

日本

# 生理学

雑誌

JOURNAL OF THE PHYSIOLOGICAL SOCIETY OF JAPAN

45巻 11号 1983

総 説

馬詰良樹：筋収縮とスキンドファイバー……………657

原 著

田村俊世，戸川達男：跳躍時の加速度計測と酸素摂取量……………670

学生実習の新しい試み II. 血 圧（彦坂興秀，鳥居鎮夫）……………681

第215回生理学東京談話会……………689

追 悼 寿原健吉先生を追悼して（望月政司，鈴木宏哉）……………691

会 報 昭和58年度第2回日本生理学会教育委員会議事録……………693

第74回 JJP 編集委員会議事録……………694

お 知 ら せ 1983年生理研コンファレンス概要……………695

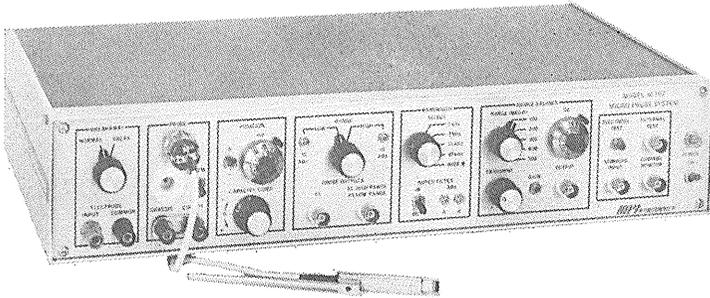
高エネルギー物理学研究所放射光実験施設より「フォトンファクト  
リーニュース」発刊のお知らせ……………695

日本生理誌  
J. Physiol. Soc. Japan

日本生理学会



# 微小電極増幅器 マイクロプローブ・システム MODEL M-707



好評のM701型に、新しくバンド幅フィルター、ブリッジ・バランス選択スイッチ、プローブ・テスト機構が組込まれ、一層使いよくなった最高級の微小電極増幅器です。

- ミニチュア・プローブ
- カレント・インジェクション
- プローブ・テスト
- ブレーク・アウェイ機能付
- バンド幅フィルター付
- ノッチ・フィルター
- 低ノイズ・低ドリフト
- ブリッジ・バランスSW付

日本総代理店

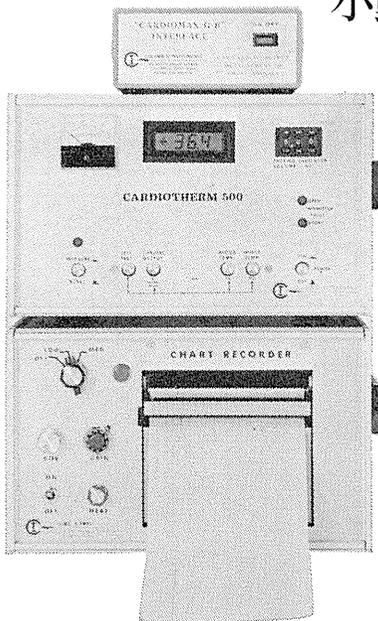


株式会社 **東海医理科**  
TOKAI IRIKA CO., LTD.

本社 〒101 東京都千代田区内神田3-2-12クリハラビル ☎(03)254-0052(代)  
札幌(011)752-0176/仙台(0222)75-2514/東京(03)254-0909/金沢(0762)23-4648  
名古屋(052)524-5408/京都(075)241-3908/大阪(06)305-6328/広島(082)293-2163  
愛媛(0899)21-3015/福岡(092)472-3800/鹿児島(0992)57-1711

小動物(ラット)の心拍出量測定が可能!!

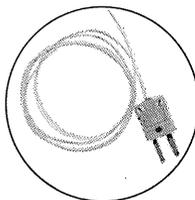
## 熱希釈式心拍出量計 MODEL CARDIOTHERM 500R



米国ロンバス社製熱希釈式心拍出量計(CARDIOTHERM 500R)は超小型のマイクロカテーテルの採用により、小動物(RAT)の心拍出量測定が可能です。また、従来のバルーンカテーテル(スワン・ガンツカテーテル)を使用して、イヌ、ネコなどの測定も行なうことができます。

### 《特長》

- 安定性の優れたマイクロカテーテル (カテーテルサイズ 1F=0.33, 1.5F=0.5mmφ) によりラットの心拍出量測定が可能。
  - 注入液は室温の生理食塩水を用いるため冷却の必要がありません。
  - 注入量が微量(100μl)で体温低下が少ない。
  - 測定が自動化されていますので操作がきわめて簡単です。
  - 専用レコーダによりクリアランス曲線の記録がとれます。



日本総代理店



株式会社 **東海医理科**  
TOKAI IRIKA CO., LTD.

本社 〒101 東京都千代田区内神田3-2-12クリハラビル ☎(03)254-0052(代)  
札幌(011)752-0176/仙台(0222)75-2514/東京(03)254-0909/金沢(0762)23-4648  
名古屋(052)524-5408/京都(075)241-3908/大阪(06)305-6328/広島(082)293-2163  
愛媛(0899)21-3015/福岡(092)472-3800/鹿児島(0992)57-1711

## 筋収縮とスキンドファイバー

馬 詰 良 樹

(東京慈恵会医科大学第一生理学教室)

**Skinned Fiber and Muscle Contraction.** Yoshiki UMAZUME (*Department of Physiology, The Jikei University School of Medicine, Minato-ku Tokyo 105*)

### I. はじめに

筋肉は、その最も顕著な機能が収縮というダイナミックなものであるためか、古くから多くの研究者の興味の対象となっている。その収縮の仕組みについての本格的な研究は、1940年代に開始されたと思われる。今日、生化学的あるいは分子生物学的な手法によりその分子レベルでの仕組みが明らかにされつつある。一方、生理学の立場からは、「これらの分子レベルでの仕組みが、多くの物質により形づくられた細胞全体にどのように反映され、全体としての調和を保っているのか」ということに興味もたれる。本稿では、このようなことを念頭においておこなわれた骨格筋スキンドファイバーでの研究を中心として紹介したい。

### II. 収縮の仕組みの概要

本論に入る前にまず現在の筋収縮機構についての概要を述べる。

骨格筋は、その両端が腱を介して骨に付着しており、これが収縮することにより関節の運動をひきおこす。この筋は、長軸方向に走る多数の筋線維が集合したものである。筋線維は直径50~100 $\mu\text{m}$ の多核の細長い細胞で、その両端は腱に付着している。光学顕微鏡により規則的な周期2 $\mu\text{m}$ 程の横紋が観察される。さらにこの筋線維は多くの筋原線維が集合したものである。筋原線維は直径1~2 $\mu\text{m}$ で、筋線維の端から端まで走っていると思われる。ここには横紋に対応して、A帯と呼ばれる屈折率の高い部分と、I帯と呼ばれる低い部分が規則正しく長軸方向に並んでいる。A帯の中央にはM帯が、I帯の中央にはZ帯が存在する。Z

からZまでが1つの単位で、これを筋節と呼ぶ。脊椎動物の筋節長はほぼ共通で、生体内では2.0~2.6 $\mu\text{m}$ である。カニやエビなどの甲殻類や昆虫では、3~40 $\mu\text{m}$ におよぶ種々の筋節長をもった筋肉が報告されている<sup>11)32)33)48)</sup>。

A帯の部分には太いフィラメントが線維の長軸方向に走っている。これはミオシンという分子量約50万の分子が重合したもので、太さ15nm、長さ1.6 $\mu\text{m}$ のフィラメントである。またZ帯からは太さ7nm、長さ1 $\mu\text{m}$ の細いフィラメントがのび、太いフィラメントの間に入り込んでいる。これは主として分子量43,000のアクチンが重合したものである。

収縮の基本過程は、2つのフィラメントの間に発生する滑りの力による。この時ATPの化学エネルギーが、滑りという機械エネルギーに変換される<sup>67)</sup>。現在の中心的問題は何が滑りの力をおこさせているのか?ということである(これについての最近の見解は、文献77を参照されたい)。

生体内では収縮と弛緩が絶えずくりかえされているが、その調節には $\text{Ca}^{++}$ が重要な働きをしている。収縮のきっかけとなるのは、筋線維表面の形質膜に発生する活動電位である。この活動電位は表面膜を伝導すると同時に、横小管(T管)系を伝導し筋線維中心部へ進入していく<sup>3)10)</sup>。T管の電位変化は近傍の筋小胞体(SR)に伝えられる(このT管からSRへの情報伝達機構は未だ明らかになっていない)。するとSRから $\text{Ca}^{++}$ が遊離され、フィラメントのまわりの $\text{Ca}^{++}$ 濃度が上昇し収縮する(SRからの $\text{Ca}^{++}$ 遊離については、遠藤による総説17を参照されたい)。活動電位がとおりすぎると $\text{Ca}^{++}$ はSRにとりこまれて弛緩する。

生理的な状態での細胞内自由  $\text{Ca}^{++}$  濃度は、カルシウム電極<sup>40)</sup>、エクオリン<sup>7)36)37)</sup>、アルセナゾⅢなどの色素<sup>5)</sup>により測定されている。おのおのの方法により多少違いはあるが、カエル骨格筋では、静止状態で  $1\sim 3\times 10^{-7}\text{M}$ 、強縮時には  $3\sim 5\times 10^{-6}\text{M}$  とされている。自由  $\text{Ca}^{++}$  の測定値は、いずれの方法でも自由  $\text{Mg}^{++}$  濃度に影響される。しかも細胞内自由  $\text{Mg}^{++}$  濃度は  $0.2\sim 3\text{mM}$  と報告されており<sup>4)25)47)</sup>、この自由  $\text{Mg}^{++}$  濃度の不確かさを考慮すると、自由  $\text{Ca}^{++}$  濃度も不確実性を含んでいる。

細胞内の  $\text{Ca}^{++}$  濃度上昇は、細いフィラメント上にある調節タンパク質トロポニンにより感知され収縮がひきおこされる<sup>12)13)14)</sup>。

### Ⅲ. スキンドファイバー(脱鞘線維)とは

「その頃私に強い影響を与えたのは浦本先生や、橋田先生が主唱してきた生命の全体性ということでした。……分割の限界は一個の細胞に当る筋線維までである。もし筋線維をさらに分割すれば機能そのものが喪失もしくは変質するという考えです。……しかし実験を重ねている間に収縮の仕組みを理解する上で筋線維が実験材料として分割しうる最終のものであるとすることに行きづまりを感じました。……自然科学の手法による生命の理解は分析的研究を中心にして、得られた成績を総合的に判断するという道をとらざるを得ません。そこでもし理念的、また認識論的に分析的研究に対して生の全機性という壁があるなら、この壁を乗り越える途を見出す必要があります。このためには、いわば仕掛のわかっていない機械の部分を少しづつ取りはずし、部分を細く調べ、つぎに取りはずした部分を組み立てて元の機械と同じ性能のものをつくるというのに似た作業をすればよいのではないかと考えました(名取<sup>52)</sup>より抜粋)。」こうしてスキンドファイバーは考案された<sup>50)</sup>。

スキンドファイバーは単一筋線維を分離し、流動パラフィンのような油中で形質膜をとり除いただけの標本である。したがって、収縮および調節タンパク質、筋小胞体やミトコンドリア

などの細胞内小器官は生理的機能を保った状態にあると考えられる。油中でのスキンドファイバーは電気刺激にさえも応答し収縮する。しかし生筋線維とはことなっており形質膜がないため、自由にこれらの細胞内構成物の環境条件を変化せしめることができる。スキンドファイバーは機械的に形質膜をとり除いたものと、種々の化学物質によって膜の選択的透過性を破壊したものに大別できる。従来これらのファイバーで収縮を指標とした生理学的実験がおこなわれてきた。近年、ATPase 活性などの生化学的実験や、物理化学的実験にも、もちいられるようになった。

### Ⅳ. 並行弾性系

今日、筋収縮機構を理解する上で、それに関与するタンパク質、膜系などはほぼ出そろった感がある。芝居の役者はそろったのである。しかしこれを支える裏方がいなければ芝居はできない。筋収縮を支える裏方、それが並行弾性系(細胞骨格)である。

#### A. 長軸方向弾性性質

1940年 Ramsey と Street は<sup>58)</sup>、単一筋線維の一部をおさえつけ、その部分の形質を強く収縮させ中央に見掛上形質膜のみの部分を作った。そこで形質膜のみの部分と正常の部分の伸展による静止張力の変化を比較し、それらが两部分ではほぼ一致することから、筋の静止弾性性質は形質膜が担っているものと結論づけた。一方、名取は油中で単一筋線維の中央部の形質膜を剥離し、その線維の両端を伸展したときの形質膜剥離部(A)と、正常部分(B)の伸びの関係を調べた<sup>50)</sup>。すると静止長の140~150%に伸展するまではA、Bの伸びが直線関係を示した。Ramsey らの標本が、見掛上形質膜だけの部分であったとしても、筋原線維の凝固したものが付着していることも考えられる。以上のことから、筋線維は静止長の140~150%伸展されるまでは、形質膜はほとんど負荷張力なしに伸び、それ以上伸展すれば張力が認められるものとした。その後の研究を総合すると、静止筋の粘弾

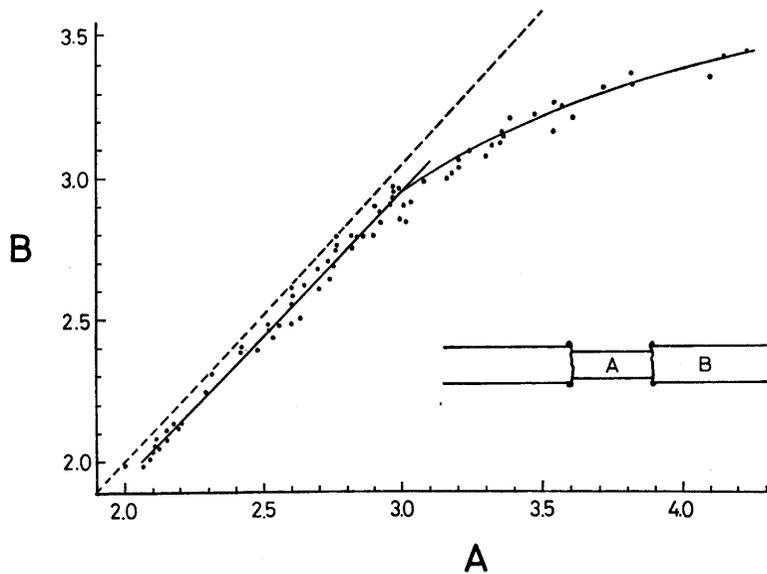


図1. 両端をひっぱった時の形質膜を除いた部分A(横軸)と、形質膜のある部分B(縦軸)での筋節長( $\mu\text{m}$ )の関係。(文献69を改変)

性質は、筋節長  $3\mu\text{m}$  付近までは、形質が担っており、形質膜の寄与は無視できると考えてよいようである<sup>8)57)60)63)</sup>(図1)。生体内で骨格筋は筋節長  $2.0$  から  $2.6\mu\text{m}$  位の範囲で変化すると考えられるので、生体内での骨格筋の弾性性質を担っているのは形質と考えられる。それでは、形質中の何がこの弾性性質を担っているのだろうか？

スキンドファイバーをひっぱると受動的な張力を発生し、離せば元にもどる。さらに筋節長  $3.6\mu\text{m}$  以上すなわち両フィラメントの重なりがなくなった状態まで伸展しても、横紋構造の規則性は保たれている。また収縮中には横紋の規則性は乱れるが弛緩すると元にもどる。これらは、A—やI—帯を支えている弾性構造が形質中に存在するにちがいないことを示す。このことは1954年に Huxley と Hanson によって、これらをつなぐS—フィラメントの存在が言及されていた<sup>28)</sup>。その後報告はあったものの<sup>65)</sup>、あまり人々の話題にはのぼらなかった。

1975年、丸山はA—、I—帯を注出した筋原線維がなお規則的なZ線のくりかえし構造を保っていることに気付いた。何かZをつなぐものがあるに違いない。そこできれいな筋原線維の

みの標品を  $0.6\text{M KI}$  処理後  $0.1\text{N NaOH}$  という苛酷な処理を行って知られている筋タンパク質をすべて抽出したところ、残査中にゴムのように弾性に豊んだタンパク質を発見した。これはそれまで知られていたコラーゲンとは明らかに異なる新しいタンパク質であった。これは見掛の分子量  $100$  万でコネクチンと名付けられた<sup>41)</sup><sup>42)</sup>。コネクチンは直径  $2\text{nm}$  ほどのフィラメントで3次元の網目構造をつくっていると考えられる<sup>43)68)</sup>。筋原線維をトリプシンで軽く処理すると、コネクチン構造がこわれるとともに、ATP を添加して収縮させるとばらばらの小粒になってしまう。このことはコネクチンが筋原線維の長軸方向の連続性、さらに横紋の規則構造を保持する細胞骨格を構成しているとみなすことができる。コネクチンは骨格筋や心筋では特に発達している。平滑筋にはほとんどない。一生動き続ける心筋や、激しく動く骨格筋にとって、その規則構造を保つことは、これらが正常に機能するためには非常に重要である。コネクチンが筋収縮を支える裏方として重要な役割を演じていることを示唆する。

さて、コネクチンはA—、I—帯にどのように連結し、これらの規則構造を保っているので

あろうか？ カエルのスキンドファイバーは単純に両端をピンセットでつまみ引っぱると静止長の4倍までにも伸展できる。これは筋節長 $8\mu\text{m}$ に相当する。このように伸展した標本に $\text{Ca}^{++}$ を注加しても収縮は発現しない。電子顕微鏡観察では完全に両フィラメントは離れており、しかもA一帯、I一帯の規則的配列は維持されている。このように伸展した標本を高イオン強度下(たとえば $0.6\text{M KCl}$ )で処理すると選択的にA一帯を構成する太いフィラメントを溶解させることができる。溶解と同時に静止張力は減少する。最近教室の樋口秀男は種々のイオン強度で太いフィラメントを溶解させ、レーザ光回折線強度から求めたフィラメントの長さで静止張力との関係を調べたところ、太いフィラメントの長さが短くなる程静止張力が減少することを見出した<sup>26)</sup>(イオン強度上昇に伴って太いフィラメントは両端から溶解する<sup>30)</sup>)。すなわち、コネクチンは太いフィラメントにはほぼ一様に付着しており、筋節長 $3.5\mu\text{m}$ 位までは、この太いフィラメントに付着した弾性系こそが静止張力を担っており、規則構造を保つ役割をしているのである。当然Z-Z間を連結する弾性系も存在するがこれは筋節長 $3.5\mu\text{m}$ 以上で寄与する。さらに $0.6\text{M KCl}$ でA一帯のみを溶出した標本と、 $0.6\text{M KI}$ でA一帯およびI一帯を溶出したものの長さ張力関係は、ほぼ一致する。また電気光学効果(後述)の結果からも細いフィラメントと太いフィラメントの連結はないと考えられる。これらより細いフィラメントには弾性系は付着していないと推定される。以上並行弾性系についてはその実態・局在が明らかになりつつあり、今後蛍光抗体法などにより、さらに詳細が明らかになるであろう。

余談であるが、骨格筋の核もこの弾性系につながっているらしい。スキンドファイバーをひきのばすと核ものび、その伸びは筋節の伸びとほぼ直線関係を示す<sup>70)</sup>。

Wangらはウサギやニワトリの骨格筋の筋線維そのものをSDSで処理して見掛の分子量100万以上のタンパク質を単離しチチンと呼ん

だが<sup>76)</sup>、これはコネクチンにはかならないことが実証されている<sup>44)</sup>。

## B. 直径方向弾性性質

「筋肉が硬い、柔らかい」とか、「力こぶは硬い」などと、われわれは日常筋の直径方向の硬さ(radial stiffness)については経験的に知っている。しかしこれに着目した研究の歴史は割合と新しい。

MgATP, EGTAを含む弛緩液中で単一筋線維の形質膜を剥離するとその部分は膨潤する<sup>1)</sup><sup>2)45)</sup>。またPVPやデキストランのような長鎖高分子を液に加えると滲透圧効果によりスキンドファイバーは萎縮する<sup>22)</sup>。再びPVPなどをとり去れば元にもどる。このことは線維が直径方向にも弾性体としてふるまうことを意味する。この弾性性質に寄与する因子は細胞骨格、フィラメント間に働く種々の力、クロスブリッジの形成などが考えられる。

$0.6\text{M KI}$ でA一帯、I一帯を溶解させたいわゆるKIゴーストでもPVPなどでファイバーは萎縮しPVPをとり去るとある程度元にもどるから、直径方向の弾性にも細胞骨格は寄与している<sup>73)</sup>。事実、筋原線維間を結んでいるデスミンやビメンチンなどの $10\text{nm}$ フィラメントと呼ばれるものが存在する<sup>86)</sup>。

スキンドファイバーの滲漬液からATPをとり去るとファイバーは硬直におちいる。クロスブリッジが両フィラメント間に連結し、直径方向の硬さは数倍増加する<sup>46)</sup>。最近われわれは、弛緩および硬直状態での直径方向の硬さを求めた。 $\text{Ca}^{++}$ のない条件下でそれはATPあり(弛緩)、ピロリン酸あり(弛緩モデル)、両方なし(硬直)の順に増加した。さらに $\text{Ca}^{++}$ ありの条件ではピロリン酸、硬直の両条件下で硬さは増加した。硬直条件での $\text{Ca}^{++}$ 感受性は長軸方向の硬さには見られない。直径方向の硬さは、クロスブリッジの結合数とともにその結合形態をも反映していると考えたい<sup>74)</sup>。

フィラメント間にはvan der Waals力や、静電反発力が働いており、これらと細胞骨格の弾性とのバランスの上に両フィラメントの正方六

方格子構造が保たれているのであろう。たとえば負に荷電したフィラメント間の反発力は pH により変化するだろう。pH を低下させ等電点に近づけるとファイバーは細くなり直径方向の硬さは減少する<sup>75)</sup>。

## V. スキンドファイバーの収縮特性

### A. 油中のスキンドファイバー

名取の原法<sup>50)</sup>では、まずカエルの縫工筋などから単一筋線維を分離し、それをスライドグラス上に置き油(流動パラフィン)を滴下し、顕微鏡下で形質膜をはぎとったものである。したがって細胞内の液環境は生理的狀態を保っている。この標本に数ミリ秒の矩形波電流を通じると単収縮が生じ、頻数刺激で強縮となる。単収縮を指標にした電圧-期間関係はごく短い期間を除いて  $i = a + b/t$  (weiss の式) を満足し、交流刺激の周波数-閾電圧関係はほぼ直線を示すなど、生筋線維のそれに近い<sup>51)</sup>。また閾値近傍でみられる局所収縮は、刺激電圧をわずかに高めれば伝導性収縮に移る。その出発点は刺激電極の陽極側であり、この点は生筋線維における陰極と反対になる。120mM KCl や 96mM K<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> 液に浸して脱分極させた筋線維から分離したスキンドファイバーでは短い期間の矩形波による単収縮は生じないが、期間を長くすれば陰極側に開放時の収縮が生じる。これらの性質はスキンドファイバーのまわりに管状または袋状の興奮性膜があり、その内部が筋線維の外液に当たるとすれば説明できる。骨格筋線維の内部膜は T-管、T-SR 接合部および SR の系であるが、その何れの部分が電気刺激の受け入れ部になるかはなお明確でないが、T-管の可能性が高い。

