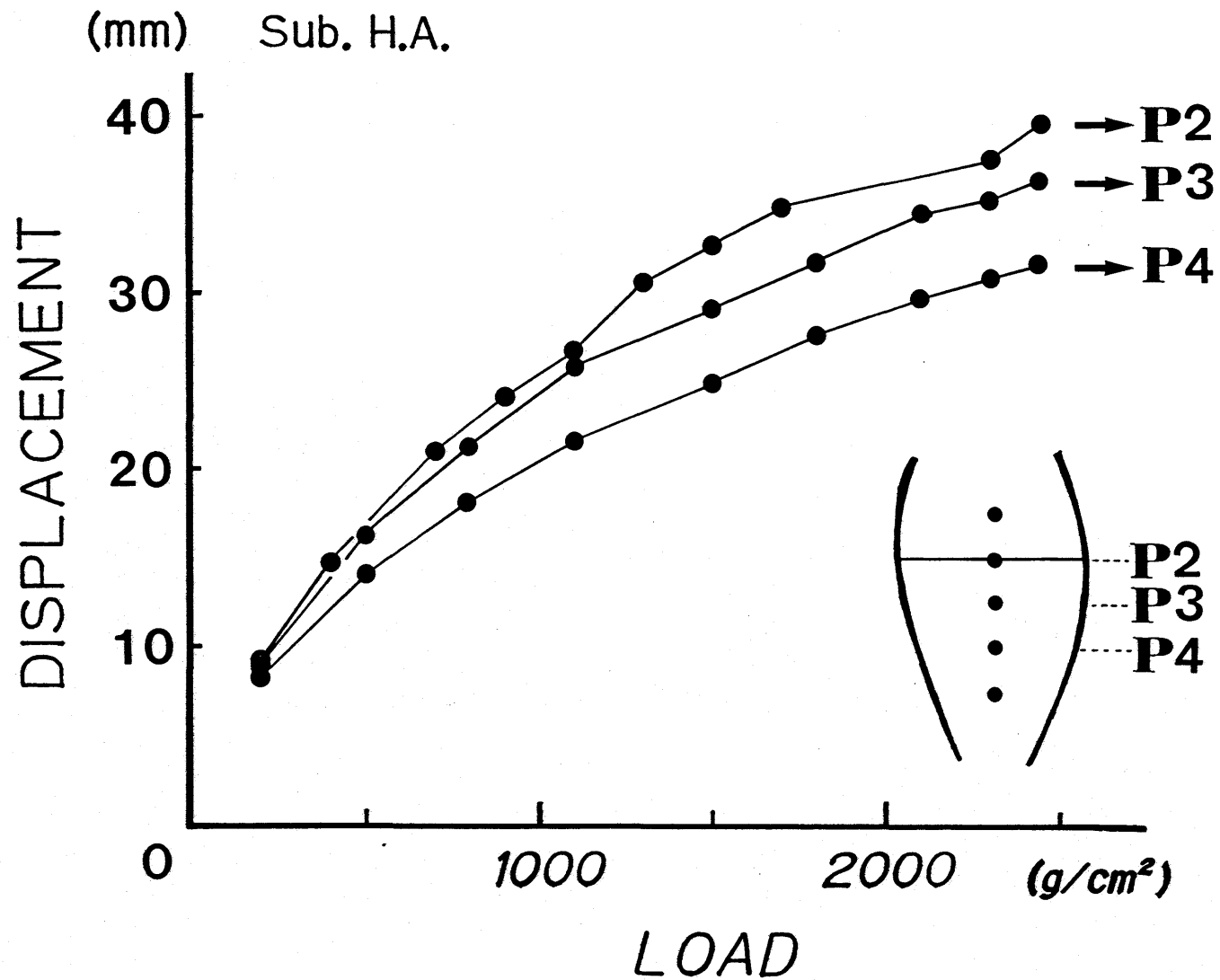


Fig. 3-1. Example of relation between static loading and displacement of different measure point, P2, P3 and P4.

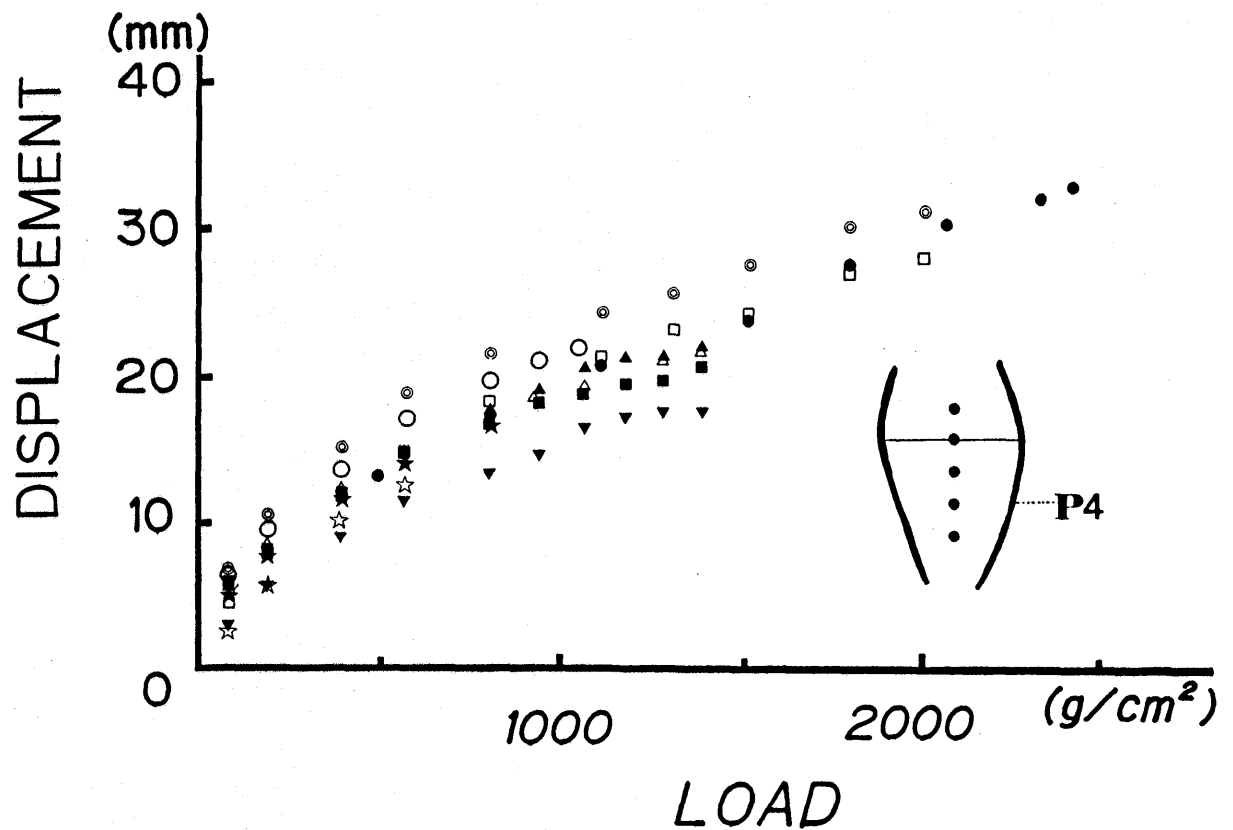
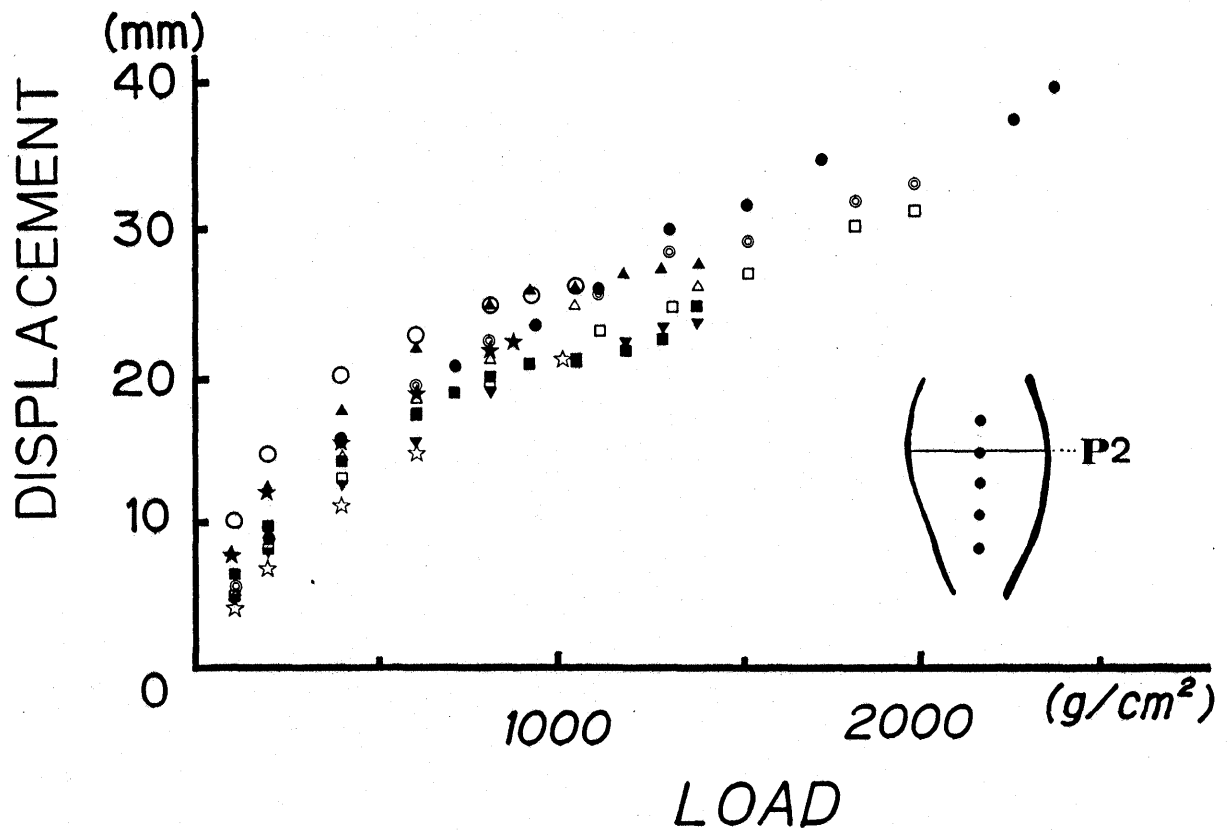


Fig. 3-2. Comparison of P2 and P4 of relation between static loading and displacement among ten subjects. Different symbols indicate different subjects.



Fig.4-1. Example of a recording of displacement, force and differential force with dynamic loading.

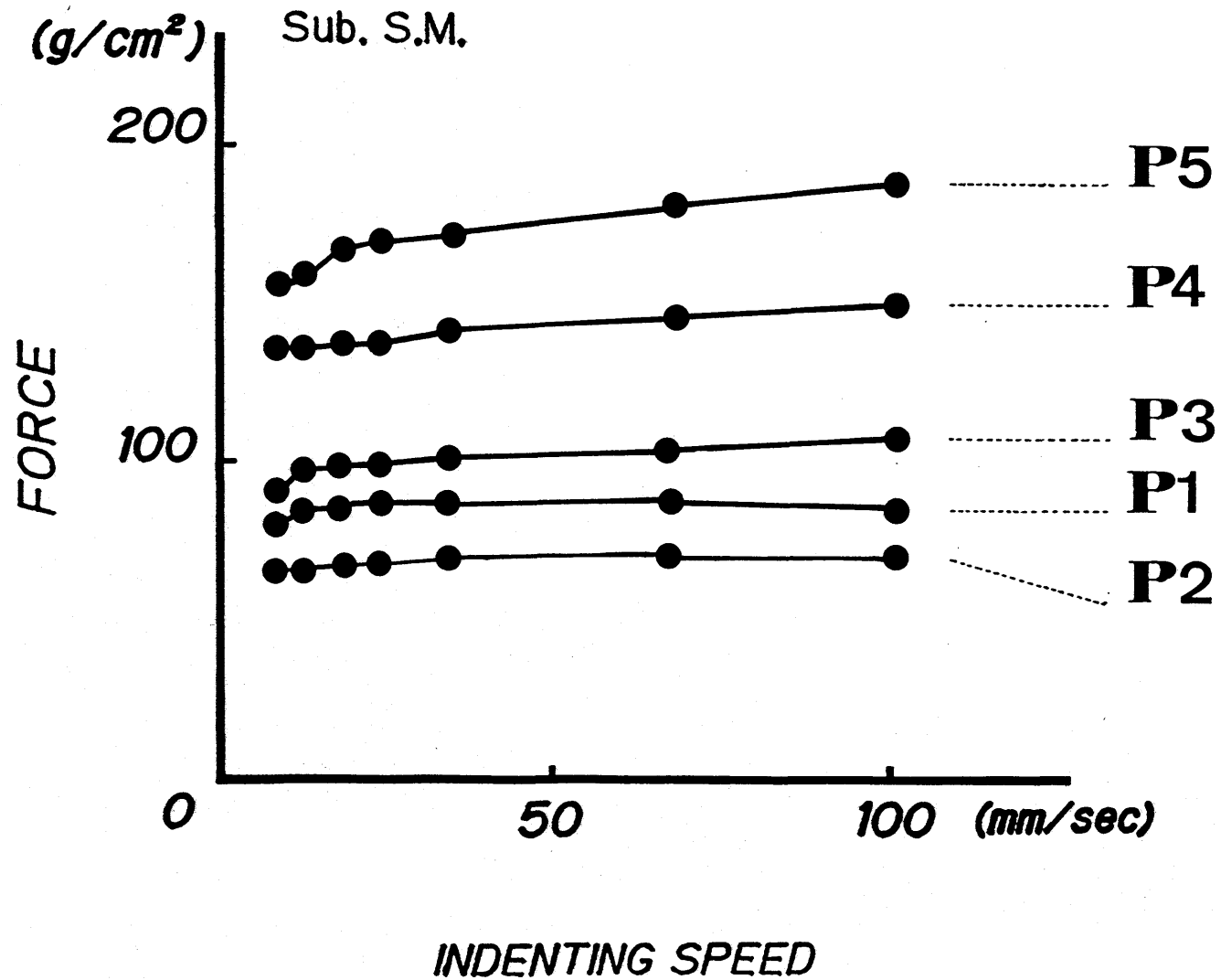


Fig.4-2. Example of relation between indenting speed and force of different measure points.