### B. 人工環境液中のスキンドファイバー

ATP, Mg<sup>++</sup>, EGTA の含まれている弛緩液中で形質膜を剥離してスキンドファイバーを作ることができる(筆者らの現在用いている弛緩液の組成; KCl 90, MgCl<sub>2</sub> 5.2, ATP 4.3, EGTA 4, PIPES 10(mM), pH 7.0)。これは油中のファイバーとことなり、形質内の液が人工的なものであ

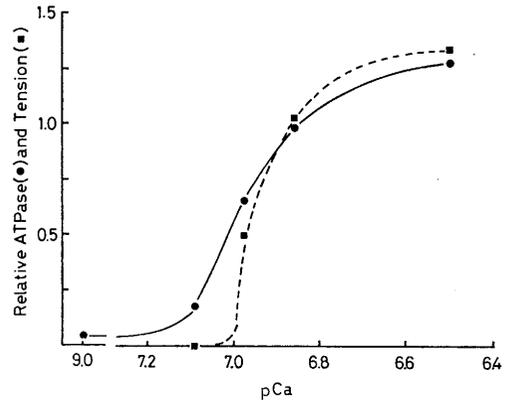


図2. Ca<sup>++</sup> 濃度と張力, ATPase 活性  
ATPase 活性は滲漬液中の ADP の増加量より求めた。温度 4℃。カエル, 小胞体の ATPase 活性をおさえるため, 全 ATP 5mM, 全 Mg 0.5mM としたので, 自由 Mg<sup>++</sup> は約 10 $\mu$ M しかない条件であることに注意。一般に自由 Mg<sup>++</sup> 濃度が低いと Ca<sup>++</sup>-張力曲線は左偏する。Ca-EGTA の結合定数は 10<sup>6.68</sup>M<sup>-1</sup> とした。他の文献と比較する時にこの結合定数に注意せよ。(文献 39 を改変)

り、もはや電気刺激には応答しないが自由に液条件を変えることができる。たとえば ATP を全部とり去ると硬直に陥るし再び ATP を加えれば弛緩する。生筋をヨード酢酸などで中毒させ硬直に陥らせても形質膜を取り除いて、弛緩液に滲漬すれば弛緩する<sup>34)</sup>。Ca<sup>++</sup> を 10<sup>-6</sup>M にすると収縮しだし 10<sup>-5</sup>M で最大張力に達する。同時に ATPase 活性はほぼ張力と平行に増加する<sup>30)</sup>(図 2)。

このようなスキンドファイバーでは SR が機能しており、その Ca<sup>++</sup> 取り込みや放出機構の研究に用いられている<sup>17)</sup>。収縮系に着目する場合には SR が邪魔になるので Triton X-100 や Brij-58 などの界面活性剤で SR をこわす。この場合には SR の Ca<sup>++</sup> 取り込み、放出機能は失われる。しかし、ATPase 活性は残存するので注意をする必要がある<sup>30)</sup>。

### C. 筋節長と収縮

生筋の強縮張力は太と細いフィラメントの重なる量の量に比例する<sup>24)</sup>。しかしスキンドファイバーを収縮閾値付近の低い Ca<sup>++</sup> 濃度で収縮させたときの張力は静止長(筋節長 2 $\mu$ m)よりも引き伸ばしたとき(3 $\mu$ m)の方が大きい<sup>15)16)</sup>。

この現象は、収縮系それ自体の性質と考えられる。フィラメントの重なりの方に比例しないのである。その機構は何か？ まだわかっていない。考えられることの1つは、引き伸ばすと両フィラメントの距離が減少することにより、フィラメント間の相互作用の確率が増すことである。細いフィラメントはやわらかく  $\text{Ca}^{++}$  存在下でさらにやわらかくなる<sup>56)</sup>。したがって細いフィラメントは細胞内でもゆらいでいるであろう。石渡らは細いフィラメントのゆらぎを考慮し、スキンドファイバーが筋節長にかかわらず容積一定であると仮定して上記の現象を説明するモデルを提出した<sup>29)</sup>。一方松原らによるスキンドファイバーのX線赤道反射の観察では、容積一定ではないことが示された<sup>45)</sup>。しかし  $3\mu\text{m}$  までひきのばせばフィラメント間距離は5~10%は減少するので石渡らのモデルは捨てがたい。最近 Godt らはデキストランでスキンドファイバーの幅を80%位に圧縮すると  $\text{Ca}^{++}$  感受性が増加することを示した<sup>23)</sup>。彼らはフィラメント間距離が減少し、その結果クロスブリッジ角の変化にともなうクロスブリッジサイクルの変化が  $\text{Ca}^{++}$ -トロポニンの結合平衡を変化させると考えた。Moss らは、筋節長2.5と  $3\mu\text{m}$  付近での  $\text{Ca}^{++}$ -張力関係を、Hill プロットにより解析し  $2.5\mu\text{m}$  では2種の  $\text{Ca}^{++}$  結合部位があり、 $3\mu\text{m}$  では1種であると考えた<sup>49)</sup>。いずれにせよその機構については推測の域を出ない。収縮張力と  $\text{Ca}^{++}$  結合量の同時測定も可能となったので<sup>19)</sup>、この方面の測定結果を期待したい。

#### D. 収縮中の規則構造の乱れ

収縮中に光回折線強度は低下する<sup>27)35)</sup>。藤目は油中スキンドファイバーに電気泳動的に  $\text{Ca}^{++}$  を注入したとき、すべての光回折線強度が低下することを観察した。油中ファイバーは、スライドガラスとの摩擦抵抗で等尺性にしっかりと固定されている。筋節長  $3\mu\text{m}$  で2次の回折線強度にはA-帯の寄与がないことを利用して、詳細に実験結果を検討し、等尺性収縮中には主としてA-帯が、その中心位置から

$0.2\sim 0.3\mu\text{m}$  ゆらいでいるとした<sup>20)</sup>。一般に溶液中でファイバーを収縮させると、光回折線強度の低下とともに、その幅は増加し、強い収縮では回折線は消失する。これは、筋節長の規則性の大きな乱れによる。ファイバーの滲漬液中の  $\text{Ca}^{++}$  を徐々に増加すると<sup>31)</sup>、張力増加とともに、回折線の幅が増加することなしに回折線強度の低下が観察される(この方法は1979年冬には成功したが、夏には失敗した。すなわち夏には回折線の幅も大きく変化するのである。その原因はわからない)。このような標本を回折像が変化しないことを確認し固定して、電顕観察を行ったところ、収縮中には、A-A および I-I 間の距離のばらつきが増し、その標準偏差は  $0.2\sim 0.3\mu\text{m}$  であった<sup>72)</sup>。収縮中に規則構造が乱れる(ゆらぐ)ことは筋肉の特性と考えた。

#### E. 平滑筋スキンドファイバー

平滑筋においてもスキンドファイバーを作ることができる。平滑筋は細胞が小さいため骨格筋のように機械的に形質膜をとりのぞいて、しかも正常な構造を保った系を作ることにはまだできない。しかし、サポニンにより化学的に処理すると細胞内構造物を正常に保ったまま形質膜に穴をあけることができる<sup>18)62)</sup>。すなわち直径  $0.1\sim 0.2\text{mm}$  の平滑筋束を  $50\sim 100\mu\text{g/ml}$  のサポニンを含む弛緩液中に約30分間浸漬することにより作成できる(古くなったサポニンは穴をあける効果がなくなる。サポニンの試薬ビンを開け鼻を近づけたとき、ツンとくるようなものが有効である)。

$\text{Ca}^{++}$ -張力関係は骨格筋と類似している。子宮平滑筋のスキンドファイバーの  $\text{Ca}^{++}$  感受性(最大張力の50%を発揮する  $\text{Ca}^{++}$  濃度の逆数)は妊娠期間中に大きく変化する。すなわち、妊娠初期に低下し分娩に向けて急激に上昇する。最高と最低の差で100倍ちがう<sup>66)</sup>。ラットでは妊娠期間は21日であり、このような短期間に大きな  $\text{Ca}^{++}$  感受性の変化を示す本態は不明である。カルモジュリンで  $\text{Ca}^{++}$  による収縮は増強される<sup>53)</sup>。この増強作用は非妊娠子宮では高

Ca<sup>++</sup> 濃度で著明であり、妊娠末期には低 Ca<sup>++</sup> 濃度で著明である。また、サポニン処理で細胞外に溶出するカルモジュリンは、妊娠末期には少い<sup>55)</sup>。これらの知見のみでは妊娠中の Ca<sup>++</sup> 感受性の変化を説明できないが、カルモジュリンが重要な因子であることを示唆する。

ヒト卵管平滑筋も性周期中の卵胞期と黄体期でその Ca<sup>++</sup> 感受性を変化させ、排卵からの卵輸送に都合がよいように合目的に変化する<sup>54)</sup>。

### Ⅵ. 光 回 折

骨格筋は横紋構造を有する。横紋の周期（筋節長）は 2 μm 程度なので、可視領域の光に対して回折格子としてふるまう。骨格筋の光回折による研究は近年小型レーザが手軽に利用できるようになり盛んになってきた。ここでは光回折法による研究の一部を紹介する。

骨格筋の光回折についての最初の記載は、Ranvier(1874)<sup>59)</sup> によると思われる。彼は軽く引っぱったカエルの縫工筋に光を入射し、スクリーン上に回折像を観察した。さらに刺激による短縮中に回折線間距離が増加し、これは筋節長の減少によると解釈した。Zoth (1890) (Sandow<sup>63)</sup> に記載) は、逆に筋肉をひっぱると回折線間距離が減少することを観察した。

Bernstein (1894)<sup>6)</sup> は収縮中の回折像を連続して記録した。Sandow(1936)<sup>63)64)</sup> は、骨格筋を回折格子として扱い n 次の回折角 ( $\theta_n$ )、筋節長 (Ls) と入射光の波長 ( $\lambda$ ) の関係  $n\lambda = Ls \sin\theta_n$  ( $n=0, 1, 2, \dots$ ) から、カエルの縫工筋中央部の生体内での筋節長は 2.5 μm とした。また収縮中に回折線強度が変化することを観察した。1970年代に入りレーザ光源を用いて詳細な研究が開始された<sup>9)35)</sup>。レーザ光による回折像は肉眼で明瞭に観察できる。これはレーザ光が極端に良い単色性（時間的コヒーレンス）と平行性（空間的コヒーレンス）をもち、かつ強度がきわめて高いからである。

単一筋線維は筋原線維が多数集合したものである。簡単にするために筋原線維を 1 次元回折格子として扱う。

まず波長  $\lambda$  の平行光線で照射されている 2 個の散乱体を考えよう。各散乱体からは散乱光があらゆる方向に放射される。いまある特定の方向に散乱される光に注目する。2 個の散乱体から放射された 2 本の散乱線の間に光路差がある。波の重ね合わせの原理から、散乱光の合成振幅は、光路差が波長の整数倍（半整数倍）のときそれぞれの散乱線の振幅の和（差）になる。

次に散乱体 a が直線に沿って間隔 L で規則正しく並んでいる場合を考える（図 3）。a からの散

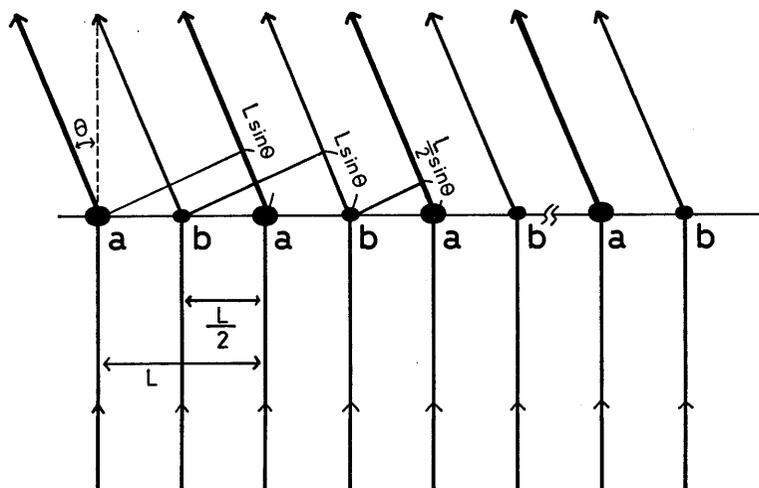


図 3. 2 種の散乱粒子による回折格子。

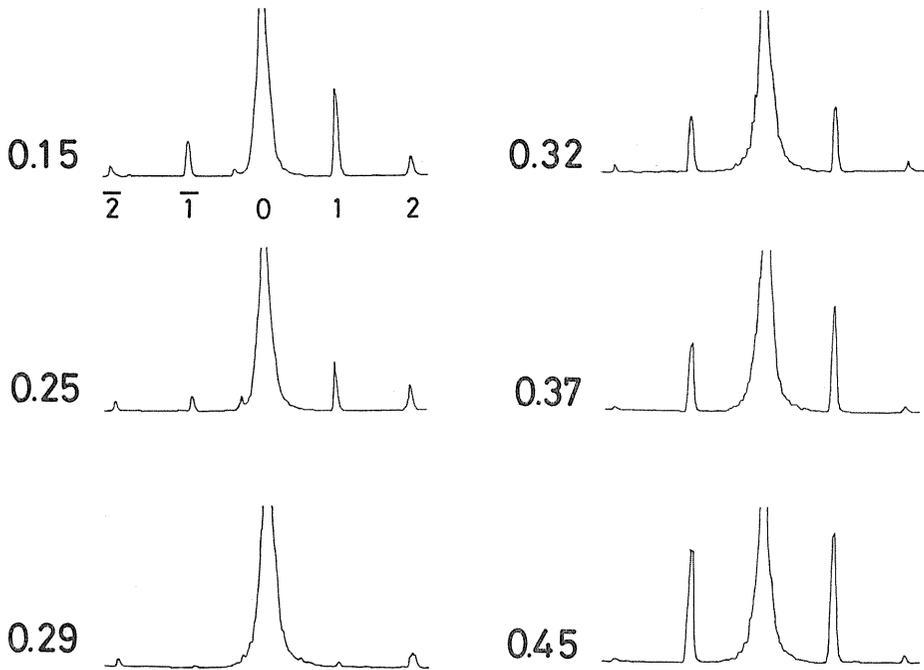


図4. 高イオン強度での光回折像のデンストメータートレース. 横の数はイオン強度 (M). 0.29M で1次回折線強度  $I_1 \sim 0$  (図5の ii の場合である).  $I_1$  に左右差がある.

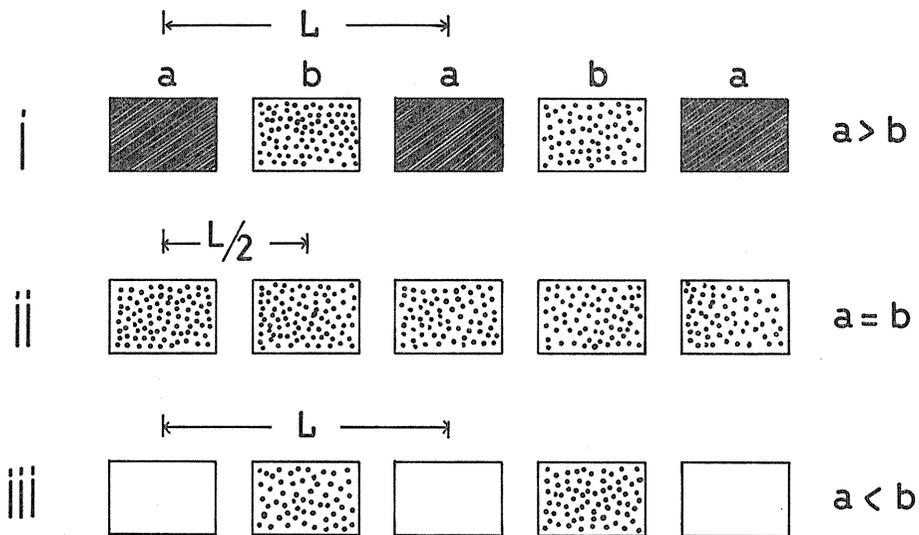


図5. i では周期は  $L$  であるので1次回折角  $\theta_i$  は  $\theta_i = \sin^{-1} \frac{\lambda}{L}$ , ii の場合は周期は  $\frac{L}{2}$  となるので1次回折角  $\theta_{ii}$  は  $\theta_{ii} = \sin^{-1} \frac{2\lambda}{L}$  となり,  $\theta_{ii}$  は i の場合の2次の回折角に等しい. このとき  $\theta_i$  方向に回折線は出ない. iii は再び周期  $L$  となり  $\theta_i$  方向に1次回折線が出る.

乱線の振幅の合計は、相隣る散乱線の光路差が波長の整数倍のとき、

$$A = a_0 + a_1 + a_2 + \dots + a_{N-1} = Na \dots\dots\dots(1)$$

となる。  $a_i$  は  $i$  番目の  $a$  粒子からの散乱光線の振幅である。散乱体の数  $N$  が十分大きいときは、

$$L \sin \theta_n = n\lambda (n=0, 1, 2, \dots) \dots\dots\dots(2)$$

を満足する  $\theta$  方向で散乱線の振幅は  $A = Na$ 、その他の方向ではほとんど 0 となる。さて、図 3 において散乱体  $b$  も考える。(2)式を満足する方向で  $a, b$  からの散乱光線の振幅の合計は  $B = Nb$  である。さて骨格筋において散乱体  $a$  が A-帯に、 $b$  が I-帯に対応するとする。I-帯は 2つの A-帯の中央に位置するから、散乱体  $a$  と  $b$  からの  $\theta$  方向への散乱光線の光路差は、 $\frac{L}{2} \sin \theta = \frac{\lambda}{2}$  である。すなわち散乱体  $a, b$  からの散乱光線の光路差は半波長となり、お互にうち消し合う。すなわち合成振幅は、

$$A - B = N(a - b) \dots\dots\dots(3)$$

となる。

光の強度  $I$  は振幅の 2 乗に比例するから、

$$I = CN^2(a - b)^2 \dots\dots\dots(4)$$

となる。一般に  $n$  次の回線強度  $I_n$  は

$$I_n = CN^2 \{a + (-1)^n b\}^2 \dots\dots\dots(5)$$

となる。たとえば  $n=2$  の場合には、 $a$  と  $b$  からの散乱光の光路差は、1 波長となり互に強め合うから(5)式の { } 内は  $a, b$  の和となる ( $a, b$  は具体的には A, I-帯の屈折率、長さ、筋節長、回折次数の関数である)。

定性的にはであるが、(5)式の関係を直感的に理解することができる。いま  $a, b$  をそれぞれ A-, I-帯からの散乱光線の振幅とし、 $a > b$  とする。スキンドファイバーの滲漬液のイオン強度を上昇させると選択的に A-帯を徐々に溶解させることができる。ある所で  $a=b$  となり、さらに溶解が進むと  $a < b$  となる。1 次回折線強度に着目すると、 $a=b$  で(5)式は  $I_1=0$  となる。すなわち 1 次回折線は消失し、さらに溶解が進めば、 $I_1 > 0$  となり再び 1 次回折線を見ることができる(図 4)。これは(図 5)のように考えれば理解しやすい。

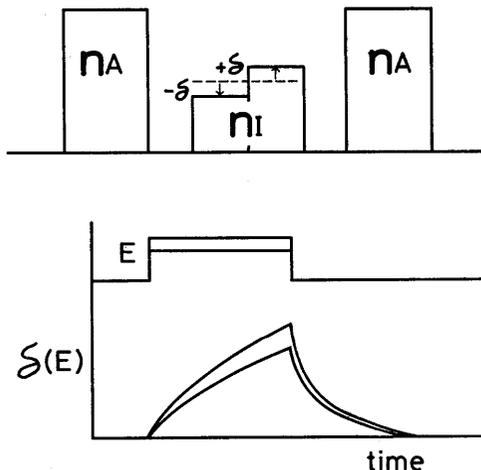


図 6. 電気光学効果の説明図

$n_A, n_I$  はそれぞれ A-, I-帯の屈折率。下図、電場印加によりフィラメントは曲げられる。それは電場が強ければ大きく変化する。電場を切った後の緩和過程は溶液の粘度が一定ならばフィラメントの曲げの剛性率のみにより、電場の強さにはよらない。フィラメントが硬ければ速く、やわらかければゆっくりもどる。

光回折法を用いた 1 つの実験例を示す (詳細は原著<sup>71)78)</sup>に、裏話は総説<sup>79)</sup>にある)。細いフィラメントは自由端が負、Z 端が正の電気双極子である。スキンドファイバーを伸展し両フィラメントの重なりのない標本の長軸方向に電場を印加すると、細いフィラメントは曲げられ、あるいは真直にされ配向が変化する。細いフィラメントの配向が変われば Z-帯の両側の I-帯の屈折率 ( $n_I$ ) は一方が  $\delta$  上昇し他方は  $\delta$  低下する (図 6)。すなわち電場 ( $E$ ) を印加しているときには屈折率は

$$n_I(E) = n_I(0) \pm \delta(E)$$

となる。電場印加中に A-帯の屈折率は変化しない (変化しても見えない)。筋節長  $7 \mu m$  付近では電場印加中の光回折線強度変化  $\Delta I$  は、 $\delta(E)^2$  に比例する (電気光学効果)。この強度の時間経過は、Z-帯で一端を固定された細いフィラメントが平衡の位置から曲げられ、電場を切るとまわりの液の粘性抵抗に逆って元の位置にもどる過程を表わす。電場を切った後の緩和時間から細いフィラメントの曲げの剛性率が求められる。

現在まで細いフィラメントの曲げの剛性率は種々の方法により求められているが、概ね  $2 \sim 6 \times 10^{-17} \text{dyn} \cdot \text{cm}^2$  であり、 $\text{Ca}^{++}$  存在下で減少する(やわらかくなる)<sup>21)</sup>。最近ファロイジン—ローダミンや FITC など強い蛍光物質をアクチンにつけると、光学顕微鏡下に溶液中のアクチンフィラメントがぐにゃぐにゃしているのが見えるようになった<sup>77)</sup>。

(付記)

一般に  $n$  次の光回折線強度は左右で異なる(図4)。線維を長軸のまわりに  $180^\circ$  回転すると左右の関係が逆転する。Rüdel と Zite-Ferency は、入射光に対して傾いている格子面を筋線維中に想定し、Bragg 反射によりこれを解釈した<sup>61)</sup>。すなわち線維に対する入射角を変化させ回折線強度を測定すると Bragg 条件を満足する所で強度はピークになる。ピークが複数となることから、複数の傾きをもった格子面が存在するとした。傾いた格子面は相隣の筋原線維間に一定のずれがあることによる。この立場は筋原線維内の構造にはふれない。他方前者の一次元格子の立場は、1本の筋原線維から出発している。実際には筋線維から得られる回折像は筋原線維の集合体からのものである。筋原線維間の並び(たとえば Z—膜の並び)が非常に規則的である場合には格子面が形成される。完全に不規則な場合には形成されない。上の2つの立場は両極端に位置し、実験で得られるデータはその間のどこかに位置しているのである。

## VII. お わ り に

スキンドファイバーの実験を中心にして述べた。最近以下のようなことを感じている。

細いフィラメントは同じ太さの針金の数10倍やわらかく、その本態である分子間結合力はそれほど強くないだろう。しかし収縮のときに発生する2つのフィラメントの間のすべりの力によってちぎれる程弱くはない。その機能を発揮できるぎりぎりの強さはもっている。太いフィラメントも、生理的な状態からほんのわずかいオン強度を上げると溶解する。これらの生体内

の構造物は、人間が造ったビルディングや機械のように十分な安全率をみこんで、がちりとかたく造られたものではなく、割合とルーズにやわらかく造られたものではないだろうか。だからこそまわりのわずかな環境変化にもすばやく応答できるのだろう。個体全体は機械のようにがちりとはしていないけれども、すばやく応答できる部品が集まったものであるからこそ、環境の変化に敏感に応答し、動的平衡状態を保ちつつ恒常性を維持することができるのではないだろうか。

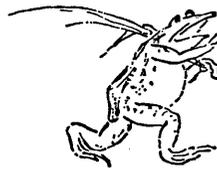
## 文 献

- 1) April, E. W., Brandt, P. W. & Elliot, G. F. (1971) The myofilament lattice: studies on isolated fibers. I. The constancy of the unit-cell volume with variation in sarcomere length in a lattice in which the thin-to-thick myofilament ratio is 6:1. *J. Cell Biol.* **51**, 72-82
- 2) April, E. W., Brandt, P. W. & Elliot, G. F. (1972) The myofilament lattice: studies on isolated fibers. II. The effects of osmotic strength, ionic concentration, and pH upon the unit-cell volume. *J. Cell Biol.* **53**, 53-65
- 3) Bastian, J. & Nakajima, S. (1974) Action potential in the transverse tubules and its role in the activation of skeletal muscle. *J. Gen. Physiol.* **63**, 257-278
- 4) Baylor, S. M., Chandler, W. K. & Marshall, M. W. (1982) Optical measurements of intracellular pH and magnesium in frog skeletal muscle fibers. *J. Physiol.* **331**, 102-137
- 5) Baylor, S. M., Chandler, W. K. & Marshall, M. W. (1982) Use of Metallochromic dyes to measure changes in myoplasmic calcium during activity in frog skeletal muscle fibres. *J. Physiol.* **331**, 139-177
- 6) Bernstein, J. (1895) Das Beugungsspektrum des quergestreiften Muskels bei der Contraction. *Pflügers Arch.* **61**, 285-290
- 7) Blinks, J. R., Rüdel, R. & Taylor, S. R. (1978) Calcium transients in isolated amphibian skeletal muscle fibers: detection with aequorin. *J. Physiol.* **277**, 291-323
- 8) Casella, C. (1951) Tension force in striated muscle, isolated fiber and sarcolemma. *Acta Physiol. Scand.* **21**, 380-401
- 9) Cleworth, D. R. & Edman, K. A. P. (1972) Changes in sarcomere length during isometric tension development in frog skeletal

- muscle. *J. Physiol.* **227**, 1-17
- 10) Costantin, L. L. (1970) The role of sodium current in the radial spread of contraction in frog muscle fibers. *J. Gen. Physiol.* **55**, 703-715
  - 11) Del Castillo, J., Anderson, M. & Smith, D. S. (1972) Proventriculus of a Marine Annelid: Muscle preparation with the longest recorded sarcomere. *Proc. Nat. Acad. Sci.* **69**, 1669-1672
  - 12) Ebashi, S. & Endo, M. (1968) Ca ion and muscle contraction. *Prog. Biophys. Mol. Biol.* **18**, 123-183
  - 13) Ebashi, S., Endo, M. & Ohtsuki, I. (1969) Control of muscle contraction. *Quart. Rev. Biophys.* **2**, 351-384
  - 14) Ebashi, S. (1975) Regulatory mechanism of muscle contraction with special reference to the Ca-troponin-tropomyosin system. *Essey Biochem.* **10**, 1-36
  - 15) Endo, M. (1972) Stretch-induced increase in activation in skinned muscle fibers by calcium. *Nature New Biol.* **237**, 211-213
  - 16) Endo, M. (1972) Length dependence of activation of skinned muscle fibers by calcium. *Cold Spring Harb. Symp. quant. Biol.* **37**, 505-510
  - 17) Endo, M. (1977) Calcium release from the sarcoplasmic reticulum. *Physiol. Rev.* **57**, 71-108
  - 18) Endo, M., Kitazawa, T., Yagi, S., Iino, M. & Kakuta, Y. (1977) Some properties of chemically skinned smooth muscle fibers. In: *Excitation-Contraction Coupling in Smooth Muscle*. (Casteels, R. et al. eds.) North-Holland Publishing Co., Amsterdam, 199-209
  - 19) Fuchs, F. & Fox, C. (1982) Parallel measurements of bound calcium and force in glycerinated rabbit psoas muscle fibers. *Biochim. Biophys. Acta.* **679**, 110-115
  - 20) Fujime, S. (1975) Optical diffraction studies of muscle fibers. *Biochim. Biophys. Acta.* **379**, 227-238
  - 21) 藤目 智 (1982) 筋肉の細いフィラメントの構造のゆらぎ. *日本物理誌* **37**, 469-473
  - 22) Godt, R. E. & Maughan, D. W. (1977) Swelling of skinned muscle fibers of the frog: experimental observations. *Biophys. J.* **19**, 103-116
  - 23) Godt, R. E. & Maughan, D. W. (1981) Influence of osmotic compression on calcium activation and tension in skinned muscle fibers of the rabbit. *Pflügers Arch.* **391**, 334-337
  - 24) Gordon, A. M., Huxley, A. F. & Julian, F. J. (1966) Tension development in highly stretched vertebrate muscle fibers. *J. Physiol.* **184**, 143-169
  - 25) Hess, P., Metzger, P. & Weingart, R. (1980) Free magnesium in sheep, ferret and frog striated muscle at rest measured with ion-selective micro-electrodes. *J. Physiol.* **333**, 173-188
  - 26) 樋口秀男, 馬詰良樹 (1983) スキンドファイバーの弾性要素の局在. *生物物理学会年会予稿集* S79
  - 27) Hill, D. K. (1953) The effect of stimulation on the diffraction of light by striated muscle. *J. Physiol.* **119**, 501-510
  - 28) Huxley, H. & Hanson, J. (1954) Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature* **173**, 973-977
  - 29) Ishiwata, S. & Oosawa, F. (1974) A regulatory mechanism of muscle contraction based on the flexibility change of the thin filaments. *J. Mechanochem. Cell Motility* **3**, 9-17
  - 30) Ishiwata, S. (1981) Melting from both ends of an A-band in a myofibril. Observation with a phase-contrast microscope. *J. Biochem.* **89**, 1647-1650
  - 31) Iwazumi, T. & Pollack, G. H. (1978) Stretch responses of maximally activated skinned rabbit soleus fibers. *Abstr. 6th Int. Biophys. Congr., Kyoto, VIII-8-(J)*
  - 32) Jahromi, S. S. & Atwood, H. L. (1969) Correlation of structure, speed of contraction and total tension in fast and slow abdominal muscle fibers of the lobster (*homarus americanus*). *J. Exp. Zool.* **171**, 25-37
  - 33) Jahromi, S. S. & Atwood, H. L. (1969) Structural features of muscle fibers in the cockroach leg. *J. Insect Physiol.* **15**, 2255-2262
  - 34) 春日規克, 馬詰良樹 (1981) 生筋から硬直筋にいたる過程. *生物物理学会年会予稿集* 83
  - 35) Kawai, M. & Kuntz, I. D. (1973) Optical diffraction studies of muscle fibers. *Biophys. J.* **13**, 857-876
  - 36) 栗原 敏, 小西真人, 高橋智幸 (1982) Aequorinによる筋細胞内  $Ca^{++}$  transient の測定. *日本生理誌* **44**, 37-48
  - 37) Kurihara, S., Konishi, M. & Sakai, T. (1983) Changes in  $[Ca^{++}]_i$  induced by rapid cooling of single skeletal muscle fibers treated with low concentration of caffeine. *Cross-Bridge Mechanisms in Muscle Contraction*. 印刷中
  - 38) Lazarides, E. (1980) Intermediate filaments as mechanical integrators of cellular space. *Nature* **283**, 249-256
  - 39) Levy, R. M., Umazume, Y. & Kushmerick, M. J. (1976)  $Ca^{2+}$  dependence of tension and ADP production in segments of chemically skinned muscle fibers. *Biochim. Biophys. Acta.* **430**, 352-365
  - 40) López, R. J., Alamo, L., Caputo, C. & Di Polo,

- R. (1983) Determination of ionic calcium in frog skeletal muscle fibers. *Biophys. J.* **43**, 1-4
- 41) Maruyama, K., Natori, R. & Nonomura, Y. (1976) New elastic protein from muscle. *Nature* **262**, 58-60
- 42) Maruyama, K., Matsubara, S., Natori, R., Nonomura, Y., Kimura, S., Ohashi, K., Murakami, F., Handa, S. & Eguchi, G. (1977) Connectin, an elastic protein of muscle. *J. Biochem.* **82**, 317-337
- 43) Maruyama, K. (1980) Elastic structure of connectin in muscle. In: *Muscle Contraction: Its Regulatory Mechanisms* (Ebashi, S. et al. eds.), Japan Sci. Press, Tokyo/Springer-Verlag, Berlin, 485-796
- 44) Maruyama, K., Kimura, S., Ohashi, K. & Kuwano, Y. (1981) Connectin, an elastic protein of muscle. Identification of "Titin" with Connectin. *J. Biochem.* **89**, 701-709
- 45) Matsubara, I. & Elliott, G. F. (1972) X-ray diffraction studies on skinned single fibres of frog skeletal muscle. *J. Mol. Biol.* **72**, 657-669
- 46) Maughan, D. W. & Godt, R. E. (1981) Radial forces within muscle fibers in rigor. *J. Gen. Physiol.* **77**, 49-64
- 47) Maughan, D. W. (1983) Diffusible magnesium in frog skeletal muscle cells. *Biophys. J.* **43**, 75-80
- 48) Mill, P. J. & Lowe, D. A. (1971) Ultrastructure of the respiratory and nonrespiratory dorsoventral muscles of the larva of a dragonfly. *J. Insect Physiol.* **17**, 1947-1960
- 49) Moss, R. L., Swinford, A. N. & Greaser, M. L. (1983) Alterations in the  $Ca^{2+}$  sensitivity of tension development by single skeletal muscle fibers at stretched lengths. *Biophys. J.* **43**, 112-119
- 50) Natori, R. (1954) The role of myofibrils, sarcoplasm and sarcolemma. *Jikeikai Med. J.* **1**, 18-28
- 51) Natori, R. & Isojima, C. (1962) Excitability of isolated myofibrils. *Jikeikai Med. J.* **9**, 1-8
- 52) 名取礼二 (1977) 実験と思考: skinned fiber を用いた過ぎし日の実験を顧みながら. *慈恵医大誌* **92**, 607-613
- 53) Ochiai, K., Umazume, Y. & Maruyama, M. (1981) Augmentation by calmodulin of Ca-induced tension development in saponin-treated (chemically skinned) rat uterine smooth muscle fibers. *Biomed. Res.* **2**, 714-717
- 54) Ochiai, K. (1982) On the contractile properties of chemically skinned fibers of human oviduct smooth muscle. *Jikeikai Med. J.* **29**, 401-413
- 55) 落合和彦, 蜂屋祥一, 馬詰良樹, 増田 允, 丸山六三 (1982) 妊婦ラット子宮平滑筋 skinned fiber における  $Ca^{++}$  受容蛋白 (calmodulin) の影響について. *日本平滑筋誌* **18**, 141-143
- 56) Oosawa, F., Fujime, S., Ishiwata, S. & Mihashi, K. (1972) Dynamic property of F-actin and thin filament. *Cold Spring Harb. Symp. quant. Biol.* **37**, 277-285
- 57) Podolsky, R. J. (1964) The maximum sarcomere length for contraction of isolated myofibrils. *J. Physiol.* **170**, 110-123
- 58) Ramsey, R. W. & Street, S. F. (1940) The isometric length tension diagram of isolated skeletal muscle fibers of the frog. *J. Cell Comp. Physiol.* **15**, 11-34
- 59) Ranvier, L. (1874) Du spectre produit par les muscles striés. *Arch. de Physiol.* **6**, 775-780
- 60) Rapoport, S. F. (1972) Mechanical properties of the sarcolemma and myoplasm in frog muscle as a function of sarcomere length. *J. Gen. Physiol.* **59**, 559-582
- 61) Rüdél, R. & Zite-Ferenczy, F. (1979) Interpretation of light diffraction by cross-striated muscle as Bragg reflexion of light by the lattice of contractile proteins. *J. Physiol.* **290**, 317-330
- 62) Saida, K. & Nonomura, Y. (1978) Characteristics of Ca- and Mg-induced tension development in chemically skinned smooth muscle fibers. *J. Gen. Physiol.* **72**, 1-14
- 63) Sandow, A. (1936) Diffraction patterns of the frog sartorius and sarcomere behavior under stretch. *J. Cell Comp. Physiol.* **9**, 37-54
- 64) Sandow, A. (1936) Diffraction patterns of the frog sartorius and sarcomere behavior during contraction. *J. Cell Comp. Physiol.* **9**, 55-75
- 65) Sjöstrand, F. S. (1962) The connections between A- and I-band filaments in striated frog muscle. *Ultrastruc. Res.* **7**, 225-246
- 66) 徳留省吾 (1981) サポニン処理子宮平滑筋におけるカルシウム感受性. *慈恵医大誌* **96**, 421-427
- 67) Tonomura, Y. (1972) Muscle proteins, muscle contraction and cation transport. Univ. Tokyo Press
- 68) Toyoda, N. & Maruyama, K. (1978) Fine structure of connectin nets in cardiac myofibrils. *J. Biochem.* **84**, 239-241
- 69) Umazume, Y. (1974) The elastic property of the frog skinned muscle fiber. *Jikeikai Med. J.* **21**, 11-24
- 70) Umazume, Y. (1974) Some observations in the extremely stretched skinned muscle fibers. *J. Physiol. Soc. Japan* **36**, 469-471
- 71) Umazume, Y. & Fujime, S. (1975) Electro-optical property of extremely stretched skin-

- ned muscle fibers. *Biophys. J.* **15**, 163-180
- 72) Umazume, Y. & Yoshioka, T.(1980)Sarcomere disorder in skinned fibers during contraction. In : *Muscle Contraction : Its Regulatory Mechanisms*(Ebashi, S. et al. eds.)Japan Sci. Soc. Press, Tokyo/Springer-Verlag, Berlin, 475-481
- 73) 馬詰良樹, 春日規克(1981)骨格筋の幅方向の硬さ. *生物物理学会年会予稿集* 77
- 74) Umazume, Y. & Kasuga, N. (1983) Radial stiffness of frog skinned fibers in relaxed and rigor conditions. *Biophys. J.* 投稿中
- 75) 馬詰良樹, 小野寺昇, 樋口秀男(1983)弛緩スキンドファイバーの側方弾性. *生物物理学会年会予稿集* S79
- 76) Wang, C., Mc Clue, J. & Tu, A.(1979)Titin : major myofibrillar component of striated muscle. *Proc. Nat. Acad. Sci.* **76**, 3698-3702
- 77) 柳田敏雄, 松原一郎(1983)筋タンパクと収縮メカニズム(I, II).*科学* **53**, 515-522, 596-603
- 78) Yoshino, S., Umazume, Y., Natori, R., Fujime, S. & Chiba, S.(1978)Optical diffraction study of muscle fibers. II. Electro-optical properties of muscle fibers. *Biophys. Chem.* **8**, 317-326
- 79) 吉野茂雄, 馬詰良樹, 藤目 智(1979)in vivo における横紋筋の細いフィラメントの動的性質. *生物物理* **19**, 9-14



## 跳躍時の加速度計測と酸素摂取量

田村俊世・戸川達男  
(東京医科歯科大学医用器材研究所)

**Body acceleration measurement and oxygen uptake during jumping.**  
Toshiyo TAMURA and Tatsuo TOGAWA (*Institute for Medical and Dental Engineering, Tokyo Medical and Dental University, 2-3-10 Kanda-Surugadai, Chiyoda, 101 Tokyo*)

The integral of the positive acceleration per unit time was defined as physical activity. The device that measured physical activity during jumping was developed and the relationship between physical activity by acceleration measurement and energy expenditure was evaluated. Acceleration wave forms of back were measured with strain gauge type accelerometer. After amplification and rectification, the positive acceleration wave forms integrated. When the output of the integrator reached the threshold of comparator, the output of the comparator contained trigger signal. The physical activity was determined by the total counts of the trigger signal. 10 males jumped at four jumping cycles (20, 40, 60 min<sup>-1</sup> and random) and 24 children jumped at random jumping. Oxygen uptake, physical activity and heart rate were simultaneously measured. The results showed the oxygen uptake, physical activity and heart rate of males were linearly related to jumping cycle. However, oxygen uptake of random jumping was less than one of 60 min<sup>-1</sup> jumping in spite of the greater physical activity. This result indicated that the random jumping was operated efficiency due to the effect of elastic bounce. The oxygen uptake/body weight of males had good correlation to physical activity ( $r=0.922$ ), and heart rate ( $r=0.902$ ). Also the oxygen uptake/body weight of males and children had good correlation to physical activity ( $r=0.953$ ). The difference of ages and weights was not significant during jumping. These results mentioned to be useful in providing an objective evaluation of the physical activity of human subjects during jumping.

**Key words**; energy expenditure, physical activity, oxygen uptake, acceleration measurement, heart rate, jumping, exercise.

### I. はじめに

日常生活における行動にともなうエネルギー代謝量を知ることは、労働環境や一日の活動量を把握するうえで重要である。特に省力化による身体の活動量の減少が循環器系疾患の増加の一因となっているという報告とみられる<sup>1)</sup>。エネルギー代謝量を把握する最も一般的かつ精度の高い方法は酸素摂取量を計測することであるが、装置が大きく複雑であるばかりでなくマスクなどの着用のわずらわしさにより日常行動における活動量を把握するには必ずしも簡便な方法とは云いがたい。そこで今回、筆者らは、人体の動きそのものに着目し、筋肉運動によって生じる加速度を計測することにより身体の活動

量を評価する方法を考案した。そして運動時の重心の移動にともなう活動量とエネルギー代謝量との関係について最も簡単な跳躍運動により検討を加えた。

計測が容易で被検者にも拘束が少ない生体の加速度計測とエネルギー代謝に関する研究は数多くみられる。Cavagna et al<sup>6)</sup>(1963), Cavagna and Margaria<sup>5)</sup>(1966)は歩行時の加速度波形そのものに着目して、力学的側面から波形を解析することにより歩行運動による仕事量を算出した。また、Liberson et al<sup>9)</sup>(1962), Gersten et al<sup>8)</sup>(1969)は、加速度波形の特徴抽出から、正常歩行の仕事量ならびに歩行障害の評価を試みている。これらの研究は、歩行の数サイクルを運動方程式に基づいて解析しており、単位時間におけるエネルギー代謝量との関係には言及していない。Bhattacharya et al<sup>2)</sup>(1980)は最大加

速度と酸素摂取量の関係を歩行と跳躍について検討している。最大加速度と歩行速度、跳躍高とは体の重心付近では、それぞれ曲線、直線関係があり、最大加速度と酸素摂取量は曲線関係があることを示している。しかしながら身体活動を把握するには、瞬時の最大加速度を経時的に記録する方法より、単位時間の加速度の総和と酸素摂取量とを比較する方法が容易であると考えられる。そこで単位時間の加速度値の時間積分を計測し、これを身体の活動量と定義し、活動量を評価する装置を試作し、跳躍について酸素摂取量との関係を検討し、身体の活動量とエネルギー代謝量との相関を実験的に解析した。

## II. 原理と装置

跳躍は従来から仕事、仕事率の指標として用いられている<sup>10)</sup>。跳躍時の高さを計測することによりその位置エネルギーから仕事量を知ることができるが、経時的な仕事率を計測することはむずかしい。そこで生理学的評価によるエネルギー、すなわち筋肉の伸縮により、酸素を消費することから単位時間の筋肉の伸縮にともなう加速度変動を考えてみる。

Fig. 1 は跳躍時における体幹（体の重心に近い位置）の鉛直方向の加速度曲線とそれを積分して得られた速度、変位曲線およびその時の姿勢を示した。一連の跳躍において、正の加速度を積分した範囲は、足が地面に接地している状態で、人間が地面をけることによって生じた体幹の鉛直方向の速度変化  $\Delta V$  を示している。つま先が地面を離れている状態では  $-G$  の加速度が生じており、ここでは何ら筋肉の動きが生じていないことから、エネルギーの消費はないとする。これから人体の複雑な質点系を考えず、重心点のみに着目し、それが体幹においてほぼ一定であると仮定すれば、正の加速度の時間積分は人体の単位体重あたりの運動量の変化を示すと考えられる。人体の質量を  $M$ 、加速度を  $A$  とすれば、

$$M \int A dt = M \Delta V \quad (A > 0)$$

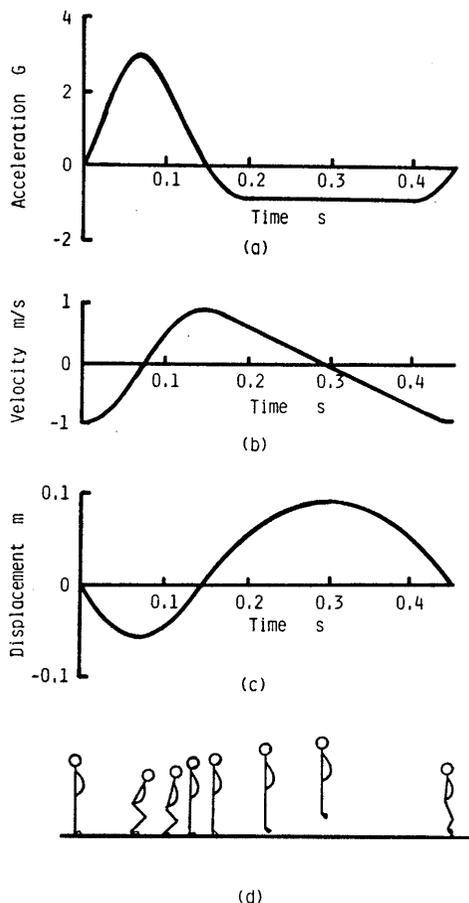


Fig. 1. Analysis of accelerographic data. Back acceleration was measured with strain gauge type accelerometer, and the velocity and displacement were integrated the accelerographic data using the equation of motion numerically.