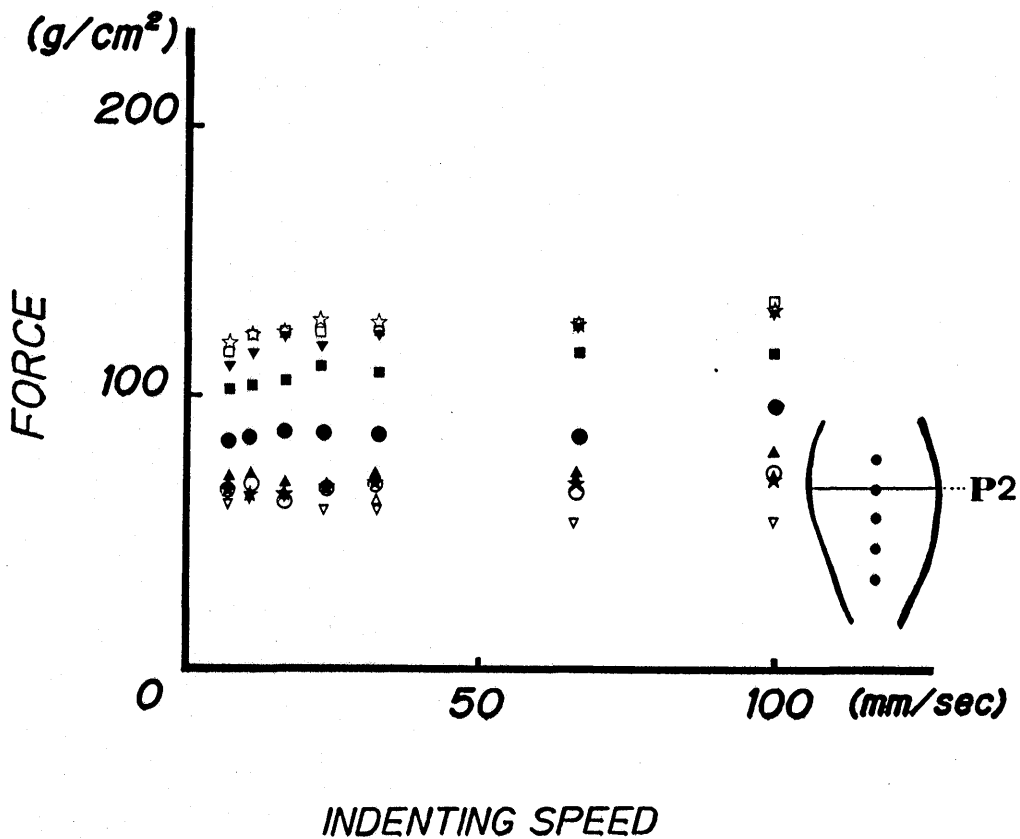
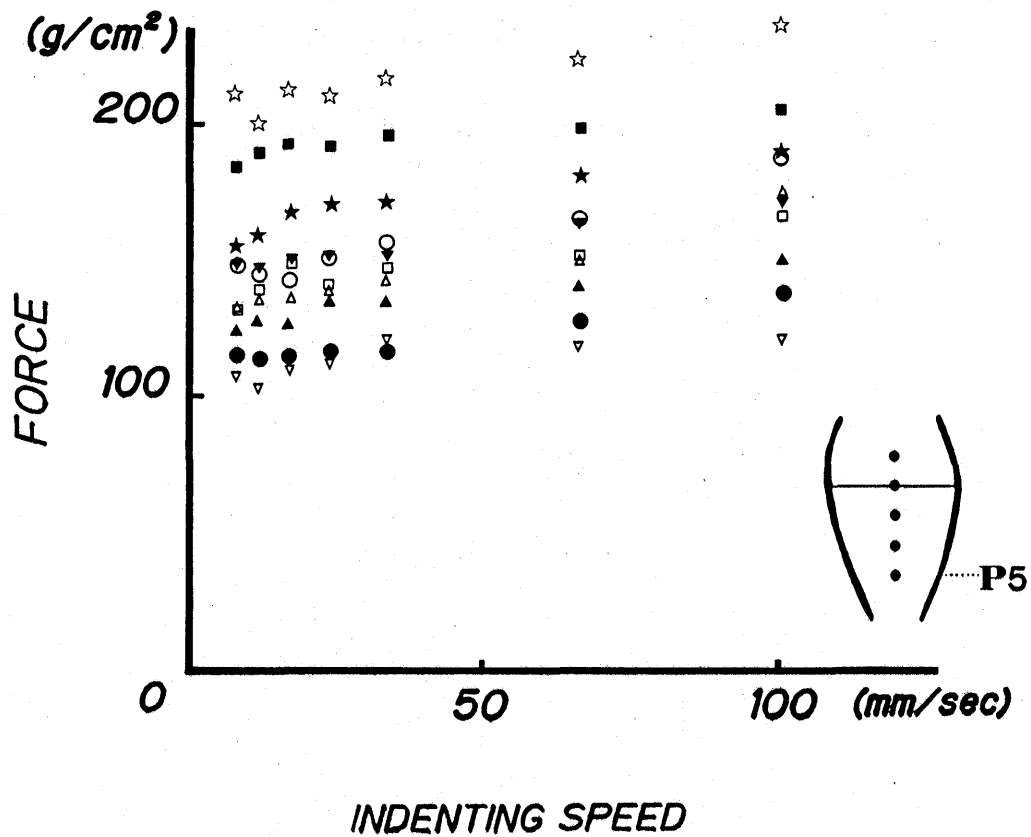


Fig. 4-3. Comparison of P2 and P5 of relation between indenting speed and force among ten subjects. Different symbols indicate different subjects.

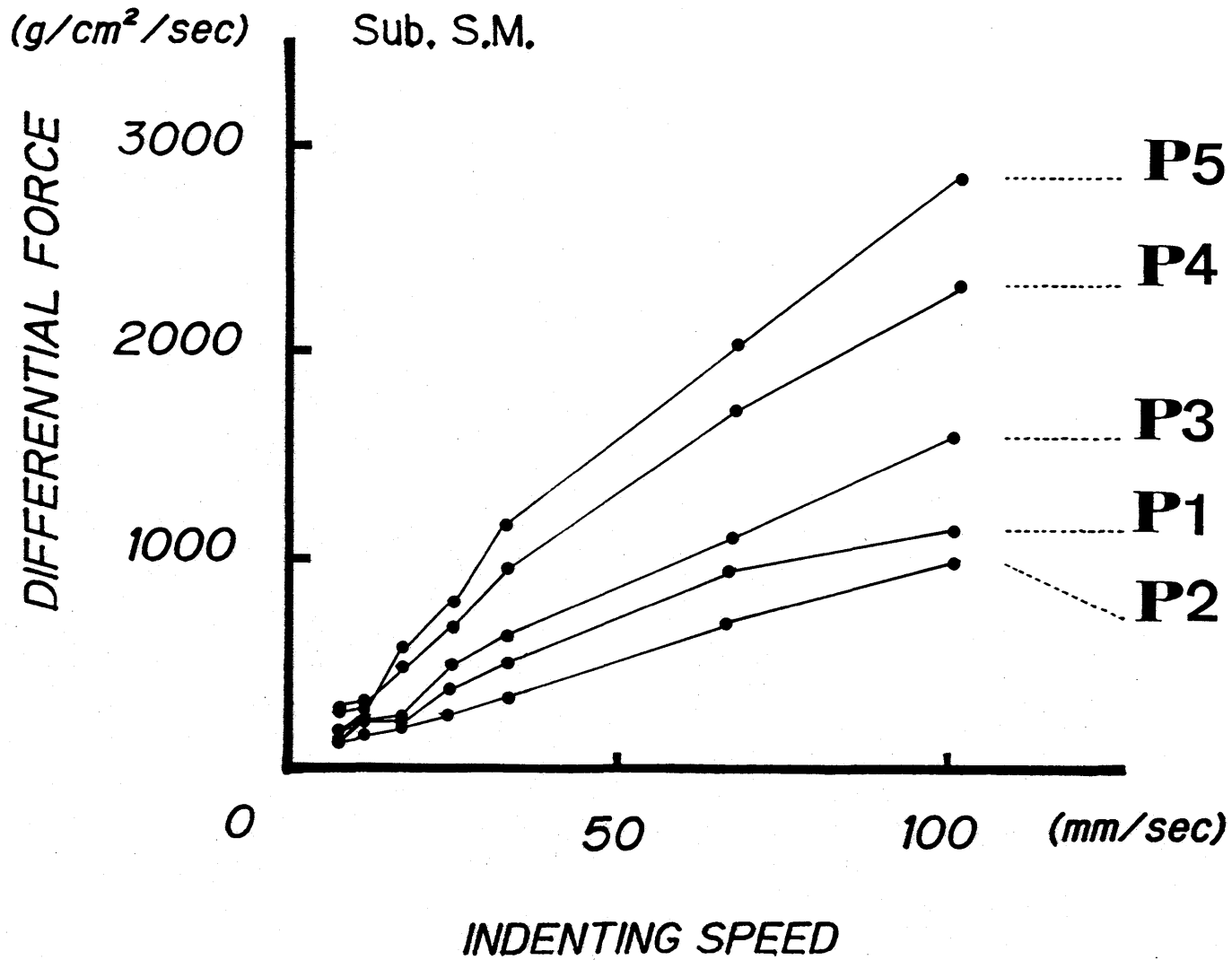


Fig.5-1. Example of relation between indenting speed and differential force of different measure point.

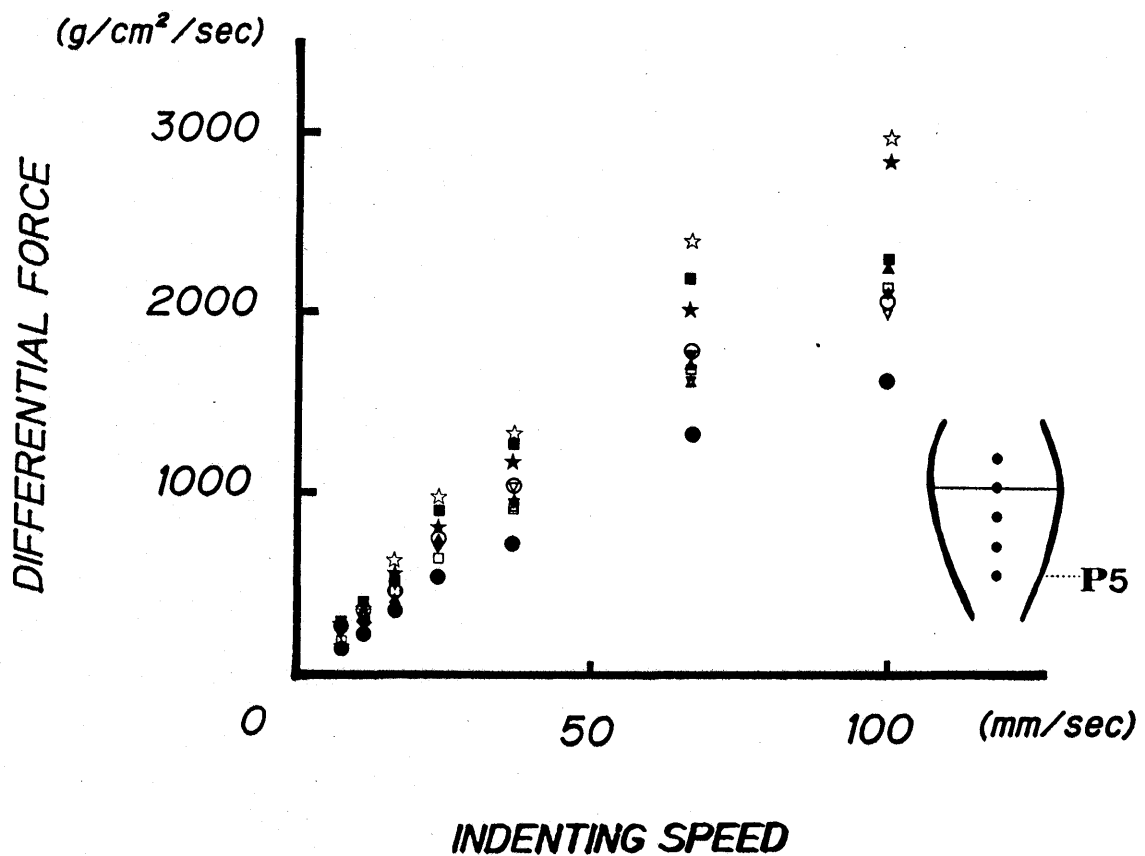
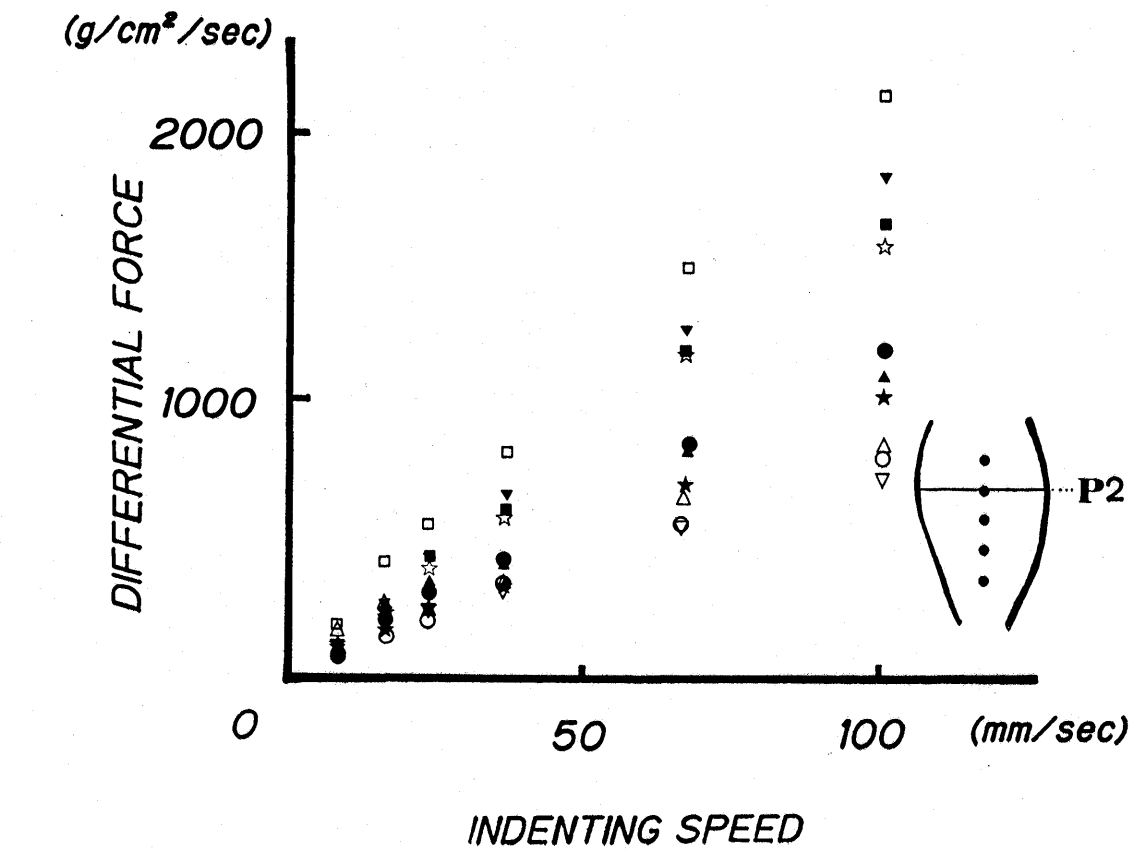


Fig. 5-2. Comparison of P2 and P5 of relation between indenting speed and differential force among ten subjects. Different symbols indicate different subjects.

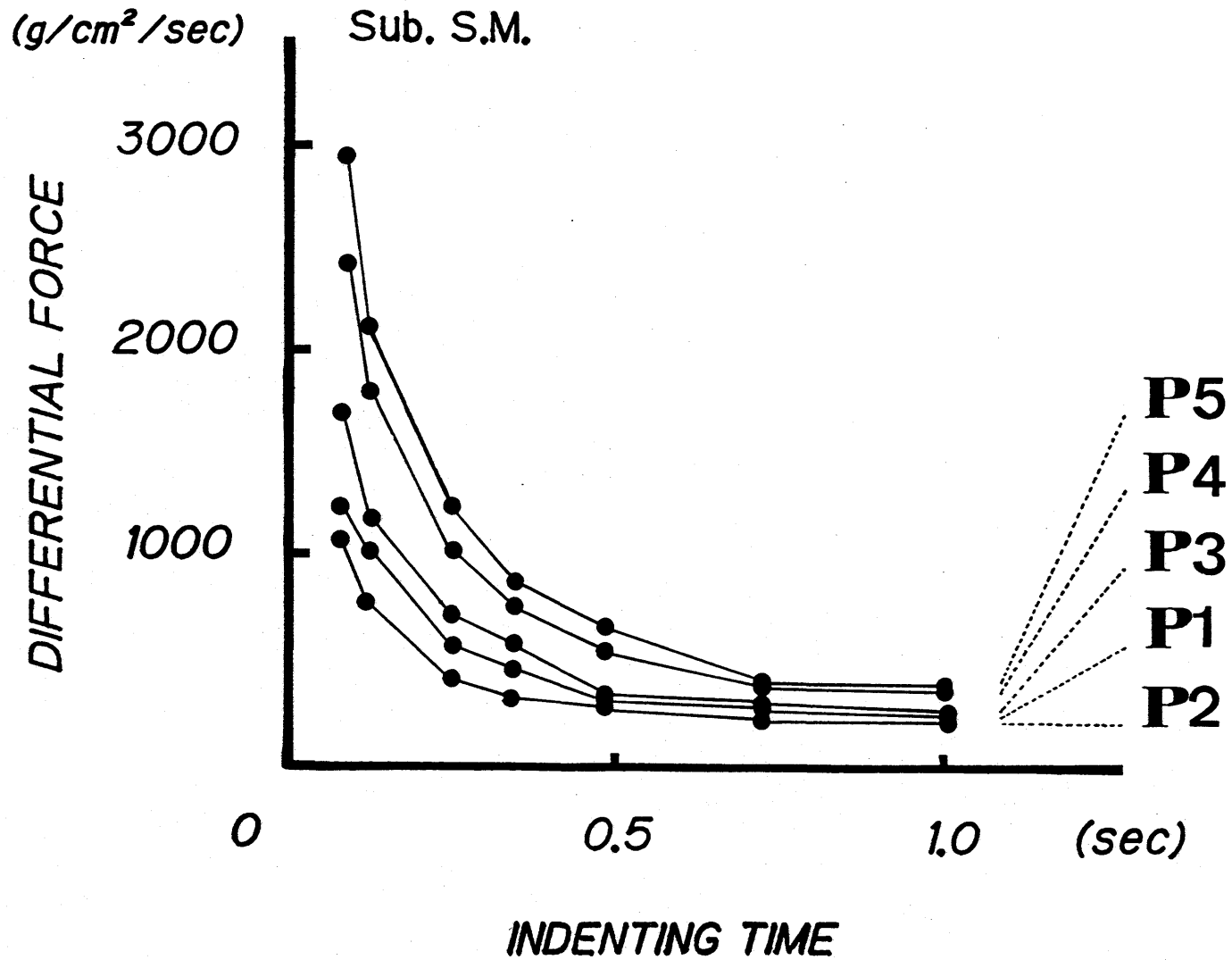


Fig.6-1. Example of relation between indenting time and differential force at different measure points.