であらわされる。

この条件をみたすべく、Fig. 2(a)のブロック図で示す演算回路を試作した。本装置は加速度を感知する加速度センサ部と、その出力波形を演算し、記録する部分よりなる。Fig. 2(b)に跳躍波形を入力した時の演算部各出力波形を示した。加速度センサーとしてはストレインゲージ形単軸加速度計(BA5L, 新興通信工業, 応答周波数範囲  $0 \sim 80\text{Hz}$ )を用い、その出力波形を増幅器(6M52, 三栄測器)を通し演算回路に入力する(Fig. 2(b)①の波形)。演算部では入力波形の正の部分を整流し(②)、積分を行う(③)。積分値はコンパレータのしきい値に達した時点でり

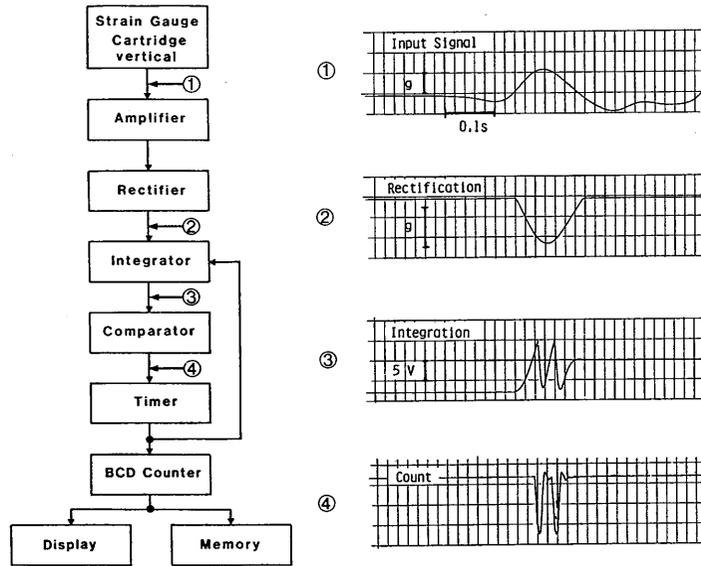


Fig. 2. a) Block Diagram of physical activity measurement circuit. b) Actual records of physical activity measurement circuit.

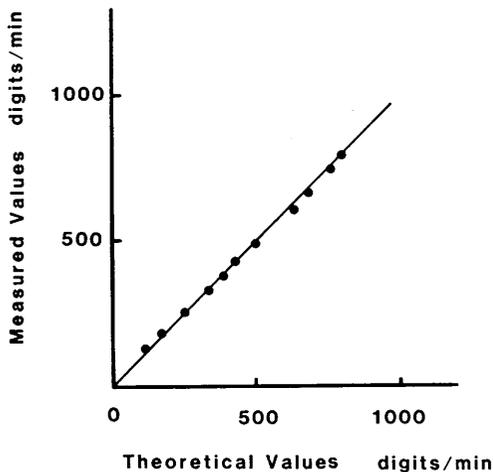


Fig. 3. Relationship between theoretical and measured values of the circuit. The error is less than  $\pm 3\%$ .

セットされ、そのリセットの回数を計数し(④)、カウンター出力として表示し、一定時間ごとに記録できるようにした。このカウントを読み取るとともに、あらかじめ定めてある重力加速度のカウント数で除して、活動量として表わした。

Fig. 3 は、演算部に振幅の異なる正弦波を入

力したときの表示された計数値と理論値を比較したものである。この結果、理論値と実測値の誤差は3%以内であり、十分な精度が得られた。

### Ⅲ. 実験方法

跳躍における鉛直方向の加速度分布は、Fig. 4 に示す通りで、人体を剛体と考え、重心点のみに着目すれば、重力と外部との接触面に働く力を考えれば良く、取り扱いが簡単となる。

被検者に加速度センサーを装着し、試作した装置により活動量を評価し、同時に酸素摂取量、心拍数を計測した。

被検者は19~24歳の健常成人10名(身長  $167.1 \pm 7.9\text{cm}$ 、体重  $67.0 \pm 9.7\text{kg}$ )でほぼ標準体型の人間であった。運動靴を着用した被検者の重心に近い第1腰椎背部に保護ベルト(サクロサポート、東京衛材研究所)で加速度計(BA5L、新興通信、重量17g)を固定し、運動中でもずれないようにし、鉛直方向の加速度を計測した。酸素摂取量計測のため被検者はマスクを装着し、心拍数計測は  $V_5$  に相当する胸部双極誘導

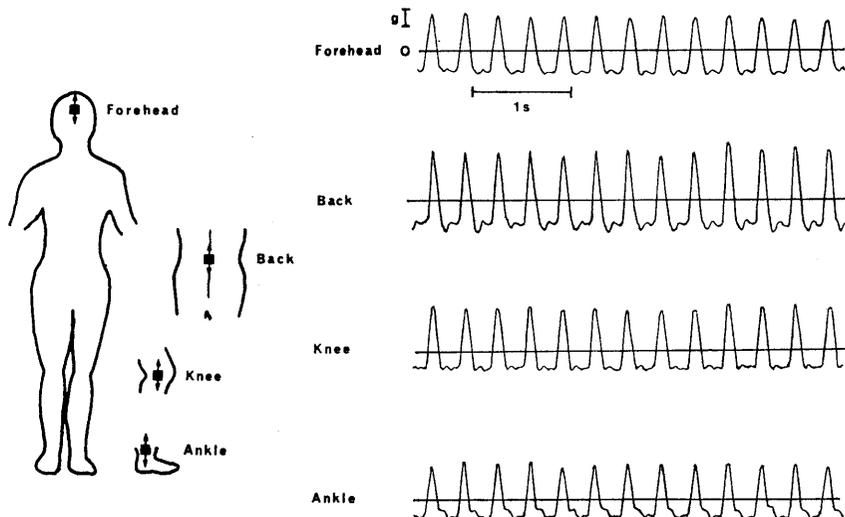


Fig. 4. Location of accelerometer and typical records of the forehead, back, knee and ankle acceleration wave forms during random jumping for one subject.

によった。両者の値は、呼吸代謝自動測定装置（エアロビック・プロセッサ391，三栄測器）によって解析した。

呼吸代謝自動測定装置は、ポーラログラフセンサーによる呼気  $O_2$  濃度 ( $F_{EO_2}$ )，赤外線炭酸ガス分析計による呼気  $CO_2$  濃度 ( $F_{ECO_2}$ )，熱線式流量計による呼気流速 ( $\dot{V}_E$ )，熱電対による呼気温度 ( $T_s$ )，計測開始時にポーラログラフセンサーによって計測する吸気  $O_2$  濃度 ( $F_{IO_2}$ )，検査室内大気圧 ( $P$ ) から、 $\dot{V}_{O_2}$  (STPD) を次のように算出する。

$$\dot{V}_{O_2}(\text{STPD}) = \dot{V}_E \times \frac{F_{IO_2}(1 - F_{ECO_2}) - F_{EO_2}}{1 - F_{IO_2}} \times \frac{P}{1013} \times \frac{273}{273 + T_g} \times \frac{760 - P_{H_2O}}{760}$$

ここで、 $P_{H_2O}$  は  $T_g$  における飽和水蒸気分圧を示し、内部で演算処理される。演算された酸素摂取量は30秒ごとに記録計に表示される。

心拍数は、テレメータ方式で送信され、瞬時心拍数を読み取った。

被検者は、検査開始30分前に検査室に入り、規定回数の跳躍 (20, 40, 60times/min), 連続跳躍を行い、単位時間の跳躍回数の変化により負荷の大きさを変え、活動量、酸素摂取量、心拍

数を比較した。ここで規定回数の跳躍では被検者にメトロノームの音を聞かせ、その音に合わせて跳躍させ、連続跳躍は任意に行なわせた。

計測開始前に、呼吸代謝自動測定装置は、標準ガスによるガス分析校正、2L 校正器による流速計校正、加速度計は重力加速度  $g$  を基準として校正した。計測開始後、被検者は10分間安静を保ち、前述の各種負荷を10分間の休憩をばさず、腕のふりをなるべく少なくし、3分間行った。酸素摂取量と心拍数は安静時と、運動負荷がほぼ定常となった最後の1分間の値をとり、そのときの1分間の活動量を計数した。

年齢による差異を検討するため、5～15歳の循環器障害のない小児24名 (身長  $147.5 \pm 18.5$  cm, 体重  $39.0 \pm 16.6$  kg) に15分間安静ののち、3分間連続跳躍をさせ、安静時の酸素摂取量、心拍数ならびに跳躍時の定常状態における酸素摂取量、心拍数、活動量を計測した。

#### IV. 結 果

跳躍回数の変化にともなう活動量、酸素摂取量、心拍数の平均値と標準偏差を Table 1 に示した。活動量は跳躍回数の増加に対して有意に増加した ( $\alpha < 0.02$ )、酸素摂取量は安静時で

Table 1. Physical activity, net oxygen uptake (gross and per kirogram of body weight) and heart rate in males at rest and during jumping.

Jumping Cycle times/min	Physical Activity G	Oxygen Uptake ml/min	Oxygen Uptake/ Body Weight ml/min·kg	Heart Rate beats/min
Rest		265.9± 44.4	3.93±0.50	70±12
20	0.16±0.03	990.8±139.8	16.80±4.71	107±13
40	0.30±0.02	1,509.1±257.7	22.60±2.77	129±13
60	0.42±0.04	1,819.7±261.8	27.16±3.21	143±13
Random	0.47±0.04	1,667.4±324.5	24.82±2.66	130±15

Parameters are means±SD of determination from average of 10 subjects.

187~330ml/min であり、跳躍回数が増加するにつれて増加したが、連続跳躍の場合、40 times/min のそれより多く、60times/min のそれより少ない値を示し、40, 60times/min それぞれに対する連続跳躍の酸素摂取量の有意差は認められなかった ( $\alpha < 0.05$ )。単位体重あたりに換算した酸素摂取量は安静時で 3.15~4.74ml/min·kg の値をとり、跳躍回数の増加とともに増大している。連続跳躍については、40, 60 times/min の中間値を示し、両者の値に対し、10%水準で有意であった。同様に心拍数につい

ても、安静時は 60~91beats/min で、規定回数の跳躍についてはほぼ直線的に増加しており、連続跳躍時は 40times/min の心拍数値と同様の値を示し、有意差は認められなかった ( $\alpha < 0.10$ )。

活動量と単位体重あたりの酸素摂取量および心拍数の相互の関係を Fig. 5~Fig. 7 に示した。Fig. 5 は単位体重あたりの酸素摂取量と活動量の関係を示したものであり、両者は高い相関が認められた ( $r=0.922$ )。図中○印は連続跳躍時の値であり、●印は規定回数の跳躍である。この図より、同じ酸素摂取量に対しては連続跳躍の

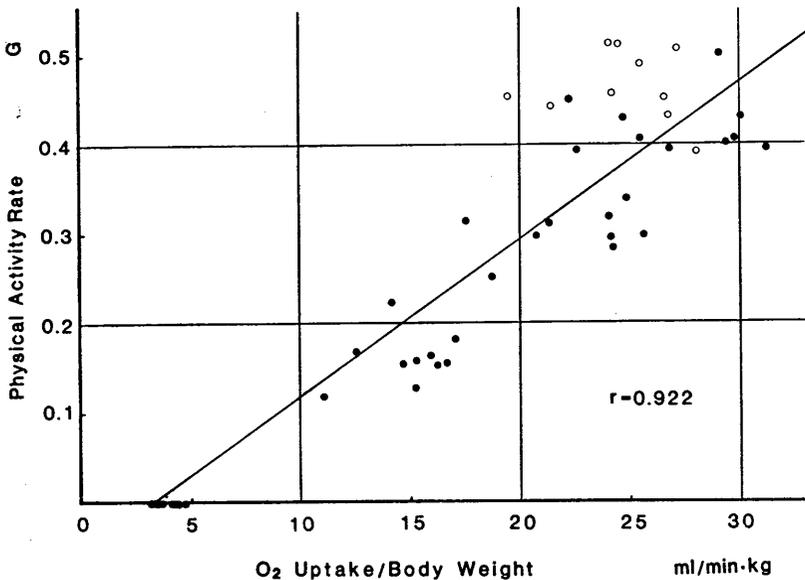


Fig. 5. Regression of physical activity on oxygen uptake/body weight. The data from continuous random jumping are shown by open circles and those from periodical jumping are shown by closed circles.

方が活動量が多いことがわかる。単位体重あたりの酸素摂取量と心拍数の関係を Fig. 6 に示したが、両者の間にも高い相関が認められた ( $r=0.902$ ). Fig. 5 と同様に○印は連続跳躍、●

印は規定回数の跳躍であったが、同一の酸素摂取量に対して、連続跳躍は規定回数の跳躍に比べわずかに低い心拍数をあらわしている。さらに活動量と心拍数とについてみると、かなりの

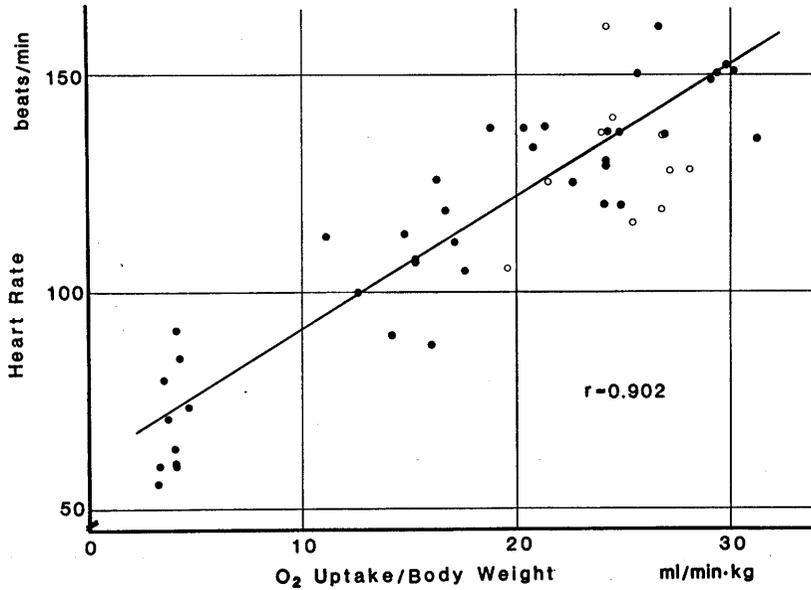


Fig. 6. Regression of heart rate on oxygen uptake/body weight. ○ shows the data from continuous random jumping and ● shows those from periodical jumping.

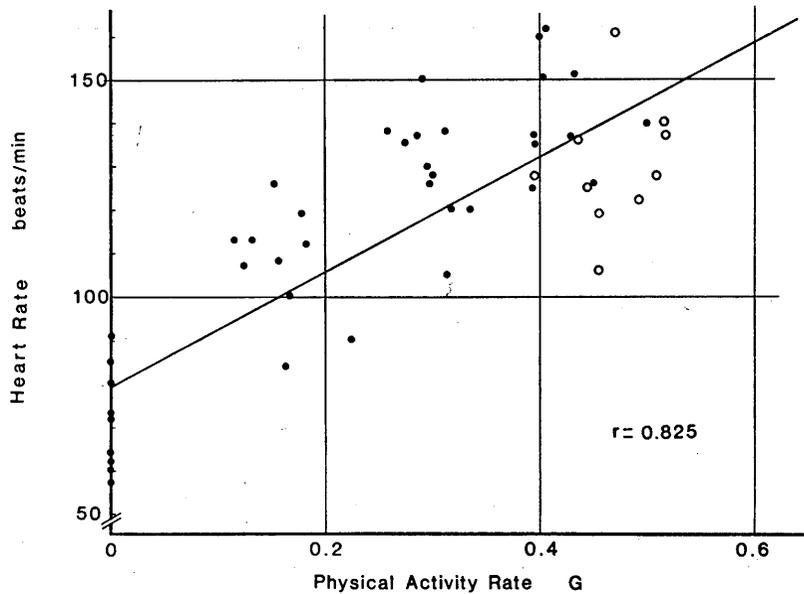


Fig. 7. Regression of heart rate on physical activity. The data from random and periodical jumping are shown by ○ and ● respectively.

Table 2. Physical activity, net oxygen uptake (gross and per kirogram of body weight) and heart rate in children at rest and during continuous jumping.

Age yrs.	Load	Physical Activity G	Oxygen Uptake ml/min	Oxygen Uptake/Body Weight ml/min·kg	Heart Rate beats/min
5~10	Rest	—	149± 45	6.14±1.26	108±11
	Jump	0.44±0.66	683±197	27.38±2.43	183± 6
12~15	Rest	—	212± 37	5.10±1.21	97± 9
	Jump	0.45±0.04	1,118±446	25.00±4.30	173±15

Parameters are means±SD of determination from average of 10 subjects for 5~10 yrs. and 13 subjects for 12~15 yrs.

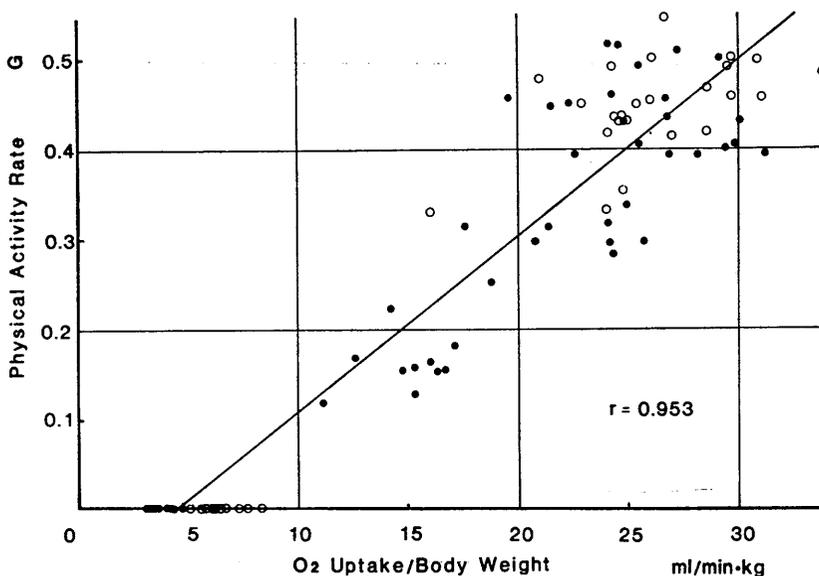


Fig. 8. Regression of physical-activity on oxygen uptake/body weight in males and children. ○ shows the data from children and ● shows those from males.

ばらつきがみられた ( $r=0.825$ ) (Fig. 7). この図においても Fig. 5, 6 と同様に跳躍を区別してあり, 同一の心拍数に対して活動量は連続跳躍の方が大きかった。

小児の連続跳躍における安静時と跳躍時の活動量, 酸素摂取量, 心拍数を年齢別において Table 2 に示した. 活動量は年齢群の違いによる有意差は認められず, 成人のそれとも有意差はなかった ( $\alpha<0.05$ ). 安静時の酸素摂取量は 12~15歳群が有意に大きかった ( $\alpha<0.05$ ) が, 単位体重あたりの酸素摂取量は 5%水準で有意差が認められなかった. 一方, 運動時の酸素摂

取量は 12~15歳群が 5%水準で有意に大きかったが, 単位体重あたりの酸素摂取量には有意差が認められなかった ( $\alpha<0.05$ ). また成人の間にも有意差は認められなかった ( $\alpha<0.05$ ). 心拍数については, 安静時, 運動時とも 5~10歳群が有意に大であった ( $\alpha<0.05$ ). 最後に, 小児, 成人をあわせた活動量と単位体重あたりの酸素摂取量の関係を Fig. 8 に示した. 図中○印は小児, ●は成人で, 小児の値は成人に比較して, わずかに高い. 両者の相関は  $r=0.953$  を示した.

V. 検 討

跳躍動作における加速度分布は Fig. 4 に示したように前額部、背部、ひざ部、足首部においてほとんど同じ波形を示し、重心点付近の背部の加速度波形が最高値を示した。跳躍者の足底が地面を押す力そのものが加速度波形に反映し、足底からの力がわずかな減衰をともなって頭部へと伝播する。よって加速度計の鉛直方向が脊髄に平行である重心付近の加速度波形は大きく、着地時に鉛直方向とわずかにずれる足首、ひざは小さくなっている。また前額は首などの弾性要素によりわずかに減衰し、重心付近より小さい加速度値を示したと考えられる。これは、Bhattacharya et al<sup>2)</sup> が行った部位と加速度波形についての知見と同様の結果を示している。

次に、実験結果から明らかなように、連続跳躍は 60times/min の規定回数の跳躍に比較して、活動量が多いにもかかわらず、単位体重あたりの酸素摂取量と心拍数は低い値を示した。Fig. 9 に連続跳躍と 60times/min の規定回数の跳躍の加速度波形をあらわした。規定回数の跳躍の1回の動作は、キックによる踏み切りに

至る足底に働く力と制動するために足底に働く力とから構成されている。そのため連続跳躍における2周期の跳躍にはほぼ等しくなっている。このことは連続跳躍は成人の場合およそ140 times/min であり、60times/min の規定回数の跳躍がおおよそ 120times/min の連続跳躍の活動量に相当していることから明らかである。活動量が多いにもかかわらず単位体重あたりの酸素摂取量が低いことは、規定回数の跳躍が、制動のために筋肉の短縮をするときにエネルギーを消費する一方、連続跳躍は、地面をキックして上昇するときに前回の跳躍の着地時の身体の反動を利用しているのにより効率の良い跳躍となり、エネルギーの消費が少なくなっている<sup>4)</sup>。また身体の機械的な効率は、負荷、筋収縮の速度によっても変わることから、跳躍者は、任意に跳躍する場合においては、効率を最高にするように運動していると思われる。

活動量と酸素摂取量は高い相関がみられたが、Brauha<sup>3)</sup> はフォースプレートを用いた実験から、正の加速度による仕事と、負の加速度による仕事の絶対値の時間積分が酸素摂取量と高い相関があると述べている。また Wong et al<sup>12)</sup> も同様の定義で絶対加速度値の時間積分を算出

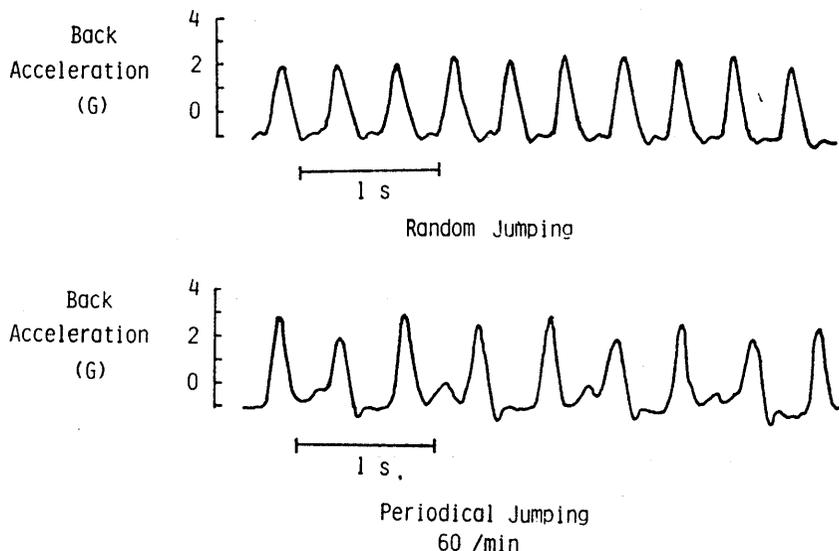


Fig. 9. Difference between periodical and random jumping of the acceleration wave forms.

している。跳躍運動の場合、正と負の加速度の和の時間積分は0となるから、正の加速度と負の加速度の絶対値の時間積分値を算出し、これを活動量と定義した場合でも高い相関が得られた( $r=0.917$ )(Fig. 10)。しかし跳躍運動は、足底が地面につき、地面から離れるときの、減速、加速動作をする際に必要とするエネルギーに酸素摂取量が大きく関与していることから、絶対加速度値より正の加速度の時間積分値を活動量と定めた方が妥当であると考えられる。その他の移動運動、走行、歩行の場合には負の加速度値についての検討も必要と思われる。

さらに本実験によって得られた跳躍回数に対する活動量、単位体重あたりの酸素摂取量、心拍数は、回数が増加するごとに直線的に有意に増加した。このことは跳躍運動が運動負荷の一種としても考えられることを示唆している。跳躍による負荷は、トレッドミル、自転車エルゴメータと比較して、大がかりな装置を必要としないので、いつでもどんな施設においても施行できる。また被検者に対して危険が少なく、複雑な動作を要求しないので、小児でも適用でき

る。本実験の結果では異なった年齢、体重の被検者に対して一定の活動量を示した。よって活動量を知ることができれば酸素摂取量を推定することは可能である。したがって、本研究に用いた装置により計測した活動量を負荷段階の指標とすれば、跳躍を運動負荷の一種と考えることができる。

異なった年齢、体位の被検者に対して跳躍が一定の負荷(活動量)であることはFig. 8からも明らかであるが、Åstrand and Rodahlのディメンション論<sup>1)</sup>によれば活動量、単位体重あたりの酸素摂取量はいずれも長さのディメンションLの逆数で示される。このことは、身長が高い程これらの値が低い傾向にあることを示しており、本研究の結果と矛盾する。跳躍においては、跳躍回数や跳躍高さの物理的な要因のほか、身体の循環系、筋肉系の発達具合などの生理治要因も加味され、年齢(身長)による差異はほとんどなくなったと考えられる。

また、今回の研究においては身体の移動にもなう加速度計測を行ったが、身体活動を把握するには机上作業などにおける種々の動作が考

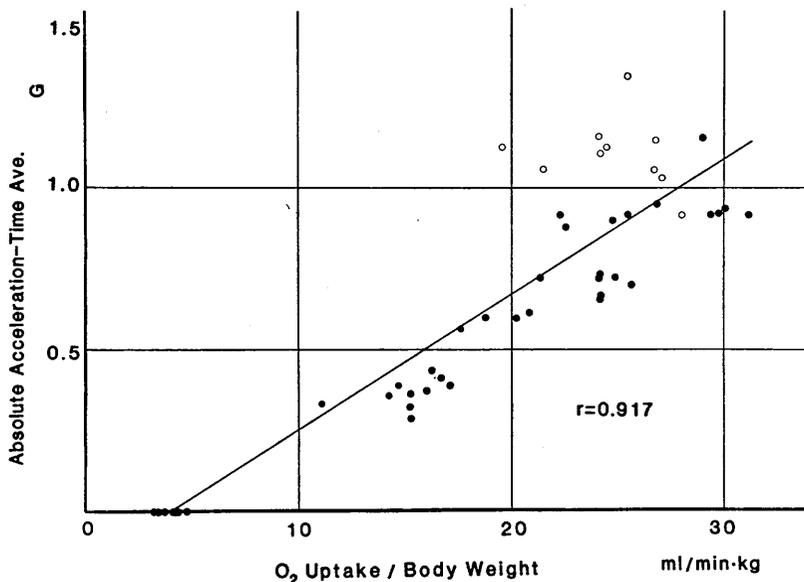


Fig. 10. Regression of integral of absolute acceleration per unit time on the oxygen uptake/body weight. The data from random and periodical jumping are shown by open and closed circles respectively.

えられる。そこで手首などの加速度計測も考慮されなければならない<sup>11)</sup>。今後、加速度計の装着部位と活動量の関連について検討を加え、身体活動量を的確に表現したい。

最後に、計測方法に関して今回、加速度計測は有線で、心拍数のみテレメータを用いた。加速度計はストレンゲージを用いたため、直流増幅器を必要とし、検査室内の計測のみ可能である。しかし行動に対する活動量を把握するという意味からは、今後、直流増幅器を必要としない圧電形や半導体ゲージ形トランスデューサの導入を考え、演算部、記録部とも被検者に装着して計測を行うようにしたい。

実験に用いた呼吸代謝自動測定装置はマスクと蛇管で連結されているが、跳躍時に被検者に苦痛やわずらわしさを与えたことは否定できない。また計測精度、応答に関しては蛇管(1m)による計測時間の遅れが跳躍開始時の過渡応答時に影響をおよぼすと考えられるが定常状態での計測には問題がなかった。

## VI. 結 言

筋肉運動によって生じる加速度に着目し、活動量を機械的に評価する装置を試作し、跳躍について従来の指標(酸素摂取量・心拍数)との関連について検討した。

加速度の正の時間積分値を重力加速度の単位で表わした値を活動量と定めた。この定義にもとづきストレンゲージ形加速度計で計測した加速度波形の正の部分を整流、積分し、コンパレータしきい値で積分値をリセットし、そのリセット回数をカウント数として表示する演算回路を試作した。

本装置を用いて活動量の評価を、成人、小児の2つの年齢層について行ない、酸素摂取量、心拍数との関連を調べた。重心付近の体表に加速度センサーを固定し、鉛直方向の加速度カウント数(活動量)を計測するとともに呼吸代謝自動測定装置で酸素摂取量、心拍数を計測した。

その結果として、

1. 活動量と単位体重あたりの酸素摂取量の間には高い相関がみられ( $r=0.922$ )、同様に心拍数と単位体重あたりの酸素摂取量も高い相関を示した( $r=0.902$ )。
2. 活動量と単位体重あたりの酸素摂取量の関係には年齢による差異はなく、小児と成人を合わせた場合の相関係数は $r=0.953$ であった。
3. 連続跳躍は規定跳躍よりも活動量が多いにもかかわらず酸素摂取量は少なかった。これは2つの跳躍における機械的効率が異なることを示している。
4. 規定回数の跳躍で回数が増加するとともに、活動量、酸素摂取量、心拍数は直線的に増加していることが示され、運動負荷として跳躍が適切であることが示された。

稿をおわるにあたり、本研究の一部は、慶応義塾大学医学部付属病院小児心機能室で行なわれたものであり、医学部小児科小佐野 満教授、若林 良先生はじめ教室員の皆様の御援助、御協力を得ましたことを深謝致します。また資料整理、実験補助をして下さった早稲田大学工学部機械工学科 中島研二さん、神田雅江さんに深く感謝致します。

本研究の一部は文部省科学研究費 奨励A 57701333によった。

本研究の一部は第60回日本生理学会大会において発表した。

## References

- 1) Åstrand, P-O. & Rodahl, K.(1970)Textbook of work physiology, ch. 10, McGraw Hill Kogakusha Ltd., Tokyo, 319-340
- 2) Bhattacharya, A., McCutcheon, E. P., Shvartz, E. & Greenleaf, J. E.(1980)Body acceleration distribution and O<sub>2</sub> uptake in humans during running and jumping. J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol. **49**, 881-887
- 3) Brauha, L.(1960)Physiology in industry, Evaluation of the physiological requirements of jobs, the force platform, Pergamon Press, London, 99-108
- 4) Cavagna, G. A.(1970)Elastic bounce of the body. J. Appl. physiol. **29**, 279-282
- 5) Cavagna, G. A. & Margaria, R.(1966)Mechanics

- of walking. *J. Appl. Physiol.* **21**, 271-278
- 6) Cavagna, G. A., Saibene, F. P. & Margaria, R. (1963) External work in walking. *J. Appl. Physiol.* **18**, 1-9
- 7) Fox, S. M. III, Naughton, J. P. & Haskell, W. L. (1971) Physical activity and the prevention of coronary heart disease. *Ann. Clin. Res.* **3**, 404-432
- 8) Gersten, J. W., Orr, W., Sexton, A. W. & Okin, D. (1969) External work in level walking. *J. Appl. Physiol.* **26**, 286-289
- 9) Liberson, W. T., Holmquest, H. J. & Halls, A. (1962) Accelerographic study of gait. *Arch. Phy. Med. Rehabil.* **43**, 547-551
- 10) 渋谷侃二, 春山国広(1965)垂直跳びの力学(第1報), 東京教育大学スポーツ研究所報 **3**, 52-58
- 11) Webster, J. B., Messin, S., Mullaney D. J. & Kripke, D. F. (1982) Transducer design and placement for activity recording. *Med. and Biol. Eng. and Comput.* **20**, 741-744
- 12) Wong, T. C., Webster, J. G., Montoye, H. J. & Washburn, R. (1981) Portable accelerometer device for measuring human energy expenditure. *IEEE trans. Biom. Eng. BME-28*, 467-471



## 学生実習の新しい試み II. 血 圧

東邦大学医学部第一生理

彦坂興秀, 鳥居鎮夫

血圧あるいは血流の実習は、その神経的調節機構を調べることに重点がおかれているようである。しかしそのような調節機構以前に、物理的な閉鎖管系の中を流れる流体としての血液を理解することが重要であろう。ところが、本格的な血行力学の実験は標本作製が困難で学生実習には適当でない。おそらく初めて温血動物の手術を経験する学生たちにとって、開胸手術は不可能に近い。逆に、電気回路を用いたシミュレーションの実験は魅力的でないだろう。

そこで私達は、動脈の一部を人工血管におきかえることによって生ずる血行動態の変化を、血圧を指標にして調べる実習を考案した。以下にその準備の手続きと実験の方法を詳しく記し、実際の学生実習の結果を示す。

### I. 人工血管の装着 (図1~4)

3~4 kg のウサギを用い、ウレタン麻酔下で手術する。両側の総頸動脈を分離する。人工血管を装着する側の総頸動脈は約3 cm くらい分離し、そのもつとも心臓側ともつとも頭側に太めの糸を一本ずつ通す。手術方法の詳細は省略する。実習前の準備は本稿末尾の(付)に記す。

本実験の人工血管は、ポリエチレンチューブとポリエチレンのT字管を、ゴム管を介して連結したものである(図1)。両端は比較的細いポリエチレンチューブを使った上行カニューレと下行カニューレ、2個のT字管は電気血圧計に接続するための血圧測定ユニットと、圧縮空気を満たした注射筒を接続するためのコンプライアンスユニットである。2個のT字管のあいだにさしあたって太めの短いポリエチレンチューブを介在ユニットとして連結してある。

総頸動脈の2ヶ所を切開し、頭側の切開口から上行カニューレを頭側にむかって、下行性カニューレを心臓側にむかって挿入し人工血管とする。

具体的な手順は、

- ①人工血管をゴム連結部c(図1)を介して電気血圧計に接続する。
- ②ゴム連結部e(図1)を動脈クレンメで閉じる。
- ③電気血圧計にとりつけた注射筒から人工血管の方に

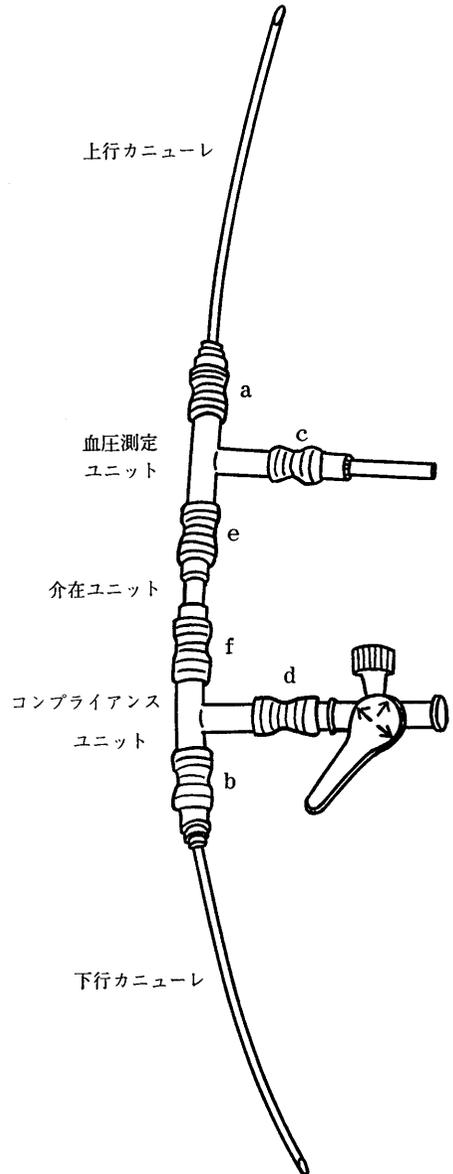


図1. 人工血管の構成。

生理食塩水を押し出すと、上行カニューレに生理食塩水が満たされる。

- ④総頸動脈のもつとも頭側ともつとも心臓側の2ヶ所を動脈クレンメではさむ(図2)。

- ⑤頭側のクレンメから約1 cm 下方で総頸動脈を半切し、上行カニューレを頭側にむかって挿入する (図 2).
- ⑥頭側のクレンメをはずす (この後さらにカニューレを約 2 cm 挿入しておいた方が安全である).
- ⑦糸でしっかりと結紮し、カニューレが頸動脈から抜けぬことを確認する.
- ⑧ゴム連結部 a (図 1) を閉じる.

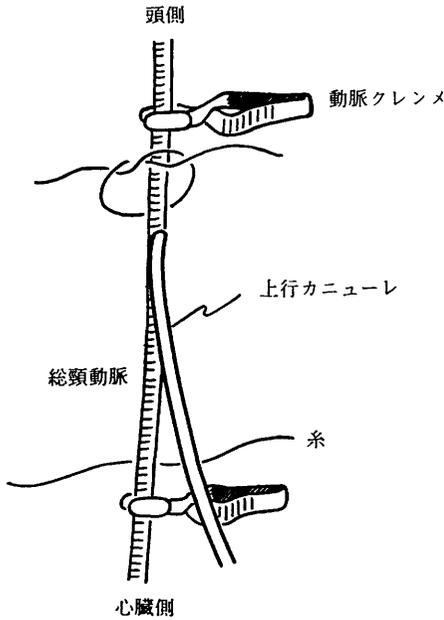


図 2. 総頸動脈へのカニューレの挿入方法.

- ⑨ゴム連結部 e (図 1) を開いて、今度は下行カニューレに生理食塩水を満たす.
- ⑩連結部 b と三方活栓 (図 1) を閉じる.
- ⑪心臓側のクレンメの約 1 cm 上方から下行カニューレを心臓側にむかって挿入して結紮する. この場合、図 3 のように人工血管全体としてループ状にする.
- ⑫このループの根本を総頸動脈を含めて比較的ゆるく結紮する (図 3).

次に血管壁の弾性あるいはコンプライアンスのシミュレーションのための装置を構成する (図 4).

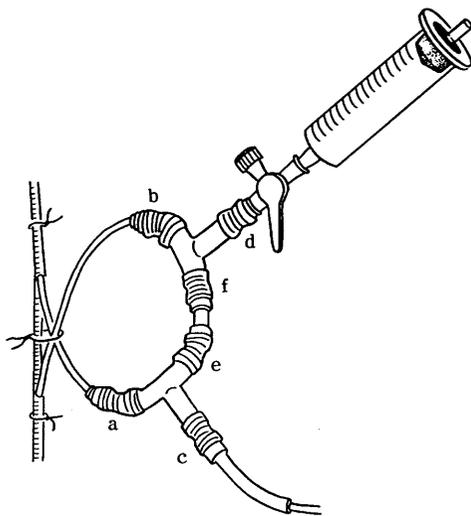


図 3. 人工血管の装着.

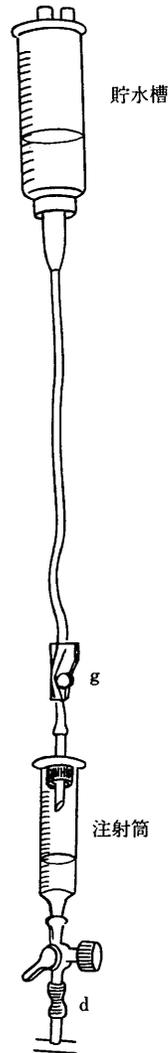


図 4. 空気槽の構成.

人工血管の側壁に密閉された空気槽をつくることによって、大きなコンプライアンスをシミュレートすることができる。ここでは 10ml の注射筒の外筒の後端をゴム栓で密封したものをを用いる。しかし、これだけでは注射筒内に血液がそれ自身の圧力で噴入してくるであろう。これに抗するためには、血圧に見合う静水圧を外部からかける必要がある。そのために貯水槽を高さ約 1.5m に保持して注射筒とビニール管で連結する。

具体的には、

- ① コック g (図 4) を閉じる。
- ② 貯水槽 (図 4) にヘパリンを含んだ生理食塩水を 1/3 くらい入れる。
- ③ 注射筒 (図 4) を人工血管のコンプライアンスユニットに三方活栓 (図 1, 4) を介して結合する。
- ④ 貯水槽を高さ約 1.5m に保持しながらコック g を開く。図 4 のように注射筒 A の中に 1/7 くらい生理食塩水がたまるであろう。
- ⑤ コック g を閉じる。
- ⑥ 貯水槽はさしあたってスタンドに固定しておく。
- ⑦ 三方活栓を閉じる。これで人工血管の基本的構成が完成した。
- ⑧ ゴム連結部 a, b (図 1, 3) を開ける。動脈血が人工血管を通して流れるのがわかる。

## II. 実験

- (1) 電気血圧計を作動させると、オシロスコープあるいはポリグラフ上に血圧波形があらわれる。血圧の第一級変動、第二級変動、第三級変動を見る。平均血圧、脈圧、心拍数を計測する。

以上の(2)~(5)の条件でおこる血圧の変化を考察せよ。

- (2) 人工血管の連結部 a (図 1, 3) を閉じる。  
……………Bernoulli の法則との関連を考察せよ。
- (3) 連結部 a を開いて、連結部 e を閉じる。  
……………脳循環の特殊性が示唆できるか。
- (4) 連結部 e を開いて、三方活栓 (図 1, 3, 4) を開く。この時、血液が注射筒内に流入するようであれば、コック g (図 4) を開き、貯水槽の高さを変えて血液を押し戻す。その後、コック g を閉じる。  
……………Windkessel の模型とは何か。
- (5) 三方活栓を閉じて、他側の総頸動脈を動脈クレンメで閉じる。

……………(2) と合わせて何が結論されるか。

- (6) 次に連結部 e-f 間 (図 1, 3) の介在ユニットの流体力学的変数を変えたときの血行動態の変化を調べる。介在ユニットを内径と長さの異なるポリエチレンあるいはゴムのチューブに置換したときに、その末梢側で血圧がどのように変わるか、を見る。ポリエチレンチューブは内径が 0.5 から 2.2 mm、長さが 5 cm から 20 cm のあいだの組み合わせを約 8 通り、ゴムチューブは内径 1.5 mm のものをもちいる。

置換の具体的な方法は、

- ① ゴム連結部 a, b (図 1, 3 参照) を閉じ、e, f 間の介在ユニットを抜去する。
- ② まず e 端に置換すべきチューブの片側を連結し、血圧計の側から生理食塩水を押し出してこのチューブに満たした後、f 端を結合する。
- ③ 連結部 a, b を開いて血圧を測定する。
- ④ ①~③ の操作をくりかえして、異なるチューブについて血圧を測定する。

これらの実験の結果と Poiseuille の法則との関連を調べよ。実験は動脈系のどの部分、あるいはどのような状況をシミュレートしているか。

- (7) 次に血圧の神経的、化学的調節機構のいくつかを調べる。

連結部 e-f 間を最初のように (図 1, 3) 単一の短いポリエチレンチューブとする。

- ① 鼻孔を押えて呼吸を数秒間停止させる。
- ② 反対側の頸動脈洞を圧迫する。
- ③ 両方の眼球を指で強く眼窩に押し込むように圧迫する。(Aschner 反射)
- ④ 体表をはじいたり、さすったりする。(Goltz 反射)
- ⑤ 迷走神経を分離し、糸で結紮する。

## III. 実験の結果 (図 5~11)

実験項目(1)~(6)のそれぞれについて結果を示す。

- (1) 省略する。
- (2) 血圧測定部よりも頭側を閉じる。(図 5)

頭側への血流を遮断すると同時に血圧とくに最高血圧が上がる。平均血圧の上昇率は典型的には 10~20% であるが、血液凝固などのために測定部位よりも心臓側の血流抵抗が高いと、50% 以上に達する場合がある。人工血管全体の血流が良好であれば、数秒の経過で平均血圧がゆっくりとさら

に5~10%上昇する。

血液がもっている運動エネルギーが側圧のエネルギーに変換されることがこの血圧上昇の一要因である。血流速度のピークが血圧のピークにはほぼ一致することを考えれば、血流閉鎖後とくに最大

血圧が上がり、したがって脈圧が上がるということが理解できる。血圧を全圧でなく側圧で計ることの妥当性を理解する。

(3)血圧測定部よりさらに心臓側を閉じる。(図6)

心臓側からの血流を遮断すると速かに平均血圧

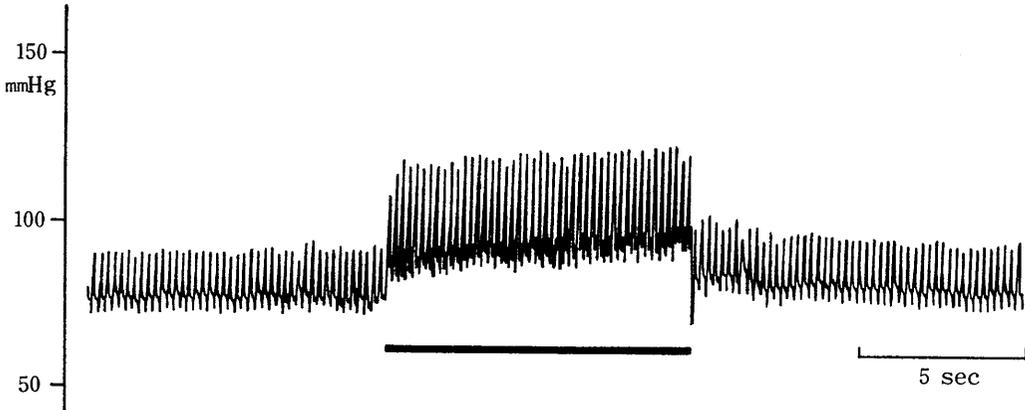


図5. 総頸動脈の血圧測定部よりも頭側を閉じた時(太い下線の部分)の血圧の変化。

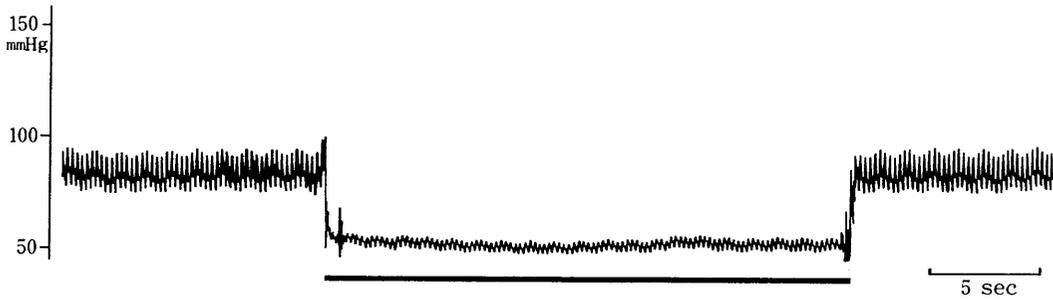


図6. 総頸動脈の心臓側を閉じた時(太線)の血圧の変化。

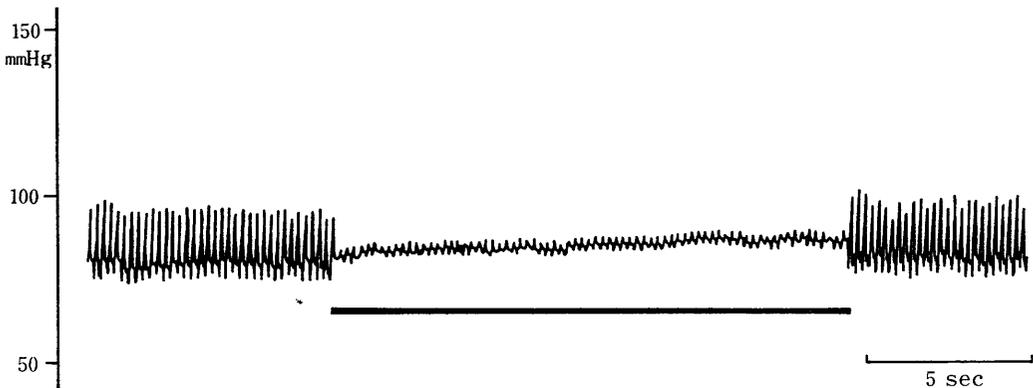


図7. 空気槽への連結部を開いた時(太線)の血圧の変化。



図8. 他側の総頸動脈を閉じた時(太線)の血圧の変化.