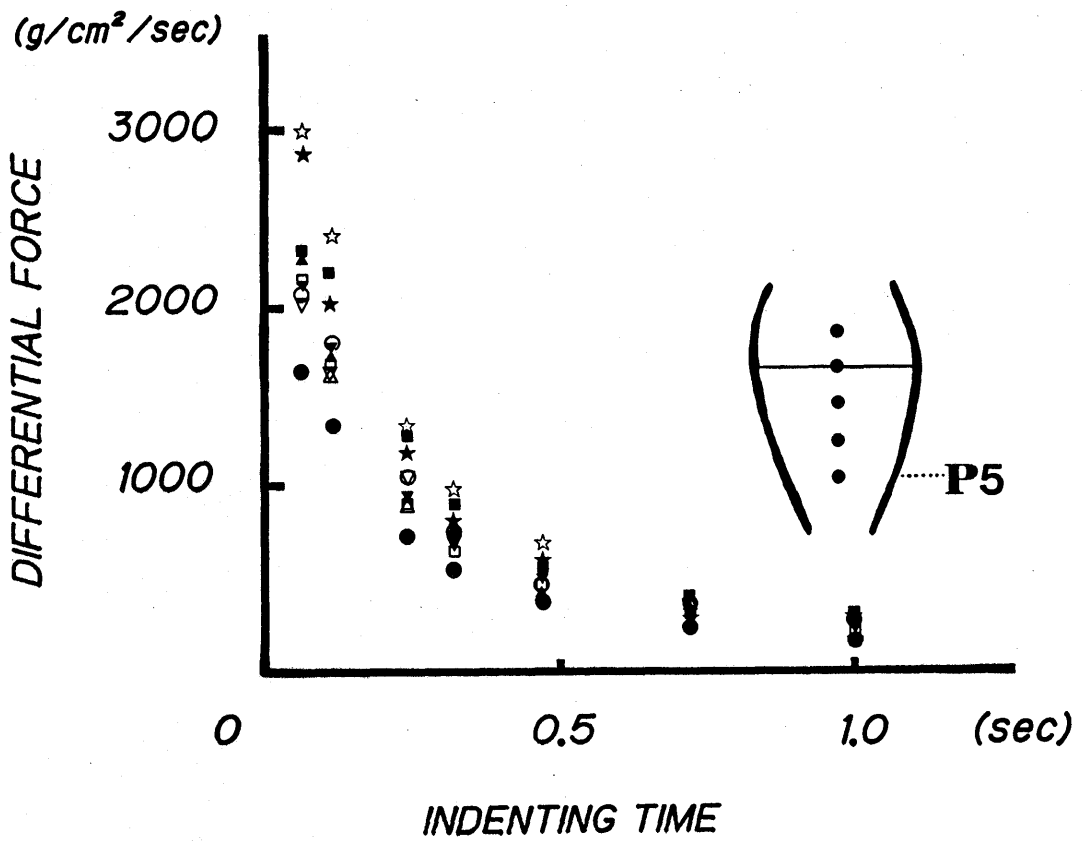
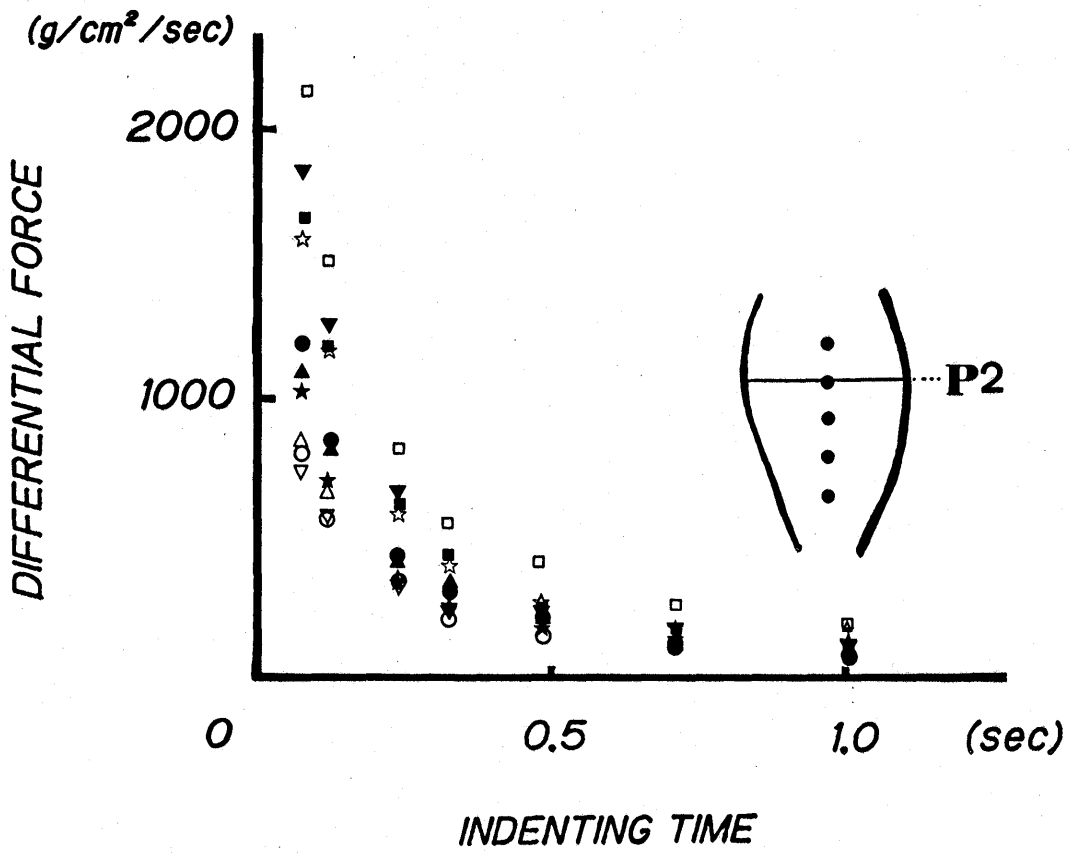


Fig.6-2. Comparison of P2 and P5 of relation between indenting time and differential force among ten subjects. Different symbols indicate different subjects.