が下がり(30~60mmHg), 脈圧は5 mmHgかそれ以下となる。低いけれども一定の血圧が得られることは、測定部位よりも末梢側で動脈吻合があることを示す。Willisの動脈輪の意味が理解できる。カニューレ挿入時に空気や凝血による塞栓がおこったと思われる時には、脈圧がほとんどあらわれない。塞栓のもつコンプライアンスによって脈圧が吸収されるためであろう。

(4)空気槽への連結部を開く。(図7)

空気槽を血管の側枝とすることによって脈圧が著明に減少する。平均血圧は変化しない。これは

いわゆる Windkesselの 模型である。血圧あるいは血液のエネルギーの変化が空気の弾性エネルギーとして吸収されるためであることを理解する。

(5)他側の頸動脈を閉じる。(図8)

長い時間経過(5~10秒)でゆっくりと平均血圧が10~20%上昇する。脈圧は変わらない。開放すると2~3秒で元の血圧に戻る。この時間経過から、この変化は物理的というよりは調節的なものであることが示唆される。頸動脈洞を介する反射を第一の要因として考える。

一側の総頸動脈を閉鎖する点では実験(2)と同じであるから、実験(2)でしばしば見られる同様のゆっくりした血圧上昇も同じ機構によるものであろう。

(6)介入ユニットの置換。(図9, 10)

介入ユニットの内径が細い程、測定される平均血圧は低く、脈圧も低い(図9)。同様に介入ユニットが長い程、平均血圧はやゝ低くなる(図10)。

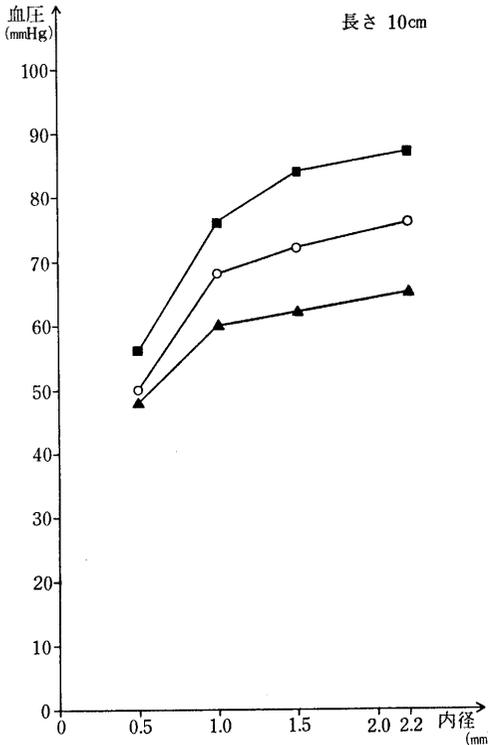


図9. 介入ユニットの内径を変えた時の血圧の変化(長さは10cmで一定). 黒四角は最高血圧, 白丸は平均血圧, 黒三角は最低血圧を表わす.

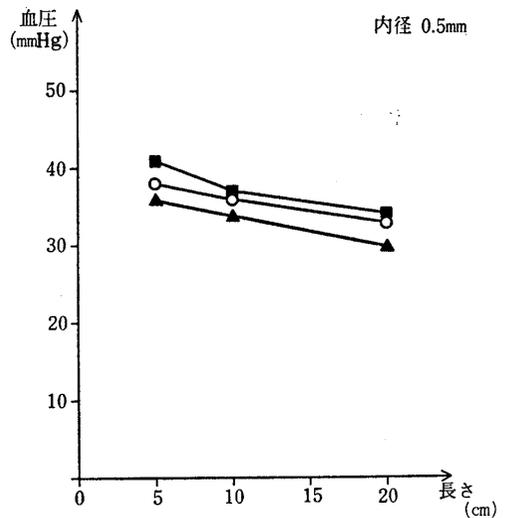


図10. 介入ユニットの長さを変えた時の血圧の変化(内径は0.5mmで一定). 図9とは別の実験で得られた結果を示す.

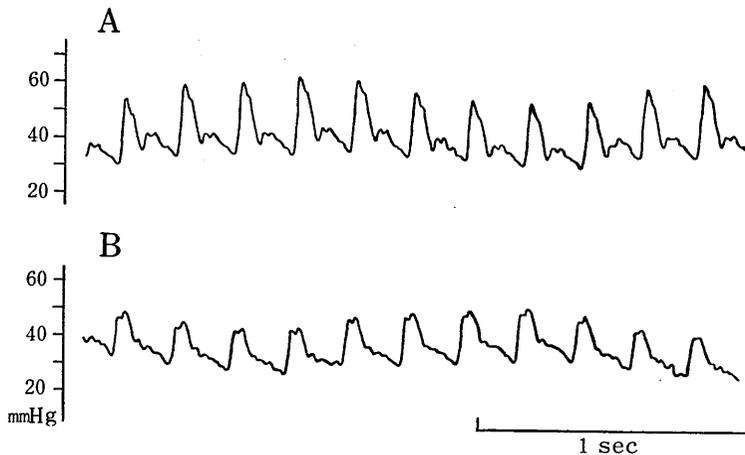


図11. 人工血管壁の材質と血圧の関係. A: ポリエチレン・チューブ. B: ゴム・チューブ, ともに内径1.5mm, 長さ20cm.

介在ユニットが長く細いほど、血流抵抗が大きくなり、したがって末梢側で記録される平均血圧は低くなる。

ここで、内径を変えたときの血圧の変化は長さを変えたときの血圧の変化よりも大きい。「一定の管の中を流れる流体の抵抗は、管の長さ按比例し、管の内径の4乗に反比例する」というPoiseuilleの法則が定性的に理解できる。また介在ユニットの抵抗が大きいほど、それよりも心臓側の動脈壁の弾性エネルギーとして血圧変化分が吸収される割合が大きく、そのために脈圧が小さくなる。

ポリエチレンのチューブを、同じ長さと同径をもったゴム管に変えると、平均血圧はほとんど変わらず、脈圧がやや減少する。しかしもっとはっきりしているのは、個々の血圧脈波の波形が変わることである(図11)。一般に立ち上がりが遅くなり、最大血圧のピークが2番目の山としてあらわれることが多い。

実際に壁の材質を変えることによって実験(4)と同様の結果を得ることが当初のねらいであったが、脈圧の減少はわずかであった。むしろ動脈を下流にたどるときに見られる血圧脈波の形の変化をシミュレートしている。

#### (7) 神経的・化学的調節

この実習ではあまり重視していない項目なので詳しく記さない。結果は教科書的である。

#### IV. 考 察 (図12)

もっとも単純な電氣的等価回路を図12Aに示してある。大気圧を接地電位とする。介在ユニットの抵抗を $R_L$ 、末梢(脳)循環抵抗を $R_P$ とする。コンプライアンスは考慮に入れない。図12Dの曲線aから、介在ユニットの抵抗 $R_L$ を上げると測定される平均血圧 $V$ は下がることがわかる。 $R_L$ が0に近ければ $V$ は $E$ にほぼ等しい。

実験(2)で血圧測定部位よりも頭側で血流を止めることは、 $R_P$ を無限大にすることと等価である。 $V$ の理論値は $E$ となるから平均血圧は上がる。

いいかえれば、この実験で見られる平均血圧の上昇には少なくとも2つの物理的要因がある。第一に、血液のもつ運動エネルギーが側圧に変換されるため、第二に、血流が停止することによって介在ユニットあるいはそれ以前の頸動脈での血圧降下がなくなるためである。

教科書によれば、運動エネルギーの全圧に占める割合は数%にすぎないから、第二の要因の関与がかなり大きいであろう。実際に、測定部位よりも心臓側で凝血などがおこって抵抗が上がっている場合には、実験(2)での平均血圧上昇が大きい。

実験(6)において、管が長いほど、また内径が小さいほど平均血圧 $V$ が低い。これと図12Dから、管が長いほど、また内径が小さいほど血流抵抗が大きくなることが結論される。

実験(3)で測定部位よりも心臓側で血流を止めること

は、抵抗  $R_L$  を無限大にすることと等価である。このとき  $V$  は 0 となるはずであるが、実際には 0 とならず、40~70%減少するだけである。これを説明するには、図12Bのように側枝を仮定する必要がある。この結果、 $R_L$  を無限大にすると、動脈吻合部での血圧  $\frac{R_p}{R_1 + R_p} E$  が記録される (図12Dの曲線 b)。通常この説明は定性的なものにとどめている。

実験(4)において、空気槽を側枝とすることは接地電

位へのコンデンサー結合と等価である (図12C)。この説明もできるだけ定性的、直観的なものにする。介入ユニットの抵抗  $R_L$  が大きいほどコンデンサー  $C$  の関与が大きくなるから、測定される血圧  $V$  の変化分 (脈圧) が小さくなる。これは実際に実験(6)でおこっていることである。ただしこの場合、空気槽ではなく動脈壁のコンプライアンスがコンデンサーとして作用している。

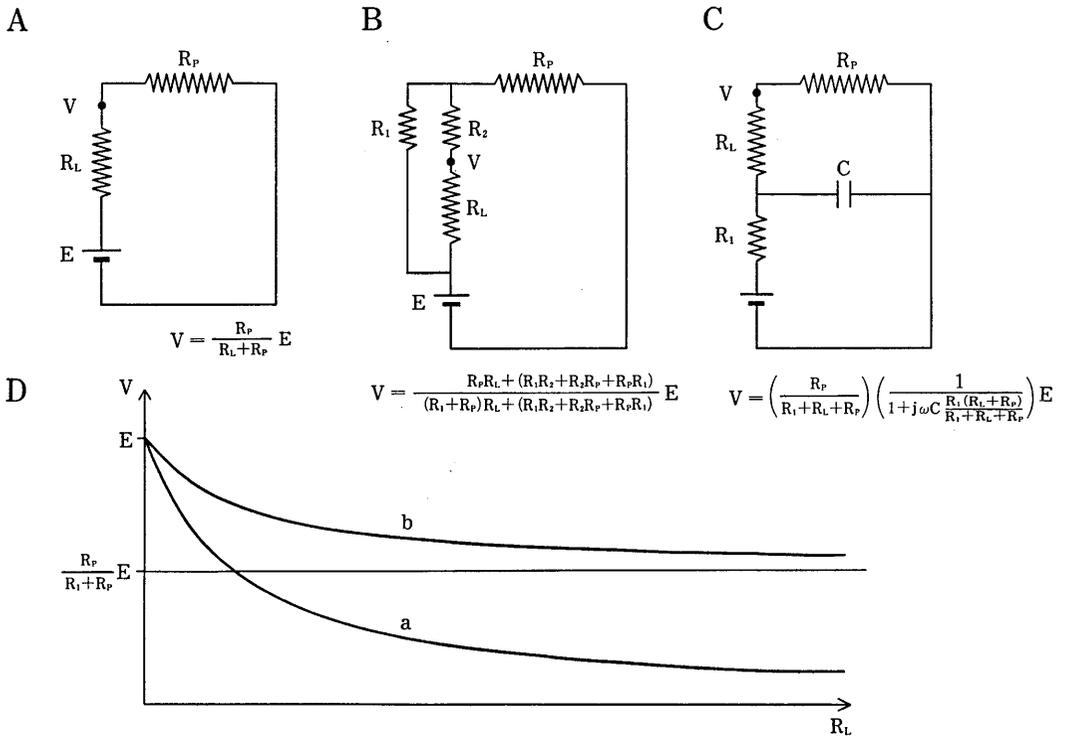


図12. 電気的等価回路。Dは  $R_L$  を変えた時の電圧  $V$  の変化。曲線 a は等価回路 A から得られたもの、曲線 b は等価回路 B から得られたものである。

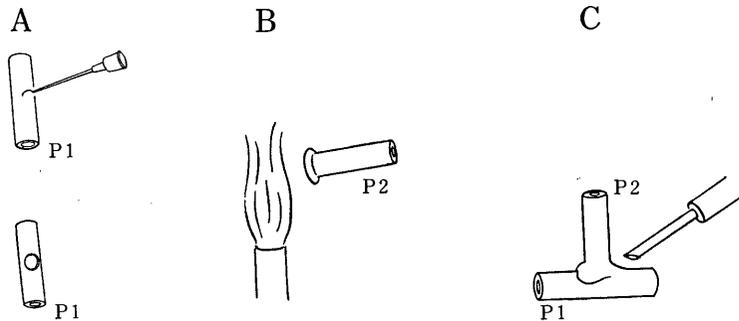


図13. ポリエチレンT字管の作り方。

電気回路をモデルとして実験結果を説明することによって、ひとつのまとまった系としての血液循環を理解できる。たとえば、介入ユニットの内径を小さくしたときには血流抵抗は大きくなるが、同時に血流量は減少する。したがって血圧降下が大きいのか小さいのか、このようなモデルなしには理解しにくい。

朝9時に動物を麻酔するところから始まって、休憩なしで、午後1時半ごろには全実験を終了できる。カニューレ挿入の段階で出血することがしばしばあるが、全グループで考察に値するデータを得ることができた。

(付) 実習が始まる前にある程度の準備が必要である。まず人工血管のユニットとしてのポリエチレンのT字管を作る(図13)。長さ約3 cmのポリエチレンチューブ(内径3.0mm程度)2個を用意して、仮に $P_1$ 、 $P_2$ とする。熱した注射針で $P_1$ の側壁をその内径と同じくらい大きさに丸く切り取る(図13A)。 $P_2$ の一端を熱で溶かして外縁が周囲から2 mm以上盛り上がった(図13B)、速やかに $P_1$ の側壁の穴に合わせるように押しつける。この時まだ柔かい $P_2$ の外縁を指先で $P_1$ の穴の周囲になでつけるようにする。さらに小型のハンダゴテで $P_1$ 、 $P_2$ の接触部分を溶解し、完全に

密封する(図13C)。簡単に、確実に、安上がりな方法である。

なるべく多くの異なるサイズのポリエチレンチューブを用意する。たとえば、動脈カニューレ部分はT字管よりもかなり細いので、異なる内径のチューブを何段かに連結してゴム管のサイズに合わせる。動脈カニューレに内径1.1mmのものを使うとすれば、内径1.5 mm, 2.2mm, 3.0mmという順序で連結する。接着剤を使用しないので、人工血管の一部に血液などが凝着した時など実験中でも部品交換が可能である。実験6の介入ユニットも同じ要領であらかじめ用意しておく。介入ユニット交換の場合はゴム管から直接はずすことはせず、内径3.0mmのポリエチレンチューブから内径2.2mmの部分を除去する方がはるかに楽である。空気槽としてdisposableの注射筒の外筒を用いた。その上端を密封するために、内筒(ピストン)の先についている硬質ゴムの部分をはずして用いた。このままでは外筒内をすべって固定されないが、その中心に穴をあけて、太目のポリエチレンチューブを通すことによって外径が大きくなり、比較的良好に固定される。このポリ管は貯水槽と連結するためのものである。貯水槽とそれに続くビニール管は、臨床点滴用セット(使用済みのもの)を利用した。

## 第215回生理学東京談話会

日 時：昭和58年5月28日(土) 13時～17時

場 所：独協医科大学臨床医学棟10階講堂

当番幹事：古 閑 睦 好， 齋 藤 望

### 1. 放射線全身照射のラット血小板におよぼす影響

今井英雄，遠藤英二，沢井洋子，吉田真理子，大柴 進(日大，医，第二生理)

放射線被曝によって出血傾向が惹起されることがしばしば観察され，この際の発生機作の一つに血小板関与の重要性が指摘されている。

本研究は，ラットを用いて $\gamma$ 線を全身に大量に照射した場合に循環血中の血小板がどのような影響を受けるかを機能と形態の面から明らかにしようとしたものである。放射線の照射は，ラットの全身に $^{60}\text{Co}$ - $\gamma$ 線を700～800レントゲン1回照射した。

成績： $\gamma$ 線被曝前のラット血小板数は $920,000/\text{mm}^3$ であったが， $\gamma$ 線被曝後7日目に急激に減少し $120,000/\text{mm}^3$ となり，10日目にはさらに低下し約 $10,000/\text{mm}^3$ と最低値となった。しかし14日目には $99,000/\text{mm}^3$ となって回復の傾向が見られた。血小板ADP凝集能は， $\gamma$ 線被曝後3日目に急激に減少し18%となり対照群の約1/4の値となったが，その後は漸次回復し14日目には対照群の1/2の値となった。血小板粘着能は， $\gamma$ 線被曝後7日目に対照群の40%，10日目には28%に減少した。しかし14日目には対照群の62%まで回復した。ADP凝集能と粘着能は平行しなかった。電顕的観察によって， $\gamma$ 線被曝後3日目の循環血中の血小板は形態の不整形化，血小板膜の破損，血小板内部空胞の増大および顆粒の減少が認められた。 $\gamma$ 線被曝7日目以後の時期では，血小板形態および内部構造は正常化した。14日目の時期には， $6\mu$ 以上の幼弱型巨大血小板が高頻度に出現し造血細胞の活発な血小板産生能が示された。

### 2. 聴側線器系受容器における5-HTの抑制効果。

岡野桂樹，菅原美子，小原昭作(帝京大，医，第一生理)

ゴンズイ電気受容器(聴側線器系)でセロトニン(5-HT)が静止時求心神経放電を可逆的かつ濃度依存性に減少させることを見出した。この系は求心性シナプスのみを含むので，この5-HTの抑制効果をさらに検討した。TTX存在下に単離受容器の求心神経

よりPSPを細胞外に記録すると受容細胞への順向性刺激(電流パルス)に対する入出力特性はS字状となる。灌流液中への5-HT投与はこの入出力特性を濃度依存性に右方へ移動させ，静止時PSP出力(静止時の伝達物質放出)は減少する。静止時PSP出力の50%抑制には $1.3 \pm 0.21 \text{ mM}$ ，100%抑制には $4.9 \pm 1.0 \text{ mM}$ を要した。類似構造をもつ5-メトキシトリプタミン，メラトニンはほぼ同様な濃度で5-HTに似た効果を示した。L-トリプトファン，ヒスタミンも同様な弱い活性を示す。一方，カテコールアミン類は同様な，しかし，しばしば非可逆的な抑制効果を示した。5-HTは，電気泳動投与によるグルタミン酸の促進効果にはあまり影響を与えない。一方，受容器のDC電位レベルは5-HTにより，わずかに過分極方向に動き，先に想定された静止時のCa流入の減少を暗示する。したがって，5-HTはこの求心性シナプスの前素子，すなわち受容細胞に対し，非特異的な抑制効果を示すものと思われる。

### 3. 交感神経性血管拡張に関する中枢機構

古賀知行，石川友衛(日大，医，第一生理)

クロラロース・ウレタン麻酔のネコで両側迷走神経切離を施し頸動脈洞反射を発生させて皮質運動野を電気刺激するとアトロピン感受性の筋血管拡張が生ずる。またこのとき，同側の前視床下野および扁桃体基底核・中心核，分界条で誘発電位およびユニット活動が得られる。この電位は潜時3～5ms，20～30msの2峰性陰性電位で，回復曲線その他から内包を介する同一経路を辿り，少くとも遅い成分だけは多シナプス性反応であることが明らかになった。

またこれらの電位が得られる部位を反復刺激すると皮質運動野刺激の場合と同じくcholinergicな筋血管拡張が生じ圧受容反射によってこれが著明に増強された。前視床下野からの循環反応は特異でadrenergicな血管収縮も同時に生ずる。視床下部腹内側核(VMH)からは皮質刺激で誘発電位は得られず，その刺激によって圧反射との相互作用を示さない血管収縮反応のみが得られた。またprefrontal cortexのablation

によって上記の反応は不変であることから、少なくとも VMH と prefrontal cortex は交換神経性血管拡張には関与しないと思われる。以上から、皮質運動野、前視床下野、扁桃体の一部は corticofugal な交換神経性血管拡張系を形成することが示された。

#### 4. ヒト睡眠時の PET (ポジトロン CT) による糖利用の研究

奥平進之, 福田秀樹, 鳥居鎮夫, 内田 耕\*, 河田兼光\*, 飯尾正明\*\* (東邦大, 医, 第1生理・第2内科\*・国立療養所中野病院, 放射線科\*\*)

覚醒, 睡眠に伴うヒト脳内糖代謝を<sup>11</sup>C-糖利用率から検討した。

方法: 18才~35才の健康男子10名について, ポジトロンCTによる脳撮影 (PET) と, 終夜睡眠脳波記録 (PSG) を併用した。PSG に必要な電極を装着 (約午後10時) 後, ベビーサイクロトロン内で作られた<sup>11</sup>C-O<sub>2</sub> を, ホウレンソウの光合成によって糖に吸着させ, アルコール抽出してできあがった<sup>11</sup>C-糖液 (約25m Ci) を内服させた。内服後1時間以内に, 安静覚醒時の<sup>11</sup>C-糖利用を Headtome II (鳥津社製) で撮影測定した。以後翌朝まで, 部分断眠, 選択断眠を PSG とともに行ったが, この間2回, <sup>11</sup>C-糖液を内服させ, 睡眠時の脳内<sup>11</sup>C-糖利用率を PET で測定した。なお Rhodes の方法に準じ, <sup>11</sup>C-糖代謝物の定量を, 血中の<sup>11</sup>C-糖や糖代謝物の測定を併用することで行った。

結果: 睡眠時 (特に NREM 睡眠) の脳内<sup>11</sup>C-糖利用率は, 覚醒時のそれと比較して有意に低かった。糖代謝物の脳内分布では, 前頭葉, 側頭葉, 後頭葉領域で約30%の減少を認めたが, 前頭葉領域の減少が著しかった。REM 睡眠時の糖利用率は, 数が少いため有意ではなかったが, NREM 睡眠時より高く, 覚醒時より低い傾向を示した。

#### 5. ポジトロン CT とシングルフォトン CT

山崎統四郎 (放射線医学総合研)

生きている人間の脳活動を機能図としてとらえる方法としてポジトロンCTが登場し, 注目されている。

放医研では1974年にサイクロトロンが設置され, 1979年に頭部用ポジトロンCT装置, 1981年には全身用ポジトロンCT装置が設置され, 臨床利用されている。使用放射薬剤は<sup>11</sup>CO, <sup>13</sup>NH<sub>3</sub>, <sup>18</sup>FDG, <sup>15</sup>O<sub>2</sub>, C<sup>15</sup>O<sub>2</sub> などであるが, その意義は, <sup>11</sup>CO 吸入によるイメージでは血液プールの分布が陽性に描出され, <sup>13</sup>NH<sub>3</sub> の

静注では局所の血流 (灌流) 状態が示される。<sup>18</sup>FDG 静注の場合にはグルコースの代謝率に比例してこれが分布する。また <sup>15</sup>O<sub>2</sub> と C<sup>15</sup>O<sub>2</sub> の持続吸入によってそれぞれの部位での酸素消費や局所血流の状態を知ることができる。

ポジトロンCTを行うためには, 大がかりな施設・設備を必要とするし, 医学以外の専門家の協力を要する。

そこで SPECT によって, 感覚刺激に対応した脳局所の血液変化をとらえる放射薬剤 (<sup>123</sup>I 標識ヨードアンフェタミン) も, 最近開発され使用され始めている。

現状でも ECT 特に PCT の有用性には測り知れないものがあるが, 今後とも新しい画期的な標識薬剤の開発が期待されている。

#### 6. X-CT と局所脳血流 (I-CBF)

上田裕一 (独協医大, 脳外科)

第3世代CTは, 高速連続スキャンが可能で, 装置自体も安定し, 再現性もよくX線吸収精密測定装置として信頼性が高い。演者らは, 非放射性的 Xe ガス吸入による連続CTスキャンで局所脳血流量の計測およびその画像化を行った。局所におけるXeガスの立上り率 ( $k$ ), 分配係数 ( $\lambda$ ) は独立して算出され, 画像化した。  $k$ - $\lambda$ -I-CBF の map は従来のCT画像と同一面であるので, 構造と機能の同時的判断が可能となった。分解能は約3mmで, 他の測定法に比し精度が高く, 細部の病変の読影が可能である。

使用機種はAS&E, GE-G/Tで第3世代CTとXeガスさえあれば, どこ施設でも測定可能である。計

算原理は, Fick の原理を変形し,  $\frac{dC}{dt} = k \cdot \lambda \cdot Ca - k \cdot C$

(C と Ca; 組織および動脈血中のXe濃度,  $k$ ; 立上り率,  $\lambda$ ; 分配係数) を用い, Ca は呼気中ガス濃度 Cair と比例関係があり,  $k, \lambda$  の相対値の算出を容易とした。3scan, 6分の吸入で原理的に計算可能であるが, 吸入時間とスキャン回数は多いほど  $k, \lambda$  の変動は少ない。

臨床所見として, 脳腫瘍で活動部分, 白質内, 皮質内浸潤・中心壊死などが明確となり, 脳血管障害では, 梗塞領域に, 出血性硬塞部, 沃度造影 (+) で血流低下部, hyperemia などの混在が判明し, 臨床的価値が高い。

生理実験への橋渡しとして, 計測の再現性, 吸入方法による変動などにも言及した。

## 〔追悼〕

## 寿原健吉先生を偲ぶ

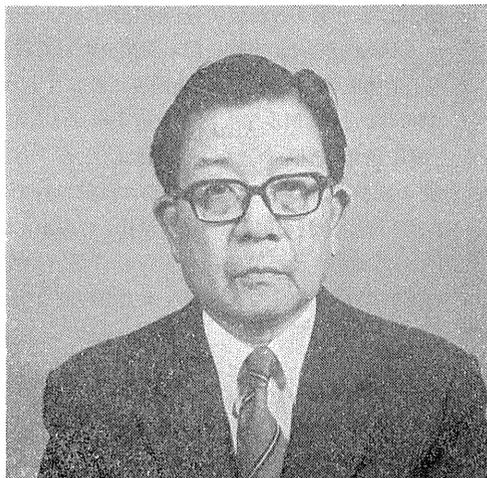
日本生理学会評議員・東京教育大学名誉教授寿原健吉先生は、1983年1月6日、肺がんのため急逝されました。享年69才でした。

寿原先生は小樽に生れ、1939年東大医学部卒業後、外科学教室副手として臨床に従事しながら、生理学教室（坂本嶋嶺教授）に通い、若林 勲先生（現東大名誉教授）の指導のもとで電気生理学的研究にたずさわりました。

1944年には北大助教授として、付置超短波研究所（現応用電気研）に赴任し、生理学部門（小溝協三教授）で、語音、脳波、心音など生体振動現象に関する研究に専念することとなりました。しかし、太平洋戦争末期にあたり、応召が重なり、研究の進展は思うにまかせませんでした。敗戦の翌1946年、小溝先生が退職され、以後、寿原先生は同研究所物理学部門今堀克己先生と協同で、脳波分析の研究に打ち込まれました。本川弘一先生の脳波分析論の検討から始まったその研究は、脳波に含まれる要素成分を統計的処理によって導く考えを実験的に裏付けたもので、誠に斬新なものでした。電算機のない当時、紙と鉛筆、数表と手まわしの計算機を使った計算作業が連日続きました。数秒間の脳波記録曲線の分析に、数日も費すのが通例でした。物資も乏しく、その上、小樽から札幌までの汽車通勤を余儀なくされ、生活は楽ではありませんでした。時には、ようやく仕上がった分析データが、鞆ごと盗難にあいました。文学通り昼夜を分けぬこのような研究の成果は、1948年「脳波の周波数分析とその統計論的意味について」の論文に集約され、これによって学位を取得されました。この論文は翌1949年英文で発表されましたが、いち早く国際的な注目をひきました。

寿原・今堀両先生の共同によって構築された理論の内容は、当時、N. Wiener が M. A. B. Brazier らと共同で展開していた脳波分析に対するフーリエ積分および相関関数の適用と、期せずして一致したものであり、戦争という壁の両側で、それぞれが独自に発展させていたものでした。

寿原先生は1948年、当時の国立聾教育学校（市川市）教授として上京し、直ちに、新制の東京教育大学教育学部に、わが国初めての障害児教育の総合的な高等教



寿原健吉先生

育・研究機関として、特殊教育学科を新設するために奔走されることとなりました。以来、1977年の東教大退官までと、ひきつづく1979年までの茨城大・教育学部教授在任の計31年間、一貫して障害児教育の基礎固めに献身され、医学系出身としては稀にみるユニークな経歴を迎えられました。

しかしながら、寿原先生が開拓された「脳波分析」を軸とする、不規則生体振動解析理論の発展と実際応用の展開とは、このような職場にありながらも、先生の終始かわらぬ中心課題として、追及され続けました。

1950年代後半から、わが国でも脳波分析法の向上や分析機器開発の機運が高まり、その後の電算機の導入による脳波分析法の飛躍的改善など、わが国でのこの分野の研究進展には目ざましいものがありますが、寿原先生がその先導の役割を果たされたことは、疑いのないところです。また、心身障害解明の基礎領域として、脳波・筋電図等の分析的研究の重要性を強調され、その面でも強力な指導にあたられました。脳の発達の指標としての脳波の経年変化に関する研究や、感覚障害による脳波構成成分の変化に関する研究、表面筋電図に対する周波数分析法の導入などは、脳波分析理論・分析手法のいっそうの発展とともに、寿原先生が最も力を注がれた課題でした。

門下生の多くが、心理学や教育学分野の、いわゆる

非医学系出身ですが、寿原先生は、生理学、脳波学の研究と指導において、その格調をけって低めることなく、徹底して、厳しく自然科学的基礎をしっかりとふまえた研究の進め方を強調されました。

1960年代に取り組みられた脳波分析機器の開発が契機となって、寿原先生は、当時まだ未開拓分野であった「医用電子生体工学(ME)」の学会創設に参加されました。1965年、日本 ME 学会は設立後3年目にして、東京で ME 研究の国際会議を主催しましたが、寿原先生はその総幹事として、会議の成功に貢献されました。続いて ME 分野の国際組織 IFMBE の理事、さらに名誉会員に推され、現在みられるわが国の ME 研究の国際的活躍に向けて、強力な牽引車の役を果たされました。

日頃の寿原先生は、些細にみえることにも鋭く配慮され、医療にうとい人たちの相談などには、肉親以上に親身に応えられて、最後の成りゆきを見届けるまでお世話されました。

寿原先生の突然の御逝去は、生理学・医学分野にとどまらず、障害児教育や ME 研究分野などさらに広い範囲にわたって、かけがえのない損失をもたらしたことを思うと、痛恨にたえません。

寿原先生の御遺業のいっそうの発展を期しつつ、心から御冥福をお祈りするものであります。

(山形大学医学部 望月政司)  
(茨城大学教育学部 鈴木宏哉)

#### 寿原健吉 東京教育大学名誉教授略歴

大正2年11月3日 北海道小樽市に生れる。

昭和14年3月 東京帝国大学医学部卒業。

昭和14年4月～同19年7月 同医学部副手、外科学教室勤務、生理学教室で研究。

昭和19年7月 北海道帝国大学助教授、付置超短波研究所生理学部門所属。

昭和24年2月 脳波分析理論に関する論文により医学博士の学位を受く(北海道大学)。

昭和24年8月 国立聾教育学校教授。

昭和26年4月 東京教育大学教育学部教授、特殊教育学科生理学講座担当。その後、同大学国府台分校主事、特設教員養成所教授等を併任。

昭和34年3月～9月 文部省在外研究員としてアメリカ、欧州諸国に出張。第2回国際医用電子学会議(パリ)で報告。

昭和38年7月～8月 第5回国際医用電子学会議(リージュ)で報告。

昭和40年7月 第6回国際医用電子生体工学会議(東京)の主催側総幹事。以後4カ年間2期にわたり、同会議の国際組織「国際医用生体工学連合」役員就任。

昭和42年～同51年 上記国際組織による国際会議に、役員、招待講師、発表者等として、4回にわたり出席参加。

昭和47年～同48年 日本 ME 学会会長。

昭和47年12月 第2回日本脳波・筋電図学会学術大会長。

昭和52年3月 東京教育大学を定年退職。同大学名誉教授。

昭和52年4月～同54年3月 茨城大学教育学部教授。

昭和52年8月 第9回国際脳波・臨床神経生理学会議(マルセイユ)で報告。併せて日本代表として国際会議の日本招致を折衝。

昭和53年11月 特殊教育百年記念教育功労者として表彰される。

昭和56年9月 第10回国際脳波・臨床神経生理学会議(京都)名誉会長。

昭和57年9月 国際医用生体工学連合名誉会員。

昭和58年1月6日 肺がんのため逝去。享年69才。

## 〔会報〕

## 昭和58年度 第2回日本生理学会教育委員会議事録

日 時：昭和58年7月23日(土)午後1時

場 所：東京都文京区本郷5-24-12 百万石

出席者：埴 功 (神戸大), 林 秀生 (埼玉医大), 石河延貞 (宮崎医大), 菊地鎌二 (東京女子医大, 委員長), 前川杏二 (自治医大), 森 茂美 (旭川医大), 村上 憲 (山口大), 小川哲朗 (秋田医大), 山下 博 (産業医大)

欠席者：中馬一郎 (大阪大), 本間三郎 (千葉大), 熊田 衛 (筑波大), 中野昭一 (東海大), 富田忠雄 (名古屋大), 鳥居鎮夫 (東邦大), (A, B, C順)

特別出席者：清水 悟 (東京女子医大, 衛生, アンケートに関する電算機集計担当者)

I. 昭和57年度第二回日本生理学会教育委員会議事録 (日本生理学雑誌：45(3)175-176, 1983) および、昭和58年度第一回日本生理学会教育委員会議事録 (日本生理学雑誌：45(7)印刷中) の確認。

昭和57年度第二回日本生理学会教育委員会議事録 (日生誌：45(3)175頁, 左下より4行目) 119,000円(誤)→199,000円(正)に, (同じく最下行), 832,670円(誤)→382,670円(正)に誤植を訂正したうえで, いずれも承認された。

## II. 報告事項

1. 会計報告 (菊地委員長, 中野委員<会計担当>欠席のため). 前回の委員会で報告, 承認されたとおりで, その後特別の変更はないとの報告があった。

2. 教育用ビデオテープに関して (菊地委員長).

a. 第59回日本生理学会大会, 解説講演のビデオテープの再頒布について. 前回と同様に各大学の生理学, および神経内科, 脳外科, 内分泌関係諸科, 眼科等の関係学科主任に購入案内と申し込み用紙を配布する. 単価は前回と同じく25,000円(含送料)とする. (菊地委員長). 今後頒布するものはオリジナルテープが3/4インチテープのため前回よりやや画質が低下する可能性がある. 1/2インチビデオテープにする場合は単価20,000円(含送料)となる予定である (山下委員).

b. 実習用ビデオテープについて. オリジナルのマスタービデオテープを各著作者より生理学会に寄付して下さるよう要請し, それを学会事務局で保管し, 購入希望に応じ学会はオリジナルテープをポプビジョン社に貸出して転写頒布することが望ましい. 頒布時期は年2回にまとめて行うようにする予定であ

る. マスタービデオテープの画質が劣化して転写不能のものが数本あり, さらに軽度劣化しているマスターテープに関しては山下委員とポプビジョン社で廃棄にするかどうかを判定することになった. 1/2インチビデオテープの希望も出てきているので, ポプビジョン社で1/2インチテープの転写も行わせ, 単価は35,000円(含送料)とする. 3/4ビデオテープ代の約5,000円引き。

## III. 議事

## 1. 教育に関するアンケート調査について

a. 日本生理学会教育委員会の活動および教育に関するアンケートによる調査結果. 委員長, 菊地鎌二 (日本生理学雑誌：45(7), 1983, 印刷中) の検討. 本報告書を逐次検討しつつ, 次回の調査の質問事項とすべき問題点につき, 討議した. 担当委員が当日欠席のため, 討議が不十分な項目もあるが, 以下に討議内容の摘要を述べる。

I. 講座の定員, 教員数と学生数との関係, とくに留年学生が多い大学では実際に生理学の教育を行う学生数が定員の20~30%増加している場合もあるので, その実態を調査把握する必要がある. 教員数と学生数の関係は国公立と私立医科大学で区別し調査する. また学年制も行っている大学と, 学年制でない大学ではどの学年にバリエーションをおいて留年させているか, そのことと生理学の教育密度との関係も調査する。

II. 講座の構成. 大学院生(表2)の内容について. 基礎系大学院生か臨床系大学院生で一定期間生理学の大学院に籍を置く者とを区別して調査する。

## III. 教育に関して

A. 講義. 動物系, 植物系生理学 (内容は

新生理学の区分に準拠する)に分けて調査する必要がある。

#### B. 実習について

a. 生理学実習を複数講座で同時に行っているか、別々に行っているかの調査。学生数/指導教員数で教育の密度を知る上で調査が必要である。

b. 大学院生が実習の指導教育に参加しているか否かの調査。

c. 実習項目についても各講座が担当している項目の細目の調査が必要である。

d. 学生1人あたり実習の消耗品費用を動物系、植物系に分けて調査する。

e. 生理学実習以外の実習教育について。例えば学生数数が数週間生理学教室に配属されて行く基礎配属実習とかフリークォーターと称される教育の実態調査。

f. その他、学生以外のパラメディカルやME技術員の実習的教育が行われているかの調査。

#### IV. 自由記入項目

a. 多くの旧制大学医学部のように教養学部(2年間)と医学部(4年間)が完全に分離されている大学と6年間一貫教育を行って、教養課程に医学教育(特に基礎医学)カリキュラムが楔型に入りく

んでいる大学とでは教養課程の性格が非常に異なるので別個に調査する必要がある。

b. 医学課程に進学する前に教養課程の科目の必須単位数、および医学課程にとってもっと重要な科目は何かの調査が必要である。

#### 2. 今後の作業について

a. 今回の調査結果の処理は医学部生理学教室のみについて行ったが、さらに歯学部、研究所のデータも順次処理する。研究所と医学部附置研究施設は分けて処理する必要がある。

b. 上記(Ⅲ-1a)のような調査処理結果のまとめに対して討議が行われたが、今後は、

1. 8月末までに各委員は担当項目および全般にわたって調査結果を検討し、第2回アンケートに必要な調査項目、質問事項を委員長に提出する。

2. 9月中旬に委員長と作業グループは各委員の意見を参照して第2回アンケートの粗案を作り、全委員の意見を求める。

3. 10月中旬にアンケート用紙を印刷して関係機関に発送し、11月初旬にアンケートを回収する。

4. 11~12月にアンケート結果を電算機により処理し、12月の次回教育委員会において調査の処理結果を検討する予定である。(自治医大、前川)

## 第74回JJP編集委員会議事録

日時：昭和58年7月9日(土)2:00PM~4:00PM

場所：日本生理学会会議室

出席者：中山委員長、大村、瀧野、佐藤、星、本田、真島各委員

### 1. 前回議事録について

原案どおり承認された。

### 2. 論文審査

各委員より審査状況の報告ならびに説明があり、第33巻第4号掲載論文(16編)を確認した。

### 3. mini review 執筆要綱について

星委員の作成した原案に修正を加えて当面は内規としていくこととした。またKey Words他、細かいスタイルについては次回各委員で資料を持ちより、さらに検討することになった。

第34巻第1号~第3号の執筆者3名を選出し、委員長より正式に執筆依頼を出すことになった。

### 4. その他

### (1) JJPの名称変更について

Journal of Physiological SciencesとJournal of Physiology and Biophysicsの二つが新名称の候補としてあげられたが、この問題については早急には決定できないので、さらに意見を煮詰めていくこととし、今のところは常任幹事会に変更の意見のあることを報告しておくことになった。

(2) **Short Communication**に速報としての性格を持たせたほうがよいとの意見が出され、承認された。今後は毎号5編までは**Short Communication**を**Regular Paper**に優先させて掲載することになった。

〔お知らせ〕

## 1983年生理研コンファレンス概要

題目: Excitation and Membrane Macromolecules  
 日時: 1983年12月8, 9日午前9時30分~午後5時  
 場所: 愛知県岡崎市明大寺町 生理学研究所1階会議室

海外よりの招待者

Dr. B. Sakmann  
 Max-Planck-Institut für Biophysikalische  
 Chemie, Göttingen, West Germany

Dr. I. Tasaki  
 National Institute of Mental Health,  
 Bethesda, Md., USA

Dr. M. Ellisman  
 University of California at San Diego, La Jolla,  
 California, USA

連絡先 〒444 岡崎市明大寺町字西郷中38  
 生理学研究所  
 電話 (0564)53-7343  
 渡辺 昭

## 高エネルギー物理学研究所放射光実験施設より 「フォトンファクトリーニュース」発刊のお知らせ

昨年より稼働を開始した放射光実験施設は非常に多数の方々の献身的な努力により幾多の困難を乗り越え計画通りテスト段階を終え本年4月より一般ユーザーに公開されました。

そこで本実験施設の状態、マシンスケジュール、各種募集要項などをお知らせするため、「フォトンファクトリーニュース」を定期的に発刊することになりま

した。放射光施設利用者およびPF通信会員にはお送りしますがそれ以外の方で御希望の方は編集委員会までお申し込み下さい。創刊号は6月初旬の予定です。

昭和58年6月1日 編集委員長 坂部知平  
 宛先 〒305 茨城県筑波郡大穂町上原1-1  
 高エネルギー物理学研究所放射光実験施設  
 フォトンファクトリーニュース編集委員会

### 日本生理学教室史購入のお誘い

日本生理学教室史上巻は今年5月に刊行され、大変御好評をいただいて残部僅かとなりました。未だお求めにならない方々は至急にお申込み下さい。

尚、申込書用紙は日生誌44巻5号と10号に挿入してありますから御利用下さい。

定価 20,000円也

日本生理学教室史編集委員会

## 【本誌編集委員会より】

## 昭和57年度(1982)論文表題集申込み案内

既に日生誌5号で上記表題集の申込みについてご案内を致しましたが、在庫僅少となりましたから御入用の方は至急お申込み下さい。

## 訂 正

日生誌前号(45巻10号)において下記のようなまちがいがありました。ここにおわびと訂正をいたします。

- ① 631頁の図3と632頁の図4を入れ替える。
- ② 図4説明文中、(■,  $D_1$ )を(●,  $D_1$ )に変更。

## 【編集後記】

11号をお届けします。

今年も年中行事の科研費申請の候になりました。交付申請書の作成にお疲れになり、気分転換に本誌を手にした方も多いのではないでしょうか。

御承知のように、日生誌では44巻から生理学論文表題集を号外として発行し、これによって浮いた誌面を総説、研究法、教育資料の紹介などに充ててきました。今月号の総説は馬詰良樹氏に御寄稿いただきました。

日生誌編集委員会は、総説については各地区の会員の方々に順番に執筆を御依頼する方針で回を重ねてきましたが、今年4月大阪での編集委員会で、編集委員を務めた会員には、労をねぎらう趣旨で、交代後に総説一篇を日生誌に掲載する権利を贈ることを申し合

せました。馬詰氏は今春登坂恒夫氏と委員を交代されました。今月号の総説は上記の申し合わせに添って御執筆いただいたものです。

また、教育資料として、10号にひきつづいて今月号に、彦坂、鳥居両氏により東邦大学における学生実習の新しい試みが紹介されています。学生実習の効果をたかめるために、各大学でいろいろな試みがなされていることと思いますが、両氏による紹介を契機として、このような試みを日生誌上で御紹介いただければ甚だ有益と考えます。教育に関する情報交換の場として、日生誌はもっともっと活用されて良いのではないのでしょうか。

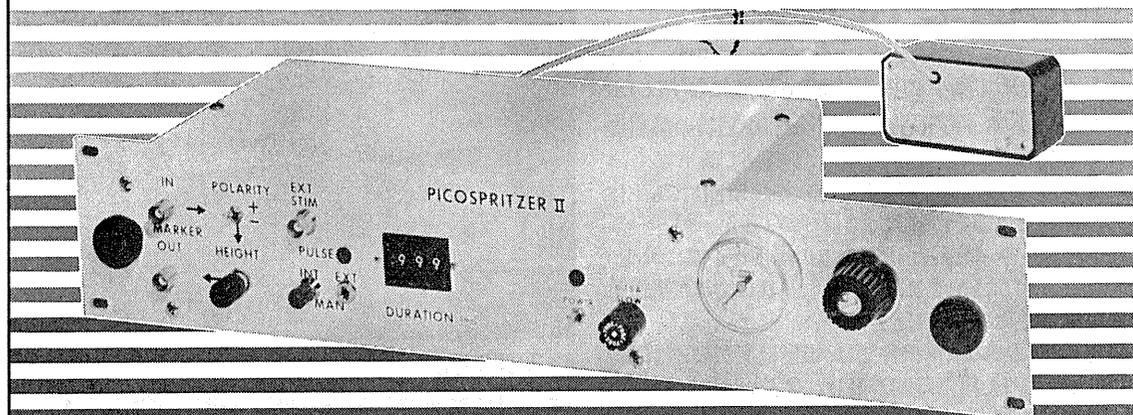
最後になりましたが、故寿原健吉先生に対する追悼文を拝見し、あらためて先生の御冥福をお祈り致します。  
(中村嘉男)