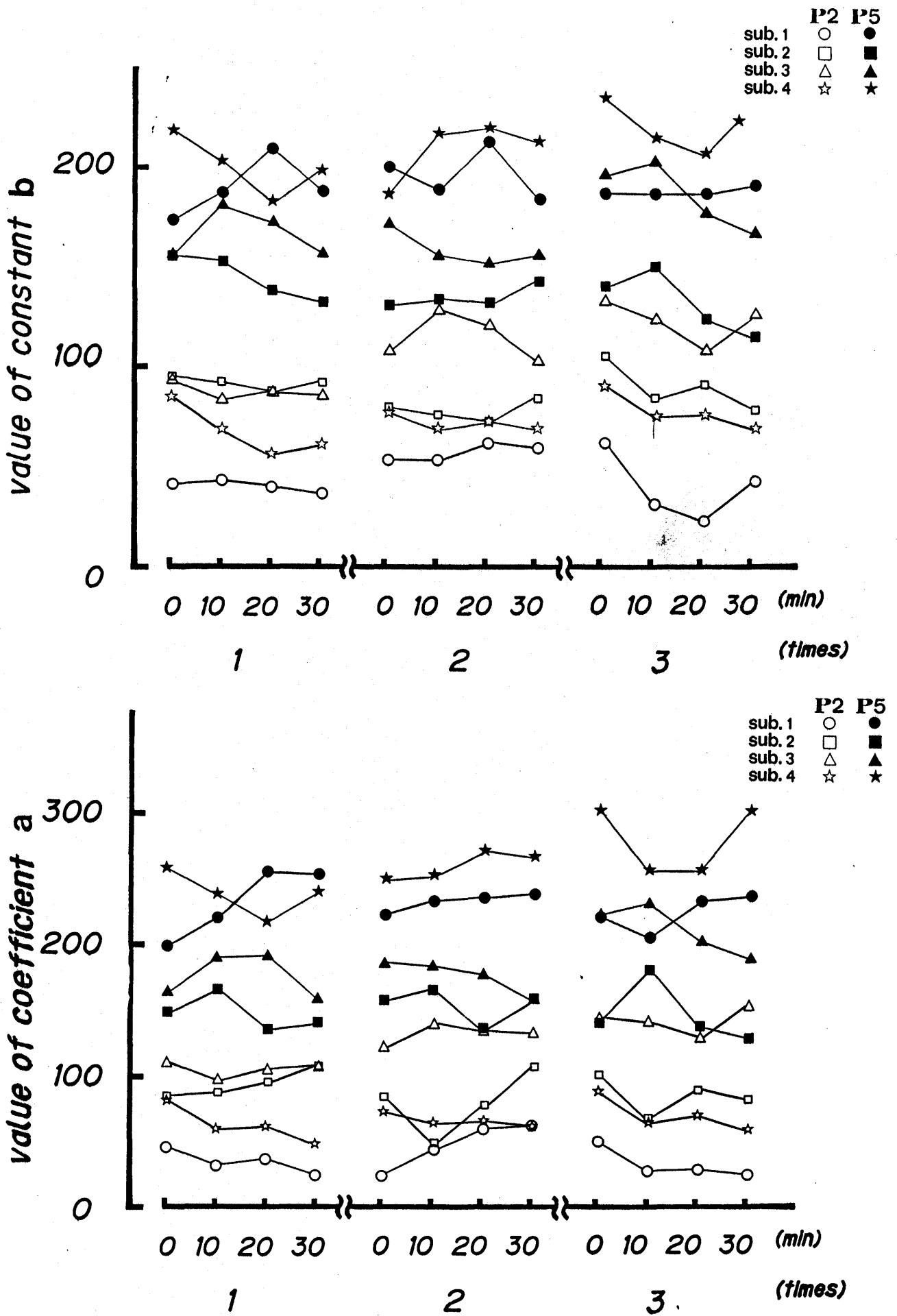


Fig. 7. The changes of force(constant,  $b$  of  $Y=aX+b$ ) and differential force(coefficient,  $a$  of  $Y=a/X+b$ ) with dynamic loading in a day. Different symbols indicate different subjects. white symbols: P2, black symbols: P5

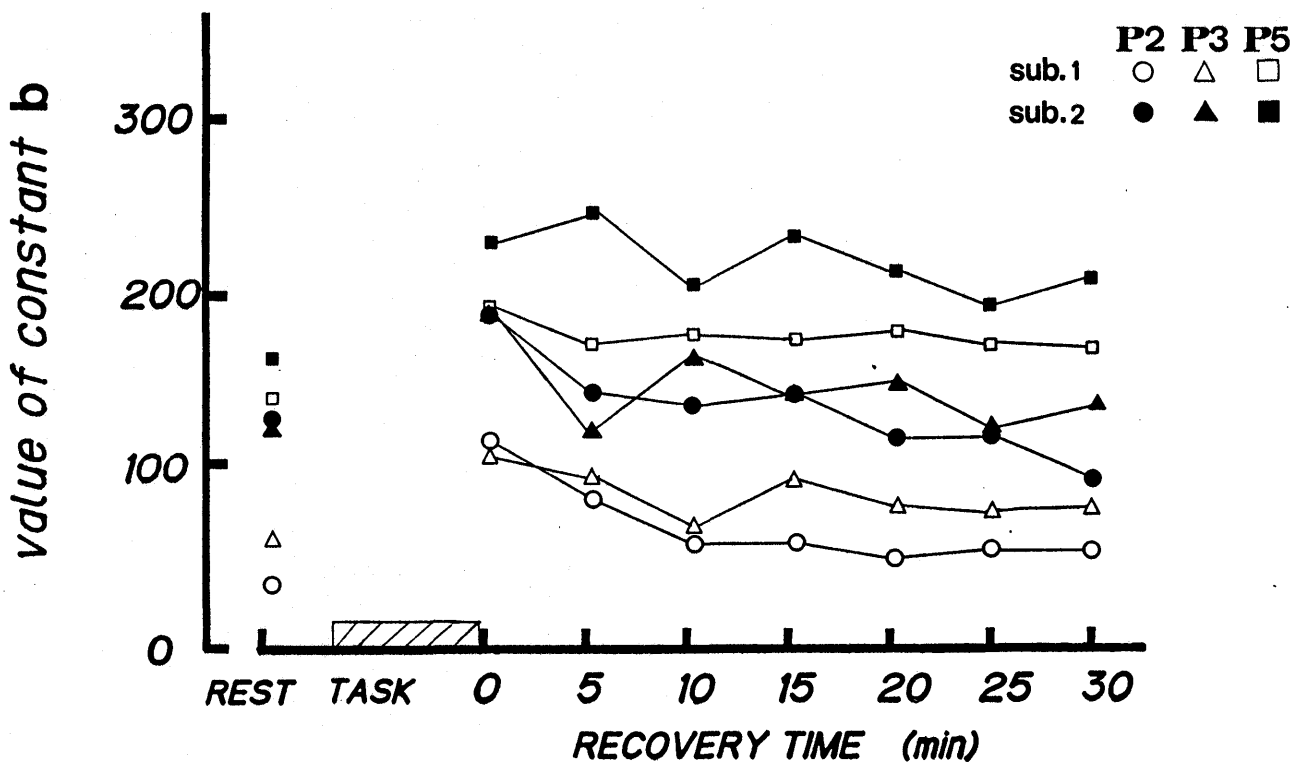
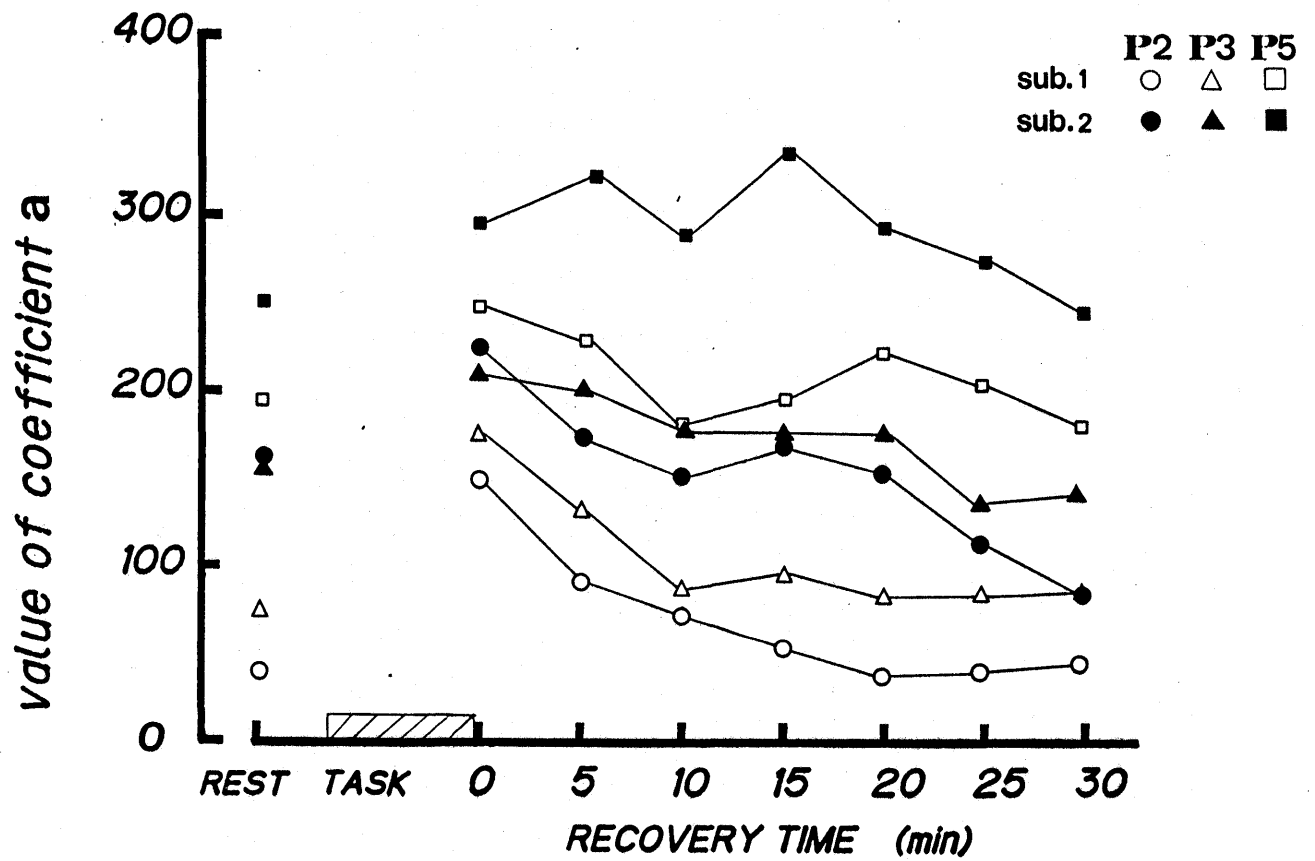