## 編 集 委 員

酒井敏夫(幹事)	上山章光	田中勳作
登坂恒夫	中村嘉男	平野修助
黒島晨汎(北海道)	中浜博(東北)	新島旭(関東)
永坂鉄夫(中部)	藤本守(近畿)	村上憲(中・四国)
堀哲郎(九州)		

# PICOSPRITZER II

圧力吐出に依る細胞内及び細胞外に定量  
極微量(ピコリター単位)試薬押出装置



PICOSPRITZER IIは標準ラックに取り付ける事が出来ます。  
繰り返し連続使用が可能で、吐出量は設定時間と圧力調整に依り任意に変える事が出来ます。

PICOSPRITZER IIに依る圧力吐出装置はイオン泳動法に依る注入方法に比較して神経組織に対する電氣的な影響を心配する必要が全くありません。  
本装置は御使用に際し直ちに稼動出来ます様必要な物は全て用意されて居り、亦廉価で経済的に御使用頂けます。

PICOSPRITZERにはSingle channel用、multi channel用があります。

## ■仕 様

電 源：115 V A.C. 50, 60 Hz

電 流：1 Amp. max

消費電力：15 watts. max

電 源 コ ー ド：8 feet

操 作 圧 力 範 囲：0-100 PSIG

圧 力 パ ル ス 信 号：2 ms~999 ms

タ イ ム マ ー ク シ グ ナ ル：1~30 mv

**GV GENERAL VALVE CORPORATION**

日本韓国総代理店 ユニバーサルシステム コントロールス株式会社

本 社 〒141 東京都品川区東五反田 5-28-12 東商ビル6F  
TEL 03-447-3581(代)

大阪営業所 〒532 大阪市淀川区西中島6-1-26 大旺第一ビル407号  
TEL 06-305-0335(代)

名古屋営業所 〒464 名古屋市中村区則武1-10-6 側島ノリタケビル506号  
TEL 052-452-1923(代)

和光事業所 〒351 埼玉県和光市下新倉 2 0 4 2  
TEL 0484-65-2401

**新製品** 米国ラジオニクス社製

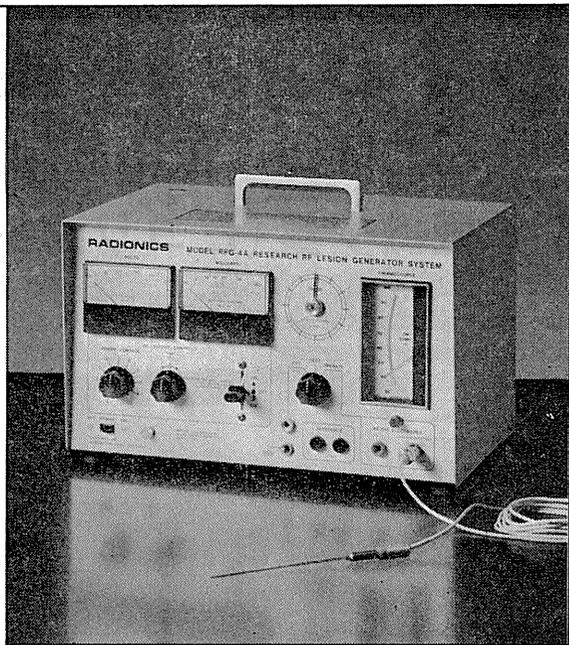
# 待望の“0.25mm”

**動物用**

## リージョン・ジェネレータ MODEL RFG-4A

直径0.25mmのTC電極により、今迄行ないにくかった極めて微小の損傷作成が可能になりました。

- Lesion Generatorによる損傷は、小動物の脳組織の損傷に適しており、また手技が極めて簡単です。
- いかなる損傷条件(損傷温度、損傷時間)でも生体組織に出血をひきおこすことはありません。
- 熱センサーによって損傷組織の温度を正確にコントロールすることができ再現性、均一性に優れた損傷巣を作製することができます。
- 50°C以上の損傷条件では、損傷温度が高ければ高いほど、また損傷時間が長ければ長いほど大きな損傷巣を作製することができます。
- 外部の刺激装置と本体を接続することにより、同一電極から電気刺激を与えることもできます。



輸入発売元

### 室町機械株式会社

〒103 東京都中央区日本橋室町4の3(大辻ビル)  
TEL 03 (241) 2 4 4 4 (代表)

実験動物脳内酵素瞬時不活性化装置

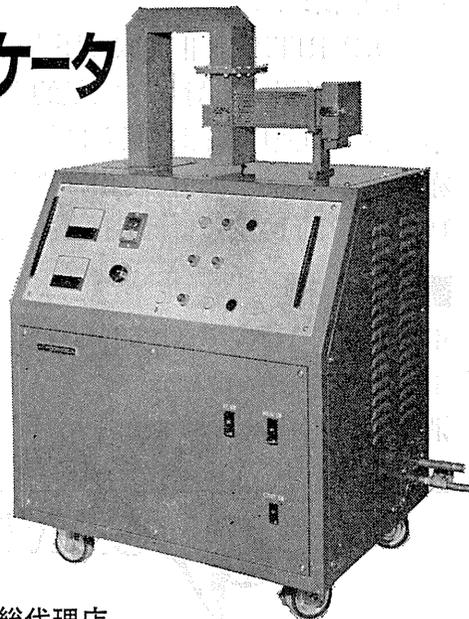
## 東芝マイクロウェーブアプリケーション MODEL TMW-6402A

実験動物の脳内物質の測定に先立ち、測定物質に関連する諸酵素を不活性化する方法として凍結法があります。しかしながら凍結法では生体内酵素を不活性化させるまでにかなりの時間を必要とし、この間に測定物質が変化するおそれがあります。

この解決方法としてマイクロウェーブの瞬時照射により諸酵素を不活性化する方法が広く用いられるようになりました。照射後は凍結法で行なわれる低温処理の必要もなく、室温にて処理ができ、安定した測定値が得られます。特に部位別の測定を行なう場合には大変有用です。

- アセチルコリン ● サイクリックAMP ● サイクリックGMP ● GABA ● DOPA ● 5-HTP ● セロトニン
- カテコールアミンとその代謝産物 ● エンドルフィン
- プロスタグランディン

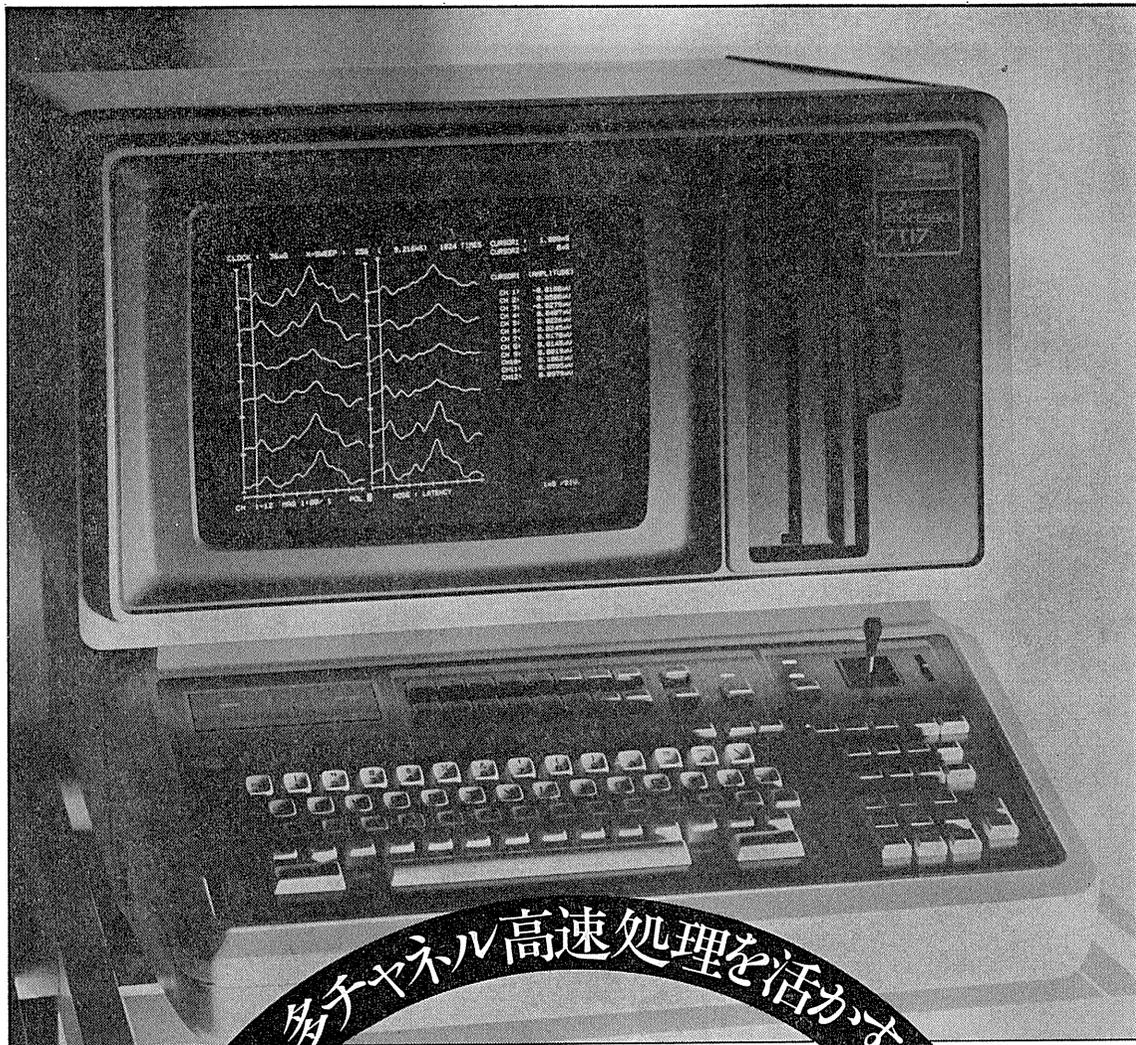
などの正確な測定の前処理装置として、薬理学・生化学・生理学・内科学など広い分野に御活用いただけます。



日本総代理店

### 室町機械株式会社

〒103 東京都中央区日本橋室町4の3(大辻ビル)  
TEL 03 (241) 2 4 4 4 (代表)



多チャネル高速処理を活かす

# Signal BASIC完成

医用データ処理をリードする7Tシリーズの最高級機7T17は、CPUの効率を飛躍的に向上させる新技術マイクロプログラミング方式により、抜群の高速性とフレキシビリティを実現しました。生体データの能率的な多チャネルオンライン処理が行なえます。

- 入力チャンネルは高速(DC~100KHz) 4ch、低速(DC~8KHz) 16ch装備
- Signal BASICで多チャネルオンライン処理のプログラムを作成可能
- 豊富なアプリケーションプログラム
- ワイドな12インチCRTはチラツキのないラスタスキャン方式
- ゆとりある実装メモリ容量512KByte
- プログラムやデータのファイルに便利なフロッピーディスク(8インチ)を内蔵
- 画面は総てサーマルプリンタ(標準付属)でハードコピー

# 7T17

シグナルプロセッサ



日本電気三栄

東京都新宿区大久保1-12-1 千160  
☎03(209)0811代表

## 2点間の電位差を ダイレクトに捉える

ME-3241は2つの独立したプリアンプを備えた差動型の微小電極用増幅器です。各プリアンプから直接の出力で異なる2点の同時観測もできるなど、豊富な機能が注目されています。

- 操作しやすい小型化プローブ  
微細な操作のしやすい小型化プローブを採用
- 刺激通電をしながら観測可能  
チャンネル別に外部装置を使った通電が可能
- 電極抵抗値をデジタル直読  
ブリッジのバランスで電極抵抗が読み取れます
- 差動増幅器をビルトイン  
2つの電極の電位差が1台の装置で検出可能



# 差動型微小電極用増幅器

## ME-3241

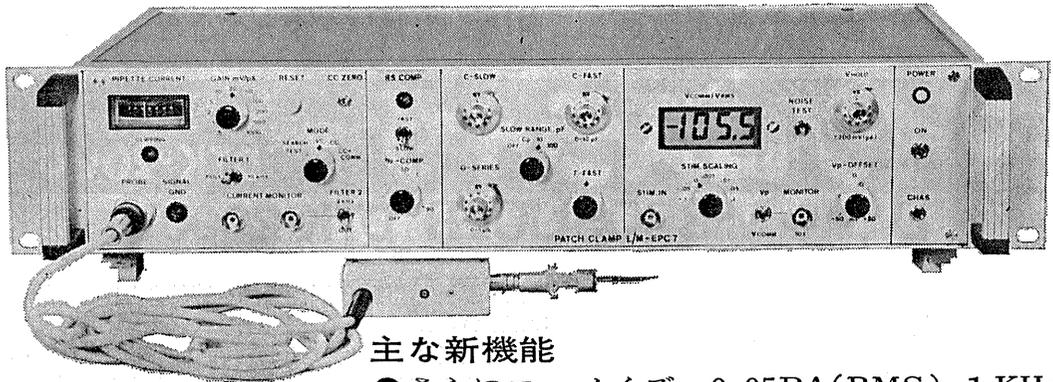
株式会社  
**イム・イー・コマーシャル**

本社 〒166 東京都杉並区和田3-54-11 ☎(03)317-1451(代)  
大阪営業所 ☎(06)380-2601 名古屋営業所 ☎(052)451-3255 広島営業所 ☎(0822)92-3581 福岡営業所 ☎(092)863-2757

# 新製品 F.J.Sigworth・E. Neherのオリジナル

西独リスト社

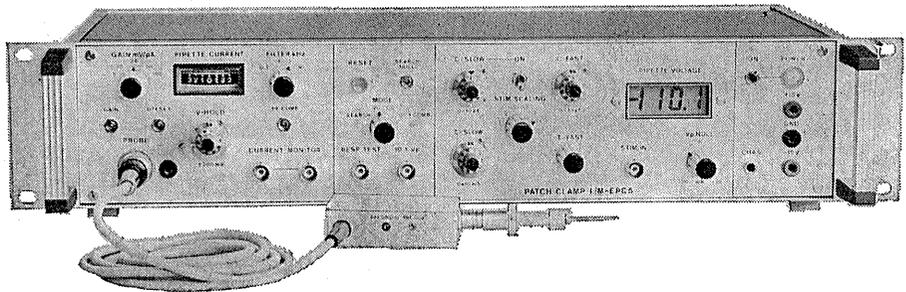
## パッチクランプシステム EPC-7



### 主な新機能

- さらにローノイズ      0.05PA(RMS) 1 KHz  
   0.30PA(RMS) 10KHz
- 2レンジ切換                      50GΩ    200PA  
   500MΩ   20nA
- Rs COMPENSATION 1~100MΩ
- 独自のTRANSIENT CANCEL機能

### 姉妹機 EPC-5型



東日本地区発売元

(Physio-Tech)

株式会社 **フィジオテック**

〒101 東京都千代田区内神田3丁目6番2号トリサクビル5F  
TEL 03(258)1641(代)

西日本地区発売元



WORLD MEDICAL CO., LTD.

株式会社 **ワールド・メデカル**

〒461 名古屋市東区葵1丁目25番1号ニッシンビル701  
TEL 052(937)7060

# 「より正確・精密な 資料づくりに…」

凍結や包埋の操作なしに組織切片が作成できます。

## マイクロスライサー<sup>®</sup> DTK-2000 D.S.K MICROSLICER DTK-2000

(特許出願中)



組織・細胞化学用の切片として、凍結または未凍結切片が用いられますが、凍結・融解の過程は細胞の微細形態を破壊するため、できれば未凍結切片を使用すべきであることはよく知られています。しかし、従来の未凍結切片作製用マイクロトームには、組織の破壊が大きく、切片の厚さが一定しない機種や、切片作製に極端に時間がかかり大きな切片や薄い切片が切りにくい機種が多く、また輸入品で高価である等種々難点がありました。弊社ではこれらの欠点をすべて克服した、画期的な未凍結切片作製用マイクロトームとして「マイクロスライサー」を開発しました。

#### <応用>

- 組織化学・細胞化学  
特に電顕レベルの酵素組織化学
- 免疫化学
- 生理学
- 神経化学
- 病理組織検体
- その他一般組織学・細胞学
- 植物組織学

#### ■ 特長

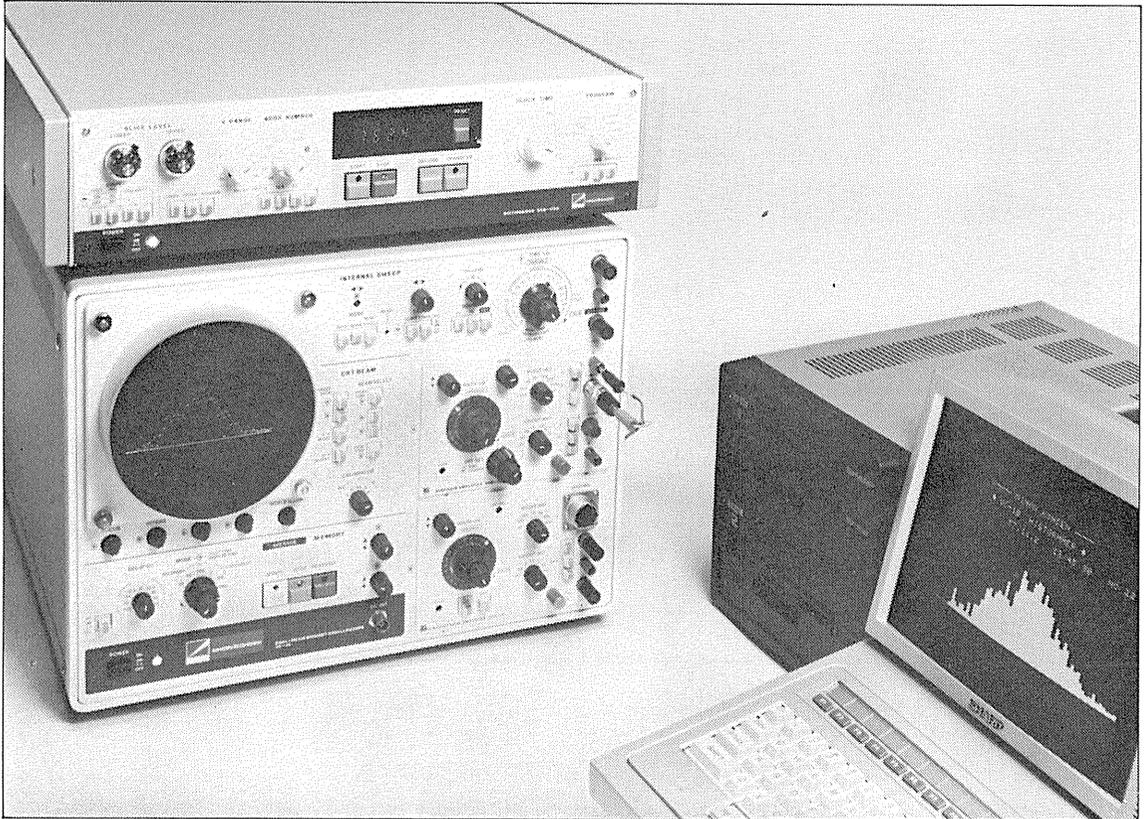
- 切片作製速度が従来の数倍早くなり、労力が著しく軽減されました。
- 従来よりも、より薄く、より大きな切片が作成できます。
- 柔らかい組織、バラバラになりやすかった不均一な組織も切りやすくなりました。
- 輸入品よりも優れた性能と半額以下の価格を実現しました。

## マイクロに挑戦

## D.S.K 堂阪イーエム

本社・工場/〒601-11 京都市左京区静海市市原町1032の3 電話(075)741-3069

# アベレージ・ヒスト… 拡張性を秘めたVC-10。



## 【2-4現象 メモリオシロスコープ VC-10】

■VC-9の使い易さをそのままにメモリオシロにグレードアップしたVC-10 ■2チャンネルメモリを内蔵、アベレージヒストグラムユニットの追加が可能 ■それに加え、これらの出力をパソコンへ接続するためのインターフェイスを内蔵等、大きな拡張性を秘めています。



〈オプション〉

### ■アベレージャ DAT-1100

チャンネル：2チャンネル  
A/D変換：8ビット  
メモリ：16ビット×1024ワード×2ch  
出力：CRT用、直記式レコーダ用、XYレコーダ用、  
パソコン用（インターフェイス内蔵）

### ■ヒストグラムユニット DAB-1100

チャンネル：1チャンネル  
処理プログラム：INTERVAL  
DWELL TIME } SEQUENTIAL及び  
LATENCY } NON SEQUENTIAL  
PULSE COUNT }  
PULSE HEIGHT }

スライサ：ウインド型スライサ内蔵  
出力：アベレージャに同じ

エレクトロニクスで病魔に挑戦する



日本光電  
東京都新宿区西落合1-31-4 ☎03(953)1181

J. Physiol. Soc. Japan Vol. 45, No. 11 (1983)

**Original**

TAMURA, T. and TOGAWA, T.: Body acceleration measurement and oxygen uptake during jumping .....670

昭和五十八年十月二十日印刷

編集兼  
 発行人

酒井敏夫  
東京都文京区湯島三丁目一〇番地七九（四階）  
 日本生理学会

印刷者  
 印刷所

山形県鶴岡市山王町一四一二四  
 三浦経夫  
 鶴岡印刷株式会社

発行所

〒113  
 東京都文京区本郷三丁目一〇番地  
 日本生理学会

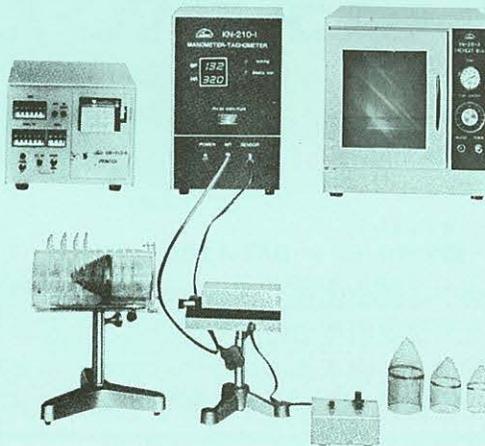
電話  
 振替  
 東京  
 八一五  
 六一六  
 三〇四  
 七  
 百  
 円

# ラット尾動脈圧・脈拍測定装置 KN-210

非観血的にラットの尾動脈圧を測定するデジタル血压計です。

**NEW** RAT TAIL MANOMETER-TACHOMETER SYSTEM

- 加圧時測定方式
- 再現性抜群
- ワンタッチ測定



- 構成
- KN-210-1 血压計・脈拍計  
 (センサー、コントローラー付)
  - KN-210-2 ラット固定器
  - KN-210-3 予熱箱
  - KN-210-4 プリンター

理化学器械・基礎医学器械・実験動物飼育機械器具・薬学研究器械・医科器械一般



株式会社 夏目製作所

〒113 東京都文京区湯島2丁目18番6号  
 電話 03 (813) 3 2 5 1 (代表)