Fig. 8-1. The changes of force(constant, b of  $Y=aX+b$ ) and differential force(coefficient, a of  $Y=a/X+b$ ) with dynamic loading at rest and after 20%MVC-task. Different symbols indicate different measure points. white symbols: sub.1, black symbols: sub.2

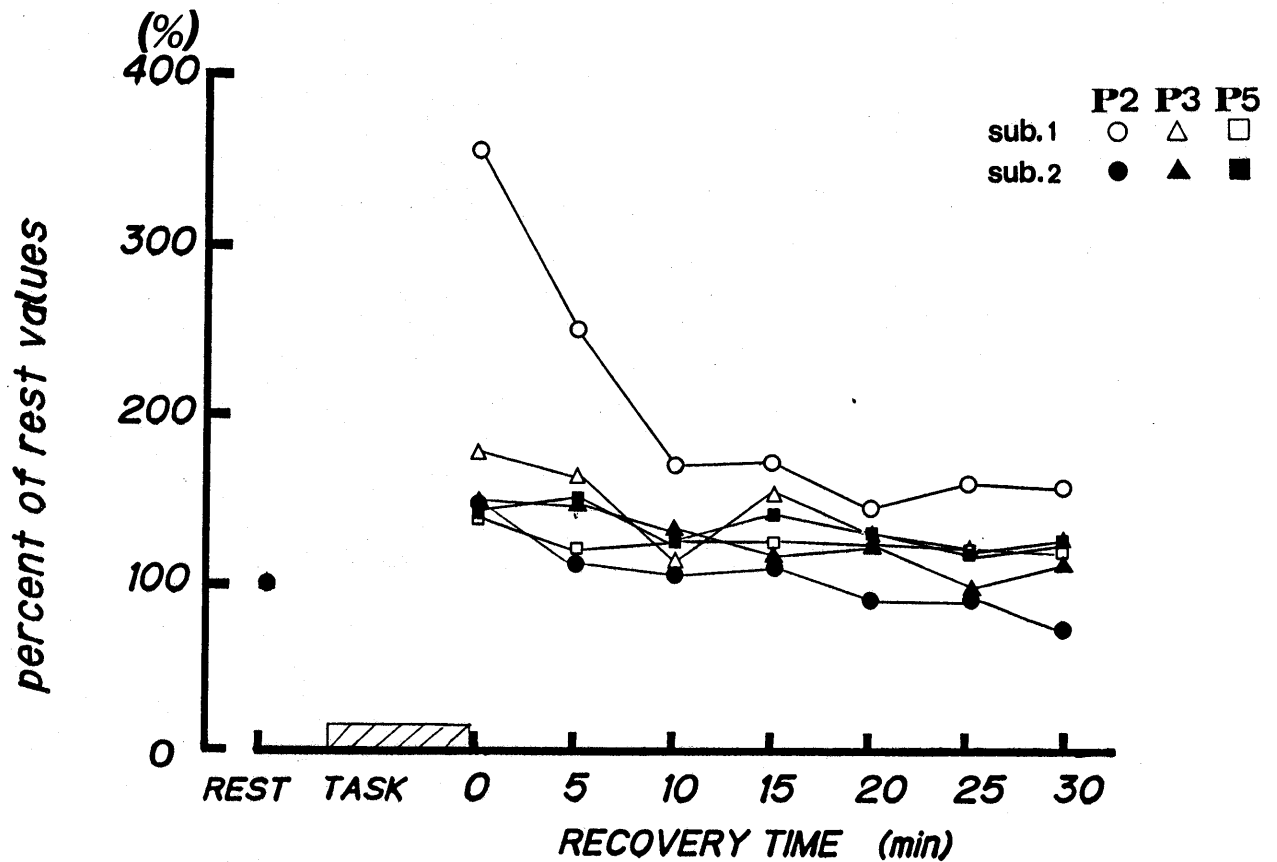
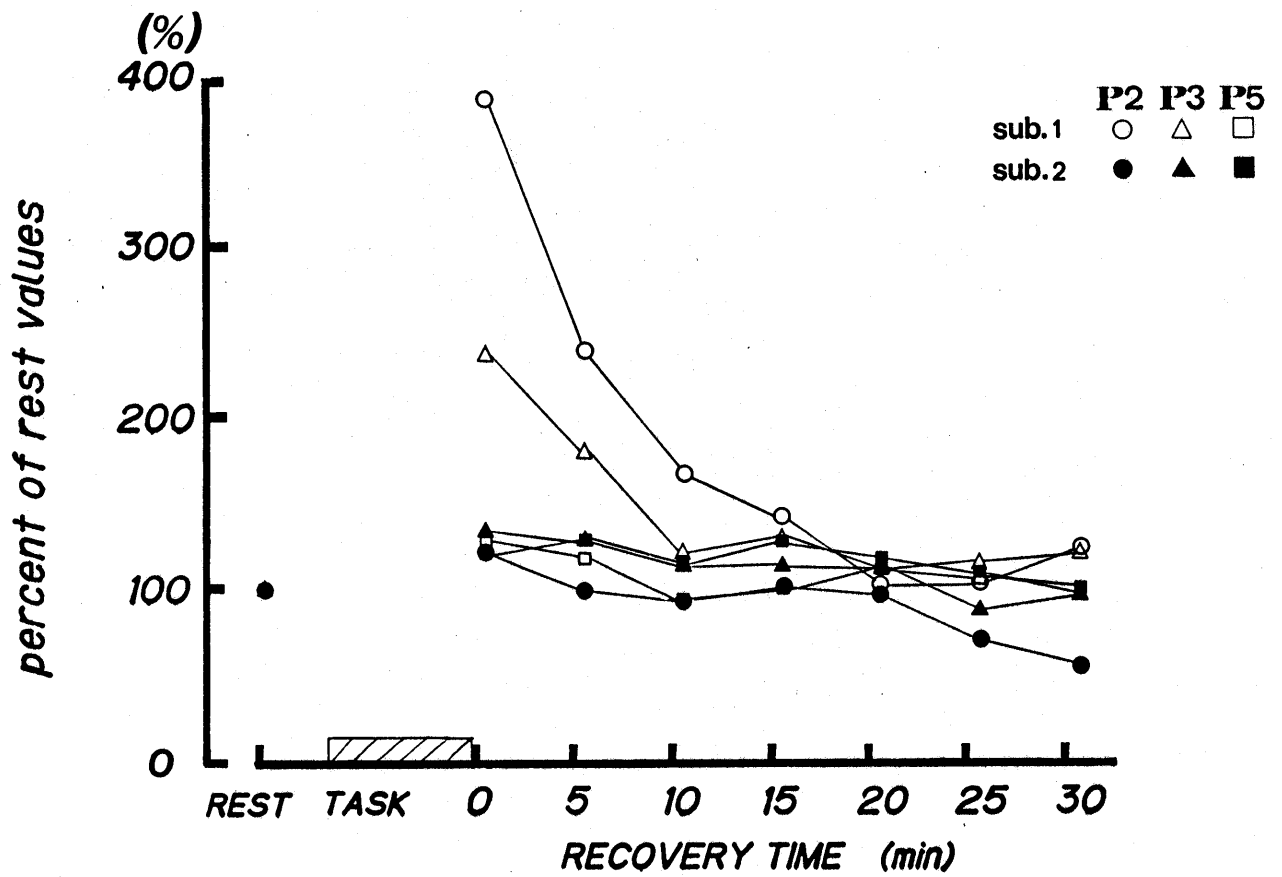


Fig.8-2. Percent changes of force(constant,  $b$  of  $Y=aX+b$ ) and differential force(coefficient,  $a$  of  $Y=aX+b$ ) with dynamic loading at rest and after 20%MVC-task. Different symbols indicate different measure points. white symbols: sub.1, black symbols:

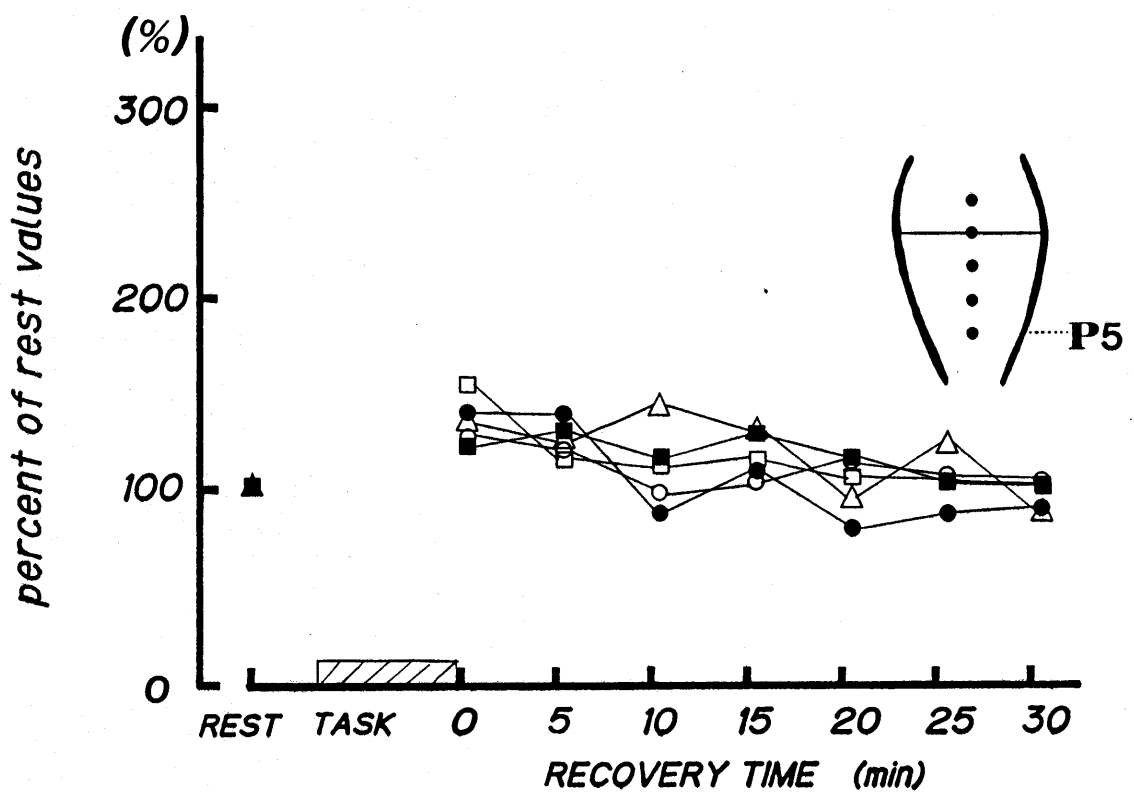
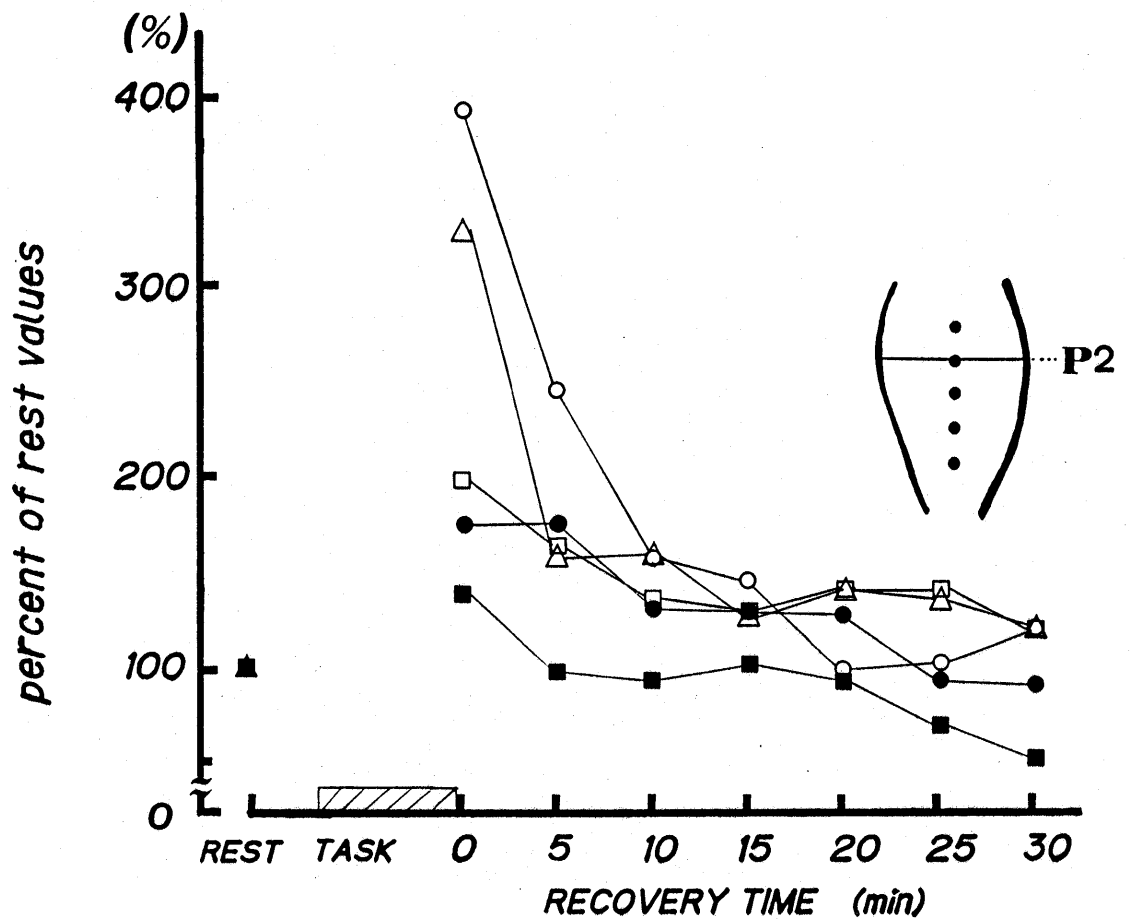


Fig.8-3 Comparison of P2 and P5 of percent changes of differential force(coefficient, a of  $Y=a/X+b$ ) with dynamic loading at rest and after 20%MVC-task. Different symbols indicate different subjects.

殿

順天堂大学大学院 2年  
指導教員

村山光義  
南谷和利

被験者のお願い

私は、修士論文作成のために下記のよう内容の実験を計画致し  
ております。つきましては、被験者として御協力をお願い申し上  
げたい次第であります。実験の趣旨と内容を御署名下さい。宜しく  
お願い致します。

【実験の目的】

題名：「筋の硬さを測定に関する基礎的研究」

目的：筋の硬さを物理学的観点に立ち、力と変位の関係から「硬  
さ」として評価する際、力と変位のあたえ方・検出の仕方な  
どについて基礎的データを得る。  
また、その評価の妥当性についても若干の検討を加える。

【実験の内容】

方法・装置：変位を一定に制御できるリニアモーションハイルレータと力を負荷  
しな変位を検出できるインクレス式変位計の2種類の装置で、  
伏臥位で下腿の筋の硬さを評価を試みる。

手順：1. 力一定条件で変位の変化・範囲の検討（静的条件）

変位計によって、筋に質量負荷を100g-2000g程度かけた際  
の筋の変形量を、変位として計測する。

2. 変位一定条件で力の変化・範囲の検討（動的条件）

ハイルレータにより、筋を一定の変位で押し込んだ場合の反力  
を計測する。その際、

①変位を2-8mmと変化させる。

②押し込み方をサイン波、台形波などに変える。

③押し込みの速度を0.08-1.0SEC及び、1-10Hzと変化させる。

【その他】

筋の硬さに関しては評価方法の検討がまだ充分でなく、多く  
の問題が残されている状況です。従って、身体活動との関係で  
の測定の意義については今後の課題であります。その基礎と  
して今回の実験が重要であると考えます。

承諾書

平成2年 月 日

私は、順天堂大学大学院 村山光義 の修士論文「筋の硬さに関  
する基礎的研究」における実験の被験者となることを承諾致します。

氏名 \_\_\_\_\_ 印